



Universidade do Porto

FEUP Faculdade de
Engenharia

Estudo sobre a relação entre os sistemas cognitivo e motor no Homem

Ana Margarida Mano Silva Pereira

Mestrado em Engenharia Biomédica

2010-2012

Estudo sobre a relação entre os sistemas cognitivo e motor no Homem

Dissertação

Ana Margarida Mano Silva Pereira

Licenciada em Engenharia Biomédica pela Escola Superior de Estudos Industriais e de Gestão

Orientador:

Prof. Doutor João Manuel R. S. Tavares

Prof. Associado do Departamento de Engenharia Mecânica

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

2010-2012

“O sucesso é ir de fracasso em fracasso sem perder o entusiasmo.”

Winston Churchill

Agradecimentos

Ao Professor Doutor João Manuel Tavares, pela sua orientação e constante disponibilidade demonstradas ao longo de todo o trabalho.

À Mestre Andreia Sousa por todo o apoio prestado, nomeadamente na cedência do espaço físico para a realização das recolhas bem como todo o conhecimento e compreensão partilhadas.

Ao Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH) na Escola Superior de Tecnologia e Saúde do Porto, pela possibilidade de realização das atividades experimentais.

À Teresa Calheno pela constante ajuda e disponibilidade demonstradas ao longo das recolhas práticas na preparação da amostra.

A todos aqueles que se disponibilizaram de forma voluntária a participar neste estudo por despendarem parte do seu tempo no processo de recolha de dados.

Aos meus amigos e familiares que me apoiaram de forma incondicional durante esta etapa, especialmente à Mafalda Araújo pelo companheirismo constante e partilha em todos os momentos.

Aos meus pais, as pessoas mais importantes na minha vida e sem as quais todo este percurso não seria possível, por todo o apoio, amor e compreensão que sempre me dedicaram.

A todos o meu muito obrigada,
Ana Margarida Pereira

Resumo

Nos dias de hoje torna-se cada vez mais relevante perceber quais os mecanismos envolvidos no controlo postural quando se desempenham outras tarefas em simultâneo - paradigma da dupla tarefa. Este paradigma surge como uma nova abordagem para o desenvolvimento de conhecimentos e ferramentas específicas e úteis para aplicação clínica.

Desta forma, torna-se importante determinar qual a relação entre diversas atividades do dia-a-dia, que envolvem um controlo cognitivo e em simultâneo um controlo motor. Os diversos estudos efetuados anteriormente, apresentaram conclusões importantes acerca de determinadas tarefas, contudo continuam a existir incongruências nesta área. Em tarefas de resposta verbal verificou-se uma degradação da postura enquanto em tarefas visuais, de fixação de um ponto, registou-se uma melhoria do controlo do equilíbrio. No entanto fatores como a idade, a capacidade de cognição e ainda a condição de saúde podem alterar o desempenho em dupla tarefa.

Com o presente trabalho foi possível estudar a influência do desempenho de uma tarefa de cálculo visual-espacial, com e sem a adição de uma perturbação cognitiva, sobre o controlo postural, em diferentes condições. É possível concluir que há influência da atividade cognitiva sobre o comportamento postural.

No presente estudo, o efeito da tarefa cognitiva sobre a posição postural menos desafiante não induziu alterações significativas nas variáveis de avaliação do controlo postural. Contudo quando se fez variar a posição postural, verifica-se que a adição de uma perturbação cognitiva provoca maiores oscilações posturais.

Para além disso, após a perturbação cognitiva, verifica-se a existência dos ajustes posturais compensatórios na fase imediatamente a seguir à perturbação e ainda numa fase mais tardia. A partir deste pressuposto verificou-se que o organismo demora mais tempo a reagir a uma situação de perturbação quando se encontra numa posição mais desafiante.

A realização da tarefa cognitiva teve maior influência sobre uma posição postural mais exigente comparativamente com uma posição mais estável. Este fenómeno é esperado já que na posição mais exigente são previsíveis momentos de perda de equilíbrio que podem ainda ser agravados pela presença de atividade cognitiva.

Palavras-chave: cognição, postura, dupla-tarefa, interferência

Abstract

Study on the relationship between cognitive and motor systems in humans

Nowadays it becomes important to understand which are mechanisms involved in postural control when other tasks are performed simultaneously - dual task paradigm. This paradigm emerges as a new approach to the development of specific tools useful for clinical application.

Thus, it becomes important to determine the relationship between several daily activities that involves cognitive control and simultaneously postural control. The various studies carried out previously, presented key findings about certain tasks, however some inconsistencies still persist in this area. In verbal response tasks there was a deterioration of posture while in visual tasks, such as fixing a point, there was an improvement in balance control. However such factors as age, the ability of cognition and even health condition may change the dual task performance.

Within this study it was possible to analyse the influence of the performance of a visuospatial calculation task with and without addition of a cognitive disorder, on the posture control under different conditions. It was concluded that there is influence of cognitive activity on postural behavior.

In this study, the effect on the cognitive task postural position less challenging not induce significant changes in variables which evaluates posture control. However, when the position was varied, it appears that the addition of a cognitive disorder causes greater posture oscillations.

In addition, after the cognitive disorder, there is the existence of postural adjustment in compensatory phase immediately after the disturbance and also at a later stage. Based on this assumption was found that the organism takes a longer time to respond to a disturbance situation when in a position more challenging.

The performance of the cognitive task had a greater influence on more demanding positions, compared to a more stable position. This phenomenon is expected since in the most demanding moments are predictable loss of balance which can be further deteriorated by the presence of cognitive activity.

Key words: cognition, posture, dual task, interference

Índice

Resumo.....	v
Abstract.....	vi
CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Enquadramento.....	2
1.2 Objetivo.....	3
1.3 Estrutura.....	4
1.4 Contribuições principais.....	4
CAPÍTULO II- COGNIÇÃO.....	6
2.1 Introdução.....	6
2.2 Processamento de informação cognitiva.....	6
2.2.1 Áreas cerebrais.....	7
2.3 Controlo cognitivo.....	11
2.4 Sistema de comunicação entre as áreas cerebrais.....	12
2.5 Resumo.....	14
CAPÍTULO III – CONTROLO POSTURAL.....	16
3.1 Introdução.....	16
3.2 Sistema de controlo postural.....	16
3.2.1 Sistemas sensoriais.....	18
3.2.2 Sistema nervoso central.....	19
3.2.3 Sistema músculo-esquelético.....	22
3.2.3.1 Estratégias de manutenção de equilíbrio.....	23
CAPÍTULO IV - RELAÇÃO ENTRE O CONTROLO POSTURAL E A ATIVIDADE COGNITIVA.....	28
4.1 Introdução.....	28
4.2 Tarefas cognitivas e áreas cerebrais.....	30
4.2.1 Áreas de intervenção da tarefa dupla.....	36
4.2.2 Modelos de avaliação da dupla tarefa.....	38
4.3 Resumo.....	40
CAPÍTULO V – INSTRUMENTAÇÃO E MÉTODOS.....	42
5.1 Introdução.....	42
5.2 Avaliação do controlo postural.....	42
5.2.1 Estabilometria.....	42
5.2.1.1 Plataforma de forças.....	43
5.2.2 Eletromiografia.....	45
5.2.2.1 Estrutura e função do músculo.....	46
5.2.2.2 Tipos de eletromiografia.....	47

5.2.2.2.1	Eléttodos de superfície	47
5.2.2.3	Eletromiografia: Considerações prticas	50
5.2.2.4	Processamento do sinal EMG	51
5.3	Resumo	56
CAPÍTULO VI –TRABALHO EXPERIMENTAL.....		57
6.1	Introdução.....	58
6.2	Definição da amostra.....	58
6.3	Questões éticas.....	58
6.4	Instrumentos de medição	59
6.5	Procedimentos.....	59
6.5.1	Definição tarefa	59
6.5.2	Seleção dos músculos.....	61
6.5.3	Eletromiografia: Considerações prticas	63
6.5.4	Protocolo experimental.....	63
6.5.4.1	Sem tarefa.....	63
6.5.4.2	Com tarefa.....	64
6.6	Desenvolvimento de uma ferramenta para tratamento de dados.....	65
6.6.1	Análise das variáveis de estabilometria.....	67
6.6.2	Análise das variáveis de eletromiografia	68
6.7	Resumo	71
CAPÍTULO VII- RESULTADOS E DISCUSSÃO.....		73
7.1	Introdução.....	73
7.1.1	Etapas de tratamento sinal	73
7.1.1.1	Análise das variáveis de estabilometria.....	73
7.1.1.2	Análise das variáveis de eletromiografia	74
7.1.2	Análise estatística.....	76
7.1.3	Resultados e discussão.....	77
7.2	Conclusões.....	93
CAPÍTULO VIII – CONSIDERAÇÕES FINAIS E PERSPETIVAS FUTURAS		95
8.1	Considerações finais	95
8.2	Perspetivas futuras.....	98
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		99

Índice de Figuras

Fig. 2. 1- Representação do processamento de informação cognitiva (adaptado de (Savi 2009))	6
Fig. 2. 2- Sistema de classificação de Broadmann (retirado e adaptado de (Martinez 2010)).....	8
Fig. 2. 3- Região do córtex pré-frontal (retirado de (Koch 2010))	9
Fig. 2. 4- Região do córtex cingulado anterior (retirado de (Shock 2008))	10
Fig. 2. 5- Acetilcolina e os seus recetores (retirado de (Rico and Sánchez 2007))	12
Fig. 3. 1 – Sistema vestibular (retirado de (Rezende 2004))	18
Fig. 3. 2- Sistema proprioceptivo (retirado de (Pastore 2010)).....	19
Fig. 3. 3- Integração da informação sensorial no SNC e o efeito na postura (adaptado de (Silva 2006) e imagens retiradas de(Foy 2009), (Rezende 2004) ,(Pastore 2010) e (Lowery 2011)	21
Fig. 3. 4- Músculos da perna (adaptado de (A.D.A.M. 2009))	26
Fig. 5. 1- Plataforma de forças (retirado de (Wegen, Emmerik et al. 2002)).....	43
Fig. 5. 2- Diagrama de blocos dos principais componentes de um sistema de aquisição do sinal EMG (adaptado de (Webster 2006)).....	45
Fig. 6. 1- Janela principal interface	66
Fig. 6. 2- Botões que permitem fazer upload de informação no programa.....	66
Fig. 6. 3- Visualização das variáveis de estabilometria	67
Fig. 6. 4 – Variáveis de root mean square de EMG.....	68
Fig. 6. 5- Botão que permite a visualização do sinal EMG normalizado.....	68
Fig. 6. 7- Sinal normalizado da perna esquerda obtido através do botão referido anteriormente	69
Fig. 6. 6- Sinal normalizado da perna direita obtido através do botão referido anteriormente.....	69
Fig. 6. 8- Valores relativos ao integral de EMG no momento da fase de ajustes compensatórios	70
Fig. 7. 1- Sinal do COPx e do COPy.....	73
Fig. 7. 2 – Representação gráfica do comportamento muscular na situação sem tarefa na posição 1 e 2.....	86
Fig. 7. 3- Representação gráfica do comportamento muscular na situação com tarefa na posição 1 e 2.....	86
Fig. 7. 4- Representação gráfica do comportamento muscular na situação com perturbação na posição 1 e 2... ..	87
Fig. 7. 5 – Ajustes posturais compensatórios na posição 1	90
Fig. 7. 6- Ajustes posturais compensatórios na posição 1	91

Índice de Tabelas

Tabela 5.1- Músculos recomendados pelo projeto SENIAM para colocação dos elétrodos.....	51
Tabela 7.1 – Valores de significância das variáveis de estabilometria	77
Tabela 7.2 – Valores das médias variáveis da atividade de estabilometria na posição 1	78
Tabela 7.3-Valores de significância relativamente às variáveis de estabilometria na posição 1	79
Tabela 7.4- Valores das médias variáveis da atividade de estabilometria na posição 2	80
Tabela 7.5- Valores de significância relativamente às variáveis de estabilometria na posição 2	81
Tabela 7.6- Valores de significância da relação entre as diferentes condições posturais (estabilometria)	82
Tabela 7.7 - Valores de significância da variável de RMS.....	83
Tabela 7.8- Valores médios de atividade em cada músculo na posição 1	83
Tabela 7.9- Valores de significância da variável de RMS na posição 1.....	84
Tabela 7.10- Valores médios de atividade em cada músculo na posição 2	84
Tabela 7.11- Valores de significância da variável de RMS na posição 2	85
Tabela 7.12 - Valores de significância da relação entre as diferentes condições posturais (RMS).....	85
Tabela 7.13- Valores médios de EMG em cada músculo durante o período basal nas diferentes condições da tarefa.....	88
Tabela 7.14 - Valores de significância da variável iEMG.....	89
Tabela 7.15- Valores de significância da relação entre as diferentes condições da tarefa das variáveis de iEMG	89
Tabela 7.16- Avaliação da realização da tarefa cognitiva.....	91

Índice de Abreviaturas

APC – Ajustes posturais compensatórios

CP/COP – centro de pressão

CM –centro de massa

COP_{a-p} – coordenada do centro de força na direção antero- posterior

COP_{m-l} – coordenada do centro de força na direção médio- lateral

CVM – contração voluntária máxima

GMD – Gastrocnémio medial direito

GME – Gastrocnémio medial esquerdo

EMG – Eletromiografia

F_x – componente antero-posterior da força de reação do solo

F_y – componente médio-lateral da força de reação do solo

F_z – componente vertical da força de reação do solo

h – distância da superfície até o centro geométrico da plataforma de força

iEMG – EMG integrado

MATLAB – Matrix Lab

MANOVA – *Multiple Analysis of Variance*

M_x – momento em torno do eixo antero-posterior

M_y – momento em torno do eixo médio-lateral

SNC – Sistema Nervoso Central

SOd –Soelar direito

SOe – Soelar esquerdo

SPSS –*Statistical Package Social Science*

TAd – Tibial Anterior direito

TAe – Tibial Anterior esquerdo

RMS – Root mean square

VPP- variação pico a pico

Dv – desvio-padrão

Vm – Velocidade média

ap – antero-posterior

ml- médio-lateral

Capítulo I – Introdução

1.1 Enquadramento

1.2 Objetivo

1.3 Estrutura

1.4 Contribuições principais

1.1 Enquadramento

O sistema de controlo postural regula a posição do corpo no espaço através da integração de informação de diferentes sistemas, tais como o sistema nervoso central, o sistema sensorial e ainda o sistema músculo-esquelético. O principal objetivo deste controlo é o de garantir a orientação e equilíbrio necessários às diferentes atividades diárias (Lacour, Bernard-Demanze et al. 2008).

Manter o equilíbrio é uma tarefa crucial para o homem e é desempenhada sem controlo de atenção na maior parte das circunstâncias (por exemplo recorrer à consciência). Para além disso, o controlo postural está sempre presente em diversas situações do dia a dia enquanto outra tarefa está a ser desempenhada, como por exemplo, estar de pé enquanto se fala ou estar de pé enquanto se pensa. Assim, o controlo postural em *tarefa dupla* - que consiste na regulação de estabilidade postural enquanto é desempenhada uma tarefa secundária - é essencial para o sistema de controlo postural uma vez que é uma situação recorrente.

Contudo, evidências empíricas mostram que a atenção pode ser necessária no controlo postural para integração sensorial e seleção entre informação sensorial conflituosa (ou para compensar perturbações no sistema de controlo postural). Assim, manter a postura pode requerer fatores cognitivos, tais como processos de atenção, quando as condições em pé são desafiantes ou quando a interferência de atenção entre o controlo postural e processos cognitivos é elevada (Huxhold, Li et al. 2006).

A importância do estudo do efeito das tarefas cognitivas no controlo postural deve-se não só ao facto de perceber como é que estas duas atividades coexistem em conjunto, mas também de perceber como é que o controlo postural tem o duplo papel de garantir a segurança do corpo e equilíbrio, ao mesmo tempo que proporciona condições versáteis, adequadas com o meio físico envolvente permitindo realizar tarefas de percepção-ação (Fraizer and Mitra 2008).

1.2 Objetivo

Com o presente trabalho pretende-se avaliar quais os mecanismos envolvidos no desempenho de uma tarefa cognitiva e postural, de forma a verificar qual a relação entre estes mecanismos.

Desta forma pretende-se conhecer quais os mecanismos envolvidos no controlo cognitivo e quais as áreas cerebrais recrutadas para esta atividade; quais os sistemas de controlo postural envolvidos na regulação do equilíbrio, e como é que é feita a integração entre os sistemas referidos, nomeadamente quais as estratégias de manutenção da postura. Ainda assim, pretende-se fazer uma análise dos diversos estudos realizados na área da dupla tarefa, de forma a perceber quais as principais contribuições obtidas e verificar quais os modelos existentes para avaliar o desempenho em dupla tarefa.

Através da atividade experimental realizada pretende-se avaliar a interferência do desempenho de uma tarefa cognitiva no controlo postural de um indivíduo saudável, de forma a verificar se a dificuldade da tarefa cognitiva influencia a postura e se a própria tarefa cognitiva pode ser afetada. Esta avaliação é feita em situação estática, fazendo-se variar o grau de dificuldade da tarefa postural com e sem adição de uma tarefa secundária (cognitiva).

Para além disso, pretende-se avaliar ainda a fase de ajustes compensatórios resultantes da introdução de uma perturbação cognitiva durante o desempenho normal da tarefa.

1.3 Estrutura

O presente trabalho encontra-se subdividido em diferentes capítulos onde: (b) Capítulo II: refere-se um conjunto de informações teóricas relativas á cognição; (c) Capítulo III : é apresentada a revisão bibliográfica relativa ao controlo postural (d) Capítulo IV: é apresentado o estudo efetuado acerca da relação entre o controlo postural e atividade cognitiva bem como os modelos de avaliação da dupla tarefa; (e) Capítulo V: são apresentados o conjunto de procedimentos e de instrumentos necessários à atividade experimental; (f) Capítulo VI: apresentam-se os métodos e procedimentos adotados bem como são referidas algumas considerações práticas importantes para a realização da parte prática; (g) Capítulo VII : apresentam-se os resultados obtidos e é feita a discussão dos mesmos; (h) Capítulo VIII: apresentam-se as considerações finais verificadas pela análise dos dados e posteriormente são sugeridas perspetivas futuras.

1.4 Contribuições principais

Como principal contribuição verifica-se que existe influência entre a atividade cognitiva e motora. Quando se fez variar a posição postural e se adicionou uma perturbação cognitiva, aconteceram maiores oscilações posturais. Após a perturbação cognitiva, verifica-se a existência de ajustes posturais compensatórios na fase imediatamente a seguir à perturbação e ainda numa fase mais tardia. A partir deste pressuposto verificou-se que o organismo demora mais tempo a reagir a uma situação de perturbação imprevisível quando se encontra numa posição mais desafiante. A realização da tarefa cognitiva teve mais influência sobre uma posição postural mais exigente comparativamente com uma posição mais estável. Este fenómeno é esperado já que na posição mais exigente são previsíveis momentos de perda de equilíbrio que podem ainda ser agravados pela presença de atividade cognitiva.

Capítulo II – Cognição

- 2.1 Introdução**
- 2.2 Processamento de informação cognitiva**
 - 2.2.1 Áreas cerebrais**
 - 2.2.2.1 Subdivisões Cortex**
- 2.3 Controlo Cognitivo**
- 2.4 Sistema de comunicação entre as áreas cerebrais**
- 2.5 Resumo**

Capítulo II- Cognição

2.1 Introdução

O sistema humano é considerado um sistema ativo de processamento de informação, e para isso necessita da integração de vários sistemas (Faísca 2009). Desta forma o sistema cognitivo surge como um sistema capaz de processar informações relativas ao ambiente envolvente (Faísca 2009). Segundo (Faísca 2009), a **cognição** pode ser definida como um processo mental utilizado para perceber e compreender o meio ambiente. A cognição foca-se no conhecimento e atua como um processador de informação que recolhe, utiliza e transforma informação (Aschoeke, Tbitlin et al. 2006). É ainda necessário ter em conta que o processamento cognitivo deve incluir o subconsciente, experiências afetivas e sentimentos, uma vez que estes fatores também têm por base o processamento de informação. De seguida apresentam-se quais as principais etapas do processamento de informação cognitiva, quais as áreas cerebrais envolvidas no controlo cognitivo e de que forma é que as diferentes áreas cerebrais se inter-relacionam.

2.2 Processamento de informação cognitiva

A sensação é definida como o conjunto de estímulos recebidos pelos recetores sensoriais, que podem ser estímulos interiores e exteriores. Assim, a informação é detetada pelos recetores sensoriais, que posteriormente respondem aos estímulos gerando potenciais de ação que se propagam até à medula espinal e ao encéfalo, através dos nervos. Quando os potenciais de ação atingem o córtex cerebral surgem as sensações (Seeley, Stephens et al. 2007). Posteriormente acontece a fase de perceção de informação, em que o cérebro efetua uma seleção, organização e interpretação das sensações recebidas. Por fim, há manipulação da perceção de informações, designado por fenómeno de cognição (Figura 2.1) (Faísca 2009).

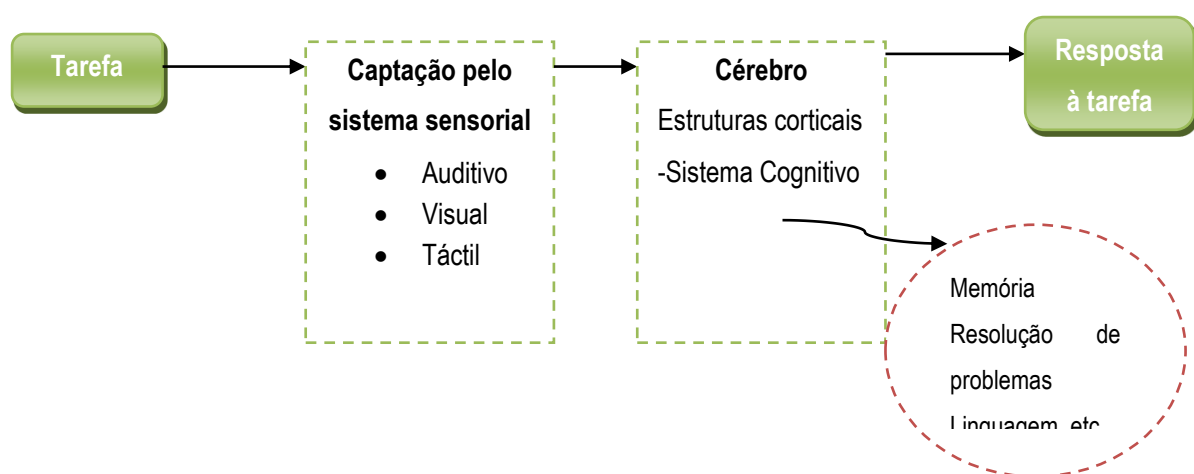


Fig. 2.1- Representação do processamento de informação cognitiva (adaptado de (Savi 2009))

2.2.1 Áreas cerebrais

O cérebro hemisférico é dividido em hemisfério direito e esquerdo pela fenda inter-hemisférica. Cada hemisfério cerebral está dividido em lobos, que são designados pelo nome do osso sob o qual se inserem (Seeley, Stephens et al. 2007).

Desta forma, o lobo frontal é importante na função motora voluntária, motivação, agressão, sentido do olfato e humor. O lobo parietal é o principal centro de receção e avaliação de informação sensorial, exceto informação proveniente dos sentidos do olfato, audição e visão. Já o lobo occipital tem como função a integração de informação proveniente dos estímulos visuais, não estando claramente separado dos restantes lobos. Quanto ao lobo temporal, este é responsável pela receção e integração de estímulos olfativos e auditivos, desempenhando um papel importante na memória (Seeley, Stephens et al. 2007).

Para que a informação recebida em cada um dos hemisférios seja inter-relacionada é necessária a existência de feixes nervosos, responsáveis pela ligação das diferentes áreas do córtex dentro do mesmo hemisfério ou entre hemisférios distintos, e ainda com outras partes do encéfalo e medula espinal (Seeley, Stephens et al. 2007).

Segundo (McCaffrey 2009), outra das classificações que pode ser feita, relativamente às diferentes funções das áreas cerebrais, é o sistema de classificação feita por Brodmann (Figura 2.2), que gerou um mapa do córtex cobrindo os lobos de cada hemisfério. Este numerou as áreas do cérebro de acordo com os eventos fisiológicos e comportamentais demonstrados quando estas áreas eram sujeitas a estimulação elétrica.

Assim, o **lobo frontal** contém áreas envolvidas no funcionamento cognitivo e na produção da fala e linguagem. Neste lobo encontra-se ainda a área motora primária e pré-motora que tem como função facilitar o movimento dos olhos e está envolvida nos reflexos visuais assim como na dilatação e constricção da pupila. Outra das áreas relaciona-se com processos cognitivos tais como a razão e o julgamento e também funções executivas, e ainda a área da Broca, responsável pela produção da fala (McCaffrey 2009).

O **lobo parietal** desempenha um papel importante nos processos somatossensoriais. Neste lobo encontram-se áreas que são consideradas primárias para o toque e a propriocepção, e ainda áreas de associação responsáveis pelo pré-processamento sensorial (McCaffrey 2009).

No **lobo temporal** encontra-se a integração de informação relativa à audição e semântica, assim como de informação detetada pelo olfato. Uma das áreas que se encontra neste lobo está envolvida na deteção e reconhecimento da fala. Outra das áreas, conhecida como a área de Wernicke, corresponde à área de associação auditiva (McCaffrey 2009).

O **lobo occipital** contém áreas responsáveis pelo processamento do estímulo visual(McCaffrey 2009).

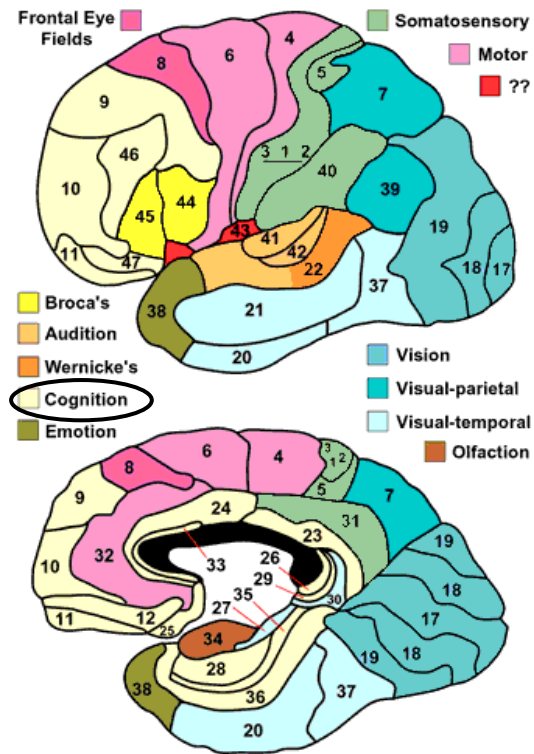


Fig. 2.2- Sistema de classificação de Brodmann (retirado e adaptado de (Martinez 2010))

2.2.1.1 Subdivisões cortex

Segundo (Capovilla, Assef et al. 2007), as funções executivas necessitam de um conjunto de etapas, tais como seleção de informação, integração dessa informação com informação passada, planejamento, monitorização e flexibilidade. Estas etapas representam a complexidade de integração de informação cognitiva, uma vez que são necessárias várias conexões entre diferentes áreas cerebrais, especialmente o córtex pré-frontal com outras regiões encefálicas. Mais concretamente, verifica-se que as áreas envolvidas nas tarefas cognitivas localizam-se no córtex pré-frontal e no córtex cingulado anterior(Capovilla, Assef et al. 2007) .

O **córtex pré-frontal** (Figura 2.3) mantém diversas relações com as diferentes estruturas encefálicas, que correspondem a conexões com regiões de associação do córtex parietal, temporal e occipital, bem como diversas estruturas subcorticais (Capovilla, Assef et al. 2007). Possui ainda as únicas representações corticais de informações provenientes do sistema límbico. Segundo autores citados em (Capovilla, Assef et al. 2007), a localização do córtex pré-frontal permite a integração de diferentes processos cognitivos e ainda é o local de interferência entre a cognição e a emoção.

O córtex pré-frontal pode ser subdividido em diferentes regiões, tendo em conta características funcionais. Segundo um conjunto de autores citados em (Capovilla, Assef et al. 2007), o córtex pré-frontal pode ser dividido em: córtex pré-frontal lateral, ventromedial ou orbitofrontal e córtex cingulado anterior. No entanto, apenas o córtex pré-frontal e o córtex cingulado anterior se encontram envolvidos no desempenho das tarefas cognitivas, uma vez que o córtex ventromedial está relacionado com as emoções(Capovilla, Assef et al. 2007).

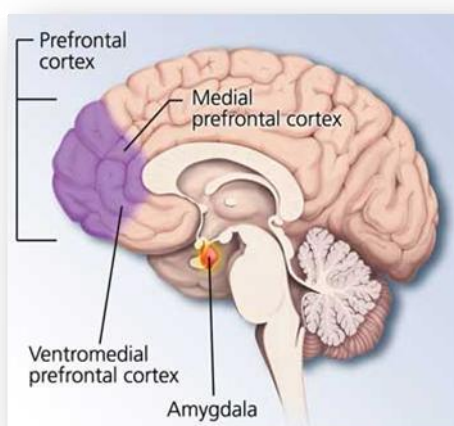


Fig. 2.3- Região do córtex pré-frontal (retirado de (Koch 2010))

Segundo autores citados em (Capovilla, Assef et al. 2007), uma das tarefas cognitivas associada ao córtex pré-frontal lateral relaciona-se com a memória operacional. Nesta zona do córtex há armazenamento de informação temporária para que depois possa ser processada e interpretada por outras zonas do cérebro. Estas informações armazenadas podem corresponder a uma representação transitória de uma dada tarefa, que podem

corresponder a uma memória passada ou presente. Apesar das memórias passadas de longa duração não estarem diretamente relacionadas com o córtex pré-frontal mas sim com o córtex parietal, verifica-se que é o córtex pré-frontal que é capaz de utilizar essa informação de forma a mantê-la ativa, ou seja há associação de informação entre o córtex pré-frontal e parietal. De forma a determinar qual a informação que deve ou não estar ativa num determinado momento, o córtex pré-frontal desempenha também o papel de selecionar informação relevante e ignorar a informação não desejada, ou seja funciona como um filtro que, continuamente, faz a triagem de informação (Capovilla, Assef et al. 2007).

Para além do córtex pré-frontal lateral, também o **córtex cingulado anterior** (Figura 2.4) desempenha uma função importante na realização de tarefas executivas (Capovilla, Assef et al. 2007). Esta região é responsável pela monitorização das funções cognitivas e também da resposta do sistema neurovegetativo a momentos de dor e ameaça (Capovilla, Assef et al. 2007).

Segundo estudos referidos em (Capovilla, Assef et al. 2007), o córtex cingulado anterior ativa-se em situações específicas tais como: durante tarefas de atenção dividida e durante a emissão de uma resposta errada a uma dada tarefa e em situações em que há conflito de respostas. Desta forma, considera-se o córtex cingulado anterior como um sistema capaz de supervisionar o desempenho das tarefas, tendo em conta o seu grau de dificuldade, efetuando a correção de respostas erradas (Capovilla, Assef et al. 2007).

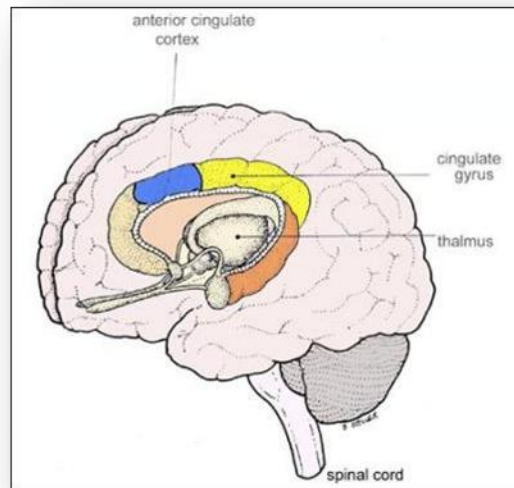


Fig. 2.4- Região do córtex cingulado anterior (retirado de (Shock 2008))

2.3 Controlo cognitivo

O conceito de controlo geralmente refere-se a um sistema com recursos limitados que guia ações voluntárias e complexas, para resolução de problemas mais ou menos difíceis, ou tarefas mais complexas, como por exemplo corrigir erros, que exige um alto grau de controlo cognitivo (MacDonald III, Cohen et al. 2000) .

Segundo uma teoria proposta por (Miller and Cohen 2000), o controlo cognitivo é definido como – a capacidade de orquestrar os pensamentos e ações em simultâneo tendo em conta os objetivos internos. Esta teoria considera ainda que o controlo é regulado essencialmente por dois componentes distintos mas funcionalmente ligados por bases neuronais. Tendo em conta diversos autores citados em (Perlstein, Larson et al. 2006) podem dividir-se em componentes avaliativos e regulativos.

Componente de avaliação

O componente avaliativo suporta a monitorização da presença de um conflito na resposta e sinaliza a necessidade de implementar o controlo quando são necessários ajustes. Estas funções de avaliação são mediadas por uma região do córtex cingulado anterior, e são essenciais para a adaptação às exigências das constantes mudanças das tarefas , e para fornecer um feedback contínuo de sinalização que garanta que o controlo está a ser corretamente alocado(Perlstein, Larson et al. 2006).

Componente de regulação

O componente regulador do controlo está envolvido na implementação efetiva de apoio para processos importantes à tarefa(Perlstein, Larson et al. 2006). Entre estes processos destacam-se a atribuição de atenção às necessidades relevantes à tarefa e a negociação de conflitos. Para além destes processos este componente regulador está relacionado com a resposta e preparação para substituir potenciais tendências de resposta prepotente, mas que são contextualmente inadequadas. De acordo com alguns autores citados em (Perlstein, Larson et al. 2006) a informação contextual tem sido descrita como uma informação relevante à tarefa (por exemplo, um conjunto de instruções da tarefa, um estímulo específico antes, ou o resultado do processamento de uma sequência de estímulos anteriores) que é representada de forma a auxiliar na seleção apropriada de uma dada resposta comportamental. Este aspeto do controlo regulador é suportado pelo córtex pré-frontal dorsolateral (Perlstein, Larson et al. 2006).

2.4 Sistema de comunicação entre as áreas cerebrais

Os neurónios que se encontram conectados ao cérebro estabelecem relações entre diferentes áreas de forma a fornecer a função comportamental e cognitiva (Levin 2006). A função cognitiva envolve a participação de diferentes áreas cerebrais incluindo partes do sistema límbico, como o hipocampo e a amígdala, assim como o córtex frontal e porções do tálamo. A interação entre estes sistemas pode ser caracterizada por diferentes neurotransmissores usados para comunicar entre diferentes regiões do cérebro (Levin 2006).

Um dos sistemas de neurotransmissores mais importantes na regulação das funções cognitivas é o sistema colinérgico (Dumas, Saykin et al. 2000). Este sistema de neurotransmissores, está diretamente envolvido em processos de alocação de atenção, memória operacional, inibição de informação irrelevante e na melhoria do desempenho de tarefas que exigem maior esforço (Dumas, Saykin et al. 2000).

Segundo (Ventural, Abreul et al. 2010), o sistema de neurotransmissão colinérgico é regulado pela síntese e degradação do neurotransmissor acetilcolina. A **acetilcolina** (Figura 2.5) é considerado um mediador químico de sinapses no sistema nervoso central, periférico e nas junções musculares, capaz de estimular um conjunto de recetores específicos (muscarínicos e nicotínicos)(Ventural, Abreul et al. 2010).

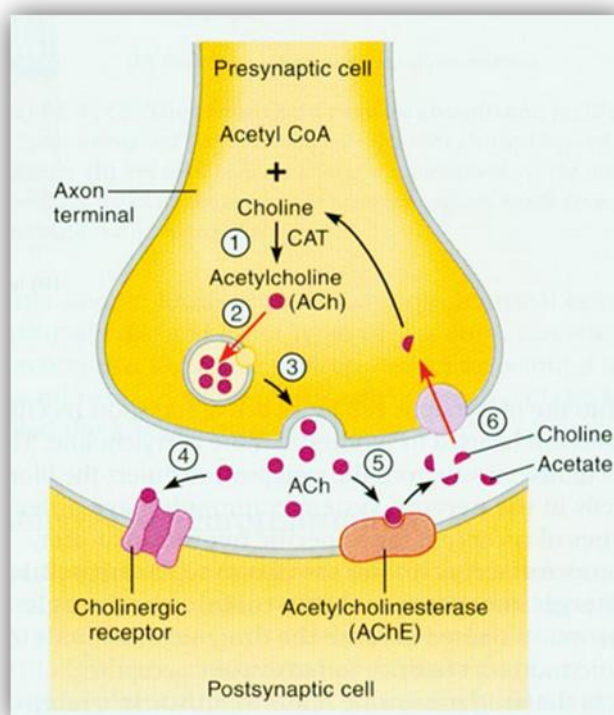


Fig. 2.5- Acetilcolina e os seus recetores (retirado de (Rico and Sánchez 2007))

Os **recetores colinérgicos nicotínicos** que se encontram presentes no cérebro são capazes de modular a libertação de neurotransmissores e consequentemente a atividade da sinapse. Estes recetores desempenham um papel importante nos processos de memorização e aprendizagem e no desenvolvimento neuronal (Ventural,

Abreul et al. 2010). Já os **recetores colinérgicos muscaríneos** são responsáveis por várias ações importantes no sistema nervoso periférico e central. No entanto, verifica-se que no SNC controlam as funções extrapiramidais , vestibulares e ainda as funções cognitivas como tarefas de memória, de aprendizagem e de atenção. São também responsáveis pelo controlo de respostas emocionais, do stress, do sono e da vigília (Ventural, Abreul et al. 2010).

2.5 Resumo

O processo cognitivo engloba um conjunto de etapas que vão desde a fase inicial de receção dos estímulos sensoriais, por parte dos sentidos, passando para a fase de percepção e compreensão da informação detetada para que depois possa ser manipulada por um conjunto de funções cognitivas.

Relativamente às áreas cerebrais envolvidas no processamento destas funções, verifica-se que as áreas do córtex pré-frontal lateral e do córtex cingulado anterior são aquelas que apresentam uma maior atividade.

No córtex pré-frontal há armazenamento de informação temporária para que depois possa ser processada e interpretada por outras zonas do cérebro. Para além disso esta área do cortex tem como função determinar qual a informação que deve ou não estar ativa num determinado momento, selecionando informação relevante e ignorando a informação não desejada. Já a região do córtex cingulado anterior é responsável pela monitorização das funções cognitivas e também da resposta do sistema neurovegetativo a momentos de dor e ameaça.

Estas áreas vão ser também responsáveis por uma componente de controlo do sistema cognitivo, dadas as suas características nos mecanismos de cognição, prevenindo possíveis situações de erro e efetuando a correção desses mesmos erros.

Para que a informação presente em cada uma das áreas cerebrais possa ser integrada e inter-relacionada com as restantes áreas cerebrais é necessária a existência de um sistema de comunicação por neurotransmissores. No caso das funções cognitivas o principal sistema de neurotransmissores ativo é o sistema colinérgico, através da ação da acetilcolina.

Capítulo III – Controlo postural

3.1 Introdução

3.1.1 Sistemas Sensoriais

3.1.2 Sistema Nervoso Central

3.1.3 Sistema Músculo-Esquelético

3.2 Resumo

Capítulo III – Controlo postural

3.1 Introdução

O controlo postural resulta de uma interação complexa entre os sistemas motores e sensoriais, que trabalham em conjunto para garantir a orientação e a estabilidade do corpo (Shumway-Cook and Woollacott 2007). A organização específica destes sistemas é determinada pelo tipo de tarefa e pelo ambiente em que esta está a ser desempenhada.

No presente capítulo são referidos quais os sistemas que participam no controlo postural e de que forma é que estes efetuam a integração de informação. São ainda referidas estratégias de controlo do equilíbrio bem como o tipo de músculos recrutados para manter a postura. Por fim, é abordada a interferência do desempenho de tarefas cognitivas no controlo postural, através de uma análise a diversos estudos efetuados nesta área.

3.2 Sistema de controlo postural

O sistema de controlo postural, segundo (Rothwell 1994), deve realizar três funções fundamentais: suporte, estabilização e equilíbrio. Por um lado, tem de assegurar a contração apropriada dos músculos de forma a suportar o corpo contra a gravidade, e deve ainda estabilizar corretamente o corpo na sua base de suporte.

Segundo autores citados em (Júnior 2003), o corpo humano em posição ereta é considerado como um **pêndulo invertido** multissegmentar e permanentemente instável devido a ações de forças externas, que surgem da realização de movimentos corporais, e ainda devido ao tamanho da base de suporte do corpo. Este modelo, segundo autores citados em (Coelho 2005; Mello 2009), permite analisar as dinâmicas do controlo postural uma vez que assume que o corpo humano durante a posição estática ereta assemelha-se a um pêndulo invertido na direção antero-posterior, que oscila sobre a articulação do tornozelo.

Desta forma para garantir que o corpo se mantém em equilíbrio devem-se considerar alguns aspetos importantes, tais como: o corpo deve-se encontrar alinhado verticalmente em relação ao solo, a posição e velocidade do centro de massa devem ser controladas; e a projeção do centro de massa, ou seja o centro de gravidade, deve-se encontrar dentro do limite da área de suporte.

A regulação do equilíbrio corporal estável no meio ambiente é determinada pela existência de componentes neuronais específicos tais como: processos motores, que incluem a organização dos músculos de todo o corpo segundo as sinergias musculares; processos sensoriais/percetuais, que envolvem a integração e organização dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial; e processos de alto nível neuronal de forma a mapear os mecanismos que acontecem desde a sensação até à ação, e assegurar aspetos adaptativos e antecipatórios do controlo postural (Shumway-Cook and Woollacott 2007). Assim, os sistemas de ação que suportam o controlo

postural envolvem um planeamento de elevado nível neuronal (córtex frontal e córtex motor), coordenação (o tronco cerebral e as redes espinhais coordenam as respostas musculares sinérgicas) e a geração de forças (neurónios motores e músculos) que produzem movimentos efetivos no controlo da posição do corpo no espaço (Shumway-Cook and Woollacott 2007).

Assim, para que a integração da atividade sensorial aconteça é necessária a existência de um conjunto de diferentes sistemas sensoriais, em que cada um deles assume um papel importante na manutenção da postura corporal. O sistema nervoso central deve ser capaz de organizar informação dos recetores sensoriais existentes em todo o corpo de forma a determinar a posição do corpo no espaço (Shumway-Cook and Woollacott 2007). Geralmente, as entradas periféricas dos sistemas visuais, somatossensoriais (proprieceptivo, cutâneo e recetores articulares) e vestibulares estão disponíveis para detetar a posição e o movimento do corpo no espaço, tendo em conta a gravidade e o meio envolvente (Shumway-Cook and Woollacott 2007).

3.2.1 Sistemas sensoriais

O **sistema vestibular** assume um papel importante no controlo postural uma vez que fornece informações precisas sobre a orientação espacial da cabeça em relação à atuação da força gravítica. Para determinar essa orientação baseia-se na informação de aceleração linear e angular da cabeça. Segundo (Silva 2006), esta informação é dada por dois sensores de movimento localizados no ouvido interno, os canais semicirculares e órgãos otolíticos (Figura 3.1), onde os primeiros detetam o movimento rotacional da cabeça e os segundos detetam a aceleração linear.

Assim, este sistema contém na sua estrutura recetores nervosos que são enervados por terminais periféricos de neurónios sensoriais bipolares, que quando excitados devido a movimentos da cabeça, enviam impulsos nervosos a partir do tronco cerebral para o cerebelo (Júnior 2003). Assim, o sistema vestibular, através destes recetores, é sensível à posição e às mudanças de movimento rápidas da cabeça no espaço (Shumway-Cook and Woollacott 2001; Pais 2005).

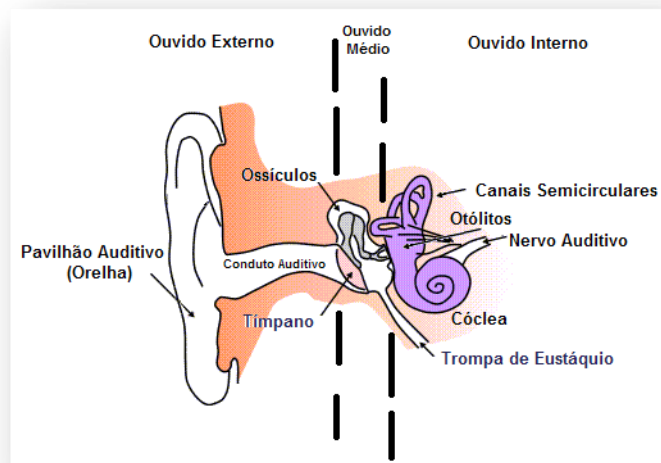


Fig. 3.1 – Sistema vestibular (retirado de (Rezende 2004))

O sistema propriocetivo é formado pelos músculos, articulações e recetores subcutâneos, que têm a capacidade de fornecer informações acerca do estado do sistema efetor (isto é, comprimento e força de saída dos músculos, orientação relativa dos segmentos corporais), e de dar informação acerca do ambiente envolvente (ex. temperatura, condição da superfície de contacto, distribuição da pressão, presença de estímulo nocivos) (Winter, Patla et al. 1990).

Através de um conjunto de sensores fornece inputs ao SNC acerca da posição e movimento do corpo em relação à superfície de suporte e à orientação do centro de gravidade (Pais 2005). Estas características assumem um papel importante na manutenção da orientação e equilíbrio. Assim, segundo autores citados em (Pais 2005), a ativação dos músculos desencadeia a ativação dos recetores, que posteriormente enviam informação para o SNC. Os músculos contraem de forma a adquirirem o comprimento e tensão musculares

necessários; os recetores articulares ativam-se, informando acerca da posição e movimento dos segmentos corporais; e por fim, os recetores cutâneos, dão informações da superfície de suporte, para que de seguida, possam gerar uma resposta postural adequada de forma a conferir estabilidade (Figura 3.2) (Pais 2005). Segundo (Silva 2006), através da ação deste sistema é possível coordenar os movimentos dos olhos, da cabeça e do pescoço, de forma a estabilizar o sistema visual e a manter a postura e os movimentos coordenados.

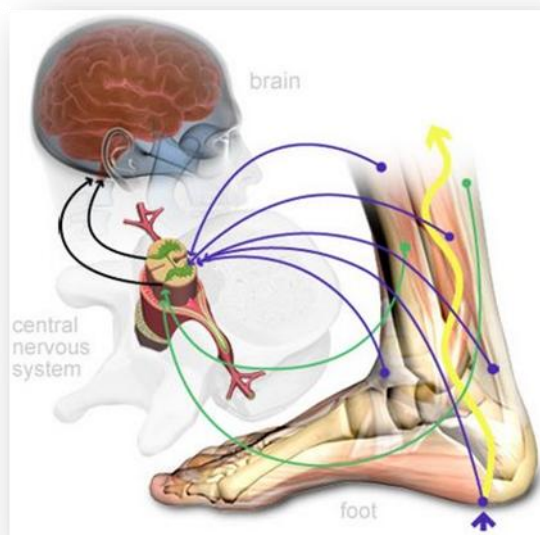


Fig. 3.2- Sistema propriocetivo (retirado de (Pastore 2010))

O sistema visual também foi categorizado como um sistema propriocetivo pois não fornece apenas informações acerca do ambiente envolvente mas também informações acerca da orientação e movimentos do corpo (Winter, Patla et al. 1990). Segundo autores citados em (Júnior 2003; Pais 2005), o **sistema visual** fornece importantes informações relativamente à posição e velocidade do corpo no espaço. Assim, tendo em conta que é capaz de dar informações acerca da posição e movimento da cabeça relativamente aos objetos que o rodeiam, este sistema funciona como um bom suporte para manter a verticalidade(Pais 2005). Para além disso, tem a capacidade de distinguir o movimento do próprio corpo do que é movimento dos objetos no meio envolvente(Pais 2005).

É considerado o principal sistema para garantir o planeamento da locomoção de modo a evitar obstáculos, tendo ainda a função de compensar possíveis falhas dos restantes sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio(Pais 2005).

3.2.2 Sistema nervoso central

O sistema nervoso central, constituído pela medula espinal e o cérebro, participa através da interação das suas estruturas no controlo postural (Kejonen 2002). Este sistema permite garantir a integração de informação responsável pela manutenção do equilíbrio e do movimento. Através de diferentes inputs sensoriais (sistemas vestibular, somatosensorial e visual), são gerados potenciais de ação nos recetores sensitivos, que são

posteriormente conduzidos, através das vias sensitivas, às células nervosas motoras que se encontram na espinal medula. Depois disso, os neurónios motores são ativados, produzindo novos potenciais de ação capazes de estimular as células musculares, ocasionando uma resposta muscular, conseqüentemente o movimento(Kejonen 2002; Pais 2005) (Figura 3.3).

A primeira resposta automática a um dado estímulo é dada pela espinal medula, através da integração sensoria-motora(Kejonen 2002). Esta, sendo a região onde são dadas informações para a execução periférica de movimentos, contém circuitos necessários para movimentos mais sofisticados e para os ajustamentos posturais (Pais 2005).

Depois de processada a informação na espinal medula, esta é encaminhada para o tronco cerebral (Kejonen 2002). É neste local que se dão o processamento de aferências relativas a ajustes posturais, o que faz com que o tronco cerebral seja responsável pelo suporte do corpo contra a ação da gravidade, nomeadamente através do controlo do tonus muscular e da manutenção de equilíbrio (Pais 2005).

Desta forma, segundo autores citados em (Pais 2005), verifica-se que o controlo postural subconsciente é controlado pelo tronco cerebral e pela espinal medula, no entanto o córtex cerebral é o principal centro de controlo dos movimentos voluntários.

O córtex cerebral recebe informações provenientes do cerebelo, gânglios da base e outros centros no SNC de forma a desencadear movimentos voluntários(Pais 2005). O córtex encontra-se ligado aos sistemas responsáveis pelo envio dos sinais de saída aos músculos, que são designados por sistemas piramidais e extrapiramidais. As células piramidais, com as suas conexões com o córtex pré-motor e parietal, transmitem informações para os motoneurónios espinhais e interneurónios. Segundo autores citados em (Kejonen 2002), este tipo de neurónios é responsável pelo controlo dos movimentos voluntários e reflexos segmentares necessários para manter a postura. O córtex motor apresenta projeções para os gânglios da base, o núcleo do cerebelo e núcleo vermelho. Os gânglios da base constituem o principal componente do sistema extrapiramidal, e participam na simplificação e planeamento de ambos os movimentos voluntários e reflexos durante o controlo postural. Estes recebem inputs de diferentes áreas do córtex cerebral como córtex motor, área pré-motora, córtex somatossensorial e estruturas límbicas. O envio dos outputs é feito através do tálamo até ao córtex novamente, nomeadamente às áreas do córtex motor e pré-frontal(Kejonen 2002). O tálamo é o centro de integração sensorial, e é responsável pela regulação da área a que se destinam os diferentes estímulos (Pereira 2006).

O cerebelo e as suas ligações, são responsáveis pela coordenação e suavização dos movimentos reflexos e pela regulação do movimento voluntário(Kejonen 2002). Esta zona do cérebro permite controlar movimentos de resposta rápida, depois de recebidos os inputs dos diferentes sistemas sensoriais (Pais 2005).

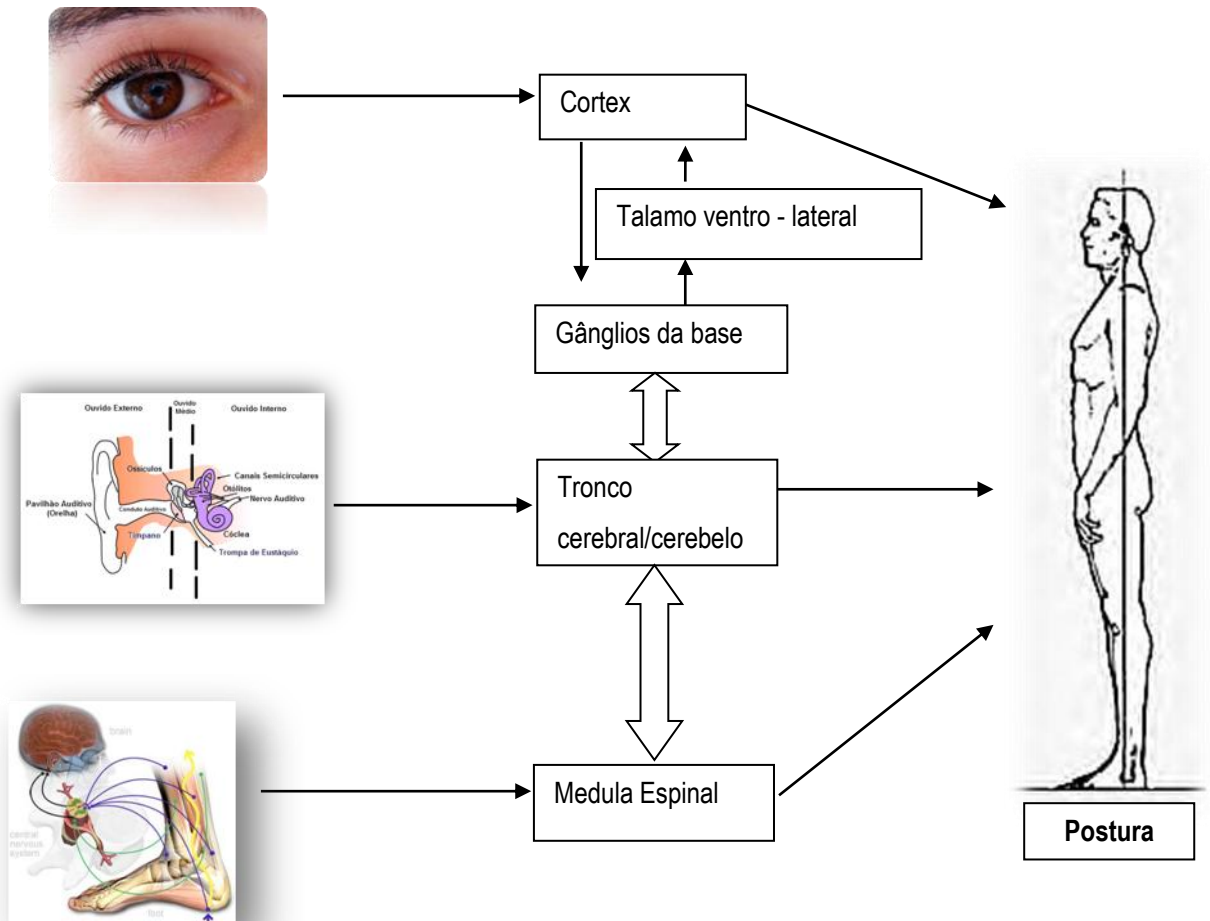


Fig. 3.3- Integração da informação sensorial no SNC e o efeito na postura (adaptado de (Silva 2006) e imagens retiradas de(Foy 2009), (Rezende 2004) ,(Pastore 2010) e (Lowery 2011)

3.2.3 Sistema músculo-esquelético

Depois de processada a informação sensitiva no cérebro é gerada uma resposta capaz de promover a ativação dos músculos. Segundo (Shumway-Cook and Woollacott 2001; Prado 2008), são necessários um conjunto de componentes músculo-esqueléticos para o controlo da postura tais como: amplitude e flexibilidade das articulações; ativações musculares coordenadas e um alinhamento correto entre os segmentos corporais. Desta forma, para se obter estabilidade é necessário um alinhamento corporal capaz de minimizar o efeito da força da gravidade e um tónus muscular que permita manter o corpo ereto atuando contra o efeito da força de gravidade.

Os músculos podem apresentar comportamentos distintos (ativos e passivos) importantes para a manutenção da postura. Segundo autores citados em (Pais 2005), no comportamento ativo, a atividade muscular efetua ajustamentos contínuos e sinérgicos para garantir o equilíbrio postural. Estes ajustes contínuos envolvem o controlo de pequenos deslocamentos que ocorrem no momento de postura ereta, atuando quando o corpo é sujeito a perturbações.

Relativamente ao comportamento passivo, segundo autores citados em (Pais 2005), este é obtido através dos músculos e ligamentos que envolvem as articulações que funcionam como mecanismos estabilizadores. Essencialmente as articulações que desempenham um papel mais relevante nesta função são as articulações dos membros inferiores. A estabilidade conferida pelas articulações deve-se a um conjunto de estruturas e mecanismos mecânicos e neuronais. Estes mecanismos podem desempenhar funções diferentes, tais como limitar os movimentos anatómicos e articulares dentro dos padrões ideais (ligamentos e cápsula articular) (Pais 2005).

Quando surgem situações de perda de equilíbrio, os músculos apresentam mecanismos reguladores da postura no sentido de antecipar ou compensar esta perda. Estes mecanismos são designados por *feedforward* ou antecipatórios e por *feedback* ou compensatórios. O mecanismo de *feedforward*, segundo autores citados em (Campos 2008), recorre à ação antecipatória pré-programada de alguns músculos, e é desencadeado quando as alterações na postura são originadas pelo próprio indivíduo. Este mecanismo é considerado antecipatório uma vez que se inicia antes da ocorrência da perturbação, pela ação do sistema nervoso central, resultando em ajustes que precedem e acompanham o movimento de forma a manter a estabilidade postural.

No que diz respeito ao mecanismo de *feedback*, este surge como consequência de distúrbios resultantes de uma situação inesperada em que há deslocamento do centro de gravidade. Desta forma, o sistema nervoso central com base nas informações sensoriais, atua no sentido de repor o centro de gravidade na base de sustentação (Shumway-Cook and Woollacott 2001).

Em suma, os ajustes posturais antecipatórios minimizam o desvio do centro de massa do corpo antes da perturbação, enquanto que os APC funcionam como um mecanismo de recuperação da posição do centro de massa depois de ocorrer a perturbação (Vennila and Aruin 2011).

As reações de recuperação de equilíbrio, segundo (Maki and Mcllroy 2007), são bastante complexas e modeladas por múltiplos inputs sensoriais (visual, somatossensorial e vestibular) e dependem de: (1) características da perturbação; (2) conjunto central de cada individuo (ex. experiencia anterior);(3) atividade cognitiva e motora permanente; (4) restrições do ambiente na geração da força de reação e movimento dos membros.

3.2.3.1 Estratégias de manutenção de equilíbrio

Segundo autores citados em (Júnior 2003), os músculos apresentam alguns tipos de mecanismos capazes de compensar as perdas de equilíbrio. Entre estes mecanismos considera-se o aumento do nível da atividade do tônus dos músculos posturais, e as características passivas dos músculos, tendões e ligamentos, que produzem um aumento da rigidez entre os segmentos corporais. Este aumento de rigidez reduz a oscilação postural, exige uma menor atividade de controlo por parte do SNC e estabiliza partes do corpo durante a realização de movimentos voluntários. Outra das possíveis formas de compensar as oscilações posturais é através da utilização de um pequeno número de padrões de ativação muscular, o que produz uma redução dos movimentos posturais.

De forma a evitar a perda de equilíbrio, surgem um conjunto de estratégias utilizadas pelo sistema de controlo postural, que são classificadas de acordo com o padrão de ativação muscular e do tipo de movimento postural. Assim, definem-se três estratégias, nomeadamente: estratégia do tornozelo, quadril e do passo.

A **estratégia do tornozelo**, segundo autores citados em (Pais 2005), é utilizada para o controlo anteroposterior de oscilações na posição ortostática imóvel ou como resposta a pequenas perturbações. Com esta estratégia pretende-se manter ou restabelecer a posição do centro de massa, através da realização de movimentos pela articulação do tornozelo. Enquanto se restabelece a posição ereta normal o tornozelo mantém o equilíbrio, ou seja, mantém o alinhamento postural (Júnior 2003; Pais 2005).

Para situações de maior perturbação recorre-se à **estratégia da anca**, que consiste na flexão do tronco na articulação mantendo os pés fixos à superfície (Pais 2005). Para além da flexão há também uma ativação sequencial de músculos do pescoço, abdominais e coxa, ou seja à uma ativação muscular proximal-distal. Aplicando-se esta estratégia, verifica-se uma oscilação do corpo como um pêndulo duplo invertido, em que os eixos de rotação se localizam no tornozelo e na anca (Júnior 2003; Pais 2005) . Desta forma, esta estratégia é bastante utilizada em situações de oscilações rápidas com grandes variações de amplitude (Júnior 2003).

O recurso à **estratégia do passo** faz-se apenas quando as estratégias referidas anteriormente não tiverem sido eficazes, ou seja, quando a projeção do centro de massa se encontrar fora da base de suporte. Neste caso, é necessário dar um passo para recuperar a posição de equilíbrio, recolocando o centro de massa na base de suporte (Pais 2005).

3.2.3.2 Tipos de músculos

Para manter a postura ereta, segundo autores citados em (Mello 2009) como a linha de gravidade do corpo passa muito próxima dos eixos articulares faz com que seja necessária apenas uma pequena contração muscular por parte de alguns músculos. De forma a contrariar as forças da gravidade, durante a posição estática, um conjunto de músculos encontra-se tonicamente ativo, tais como: o solear, gastrocnémio, tibiais anterior, o glúteo medio e o tensor da fáscia látea, eretor da espinha na região torácica do tronco, e os músculos abdominais de forma mais intermitente (Basmajian and DeLuca 1985; Shumway-Cook and Woollacott 2007).

Segundo Joseph e Nightingale (Mello 2009), através da análise por eletromiografia de superfície verificou-se que o solear de todos os indivíduos da amostra se encontrava com atividade muscular bem como o gastrocnémio, quando os sujeitos permaneceram em postura irrestrita. No entanto, o tibial anterior mostrou-se inativo nesta situação. Este fenómeno pode ser devido ao facto da linha de gravidade do corpo passar em frente ao complexo articular do tornozelo, gerando um torque gravitacional no sentido da dorsiflexão, que deve ser contrariado pela ação do gastrocnémio e do solear.

No caso de se pretender manter a posição do corpo ereta e em equilíbrio, verifica-se que o facto da linha de gravidade do corpo passar atrás da articulação do quadril e à frente dos complexos articulares do joelho e tornozelo faz com que seja apenas requerida uma ativação muscular dos membros inferiores, para manter o equilíbrio, dos músculos gastrocnémio e solear (Mello 2009). Segundo Basmajian e Bentzon, apesar de ser esperado que os músculos tibiais e fibulares se encontrassem ativos na manutenção do arco longitudinal do pé, durante a postura ereta estes músculos estão geralmente inativos. No entanto, se o pé se encontrasse em inversão durante a postura ereta, a atividade elétrica dos músculos tibiais seria intensa, contudo esta inversão não é necessária para manutenção do arco medial do pé (Mello 2009). Ainda assim, segundo (Basmajian and DeLuca 1985; Shumway-Cook and Woollacott 2001; Shumway-Cook and Woollacott 2007), o músculo tibiais anterior encontra-se tonicamente ativo quando o balanço do corpo acontece na direção posterior (para trás), em posição estática.

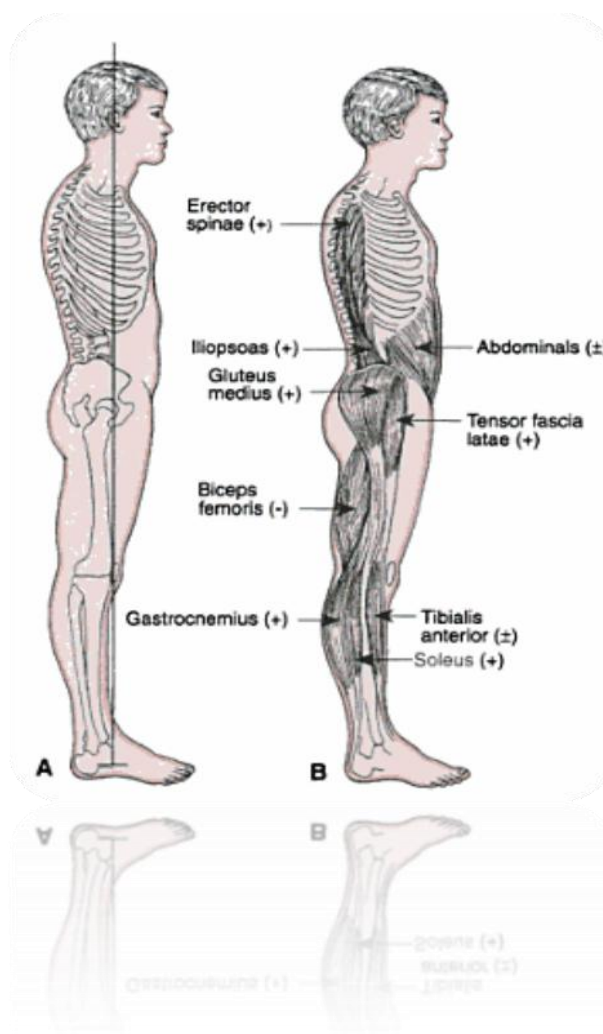


Fig. 3.4- Músculos envolvidos na manutenção da postura humana na posição estática

Desta forma, para avaliar o comportamento muscular no controlo da postura em situação estática, serão analisados os principais músculos envolvidos no controlo postural, o músculo tibialis anterior, solear e o gastrocnémio medial.

Tibialis Anterior

O tibialis anterior (Figura 3.4) é um dorsiflexor da articulação talocrural e inversor do pé. Este músculo é mais ativo quando executa estes dois movimentos em simultâneo, como é o caso da marcha. É também considerado ativo durante qualquer movimento que eleve o ápice do arco longitudinal do pé, sendo visível por estudos de eletromiografia que este se contrai poderosamente para aumentar o arco no apoio dos dedos na marcha e na corrida (Oliveira 2007).

Gastrocnemius medialis

Segundo (Gray 1999), o Gastrocnemius Medialis (Figura 3.4) é considerado o músculo mais superficial do corpo. A sua principal função, juntamente com o músculo solear, é de flexor plantar do pé, fornecendo força de propulsão na marcha, na corrida e no salto. Para além disso é também um poderoso flexor do joelho, embora apenas execute cada um dos movimentos individualmente.

Solear

O solear é um músculo postural que é ativado em movimentos habituais do dia a dia que exigem esforços de baixa intensidade, estando a sua ação associada à extensão do pé (Santos 2002).

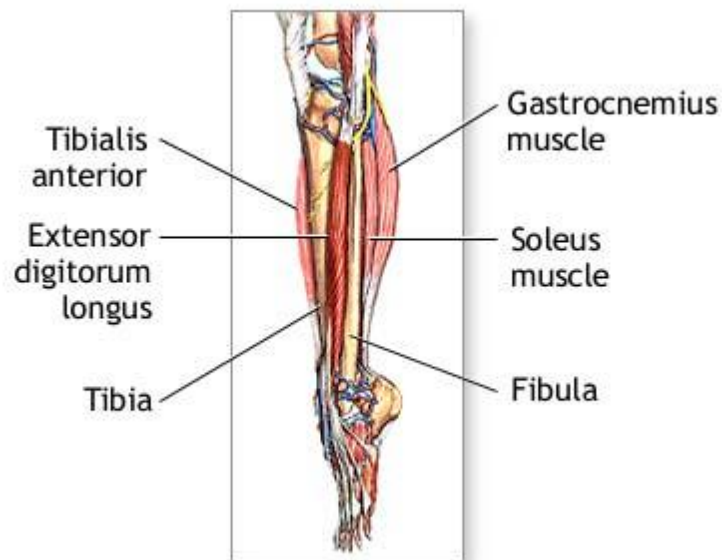


Fig. 3.5- Músculos da perna (adaptado de (A.D.A.M. 2009))

Capítulo IV - Relação entre o controlo postural e a atividade cognitiva

4.1 Introdução

4.1.1 Tarefas cognitivas e áreas cerebrais

4.1.2 Áreas de intervenção da dupla tarefa

4.1.3 Modelos de avaliação da dupla tarefa

4.2 Resumo

Capítulo IV - Relação entre o controlo postural e a atividade cognitiva

4.1 Introdução

Segundo (Olivier, Cuisinier et al. 2010), a cognição e o controlo postural parecem necessitar de mecanismos comuns para atuarem, o que implica uma relação conflituosa. Este facto contrasta com a hipótese do controlo postural ser considerado como um mero processo espinal ou subcortical (Olivier, Cuisinier et al. 2010). A interação entre os processos cognitivos e o controlo de equilíbrio é tipicamente investigada recorrendo ao paradigma da dupla-tarefa, segundo o qual duas tarefas competem juntas (Olivier, Cuisinier et al. 2010).

Os primeiros estudos efetuados nesta área, nomeadamente em (Simoneau, Billot et al. 2008) e (Lacour, Bernard-Demanze et al. 2008), demonstraram que o controlo postural é modificado quando uma tarefa cognitiva é executada em simultâneo com outra tarefa, especialmente em pessoas idosas ou portadoras de patologias associadas a doenças degenerativas e motoras. Segundo os autores referidos, esta metodologia baseia-se na suposição da existência de uma capacidade limitada do sistema nervoso central quando perante a execução de várias tarefas em paralelo. Esta capacidade pode ser excedida se os limites de atenção são reduzidos, por vários fatores extrínsecos e intrínsecos. Os fatores extrínsecos relacionam-se com a natureza da tarefa principal (por exemplo, tarefas posturais estáticas ou dinâmicas), com o contexto ambiental em que a tarefa é executada (por exemplo no caso de haver a possibilidade de perda de equilíbrio devido à dificuldade da tarefa), e ainda com a natureza da tarefa secundária (se esta é uma tarefa aritmética, visual ou espacial). No que se refere aos fatores intrínsecos estes dizem respeito às características do sujeito, nomeadamente a sua idade, condição de saúde e capacidade sensora-motora (Yardley 2001).

Segundo (Jamet, Deviterne et al. 2007; Simoneau, Billot et al. 2008), em idosos, há uma maior necessidade de atenção, relacionada com a execução de várias tarefas posturais estáticas ou dinâmicas relativamente a adultos jovens. Este fenómeno poderá reforçar o risco de perda de equilíbrio e de uma consequente queda em pessoas mais velhas, quando se pretende executar outra tarefa em simultâneo com a tarefa postural. No entanto, de acordo com (Yardley 2001), ainda não foi possível concluir se a suscetibilidade deste tipo de população à interferência da tarefa dupla se deve apenas a processos de atenção ou se está também relacionada com problemas de equilíbrio, que são característicos desta idade. Um estudo efetuado por (Laessoe and Voigt 2008), mostrou que tanto indivíduos jovens como idosos usam estratégias posturais antecipatórias de controlo da postura, de forma a minimizar o impacto a perturbações previsíveis. No entanto com a introdução de uma tarefa cognitiva verificou-se que os ajustamentos posturais proactivos são antecipados, ou seja, como o indivíduo se encontra numa situação mais desafiante, uma vez que tem que proceder à integração de informação da tarefa cognitiva e postural, apresenta uma maior tendência para evitar a perda de equilíbrio. O controlo postural mostrou-se menos eficiente nos indivíduos mais velhos, demonstrando-se até insuficiente em situações de perturbação mais desafiantes.

Contudo, esta deterioração do desempenho de dupla tarefa em idosos pode ser diminuída. Nos estudos referidos em (Sala, Foley et al. 2010) verificou-se que as exigências das duas tarefas individuais não foram calibradas para a capacidade de cada participante desempenhar a tarefa única e, portanto, o efeito da idade poderia ter surgido devido às diferenças de base na capacidade de realizar as tarefas simples entre os diferentes grupos etários. Desta forma, segundo Logie, Della Sala, MacPherson, Cooper e Buschke citados em (Sala, Foley et al. 2010), pode-se concluir que a dupla tarefa é afetada pelo envelhecimento quando uma das tarefas envolve tempos de reação. Vários autores citados em (Sala, Foley et al. 2010) defendem que, uma vez que seja tido em conta a calibração do desempenho nas tarefas individuais, de modo a equiparar-se o desempenho da tarefa única entre os grupos, e também o cuidado de não utilizar tarefas baseadas no tempo, o efeito da idade desaparece. Sugere-se portanto que a capacidade de dupla-tarefa não é afetada pelo envelhecimento quando diferenças nas tarefas simples são tidos em conta (Logie, Cocchini et al. 2004).

Uma explicação alternativa para a interferência de dupla tarefa, segundo (Yardley 2001), é que tarefas realizadas em simultâneo podem competir por recursos de processamento específicos. Quando existe uma maior exigência de controlo postural para manter o equilíbrio e gerar uma resposta a um determinado tipo de tarefa secundária, há uma forte interferência no desempenho das tarefas. Por exemplo estudos com indivíduos saudáveis, permitiram verificar que simplesmente repetindo um número em voz alta resultou numa maior deterioração do controlo postural do que quando foi pedido para realizar, silenciosamente, cálculos aritméticos com elevado grau de dificuldade.

O estudo efetuado por (Dault 2003) avaliou se a articulação pode contribuir para produzir alterações na oscilação postural, através do desempenho de uma combinação de tarefas, nomeadamente uma tarefa mental falada, silenciosa e a combinação das duas. Os resultados obtidos quando é desempenhada uma tarefa mental falada demonstram que há um aumento da oscilação postural, e um conseqüente aumento da frequência de oscilação. No entanto esta alteração pode estar relacionada com mudanças provocadas no padrão respiratório e não diretamente com a dificuldade da tarefa de articulação. Outro dos factos observados foi que quando desempenhada a tarefa silenciosa houve um aumento da rigidez postural.

Outro dos estudos realizados por (Simoneau, Billot et al. 2008), avaliou dois tipos diferentes de tarefas posturais, uma simples e outra complexa, conjugada com diferentes tipos de tarefas cognitivas de memória, em indivíduos com idades distintas. Pela observação dos resultados conclui-se que nos participantes jovens o desempenho da tarefa cognitiva foi substancialmente melhorada durante a tarefa postural complexa comparado com a tarefa de postura mais simples. Assim, no caso dos participantes mais jovens a tarefa prioritária foi a cognitiva enquanto nos mais velhos a tarefa prioritária foi a tarefa de controlo postural.

De acordo com os trabalhos existentes, é possível concluir que quando uma tarefa é realizada, dependendo da dificuldade e do tipo de tarefa a realizar, a postura pode ser melhorada ou comprometida. Outro exemplo que comprova este facto é dado por (Huxhold, Li et al. 2006), segundo o qual o desempenho de uma tarefa secundária de resposta oral em pé piorou o controlo postural, e por outro lado, quando a tarefa secundária foi fixar um estímulo visual houve uma melhoria do controlo postural.

Uma das problemáticas analisadas nos diferentes estudos diz respeito à capacidade cognitiva dos sujeitos envolvidos. Segundo (Jamet, Deviterne et al. 2007) , verificou-se que a alocação de recursos cognitivos para o controlo postural poderia por um lado, contribuir para a melhoria do desempenho postural em indivíduos com controlo automatizado, no entanto, por outro lado, perturba este desempenho em indivíduos com maior controlo cognitivo.

Depois de terem sido avaliadas várias estratégias para perceber a interação entre o controlo postural e a cognição, existe ainda alguma controvérsia. (Ramenzoni, Riley et al. 2007) Isto acontece uma vez que não é perceptível se as interações entre o controlo postural e a cognição em geral refletem obrigatoriamente limitações cognitivas (por exemplo, o esgotamento dos recursos de processamento), ou se tipos específicos de atividade cognitiva interagem seletivamente com o controlo postural. Alguns estudos encontraram mudanças na oscilação postural predominantemente durante a execução de tarefas verbais, outros encontraram alterações em resposta a tarefas visuais-espaciais, e outros não encontraram diferenças entre essas tarefas. É importante resolver esse problema para alcançar um melhor entendimento acerca do controlo postural (Ramenzoni, Riley et al. 2007).

4.2 Tarefas cognitivas e áreas cerebrais

Diversas tarefas têm sido consideradas nos estudos de dupla-tarefa diversas tarefas têm sido utilizadas com o intuito de verificar a interferência entre uma tarefa cognitiva e uma tarefa de equilíbrio. Segundo (Maki and McIlroy 2007), considera-se uma **tarefa cognitiva**, qualquer tarefa que envolva atenção, percepção, memória, tomada de decisão e/ou ação motora própria. Como tal, para utilizar este paradigma de tarefa dupla, é necessário recorrer a um conjunto de tarefas envolvendo manter a postura ereta ou caminhar, associando a tarefas mentais aritméticas, visuais-espaciais, tarefas de tempo de reação visuais e auditivas, de lembrar palavras e tarefas de memorização visual-espacial (Mahboobina, Loughlin et al. 2007).

Com base em diferentes autores citados em (Al-Yahyaa, Dawesa et al. 2011), uma das possíveis classificações das tarefas cognitivas pode ter em conta os processos mentais necessários para executá-las. Assim, foram definidos cinco domínios gerais:

1. *Tarefas de tempo de reação*: referem-se a tarefas que envolvem a medição do tempo decorrido entre o estímulo sensorial e uma resposta comportamental (Al-Yahyaa, Dawesa et al. 2011).
2. *Tarefas de discriminação e tomada de decisão*: referem-se a tarefas que exigem atenção seletiva para estímulos específicos ou características e que exigem uma resposta adequada; têm sido normalmente utilizados para examinar a atenção e a inibição da resposta (Al-Yahyaa, Dawesa et al. 2011).

3. *Tarefas memória operacional*: refere-se a tarefas que exigem a posse de informação na mente durante a execução de um processo mental, têm sido normalmente utilizados para examinar a atenção sustentada e velocidade de processamento da informação (Al-Yahyaa, Dawesa et al. 2011).
4. *Tarefas de memorização*: referem-se a tarefas que exigem que se apreendam informações na mente, ficando depois disponíveis para processamento. As tarefas que exigem que detenham informações só foram divididas em tarefas de memória, enquanto aquelas que exigem informação mais manipulação pertencem à categoria de tarefas de memória operacional(Al-Yahyaa, Dawesa et al. 2011).
5. *Tarefas de fluência verbal*: referem-se a tarefas que exigem a produção de palavras espontaneamente e sob condições pré-especificadas de busca (Al-Yahyaa, Dawesa et al. 2011).

No entanto, segundo (Riley 2003) muitas das vezes surgem incongruências nos resultados obtidos na realização destas tarefas, que podem estar relacionados com alguns fatores, tais como: tarefas que requerem resposta vocal por parte dos participantes produzem alterações na postura que não estão relacionadas com a dificuldade da tarefa cognitiva, mas são induzidas pela respiração; respostas premindo um botão perturbam a estabilidade postural ou induz ajustes na postura, o que contamina os resultados; a fixação de um estímulo visual induz reduções adaptativas do balanço postural para fixar um objeto, contudo, tais alterações podem ser erradamente interpretadas como o efeito da tarefa cognitiva.

O processamento de informação lexical e visual-espacial mostrou uma forte especialização hemisférica (Gobbeléa, Lambertya et al. 2008). Segundo autores citados em (Gobbeléa, Lambertya et al. 2008), vários estudos sugerem que existe uma dominância para o **hemisfério** direito nas tarefas visuais-espaciais, enquanto os processos de linguagem centrais são maioritariamente suportados pelas áreas do hemisfério esquerdo. Num estudo realizado por (Stephan, Marshall et al. 2003), recorrendo a imagem de ressonância magnética funcional (fMRI) procurou-se investigar os efeitos do processamento idêntico de uma palavra como estímulo enquanto os sujeitos desempenhavam tanto uma tarefa de decisão visual-espacial como uma de leitura. Assim, verificou-se que a ativação do hemisfério esquerdo (incluindo a área da Broca) aconteceu para as tarefas de leitura e que a ativação do hemisfério direito (córtex posterior parietal PPC) ocorreu nos julgamentos visuais-espaciais (Stephan, Marshall et al. 2003). Desta forma, segundo autores citados em (Gobbeléa, Lambertya et al. 2008) conclui-se que a especialização dos hemisférios pode ser determinada pelo conjunto cognitivo em vez dos estímulos materiais ou das assimetrias anatómicas. Ainda segundo (Stephan, Marshall et al. 2003), observou-se que a lateralização hemisférica foi relacionada com os processos de controlo cognitivo mediados pelo córtex cingulado anterior (ACC).

Um estudo conduzido por (Drobyshevsky, Baumann et al. 2005), recorreu a um conjunto de tarefas, nomeadamente tarefas visuais que estimulam o cortex occipital; uma tarefa motora bimanual desenhada para ativar as áreas cerebrais motoras; uma tarefa de produção verbal para ativar as áreas de processamento do discurso; uma tarefa *n-back* para ativar as áreas associadas com a memória operacional e a função executiva; e tarefas de imagens emocionais que tipicamente ativam as estruturas límbicas. Um dos resultados deste estudo é a surpreendente variabilidade entre sujeitos e a propagação da ativação a uma dada tarefa, especialmente no córtex frontal (Drobyshevsky, Baumann et al. 2005). A grande variabilidade entre sujeitos tinha sido já verificada anteriormente por Seghier citado em (Drobyshevsky, Baumann et al. 2005), para a tarefa de linguagem e de memória operacional. Segundo autores citados em (Drobyshevsky, Baumann et al. 2005) a variabilidade das ativações entre os grupos e as áreas corticais pode ser explicada pela combinação da variabilidade anatómica na formação do giro, e pelas próprias estratégias cognitivas do participante. Para Rademacher, Steinmetz e Seitz segundo (Drobyshevsky, Baumann et al. 2005), enquanto o córtex motor e visual primários estão anatomicamente localizados, a linguagem, memória e tarefas emocionais envolvem uma maior distribuição das redes neuronais em associação com o córtex. Uma grande variabilidade entre sujeitos na ativação padrão, relativamente a uma tarefa motora, foi verificada para uma tarefa de memória operacional e para uma tarefa de recuperação semântica. Contudo, apesar desta variabilidade, é esperada a ativação de algumas áreas cerebrais específicas tendo em conta a tarefa a desempenhar. Assim, segundo (Drobyshevsky, Baumann et al. 2005), para as tarefas visuais-motoras, as áreas esperadas que se encontraram ativas a nível cerebral foram o córtex motor e visual primário bilateralmente e o córtex motor suplementar. Nas tarefas de produção verbal, as áreas cerebrais ativas encontram-se localizadas no hemisfério esquerdo, no córtex frontal inferior (área da Broca) e no córtex temporal superior. Já no caso da memória operacional, adotando o teste de *n-back* (que consiste na apresentação de uma sequência de estímulos aos participantes e estes têm que responder em tempo real, se o estímulo apresentado é igual ao apresentado *n* posições anteriores na sequência (Jaeggi, Studer-Luethi et al. 2010)) existe uma ativação considerável no córtex pré-frontal dorsolateral (Drobyshevsky, Baumann et al. 2005).

Segundo Christoff, Gabrieli e Owen como referido em (Arsalidou and Taylor 2011), a atividade no córtex pré-frontal tem sido ligada a funções cognitivas gerais tais como de memória operacional, com um considerável ênfase no papel na monitorização ou manipulação de informação, como a exigida nas tarefas de cálculo. As **tarefas de cálculo** utilizam operações aritméticas, tais como subtração e multiplicação, que requerem que o sujeito identifique o número e depois o modifique tendo como base a função operacional (Arsalidou and Taylor 2011). As decisões aritméticas colocam diferentes exigências cognitivas baseadas no número de passos requeridos, sendo necessária a manipulação e monitorização desses passos de forma a gerar uma resposta (Arsalidou and Taylor 2011). Segundo Fehr (Arsalidou and Taylor 2011), a maior parte dos estudos de neuroimagem no processamento aritmético utilizam problemas simples com um dígito ou a combinação de dois dígitos (por exemplo, $3+4$, $4-3$, 4×3),. Outras das operações aritméticas podem envolver a manipulação de números em sucessivas operações (como $4-3+5$) ou mesmo resolver problemas de integração. Os investigadores que estudaram processamento e computação numéricos citados em (Arsalidou and Taylor 2011)

reconhecem que tarefas aritméticas complexas requerem mais memória operacional do que tarefas simples e também afirmam que o treino reduz a carga de memória operacional nos lobos pré-frontais.

O estudo realizado por (Arsalidou and Taylor 2011), que utiliza uma meta-análise quantitativa de fMRI, identifica regiões do cérebro, concordantes entre estudos, que são ativadas quando são realizadas tarefas numéricas e de cálculo. As tarefas numéricas, em que apenas são apresentados números como estímulo, apresentaram uma maior atividade no lobo parietal, particularmente nos lobos inferior e superior (Arsalidou and Taylor 2011). Já as tarefas de cálculo, quando realizadas operações aritméticas, foi registada uma atividade concordante na região parietal semelhante à das tarefas numéricas. Contudo, ao contrário destas, a região pré-frontal foi ativada para as tarefas de cálculo, como o giro frontal superior e medial (Arsalidou and Taylor 2011).

A memória operacional assim como o controlo de atenção desempenham um papel fundamental no processamento matemático (Arsalidou and Taylor 2011). Evidências comportamentais consideráveis demonstraram que a memória operacional está correlacionada com o desempenho matemático e é sustentada pela atividade do córtex pré-frontal (Arsalidou and Taylor 2011). De acordo com a meta-análise realizada por (Arsalidou and Taylor 2011), a atividade do córtex pré-frontal é igualmente observada durante as tarefas de cálculo e números, no entanto a contribuição de ambas pode ser distinta. O córtex pré-frontal atua como uma fonte geral para as funções cognitivas e o seu envolvimento é hierarquicamente organizado. O estudo referido propõe que as contribuições pré-frontais são baseadas na dificuldade da tarefa (Arsalidou and Taylor 2011). O giro frontal inferior está envolvido no processamento de tarefas simples numéricas que apenas utilizam pouco armazenamento ou processamento (Arsalidou and Taylor 2011). Se a tarefa requer alguns passos de procedimento cognitivos ou exige um aumento de armazenamento de tempo ou carga, o giro medial frontal é envolvido (Arsalidou and Taylor 2011). Por fim, o giro frontal medial e superior estão envolvidos na conceção de estratégias para resolver problemas com múltiplos passos (Arsalidou and Taylor 2011).

As referidas tarefas de operações aritméticas evocam imagens destes cálculos, como se a pessoa estivesse a visualizar estes cálculos na sua cabeça, da mesma forma que o faria na forma escrita (Chong, Mills et al. 2010). Segundo autores citados em (Chong, Mills et al. 2010) as áreas do cérebro envolvidas no processamento **visual-espacial** incluem os lobos pré-frontal e parietal. Já as atividades de difícil subtração, que envolvem a aproximação ou cálculos exatos como subtrair para trás por sete, ativa as zonas bilaterais parietais, segundo autores citados no mesmo artigo. Tendo em conta que o controlo do equilíbrio postural envolve também significativos mecanismos visuais-espaciais do lobo parietal (Chong, Mills et al. 2010), estas duas atividades aparentemente diferentes, sendo uma delas motora e outra cognitiva, podem envolver processos computacionais semelhantes que poderiam resultar em custos de interferência quando desempenhadas em simultâneo. Esta interferência refere-se a fenómenos internos de processamento neural e não interferência externa, uma vez que pode existir uma distorção dos resultados. Um exemplo concreto poderá ser o uso da mesma mão para beber café e para escrever, ou usar os olhos para detetar um sinal e para controlar o equilíbrio, já que nestas situações existe uma interferência externa e não ao nível do processamento cerebral

(Chong, Mills et al. 2010). Assim, de modo a inferir que a origem da interferência da tarefa se encontra nas estruturas neurais é importante garantir que o desempenho em dupla tarefa não se confunde com o uso do mesmo órgão sensorial (Chong, Mills et al. 2010). A amostra das atividades em dupla-tarefa que envolvem controlo postural está presente na literatura no teste visual de Stroop, nas tarefas de deteção de sinais, de escolhas visuais de tempo de reação, de julgamento da orientação de linhas, tarefas de troca visual letras-dígitos, tarefas de memória operacional e outras tarefas que requerem que o sujeito mantenha o controlo postural enquanto respondem a um estímulo visual (Chong, Mills et al. 2010). Uma dificuldade da interpretação destes resultados são os efeitos provocados pela interferência externa versus capacidade do cérebro humano para dupla tarefa. Outro dos pontos negativos nos estudos baseados em atividades visuais é a incapacidade para testar o desempenho do controlo de equilíbrio com os olhos fechados (Chong, Mills et al. 2010). No estudo realizado por (Chong, Mills et al. 2010), procurou-se manter a interferência externa ao mínimo e verificou-se que ao emparelhar uma tarefa motora com uma atividade cognitiva há evidências de interferência interna, mais especificamente a nível de processos visuais-espaciais (Chong, Mills et al. 2010). Os resultados sugerem que a organização sensorial para o controlo de equilíbrio parece assentar nos mesmos recursos computacionais visuais-espaciais necessários para a subtração mas não para a tarefa de produção de uma palavra. Em concordância com a teoria da modularidade no desempenho humano, que postula que os sistemas cognitivo e motor utilizam os mesmos módulos neurais para orientar a atenção ou permitir que os diferentes segmentos corporais executem a ação motora desejada, o contraste nos resultados entre as tarefas de subtração e produção de uma palavra sugerem que a sobrecarga neural está relacionada com a competição por processos semelhantes visuais-espaciais, ao contrário de limitar os recursos de atenção (Chong, Mills et al. 2010).

O desempenho de uma **tarefa de audição** requer também a ativação de um conjunto de áreas cerebrais específicas, pois o sujeito ouve o estímulo auditivo e analisa a informação acústica. Depois disso, escolhe, organiza e executa a sua resposta (Dijk and Backes 2003). Obviamente, a perceção acústica requer a atividade do núcleo auditivo do tronco cerebral e do córtex primário de audição (área de Broadmann). Segundo Hall e Wessinger, evidências sugerem que a análise acústica segue uma hierarquia de processamento, em que o pré-processamento dos sons fundamentais característicos tem lugar nas áreas subcorticais e no córtex primário de audição. O processamento subsequente das características descritivas dos estímulos de audição, envolve áreas de associação não-primárias e podem ativar diferentes correntes de processamento dependendo da natureza do estímulo. Assim, um sujeito que desempenha uma tarefa de audição tem em conta o estímulo e toma uma decisão baseada na informação fornecida pelas áreas cerebrais auditivas. Para Posner, Dehaene e Pugh, este processo envolve uma rede de atenção que inclui as áreas cerebrais do córtex pré-frontal e cingulado. Como último passo no desempenho deste tipo de tarefa, as áreas motoras no cérebro serão envolvidas na organização e execução da resposta (Dijk and Backes 2003).

Tendo em conta os diferentes tipos **de tarefas existentes e os diferentes estímulos** de que estas necessitam torna-se importante perceber de que forma é que se relacionam. Segundo o estudo realizado por (Ruthruff, Hazeltine et al. 2006), há uma tendência natural para vincular estímulos auditivos para respostas vocais e estímulos visuais para respostas manuais. Estes pares de 'modalidades compatíveis' são caracterizados por exigências de baixo processamento quando unindo a modalidade de entrada para o sistema de modalidade de saída. No entanto, no caso do emparelhamento de modalidades incompatíveis, como é o caso de emparelhar estímulos visuais com respostas vocais ou estímulos auditivos com respostas manuais, está previsto um aumento das exigências de processamento, e como tal, é necessário alterar estas tendências naturais de forma a evitar esta interferência (Stelzel and Schubert 2011). Nestes estudos de compatibilidade, o pressuposto básico é feito a partir da existência de caminhos preferenciais para o processamento de certos pares de modalidades de entrada e saída (modalidade compatível) e os custos de interferência são reduzidos quando dois pares desta modalidade compatível são combinados, em comparação com dois pares de modalidade incompatível (Stelzel and Schubert 2011).

Desta forma conclui-se que os efeitos destas tarefas sobre o controlo postural podem variar de acordo com a natureza das tarefas e a idade dos sujeitos envolvidos, ou mesmo da interação entre estes dois fatores (Jamet, Deviterne et al. 2007). Tendo em conta o efeito da natureza diferenciada da tarefa, Maylor e Wing (Jamet, Deviterne et al. 2007) compararam os efeitos de tarefas que diferem na natureza da informação sensorial requerida. Os resultados demonstraram que existe uma interferência negativa sobre o controlo postural que é mais marcante em tarefas que requerem a aquisição de informação externa, como por exemplo a tarefa de memorização espacial de Brook ou de lembrar a contagem para trás, do que aquelas tarefas que exigem exclusivamente processos mentais, como contagem em silêncio ou contagem decrescente (Jamet, Deviterne et al. 2007). Em relação ao efeito da idade diferenciada, Melzer, usando a tarefa de simulação visual de Stroop, e ShummayCook e Woollacot, usando uma tarefa de memorização auditiva, mostraram um efeito negativo no controlo postural que foi mais marcante em idosos do que em jovens adultos (Jamet, Deviterne et al. 2007). Os estudos realizados anteriormente em idosos mostraram que uma tarefa mental de contagem decrescente, sem a aquisição de informação externa, induz uma degradação do desempenho do controlo postural, enquanto o desempenho de uma tarefa cognitiva que exige a aquisição de informação externa auditiva resultou numa melhoria do desempenho postural do sujeito (Jamet, Deviterne et al. 2007).

Vários autores citados em (Hunter and Hoffman 2001), sugerem que o controlo postural pode também ser afetado por subtis tarefas de busca visual como o movimento dos olhos ou o uso da visão para realizar uma tarefa cognitiva concorrente. A estabilidade postural geralmente diminui na ausência de entradas visuais, ou em condições experimentais que alteram a qualidade ou o tipo de input visual disponível (Hunter and Hoffman 2001). Por exemplo, existem estudos que aplicam o paradigma do '*moving room*', que consiste na movimentação do ambiente visual envolvente em relação ao participante que se encontra parado, que exigem que o sujeito responda às alterações do ambiente (Hunter and Hoffman 2001). Contudo, os efeitos da atividade de busca

visual dos sujeitos durante o desempenho de uma tarefa de equilíbrio pode ter implicações funcionais. Por exemplo, emparelhar uma tarefa visual exigente com uma tarefa cognitiva pode ter um maior efeito na estabilidade postural do que utilizar uma tarefa cognitiva que não tenha requisitos visuais (Hunter and Hoffman 2001). Esta manipulação pode interferir com a qualidade e/ou quantidade da informação visual disponível especificamente para o controlo da postura, assim como pode interferir no processamento de informação visual para manter o equilíbrio (Hunter and Hoffman 2001).

4.2.1 Áreas de intervenção da tarefa dupla

O uso do paradigma de dupla-tarefa tem-se mostrado bastante útil em diversas áreas de atividade. Segundo (Sala, Foley et al. 2010), este paradigma é utilizado para analisar modelos cognitivos de controlo de atenção e também na investigação de défices de controlo de atenção em situações de lesão cerebral ou difusa, incluindo doenças neurodegenerativas.

A dupla tarefa pode também ser utilizada como **ferramenta clínica** para avaliar e diagnosticar determinadas patologias e alterações cognitivas e de equilíbrio. O estudo efetuado por (Resch, May et al. 2011) teve como objetivo desenvolver um modelo de dupla-tarefa que avalie a estabilidade postural e o processamento cognitivo em atletas que apresentaram lesão cerebral traumática. Os resultados obtidos mostraram que o equilíbrio foi mantido ou melhorado nas condições de dupla-tarefa, em todas as condições de equilíbrio (suporte fixo, suporte fixo-balanço), numa amostra de jovens saudáveis (Resch, May et al. 2011). No entanto, houve um maior número de erros no desempenho da tarefa cognitiva em situação de dupla-tarefa do que em situação de tarefa simples. Assim, verifica-se que o controlo postural teve prioridade sobre o processamento cognitivo. Para além disso, conclui-se que as condições de dupla-tarefa podem isolar processos mentais específicos, o que pode contribuir para o desenvolvimento de uma ferramenta clínica capaz de funcionar como um meio sensível de detetar subtis alterações cognitivas numa amostra. Este método podia ser uma mais-valia em termos de eficácia de tempo e custo para os clínicos no diagnóstico deste tipo de patologias desportivas (Resch, May et al. 2011). No entanto o uso da dupla-tarefa na prática clínica tem sido bastante limitado pela ausência de uma versão portátil e de fácil execução das tarefas bem como pela falta de dados normativos (Sala, Foley et al. 2010).

Este paradigma pode ainda ser útil para a avaliação das diferentes condições tanto motoras como cognitivas inerentes de doenças neurodegenerativas, tais como o Alzheimer ou o Parkinson. Estas doenças caracterizaram-se por condições clínicas graves, por apresentarem alterações ao nível cortical e subcortical, o que provoca limitações de ordem neuro-psíquica (Christofolletti 2010). A doença de Parkinson caracteriza-se por manifestações predominantemente motoras e atua sobre a zona subcortical (substância negra mesoencefálica); e a doença de Alzheimer, que afeta a zona cortical (sistema entorrinal-hipocampal e neo-cortical), apresenta modificações do foro cognitivo e psicocomportamental (Christofolletti 2010). Assim, a dupla tarefa apresentou-se como uma mais-valia na descoberta de informações importantes. Segundo o estudo escrito em (Christofolletti 2010), é possível constatar que os indivíduos apresentam um pior equilíbrio com a doença de Parkinson e

Alzheimer, em relação a uma amostra de controlo saudável. Em relação ao desempenho em dupla tarefa, observou-se que os sujeitos com Parkinson apresentam dificuldades acrescidas na realização da dupla-tarefa motora, e os indivíduos com Alzheimer apresentam maiores limitações ao nível da dupla tarefa cognitiva (Christofolletti 2010). Outra das conclusões retirada foi que mesmo mantendo as condições de tarefa postural em indivíduos com Alzheimer verificou-se que as alterações psíquicas inerentes da demência característica desta doença, provocaram alterações do equilíbrio, evidenciadas principalmente no momento da realização de atividades funcionais não-automáticas que requerem uma ativação permanente das funções executivas (Christofolletti 2010). Este défice característico de doentes com Alzheimer pode ser devido, maioritariamente, a uma incapacidade específica de coordenar o processamento de informação através de redes de atenção (Baddeley, Baddeley et al. 2001; Logie, Cocchini et al. 2004), do que a um défice geral nas funções cognitivas ou na redução de recursos de atenção (Crossley, Hiscock et al. 2004). Assim, este comprometimento tem sido interpretado como um défice numa função de coordenação de dupla tarefa específica da componente executiva da memória operacional, como proposto por Baddeley e Hitch e Repovš e Baddeley (Festa, Heindela et al. 2010). A presença de um défice de coordenação específica para a tarefa dupla em pacientes com Alzheimer, sugere que a capacidade de executar concomitantemente duas tarefas concorrentes pode vir a ser um marcador particularmente sensível de mudanças subtis no estado cognitivo associado a esta doença (Festa, Heindela et al. 2010). Estas descobertas não só aumentam a compreensão sobre a natureza dos défices de atenção em pacientes com patologia, mas também trazem novas implicações de processos mediados pela atenção em indivíduos neurologicamente saudáveis (Festa, Heindela et al. 2010).

Outra das possíveis áreas de intervenção da dupla tarefa diz respeito à **reabilitação**. Segundo (Hall and Heusel-Gillig 2010), evidências recentes sugerem que uma diminuição da capacidade para alocar recursos de atenção para manter o equilíbrio, durante situações de dupla-tarefa, é um poderoso indicador do acontecimento de quedas. No entanto, poucos estudos têm avaliado que tipo de intervenções devem ser realizadas para melhorar a capacidade de manter o equilíbrio e também de marcha em situações de tarefa dupla. Vários estudos têm demonstrado que o desempenho em dupla-tarefa em adultos mais velhos pode ser melhorado; no entanto a maior parte da pesquisa tem sido suportada por tarefas que não estão relacionadas com a falta de equilíbrio (Hall and Heusel-Gillig 2010). No domínio cognitivo, existem fortes evidências de que os adultos mais velhos beneficiam com a prática do desempenho de tarefas duais. Kramer e Larish demonstraram que a capacidade de coordenar múltiplas tarefas cognitivas e a flexibilidade de alocar recursos pode ser melhorada com um treino cognitivo específico (Hall and Heusel-Gillig 2010). Estudos envolvendo o desempenho em dupla tarefa em que são utilizadas tarefas relacionadas com o equilíbrio também indicam melhorias depois do treino em tarefa dupla em adultos mais velhos saudáveis e também em indivíduos que sofreram acidente vascular cerebral (Hall and Heusel-Gillig 2010). Contudo, uma vez que estes estudos se baseiam em situações de dupla-tarefa, não é possível determinar qual a melhor abordagem necessária, se em tarefa dupla ou simples, para melhorar o controlo de equilíbrio e da marcha. Assim, no estudo conduzido por (Hall and Heusel-Gillig 2010) foram realizadas diversas sessões de treino, sob condições de tarefa simples, com uma amostra que apresentava

problemas relativos a falta de equilíbrio, com o objetivo de avaliar a extensão com que a reabilitação do equilíbrio postural poderá melhorar o desempenho em dupla tarefa. Os resultados sugerem que depois de uma reabilitação do equilíbrio padrão houve uma melhoria significativa de todas as medidas de marcha e equilíbrio, incluindo as medições realizadas em dupla tarefa. No entanto, as medidas da capacidade de dupla tarefa cognitiva não melhoraram na mesma extensão, o que permite concluir que as deficiências motoras adjacentes dos problemas de equilíbrio podem não adequar corretamente a capacidade de tarefa dupla prejudicada (Hall and Heusel-Gillig 2010). Desta forma, conclui-se que ainda há vários pontos a ser estudados, nomeadamente através da identificação de parâmetros de treino ideais que determinem se a reabilitação de equilíbrio que adota o desempenho em tarefa dupla confere benefícios adicionais ou em que momento esta deve ser aplicada, relativamente a situações de treino com tarefas simples (Hall and Heusel-Gillig 2010).

Desta forma, segundo vários autores citados em (Soares and Peyré-Tartaruga 2010), a dupla tarefa deve ser utilizada como mais uma hipótese terapêutica, uma vez que esta é uma situação recorrente no dia a dia de qualquer indivíduo, e por isso pode constituir uma mais valia nos processos de reabilitação.

4.2.2 Modelos de avaliação da dupla tarefa

O desempenho da tarefa dupla tem despertado grande interesse para os investigadores, pois parece haver uma forte ligação entre a maneira pela qual as pessoas desempenham a tarefa dupla e a estrutura básica (ou arquitetura) de cognição (Israel and Cohen 2011). Operacionalmente, os custos do desempenho de dupla tarefa são inferidos se o seu desempenho é melhorado quando realizado isoladamente ou quando realizado em simultâneo com outra tarefa. Segundo vários autores, os custos de dupla tarefa são tipicamente observados, havendo poucas exceções notáveis (Israel and Cohen 2011).

Tendo em conta as descobertas neurofisiológicas realizadas, várias teorias têm sido consideradas para explicar as mudanças que ocorrem durante o desempenho em dupla-tarefa (Moraes, Deslandes et al. 2011). De acordo com a teoria da hipofrontalidade, as limitações das tarefas cognitivamente mais exigentes durante o exercício pode ser associado a um direcionamento do metabolismo para a área motora, e uma consequente redução do metabolismo na área frontal (Moraes, Deslandes et al. 2011). Já a teoria da capacidade de partilha sugere que uma ou ambas as tarefas podem ser prejudicadas, mesmo quando estas são treinadas à partida e os indivíduos já as realizam de forma automática (Moraes, Deslandes et al. 2011). Contudo, a teoria de *bottleneck* e os modelos de múltiplos recursos propõem que há uma diminuição do desempenho em dupla tarefa devido às redes neuronais envolvidas ou ao número de recursos que são usados no desempenho destas tarefas (Moraes, Deslandes et al. 2011).

Desta forma, as **teorias estruturais** assumem que há uma limitação estrutural inerente na arquitetura cognitiva básica dos seres humanos, que fazem com que existam custos na realização da dupla tarefa. Uma subclasse importante de modelos estruturais assume que há um estágio de processamento *bottleneck*, como sugerido por Welford em (Israel and Cohen 2011) que só pode ser utilizado por uma tarefa de cada vez. Assim, os custos são

observados no desempenho da dupla tarefa quando esse estágio de processamento *bottleneck* é necessário em simultâneo pelas duas tarefas (Israel and Cohen 2011). Em relação às regiões do SNC envolvidas neste processamento, ainda não se sabe em concreto quais destas regiões estão ativas, no entanto pensa-se que estão envolvidos o córtex pré-motor dorsal, córtex frontal, giro frontal inferior esquerdo e a área motora suplementar (Voos, Pinheiro et al. 2008).

Nas teorias de recurso, geralmente assume-se que os processos cognitivos utilizam recursos de capacidade limitada. Quando os recursos necessários para a tarefa dupla excedem o montante disponível, os custos serão observados (Israel and Cohen 2011).

Os modelos baseados na estratégia referem que os indivíduos escolhem enfatizar uma tarefa sobre a outra devido a uma variedade de possíveis razões estratégicas (Israel and Cohen 2011). Os processos estratégicos estão associados com a flexibilidade mental e com a capacidade de avaliar (possivelmente conscientemente) o contexto em que a tarefa(s) são executadas, e usar seletivamente processos que são apropriados neste contexto. No trabalho referido, mostrou-se que existem de facto poderosos processos estratégicos no desempenho de dupla tarefa, mas que pelo menos alguns desses processos são de facto involuntários. Os resultados do estudo realizado por (Israel and Cohen 2011), demonstram que o contexto em que a tarefa é realizada é um fator que influencia bastante o seu desempenho, e pode levar os indivíduos, involuntariamente, a exibirem custos na realização da tarefa, mesmo em condições onde supostamente as podiam executar sem qualquer custo.

Após a realização das atividades em dupla tarefa, os resultados obtidos podem ser **avaliados** segundo os **três modelos** referidos em (Lacour, Bernard-Demanze et al. 2008) : modelo competição em domínio cruzado, modelo não linear de interação em "U" e modelo de prioridade da tarefa.

No **modelo de competição em domínio cruzado**, a limitada capacidade de atenção e processamento leva a uma divisão e, assim a uma competição pelos recursos de atenção entre as tarefas cognitivas e posturais. Este modelo é apenas capaz de explicar porque é que o aumento da dificuldade da tarefa cognitiva, envolve sistematicamente a degradação da performance postural.

O **modelo não linear de interação com forma de "U"** sugere que o desempenho de uma tarefa cognitiva fácil pode alterar o foco de atenção do controlo postural, e levar a um melhor controlo postural em relação a uma base de tarefa simples, isto é a tarefa de controlo postural passa a ser secundária, podendo melhorar a postura. No entanto, o aumento da dificuldade da tarefa cognitiva pode resultar numa degradação da oscilação postural.

Por último, o **modelo de prioridade da tarefa** postula que os indivíduos dão prioridade ao controlo postural durante a atividade cognitiva em condições específicas, como por exemplo, em condições de ameaça postural.

Este “princípio da primeira postura” foi particularmente observado em idosos(Shumway-Cook, M et al. 1997) e em pacientes que apresentavam distúrbios no sistema vestibular.

4.3 Resumo

O controlo postural pode ser fortemente afetado pelo desempenho de tarefas em que é exigido a ativação de mecanismos de cognição. Assim, para investigar qual a relação entre os sistemas de controlo postural e cognitivo, recorre-se ao paradigma de dupla-tarefa, em que tendo como base uma tarefa de controlo da postura, se investiga a relação com uma tarefa secundária de carácter cognitivo. Apesar de terem sido efetuados diversos estudos, em que se fez variar o tipo de tarefas posturais e cognitivas, é notório que existe ainda alguma controvérsia quanto às conclusões obtidas. Para avaliar o desempenho em dupla tarefa, recorrem-se a um conjunto de modelos postulados: modelo de competição em domínio cruzado, modelo não linear de interação com forma de "U" e modelo de prioridade da tarefa. Através da análise destes modelos é possível fazer uma melhor avaliação e interpretação dos resultados obtidos nesta condição.

CAPÍTULO V – Instrumentação e Métodos

5.1 Introdução

5.2 Avaliação do controlo postural

5.2.1 Estabilometria

5.2.1.1 Plataforma de forças

5.2.2 Eletromiografia

5.2.2.1 Estrutura e função muscular

5.2.2.2 Tipos de músculo

5.2.2.3 Tipos de eletromiografia

5.2.2.3.1 Eléctrodos de superfície

5.2.2.4 Eletromiografia: Considerações Práticas

5.2.2.5 Processamento sinal EMG

5.3 Resumo

Capítulo V – Instrumentação e Métodos

5.1 Introdução

Para efetuar a avaliação do controlo postural e do equilíbrio recorre-se à estabilometria, uma vez que avalia as oscilações do centro de massa do corpo e à eletromiografia que permite determinar a atividade elétrica muscular. Desta forma, no capítulo que se segue são apresentados os fundamentos teóricos relativamente ao princípio de funcionamento, considerações práticas e formas de processamento dos sinais obtidos por estabilometria e eletromiografia.

5.2 Avaliação do controlo postural

O controlo postural pode ser assegurado através da manutenção da estabilidade do sistema músculo-esquelético, ou seja, assegurando a orientação satisfatória dos segmentos corporais que estão envolvidos no movimento (Rosa, Perracini et al. 2006). No entanto, a postura ortostática do ser humano é influenciada por diversos fatores fisiológicos, tais como a respiração, os batimentos cardíacos e o retorno venoso. Estes fatores criam oscilações constantes no equilíbrio do corpo que se traduzem particularmente por deslocamentos do centro de pressões.

5.2.1 Estabilometria

A estabilometria é considerada um método de análise do equilíbrio postural, tem como função quantificar as oscilações do corpo através da análise do deslocamento do centro de pressões do indivíduo sobre uma plataforma de força estática. Pela ação de sensores eletromecânicos que se encontram na plataforma, é possível analisar propriedades como a amplitude, área e velocidade de oscilação do centro de pressão do indivíduo (Rosa, Perracini et al. 2006).

O centro de pressão pode ser definido como o ponto de aplicação da resultante das forças verticais que estão a atuar na superfície de suporte. Já o deslocamento do centro de pressões representa o somatório das ações do sistema de controlo postural e da força da gravidade. Sob condições puramente estáticas o centro de pressão representa a projeção do centro de massa do corpo na base de suporte (centro de gravidade). No entanto, o CP não reflete apenas o movimento do CM, mas também as forças ativas exercidas pelos pés sobre a plataforma (Wegen, Emmerik et al. 2002) (Baratto, Cervera et al. 2004). Desta forma, o centro de massa representa um ponto imaginário no organismo, enquanto o centro de pressão corresponde ao ponto de aplicação da força de reação do solo (Pires 2006).

5.2.1.1 Plataforma de forças

Assim, para avaliar o centro de pressão recorre-se a plataformas de força (Figura 2.1). Estas plataformas são constituída por duas superfícies rígidas (uma superior e outra inferior), interligadas por sensores de força. Segundo o posicionamento dos sensores, podem-se classificar as plataformas em: plataforma com apenas um sensor no centro; plataforma triangular com sensores em três cantos e uma plataforma retangular, com sensores nos quatro cantos (Barela and Duarte 2006).

Nas plataformas com quatro sensores, que são as mais utilizadas comercialmente, é possível medir os três componentes da força F_x , F_y e F_z e os três componentes do momento M_x , M_y e M_z , onde x, y e z são as direções antero-posterior, médio-lateral e vertical. Este conjunto de forças e momentos permite calcular os componentes do centro de pressão (Wegen, Emmerik et al. 2002),(Baratto, Cervera et al. 2004).

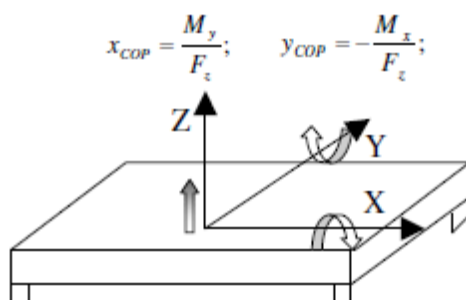


Fig. 5.1- Plataforma de forças (retirado de (Wegen, Emmerik et al. 2002))

Uma plataforma de forças tem a capacidade de responder às alterações no deslocamento do sensor, pela ação de um transdutor incorporado, que converte a força num sinal elétrico. Os transdutores são montados na zona dos suportes da placa rígida que forma a superfície da plataforma (normalmente um suporte para cada quatro cantos do retângulo). Através da sua localização, este é usado para medir cada uma das três componentes da força (uma vertical e duas horizontais). Os sinais obtidos têm que ser amplificados e podem sofrer ainda outro tipo de modificações elétricas. Desta forma, torna-se essencial efetuar um processamento ao sinal obtido. Como os sinais obtidos são analógicos, para que o tratamento se faça recorrendo a um computador é necessária a conversão de sinal analógico para digital (Bartlett 1997), (Pais 2005).

A avaliação do equilíbrio postural através da plataforma de forças faz-se recorrendo ao deslocamento do centro de força (CP) nas direções antero-posterior (CP_{a-p}) e médio-lateral (CP_{m-l}). Através dos dados recolhidos pela plataforma é ainda possível determinar a velocidade média de deslocamento do centro de força (V_m) (Mann, Kleinpaul et al. 2008).

Estas variáveis são obtidas recorrendo às equações:

$$CP_{a-p} = \frac{(M_y - h \cdot F_x)}{F_z}$$

$$CP_{m-l} = \frac{(M_x - h \cdot F_y)}{F_z}$$

onde as variáveis representam:

CP_{a-p} - coordenada do centro de força na direção antero- posterior;

CP_{m-l} - coordenada do centro de força na direção médio- lateral;

M_x - momento em torno do eixo antero-posterior;

M_y - momento em torno do eixo médio-lateral;

F_x - componente antero-posterior da força de reação do solo;

F_y - componente médio-lateral da força de reação do solo;

F_z - componente vertical da força de reação do solo;

h - distância da superfície até o centro geométrico da plataforma de força.

Tipicamente em estabilometria são avaliadas as seguintes variáveis referidas em (Freitas and Duarte 2010): deslocamento da oscilação total, que representa o comprimento da trajetória do COP; o desvio-padrão, que indica a dispersão do deslocamento do COP; a raiz quadrada, que apresenta o mesmo resultado que o desvio-padrão se o sinal COP tiver média 0; a amplitude do deslocamento, que dá informação sobre a distância entre o deslocamento mínimo e máximo para cada direção; velocidade média e velocidade média total, para verificar a rapidez dos deslocamentos e a área de oscilação que o corpo apresentou.

Para além do deslocamento do centro de pressões, é ainda possível entender as alterações posturais através da análise da atividade muscular dos membros inferiores. Assim, torna-se útil entender os mecanismos de funcionamento dos músculos bem como dos sistemas que possibilitam a sua análise, como é o caso da eletromiografia.

5.2.2 Eletromiografia

Segundo vários autores citados em (Oliveira 2007) e (Webster 2006), a eletromiografia é considerado um método de estudo da função muscular que consiste no registo da atividade elétrica dos músculos, ou seja, regista as mudanças no potencial elétrico que o músculo gera em cada contração provocada pelo impulso nervoso motor. Espera-se que esta atividade seja proporcional ao nível de ativação muscular e que se faça segundo um conjunto de parâmetros, tais como o nível da força produzida pelo músculo. Assim, o sinal electromiográfico é a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à contração muscular (Basmajian and DeLuca 1985). O sinal representa a corrente gerada pelo fluxo iónico através da membrana das fibras musculares que se propaga através dos tecidos para alcançar a superfície de deteção de um eléctrodo localizado no meio ambiente. Este tipo de sinal é afetado pelas propriedades anatómicas e fisiológicas dos músculos e do sistema de controlo do sistema nervoso, bem como pelas características da instrumentação utilizada para detetar e observá-lo (Webster 2006). Genericamente, a aquisição do sinal de eletromiografia segue um conjunto de etapas, iniciando-se pela deteção de um sinal fisiológico. No entanto é necessário considerar a impedância eléctrodo-pele bem como da configuração dos eléctrodos (normalmente considera-se bipolar), para posteriormente se proceder à amplificação e gravação do sinal electromiográfico (Webster 2006).

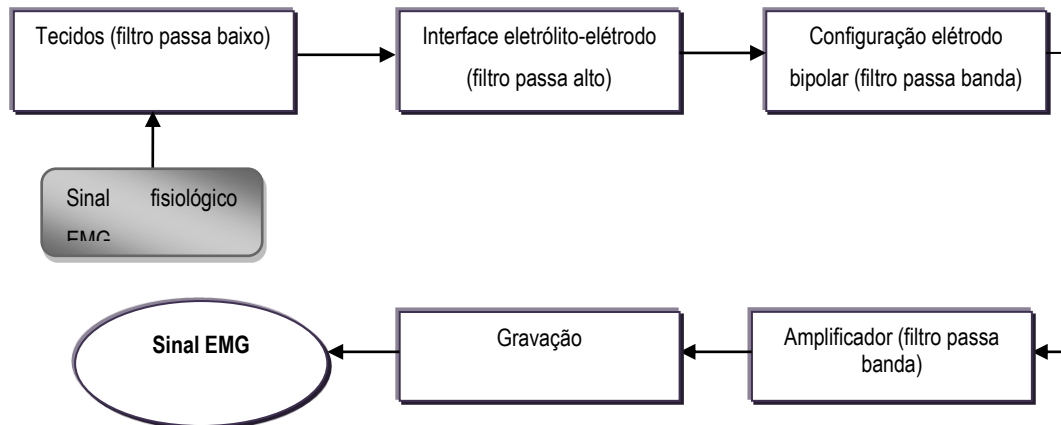


Fig. 5.2- Diagrama de blocos dos principais componentes de um sistema de aquisição do sinal EMG (adaptado de (Webster 2006))

Para entender o sinal EMG, é necessário considerar alguns aspetos fundamentais da fisiologia muscular.

5.2.2.1 Estrutura e função do músculo

O desenho dos músculos varia de acordo com a amplitude de movimento e a força exercida pelos mesmos, podendo apresentar arranjos mais simples e mais complexos (Webster 2006).

Os músculos esqueléticos compõem-se de fibras nervosas, associadas a pequenas quantidades de tecido conjuntivo, vasos sanguíneos e nervos. Os múltiplos núcleos de cada fibra muscular encontram-se imediatamente sob o sarcolema (membrana celular da fibra muscular), enquanto a maior parte da fibra se encontra preenchida com miofibrilhas. Cada miofibrilha é uma estrutura filamentosa, e pode ser composta por dois tipos de filamentos proteicos chamados de miofilamentos (de actina ou miosina). Os miofilamentos de actina e de miosina dispõem-se em unidades altamente organizadas chamadas de sarcomeros. (Seeley, Stephens et al. 2007)

A contração dos músculos é explicada pelo modelo de deslizamento dos filamentos. Os miofilamentos de actina e miosina deslizam uns ao longo dos outros, levando ao encurtamento do sarcómero. Quando os sarcomeros encurtam, as miofibrilhas (sarcomeros unidos topo a topo) também encurtam. Assim, como as miofibrilhas se estendem ao longo das fibras musculares, encurtam também as fibras musculares. Durante o relaxamento muscular os sarcomeros alongam-se, sendo para isso necessária a aplicação ao músculo de alguma força. Este deslizamento é provocado por um fenómeno elétrico denominado por potencial de ação, que resulta de uma mudança no potencial de membrana entre o interior e o exterior da célula muscular. (Seeley, Stephens et al. 2007)

A excitação elétrica do músculo-esquelético é iniciada e regulada pelo sistema nervoso central e periférico.

Os neurónios motores transportam impulsos nervosos das células do corno anterior da medula espinal para as terminações nervosas, onde o potencial de ação no axónio desencadeia a libertação do neurotransmissor acetilcolina na fenda que separa o sarcolema dos terminais do axónio. Como a acetilcolina é libertada no sarcolema, os canais de Na^+ sensíveis a este neurotransmissor abrem e os potenciais de ação surgem no sarcolema. Se a quantidade de acetilcolina libertada for suficiente, o potencial atinge o limiar de excitação e propagam-se através do sarcolema, permitindo a entrada de iões de Ca^{2+} no interior da célula muscular. Este fenómeno desencadeia a contração muscular, e a conseqüente movimentação do corpo (Oliveira 2007) (Bronzino 2006).

5.2.2.2 Tipos de eletromiografia

Segundo (De Luca 1987), a eletromiografia apresenta-se como a melhor e mais simples representação do controlo neurológico da musculatura esquelética, representando-se no sinal electromiográfico a soma algébrica dos potenciais de ação das unidades motoras ativas. Tal facto faz com que o EMG se torne importante na modelação do sistema dinâmico neuromuscular e esquelético como primeiro parâmetro de controlo (Ervilha 1999). Assim, a interpretação técnica da eletromiografia baseia-se no fenómeno da relação eletromecânica do músculo excitação-contração (Oliveira 2007).

A diferente forma de recolha do sinal EMG bem como uma consequente utilização em áreas distintas deve-se à existência de duas formas de recolha dos sinais electromiográficos: EMG de superfície e EMG de profundidade (Correia and Mil-Homens 2004). Esta classificação é feita com base no tipo de elétrodos a utilizar, podendo ser do tipo de superfície ou de profundidade.

O **EMG de superfície** caracteriza-se por ser um método não invasivo e de fácil execução, que se coloca por cima da pele, na zona muscular que se pretende avaliar. No entanto, segundo (Basmajian and DeLuca 1985), este tipo de eletromiografia apresenta algumas limitações, tais como, não ser suficientemente seletivo para músculos com dimensões mais pequenas, o que faz com que forneça poucas informações sobre o comportamento das unidades motoras individuais, e ainda apresente algumas alterações pronunciadas das características do sinal detetado. Apesar destas limitações, em (Correia and Mil-Homens 2004) é recomendada a sua utilização para estudos cinesiologicos e neurofisiológicos dos músculos superficiais bem como para estudar a relação com forças e outros parâmetros biomecânicos.

5.2.2.2.1 Elétrodos de superfície

A recolha do sinal EMG é feita com recurso a um instrumento básico de medição, os elétrodos. Os dois tipos de elétrodos usados para deteção do sinal são: elétrodos de superfície e elétrodos inseridos diretamente na pele (agulha).

Para além disso, estes podem ainda apresentar configurações específicas, individualmente ou em pares, sendo que essas configurações são geralmente referidas como monopolares e bipolares.

Os **elétrodos de superfície** podem ser divididos em passivos e ativos. Os elétrodos passivos são compostos por superfícies condutoras (normalmente de metal) que detetam a corrente sobre a pele através da interferência pele elétrodo. Já os elétrodos ativos contêm uma alta impedância de entrada do amplificador eletrónico, que subtrai e amplifica o sinal logo após o contacto com a superfície de deteção. Este facto faz com que este

elétrodo seja menos sensível à impedância da interface pele eletrodo, tornando-se mais resistente às interferências eletromagnéticas, e consequentemente faz com que a qualidade do sinal obtido aumente. Usualmente, utilizam-se eletrodos passivos, que se limitam a detectar a atividade mioelétrica e enviá-la posteriormente por um cabo, para um amplificador. (Webster 2006)

Este tipo de eletrodos colocados na superfície da pele, dispõem de uma área de detecção bastante alargada e por isso, não são considerados seletivos, sendo utilizados em situações em que é necessária a recolha de índices de atividade muscular elevados. (Oliveira 2007)

Relativamente à configuração dos eletrodos estes podem-se apresentar individualmente ou dispostos em pares. Na configuração monopolar, ou seja quando o eletrodo se apresenta individualmente, a atividade elétrica na superfície da pele pode ser facilmente adquirida, através da colocação de um eletrodo com apenas uma superfície de detecção capaz de registar o potencial elétrico nesse ponto em relação a um eletrodo de referência. Este eletrodo de referência deve estar localizado num ambiente eletricamente silencioso ou que contém sinais elétricos independentes daqueles que estão a ser detetados, sendo que 'independentes' significa que os dois sinais têm o mínimo de interferências fisiológicas e anatómicas. Esta configuração é bastante utilizada em ambientes clínicos devido à sua simplicidade técnica, embora apresente uma fraca resolução espacial (Basmajian and DeLuca 1985; Webster 2006). A configuração de detecção bipolar supera esta limitação. Neste caso, são usadas duas superfícies para detetar dois potenciais no tecido muscular de interesse, cada uma com relação ao eletrodo de referência. Os dois sinais são então enviados a um amplificador diferencial que amplifica a diferença entre os mesmos, eliminando assim qualquer componente comum. Os sinais que emanam do tecido muscular de interesse, próximos da superfície de detecção, são diferentes em cada superfície devido a acontecimentos eletroquímicos ocorridos nas fibras musculares contrácteis. Outro tipo de sinais presentes no sinal são os sinais de ruído AC provenientes de uma fonte mais distantes (por exemplo, sinais eletromagnéticos a 50 ou 60 Hz irradiados de cabos de alimentação, aparelhos elétricos) e ruído de sinais DC (por exemplo, os potenciais de polarização na junção do eletrólito de metal) que serão detetados com uma amplitude essencialmente semelhante em ambas as superfícies de detecção. Portanto, estes sinais serão subtraídos, mas não necessariamente anulados antes do sinal EMG ser amplificado.

a) Forma, tamanho e material

Os eletrodos utilizados para eletromiografia de superfície caracterizam-se por uma forma de área condutora específica. Na literatura, verifica-se que são frequentemente utilizados eletrodos com forma retangular e circular. No entanto, quando se considera a forma de cada um deles, por exemplo através da comparação de um eletrodo circular com diâmetro R e um eletrodo quadrado com dimensão RxR, não são notórias diferenças significativas no desempenho e na área de captação de cada um. Outro aspeto que se mostra relevante é determinar a impedância dos dois tipos de eletrodos para a mesma superfície, verificando-se que ambos apresentam valores semelhantes, que não influenciam os sinais recolhidos.

Desta forma, segundo o projeto SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles), é recomendada a utilização de elétrodos circulares com um diâmetro de 10 mm.

Relativamente ao tamanho dos elétrodos, este pode ser definido como o tamanho da área condutora de um elétrodo de superfície, influenciando por isso a recolha do sinal electromiográfico. Na clínica as dimensões dos elétrodos variam entre 1mm² a poucos cm².

Estudos efetuados nesta área, nomeadamente fazendo aumentar o tamanho dos elétrodos perpendicularmente às fibras musculares, verifica-se que não há ainda informação suficiente sobre a extensão dos efeitos sobre a eletromiografia. No entanto, espera-se este aumento de tamanho dos elétrodos na direção das fibras musculares, faça aumentar a amplitude detetada e diminuir o conteúdo em altas frequências do sinal de eletromiografia de superfície.

De acordo com o projeto SENIAM, o tamanho dos elétrodos no sentido das fibras musculares deve apresentar um diâmetro de 10 mm. Para a recolha de sinais EMG diários será prático o uso de apenas um tipo de elétrodo sempre com as mesmas dimensões.

No que diz respeito ao tipo de material que forma a camada de contacto entre o elétrodo e a pele, é necessário que este apresente uma baixa impedância pele-elétrodo e um comportamento estável no tempo relativamente à impedância e às reações químicas apresentadas pela pele. Assim, são utilizados diferentes tipos de materiais que possuem estas características tais como: Ag / AgCl, AgCl, Ag, Au, etc. Contudo, o tipo de material mais frequentemente utilizado é o Ag/AgCl pois fornece uma transição estável, um ruído relativamente baixo e é um dos materiais mais disponíveis comercialmente.

No entanto os elétrodos podem surgir associados a um gel, com o objetivo de reduzir a impedância da pele. Apesar disso, encontram-se comercialmente disponíveis elétrodos com gel incorporado e elétrodos sem gel incorporado. A utilização de elétrodos sem gel incorporado causa incómodo e aumenta o tempo da recolha experimental, uma vez que o gel é colocado manualmente. Por isso, se este método não for corretamente realizado pode afetar a qualidade do sinal obtido.

Tendo em conta as considerações acima descritas, o projeto SENIAM recomenda o uso de elétrodos com gel incorporado de Ag/AgCl.

5.2.2.3 Eletromiografia: Considerações práticas

a) Preparação da pele

Para se obter um bom contacto entre o local de colocação dos eléttodos e a pele é importante efetuar uma boa preparação da pele uma vez que permite: melhores gravações do sinal SEMG (em termos de características de amplitude), menores artefactos (interferência eléctrica), menor risco de desequilíbrio entre os eléttodos (menor sinal de perturbação de modo comum) e menos ruído (Hermens and Freriks 2000).

A preparação adequada da pele é muito útil para melhorar o contacto pele-eléttodo, existindo uma diversa gama de técnicas de preparação da pele referidas na literatura entre as quais: fazer depilação, utilizar produtos de limpeza com álcool e colocar um gel para posteriormente friccionar com lixa. Segundo o projeto SENIAM, é recomendado para a preparação da pele: (a) depilar a área de colocação dos eléttodos se existirem pelos; (b) limpar a pele com álcool para remover sujidade e deixar que este se evapore, e só depois colocar os eléttodos; (c) lixar a pele para remover as células mortas.

b) Localização dos eléttodos

Após a preparação da pele do indivíduo este deve ser colocado na posição inicial pretendida para a atividade experimental, de forma a permitir a definição dos músculos e pontos anatómicos adequados para determinar com clareza (através da palpação) a localização correta dos eléttodos. Genericamente, a posição inicial contém uma descrição da postura em que se encontra o sujeito em estudo (sentado, deitado, de bruços, etc ...), bem como a posição e a orientação do segmento corporal no qual o eléttodo será colocado (Hermens and Freriks 2000).

Depois de definida a posição inicial recomendada é possível determinar a localização da marcação dos eléttodos do sinal EMG. A localização dos sensores de EMG é de extrema relevância pois estes devem ser colocados em zonas em que seja possível obter um sinal com boa qualidade e estável. No entanto, existem fatores que condicionam esta correta obtenção do sinal, nomeadamente: a presença de pontos motores ou tendões dos músculos e ainda a ativação de outros músculos perto da zona do sensor de EMG (*crosstalk*).

O projeto SENIAM desenvolveu um conjunto de recomendações para a localização dos sensores em 30 músculos individuais, nomeadamente para os músculos da perna (Tabela 2.1). Entre estas recomendações a localização dos sensores é descrita como um ponto numa linha traçada entre dois pontos anatómicos. A determinação do local de colocação de eléttodos é feita na zona correspondente à linha definida entre os dois pontos anatómicos, de acordo com as recomendações SENIAM para cada um dos músculos individuais que se pretende avaliar.

Para efetuarem estas recomendações para músculos individuais específicos foi necessário ter em conta algumas considerações gerais, tais como:

- relativamente à localização longitudinal do sensor no músculo, recomenda-se a colocação do sensor no meio da zona motora terminal distal e do tendão distal;
- quanto à localização transversal do sensor no músculo, recomenda-se a colocação do sensor na superfície longe da fronteira com outras subdivisões ou músculos, para que a distância geométrica do músculo a essas subdivisões e a outros músculos seja aumentada.

Músculos da perna recomendados para colocação dos elétrodos
<i>Tibialis Anterior</i>
<i>Peroneus Longus</i>
<i>Peroneus Brevis</i>
<i>Soleus</i>
<i>Gastrocnemius medialis</i>
<i>Gastrocnemius lateralis</i>

Tabela 5.1- Músculos recomendados pelo projeto SENIAM para colocação dos elétrodos

5.2.2.4 Processamento do sinal EMG

O processamento do sinal obtido por eletromiografia pode ser feito no domínio temporal ou no domínio das frequências. No domínio temporal, pode ser feita uma avaliação do sinal qualitativa e quantitativamente. Segundo (Correia and Mil-Homens 2004), a análise qualitativa do sinal baseia-se numa primeira avaliação da atividade muscular e na determinação do padrão da atividade dos músculos envolvidos através da análise dos períodos de atividade e silêncio. Esta metodologia torna-se útil na determinação da qualidade do sinal e na deteção de artefactos. No que se refere ao domínio quantitativo, são avaliadas três tipos de variáveis:

-variáveis de amplitude, que expressam o nível de atividade do sinal, existindo diferentes formas de quantificar a sua intensidade (através da determinação do pico máximo de atividade, do valor absoluto médio, do valor de integral (iEMG), ou da raiz quadrada média do sinal electromiográfico) (Correia and Mil-Homens 2004);

-variáveis de estrutura temporal, determinando-se os tempos de ocorrência dos fenómenos mais relevantes, nomeadamente o início e final das ativações, ou o momento correspondente ao pico máximo de atividade(Correia and Mil-Homens 2004);

-variáveis de frequência, as quais se devem a um conjunto amplo de fatores de grande diversidade, nomeadamente a composição muscular, as propriedades dos elétrodos e o local onde são colocados no músculo. As características do potencial de ação das fibras musculares ativas e os processos de coordenação intramuscular influenciam a obtenção das variáveis de frequência (Correia and Mil-Homens 2004).

No momento de recolha do sinal EMG podem surgir um conjunto de interferências provenientes de diferentes fontes, enumeradas em (Oliveira 2007), que depois de detetadas no sinal podem ser amplificadas, tais como:

(a)Artefactos mecânicos: alterações de baixa frequência, da linha de base devido ao movimento dos elétrodos e dos cabos de ligação, sendo mais frequentes nos movimentos mais amplos e rápidos; (b) Sinais de 50Hz: provêm de aparelhos elétricos que se encontrem próximos do local de recolha;(c) Eletrocardiograma: quando os elétrodos são colocados em músculos próximos do coração; (d) *Crosstalk*: recolha de sinais de outros músculos que não se pretende avaliar.

De forma a remover alguns desses artefactos do sinal é necessário o uso de filtros apropriados. Os filtros têm como principal função atenuar variações específicas das frequências.Os filtros têm como principal função atenuar variações específicas das frequências, fazendo a reparação e restauração do sinal (Marchetti and Duarte 2006). Estes dois processos permitem separar do sinal ruidos e interferências que o contaminem, e ainda restaurar a informação contida nele (Marchetti and Duarte 2006).

Filtragem

Relativamente ao comportamento dos filtros em eletromiografia, existem já tipos de filtros que são característicos. Segundo Delsys citado em(Marchetti and Duarte 2006), há quatro componentes de filtros que podem ser usados em eletromiografia:

- filtro passa-alto (high pass), que atenuam as frequências abaixo da frequência de corte (f_c) a zero (Marchetti and Duarte 2006);
- filtros passa-baixo (low pass), que atenuam a zero todas as frequências acima da frequência de corte (Marchetti and Duarte 2006);
- filtro stop-band, onde todas as frequências maiores que a frequência de corte 1 e menores que a frequência de corte 2 são atenuadas a zero (Marchetti and Duarte 2006);
- filtros passa-banda, que permitem que as frequências menores que f_{c1} e maiores que f_{c2} sejam atenuadas a zero (Marchetti and Duarte 2006).

De forma a efetuar uma correta seleção do tipo de filtro a utilizar é necessário fazer previamente uma análise dos dados e posteriormente adaptar o comprimento de banda do filtro ao sinal (Marchetti and Duarte 2006).

Tipicamente, segundo (Marchetti and Duarte 2006), uma consideração importante do uso de filtros em EMG relaciona-se com um atraso de fase que é gerado pelo próprio processamento do sinal, logo o filtro deve ser aplicado antes de realizado qualquer processamento ao sinal. Outro fator condicionante diz respeito a uma característica do uso de filtros digitais, que no início e no final distorcem os dados. Para contrariar esta característica deve-se aumentar o tempo de recolha do sinal (Marchetti and Duarte 2006).

O tipo de filtros mais utilizado em EMG é o Butterworth, devido à sua máxima resposta plana na transmissão do passa-banda. Este filtro deve ser utilizado em situações em que é requerida a preservação da linearidade da amplitude do sinal na região do passa-banda, o que é uma das condições necessárias para um bom condicionamento do sinal de EMG (Marchetti and Duarte 2006).

Segundo as recomendações do SENIAM, os tipos de filtros mais utilizados no processamento do sinal de EMG são:

- Passa-baixo: com frequência de corte de 500Hz ;
- Passa-alto: com frequência de corte inferior a 10Hz para análise espectral e 10-20 Hz para análise do movimento.

No entanto, de acordo com Delsys citado em (Marchetti and Duarte 2006), o padrão recomendado para a aquisição do espectro completo do sinal é um passa-banda de 20-450Hz.

Depois de filtrado o sinal de EMG este pode ser analisado no domínio dos tempos e das frequências.

- **Análise no domínio dos tempos**

No domínio dos tempos o objetivo é caraterizar e medir a intensidade do sinal durante o tempo da ativação muscular. De acordo com Basmajian e De Luca, Herzog e Acierno et al. citados em (Oliveira 2007), o processamento do sinal deve seguir as seguintes etapas: retificação, suavização, soma média quadrada (RMS) e a integração (iEMG).

Retificação

Este processo consiste na transformação de uma curva com valores positivos e negativos de média igual a zero, numa curva de valores absolutos, todos positivos (Oliveira 2007).

Quando se pretende medir o nível de atividade muscular, o sinal retificado pode ser suavizado pela aplicação de um filtro passa-baixo de forma a suprimir as flutuações de alta frequência, permitindo uma melhor avaliação da amplitude do sinal EMG (envoltório linear) (Marchetti and Duarte 2006).

Root mean square

O root mean square permite obter informações acerca do nível de atividade do sinal. Como se trata do cálculo soma média quadrada dos valores do sinal, o sinal de EMG não necessita de retificação prévia (Marchetti and Duarte 2006; Oliveira 2007).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$$

Normalização

O sinal de EMG apresenta uma grande variabilidade quando comparadas diferentes execuções do mesmo indivíduo ou de indivíduos diferentes (Oliveira 2007). Em termos de informação acerca do sinal, o seu valor absoluto de intensidade permite retirar poucas conclusões (Oliveira 2007). De forma a contornar esta limitação é feita a normalização em amplitude das curvas de EMG. Este processo consiste na transformação dos valores absolutos relativamente a um EMG de referência considerado como 100% (Correia and Mil-Homens 2004).

De acordo com (Marchetti and Duarte 2006), esta normalização pode ser feita de diferentes formas, tais como:

- Contração isométrica voluntária máxima – recorre-se ao maior valor encontrado numa contração isométrica máxima de um dado músculo, para efetuar a normalização (Marchetti and Duarte 2006);
- Pico máximo do sinal EMG – valor caracterizado pelo pico do sinal EMG no movimento ou ciclo em estudo. Todo o sinal de EMG é normalizado para este valor. Segundo (Robertson, G. et al. 2004) esta é considerada a melhor forma para normalizar as contrações dinâmicas;
- Valor médio do sinal de EMG – o valor médio do sinal de EMG de contração é utilizado como referência para a normalização (Marchetti and Duarte 2006);
- Valor fixo do sinal de EMG – considera-se como valor de referência: uma contração submáxima ou uma contração isométrica submáxima (Robertson, G. et al. 2004)

Para se normalizar desta forma, pode-se citar como valor de referência: uma contração submáxima ou uma contração isométrica submáxima (Robertson, G. et al. 2004).

Integração do sinal

A integração do sinal de EMG é também útil para determinar o nível de atividade muscular. O iEMG corresponde à área sobre a curva retificada, contudo não discrimina ruído de sinal, e a retificação que antecede a integração distorce a informação (Marchetti and Duarte 2006; Oliveira 2007).

Como o presente estudo tem como objetivo analisar os ajustes posturais compensatórios o integral do EMG é determinado tendo como referência o período basal. Assim, o iEMG é considerado como uma estimativa do sinal total de EMG na fase de ajustes em relação ao período basal do mesmo sinal (Berg and Strang 2012). No entanto, a estimativa do integral do sinal requer que o tamanho da janela temporal usada para avaliar a fase de ajustes e a do período basal seja a mesma (Berg and Strang 2012).

Neste caso não é utilizado um fator de comparação padrão, como por exemplo a contração isométrica voluntária máxima, uma vez que existem músculos lombares e do tronco onde o valor de (CVM) é difícil de obter e onde geralmente também se pretendem analisar as fases de ajustes. Outra das limitações da normalização pela CVM é o facto das fases de ajustes acontecerem durante períodos bastante curtos, o que torna os resultados obtidos por esta forma pouco realistas em relação à atividade de um determinado musculo (Santos, Kanekar et al. 2010), (Steele 2012).

$$EMG_{integral} = \int EMG_{Ajustes} - \int EMG_{Basal}$$

Contudo, o integral EMG da fase de ajustes não é tipicamente avaliado em unidade de voltagem, mas sim na forma normalizada. Uma das formas de normalização em relação ao período basal, que utiliza a equação abaixo apresenta, defende que quando o integral de EMG for maior que 1 há aumento da atividade de ajustes nos músculos alvo, e quando for menor que 1 há inibição da atividade de ajustes (Berg and Strang 2012).

$$EMG_{integral} = \frac{\int EMG_{integral} - \int EMG_{basal}}{\int EMG_{basal}}$$

5.3 Resumo

A postura do ser humano é influenciada por diversos fatores fisiológicos, tais como a respiração, os batimentos cardíacos e o retorno venoso. Estes fatores criam oscilações constantes no equilíbrio do corpo que se traduzem num deslocamento do centro de pressões e em alterações na atividade elétrica.

Para avaliar estas oscilações de equilíbrio pode recorrer-se a um conjunto de instrumentos de medição tais como a plataforma de forças e a eletromiografia. A estabilometria, através de plataformas de forças é considerada um método de análise do equilíbrio postural que tem como função quantificar as oscilações do corpo, através da análise do deslocamento do centro de pressões do indivíduo sobre uma plataforma de força fixa. No que diz respeito à eletromiografia, esta é considerada um método de estudo da função muscular, que consiste no registo da atividade elétrica dos músculos, ou seja, regista as mudanças no potencial elétrico que o músculo gera em cada contração provocada pelo impulso nervoso motor.

Capítulo VI –Trabalho experimental

6.1 Introdução

6.2 Definição da amostra

6.3 Questões éticas

6.4 Instrumentos de medição

6.4.1.1 Estabilometria

6.4.1.2 Eletromiografia

6.5 Procedimentos

6.5.1 Definição da tarefa

6.5.2 Protocolo experimental em situação estática

6.6 Desenvolvimento de uma ferramenta para tratamento de dados

6.7 Resumo

Capítulo VI – Trabalho experimental

6.1 Introdução

No presente capítulo definem-se as metodologias e instrumentos necessários para a concretização da atividade experimental. Numa primeira fase efetua-se a avaliação da amostra em estudo e colocam-se considerações éticas.

De seguida referem-se os instrumentos de medição utilizados, neste caso plataforma de forças e eletromiografia, e os materiais necessários para o restante procedimento. Para realizar o protocolo experimental a descrever foi necessário selecionar o tipo de tarefa cognitiva a realizar, o tipo de músculos a avaliar e ainda verificar algumas informações necessárias para a recolha com EMG. Posteriormente são apresentados os procedimentos efetuados em diferentes condições de situação estática.

Por último é apresentada a ferramenta desenvolvida para analisar e tratar os sinais de eletromiografia e estabilometria, de forma a tornar o tratamento dos dados mais rápido e eficiente para todas as condições da atividade prática.

6.2 Definição da amostra

A amostra utilizada foi constituída por 13 indivíduos saudáveis, 4 do sexo feminino e 9 do sexo masculino, com 23 anos de idade (média = 22,61 anos), altura de 1,75 m (média = $1,75 \pm 0,13$ m) e peso de 74 kg (média = $73,7 \pm 15,71$ kg) com membro inferior direito dominante. Para efetuar uma seleção da amostra pretendida foram definidos como critérios de exclusão: portadores de doença do foro neurológico; indivíduos que apresentem perturbações cognitivas; portadores de doenças que afetam o desempenho motor, nomeadamente ao nível dos membros inferiores; consumo de fármacos que melhorem o controlo postural ou a capacidade cognitiva; presença de alterações no equilíbrio postural; problemas de visão não compensadas. De forma a garantir que nenhum destes critérios se verifica realizou-se um questionário, onde se apresentavam questões acerca: doenças do foro neurológico ou de compreensão; consumo de fármacos; dificuldades visuais.

6.3 Questões éticas

Todos os indivíduos envolvidos na atividade experimental preenchem um questionário e são informados acerca dos procedimentos a efetuar bem como do objetivo a que esta se propõe. Desta forma todos os sujeitos envolvidos participam de forma voluntária e devem dar o seu consentimento informado relativamente ao estudo em causa.

6.4 Instrumentos de medição

A atividade experimental realiza-se no Laboratório do Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH), na Escola Superior de Tecnologia e da Saúde do Porto.

Para avaliar o deslocamento do centro de forças, procedeu-se ao registo das forças segundo as componentes x, y e z, recorrendo a uma plataforma de forças *BERTEC Corporation*, modelo FP4060-10 (6171 Huntley Rd., Suite J, Columbus, OH43229, USA). Esta plataforma encontrava-se conectada a um amplificador *BERTEC AM 6300* com uma frequência de amostragem de 100 Hz, ligado a um conversor analógico/digital de 16 bits (marca *Qualisys AB*, (Packhusgatan 6, 411 13 Gothenburg, SWEDEN)).

A aquisição do sinal eletromiográfico dos músculos tibial anterior e gastrocnémio medial foi monitorizada pelo sistema *bioPLUXresearch device* (PLUX © 2011, Parkubis 6200-865 Covilhã, POR), com conectividade *wireless*, via *bluetooth* numa gama de 100m. Este sistema é constituído por 8 canais analógicos com 12 bits com uma frequência de amostragem de 1000 Hz. Para detetar a atividade muscular utilizaram-se elétrodos com configuração bipolar e com uma distância entre si de 20 mm. De forma a detetar o valor de impedância entre a pele e os elétrodos recorreu-se a um *Electrode Impedance Checker* (*Noraxon U.S.A. Inc.* 13430 N. Scottsdale Road, Suite 104 Scottsdale, Arizona 85254).

Os dados obtidos pela plataforma de forças e pela eletromiografia foram processados recorrendo às funcionalidades do software *MATLAB* (*The MathWorks Inc.*, Natick, MA, 2000), versão 7.11.0(R2010b).

6.5 Procedimentos

6.5.1 Definição tarefa

Com base em diferentes autores citados em (Al-Yahyaa, Dawesa et al. 2011), as tarefas cognitivas podem ser classificadas de acordo com a sua exigência e os processos mentais necessários para executá-las. Assim, foram definidos cinco domínios gerais, apresentados de seguida:

1. *Tarefas de tempo de reação*: referem-se a tarefas que envolvem a medição do tempo decorrido entre o estímulo sensorial e uma resposta comportamental.
2. *Tarefas de discriminação e tomada de decisão*: referem-se a tarefas que exigem atenção seletiva para estímulos específicos ou características e que exigem uma resposta adequada; têm sido normalmente utilizados para examinar a atenção e a inibição da resposta.

3. *Tarefas mentais*: refere-se a tarefas que exigem a posse de informação na mente durante a execução de um processo mental, têm sido normalmente utilizados para examinar a atenção sustentada e velocidade de processamento da informação.
4. *Tarefas de memorização*: referem-se a tarefas que exigem que se apreendam informações na mente, ficando depois disponíveis para processamento. As tarefas que exigem que detenham informações só foram divididas em tarefas de memória, enquanto aquelas que exigem informação mais manipulação pertencem à categoria de tarefas mentais.
5. *Tarefas de fluência verbal*: referem-se a tarefas que exigem a produção de palavras espontaneamente e sob condições pré-especificadas de busca.

No entanto, segundo (Riley 2003) muitas das vezes surgem incongruências nos resultados obtidos na realização destas tarefas. Este facto pode dever-se a alguns fatores, tais como: as tarefas que requerem resposta vocal por parte dos participantes produzem alterações na postura que não estão relacionadas com a dificuldade da tarefa cognitiva, mas são induzidas pela respiração; a resposta premindo um botão perturba a estabilidade postural ou induz ajustes na postura, o que contamina os resultados; e a fixação de um estímulo visual induz reduções adaptativas do balanço postural para fixar um objeto, contudo, estas alterações podem ser mal interpretadas como o efeito da tarefa cognitiva.

Tendo em conta as limitações acima referidas, como tarefa cognitiva para a atividade experimental em estudo neste trabalho selecionou-se uma tarefa de cálculo visual-espacial. Como já referido anteriormente, o controlo do equilíbrio postural envolve significativos mecanismos visuais-espaciais do lobo parietal, segundo autores referidos em (Chong, Mills et al. 2010), o que levou a concluir que estas duas atividades aparentemente diferentes, sendo uma delas motora e outra cognitiva, podem envolver processos computacionais semelhantes que poderiam resultar em custos de interferência quando desempenhadas em simultâneo. Por isso, foi selecionada uma tarefa em que é necessário evocar imagens dos cálculos que estão a ser feitos, o que pode criar interferências no desempenho concorrente de outra tarefa. As tarefas de cálculo também permitem variar com facilidade o grau de dificuldade da própria tarefa.

Contudo, é necessário que os indivíduos memorizem os cálculos. Assim, as atividades de memória podem ser definidas como um sistema de armazenamento temporário e de manipulação de informação no cérebro.

Segundo autores citados em (Ramenzoni, Riley et al. 2007), as tarefas que envolvem tarefas de memorização mais complexas interagem com o controlo postural, concluindo assim que o controlo postural é sensível ao tipo de tarefa cognitiva a desempenhar. Outra das motivações para a seleção de uma tarefa de memória é o interesse clínico que este tipo de tarefa pode ter no caso da doença de Alzheimer. Segundo Baddeley e Hitch e Repovš e Baddeley (Festa, Heindela et al. 2010), existe um défice numa função de coordenação de dupla tarefa

específica da componente executiva da memória operacional em doentes de Alzheimer, podendo ser este um marcador sensível do estado cognitivo associado a esta doença.

Assim, com a seleção desta tarefa procura-se aprofundar um pouco mais o conhecimento acerca da relação entre os sistemas cognitivo e postural, de forma a que no futuro esta informação possa ser útil para melhorar ou criar novas formas de diagnóstico, de prevenção de quedas e também de reabilitação para situações de patologia.

Após a realização das atividades em dupla tarefa, os resultados obtidos podem ser avaliados segundo os três modelos referidos em (Lacour, Bernard-Demanze et al. 2008) : modelo competição em domínio cruzado, modelo não linear de interação em "U" e modelo de prioridade da tarefa.

No modelo de competição em domínio cruzado, a limitada capacidade de atenção e processamento leva a uma divisão e, assim a uma competição pelos recursos de atenção entre as tarefas cognitivas e posturais, Este modelo é apenas capaz de explicar porque é que o aumento da dificuldade da tarefa cognitiva, envolve sistematicamente a degradação da performance postural.

O modelo não linear de interação com forma de "U" sugere que o desempenho de uma tarefa cognitiva fácil pode alterar o foco de atenção do controlo postural, e levar a um melhor controlo postural em relação a uma base de tarefa simples, isto é a tarefa de controlo postural passa a ser secundária, podendo melhorar a postura. No entanto, o aumento da dificuldade da tarefa cognitiva pode resultar numa degradação da oscilação postural.

Por último, o modelo de prioridade da tarefa postula que os indivíduos dão prioridade ao controlo postural durante a atividade cognitiva em condições específicas, como por exemplo, em condições de ameaça postural. Este "princípio da primeira postura" foi particularmente observado em idosos(Shumway-Cook, M et al. 1997) e em pacientes que apresentavam distúrbios no sistema vestibular.

6.5.2 Seleção dos músculos

Para garantir um bom desempenho de controlo postural são recrutados músculos específicos, que estão envolvidos diretamente na manutenção do equilíbrio, tais como o gastrocnémio medial, o tibial anterior e o solear(Tabela 3.1). Estes músculos caracterizam-se por participarem nos mecanismos de preservação da postura em situações em que há pequenas perturbações do equilíbrio (Lima, Toledo et al. 2009). Por outro lado, o gastrocnémio medial sendo o músculo mais superficial do corpo, permite um registo mais rigoroso da atividade muscular, uma vez que neste músculo existem menos interferências de músculos vizinhos(Gray 1999).

Na Tabela 6.1 apresentam-se algumas características relativas a este tipo de músculos, bem como algumas informações acerca das inserções dos músculos, que são úteis para a colocação dos elétrodos.

Parâmetros	Tibials Anterior	Gastrocnemius Medialis	Solear
Função	Flexão, Adução e Inversão	Flexão plantar do pé Flexão do joelho	Flexão plantar da articulação do tornozelo
Postura inicial de colocação	Sentado	Deitado na posição ventral, com o joelho estendido e o pé fora da maca	Sentado, com o joelho fletido a aproximadamente 90° e com o calcanhar/pé da perna a analisar no chão.
Distância entre Elétrodos	20 mm	20 mm	20 mm
Orientação dos elétrodos	Na direção da linha entre a extremidade superior do perónio e a extremidade inferior da tibia	Na direção da perna	Na direção da linha entre o condilo medial e o maléolo medial.

Tabela 6.1- Informações relativas aos músculos tibial anterior e gastrocnémio medial (adaptado de (Hermens and Freriks 2000; Barela 2005; Oliveira 2007)

6.5.3 Eletromiografia: Considerações práticas

Inicialmente começa-se por fazer a palpação dos músculos com interesse para avaliar durante a atividade experimental, neste caso o tibial anterior, solear e o gastrocnémio medial. Depois disso efetua-se a preparação da pele com recurso a álcool etílico e a uma lixa, como recomendado no projeto SENIAM. Este processo realiza-se de forma a obter um valor de impedância inferior a 5 k Ω , uma vez que é considerada a gama de valores ideal.

(a) Colocação de elétrodos

Os elétrodos utilizados adotam uma configuração bipolar (distância entre os elétrodos de 20 mm) e encontravam-se alinhados com a orientação das fibras musculares (efetuada segundo as informações presentes na tabela 2.2). Para a recolha do sinal EMG é necessária a presença de um elétrodo de referência, que deve ser colocado numa zona neutra relativamente aos músculos em estudo. (Correia and Mil-Homens 2004) Neste caso coloca-se o elétrodo de referência na rótula.

6.5.4 Protocolo experimental

6.5.4.1 Sem tarefa

No primeiro caso é pedido aos indivíduos que permaneçam imóveis na plataforma de forças durante 60 segundos, a fixar um ponto numa parede branca, com os pés lado a lado (Figura 3.1) e posteriormente frente a frente. Este procedimento repete-se três vezes para cada pessoa em estudo. Para o registo dos dados recorre-se ao *software Qualysis* em simultâneo com *bioPLUXresearch device*, para registar dados relativos a plataforma de forças e eletromiografia, respetivamente.

Depois disso, é pedido aos participantes que permaneçam imóveis na plataforma de forças durante 60 segundos, a fixar um ponto numa parede branca, com os pés frente a frente (calcanhar do membro dominante a corresponder ao halux do membro não dominante). Esta posição da base de suporte foi baseada no teste de *Romberg*, mais concretamente o *Sharpened Romberg test*, onde o sujeito deve permanecer com o calcanhar de um membro junto com o halux do outro, as palmas das mãos colocadas sobre os ombros opostos e depois disso deve permanecer de olhos fechados (Panjan and Sarabon 2010). Este tipo de teste é baseado na presunção de que a pessoa necessita de pelo menos dois dos três sentidos corporais para manter o equilíbrio (Panjan and Sarabon 2010). Assim, na presente atividade procurou-se investigar qual o comportamento dos indivíduos

quando sujeitos a uma tarefa postural que é considerada mais desafiante e que é uma das componentes de um teste de referência que permite avaliar o equilíbrio postural.

Neste caso utilizou-se o *software Qualisys* em simultâneo com *bioPLUXresearch device*, para registar dados relativos a plataforma de forças e eletromiografia, respetivamente. Para avaliar a atividade dos músculos foram selecionados os músculos tibial anterior e o gastrocnémio medial.

6.5.4.2 Com tarefa

A tarefa selecionada para avaliar a interferência da cognição com o controlo postural foi uma tarefa de cálculo, baseada na tarefa seguida por (Cluff, Gharib et al. 2010).

A tarefa consiste na apresentação de um número num *Data Show*, recorrendo ao *software Power Point*. O computador deve estar colocado ao nível dos olhos. Posteriormente é apresentado o símbolo correspondente à operação aritmética a realizar (por exemplo, '+' ou '-') e de seguida é apresentado um novo número durante um intervalo de tempo de 5s. Este processo repete-se várias vezes, aparecendo sempre o símbolo com a operação a realizar e de seguida um novo número (por exemplo, 50 (início do ensaio) – 5 (durante 5s) + 4 (5s) – 20 (5s) – 6(5 s) + 10(5s) – 3(5s) = 70)

A duração da tarefa será de aproximadamente 60s, em que é pedido aos participantes para irem realizando sucessivamente os cálculos. A resposta à tarefa é dada apenas no final o que faz com que necessitem de reter na sua mente os valores dos cálculos que vão realizando, evitando o aparecimento dos efeitos da fala no registo das medições do controlo postural.

Contudo, de forma perceber quais os mecanismos adotados pelos indivíduos em diferentes condições do meio envolvente, adiciona-se uma perturbação cognitiva durante o desempenho da tarefa de cálculo. Esta perturbação surge através da introdução de um cálculo mais difícil no meio do ensaio normal com tarefa.

Assim, na presente atividade prática fez-se variar a condição postural, com a posição 1 a ser considerada a posição dos pés lado a lado em postura ereta e a posição 2 é definida como uma posição mais desafiante, onde os pés se encontram colocados frente a frente. Em cada uma destas posições introduz-se uma tarefa cognitiva e uma perturbação cognitiva inesperada.

6.6 Desenvolvimento de uma ferramenta para tratamento de dados

De forma a facilitar o tratamento dos dados obtidos procedeu-se à criação de uma ferramenta de análise de dados desenvolvida em ambiente MATLAB. A sua criação foi baseada no conjunto de variáveis que se pretendiam avaliar, permitindo fazer uma análise uniformizada para todos os sinais tanto de eletromiografia como de plataforma de forças.

O MATLAB foi o software utilizado para o desenvolvimento da ferramenta para análise de dados uma vez que possui um conjunto de características que o tornam bastante vantajoso em relação a outras linguagens.

- Facilidade de uso: a linguagem é fácil de utilizar, sendo ideal para uso educacional assim como na prototipagem rápida de novos programas. Para além disso, possui um conjunto de informação online e ainda o *help* existente no próprio programa que facilita a execução de procedimentos neste formato (J.Chapman 2009);
- Independência da plataforma: suporta diferentes sistemas computacionais: Windows XP/Vista, Linux, diversas versões de Unix e Macintosh, podendo ser utilizado em qualquer computador (J.Chapman 2009);
- Funções pré-definidas: possui um conjunto extenso de funções predefinidas, que apresentam soluções testadas para diversas tarefas técnicas básicas (J.Chapman 2009);
- Desenhos independentes de dispositivos : tem vários comandos para desenhos e imagens, que podem ser exibidos em qualquer dispositivo de saída gráfica compatível com o computador (J.Chapman 2009);
- Interface gráfico : permite a criação de interfaces gráficos de forma intuitiva para que se possa trabalhar mais facilmente com o programa desenvolvido, sem que sejam necessários conhecimentos ou experiência em MATLAB (J.Chapman 2009).

No presente programa recorreu-se à ferramenta GUIDE (*graphical interface*), para o desenvolvimento do interface (Fig. 6.1). Este interface contém informação das variáveis de interesse de estabilometria e de eletromiografia, para cada ensaio efetuado.

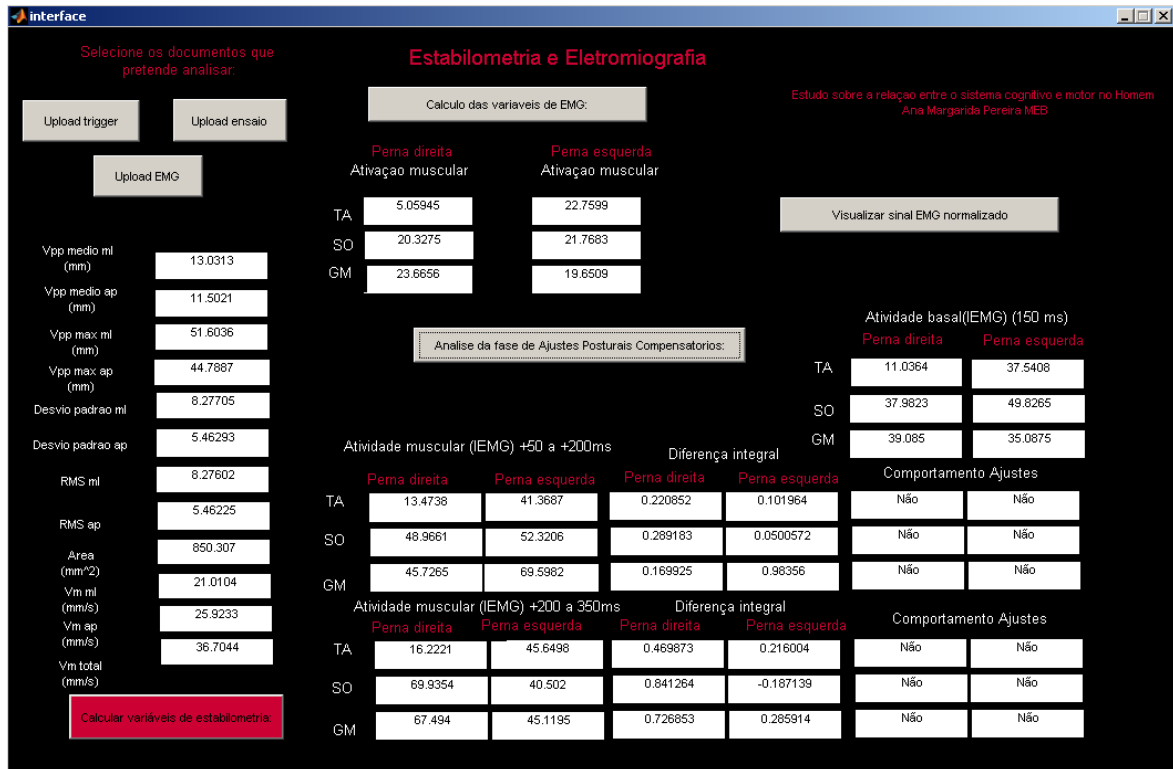


Fig. 6.1- Janela principal interface

Para se iniciar o programa é necessário fazer upload de um conjunto de ficheiros:, utilizando os botões (Fig 6.2) descritos a seguir:

Upload trigger - sinal que contém o momento a partir do qual os sinais de eletromiografia e de estabilometria se encontram sincronizados;

Upload ensaio – sinal que contém informação do Copx e do Copy, retirados diretamente do software Qualisys;

Upload EMG - sinal com a atividade muscular do tibial anterior (TA), gastrocnémio medial (GM) e solear (SO), para os dois membros.



Fig. 6.2- Botões que permitem fazer upload de informação no programa

6.6.1 Análise das variáveis de estabilometria

Em relação às variáveis de estabilometria foi elaborado um código com as respetivas formulas correspondentes a cada uma dessas variáveis. O programa permite obter a visualização do resultado dessas operações a ainda guardá-las num ficheiro em formato .xls para posterior análise (Fig.6.3).

As variáveis em estudo são: variação Cop pico a pico médio; variação Cop pico a pico máximo; desvio padrão; RMS (root mean square); área da base de apoio; velocidade média e velocidade média total segundo direções antero-posterior e médio-lateral.

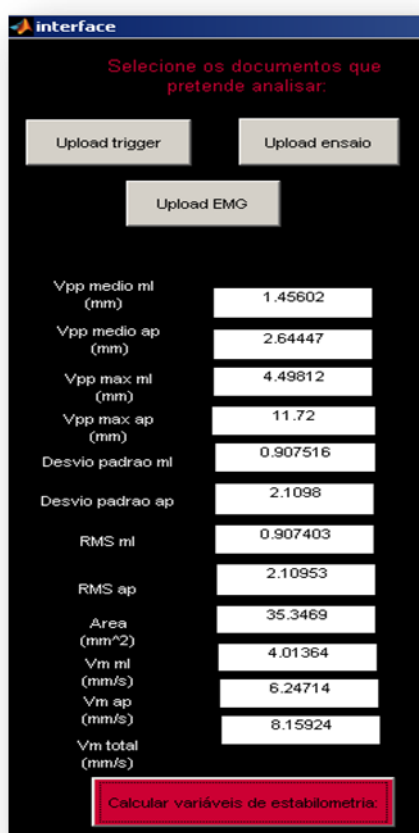
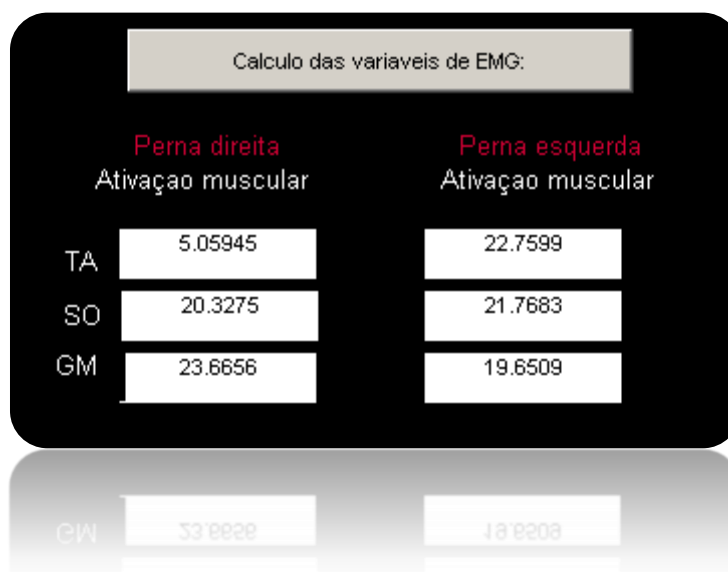


Fig. 6.3- Visualização das variáveis de estabilometria

6.6.2 Análise das variáveis de eletromiografia

Para analisar as variáveis de eletromiografia é necessário seguir um conjunto de passos, desde a filtragem, retificação, suavização e normalização do sinal. Desta forma, o presente programa permite obter os valores médios e de desvio-padrão do *root mean square* normalizados em relação valor máximo do sinal (Fig. 6.4). Esta variável dá-nos informação acerca do nível de atividade do sinal para cada músculo.



	Perna direita Ativação muscular	Perna esquerda Ativação muscular
TA	5.05945	22.7599
SO	20.3275	21.7683
GM	23.6656	19.6509

Fig. 6.4 – Variáveis de root mean square de EMG

Para além disso, é possível ainda permitir a visualização do sinal de EMG normalizado, para cada músculo dos dois membros, através do botão abaixo indicado (Fig. 6.5).

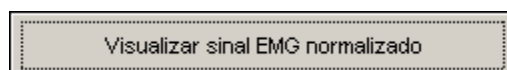


Fig. 6.5- Botão que permite a visualização do sinal EMG normalizado

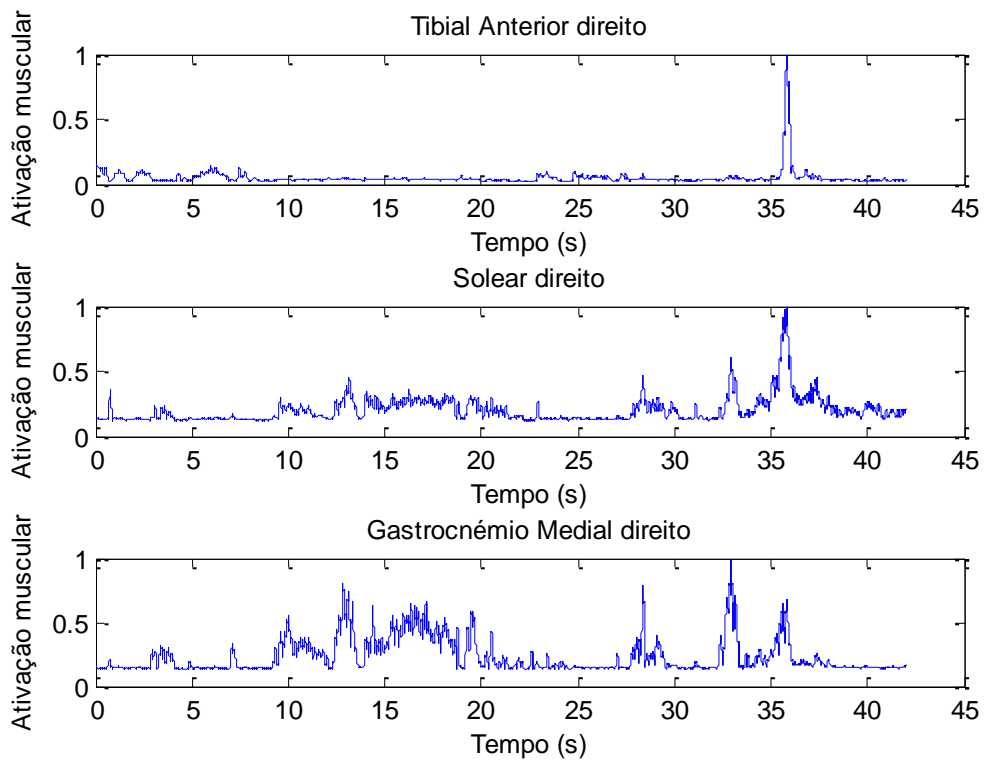


Fig. 6.7- Sinal normalizado da perna direita obtido através do botão referido anteriormente

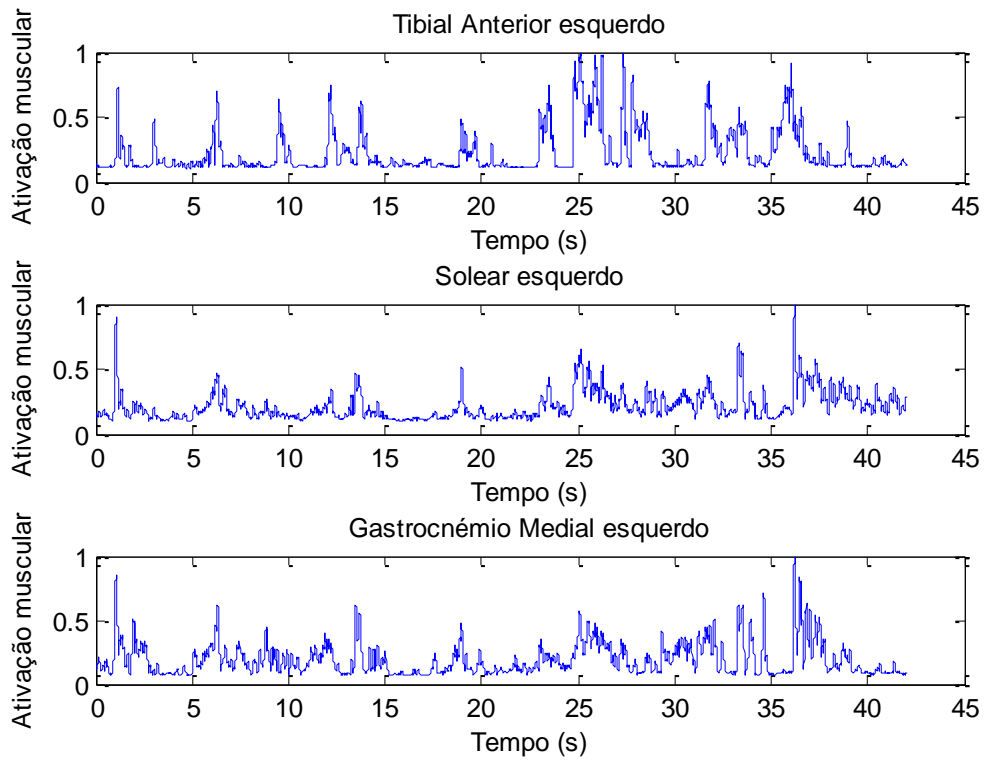


Fig. 6.6- Sinal normalizado da perna esquerda obtido através do botão referido anteriormente

Outra das variáveis com interesse no âmbito desta Dissertação é avaliar a fase de ajustes compensatórios após uma perturbação cognitiva. Para avaliar esta fase é necessário determinar o integral de EMG nos intervalos previamente definidos na literatura como sendo característicos da fase de ajustes compensatórios. Assim, através do cálculo do integral normalizado em relação à fase basal do sinal de EMG total, é possível saber se existiram ou não fases compensatórias.

Na figura 6.8 apresenta-se a parte do programa relativa a este processo, onde estão disponíveis informações da atividade muscular no período basal, atividade muscular na fase de ajustes compensatórios, a diferença entre estes dois intervalos. É ainda dada informação acerca do comportamento dos ajustes: caso existam ajustes posturais aparece um 'sim' caso contrário aparece um 'não' na tabela respetiva.

Análise da fase de Ajustes Posturais Compensatórios:					Atividade basal(IEMG) (150 ms)		
					Perna direita	Perna esquerda	
					TA	11.0364	37.5408
					SO	37.9823	49.8265
					GM	39.085	35.0875
Atividade muscular (IEMG) +50 a +200ms		Diferença integral		Comportamento Ajustes			
	Perna direita	Perna esquerda	Perna direita	Perna esquerda			
TA	13.4738	41.3687	0.220852	0.101964	Não	Não	
SO	48.9661	52.3206	0.289183	0.0500572	Não	Não	
GM	45.7265	69.5982	0.169925	0.98356	Não	Não	
Atividade muscular (IEMG) +200 a 350ms		Diferença integral		Comportamento Ajustes			
	Perna direita	Perna esquerda	Perna direita	Perna esquerda			
TA	16.2221	45.6498	0.469873	0.216004	Não	Não	
SO	69.9354	40.502	0.841264	-0.187139	Não	Não	
GM	67.494	45.1195	0.726853	0.285914	Não	Não	

Fig. 6.8- Valores relativos ao integral de EMG no momento da fase de ajustes compensatórios

6.7 Resumo

Para proceder à recolha dos dados é necessário definir quais os procedimentos a realizar, sendo para isso necessário ter em conta as características da amostra e ainda as questões éticas inerentes ao estudo a efetuar. Esta recolha é feita recorrendo a um conjunto de instrumentos específicos, com propriedades únicas importantes para a aquisição dos sinais.

A definição dos protocolos experimentais exige numa primeira fase que se efetue a escolha da tarefa a avaliar, neste caso uma tarefa de cálculo visual-espacial, justificando-a devidamente. Para além da definição da tarefa é ainda necessário selecionar o tipo de músculos a avaliar, tendo em conta que se pretende analisar a oscilação da postura. Desta forma avaliam-se os músculos tibial anterior, solear e gastrocnémio medial.

É também apresentado o software desenvolvido para tratamento dos dados de estabilometria e eletromiografia.

Capítulo VII- Resultados e discussão

7.1 Introdução

7.1.1 Etapas de tratamento sinal

7.1.2 Análise estatística

7.1.3 Resultados e discussão

7.1.3.1 Situação estática avaliada através de estilometria

7.1.3.2 Situação estática avaliada através de EMG

7.1.3.3 Avaliação da fase de ajustes compensatórios

7.1.3.4 Avaliação da tarefa cognitiva

7.2 Resumo

Capítulo VII- Resultados e discussão

7.1 Introdução

No presente capítulo começa-se por definir o método utilizado para analisar os sinais obtidos em situação estática, com ou sem tarefa e em diferentes condições de controlo postural. Para além disso é apresentada a análise estatística efetuada para avaliar o comportamento das variáveis. Por fim são apresentados os resultados e é feita a discussão dos mesmos.

7.1.1 Etapas de tratamento sinal

Inicialmente começou-se por analisar os *triggers* dos sinais de eletromiografia e de plataforma de forças. Os *triggers* assinalam o momento em que os dois sinais começaram a ser gravados em simultâneo e, por isso é necessário eliminar a parte de cada um dos sinais que antecede este momento. Depois disso os sinais de Cop e EMG encontram-se sincronizados no tempo, podendo ser representados na mesma janela temporal.

7.1.1.1 Análise das variáveis de estabilometria

Em relação à análise do sinal de plataforma de forças começou-se por aplicar um filtro passa baixo com uma frequência de corte de 8Hz, do tipo *butterworth* de ordem 4 aos sinais de COPx e do COPy (Fig.7.1). De forma a eliminar erros resultantes do posicionamento do individuo na plataforma eliminaram-se os primeiros e os últimos 10 segundos do sinal.

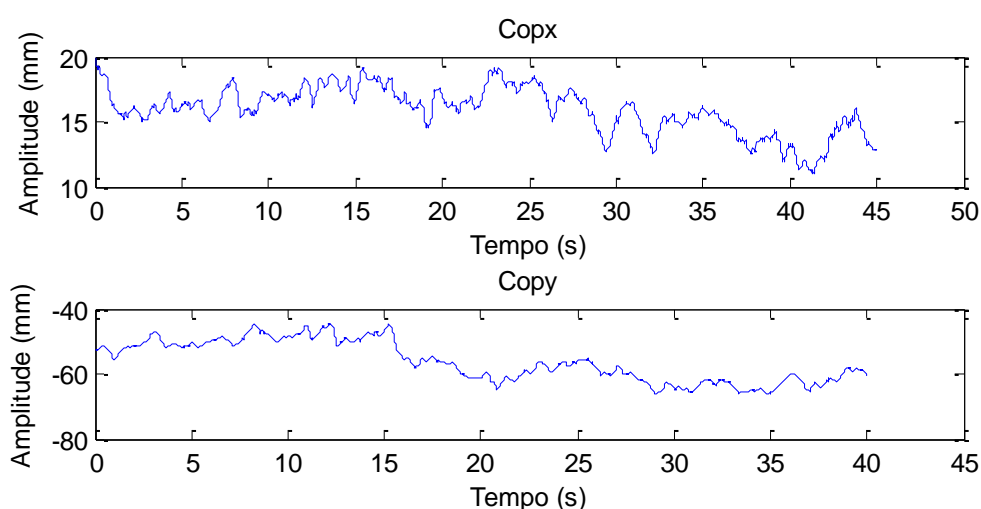


Fig. 7.1- Sinal do COPx e do COPy

Depois disso, foram aplicadas as respectivas fórmulas para calcular as seguintes variáveis:

- Variação Cop pico a pico médio: encontra o mínimo e o máximo de cada segundo, em cada 100 amostras, e no final faz a média deles;
- Variação Cop pico a pico máximo: Diferença entre o maior e menor valor do Cop;
- Desvio - padrão: Mede a dispersão dos valores individuais do Cop em relação ao valor médio, em cada direção;
- RMS: Valor relacionado com a energia do sinal, tem o valor igual desvio-padrão quando o sinal está normalizado;
- Área: Obtida através de elipses de confiança;
- Velocidade média e velocidade média total segundo as duas direções.

7.1.1.2 Análise das variáveis de eletromiografia

De forma a converter os valores de amplitude do sinal para valores de atividade muscular, em mV, aplicou-se a seguinte fórmula:

$$EMG_{Músculo} = \frac{Sinal - 2048}{4096 * 5}$$

- Filtros

Posteriormente aplicou-se a cada um dos sinais musculares um filtro passa-banda do tipo butterworth de ordem 4 com frequências de corte entre os 20-450 Hz. Apenas se considera o momento entre os 10 e os 50 segundos de forma a eliminar possíveis oscilações corporais do indivíduo no início e no final de cada ensaio.

- Valor eficaz (RMS (Root mean square))

Para avaliar o nível de atividade em cada músculo aplicou-se o *root mean square* ao sinal filtrado. Depois disso, normalizou-se o sinal em relação ao valor máximo do mesmo durante um período entre 10 e os 50s. Os valores de RMS vão ser apresentados em percentagem.

- Integral

O sinal do integral do EMG permite avaliar a atividade muscular em intervalos de tempo bem definidos. A determinação deste valor é uma estimativa da atividade total do EMG na fase de ajustes posturais em relação à atividade EMG basal. A obtenção do integral de EMG requer que a duração dos intervalos dos ajustes e da atividade basal seja a mesma. Tipicamente, considera-se que o período basal é definido no intervalo de -500 a -450 ms de t_0 . No entanto depois de feita uma inspeção visual pelo sinal verificou-se que este momento não correspondia à menor atividade do músculo. Desta forma, através da utilização de um filtro de média móvel, fez-se a procura do valor mínimo de atividade muscular durante pelo menos 50 ms. O momento t_0 corresponde ao instante em que foi apresentado aos participantes em estudo uma perturbação cognitiva.

Assim, o valor de iEMG é resultado da subtração da fase basal à fase de ajustes.

$$EMG_{integral} = \int EMG_{Ajustes} - \int EMG_{Basal}$$

Contudo, o integral EMG da fase de ajustes não é tipicamente avaliado em unidade de voltagem, mas sim na forma normalizada. Por isso fez-se a normalização em relação ao período basal, utilizando a equação abaixo apresentada. Através desta equação é possível concluir que se o valor do integral de EMG for maior que 1, há aumento da atividade de ajustes nos músculos alvo, e quando for menor que 1 há inibição da atividade de ajustes.

$$EMG_{integral} = \frac{\int EMG_{integral} - \int EMG_{basal}}{\int EMG_{basal}}$$

7.1.2 Análise estatística

A análise estatística efetuada na presente Dissertação foi feita a partir do *software* SPSS (*Statistical Package Social Science*), versão 20.0. Inicialmente, através deste *software* fez-se uma avaliação da normalidade de cada uma das variáveis, com a finalidade de se investigar se seguem ou não uma distribuição normal. Para amostras inferiores a 50 considera-se mais apropriado a utilização do teste de *Shapiro-Wilk*.

No caso do valor de significância ser maior do que 0.05, assume-se que as variáveis têm uma distribuição normal e podem ser avaliadas pelos testes estatísticos paramétricos. Já se o valor de significância for maior do que este, as variáveis não apresentam uma distribuição normal, e devem ser analisadas através de testes estatísticos não-paramétricos. No presente estudo o nível de significância é de 0.05.

Como se pretende avaliar mais do que uma variável em simultâneo é necessário utilizar um teste estatístico multivariável. No caso das variáveis apresentarem uma distribuição não normal recorre-se ao teste de *Friedman*, não paramétrico. Este teste ordena os resultados e posteriormente calcula a média das ordens para cada amostra. Caso não existam diferenças entre as amostras, as médias devem apresentar valores similares (Pestana 2003). Sempre que se detetam diferenças neste teste é necessário realizar o teste de *Wilcoxon* (Pestana 2003). No entanto, se as variáveis se encontrarem distribuídas normalmente, utiliza-se o teste paramétrico de MANOVA (*Multiple Analysis of Variance*) (Pestana 2003). A utilização deste tipo de teste faz com que o tempo necessário para avaliar as três variáveis em simultâneo seja mais curto e permite reduzir os erros que podem surgir no caso de se utilizar um teste estatístico de médias emparelhadas para todas as situações que se pretende avaliar.

7.1.3 Resultados e discussão

A avaliação da atividade estática foi feita em diferentes condições posturais e recorrendo a diferentes instrumentos de análise, como sendo a estabilometria e eletromiografia. Considera-se como posição 1 aquela em que os indivíduos se posicionam com os pés lado a lado a manter a postura ereta, e a posição 2 é definida como a posição em que os indivíduos se encontram com o pé do membro dominante junto ao calcanhar do halux do outro membro.

7.1.3.1 Situação estática avaliada através de estabilometria

De seguida apresentam-se os resultados obtidos das variáveis determinadas em estabilometria para avaliar o equilíbrio nas diferentes condições da atividade experimental. Para verificar qual a normalidade das variáveis de estabilometria recorreu-se ao teste de *Shapiro-Wilk*, de forma a determinar qual o seu comportamento em termos de distribuição normal (Tabela 7.1).

Tabela 7.1 – Valores de significância das variáveis de estabilometria

Variáveis de COP	Valores de significância – Teste de <i>Shapiro-Wilk</i>					
	Posição 1			Posição 2		
	Sem tarefa	Com tarefa	Com perturbação	Sem tarefa	Com tarefa	Com perturbação
VPP mx	0.035*	0.105	0.009*	0.817	0.002*	0.019*
VPP my	0.102	0.001*	0.007*	0.106	0.289	0.596
Vpp max x	0.214	0.003*	0.396	0.037*	0.126	0.095*
Vpp max y	0.230	0.001*	0.020	0.008*	0.017*	0.219
Dv ml	0.135	0.129	0.451	0.421	0.430	0.247
Dv ap	0.146	0.001*	0.066	0.032*	0.310	0.138
RMS ml	0.135	0.129	0.451	0.994	0.431	0.247
RMS ap	0.146	0.001*	0.066	0.037*	0.311	0.138
Área	0.002*	0*	0.014*	0.028*	0.017*	0.464
Vm ml	0.015*	0.033*	0.001*	0.049*	0.053	0.037*
Vm ap	0.284	0.001*	0*	0.028*	0.644	0.840
Vm T	0.039*	0.041*	0.003*	0.164	0.475	0.284

As variáveis representadas na tabela apresentam diferentes comportamentos nas diferentes condições da atividade experimental. No entanto como se pretende estabelecer uma relação entre elas, e como pelo menos uma das variáveis em cada situação apresenta uma distribuição não normal, considera-se que a avaliação destas variáveis é feita segundo o teste estatístico não paramétrico de *Friedman*. No entanto este tipo de teste não dá informação acerca de qual a relação entre as variáveis, indicando apenas se o comportamento entre elas

é semelhante ou não. Assim, torna-se necessário perceber de que forma é que estas se relacionam entre si. Para isso utiliza-se o teste de *Wilcoxon*, que permite fazer o emparelhamento das diferentes condições da tarefa.

Tabela 7.2 – Valores médios variáveis da atividade de estabilometria na posição 1

Variáveis do COP	Posição 1					
	Sem tarefa		Com tarefa		Com perturbação	
	Média	Dv padrão	Média	Dv padrão	Média	Dv padrão
VPP mx (mm)	2.979	1.289	3.364	2.081	3.981	2.808
VPP my (mm)	4.213	0.913	5.653	4.287	6.007	4.441
Vpp max x (mm)	13.018	6.818	16.767	15.388	15.396	8.589
Vpp max y (mm)	21.474	2.272	31.517	30.824	33.854	26.890
Dv ml	2.272	1.209	2.637	1.773	2.601	1.475
Dv ap	3.920	1.398	5.746	5.811	5.498	3.963
RMS ml	2.272	1.209	2.637	1.773	2.601	1.475
RMS ap	3.920	1.398	5.746	5.811	5.498	3.963
Área (mm ²)	180.689	167.038	355.150	504.939	279.615	276.147
Vm ml (mm ²)	5.477	1.616	6.142	2.752	7.238	4.748
Vm ap (mm ²)	7.979	1.021	9.638	4.548	11.056	7.048
Vm T (mm ²)	10.726	2.010	12.786	4.992	14.769	8.513

Relativamente aos valores médios das variáveis de estabilometria apresentados na tabela 7.2, verifica-se que para a mesma posição, a introdução da tarefa cognitiva e da perturbação provocaram um ligeiro aumento dos valores destas variáveis. Em relação às variáveis do COP nesta posição há uma maior oscilação das variáveis na direção antero-posterior em relação à direção médio-lateral, o que é esperado tendo em conta a posição adotada. Os valores de desvio-padrão, na situação sem tarefa foram inferiores relativamente às situações com e sem perturbação, por isso conclui-se que há uma maior variabilidade do sinal nestas condições.

Assim, é possível concluir que associação de uma atividade cognitiva desencadeia um ligeiro aumento da oscilação corporal.

Tabela 7.3-Valores de significância relativamente às variáveis de estabilometria na posição 1

Valores de significância (p-value)-Teste de <i>Wilcoxon</i>			
Variáveis COP	Estático normal vs tarefa	Estático normal vs Com perturbação	Tarefa vs Perturbação
VPP mx	0.345	0.279	0.861
VPP my	0.507	0.600	0.753
Vpp max x	0.861	0.552	0.638
Vpp max y	0.861	0.001*	0.311
Dv ml	0.600	0.701	0.814
Dv ap	0.917	0.345	0.695
RMS ml	0.600	0.701	0.814
RMS ap	0.917	0.345	0.695
Área	0.249	0.807	0.814
Vm ml	0.345	0.249	0.695
Vm ap	0.345	0.507	0.875
Vm T	0.004	0.173	0.753

Através da análise da tabela 7.3, relativa aos valores de significância, é possível concluir que na maior parte das variáveis o valor de significância garante que há hipótese da existência de valores nulos, ou seja, os valores das variáveis assemelham-se nas diferentes condições apresentadas. No entanto, a condição tarefa e a condição perturbação em situação estática normal são aquelas em que os valores das variáveis são mais semelhantes entre si. Em relação às variáveis do COP nesta posição há uma maior oscilação das variáveis na direção antero-posterior em relação à direção médio-lateral, o que é esperado tendo em conta posição adotada.

Sob o ponto de vista do comportamento postural pode concluir-se que a adição de uma tarefa ou de uma perturbação cognitiva desencadeia a mesma reação na manutenção de equilíbrio, uma vez que as ligeiras alterações verificadas dos valores médios e desvio-padrão são pouco significativas.

Tabela 7.4- Valores médios variáveis da atividade de estabilometria na posição 2

Variáveis do COP	Posição 2					
	Sem tarefa		Com tarefa		Com perturbação	
	Média (mm)	Dv padrão	Média (mm)	Dv padrão	Média (mm)	Dv padrão
VPP mx (mm)	9.471	1.808	10.239	2.275	9.072	2.734
VPP my (mm)	8.209	2.574	10.615	4.180	7.549	3.150
Vpp max x (mm)	36.080	6.210	32.813	7.399	29.215	8.088
Vpp max y (mm)	29.377	14.673	45.595	31.576	26.380	13.133
Dv ml	7.159	1.322	6.065	1.224	5.218	1.699
Dv ap	4.704	1.974	6.498	3.863	4.250	1.994
RMS ml	6.843	0.937	6.065	1.224	5.217	1.699
RMS ap	4.750	2.009	6.497	3.862	4.249	1.994
Área (mm ²)	557.482	337.380	754.822	451.779	420.036	252.290
Vm ml (mm ²)	15.685	2.932	17.579	4.098	15.521	4.179
Vm ap (mm ²)	18.004	5.194	22.181	7.072	16.787	5.525
Vm T(mm ²)	26.295	6.382	31.356	8.486	25.304	6.943

A partir da análise da tabela 7.4, onde se avaliam as variações de COP numa posição mais desafiante, conclui-se que em relação à posição na situação sem tarefa a introdução de uma tarefa levou a um aumento das variáveis em estudo. Relativamente à introdução de uma perturbação o mesmo não se verificou, uma vez que os valores obtidos são mais aproximados dos valores na condição sem tarefa.

Na condição com tarefa, houve um aumento dos valores das variáveis na direção médio-lateral uma vez que a própria postura origina uma maior oscilação nessa direção.

(Shumway-Cook and Woollacott 2007).

Tabela 7.5- Valores de significância relativamente às variáveis de estabilometria na posição 2

Valores de significância (p-value)-Teste de <i>Wilcoxon Signed-Rank</i>			
Variáveis COP	Posição 2 vs tarefa	Posição 2 vs Com perturbação	Tarefa vs Perturbação
VPP mx	0.345	0.972	0.463
VPP my	0.023*	0.552	0.002*
Vpp max x	0.087	0.007*	0.345
Vpp max y	0.196	0.422	0.011*
Dv ml	0.033*	0.004*	0.101
Dv ap	0.279	0.311	0.039*
RMS ml	0.046*	0.004*	0.101
RMS ap	0.345	0.311	0.039*
Área	0.552	0.019*	0.003*
Vm ml	0.173	0.917	0.221
Vm ap	0.075	0.101	0.861
Vm T	0.087	0.422	0.023*

Os valores de significância obtidos para as variáveis de COP na situação com tarefa e com perturbação, em relação à situação sem tarefa, evidenciam maiores discrepâncias nas mesmas variáveis, o que indica que o comportamento postural foi semelhante.

Relativamente à comparação nesta posição entre a introdução da tarefa e da perturbação existem diferenças significativas em algumas das variáveis, o que não aconteceu na posição 1. Por exemplo, verifica-se que o valor de área varia significativamente quando se adiciona uma perturbação em relação à situação com tarefa, o que indica que é necessário uma menor área de oscilação nesta situação.

De forma a analisar a relação entre as diferentes condições posturais (posição 1 e 2), calculou-se o valor de significância de todas as variáveis. Esta determinação permite avaliar o comportamento das variáveis entre uma situação e outra. De acordo com o teste de normalidade efetuado inicialmente, como neste caso pretendo avaliar a média emparelhada de duas variáveis, aplica-se o teste *t-student*, se estas apresentarem um valor de distribuição normal, ou o teste T de *Wilcoxon* no caso das variáveis não se encontrarem distribuídas normalmente. O nível de significância é de 0,05.

Tabela 7.6- Valores de significância da relação entre as diferentes condições posturais (**estabilometria**)

Variáveis do COP	Relação entre as diferentes condições posturais (valores de significância <i>p-value</i>)		
	Posição 1 vs Posição 2		
	Sem tarefa	Com tarefa	Com perturbação
VPP mx	0.001*	0.001*	0.013*
VPP my	0.000*	0.019*	0.173
Vpp max xx	0.000*	0.016*	0.002*
Vpp max xy	0.101	0.279	0.278
Dv ml	0.000*	0.000*	0.003*
Dv ap	0.265	0.562	0.244
RMS ml	0.000*	0.000*	0.003*
RMS ap	0.250	0.552	0.244
Área	0.001*	0.064	0.075
Vm ml	0.001*	0.001*	0.023*
Vm ap	0.000*	0.005*	0.033*
Vm T	0.001*	0.002*	0.023*

Através da análise dos valores de significância é notório que existe uma dispersão de resultados em todas as variáveis, principalmente as variáveis na direção médio-lateral.

Quando se relacionam as duas posições com tarefa e com perturbação há uma maior diferença nas variáveis médio-laterais, uma vez que a posição 2 adotada desencadeia uma oscilação maior na direção médio-lateral do que na direção anterior-posterior.

7.1.3.2 Situação estática avaliada através de eletromiografia

Tal como efetuado para o procedimento anterior na análise das variáveis de estabilometria, é feito o teste de normalidade para a variável de RMS de cada um dos músculos. Pela análise da tabela x, aplica-se o teste de MANOVA, no caso de se verificar o pressuposto de normalidade. Se as variáveis apresentarem um comportamento não normal recorre-se ao teste de *Friedman* e posteriormente o teste de *Willcoxon*.

Tabela 7.7 - Valores de significância da variável de RMS

RMS (cada músculo)	Valores de significância – Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> (<i>p-value</i>)					
	Estático			Frente-a-frente		
	Sem tarefa	Com tarefa	Com perturbação	Sem tarefa	Com tarefa	Com perturbação
EMG TAd	0.884	0.170	0.131	0.062	0.011*	0.001*
EMG SOd	0.364	0.168	0.514	0.076	0.555	0.552
EMG GMd	0.215	0.136	0.183	0.012*	0.143	0.605
EMG TAe	0.178	0.048*	0.165	0.041*	0.021*	0.043*
EMG Soe	0.460	0.137	0.759	0.018*	0.007*	0.042*
EMG GMe	0.373	0.051	0.923	0.329	0.339	0.327

Tabela 7.8- Valores médios de atividade em cada músculo na posição 1

RMS (%)	Posição 1		
	Sem tarefa	Com tarefa	Com perturbação
	Média	Média	Média
EMG TAd	49.130	51.810	56.346
EMG SOd	52.711	53.859	55.173
EMG GMd	40.204	36.675	38.720
EMG TAe	54.916	57.411	50.128
EMG Soe	47.725	46.792	48.173

A partir da análise da tabela 7.8 é possível verificar que a atividade média muscular foi próxima em todos os músculos e em todas as condições. No entanto, verifica-se um ligeiro aumento de atividade da situação sem tarefa em relação à situação com perturbação.

Tabela 7.9- Valores de significância da variável de RMS na posição 1

Valores de significância (p-value) – Posição 1			
Variáveis RMS	Sem tarefa vs Com tarefa	Sem tarefa vs Com perturbação	Tarefa vs Perturbação
EMG TAd	0.939	0.636	0.835
EMG SOd	0.964	0.846	0.953
EMG GMd	0.738	0.947	0.903
EMG TAe	0.966	0.882	0.749
EMG Soe	0.978	0.995	0.952
EMG GMe	0.939	0.994	0.970

Pela análise da tabela 7.9, na posição 1, é possível constatar que a atividade média muscular nas diferentes situações com e sem tarefa apresentam valores de significância superiores a 0,05, o que indica que são muito semelhantes entre si. Assim, é possível concluir que a introdução de uma tarefa cognitiva ou de uma perturbação cognitiva induziu recrutamento muscular próximo dos valores normais.

Tabela 7.10- Valores médios de atividade em cada músculo na posição 2

RMS (%)	Posição 2		
	Sem tarefa	Com tarefa	Com perturbação
	Média	Média	Média
EMG TAd	32.672	33.271	31.578
EMG SOd	44.309	45.153	51.812
EMG GMd	37.041	34.936	46.837
EMG TAe	28.136	27.294	28.578
EMG Soe	39.521	39.467	43.615
EMG GMe	37.181	38.258	37.911

Na posição 2, considerada como uma posição mais desafiante, verifica-se que a atividade média recrutada na situação sem e com tarefa foi bastante próxima. Com a introdução da perturbação verificou-se um ligeiro aumento do valor de atividade média recrutada em alguns músculos, relativamente à situação sem tarefa.

Tabela 7.11- Valores de significância da variável de RMS na posição 2

Valores de significância (p-value) – Posição 2			
Variáveis COP	Sem tarefa vs tarefa	Sem tarefa vs Com perturbação	Tarefa vs Perturbação
EMG TAd	0.807	0.917	0.753
EMG SOd	0.995	0.702	0.756
EMG GMd	0.600	0.133	0.101
EMG TAe	0.600	0.861	0.382
EMG Soe	0.701	0.152	0.152
EMG GMe	0.990	0.995	0.999

Os valores de significância na posição 2 sugerem que a atividade muscular média recrutada nas diferentes condições da tarefa é bastante semelhante entre si. Tal como na posição 2, a introdução de uma tarefa cognitiva ou de uma perturbação cognitiva não exigiu um aumento da atividade média muscular recrutada por cada um dos músculos.

Tabela 7.12 - Valores de significância da relação entre as diferentes condições posturais (RMS)

Variáveis do RMS (%)	Relação entre as diferentes condições posturais (valores de significância p-value)		
	Posição 1 vs Posição 2		
	Sem tarefa	Com tarefa	Com perturbação
EMG TAd	0.087	0.036*	0.046*
EMG SOd	0.193	0.249	0.562
EMG GMd	0.507	0.722	0.355
EMG TAe	0.005*	0.004*	0.028*
EMG Soe	0.221	0.249	0.507
EMG GMe	0.583	0.930	0.880

A partir da análise da tabela 7.12 é possível verificar que ao analisar o comportamento das diferentes condições da tarefa sobre a posição 1 e 2, é notório uma maior discrepância no tibial anterior direito e esquerdo em praticamente todas as condições experimentais. A posição 2 apresenta valores menores de atividade muscular no tibial anterior direito e esquerdo, em relação à posição 1, o que pode ser devido ao baixo recrutamento deste músculo da própria posição adotada.

De seguida apresenta-se visualmente a atividade muscular recrutada por cada um dos músculos nas diferentes posições e condições experimentais.

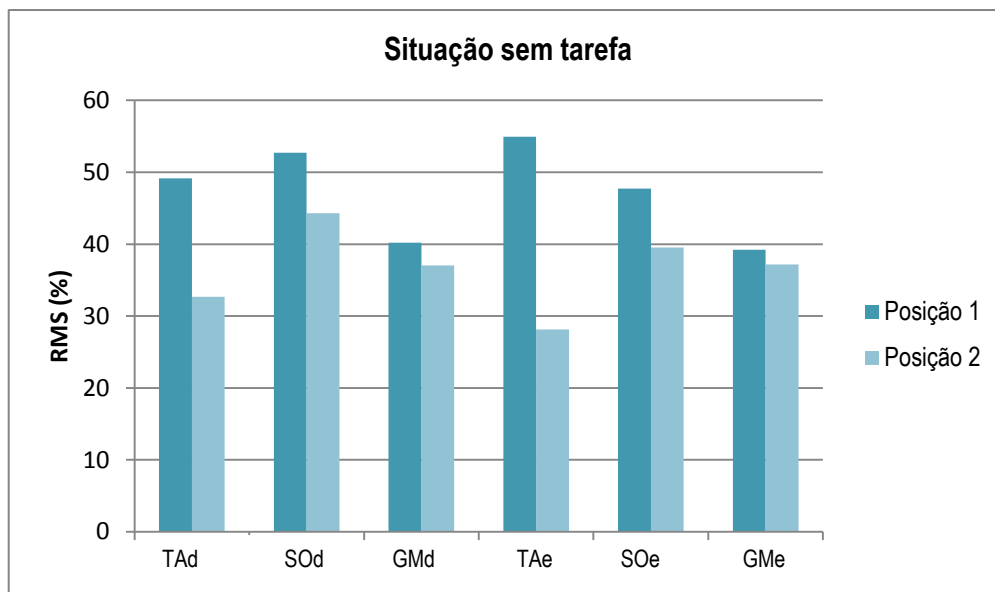


Fig. 7. 2 – Representação gráfica do comportamento muscular na situação sem tarefa na posição 1 e 2

O gráfico acima representado (Fig. 7.2) permite verificar que existe uma maior atividade muscular na posição 1 relativamente à posição 2. O músculo tibial anterior esquerdo apresentou uma ativação significativa na posição 1.

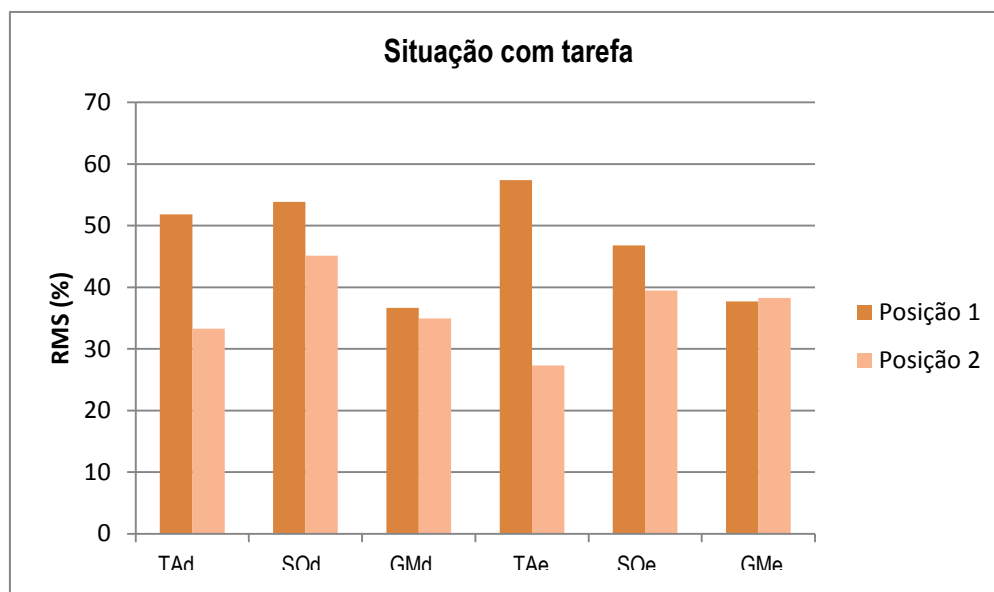


Fig. 7. 3- Representação gráfica do comportamento muscular na situação com tarefa na posição 1 e 2

No momento da realização da tarefa na posição 1 e 2 é de notar, através do gráfico da figura 7.3, que existe uma maior atividade muscular na posição 1. Tal como se verificou na situação sem tarefa, o músculo tibial anterior esquerdo é aquele que apresenta uma maior ativação na posição 1, e uma menor ativação na posição 2.

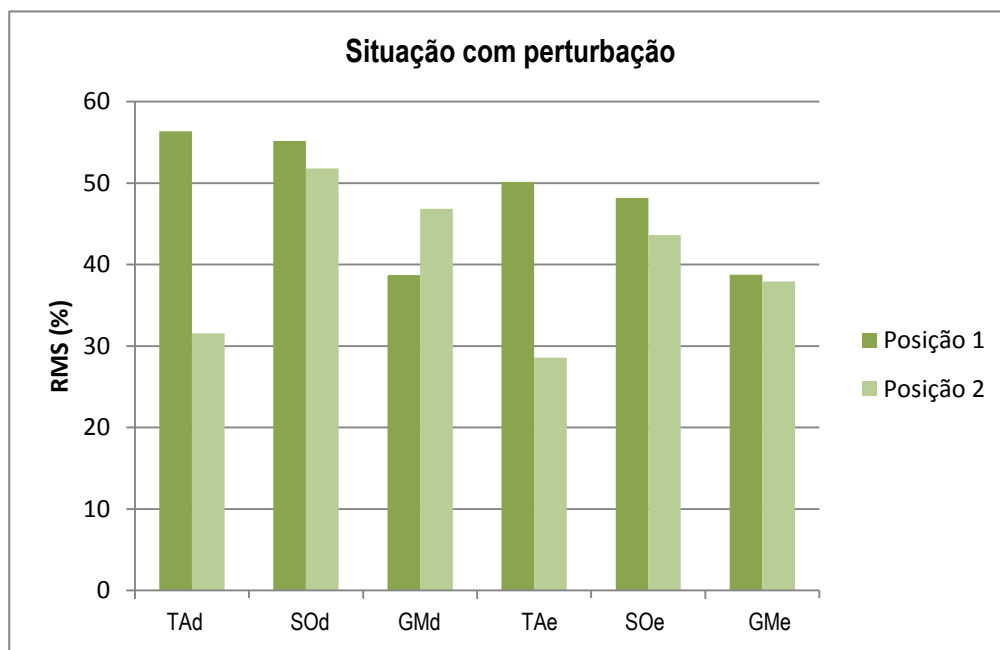


Fig. 7. 4- Representação gráfica do comportamento muscular na situação com perturbação na posição 1 e 2

Através da análise do gráfico em situação de perturbação cognitiva, verifica-se que os valores de ativação muscular são semelhantes. No entanto, na posição 1 há uma maior ativação do músculo tibial anterior direito. Já na posição 2 há uma maior ativação do solear direito. De forma geral, há um aumento do grau de atividade muscular, o que indica que a introdução da perturbação induz um aumento de atividade, nas duas situações.

7.1.3.3 Avaliação da fase de ajustes posturais compensatórios

Na presente tabela encontram-se os valores de significância para as variáveis do intergral do EMG no período basal, e na fase de ajustes compensatórios, em dois intervalos distintos. No presente estudo pretende-se avaliar a fase de ajustes compensatórios no momento imediatamente a seguir à perturbação cognitiva, ou seja, no período dos 50 aos 100 ms em relação a t_0 , e ainda na fase mais tardia dos APC, ou seja dos +200 aos +350 ms em relação a t_0 . A normalização dos valores do integral de EMG foi feita a partir dos valores basais em cada músculo. Na tabela seguinte apresentam-se os valores basais médios em cada músculo nas diferentes condições da tarefa.

Tabela 7.13- Valores médios de EMG em cada músculo durante o período basal nas diferentes condições da tarefa

EMG integrado (período basal) durante o intervalo de 150ms (mV)						
Valor basal estático	Situação sem tarefa		Posição 1 Com perturbação		Posição 2 Com perturbação	
	Média	Dv padrão	Média	Dv padrão	Média	Dv padrão
EMG TAd	0.016	0.006	0.016	0.006	0.067	0.096
EMG SOd	0.051	0.021	0.048	0.027	0.137	0.216
EMG GMd	0.030	0.014	0.027	0.012	0.077	0.105
EMG TAe	0.026	0.010	0.024	0.011	0.124	0.150
EMG Soe	0.050	0.034	0.042	0.026	0.237	0.304
EMG GMe	0.043	0.027	0.043	0.026	0.185	0.191

A partir da análise da tabela 7.14 constata-se que os valores musculares mínimos recrutados para cada um dos músculos na situação em que existiu perturbação, foram inferiores na posição 1 e posição 2 em relação aos valores basais de referência sem tarefa nas duas condições.

Para se avaliar a normalidade das variáveis utiliza-se o teste de *Shapiro-Wilk*. Como realizado nas situações anteriores caso as variáveis se distribuam normalmente utiliza-se o teste paramétrico *ANOVA*. Se a sua distribuição não for normal é necessário utilizar um teste não paramétrico, como é o caso do teste de *Friedman* e posteriormente o teste de *Wilcoxon*, se os valores médios forem discrepantes.

Tabela 7.14 - Valores de significância da variável iEMG

iEMG	Valores de significância – Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> (<i>p-value</i>)		
	Período basal		
	Sem tarefa	Posição 1 com perturbação	Posição 2 com perturbação
EMG TAd	0.002*	0.112	0.000*
EMG SOd	0.748	0.344	0.000*
EMG GMd	0.175	0.098	0.000*
EMG TAe	0.308	0.021*	0.000*
EMG Soe	0.030*	0.064	0.002*
EMG GMe	0.026*	0.288	0.004*

Tabela 7.15- Valores de significância da relação entre as diferentes condições da tarefa das variáveis de iEMG

Valores de significância (<i>p-value</i>)			
iEMG	Sem tarefa vs Posição 1 com perturbação	Sem tarefa vs Posição 2 com perturbação	Posição 1 com perturbação vs Posição 2 com perturbação
EMG TAd	0.972	0.005*	0.011*
EMG SOd	0.345	0.463	0.249
EMG GMd	0.133	0.028*	0.011*
EMG TAe	0.463	0.972*	0.003*
EMG Soe	0.917	0.046*	0.007*
EMG GMe	0.507	0.009*	0.03*

Pela análise dos valores de variância, a partir da tabela 7.15, para cada um dos músculos nos diferentes intervalos constata-se que o período basal em relação à posição 1 com perturbação apresentou valores superiores a 0.05, por isso assume-se que as variáveis são semelhantes entre si. A partir desta análise é possível concluir que o efeito da adição de uma perturbação à tarefa cognitiva não influencia o nível de atividade muscular, pois os valores médios basais aproximam-se.

Quando se relaciona a condição basal com a posição 2 com perturbação verifica-se que todos os músculos à exceção do solear direito apresentam uma significância inferior a 0,05, o que indica que o valor das variáveis é discrepante. Assim, verifica-se que a combinação de uma perturbação cognitiva com a alteração da postura fez diminuir o nível de ativação muscular média basal em praticamente todos os músculos.

Relacionando a posição 1 e posição 2 com perturbação é notório que o comportamento das variáveis não é semelhante. Na posição 2 com perturbação em relação à posição 1 houve um aumento generalizado da

atividade basal. A partir desta análise pode-se referir que numa posição mais desafiante, o nível muscular recrutado para manter o equilíbrio é ligeiramente superior do que na posição 1, sobre as mesmas condições.

Tendo em conta os valores basais determinados em cada músculo, para cada condição da tarefa, determinou-se o EMG integrado. Este valor foi normalizado em relação ao valor basal, uma vez que torna os dados mais fiáveis em relação a outros tipos de normalização presentes na literatura, que consideram valores pouco rigorosos como referência para normalizar o sinal.

De seguida apresenta-se um gráfico com a fase de ajustes compensatórios efetuados após a perturbação, no período imediatamente a seguir à perturbação e os ajustes que acontecem mais tardiamente.

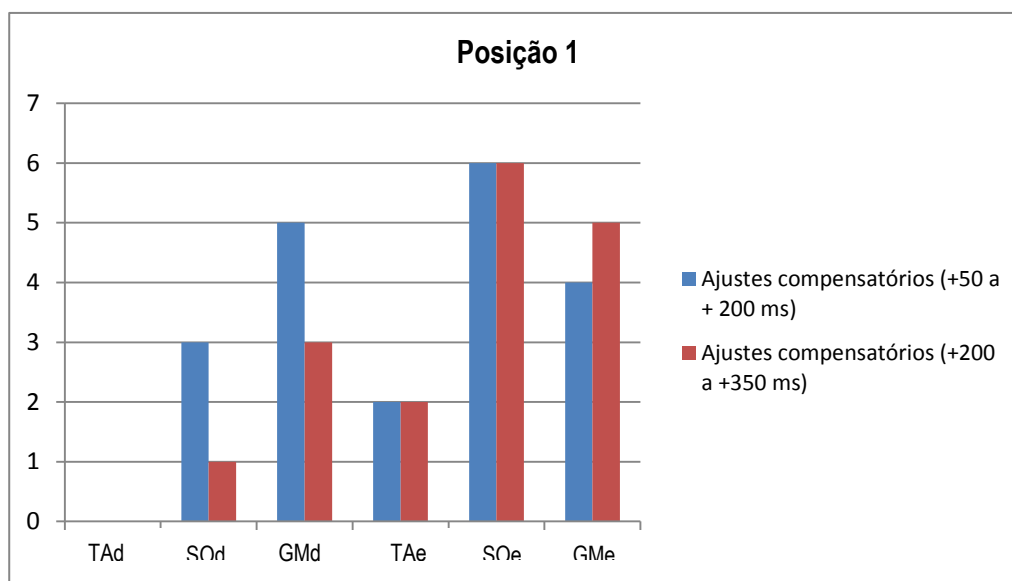


Fig. 7. 5 – Ajustes posturais compensatórios na posição 1

Na figura 7.5 acima representado verifica-se a existência de ajustes compensatórios em todos os músculos, exceto do tibial anterior direito. Para além disso, é visível uma ativação elevada do músculo solear esquerdo, nas duas fases de ajustes.

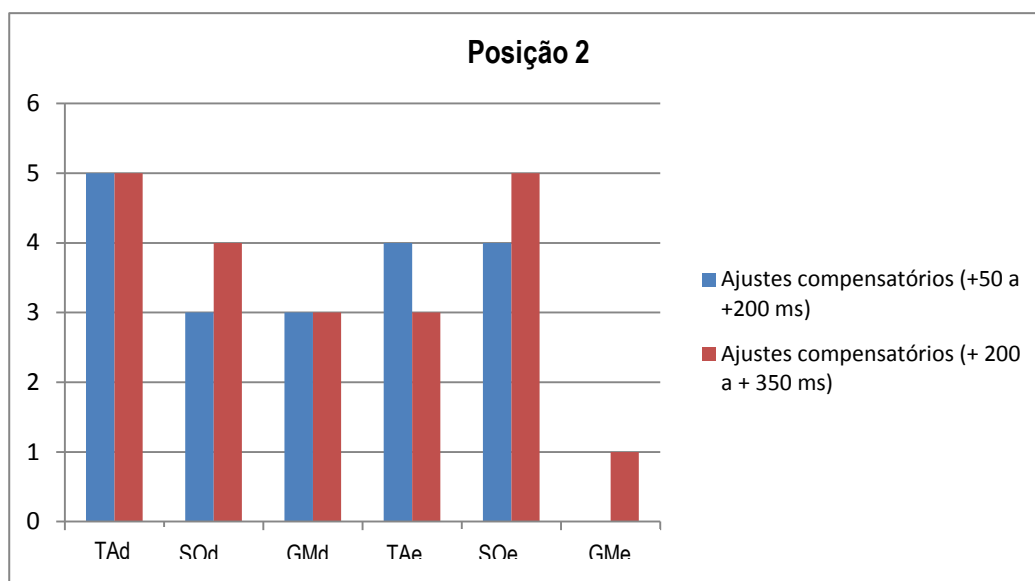


Fig. 7. 6- Ajustes posturais compensatórios na posição 2

Na posição 2, pela análise da figura 7.6, verifica-se que há uma elevada ativação do músculo tibial anterior nas duas fases de ajustes. Numa fase mais tardia de ajustes compensatórios há uma elevada ativação do músculo solear esquerdo. Nesta condição não houve ativação do músculo gastrocnémio esquerdo na primeira fase de ajustes compensatórios. Também se verifica um aumento de ajustes compensatórios tardios nesta posição, em relação aos primeiros ajustes.

7.1.3.4 Avaliação do desempenho tarefa cognitiva

A avaliação da tarefa cognitiva foi feita com base nas respostas dadas pelos participantes no final da atividade, em cada uma das posições. Com os resultados obtidos calculou-se o seu valor médio e a percentagem de erro associada ao desempenho da tarefa com e sem perturbação.

Tabela 7.16- Avaliação da realização da tarefa cognitiva

	Posição 1		Posição 2	
	Com tarefa	Com perturbação	Com tarefa	Com perturbação
Média	70.75	4410.8	42.333	2632.667
% Erro	1.07	3.420	0.794	2.319

Pela análise da tabela 7.16, conclui-se que houve uma maior percentagem de erro na posição 1 com perturbação e na posição 2 também com perturbação. Através destes resultados conclui-se que nos cálculos em que existiu uma perturbação, ou seja a introdução imprevisível de um número na ordem dos milhares, houve maior percentagem de erro associada.

Na posição 1, considerada como menos desafiante verifica-se uma maior percentagem de erro em relação à posição 2 também com perturbação.

7.2 Conclusões

Após as etapas de processamento dos sinais de eletromiografia e de plataforma de forças, foi feita a análise estatística utilizada para o posterior tratamento dos resultados.

De acordo com a avaliação de estabilometria é notório que na situação estática menos desafiante não houve qualquer efeito da atividade cognitiva sobre o controlo postural. No entanto, quando se fez variar a posição postural e quando se introduziu uma tarefa e uma perturbação cognitiva verificou-se que houve variações significativas na oscilação postural.

Em relação à atividade eletromiográfica, em situação estática, com tarefa e com perturbação os valores médios musculares mantêm-se próximos, ou seja a ação da atividade cognitiva sobre a postura é pouco notada. Já quando se fez a variação postural houve uma maior ativação muscular média, especialmente na situação em que foi apresentada uma perturbação cognitiva.

Depois de aplicada a perturbação avaliou-se a presença ou não de ajustes compensatórios, no momento imediatamente a seguir à perturbação e numa fase mais tardia. Na posição 1 há presença de ajustes no intervalo imediatamente a seguir à perturbação e na posição 2 os ajustes acontecem numa fase mais tardia do sinal.

Em relação ao desempenho da tarefa cognitiva nas diferentes condições posturais, é possível verificar a existência de maiores erros nas situações em que aconteceu a perturbação cognitiva.

Capítulo VIII- Considerações finais e perspectivas futuras

8.1 Considerações finais

8.2 Perspetivas futuras

Capítulo VIII – Considerações finais e perspectivas futuras

8.1 Considerações finais

A cognição e o controlo postural parecem necessitar de mecanismos de ação comuns, o que implica uma relação conflituosa. De forma a perceber de que forma estes dois sistemas se relacionam recorre-se ao paradigma de dupla-tarefa. Este paradigma é utilizado para analisar modelos cognitivos de controlo de atenção e também na investigação de défices de controlo de atenção em situações de lesão cerebral ou difusa, incluindo doenças neurodegenerativas.

Sabe-se que o sistema humano é considerado um sistema ativo de processamento de informação, e que o controlo postural resulta de uma interação complexa entre os sistemas motores e sensoriais, que têm como objetivo garantir a orientação e estabilidade corporal. No entanto, a organização específica destes sistemas é determinada pelo tipo de tarefa e pelo ambiente em que esta está a ser desempenhada.

Assim, na presente Dissertação procurou-se avaliar qual a influência do desempenho de uma tarefa cognitiva sobre o controlo postural, em diferentes condições. Para fazer esta avaliação recorreu-se à análise de variáveis de estabilometria, que dão informação sobre a manutenção do equilíbrio postural, e ainda à eletromiografia que permite avaliar a atividade muscular.

A tarefa cognitiva selecionada para esta atividade foi uma tarefa de cálculo visual-espacial. A escolha da tarefa cognitiva baseou-se no pressuposto de que eram necessários mecanismos visuais-espaciais que exigiam a visualização mental dos cálculos efetuados, o que podia criar interferências no desempenho de uma tarefa concorrente. Para além disso, para perceber quais os mecanismos utilizados pelo organismo para manter a postura e realizar uma atividade cognitiva mais exigente em simultâneo, foi introduzida uma perturbação cognitiva imprevisível.

Tendo em conta os resultados obtidos é possível verificar que existe interferência entre os sistemas cognitivo e motor.

Em relação às variáveis de **estabilometria**, através da análise efetuada neste estudo, verifica-se que na situação estática na posição 1 com a adição da tarefa cognitiva e da perturbação cognitiva, não se registaram alterações significativas nos valores destas variáveis nas diferentes situações. Este facto permite concluir que na situação estática menos desafiante não houve qualquer efeito da atividade cognitiva sobre o controlo postural. Quando se fez variar a postura, neste caso adotando uma posição mais desafiante, conclui-se que há variações significativas de algumas das variáveis quando se introduziu uma tarefa cognitiva e também quando foi introduzida uma perturbação. Assim, nesta situação, é visível a interferência da tarefa cognitiva sobre a manutenção do equilíbrio postural, já que existe uma maior variabilidade.

Quando se comparam as situações sem tarefa e com tarefa e com perturbação na posição 1 e 2 verifica-se que há um aumento da oscilação postural na posição 2, uma vez que a maior parte das variáveis de estabilometria apresentam variações significativas.

Assim, é possível concluir que as alterações verificadas no equilíbrio postural advêm da alteração da posição postural e não do efeito direto da atividade cognitiva, uma vez que as diferenças das variáveis são mais significativas quando se relacionam as condições experimentais entre posições posturais.

No que diz respeito à eletromiografia, foram determinadas as variáveis de *root mean square*, que dão informação acerca do nível de atividade muscular recrutado, e ainda o integral do EMG, que indica a atividade muscular num intervalo de tempo definido.

Na posição 1, pela análise dos **valores médios de atividade muscular** de RMS é possível concluir que a introdução de uma tarefa ou perturbação cognitivas teve pouca influencia sobre os resultados obtidos em situação normal, o que sugere que não existiu uma influencia significativa sobre o recrutamento muscular.

Na posição 2, considerada como uma posição mais desafiante, verifica-se que a atividade média recrutada na situação sem e com tarefa foi bastante próxima. Com a introdução da perturbação verificou-se um ligeiro aumento do valor de atividade média recrutada em alguns músculos, relativamente à situação sem tarefa. Tendo por base estes resultados, afirma-se que a introdução de uma perturbação na posição 2 tem influência sobre a atividade muscular.

Quando se compara a atividade muscular entre as duas posições posturais sem tarefa, com tarefa e com perturbação verifica-se uma maior discrepância no músculo tibial anterior direito e esquerdo. Esta variação pode resultar do facto da posição 2, pés colocados frente a frente, exigir um baixo recrutamento nestes músculos.

Através dos valores de **EMG integrado** determinados nos períodos basais de cada músculo nas diferentes condições da tarefa, é possível avaliar qual a atividade mínima muscular recrutada por cada um deles.

Tal como era esperado, a posição 2 revela-se mais exigente ao nível da atividade muscular, uma vez que os valores de atividade basal registados são superiores aos da posição 1, na mesma situação de perturbação. Assim sendo, na posição 2 a manutenção de equilíbrio exige maior atividade basal por parte dos músculos.

Após ser aplicada uma perturbação cognitiva na posição 1 e posição 2, torna-se importante perceber de que forma o organismo reage a essa perturbação. Para tal, faz-se uma avaliação dos ajustes compensatórios em dois intervalos distintos, um imediatamente a seguir à perturbação e outro numa fase mais tardia. Pela análise dos resultados obtidos, conclui-se que na posição 1 existe um maior número de ajustes na fase imediatamente a seguir à perturbação. Já no caso da posição 2 verifica-se a existência de um maior número de ajustes compensatórios tardios. Assim, é possível constatar que fazendo variar a condição postural para uma condição mais desafiante surge uma alteração no tempo de reação a uma perturbação imprevisível. O organismo demora

mais tempo a reagir a uma situação de perturbação, quando se encontra numa posição mais desafiante, o que se traduz pelo aumento do número de APCs registados no período mais tardio.

Em relação ao desempenho da tarefa cognitiva é possível concluir que se verificou uma maior percentagem de erro associado às posições 1 e 2 com perturbação. Este facto pode ser explicado pela imprevisibilidade da perturbação e pelo facto da tarefa ser exigente sob o ponto de vista matemático, o que fez com que alguns elementos da amostra não conseguissem dar qualquer resposta. Na posição 2, tanto na situação com tarefa como com perturbação, há uma diminuição da percentagem de erro, em relação à posição 1.

A recolha experimental foi feita inicialmente na posição 1 com e sem perturbação, e só depois é que foram recolhidos os dados para a situação 2, nas mesmas condições. Esta sequência de acontecimentos pode ter feito com que a amostra se tenha familiarizado com a tarefa cognitiva, após as repetições, o que tornaria a própria perturbação mais previsível. Partindo deste pressuposto, os indivíduos encontrar-se-iam mais preparados para realizar a tarefa cognitiva, não tendo esta um efeito tão inesperado sobre o controlo postural. Esta capacidade de adaptação demonstrada por parte dos indivíduos, pode ser útil para se aplicar em situações de reabilitação. Poderiam ser realizados programas de treino específicos, que permitissem aos indivíduos desenvolver mecanismos de reação, quer cognitivos quer posturais, refletindo-se numa melhoria de ambas.

Outro aspeto verificado foi o facto do desempenho cognitivo da tarefa ter melhorado no decorrer da atividade prática. Desta forma, para além do indivíduo poder estar mais preparado para reagir à perturbação, pode também ter aumentado o seu nível de concentração na realização da tarefa cognitiva.

Em suma, verifica-se que existe influência da atividade cognitiva sobre o controlo postural, mais concretamente quando se aplicou uma perturbação cognitiva, o que se reflete tanto ao nível da estabilometria como da eletromiografia. No presente estudo, o efeito da tarefa cognitiva sobre a posição postural menos desafiante não induziu alterações significativas nas variáveis de avaliação do controlo postural.

Pode considerar-se que a realização da tarefa cognitiva tem mais influência sobre uma posição postural mais exigente comparativamente com uma posição mais estável. Este fenómeno é esperado já que na posição mais exigente são previsíveis momentos de perda de equilíbrio que podem ainda ser agravados pela presença de atividade cognitiva.

A partir das conclusões apresentadas é de referir que a dupla tarefa pode ser utilizada como mais uma hipótese terapêutica. Esta situação é recorrente no dia-a-dia de qualquer indivíduo, e por isso pode funcionar como uma forma de mimetizar situações mais ou menos desafiantes. Desta forma numa situação em que existam dificuldades no desempenho de terminadas tarefas, o indivíduo tem a hipótese de familiarizar-se com estas, o que permite melhorar tanto a resposta cognitiva como postural.

8.2 Perspetivas futuras

No presente estudo não foi definida uma escala com o grau de dificuldade da tarefa cognitiva, e foi feita apenas uma suposição do que se pode considerar um cálculo mais ou menos exigente. Neste sentido para alguns dos indivíduos a tarefa pode não ter tido o grau de dificuldade pretendido, tornando-se importante como perspetiva futura realizar este tipo de teste.

Para verificar a interferência da realização da perturbação cognitiva sobre a postura e ver de que forma o organismo recupera a normalidade, podia ser interessante fazer uma análise da atividade muscular a partir do valor de t_0 (o momento em que é apresentada a perturbação cognitiva) e ver se de facto os valores musculares voltam à situação anterior ou se esse facto não se verifica.

Como perspetivas futuras sugere-se ainda a avaliação de um conjunto de tarefas cognitivas variadas sobre o controlo postural de forma a perceber de que forma é que estes diferentes tipos podem reagir sobre o controlo motor. Isto poderia ser uma mais-valia em processos de reabilitação, ou de prevenção de doenças, pois podiam ser feitas sessões de treino específicas de forma a estimular áreas do controlo motor mais lesadas.

Assim, torna-se também pertinente efetuar este tipo de estudo em pessoas com patologia, como forma de estímulo para melhorar as competências cognitivas, mas também como forma de melhoria de alguns aspetos do controlo postural, que possam ser úteis numa fase de reabilitação.

Referências bibliográficas

- A.D.A.M. , A. A. H. C. (2009). "Lower leg muscles." from <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages/9887.htm>.
- Al-Yahyaa, E., H. Dawesa, et al. (2011). "Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis." Neuroscience and Biobehavioral Reviews **35**: 715-728.
- Arsalidou, M. and M. J. Taylor (2011). "Is 2+2=4? Meta-analyses of brain areas needed for numbers and calculations." NeuroImage **54**: 2382–2393.
- Aschoeke, Tbitlin, et al. (2006). Cognitive Psychology and Cognitive Neuroscience, Wikibook contributors.
- Baddeley, A. D., H. A. Baddeley, et al. (2001). "Attentional control in Alzheimer's disease." Brain **124**: 1492–1508.
- Baratto, M., C. Cervera, et al. (2004). "Analysis of adequacy of a force platform for stabilometric clinical investigations." ISHF & MCM: 207-212.
- Barela, A. M. F. (2005). Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre. Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo, Universidade de São Paulo. **Doutor**.
- Barela, A. M. F. and M. Duarte (2006). Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo, Universidade de São Paulo.
- Bartlett, R. (1997). Introduction to Sports Biomechanics, Spon Press.
- Basmajian, J. V. and C. DeLuca (1985). Muscles alive: their functions revealed by electromyography, Baltimore: Williams & Wilkins.
- Berg, W. P. and A. J. Strang (2012). The Role of Electromyography (EMG) in the Study of Anticipatory Postural Adjustments. Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine. C. Steele, InTech: 54-68.
- Bronzino, J. D. (2006). Principles of Electromyography. Biomedical Engineering Fundamentals, CRC Press.
- Campos, M. P. S. (2008). Risco de quedas em idosos atendidos em um hospital público de Brasília, Universidade Católica de Brasília. **Pós-Graduação**.
- Capovilla, A. G. S., E. C. d. S. Assef, et al. (2007). "Avaliação neuropsicológica das funções executivas e relação com desatenção e hiperatividade." Avaliação Psicológica **6**(1): 51-60.
- Chong, R. K. Y., B. Mills, et al. (2010). "Specific interference between a cognitive task and sensory organization for stance balance control in healthy young adults: Visuospatial effects." Neuropsychologia **48**: 2709–2718.
- Christofoletti, G. (2010). Influência da dupla-tarefa no equilíbrio de pacientes com doença de Parkinson e demência do tipo Alzheimer. Universidade Estadual de Campinas São Paulo, Faculdade de Ciências Médicas **Doutoramento**.
- Cluff, T., T. Gharib, et al. (2010). "Attentional influences on the performance of secondary physical tasks during posture control." Exp Brain Res **203**: 647–658.
- Coelho, D. B. (2005). "Modelo de ativação neural do controle postural humano durante postura ereta." Engevista **7**(1): 83-90.

- Correia, P. P. and P. Mil-Homens (2004). A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano, Lisboa:FMH Edições.
- Crossley, M., M. Hiscock, et al. (2004). "Dual-task performance in early stage dementia: Differential effects for automatized and effortful processing." Journal of Clinical & Experimental Neuropsychology **26**: 332–346.
- Dault, M. (2003). "Does articulation contribute to modifications of postural control during dual-task paradigms?" Cognitive Brain Research **16**(3): 434-440.
- De Luca, C. (1987). "The use of surface electromyography in biomechanics." Journal of Applied Biomechanics **13**: 135-163.
- Dijk, P. v. and W. H. Backes (2003). "Brain activity during auditory backward and simultaneous masking tasks " Hearing Research **181**: 8-14.
- Drobyshevsky, A., S. B. Baumann, et al. (2005). "A rapid fMRI task battery for mapping of visual, motor, cognitive, and emotional function." NeuroImage **31**: 732 – 744.
- Dumas, J., A. Saykin, et al. (2000). Nicotinic Versus Muscarinic Blockade Alters Verbal Working Memory-Related Brain Activity in Older Women. Clinical Neuroscience Research Unit, University of Vermon.
- Ervilha, U. (1999). "Estudo do padrão da intensidade do sinal electromiográfico e da variação angular do joelho durante a marcha humana dentro e fora da água no domínio temporal." M. Jraeski, A. Moro, S.Melo & A.Ávila: 471-476.
- Fáisca, L. (2009). Cognição - Introduction, Universidade do Algarve.
- Fáisca, L. (2009). Cognição - Sensorysystems, Universidade do Algarve.
- Festa, E. K., W. C. Heindela, et al. (2010). "Dual-task conditions modulate the efficiency of selective attention mechanisms in Alzheimer's disease." Neuropsychologia **48**: 3252–3261.
- Foy, D. (2009). "My Eye." from <http://www.flickr.com/photos/orangeacid/234358923/>.
- Fraizer, E. V. and S. Mitra (2008). "Methodological and interpretive issues in posture-cognition dual-tasking in upright stance." Gait & Posture **27**(2): 271-279.
- Freitas, S. M. S. F. and M. Duarte (2010). "Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio." Rev Bras Fisioter **14**(3): 183-192.
- Gobbeléa, R., K. Lambertya, et al. (2008). "Temporal activation patterns of lateralized cognitive and task control processes in the human brain." Brain Research **1205**: 81-90.
- Gray, H. (1999). Gray's Anatomy. London, Churchill Livingstone.
- Hall, C. D. and L. Heusel-Gillig (2010). "Balance rehabilitation and dual-task ability in older adults " Journal of Clinical Gerontology & Geriatrics **1**: 22-26.
- Hermens, H. J. and B. Freriks (2000). "SENIAM project (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles)." 2011.
- Hunter, M. C. and M. A. Hoffman (2001). "Postural control: visual and cognitive manipulations." Gait and Posture **13**: 41–48.

- Huxhold, O., S.-C. Li, et al. (2006). "Dual-tasking postural control: Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention." Brain Research Bulletin **69**(3): 294-305.
- Israel, M. and A. Cohen (2011). "Involuntary strategy-dependent dual task performance." Psychological Research **75**: 513–524.
- J.Chapman, S. (2009). Essentials of MATLAB Programming. Australia, Nelson Engineering.
- Jaeggi, S. M., B. Studer-Luethi, et al. (2010). "The relationship between n-back performance and matrix reasoning — implications for training and transfer." Intelligence **38**: 625–635.
- Jamet, M., D. Deviterne, et al. (2007). "Age-related part taken by attentional cognitive processes in standing postural control in a dual-task context." Gait & Posture **25**(2): 179-184.
- Júnior, P. B. D. F. (2003). Características comportamentais do controle postural de jovens, adultos e idosos. Instituto de Biociências. Rio Claro-SP, Universidade Estadual Paulista.
- Kejonen, P. (2002). Body Movements During Postural Stabilization- Measurements with a motion analysis system, Oulu University Press.
- Koch, S.-N. (2010). "Subcortical Brain Structures, Stress, Emotions, and Mental Illness." from <http://mybrainnotes.com/memory-brain-stress.html>.
- Lacour, M., L. Bernard-Demanze, et al. (2008). "Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods." Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology **38**(6): 411-421.
- Laessoe, U. and M. Voigt (2008). "Anticipatory postural control strategies related to predictive perturbations." Gait & Posture **28**(62–68).
- Levin, E. D. (2006). Neurotransmitter interactions and cognitive function, Birkhauser Verlag.
- Lima, A. C. d., D. R. d. Toledo, et al. (2009). "Ajustes posturais são modulados pela complexidade da tarefa manual." Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum **11**(4): 400-407.
- Logie, R. H., G. Cocchini, et al. (2004). "Is there a specific executive capacity for dual task coordination? Evidence from Alzheimer's disease." Neuropsychology **18**: 504–513.
- Lowery, J. S. (2011). "Peace of Life Chiropractic." Correct your posture. from <http://peaceoflifechiropractic.wordpress.com/2011/05/05/may-is-correct-your-posture-month/>.
- MacDonald III, A. W., J. D. Cohen, et al. (2000). "Dissociating the Role of the Dorsolateral Prefrontal and Anterior Cingulate Cortex in Cognitive Control." SCIENCE **288**: 1835-1838.
- Mahboobina, A., P. J. Loughlin, et al. (2007). "A model-based approach to attention and sensory integration in postural control of older adults." Neuroscience Letters **429**: 147–151.
- Maki, B. E. and W. E. Mclroy (2007). "Cognitive demands and cortical control of human balance-recovery reactions." J Neural Transm **114**: 1279–1296.
- Mann, L., J. F. Kleinpaul, et al. (2008). "A utilização de diferentes bases de apoio com e sem informação visual na manutenção do equilíbrio corporal de idosos." Acta ORL.
- Marchetti, P. H. and M. Duarte (2006). Instrumentação em Eletromiografia. Laboratório de Biofísica. São Paulo.

Martinez, R. (2010). "Curso de Psicología Cognitiva, Parte 6: LA PERCEPCIÓN – LOS SEIS SENTIDOS." from <http://terceracultura.cl/2010/08/curso-de-psicologia-cognitiva-parte-6-la-percepcion-los-seis-sentidos/>.

McCaffrey, P. (2009). Cerebral Lobes, Cerebral Cortex, and Brodmann's Areas. The Neuroscience on the Web Series: SPPA 362, Neuroanatomy of Speech, Swallowing and Language, Colorado State University.

Mello, R. G. T. d. (2009). Mecanismo de antecipação do controle do equilíbrio postural ortostático e influência do exercício intenso ou prolongado. Rio de Janeiro, Universidade Federal do Rio de Janeiro. **Doutoramento**.

Miller, E. K. and J. D. Cohen (2000). "An integrative theory of prefrontal cortex." Annual Review of Neuroscience **24**: 167-202.

Moraes, H., A. Deslandes, et al. (2011). "Effects of motor and cognitive dual-task performance in depressive elderly, healthy older adults, and healthy young individuals." Dement Neuropsychol **5**(3): 198-202.

Oliveira, N. M. M. C. (2007). Análise electromiográfica da técnica de retropedalagem em pólo aquático. Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.

Olivier, I., R. Cuisinier, et al. (2010). "Age-related differences in cognitive and postural dual-task performance." Gait & Posture **32**(4): 494-499.

Pais, M. R. d. S. (2005). Efeito de um Programa de Actividade Física no Equilíbrio Estático e Dinâmico em Idosos. Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física. Porto, Universidade do Porto. **Grau de mestre**.

Panjan, A. and N. Sarabon (2010). "Review of Methods for the Evaluation of Human Body Balance." Sport Science Review **5-6**: 131-163.

Pastore, J. (2010). "Propriocepção." from <http://juliopastore.blogspot.com/2010/05/propriocepcao.html>.

Pereira, C. A. (2006). Manutenção da postura durante as AVD em idosos: Ação dos exercícios físicos no sistema proprioceptivo. Centro de Pós-Graduação e Pesquisa. São Paulo, Faculdade De Educação Física.

Perlstein, W. M., M. J. Larson, et al. (2006). "Temporal dissociation of components of cognitive control dysfunction in severe TBI: ERPs and the cued-Stroop task." Neuropsychologia **44**: 260-274.

Pestana, H. G., N (2003). Análise de Dados para Ciências Sociais: a Complementaridade do SPSS., Lisboa: Edições Silabo.

Pires, S. C. C. (2006). A Influência do Exercício terapêutico nos ajustes posturais antecipatórios dos Doente de Parkinson. Faculdade de Desporto. Porto, Universidade do Porto.

Prado, J. M. (2008). Controle postural em adultos e idosos durante tarefas duais. Instituto de Psicologia. São Paulo, Universidade de São Paulo. **Mestre**.

Ramenzoni, V. C., M. A. Riley, et al. (2007). "Postural responses to specific types of working memory tasks." Gait & Posture **25**(3): 368-373.

Resch, J. E., B. May, et al. (2011). "Balance Performance With a Cognitive Task: A Continuation of the Dual-Task Testing Paradigm." Journal of Athletic Training **46**(2): 170-175.

Rezende, J. M. d. (2004). "Ouvido externo." from <http://www.portalsaofrancisco.com.br/alfa/corpo-humano-sistema-sensorial/anatomia-da-orelha.php>.

- Rico, F. R. and M. C. R. Sánchez (2007). "Receptores colinérgicos." from http://www.lookfordiagnosis.com/mesh_info.php?term=Receptores+Colin%C3%A9rgicos&lang=3.
- Riley, M. (2003). "Inverse relation between postural variability and difficulty of a concurrent short-term memory task." Brain Research Bulletin **62**(3): 191-195.
- Robertson, D., C. G., et al. (2004). Research methods in biomechanics. Human Kinetics. United States.
- Rosa, J. L. d. S., M. R. Perracini, et al. (2006). "Estabilometria em pacientes com doença de Ménière." Acta ORL.
- Rothwell, J. (1994). Control of Human Voluntary Movement, London: Chapman & Hall.
- Ruthruff, E., E. Hazeltine, et al. (2006). "What causes residual dual-task interference after practice?" Psychological Research **70**(6): 494-503.
- Sala, S. D., J. A. Foley, et al. (2010). "Assessing Dual-Task Performance Using a Paper-and-Pencil Test: Normative Data." Archives of Clinical Neuropsychology **25**: 410–419.
- Santos, M. J., N. Kanekar, et al. (2010). "The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: Electromyographic analysis." Journal of Electromyography and Kinesiology **20**: 388–397.
- Santos, P. J. M. (2002). Fisiologia do músculo esquelético. Faculdade de Desporto. Porto, Universidade do Porto.
- Savi, R. (2009). Cognição, Universidade Federal Santa Catarina.
- Seeley, R. R., T. D. Stephens, et al. (2007). Anatomia & Fisiologia, Lusociência.
- Shock, D. (2008). "A Neurostimulating Blog." from <http://www.shockmd.com/2008/08/01/patient-doctor-relationship-neuroscience-of-empathy/>.
- Shumway-Cook, A., W. M., et al. (1997). "The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls." J Gerontol A Biol Sci Med Sci **52**.
- Shumway-Cook, A. and M. H. Woollacott (2001). Motor Control: Theory and Practical Applications, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Shumway-Cook, A. and M. H. Woollacott (2007). Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice, Lippincott Williams & Wilkins.
- Silva, M. D. d. L. e. (2006). Análise da influência da espasticidade e visão no equilíbrio ortostático de crianças hemiparéticas com paralisia cerebral por meio de parâmetros estabilométricos. São José dos Campos- SP, Universidade do Vale do Paraíba. **Pós-Graduação**.
- Simoneau, E. M., M. Billot, et al. (2008). "Difficult memory task during postural tasks of various difficulties in young and older people: A pilot study." Clinical Neurophysiology **119**(5): 1158-1165.
- Soares, G. d. S. and L. A. Peyré-Tartaruga (2010). "Doença de Parkinson e exercício físico: uma revisão da literatura." Ciência em Movimento **24**: 69-86.
- Steele, C. (2012). Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine. The Role of Electromyography (EMG) in the Study of Anticipatory Postural Adjustments. InTech.
- Stelzel, C. and T. Schubert (2011). "Interference effects of stimulus–response modality pairings in dual tasks and their robustness." Psychological Research **75**: 476–490.

- Stephan, K. E., J. C. Marshall, et al. (2003). "Lateralized Cognitive Processes and Lateralized Task Control in the Human Brain." Science 301: 384–386.
- Vennila, K. and A. S. Aruin (2011). "Postural control in response to a perturbation: role of vision and additional support." Exp Brain Res 212: 385–397.
- Ventural, A. L. M., P. A. Abreul, et al. (2010). "Sistema colinérgico: revisitando receptores, regulação e a relação com a doença de Alzheimer, esquizofrenia, epilepsia e tabagismo." Revista de Psiquiatria Clínica 37(2): 66-72.
- Voos, M. C., G. B. Pinheiro, et al. (2008). "Os componentes motor e visual de uma tarefa-dupla devem ser associados ou isolados durante o treinamento?" Fisioterapia e Pesquisa 15(1): 33-39.
- Webster, J. G. (2006). Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, John Wiley and Sons Inc.
- Wegen, E. E. H. v., R. E. A. v. Emmerik, et al. (2002). "Postural orientation: Age-related changes in variability and time-to-boundary." Human Movement Science 21: 61–84.
- Winter, D. A., A. E. Patla, et al. (1990). "Assessment of balance control in humans." Medical Progress through Technology 16: 31-51.
- Yardley, L. (2001). "Interference between postural control and mental task performance in patients with vestibular disorder and healthy controls." Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry 71(1): 48-52.