



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO -
INSTITUTO DE BIOFÍSICA CARLOS CHAGAS FILHO.**



**AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO POSTURAL EM DEFICIENTES
VISUAIS**

MAITÊ MELLO RUSSO DE SOUZA

Rio de Janeiro

2010

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

MAITÉ MELLO RUSSO DE SOUZA

AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO POSTURAL EM DEFICIENTES VISUAIS

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

Orientadora: Prof^a. Claudia Domingues Vargas

Co – Orientador: Prof. Luis Aureliano Imbiriba

Rio de Janeiro

2010

Souza, Maitê Mello Russo

Avaliação do Equilíbrio Postural em Deficientes Visuais/
Maitê Mello Russo de Souza. Rio de Janeiro, 2010.xiii,
62 f.: il.

Dissertação (Mestrado em Ciências Biológicas -
Fisiologia) –Universidade Federal do Rio de Janeiro,
Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho, 2010.

Orientadora: Cláudia Domingues Vargas

1. Estabilometria. 2. Deficientes Visuais. – Dissertação.
I. Vargas, Cláudia Domingues (Orient.). II. Universidade
Federal do Rio de Janeiro. Instituto de Pós-Graduação em
Ciências Biológicas (Fisiologia) . III. Avaliação do Equilíbrio
Postural em Deficientes Visuais.

Maitê Mello Russo de Souza

AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO POSTURAL EM DEFICIENTES VISUAIS

Rio de Janeiro, 01 de março de 2010

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

Luiz Aureliano Imbiriba, Doutor, EEFD/UFRJ (Co-Orientador)

João Guedes da Franca, Doutor, IBCCF/UFRJ (Revisor)

Eliane Volchan, Doutora, IBCCF/UFRJ

Luiz de Gonzaga Gawryszewski, Doutor, UFF

Sandra Maria Sbeghen F. de Freitas, Doutora, UNICID

RESUMO

SOUZA, Maitê Mello Russo. **Avaliação do equilíbrio postural em deficientes visuais**. Rio de Janeiro, 2010. Dissertação (Mestrado em Ciências Biológicas (Fisiologia))- Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2010

O controle postural é uma tarefa motora complexa. Informações provenientes do sistema visual, vestibular e somatosensorial são centralmente integradas a fim de se manter a estabilidade corporal. O objetivo desse estudo foi avaliar como a perda visual afeta o equilíbrio. Nossa amostra foi composta por 38 voluntários completamente cegos, bem como por 32 voluntários sem comprometimento visual de faixa etária semelhante. Para avaliar o equilíbrio corporal os voluntários foram orientados a permanecer em pé sobre uma plataforma de força (AMTI, USA), em uma posição natural (descalços, olhando para frente e com os braços ao longo do corpo) durante 60 segundos em quatro diferentes condições: (1) pés afastados e olhos abertos (AA), (2) pés afastados e olhos fechados (AF), (2) pés unidos e olhos abertos (UA), (4) pés unidos e olhos fechados (UF). Todas as condições foram aleatorizadas entre os voluntários. Os sinais estabilométricos foram amostrados a 50 Hz. O padrão de oscilação corporal foi determinado baseado nos seguintes parâmetros estabilométricos: área de oscilação, desvio-padrão (DP), frequência média (FM) e velocidade média (VM) de oscilação nas direções ântero-posterior (ap) e lateral (ml) em cada condição. Nossos resultados mostraram que o grupo controle apresentou maiores valores para DPap nas condições AF e UF que o grupo cego ($p < 0,03$). Estas diferenças foram ausentes nas condições AA e UA ($p > 0,4$). Esse resultado indica que o grupo cego tem o mesmo comportamento postural que o grupo controle com os olhos abertos. Contudo, maiores valores de FMap foram encontrados para o grupo cego quando comparado ao grupo controle nas condições AA, AF e UA ($p < 0,0001$). Além disso, maiores valores de VMap e VMml foram encontrados para o grupo cego em todas as condições experimentais. Esses resultados sugerem o uso de uma estratégia postural diferente entre os grupos a fim de manter a estabilidade na postura em pé. O grupo cego adota valores elevados de FM e VM que sejam suficientes para garantir a estabilidade de videntes mesmo em condições mais desafiadoras (pés unidos e olhos fechados). No entanto, valores mais elevados para estes parâmetros no grupo cego não são acompanhados de aumento da área de oscilação e DP, comportamento observado no grupo controle nesta situação. Em conclusão, a perda visual total permanente pode ser compensada por mudanças na estratégia postural utilizada.

ABSTRACT

SOUZA, Maitê Mello Russo. **Assessment of balance in blind subjects**. Rio de Janeiro, 2010. Dissertação (Mestrado em Ciência Biológicas (Fisiologia))- Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2010

The postural control is a complex motor task. Visual, vestibular, and somatosensory inputs are centrally integrated in order to maintain postural stability. The aim of this study was to evaluate how total visual loss affects balance. Our sample was composed by 38 totally blind subjects as well as 32 similar age and sex paired sighted subjects. To estimate body balance, subjects were asked to stand up on a force platform (AMTI, USA), in a natural position (barefoot, head facing forward and arms along the body), in four different conditions: (1) feet apart and eyes open (AA), (2) feet apart and eyes closed (AF), (3) feet together and eyes open (UA), (4) feet together and eyes closed (UF) during 60 seconds each. All conditions were randomized across trials. Stabilometric signals were sampled at 50 Hz. The pattern of body sway was determined based in the following stabilometric parameters: area of displacement, standard deviation (DP), mean frequency (FM) and mean velocity (VM) in anterior-posterior (ap) and lateral (ml) directions in each condition. Our results for DPap showed that the sighted group exhibited higher values in AF and UF than the blind group ($p < 0.03$). This difference was absent in AA and UA ($p > 0.4$). These results indicated that the blind group has the same postural behavior than sighted group when it comes to the open eye condition. However, higher values of FMap were found for the blind as compared to the sighted group in AA, AF and UA conditions ($p < 0.0001$). Besides, higher values of VMap and VMml were found for the blind group in all experimental conditions. These results suggested the use of a different postural strategy between groups in order to maintain stability in the standing position. The blind group show high values of FM e VM which are sufficient to ensure stability in sighted, even during challenging conditions (feet together and close eyes). However, high values for these parameters in the blind group are not associated with increase in area and DP, behavior seen in the sighted group. In conclusion, permanent total visual loss can be compensated by changes in postural strategy.

AGRADECIMENTOS

Em especial, à Sandra, Ueliton e Jorge, pelo permanente apoio e motivação ao longo desses anos.

Ao Claudio pelo companheirismo, amizade, apoio, motivação e paciência em todos os momentos durante os muitos anos juntos.

À Mirian e ao Claudio, minha segunda família, pelo carinho e pela torcida.

À professora Cláudia Vargas, pelo carinho, aprendizado e paciência ao longo desse período.

Ao professor Luis Aureliano Imbiriba pela amizade, aprendizado e colaboração permanente.

À Érika, Laura, Anaelli, Thiago, Marquinho, Ghislain e a toda Família Neuro II, pela amizade e alegria no trabalho.

À Rozane, Talita, Nathália, Dezirée e Fábio indispensáveis nesse projeto coletivo.

À todas as minhas amigas pelo apoio e torcida.

Ao Comitê Paraolímpico Brasileiro (CPB) e a Associação de Esporte e Cultura para Cegos (URECE) pela colaboração que viabilizou a concretização dos experimentos.

Ao Ramón, Mário, Roderley, Fausto e Gabriel, pelo constante apoio junto aos voluntários deficientes visuais que participaram do estudo.

À todos os voluntários que participaram desse estudo.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA	Plataforma de força portátil AccuSway Plus – AMTI	PÁGINA
1		16
FIGURA	Exemplo de um registro estabilométrico e dos parâmetros	PÁGINA
2	calculados de um voluntário deficiente visual durante a condição pés afastados e olhos abertos	18
FIGURA	Esquema ilustrativo das quatro condições experimentais	PÁGINA
3		21
FIGURA	Oscilações corporais nas quatro condições experimentais	PÁGINA
4	testadas (AA, AF, UA e UF) de um sujeito representativo do grupo cego e do grupo controle	25
FIGURA	Área de oscilação para cada condição experimental no grupo	PÁGINA
5	cego e no grupo controle	29
FIGURA	Desvio-padrão dos deslocamentos do COP no eixo ml para	PÁGINA
6	cada condição experimental no grupo cego e no grupo controle	30
FIGURA	Desvio-padrão dos deslocamentos do COP no eixo ap para	PÁGINA
7	cada condição experimental no grupo cego e no grupo controle	33
FIGURA	Frequência média dos deslocamentos do COP no eixo ap para	PÁGINA
8	cada condição experimental no grupo cego e no grupo controle	34
FIGURA	Velocidade média dos deslocamentos do COP no eixo ml para	PÁGINA
9	cada condição experimental no grupo cego e no grupo controle	36

FIGURA	Velocidade média dos deslocamentos do COP no eixo ap para	PÁGINA
10	cada condição experimental no grupo cego e no grupo controle	38

LISTA DE TABELAS

TABELA	Característica da amostra (cegos e controles)	PÁGINA
1		14
TABELA	Média e desvio padrão dos parâmetros estabilométricos no grupo de voluntários cegos para as quatro condições experimentais	PÁGINA
2		26
TABELA	Média e desvio padrão dos parâmetros estabilométricos no grupo de voluntários controles para as quatro condições experimentais	PÁGINA
3		27

Sumário

1. INTRODUÇÃO	1
JUSTIFICATIVA	11
OBJETIVO	12
2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	13
2.1 AMOSTRA.....	13
2.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	15
2.2.1 Registro estabilométrico.....	15
2.2.2 Paradigma Experimental.....	18
2.2.3 Aquisição e análise dos dados.....	23
3. RESULTADOS	25
3.1 ÁREA DE OSCILAÇÃO	27
3.2 DESVIO-PADRÃO NO EIXO MÉDIO-LATERAL (DPML)	30
3.3 DESVIO-PADRÃO NO EIXO ÂNTERO-POSTERIOR (DPAP)	32
3.4 FREQUÊNCIA MÉDIA NO EIXO MÉDIO-LATERAL (FMML)	34
3.5 FREQUÊNCIA MÉDIA NO EIXO ÂNTERO-POSTERIOR (FMAP)	34
3.6 VELOCIDADE MÉDIA NO EIXO MÉDIO-LATERAL (VMML)	36
3.7 VELOCIDADE MÉDIA NO EIXO ÂNTERO-POSTERIOR (VMAP)	38
4. DISCUSSÃO	40
4.1 DIFERENÇAS ENTRE CONDIÇÕES	40
4.2 DIFERENÇAS ENTRE GRUPOS.....	43
4.3 HIPÓTESE COMPENSATÓRIA OU DE DÉFICIT?.....	47
5. CONCLUSÃO	51
REFERÊNCIAS	52
ANEXOS	57

1. Introdução

A deficiência visual ocasiona várias limitações funcionais na vida diária do portador. Dados publicados pela Organização Mundial de Saúde (OMS) em 2004 revelam que o número estimado de pessoas portadoras de alguma deficiência visual em 2002 no mundo supera os 161 milhões, dos quais 37 milhões são completamente cegas e 124 milhões possuem baixa visão (Resnikoff et al., 2004). Dandona & Dandona (2006) sugerem que esse número pode ser ainda maior, ultrapassando 259 milhões de pessoas, sendo 42 milhões completamente cegas. No Brasil, dados do censo demográfico do ano 2000 (IBGE) apontam para 168 milhões de pessoas cegas e mais de 2,4 milhões de pessoas com grande dificuldade para enxergar. Apesar do grande número de portadores de deficiência visual ao redor do mundo, ainda sabe-se pouco sobre quais as conseqüências de uma informação visual ausente ou deficiente para o controle da postura e dos movimentos voluntários de maneira geral nesta população.

O controle postural envolve o controle da posição do corpo no espaço com dois objetivos: orientação e estabilidade. A tarefa de orientação relaciona-se com a manutenção da posição apropriada entre os segmentos corporais e entre o corpo e o ambiente. Já a estabilidade está relacionada com a capacidade de manter o corpo em equilíbrio (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Um equilíbrio postural deficiente está comumente associado a quedas e é frequentemente encontrado em pessoas idosas e em vários distúrbios que incluem patologias vestibulares, doenças neurológicas e músculo-esqueléticas, entre outras. Como conseqüência, a qualidade de vida de pacientes que possuam

comprometimento do equilíbrio é marcadamente reduzida (Visser et al., 2008). Muitas pesquisas têm sugerido que a deficiência visual também pode ser um fator de risco para quedas (Legood et al., 2002). Dessa maneira, estudar o equilíbrio desta população torna-se relevante.

A estabilometria, também chamada de posturografia estática, é uma técnica comumente utilizada para a quantificação das oscilações corporais do indivíduo na postura ereta. Esta técnica utiliza uma plataforma de força como equipamento, quantificando as oscilações posturais através do registro dos deslocamentos do centro de pressão (COP) dos pés (Kapteyn et al., 1983). O COP é o ponto de localização do vetor força de reação do solo e representa a média ponderada de todas as pressões aplicadas sobre a base de suporte em contato com o solo (Winter, 1995). A base de suporte é definida como a área do corpo que está em contato com a superfície de suporte (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Através da aquisição do deslocamento do COP, parâmetros que quantificam essas oscilações corporais, como área, desvio-padrão, frequência média e velocidade média de oscilação corporal, podem ser determinados (Prieto et al., 1996).

O equilíbrio humano é mantido através de um processo complexo que envolve a integração de informações sensório-motoras no sistema nervoso central e a produção de respostas músculo-esqueléticas apropriadas (Nashner et al., 1989).

Três sistemas sensoriais são importantes na manutenção do equilíbrio e contribuem de forma diferenciada para a estabilidade corporal. São eles: o sistema visual, que serve como uma referência para verticalidade, contribuindo com informações acerca do ambiente que nos cerca e nosso posicionamento nesse ambiente; o sistema vestibular informando sobre o posicionamento da cabeça; e o

sistema somatosensorial que recebe informações advindas de receptores cutâneos e músculo-articulares distribuídos através de todo o corpo, sendo crítico no envio de informações sobre a base de suporte e a relação entre os segmentos corporais (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Alterações em um ou mais sistemas sensoriais pode ter consequências graves para a manutenção da postura em pé (Lacour et al., 1997; Paulus et al., 1987).

A importância da informação visual para o controle da postura e do equilíbrio tem sido documentada (Guerraz & Bronstein, 2008) e, em geral, é consenso que a ausência de pistas visuais produz uma diminuição da estabilidade corporal em indivíduos com visão normal (Day et al., 1993; Dornan et al., 1978; Okubo et al., 1979; Tarantola et al., 1997). No entanto, a influência da visão sobre o equilíbrio postural parece não ser a mesma para todos os indivíduos, havendo diferenças interindividuais mesmo na população saudável (Lacour et al., 1997). Dessa forma, dois comportamentos distintos podem ser observados nessa população. A maior parte dos indivíduos (~70%) parece ter prejuízos da estabilidade quando a entrada visual é interrompida, levando a um aumento das oscilações corporais. Este grupo pode ser identificado como grupo visual e é conhecido por possuir forte dependência das informações fornecidas pela visão para o controle da postura. Contudo, uma parcela menor da população (~30%), parece se utilizar das informações provenientes do sistema visual de forma diferenciada, não sendo observadas alterações quanto à estabilidade corporal em situações onde a visão não está presente. Este grupo é conhecido como não visual, chamados assim pela observação de pequena ou nenhuma influência da informação visual sobre o comportamento das oscilações corporais (Chiari et al., 2000).

No caso dos deficientes visuais, que não podem utilizar as pistas fornecidas pelo sistema visual no controle postural, uma questão importante é se esse grupo apresentaria um déficit quanto à estabilidade corporal provocado pela ausência da informação visual (hipótese de déficit), ou se as outras informações sensoriais restantes garantiriam um adequado equilíbrio corporal (hipótese compensatória). Dessa maneira, os trabalhos descritos a seguir consideram a existência de uma compensação postural quando a estabilidade da população desprovida da informação visual assemelha-se a do grupo sem comprometimento visual com os olhos abertos. Em contrapartida, defende-se a existência de um déficit postural quando as respostas posturais do grupo deficiente visual são semelhantes as do grupo vidente de olhos fechados.

A idéia de uma diminuição da estabilidade corporal de deficientes visuais de todas as idades em tarefas posturais em função da ausência da entrada visual é antiga (Stones & Kozma, 1987). Contudo, ainda hoje não existe um consenso na literatura a esse respeito, muito menos estão esclarecidas as possíveis estratégias adotadas pela população desprovida da informação visual para manter o equilíbrio na postura ereta.

Alguns trabalhos na literatura não observaram alteração da estabilidade de deficientes visuais quando comparados com voluntários com visão normal. Nakata & Yabe (2001) testaram deficientes visuais congênitos, assim como voluntários sem comprometimento visual, em uma tarefa de equilíbrio dinâmico que envolveu a translação e inclinação de uma plataforma móvel. Os autores observaram que o grupo deficiente visual não apresentou aumento da oscilação corporal quando comparado com o grupo controle. A partir desses resultados os autores concluíram que os deficientes visuais aprendem a compensar a perda da visão pelo aumento na

sensibilidade de outras informações sensoriais. Em outro trabalho, Sforza et al. (2000) avaliaram o equilíbrio de deficientes visuais completamente cegos em três diferentes condições de equilíbrio estático: 1) condição de repouso, em que os voluntários deveriam permanecer em pé com posição natural da cabeça e corpo; 2) condição em que os voluntários deveriam permanecer olhando para frente na direção de um espelho, e 3) condição em que os voluntários deveriam permanecer olhando para frente na direção de um aviso sonoro. Os resultados também não evidenciaram diferenças entre a área de oscilação do grupo de cegos e do grupo controle de mesma faixa etária, apesar da tendência de maiores valores serem encontrados no grupo deficiente visual (Sforza et al., 2000).

Da mesma maneira, outro estudo avaliou a influência do grau de comprometimento visual sobre o controle postural. Juodzbalienė & Muckus (2006) realizaram um teste de equilíbrio estático com deficientes visuais que possuíam diferentes graus de comprometimento visual e um grupo de indivíduos com visão normal. Quatro condições foram examinadas: 1) pés unidos com os braços ao lado do corpo e os olhos abertos; 2) pés unidos com os braços ao lado do corpo e olhos fechados; 3) pés unidos com os braços flexionados à frente e com os olhos abertos e 4) pés unidos com os braços flexionados à frente e com os olhos fechados. Os resultados mostraram que a estabilidade em tarefas posturais difere de acordo com o grau de comprometimento visual. O grupo de deficientes com baixa visão demonstrou maiores valores de deslocamento do COP no eixo ântero-posterior e médio-lateral, e comprimento total do COP nas condições com os olhos abertos quando comparado ao grupo controle. Já o grupo de deficientes completamente cegos, diferiram do grupo controle quanto ao comprimento total do COP somente na primeira condição. Os autores concluíram que parecem existir mecanismos

compensatórios no que se refere ao controle postural em deficientes visuais, visto que, deficientes completamente cegos tiveram menor oscilação que deficientes com baixa visão. Porém os autores sugerem que este mecanismo compensatório não é completo, uma vez que, os controles ainda apresentaram menor oscilação que o grupo completamente cego na postura mais estável, que era permanecer com os pés unidos e com braços ao lado do corpo (Juodzbalienė & Muckus, 2006).

Entretanto, Maeda et al. (1998) mostraram que deficientes visuais idosos apresentaram maiores valores para área de oscilação corporal na postura em pé por 30 segundos com os pés unidos do que idosos sem comprometimento visual de mesma idade. Por ser uma variável capaz influenciar o equilíbrio, inicialmente, um prejuízo de força muscular nos membros inferiores do grupo deficiente visual, foi sugerido como o fator responsável pelos comportamentos distintos encontrados. Porém, dados de um teste de força muscular não revelaram diferenças entre os grupos. Os autores concluíram que o aumento das oscilações observadas no grupo de cegos estaria relacionado principalmente à ausência da informação visual.

Schmid et al. (2007) mostraram, para uma tarefa de equilíbrio estático que envolveu as condições com os olhos abertos e fechados, que a área de oscilação corporal de um grupo de cegos foram comparáveis às observadas no grupo controle na condição com olhos fechados. Os autores também realizaram uma tarefa de equilíbrio dinâmico em que a plataforma movimentava-se ântero-posteriormente em diferentes frequências de oscilação. Os resultados demonstraram, através da posição de alguns segmentos corporais no espaço, maiores deslocamentos dos segmentos analisados no grupo de cegos comparados aos do grupo controle em todas as frequências testadas. Os autores defendem com base nos resultados que a ausência da informação visual por longos períodos não pode ser substituída pelos

outros sistemas sensoriais no que diz respeito ao controle da postura. No ano seguinte, Ray et al. (2008) avaliaram o equilíbrio de deficientes visuais utilizando o teste de organização sensorial. Este teste examina a contribuição dos sentidos sensoriais para a manutenção do equilíbrio, através de condições que forneçam informações inexatas para um ou mais sentidos durante tarefas posturais. A partir disto, pontuações são atribuídas para cada uma das condições testadas. Menores pontuações sinalizam para uma maior oscilação corporal. Os resultados revelaram uma menor pontuação do grupo com comprometimento visual quando comparado ao grupo controle, em duas condições dinâmicas realizadas em que o acesso a informação visual acurada era possível. Na condição de equilíbrio dinâmico em que os videntes não dispunham do auxílio visual, a pontuação foi semelhante entre os grupos, evidenciando um comportamento do grupo deficiente visual semelhante ao do grupo controle com os olhos fechados. Para as condições de equilíbrio estático os grupos não diferiram estatisticamente. Assim, os autores defendem que os deficientes não conseguiram compensar o papel que a visão exerce na manutenção da estabilidade corporal em situações dinâmicas, se comportando como os controles ao fecharem os olhos Ray et al. (2008).

Giagazoglou et al. (2009) propuseram três condições com diferentes graus de dificuldade para avaliar o equilíbrio estático de mulheres cegas. As posturas em pé com os pés afastados a 10 centímetros (normal), postura em tandem, onde o voluntário deve manter os pés alinhados (com um calcanhar logo à frente dos dedos do outro pé), e a postura unipodal foram testadas. Os resultados mostraram maiores valores para amplitude pico a pico e desvio padrão do COP no eixo ântero-posterior para o grupo de mulheres cegas comparadas ao grupo controle formado por mulheres sem comprometimento visual. Este resultado também foi observado para o

eixo médio-lateral, exceto para a postura normal em pé. Um teste avaliando força muscular de membros inferiores também foi realizado, não tendo sido observadas diferenças quanto à capacidade de geração de força entre os dois grupos de voluntárias. A conclusão dos autores é que não foram encontradas evidências de compensação para a perda visual por longo prazo pelo aumento do uso de modalidades sensoriais alternativas no que se refere ao equilíbrio corporal (Giagazoglou et al., 2009).

Além dos resultados relatados acima, dois outros trabalhos que empregaram diferentes técnicas para avaliar a estabilidade também evidenciaram piores resultados encontrados para o grupo de deficientes comparados a grupos controles. Stones & Kozma (1987), em seu trabalho avaliando deficientes visuais idosos que deveriam permanecer na posição unipodal pelo maior tempo possível, encontraram que indivíduos completamente cegos tinham mais dificuldade para manter a postura unipodal que indivíduos com baixa visão, tendo os dois grupos desempenho muito aquém do observado em idosos sem problemas visuais. Hakkinen et al. (2006) aplicaram o teste flamingo, que consiste em manter-se em equilíbrio com um pé só sobre uma barra horizontal localizada sobre o chão, para avaliar a estabilidade corporal em dois grupos de adolescentes cegos de 9-13 e 15-18 anos. Os autores encontraram uma diminuição da capacidade de manter-se em equilíbrio sobre a barra, dos dois grupos de deficientes visuais quando comparados ao grupo controle de mesma faixa etária com os olhos abertos. As diferenças desaparecem quando os mesmos são comparados ao grupo controle com os olhos fechados. Os autores concluíram que nem a maturação, nem o aprendizado e a experiência motora são capazes de compensar a perda da informação visual (Hakkinen et al., 2006).

O resumo abaixo mostra os principais trabalhos que avaliaram o equilíbrio postural de deficientes visuais (utilizando como método de estudo a estabilometria) e seus principais resultados.

REFERÊNCIA	AMOSTRA	RESULTADOS DOS TESTES DE EQUILÍBRIO ESTÁTICO	RESULTADOS DOS TESTES DE EQUILÍBRIO DINÂMICO
Nakata et al (2001)	9 cegos e 9 controles		Desvio-padrão das oscilações: cegos = controles
Sforza et al (2000)	19 cegos e 19 controles	área de oscilação: cegos = controles	
Maeda et al (1998)	44 cegos idosos e 39 controles	área de oscilação: cegos > controles	
Schimid et al (2007)	25 cegos e 25 controles	área de oscilação: cegos > controles	
Ray et al (2008)	23 cegos e 23 controles	pontuação dos cegos = dos controles	pontuação dos cegos < pontuação dos controles
Giagazoglou et al (2009)	10 cegas e 10 controles	amplitude pico a pico e desvio padrão do COP: cegas > controles	

Os resultados acima apresentados estão descritos comparando o grupo de cegos com o grupo controle com os olhos abertos.

Portanto, parece não existir um consenso na literatura em relação às modificações no controle postural entre indivíduos deficientes visuais e indivíduos sem comprometimento visual, em relação à existência de mecanismos compensatórios que substituam a informação visual no que se refere ao controle

postural. Essa discussão tem sido estimulada em parte pela idéia geral de que deficientes visuais, comparados com indivíduos sem comprometimento visual, desenvolveriam maior habilidade no uso das informações sensoriais remanescentes para compensar a perda da visão. Esta proposta advém da observação de plasticidade compensatória após perda visual precoce em estudos com modelos animais (Rauschecker, 1995). Em humanos, outras evidências demonstraram em cegos que áreas destinadas ao processamento visual em indivíduos com visão normal são ativadas em resposta a estímulos auditivos (Kujala et al., 1995; Theoret et al., 2004; Weeks et al., 2000) ou durante a leitura em Braille (Cohen et al., 1997; Hamilton & Pascual-Leone, 1998; Sadato et al., 1998; Theoret et al., 2004). Outros trabalhos relataram melhor desempenho de deficientes visuais quando comparados com indivíduos videntes em tarefas de discriminação tátil (Goldreich & Kanics, 2003) e auditiva (Gougoux et al., 2004; Kujala et al., 2000; Lessard et al., 1998; Roder et al., 1999; Voss et al., 2004), apoiando a evidência da utilização de uma estratégia compensatória por deficientes visuais.

Dessa forma, muitas evidências parecem apontar que a perda da informação visual provoca uma plasticidade cerebral no que se refere às mudanças no processamento das informações sensoriais em função da ausência da informação sensorial visual. Contudo, não está claro ainda se estas mudanças também estariam relacionadas aos ajustes referentes aos sistemas visual, vestibular e somatosensorial para o controle da postura.

Justificativa:

O controle da postura é uma habilidade motora complexa dependente da integração multisensorial. O controle postural é inerente ao planejamento motor gerado para a realização de qualquer tarefa motora. Por isso, dificuldades com o equilíbrio corporal podem representar uma barreira à independência do indivíduo e ter consequências perigosas como aumento do risco e dos prejuízos causados por quedas. O interesse sobre o desempenho do sistema de controle postural em pessoas deficientes visuais é antigo. Porém, apesar da existência de trabalhos que estudaram o assunto, não há uma definição para existência ou não de compensação para a perda visual no que se refere ao controle postural, bem como esclarecimentos sobre os principais mecanismos adotados por esta população para controlar a postura ereta. Neste trabalho, tentaremos entender essas questões a partir de uma amostra de deficientes visuais completamente cegos durante tarefas posturais simples, avaliadas através da estabilometria.

Objetivo geral:

Este estudo teve como objetivo geral avaliar o equilíbrio de deficientes visuais visando contribuir para o entendimento de como o sistema de controle postural se comporta na ausência permanente da informação visual.

Objetivos específicos:

- 1) Investigar o comportamento estabilométrico de voluntários completamente cegos durante tarefas posturais de equilíbrio estático, comparando-o ao obtido em um grupo controle com visão normal ou corrigida;
- 2) Verificar a relação entre os parâmetros estabilométricos e a deficiência visual.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Dois grupos de voluntários participaram deste estudo. Um grupo foi formado por deficientes visuais com severo grau de comprometimento visual e o outro grupo foi composto por voluntários com visão normal ou corrigida. Todos os deficientes visuais eram atletas de futebol que jogam em diferentes times do Brasil e alguns faziam parte da seleção para-olímpica brasileira de futebol para cegos. O grupo de indivíduos com visão normal praticava atividade física regularmente e foi utilizado como grupo controle. Nenhum dos sujeitos utilizados no estudo apresentou qualquer distúrbio neurológico ou ortopédico. A coleta de dados completa constituiu das seguintes etapas:

- ✓ Preenchimento do termo de consentimento livre e esclarecido e a ficha de dados pessoais (em anexo);
- ✓ Realização da coleta de dados antropométricos (peso e altura);
- ✓ Realização da avaliação do equilíbrio postural (estabilometria).

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF) da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) – nº 093/2003.

2.1 Amostra

O grupo deficiente visual foi constituído de 38 atletas completamente cegos. O grau de comprometimento visual dos atletas utilizados no estudo variou da não

percepção de luz, à percepção de luz, mas com incapacidade de reconhecimento de forma (classificação B1 de acordo com a *International Blind Sports Federation*). Os problemas visuais que deram origem à deficiência em todos os participantes do estudo foram de origem periférica (anexo). A idade de perda visual variou do nascimento até 19 anos.

O grupo controle foi formado por 32 voluntários com visão normal ou corrigida e eram praticantes de atividade física regular. A Tabela 1 apresenta as principais características físicas dos indivíduos utilizados na amostra.

TABELA 1 – Características da amostra (valores apresentados como média \pm desvio-padrão).

Grupos	Idade (anos)	Massa (Kg)	Estatura (cm)
Cegos (n=38)	28,71 \pm 5,47	70,92 \pm 14,39	167,72 \pm 13,46
Controles (n=32)	23 \pm 5,37	77,30 \pm 12,49	168,85 \pm 29,61

Com o intuito de verificar diferenças existentes entre os grupos para os dados antropométricos, fator já descrito na literatura como sendo capaz de influenciar os parâmetros estabilométricos (Chiari et al., 2002), foi rodado um teste t para amostras independentes. O resultado não revelou diferenças entre os dois grupos para as variáveis massa ($t(65)=-1,9$; $p=0,06$) e estatura ($t(65)=-0,2$; $p=0,83$). A variável idade mostrou-se estatisticamente diferente entre os dois grupos ($t(65)=4,2$; $p=0,00007$), sendo o grupo deficiente visual um pouco mais velho que o grupo controle. Apesar

da significância estatística entre os grupos ter sido encontrada para o parâmetro idade, clinicamente é pouco provável que este fato seja capaz de influenciar o controle da postura, estando à faixa de idade média dos dois grupos entre 20-30 anos, classificados como jovens. Apesar do grupo controle ter sido formado por 32 indivíduos, alguns voluntários tiveram que ser excluídos em três análises realizadas (dados antropométricos, tempo semanal dedicado a prática de atividade física e medo de quedas) em função da perda dos dados coletados.

Da mesma forma, como a prática de atividade física pode influenciar a estabilidade corporal (Perrin et al., 2002), um teste-t para amostras independentes foi utilizado para verificar a existência de diferenças no tempo semanal dedicado à realização de atividades esportivas nos dois grupos. O resultado não evidenciou diferenças estatísticas entre os grupos ($t(63)=0,1$; $p=0,9$), sendo a média de tempo semanal dedicado a realização de atividades esportivas do grupo cego ($302,57 \pm 122,91$ min) semelhante ao tempo do grupo controle ($297,17 \pm 290,96$ min).

2.2 Procedimentos experimentais

2.2.1 Registro estabilométrico

A fim de quantificar as oscilações corporais produzidas na postura ereta, utilizou-se uma plataforma de força AccuSway Plus – AMTI, portátil, com formato retangular e dimensões: 50 cm de comprimento por 50 cm de largura e 44 mm de espessura, massa 11,8kg, constituída de compósito (Figura 1).

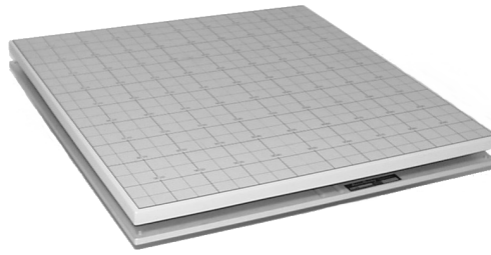


FIGURA 1: Plataforma de força portátil AccuSway Plus – AMTI

Assim, a plataforma estabilométrica possui quatro células de carga, uma em cada extremidade, possibilitando que o registro da força e dos momentos de força possam ser feitos nos três eixos (x , y e z).

A variável estudada na estabilometria é o centro de pressão (COP) dos pés, que consiste na resultante das forças aplicadas sobre a plataforma, em um instante t , pelo corpo do sujeito. A série temporal desta variável representa as oscilações corporais produzidas na postura ereta. Dessa forma, é possível calcular as coordenadas da posição do COP em cada instante t a partir do sinal das células de carga (Bizzo et al., 1985). A partir dessa informação pode-se obter as duas séries temporais formadas pelos deslocamentos do COP na direção lateral (ML) e na direção ântero-posterior (AP).

Muitos são os parâmetros utilizados para avaliar o equilíbrio corporal na literatura. Estes diferem quanto à utilização de elementos espaciais, temporais ou espectrais em sua análise (para revisão aprofundada sobre os parâmetros estabilométricos ver Prieto et al., 1996).

No presente estudo, os parâmetros do COP calculados foram (Figura 2) :

- a) Área Elíptica: O cálculo deste parâmetro baseia-se na análise de componentes principais, considerando os pontos de deslocamento do COP nos eixos AP e ML simultaneamente. A partir desta análise obtêm-se uma elipse que se ajusta em média a 85,35% das amostras dos pontos de posição do COP em ambos os eixos (Oliveira et al., 1996). **Unidade: mm².**

Os demais parâmetros foram calculados para as direções ML e AP, separadamente, são eles (Figura 2):

- b) Desvio-padrão – Medida de variabilidade, calculada a partir das mudanças de posições instantâneas nas direções ML e AP em relação de uma posição média. **Unidade: mm.**
- c) Velocidade média – Corresponde à variação dos deslocamentos dos pontos do COP nas direções ML e AP em um intervalo de tempo ($\Delta s/\Delta t$). **Unidade: mm/s.**
- d) Frequência Média – corresponde à média das frequências das oscilações, ponderada pelas respectivas potências, nas direções ML e AP. É calculada a partir do espectro de potência dos sinais estabilométricos, utilizando-se um método não-paramétrico na estimativa da função de densidade espectral de potência através da Transformada Rápida de Fourier (FFT), com resolução de frequência de 0,016 HZ. **Unidade: Hz.**

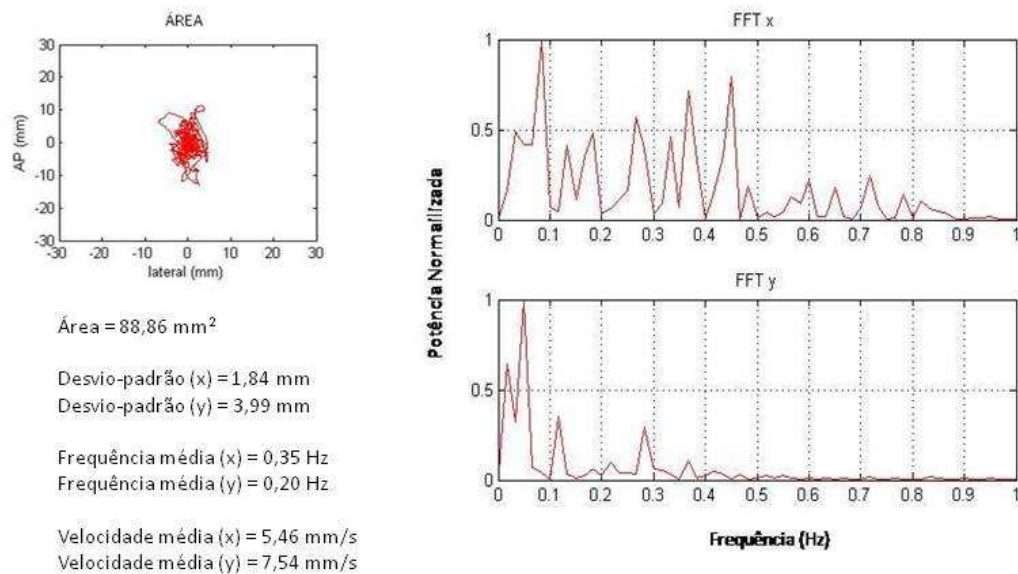


FIGURA 2 – Exemplo de um registro estabilométrico e dos parâmetros calculados de um voluntário cego durante a condição pés afastados e olhos abertos.

2.2.2 Paradigma Experimental

Após a coleta dos dados antropométricos, o voluntário era orientado a subir descalço na plataforma distanciada a 2 metros da parede e permanecer na postura em pé natural olhando para frente com os braços ao lado do corpo. Quatro diferentes condições foram avaliadas:

1. permanecer em pé olhando para frente com os pés afastados e com os olhos abertos (condição AA);
2. permanecer em pé olhando para frente com os pés afastados e com os olhos fechados e vendados (condição AF);
3. permanecer em pé olhando para frente com os pés unidos e com os olhos abertos (condição UA);
4. permanecer em pé olhando para frente com os pés unidos e com os olhos fechados e vendados (condição UF).

Os voluntários cegos também foram testados com os olhos fechados (vendados) com o intuito de se evitar questionamentos sobre a influência da

percepção luminosa mínima de alguns deficientes durante os testes estabilométricos. Sendo assim, essas condições para este grupo funcionaram como condições controle.

Na condição pés afastados, o posicionamento dos pés foi determinado pelo voluntário e deveria seguir o padrão adotado pelo mesmo na postura natural em pé. A fim de evitar diferenças no posicionamento dos pés durante as duas condições experimentais com base de suporte afastada, o posicionamento nesta condição foi marcado em um papel milimetrado localizado sobre a plataforma antes da coleta estabilométrica que permaneceu durante todo o experimento. Assim, quando tal condição era solicitada, o voluntário posicionava os pés sobre a pegada demarcada no papel, mantendo precisamente a mesma configuração durante as duas condições experimentais com pés afastados.

Além disso, porque para a condição pés afastados o posicionamento dos pés foi determinado pelo voluntário e a distância de afastamento dos pés pode influenciar a oscilação corporal principalmente no eixo ML (Day et al., 1993), um teste-t para amostras independentes foi usado para verificar a existência de diferenças quanto ao posicionamento dos pés na condição pés afastados entre o grupo cego e o grupo controle. Para isso, utilizou-se a marcação da pegada adotada pelo voluntário nesta condição no papel milimetrado. Através do cálculo da área do polígono formado pelas extremidades do pé, obteve-se o tamanho da base de suporte para cada voluntário. O resultado mostrou diferenças estatísticas entre os grupos ($t(68)=-3,1$; $p=0,002$), com o grupo cego possuindo em média menor área de base de suporte ($796,95 \pm 142 \text{ cm}^2$) que o grupo controle ($899,68 \pm 130,53 \text{ cm}^2$). Em razão do quadrilátero formado pela pegada demarcada no papel milimetrado ser um trapézio, as diferenças existentes entre os grupos poderiam estar no tamanho da

base menor, que é a distância entre os calcanhares e é referente ao afastamento dos pés; no tamanho da base maior, que é a distância entre os dedos mínimos e é referente à abdução dos pés; ou na altura, que é a distância entre o calcanhar e o hálux e é referente ao comprimento dos pés. Para identificar onde estariam localizadas as diferenças entre os grupos, um novo teste-t para amostras independentes foi rodado, comparando os valores acima mencionados entre os grupos. Os resultados revelaram a existência de diferença estatística entre os grupos para base menor ($t(68)=-4,5$; $p<0,0001$) e para altura da base ($t(68)=-3,4$; $p=0,001$), sempre com o grupo controle possuindo maiores valores que o grupo cego. Não foram observadas diferenças estatísticas entre os grupos para base maior ($t(68)=-0,35$; $p=0,7$). Estes resultados mostraram que a diferença encontrada entre o tamanho da base de suporte do grupo cego em relação ao grupo controle foi devido a um maior comprimento dos pés e um posicionamento dos mesmos mais abduzidos no grupo controle e não por diferenças existentes entre a distância de afastamento dos pés dos grupos. (Kirby et al., 1987; Okubo et al., 1979) mostraram que o ângulo formado pelo afastamento dos pés (abdução) não influencia as oscilações corporais. Dessa forma, é pouco provável que as diferenças aqui encontradas sejam capazes de alterar os parâmetros estabilométricos avaliados.

Durante a condição pés unidos, os pés do sujeito deveriam permanecer unidos de forma que os maléolos mediais ficassem em contato (Figura 3).

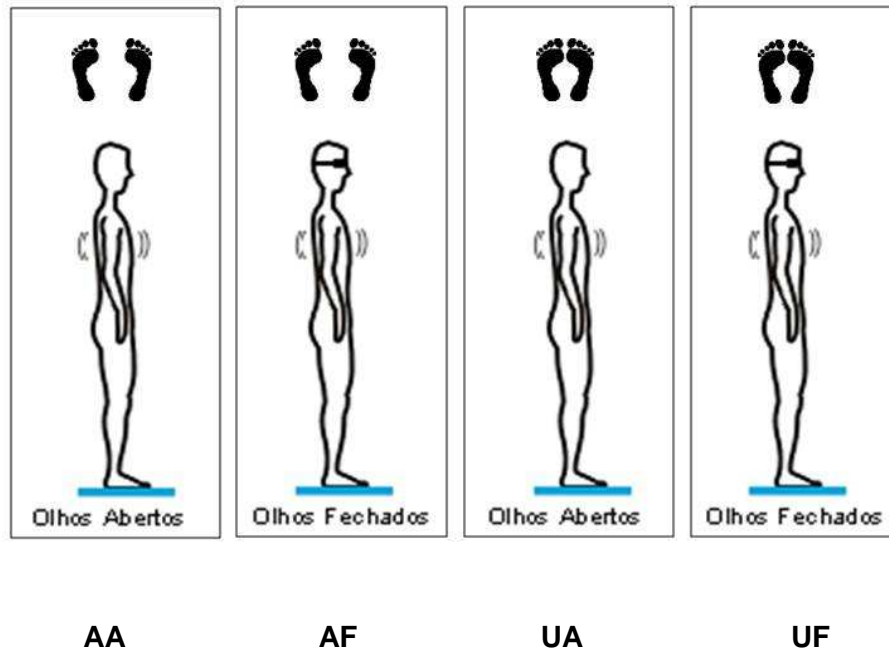


FIGURA 3: Esquema ilustrativo das quatro condições experimentais

Os voluntários receberam a seguinte instrução sobre a plataforma, imediatamente antes de cada tarefa:

SUA TAREFA É A SEGUINTE:

“Você deve permanecer em pé sobre a plataforma olhando para frente. Serão realizadas quatro aquisições com duração de 60 segundos cada. Com olhos abertos ou com olhos vendados, duas diferentes situações serão solicitadas: pés unidos ou afastados a uma distância normalmente adotada por você ao parar em pé. Nós iremos lhe avisar o momento em que daremos início à tarefa e o momento de seu término. Durante a aquisição é proibido realizar movimentos voluntários como, por exemplo, alterar o posicionamento da cabeça ou dos braços.”

Os voluntários realizaram uma tentativa para cada condição testada e a duração de cada uma delas foi de 60 segundos. Não foi realizado treino antes do início da sessão experimental. A ordem das condições foi randomizada entre os voluntários, o início de cada teste foi sinalizado verbalmente pelo experimentador e o intervalo entre um teste e outro teve duração aproximada de 30 segundos, permanecendo o voluntário sobre a plataforma durante este período. A plataforma de força foi calibrada antes do início de cada sessão experimental e encontrava-se a 2 metros de distância da parede. Durante as condições com os olhos abertos os voluntários videntes não receberam nenhuma orientação para fixarem o olhar sobre um ponto específico.

Evidências da influência de fatores emocionais como o medo de cair sobre os parâmetros estabilométricos já estão descritas (Davis et al., 2009). Por isso, uma pergunta sobre o grau de preocupação com possíveis quedas (que contemplou uma escala que variou de 0 a 10, com valores mais altos sinalizando para uma maior preocupação) foi adicionada na ficha de dados pessoais preenchida pelos participantes (em anexo), uma vez que se acreditava que os voluntários deficientes visuais se preocupariam mais com possíveis quedas que os voluntários controles. Para testar esta hipótese um teste-t para amostras independentes foi utilizado. Os resultados não revelaram significância estatística entre os grupos ($t(67)=1,85$; $p=0,069$), apesar da tendência do grupo cego ($3,13 \pm 3,5$) preocupar-se mais com possíveis quedas que o grupo controle ($1,8 \pm 3,13$).

2.2.3 Aquisição e análise dos dados

Para a aquisição do sinal estabilométrico utilizou-se o programa Balance Clinic – AMTI com um filtro passa-baixa “anti-aliasing” de 5 Hz e uma frequência de amostragem dos dados de 50 Hz. O cálculo dos parâmetros estabilométricos foi realizado em um programa desenvolvido em *Matlab* R2007b. O tempo de aquisição e posterior análise do sinal sobre o qual os parâmetros são calculados foi de 60 segundos.

Para verificação de valores *outliers* na amostra (sujeitos com valores muito diferentes da média para um determinado parâmetro), foram calculados três desvios padrão em relação à média para cada parâmetro no grupo controle e no grupo de deficientes visuais. Os voluntários que apresentaram valores superiores ou inferiores ao adotado como ponto de corte para qualquer parâmetro calculado foram excluídos das análises. Um total de 35 voluntários com visão normal participaram do estudo, porém após a análise dos *outliers*, 3 indivíduos foram eliminados. Dessa forma, 32 sujeitos formaram o grupo controle. Para o grupo de deficientes não foi identificado nenhum valor *outlier* para todos os parâmetros analisados, permanecendo o grupo cego com 38 sujeitos.

O programa Statistica 7 foi utilizado para a análise estatística dos dados e o nível de significância (α) adotado foi de 0,05.

O teste estatístico aplicado para identificação de possíveis diferenças entre os grupos e as condições foi uma análise de variância de três fatores para medidas repetidas (ANOVA *three-way*). Os fatores intra-sujeito considerados foram: base de suporte (pés afastados ou pés unidos) e condição visual (olhos abertos ou olhos fechados). O fator intersujeito considerou os diferentes grupos (cegos e controle). No caso de significância estatística ter sido encontrada na ANOVA, a análise de

comparações planejadas foi selecionada para identificar onde foram observadas as diferenças estatísticas.

3. RESULTADOS

A figura 4 mostra os deslocamentos do COP, nos eixos ML e AP, de um sujeito representativo de cada um dos grupos testados (cegos e controle).

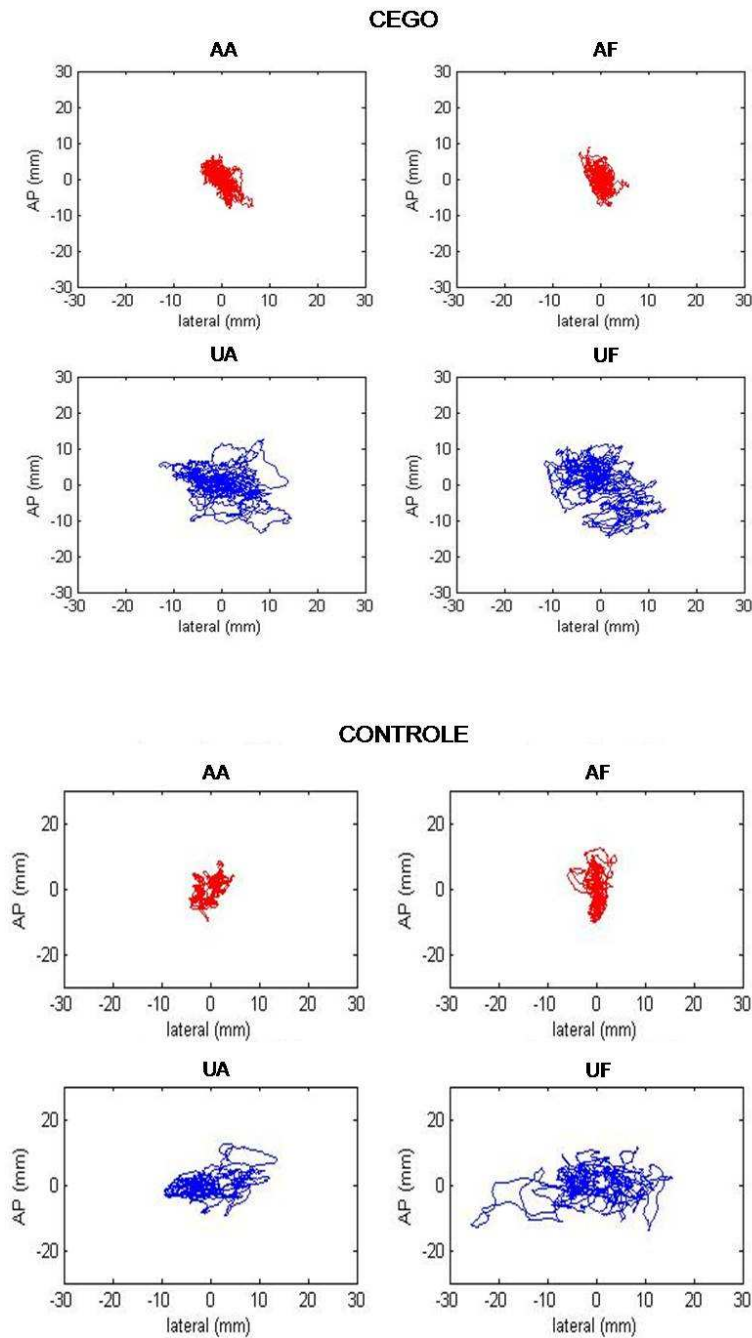


FIGURA 4: Oscilações corporais nas quatro condições experimentais testadas (AA, AF, UA e UF) de um sujeito representativo do grupo cego e do grupo controle.

As tabelas 2 e 3 exibem os valores médios para cada um dos parâmetros estabilométricos nas quatro condições testadas para os dois grupos.

TABELA 2 – Média e desvio padrão dos parâmetros estabilométricos no grupo de voluntários cegos para as quatro condições experimentais.

Parâmetros Estabilométricos	CEGOS			
	AA	AF	UA	UF
Área (mm ²)	101,86±41,9	94,34±50	315,2±146,17	320,89±115,34
Desvio padrão - ml (mm)	2,38±0,81	2,18±0,70	5,45±1,48	5,49±1,17
Desvio padrão - ap (mm)	3,83±0,87	3,66±1,08	4,72±1,22	4,82±1,14
Frequência média - ml (Hz)	0,26±0,14	0,26±0,10	0,30±0,07	0,31±0,08
Frequência média - ap (Hz)	0,22±0,08	0,25±0,09	0,27±0,09	0,26±0,10
Velocidade média - ml (mm/s)	9,27±3,43	9,46±3,85	16,67±5,08	17,64±6,67
Velocidade média - ap (mm/s)	14,50±6,25	14,77±6,28	15,81±5,03	16,24±5,05

AA= condição pés afastados com olhos abertos; AF= condição pés afastados com olhos fechados; UA= condição pés unidos com olhos abertos; UF= condição pés unidos com olhos fechados.

TABELA 3 – Média e desvio padrão dos parâmetros estabilométricos dos voluntários do grupo controle para as quatro condições experimentais.

Parâmetros Estabilométricos	CONTROLES			
	AA	AF	UA	UF
Área (mm ²)	70,07±34,81	89,81±40,69	330,54±139	398,64±167,88
Desvio padrão - ml (mm)	1,70±0,70	1,68±0,62	5,52±1,37	5,96±1,32
Desvio padrão - ap (mm)	3,67±0,89	4,77±1,39	5,01±1,32	5,57±1,67
Frequência média - ml (Hz)	0,24±0,12	0,28±0,13	0,23±0,08	0,28±0,08
Frequência média - ap (Hz)	0,15±0,05	0,16±0,06	0,18±0,06	0,24±0,09
Velocidade média - ml (mm/s)	4,56±0,79	4,77±1,01	10,42±2,45	12,94±3,26
Velocidade média - ap (mm/s)	6,08±0,89	7,54±1,41	8,49±1,42	11,22±2,21

AA= condição pés afastados com olhos abertos; AF= condição pés afastados com olhos fechados; UA= condição pés unidos com olhos abertos; UF= condição pés unidos com olhos fechados.

3.1 Área de oscilação

A análise de variância (ANOVA) revelou um efeito principal para base de suporte ($F(1, 68)=346,82$; $p<0.0001$), bem como para condição visual ($F(1, 68)=4,64$; $p=0,03$), além de uma interação significativa entre base de suporte x grupo ($F(1, 68)=5,70$; $p=0,02$) e condição visual x grupo ($F(1, 68)=5,04$; $p=0,03$). A análise de comparações planejadas mostrou o efeito da redução da base de suporte sobre a área de oscilação, tendo a base de suporte com pés afastados menores valores de

área do que a base de suporte com pés unidos ($p < 0,001$) em ambos os grupos. Além disso, diferenças significativas foram observadas entre as condições visuais para o grupo controle ($p = 0,004$), tendo a condição visual olhos abertos menores valores de área que a condição visual olhos fechados, evidenciando a importância da informação visual para este grupo. Não foram observadas diferenças entre as condições visuais para o grupo cego ($p = 0,9$). Quando o contraste entre os grupos foi aplicado, observou-se que a condição pés afastados do grupo cego diferiu da base de suporte afastada do grupo controle ($p = 0,03$), com maiores valores sendo exibidos pelo grupo cego. No entanto, não houve diferença entre os grupos para base de suporte unida ($p = 0,1$), bem como para condição visual olhos abertos ($p = 0,7$) e condição visual olhos fechados ($p = 0,07$ - Figura 5).

Nos gráficos abaixo, significâncias estatísticas reveladas pela ANOVA para os efeitos principais e interações entre dois fatores (base de suporte x grupo; condição visual x grupo) estão descritas na legenda do gráfico. Interações entre três fatores (base de suporte x condição visual x grupo) estão descritas no corpo do gráfico. Diferenças entre os grupos estão descritas somente na legenda da figura. Valores estão representados como média \pm desvio-padrão.

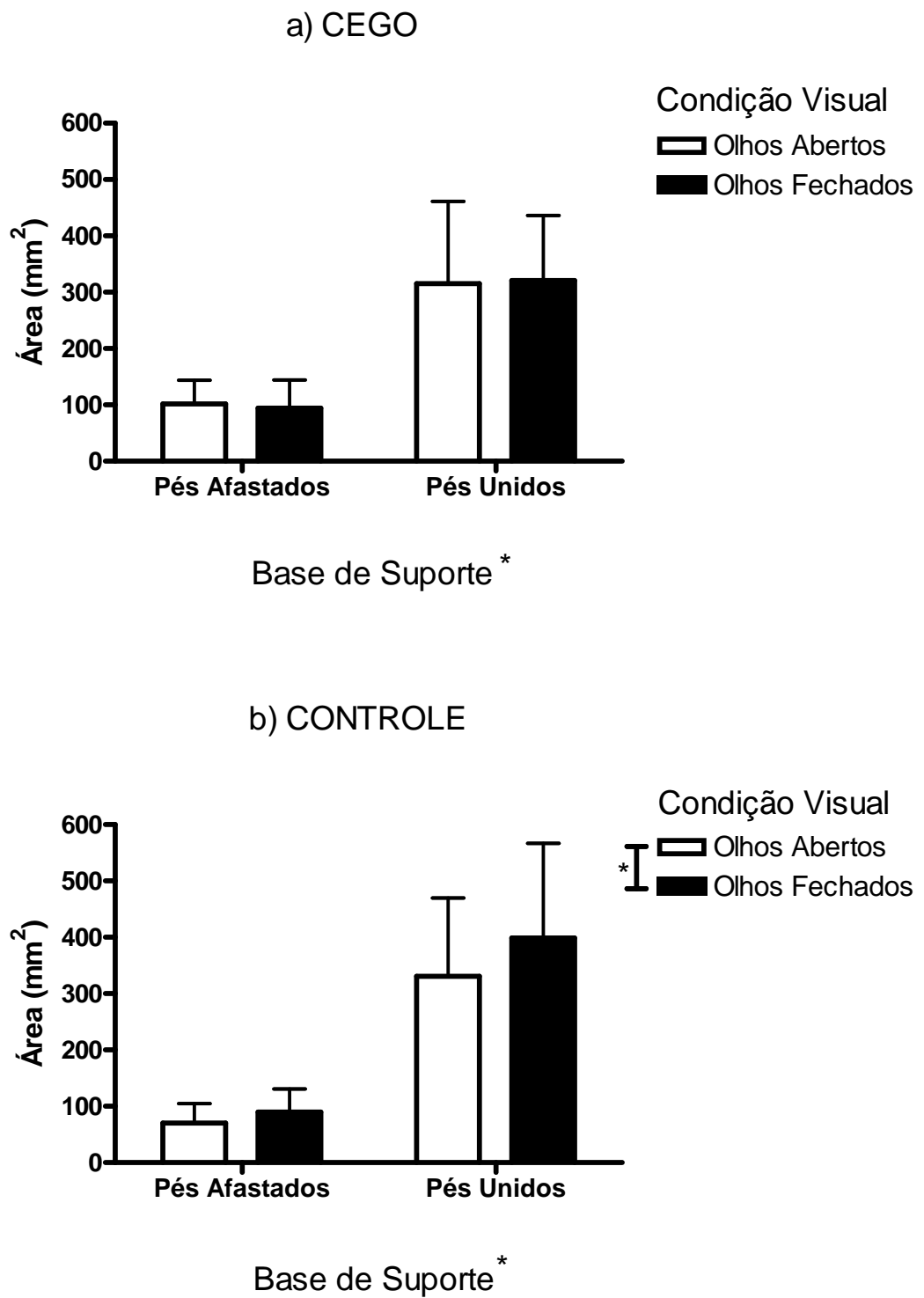


FIGURA 5 – Área de oscilação para cada condição experimental. a) grupo cego e b) grupo controle. A base de suporte pés afastados do grupo cego diferiu da base de suporte afastada do grupo controle com maiores valores sendo apresentado pelo grupo cego.

3.2 Desvio-padrão no eixo médio-lateral (DPml)

O parâmetro desvio padrão lateral mostrou diferenças estatísticas para base de suporte ($F(1, 68)=702,98$; $p<0.0001$), assim como uma interação entre base de suporte x grupo ($F(1, 68)=9,95$; $p=.002$). A análise de comparações planejadas evidenciou, assim como para o parâmetro área de oscilação, a influência da base de suporte sobre o DPml nos dois grupos de voluntários (Figura 6), com maiores valores para a base de suporte pés unidos quando comparada a base de suporte pés afastados ($p<0,001$). A comparação entre os grupos acusou diferenças quando a base com os pés afastados foi comparada ($p=0,00008$), com o grupo cego possuindo maiores valores que o grupo controle. O mesmo não se confirmou para a comparação da base com os pés unidos ($p=0,3$ - Figura 6).

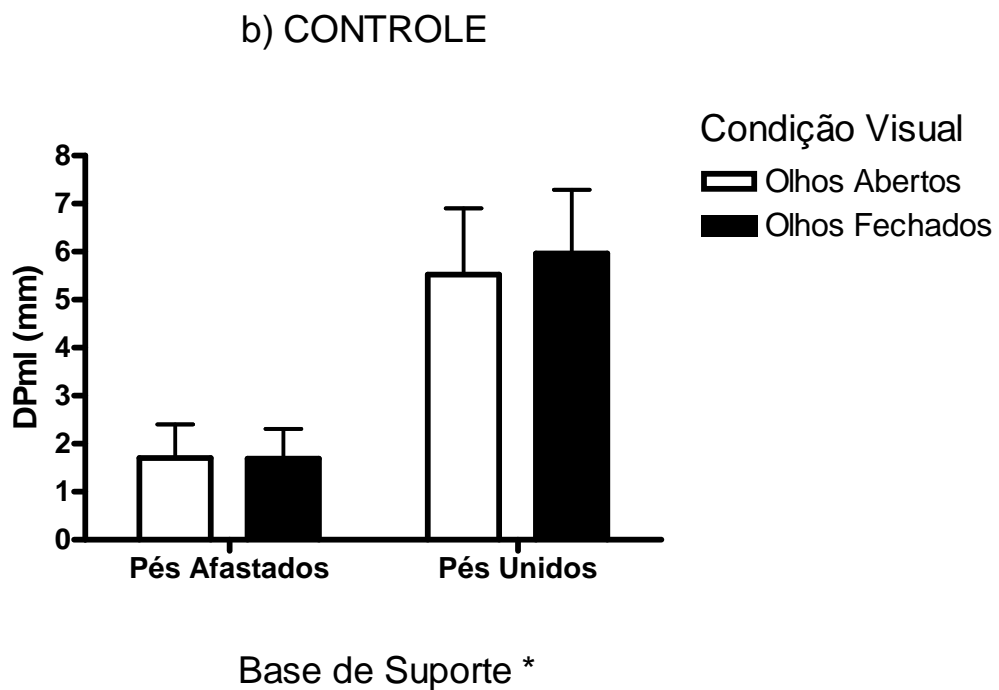
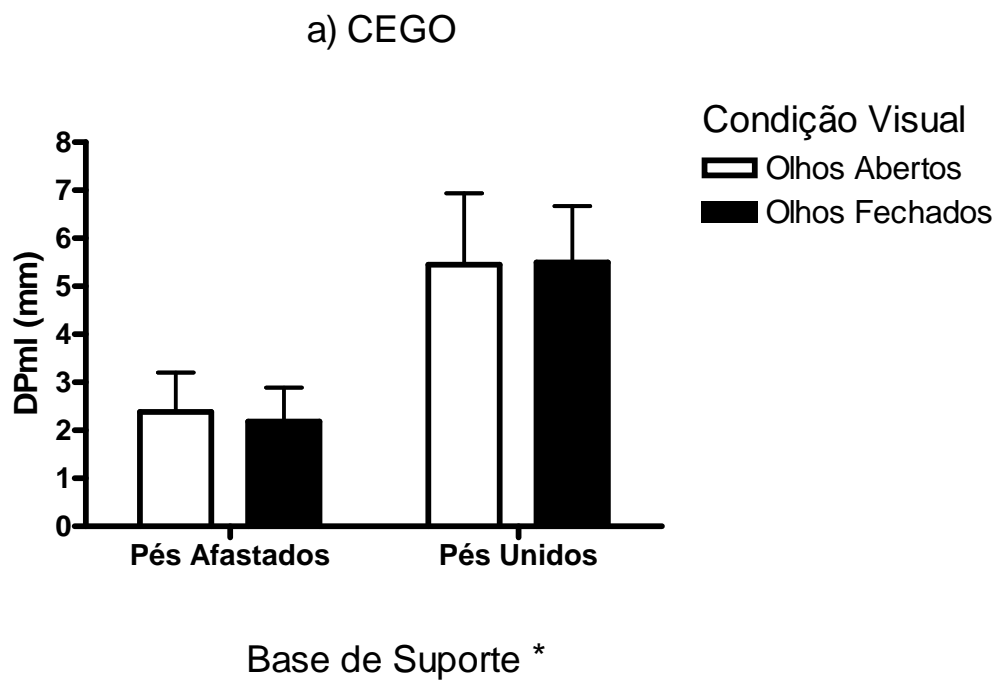


FIGURA 6 – Desvio-padrão, no eixo ML, dos deslocamentos do centro de pressão para cada condição experimental. a) grupo cego e b) grupo controle. A base de suporte: pés afastados do grupo cego diferiu da base de suporte afastada do grupo controle com maiores valores sendo apresentado pelo grupo cego.

3.3 Desvio-padrão no eixo ântero-posterior (DPap)

O desvio-padrão no eixo AP apresentou um efeito principal para grupo ($F(1, 68)=7,19$; $p=0,009$), base de suporte $F(1, 68)=53,28$; $p<0,00001$), condição visual ($F(1, 68)=8,03$; $p=0,006$), além de uma interação significativa entre condição visual x grupo $F(1, 68)=9,38$; $p=0,003$) e entre base de suporte x condição visual x grupo ($F(1, 68)=4,15$; $p=0,04$). O contraste entre as condições experimentais testadas mostrou influência da condição visual nas duas bases de suporte para o grupo controle ($p<0,05$), uma vez que, as condições com os olhos abertos (AA e UA) apresentaram menor valor de DPap que as condições com os olhos fechados (AF e UF), confirmando a importância da informação visual para este grupo. Este efeito não foi encontrado para o grupo cego ($p>0,4$). Além disso, o efeito da base de suporte sobre este parâmetro foi evidenciado para os grupos cego e controle, uma vez que, a condição AA diferiu estatisticamente da condição UA ($p<0,0001$ e $p<0,0001$; respectivamente), bem como a condição AF diferiu da condição UF ($p<0,0001$ e $p=0,007$; respectivamente). O contraste entre os grupos mostrou que tanto a condição AA, quanto a condição UA não se apresentaram estatisticamente diferentes ($p=0,4$ e $p=0,3$ respectivamente). Entretanto, o mesmo não foi observado para as condições AF e UF que apresentaram diferenças estatísticas ($p=0,000004$ e $p=0,03$; respectivamente), tendo o grupo deficiente visual valores mais baixos de DPap do que o grupo vidente nessas condições. Este resultado evidencia que o comportamento do grupo cego foi semelhante ao observado no grupo controle com os olhos abertos (Figura 7).

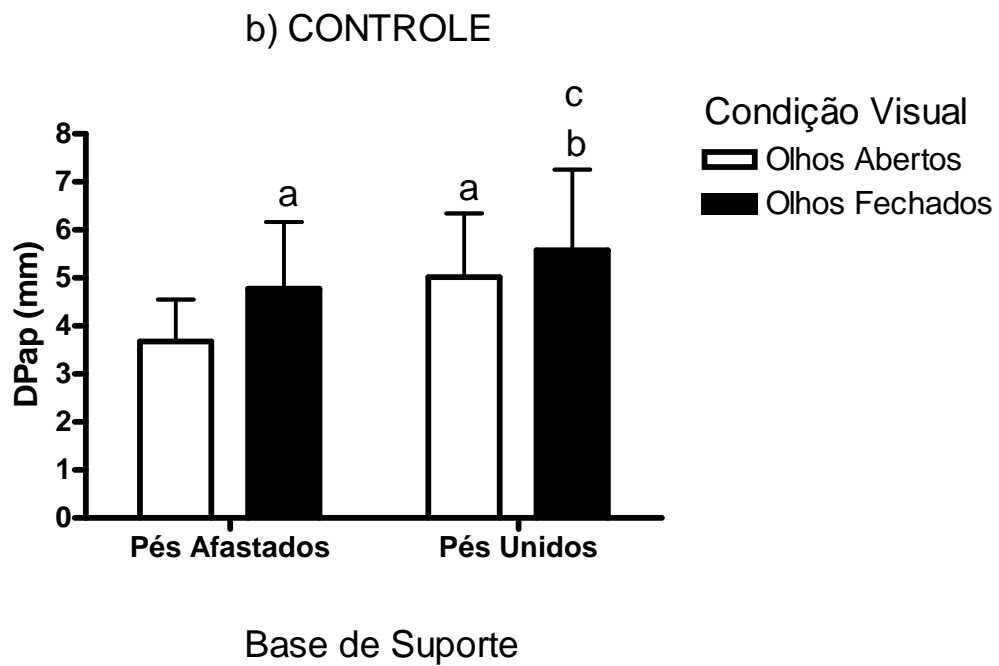
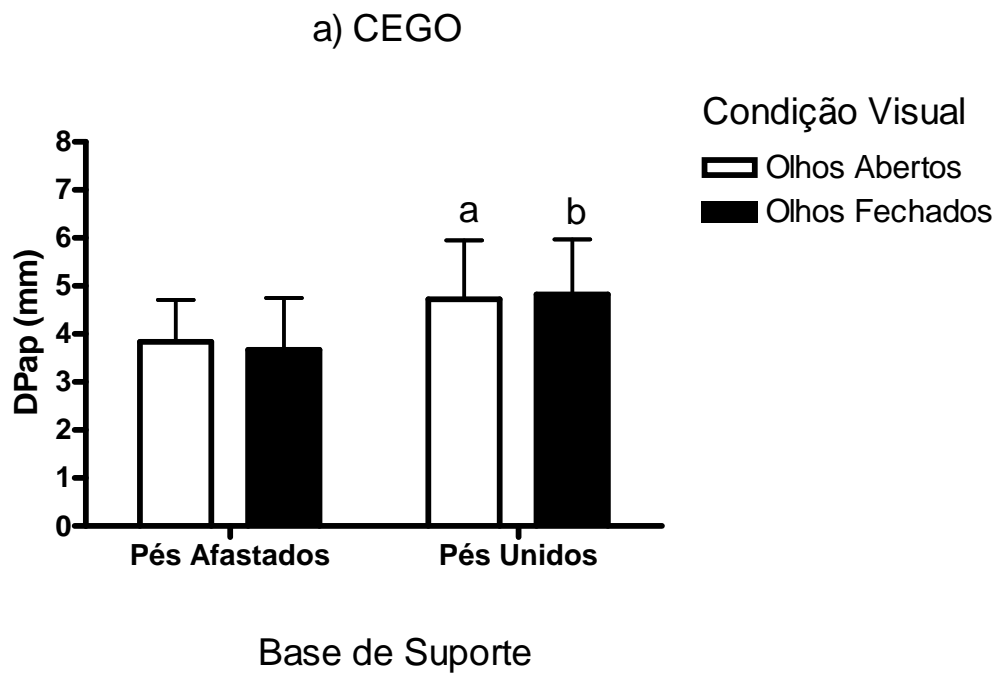


FIGURA 7 - Desvio-padrão dos deslocamentos do COP no eixo AP para cada condição experimental. a) grupo cego e b) grupo controle. No gráfico, a letra **a** sinaliza para diferenças estatísticas em relação à condição AA, a letra **b** em relação à condição AF e a letra **c** em relação à condição UA. Diferenças entre os grupos foram observadas entre as condições AF e UF, com valores mais elevados encontrados no grupo controle.

3.4 Frequência média no eixo médio-lateral (FMml)

Neste parâmetro foram observadas diferenças significativas somente para o fator condição visual ($F(1, 68)=4,44$; $p=0,04$), com valores mais elevados para a condição com os olhos fechados.

3.5 Frequência média no eixo ântero-posterior (FMap)

A análise de variância revelou um efeito principal para grupo ($F(1, 68)=21,76$; $p=0,00001$), base de suporte ($F(1, 68)=24,38$; $p=0,00001$), condição visual ($F(1, 68)=5,03$; $p=0,03$), assim como uma interação entre base de suporte x condição visual x grupo ($F(1, 68)=8,35$; $p=0,005$). A análise de comparações planejadas revelou a importância da informação visual para o grupo controle durante a condição experimental mais desafiadora (base de suporte reduzida: pés unidos), tendo a condição UF maiores valores de FMap que a condição UA ($p=0,002$). Além disso, a influência da base de suporte foi demonstrada para o grupo controle durante as condições em que a visão não estava presente, possuindo a condição UF valores mais aumentados de FMap do que a condição AF ($p=0,0001$). Este efeito da base de suporte também pôde ser visto no grupo deficiente visual, todavia as diferenças foram observadas entre as condições AA e UA ($p=0,0002$), com maiores valores exibidos na condição com pés unidos. Diferenças entre os grupos foram observadas para a condição AA ($p=0,00008$), AF ($p=0,00009$) e UA ($p=0,00003$), tendo o grupo cego sempre valores muito mais elevados de FMap do que o grupo controle nestas condições. Não foram encontradas diferenças para a condição UF ($p=0,2$). Nesta condição, os valores de FMap observados no grupo controle se aproximaram dos valores de FMap observados para quase todas as condições experimentais no grupo cego (Figura 8).

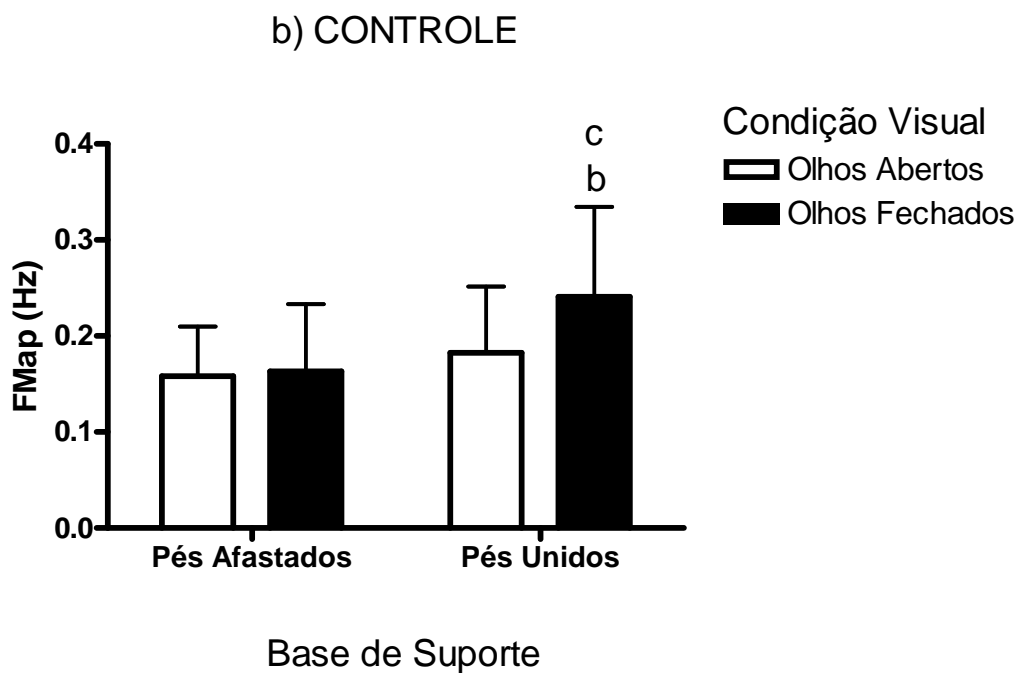
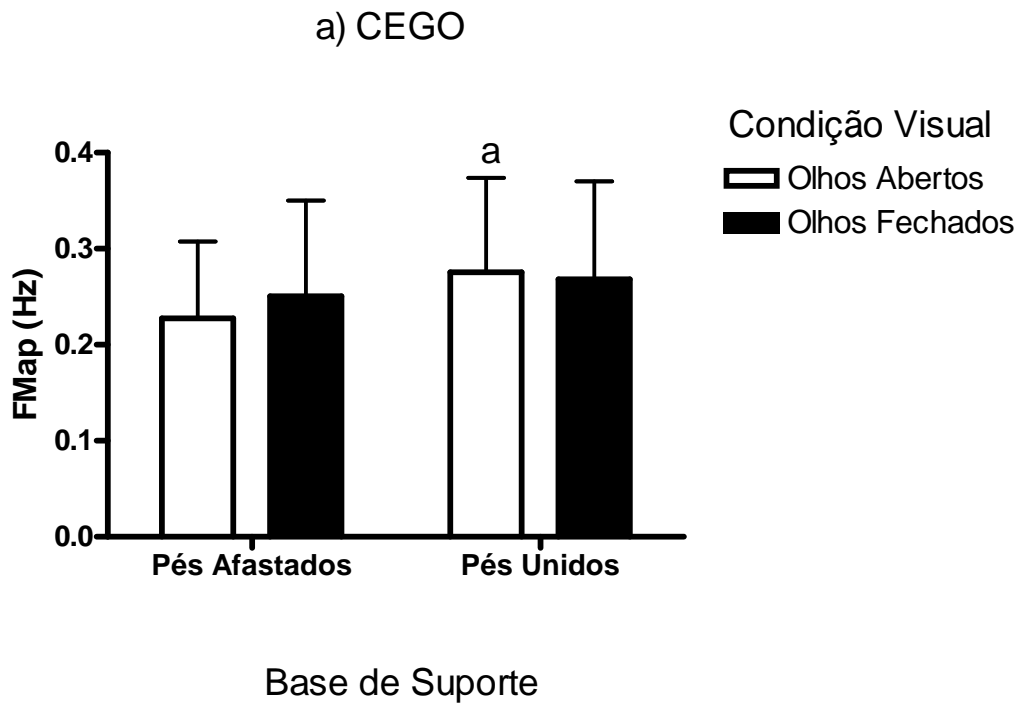
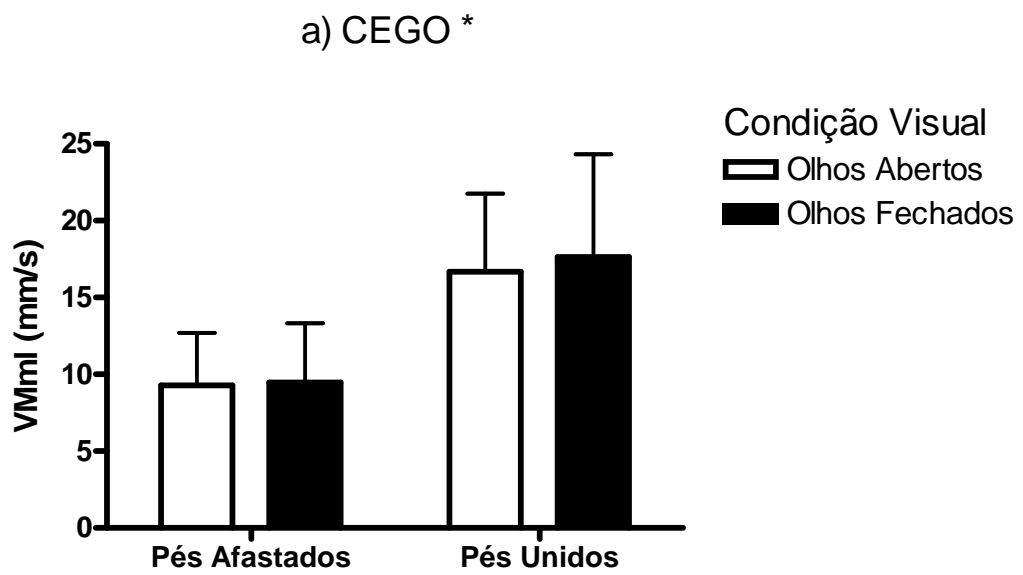


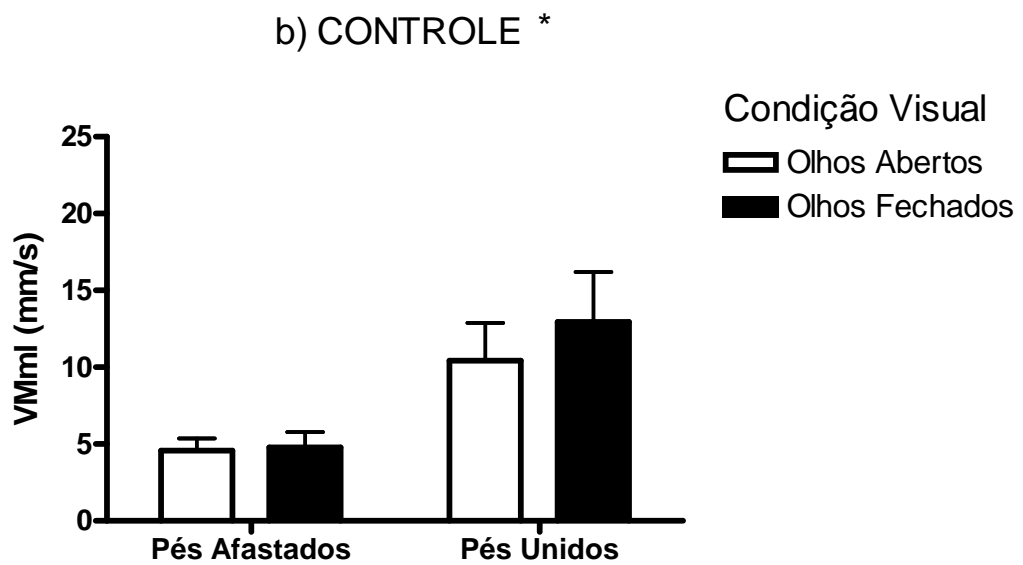
FIGURA 8 – Frequência média dos deslocamentos do COP no eixo AP para cada condição experimental. a) grupo cego e b) grupo controle. No gráfico, a letra **a** sinaliza para diferenças estatísticas em relação à condição AA, a letra **b** em relação à condição AF e a letra **c** em relação à condição UA. Diferenças entre os grupos foram observadas entre as condições AA, AF e UA, com valores mais elevados encontrados no grupo cego.

3.6 Velocidade média no eixo médio-lateral (VMml)

Os resultados para este parâmetro estabilométrico mostraram diferenças estatísticas entre os grupos ($F(1, 68)=52,64$; $p<0,00001$), com maiores valores de VMx sendo observados no grupo deficiente visual. Além disso, diferenças foram também observadas para o fator base de suporte ($F(1, 68)=203,04$; $p<0,0001$) e condição visual ($F(1, 68)=14,27$; $p=0,0003$), além de uma interação significativa entre base de suporte x condição visual ($F(1, 68)=11,08$; $p=0,001$ - Figura 9).



Base de Suporte *



Base de Suporte *

FIGURA 9 – Velocidade média dos deslocamentos do COP no eixo ML para cada condição experimental. a) grupo cego e b) grupo controle.

3.7 Velocidade Média no eixo ântero-posterior (VMap)

A ANOVA mostrou a existência de um efeito principal para o fator grupo ($F(1, 68)=68,16$; $p<0,00001$), base de suporte ($F(1, 68)=23,72$; $p=0,00001$) e condição visual ($F(1, 68)=20,58$; $p=0,00002$). Adicionalmente, uma interação significativa entre condição visual x grupo foi observada ($F(1, 68)=10,53$; $p=0,002$). A análise de comparações planejadas mostrou a relevância da informação visual para o grupo controle, uma vez que, a condição visual olhos abertos diferiu estatisticamente da condição visual olhos fechados ($p<0,00001$), sempre com valores maiores sendo encontrados na condição visual olhos fechados. Entretanto, este efeito não foi observado no grupo cego ($p=0,3$). O contraste entre os grupos acusou diferenças para a condição visual olhos abertos ($p<0,00001$) e para a condição visual olhos fechados ($p<0,00001$), apresentando o grupo cego maiores valores de VMap que o grupo controle (Figura 10).

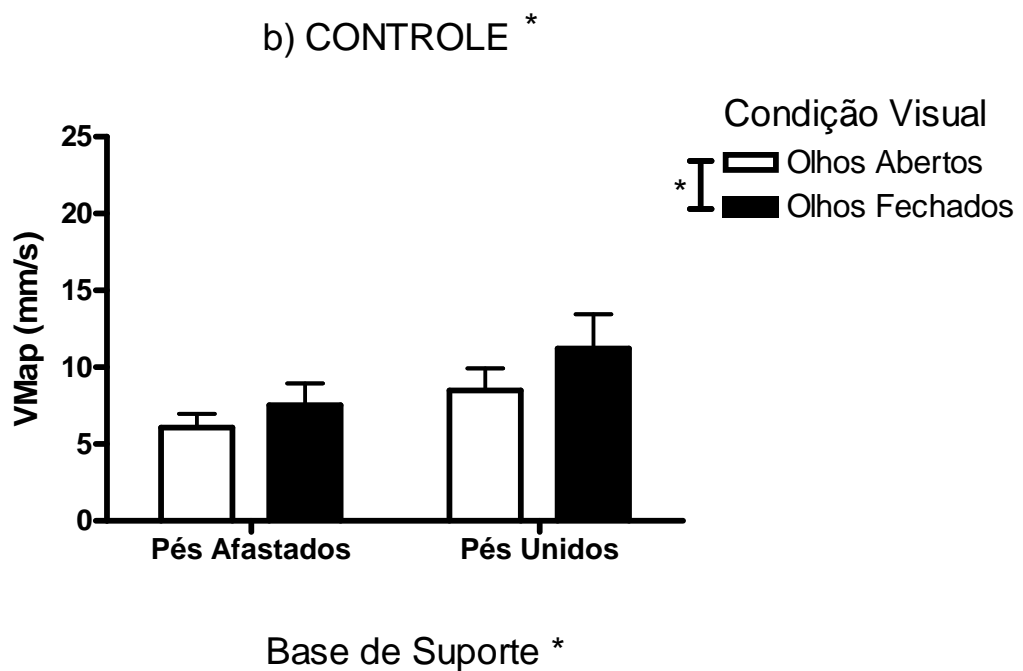
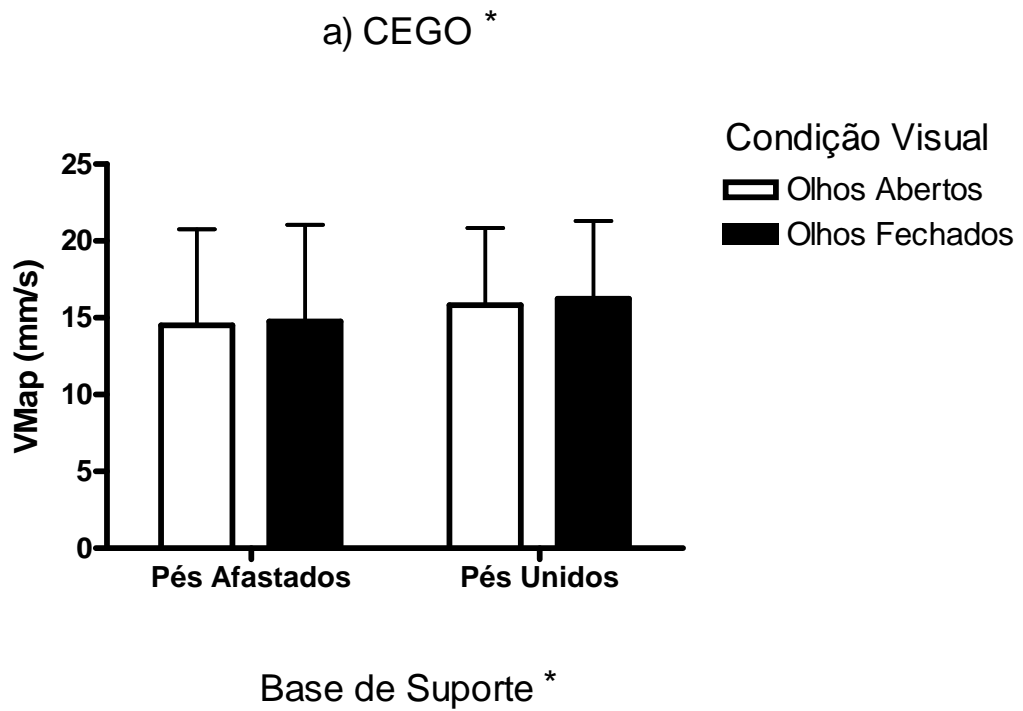


FIGURA 10 - Velocidade média dos deslocamentos do COP no eixo AP para cada condição experimental. a) grupo cego e b) grupo controle. A condição visual olhos abertos diferiu entre os grupos, bem como a condição visual olhos fechados, com maiores valores sendo observados no grupo cego.

4. Discussão

Nossos resultados mostraram um comportamento semelhante entre os grupos controle e deficientes visuais em relação à área de oscilação corporal (Figura 5 – pág. 29) e desvio-padrão no eixo ML (Figura 6 – pág. 31). Adicionalmente, o desvio-padrão no eixo AP observado no grupo cego foi semelhante ao observado no grupo controle com olhos abertos e distinto do observado nos voluntários controles quando estes se encontravam com olhos fechados (Figura 7 – pág. 33). Estes resultados indicam uma possível ausência de déficit na manutenção da estabilidade corporal do grupo deficiente visual ao desempenhar tarefas posturais quando comparado ao grupo controle. Apesar disso, maiores valores para o parâmetro frequência média e velocidade média dos deslocamentos do COP foram observados no grupo cego (Figura 8, 9 e 10 – pág. 35, 37 e 39 respectivamente), sugerindo que a realização das algumas tarefas posturais testadas evoca padrões estabilométricos distintos entre os grupos. Quanto ao comportamento entre as condições, os grupos exibiram claras diferenças. No grupo deficiente visual, os parâmetros estabilométricos apresentaram modulação somente em função da redução da base de suporte (posição dos pés). Já no grupo controle, os parâmetros foram influenciados tanto pela redução da base de suporte como pela ausência da informação visual. Essas questões serão discutidas em detalhes a seguir.

4.1 Diferenças entre condições

Neste estudo, maiores valores para o parâmetro área de deslocamento e desvio-padrão (nos eixos AP e ML) foram observados nas condições com base de

suporte reduzida (UA e UF) quando comparados com as demais condições com pés afastados (AA e AF) para os dois grupos analisados (Figura 5 e 6 – pág. 29 e 31 respectivamente). Os resultados estão de acordo com trabalhos anteriores que demonstraram uma relação entre a redução da base de suporte e o aumento da amplitude dos deslocamentos do COP em voluntários jovens saudáveis (Day et al., 1993; Kirby et al., 1987; Okubo et al., 1979; Vuillerme et al., 2001).

Além disso, estudos mostraram que, em adultos jovens (Dornan et al., 1978; Okubo et al., 1979; Tarantola et al., 1997) e atletas (Vuillerme et al., 2001), a visão também exerce influência sobre as medidas de amplitude de oscilação corporal, uma vez que o deslocamento do COP é maior quando a informação visual não está disponível. Nossos resultados demonstraram este efeito para o parâmetro área e DPap somente para o grupo controle. Não houve influência da informação visual sobre o parâmetro DPml.

Nos resultados estabilométricos dos parâmetros espectrais (frequência média), as diferenças estatísticas foram observadas somente no eixo AP (FMap). Diferenças para o grupo deficiente visual foram evidentes somente entre as condições AA e UA (Figura 8 – pág. 35). No grupo controle, as condições AF e UF foram significativamente diferentes, tendo ainda sido encontrado diferença estatística entre as condições UA e UF para o grupo controle, revelando a importância da informação visual durante a condição mais desafiadora para o grupo com visão (Figura 8 – pág. 35).

A velocidade média dos deslocamentos do COP foi influenciada no eixo ML por mudanças na base de suporte para os dois grupos, sendo os valores com os pés unidos maiores do que os da base de suporte com os pés afastados (Figura 9 – pág.

37). Essa modulação também pôde ser notada no eixo AP (Figura 10 – pág. 39). A influência da redução da base de suporte sobre as oscilações corporais foi documentada por Day et al. (1993), que investigaram como aspectos mecânicos e neurais influenciam o controle dos movimentos corporais na postura em pé. Os autores demonstraram que na base de suporte com os pés unidos, a velocidade de deslocamento corporal encontra-se aumentada nos dois eixos comparada às demais condições testadas adotando-se diferentes distâncias de afastamento dos pés. Além disso, Day et al. (1993) mostraram que a informação visual também teve efeito sobre a velocidade de oscilação corporal, uma vez que, quando os olhos foram fechados, a velocidade de deslocamento do corpo aumentava nos dois eixos. Este aumento foi mais pronunciado quando os pés encontravam-se unidos. Nossos resultados também evidenciaram este efeito, contudo somente para o eixo AP no grupo controle, tendo a condição visual com olhos abertos menores valores de velocidade média com olhos fechados (Figura 10 – pág. 39).

Dessa maneira, para o grupo sem comprometimento visual, tanto a informação visual, quanto a mudança sobre a base de suporte, foram capazes de modificar o comportamento do controle postural na postura em pé. Para o grupo cego, o único fator capaz de interferir sobre a estabilidade corporal na postura ereta quieta foi a mudança na base de suporte (pés unidos ou afastados). A ausência de efeito da informação visual sobre o padrão estabilométrico do grupo cego já era esperada, uma vez que, a amostra de deficientes visuais avaliada neste trabalho contemplou somente deficientes visuais completamente cegos.

4.2 Diferenças entre grupos

Ao comparar a área e o desvio-padrão no eixo ML das oscilações corporais do grupo de deficientes visuais com o grupo controle, não foi encontrado um efeito principal para grupo (Figura 5 e 6 – pág. 29 e 31 respectivamente). Estes resultados sugerem um comportamento postural global semelhante entre o grupo cego e o grupo controle para estes parâmetros. Da mesma maneira, Sforza et al. (2000) avaliaram o equilíbrio de deficientes visuais completamente cegos em três diferentes condições de equilíbrio estático e também não evidenciaram diferenças significativas entre as oscilações corporais do grupo de cegos e do grupo controle.

Quando o desvio-padrão no eixo AP foi analisado, um efeito principal para grupo foi encontrado, tendo a análise de comparações planejadas mostrado que diferenças entre os grupos foram observadas somente para as condições AF e UF. Nestas condições observou-se que o grupo cego possui menores valores de DPap que o grupo controle, se comportando como os videntes com os olhos abertos. Este resultado está em concordância com os observados por Nakata & Yabe (2001), onde deficientes visuais congênitos apresentaram valores semelhantes para desvio-padrão das oscilações corporais quando comparados com o grupo controle em uma dada tarefa de equilíbrio dinâmico que envolvia o deslocamento ântero-posterior da plataforma. Em resumo, nossos resultados mostraram que na amostra estudada parece não haver diferenças entre o grupo cego e o grupo controle quanto a área e DP das oscilações corporais. No entanto, outros trabalhos mostraram resultados opostos, demonstrando aumento da área de oscilação, do desvio-padrão, ou dos deslocamentos do COP de deficientes visuais em relação a indivíduos com visão em determinadas tarefas posturais (Giagazoglou et al., 2009; Hakkinen et al., 2006;

Maeda et al., 1998; Ray et al., 2008; Schmid et al., 2007; Stones & Kozma, 1987). Uma hipótese para explicar a divergência dos nossos resultados com a maior parte dos observados na literatura é o fato dos voluntários cegos, que participaram deste estudo, praticarem atividade física regular e competirem como atletas, fator já mencionado como sendo influente no que se refere ao controle da postura (Perrin et al., 2002).

A análise do parâmetro frequência média dos deslocamentos do COP no eixo AP, revelou maiores valores de FMap no grupo cego para as condições experimentais testadas. Entretanto, foi encontrada diferença estatística entre os grupos somente para as condições AA, AF e UA (Figura 8 – pág. 35). Diferença estatística não foi observada para a condição UF. A ausência de significância estatística nesta condição pode ser explicada por um aumento nos valores de FMap observados no grupo controle durante esta condição de maior instabilidade, tendendo a se aproximar dos valores de FMap observados no grupo cego. Portfors-Yeomans & Riach (1995) também relataram maiores valores de frequência média em crianças cegas congênitas com idades entre 4 e 12 anos quando comparadas com crianças sem deficiência visual na mesma faixa etária.

Winter et al. (1998), baseado no modelo do pêndulo invertido de controle postural na postura em pé e que busca compreender as modificações que ocorrem no sistema tomando-se a perspectiva de que o corpo se comporta como um pêndulo invertido movimentando-se ao redor de um único eixo, o tornozelo, validaram um procedimento que estima a rigidez dessa articulação. A partir desse estudo, Azevedo et al. (2005) utilizaram este conceito de rigidez postural para explicar o aumento da frequência média de deslocamento do COP no eixo ML durante a observação de figuras aversivas quando comparadas com a observação de figuras

neutras. Além disto, os resultados também indicaram uma redução da área de oscilação corporal durante esta condição. Os autores interpretaram este aumento na frequência e a redução da amplitude de oscilação como um “freezing” postural evocado pela observação das fotos com conteúdo aversivo. Resultados semelhantes foram obtidos por Facchinetti et al. (2006) para figuras aversivas. Além disto, estes autores mostraram um aumento do desvio padrão e um aumento da frequência em AP durante a apresentação de figuras afiliativas. Estes resultados foram interpretados como uma imobilização para aproximação.

Nossos resultados mostraram que o grupo deficiente visual possui maiores valores de FMap para todas as condições experimentais. Esses resultados em conjunto sugerem que os maiores valores de FMap no grupo deficiente visual, ou seja, uma rigidez postural aumentada, parecem ser uma estratégia adotada pelo sistema de controle postural ao esbarrar com a ausência permanente da informação visual. Em sujeitos videntes este mecanismo parece ocorrer para tarefas posturais mais instáveis, onde a informação visual teria grande relevância, como na condição UF. Porém, neste grupo, a utilização deste mecanismo é acompanhada por um aumento significativo da área de oscilação corporal e do DP dos deslocamentos do COP nos dois eixos, o que não acontece com o grupo cego. Dessa forma, podemos especular que o sistema de controle postural na ausência da informação visual por longo tempo, utiliza-se de uma estratégia comumente empregada em situações mais desafiadoras, mesmo para desempenhar tarefas posturais mais simples e de menor instabilidade, sem que este fato reflita em alteração da área e do DP das oscilações corporais.

Um fator que poderia também estar influenciando estes resultados é o medo de quedas. Recentemente Davis et al. (2009) analisaram a influência do medo de

quedas sobre os parâmetros estabilométricos, através de um paradigma que avaliou o equilíbrio estático em diferentes alturas. Os autores mostraram um aumento pronunciado de frequência e desvio-padrão dos deslocamentos do COP no eixo ântero-posterior para o grupo que se relatou temeroso durante as condições empregadas no estudo comparado ao grupo que não relatou medo. Nossos resultados, avaliando o grau de preocupação com possíveis quedas no grupo cego e no grupo controle, não demonstraram diferenças estatísticas entre os grupos, apesar da tendência do grupo cego de se mostrar mais preocupado com possíveis quedas que o grupo controle. Assim, a FMap do grupo cego pode estar também parcialmente sendo modulada pelo medo de quedas.

Quando o parâmetro velocidade média de oscilação do COP foi comparado, os grupos se mostraram claramente diferentes. A ANOVA mostrou um efeito principal para grupo em ambos os eixos, sempre com valores mais altos de VM sendo encontrados no grupo deficiente visual quando comparado ao grupo controle (Figura 9 e 10 – pág. 37 e 39 respectivamente). O grupo controle tende a se aproximar dos valores observados no grupo cego na condição experimental mais instável (UF). Nossos resultados do grupo controle concordam com os resultados de Day et al. (1993) que mostraram a influência do grau de dificuldade da tarefa sobre a velocidade de oscilação corporal em indivíduos adultos, indicando que maiores valores para este parâmetro são encontrados na condição pés unidos com os olhos fechados, principalmente no eixo ML. Vuillerme et al. (2001) também mostraram que, mesmo em atletas, o aumento da dificuldade da tarefa aumenta a dependência sobre a informação visual no controle da velocidade do COP. Nosso grupo controle parece seguir este padrão, possuindo maiores valores de velocidade média na condição com reduzida base de suporte e ausência da informação visual. Este efeito

apareceu igualmente pronunciado nos eixos ML e AP. Os deficientes visuais, no entanto, parecem exibir um padrão de VM que é semelhante ao adotado por indivíduos videntes quando fecham os olhos, evidenciado pela tendência de maiores valores para velocidade média de oscilação corporal nos dois eixos em todas as condições experimentais com olhos fechados (Day et al., 1993). Portanto, com relação à velocidade média de oscilação corporal, na ausência completa da informação visual, o sistema de controle postural parece se comportar de modo similar ao que é observado durante a ausência momentânea da visão no grupo controle, principalmente em condições de instabilidade aumentada. Porém, ao contrário do que é observado nos controles, o aumento da VM no grupo cego não ocorre simultaneamente com uma alteração na área e DP das oscilações corporais.

Em conjunto, estes resultados sugerem que na ausência permanente da informação visual o sistema de controle postural utiliza-se de mecanismos para regulação da postura normalmente já existentes, porém empregados somente em condições instáveis. Este fato sinaliza que a manutenção da postura em pé para indivíduos deficientes visuais parece ser uma tarefa mais desafiadora do que para indivíduos que podem confiar na informação visual para manter sua estabilidade.

4.3 Hipótese Compensatória ou de déficit?

Será que pessoas cegas desenvolvem capacidades perceptivas superiores às observadas em indivíduos com visão normal, baseadas nos seus sentidos restantes? Evidências de mudanças em modalidades sensoriais como tato e audição, bem como a participação de áreas antes dedicadas à visão para tal processamento sensorial em cegos (Cohen et al., 1997; Goldreich & Kanics, 2003;

Gougoux et al., 2004; Hamilton & Pascual-Leone, 1998; Kujala et al., 1995; Kujala et al., 2000; Lessard et al., 1998; Roder et al., 1999; Sadato et al., 1998; Theoret et al., 2004; Voss et al., 2004; Weeks et al., 2000), trouxe um antigo questionamento sobre a existência de mecanismos capazes de compensar a perda da informação visual.

Muitas são as evidências da ocorrência de plasticidade cortical, referente às mudanças no processamento das informações sensoriais, advindas da ausência da informação sensorial visual (Cohen et al., 1997; Hamilton & Pascual-Leone, 1998; Kujala et al., 1995; Sadato et al., 1998; Weeks et al., 2000; Pascual-Leone et al., 2005). Entretanto, se estas mudanças se refletem em ajustes relacionados aos sistemas visual, vestibular e somatosensorial no controle da postura, ainda é uma questão a ser esclarecida.

Muitos trabalhos têm mostrado alteração da estabilidade em tarefas posturais do grupo deficiente visual quando comparados com grupos controles (Giagazoglou et al., 2009; Hakkinen et al., 2006; Maeda et al., 1998; Ray et al., 2008; Schmid et al., 2007; Stones & Kozma, 1987). Juntos, estes autores apóiam a hipótese de déficit, propondo que a observação desses resultados é um indício de que a ausência da visão não pode ser compensada pelos outros sistemas sensoriais envolvidos na manutenção do controle postural.

Entretanto, outros trabalhos estão em oposição, mostrando desempenho postural comparável entre cegos e sujeitos sem comprometimento visual (Nakata & Yabe, 2001; Sforza et al., 2000). Esses autores falam a favor da hipótese compensatória, relatando que a falta da entrada sensorial visual pode ser compensada pelo sistema vestibular e somatosensorial no controle da estabilidade postural.

Apesar do interesse sobre a existência de mecanismos compensatórios dos trabalhos acima citados, a observação ou não do comprometimento da estabilidade no grupo de deficientes visuais comparado aos controles, normalmente demonstrada por aumento ou diminuição da área de oscilação ou do desvio-padrão do COP, parece inadequada para a discussão de um sistema tão complexo. Em nossos resultados avaliamos o comportamento da área de oscilação, desvio padrão, frequência média e velocidade média das oscilações corporais na postura ereta e vimos que os deficientes visuais utilizam uma estratégia diferente da observada em videntes para manter a estabilidade. Maiores valores da frequência e velocidade médias dos deslocamentos corporais são encontrados no grupo deficiente visual em relação aos controles. Esse comportamento é somente visto em videntes para uma condição específica (UF) aonde há uma grande instabilidade causada pela redução na base de suporte associada à ausência da informação visual. Isoladamente, este resultado falaria a favor da hipótese de déficit, já que, o padrão para esses parâmetros demonstrado pelo grupo cego é semelhante ao do grupo controle quando está com os olhos fechados em uma situação mais desafiadora. No entanto, a utilização dessa estratégia por sujeitos controles leva necessariamente a um aumento da área e do DP das oscilações corporais, padrão que não é observado no grupo de deficientes visuais. Assim, o grupo deficiente visual mantém sua estabilidade através de um aumento na FM e VM das oscilações corporais sem que isto se reflita em modificações na área e DP das oscilações corporais. Em resumo, nosso trabalho corrobora com a hipótese compensatória, demonstrando semelhanças quanto à estabilidade (área e DP das oscilações corporais) de indivíduos completamente cegos e indivíduos sem comprometimento visual em tarefas posturais. A manutenção de tal estabilidade só é possível graças à utilização

de uma estratégia normalmente adequada a condições de maior instabilidade (aumento da FM e VM) mesmo durante o desempenho de tarefas posturais simples e pouco instáveis.

Como já discutido anteriormente, a prática esportiva tem influência sobre o controle da postura (Perrin et al., 2002). Este fato pode ter influenciado os nossos resultados, já que, todos os deficientes visuais que participaram da pesquisa são atletas de futebol para cegos. Essa hipótese justificaria a discordância entre os nossos resultados e os resultados encontrados pela grande maioria dos trabalhos que avaliaram o equilíbrio de pessoas deficientes visuais e sinalizaria para um efeito importante da atividade física na reabilitação de portadores de deficiência visual. Verificar se a prática esportiva é o fator responsável pela compensação aqui observada é uma questão relevante que deve futuramente ser investigada.

5. Conclusão

Em conclusão, a estratégia utilizada pelo sistema de controle postural na ausência crônica da informação visual parece ser a de adotar valores elevados de frequência média e velocidade média das oscilações corporais que sejam suficientes para manter o equilíbrio de videntes mesmo em condições mais desafiadoras (reduzida base de suporte e ausência da momentânea da retroalimentação visual). Porém, ao contrário do que é observado para o grupo controle, o aumento dos valores para estes parâmetros no grupo privado da informação visual não é acompanhado por um aumento da área de oscilação corporal e do desvio-padrão dos deslocamentos do centro de pressão. Este fato sugere a existência de mecanismos compensatórios atuantes sobre o sistema de controle postural para garantir a estabilidade corporal na ausência permanente da informação visual.

Referências

- AZEVEDO, T. M., VOLCHAN, E., IMBIRIBA, L. A., RODRIGUES, E. C., OLIVEIRA, J. M., OLIVEIRA, L. F. et al. A freezing-like posture to pictures of mutilation. **Psychophysiology**, v. 42, n. 3, p. 255-260, 2005.
- BIZZO, G., GUILLET, N., PATAT, A., & GAGEY, P. M. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. **Med.Biol.Eng Comput.**, v. 23, n. 5, p. 474-476, 1985.
- CHIARI, L., BERTANI, A., & CAPPELLO, A. Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters. **Human Movement Science**, v. 19, n. 6, p. 817-842, 2000.
- CHIARI, L., ROCCHI, L., & CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clin.Biomech.(Bristol, Avon.)**, v. 17, n. 9-10, p. 666-677, 2002.
- COHEN, L. G., CELNIK, P., PASCUAL-LEONE, A., CORWELL, B., FALZ, L., DAMBROSIA, J. et al. Functional relevance of cross-modal plasticity in blind humans. **Nature**, v. 389, n. 6647, p. 180-183, 1997.
- DANDONA, L. & DANDONA, R. What is the global burden of visual impairment? **BMC.Med.**, v. 4, p. 6, 2006.
- DAVIS, J. R., CAMPBELL, A. D., ADKIN, A. L., & CARPENTER, M. G. The relationship between fear of falling and human postural control. **Gait Posture**, v. 29, n. 2, p. 275-279, 2009.
- DAY, B. L., STEIGER, M. J., THOMPSON, P. D., & MARSDEN, C. D. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. **J.Physiol**, v. 469, p. 479-499, 1993.
- DORNAN, J., FERNIE, G. R., & HOLLIDAY, P. J. Visual input: its importance in the control of postural sway. **Arch.Phys.Med.Rehabil.**, v. 59, n. 12, p. 586-591, 1978.
- FACCHINETTI, L. D., IMBIRIBA, L. A., AZEVEDO, T. M., VARGAS, C. D., & VOLCHAN, E. Postural modulation induced by pictures depicting prosocial or dangerous contexts. **Neurosci.Lett.**, v. 410, n. 1, p. 52-56, 2006.
- GIAGAZOGLU, P., AMIRIDIS, I. G., ZAFEIRIDIS, A., THIMARA, M., KOUVELIOTI, V., & KELLIS, E. Static balance control and lower limb strength in blind and sighted women. **Eur.J.Appl.Physiol**, v. 107, n. 5, p. 571-579, 2009.

GOLDREICH, D. & KANICS, I. M. Tactile acuity is enhanced in blindness. **J.Neurosci.**, v. 23, n. 8, p. 3439-3445, 2003.

GOUGOUX, F., LEPORE, F., LASSONDE, M., VOSS, P., ZATORRE, R. J., & BELIN, P. Neuropsychology: pitch discrimination in the early blind. **Nature**, v. 430, n. 6997, p. 309, 2004.

GUERRAZ, M. & BRONSTEIN, A. M. Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. **Neurophysiol.Clin.**, v. 38, n. 6, p. 391-398, 2008.

HAKKINEN, A., HOLOPAINEN, E., KAUTIAINEN, H., SILLANPAA, E., & HAKKINEN, K. Neuromuscular function and balance of prepubertal and pubertal blind and sighted boys. **Acta Paediatr.**, v. 95, n. 10, p. 1277-1283, 2006.

HAMILTON, H. R. & PASCUAL-LEONE, A. Cortical plasticity associated with Braille learning. **Trends in Cognitive Sciences**, v. 2, n. 5, p. 168-174, 1998.

JUODZBALIENE, V. & MUCKUS, K. The influence of the degree of visual impairment on psychomotor reaction and equilibrium maintenance of adolescents. **Medicina (Kaunas.)**, v. 42, n. 1, p. 49-56, 2006.

KAPTEYN, T. S., BLES, W., NJIOKIKTJIEN, C. J., KODDE, L., MASSEN, C. H., & MOL, J. M. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. **Agressologie**, v. 24, n. 7, p. 321-326, 1983.

KIRBY, R. L., PRICE, N. A., & MACLEOD, D. A. The influence of foot position on standing balance. **J.Biomech.**, v. 20, n. 4, p. 423-427, 1987.

KUJALA, T., ALHO, K., & NÄÄTÄNEN, R. Cross-modal reorganization of human cortical functions. **Trends in Neuroscience**, v. 23, n. 3, p. 115-120, 2000.

KUJALA, T., HUOTILAINEN, M., SINKKONEN, J., AHONEN, A. I., ALHO, K., HAMALAINEN, M. S. et al. Visual cortex activation in blind humans during sound discrimination. **Neurosci.Lett.**, v. 183, n. 1-2, p. 143-146, 1995.

LACOUR, M., BARTHELEMY, J., BOREL, L., MAGNAN, J., XERRI, C., CHAYS, A. et al. Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy. **Exp.Brain Res.**, v. 115, n. 2, p. 300-310, 1997.

LEGOOD, R., SCUFFHAM, P., & CRYER, C. Are we blind to injuries in the visually impaired? A review of the literature. **Inj.Prev.**, v. 8, n. 2, p. 155-160, 2002.

LESSARD, N., PARE, M., LEPORE, F., & LASSONDE, M. Early-blind human subjects localize sound sources better than sighted subjects. **Nature**, v. 395, n. 6699, p. 278-280, 1998.

MAEDA, A., NAKAMURA, K., OTOMO, A., HIGUCHI, S., & MOTOHASHI, Y. Body support effect on standing balance in the visually impaired elderly. **Arch.Phys.Med.Rehabil.**, v. 79, n. 8, p. 994-997, 1998.

NAKATA, H. & YABE, K. Automatic postural response systems in individuals with congenital total blindness. **Gait.Posture.**, v. 14, n. 1, p. 36-43, 2001.

NASHNER, L. M., SHUPERT, C. L., HORAK, F. B., & BLACK, F. O. Organization of posture controls: an analysis of sensory and mechanical constraints. **Prog.Brain Res.**, v. 80, p. 411-418, 1989.

OKUBO, J., WATANABE, I., TAKEYA, T., & BARON, J. B. Influence of foot position and visual field condition in the examination for equilibrium function and sway of the center of gravity in normal persons. **Agressologie**, v. 20, n. 2, p. 127-132, 1979.

OLIVEIRA, L. F., SIMPSON, D. M., & NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiol Meas.**, v. 17, n. 4, p. 305-312, 1996.

PASCUAL-LEONE, A., AMEDI, A., FREGNI, F., & MERABET, L. B. The plastic human brain cortex. **Annu.Rev.Neurosci.**, v. 28, p. 377-401, 2005.

PAULUS, W., STRAUBE, A., & BRANDT, T. H. Visual postural performance after loss of somatosensory and vestibular function. **Brain**, v. 50, n. 11, p. 1542-1545, 1987.

PERRIN, P., DEVITERNE, D., HUGEL, F., & PERROT, C. Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. **Gait Posture**, v. 15, n. 2, p. 187-194, 2002.

PORTFORS-YEOMANS, C. V. & RIACH, C. L. Frequency characteristics of postural control of children with and without visual impairment. **Dev.Med.Child Neurol.**, v. 37, n. 5, p. 456-463, 1995.

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

RAUSCHECKER, J. P. Compensatory plasticity and sensory substitution in the cerebral cortex. **Trends in Neuroscience**, v. 18, n. 1, p. 36-43, 1995.

RAY, C. T., HORVAT, M., CROCE, R., MASON, R. C., & WOLF, S. L. The impact of vision loss on postural stability and balance strategies in individuals with profound vision loss. **Gait.Posture.**, v. 28, n. 1, p. 58-61, 2008.

RESNIKOFF, S., PASCOLINI, D., ETYA'ALE, D., KOCUR, I., PARARAJASEGARAM, R., POKHAREL, G. P. et al. Global data on visual impairment in the year 2002. **Bull.World Health Organ**, v. 82, n. 11, p. 844-851, 2004.

RODER, B., TEDER-SALEJARVI, W., STERR, A., ROSLER, F., HILLYARD, S. A., & NEVILLE, H. J. Improved auditory spatial tuning in blind humans. **Nature**, v. 400, n. 6740, p. 162-166, 1999.

SADATO, N., PASCUAL-LEONE, A., GRAFMAN, J., DEIBER, M. P., IBANEZ, V., & HALLETT, M. Neural networks for Braille reading by the blind. **Brain**, v. 121 (Pt 7), p. 1213-1229, 1998.

SCHMID, M., NARDONE, A., DE NUNZIO, A. M., SCHMID, M., & SCHIEPPATI, M. Equilibrium during static and dynamic tasks in blind subjects: no evidence of cross-modal plasticity. **Brain**, v. 130, n. Pt 8, p. 2097-2107, 2007.

SFORZA, C., EID, L., & FERRARIO, V. F. Sensorial afferents and center of foot pressure in blind and sighted adults. **Journal of Visual Impairment and Blindness**, v. 94, n. 2, p. 97-107, 2000.

SHUMWAY-COOK, A. & WOOLLACOTT, M. **Motor Control: Translating Research into Clinical Practice**. Third ed. 2007.

STONES, M. J. & KOZMA, A. Balance and age in the sighted and blind. **Arch.Phys.Med.Rehabil.**, v. 68, n. 2, p. 85-89, 1987.

TARANTOLA, J., NARDONE, A., TACCHINI, E., & SCHIEPPATI, M. Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. **Neurosci.Lett.**, v. 228, n. 2, p. 75-78, 1997.

THEORET, H., MERABET, L., & PASCUAL-LEONE, A. Behavioral and neuroplastic changes in the blind: evidence for functionally relevant cross-modal interactions. **J.Physiol Paris**, v. 98, n. 1-3, p. 221-233, 2004.

VISSER, J. E., CARPENTER, M. G., VAN DER, K. H., & BLOEM, B. R. The clinical utility of posturography. **Clin.Neurophysiol.**, v. 119, n. 11, p. 2424-2436, 2008.

VOSS, P., LASSONDE, M., GOUGOUX, F., FORTIN, M., GUILLEMOT, J. P., & LEPORE, F. Early- and late-onset blind individuals show supra-normal auditory abilities in far-space. **Curr.Biol.**, v. 14, n. 19, p. 1734-1738, 2004.

VUILLERME, N., DANION, F., MARIN, L., BOYADJIAN, A., PRIEUR, J. M., WEISE, I. et al. The effect of expertise in gymnastics on postural control. **Neurosci.Lett.**, v. 303, n. 2, p. 83-86, 2001.

WEEKS, R., HORWITZ, B., ZIZ-SULTAN, A., TIAN, B., WESSINGER, C. M., COHEN, L. G. et al. A positron emission tomographic study of auditory localization in the congenitally blind. **J.Neurosci.**, v. 20, n. 7, p. 2664-2672, 2000.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v. 3, n. 4, p. 193-241, 1995.

WINTER, D. A., PATLA, A. E., PRINCE, F., ISHAC, M., & GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. **J.Neurophysiol.**, v. 80, n. 3, p. 1211-1221, 1998.

ANEXOS

Anexo I

Consentimento Livre e Esclarecido

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

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

O experimento consistirá de avaliação antropométrica, estabilométrica e postural. Será imprescindível o aviso sobre algum desconforto durante a realização dos testes

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

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

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

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

Assinatura: _____

Data: __/__/____.

Anexo II

Ficha de Dados Pessoais (Anamnese)

Número: _____ **Nome do arquivo:** _____ **Data do teste:** _____
 Nome: _____ Tel.: _____ Data de
 Nascimento: _____ Peso: _____ Altura: _____
 Lê Braille? Há quanto tempo? _____ Grau de instrução: _____
 Dados oftalmológicos (classificação): _____
 Se for B1, percebe vulto? _____ Consegue visualizar um ponto fixo? _____

Doença causadora da deficiência visual:

- | | |
|--|---|
| <input type="checkbox"/> glaucoma | <input type="checkbox"/> retinose pigmentar |
| <input type="checkbox"/> catarata | <input type="checkbox"/> acidente |
| <input type="checkbox"/> retinopatia diabética | <input type="checkbox"/> outra: |

Deficiência visual:

- | | |
|------------------------------------|------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> Adquirida | <input type="checkbox"/> Congênita |
|------------------------------------|------------------------------------|

Como adquiriu?

Idade que aconteceu a lesão?

Perda visual progressiva?

Esporte que pratica?

Frequência e duração do treinamento?

Outra atividade física regular? Há quanto tempo?

Outros problemas? (neurológicos, ortopédicos, etc)

Outros dados:

Você bebe?

Qual a frequência semanal?

Você fuma?

Qual a frequência diária?

Utiliza drogas?

Qual a frequência semanal?

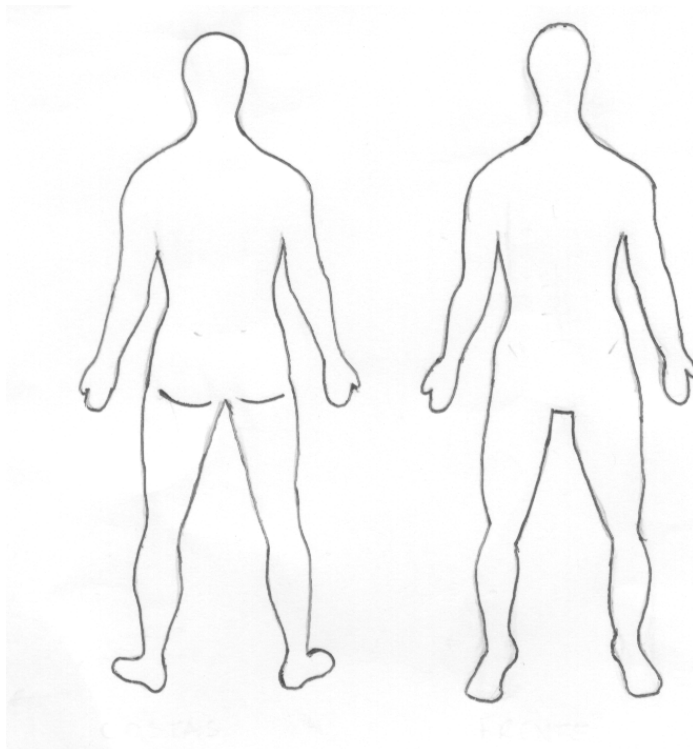
Utiliza algum medicamento?

Qual?

Apresenta distúrbio neurológico?

Qual?

- Você percebe luz quando olha para o sol? () sim () não
- Há quanto tempo pratica algum esporte? _____
- Quanto você se preocupa com possíveis quedas? De zero (não se preocupa) a dez (extremamente preocupado) _____
- Sente dores freqüentes ou já sentiu? Se sim, aonde? () sim _____
E qual o grau da dor ? (zero (mínima) a dez (insuportável) _____ () não
- Já sofreu alguma lesão física? () sim () não Quantas? _____
- Aponte a(s) parte(s) do corpo que foi(ram) lesionada(s), e qual foi o tipo da lesão?



Nome:

Data:

TESTES	1°	2°	3°	4°

Distância dos pés (base aberta): _____

Anexo III

Dados pessoais dos deficientes visuais que participaram do estudo:

Voluntário	Doença causadora da deficiência	Idade da perda visual (anos)	Idade do voluntário (anos)
1. CL	Catarata e descolamento de retina	14	20
2. DS	Ferimento por arma de fogo	16	35
3. JG	Glaucoma	7	20
4. JS	Glaucoma	8	29
5. JC	Desconhecida	Não sabe precisar	27
6. MF	Glaucoma	Não sabe precisar	28
7. SS	Glaucoma	Não sabe precisar	28
8. AD	Glaucoma	2 e 11 meses	31
9. LF	Glaucoma e catarata	5	26
10. LPF	Glaucoma e descolamento de retina	15	30
11. AJ	Catarata	Nascença	37
12. AG	Glaucoma	16	24
13. AS	Queimadura de retina	12	31
14. BM	Glaucoma	12	29
15. CL	Retinose pigmentar	14	23
16. EVC	Descolamento de Retina	18	24

17.	EN	Glaucoma	14	31
18.	FA	Glaucoma	15	32
19.	FC	Catapora	Nascença	23
20.	GA	Descolamento de retina	13	31
21.	JAS	Acidente de trabalho	14	38
22.	JLT	Atrofia do nervo óptico	19	30
23.	JL	Glaucoma	14	34
24.	JN	Glaucoma	15	33
25.	JOS	Desconhecida	Nascença	14
26.	JA	Catarata e glaucoma	9	31
27.	JF	Glaucoma	17	29
28.	MB	Glaucoma	21	23
29.	OA	Ferimento por arma de fogo	17	44
30.	PH	Rubéola	8	30
31.	PS	Descolamento de retina	16	30
32.	RT	Glaucoma	13	29
33.	RSN	Glaucoma	7 meses	31
34.	RBM	Queimadura de retina	1 mês	24
35.	RN	Atrofia do nervo óptico	Nascença	33
36.	RR	Glaucoma	13	26
37.	WC	Glaucoma	1 e 6 meses	25

38.	VF	Desconhecida	Nascença	28
------------	-----------	--------------	----------	----

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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