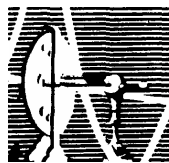


LUÍS AURELIANO IMBIRIBA SILVA

“PLANEJAMENTO DE MOVIMENTOS EM DEFICIENTES
VISUAIS: DIFERENTES ESTRATÉGIAS NA
REPRESENTAÇÃO DAS AÇÕES”

TESE SUBMETIDA À UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE
JANEIRO VISANDO A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS



Universidade Federal do Rio de Janeiro
Centro de Ciências da Saúde
Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho
Rio de Janeiro - 2007

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

LUÍS AURELIANO IMBIRIBA SILVA

PLANEJAMENTO DE MOVIMENTOS EM
DEFICIENTES VISUAIS: DIFERENTES
ESTRATÉGIAS NA REPRESENTAÇÃO
DAS AÇÕES

UFRJ

Luís Aureliano Imbiriba Silva

**PLANEJAMENTO DE MOVIMENTOS EM DEFICIENTES VISUAIS:
DIFERENTES ESTRATÉGIAS NA REPRESENTAÇÃO DAS AÇÕES**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Biológicas (Fisiologia), Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Ciências Biológicas (Fisiologia)

Orientadora: Cláudia Domingues Vargas

Rio de Janeiro
2007

Silva, Luís Aureliano Imbiriba
Planejamento de Movimentos em Deficientes Visuais:
Diferentes Estratégias na Representação das Ações / Luís
Aureliano Imbiriba Silva. Rio de Janeiro, 2007.
xiii, 123 f.: il.

Tese (Doutorado em Ciências Biológicas - Fisiologia) –
Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto
de Biofísica Carlos Chagas Filho, 2007.

Orientadora: Cláudia Domingues Vargas

1. Simulação Mental de Movimentos. 2. Deficientes Visuais.
3. Representação das Ações – Teses.
I. Vargas, Cláudia Domingues (Orient.). II.
Universidade Federal do Rio de Janeiro. Instituto
de Pós-Graduação em Ciências Biológicas (Fisiologia) . III.
Planejamento de Movimentos em Deficientes Visuais:
Diferentes Estratégias na Representação das Ações.

Luís Aureliano Imbiriba Silva

**PLANEJAMENTO DE MOVIMENTOS EM DEFICIENTES VISUAIS:
DIFERENTES ESTRATÉGIAS NA REPRESENTAÇÃO DAS AÇÕES**

Rio de Janeiro, 01 de outubro de 2007

Cláudia D. Vargas, Doutora, IBCCF/UFRJ (Orientadora)

Mário Fiorani Júnior, Doutor, IBCCF/UFRJ (Revisor)

Eliane Volchan, Doutora, IBCCF/UFRJ

Maurício Cagy, Doutor, UFF

Sylvia Beatriz Joffily, Doutora, UENF

RESUMO

SILVA, Luís Aureliano Imbiriba. **Planejamento de movimentos em deficientes visuais:** diferentes estratégias na representação das ações. Rio de Janeiro, 2007. Tese (Doutorado em Ciências Biológicas (Fisiologia))- Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007

O processo de simulação mental de movimentos permite acessar aspectos cognitivos do planejamento das ações e pode envolver representações visuais ou somato-motoras da ação imaginada. Nesse estudo, a partir da simulação mental de movimentos em cegos congênitos e tardios, pretende-se entender as possíveis modificações nas representações de movimentos induzidas pela perda visual. Os resultados do primeiro experimento (analisando simultaneamente as oscilações posturais, a atividade eletromiográfica e a variabilidade da frequência cardíaca) indicaram que cegos congênitos e tardios recrutam representações corporais distintas durante a simulação de movimentos de uma tarefa motora envolvendo ajustes posturais. As respostas fisiológicas obtidas (maiores oscilações corporais e maior frequência cardíaca média) no grupo de cegos congênitos sugerem a utilização de uma estratégia somato-motora para representar movimentos, enquanto cegos tardios usariam estratégias de simulação mistas, originadas tanto a partir de informações visuais como somato-motoras. No segundo experimento, os voluntários realizaram um julgamento de lateralidade da posição da sua própria mão ou da do experimentador (primeira ou terceira pessoa). Verificou-se que cegos congênitos mantêm a capacidade de realizar simulações visuo-espaciais de partes do próprio corpo e do de outras pessoas, entretanto com pior desempenho quando comparado com sujeitos que possuem visão. Finalmente, a avaliação dos potenciais corticais relacionados aos movimentos para o canal Cz (correspondendo provavelmente à área motora suplementar), a partir do registro eletroencefalográfico (EEG), mostrou que cegos congênitos geram potenciais de prontidão para simular movimentos em primeira mas não em terceira-pessoa, o que sugere, nesse caso, o uso de uma estratégia não-motora. Nos indivíduos com visão, os potenciais de prontidão não diferiram segundo a perspectiva adotada, indicando o uso de uma estratégia mista. Tomados em conjunto, os dois experimentos sugerem que cegos congênitos utilizariam recursos somato-motores durante tarefas de simulação mental de movimentos realizados em primeira pessoa. Para este grupo, a simulação de movimentos em terceira pessoa parece ser realizada por intermédio de estratégias não motoras. Cegos tardios e voluntários com visão, por sua vez, usariam sempre estratégias mistas, independentemente da perspectiva. Em conclusão, os resultados desses experimentos sugerem que a ausência da informação visual durante o desenvolvimento motor parece modificar as representações das ações.

ABSTRACT

SILVA, Luís Aureliano Imbiriba. **Planejamento de movimentos em deficientes visuais:** diferentes estratégias na representação das ações. Rio de Janeiro, 2007. Tese (Doutorado em Ciência Biológicas (Fisiologia))- Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007

Mental simulation of movements allows to access the cognitive aspects of the action planning and involves visual or somato-motor representations of the imagined action. In this study, using the mental simulation of movements in blind people (congenital and late blind subjects), we intend to understand the physiological changes in movement representations in function of the previous visual experience. The results of the first experiment (analyzing simultaneously body sway, heart rate variability and the myoelectric activity of gastrocnemius muscle) have indicated that early and late blinds recruit distinct body representations during the mental simulation of movements of a postural adjustment task. Physiological responses obtained during the mental simulation of the movement (larger body sway and smaller intervals between the heart beats) in the group of congenital blind people suggest the use of a somato-motor strategy to represent movements, while late blind would use mixed strategies of simulation, originated from a combination of visual and kinesthetic body representation. In the second experiment, the volunteers carried out a hand laterality judgment task, in which subjects were requested to report the laterality of one's own or of the experimenter hand (first or third person). We verified that congenital blind subjects keep the capacity to perform visuo-spatial imagery of body parts, however with worse performance when compared with sighted subjects. Finally, the evaluation of movement-related cortical potentials from Cz channel (corresponding most likely to the supplementary motor area) has shown that congenitally blind subjects generate readiness potentials to simulate movements in first-person but not in third-person, suggesting, in this case, the use of a non-motor strategy. In sighted subjects, the readiness potentials did not differ according to different perspectives, indicating the use of a mixed strategy. Taken together, the two experiments suggest that congenital blind would use somato-motor resources during the mental simulation of movements carried out in the first person. For this group, the movement simulation in third person seems to be performed by means of non-motor strategies. Late blind and sighted subjects, in turn, would always use mixed strategies, independently of the employed perspective. In conclusion, the results of these experiments suggest that the absence of visual experience during motor development seems to modify action representations.

"Os sete pecados capitais responsáveis pelas injustiças sociais são: riqueza sem trabalho; prazeres sem escrúpulos; conhecimento sem sabedoria; comércio sem moral; política sem idealismo; religião sem sacrifício e ciência sem humanismo."

Gandhi

AGRADECIMENTOS

Em especial, à Mônica, Carolina e Juliano: motivação e inspiração nesse mundo pós-moderno.

À Astréa Imbiriba que facilitou todas as minhas caminhadas, longe ou perto.

À professora Cláudia Vargas, pela amizade, companheirismo e dedicação exemplar ao longo desse período.

À professora Eliane Volchan pelo carinho e colaboração permanente.

Ao Marquinho, pela amizade e auxílios.

À Prof. Liliam Fernandes pelo apoio constante.

À Érika, Laura, Maitê, Tatiana, Lívia, Patrícia, Bruno e Sabrina, uma “super-equipe” qualificada e indispensável nesse projeto coletivo.

Ao Gabriel, Fausto, Rafael, Ramón e Paulo (todos do Instituto Benjamim Constant) pela inefável colaboração e ajuda durante os experimentos.

Ao grupo Neuro II: Carol, Anaelli, André, Billy, Gabi, Ghislan, Luiz Bernardino, Renata, Vanessa – amizade e alegria no trabalho.

Ao Magá, pela presteza, serenidade e importante auxílio técnico e não-técnico.

Ao amigo Prof. Cagy pela cooperação e auxílio em qualquer tempo.

Aos voluntários deficientes visuais pela participação e colaboração.

LISTA DE FIGURAS E TABELAS

Figura 1. Quadro resumo das principais áreas cerebrais recrutadas durante a execução e a imaginação de movimentos.

Figura 2. Mudanças autonômicas durante a simulação mental e a execução real de um movimento de membros inferiores com incremento progressivo de carga.

Figura 3. Identificação dos principais componentes dos potenciais de prontidão que acontecem previamente ao início dos movimentos (início do EMG).

Figura 4. Hipótese de plasticidade intermodal no córtex visual de deficientes visuais em função da privação visual.

Figura 5. Representação esquemática dos registros das oscilações posturais na postura em pé, a partir dos deslocamentos do centro de pressão.

Figura 6. Exemplo da aquisição e pré-processamento dos sinais estabilométricos (a), eletromiográficos (b) e eletrocardiográficos (c), durante os 20 segundos iniciais da tarefa de execução do movimento de flexão plantar com 15 repetições.

Figura 7. Análise discriminante entre indivíduos portadores de deficiência visual: tardia (TAR), congênito (CON) e não-classificado (N), durante a tarefa de simulação mental do movimento de flexão plantar bilateral.

Figura 8. Velocidade média de deslocamento lateral das oscilações posturais (a) e a média dos intervalos RR (b) durante a simulação mental de movimentos, mostrando o comportamento diferente estatisticamente entre os grupos de cegos congênitos e tardios.

Figura 9. Proposta de circuitos cerebrais distintos recrutados durante as diferentes estratégias de simulação mental de movimentos.

Figura 10. Representação esquemática do protocolo experimental.

Figura 11. Representação esquemática do sistema internacional 10-20 para colocação dos eletrodos nos testes com EEG.

Figura 12. Exemplo da aquisição dos sinais fisiológicos registrados durante a condição de execução do movimento de extensão do dedo médio direito.

Figura 13. Exemplo dos parâmetros calculados para análise do potencial de prontidão: amplitude média no trecho de -1 a 0,1 s antes dos estímulos sonoros ("trigger" das tarefas) e o coeficiente angular calculado pelo ajuste de uma equação de reta aos dados (método dos mínimos quadrados).

Figura 14. Respostas comportamentais para a tarefa de localização espacial dos dedos da mão.

Figura 15. Representação esquemática da localização espacial da grande média dos potenciais de prontidão coletados nos eletrodos segundo o sistema internacional 10/20.

Figura 16. Grande média dos potenciais de prontidão (canal Cz) entre os grupos controle (a) e cegos (b) nas situações testadas.

Figura 17. Coeficiente angular dos potenciais de prontidão no canal Cz.

Figura 18. Coeficientes angulares dos potenciais de prontidão para cada caso individual.

Figura 19. Amplitude média dos potenciais de prontidão.

Figura 20. Relato subjetivo dos grupos após a realização das tarefas de imagética (1P e 3P).

Figura 21. Exemplo das respostas fisiológicas sincronizadas com os estímulos sonoros (50 eventos).

Figura 22. Padrão médio das respostas fisiológicas sincronizadas aos estímulos sonoros no grupo controle (a) e no grupo deficiente visual(b).

Figura 23. Padrão médio dos batimentos cardíacos sincronizados com os estímulos sonoros (superior) e a frequência cardíaca média calculada 2 segundos antes dos eventos.

Tabela 1. Características dos indivíduos avaliados neste estudo. Estão apresentados os valores mínimos e máximos para os três grupos avaliados.

Tabela 2. Características clínicas dos deficientes visuais.

Tabela 3. Resultados da análise discriminante múltipla calculada para as quatro condições experimentais.

Tabela 4. Coeficientes e nível de significância (valor p) para o modelo baseado nos parâmetros estabilométricos durante a simulação mental de movimentos.

Tabela 5. Modelo baseado nos parâmetros obtidos da série de intervalos RR durante a tarefa de simulação mental.

Tabela 6. Principais características dos participantes no experimento 2. Os dados são valores médios (desvio padrão) e não mostraram diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos analisados.

LISTA DE SIGLAS

A1	Córtex Auditivo Primário
AMS	Área Motora Suplementar
B1	Classificação desportiva para atletas cegos com grande dificuldade na percepção visual
BP	“Bereitschaftspotential” – potencial de prontidão
CP	Centro de pressão dos pés na postura em pé
Cz	Eletrodo central posicionado sobre o escalpo (vértex)
ECG	Eletrocardiografia
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
FFT	Transformada Rápida de Fourier (Fast Fourier Transform)
fMRI	Imagem por Ressonância Magnética Funcional (Functional Magnetic Resonance Imaging)
iRR	Intervalos entre as ondas R do eletrocardiograma
M1	Córtex Motor Primário
PDV	Portadores de deficiência visual
PET	Tomografia por Emissão de Pósitron (Positron Emission Tomography)
PRM	Potenciais Relacionados a Movimentos
PP	Potenciais de Prontidão
SNC	Sistema Nervoso Central
TMS	Estimulação Magnética Transcraniana (Transcranial Magnetic Stimulation)
TR	Tempo de resposta comportamental
V1	Córtex Visual Primário
WHO	Organização Mundial da Saúde (World Health Organization)
x	Deslocamentos laterais do centro de pressão
y	Deslocamentos ântero-posteriores do centro de pressão
1P	Estratégia de simulação mental de movimentos em perspectiva de primeira-pessoa
3P	Estratégia de simulação mental de movimentos em perspectiva de terceira-pessoa

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. A CONTRIBUIÇÃO DA SIMULAÇÃO MENTAL DE MOVIMENTOS PARA ENTENDER AS REPRESENTAÇÕES MOTORAS	3
1.2. ESTRATÉGIAS DE SIMULAÇÃO MENTAL DE MOVIMENTOS E AS REPRESENTAÇÕES CORPORAIS	9
1.3. PLANEJAMENTO MOTOR E O POTENCIAL DE PRONTIDÃO	14
1.4. ALTERAÇÕES NEUROFISIOLÓGICAS OCACIONADAS PELA CEGUEIRA	19
1.5. SIMULAÇÃO MENTAL EM DEFICIENTES VISUAIS	24
2. JUSTIFICATIVA	26
3. OBJETIVOS	28
4. EXPERIMENTOS PROPOSTOS	29
4.1. EFEITO DA INFORMAÇÃO VISUAL PRÉVIA NA SIMULAÇÃO MENTAL DE MOVIMENTOS EM DEFICIENTES VISUAIS	29
4.1.1. Materiais e Métodos	32
4.1.2. Resultados	38
4.1.3. Discussão	43

4.2. PLANEJAMENTO DE MOVIMENTOS EM DEFICIENTES VISUAIS: UM ESTUDO BASEADO EM POTENCIAIS RELACIONADOS A MOVIMENTOS	46
4.2.1. Materiais e Métodos	56
4.2.2. Resultados	67
4.2.3. Discussão	81
5. DISCUSSÃO GERAL	89
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS E PERSPECTIVAS	96
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	99
8. ANEXOS	114

1. INTRODUÇÃO

Movimento é a maneira que temos para interagir com o mundo. Todas as nossas comunicações, incluindo fala, gestos, sinais e a escrita, são mediadas pelo sistema motor (Wolpert *et al.*, 2001). Dessa maneira, pensando o controle de movimentos de um ponto de vista chauvinista, pode-se admitir que o cérebro humano serviria para produzir movimentos. Em conseqüência, os processos cognitivos e sensoriais podem ser vistos como padrões de atividade neural que serviriam para subsidiar os comportamentos motores futuros.

A hipótese corrente no controle de movimentos, baseada principalmente em modelos computacionais das ações, propõe a existência de um modelo inverso (ou planejador) que seleciona um comando motor apropriado para um movimento desejado. O comando motor então é enviado aos músculos e, em paralelo, uma cópia eferente do comando é enviada para um modelo preditivo interno. O modelo preditivo estima o efeito provável do comando motor e o “feedback” sensorial permite a comparação com a informação sobre o movimento real (Wolpert *et al.*, 1996; Haggard, 2005). Portanto, esse modelo prevê uma grande importância para a etapa de preparação das ações, ou seja, quando a representação de determinado movimento é evocada endogenamente, o indivíduo acessa as representações internas da ação.

A simulação mental de movimentos corresponde a um processo dinâmico no qual o sujeito acessa o planejamento de determinada ação, mas essa representação pode envolver a contribuição de diferentes estratégias para a ação imaginada (representações visuais e/ou somato-motoras). Por exemplo, quando solicitado a simular mentalmente um determinado movimento, o voluntário pode se

“sentir” ou se “ver” realizando o movimento. Alternativamente, ele também pode se colocar no lugar de outra pessoa, como se estivesse assistindo ao movimento sendo executado (Decety, 1996).

Em indivíduos com visão, a informação visual parece ser bastante importante nas representações das ações. Entretanto, pouco se sabe sobre a influência da perda ou da ausência durante longo tempo da informação visual sobre o controle de movimentos e sobre as representações corporais. A deficiência visual ocasiona várias limitações funcionais na vida diária do portador. Este problema tem impacto social, econômico e de saúde pública, atingindo cerca de aproximadamente 161 milhões de pessoas no mundo todo: destas, perto de 37 milhões são completamente cegas e 124 milhões possuem baixa visão (Resnikoff *et al.*, 2004). As principais causas das deficiências visuais no mundo são ocasionadas por catarata (~43% dos problemas visuais graves), glaucoma (~15%), tracoma (~11%), deficiência de vitamina A em crianças com menos de cinco anos (~6%), oncocercíase (~1%) e outros problemas (~24%) como: retinopatia diabética, degeneração macular relacionada à idade, trauma ocular e neuropatia óptica (Resnikoff *et al.*, 2004; Thylefors *et al.*, 1995).

Nos deficientes visuais, os ajustes necessários para interagir com o ambiente não implicam somente mudanças nas modalidades sensoriais restantes (como o tato e a audição), mas também envolvem as áreas cerebrais antes dedicadas à visão. Estas áreas de processamento visual parecem não ser silenciadas pela privação visual, mas são recrutadas de uma maneira compensatória para uma outra função sensorial – esta característica é definida como plasticidade inter-modal ou modo-cruzado (Hamilton *et al.*, 1998; Kujala *et al.*, 2000; Bavelier & Neville, 2002; Bach-y-Rita & Kercel, 2003; Théoret *et al.*,

2004). Entretanto, as modificações no controle dos movimentos provocadas pela perda da visão parecem pouco exploradas na literatura, mas podem permitir explorar estratégias úteis para o aprendizado motor em deficientes visuais.

1.1 A contribuição da simulação mental de movimentos para entender as representações motoras

A simulação mental de movimentos é um estado cognitivo que pode ser experimentado por qualquer pessoa, correspondendo às várias situações da vida diária, como olhar a ação de alguém para posterior imitação, na antecipação dos efeitos de uma ação, na preparação ou intenção para mover-se ou relembrar uma ação (Jeannerod & Decety, 1995). Jeannerod (2001) postula na teoria da simulação que as ações encobertas (ou simuladas) são ações de fato, exceto pelo fato de que estas não são executadas. Nessa direção, uma meta-análise realizada por Grèzes e Decety (2001) confirma a equivalência funcional em relação à atividade cerebral entre esses estados (chamados de estados “S” por Jeannerod (2001)), ou seja, tanto nas ações pretendidas, ou simuladas, ou observadas ou realizadas há uma sobreposição entre as áreas ativadas nessas circunstâncias.

O processo de simulação mental pode ser descrito como quase-sensorial ou quase-perceptual, pois ocorre mesmo na ausência dos estímulos que conhecidamente produzem experiências perceptuais ou sensoriais. A simulação mental pode ser realizada em diferentes modalidades: visual, tátil, cinestésica, auditiva, gustativa ou qualquer combinação destes sentidos. Uma sub-categoria dos processos de simulação mental é a imaginação de movimentos (ou imagética motora) – que corresponde à representação interna de um ato motor específico

sem qualquer saída motora observada (Jeannerod, 1995, Jeannerod & Decety, 1995). Desta maneira, a simulação mental de movimentos pode ser usada para investigar os aspectos representacionais do movimento e os estágios centrais da organização das ações.

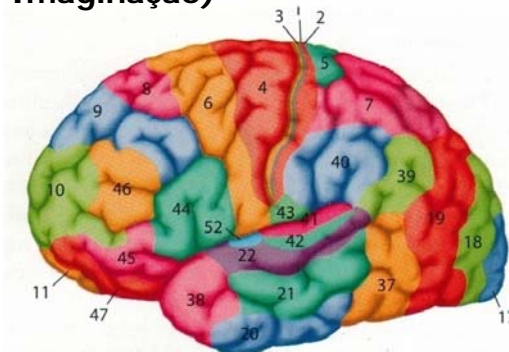
Estudos recentes utilizando técnicas comportamentais e de neuroimagem confirmam a existência de forte paralelismo entre a imaginação e a execução de um determinado movimento. Por exemplo, o tempo gasto na simulação mental de um movimento é aproximadamente o mesmo que o gasto durante a sua execução (Decety *et al.*, 1989; Parsons, 1994; Sirigu *et al.*, 1995; Sirigu *et al.*, 1996), as respostas autonômicas associadas com o esforço físico variam da mesma maneira durante a simulação mental e a execução motora (Decety *et al.*, 1993; Oishi *et al.*, 2000; Paccalin *et al.*, 2000) e, finalmente, regiões cerebrais correspondentes, como o córtex parietal, córtex pré-motor, núcleos da base e o cerebelo, são ativadas quando o sujeito imagina ou executa um determinado movimento, sugerindo uma considerável sobreposição nos circuitos cerebrais envolvidos na imaginação e na execução (Roland *et al.*, 1980; Decety *et al.*, 1994; Gerardin *et al.*, 2000; Stippich *et al.*, 2002) (figura 1).

Outras evidências sugerem que o treinamento mental de movimentos induz e facilita o aprendizado de habilidades motoras. Este efeito já foi demonstrado na reabilitação de pacientes neurológicos (Jackson *et al.*, 2001; Stevens *et al.*, 2003), no desempenho esportivo (Roure *et al.*, 1998), na aquisição de habilidades cirúrgicas (Hall, 2002) e no ganho de força muscular (Yue & Cole, 1992, Ranganathan *et al.*, 2004).

Atividade Cerebral (Execução e Imaginação)

Referências (apud Jeannerod, 2001):

Roland et al, 1980 (1); Stephan et al, 1993 (2); Decety et al, 1994 (3); Roth et al, 1996 (4); Grafton et al, 1996 (5); Rizzolatti et al, 1996 (6); Lotze et al, 1999 (7); Gerardin et al, 2000 (8).



REGIÃO CORTICAL	EXECUÇÃO	IMAGINAÇÃO
Giro pré central - Ba 4	1, 3, 4, 6, 7, 8	4, 5, 7
Giro pré central (dorsal) - Ba 6	2, 7, 8	2, 3, 5, 7, 8
AMS - Ba 6	1,4, 7	1,5, 7, 8
Giro cingulado - Ba 24	3, 6, 7, 8	2, 3, 7, 8
Lóbulo parietal inferior - Ba 40	2, 6, 7	2, 3, 5, 8
Giro frontal superior- Ba 10		3, 8
Giro frontal medial - Ba 46		3, 5, 8
Giro frontal inferior - Ba 44 e 45		3, 5, 8

Jeannerod , 2001

Figura 1. Quadro resumo das principais áreas cerebrais recrutadas durante a execução e a imaginação de movimentos. Estão representados os resultados de 8 trabalhos que investigaram as duas situações (retirado de Jeannerod, 2001).

Ba – área de Brodmann.

Certa inconsistência é encontrada na literatura em relação à participação de algumas áreas motoras, em particular a área motora primária (M1), durante a simulação mental de movimentos. Os trabalhos iniciais, utilizando PET, não mostraram ativação desta área durante a imagética motora (Roland *et al.*,1980; Decety *et al.*,1994; Deiber *et al.*, 1998). Entretanto, mais recentemente, há fortes evidências que esta área participaria ativamente da simulação de movimentos (Caldara *et al.*, 2004; Dechent *et al.*, 2004; Solodkin *et al.*, 2004). As possíveis diferenças parecem estar relacionadas aos aspectos metodológicos entre os

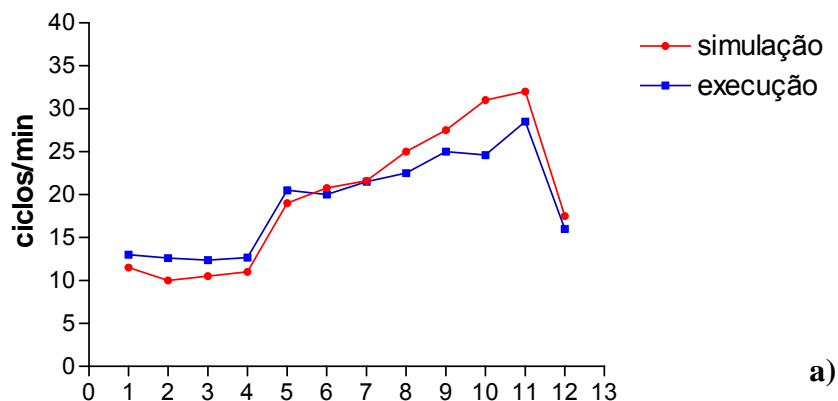
trabalhos: os estudos iniciais utilizaram a estratégia de imaginação visual de um ato motor em vez da estratégia cinestésica-motora (onde a ativação em M1 é mais relevante), a falta de garantia em manter o engajamento do avaliado durante o movimento imaginado e as características temporais diferentes nas fases iniciais e tardias do processamento, refletindo uma ativação não sustentada em M1 durante a simulação mental dos movimentos (Caldara *et al.*, 2004, Dechent *et al.*, 2004).

As mudanças fisiológicas que ocorrem durante a simulação mental de movimentos foram descritas em vários experimentos. Embora os estudos iniciais (Jacobson, 1930 apud Jeannerod, 1997) relatem aumento da atividade eletromiográfica e micro-movimentos dos músculos efetores do movimento durante a imagética motora, os estudos mais recentes não observam tais atividades nos músculos mais relevantes durante a simulação mental de movimentos. Uma hipótese corrente sobre a imagética motora prevê que a atividade no sistema motor é subliminar, insuficiente para disparar os motoneurônios espinhais e também que a saída motora deve ser bloqueada por um mecanismo inibitório gerado em paralelo à ativação motora, antes de alcançar os motoneurônios (Yue *et al.*, 1992; Jeannerod, 1997; Caldara *et al.*, 2004). Adicionalmente, os trabalhos registrando os reflexos espinhais sugerem a possibilidade de aumento da atividade seletiva dos motoneurônios gama, baseado em maior resposta dos reflexos T (reflexo mecânico de estiramento envolvendo o fuso neuromuscular) em relação aos reflexos H (reflexos monosinápticos provocados pela estimulação elétrica superficial do nervo periférico), durante movimentos isométricos executados e simulados dos pés. Essa modulação seria ocasionada a partir da atividade dos motoneurônios gama, que regulam a contração das regiões polares contráteis do fuso neuromuscular (Bonnet *et al.*, 1997). Em conclusão, há a sugestão de um

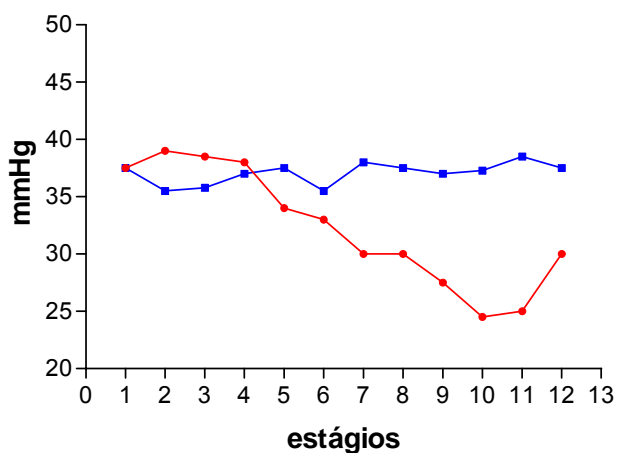
mecanismo duplo operando no nível espinhal: aumento da atividade do trato cortico-espinhal, que supõe uma ativação subliminar, e a presença de uma via inibitória em paralelo evitando o ato motor (Jeannerod, 1995).

Efetores do sistema nervoso autonômico, diferentemente das respostas da musculatura esquelética, sofrem modulação durante a simulação mental de movimentos. Por exemplo, Decety *et al.* (1993) mostraram que, durante a execução ou a imaginação de um exercício físico progressivo de membros inferiores e registrando as seguintes medidas fisiológicas em todas as situações: frequência cardíaca, frequência respiratória e a pressão parcial de CO₂, houve alterações semelhantes na execução e na simulação mental. A frequência cardíaca aumentou 50% acima do valor de repouso durante a execução motora e na simulação mental o aumento foi de 32% em relação aos valores de repouso. A frequência respiratória também aumentou simultaneamente durante a execução e a imaginação dos movimentos. A possibilidade que as mudanças autonômicas fossem conseqüência da atividade muscular não foi comprovada, pois não houve mudança no metabolismo muscular durante a simulação mental (sem alteração nos níveis de fosfocreatina, fosfato inorgânico e no pH muscular). Desta forma, a combinação do aumento da frequência respiratória, associada à ausência de alteração do metabolismo muscular durante a simulação mental, resultou na queda progressiva da pressão parcial de CO₂: este fato nunca ocorre durante o exercício físico real, onde a ventilação aumentada elimina CO₂ na mesma taxa de produção, mantendo a pressão parcial de CO₂ constante (figura 2). Assim, segundo a proposta dos autores, esses resultados demonstram que a simulação mental de movimentos pode ativar os mecanismos de controle cardíacos e respiratórios,

sugerindo que a ativação autonômica durante a imagética motora estaria relacionada aos fenômenos de preparação para a ação.



a)



b)

Figura 2. Mudanças autonômicas durante a simulação mental e a execução real de um movimento de membros inferiores com incremento progressivo de carga. a) Frequência respiratória e b) Pressão parcial de CO₂ durante o repouso (estágios 1 a 4), durante o exercício progressivo (estágios 5 a 11) e após o exercício (estágio 12). Figura modificada de Decety *et al.* (1993).

1.2 Estratégias de simulação mental de movimentos e as representações corporais

Para agir com eficiência no espaço, nosso cérebro deve não somente localizar qualquer objeto de interesse no espaço extra-pessoal, mas também manter uma constante atualização do status, da forma e da postura corporal (esquema corporal). Assim, além da propriocepção, a visão, a audição e a informação somestésica são cruciais para a construção do mapa corporal, facilitando nossas ações futuras (Maravita & Iriki, 2004).

Os sistemas de referência podem ser definidos como um meio de representar a localização espacial das ações. Pelo menos dois sistemas de referência podem ser identificados: a) uma possibilidade é codificar ou representar a posição dos objetos em relação ao agente da ação (coordenadas egocêntricas) e b) outra possibilidade é que a posição espacial dos objetos possa ser codificada em coordenadas centradas no objeto, sendo independente da posição corrente do agente (alocêntricas). Na ontogênese, crianças primeiramente relacionariam o espaço com seu próprio corpo e, mais tardiamente, desenvolveriam a habilidade para codificar as informações no sistema de referência espacial alocêntrico (Röder *et al.*, 2007; Zaehle *et al.*, 2007; Sodian *et al.*, 2007).

Nos sujeitos normais, evidências convergem a favor da hipótese de que a construção e manipulação espacial de imagens de partes do corpo têm uma origem mista, sendo pelo menos parcialmente guiadas por processos motores (Wexler *et al.*, 1998; Wolbers *et al.*, 2003). No entanto, a contribuição relativa de cada modalidade sensorial nos processos de simulação mental pode variar. Por exemplo, quando solicitado a simular mentalmente um movimento, o voluntário

pode se “sentir” ou se “ver” realizando o movimento. No primeiro caso, a simulação ocorrerá a partir de informações somato-motoras (estratégia de imaginação interna ou em perspectiva de primeira-pessoa). No segundo caso, esta será baseada na percepção visual do movimento imaginado (estratégia de imaginação externa ou em perspectiva de terceira-pessoa) (Decety, 1996).

Em especial, a tomada de perspectiva em primeira-pessoa é baseada em experiências multimodais, no espaço próximo ao seu próprio corpo, operando, então, em um sistema de referência egocêntrico. A natureza da imagética visual envolve a representação dos componentes espaciais do ambiente externo. Assim, imagens visuais do movimento são usualmente associadas com a representação de uma outra pessoa em ação ou imagens em perspectivas de terceira-pessoa. A imagética visual representaria a percepção (“o que nós devemos ver” naquela circunstância) e a imagética motora seria uma maneira de representar as ações (“o que nós devemos fazer”). Portanto, o sistema de representação motora lida com essas informações, que devem ser codificadas em termos das possibilidades de movimento humano (Stevens, 2005).

Segundo Jeannerod (2004), a capacidade de identificar o seu próprio movimento baseia-se na correlação temporal e espacial entre as informações sensoriais (visual, tátil e proprioceptiva) advindas do nosso corpo. Essa correlação permite a formação da imagem corporal, uma representação interna do nosso corpo. Nesse sentido, as informações somatosensoriais, porque se originam diretamente no corpo, forneceriam a informação correta das ações em primeira-pessoa.

Na imagética somato-motora de um movimento é frequentemente esperado que as representações motoras sejam mais acessadas do que na imagética visual da mesma tarefa. Isso é surpreendente porque o comportamento motor é altamente influenciável pela informação visual (imagética mista visuo-motora). Dessa mesma forma, a relação entre o esquema corporal (a representação do corpo no cérebro) e imagética motora (a representação mental do corpo em movimento) parecem depender das informações visuais e somatomotoras da imagem interna de um segmento corporal (Fourkas *et al.*, 2006). Assim, parece que o esquema corporal claramente incorpora as duas modalidades sensoriais, mas, sob algumas circunstâncias, uma modalidade domina sobre a outra, como deve ser esperado em indivíduos cegos congênitos (dependentes da estratégia somato-motora).

Em indivíduos com visão, a informação visual, em geral, domina e é preponderante tanto nos aspectos sensoriais quanto durante as ações. Enquanto a propriocepção e o tato (eventualmente, a audição e a informação háptica baseada no tato exploratório) nos informam principalmente sobre o nosso corpo, a visão possibilita a aquisição de informações do próprio corpo, do ambiente e sobre a movimentação de outras pessoas. Quando imaginamos a realização de uma ação (imagética motora), preferencialmente nos imaginamos como agente da ação, em oposição à situação de observação de movimentos, que em geral é atribuída a uma terceira-pessoa (Jeannerod & Pacherie, 2004).

Sirigu e Duhamel (2001) compararam o efeito de uma simples mudança na instrução (i.e., realizar a tarefa na primeira versus na terceira pessoa) durante uma tarefa de simulação mental da posição da mão. A partir da descrição verbal da postura de uma mão, que poderia ser a do próprio sujeito (primeira pessoa) ou a

do experimentador (terceira pessoa), os sujeitos deveriam decidir qual a posição (direita x esquerda) do dedo mínimo. Os tempos de resposta foram muito mais elevados quando o sujeito realizava a tarefa na terceira pessoa comparativamente aos empregados para realizar a mesma tarefa na primeira pessoa. Sirigu e Duhamel (2001) testaram também sujeitos que apresentavam lesão seletiva nos córtices parietal e temporal. O paciente com lesão no córtex parietal, incapaz de gerar uma representação mental do próprio movimento (Sirigu *et al.*, 1996), teve grande redução na precisão da resposta quando a tarefa era realizada na primeira pessoa. Por outro lado, o paciente com lesão no córtex infero-temporal, acometido de um déficit seletivo na capacidade de gerar imagens com conteúdo visual, apresentou maior prejuízo em executar a simulação mental do movimento na terceira pessoa. Com base nesses resultados, os autores propuseram que uma tarefa cognitiva do tipo rotação mental da posição das mãos é realizada por intermédio de diferentes recursos de processamento, o que funcionalmente corresponderia à ativação de trajetórias neurais distintas, resultando, em última instância, na solução da tarefa. Deste modo, quando instruídos a solucionar a tarefa na primeira pessoa, os sujeitos utilizariam primariamente recursos motores, enquanto que na terceira pessoa, eles utilizariam principalmente recursos visuais (Sirigu & Duhamel, 2001).

Imaginar ser o agente de uma ação e imaginar uma terceira-pessoa executando a ação parece recrutar uma rede neural parcialmente semelhante: AMS, giro pré-central e pré-cuneus. Adicionalmente, foi verificada maior atividade no córtex insular anterior e no córtex somatomotor esquerdo para 1P, e, na 3P, a maior atividade foi relacionada ao parietal inferior direito e ao cíngulo posterior (Ruby & Decety, 2001). Portanto, para determinar o agente de determinada ação,

essas áreas teriam papel preponderante, ou ainda, a diferença entre essas situações poderia estar relacionada ao aspecto temporal da atividade nas áreas pré-motoras – representadas por uma atividade metabólica mais precoce em 1P do que em 3P nessas áreas (Grèzes *et al.*, 2004).

A imagética motora pode ser considerada como uma maneira para acessar as intenções/planejamentos motores, no qual a representação de uma dada ação é internamente realizada sem nenhum comportamento observado (Jeannerod, 2001). Ruby e Decety (2001) relatam que, quando os sujeitos tinham que imaginar a realização de uma dada ação (perspectiva 1P) ou imaginar o experimentador realizando a mesma ação (perspectiva 3P), usando como estímulos fotografias de objetos familiares ou sentenças descrevendo ações familiares, houve uma grande participação do córtex parietal inferior e o córtex somatosensorial primário, comparando as duas perspectivas. Assim, essas áreas estariam envolvidas na programação dos próprios movimentos, que podem, potencialmente, virar uma ação de fato. Na simulação em 3P, o pré-cuneus, o córtex parietal inferior esquerdo e córtex fronto-polar foram recrutados. Além disso, as áreas comuns ativadas tanto em 1P e em 3P foram: a AMS, o pré-cuneo e V5. Os autores sugerem que, nessa sobreposição incompleta de áreas cerebrais, algumas regiões são críticas na representação do esquema corporal e da consciência corporal e poderiam ser recrutadas para realizar a distinção do agente da ação.

Dessa maneira, a parte inferior do lobo parietal (direito) e o córtex insular parecem ser importantes na identificação e discriminação dos próprios movimentos e a ação de outros, sendo essenciais na distinção entre o “eu mesmo” (primeira-pessoa) e “outra pessoa” (terceira-pessoa) (Decety *et al.*, 2003; Jackson *et al.*, 2004; Hallett, 2007).

Em conclusão, um dos mais importantes avanços na neurociência cognitiva nos últimos anos foi a demonstração que o sistema motor é envolvido não somente na produção de movimentos, mas também nas funções motoras cognitivas de alta ordem, como as representações mentais, reconhecimento e o entendimento das ações (para uma breve revisão, ver Rizzolatti & Wolpert, 2005). Por exemplo, a imagética motora e a observação de movimentos de outras pessoas são tarefas cognitivas que se referem, respectivamente, às reproduções internas e reconhecimento de movimentos apresentados visualmente, sem qualquer saída motora executada. Dados recentes revelaram a existência de rede neuronal distribuída e com bastante sobreposição para a execução de movimentos e imagética motora (Decety *et al.*, 1994; Roth *et al.*, 1996; Gerardin *et al.*, 2000; Jeannerod, 2001) e também na observação das ações (Grezes & Decety, 2001).

Embora o processo de representação das ações seja predominantemente não-consciente, o conteúdo das representações no mais alto nível de processamento pode ser acessado conscientemente em certas circunstâncias (Decety *et al.*, 2006). Esse aspecto é importante porque permite identificar nossas intenções, ações, emoções e desejos, possibilitando monitorar nossas ações e controlá-las.

1.3 Planejamento motor e o potencial de prontidão

Quando um sujeito realiza um movimento voluntário, a atividade cerebral que precede o movimento pode ser coletada no escalpo através do registro eletroencefalográfico (EEG). Estes potenciais corticais relacionados aos movimentos, também chamados de potenciais de prontidão, podem ser utilizados

para investigar pelo menos dois tipos de atos motores: os movimentos voluntários auto-iniciados (ação voluntária em que o indivíduo decide quando executá-la) ou movimentos em resposta aos estímulos externos (Jahanshahi *et al.*, 1995; Ikeda *et al.*, 1997; Babiloni *et al.*, 1999; Jahanshahi *et al.*, 2003; Shibasaki *et al.*, 2006). Além disso, nesse contexto, a imaginação de movimentos também pode ser usada para acessar o planejamento das ações (Deecke, 1996; Janckelowitz *et al.*, 2002).

O EEG apresenta a vantagem de permitir estudar a atividade cerebral com uma boa resolução temporal. O EEG é o registro da atividade elétrica do escalpo, obtido com um arranjo de eletrodos de superfície. Uma das aplicações possíveis do EEG pode ser o entendimento do planejamento de movimentos, porém uma restrição é a sua baixa resolução espacial (Chiappa, 1997).

Os ritmos eletroencefalográficos resultam da somação temporal e espacial de muitos potenciais pós-sinápticos inibitórios e excitatórios gerados no córtex cerebral. A amplitude do EEG encontra-se na faixa entre 10 e 300 μV , o que o torna facilmente influenciado por vários ruídos fisiológicos e elétricos, e este sinal apresenta grande aleatoriedade e não-estacionariedade (Chiappa, 1997). Um potencial cortical relacionado a evento é o resultado de uma manifestação elétrica da atividade cerebral em resposta a um estímulo externo. Devido às baixas amplitudes do sinal, à presença de artefatos e à constante atividade de fundo das ondas cerebrais (por exemplo: alfa (faixa de 8-13 Hz) e beta (faixa de 14-40 Hz)), somente após várias apresentações do mesmo estímulo é possível reduzir a variação da atividade aleatória não sincronizada aos estímulos e melhorar a razão sinal-ruído (Chiappa, 1997).

A análise dos potenciais relacionados a eventos é baseada no pressuposto de que formas de ondas características são manifestações da atividade de populações de neurônios em determinadas áreas cerebrais. Esta atividade pode ser registrada, pois os tecidos entre as prováveis fontes e o escalpo agem como um volume condutor. Entretanto, como a atividade elétrica associada com qualquer neurônio particular é pequena, no escalpo somente é possível registrar a atividade integrada de um grande número de neurônios. Assim, é necessário que: (1) neurônios sejam recrutados sincronizadamente e (2) os campos elétricos gerados por cada neurônio individualmente estejam orientados para que seus efeitos no escalpo sejam acumulados (Fabiani *et al.*, 2000).

“Ondas negativas que precedem os movimentos” é a definição usada para uma categoria de potenciais corticais lentos que ocorrem previamente à execução de um ato motor, também chamados de potenciais de prontidão ou potenciais corticais relacionados aos movimentos (Chiappa, 1997). O potencial de prontidão (“Bereitschaftspotential”) é um potencial cortical negativo que tem início em torno de 1,5 a 1 s antes do início do movimento, e vem sendo utilizado como um índice da preparação motora. Este potencial foi primeiramente descrito por Kornhuber e Deecke em 1964 (Jahanshahi *et al.*, 2003). Posteriormente, Libet *et al.* (1983) observaram que embora esse potencial se inicie precocemente, o voluntário só tem consciência da ação em torno de 300 ms antes da sua execução. Esses autores propuseram que esse potencial reflete a intenção inconsciente para a ação.

Os potenciais de prontidão podem ser caracterizados pela identificação de dois componentes principais anteriores à realização do movimento (figura 3), que fazem parte da antecipação motora, e não sofrem influência direta do mecanismo

de *feedback* (realimentação) sensorial. O primeiro componente lento negativo – “*bereitschaftspotential*”, BP precoce ou BP – reflete a atividade cortical associada à preparação inicial para o ato motor e o segundo componente mais tardio – inclinação negativa (“*negative slope*”, NS) ou BP tardio – está associado com o planejamento específico e a fase final da execução da atividade motora planejada (Fang *et al.*, 2004; Shibasaki *et al.*, 2006).

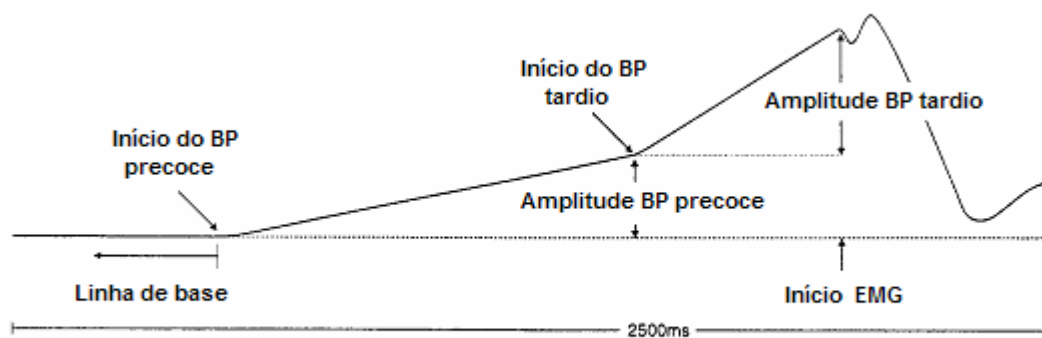


Figura 3. Identificação dos principais componentes dos potenciais de prontidão que acontecem previamente ao início dos movimentos (início do EMG). O primeiro componente negativo é chamado de “*Bereitschaftspotential*” ou BP precoce, e o componente mais tardio que corresponde a uma maior inclinação do potencial, chamado de BP tardio ou “*negative slope*” (extraído de Jahanshahi *et al.*, 1995). Notar que atividades negativas são representadas graficamente para cima, seguindo a convenção dos sinais de EEG.

As principais medidas utilizadas para quantificar as mudanças na atividade cortical durante a preparação dos movimentos são: a amplitude máxima da onda (valor de pico), a inclinação de uma reta ajustada à forma de onda e a latência dos potenciais negativos pré-movimento. Vários trabalhos evidenciaram variações importantes no potencial de prontidão com a força exercida durante o movimento,

com a frequência, a complexidade e o modo de seleção do movimento (Neshige *et al.*, 1988; Praamstra *et al.*, 1995; Dirnberger *et al.*, 1998; Cui *et al.*, 2000; Kunieda *et al.*, 2000). Além disso, observaram-se diferenças no padrão normal do potencial de prontidão em algumas doenças motoras (Parkinson, problemas cerebelares) (Jahanshahi *et al.*, 1995; Praamstra *et al.*, 1996; Ikeda *et al.*, 1997), em doenças psiquiátricas (esquizofrenia) e em pacientes com lesões cerebrais (córtex frontal e parietal, núcleos da base) (Dreher *et al.*, 1999; Jahanshahi *et al.*, 2003).

Desta forma, esses potenciais corticais possibilitam entender melhor os mecanismos neurais envolvidos na preparação e no controle de movimentos. Esses potenciais foram estudados extensivamente com registros no escalpo ou com registros intra-cranianos, entretanto há ainda controvérsia sobre sua descrição exata e a sua origem (Neshige *et al.*, 1988; Jahanshahi *et al.*, 2003; Shibasaki *et al.*, 2006).

Alguns estudos mostram que esses potenciais têm sua amplitude máxima no vértex e sobre o córtex motor primário (M1) contralateral ao lado do movimento. Esses picos ocorrem em fases distintas, portanto, dois trechos podem ser identificados nos potenciais de prontidão: um componente inicial simétrico (bilateral), seguido por um componente tardio assimétrico (contralateral à mão que realiza o movimento), em torno de 500 ms antes do início do movimento. Esses dois trechos parecem refletir a atividade da área motora suplementar (AMS) e do córtex motor primário, respectivamente. É consenso que movimentos auto-gerados ou realizados livremente geram maior negatividade nos eletrodos centrais, o que é atribuído a uma aumentada atividade na AMS, em virtude de uma maior demanda no planejamento motor (Jahanshahi *et al.*, 2003).

Outra hipótese sugere que diferentes áreas do córtex frontal e pré-frontal também possam contribuir para os processos cognitivos, motivacionais e motores envolvidos nos potenciais de prontidão. Segundo Jahanshahi *et al.* (2003), as áreas pré-frontais poderiam estar envolvidas no processo de tomada de decisão para a seleção do movimento, no aspecto temporal e na iniciação ou na supressão da resposta motora. Além disso, o córtex cingulado e a área motora suplementar anterior, em conjunto com o córtex pré-motor lateral, parecem também participar do processo preparatório inicial, em contraste com a participação da área motora suplementar posterior e o córtex motor primário, que estariam mais diretamente associados com a iniciação e execução do movimento (Ball *et al.*, 1999).

1.4 Alterações neurofisiológicas ocasionadas pela cegueira

Estudos sobre as mudanças comportamentais em indivíduos com cegueira periférica (isto é, ocasionada por problemas oculares) permitem investigar as mudanças funcionais compensatórias e como ocorre a reorganização cerebral após a privação sensorial. Há um considerável interesse, nos estudos em deficientes visuais, sobre as adaptações neurofisiológicas e o desempenho perceptual auditivo e, principalmente, tátil, pelo uso da leitura em Braille. Entretanto, pouco se sabe sobre as alterações no controle de movimentos em cegos, embora a visão seja de grande importância no desempenho de tarefas motoras (Milner & Goodale, 1995).

Em geral, acredita-se que a perda da visão pode ser de algum modo compensada pelos sentidos restantes e essa compensação estaria baseada na reorganização cerebral ou também por aspectos atencionais. Entretanto, supõe-se

um pior desempenho dos deficientes visuais durante a realização de tarefas visuo-espaciais, pela forte influência visual na construção das representações espaciais. Para tarefas auditivas, por exemplo, dois modelos teóricos para explicar o desenvolvimento auditivo em função da cegueira congênita foram propostos: o modelo de déficit e o modelo de compensação (Easton *et al.*, 1998). O modelo de déficit propõe que a informação não-visual é codificada em um sistema de referência visuo-espacial. Desta forma, por exemplo, indivíduos com perda da visão apresentariam prejuízo no processamento auditivo-espacial. O modelo compensatório propõe que, na ausência da informação visual aferente, áreas perceptuais não-visuais tornar-se-iam altamente desenvolvidas, possibilitando um desempenho superior ou igual ao dos indivíduos com visão normal.

Algumas controvérsias são observadas em relação ao desempenho de indivíduos cegos na avaliação da capacidade auditiva e tátil. Uma possível diferença nos trabalhos refere-se ao desempenho de indivíduos que ficaram cegos precocemente, o que indicaria habilidade cerebral para compensar a perda da entrada visual. Em relação à percepção sensorial de estímulos auditivos, o mais provável é que cegos não tenham a capacidade auditiva superior aos sujeitos normais *per se*, mas, preferencialmente, usem adequadamente as pistas disponíveis para um melhor processamento auditivo espacial (Lewald, 2002).

Estudos de limiares auditivos e somatossensoriais em cegos, determinados, respectivamente, por testes audiométricos e limiar tátil absoluto, não evidenciam diferenças entre cegos e videntes. Assim, não se pode pensar em mudanças compensatórias decorrentes das condições patológicas, pois raramente há diferenças perceptuais absolutas (Bavelier *et al.*, 2002). Entretanto, em tarefas

mais complexas há vantagens compensatórias, principalmente comparando cegos congênitos e tardios (Lessard *et al.*, 1998; Röder *et al.*, 2004).

A idéia de uma capacidade auditiva superior em cegos precoces tem sido fortalecida pelos trabalhos com tarefas de habilidade para localização de som (Lessard *et al.*, 1998), sugerindo a presença de compensação funcional em resposta à ausência da informação visual. Segundo os autores, tais mecanismos devem ocorrer em estruturas auditivas, como o colículo inferior ou no córtex auditivo primário, e o córtex visual não usado, que também poderia ser recrutado para auxiliar as funções auditivas.

O melhor exemplo do sistema de substituição sensorial é a leitura em Braille pelos cegos, onde a informação, usualmente adquirida visualmente (leitura), é, em vez disso, adquirida através da exploração tátil. Neste contexto, a informação sensorial tátil é de grande relevância pela discriminação de pontos em relevo, pois necessita de grande acurácia e da transformação desse código espacial em informações significativas. Estudos utilizando esta tarefa indicam que os cegos não possuem maior sensibilidade tátil, mas usam a informação disponível de maneira mais eficiente, em parte devido à experiência prática (Théoret *et al.*, 2004). Desta maneira, há uma hipótese que a prática freqüente de leitura em Braille, em deficientes visuais, está associada com mudanças plásticas no córtex somatosensorial em duas fases distintas: uma fase inicial ou transiente, caracterizada por um rápido e dramático aumento da representação cortical, provavelmente devido ao desmascaramento de conexões existentes e mudanças na eficácia sináptica, e a segunda fase caracterizada por um período mais estável refletindo mudanças estruturais nos vários níveis neuronais (Hamilton *et al.*, 1998). Enfim, como no desempenho de tarefas auditivas, é evidente que diferentes

tarefas e populações (tardios ou congênitos) podem ter diferentes comportamentos compensatórios decorrentes da cegueira.

Alguns estudos mostram que, em deficientes visuais, áreas comumente associadas com o processamento da informação visual (V1 e V2) são recrutadas de maneira inter-modal compensatória, o que poderia explicar o desempenho superior das capacidades não-visuais em cegos (Merabet *et al.*, 2005; Theoret *et al.*, 2004). Desde o trabalho pioneiro de Wanet-Defalque *et al.* (1988), foi demonstrado que há ativação no córtex occipital durante tarefa tátil em deficientes visuais, sugerindo que esta área cortical participaria das múltiplas representações do espaço (Uhl *et al.*, 1991; Sadato *et al.*, 1996; Cohen *et al.*, 1997; Sadato *et al.*, 2002; Sadato *et al.*, 2004). Esse recrutamento de áreas visuais em tarefas de processamento da informação tátil também foi verificado em indivíduos normais vendados, o que refletiria a ativação das conexões existentes entre as áreas primárias somestésica e visual, mesmo em indivíduos com o sistema visual intacto (Merabet *et al.*, 2007; Sathian *et al.*, 2002).

Cohen *et al.* (1997) relataram atividade no córtex visual em tarefas discriminativas táteis em cegos congênitos ou precoces, mas não nos cegos tardios (perda da visão após os 14 anos de idade). Sadato *et al.* (2002) mostraram os mesmos resultados, isto é, maior atividade em V1 em cegos precoces (antes dos 16 anos), menor atividade em cegos tardios e ativação semelhante nas áreas extra-estriadas em ambos os grupos. Entretanto, Burton *et al.* (2002) mostraram ativação em V1 durante leitura em Braille em cegos tardios e precoces e Buchel *et al.* (1998) descreveram ausência de ativação do córtex visual primário em cegos congênitos e, surpreendentemente, atividade em V1 em cegos tardios. A proposta de Buchel *et al.* (1998) é que a ativação em V1 em cegos tardios estaria

relacionada com a imagética visual associada com a experiência visual prévia, pois há evidências que a percepção visual e a imagética mental visual estão baseadas em vários substratos neuro-anatômicos similares (Kosslyn *et al.*, 2001; e Kaski, 2002). Esses resultados discrepantes fortalecem a necessidade de mais estudos sobre plasticidade inter-modal em função da idade de início da cegueira.

Em resumo, vários estudos apontaram determinada capacidade do sistema nervoso central para alterar a sua organização funcional em resposta à condição sensorial alterada. Usando técnicas de mapeamento da atividade cerebral, há evidências de alta taxa metabólica e fluxo sanguíneo aumentado no córtex occipital de sujeitos cegos congênitos (figura 4), evidenciando que as áreas cerebrais desprovidas da informação sensorial específica não sofrem processos degenerativos extensivos, mas, ao invés disso, mantêm sua atividade (Wanet-Defalque *et al.*, 1988; Veraart *et al.*, 1990; Uhl *et al.*, 1991; Sadato *et al.*, 1996, Röder *et al.*, 1996; Cohen *et al.*, 1997; Gizewski *et al.*, 2003; Sadato *et al.*, 2004; Merabet *et al.*, 2005). Desta forma, um melhor entendimento de como o cérebro se adapta à perda da visão e quais são as conseqüências funcionais para as informações sensoriais restantes poderão ajudar na compreensão, aumentar o entendimento do processo de reabilitação e, possivelmente, refletir em uma melhor qualidade de vida para os deficientes visuais.

Em conclusão, seres humanos podem realizar movimentos dirigidos a determinados alvos, baseados nas informações visuais, auditivas ou táteis dos objetos. Entretanto, sabe-se muito pouco sobre como a privação visual afeta as transformações sensório-motoras necessárias ao planejamento e a execução dos movimentos.

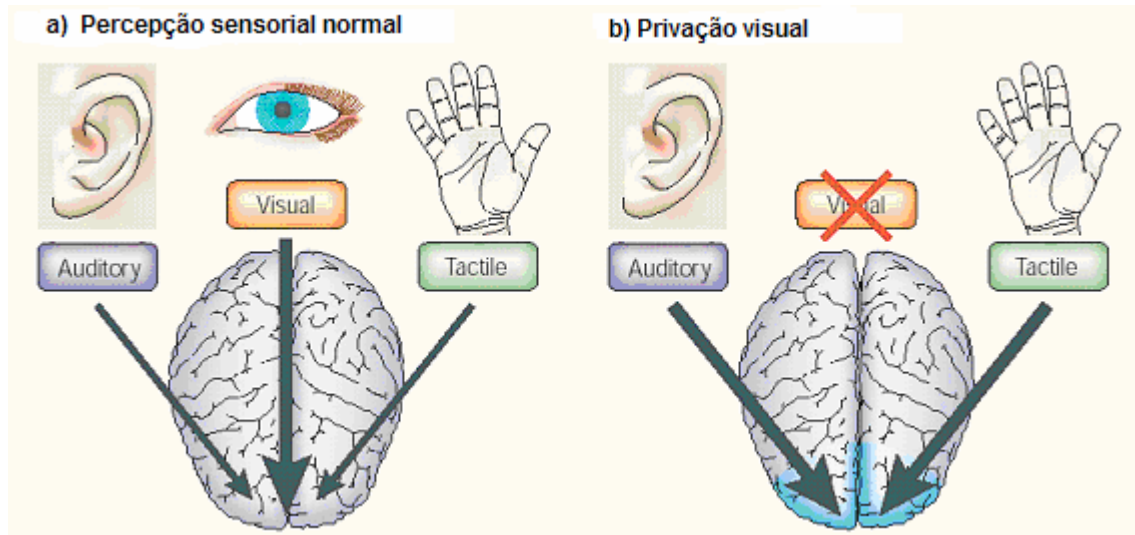


Figura 4. Hipótese de plasticidade intermodal no córtex visual de deficientes visuais em função da privação visual. A) Na condição normal, o córtex occipital recebe predominantemente as informações visuais, mas há também a possibilidade do processamento de outras informações (por exemplo, tato e audição). B) Após a privação visual, o córtex visual seria recrutado no processamento de outras informações sensoriais após as mudanças neuroplásticas (setas largas) (extraído de Merabet *et al.*, 2005).

1.5 Simulação mental em deficientes visuais

Estudos realizados em portadores de deficiência visual (PDV) contradizem a idéia de que a visão normal seja essencial para que ocorra a imagética visual. Se esta é baseada na experiência visual, sujeitos cegos desde o nascimento, portanto sem experiências visuais prévias, deveriam ser incapazes de gerar e processar imagens com conteúdo visual. Porém, sabe-se que cegos congênitos têm conhecimento substancial do mundo, incluindo idéias complexas sobre perspectiva, profundidade e avaliações visuo-espaciais. Este conhecimento pode ter origem háptica (Kerr, 1983) ou, como no caso do conceito de cores, através da linguagem. É importante ressaltar que a aquisição de conhecimento nos PDV é

necessariamente distinta da aquisição de sujeitos com visão normal. Enquanto os sujeitos normais são capazes de utilizar a imagética visual para representar mentalmente objetos, os cegos devem se basear em outras modalidades sensoriais tais como o tato, a audição e a cinestesia, ou ainda, nas representações semânticas dos objetos (Zimler *et al.*, 1983). Além disso, a etiologia (Kaski, 2002) e o tempo decorrido após a perda visual (Hollins, 1985) parecem ser críticos para a investigação dos processos de simulação mental. Estes dois fatores definitivamente têm um papel na determinação de quais circuitos serão ativados durante a realização de uma tarefa de simulação mental no caso dos PDV.

No caso da simulação mental envolvendo a localização de objetos no espaço, a partir de uma variedade de tarefas, mostrou-se que cegos congênitos têm a habilidade de processar representações mentais do espaço preservadas, apresentando desempenhos similares ou tempos de reação mais lentos em relação aos sujeitos normais (Zimler *et al.*, 1983; De Beni *et al.*, 1988; Vanlierde *et al.*, 2004). Os resultados apontam para a possibilidade de que estes sujeitos estejam utilizando estratégias não visuais, possivelmente menos eficientes, para a realização das tarefas mentais. A existência de um sistema visual íntegro pareceria, portanto, não ser uma condição *sine qua non* para a realização de certos tipos de simulação visuo-espaciais. Kerr (1983) mostrou que os cegos são capazes de acessar detalhadamente as suas imagens mentais e que eles demoram mais inspecionando imagens de objetos pequenos em comparação com objetos maiores, exatamente como os sujeitos normais. Novamente, estes dados sugerem que propriedades funcionais da imagética visual não são visuais *per se*, mas espaciais, podendo ser evocadas a partir de diferentes modalidades sensoriais.

Recentemente, mostrou-se que cegos tardios e videntes, mas não os cegos congênitos, têm o desempenho prejudicado durante uma tarefa de discriminação tátil em que é solicitado ao voluntário que cruze as suas mãos através da linha média do corpo. Esse fato sugere um papel crítico da visão na infância modulando o esquema corporal (Röder *et al.*, 2004). Desta maneira, parece que a privação visual precoce afeta as representações corporais, ou seja, com a visão presente, os estímulos táteis são remapeados em coordenadas definidas externamente, prejudicando o desempenho quando há conflito com os códigos centrados no corpo (determinados primariamente pelas informações somatomotoras). Nos cegos congênitos, esse conflito parece não existir (Röder *et al.*, 2004; Röder *et al.*, 2007).

2. JUSTIFICATIVA

Para uma ação simulada mentalmente ser acessada e sentida como uma ação real, ela precisa ser baseada nas mesmas representações dos movimentos reais (Jeannerod, 2005). Desta forma, a utilização de estudos baseados na simulação mental de movimentos parece ser uma estratégia útil para entender o processo de planejamento motor, bem como os aspectos representacionais do movimento em deficientes visuais precoces e tardios.

Como o portador de deficiência visual representa para si mesmo um determinado movimento? Como cegos congênitos compreendem o espaço e as ações realizadas no espaço extra-pessoal? Na ausência da visão, a construção da imagem corporal deveria basear-se principalmente em informações provenientes dos outros sentidos, tais como o tato, a propriocepção e a audição, ou ainda, nas

representações semânticas do corpo (Zimler *et al.*, 1983). O tempo decorrido após a perda visual (Hollins, 1985; Buchel *et al.*, 1998) parece ser crítico para a investigação dos processos de reorganização cortical plástica induzidos pela perda da visão e, possivelmente, também se reflete no controle dos movimentos. Além disso, pouco se sabe sobre as modalidades sensoriais utilizadas pelos portadores de deficiência visual na simulação mental de movimentos, bem como o papel da experiência visual nestes processos de simulação mental. Estas são questões fundamentais para o entendimento dos processos de simulação mental, abordagem utilizada nesse estudo para entender as bases fisiológicas das ações humanas e os mecanismos de adaptação cerebral após a perda da visão.

Mais ainda, quão distintas são a imagética visual e a motora em sujeitos normais? Que modalidades sensoriais contribuem para a simulação mental de movimentos nos deficientes visuais? Qual é o papel da experiência visual nos processos de simulação mental? Estas são questões ainda em aberto na literatura, porém fundamentais para o entendimento dos processos de simulação mental e dos mecanismos de adaptação cerebral que ocorrem em função da perda visual precoce e tardia. Assim, em longo prazo, espera-se que a compreensão desses mecanismos possa implicar no desenvolvimento de novas estratégias de reabilitação para sujeitos que sofreram perda visual.

Pelos aspectos descritos anteriormente e para entender a representação das ações e o planejamento de movimentos, nesse estudo, utilizaremos algumas abordagens metodológicas que, espera-se, permitirão avançar na compreensão da complexidade do controle de movimentos. Para isso, estudaremos os potenciais corticais relacionados a movimentos e as oscilações posturais na postura em pé em paradigmas de simulação mental de movimentos durante a tomada de

perspectiva de ações motoras imaginadas (em primeira-pessoa ou em terceira-pessoa). Em especial, estaremos avaliando uma população privada completamente da informação sensorial visual (cegos congênitos e tardios).

3. OBJETIVOS

Este estudo tem como objetivo geral estudar as mudanças ocasionadas pela possível reorganização cerebral em pacientes com lesão periférica do sistema visual, visando contribuir para um melhor entendimento de como o cérebro se adapta à perda da visão.

Neste sentido, estes objetivos serão abordados em duas fases distintas, divididas nos seguintes experimentos: 1) Avaliação das respostas fisiológicas em deficientes visuais congênitos e tardios durante a simulação mental de movimentos envolvendo ajustes posturais e 2) Registro da atividade cerebral (EEG) durante a execução e simulação mental de movimentos (em diferentes perspectivas) do dedo médio da mão direita em dois grupos experimentais: cegos congênitos e indivíduos com visão normal.

4. EXPERIMENTOS PROPOSTOS:

4.1 EFEITO DA INFORMAÇÃO VISUAL PRÉVIA NA SIMULAÇÃO MENTAL DE MOVIMENTOS EM DEFICIENTES VISUAIS*

O processo de reorganização cortical em deficientes visuais tem sido bastante investigado e parece ser dependente da idade da ocorrência da perda visual (Sadato *et al.*, 2002; Gizewski *et al.*, 2003), acarretando, provavelmente, diferentes adaptações que podem se refletir também no controle motor. Por exemplo, diferenças significativas em relação ao padrão de ativação do córtex visual durante a leitura de Braille são verificadas em cegos congênitos em comparação com sujeitos portadores de deficiência visual adquirida (Büchel *et al.*, 1998; Sadato *et al.*, 2002; Burton, 2003; Burton *et al.*, 2004). Numa outra linha de evidências, cegos precoces (congênitos) adotaram estratégias não-visuais na resolução de problemas visuo-espaciais enquanto cegos tardios utilizaram basicamente estratégias consideradas como visuais (Hollins, 1985; Vanlierde *et al.*, 2004). Desta maneira, torna-se relevante investigar os mecanismos de controle dos movimentos corporais em deficientes visuais, em função da data de início da perda da visão, e que pode ser afetado pela experiência visual presente ou não no desenvolvimento motor.

Vanlierde *et al.* (2004) compararam o desempenho de cegos precoces, tardios e videntes em tarefas de imagética visuo-espacial. Os autores encontraram o mesmo desempenho nos três grupos avaliados, porém os participantes relataram a utilização de estratégias diferentes para realizar a imaginação: enquanto cegos

* Esse primeiro experimento já foi publicado, ver anexo IV (Imbiriba *et al.*, 2006).

tardios e videntes usavam estratégia puramente visual, os cegos precoces descreveram uma estratégia abstrata de mapeamento em coordenadas x/y.

A simulação mental de movimentos vem sendo utilizada como instrumento para acessar a estrutura e o conteúdo das representações neurais para ação. Apesar de ser consciente, este processo mantém uma das principais características do processamento pragmático das ações, que é ser pobremente verbalizado. Desta maneira, o estudo do processo de simulação mental de movimentos apresenta uma peculiaridade importante que é a oportunidade de acessar o processo cognitivo e voluntário do planejamento de movimentos (Jeannerod, 1997).

Tradicionalmente, considerava-se o sistema de controle postural como um conjunto de respostas automáticas sob influência das informações visuais, vestibulares e proprioceptivas (Nashner, 1989). Em oposição a esta visão tradicional, os estudos mais recentes, com registro eletrofisiológico em humanos e em animais, fornecem evidências que a regulação da postura requer processos mais complexos de alta ordem envolvendo o controle cortical (Ouchi *et al.*, 1999; Beloozerova *et al.*, 2003; Jahn *et al.*, 2004; Sloubonov *et al.*, 2005).

A manutenção da postura em pé é inerentemente instável, onde pequenos deslocamentos da posição ereta são ocasionados pelo torque induzido pela gravidade sobre o corpo e, conseqüentemente, há a necessidade de um torque corretivo para estabilizar a postura corporal. Esse processo contínuo de pequenos deslocamentos cria um padrão conhecido como oscilações espontâneas (Prieto *et al.*, 1996). O Centro de pressão (CP) dos pés é a variável estudada na estabilometria e corresponde à localização da força resultante de reação do solo

ao peso corporal do sujeito. Este parâmetro representa a resposta neuromuscular do sistema nervoso central para controlar os deslocamentos do centro de gravidade (Carpenter *et al.*, 2001). Os deslocamentos do CP podem ser analisados nos eixos ântero-posterior (y) e médio-lateral (x) e refletirão uma estimativa da dinâmica do controle da postura ereta de cada sujeito (figura 5).

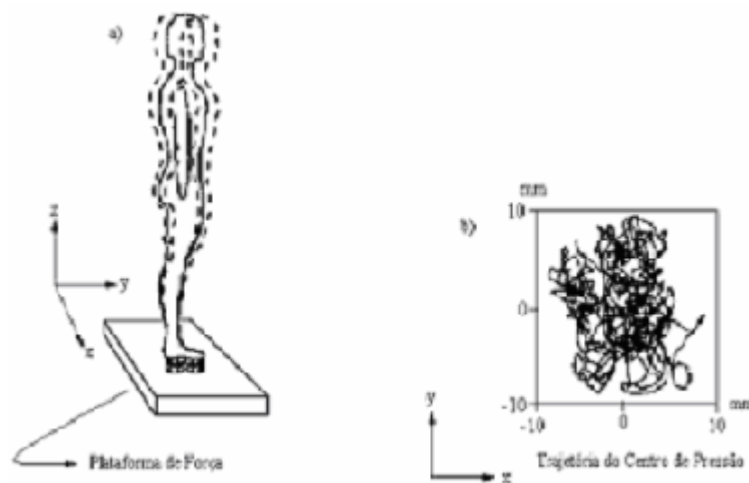


Figura 5. Representação esquemática dos registros das oscilações posturais na postura em pé, a partir dos deslocamentos do centro de pressão. a) Postura padrão para a realização de um teste estabilométrico e b) Registro dos deslocamentos do centro de pressão dos pés no plano horizontal (eixos médio-lateral (x) e ântero-posterior (y)).

Em estudo anterior (Rodrigues *et al.*, 2003), mostramos a ocorrência de padrões estabilométricos distintos em função da estratégia (visual ou somato-motora) para simular mentalmente um movimento envolvendo ajustes posturais em adultos saudáveis. A nossa hipótese, nesse estudo atual, é que as alterações posturais durante a simulação mental de movimentos seriam influenciadas pelo início e a duração da ocorrência da perda da visão (cegos precoces ou tardios).

Dessa forma, o objetivo desta etapa do estudo foi identificar estados fisiológicos distintos entre indivíduos portadores de deficiência visual, em função do início da perda visual (congenita ou adquirida), durante o processo de simulação mental de um movimento de flexão plantar que exige ajustes posturais. Para tal, foram analisadas as séries temporais dos batimentos cardíacos, o controle do equilíbrio corporal e a atividade eletromiográfica do músculo gastrocnêmio em deficientes visuais na postura ereta.

4.1.1 Materiais e Métodos

Participaram deste estudo 12 indivíduos portadores de deficiência visual, com média de idade de 26,1 (\pm 5,1) anos (tabela 1). Todos eram praticantes regulares de futebol para cegos (classe B1: sem percepção de luz, ou percepção luminosa sem discriminação de forma, segundo a Classificação Oftalmológica da International Blind Sports Federation), completamente cegos devido a problemas visuais periféricos e todos consentiram em participar deste estudo. Estes indivíduos perderam a visão precocemente (n=6), por problemas congênitos, ou mais tardiamente (n=4, aos 9,12,16 e 22 anos). Dois indivíduos não relataram com segurança o período e o motivo da lesão, constituindo um terceiro grupo. As características clínicas de cada indivíduo estão mostradas na tabela 2.

O termo de consentimento para participar no experimento foi lido aos voluntários previamente, de acordo com as normas do comitê de ética e pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho - UFRJ.

Tabela 1. Características dos indivíduos avaliados neste estudo. Estão apresentados os valores mínimos e máximos para os três grupos avaliados.

Variáveis	Adquirido (n=4)	Congênito (n=6)	Não-identificados (n=2)
Idade (anos)	18 – 30	17 – 33	25 – 30
Altura (m)	1,69 – 1,75	1,65 - 1,80	1,70 – 1,83
Massa corporal (kg)	58 – 72	65 – 81	59 – 86

Tabela 2. Características clínicas dos deficientes visuais.

Sujeito	Idade	Grupo	Causa da Lesão	Percepção Visual	Tempo de Privação
1) MIZ	25	Congênito	Catarata	Nenhuma	-
2) SAN	29	Congênito	Glaucoma	Nenhuma	-
3) IVA	31	Congênito	Catarata/Glaucoma	Nenhuma	-
4) GOB	23	Congênito	Microftalmos	Nenhuma	-
5) RIC	17	Congênito	Desconhecida	Mínima	-
6) JUA	33	Congênito	Glaucoma	Nenhuma	-
7) ELB	25	---	Retinose Pigmentar	Nenhuma	-
8) BOL	30	---	Microftalmos	Nenhuma	-
9) OSC	30	Adquirido	Tiro na face	Nenhuma	8
10) DUB	18	Adquirido	Deslocamento da retina	Nenhuma	6
11) DIAS	24	Adquirido	Alergia Inespecífica	Mínima	15
12) DAM	27	Adquirido	Tiro na face	Nenhuma	11

Os participantes receberam instrução para, sobre uma plataforma de força (AMTI, Advanced Mechanical Technology Inc., USA), com pés unidos e olhos fechados: a) manter a postura ereta normal durante 20 segundos; b) contar mentalmente de 1 a 15; c) imaginar-se realizando o movimento de flexão plantar bilateral e retornar à posição original durante 15 repetições (sem qualquer instrução explícita, ou seja, sem impor o tipo de estratégias para realizar a simulação mental dos movimentos), e d) executar o mesmo movimento de flexão plantar dos tornozelos por 15 vezes. A ordem das tarefas foi sempre a mesma e os sujeitos avisavam o início e o final de cada situação realizada. A seqüência foi fixa porque estudos prévios mostraram que a correspondência temporal entre a duração da simulação mental e da execução do mesmo movimento não sofre influência da ordem das tarefas (Papaxanthis *et al.*, 2002; Rodrigues *et al.*, 2003).

Os sinais estabilométricos foram amostrados a 50 Hz e utilizou-se um filtro “anti-aliasing”, com frequência de corte de 5 Hz. Das séries temporais dos deslocamentos do centro de pressão (CP), nas direções médio-lateral (x) e ântero-posterior (y), foram calculados separadamente os seguintes parâmetros estabilométricos (Prieto *et al.*, 1996; Oliveira *et al.*, 1996):

1) a velocidade média do deslocamento do CP, determinada dividindo-se a excursão total do CP pelo tempo total de cada situação experimental;

2) desvio padrão das séries temporais das oscilações corporais (em x e y) e

3) a área elíptica dos deslocamentos do CP (nos plano x/y), onde a área engloba aproximadamente 85,35% das oscilações corporais e os eixos principais da elipse foram calculados a partir da análise de componentes principais (Oliveira *et al.*, 1996).

As aquisições dos sinais eletrocardiográficos (ECG) - derivação V5 - e eletromiográficos (EMG) de superfície do músculo gastrocnêmio lateral direito foram realizadas simultaneamente com uma frequência de amostragem de 1000 Hz, havendo uma sincronização automática dos dois sistemas de aquisição (plataforma de força e os outros sinais fisiológicos).

Para o sinal eletrocardiográfico, inicialmente, houve a detecção das ondas R do ECG (detector baseado na primeira derivada do sinal) para a construção da série temporal dos intervalos RR (com interpolação utilizando a metodologia “spline cúbica” e frequência de reamostragem de 2 Hz). Para a análise dos sinais, conforme a recomendação da Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996), os parâmetros utilizados foram:

- 1) o valor médio dos intervalos RR;
- 2) o desvio-padrão da série de intervalos RR e
- 3) o número de intervalos que diferem do anterior mais que 50 ms ($pNN50$), uma medida da variabilidade da série de intervalos RR.

Em relação ao sinal eletromiográfico, inicialmente, o sinal foi filtrado (filtro passa-banda: 10-350 Hz), retificado e filtrado digitalmente para a obtenção do envelope do sinal (passa-baixa em 10 Hz). O EMG foi registrado para garantir que os voluntários não realizaram a tarefa de flexão plantar durante a simulação mental. Posteriormente, para análise do sinal, foram calculados os seguinte parâmetros:

- 1) o valor RMS do EMG bruto (correspondente ao desvio padrão do sinal com média zero);

2) a frequência mediana do EMG bruto, a partir da função de Densidade Espectral de Potência do sinal e

3) o valor médio do envelope do sinal, após a retificação (Hermens *et al.*, 1999).

Como a duração das tarefas variava entre os indivíduos, optou-se pela análise dos 20 segundos iniciais para todos os sinais utilizados (figura 6).

Na análise estatística, utilizou-se o método de análise discriminante, para determinar que variáveis discriminaram a possível diferença entre os grupos. Assim, foram calculadas funções discriminantes, que são combinações lineares simples das variáveis utilizadas, onde os coeficientes refletem a contribuição de cada variável no modelo e pode-se calcular sua significância estatística. Como suposições básicas, os grupos devem ser mutuamente exclusivos e as variáveis utilizadas não são redundantes (Klecka, 1980).

A análise discriminante fornece uma série de funções lineares, as funções discriminantes ou raízes, de um conjunto de variáveis independentes, nas quais espera-se que os grupos experimentais apresentem diferentes características. O número de grupos (G) definidos *a priori* define quantas funções discriminantes são calculadas; assim, G-1 funções podem ser extraídas. No caso deste estudo, como houve três grupos prévios definidos em nossa análise (cegos precoces, cegos tardios e cegos não-identificados), duas funções discriminantes foram obtidas. Cada uma das funções discriminantes calculadas é definida por uma série de pesos (w) associados com cada variável (v) independente no modelo:

$$Y_i = w_1v_1 + w_2v_2 + w_3v_3 \dots + w_nv_n \quad (1)$$

onde $i = 1 \dots G-1$, w é o peso discriminante, v são as variáveis independentes e n é o número de variáveis.

Os escores discriminantes médios, chamados centróides, foram calculados para cada grupo e servem para avaliar a classificação dentro dos grupos pelas funções discriminantes. Diferenças na localização das centróides são computadas para maximizar as distâncias entre os grupos. As distâncias de Mahalanobis (medida de distância entre os grupos) e o Lambda de Wilks (critério estatístico para testar as diferenças entre os grupos) foram usados como critérios para verificar a significância estatística de cada modelo.

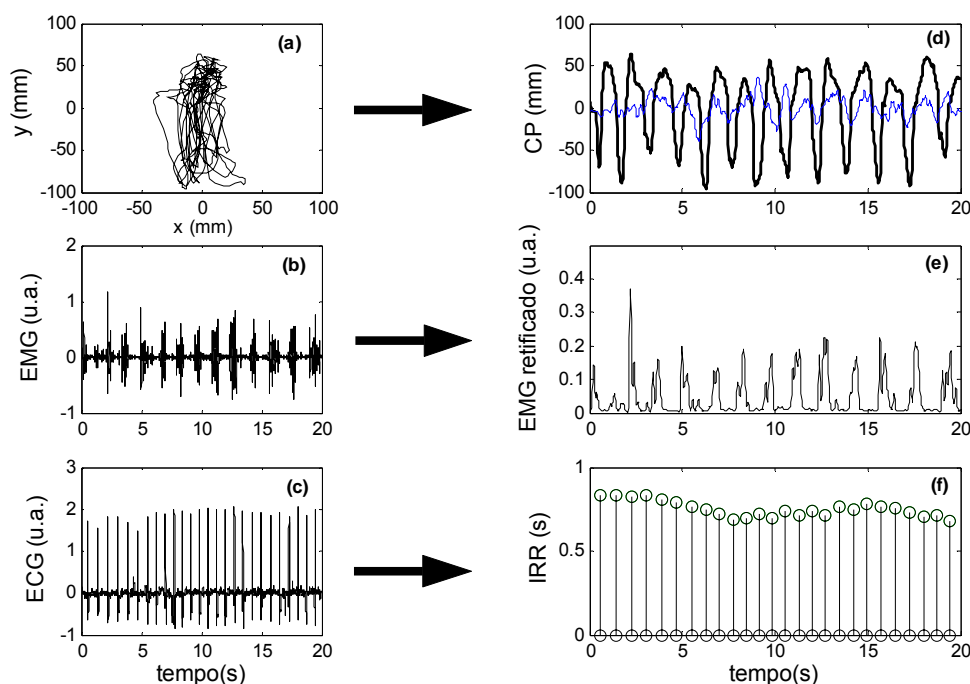


Figura 6. Exemplo da aquisição e pré-processamento dos sinais estabilométricos (a), eletromiográficos (b) e eletrocardiográficos (c), durante os 20 segundos iniciais da tarefa de execução do movimento de flexão plantar com 15 repetições. Na esquerda, os sinais brutos e, à direita, os sinais pré-processados: estabilograma lateral (azul) e ântero-posterior (preto) (d); EMG retificado (e) e a série dos intervalos RR (f). Exemplo: indivíduo MIZ.

Adicionalmente, para identificar as possíveis respostas fisiológicas nas diferentes estratégias entre os cegos precoces e tardios (o grupo não-identificado não foi incluído nessa análise devido ao reduzido tamanho da amostra (n=2)), usou-se o teste não-paramétrico U de Mann-Whitney para comparar as duas amostras independentes.

4.1.2 Resultados

A análise discriminante foi realizada para cada conjunto de variáveis e situações avaliadas separadamente, ou seja, foram computados 12 modelos separados. Nestes modelos, as variáveis foram calculadas a partir (1) das oscilações corporais, (2) da série temporal dos intervalos RR ou (3) do sinal de EMG, para as quatro condições experimentais: manter a postura ereta durante 20 segundos, contar mentalmente, simulação mental dos movimentos e execução dos movimentos (tabela 3).

Tabela 3. Resultados da análise discriminante múltipla calculada para as quatro condições experimentais. Os valores de lambda de Wilks (valor-p) para cada análise discriminante calculada são indicados. Os resultados foram estatisticamente significativos somente para a tarefa de simulação mental ($p < 0,05$), usando os parâmetros estabilométricos e com a série temporal dos intervalos RR.

Situações	Equilíbrio	EMG	IRR
20 segundos	0,255 (0,51)	0,495 (0,47)	0,208 (0,16)
Contar	0,244 (0,62)	0,575 (0,62)	0,172 (0,11)
Imaginar	0,051 (0,031)*	0,566 (0,61)	0,098 (0,035)*
Executar	0,293 (0,61)	0,498 (0,48)	0,263 (0,24)

* $p < 0,05$

O comportamento distinto entre os grupos foi identificado no modelo calculado a partir das variáveis estabilométricas ($p=0,031$), sendo a velocidade média e o desvio padrão na direção lateral as variáveis que contribuem para o bom desempenho do modelo estabilométrico em discriminar os membros de cada grupo (tabela 4). Assim, para o modelo baseado nos parâmetros estabilométricos durante a simulação mental de movimentos, a combinação linear das variáveis utilizadas permitiu separar as médias entre os grupos, a partir da seguinte expressão (verificar tabela 4):

$$Y = 0,12 (\text{área}) + 0,23 (\text{desvio-padrão em x}) + 0,08 (\text{desvio-padrão em y}) + 0,37 (\text{velocidade em x}) + 0,11 (\text{velocidade em y})$$

A primeira função discriminante apresentou a melhor classificação, identificando corretamente 100% dos casos (figura 7). Este bom desempenho só foi obtido na situação de simulação mental, não tendo sido observado nas situações repouso, contar mentalmente e execução dos movimentos (tabela 3). Na mesma tarefa (simulação mental), o modelo baseado nos intervalos RR também discriminou o comportamento distinto entre os grupos (tabela 5), porém com 90% de acerto (somente um indivíduo foi classificado errado – sujeito ELB #7).

Todos os modelos baseados nas variáveis do EMG mostraram um fraco desempenho em discriminar as diferenças entre os sujeitos em todas as situações avaliadas, não mostrando significância estatística ($p>0,05$).

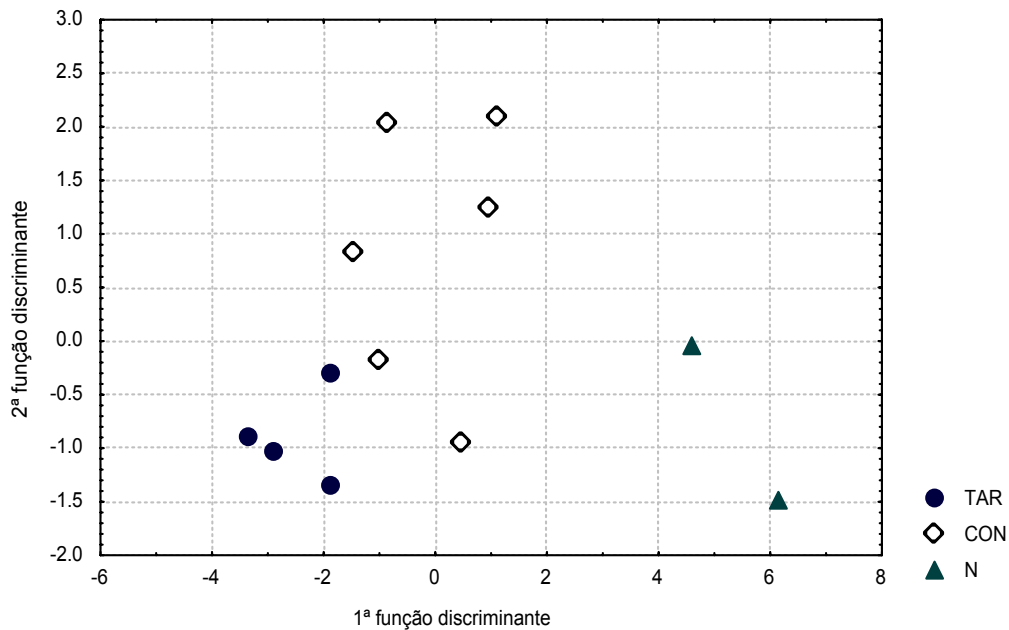


Figura 7. Análise discriminante entre indivíduos portadores de deficiência visual: tardia (TAR), congênito (CON) e não-classificado (N), durante a tarefa de simulação mental do movimento de flexão plantar bilateral. Notar a melhor predição entre os grupos para a primeira função discriminante (abscissa) e a classificação correta de 100% dos casos neste modelo.

Tabela 4. Coeficientes e nível de significância (valor p) para o modelo baseado nos parâmetros estabilométricos durante a tarefa de simulação mental de movimentos.

Parâmetros	Coeficientes	Valor p
Área	0,12	0,116
Desvio padrão (x)	0,23	0,021*
Desvio padrão (y)	0,08	0,279
Velocidade média (x)	0,37	0,006*
Velocidade média (y)	0,11	0,141

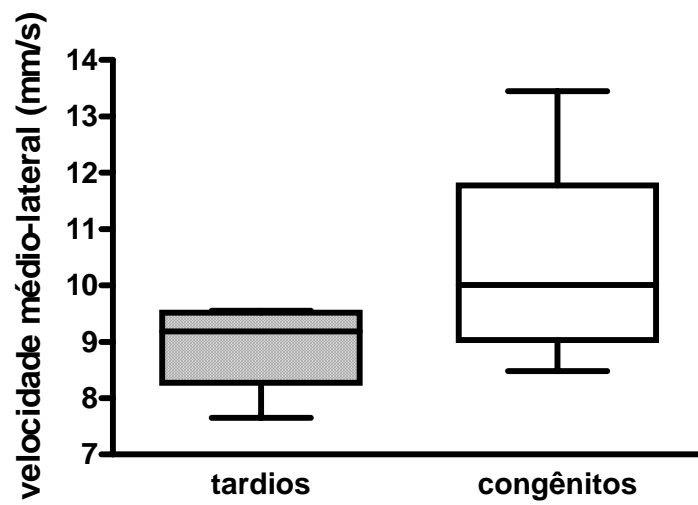
* $p < 0,05$

Tabela 5. Modelo baseado nos parâmetros obtidos da série de intervalos RR durante a tarefa de simulação mental.

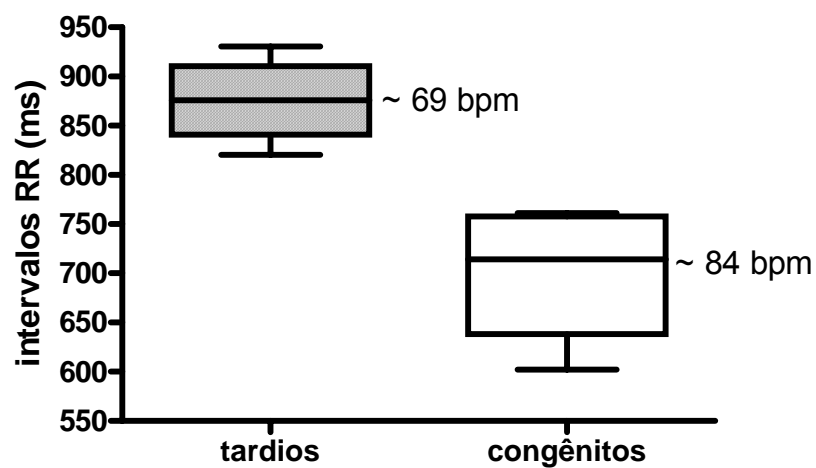
Parâmetros	Coeficientes	Valor p
Média IRR	0,67	0,008*
Desvio padrão IRR	0,13	0,446
pNN50	0,25	0,088

* $p < 0,05$

A comparação dos principais parâmetros estabilométricos para discriminar o comportamento entre os dois grupos de cegos (precoces e tardios), durante a tarefa de simular mentalmente os movimentos, revelaram que a velocidade média (x) foi significativamente maior nos cegos precoces do que no grupo de cegos tardios ($U=3$; $z= -1,91$; $p=0,04$; figura 8a). Para o parâmetro desvio padrão (x), não houve diferença estatística significativa ($U=9$; $z=0,63$; $p=0,52$) entre os grupos de cegos precoces ($4,51 \pm 1,21$ mm) e os cegos tardios ($4,82 \pm 1,26$ mm). Comparando a média dos intervalos RR durante a simulação mental de movimentos (figura 8b), obteve-se menor intervalo RR médio nos cegos precoces do que nos cegos tardios ($U=0$; $z=2,31$; $p=0,02$), ou seja, cegos precoces mostraram maior atividade autonômica cardíaca (menores intervalos RR, representando maior número de batimentos cardíacos por minutos) durante a simulação mental de movimentos do que os cegos tardios.



(a)



(b)

Figura 8. Velocidade média de deslocamento lateral das oscilações posturais (a) e a média dos intervalos RR (b) durante a simulação mental de movimentos mostrando o comportamento diferente estatisticamente entre os grupos de cegos congênitos e tardios ($p < 0,05$). Em (b) também está representada a frequência cardíaca média em batimentos por minuto, calculada pelo inverso dos intervalos RR.

4.1.3 Discussão

Nesse estudo, a análise discriminante aplicada aos parâmetros estabilométricos (velocidade média e desvio padrão médio-lateral) e à variabilidade da frequência cardíaca (média dos intervalos RR) durante a imagética motora de uma tarefa que envolve ajustes posturais permitiu uma clara distinção entre deficientes visuais com cegueira congênita ou tardia.

Em trabalho anterior, mostrou-se que sujeitos normais apresentam padrões distintos de controle postural em função da estratégia adotada para simular mentalmente um movimento de flexão plantar: o padrão estabilométrico do grupo de sujeitos que se viram (estratégia visual) realizando da tarefa de simulação mental diferiu em relação ao grupo que se sentiu (estratégia somato-motora) executando a mesma tarefa, separados em função do relato verbal dos avaliados (Rodrigues *et al.*, 2003). Estes resultados sugeriram que circuitos cerebrais diferentes estariam sendo recrutados em função da estratégia, afetando de maneira distinta o equilíbrio postural.

No presente estudo, a comparação do padrão estabilométrico obtido em deficientes visuais precoces e tardios, durante uma tarefa de simulação mental que envolve um ajuste postural, revelou uma influência da idade de ocorrência da deficiência visual. Nossa hipótese para explicar esses resultados é de que nos cegos precoces os circuitos envolvidos com a representação corporal devam ser exclusivamente somato-motores, enquanto nos cegos tardios, expostos por um tempo mais prolongado à informação visual, essa representação incluiria um componente visual (representação corporal visuo-motora). Essa distinção entre os grupos foi evidenciada somente para a condição de simulação mental do

movimento, estando ausente para as outras situações testadas (na postura estática, contar mentalmente e na execução real dos movimentos).

Röder *et al.* (2004, 2007) mostraram que a privação visual precoce afeta as representações corporais, pois cegos tardios e videntes, mas não os cegos congênitos, encontram dificuldade para julgar a ordem de dois estímulos táteis, ou estímulos sonoros, apresentados em cada lado do corpo, quando eles estavam com as mãos cruzadas. Esses resultados evidenciariam a forte influência da informação visual no planejamento de movimentos, através da indução de um conflito entre a postura corporal e a informação mapeada externamente pela visão. Entretanto, esse conflito parece ser inexistente nos cegos precoces que usariam sempre as representações somato-motoras.

O bom desempenho do modelo baseado nos intervalos RR sugere ativação autonômica distinta, dependente da idade de ocorrência da perda visual, durante a realização da tarefa de simulação mental. Quando realizada no modo somato-motor, a simulação mental de movimentos é acompanhada por uma maior alteração autonômica do que o modo visual (Decety *et al.*, 1993; Ranganathan *et al.*, 2004). Portanto, pode-se supor que os sujeitos que foram privados muito precocemente da informação visual utilizariam circuitos ancorados exclusivamente na representação somato-motora, que por sua vez inclui uma forte ativação do componente autonômico (menores intervalos RR e maior frequência cardíaca em batimentos por minuto).

Os resultados deste estudo indicam que não somente a representação de movimentos mas também a modulação autonômica induzida durante uma tarefa de

simulação mental podem diferir em função da experiência visual ao longo do desenvolvimento motor.

Por outro lado, o registro eletromiográfico não contribuiu para discriminar comportamentos distintos entre os deficientes visuais. A existência de ativação seletiva da musculatura relacionada ao movimento que está sendo simulado é controversa (Jeannerod, 1997). Nossos resultados mostram que a influência da simulação mental sobre a musculatura efetora na postura estática é um preditor fraco da experiência visual prévia, confirmando a semelhança na atividade mioelétrica descrita por Nakata *et al.* (2001), que compararam cegos e indivíduos com visão normal após perturbação na postura em pé. Além disso, a informação extraída do EMG de superfície é considerada como uma medida global da atividade das unidades motoras e há limitações para extrair informações desse sinal (fatores não-fisiológicos: anatômicos, sistemas de detecção e físicos) e entender o controle neural dos movimentos (Farina *et al.*, 2004), aliada à baixa razão sinal-ruído dos músculos registrados na postura ereta (Caron, 2003).

A abordagem de análise discriminante multivariada é baseada na combinação linear das variáveis calculadas. Individualmente, estas variáveis não são robustas o suficiente para refletir a complexidade do controle fisiológico. Através desta abordagem, foi possível discriminar as características distintas entre grupos de deficientes visuais. Entretanto, devido ao número reduzido da amostra estudada, pode ser que a nossa estimativa seja muito otimista e possa ser confirmada aumentando o tamanho da amostra.

Em conclusão, este primeiro experimento mostrou, através da análise discriminante, uma influência da idade de ocorrência da lesão (conseqüentemente,

do tempo de experiência visual) sobre os parâmetros estabilométricos e de frequência cardíaca durante a simulação mental de um movimento. Portanto, as representações centrais das ações parecem ser afetadas pela deficiência visual. Mais ainda, estes achados reforçam as evidências de diferentes padrões de adaptação e reorganização no sistema nervoso central em deficientes visuais em função da idade de ocorrência da perda visual (Cohen *et al.*, 1997; Sadato *et al.*, 2002).

4.2 PLANEJAMENTO DE MOVIMENTOS EM DEFICIENTES VISUAIS: UM ESTUDO BASEADO EM POTENCIAIS CORTICAIS RELACIONADOS A MOVIMENTOS

A partir dos resultados do experimento anterior, nesta etapa do estudo, pretendemos investigar se diferentes estratégias na simulação mental de movimentos refletem padrões comportamentais e da ativação cerebral distintos em cegos congênitos.

As bases neurais do controle voluntário de movimentos ainda estão sob intensa investigação. Há evidências que as áreas motoras consideradas de alta-ordem, como a área motora suplementar anterior e o cíngulo anterior, estão separadas das áreas motoras mais relacionadas com as funções de execução do movimento, que, por sua vez, possuem larga projeção de fibras cortico-espinais. Estas últimas áreas (o córtex motor primário, área motora suplementar posterior e o cíngulo posterior) poderiam ser consideradas como áreas de execução do

plano motor. Entretanto, esta distinção entre áreas motoras de alta-ordem relacionadas ao planejamento motor e a via final da execução de movimentos parece que não é absoluta (Ball *et al.*, 1999).

Outro aspecto a ser considerado no planejamento das ações é a variabilidade entre os indivíduos, mesmo durante a realização de tarefas motoras relativamente simples. Por exemplo, durante tarefas de flexão do dedo indicador, além da ativação consistente do córtex sensoriomotor primário em todos os sujeitos, observada tanto nos registros com EEG quanto com fMRI, os voluntários mostraram diferenças na ativação em um conjunto de áreas motoras secundárias (Ball *et al.*, 1999). Essa variabilidade interindividual tem sido relatada também por outros autores (Cui *et al.*, 1999; Neuper *et al.*, 2005) e esse fenômeno pode ser interpretado como resultado de diferentes estratégias de planejamento usadas pelos sujeitos na realização da tarefa motora. Assim, a sugestão desses autores é que o sistema motor cortical, em geral, não é ativado de maneira global, mas, mesmo durante uma tarefa motora simples, redes cerebrais distintas são recrutadas para realizar a tarefa, enquanto outras áreas permaneceriam sem atividade importante, portanto provocando a variabilidade observada entre os indivíduos (Ball *et al.*, 1999).

Sirigu e Duhamel (2001) sugeriram que haveria mecanismos distintos para simular mentalmente na primeira ou na terceira-pessoa. A simulação mental em primeira-pessoa deveria naturalmente, ou preferencialmente, envolver uma estratégia somatomotora baseada na perspectiva interna ou egocêntrica e a simulação em terceira-pessoa, por sua vez, deveria utilizar preferencialmente mecanismos mais visuais (referências alocêntricas ou relacionadas a um outro agente). Então, as respostas em tarefas envolvendo tomadas de perspectivas em

relação aos movimentos (em primeira ou terceira-pessoa) corresponderiam a diferentes ativações cerebrais refletindo as estratégias adotadas pelos sujeitos.

Dessa forma, novas evidências, porém ainda conflitantes, tentam distinguir as possíveis estratégias na simulação mental de movimentos, em função da tomada de perspectiva dos avaliados. Esses estudos tentam esclarecer se as possíveis diferenças entre as estratégias refletiriam o uso de representações distintas visuais ou somato-motoras (Solodkin *et al.*, 2004; Fourkas *et al.*, 2006; Stinear *et al.*, 2006; Jackson *et al.*, 2006; Neuper *et al.*, 2005, Anquetil *et al.*, 2007). Nesse contexto, a utilização de uma amostra de deficientes visuais pode fornecer mais evidências da importância da informação visual na representação de movimentos.

Solodkin *et al.* (2004), comparando as estratégias de imagética motora (visual e somato-motora) com a execução do mesmo movimento, mostraram que a execução e a imagética somato-motora de movimentos dos dedos da mão parecem ser bastante semelhantes, ativando várias áreas cerebrais de maneira similar (conectividade). Essas duas situações envolveriam uma rede neuronal englobando o córtex parietal, o córtex somestésico primário, o cerebelo, o córtex pré-motor dorso-lateral e a área motora suplementar. Portanto, as maiores semelhanças entre as atividades cerebrais e o grau de conectividade entre as áreas recrutadas aconteceu principalmente durante a imagética somestésica e a execução. Entretanto, na condição de imagética visual comparada com as outras situações, a diferença principal aconteceu na participação do córtex occipital e na ausência de ativação da área motora primária. Dessa maneira, os autores sugerem que a imagética somestésica, e não a imagética visual, pode ser mais associada

com a preparação motora, a antecipação, a execução motora e o aprendizado de determinada ação (figura 9).

Stinear *et al.* (2006) estudaram explicitamente o efeito da instrução para simular mentalmente movimentos (os participantes deveriam imaginar a sua sensação ou visualizar o seu próprio movimento) sobre a modulação da excitabilidade cortico-espinhal em função de diferentes estratégias (visual ou somato-motora). Os resultados deste estudo mostraram uma facilitação da via cortico-espinhal durante a imagética somato-motora, mas ausente durante a imagética de um movimento usando a estratégia mais visual.

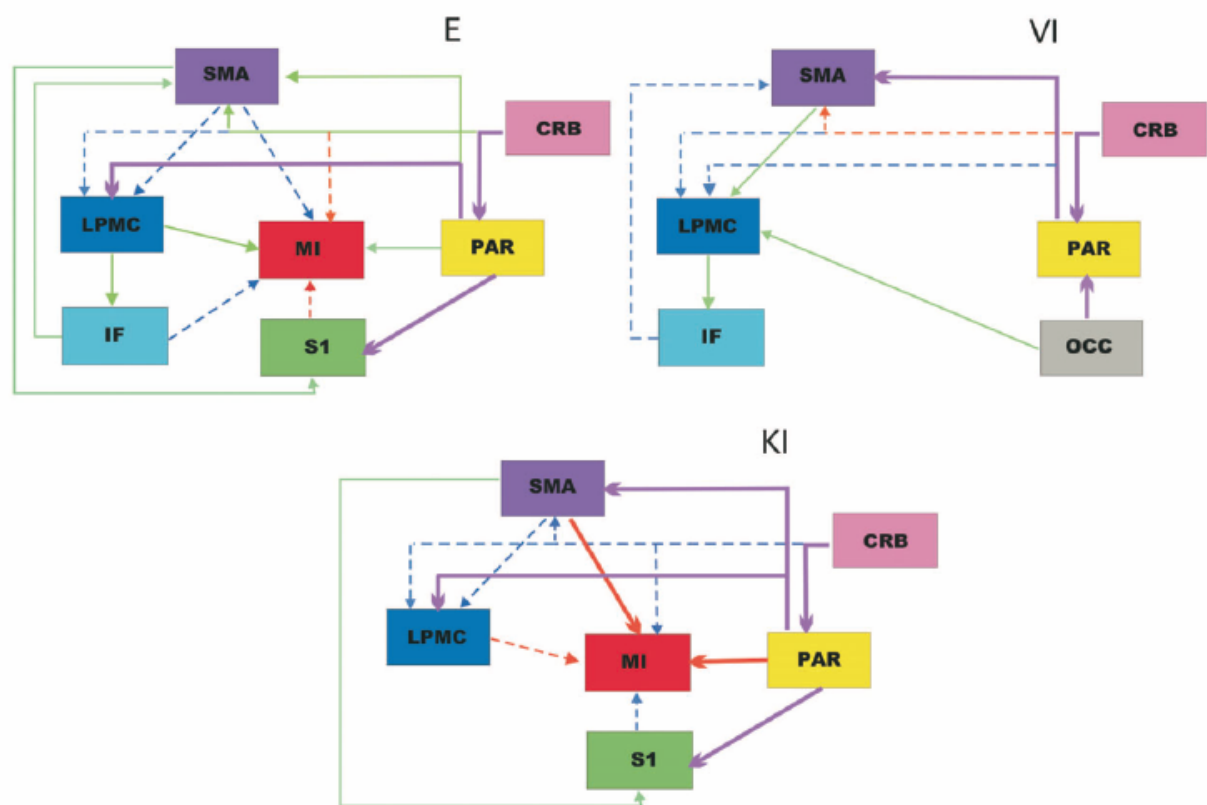


Figura 9. Proposta de circuitos cerebrais distintos recrutados durante as diferentes estratégias de simulação mental de movimentos: E – execução; VI – imagética visual e KI – imagética somato-motora. M1 – córtex motor primário, S1 – córtex somestésico primário, PAR – lóbulo parietal superior, CRB – cerebelo, LPMC – córtex pré-motor dorso-lateral, OCC – córtex occipital, IF – giro frontal inferior, SMA – área motora suplementar (extraído de Solodkin *et al.*, 2004).

Os resultados de Solodkin *et al.* (2004) e Stinear *et al.* (2006) estão de acordo com a hipótese de Sirigu e Duhamel (2001). A partir de resultados comportamentais, esses autores sugeriram que a imagética em primeira-pessoa deve naturalmente envolver ativação subliminar das áreas motoras e proporcionar um mapeamento direto do segmento corporal imaginado para a representação corporal da própria mão do avaliado, oferecendo maior vantagem no processamento. Por outro lado, a imagética em terceira-pessoa deve operar preferencialmente com mecanismos não-motores.

Em oposição aos trabalhos descritos anteriormente, Fourkas *et al.* (2006) não encontraram diferença significativa entre imaginar em perspectiva de primeira-pessoa usando ou uma estratégia visual ou estratégia somestésica, indicando que os efeitos de ambas modalidades são comparáveis, pelo menos para tarefas motoras simples de movimentos da mão. Segundo os autores, o comportamento motor é altamente influenciável pela informação visual, de modo que o padrão na simulação de movimentos sempre envolveria uma estratégia mista de imagética visuo-motora. Portanto, segundo Fourkas *et al.* (2006), a imagética em primeira-pessoa usaria da mesma maneira recursos visuais e somestésicos, fato refletido nos mesmos níveis de excitabilidade cortico-espinhal nas duas tarefas. A diferença entre estes resultados e o trabalho de Stinear *et al.* (2006), também com TMS, pode ser justificada por questões metodológicas relacionadas à intensidade da estimulação magnética transcraniana (120% do limiar motor de repouso no estudo de Fourkas *et al.* (2006) e respostas de 1 mV de amplitude no trabalho de Stinear *et al.* (2006), onde este valor de 1 mV corresponderia a muito mais do que 120% do limiar motor).

Anquetil e Jeannerod (2007) testaram a hipótese que: a) os voluntários usariam representações para simular uma ação semelhante àquela usada para executar a mesma ação e b) os sujeitos usariam a mesma representação para simular a mesma ação nas diferentes perspectivas (1P ou 3P). Os resultados comportamentais deste trabalho confirmaram que o tempo de resposta médio para imaginar o movimento de pegar um objeto foi semelhante nas perspectivas 1P e 3P, não havendo diferença significativa entre eles. Uma possibilidade para explicar esses achados é que os sujeitos realizaram da mesma maneira as duas perspectivas, como se houvesse a necessidade de um deslocamento simulado dos participantes para realizar a sobreposição com a tarefa de imagética visual. Em resumo, como relatado em outros estudos, os autores sugeriram que a sobreposição das áreas cerebrais na observação, na execução e nas simulações mentais de determinadas ações, representaria uma condição necessária para entender a intenção de outros. Além disso, a sobreposição incompleta entre as diferentes perspectivas forneceria a base neural para diferenciar ações auto-geradas das ações de outras pessoas.

Com isso, esses dados discrepantes não permitem esclarecer se as representações visuais e somestésicas das ações motoras geram padrões diferentes da ativação cortical ou não. Adicionalmente, o relato subjetivo dos avaliados e o padrão eletroencefalográfico na simulação mental de movimentos podem apoiar a descrição de diferentes modos de processamento nas duas condições de imagética, porém continua sendo difícil identificar participantes que não teriam seguido a instrução precisamente (Neuper *et al.*, 2005). Entretanto, segundo Neuper *et al.* (2005), as melhores classificações, utilizando algoritmos baseados em classificadores de aprendizado, usando as informações de

freqüência e localização dos eletrodos de EEG durante tipos diferentes de simulação mental de movimentos foram obtidas quando o imaginador usava a estratégia somato-motora e a pior classificação, quando o participante formava uma imagem visual da ação de outros.

Cegos congênitos têm a capacidade de imaginar situações com conteúdos visuo-espaciais? Alguns estudos mostram diferenças na resolução de tarefas visuo-espaciais em deficientes visuais congênitos (Hollins, 1985), enquanto outros relatam desempenho semelhante nessa população em relação aos indivíduos com visão normal e cegos tardios (Vanlierde *et al.*, 2004; Aleman *et al.*, 2001).

Comparando cegos e videntes e analisando os potenciais de prontidão durante a realização de uma tarefa motora iniciada voluntariamente, Lehtokoski *et al.* (1998) observaram maiores potenciais de prontidão em cegos do que em sujeitos com visão, sugerindo assim que a atividade cerebral associada com a preparação e iniciação de movimentos auto-gerados são aumentadas em cegos, talvez refletindo a habilidade tátil-motora mais importante no grupo de cegos congênitos.

Acredita-se que a perda da visão pode ser compensada pelos outros sentidos, podendo assim ocasionar melhores desempenhos em tarefas comportamentais a partir das modalidades sensoriais restantes. Esse processo seria explicado através da reorganização cerebral compensatória e também por possíveis mudanças atencionais (Lewald, 2002). Por outro lado, pode-se pensar em um desempenho perceptual e motor prejudicado em cegos, pela forte importância da informação visual para a construção das representações espaciais. Desta maneira, a questão fundamental ainda a ser esclarecida é se a visão é

necessária para calibrar outras modalidades sensoriais ou se a perda da visão confere uma vantagem comportamental que poderia ser explicada por mudanças cerebrais compensatórias (Theoret *et al.*, 2004).

Dessa forma, o objetivo desta etapa do nosso estudo é identificar que recursos (visual ou somestésico) os deficientes visuais congênitos e indivíduos com visão normal utilizariam, preferencialmente, para simular mentalmente movimentos da mão. Além disso, pretende-se estudar o possível efeito da ausência da informação visual na atividade de uma área motora cerebral (eletrodo Cz do EEG) durante a preparação motora realizada em diferentes perspectivas (primeira-pessoa (1P) e terceira-pessoa (3P)).

As hipóteses levantadas neste estudo sobre as respostas comportamentais e eletroencefalográficas em três situações testadas (execução, imaginação em primeira- pessoa e imaginação em terceira-pessoa) para o grupo controle (participantes com visão normal ou corrigida) seriam que:

a) atividades distintas coletadas por intermédio do EEG referente ao eletrodo Cz (supostamente na área motora suplementar) durante a preparação motora refletiriam diferentes estratégias na representação de movimentos;

b) em oposição, se a atividade cortical na área motora suplementar não se modificar nas tarefas testadas, isso poderia sugerir que o grupo controle sempre usaria estratégias mistas baseadas simultaneamente nas informações visuais e somato-motoras, independente da perspectiva imaginada.

Para o grupo de cegos congênitos avaliados, nossas hipóteses são:

a) Se não houver diferença entre as condições, esses resultados indicariam que a informação somatomotora é sempre importante, independente da estratégia

usada por esse grupo, ou seja, eles sempre usariam áreas motoras no planejamento das ações, seja em primeira-pessoa ou em terceira-pessoa;

b) A atividade diferente na AMS entre as situações testadas indicaria a utilização de diferentes estratégias para a realização das tarefas.

4.2.1 Materiais e Métodos

Amostra

O grupo controle utilizado nesta etapa do projeto foi constituído por 19 voluntários, entre 19 e 27 anos (média de idade: $23,6 \pm 2,2$ anos), homens, destros, praticantes de atividade física regular, não fumantes, com visão normal ou corrigida e sem histórico de patologias que tenham acometido o sistema nervoso ou lesões no sistema músculo-esquelético. A maioria dos participantes desse grupo era de alunos do curso de graduação em Educação Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro (16 pessoas). Optou-se por essa amostra pois acreditou-se que a influência do nível de atividade física dos grupos sobre o planejamento dos movimentos estaria pareada, já que os voluntários deficientes visuais também praticavam atividade física regularmente.

A amostra do grupo de deficientes visuais consistiu em 10 voluntários portadores de deficiência visual (classe B1 – classificação desportiva que inclui sujeitos completamente cegos) e praticantes regulares de esportes para cegos, recrutados a partir de contato estabelecido com o Instituto Benjamim Constant. Os voluntários cegos eram homens, não fumantes, com média de idade de $23,6 (\pm$

2,2) anos, e sem histórico de lesões no sistema músculo-esquelético no período dos testes. Todos os indivíduos do grupo de cegos tiveram problemas visuais exclusivamente periféricos e apresentaram cegueira congênita ou precoce (até os 3 anos de idade). Os principais problemas visuais nesse grupo foram: glaucoma congênito, catarata, deslocamento de retina, e problemas no nervo ótico. Esses participantes eram completamente cegos ou não tinham mais do que uma sensibilidade rudimentar para percepção de luz. Além disso, nesse grupo, 4 indivíduos cursavam o ensino superior, 3 completaram o ensino médio e 3 estavam cursando o ensino fundamental.

Todos os voluntários receberam orientação (escrita para o grupo controle e oral para os deficientes visuais) sobre os procedimentos adotados nesse estudo e assinaram um termo de consentimento da participação. Esse projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho - UFRJ (número CEP: 093/03).

Protocolo Experimental

A sessão experimental se iniciava com a apresentação do termo de consentimento livre e esclarecido para os participantes (Anexo I). Posteriormente, para avaliação da lateralidade dos participantes, foi utilizado o inventário de Edimburgo (Oldfield, 1972), relacionando, principalmente, a destreza manual dos indivíduos através de um questionário. Esse questionário precisou ser modificado para a avaliação dos deficientes visuais (anexo II), pois apresentava tarefas as quais esse grupo não costumava realizar (por exemplo, usar uma raquete de tênis).

a) Tarefa comportamental: julgamento de lateralidade da posição da mão

A tarefa comportamental utilizada se baseou em simular mentalmente diferentes posturas das mãos nas perspectivas de primeira-pessoa ou terceira-pessoa, para verificar possíveis diferenças nas estratégias representacionais em sujeitos com visão normal e em deficientes visuais congênitos. Essa tarefa foi modificada de Sirigu e Duhamel (2001) e consistiu em ouvir uma descrição verbal, sobre uma determinada posição da mão no espaço. Várias combinações possíveis foram utilizadas: a própria mão do avaliado ou a mão do experimentador, mão esquerda ou direita, dedos apontados para baixo ou para cima, imaginar-se olhando a palma ou o dorso da mão (ver instruções no anexo III). Em seguida, devia-se responder a respeito da localização do dedo polegar ou do dedo mínimo, fornecendo 16 combinações possíveis em cada perspectiva (32 condições no total, realizadas em dois blocos). Nessa tarefa de localização espacial da postura da mão, os avaliados eram instruídos para responder o mais rápido e precisamente possível se a posição do dedo alvo estava à sua direita ou à sua esquerda, somente após o final da instrução. Por exemplo, os voluntários deveriam imaginar a posição de uma mão à sua frente e realizar a decisão sobre a localização dos dedos do seu próprio ponto de vista. Os avaliados realizaram um curto bloco inicial para garantir que as instruções foram bem entendidas.

As sessões experimentais alternaram dois blocos de testes com situações da posição da mão do avaliado (primeira-pessoa – 1P) ou da mão do avaliador (terceira-pessoa – 3P). O tempo de resposta da simulação mental correspondia ao intervalo de tempo entre o final da instrução e a resposta verbal do sujeito, captada por intermédio de um microfone situado próximo ao avaliado. As respostas erradas não foram analisadas e a taxa de erro foi computada em cada bloco. Em todos os

blocos, os indivíduos deveriam permanecer sentados, mãos apoiadas sobre as pernas e com os olhos fechados (utilizando uma venda).

As 16 posturas, em cada bloco, foram apresentadas aleatoriamente e a instrução verbal era transmitida por meio de um fone de ouvido com um microfone acoplado a um computador, o que permitia o registro do tempo de resposta (TR) dos voluntários.

Para esta etapa comportamental, a análise estatística foi realizada através do teste de análise de variância (ANOVA two-way) para comparar as médias dos seguintes parâmetros: mediana do tempo de resposta (TR), variabilidade dos TR (desvio-padrão) e o número de erros nas tarefas, tendo como os dois fatores principais: os grupos (cegos e controle) e as perspectivas diferentes (1P e 3P).

b) Registro eletroencefalográfico (EEG) durante a simulação mental de movimentos

Nesta etapa, os indivíduos sentaram confortavelmente e realizou-se a colocação dos eletrodos de EEG e de outros sinais fisiológicos (EMG e ECG).

As tarefas experimentais consistiram na execução e na simulação mental de movimentos de extensão do dedo médio da mão direita. Com os olhos vendados, os indivíduos deviam ouvir um som mais freqüente (freqüência do som: 1000 Hz, duração de 100 ms, intensidade 70 dB_{SPL}) que determinava o instante para realizar ou imaginar cada movimento em cada bloco específico. O uso de uma pista externa auditiva para iniciar os movimentos serviu, sobretudo, para a identificação do início do processo de simulação mental dos movimentos. Apesar da execução de movimentos auto-iniciados, sem pista externa, apresentarem maiores

amplitudes dos potenciais de prontidão (Jankelowitz *et al.*, 2002), foi necessária a utilização de movimentos disparados por uma pista auditiva externa, que funcionou como um marcador temporal em função das tarefas de simulação mental de movimentos.

Cada bloco de teste consistia em 50 sons freqüentes e 5 eventos com sons raros (freqüência do som de 300 Hz, 100 ms de duração e 70 dB_{SPL} de intensidade), que serviam como distrativos e mantinham o engajamento dos voluntários durante as tarefas. O intervalo médio entre os estímulos sonoros nos blocos foi de 4,6 s e com uma variação aleatória de 200 ms para evitar adaptação, previsão e/ou regularidade dos estímulos auditivos.

A seqüência experimental completa consistiu de 4 blocos:

- Bloco 0: ouvir o som mais freqüente (50 eventos) e manter-se relaxado sem qualquer movimento e, após o som raro (5 eventos), realizar a extensão do dedo médio direito.
- Bloco 1: realizar o movimento de levantar o dedo médio direito após o som mais frequente, em uma velocidade confortável, sem ser muito lento (EXECUÇÃO) e não realizar qualquer movimento nos sons raros.
- Bloco 2: imaginar o mesmo movimento anterior sem realizá-lo. Nessa tarefa, o avaliado deveria sentir-se realizando de fato o seu próprio movimento, de acordo com o seu ponto de vista (IMAGINAÇÃO em primeira-pessoa – 1P) e, nos sons raros, o avaliado não deveria realizar qualquer tarefa.
- Bloco 3: imaginar o mesmo movimento de levantar o dedo médio direito realizado por uma outra pessoa à sua frente (IMAGINAÇÃO em terceira-pessoa – 3P) nos sons freqüentes e ignorar os sons raros.

Os blocos 2 e 3 foram aleatorizados, porém os dois blocos iniciais tiveram a ordem sempre mantida. Durante os blocos, os participantes deveriam ficar em silêncio, relaxados, com o mínimo movimento possível, sem piscar e procurando manter a concentração durante os testes (figura 10). A instrução de todos os blocos foi lida sempre pelo mesmo experimentador.

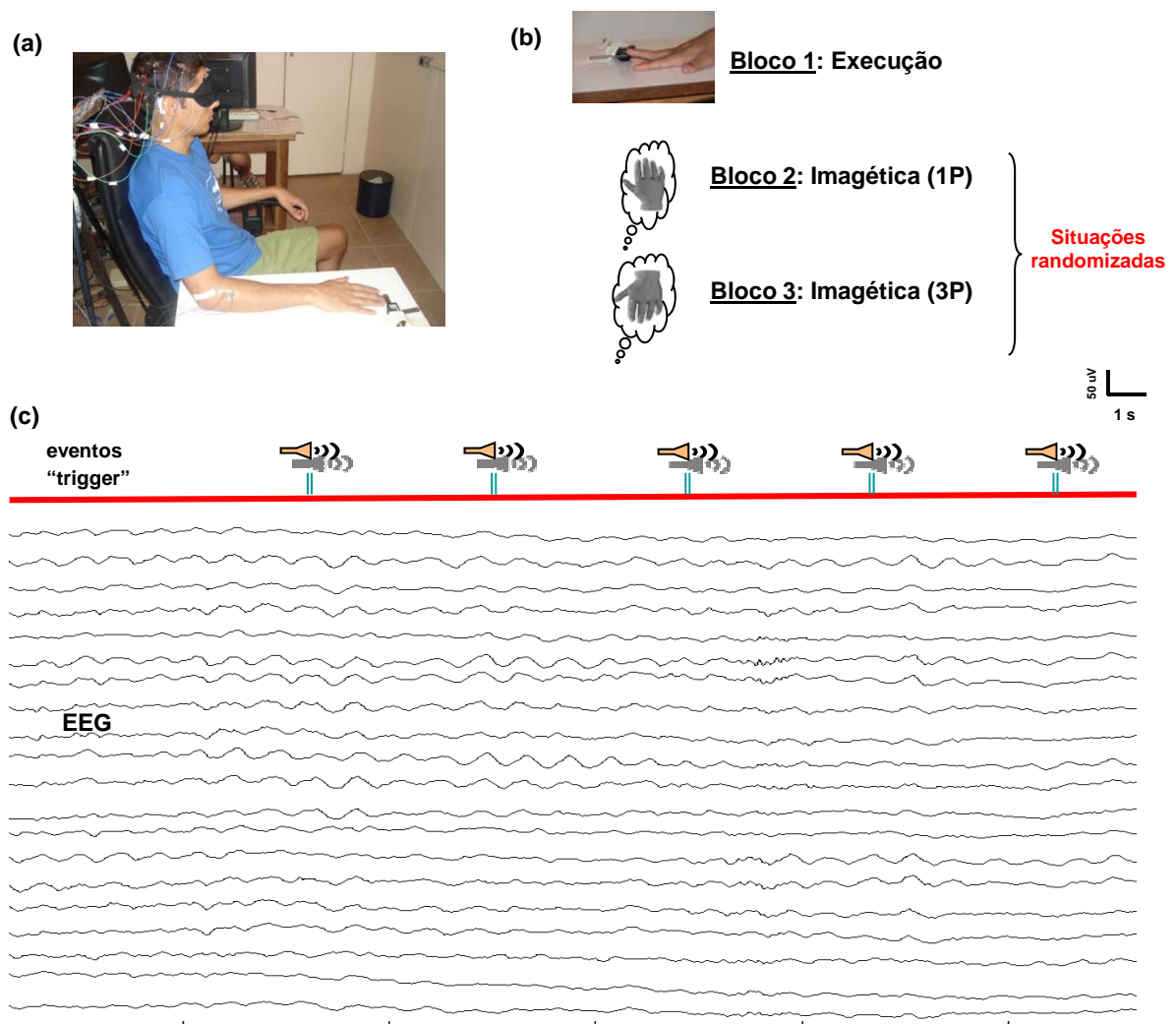


Figura 10. Representação esquemática do protocolo experimental. (a) Os participantes ficaram sentados confortavelmente e permaneceram vendados para a realização das tarefas; (b) três condições foram avaliadas: no bloco 1 - execução do movimento de extensão do dedo médio da mão direita; no bloco 2 - simulação mental do mesmo movimento em primeira pessoa e no bloco 3 - simulação mental em terceira pessoa e (c) o registro dos 20 canais de EEG sincronizados aos estímulos sonoros.

Um bloco curto com 8 eventos foi realizado para garantir que as instruções foram compreendidas antes de cada tarefa. Ao término de cada bloco, houve um período de descanso (aproximadamente dois minutos), no qual os participantes relataram a facilidade (pontuando em uma escala tipo Likert (5 pontos): variando de 1 – extremamente difícil até 5 – extremamente fácil) e as estratégias usadas em cada tarefa. A duração de cada bloco foi de 5 minutos aproximadamente e o tempo total da sessão experimental (colocação dos eletrodos e realização das tarefas) foi de aproximadamente 1 hora.

Aquisição dos sinais biológicos

Para a aquisição dos sinais eletroencefalográficos (EEG) utilizou-se um equipamento BrainNet BNT-36 (EMSAMED, Rio de Janeiro) com 20 eletrodos de ouro fixados no escalpo, utilizando o sistema internacional 10-20 para colocação de eletrodos (figura 11), com montagem monopolar, sendo todas derivações referenciadas aos processos mastóideos (média das derivações A_1 e A_2). A frequência de amostragem dos sinais coletados foi de 600 Hz e todos os canais foram filtrados analogicamente com frequências de corte de 0,1 e 35 Hz (filtro passa-banda). Durante todo o experimento, a impedância dos eletrodos era mantida abaixo de 7 k Ω . Além dos 20 canais de EEG, utilizou-se um canal de *trigger* no mesmo sistema de aquisição para sincronizar os sinais e marcar os eventos em cada tarefa.

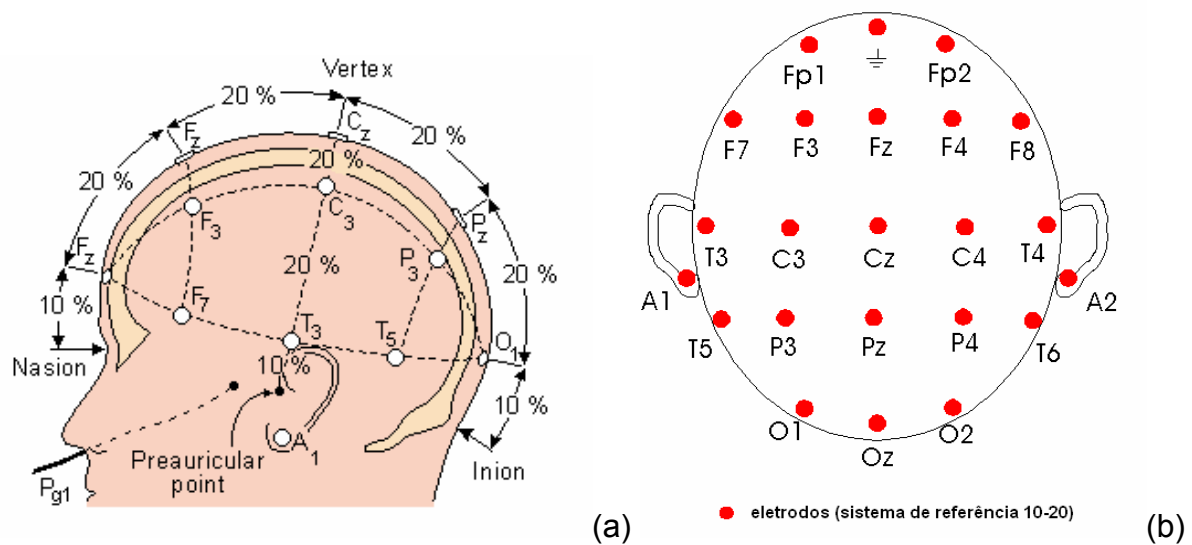


Figura 11. Representação esquemática do sistema internacional 10-20 para colocação dos eletrodos nos testes com EEG (vista lateral esquerda (a) e vista superior (b)).

Simultaneamente, houve a aquisição sincronizada dos sinais da atividade mioelétrica (EMG) do músculo extensor comum dos dedos da mão direita, fixando eletrodos de superfície de Ag/AgCl de 8 mm de diâmetro na posição anatômica preconizada (Jabre *et al.*, 1983). Além disso, para o sinal eletrocardiográfico (ECG) utilizou-se a derivação V5. Outro sinal coletado foi o registro de uma célula de carga colocada sob o dedo médio da mão direita para identificação do início ou da ausência de movimento. Mais um canal foi utilizado para o sinal de *trigger*, gerado pela apresentação dos estímulos sonoros, a partir do software Presentation, via porta paralela. Todos esses sinais fisiológicos foram adquiridos com o sistema BIOPAC MP100 (Santa Bárbara, CA) com uma frequência de amostragem de 1000 Hz para todos os canais (figura 12).

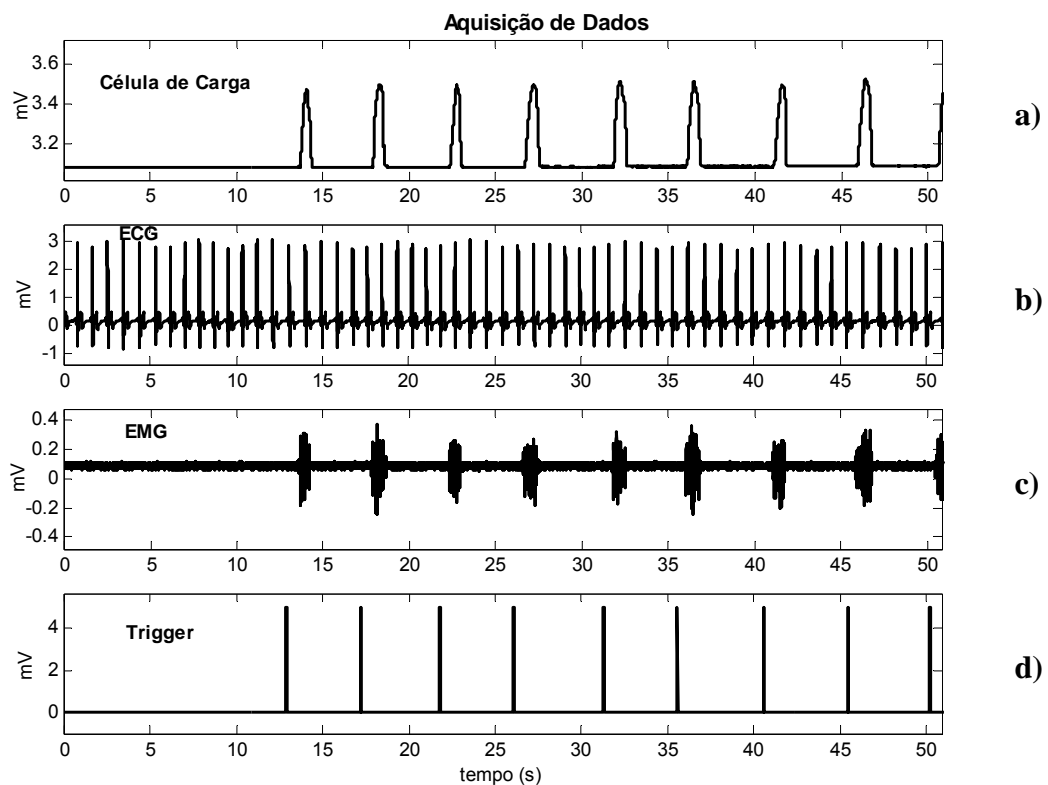


Figura 12. Exemplo da aquisição dos sinais fisiológicos registrados durante a condição de execução do movimento de extensão do dedo médio direito: São ilustrados trechos dos sinais da célula de carga localizada sob o dedo médio da mão direita **(a)**, ECG **(b)**, EMG do músculo extensor comum dos dedos **(c)** e o sinal de “trigger” indicando a apresentação do estímulo sonoro **(d)**.

Análise dos sinais

A análise dos dados foi realizada “off-line” em MATLAB (Mathworks, USA) e consistiu no cálculo da média coerente (promediação) dos segmentos de EEG sincronizados pelos estímulos auditivos utilizados em cada bloco, resultando nos potenciais de prontidão em cada tarefa para cada indivíduo.

Adicionalmente, calculou-se a série temporal dos intervalos RR, a partir do ECG, para avaliar as diferenças nas respostas autonômicas cardíaca em função de tarefas executadas ou imaginadas. Os registros das atividades mioelétrica e do

o sinal da célula de carga possibilitaram identificar a presença (na execução) e a ausência da contração muscular (na imaginação) nos situações experimentais.

O pré-processamento dos sinais de EEG consistiu nas seguintes etapas: os sinais provenientes de todos os 20 canais foram filtrados digitalmente com um filtro passa-baixa Butterworth de segunda ordem (frequência de corte de 10 Hz), sincronizados pelo sinal de trigger sonoro em cada condição e, finalmente, foram excluídos os eventos com amplitudes de mais que 100 μV . O número mínimo de eventos válidos para cada participante foi de 43 eventos por bloco. Posteriormente, a grande média coerente foi calculada para todos os casos individuais em cada situação experimental dentro dos grupos (controle e cegos). Assim, para cada caso, o sinal promediado do canal Cz é calculado pela seguinte equação:

$$\bar{x}[i] = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M x_m[i], \quad (2)$$

onde M é o número de eventos promediados (em geral, 50 eventos), $x_m[i]$ é o sinal de EEG durante o m -ésimo evento, iniciando 2,5 s antes até 1 s após os estímulos sonoros e i é o índice da amostra do sinal. Dessa forma, esses sinais promediados correspondem aos potenciais de prontidão calculados para cada tarefa.

A derivação Cz (provavelmente relacionada à atividade da área motora suplementar, bastante importante no planejamento das ações) (Jahanshahi *et al.*, 2003; Shibasaki *et al.*, 2006) foi escolhida, e será o único canal do EEG a ser analisado nesse estudo, para identificar a atividade de uma área motora importante na preparação dos movimentos e relacionar com diferentes estratégias (visuais ou somato-motoras) na representação das ações.

Os parâmetros analisados dos potenciais de prontidão foram: 1) a amplitude média do sinal entre 1,0 s e 0,1 s antes dos blocos de execução e de imagética

1P/3P e 2) o coeficiente angular da equação de uma reta ajustada (método dos mínimos quadrados) no mesmo trecho de 1,0 s a 0,1 s previamente aos avisos sonoros de cada bloco (figura 13). A linha de base foi calculada no intervalo de 2,1 a 2,0 s antes dos estímulos sonoros.

O trecho de análise (-1,0 s até 0,1 s antes dos estímulos auditivos) baseou-se no trabalho de Jankelowitz *et al.* (2002). Neste trabalho, os autores mostraram que a regressão linear ajustada aos dados de movimentos imaginados apresentava valores do coeficiente de determinação da reta (r^2) maiores para uma única reta ajustada aos potenciais de prontidão (iniciando entre 1,03 s e 1,0 s antes dos sons) do que para duas retas distintas (os componentes clássicos do potencial de prontidão para movimentos executados auto-iniciados). Esse fato refletiria uma única etapa do planejamento para movimentos imaginados, diferente das duas fases encontradas nos potenciais de movimentos auto-gerados (Jankelowitz *et al.*, 2002).

Os sinais de EMG foram filtrados (filtro passa-banda - 10-350 Hz), retificados e filtrados digitalmente (filtro passa-baixa com frequência de corte de 10 Hz) para a obtenção do envelope do sinal. Para os sinais da célula de carga, houve somente a sincronização para cada evento sonoro a partir do sinal original. Para os sinais de ECG, utilizou-se um algoritmo para detecção dos picos das ondas R (baseado na primeira derivada do sinal). A seguir, como os intervalos RR têm intervalos irregulares, os sinais foram interpolados (“spline cúbica”) na frequência de reamostragem de 2 Hz, resultando nas séries temporais dos intervalos RR.

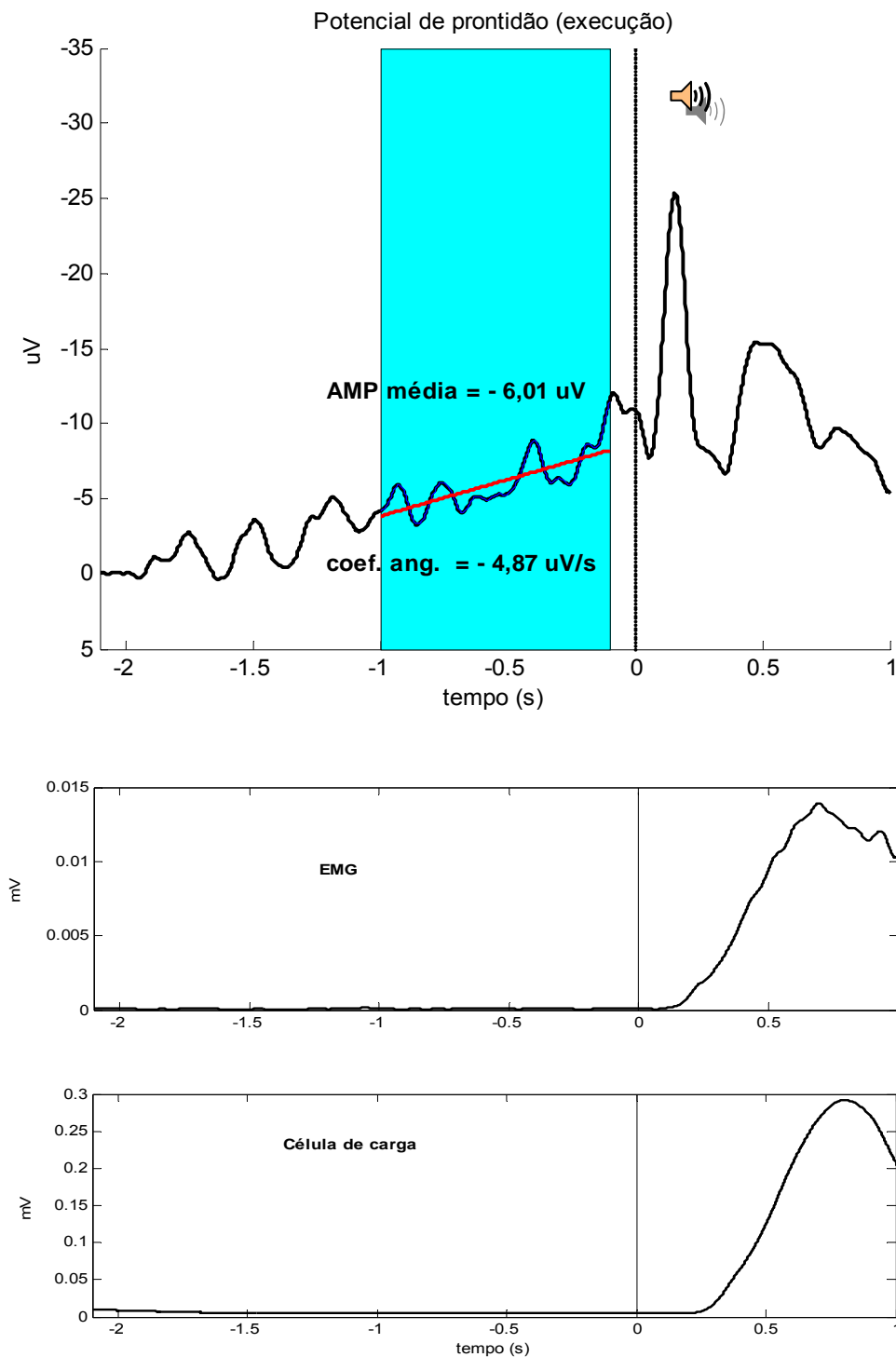


Figura 13. Exemplo dos parâmetros calculados para análise do potencial de prontidão: amplitude média entre -1 a 0,1 s antes dos estímulos sonoros (“trigger” das tarefas) e o coeficiente angular calculado pelo ajuste de uma equação de reta aos dados (método dos mínimos quadrados). Notar a inversão do eixo y (por convenção representa-se a negatividade acima do zero), correspondendo à maior ativação daquela região cerebral. Abaixo, são representados os sinais médios do EMG e da célula de carga sincronizados pelos estímulos sonoros.

Análise estatística

A análise estatística dos parâmetros calculados foi realizada com o teste de análise de variância (ANOVA) com dois fatores (two-way), sendo um fator entre os grupos (cegos e controle) e o outro fator dentro do grupo, como medidas repetidas (situações: execução, imagética 1P e imagética 3P). Como o tamanho dos grupos é diferente e para evitar o efeito de variâncias diferentes entre os grupos, usou-se a correção de Greenhouse–Geisser. A análise *post-hoc* foi realizada com o teste Newman-Keuls.

Outras considerações metodológicas

A escolha do movimento utilizado foi baseada nos trabalhos de Kitamura *et al.* (1993); Stancák (2000) e Yue *et al.* (2000). Estes autores mostraram que os músculos flexores das articulações dos membros superiores são mais facilitados (ou menos inibidos) pelos sistemas cortico-espinhal e outras vias corticais e sub-corticais do que os músculos extensores. Conseqüentemente, necessita-se menos atividade cortical nas áreas de planejamento (menor amplitude dos potenciais de prontidão) para ativar um músculo flexor e maior atividade é requerida para ativar um músculo extensor. Além disso, movimentos isolados de um único dedo apresentam maiores potenciais corticais do que movimentos de vários dedos em conjunto (Kitamura *et al.*, 1993). Esses dois aspectos determinaram a escolha do movimento a ser realizado para permitir melhor identificação dos potenciais de prontidão.

O bloco auditivo não será analisado nesse estudo e serviu como um bloco de adaptação e treinamento para os voluntários, principalmente para os deficientes

visuais que desconheciam o propósito do experimento e não tinham contato com os avaliadores.

O protocolo experimental foi realizado com os participantes permanecendo a sessão inteira com os olhos vendados. Essa situação evitaria diferenças relacionadas à situação visual dos grupos experimentais, já que os deficientes visuais não têm nenhuma percepção visual ou muito pouca, e também evitaria-se que movimentos oculares contaminassem os sinais de EEG.

4.2.2 Resultados

Como mostrado na tabela 6, não houve diferença estatística entre os dois grupos (teste t para amostras independentes) em relação à idade, estatura, massa corporal e no índice de lateralidade, confirmando, assim, que os grupos são semelhantes nesses aspectos.

Tabela 6. Principais características dos participantes no experimento 2. Os dados são valores médios (desvio padrão) e não mostraram diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos analisados.

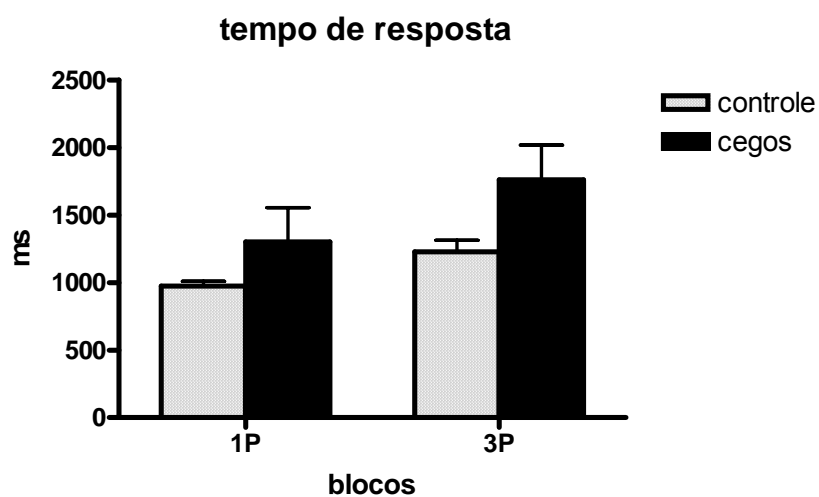
<i>GRUPOS</i>	<i>Idade (anos)</i>	<i>Estatura (cm)</i>	<i>Massa Corporal (Kg)</i>	<i>Índice de Lateralidade</i>
Cegos (n=10)	25,8 (4,1)	174,1 (9,9)	69,9 (11,7)	0,78 (0,29)
Controle (n=19)	23,6 (2,2)	174,3 (5,3)	76,5 (10,4)	0,83 (0,09)

a) Resultados comportamentais

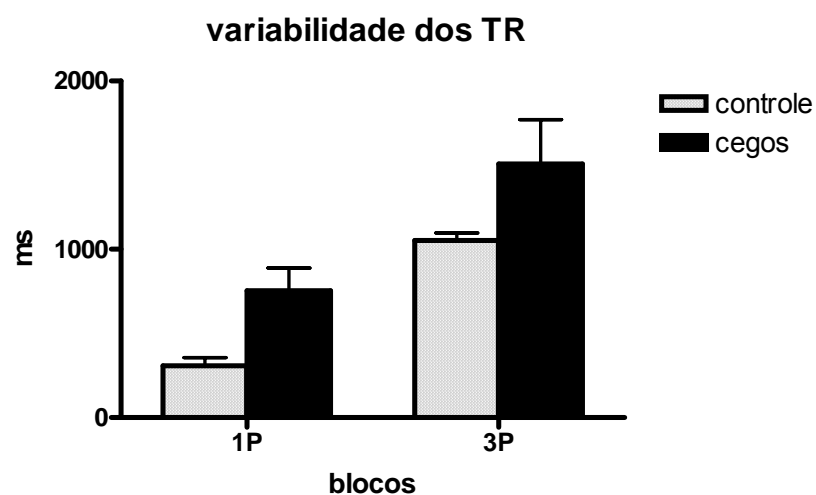
Os resultados dos tempos de resposta das simulações mentais sobre as posturas da mão mostraram que houve diferença estatisticamente significativa para os seguintes parâmetros: a) mediana dos tempos de resposta, entre os grupos ($p = 0,015$) e entre as perspectivas ($p < 0,0001$); b) para o desvio-padrão dos tempos de resposta, entre os grupos ($p = 0,002$), entre as perspectivas ($p < 0,0001$) e c) para o número de erros, entre os grupos ($p = 0,004$) e entre as perspectivas ($p = 0,014$). Além disso, não houve interação significativa entre os grupos e as perspectivas para nenhum parâmetro (figura 14).

b) Resultados do experimento de EEG

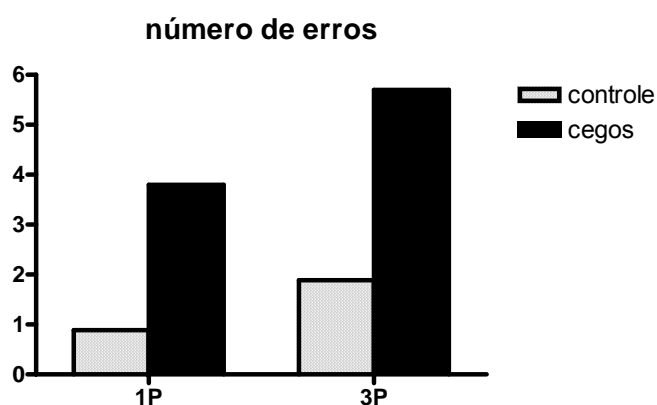
O bloco de execução permitiu identificar a duração dos movimentos executados e serviu de modelo para as situações de imaginação de movimentos 1P e 3P. Dessa forma, o grupo controle realizou os 50 movimentos (bloco de execução), com duração média de $1,52 (\pm 0,16)$ segundos e os deficientes visuais com duração média $1,41 (\pm 0,32)$ segundos, sem diferença significativa entre os grupos ($t(27) = 1,22$; $p = 0,23$). A latência das respostas dos movimentos também não foi estatisticamente diferente entre os grupos ($t(27) = 1,69$; $p = 0,11$), sendo de $0,39 (\pm 0,08)$ s e $0,33 (\pm 0,09)$ s para o grupo controle e os cegos, respectivamente, utilizando os sinais da célula de carga.



(a)



(b)



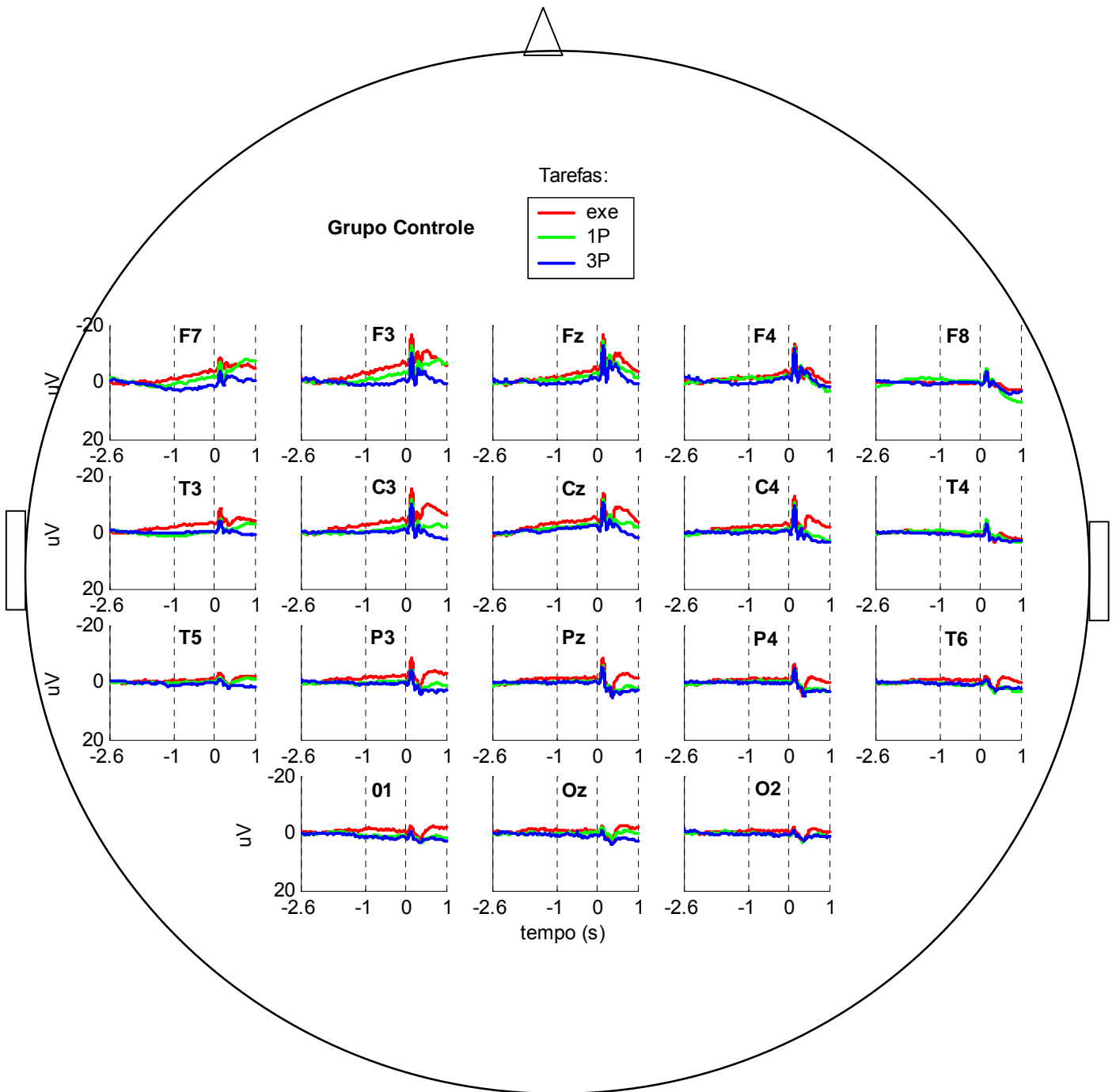
(c)

Figura 14. Respostas comportamentais para a tarefa de localização espacial dos dedos da mão. a) Mediana dos tempos de resposta em função das diferentes perspectivas adotadas pelos grupos; b) Variabilidade das respostas (desvio-padrão) e c) o número médio de erros em cada bloco.

Os intervalos entre os estímulos sonoros em média de 4,6 s ($\pm 0,02$ s), garantindo, assim, o tempo necessário para realizar as tarefas e a preparação para o próximo evento.

O padrão geral da atividade cerebral em todos os canais registrados, precedendo os estímulos sonoros para cada bloco específico (execução e nas simulações mentais 1P e 3P) nos dois grupos testados, está ilustrado na figura 15. Para o canal analisado Cz, em relação aos grupos testados, comportamento distinto é observado somente no grupo de cegos, onde a condição de simulação mental em terceira-pessoa se distingue das condições de execução e simulação mental de movimentos em primeira-pessoa (figura 16).

A)



B)

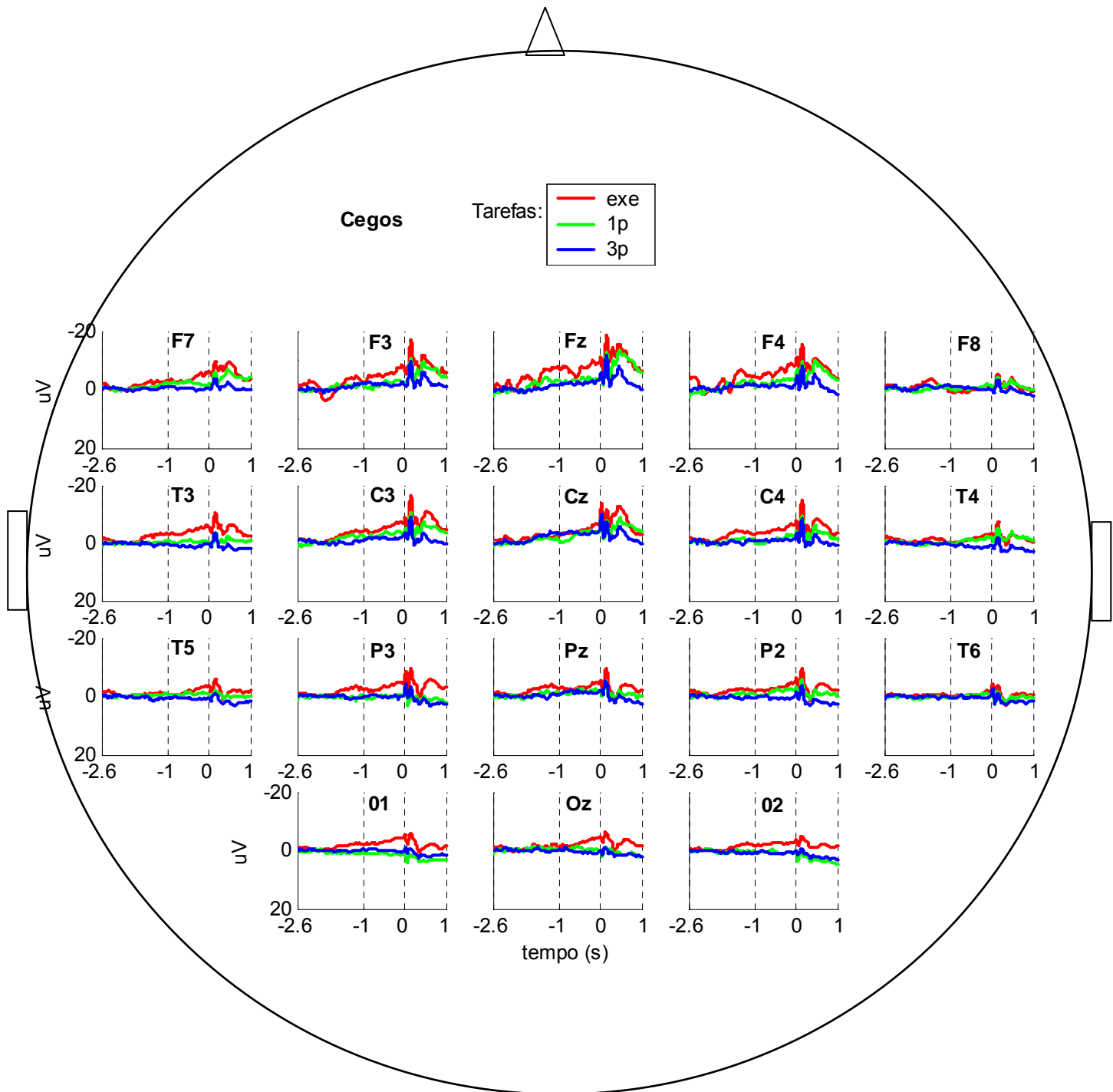
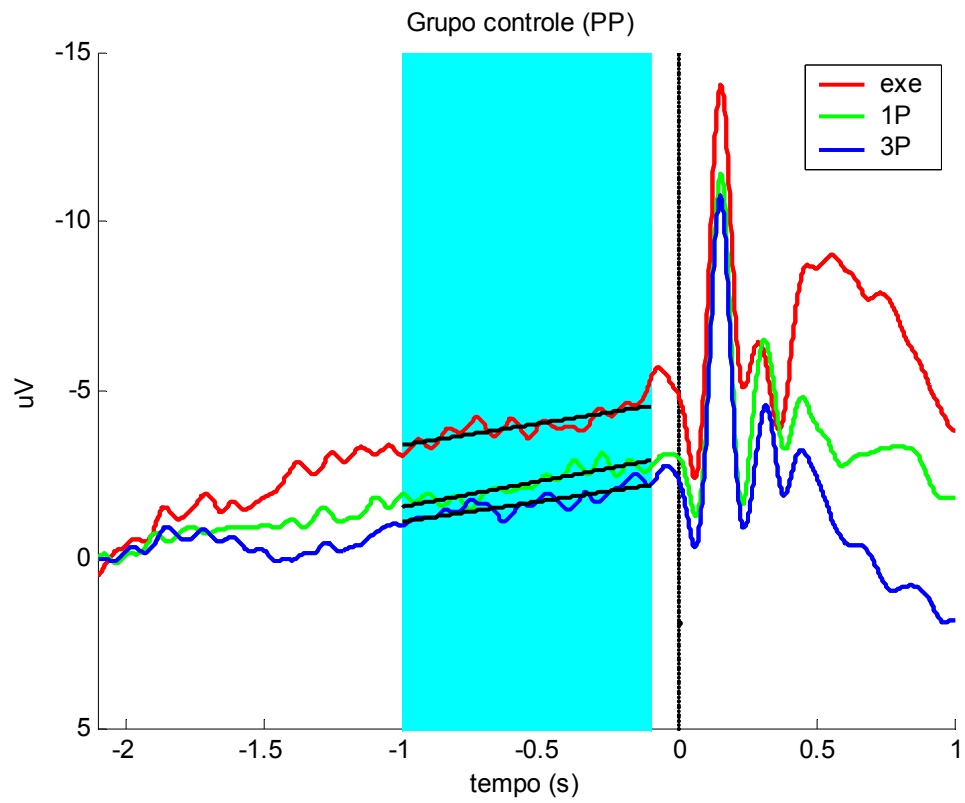
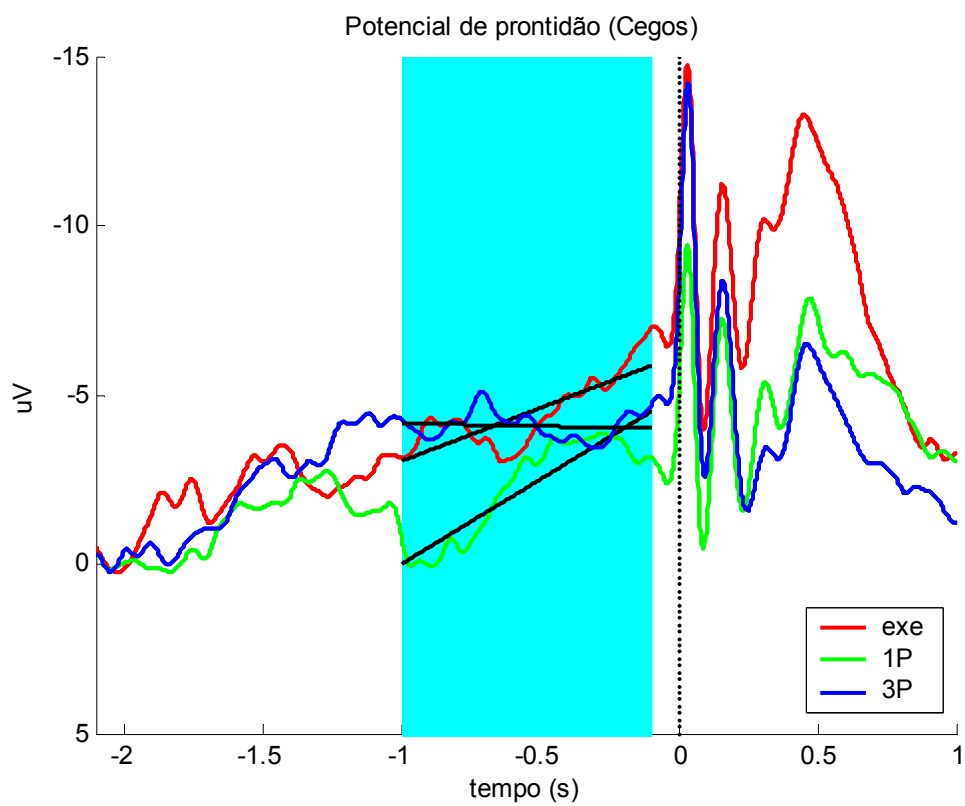


Figura 15. Representação esquemática da localização espacial da grande média dos potenciais de prontidão coletados nos eletrodos segundo o sistema internacional 10/20. a) Grupo controle e b) deficientes visuais nas situações testadas (execução, imaginação em primeira-pessoa (1P) e imaginação em terceira-pessoa (3P)).

A análise do coeficiente angular da reta ajustada aos potenciais de prontidão mostrou que o efeito principal para os grupos não foi estatisticamente diferente ($F(1,27) = 0,78$; $p=0,385$), mas houve uma diferença significativa entre as condições execução, simulação mental 1P e 3P ($F(2,54) = 5,13$; $\xi = 0,98$; $p=0,009$), e uma interação significativa entre os fatores grupo e tarefas ($F(2,54) = 4,18$; $\xi = 0,98$; $p=0,021$). A análise *post-hoc* mostrou que a diferença estatística aconteceu entre a imagética 3P comparada com a execução e imagética 1P ($p = 0,04$ e $p = 0,001$, respectivamente) no grupo deficiente visual (figura 17). Entretanto, os dados individuais dos coeficientes angulares refletem certa variabilidade dentro dos grupos, principalmente no grupo controle e comportamento mais homogêneo no grupo deficiente visual (figura 18).



(a)



(b)

Figura 16. Grande média dos potenciais de prontidão (canal Cz) entre os grupos controle (a) e cegos (b) nas situações testadas.

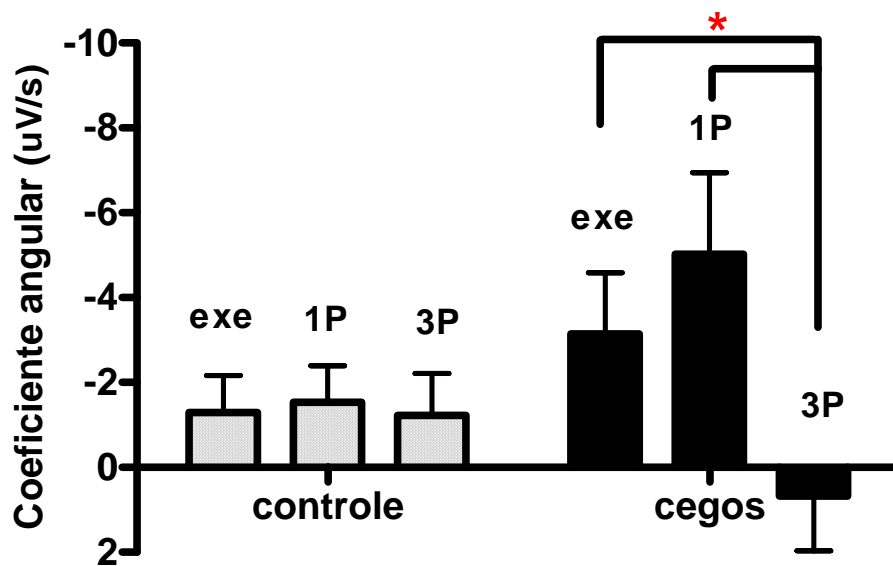


Figura 17. Coeficiente angular dos potenciais de prontidão no canal Cz. No grupo cego houve diferença significativa entre a execução ($p=0,04$) e imaginação 1P ($p=0,0013$) em relação à imaginação 3P. No grupo controle não houve diferença estatística nem em relação aos cegos e nem nas tarefas.

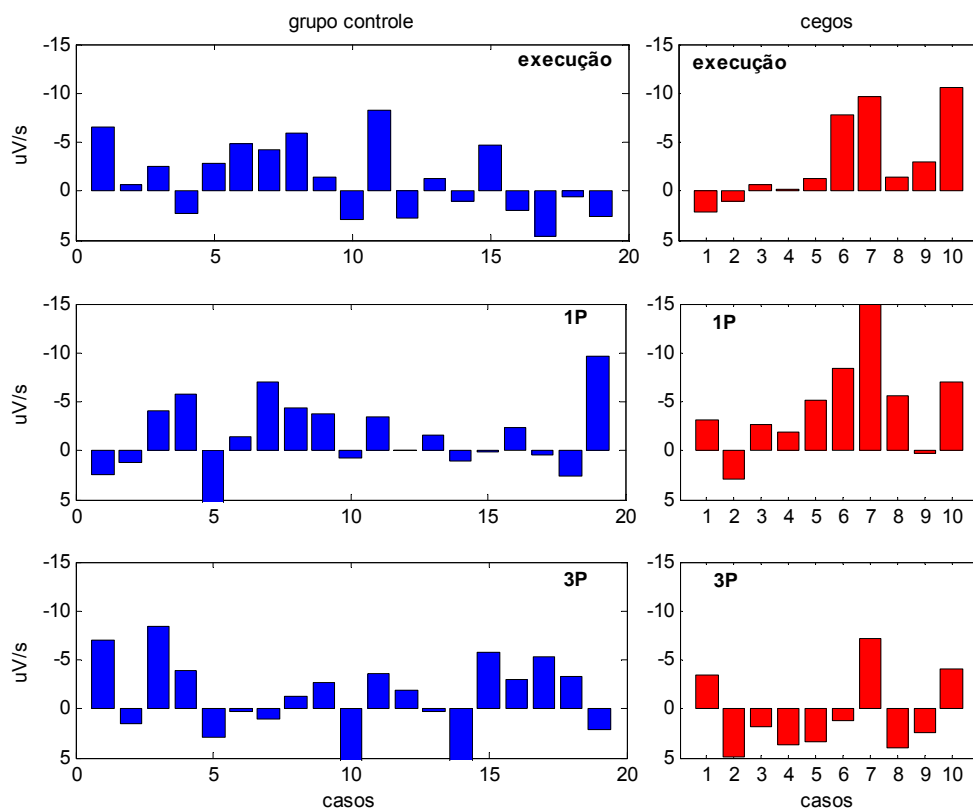


Figura 18. Coeficientes angulares dos potenciais de prontidão para cada caso individual. Notar a maior variabilidade dos coeficientes no grupo controle. Nos cegos, as situações execução e simulação 1P são mais semelhantes do que a simulação 3P.

A amplitude média dos potenciais de prontidão no trecho analisado não mostrou diferença estatisticamente significativa nem entre os grupos ($p = 0,624$), nem entre as tarefas ($p = 0,446$) e nem houve interação ($p = 0,816$) entre os fatores (figura 19).

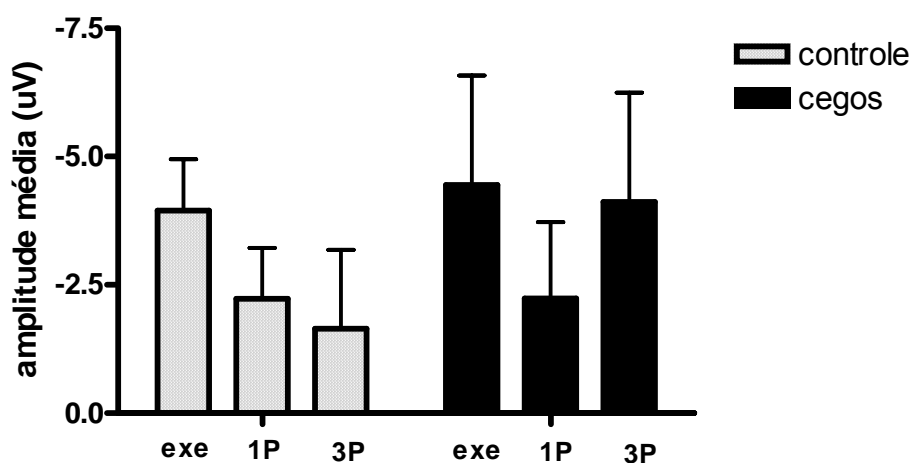


Figura 19. Amplitude média dos potenciais de prontidão. Não houve diferença estatística nem entre os grupos (controle e cegos) e nem entre as condições (execução, imagética 1P e imagética 3P).

Em relação ao relato subjetivo, usando a escala de facilidade (5 pontos) para realizar a simulação mental dos movimentos (1P e 3P) após cada bloco, houve uma tendência de maior dificuldade na simulação de movimentos em terceira-pessoa. Entretanto, não houve diferença significativa nem entre os grupos ($p = 0,362$), nem entre as condições ($p = 0,081$) e nem interação entre os fatores ($p = 0,68$) (figura 20).

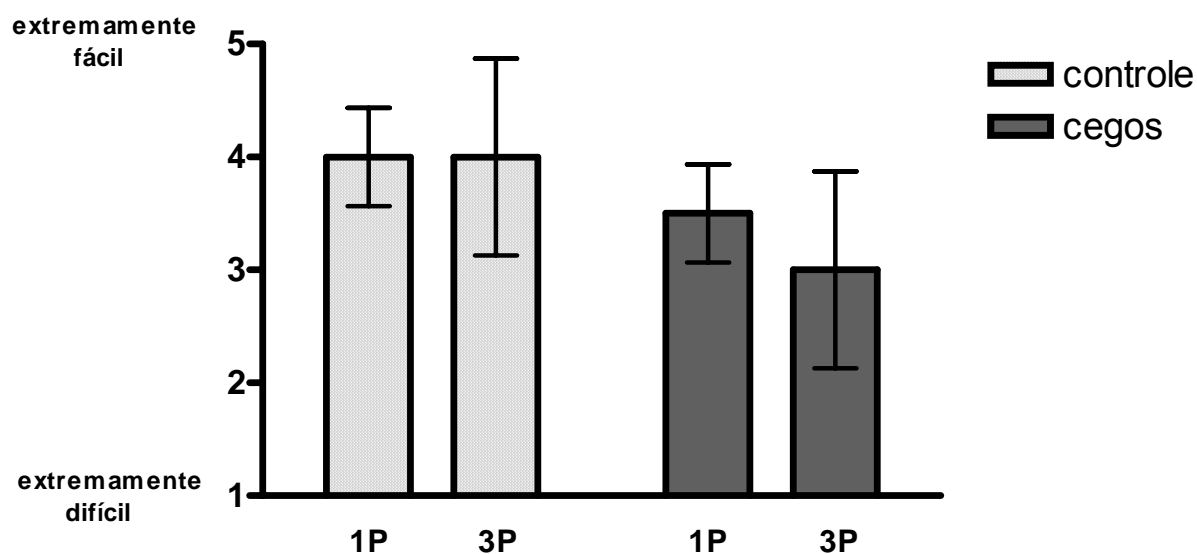
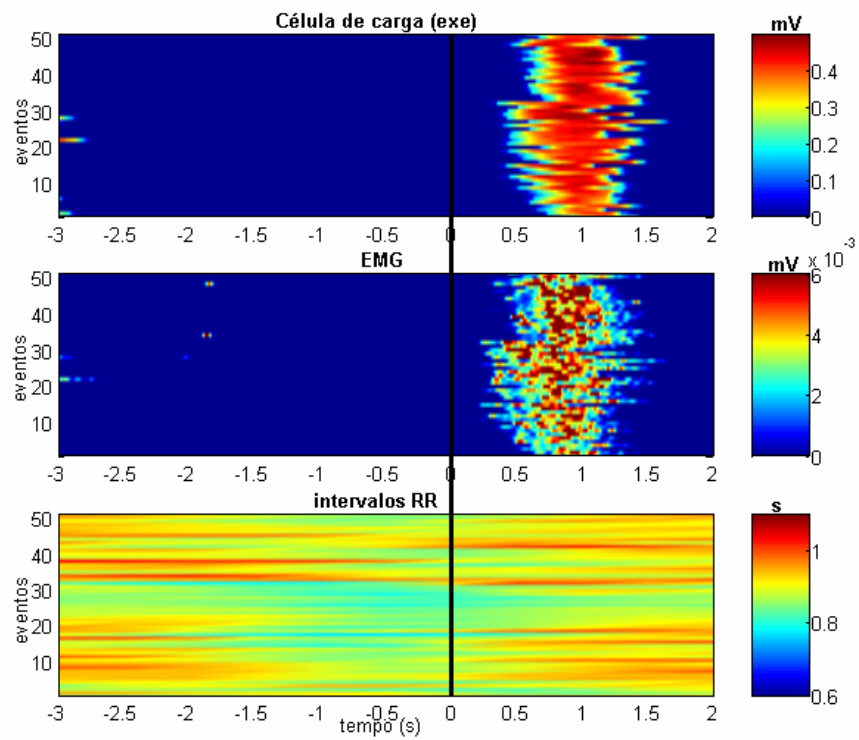


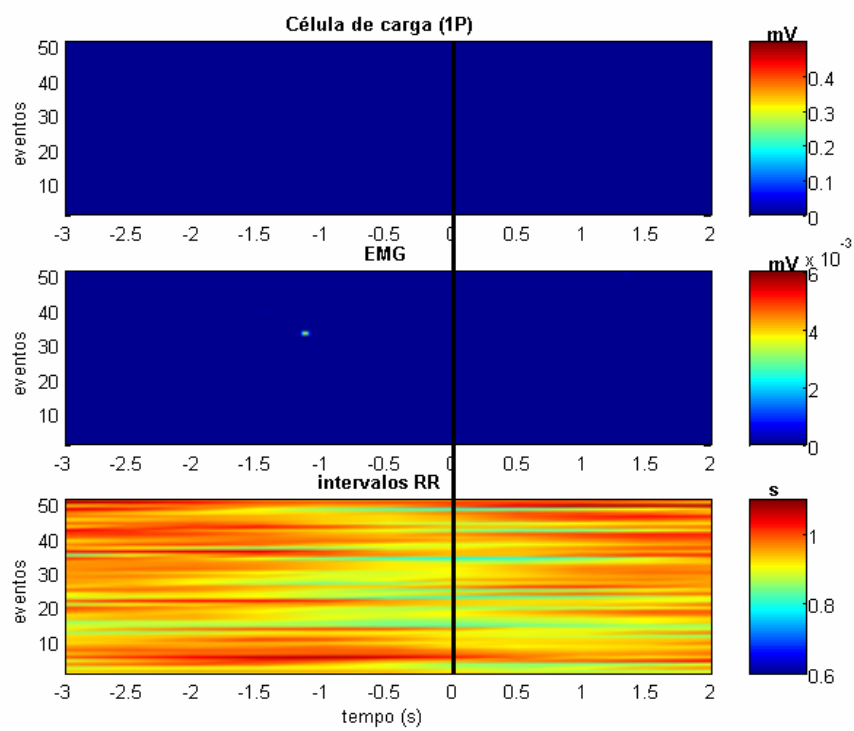
Figura 20. Relato subjetivo dos grupos após a realização das tarefas de imagética (1P e 3P). Não houve diferença entre os grupos e nem entre as condições, mas houve uma tendência para os deficientes visuais avaliarem como a tarefa mais difícil a imagética 3P.

As respostas fisiológicas dos sinais da célula de carga, EMG e intervalos RR (exemplo de um sujeito), durante as 3 condições experimentais nos 50 eventos de cada bloco, confirmam a realização correta das tarefas. Como esperado, a partir de um caso exemplo (figura 21), pode-se notar um aumento da atividade mioelétrica e alterações nos sinais da célula de carga após os estímulos sonoros no bloco de execução, ao contrário das situações de imaginação (1P e 3P). Para a variabilidade dos intervalos RR sincronizados com os eventos, também pode-se observar certo comportamento padrão das respostas.

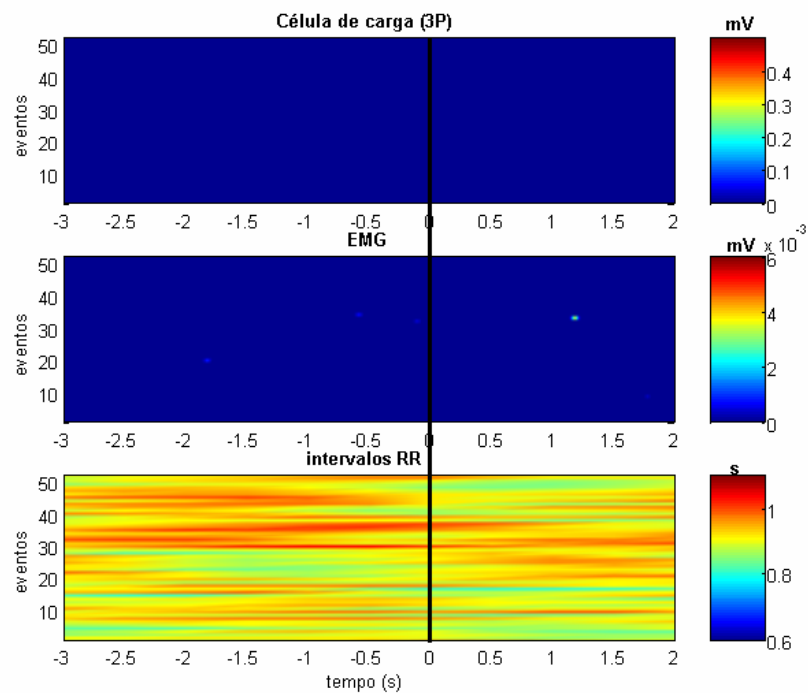
Como no exemplo individual anterior, o padrão médio dos sinais de EMG e da célula de carga nos grupos confirma as características das respostas fisiológicas nas condições experimentais testadas (figura 22).



(a)



(b)



(c)

Figura 21. Exemplo das respostas fisiológicas sincronizadas com os estímulos sonoros (50 eventos). Os sinais da célula de carga (superior), do EMG (meio) e dos intervalos RR (inferior) para um indivíduo do grupo controle são mostrados nas três situações experimentais avaliadas: **a)** bloco de execução; **b)** simulação mental em primeira-pessoa e **c)** simulação mental em terceira-pessoa.

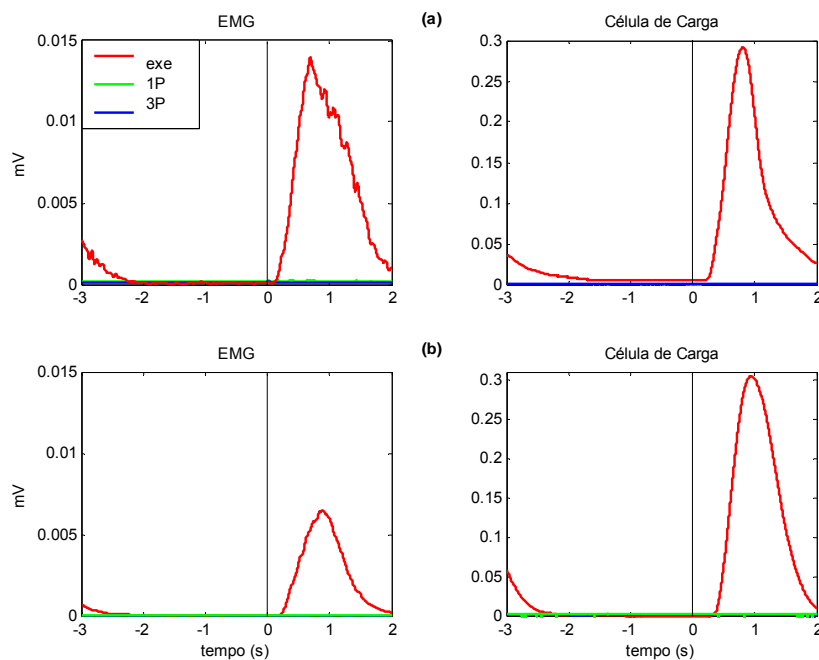


Figura 22. Padrão médio das respostas fisiológicas (EMG e célula de carga) sincronizadas aos estímulos sonoros no grupo controle (a) e no grupo deficiente visual(b).

A frequência cardíaca mostrou características qualitativas semelhantes às respostas dos potenciais de prontidão, porém não houve diferença significativa nem entre os grupos, nem entre as situações e nem interação entre os fatores (figura 23).

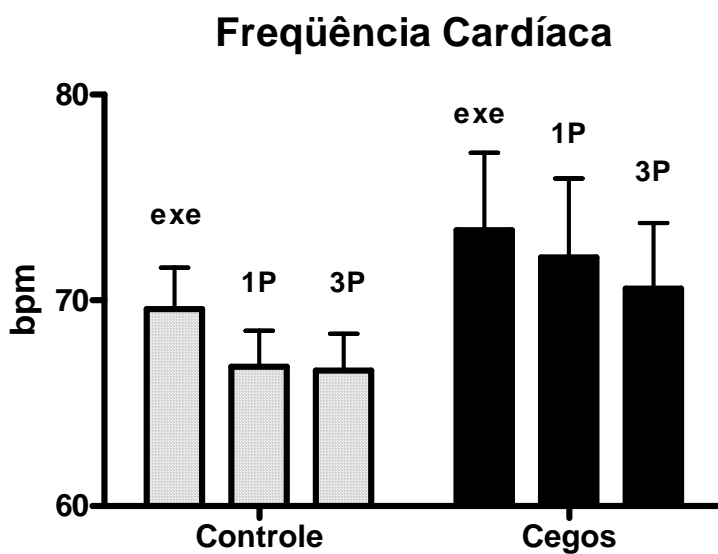
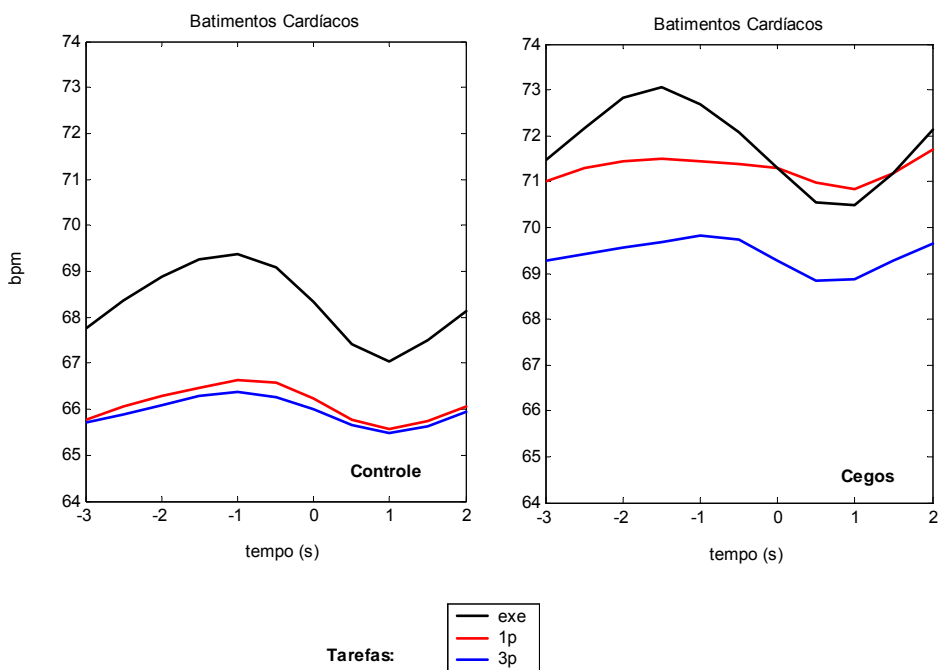


Figura 23. Padrão médio dos batimentos cardíacos sincronizados com os estímulos sonoros (superior) e a frequência cardíaca média calculada 2 segundos antes dos eventos.

4.2.3 Discussão

a) Experimento comportamental

Os resultados da tarefa de julgamento da posição da mão mostraram que ambos os grupos obtiveram maior vantagem no processamento das tarefas em perspectiva de primeira-pessoa, provavelmente se aproveitando da compatibilidade entre a postura imaginada e a própria posição corporal do avaliado. Ou seja, o tempo de resposta foi mais rápido, com menor número de erros e menor variabilidade das respostas na simulação em primeira-pessoa do que em terceira-pessoa. Esses resultados concordam com os relatados previamente por Sirigu & Duhamel (2001) e por Jackson *et al.* (2006) para sujeitos saudáveis, onde a média do tempo de resposta foi maior em terceira pessoa do que em primeira pessoa.

Por outro lado, o grupo deficiente visual congênito apresentou tempo de resposta mais demorado, maior número de erros e maior variabilidade do tempo de resposta, caracterizando um pior desempenho global em relação ao grupo controle, independente da perspectiva adotada. Esses resultados, possivelmente, acontecem em função do forte componente visuo-espacial presente na tarefa (informações sobre cima, baixo, direita e esquerda).

A habilidade visuo-espacial de cegos precoces tem sido investigada na literatura, mas os fundamentos cognitivos ainda não são completamente entendidos. Vanlierde *et al.* (2004) observaram o mesmo desempenho entre cegos precoces e tardios/videntes em uma tarefa visuo-espacial, mas com o relato do uso de estratégias diferentes para a resolução da tarefa. Em oposição, Aleman *et al.* (2001) e Hollins (1985) sugeriram que a experiência visual contribui para o melhor

desempenho em determinadas tarefas visuo-espaciais (cegos precoces tiveram pior desempenho do que videntes).

Os dados comportamentais da tarefa utilizada no nosso estudo evidenciam que as perspectivas diferentes (1P ou 3P) envolveriam processos neurais ligeiramente diferentes. Jackson *et al.* (2006) mostraram que a imitação de movimentos intransitivos (rotações, movimentos horizontais ou verticais) dos pés e das mãos, em perspectiva de primeira-pessoa, foram iniciados mais rapidamente e com menores taxas de erro do que em terceira-pessoa. No estudo de Jackson *et al.* (2006), a sugestão é que quanto maior a semelhança visuo-espacial entre o imitador e o modelo usado para imitar, maior será a facilidade da tarefa. Portanto, como outros estudos relataram, a compatibilidade entre a execução de um movimento e o modelo de imitação é um fator que influencia significativamente o desempenho motor.

A rotação mental de partes do corpo é uma tarefa cognitiva em que o voluntário imagina mover uma parte corporal partindo da postura real para simular a mesma postura observada (a partir de estímulos visuais) ou imaginada (no caso, a partir das instruções auditivas). A habilidade para realizar a rotação mental de partes corporais é estritamente relacionada com o conceito de esquema corporal, um termo que engloba sensações, percepções, memórias e idéias sobre a sua própria anatomia e também do outro (Berlucchi & Aglioti, 1997).

Dessa maneira, esse processo de simular a posição espacial de uma parte corporal parece necessitar também dos circuitos motores corticais e sub-corticais específicos envolvidos no planejamento das ações, ou seja, os voluntários

parecem espontaneamente simular as ações que poderiam ajudar na solução do julgamento da lateralidade correta (Parsons *et al.*, 1998; Sirigu & Duhamel, 2001).

Em conclusão, esse experimento comportamental mostrou que o grupo deficiente visual foi capaz de realizar as simulações em primeira-pessoa e em terceira-pessoa, porém com maior dificuldade do que o grupo controle vidente.

b) Experimento de EEG:

Nesta etapa do estudo, foram investigados os padrões eletroencefalográficos (canal Cz) durante diferentes tipos de simulação mental de movimentos e na realização da extensão do dedo médio da mão direita. Em particular, instruímos os voluntários pra realizar a imaginação das ações em primeira-pessoa (creditada como estratégia preferencialmente somato-motora) e em terceira-pessoa (estratégia mais visual), obrigando o uso explícito de representações mentais específicas.

Resultados controversos ainda são observados na literatura atual (Solodkin *et al.*, 2004; Fourkas *et al.*, 2006; Stinear *et al.*, 2006; Jackson *et al.*, 2006; Neuper *et al.*, 2005, Anquetil & Jeannerod, 2007) e a utilização de uma amostra de cegos congênitos pode permitir avançar na compreensão da importância da ausência da informação visual na representação das ações em humanos.

Uma possibilidade em estudos com EEG é a análise de respostas corticais evocadas. Esse procedimento permite investigar a resposta neurofisiológica sincronizada para um certo evento, como o início de um movimento ou o início de um estímulo sensorial (auditivo, visual ou somatosensorial), e revela o processamento cortical das informações. Entretanto, a localização espacial da

atividade anatômica subjacente no EEG é escassa e, mais especificamente, a contribuição das atividades sub-corticais e cerebelares não podem ser acessadas com os dados de EEG (Pollok *et al.*, 2006).

Grupo controle

Nossos resultados nesse grupo mostraram que os voluntários saudáveis apresentam atividade semelhante na área motora suplementar (derivação Cz) durante a execução e a simulação mental de movimentos em diferentes perspectivas (primeira ou em terceira-pessoa). A hipótese para explicar esse resultado é que a visão e a propriocepção interagem complexamente no planejamento das ações (Shenton *et al.*, 2004), ou seja, as informações visuais e somato-motoras são bastante interligadas na representação de movimentos mais simples, como o utilizado nesse estudo. Provavelmente, em movimentos mais complexos essas informações possam ser acessadas de maneira independente (iniciantes usariam mais os recursos visuais e os executantes mais habilidosos passariam a depender mais da informação somato-motora) (Hardy *et al.*, 1999). Vale ressaltar que, mesmo com o uso de uma instrução explícita para usar recursos somato-motores em primeira pessoa e, ao contrário, usar recursos visuais em terceira-pessoa, não foi possível diferenciar essas estratégias no potencial de prontidão analisado na área motora suplementar, uma área importante no planejamento dos movimentos. Portanto, parece que os voluntários do grupo controle não foram capazes de “forçar” um determinado tipo de estratégia.

Seria esperado que a participação da área motora suplementar, refletida pelo coeficiente angular dos potenciais de prontidão em Cz, fosse mais importante

durante a execução do que a imaginação em primeira-pessoa e maior ainda do que a imaginação em terceira-pessoa. No entanto, observamos valores médios semelhantes e grande variabilidade individual deste parâmetro para as três condições experimentais testadas. Jankelowitz & Colebatch (2002) encontraram valores de potenciais de prontidão semelhantes entre a execução de movimentos iniciados por uma pista auditiva externa e a imaginação do mesmo movimento (embora não fique claro o tipo de estratégia utilizada pelos avaliados). Esses autores encontram diferença entre imaginação e execução somente para movimentos auto-gerados, refletindo maior relevância dos recursos cerebrais relacionados aos aspectos endógenos (e não externos) para agir nessa última circunstância. Dessa forma, tarefas iniciadas por estímulos externos apresentam menores inclinações do potencial preparatório do que as situações com movimentos auto-gerados (Jahanshahi *et al.*, 1995; Jankelowitz & Colebatch, 2002). Entretanto, no nosso estudo, para garantir o processo interno de simulação mental de movimentos, houve a necessidade de utilizar esse tipo de paradigma.

O relato subjetivo sobre a facilidade para simular mentalmente os movimentos (tanto em 1P, quanto em 3P) e o comportamento da resposta da frequência cardíaca promediada aos eventos também apontam para semelhanças entre as tarefas de imaginação no grupo de videntes.

Segundo Anquetil & Jeannerod (2007), a representação que eu uso para entender a ação de uma outra pessoa deve ser próxima à representação que eu construo para realizar a mesma ação (se eu experimento como uma ação deve ser realizada por outra pessoa, seria semelhante se eu próprio estivesse fazendo a mesma ação). Paradigmas de imagética motora apresentam a vantagem de permitir a comparação da representação das ações na ausência do

comportamento motor observável. Um dos problemas inerentes das tarefas de imagética motora é que o desempenho do participante é relativamente obscuro para o experimentador. Os resultados de Anquetil & Jeannerod (2007) mostraram que o tempo de resposta médio foi semelhante nas perspectivas 1P e 3P. Uma hipótese para explicar esses achados é que os sujeitos realizaram da mesma maneira as duas perspectivas, como se eles tivessem que se deslocar para sobrepor com a tarefa de imagética visual, com a vantagem de preservar a relação espacial entre o corpo em movimento e os objetos, assim, mantendo as coordenadas egocêntricas na nova perspectiva. Segundo os autores, a sobreposição das áreas cerebrais, na observação, na execução e nas simulações mentais de determinadas ações, representaria uma condição para entender a intenção de outros, porém essa sobreposição é incompleta, o que refletiria a base neural para diferenciar ações auto-geradas e de outras pessoas.

Grupo de deficientes visuais

O principal resultado do nosso estudo foi que a estratégia empregada para representar movimentos de outra pessoa nos deficientes visuais parece não levar ao recrutamento de áreas motoras cerebrais, diferente do grupo controle vidente. Uma possibilidade para explicar esse resultado seria que os deficientes visuais não realizaram a tarefa de simulação mental, mas os resultados comportamentais da tarefa de julgamento de lateralidade da mão, o relato subjetivo dos sujeitos após cada tarefa e as tendências de resposta distinta da frequência cardíaca sugerem que deficientes visuais conseguem representar ações em terceira-pessoa (creditadas como mais dependentes das informações visuais), porém com mais dificuldade e talvez usando recursos mais abstratos.

Em vários estudos com tarefas que envolvem imagética visual, cegos congênitos mostraram pequenas diferenças no desempenho comparado com pessoas com visão (Aleman *et al.*, 2001; Bertolo *et al.*, 2003; Vanlierde & Wanet-Defalque, 2004). A interpretação corrente propõe que cegos podem empregar outras estratégias para solucionar esses problemas experimentais. Assim, cegos congênitos têm um desempenho um pouco pior do que videntes, mas apresentam preservada a capacidade para gerar imagens visuo-espaciais, como sugerem os nossos resultados comportamentais na tarefa de simulação mental de movimentos em terceira-pessoa.

Vanlierde & Wanet-Defalque (2004) mostraram, utilizando uma tarefa de imagética visuo-espacial, que cegos precoces não tiveram um desempenho pior do que videntes ou cegos tardios. A única diferença entre os grupos foi a estratégia preferencial utilizada para realizar a tarefa (via relato subjetivo). Cegos precoces relataram uma estratégia mental de coordenadas XY, na qual um sistema de coordenadas foi usado para codificar a localização da matriz a ser imaginada e uma estratégia visual no grupo de controle e de cegos tardios. Além disso, Kerr (1983) afirma que a informação métrica espacial também é preservada na representação mental de cegos precoces (apesar de serem capazes de gerar e manipular as representações mentais visuo-espaciais, eles têm algumas limitações).

Comparando os grupos controle e de deficientes visuais, nota-se que não houve diferença significativa entre os grupos para os parâmetros amplitude média e coeficiente angular dos potenciais de prontidão. Esse resultado é diferente do encontrado por Lehtokoski *et al.* (1998), mas pode ser explicado pelo uso, no

nosso estudo, das tarefas iniciadas por pistas externas, que reduzem a atividade preparatória de maneira importante.

Dados experimentais sugerem que a área motora suplementar tem uma importante função na fisiologia do movimento voluntário sobre pelo menos três aspectos: no início do planejamento da ação (quando realizar o movimento), na coordenação temporal de movimentos seqüenciais e no aprendizado motor (Deecke, 1996, Cunnington *et al.*, 2005). A situação de “quando fazer” a ação acontece mais próximo do início do movimento e estaria relacionada com o registro do potencial de prontidão e a participação da AMS. As perguntas: “o quê” e “como” realizar a ação, não podem ser diretamente inferidas por paradigmas usando potenciais de prontidão, mas pode-se confirmar uma função importante da AMS (potencial de prontidão precoce) em relação ao córtex motor primário (potencial tardio) detectado por esses potenciais.

A relação entre o potencial de prontidão e um outro potencial relacionado ao movimento – a variação negativa contingente (CNV) - é motivo de debate. Nos paradigmas de CNV, dois estímulos são usados – um sinal inicial de aviso (estímulo condicional ou S1) e o estímulo imperativo (S2) para qual o participante tem que reagir. O componente do CNV tardio, que precede o segundo estímulo em torno de 1 s, também tem a área motora suplementar como fonte importante na sua geração. O intervalo entre S1 e S2 é usualmente entre 0,5 e 3 s em intervalos regulares, assim, caracterizando-se como respostas motoras às pistas externas com tempo previsto. Então, o paradigma de CNV aparece ser análogo para a tarefa de execução usando pistas auditivas regulares (que podem ser antecipadas) (Janhansahi & Hallett, 2003; Jankelowitz & Colebatch, 2002; Ikeda *et al.*, 1997). Ou seja, no nosso experimento, o sujeito também deve reagir e antecipar o tempo

em que o estímulo deve ocorrer, o que é bastante semelhante à situação dos paradigmas de CNV. Esses resultados apóiam a contribuição, mas não exclusiva, da AMS na preparação de movimentos.

5. DISCUSSÃO GERAL

Para entender as possíveis mudanças nas representações de movimentos em função da experiência visual prévia, foram realizados dois experimentos distintos utilizando paradigmas de simulação mental de movimentos em um grupo controle e em deficientes visuais (congenitos/precoces e tardios). Os resultados usando abordagens diferentes (respostas fisiológicas, tarefas comportamentais e registro da atividade cerebral) sugerem que cegos congênitos utilizariam recursos somato-motores durante tarefas de simulação mental de movimentos realizados em primeira pessoa. Para este grupo, a simulação de movimentos em terceira pessoa parece ser realizada por intermédio de estratégias não motoras. Cegos tardios e voluntários com visão, por sua vez, usariam sempre estratégias mistas, independentemente da perspectiva.

Solodkin *et al.* (2004); Stinear *et al.* (2006) e Jackson *et al.* (2006) distinguiram diferentes estratégias para simular mentalmente movimentos em perspectivas de primeira ou terceira-pessoa, refletidas no envolvimento ou não de áreas motoras cerebrais, respectivamente. Por outro lado, Fourkas *et al.* (2006); Anquetil & Jeannerod (2007) e Neuper *et al.* (2005) encontraram resultados diferentes dos trabalhos anteriores.

Fourkas *et al.* (2006b) relataram que, na simulação mental de movimentos em primeira-pessoa, alguns participantes descrevem como puramente visual,

predominantemente somestésica ou uma combinação dos componentes visuais e somestésicos, enquanto que, na terceira-pessoa, eles sempre relataram uma imagética como puramente visual. Supõe-se que a simulação 1P incorpora os componentes somestésicos além da informação visual, tornando essa representação mais próxima da situação real. Assim, a imagética somestésica envolve a imaginação das informações sensório-motoras (tensão muscular, propriocepção, etc) e deveria ser essencial para a realização da tarefa, porém a combinação das modalidades sensoriais produziria uma representação mais real. A falta de diferença entre as estratégias poderia refletir a inabilidade dos participantes para ganhar mais informação sobre os movimentos simples dos dedos a partir da imagética somestésica, que já havia sido fornecida pela imagética visual. Os resultados desse trabalho mostraram aumento da excitabilidade cortico-espinal quando os participantes se imaginaram realizando a ação (1P), mas também quando imaginaram uma terceira-pessoa movimentando-se. Isso indica que uma influência da 3P pode ser detectada no sistema motor, embora envolvesse uma imagem mental externa preferencialmente visual.

No aprendizado motor, o treinamento mental de iniciantes baseia-se freqüentemente na observação e imaginação de movimentos de outras pessoas para alterar o seu próprio sistema motor. Assim, com o uso da imaginação 3P pode-se obter uma boa aproximação do movimento desejado e, possivelmente, migrar para uma imagem mental em 1P, ou seja, imagética 3P é claramente relacionada ao aprendizado por observação do movimento. Assim, Fourkas *et al.* (2006) sugeriram, a partir dos relatos subjetivos e da avaliação da facilitação cortico-espinal (via TMS), que a dificuldade em discriminar as estratégias de simulação mental dos movimentos parece refletir uma complexa atividade neural

associada à estratégia mista de imagética visuo-motora. Dessa maneira, a simulação mental de movimentos parece ser um processo dinâmico que é multimodal e pode envolver uma variedade de códigos espaciais.

A simulação mental de comportamentos motores também tem sido utilizada para operar a interface direta cérebro-computador, visando possibilitar uma comunicação alternativa em pacientes com prejuízos motores severos (Wolpaw *et al.*, 2002). Uma limitação nesse aspecto é a grande diferença individual observada nos resultados de EEG e imagética, podendo ser explicada por diferentes estratégias de simulação mental: por exemplo, o participante pode imaginar-se realizando a própria ação (somestésica ou interna) ou, alternativamente, imaginar ver outra pessoa realizando determinada tarefa (visual) ou ele mesmo. Assim, provavelmente essas diferentes maneiras estão associadas com padrão de ativação eletrofisiológica diferente, tanto nos aspectos temporais, espaciais e nas frequências dessas atividades. Devido à alta variabilidade inter-individual dos padrões, a média coerente do fenômeno observado no grupo todo cancelaria o possível padrão e os dados médios não revelariam clara diferença entre as tarefas. Neuper *et al.* (2005) mostraram que a informação topográfica mais relevante, com maior acurácia na classificação, em tarefas de simulação mental de movimentos localizava-se no eletrodo C3 (área motora primária contra-lateral ao movimento da mão direita) para a execução e imagética somato-motora, enquanto que, para a simples observação, as melhores classificações foram obtidas nos canais O1 e O2 (córtex occipital), sendo menos clara a classificação da imagética motora visual (indicando alguma relevância das áreas frontal e parieto-occipital). Com isso, esses dados apóiam a hipótese que representações visuais e somestésicas das ações motoras geram padrões diferentes da ativação cortical. No entanto, não é

possível decidir se imagética motora visual recruta representações visuais ou somatomotoras em alguns sujeitos. Então, a imagética visual, embora mais fraca que imagética soméstesica, parece também poder ativar subliminarmente o sistema motor. Um aspecto crítico desse estudo (como outros estudos semelhantes) é o método experimental utilizado, baseado na instrução para imaginar ações sem a garantia da participação com convicção do participante na tarefa. Entretanto, melhores classificações foram obtidas quando o imaginador usava a estratégia somestésica (1P) (Neuper *et al.*, 2005).

Além disso, em relação à variabilidade entre os indivíduos, observa-se que a magnitude e os aspectos temporais do potencial de prontidão registrado no escalpo são influenciados por vários fatores: intenção, estado preparatório, a seleção de movimentos (livre ou determinado externamente), aprendizado da tarefa, frequência de movimento, esforço percebido, força, velocidade, precisão dos movimentos, tipo de movimentos (transitivo ou intransitivos), complexidade das ações e das lesões patológicas em determinadas áreas cerebrais (Shibasaki & Hallett, 2006).

Observar e simular mentalmente movimentos são métodos comumente usados para promover a aquisição de habilidades motoras. De fato, pela observação de atos motores podemos conseguir informações que podem ser usadas posteriormente para reproduzir as ações pretendidas. Da mesma forma, o treinamento mental de ações aprendidas previamente, ou partes das ações, pode preparar o sistema sensorio-motor para o desempenho ótimo na execução subsequente do movimento, fortalecendo a ligação entre os sistemas perceptuais e motores (Clark *et al.*, 2003).

Portanto, a imagética motora pode ser definida como o treinamento mental de movimentos corporais. Em sujeitos normais, considerar uma imagem motora como meramente uma representação interna (somente somato-motora ou puramente visual) dos movimentos parece simplista, já que o sistema motor se baseia fortemente nas entradas sensoriais de várias modalidades, particularmente a visão. Dessa forma, as pessoas podem realizar a imagética motora usando uma perspectiva interna ou externa deles mesmos ou de outra pessoa. Outras informações relevantes para a tarefa motora incluem, possivelmente, características do ambiente, o sujeito da ação, a motivação e os objetivos da ação (Fourkas *et al.* 2006b).

Uma hipótese provável é que a imaginação de pessoas cegas reflete de maneira direta a natureza da experiência perceptual deles, sendo primariamente visual se eles perdem a visão tardiamente (com perda visual recente e semelhante aos indivíduos com visão) ou sendo primariamente háptica/somestésica se eles são cegos na maior parte da vida ou desde o nascimento (Hollins, 1985).

Arditi *et al.* (1998) afirmam que as crianças cegas desenvolvem seu próprio significado sobre o ambiente externo de acordo com a experiência sensorial e com o conceito associado com a terminologia visual. Por exemplo, pessoas cegas “vêm televisão” e dizem “eu irei ver você amanhã”. O conhecimento sobre o espaço, naturalmente, pode ser conseguido por várias modalidades, incluindo a visão, tato, audição e somestesia. Assim, cegos imaginam usando preferencialmente as informações táteis e a imaginação de videntes é mediada, preferencialmente, pela visão.

Quando nós observamos alguém realizando uma ação, nosso cérebro pode apresentar atividade neural semelhante à execução desse movimento no córtex pré-motor ventral (neurônios espelho multimodais) largamente descrito em uma variedade de paradigmas de observação das ações (Gallese *et al.*, 1996; Rizzolatti & Craighero, 2004). Mais recentemente, mostrou-se que estes neurônios também respondem para sons de ações em humanos (Lahav *et al.*, 2007). Essa capacidade auditivo-motora pode permitir o entendimento das ações mesmo quando elas não podem ser observadas (as próprias ações e de outros), mas podem ser escutadas (por exemplo: som de passos no escuro). Dessa maneira, as informações auditivas poderiam fundamentar as representações mentais das ações em terceira-pessoa em deficientes visuais congênitos.

Para Röder *et al.* (2004), as informações do espaço devem ser coordenadas através de diferentes modalidades sensoriais para definir os objetivos das ações a serem executadas. Informações visuais, auditivas e somestésicas são mapeadas em um sistema de referência supramodal que usa predominantemente um sistema de coordenadas ancorado externamente. O efeito de cruzar os membros é atribuído à interferência do desalinhamento dos sistemas de referência anatômico (somatotópico) e externo para codificar a localização dos estímulos táteis quando os membros superiores estão cruzados. Entretanto, o papel da visão no controle multisensorial das ações não tem sido muito investigado. Participantes cegos congênitos, nos quais o sistema visual está ausente e, conseqüentemente, não sofre a possível influência do desenvolvimento induzido visualmente no sistema de referência externo, usariam um sistema de referência interno (somestésico) como padrão, enquanto videntes (da mesma forma que cegos tardios) podem usar coordenadas externas. Röder *et al.* (2007) utilizaram uma tarefa auditiva/manual

para testar se o uso de coordenadas de referência externas são determinadas inatamente ou adquiridas durante o desenvolvimento devido à dominância da visão no controle manual das ações. No experimento 1, cegos congênitos, cegos tardios e um grupo controle tinham que pressionar uma chave de resposta à direita ou à esquerda dependendo da frequência do som apresentado no alto-falante direito ou esquerdo. Embora a localização espacial do som fosse inteiramente irrelevante para a tarefa, todos os grupos responderam mais eficientemente com as mãos descruzadas quando o som foi apresentado do mesmo lado da mão de resposta (efeito Simon). Esse efeito foi revertido com as mãos cruzadas somente no grupo de cegos congênitos (eles responderam mais rápido com a mão contra-lateral para o estímulo sonoro). No experimento 2, a instrução modificada pedia para os participantes responderem com a mão localizada próximo ao som e, diferente do experimento 1, essa tarefa necessitava uma ligação explícita da localização do som (coordenada externa) com a posição da mão de resposta. Nessa tarefa, os cegos congênitos mostraram um desempenho mais demorado com as mãos cruzadas do que videntes ou cegos tardios. Assim, esse padrão sugere que a experiência visual no desenvolvimento modifica o sistema de coordenadas externas para o controle multisensorial das ações. Prejuízos parecem refletir o conflito entre coordenadas definidas externamente e as coordenadas anatômicas. A sugestão dos autores é que houve uma ineficiência para remapear estímulos táteis para um sistema de referência externa nos cegos congênitos. Dessa forma, a ausência de diferença entre cegos tardios e videntes em tarefa auditivas/controle manual e de localização tátil sugere que os sistemas cerebrais para a integração multimodal e de controle de movimentos não permanece plástico durante a vida,

pois cegos congênitos parecem não apresentar o mecanismo compensatório mostrado pelo grupo de cegos tardios (mais semelhante aos videntes).

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS E PERSPECTIVAS

Imaginar movimentos na modalidade visual ou somato-motora gera diferentes padrões de atividade cortical correspondendo às diferenças na organização das representações centrais dessas duas modalidades? Essas possíveis estratégias diferentes se refletem também nas respostas fisiológicas cardíacas e musculares e nos ajustes posturais?

Os nossos resultados sugerem que os voluntários controles não separam as diferentes representações de movimentos. Essas representações, em geral, são mistas e extremamente variáveis entre os sujeitos, provavelmente explicando os resultados conflitantes da literatura sobre esse aspecto (Solodkin *et al.*, 2004, Neuper *et al.*, 2005; Stinear *et al.*, 2006; Fourkas *et al.*, 2006; Jackson *et al.*, 2006; Anquetil & Jeannerod, 2007).

A utilização de uma população especial de deficientes visuais congênitos permitiu investigar melhor as representações de movimentos na ausência da informação visual, sugerindo que a representação espacial de uma terceira-pessoa ocorre de maneira mais abstrata, possivelmente a partir de pistas auditivas (Kohler *et al.*, 2002; Lahav *et al.*, 2007).

Dessa maneira, nossos resultados parecem sugerir que a experiência visual durante o desenvolvimento motor parece modificar as representações das ações, pois cegos congênitos apresentaram respostas fisiológicas, comportamentais e eletroencefalográficas diferentes de cegos tardios (no primeiro experimento) e

sujeitos com visão (no segundo experimento) durante a simulação mental de movimentos. Uma possibilidade é que esses aspectos se reflitam em dificuldades na correção e no aprendizado de movimentos em deficientes visuais congênitos.

Nas situações onde não há ação realizada, a falta de comportamento mensurável é uma óbvia limitação para uma abordagem experimental. Entretanto, mais recentemente, a imagética motora está estabelecida como um tipo de representação de movimentos que pode ser acessada conscientemente e permite realizar inferências das propriedades das ações representadas, descrevendo o conteúdo e a estrutura dessas representações motoras (Jeannerod *et al.*, 2001).

Em relação ao uso regular da técnica de potenciais de prontidão para o estudo do planejamento de movimentos, ainda são encontradas algumas limitações. A atividade preparatória nas áreas motoras cerebrais parece preceder e iniciar as ações, refletindo as representações dos movimentos em função das nossas experiências e das informações disponíveis. Entretanto, fatores como motivação, intenção e esforço parecem ocasionar uma grande variabilidade entre os testes e entre os indivíduos, o que parece ainda dificultar o uso de paradigmas baseados nos potenciais de prontidão (Shibasaki & Hallett, 2006).

Como continuidade, esperamos realizar posteriormente a análise dos potenciais de prontidão nas regiões frontais (F3, Fz, F4) e centrais (C1, Cz, C2) nos cegos precoces e nos indivíduos com visão, refletindo atividade em outras áreas motoras. Outro aspecto a ser mais explorado é a atividade cortical nas regiões parieto-occipitais (P3, Pz, P4, O1, Oz e O2), que pode ser mais relevante na representação das ações nos cegos precoces do que nos videntes, evidenciando possível processo de plasticidade inter-modal. Adicionalmente,

pretende-se investigar a visão corrente nas teorias de controle de movimentos, que mostram a importância das áreas frontais e parietais nas fases precoces da preparação motora, constituindo um circuito que elabora e monitora o planejamento de movimentos.

Além disso, como sugestão para futuros estudos, pretendemos:

- 1) Avaliar a atividade cerebral em cegos tardios nesse mesmo paradigma.
- 2) Avaliar as atividades de sincronização e dessincronização da banda alfa (8-12 Hz), uma banda de frequência do EEG relacionada a eventos motores.
- 3) Realizar análise discriminante multivariada dos dados de EEG para classificar e, eventualmente, prever o comportamento entre os grupos, em função do início de ocorrência da perda visual.
- 4) Realizar análise topográfica, em relação à origem da fonte dos potenciais corticais em cada situação experimental testada.
- 5) Investigar melhor se o processo de plasticidade inter-modal em deficientes visuais, descrito para o processamento da informação sensorial auditiva e tátil, também acontece no controle das ações.

Este estudo faz parte de um projeto amplo para entender a representação de movimentos em deficientes visuais. Desta forma, além dos experimentos realizados, outras abordagens estão sendo utilizadas, em paralelo, para caracterizar e detalhar as diferentes estratégias de representação de movimentos em função da idade de ocorrência da perda visual.

Por exemplo, um outro aspecto que parece pouco explorado na literatura (Catanzariti *et al.*, 2001) e bastante relevante para a população estudada é a mudança do esquema corporal em função da perda visual. Assim, pretende-se levantar a prevalência e a incidência de assimetrias posturais e relacioná-las com lesões e dores, visando possível estratégia educativa de prevenir problemas posturais e suas conseqüências em deficientes visuais.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALEMAN A.; VAN LEE, L.; MANTIONE, M.H.M.; VERKOIJEN, I.G.; DE HAAN, E.H.F. Visual imagery without visual experience: evidence from congenitally totally blind people. **Neuroreport**, 12(11): 2601-2604, 2001.

ANQUETIL, T.; JEANNEROD, M. Simulated actions in the first and third person perspectives share common representations. **Brain Research**, 1130(1): 125-129, 2007.

ARDITI, A.; HOLTZMAN, J.D.; KOSSLYN, S.M. Mental imagery and sensory experience in congenital blindness. **Neuropsychologia**, 26(1): 1-12, 1988.

BABILONI, C.; CARDUCCI, F. CINCOTTI, F. ROSSINI, P.M.; NEUPER, C.; PFURTSCHELLER, G.; BABILONI, F. Human movement-related potentials vs desynchronization of EEG alpha rhythm: a high-resolution EEG study. **NeuroImage**, 10: 658-665, 1999.

BACH-Y-RITA, P.; KERCEL, S.W. Sensory substitution and the human-machine interface. **Trends in Cognitive Sciences**, 7(12): 541-546, 2003.

BALL, T.; SCHREIBER, A.; FEIGE, B.; WAGNER, M.; LÜCKING, C.H.; FEIGE, R.K. The role of higher-order motor areas in voluntary movement as revealed by high-resolution EEG and fMRI. **Neuroimage**, 10: 682-694, 1999.

BAVELIER, D.; NEVILLE, H.J. Cross-modal plasticity: Where and how? **Nature Reviews Neuroscience**, 3: 442-452, 2002.

BELOOZEROVA, I.N.; SIROTA, M.G.; SWADLOW, H.A.; ORLOWSKY, G.N.; POPOVA, L.B.; DELIAGINA, T.G. Activity of different classes of neurons of the motor cortex during postural corrections. **Journal of Neuroscience**, 23: 7844-7853, 2003.

BERLUCCHI, G.; AGLIOTI, S.M. The body in the brain: neural bases of corporeal awareness. **Trends in Neuroscience**, 20(12): 560-564, 1997.

BÉRTOLO, H.; PAIVA, T.; PESSOA, L.; MESTRE, T.; MARQUES, R.; SANTOS, R. Visual dream content, graphical representation and EEG alpha activity in congenitally blind subjects. **Cognitive Brain Research**, 15: 277-284, 2003.

BONNET, M.; DECETY, J.; JEANNEROD, M.; REQUIN, J. Mental simulation of an action modulates the excitability of spinal reflex pathways in man. **Cognitive Brain Research**, 5: 221-228, 1997.

BÜCHEL, C., PRICE, C., FRACKOWIAK, R.S.J., FRISTON, K. Different activation patterns in the visual cortex of late and congenitally blind subjects. **Brain**, 121: 409-419, 1998.

BURTON, H.; SNYDER, A.Z.; CONTURO, T.E.; AKBUDAK, E.; OLLINGER, J.M.; RAICHLE, M.E. Adaptive changes in early and late blind: a fMRI study of Braille reading. **Journal of Neurophysiology**, 87(1): 589-607, 2002.

BURTON, H.; SNYDER, A.Z.; RAICHLE, M.E. Default brain functionality in blind people. **PNAS**, 101(43): 15500-15505, 2004.

BURTON, H. Visual cortex activity in early and late blind people. **Journal of Neuroscience**, 23(10): 4005-4011, 2003.

CALDARA, R.; DEIBER, M.P.; ANDREY, C.; MICHEL, C.M.; THUT, G.; HAUERT, C.A. Actual and mental motor preparation and execution: A spatiotemporal ERP study. **Experimental Brain Research**, 159: 389-399, 2004.

CARON, O. Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture. **Neuroscience Letters**, 340(2): 83-86, 2003.

CARPENTER, M. G.; FRANK, J.S.; WINTER, D.A.; PEYSAR, G.W. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. **Gait and Posture**, 13: 35-40, 2001.

CATANZARITI, J.F.; SALOMEZ, E.; BRUANDET, J.M.; THEVENON, A. Visual deficiency and Scoliosis. **Spine**, 26(1): 48-52, 2001.

CHIAPPA, K.H. **Evoked potentials in clinical medicine**. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997.

CLARK, S.; TREMBLAY, F.; STE-MARIE, D. Differential modulation of corticospinal excitability during observation, mental imagery and imitation of hand actions. **Neuropsychologia**, 42: 105-112, 2003.

COHEN, L.G.; CELNIK, P.; PASCUAL-LEONE, A.; CORWELL, B.; FAIZ, L.; DAMBROSIA, J.; HONDA, M.; SADATO, N.; GERLOFF, C.; CATALÁ, M.D.; HALLETT, M. Functional relevance of cross-modal plasticity in blind humans. **Nature**, 389: 180-183, 1997.

CUI, R.Q.; HUTER, D.; EGKHER, A.; LANG, W.; LINDINGER, G.; DEECKE, L. High resolution DC-EEG mapping of the Bereitschaftspotential preceding simple or complex bimanual sequential finger movement. **Experimental Brain Research**, 134: 49-57, 2000.

CUNNINGTON, R.; WINDISCHBERGER, C.; MOSER, E. Premovement activity of the pre-supplementary motor area and the readiness for action: studies of time-resolved event-related functional fMRI. **Human Movement Science**, 24: 644-656, 2005.

DE BENI, R.; CORNOLDI, C. Imagery limitations in totally congenitally blind subjects. **Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition**, 14: 650-655, 1988.

DECETY, J. The neurophysiological basis of motor imagery. **Behavioural Brain Research**, 77: 45-52, 1996.

DECETY, J.; GRÈZES, J. The power of simulation: Imagining one's own and other's behavior. **Brain Research**, 1079: 4-14, 2006.

DECETY, J.; JEANNEROD, M.; DUROZARD, D.; BAVEREL, G. Central activation of autonomic effectors during mental simulation of motor actions in man. **Journal of Physiology**, 461: 549-563, 1993.

DECETY, J.; JEANNEROD, M.; PRABLANC, C. The timing of mentally represented actions. **Behavioural Brain Research**, 34: 35-42, 1989.

DECETY, J.; PERANI, D.; JEANNEROD, M.; BETTINARDI, V.; TADARY, B.; WOODS, R.; MAZZIOTTA, J.C.; FAZIO, F. Mapping motor representations with positron emission tomography. **Nature**, 371: 600-602, 1994.

DECETY, J.; SOMMERVILLE, J.A. Shared representation between self and other: a social cognitive neuroscience view. **Trends in Cognitive Sciences**, 7: 527-533, 2003.

DEECKE, L. Planning, preparation, execution and imagery of volitional action. **Cognitive Brain Research**, 3: 59-64, 1996.

DECHENT, P.; MERBOLDT, K.D.; FRAHM, J. Is the human primary motor cortex involved in motor imagery? **Cognitive Brain Research**, 19: 138-144, 2004.

DEIBER, M.P.; IBANEZ, V.; HONDA, M.; SADATO, N.; RAMAN, R.; HALLETT, M. Cerebral processes related to visuomotor imagery and generation of simple finger movements studied with positron emission tomography. **NeuroImage**, 7(2):73-85, 1998.

DIRNBERGER, G.; FICKEL, U.; LINDINGER, G.; LANG, W.; JAHANSHAH, M. The mode of movement selection. Movement-related cortical potentials prior to freely selected and repetitive movements. **Experimental Brain Research**, 120: 263-272, 1998.

DREHER, J.C.; TRAPP, W.; BANQUET, J.P.; KEIL, M.; GÜNTHER, W.; BURNOD, Y. Planning dysfunction in schizophrenia: impairment of potentials preceding fixed/free and single/sequence of self-initiated finger movements. **Experimental Brain Research**, 124: 200-214, 1999.

EASTON, R.D.; GREENE, A.J.; DIZIO, P.; LACKNER, J.R. Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally blind people. **Experimental Brain Research**, 118: 541-550, 1998.

FABIANI, M.; GRATTON, G.; COLES, M.G.H. Event-related brain potentials: Methods, theory and applications. In: **Handbook of Psychophysiology**, Cacioppo, J.T.; Tassinari, L.G.; Berntson, G.G. (eds). Cambridge: University Press, 2000.

FANG, Y.; SIEMIONOW, V.; SAHGAL, V.; XIONG, F.; YUE, G.H. Distinct brain activation patterns for human maximal voluntary eccentric and concentric muscle actions. **Brain Research**, 1023: 200-212, 2004.

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

FOURKAS, A.D.; AVENANTI, A.; URGESI, C.; AGLIOTTI, S.M. Corticospinal facilitation during first and third person imagery. **Experimental Brain Research**, 168: 143-141, 2006.

FOURKAS, A.D.; IONTA, S.; AGLIOTTI, S.M. Influence of imagined posture and imagery modality on corticospinal excitability. **Behavioural Brain Research**, 168: 190-196, 2006b.

FRICK, K.D.; FOSTER, A. The magnitude and cost of global blindness: An increasing problem that can be alleviated. **American Journal of Ophthalmology**, 135: 471-476, 2003.

GALLESE, V.; FADIGA, L.; FOGASSI, L.; RIZZOLATTI, G. Action recognition in the premotor cortex. **Brain**, 119: 593-609, 1996.

GERARDIN, E.; SIRIGU, A.; LEHERICY, S.; POLINE, J.B.; GAYMARD, B.; MARSAULT, C.; AGID, Y.; LE BIHAN, D. Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. **Cerebral Cortex**, 10: 1093-1104, 2000.

GIZEWSKI, E.R.; GASSER, T.; DE GREIFF, A.; BOEHM, A.; FORSTING, M. Cross-modal plasticity for sensory and motor activation patterns in blind subjects. **NeuroImage**, 19: 968-975, 2003.

GRÈZES, J.; DECETY, J. Functional anatomy of execution, mental simulation, observation, and verb generation of actions: a meta-analysis. **Human Brain Mapping**, 12: 1-19, 2001.

GRÈZES, J.; FRITH, C.D.; PASSINGHAM, R.E. Inferring false beliefs from the actions of oneself and others: an fMRI study. **NeuroImage**, 21: 744-750, 2004.

HAGGARD, P. Conscious intention and motor cognition. **Trends in Cognitive Sciences**, 9: 290-295, 2005.

HALL, C.; PONGRAC, J.; BUCKHOLZ, E. The measurement of imagery ability. **Human Movement Science**, 4, 107-118, 1985.

HALL, J.C. Imagery practice and the development of surgical skills. **American Journal of Surgery**, 184: 465-470, 2002.

HALLETT, M. Volitional control of movement: The physiology of free will. **Clinical Neurophysiology**, 118: 1179-1192, 2007.

HAMILTON, R.H.; PASCUAL-LEONE, A. Cortical plasticity associated with Braille learning. **Trends in Cognitive Sciences**, 2(5):168-174, 1998.

HARDY, L.; CALLOW, N. Efficacy of external and internal visual imagery perspectives for the enhancement of performance on tasks in which form is important. **J. Sports Exerc. Psychol.**, 21: 95-112, 1999.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; STEGEMAN, D.; BLOK, J.; RAU, G.; DISSELHORST-KLUG, C.; HÄGG, G. **European Recommendations for Surface Electromyography**, SENIAM Project, 1999.

HOLLINS, M. Styles of mental imagery in blind adults. **Neuropsychologia**, 23(4): 561-566, 1985.

IKEDA, A.; SHIBASAKI, H.; KAJI, R.; TERADA, K.; NAGAMINE, T.; HONDA, M.; KIMURA, J. Dissociation between contingent negative variation (CNV) and Bereitschaftspotential (BP) in patients with parkinsonism. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 102: 142-151, 1997.

IMBIRIBA, L.A.; RODRIGUES, E.C.; MAGALHÃES, J.; VARGAS, C.D. Motor imagery in blind subjects: the influence of the previous visual experience. **Neuroscience Letters**, 400: 181-185, 2006.

JABRE, J.F.; HACKETT, E.R. **EMG Manual**. Woburn: TeleEMG, 1983.

JACKSON, P.L.; DECETY, J. Motor cognition: a new paradigm to study self-other interactions. **Current Opinion in Neurobiology**, 14: 259-263, 2004.

JACKSON, P.L.; LAFLEUR, M.F.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C.; DOYON, J. Potential role of mental practice using motor imagery in neurological rehabilitation. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, 82: 1133-1141, 2001.

JACKSON, P.L.; MELTZOFF, A.N.; DECETY, J. Neural circuits involved in imitation and perspective-taking. **NeuroImage**, 31: 429-439, 2006.

JAHANSHAH, M.; HALLETT, M. **The Bereitschaftspotential: Movement-related cortical potentials**. New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers, 2003.

JAHANSHAH, M.; JENKINS, I.H.; BROWN, R.G.; MARSDEN, C.D.; PASSINGHAM, R.E.; BROOKS, D.J. Self-initiated versus externally triggered movements. I. An investigation using measurement of regional cerebral blood flow with PET and movement-related potentials in normal and Parkinson's disease subjects. **Brain**, 118: 913-933, 1995.

JAHN, K.; DEUTSCHLÄNDER, A.; STEPHAN, T.; STRUPP, M.; WIESMANN, M.; BRANDT, T. Brain activation patterns during imagined stance and locomotion in functional magnetic resonance imaging. **NeuroImage**, 22: 1722-1731, 2004.

JANKELOWITZ, S.K.; COLEBATCH, J.G. Movement-related potentials associated with self-paced, cued and imagined arm movements. **Experimental Brain Research**, 147: 98-107, 2002.

JEANNEROD, M.; DECETY, J. Mental motor imagery: a window into the representational stages of action. **Current Opinion in Neurobiology**, 5: 727-732, 1995.

JEANNEROD, M. Mental imagery in the motor context. **Neuropsychologia**, 33(11): 1419-1432, 1995.

JEANNEROD, M. **The cognitive neuroscience of action**. New York: Blackwell Publishers, 1997.

JEANNEROD, M. To act or not to act: Perspectives on the representation of actions. **The Quarterly Journal of Experimental Psychology**, 52A:1-29, 1999.

JEANNEROD, M. Neural simulation of action: A unifying mechanism for motor cognition. **NeuroImage**, 14:103-109, 2001.

JEANNEROD, M. Visual and action cues contribute to the self-other distinction. **Nature Neuroscience**, 7: 422-423, 2004.

JEANNEROD, M.; PACHERIE, E. Agency, simulation and self-identification. **Mind & Language**, 19: 113-146, 2004.

JEANNEROD, M. Is the motor cortex only an executive area? Its role in motor cognition. In: **Motor control in voluntary movements**, Riehle, A; Vaadia, E (eds). Florida: CRC Press, 2005.

KASKI, D. Revision: is visual perception a requisite for visual imagery? **Perception**, 31: 717-731, 2002.

KERR, N.H. The role of vision in visual imagery experiments: Evidence from the congenitally blind. **Journal of Experimental Psychology**, 112: 265-277, 1983.

KITAMURA, J.I.; SHIBASAKI, H.; KONDO, T. A cortical slow potential is larger before an isolated movement of a single finger than simultaneous movement of two fingers. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 86: 252-258, 1993.

KLECKA, W.R. **Discriminant analysis**. Beverly Hills: Sage Publications, 1980.

KOHLER, E.; KEYSERS, C; UMILTÁ, M.A.; FOGASSI, L; GALLESE, V.; RIZZOLATTI, G. Hearing sounds, understanding actions: action representation in mirror neurons. **Science**, 297: 846-848, 2002.

KOSSLYN, S.M.; GANIS, G.; THOMPSON, W.L. Neural foundations of imagery. **Nature Reviews Neuroscience**, 2: 635-642, 2001.

KUJALA, T.; ALHO, K.; NÄÄTÄNEN, R. Cross-modal reorganization of human cortical functions. **Trends in Neuroscience**, 23(3): 115-120, 2000.

KUNIEDA, T.; IKEDA, A.; OHARA, S.; YAZAWA, S.; NAGAMINE, T.; TAKI, W.; HASHIMOTO, N.; SHIBASAKI, H. Different activation of presupplementary motor area, supplementary motor area proper, and primary sensorimotor area, depending

on the movement repetition rate in humans. **Experimental Brain Research**, 135: 163-172, 2000.

LAHAV, A.; SALTZMAN, E.; SCHLAUG, G. Action representation of sound: audiomotor recognition network while listening to newly acquired actions. **Journal of Neuroscience**, 27: 308-314, 2007.

LEHTOKOSKI, A.; KUJALA, T.; NÄÄTÄNEN, R.; ALHO, K. Enhanced brain activity preceding voluntary movement in early blind humans. **Neuroscience Letters**, 253: 155-158, 1998.

LESSARD, N.; PARÉ, M.; LEPORE, F.; LASSONDE, M. Early-blind human subjects localize sound sources better than sighted subjects. **Nature**, 395: 278-280, 1998.

LEWALD, J. Opposing effects of head position on sound localization in blind and sighted human subjects. **European Journal of Neuroscience**, 15(7): 1219-1224, 2002.

LIBET, B.; GLEASON, C.A.; WRIGHT, E.W.; PEARL, D.K. Time of conscious intention to act in relation to onset of cerebral activity (readiness-potential). **Brain**, 106:623-642, 1983.

MARAVITA, A.; IRIKI, A. Tools for the body (schema). **Trends in Cognitive Sciences**, 8: 79-86, 2004.

MERABET, L.B.; RIZZO, J.F.; AMEDI, A.; SOMERS, D.C.; PASCUAL-LEONE, A. What blindness can tell us about seeing again: merging neuroplasticity and neuroprostheses. **Nature Reviews Neuroscience**, 6: 71-77, 2005.

MERABET, L.B.; SWISHER, J.D.; McMANS, S.A.; HALKO, M.A.; AMEDI, A.; PASCUAL-LEONE, A.; SOMERS, D.C. Combined activation and deactivation of visual cortex during tactile sensory processing. **Journal of Neurophysiology**, 97: 1633-1641, 2007.

MILNER, A.D.; GOODALE, M.A. **The visual brain in action**. New York: Oxford University Press, 1995.

NAKATA, H.; YABE, K. Automatic postural response systems in individuals with congenital total blindness. **Gait and Posture**, 14: 36-43, 2001.

NASHNER, L.M. Sensory, neuromuscular and biomechanical contributions to human balance. **Balance – Proceedings of the APTA Forum**, Nashville, Tennessee, 5-12, 1989.

NESHIGE, R.; LÜDERS, H.; SHIBASAKI, H. Recording of movement-related potentials from scalp and cortex in man. **Brain**, 111: 719-736, 1988.

NEUPER, C.; SCHERER, R.; REINER, M.; PFURTSCHELLER, G. Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. **Cognitive Brain Research**, 25(3): 668-677, 2005.

OISHI, K.; KASAI, T.; MAESHIMA, T. Autonomic response specificity during motor imagery. **J. Physiological Anthropology and Applied Human Science**, 19(6): 255-261, 2000.

OLDFIELD, R.C. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory. **Neuropsychologia**, 9:97-113, 1972.

OLIVEIRA, L.F.; SIMPSON, D.M.; NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiological Measurement**, 17: 305-312, 1996.

OUCHI, Y.; OKADA, H.; YOSHIKAWA, E.; NOBEZAWA, S.; FUTATSUBASHI, M. Brain activation during maintenance of standing postures in humans. **Brain**, 122: 329-338, 1999.

PACCALIN, C.; JEANNEROD, M. Changes in breathing during observations of effortful actions. **Brain Research**, 862: 194-200, 2000.

PAPAXANTHIS, C.; POZZO, T.; SKOURA, X.; SCHIEPPATI, M. Does order and timing in performance of imagined and actual movements affect the motor imagery process? The duration of walking and writing task. **Behav. Brain Res.**, 134: 209-215, 2002.

PARSONS, L.M. Temporal and kinematic properties of motor behavior reflected in mentally simulated action. **Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance**, 20(4): 709-730, 1994.

PARSONS, L.M.; FOX, P.T. The neural basis of implicit movements used in recognising hand shape. **Cognitive Neuropsychology**, 15: 583-615, 1998.

POLLOK, B.; GROSS, J.; SCHNITZLER, A. How the brain controls repetitive finger movements. **Journal of Physiology-Paris**, 99: 8-13, 2006.

PRAAMSTRA, P.; STEGEMAN, D.F.; HORSTINK, M.W.I.M.; BRUNIA, C.H.M.; COOLS, A.R. Movement-related potentials preceding voluntary movement are modulated by the mode of movement selection. **Experimental Brain Research**, 103: 429-439, 1995.

PRAAMSTRA, P.; COOLS, A.R.; STEGEMAN, D.F.; HORSTINK, M.W.I.M. Movement-related potential measures of different modes of movement selection in Parkinson's disease. **Journal of Neurological Sciences**, 140: 67-74, 1996.

PRIETO, T.E.; MYKLEBUST, J.B.; HOFFMANN, R.G.; LOVETT, E.G.; MYKLEBUST, B.M. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 43(9): 956-966, 1996.

RANGANATHAN, V.K.; SIEMIONOW, V.; LIU, J.Z.; SAHGAL, V.; YUE, G.H. From mental power to muscle power: gaining strength by using the mind. **Neuropsychologia**, 42:944-956, 2004.

RESNIKOFF, S.; PASCOLINI, D.; ETYA'ALE, D.; KOCUR, I.; PARARAJASEGARAM, R.; POKHAREL, G.P.; MARIOTTI, S.P. Global data on visual impairment in the year 2002. **Bulletin of the World Health Organization**, 82(11): 844-851, 2004.

RIZZOLATTI, G.; CRAIGHERO, L. The mirror neuron system. **Annual Review of Neuroscience**, 27: 169-192, 2004.

RIZZOLATTI, G.; WOLPERT, D.M. Motor systems. **Current Opinion in Neurobiology**, 15: 623-625, 2005.

RÖDER, B.; RÖSLER, F.; HENNIGHAUSEN, E.; NÄCKER, F. Event-related potentials during auditory and somatosensory discrimination in sighted and blind human subjects. **Cognitive Brain Research**, 4: 77-93, 1996.

RÖDER, B.; KUSMIEREK, A.; SPENCE, C.; SCHICKE, T. Developmental vision determines the reference frame for the multisensory control of action. **PNAS**, 104 (11): 4753-4758, 2007.

RÖDER, B.; RÖSLER, F.; SPENCE, C. Early vision impairs tactile perception in the blind. **Current Biology**, 14: 121-124, 2004.

RODRIGUES, E.C.; IMBIRIBA, L.A.; LEITE, G.R.; MAGALHÃES, J.; VOLCHAN, E., VARGAS, C.D. Efeito da estratégia de simulação mental sobre o controle postural. **Revista Brasileira de Psiquiatria**, 25(Supl. II): 33-35, 2003.

ROLAND, P.E.; SKINHOJ, E.; LASSEN, N.A.; LARSEN, B. Different cortical areas in man in organization of voluntary movements in extrapersonal space. **Journal of Neurophysiology**, 43(1): 137-150, 1980.

ROTH, M.; DECETY, J.; RAYBAUDI, M.; MASSARELLI, R.; DELON-MARTIN, C.; SEGEBARTH, C.; MORAND, S.; GEMIGNANI, A.; DÉCORPS, M.; JEANNEROD, M. Possible involvement of primary motor cortex in mentally simulated movement: a functional magnetic resonance imaging study. **Neuroreport**, 7: 1280-1284, 1996.

ROURE, R.; COLLET, C.; DESCHAUMES-MOLINARO, C.; DITTMAR, A.; RADA, H.; DELHOMME, G.; VERNET-MAURE, E. Autonomic nervous system responses correlate with mental rehearsal in volleyball training. **European Journal Applied Physiology**, 78(2): 99-108, 1998.

RUBY, P.; DECETY, J. Effect of subjective perspective taking during simulation of action: a PET investigation of agency. **Nature Neuroscience**, 4(5): 546-550, 2001.

SADATO, N., PASCUAL-LEONE, A., GRAFMAN, J.; IBAÑEZ, V.; DEIBER, M.P.; DOLD, G.; HALLETT, M. Activation of the primary visual cortex by Braille reading in blind subjects. **Nature**, 380: 526-528, 1996.

SADATO, N.; OKADA, T.; HONDA, M.; YONEKURA, Y. Critical period for cross-modal plasticity in blind humans: A functional MRI study. **NeuroImage**, 16: 389-400, 2002.

SADATO, N.; OKADA, T.; KUBOTA, K.; YONEKURA, Y. Tactile discrimination activates the visual cortex of the recently blind naïve to Braille: A functional magnetic resonance imaging study in humans. **Neuroscience Letters**, 359: 49-52, 2004.

SATHIAN, K.; ZANGALADZE, A. Feeling with the mind's eye: contribution of visual cortex to tactile perception. **Behavioural Brain Research**, 135: 127-132, 2002.

SHENTON, J.T.; SCHWOEBEL, J.; COSLETT, H.B. Mental motor imagery and the body schema: evidence for proprioceptive dominance. **Neuroscience Letters**, 370: 19-24, 2004.

SHIBASAKI, H.; HALLETT, M. What is the Bereitschaftspotential? **Clinical Neurophysiology**, 117: 2341-2356, 2006.

SIRIGU, A.; DUHAMEL, J.R. Motor and visual imagery as two complementary but neurally dissociable mental processes. **Journal of Cognitive Neuroscience**, 13(7): 910-919, 2001.

SIRIGU, A.; COHEN, L.; DUHAMEL, J.R.; PILLON, B.; DUBOIS, B.; AGID, Y.; PIERROT-DESEILLIGNY, C. Congruent unilateral impairments for real and imagined hand movements. **Neuroreport**, 6: 997-1001, 1995.

SIRIGU, A.; DUHAMEL, J.R.; COHEN, L.; PILLON, B.; DUBOIS, B.; AGID, Y. The mental representation of hand movements after parietal cortex damage. **Science**, 273:1564-1568, 1996.

SLOBOUNOV, S.; HALLETT, M.; STANHOPE, S.; SHIBASAKI, H. Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study. **Clinical Neurophysiology**, 116: 315-323, 2005.

SODIAN, B.; THOERMER, C.; METZ, U. Now I see it but you don't: 14-month-olds can represent another person's visual perspective. **Developmental Science**, 10: 199-204, 2007.

SOLODKIN, A.; HLUSTIK, P.; CHEN, E.E.; SMALL, S.L. Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery. **Cerebral Cortex**, 14: 1246-1255, 2004.

STANCÁK JR, A. The electroencephalographic β synchronization following extension and flexion finger movements in humans. **Neuroscience Letters**, 284: 41-44, 2000.

STEVENS, J.A. Interference effects demonstrate distinct roles for visual and motor imagery during the mental representation of human action. **Cognition**, 95: 329-350, 2005.

STEVENS, J.A.; STOYKOV, M.E.P. Using motor imagery in the rehabilitation of hemiparesis. **Arch. Physical Medicine and Rehabilitation**, 84: 1090-1092, 2003.

STINEAR, C.M.; BYBLOW, W.D.; STEYVERS, M.; LEVIN, O.; SWINNEN, S.P. Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. **Experimental Brain Research**, 168:157-164, 2006.

STIPPICH, C.; OCHMANN, H.; SARTOR, K. Somatotopic mapping of the human primary sensorimotor cortex during motor imagery and motor execution by functional magnetic resonance imaging. **Neuroscience Letters**, 331: 50-54, 2002.

TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY Heart rate variability. **Circulation**, 93: 1043-1065, 1996.

THÉORET, H; MERABET, L; PASCUAL-LEONE, A. Behavioral and neuroplastic changes in the blind: Evidence for functionally relevant cross-modal interactions. **Journal of Physiology**, 98: 221-233, 2004.

THYLEFORS, B.; NÉGREL, A.D.; PARARAJASEGARAM, R.; DADZIE, K.Y. Global data on blindness. **Bulletin of the World Health Organization**, 73(1): 115-121, 1995.

UHL, F.; FRANZEN, P.; LINDINGER, G.; LANG, W.; DEECKE, L. On the functionality of the visually deprived occipital cortex in early blind persons. **Neuroscience Letters**, 124: 256-259, 1991.

VANLIERDE, A.; WANET-DEFALQUE, M.C. Abilities and strategies of blind and sighted subjects in visuo-spatial imagery. **Acta Psychologica**, 16:205-222, 2004.

VERAART, C.; DE VOLDER, A.; WANET-DEFALQUE, M.C.; BOL, A.; MICHEL, C.; GOFFINET, A.M. Glucose utilization in human visual cortex is abnormally elevated in blindness of early onset but decreased in blindness of late onset. **Brain Research**, 510: 115-121, 1990.

WANET-DEFALQUE, M.C.; VERAART, C.; DE VOLDER, A.; METZ, R.; MICHEL, C.; DOOMS, G.; GOFFINET, A. High metabolic activity in the visual cortex of early blind human subjects. **Brain Research**, 446: 369-373, 1988.

WEXLER, M.; KOSSLYN, S.M.; BERTHOZ, A. Motor processes in mental rotation. **Cognition** 68:77-94, 1998.

WOLBERS, T.; WEILLER, C.; BÜCHEL, C. Contralateral coding of imagined body parts in the superior parietal posterior. **Cerebral Cortex**, 13(4): 392-399, 2003.

WOLPAW, J.R.; BIRBAUMER, N.; McFARLAND, D.J.; PFURTSCHELLER, G.; VAUGHAN, T.M. Brain-computer interfaces for communication and control. **Clinical Neurophysiology**, 113: 767-791, 2002.

WOLPERT, D.M.; GHAHRAMANI, Z.; FLANAGAN, J.R. Perspectives and problems in motor learning. **Trends in Cognitive Sciences**, 5(11): 487-494, 2001.

WOLPERT, D.M.; MIALL, R.C. Forward models for physiological motor control. **Neural Network**, 9: 1265-1279, 1996.

YUE, G.H.; LIU, J.Z.; SIEMIONOW, V.; RANGANATHAN, V.K.; NG, T.C.; SAHGAL, V. Brain activation during human finger extension and flexion movements. **Brain Research**, 856: 291-300, 2000.

YUE, G.; COLE, K.J. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. **Journal of Neurophysiology**, 67(5): 1114-1123, 1992.

ZAHELE, T.; JORDAN, K.; WÜSTENBERG, T.; BAUDEWIG, J.; DECHENT, P.; MAST, F.W. The neural basis of the egocentric and allocentric spatial frame of reference. **Brain Research**, 1137: 92-103, 2007.

ZIMLER, J.; KEENAN, J.M. Imagery in the congenitally blind: How visual are visual images? **Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory and Cognition**, 8: 269-282, 1983.

8. ANEXOS:**ANEXO I****Consentimento Livre e Esclarecido**

Eu, _____, voluntariamente, consinto em participar de uma pesquisa sobre controle de movimentos do Laboratório de Neurobiologia II e do Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

A sessão experimental tem duração de aproximadamente 1 hora e não representa nenhum risco potencial para o participante.

O experimento consistirá do registro da atividade eletroencefalográfica, medida a partir do escalpo, durante três blocos de tarefas envolvendo a execução e a simulação mental de movimentos dos dedos da mão após um aviso sonoro. Durante todo o experimento será imprescindível o aviso sobre algum desconforto na realização dos testes

Estou ciente que devo preencher com máxima sinceridade a ficha de anamnese, relatando doenças pré-existentes, medicamentos em uso e informações sobre prática de atividade física.

As informações a serem obtidas durante o estudo ficarão restritas a fins científicos, tendo garantida minha privacidade.

Li e compreendi estas informações, tomando ciência do objetivo do estudo já discutido com o pesquisador. Se, a qualquer momento durante o teste, novas dúvidas e perguntas surgirem, disponho de total liberdade para me dirigir ao responsável pelo mesmo, afim de esclarecê-las. Além disso, tenho direito garantido de desistir a qualquer momento.

Tendo em vista minha contribuição para o andamento da citada pesquisa, declaro estar de acordo com os procedimentos do experimento.

Assinatura:

Data: __/__/____.

ANEXO II

Questionário de lateralidade (grupo controle)

Nome: _____

Aspectos gerais:

- 1) Você já teve alguma tendência a ser canhoto? ()Sim ()Não
- 2) Existe alguém canhoto na sua família? ()Sim ()Não

Quem? _____

Indique a preferência manual nas seguintes atividades assinalando + na coluna apropriada. Quando a preferência for tão forte de modo a não ser capaz de usar a outra assinale ++. Se não existir preferência assinale + nas duas colunas.

ATIVIDADE	DIREITA	ESQUERDA
1) Escrever		
2) Desenhar		
3) Jogar uma pedra		
4) Usar uma tesoura		
5) Usar um pente		
6) Usar uma escova de dente		
7) Usar uma faca (sem o uso do garfo)		
8) Usar uma colher		
9) Usar um martelo		
10) Usar uma chave de fendas		
11) Usar uma raquete de tênis		
12) Usar uma faca com o garfo		
13) Usar uma vassoura (observar a mão superior)		
14) Usar um ancinho (rodo) (observar a mão superior)		
15) Ascender um fósforo		
16) Abrir um vidro com tampa (Mão que segura a tampa)		
17) Dar as cartas		
18) Enfiar a linha na agulha (Mão que segura o que se move)		
19) Com que pé você prefere chutar		

Questionário de lateralidade (Deficientes visuais)

Nome: _____

Aspectos gerais:

1) Você já teve alguma tendência a ser canhoto? ()Sim ()Não

2) Existe alguém canhoto na sua família? ()Sim ()Não

Quem? _____

Indique a preferência manual nas seguintes atividades assinalando + na coluna apropriada. Quando a preferência for tão forte de modo a não ser capaz de usar a outra assinale ++. Se não existir preferência assinale + nas duas colunas.

ATIVIDADE	DIREITA	ESQUERDA
1) Escrever em Braille		
2) Assinar		
3) Jogar uma pedra		
4) Usar um pente		
5) Usar uma escova de dente		
6) Usar uma colher		
7) Usar uma vassoura (observar a mão superior)		
8) Usar um ancinho (rodo) (observar a mão superior)		
9) Abrir um vidro com tampa (Mão que segura a tampa)		
10) Com que pé você prefere chutar		

ANEXO III

Instruções da tarefa comportamental do segundo experimento (localização espacial da postura da mão a partir de uma instrução auditiva)

Exemplo do bloco de instrução sobre a localização da mão direita (o bloco com a mão esquerda também contém 16 situações semelhantes):

Primeira-Pessoa (1P)
1) Imagine a sua mão direita com os dedos apontando para cima e a palma da mão de frente para você. Onde está o seu dedo polegar?
2) Imagine a sua mão direita com os dedos apontando para cima e a palma da mão de frente para você. Onde está o seu dedo mindinho?
3) Imagine a sua mão direita com os dedos apontando para cima e a dorso da mão de frente para você. Onde está o seu dedo polegar?
4) Imagine a sua mão direita com os dedos apontando para cima e a dorso da mão de frente para você. Onde está o seu dedo mindinho?
5) Imagine a sua mão direita com os dedos apontando para baixo e a dorso da mão de frente para você. Onde está o seu dedo polegar?
6) Imagine a sua mão direita com os dedos apontando para baixo e a dorso da mão de frente para você. Onde está o seu dedo mindinho?
7) Imagine a sua mão direita com os dedos apontando para baixo e a palma da mão de frente para você. Onde está o seu dedo polegar?
8) Imagine a sua mão direita com os dedos apontando para baixo e a palma da mão de frente para você. Onde está o seu dedo mindinho?

Terceira-Pessoa (3P)

- 9) Imagine a **minha** mão direita com os dedos apontando para cima e a palma da mão de frente para você. Onde está o **meu** dedo polegar?
- 10) Imagine a **minha** mão direita com os dedos apontando para cima e a palma da mão de frente para você. Onde está o **meu** dedo mindinho?
- 11) Imagine a **minha** mão direita com os dedos apontando para cima e a dorso da mão de frente para você. Onde está o **meu** dedo polegar?
- 12) Imagine a **minha** mão direita com os dedos apontando para cima e a dorso da mão de frente para você. Onde está o **meu** dedo mindinho?
- 13) Imagine a **minha** mão direita com os dedos apontando para baixo e a dorso da mão de frente para você. Onde está o **meu** dedo polegar?
- 14) Imagine a **minha** mão direita com os dedos apontando para baixo e a dorso da mão de frente para você. Onde está o **meu** dedo mindinho?
- 15) Imagine a **minha** mão direita com os dedos apontando para baixo e a palma da mão de frente para você. Onde está o **meu** dedo polegar?
- 16) Imagine a **minha** mão direita com os dedos apontando para baixo e a palma da mão de frente para você. Onde está o **meu** dedo mindinho?

ANEXO IV

Available online at www.sciencedirect.com

Neuroscience Letters 400 (2006) 181–185

**Neuroscience
Letters**

www.elsevier.com/locate/neulet

Motor imagery in blind subjects: The influence of the previous visual experience

Luís Aureliano Imbiriba^a, Erika Carvalho Rodrigues^b,
José Magalhães^b, Claudia Domingues Vargas^{b,*}

^a *Laboratory of Biomechanics, School of Physical Education, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil*

^b *Laboratory of Neurobiology II, Institute of Biophysics Carlos Chagas Filho, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil*

Received 4 November 2005; received in revised form 7 January 2006; accepted 16 February 2006

Abstract

Mental simulation of movements has been widely used to infer about representational aspects of action. On a daily basis, motor planning and execution depends crucially both upon vision and kinesthesia. What if the former is lost? In this study we investigate the physiological changes induced during a mental simulation task in subjects with early and late onset blindness, analyzing simultaneously stabilometric (body sway), electromyographic (EMG, lateral gastrocnemius) and electrocardiographic (ECG) signals. Subjects were asked to stand up on a force platform and instructed either to: rest during 20 s; count mentally from 1 to 15; imagine themselves executing a bilateral plantar flexion 15 times and execute the same movement 15 times. Discriminant analysis was employed to have access to the differences in the groups with respect to heart rate variability (HRV), EMG and body sway measurements for each condition. We found an overall correct classification of 100 and 90.9%, respectively, for the stabilometric parameters and HRV. This result was found only for the mental simulation task ($p < 0.05$), being absent for resting, counting and executing. Previous studies have shown that motor simulation in a kinesthetic mode strongly associates with somatic and autonomic changes. In late blind subjects, however, movement simulation would tend to unfold with the use of both visual and kinesthetic representations. Thus, our results suggest that early and late blind subjects make use of distinct body representations during motor imagery.

© 2006 Elsevier Ireland Ltd. All rights reserved.

Keywords: Motor imagery; Blindness; Postural control

Functional changes occurring in the brain of individuals who become blind during the course of their lifetime have been extensively tracked on the last years. Results gathered by these research teams indicate that deafferentation of visual cortical areas through peripheral blindness results in clear neuroplastic changes in humans [2,6,20,26]. These reorganization processes have been strongly correlated with early blindness onset [20]. For instance, distinct patterns of visual cortex activation are observed during Braille reading in congenitally as compared to late blind individuals [1]. In another line of evidence, while early blinds seem to employ a non-visual strategy to resolve spatial tasks, late blinds basically use a visual one [8,27]. In order to investigate the role of visual experience in visuo-spatial memory,

Vanlierde and Wanet-Defalque [27] compared the performance of early and late blind and sighted subjects in a visuo-spatial imagery task. They found that the three groups had the same performance level but employed different strategies to perform the task: while late blind and sighted subjects reported having used a visual strategy, early blind used what they described as an abstract “coordinate XY strategy”. As pointed out by Hollins [8], the use of a visual strategy in sighted and late blind subjects reflects in a very straightforward way the nature of their perceptual experience. On the other hand, having mainly explored the world by touch, congenitally blind subjects would tend to have a more haptic perceptual mode. More recently, it has been shown that late but not congenitally blind people were impaired in a tactile discrimination task by crossing their hands, suggesting a critical role of childhood vision in modulating the perception of touch that may arise from the emergence of specific cross modal links during development [17]. Taken together, these results suggest that behavioral outcome very critically depends on early childhood vision, and indicate that motor control should be

* Correspondence at: Institute of Biophysics Carlos Chagas Filho, Federal University of Rio de Janeiro, Av. Brigadeiro Trompowski s/n, Ilha do Fundão, Rio de Janeiro, 21941-900, Brazil. Tel.: +5521 25626556; fax: +5521 22808193.
E-mail address: cdvargas@biof.ufrj.br (C.D. Vargas).

dramatically affected by the existence and duration of previous visual experience. However, little is known about how blindness affects movement control.

Motor imagery has been widely used to infer about representational aspects of action. The mental simulation of a given action corresponds to the bringing forth of its motor plan, without however leading to movement execution [9]. Since the temporal and kinematic aspects of motor execution are well preserved [14], motor imagery is considered as a window into the cognitive operations that underlie motor control.

On a daily basis, motor planning and execution depends crucially upon body representations. There are evidences supporting that spatial construction and manipulation of body parts have a mixed visual and somatosensory origin [3,15,21]. In sighted subjects, these body representations are accessed depending on the strategy used to mentally simulate a given movement [5,18,19,22–24]. In a previous study, we have shown that a distinct stabilometric pattern is produced if the simulation of a plantar flexion task is performed in a “visual” or “kinesthetic” mode [18]. We thus hypothesized that the body sway modulation observed during mental simulation of this task should be susceptible to blindness onset.

The purpose of this study is to compare the stabilometric, electromyographic (EMG) and heart rate variability (HRV) changes induced by a mental simulation task in subjects with early and late onset blindness by means of discriminant analysis.

Twelve blind males (mean age: 26.1 (\pm 5.01) years) participated in this study (Table 1). Six subjects (1–6) had an early blindness onset (at birth); four of them (9–12) lost their sight during late infancy, adolescence or adulthood (subject 11 started to lose sight at 3 years old, but got completely blind at 9), and two subjects (7 and 8) had non-identified onset, that is, no record of when exactly sight was completely lost. All of them were soccer players (B1 class: no light perception or light perception with no shape description, according to the International Blind Sports Federation Classification) and for all of them blindness was due to peripheral deficits (Table 1). Informed consent was obtained from the subjects prior to the experiment, which was carried out according to the local ethics committee standards laid down in the Declaration of Helsinki. Moreover, all documents were read aloud by the experimenters.

Subjects were asked to: (a) stand up on a force platform (AMTI), barefoot, with feet together and eyes closed during 20 s; (b) count mentally from 1 to 15; (c) imagine themselves executing a bilateral plantar flexion 15 times and (d) then execute the same movement 15 times. The subjects reported the onset and the end of each condition. Task order was fixed, because previous studies showed that the temporal correspondence between mental simulation and actual execution of the same task remains unchanged regardless of the order of performance [13,18].

Stabilometric signals were sampled at 50 Hz, using an anti-aliasing filter with a cut-off frequency of 5 Hz. Based on the displacements of the center of pressure (COP) in the lateral (Y) and anterior-posterior (X) directions, the following traditional measures were calculated: (1) mean velocity, (2) standard deviation, and (3) the 95% confidence elliptical area of the COP [12,16].

Both electrocardiographic (ECG, V5 lead) and electromyography (EMG, from the right lateral gastrocnemius) signals were registered simultaneously, and sampled at 1000 Hz. Acquisition was automatically synchronized.

After identifying the R waves of the raw ECG signal and obtaining the RR interval time series (HRV data), the following parameters were analyzed: (1) mean RR intervals, (2) standard deviation from RR intervals, and (3) the number of intervals that differed more than 50 ms from the previous (pNN50) [25]. The following parameters were calculated in the EMG signals: (1) RMS value, (2) mean rectified value, and (3) median power frequency, as calculated by a fast Fourier transformation (FFT) [7]. Since task duration varied among the subjects, only the first 20 s of all signals were analyzed (Fig. 1).

Discriminant analysis was then employed to assess the differences between the three groups with respect to HRV, EMG and body sway for each experimental condition. Discriminant analysis allows differentiating between two or more mutually exclusive groups based on a variety of independent variables on which the experimental groups are expected to be different. Coefficients of each discriminant function reflect how well each variable contribute to the model [10].

Furthermore, in order to identify the different strategies between late and early blinds (non-identified group was not

Table 1
Clinical characteristics of participants

Subject	Age	Group (blindness onset)	Cause of blindness	Light perception
1	25	Early (birth)	Cataract	None
2	29	Early (birth)	Glaucoma	None
3	31	Early (birth)	Cataract/glaucoma	None
4	23	Early (birth)	Microftalmos	None
5	17	Early (birth)	Unknown peripheral defect	Minimum
6	33	Early (birth)	Glaucoma	None
7	25	Non-identified	Retinitis pigmentosa	None
8	30	Non-identified	Microftalmos	None
9	30	Late (22 years)	Accident (shot)	None
10	18	Late (12 years)	Traumatic retinal detachment	None
11	24	Late (9 years)	Allergic problem	Minimum
12	27	Late (16 years)	Accident (shot)	None

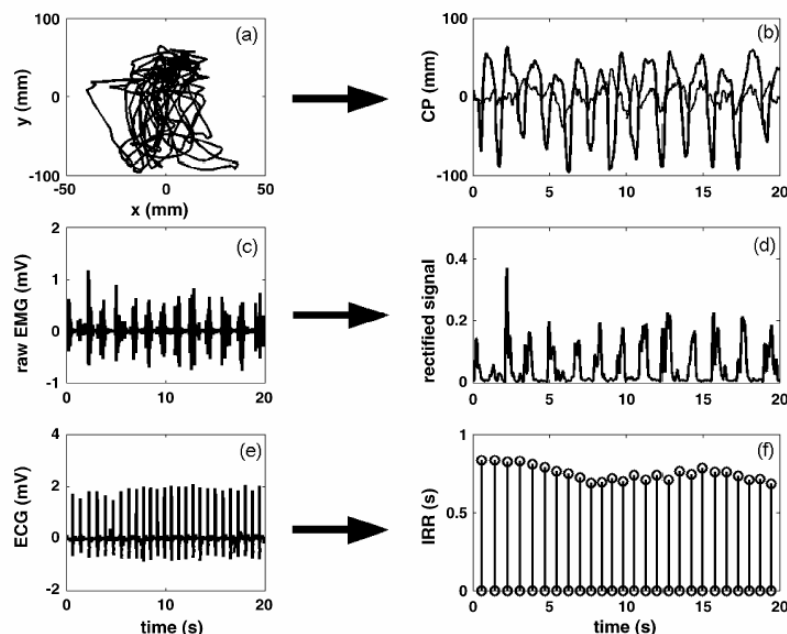


Fig. 1. Representative data from one participant depicting the biological signals acquired during motor execution of bilateral plantar flexion (15 times). (a) Displacement of center of pressure in both axes simultaneously and (b) COP time series in lateral direction (gray) and anterior-posterior direction (bold); (c) raw electromyographic (EMG) signal and (d) the rectified EMG signal; (e) electrocardiographic (ECG) signal and (f) intervals between successive R waves resulting in the RR intervals time series or heart rate variability (HRV).

included because of the small sample size ($n=2$)), we used the nonparametric Mann–Whitney U -test for independent-samples.

Discriminant analysis was calculated separately for body sway measures, HRV and EMG signals for all four experimental conditions (Table 2). By this means, we found an overall correct classification of 100 and 90.9% of the cases, respectively, for the stabilometric parameters and HRV. This result was found only for the mental simulation task ($p<0.05$), being absent for resting, counting and executing.

Stabilometric variables were shown to predict distinct behaviors between groups ($p=0.031$). Among them, mean velocity (coefficient: 0.37, $p<0.006$) and standard deviation in the lateral direction (coefficient: 0.23, $p<0.021$) contributed significantly for the model's good performance in discriminating members of each group. Because there were three a priori groups (early,

late and non-identified) defined in our analysis, two discriminant functions were obtained. The first discriminant function provided the best separation among groups, with an overall correct classification of 100% (Fig. 2). This good performance was seen only for the motor imagery task.

Comparison of these stabilometric parameters per group during imagery revealed that mean velocity in the lateral axis was significantly higher in early (10.27 ± 1.67 mm/s), comparatively to late (8.89 ± 0.87 mm/s) blindness onset ($U=3$, $z=-1.91$, $p=0.04$). For standard deviation, early (4.51 ± 1.21 mm) and

Table 2
Multiple discriminant analysis was calculated separately for all four experimental conditions

Situations	Body sway	EMG	HRV
Rest	0.255 (0.51)	0.495 (0.47)	0.208 (0.16)
Count	0.244 (0.62)	0.575 (0.62)	0.172 (0.11)
Mental simulation	0.051 (0.031)*	0.566 (0.61)	0.098 (0.035)*
Execution	0.293 (0.61)	0.498 (0.48)	0.263 (0.24)

Wilks' lambda (and p -values) for each model is indicated. The results were significant only for the mental simulation task ($p<0.05$), for stabilometric and HRV data.

* $p<0.05$.

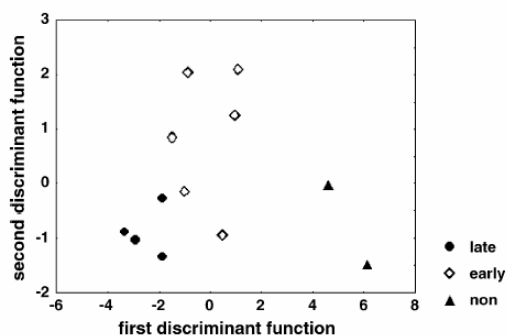


Fig. 2. Scatter plot of the discriminant functions based on the stabilometric data during motor imagery condition. The first discriminant function (X -axis) provides the best separation among groups, with an overall correct classification of 100% of the cases.

late blindness onset (4.82 ± 1.26 mm) did not depart significantly ($U=9$, $z=0.63$, $p=0.52$).

The model based on mean RR interval also allowed to identify a distinct behavior between groups (coefficient: 0.67, $p<0.008$) for the motor imagery task, showing an overall correct classification of 90.9% (only case 7 was misclassified). Accordingly, significantly lower mean RR intervals were found in early (697.91 ± 75.08 ms) in comparison to late (875.58 ± 46.51 ms) blindness onset ($U=0$, $z=2.31$, $p=0.02$).

In the present study, discriminant analysis applied to stabilometric (mean velocity and standard deviation) and HRV (mean RR intervals) parameters collected during the motor imagery condition allowed a clear distinction between early and late blindness. On the other hand, models based on EMG variables have shown a weak performance in discriminating the differences among subjects in all experimental conditions. This would signify that postural control, myoelectric activity and HRV during rest, count and movement execution are unaffected by previous visual experience. In accordance with these results, Nakata and Yabe [11] did not report any significant difference between blind and sighted subjects in the pattern of EMG activity and postural sway during a postural adjustment task.

While the postural control maintenance in humans is thought to be hard wired, mentally representing a given movement implies in bringing forth the motor plan and estimating the sensory consequences of that action [9], based on a body-centered frame of reference. For instance, stabilometric patterns of sighted individuals differ pending on the strategy (visual or kinesthetic) employed to perform the motor imagery of a plantar flexion task [18]. One could thus suppose that, in the absolute lack of vision, body representation would be mainly kinesthetic. In late blind individuals, the adding of a visual component in movement planning and execution in early life could have led to a visuo-kinesthetic body representation.

In accordance with the idea that early visual deprivation affects body representation, Röder et al. [17] have shown that both sighted and late blind, but not congenitally blind people find more difficult to judge the temporal order of two given tactile stimuli, one presented at each hand, when their hands are crossed over the midline as compared to an uncrossed condition. In sighted subjects, this has been argued as being due to the prominent role of vision in motor planning and execution. In this case, tactile stimuli have to be remapped into externally defined coordinates, which takes longer to achieve when there is conflict with body-centered codes, determined primarily by somatosensory and proprioceptive inputs. In early blind subjects, this conflict seems to be inexistent.

Previous studies have shown that motor simulation in a kinesthetic mode also strongly associates with autonomic changes [4]. Thus, one might expect to find a maximal autonomic modulation in early, comparatively to late blind subjects. These differences could underlie the departure found for the RR interval time-series between early and late blind groups during motor imagery.

In conclusion, discriminant analysis allowed discerning physiological differences in blind subjects during a mental simulation task that involves body adjustments, reflecting the effect of previous visual experience on body schema. However, because

our sample is relatively small, this estimate may be too optimistic. Further studies might be conducted to better understand how the lack of sensory information interferes with the mental representation of movements.

Acknowledgements

This work was supported by FUJB, FAPERJ, CAPES and CNPq. The authors thank ANDEF, Niteroi – Brazil.

References

- [1] C. Büchel, C. Price, R.S.J. Frackowiak, K. Friston, Different activation patterns in the visual cortex of late and congenitally blind subjects, *Brain* 121 (1998) 409–419.
- [2] L.G. Cohen, P. Celnik, A. Pascual-Leone, B. Corwell, L. Faiz, J. Dambrosia, M. Honda, N. Sadato, C. Gerloff, M. Hallett, Functional relevance of crossmodal plasticity in blinds humans, *Nature* 389 (1997) 180–183.
- [3] M.S. Cohen, S.M. Kosslyn, H.C. Breiter, W.L. Digirolamo, W.L. Thompson, A.K. Anderson, S.Y. Bookheimer, B.R. Rosen, J.W. Belliveau, Changes in cortical activity during mental rotation. A mapping study using functional MRI, *Brain* 119 (1996) 89–100.
- [4] J. Decety, M. Jeannerod, D. Durozard, G. Baverel, Central activation of autonomic effectors during mental simulation of motor actions in man, *J. Physiol.* 461 (1993) 549–563.
- [5] A.D. Fourkas, A. Avenanti, C. Urgesi, S.M. Aglioti, Corticospinal facilitation during first and third person imagery, *Exp. Brain Res.* 168 (2006) 143–151.
- [6] E.R. Gizewski, T. Gasser, A. De Greiff, A. Boehm, M. Forsting, Cross-modal plasticity for sensory and motor activation patterns in blind subjects, *NeuroImage* 19 (2003) 968–975.
- [7] H.J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, C. Disselhorst-Klug, G. Hägg, European recommendations for surface electromyography, SENIAM Project (1999) 122.
- [8] M. Hollins, Styles of mental imagery in blind adults, *Neuropsychologia* 23 (1985) 561–566.
- [9] M. Jeannerod, *The Cognitive Neuroscience of Action*, Blackwell, New York, 1997, p. 236.
- [10] W.R. Klecka, *Discriminant Analysis*, Sage Publications, London, 1980, p. 71.
- [11] H. Nakata, K. Yabe, Automatic postural response systems in individuals with congenital total blindness, *Gait Posture* 14 (2001) 36–43.
- [12] L.F. Oliveira, D.M. Simpson, J. Nadal, Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis, *Physiol. Meas.* 17 (1996) 305–312.
- [13] C. Papaxanthis, T. Pozzo, X. Skoura, M. Schieppati, Does order and timing in performance of imagined and actual movements affect the motor imagery process? The duration of walking and writing task, *Behav. Brain Res.* 134 (2002) 209–215.
- [14] L.P. Parsons, Imagined spatial transformations of one's hands and feet, *Cogn. Psychol.* 19 (1987) 178–241.
- [15] L.M. Parsons, P.T. Fox, J.H. Downs, T. Glass, T.B. Hirsch, C.C. Martin, P.A. Jerabek, J.L. Lancaster, Use of implicit motor imagery for visual shape discrimination as revealed by PET, *Nature* 375 (1995) 54–58.
- [16] T.E. Prieto, J.B. Myklebust, R.G. Hoffmann, E.G. Lovett, B.M. Myklebust, Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 43 (1996) 956–966.
- [17] B. Röder, F. Röslers, C. Spence, Early vision impairs tactile perception in the blind, *Curr. Biol.* 14 (2004) 121–124.
- [18] E.C. Rodrigues, L.A. Imbiriba, G.R. Leite, J. Magalhães, E. Volchan, C.D. Vargas, Mental simulation strategy affect postural control, *Rev. Bras. Psiquiatria* 25 (Suppl. II) (2003) 33–35 (in Portuguese).
- [19] P. Ruby, J. Decety, Effect of subjective perspective taking during simulation of action: a PET investigation of agency, *Nat. Neurosci.* 4 (2001) 546–550.

- [20] N. Sadato, T. Okada, M. Honda, Y. Yonekura, Critical period for cross-modal plasticity in blind humans: a functional MRI study, *NeuroImage* 16 (2002) 389–400.
- [21] J.T. Shenton, J. Schwobel, H.B. Coslett, Mental motor imagery and body schema: evidence for proprioceptive dominance, *Neurosci. Lett.* 370 (2004) 19–24.
- [22] A. Sirigu, J.R. Duhamel, Motor and visual imagery as two complementary and neurally dissociable mental processes, *J. Cogn. Neurosci.* 13 (2001) 910–919.
- [23] A. Solodkin, P. Hlustik, E.E. Chen, S.L. Small, Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery, *Cereb. Cortex* 14 (2004) 1246–1255.
- [24] C.M. Stinear, W.D. Byblow, M. Steyvers, O. Levin, S.P. Swinnen, Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability, *Exp. Brain Res.* 168 (2006) 157–164.
- [25] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, Heart rate variability, *Circulation* 93 (1996) 1043–1065.
- [26] H. Theoret, L. Merabet, A. Pascual-Leone, Behavioral and neuroplastic changes in the blind: evidence for functionally relevant cross-modal interactions, *J. Physiol. (Paris)* 98 (2004) 221–233.
- [27] A. Vanlierde, M.C. Wanet-Defalque, Abilities and strategies of blind and sighted subjects in visuo-spatial imagery, *Acta Psychologica* 16 (2004) 205–222.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)