

A VISÃO NO CONTROLE POSTURAL ORTOSTÁTICO: O QUOCIENTE DE
ROMBERG E A VELOCIDADE DO SINAL ESTABILOMÉTRICO

Paulo José Guimarães da Silva

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Antonio Fernando Catelli Infantosi, Ph.D.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Líliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Maurício Cagy, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JULHO DE 2005

SILVA, PAULO JOSÉ GUIMARÃES DA

A Visão no Controle Postural
Ortostático: o Quociente de Romberg e a
Velocidade do Sinal Estabilométrico [Rio
de Janeiro] 2005

IX, 87 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ,
M.Sc., Engenharia Biomédica, 2005)

Tese - Universidade Federal do Rio de
Janeiro, COPPE

1. Processamentos de Sinais Biológicos
2. Controle Postural
3. Análise de Componentes Principais
4. Estatocinesiograma

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

DEDICATÓRIA

A meus pais, José Guimarães da Silva e Diléa Celso Guimarães da Silva, por proporcionarem uma vida cheia de carinho, saúde e sabedoria, criando uma família digna e honrada, além de garantir nossos estudos.

A Márcia Gonçalves Souza Lima, com quem convivo, pela sua paciência, dedicação e compreensão nos períodos mais difíceis dessa jornada.

Ao meu irmão Marcos Paulo Guimarães da Silva e família por tudo de bom na nossa vida.

AGRADECIMENTOS

Aos Professores Antonio Fernando Catelli Infantosi e Jurandir Nadal, pela sabedoria, ensinamentos, amizade, paciência e dedicação à minha formação acadêmica, tornando-se exemplos para todos que desejam trilhar os caminhos da pesquisa e ensino.

A Maurício Cagy, pela amizade e participação em diversas etapas deste trabalho, compartilhando suas experiências na arte de processar sinais biológicos.

A Luciano Santos Constantin Raptopoulos, por compartilhar de sua experiência na engenharia mecânica e auxílio na coleta de sinais.

A todos os amigos que indiretamente contribuíram para minha formação.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

A VISÃO NO CONTROLE POSTURAL ORTOSTÁTICO: O QUOCIENTE DE ROMBERG E A VELOCIDADE DO SINAL ESTABILOMÉTRICO

Paulo José Guimarães da Silva

Julho/2005

Orientadores: Antonio Fernando Catelli Infantosi.

Jurandir Nadal.

Programa: Engenharia Biomédica

O Quociente de Romberg (QR) e outros parâmetros estabilométricos são investigados neste trabalho, objetivando distinguir indivíduos que utilizam adequadamente (V) ou não (NV – *cego postural*) a visão no controle postural ortostático. A casuística, constituída de 144 adultos normais, submeteu-se a teste estabilométrico (calcanhares afastados em 2 cm e 30° de angulação dos pés) com duração de 30 s na condição de olhos abertos (OA) e 30 s fechados (OF). A elipse da área de oscilação do centro de pressão (CP) foi calculada utilizando-se Análise de Componentes Principais e comparada a dois métodos de regressão linear (RL). A comparação das áreas obtidas indicou que a RL assumindo o deslocamento ântero-posterior (y) como sendo dependente do médio-lateral (x) é inadequada quando a variância de x é inferior à de y . O histograma de QR_A (razão entre as áreas de oscilação com OF e OA) mostrou distribuição bimodal, tendo a intersecção entre as duas Gaussianas ajustadas a esta distribuição evidenciado duas classes distintas (V e NV), além de duas outras superpostas (V_S e NV_S). A análise comparativa destas quatro classes apontou haver diferenças significativas ($\alpha = 0,05$) apenas na condição OF indicando ser inadequada a classificação de qualquer sujeito como *cego postural* utilizando-se apenas QR_A . Entretanto, os parâmetros distância percorrida pelo CP, velocidade média e QR baseado na velocidade (QR_V) mostraram-se mais sensíveis à condição visual. O parâmetro QR_V indicou que apenas uma pequena fração da casuística (6,9%) não se beneficiou da atuação da visão no controle postural durante o teste estabilométrico realizado.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

THE ROLE OF VISION IN THE BODY SWAY CONTROL: THE ROMBERG
COEFFICIENT AND THE VELOCITY OF THE STABILOMETRIC SIGNAL

Paulo José Guimarães da Silva

July/2005

Advisors: Antonio Fernando Catelli Infantosi
Jurandir Nadal

Department: Biomedical Engineering

In this work, the Romberg's Quotient (RQ) and other stabilometric parameters have been used for investigating the role of vision in orthostatic postural control. A casuistry of 144 normal adults was submitted to a stabilometric test (with heels 2 cm apart and 30° of feet angle) lasting 30 s with eyes open (EO) and other 30 s with eyes closed (EC). The centre of pressure (COP) of the elliptical sway area was calculated by using the Principal Components Analysis and compared to that obtained by applying two different Linear Regression (LR) methods. The LR approach, assuming that the anterior-posterior sway (y) depends on the medium-lateral one (x), leads to inadequate elliptical sway estimation when the variance of x is lower than that of y . The histogram of RQ_A (the ratio between areas of EC and EO) exhibited bimodal distribution and hence two distinct Gaussian curves were fitted. Based on this, four classes of subjects were initially proposed, two of them defined in the range without superposition of the curves, V (vision) and NV (postural blind), and two other ones for the superposition situation (V_s and NV_s). Nevertheless, significant differences ($\alpha = 0.05$) between classes were found just in EC condition, indicating the misclassification of any subject as postural blind based only on RQ_A . On the other hand, the parameters COP sway path, sway velocity and the RQ based on the velocity (RQ_V) better reflected the visual condition. The parameter RQ_V indicated that only for 6.9% of the casuistry the vision could not be considered important in the postural control during the stabilometric test.

ÍNDICE

	Página
CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Objetivo	5
1.2. Estrutura do Trabalho	5
CAPÍTULO 2 O CONTROLE POSTURAL E OS SISTEMAS SENSORIAIS	6
2.1. Sistema Vestibular.....	8
2.2. Sistema Somato-sensorial.....	9
2.3. Sistema Visual.....	11
CAPÍTULO 3 O SISTEMA SENSORIO-MOTOR E AS ESTRATÉGIAS DE CONTROLE.....	14
3.1. O Sistema Visual e a Estratégia de Controle.....	17
CAPÍTULO 4 POSTUROLOGIA	21
4.1. Centro de Pressão e Oscilação Corporal	24
4.2. Parâmetros Estabilométricos	27
4.3. Visão e Oscilação do Centro de Pressão	31
4.4. Velocidade e Centro de Pressão	34
CAPÍTULO 5 MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
5.1. Casuística.....	36
5.2. Protocolo Experimental	37
5.3. Parâmetros Posturais	38
5.3.1. Posição do Centro de Pressão.....	38
5.3.2. Distância Percorrida	38
5.3.3. Velocidade Média.....	39
5.3.4. Área de Oscilação.....	39
5.3.5. Ângulo de Inclinação.....	40
5.3.6. Quociente de Romberg	41
CAPÍTULO 6 RESULTADOS	42
6.1. Elipse das Oscilações do CP.....	42
6.2. Ângulo de Inclinação.....	47
6.3. Área de Oscilação.....	49
6.4. Quociente de Romberg para Área - QR_A	51

6.4.1.	Distribuição de QR_A	52
6.4.2.	Ajustes de Gaussianas	52
6.5.	Classificação com base no QR_A	54
6.6.	Velocidade Média.....	56
6.6.1.	Quociente de Romberg para Velocidade – QR_V	60
CAPÍTULO 7	DISCUSSÃO	62
7.1.	Limitações do Trabalho e Propostas de Continuidade	69
CAPÍTULO 8	CONCLUSÃO.....	71
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73
APÊNDICE A	84

LISTA DE SÍMBOLOS E NOMENCLATURA

- ACP** – Análise de Componentes Principais
- AFP** - Associação Francesa de Posturologia
- A/P** – ântero-posterior
- Aoa** – área elíptica na situação de olhos abertos
- Aof** – área elíptica na situação dos olhos fechados
- CM** – centro de massa
- CP** – centro de pressão
- M/L** – médio-lateral
- MRL** – Método de Regressão Linear
- NGL** – núcleo geniculato lateral
- NV** – *Não-Visão*
- NV_S** – *Não-Visão Superposição*
- OA** - olhos abertos
- OF** - olhos fechados
- QR** – Quociente de Romberg
- QR_A** – Quociente de Romberg para área
- QR_V** – Quociente de Romberg para velocidade
- RMS** – *root mean square*
- SNC** – Sistema Nervoso Central
- V** – *Visão*
- V_S** – *Visão Superposição*
- V1** - área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 17 no lobo occipital
- V2** - área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 18 no lobo occipital

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

O sistema de manutenção postural utiliza-se de informações sensoriais com vistas a coordenar e controlar os segmentos corporais e suas relações com o meio ambiente. Mesmo sem uma percepção consciente, e ao contrário do que se poderia supor, a manutenção da postura ereta é uma tarefa complexa que envolve um estreito relacionamento entre as informações sensoriais e a atividade motora (BARELA, 2000).

O controle da postura humana é um processo multisensorial no qual o Sistema Nervoso Central (SNC) integra diversas partes das informações aferentes provenientes dos sistemas vestibular, somato-sensorial e visual. Nestas condições, o SNC tem como função estimar a orientação dos segmentos corporais e, conseqüentemente, comandar as estruturas músculo-esqueléticas, na tentativa de manter ou ajustar a orientação desejada no espaço, possibilitando a melhor condição de estabilidade (CHIARI *et al.*, 2000a).

Um aspecto importante, em debate na literatura, consiste na integração multisensorial. Em pessoas normais, as informações de retroalimentação provenientes dos diferentes subsistemas são parcialmente redundantes e, portanto, complementares, contribuindo de diversas formas para estabilizar a oscilação corporal (ISABLEU *et al.*, 1998, CHIARI *et al.*, 2000a). Como resultado da complementaridade, diversas estratégias podem ser encontradas (CHIARI *et al.*, 2000a) e, conforme os sistemas visual, vestibular e somato-sensorial são apropriadamente combinados, tornam-se efetivos em realizar a retroalimentação, como parte integrante da estratégia de controle (RIACH e STARKES, 1994).

Entretanto, o controle postural, medido pelas oscilações espaciais, pode estar alterado em diversas condições experimentais ou patológicas da função vestibular,

propriocepção ou visão (FAHILE e BACHMANN, 1996, PATLA, 1997). Quando distúrbios são induzidos em sujeitos normais durante a posição ortostática, correções posturais são realizadas para minimizar as oscilações corporais, as quais são específicas para o tipo de distúrbio, evidenciando ajustes e mudanças específicas nas estratégias de controle (RIACH e STARKES, 1994). A análise dessas oscilações corporais é usualmente efetuada pela estabilometria, a qual utiliza uma plataforma de força para mensurar o deslocamento do centro de pressão do corpo (CP), que por sua vez é a localização da resultante da força de reação do solo produzida durante a posição ortostática (NEWELL *et al.*, 1997, ROUGIER, 1999, CHIARI *et al.*, 2000a). A quantificação das oscilações tem sido obtida com base no registro do deslocamento do CP no plano (estatocinesiograma) e pela extração de parâmetros estatísticos da série temporal proveniente do deslocamento do CP no plano x - y , ou decomposto nas direções médio-lateral (estabilograma na direção x) e ântero-posterior (y). Estes registros refletem algumas perturbações geradas internamente, além da ação global do sistema de controle postural (MYKLEBUST *et al.*, 1995, CHIARI *et al.*, 2000a).

O conhecimento de que a oscilação do corpo é maior com os olhos fechados (OF) do que com estes abertos (OA), durante a postura bípede, demonstra a importância da informação visual na manutenção da postura. Experimentos usando planos inclinados, nos quais a informação visual é enganadora, indicam indução à perda da condição de estabilidade (WEERDT e SPAEPEN, 2001). Nestas condições, o circuito reflexo vestibulo-oculomotor tenta manter o campo visual na horizontal que, em conjunto com informações oriundas de outros sistemas, formam e desenvolvem planos motores de movimento corporal (GOLDBERG *et al.*, 1991, KELLY, 1991, DOWNTON, 1992). A informação visual também pode influenciar o controle postural quando a não detecção de movimento do ambiente proporcionar deslocamento da

imagem na retina, o qual, ao ser atribuído ao movimento corporal, conduz a uma correção postural errônea (BRADLEY, 2002).

Em alguns indivíduos, a diminuição da eficiência em calcular distâncias e dimensões de objetos são algumas características que causam a incapacidade em manter a posição e a orientação corporal, proporcionando aumento nas oscilações corporais (FAHILE e BACHMANN, 1996, LEVI e KLEIN, 2003). A manutenção da postura em pé aparenta ser mais depreciada em indivíduos que apresentam problemas visuais, porque a diminuição da habilidade visual afeta o circuito vestibulo-oculomotor, via retroalimentação do sistema visual (MAEDA *et al.*, 1998).

Em geral, duas classes de sujeitos têm sido identificadas quanto à contribuição da visão estática na regulação fina da postura. A maioria das pessoas (54 a 90%, segundo LACOUR *et al.*, 1997) apresenta um aumento nas oscilações corporais quando na condição OF. A segunda classe de sujeitos, às vezes denominada de *cego postural* (MARUCCHI e GAGEY, 1989, GAGEY e WEBER, 2000) ou *não-visão dependente* (CHIARI *et al.*, 2000a), é constituída por aqueles que apresentam menor oscilação com OF. Entretanto, em alguns estudos, foram observadas oscilações menores com OF tanto em pessoas normais quanto em doentes, resultando em diferentes contribuições do sistema visual para o controle fino da oscilação corporal (LACOUR *et al.*, 1997, CHIARI *et al.*, 2000a). A classificação em *cegos posturais* e *normais* baseia-se no Quociente de Romberg (*QR*), que avalia a utilização da visão no controle postural (MARUCCHI e GAGEY, 1989, GAGEY e WEBER, 2000). Este parâmetro, dado pela razão entre medidas obtidas em OF e OA, tem sido calculado a partir da área da elipse no plano *x-y*, usualmente determinada pelo método da regressão linear (MRL).

Diversos modelos, que focam a integração multisensorial e o controle postural, assumem que os sistemas sensoriais promovem informações sobre a cinemática da

oscilação corporal, ou seja, posição, velocidade e aceleração do centro de massa (CM) e do CP (JEKA *et al.*, 2004, KIEMEL *et al.*, 2002, VAN DER KOOIJ, 1999 e 2001). Neste caso, torna-se interessante investigar quando alguma propriedade física, em particular, domina a coletividade. Durante a bípede estação, a remoção de qualquer informação sensorial em modelos de predição sugere que a informação de velocidade torna-se a mais acurada forma de informação sensorial usada para estabilizar ou ajustar as reações posturais se comparada à própria aceleração ou à posição do CP (JEKA *et al.*, 2004, KIEMEL *et al.*, 2002, MASANI *et al.*, 2003).

A visão e a integração das informações sensoriais com a velocidade do CP são fatores fundamentais no desenvolvimento e desempenho do controle postural. A velocidade é importante na antecipação da mudança da posição corporal, indicando a direção e a intensidade com que o deslocamento do CP irá mudar no instante seguinte. Geralmente, as excursões do CP são mais rápidas em OF do que OA, com valores médios de 2 cm/s e 1,3 cm/s, respectivamente (RIACH e STARKES, 1994). Portanto, o SNC integra as informações multisensoriais para obter as informações da posição e velocidade do CP (MORASSO e SCHIEPPATI, 1999, ROUGIER, 1999), contribuindo para a decisão de quais medidas de correção deverão ser tomadas pelo SNC para compensar o distúrbio (MASANI *et al.*, 2003).

Apesar do avanço no entendimento do controle postural e do emprego da tecnologia mais atual, a questão central que ainda permanece é como as informações visuais e as demais informações sensoriais estão associadas para a manutenção de uma posição corporal desejada.

1.1. Objetivo

O presente trabalho visa investigar o quociente de Romberg e a velocidade do centro de pressão na distinção entre indivíduos que utilizam adequadamente ou não a visão no controle postural ortostático.

1.2. Estrutura do Trabalho

No próximo capítulo, será apresentada a revisão literária sobre o controle postural na posição ortostática, os ajustes posturais e o funcionamento dos sistemas sensoriais. No capítulo 3, a integração multisensorial será apresentada em relação ao sistema sensório-motor, que compõe a estratégia motora, indicando as regiões corticais responsáveis pelo recebimento das informações sensoriais disponíveis para o controle postural. No capítulo seguinte, a técnica da posturografia será revisada, apresentando o estatocinesiógrama e o estabilograma com os aspectos característicos das oscilações do centro de pressão e suas relações com os parâmetros área de oscilação, distância percorrida, quociente de Romberg (QR) e velocidade. No capítulo 5, a metodologia empregada nesse estudo será apresentada, com ênfase para o cálculo do QR a partir da estimação da área de oscilação do CP (QR_A) utilizando-se a Análise de Componentes Principais (ACP) e duas alternativas de regressão linear. Os resultados serão descritos no capítulo 6, mostrando a área de oscilação e a distribuição de QR_A calculados pelos três métodos, a classificação obtida pelo QR_A , os valores médios da velocidade conforme a classificação e o quociente de Romberg calculado com base na velocidade média (QR_V). A discussão dos resultados com a literatura será conduzida no capítulo 7, precedendo as sugestões de continuidade e a conclusão desta pesquisa.

CAPÍTULO 2

O CONTROLE POSTURAL E OS SISTEMAS SENSORIAIS

A postura representa a posição geral do corpo, as relações entre seus segmentos e sua orientação no espaço (BRADLEY, 2002, WEERDT e SPAEPEN, 2001). Dessa forma, ajustes posturais automáticos são necessários para todas as tarefas motoras e precisam ser integrados aos movimentos voluntários, na tentativa de manter o centro de massa (CM) corporal alinhado e equilibrado sobre a base de sustentação (WEERDT e SPAEPEN, 2001).

O sistema de controle postural é organizado sobre dois pontos importantes: a manutenção do equilíbrio e a orientação espacial (HORACK e MACPHERSON, 1996). O equilíbrio requer um balanceamento de todas as forças e torques que estão atuando sobre um corpo, controlando a posição do CM. Por outro lado, a manutenção da orientação requer interpretação das informações sensoriais referentes ao alinhamento dos segmentos corporais e às características e aspectos do ambiente.

Entretanto, durante a manutenção de uma posição corporal, o corpo nunca permanece totalmente imóvel e sim oscilando sobre uma base de sustentação, mesmo em posição ereta, também denominada ortostática. Essas oscilações são decorrentes da dificuldade em manter os segmentos corporais alinhados entre si (sobre uma base de suporte restrita) e pelo fato dos músculos produzirem forças que variam ao longo do tempo (DE LUCA *et al.*, 1982, COLLINS e DE LUCA, 1993 e 1995).

Nestas condições, a postura ortostática é mantida através de excitações e inibições das atividades musculares. Essa atividade muscular fásica é organizada pelo reflexo espinhal e, principalmente, pela integração dos níveis mais elevados do SNC, que processam as informações aferentes dos sistemas visual, vestibular e

somato–sensorial (NASHNER, 1981, SCHUMANN *et al.*, 1995, SIMONEAU *et al.*, 1995). Todas estas informações sensoriais são utilizadas para estimar as características biocinemáticas e cinéticas que agem sobre o corpo que, combinadas com a atividade muscular, produzem ajustes posturais para manter uma posição corporal desejada (HORAK e MACPHERSON, 1996).

Os ajustes posturais decorrem de dois mecanismos: os antecipatórios e o de retroalimentação. Os primeiros prevêm distúrbios e produzem respostas pré-programadas que mantêm a estabilidade, gerando ajustes posturais antes da ocorrência de movimentos voluntários (BRADLEY, 2002, WEERDT e SPAEPEN, 2001). Em contrapartida, as respostas de retroalimentação são evocadas por eventos sensoriais que acompanham as alterações do CP (WEERDT e SPAEPEN, 2001), produzindo oscilações do corpo com frequências abaixo de 1 Hz (OIDA *et al.*, 1995). Esses ajustes posturais são produzidos pela tentativa de restauração do equilíbrio em resposta às perturbações externas, levando a uma posição particular do corpo baseada em uma determinada orientação de referência (MASSION, 1992).

Portanto, o mecanismo de controle postural está baseado em uma cooperação intrínseca entre o sistema vestibular, a visão e as informações proprioceptivas e táteis para produzir uma resposta automática, centralizada e coordenada (NASHNER, 1981, SCHUMANN *et al.*, 1995, SIMONEAU *et al.*, 1995). Porém, o controle postural não depende apenas da interação sensorial dentro do SNC, mas também da integridade de cada sistema, sendo essenciais para a coordenação das respostas motoras, movimentos dos olhos e ajustes posturais finos com relação ao ambiente (SIMONEAU *et al.*, 1995, WEERDT e SPAEPEN, 2001).

2.1. Sistema Vestibular

Localizado no osso temporal, o sistema vestibular compreende o vestíbulo da orelha interna, que contém os órgãos otolíticos. Dentro dessa cavidade, estão o labirinto membranoso e duas dilatações, denominadas de utrículo e sáculo (Figura 2.1). O labirinto membranoso consiste em três canais semicirculares, com eixos perpendiculares entre si, que são sensíveis à direção do movimento da cabeça nos três planos espaciais. O utrículo e o sáculo apresentam espessamentos, denominados mácula, contendo células ciliadas neuroepiteliais cobertas por uma cúpula gelatinosa rica em cristais de carbonato de cálcio. Preenchendo toda a cavidade, encontra-se a endolinfa, um líquido viscoso com grandes concentrações de potássio (GRAY, 1973, GARDNER e GRAY, 1988).

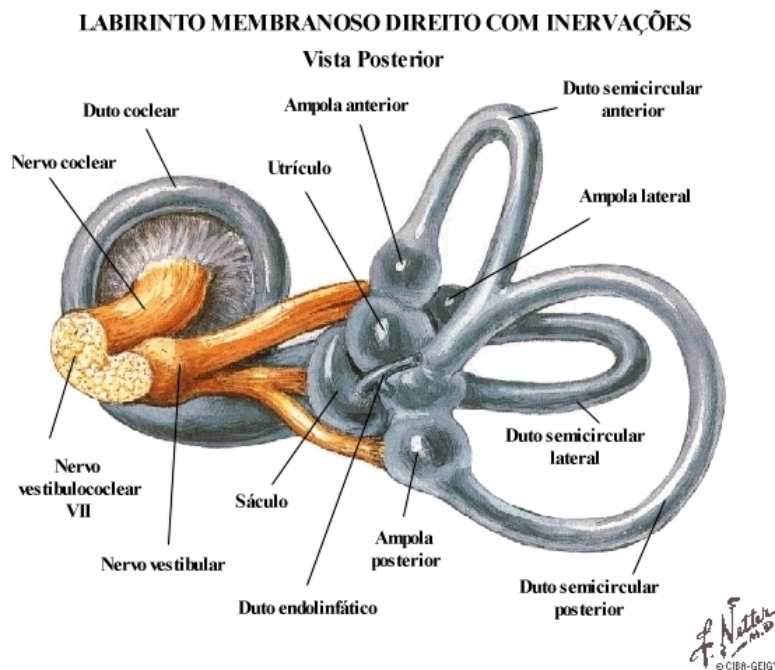


Figura 2.1. Labirinto membranoso direito (adaptado do Atlas eletrônico Netter).

O conjunto formado pelos canais semicirculares, endolinfa e células ciliadas funciona como um sensor altamente sensível às mudanças de aceleração e direção da cabeça, sendo o utrículo responsável pela orientação horizontal e o sáculo, pela vertical (GARDNER e GRAY, 1988, KELLY, 1991). Estudos demonstraram que o sistema

receptor do aparelho vestibular é tão sensível que pode responder a acelerações angulares tão pequenas quanto $0,1^\circ \cdot s^{-2}$ (KELLY, 1991).

A natureza bidirecional da resposta ciliada, em conjunto com a coordenação de dados dos labirintos bilaterais, proporcionam ao SNC indicações múltiplas sobre o movimento e a posição da cabeça, além de ser importante para o controle reflexo dos movimentos dos olhos (GARDNER e GRAY, 1988). Esse reflexo vestibulo-oculomotor ocorre devido às sinapses do sistema vestibular com o sexto (abducente), o quarto (troclear) e o terceiro (oculomotor) pares de nervos cranianos, que estão todos relacionados com o movimento dos músculos do globo ocular (KELLY, 1991, DOWNTON, 1992). Dessa forma, se a cabeça for inclinada para um lado, os olhos viram no sentido oposto para que o objeto da atenção visual seja focalizado com máxima resolução na área da retina. Portanto, o circuito reflexo vestibulo-oculomotor transforma o sinal de velocidade da cabeça em sinal de velocidade dos olhos, ajudando a manter o campo visual na horizontal (GOLDBERG *et al.*, 1991, KELLY, 1991, DOWNTON, 1992).

2.2. Sistema Somato-sensorial

O sistema somato-sensorial está relacionado com uma variedade de informações provenientes de todas as partes corporais, necessitando de diferentes receptores especializados para detecção dos estímulos mecânicos, químicos ou físicos, decorrentes de reações internas e/ou da ação do ambiente (BEAR *et al.*, 1996). Este sistema diferencia-se dos demais justamente por contar com uma diversidade de receptores concentrados em localizações específicas e distribuídos por todo o corpo, e por responder a diversos tipos de estímulos.

A maioria desses receptores são mecanoreceptores, com seus axônios contendo canais iônicos mecanosensitivos, ou seja, sensíveis às deformações físicas ocasionadas

por forças compressivas, de estiramento, de torção ou fletivas. Porém, não são suficientes para provir as informações diretas do ambiente. Entretanto, os proprioceptores são capazes de informar a localização de partes do corpo no espaço, se estão em movimento, em que direção e com que velocidade, gerando um sistema de referência corporal (BEAR *et al.*, 1996).

Nestas condições, a informação sobre a orientação vertical do corpo relativo à base de suporte e sobre as relações dos segmentos corporais entre si e com o ambiente é processada pelo sistema somato-sensorial, auxiliando o controle postural a formular as estratégias sensório-motoras para a manutenção da estabilidade. Neste caso, o deslocamento do CM produz torque nos segmentos corporais, fazendo com que o sistema somato-sensorial receba as informações sobre a orientação do corpo através dos seguintes sensores (SIMONEAU *et al.*, 1995, BEAR *et al.*, 1996, BRADLEY, 2002):

- fusos musculares (Figura 2.2), localizados no músculo, em série com as fibras musculares, informam sobre a variação da tensão de estiramento dos músculos, principalmente dos membros inferiores;
- órgãos tendinosos de golgi (OTG), localizados nos tendões, em série com as fibras musculares, informam sobre a variação da tensão de contração dos músculos, principalmente dos membros inferiores (Figura 2.2);
- proprioceptores articulares para a posição das articulações dos quadris, joelhos e, principalmente, dos tornozelos e pés;
- mecanoreceptores cutâneos de distribuição de pressão, localizados na sola dos pés;
- proprioceptores localizados em outros segmentos corporais, para informar sobre as relações intersegmentares do tronco e membros superiores.

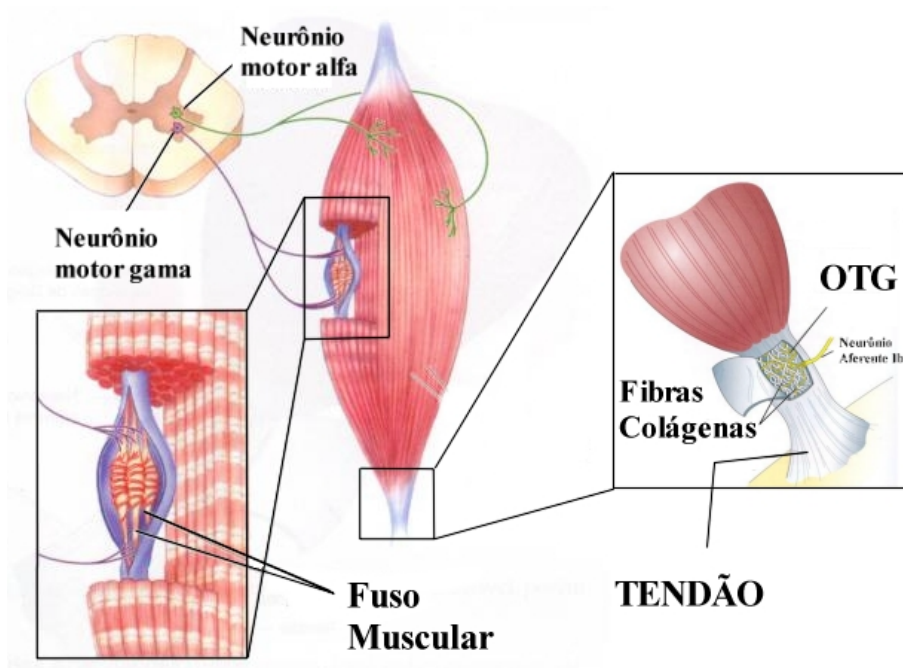


Figura 2.2. Sistema de reflexo espinal com o fuso muscular e OTG posicionados em série com as fibras musculares (adaptado de BEAR *et al.*, 1996).

2.3. Sistema Visual

Além da informação oriunda do sistema vestibular e do somato-sensorial, a informação visual também influencia o controle postural. O processamento do sistema visual envolve um terço do cérebro, sendo a visão a responsável em fornecer informação sobre o movimento corporal e/ou sobre o movimento do ambiente (GRAY 1973, CELESIA e PEACHEY, 1999). Como ilustrado na Figura 2.3, a estimulação luminosa (proveniente do campo visual) é transduzida por células fotossensíveis das retinas (cones e bastonetes), sendo a informação resultante conduzida pelo nervo óptico. No quiasma óptico, a informação de cada campo visual cruza para o hemisfério contralateral, sendo conduzida por via paralela ao núcleo geniculato lateral (NGL, direito e esquerdo) do tálamo, onde mantém a retinotopia. Deste núcleo, as vias aferentes projetam-se para o córtex visual primário, onde a informação de cada campo visual é reunida na região denominada interbolhas, sendo então conduzida para as áreas

citoarquitetônicas 17 (ou V1), 18 (ou V2) e 19, no lobo occipital, e parte lateral do lobo temporal. A informação sobre a orientação do movimento corporal no espaço é encaminhada ao córtex associativo (parieto-temporo-occipital), enquanto que a informação sobre o movimento do ambiente é encaminhada somente ao lobo temporal. Outras relações talâmicas projetam para o cérebro caminhos que fazem a coordenação dos movimentos da cabeça e olhos (BEAR *et al.*, 1996).

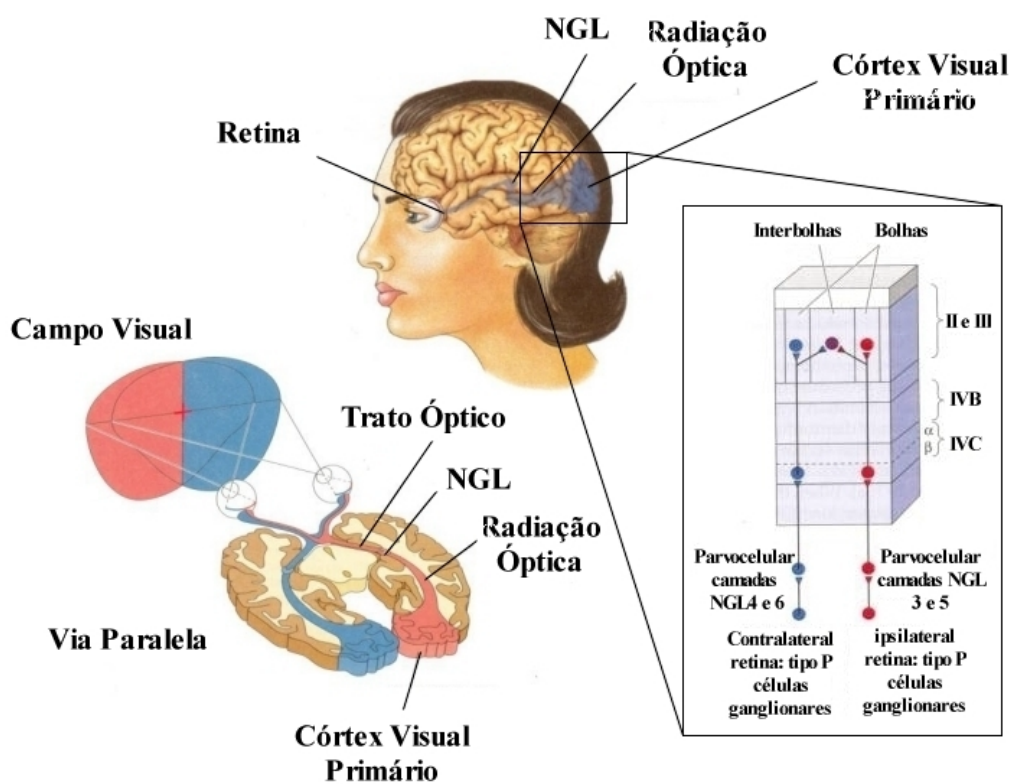


FIGURA 2.3. Esquema do sistema visual apresentando campo visual, via paralela e córtex visual primário (área V1 e V2) (adaptado de BEAR *et al.*, 1996).

Na realidade, segundo NOUGIER *et al.* (1997), existem dois sistemas visuais distintos: o sistema visual estático, ou visão central, e a visão periférica. O primeiro discrimina, principalmente, os sinais de posição e as características estáveis do ambiente. O segundo sistematiza dinamicamente a codificação da velocidade e direção

do movimento. A visão periférica é mais sensível ao fluxo óptico lamelar e desabilitada ao uso do fluxo radial para o controle postural, enquanto a visão central é sensível ao fluxo óptico lamelar e radial ao mesmo tempo (STOFFREGEN, 1985). Apesar de terem características diferentes, ambos contribuem de forma equalizada e complementar para o controle da oscilação postural, porque os dois campos visuais têm a mesma representação cortical no córtex visual, na região denominada de interbolhas (Figura 2.3) (STRAUBE *et al.*, 1994, BEAR *et al.*, 1996).

Entretanto, quando a informação somato-sensorial está alterada, a visão central e a visão periférica respondem de maneira diferente. A visão periférica é mais eficiente para estabilizar as oscilações ântero-posteriores (A/P), enquanto a visão central é mais eficiente para estabilizar as oscilações médio-laterais (M/L) (NOUGIER *et al.*, 1997). Quando o corpo oscila na direção A/P, a visão periférica é estimulada pelo movimento corporal em relação ao ambiente, sensibilizando as estruturas lamelares do fluxo óptico, enquanto as estruturas radiais do fluxo óptico são estimuladas somente pelas oscilações corporais na direção M/L (STOFFREGEN, 1985).

CAPÍTULO 3

O SISTEMA SENSÓRIO-MOTOR E AS ESTRATÉGIAS DE CONTROLE

As estratégias e a coordenação do SNC para o controle postural ocorrem em função da demanda da tarefa e das condições ambientais (BRADLEY, 2002, PERRIN *et al.*, 1998, TJERNSTRÖM *et al.*, 2002). A estratégia selecionada é, então, delineada pela entrada das informações dos três sistemas disponíveis que assistem o controle postural, compondo o sistema sensório-motor, que inclui (BRADLEY, 2002):

- processamento sensorial;
- estratégia sensorial;
- memórias que mapeiam as informações sensoriais para a ação;
- processamento motor; e
- estratégias adquiridas para geração de ações eficientes, adaptativas e antecipatórias.

O sistema sensório-motor está organizado em três níveis hierárquicos de controle, sendo que o superior, onde se localizam as áreas de associação do neocórtex e gânglios basais, está relacionado diretamente com a estratégia (BEAR *et al.*, 1996). O nível intermediário, no córtex motor e cerebelo, está relacionado à organização das excitações e inibições da atividade muscular em ordem temporal, coordenando as seqüências das contrações musculares (BEAR *et al.*, 1996, PERRIN *et al.*, 1998, TJERNSTRÖM *et al.*, 2002). Por outro lado, o nível inferior localiza-se no tronco encefálico e medula espinhal, estando relacionado à execução dos movimentos (BEAR *et al.*, 1996).

A estratégia motora é coordenada pelas áreas associativas do neocórtex e do gânglio basal. A informação dos sistemas visual, vestibular e somato-sensorial, após serem moduladas em seus respectivos sítios do córtex primário, é transmitida ao neocórtex, mais especificamente à área posterior do córtex parietal (Figura 3.1).

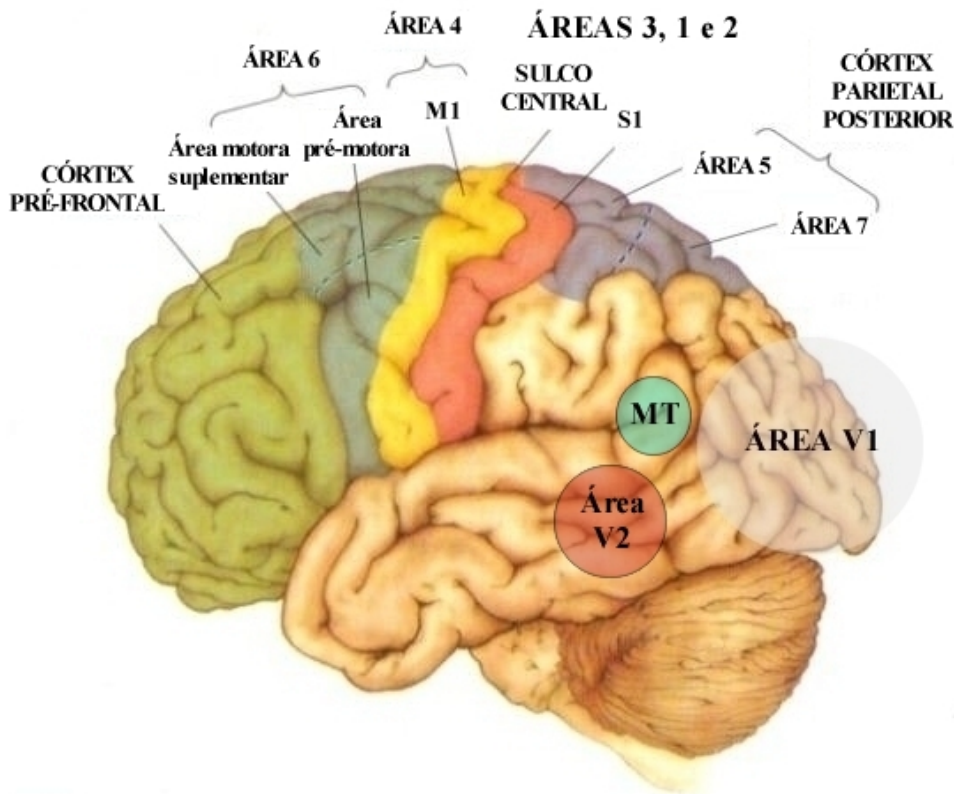


Figura 3.1. Neocórtex do hemisfério esquerdo (adaptado da Figura 14.7 de BEAR *et al.*, pág. 383, 1996).

Duas regiões da parte posterior do córtex parietal se destacam na estratégia motora: a área 5, que recebe informação das áreas 3, 1 e 2 do córtex somato-sensorial; e a área 7, cuja informação provém das áreas do córtex visual (áreas V1, V2 e MT - Figura 3.1). O lobo parietal está interconectado às regiões do lobo frontal anterior, responsáveis pela antecipação das conseqüências da ação. A área pré-frontal, em conjunto com a área posterior do lobo parietal, representam os níveis mais elevados na

hierarquia do controle motor, projetando axônios que convergem para as áreas corticais 6 e 4 do córtex motor (BEAR *et al.*, 1996).

Portanto, a informação sensorial e a ação motora estão intimamente relacionadas na tarefa de manter o corpo na posição desejada (BRADLEY, 2002, TJERNSTRÖM *et al.*, 2002). Mais ainda, o sistema de controle postural necessita que o relacionamento entre a informação sensorial e a ação motora seja coerente e estável. A redundância parcial da informação aferente e a complementaridade entre os sistemas sensoriais auxiliam na resolução de conflitos quando uma das saídas dos sistemas contém erros (ISABLEU *et al.*, 1998, CHIARI *et al.*, 2000a). Entretanto, os déficits posturais podem ter duas origens distintas, isto é, na integração dos sistemas sensoriais ou na diminuição da capacidade de adaptação às condições ambientais (JEKA *et al.*, 1998).

Um dos primeiros métodos para investigar a integração sensorial utilizou a teoria de sistemas lineares, no qual os indivíduos são submetidos a um padrão de oscilação de informação sensorial. Neste caso, as respostas posturais do corpo aos estímulos produzidos são medidas para determinar as propriedades do sistema de controle (BERTHOZ *et al.*, 1979, DIJKSTRA *et al.*, 1994a, PETERKA e BENOLKEN, 1995). Esta técnica demonstrou que a estratégia de controle, a qual baseia-se na informação disponível para cada sistema, é, então, derivada dos estímulos sensoriais, de modo que o sistema vestibular produza informação sobre a aceleração angular da cabeça e aceleração linear do corpo, enquanto o sistema visual é sensível à velocidade do estímulo (SCHÖNER, 1991. DIJKSTRA, 1994b). No que concerne aos receptores somato-sensoriais, a perda funcional do grupo Ia de fibras de fuso aferentes (fuso muscular) vem sendo considerada responsável pelo desequilíbrio postural (MORASSO e SCHIEPPATI, 1999).

Quando se investigam as propriedades dos receptores sensoriais associados ao controle postural humano, é importante considerar que a informação conduzida pelos receptores individuais é menos relevante do que a da atividade coletiva, transmitida por uma grande população de receptores distribuídos por todo o corpo e integrados pelo SNC. Assim, conforme apontado por JEKA *et al.* (2004), as propriedades da informação sensorial são muitas vezes descritas por meio do desempenho no comportamento funcional da estabilidade.

Entretanto, é importante perguntar sobre a informação que foi perdida quando uma modalidade sensorial é removida ou alterada por um distúrbio ou manipulação experimental (JEKA *et al.*, 2004). A quantidade total de oscilação corporal em um ambiente estacionário tende a se manter constante, enquanto a origem da informação sensorial é decomposta de acordo com a influência adaptativa e o aprendizado (JEKA *et al.*, 1998). Neste caso, os componentes do sistema de controle postural, que não estão variando no tempo com a informação sensorial, contribuem para a estabilização postural pela adaptação ao ambiente (TJERNSTRÖM *et al.*, 2002). Portanto, o controle postural também é uma habilidade, em parte, proveniente de aprendizado, podendo ser desenvolvido com a prática (PERRIN *et al.*, 1998, TJERNSTRÖM *et al.*, 2002).

3.1. O Sistema Visual e a Estratégia de Controle

Segundo PATLA (1997), as informações somato-sensitiva e visual, ao contrário do sistema vestibular, podem ser interpretadas erroneamente pelo sistema nervoso. O sistema visual pode detectar o movimento relativo entre o corpo e o ambiente, fazendo com que o movimento do ambiente passe a ser percebido como movimento corporal, alterando a estabilidade do sistema postural (BRADLEY, 2002). Neste caso, os efeitos

dos déficits da visão no controle postural não podem ser totalmente compensados pelos sistemas somato-sensorial e vestibular (PATLA, 1997).

Geralmente, a estabilidade postural diminui na ausência de estímulo visual ou em condições experimentais que alteram a qualidade e o tipo de informação. Qualquer mudança nas características do ambiente pode interferir na qualidade e/ou na quantidade da informação visual especificamente disponível para o controle postural e, possivelmente, no processamento da informação visual para a estratégia de controle (HUNTER e HOFFMAN, 2001).

A visão, além de produzir informação para a retroalimentação (importante para a oscilação corporal), complementa a informação suprida pelos outros sistemas (DIENER e DICHGANS, 1988, TJERNSTRÖM *et al.*, 2002). O sistema visual contribui para o controle postural por fornecer informação do ambiente para o ajustamento antecipatório da atividade motora. Na posição ortostática, sob condição OF, a magnitude da oscilação corporal espontânea cresce em cerca de 50 a 150 % quando comparada com OA (TJERNSTRÖM *et al.*, 2002). O controle postural usa menos a correção motora por reflexo espinhal caso a entrada visual esteja disponível, e vice-versa (FRANSSON *et al.*, 2000, TJERNSTRÖM *et al.*, 2002).

A explicação de como a informação visual influencia o controle postural foi formulada por PAULUS *et al.* (1989a) com base no deslocamento do cenário ambiental na retina do observador. Conforme o observador oscilava para frente, a projeção do cenário na retina aumentava, sendo esta interpretada como decorrente de sua oscilação para frente. Esta informação era, então, usada no processamento da estratégia de controle, produzindo atividade muscular com o objetivo de diminuir e reverter este deslocamento. Desta forma, a estratégia de controle postural minimizava a

expansão/redução da imagem na retina objetivando manter estável a relação entre o observador e o cenário ao seu redor.

Nas condições anteriormente descritas, o sistema de controle postural tenta manter a imagem projetada na retina o mais estável e estacionária possível. Então, a estratégia utilizada pelo sistema de controle postural é a de minimizar as alterações entre o relacionamento do indivíduo e o ambiente, pois o cérebro reconstrói a percepção do movimento através de uma rápida seqüência de apresentação de imagens estacionárias. Essa característica de interpolação espaço-temporal em processar a informação da posição espacial de um movimento pode estar prejudicada em algumas disfunções visuais, gerando mudanças na estratégia de controle para a manutenção da estabilidade corporal (FAHILE e BACHMANN, 1996).

Movimentos relativos do corpo com o ambiente causam fluxo óptico, o qual varia em função da distância entre os objetos ao redor do ambiente e o observador (STOFFREGEN *et al.*, 1985 e 2000). Quando a distância entre o observador e o objeto é aumentada, verifica-se um aumento nas oscilações corporais na direção A/P. Entretanto, a diminuição das oscilações A/P é detectada quando o objeto é aproximado do observador, demonstrando que as mudanças na informação visual que acompanham as oscilações corporais são mais pronunciadas e, portanto, mais detectáveis (STOFFREGEN *et al.*, 1985 e 2000, PAULUS *et al.*, 1989a).

A instabilidade visual gerada pela quantidade de fluxo óptico que pode ser tolerada sem causar interferência no controle postural, é decorrente da distância entre o indivíduo e o objeto focado pela visão. Se a visão é utilizada para estabilizar a postura, o fluxo óptico torna-se necessário para regular as oscilações corporais, independente da distância do objeto. Entretanto, se a oscilação postural for utilizada para facilitar a fixação do objeto, o fluxo óptico correspondente é ignorado conforme a distância

diminui. Portanto, a organização da estratégia de controle influenciada pela distância do observador ao objeto, ao minimizar a energia necessária para a estabilização corporal, demonstra que alterações nas oscilações corporais não podem ser atribuídas somente às variações no fluxo óptico (STOFFREGEN *et al.*, 1985 e 2000).

CAPÍTULO 4

POSTUROLOGIA

A posturologia é uma das técnicas biomecânicas utilizadas no estudo do sistema de controle neuro-muscular, proporcionando informação quantitativa sobre o mecanismo de estabilidade e de suas estratégias (SCHMID *et al.*, 2002). Com a vantagem de requerer experimentação relativamente simples, sem interferir, na maioria das vezes, com o conforto do indivíduo, a posturologia estática e dinâmica possibilita a extração de parâmetros posturais, que auxiliam o estudo do equilíbrio e de suas alterações (GAGEY e WEBER, 2000, SCHMID *et al.*, 2002).

Usualmente, a posturologia estática estuda os movimentos espontâneos das partes corporais, enquanto a posturologia dinâmica mensura esses movimentos em resposta às estimulações sensoriais (GAGEY e WEBER, 2000, SCHMID *et al.*, 2002, CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.*, 2004). A posturologia dinâmica tem sido utilizada, em particular, nos estudos das reações posturais às modificações ambientais, como os movimentos ao redor do observador. Por outro lado, a posturologia estática tem sido usada em estudos da integração multisensorial na estabilidade postural durante OA e OF com diversos posicionamentos dos pés. A posturologia estática tem sido relevante para a predição de quedas, delineamento dos mecanismos sensoriais de controle e alterações deste com a idade, bem como na investigação dos efeitos de doenças sobre a estabilidade corporal (SCHMID *et al.*, 2002, CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.*, 2004).

A análise do controle postural, operacionalizada em posição ortostática, tanto na estabilometria clínica quanto na experimental, reflete a preservação do movimento corporal, em conjunto com a estabilidade ao redor da superfície de apoio, com base nos movimentos do CM e/ou do CP (HASAN *et al.*, 1996a e 1996b, NEWELL *et al.*, 1997,

ÖNELL, 2000). Os movimentos do CM são usualmente analisados utilizando-se o modelo de pêndulo invertido, sendo a posição dependente das rotações e dos deslocamentos de todos os segmentos corporais no espaço tridimensional, limitando, portanto, a mensuração direta. Ao contrário, o CP pode ser obtido diretamente da mensuração da força de reação do solo, utilizando-se uma plataforma de força (HASAN *et al.*, 1996a e 1996b, NEWELL *et al.*, 1997, KARLSSON e LANSHAMMAR, 1997, ÖNELL, 2000).

As primeiras plataformas de força utilizadas na investigação do controle postural foram projetadas com três células de carga, dispostas em um triângulo sob uma base quadrada (BIZZO *et al.*, 1985, GAGEY e WEBER, 2000), segundo a Norma 85 da Associação Francesa de Posturologia (AFP). Com o desenvolvimento tecnológico, as plataformas também passaram a ser produzidas com quatro células, reduzindo o problema da torção sobre o tripé de células de carga, caso o indivíduo posicionasse os pés fora do triângulo.

Para que os parâmetros posturais possam ser comparados, faz-se necessária uma normatização, não só das condições ambientais, como também dos fatores biomecânicos e, principalmente, do protocolo do exame. Pela Norma 85, os valores normais dos parâmetros da estabilometria devem ser estudados em duas situações de exame na seguinte ordem: (i) com olhos abertos (OA) e (ii) com olhos fechados (OF), ambas com pés descalços, mantendo os calcanhares afastados dois centímetros e pés formando um ângulo de 30° com a linha mediana corporal (GAGEY e WEBER, 2000). Existe, ainda controvérsia quanto ao posicionamento dos calcanhares, sendo que a Sociedade Internacional de Posturografia recomenda que estes estejam apostos. Por outro lado, MCILORY e MAKI (1997) utilizam o protocolo com pés unidos lado-a-lado, para o teste de Romberg.

Os parâmetros posturais usualmente mensurados sob diferentes protocolos apresentam uma grande variabilidade, constituindo-se em problema quando se deseja comparar a estabilidade corporal entre diferentes indivíduos ou do mesmo indivíduo (CHIARI *et al.*, 2002). No que concerne à inconsistência intra-individual, as medições das oscilações corporais devem ser consideradas com a devida reserva, seja no diagnóstico, seja no acompanhamento de distúrbios neurológicos e da eficácia do tratamento. Se por um lado, a repetibilidade durante estudos longitudinais tem sido analisada para evidenciar a influência do aprendizado na estabilidade e proporcionar o melhor entendimento do mecanismo de controle postural individual (TARANTOLA *et al.*, 1997), por outro, as diferenças interindividuais na percepção da verticalidade e, particularmente, na percepção da orientação do corpo no espaço podem explicar a variabilidade dos parâmetros da estabilidade postural (CHIARI *et al.*, 2000a, CHIARI *et al.*, 2002).

Remover ou atenuar uma determinada modalidade de informação e medir a influência no comportamento da oscilação é uma técnica experimental comum na posturologia. As alterações resultantes determinam como a informação sensorial está sendo integrada no sistema de controle. Informação sensorial reduzida significa que o SNC teria menos condição para estimar corretamente as posições de CM e CP, dos deslocamentos e velocidades e, conseqüentemente, o controle de oscilação seria menos preciso. Assim, segundo WOOLLACOTT *et al.* (1986), a remoção de uma dada informação sensorial, em uma população adulta saudável, é sucedida por um acréscimo na média da área de oscilação. Em populações com características distintas desta, como apontado por LACOUR *et al.* (1997), NEWELL *et al.* (1997) e CHIARI *et al.* (2000a), isto não ocorre de modo consistente.

4.1. Centro de Pressão e Oscilação Corporal

A estabilidade postural é caracterizada pelo controle dos movimentos corporais que mantém o CM corporal dentro dos limites da base de apoio, dependendo somente dos deslocamentos dos segmentos que compõem o corpo. Relacionados aos movimentos do CM, o vetor força de reação do solo e o CP fornecem informações importantes para o processamento do controle da manutenção da estabilidade (WINTER, 1995). A habilidade do indivíduo em se manter estável tem sido avaliada através do deslocamento do CP (HASAN *et al.*, 1996a e 1996b). O CP corresponde à localização global da força de reação do solo na base de apoio, cujo movimento reflete o controle oscilatório corporal e a preservação da estabilidade postural (NEWELL *et al.*, 1997, MORASSO e SCHIEPPATI, 1999). O deslocamento do CP não é o mesmo do CM, representando a projeção vertical da posição do CM somente na posição ortostática, sem a aplicação de nenhuma força externa (NEWELL *et al.*, 1997).

O movimento do CP é sensível às características biológicas e mecânicas, às condições ambientais e às tarefas propostas. A quantidade de movimento do CP tende a diminuir com a idade, principalmente após os sete anos, passando a aumentar após os 50 anos. Além disso, varia com o tipo de tarefa, com a antropometria, bem como com a utilização da visão, posicionamento dos pés ou com as características do ambiente envolvido (NEWELL *et al.*, 1997, CHIARI *et al.*, 2002, ROUGIER, 2003).

As dimensões corporais e a posição dos pés influenciam a estabilidade postural, porém as alterações nos parâmetros estabilométricos não estão extensivamente explorados (MCILORY e MAKI, 1997, KIRBY *et al.*, 1987, DAY *et al.*, 1993). Os efeitos da antropometria nas características biomecânicas do controle postural, tanto para OF quanto para OA, são evidenciados nos parâmetros de distância percorrida e velocidade média nas direções A/P, M/L e no plano x - y , e para a distância média e *Root*

Mean Square (RMS) na direção M/L (com correlação superior a 0,45). Entretanto, a base de apoio, em particular, o tamanho da base e o ângulo de abertura dos pés, independe das características antropométricas (CHIARI *et al.*, 2002, KIRBY *et al.*, 1987).

Durante a posição ortostática, alterar a posição natural de apoio, ou seja dos pés, afeta o controle postural sem impor alterações anormais na habilidade da manutenção da estabilidade. Por outro lado, a posição natural de apoio minimiza o desconforto, porém aumenta a variabilidade da base interindividual, resultando em erros na estimativa dos parâmetros estabilométricos e de tendência central, em particular na direção M/L (MCILORY e MAKI, 1997). Além disso, estes autores demonstraram que tanto a posição de apoio recomendada pela Sociedade Internacional de Posturografia (ângulo de abertura em 30° e calcanhares juntos) quanto a preconizada para o teste de Romberg (pés unidos lado-a-lado) diferem da posição arbitrária preferencial, de $15,1 \pm 11,5^\circ$ de ângulo de abertura e de 17 ± 4 cm de afastamento de calcanhar, extrapolando os limites de 90% do intervalo de confiança.

As atividades diárias envolvem adaptações das estratégias posturais sob diversas configurações de apoio, cuja estabilidade é constantemente modificada pela ativação muscular relativa às condições iniciais de apoio (HENRY *et al.*, 2001). Estratégias de controle postural com resposta motora sobre os quadris nos deslocamentos M/L e tornozelos nos deslocamentos A/P são observadas com os pés posicionados lado-a-lado. O aumento no ângulo de abertura e o afastamento dos calcanhares proporcionam estratégia com resposta motora aumentada sobre os tornozelos nos deslocamentos M/L. Posições de apoio aleatórias resultam em estratégias com resposta motora nos tornozelos e quadris, em ambos os deslocamentos M/L e A/P (PRINCE e WINTER, 1995, HENRY *et al.*, 2001). As alterações na abertura da base atuam reforçando a

coordenação dos movimentos entre os tornozelos e quadris, aumentando a sensibilidade dos proprioceptores, principalmente para os movimentos laterais (DAY *et al.*, 1993).

As oscilações do CP estudadas com base de apoio de dimensões diversas demonstram que a rapidez com que o corpo se move aumenta ao diminuir a base de apoio, ou na condição OF. A interação entre esses dois fatores pode ser explicada pela presença da visão no controle postural, pois a visão reduz eficientemente os movimentos corporais quando os pés estão posicionados juntos. Relações similares têm sido obtidas com a velocidade do deslocamento, com a diminuição do tamanho da base de apoio exercendo maior influência na componente M/L da velocidade do que na A/P (DAY *et al.*, 1993).

Os parâmetros distância média na direção A/P e no plano $x-y$, *RMS* na direção A/P, área elíptica e direção da oscilação independem dos parâmetros antropométricos nas condições OA e OF. Entretanto, a distância percorrida e a velocidade média, nas duas direções e no plano $x-y$, apresentam correlação forte com a estatura e massa corporal ($r = 0,7$). Os parâmetros mensurados na direção M/L são afetados pela base de apoio, com correlação negativa, sendo que aumentos na área de suporte refletem em um decréscimo nos valores, enquanto o ângulo de abertura dos pés influencia as oscilações durante OF (CHIARI *et al.*, 2002). A correlação negativa encontrada entre os parâmetros quantificados na direção M/L e as bases de apoio pode ser explicada pelo conjunto de propriedades biomecânicas do corpo. A mobilidade da articulação do tornozelo no plano frontal é reduzida com os pés separados (KIRBY *et al.*, 1987), elucidando o papel efetivo da componente A/P na oscilação corporal. A ausência de correlação entre os parâmetros obtidos no plano $x-y$ e o tamanho da base de apoio confirmam que as medições neste plano devem ser preferencialmente obtidas quando o posicionamento dos pés sobre a plataforma de força não for restringido.

4.2. Parâmetros Estabilométricos

Diversos autores, tais como TAKAGI *et al.* (1985), MARUCCHI e GAGEY (1989), OLIVEIRA *et al.* (1996), ACCORNERO *et al.* (1997), CHIARI *et al.* (1998), estudaram os estatocinesiogramas e os estabilogramas analisando os parâmetros posturais: deslocamentos A/P e M/L e no plano x - y , amplitude média da oscilação, frequência média, área de oscilação, comprimento da trajetória da oscilação (distância percorrida), quociente de Romberg, entre outros, para os exames com OA e OF.

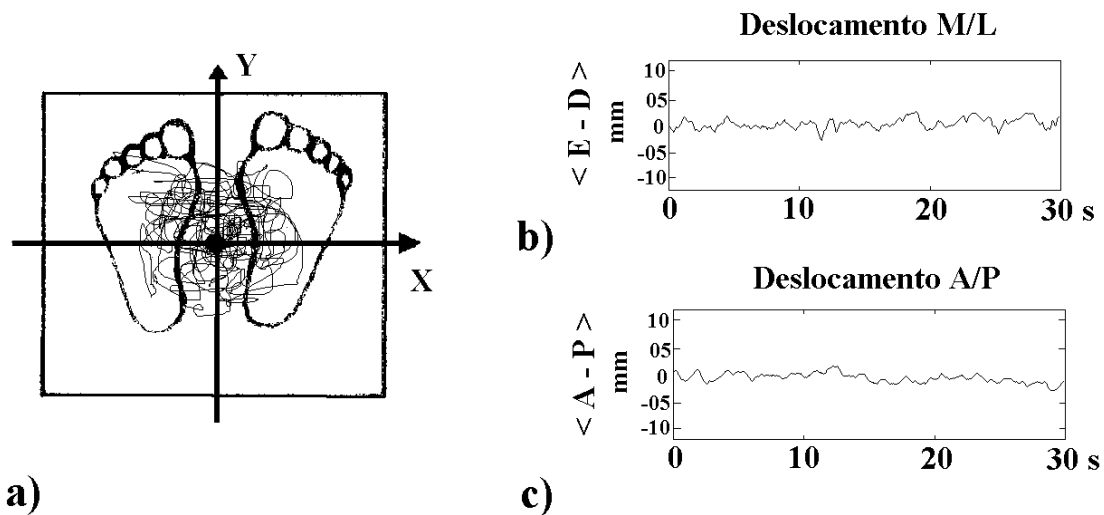


Figura 4.1: Representação do Estatocinesiograma (a) e dos estabilogramas para os deslocamentos M/L (b) e A/P (c).

O estatocinesiograma (Figura 4.1a) apresenta as coordenadas das posições amostradas do CP em relação a um dado referencial (O – centro da plataforma), sendo que, pela convenção de Kyoto de 1981, os movimentos M/L são anotados nas abscissas (eixo x), enquanto os movimentos A/P são anotados nas ordenadas (eixo y). Por sua vez, o estabilograma (Figura 4.1b e 4.1c) apresenta as posições sucessivas do CP para cada eixo em função do tempo, gerando dois gráficos separadamente: um para os deslocamentos M/L e outro para os A/P. Neste caso, tem-se nas abscissas o tempo,

geralmente em segundos, e nas ordenadas as amplitudes das oscilações correspondentes, sendo os deslocamentos M/L e A/P obtidos pela diferença das posições amostradas do CP, nos seus respectivos eixos (GAGEY e WEBER, 2000).

Durante a posição ortostática, flutuações na posição corporal podem ser inferidas das oscilações do CP. Nestas condições, pode-se afirmar que o estatocinesiógrama fornece informação quantitativa da trajetória total percorrida pelo CP durante todo o exame ou para um intervalo de tempo, bem como da posição média de CP ou da superfície varrida pelo CP instantâneo, que se desloca em torno desta posição média (área de oscilação) (TARANTOLA *et al.*, 1997).

A área de oscilação do CP tem sido usada como indicador de movimento corporal (NEWELL *et al.*, 1997), sendo a superfície da elipse de confiança, que contém de 90 a 95 % das posições amostradas do CP, considerada a medida mais rigorosa da dispersão dessas posições (TAKAGI *et al.*, 1985). Os comprimentos dos dois eixos da elipse são definidos como sendo 1,96 vezes o desvio padrão em cada direção, centradas nos valores médios das variáveis x e y . Usualmente, a inclinação do eixo principal da elipse é calculada utilizando-se o método de regressão linear, onde x é considerada variável independente (MRL x - y), sem levar em consideração a direção da máxima dispersão (HASAN *et al.*, 1990). Isto aumenta o erro no cálculo da área, principalmente quando o verdadeiro ângulo de inclinação está próximo de 90° , no caso de MRL x - y , ou próximo de 0 ou 180° , ao se fazer y como independente (MRL y - x).

A área e o ângulo de inclinação da elipse das oscilações do CP estão relacionados com a direção do deslocamento do CP e, conseqüentemente, com a base de apoio. Com o protocolo de pés separados, o deslocamento do CP tende a ser maior na direção A/P (MCILORY e MAKI, 1997, KIRBY *et al.*, 1987, DAY *et al.*, 1993), com ângulos de inclinação da elipse próximos de 90° (OLIVEIRA *et al.*, 1996). Neste caso, o

emprego do MRL $y-x$ é mais adequado do que o MRL $x-y$ para o cálculo da área e do ângulo de inclinação. Com a redução da base de apoio, o deslocamento do CP torna-se mais disperso, com tendência a movimentos na direção M/L (OLIVEIRA *et al.*, 1996, CHIARI *et al.*, 2002). Neste caso, o ângulo de inclinação da elipse aproxima-se de 0° e 180° , tornando o MRL $x-y$ mais robusto que o MRL $y-x$ (OLIVEIRA *et al.*, 1996). Para minimizar o erro de tendência central, OLIVEIRA *et al.* (1996) propõem a utilização da Análise de Componentes Principais para obter a inclinação e a área da elipse, identificando a direção da máxima e mínima dispersão da distribuição no plano $x-y$, considerando-se as duas variáveis como independentes e com os valores tendendo a aproximar-se de um dos dois métodos de regressão linear.

O comprimento da trajetória do CP, também denominado de distância percorrida, é obtido pelo caminho percorrido ao longo do registro do estatocinesiógrama. Este parâmetro relaciona-se com a área de oscilação com coeficiente de correlação baixo ($r = 0,243$). A correlação baixa decorre da possibilidade da ocorrência de diferentes caminhos efetuados pelo CP dentro de uma mesma área de oscilação, gerando, portanto, diferentes valores de distância percorrida (GAGEY e WEBER, 2000).

O quociente de Romberg (QR) avalia a utilização da visão no controle postural, comparando o desempenho no exame com OA e OF (GAGEY e WEBER, 2000). O QR tem sido calculado como a relação entre a área de oscilação na situação dos olhos fechados (A_{of}) com a área na situação de olhos abertos (A_{oa}). O valor médio do QR calculado com base na área elíptica (QR_A) situa-se em torno de 250. Valores de QR_A menores que 112 indicariam que a visão não é utilizada para controlar a postura ortostática, caracterizando uma condição de *cego postural* (MARUCCHI e GAGEY, 1989) ou *não-visão dependente* (CHIARI *et al.*, 2000a). Assim, segundo MARUCCHI e

GAGEY (1989) e GAGEY e WEBER (2000), embora a visão possa ser normal (baseada em exames oftalmológicos), os estímulos visuais não estariam integrados ao funcionamento do sistema vestibulo-oculomotor. Há casos em que o QR_A é muito inferior a 100, indicando que o sistema visual não é utilizado para melhorar o controle postural e, ao mesmo tempo, prejudica o controle.

O QR pode ser obtido com base em outros parâmetros, como velocidade, RMS , distância percorrida ou deslocamento médio (CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.*, 2004). Segundo esses autores, o QR calculado pelo parâmetro velocidade (QR_v), quando comparado ao QR obtido com base em outros parâmetros, torna-se mais confiável para a mensuração da contribuição visual na postura ortostática. O QR_v quantifica o excesso de velocidade durante OF em referência a OA. Assim, um (QR_v) de 120 significa que a velocidade aumentou em 20% quando a visão foi suprimida. A Tabela 1 apresenta os valores médios das velocidades médias durante exame com OA e OF e os valores médios de QR obtidos com base na velocidade (QR_v).

Tabela 4.1: Valores da velocidade média e do quociente de Romberg médio para a velocidade em diferentes estudos.

ESTUDO	Vel OA (mm/s)	Vel OF (mm/s)	QR_v
Baloh <i>et al.</i> (1994)	9,16	15,13	165
Straube <i>et al.</i> (1988)*	8,17	14,0	171
Straube <i>et al.</i> (1988)**	10,5	16,17	154
Hufschmidt <i>et al.</i> (1980)	10,67	16,83	158
Paullus & Zihl (1989b)	6,24	12,44	199
Teasdale <i>et al.</i> (1991)	10,0	17,2	172
Baratto <i>et al.</i> (2002)	9,8	12,7	130

* valores obtidos para amostra com idades variando entre 20 e 40 anos.

** valores obtidos para amostra com idades variando entre 40 e 60 anos.

4.3. Visão e Oscilação do Centro de Pressão

Durante a posição ortostática, na condição OA, o cérebro combina a informação visual com as somato-sensitiva e vestibular para controlar as oscilações corporais. A redução dos movimentos corporais por meio da visão depende da extensão da representação cortical do estímulo visual. Os déficits visuais, na maioria das vezes, estão associados aos riscos de queda, principalmente em idosos, pois a contribuição da visão no controle postural aumenta com a idade, sendo prejudicada na presença de perturbações visuais ou doenças da retina (STRAUBE *et al.*, 1994, TURANO *et al.*, 1996).

A contribuição da visão no controle postural durante a posição ortostática pode ser facilmente demonstrada pelo simples fechar dos olhos, gerando, na maioria dos indivíduos, aumento nos valores dos parâmetros do CP, entre duas a três vezes em relação a OA (KELLY *et al.*, 2005, CHIARI *et al.*, 2000b). Na condição OF, a direção da oscilação apresenta-se mais A/P do que M/L, além de diminuir a variabilidade na direção A/P em relação a OA. A visão apresenta alterações na correlação entre os parâmetros estabilométricos e os parâmetros antropométricos, sendo mais alta na condição OF do que em OA, com maior influência da biomecânica corporal e da base de apoio nas oscilações com OF. A análise de regressão demonstra que os parâmetros distância percorrida e velocidade média são dependentes da base de apoio e estatura, principalmente na condição de OF. As oscilações do CP durante OA são mais dependentes dos parâmetros antropométricos no plano x - y , enquanto em OF na direção A/P (CHIARI *et al.*, 2000a e 2000b).

Quando a informação visual é alterada durante manipulação cognitiva, os ajustes posturais para a manutenção da estabilidade tornam-se dependentes das tarefas propostas. HUNTER e HOFFMAN (2001) investigaram os efeitos da informação visual

durante tarefa cognitiva secundária; apresentação visual versus apresentação auditiva de uma mesma tarefa; e com e sem uso de movimentos dos olhos. A maior variabilidade foi constatada para os parâmetros velocidade e deslocamento A/P e M/L durante a apresentação visual da tarefa combinada com movimento dos olhos, talvez devido à interferência do processamento visual no controle postural.

Entretanto, o processamento visual pode auxiliar no controle postural com base nos movimentos que ocorrem ao redor do indivíduo. Segundo CASSELBRANT *et al.* (1998), indivíduos com *otite média* são mais dependentes do processamento da informação visual de movimento para estabilizar a postura do que as pessoas normais. A possibilidade de estabilizar a postura, com e sem auxílio de ações visuais, conforme apontado por ISABLEU *et al.* (1997), depende do processo envolvido na seleção e/ou no controle do quadro espacial de referência. KUNKEL *et al.* (1998) observaram que, durante a estimulação visual em diferentes frequências espaciais, a velocidade de oscilação foi eficientemente reduzida pela estabilização dos quadros visuais de referência.

Durante estimulação visual e somato-sensitiva, a integração sensorial pode ser definida como *visão-dominante* na prevalência da informação visual no controle postural, em respeito às demais informações sensoriais (JEKA *et al.*, 2000). Segundo MAEDA *et al.* (1998), a privação de dispositivo de auxílio de suporte (por exemplo, bengala), em indivíduos idosos com problemas visuais, aumenta a oscilação em comparação aos normais. Estes autores obtiveram área de oscilação do CP para o grupo com problemas visuais significativamente ($p < 0,05$) maior do que a do grupo controle, resultado este atribuído ao conjunto da informação visual e à diminuição fisiológica do sistema vestibular relativo à idade, justificando a importância do sistema vestibulo-oculomotor e do apoio no controle postural. Neste caso, concluíram que a utilização da

visão é dependente da idade e da base de apoio. Investigação com dois grupos etários distintos, abaixo de 45 anos e acima de 45 anos, foi conduzida por ACCORNERO *et al.* (1997), que estudaram as estratégias do controle das oscilações corporais com protocolo de pés lado-a-lado, com OA e OF. Estes autores encontraram diferenças significativas ($p < 0,001$) entre OA e OF, com maior oscilação corporal ocorrendo durante OF e prevalecendo no grupo mais velho.

Quando as condições experimentais são alteradas (OF em conjunto com a diminuição da base de apoio), o processo de adaptação que proporciona melhoria do mecanismo de controle postural torna-se mais evidente pela aprendizagem por repetição. Isto ocorre porque, no processo de adaptação, o SNC tira melhor vantagem das aferições dos proprioceptores, sobre as condições no qual cada informação das entradas visuais foi, definitivamente, negada. Desde que a melhoria na oscilação com OA não seja evidente, mesmo em oscilações pequenas, torna-se necessário para o controle postural que as entradas aferentes dos proprioceptores sejam bastante robustas para engatilhar o aprendizado (TARANTOLA *et al.*, 1997).

TARANTOLA *et al.* (1997) analisaram os estatocinesigramas de um sujeito, com pés unidos, obtidos de 40 sessões alternadas, entre OA e OF, com duração de 51 s e intervalo de 2 min entre cada sessão. Os parâmetros área de oscilação, distância percorrida e a posição do CP foram comparados da primeira à última das 40 sessões. A distância percorrida, bem como a área de oscilação, não apresentaram diferenças significativas entre as várias sessões de OA ($p > 0,05$). Na condição de OF, os valores da área de oscilação e da distância percorrida foram maiores do que com OA (teste *t* pareado, monocaudal, $p < 0,0001$). Porém, os valores desses parâmetros durante OF decresceram progressivamente com a repetição das sessões, principalmente nas últimas (Newman-Keuls, $p < 0,05$ e $p < 0,01$, respectivamente). Ao final das sessões, os valores

da área de oscilação e da distância percorrida na condição OF foram inferiores em cerca de 83 % e 86 % dos valores iniciais, respectivamente, enquanto a posição do CP foi deslocada para frente em aproximadamente 8 mm. Os resultados evidenciaram que, como ocorre com outros tipos de comportamento motor, a repetição de uma tarefa é seguida de aprendizado, levando a uma melhoria de desempenho da atividade motora. Assim, os autores concluíram que a redução da oscilação corporal por aprendizado é consequência da diminuição das ações necessárias para a ativação muscular que mantém o corpo estável junto à base de suporte.

4.4. Velocidade e Centro de Pressão

O fato dos sistemas visual, vestibular e somato-sensorial proporcionarem informação de posição, velocidade e aceleração para o controle da dinâmica corporal já está bem estabelecido. Todavia, não se sabe ainda qual propriedade física seria dominante na integração multisensorial. JEKA *et al.* (2004), ao analisarem a oscilação postural durante a posição ortostática, sugerem que as entradas sensoriais produzem informação mais acurada sobre a velocidade do que a posição e aceleração para estabilizar a postura. Manipulações experimentais, tais como OF, oscilação referenciada, espumas etc., resultam em perda da acurácia da informação de velocidade e aumento da área de oscilação (DUJOLS, 1991, GAGEY e WEBER, 2000, JEKA *et al.*, 2004).

Embora a informação da posição corporal seja a mais evidente informação proprioceptiva e otolítica (*otolith*), esta não é suficiente para o equilíbrio efetivo. Assim, por exemplo, a velocidade poderia ser empregada para pequenas correções durante a posição ortostática (MASANI *et al.*, 2003). Com uma plataforma fixada, proprioceptores provenientes do tornozelo/pé produzem informação acurada da

velocidade, limitando a degradação da informação de velocidade quando a visão é suprimida (JEKA *et al.*, 2004). Nestes casos, os sistemas proprioceptivo e visual são diretamente sensíveis à velocidade.

Deve-se salientar, entretanto, que a informação de posição e de aceleração também é relevante para o controle postural, porém o melhor desempenho no controle postural decorre da disponibilidade da informação de velocidade para o controle. Com base na redundância parcial da informação sensorial para o controle postural, a informação de velocidade é derivada de mais de uma modalidade sensorial. Segundo JEKA *et al.* (2004), se uma fonte de informação de velocidade é perdida, estando as demais preservadas, a variabilidade da oscilação pode aumentar, pois o SNC não consegue estimar a velocidade do CP de forma precisa.

A identificação das estratégias de controle postural baseada na informação visual e na velocidade também considera como parte do processo o decréscimo da ação muscular como principal efeito da integração visual (CHIARI *et al.*, 2000a). Os efeitos da privação visual no desempenho do controle postural pode ser justificado com a estratégia de controle pela rigidez, ou seja, o sujeito compensa a perda da informação visual aumentando a rigidez do corpo e, conseqüentemente, aumentando a velocidade de oscilação (MAKI *et al.*, 1987). Para sujeitos normais, a informação visual reduz o enrijecimento pelo decréscimo do nível de atividade muscular entre as articulações, reduzindo a oscilação e a velocidade do CM e do CP (MAKI *et al.*, 1987, COLLINS e DE LUCA, 1995).

CAPÍTULO 5

MATERIAIS E MÉTODOS

Inicialmente, será apresentada a casuística que compõe o estudo, os critérios de inclusão e exclusão, e o protocolo experimental. A seguir, as expressões para cálculo dos parâmetros posturais inferidos das oscilações do CP serão apresentadas, com maior ênfase para a estimativa da área de oscilação utilizando a análise de componentes principais e o método de regressão linear e, conseqüentemente, o cálculo do quociente de Romberg (*QR*). O *QR* será utilizado como critério de classificação quanto a utilização da visão no controle postural.

5.1. Casuística

A casuística deste estudo é constituída de 144 indivíduos saudáveis (de um total de 150), sendo 84 homens e 60 mulheres, com idade entre 18 e 50 anos, estatura de $166,3 \pm 21,44$ cm (média \pm desvio-padrão) e massa de $69,19 \pm 12,83$ kg, respectivamente. A *anamnese* foi realizada para obter informações dos indivíduos sobre cefaléia, indisposição, vertigem, fadiga visual, utilização de óculos ou lentes de contato corretivas, tempo de utilização das lentes e óculos, última modificação das lentes, entre outras. Com base neste exame, foram excluídos do estudo aqueles indivíduos que apresentavam os sinais/sintomas listados anteriormente, exceto o uso de lentes de contato corretivas ou óculos no ato do experimento. Detalhes sobre a casuística, em particular a *anamnese*, são apresentados no Apêndice A.

5.2. Protocolo Experimental

Os exames foram realizados sob as mesmas condições ambientais, com pés descalços, base de apoio com calcanhares afastados em dois centímetros, pés formando ângulo de abertura de 30° , braços ao longo do corpo e olhar voltado para o horizonte, conforme Norma 85 da AFP. Primeiramente, efetuou-se a coleta de dados com os olhos abertos (OA) e, posteriormente, com olhos fechados (OF), ambas por 30 s (Norma 85).

As oscilações do deslocamento do centro de pressão (CP) foram medidas usando-se um sistema composto por uma plataforma de força portátil, condicionador de sinais MCS 1000, 16 canais, ganho 600, configurado por hardware (Lynx Tecnologia, São Paulo), placa de aquisição CAD 1232, de 16 canais e resolução de 12 bits (Lynx Tecnologia, São Paulo) e um microcomputador (Pentium III). A plataforma de força (Figura 5.1), com capacidade para sustentar até 150 kg, é constituída por três células de carga (C1, C2 e C3), modelo MS50 (Excel Sensores, São Paulo), dispostas formando um triângulo isósceles com altura igual a base ($C_2C_3 = 300$ mm), sobre um suporte quadrado de $0,16$ m² (400×400 mm). O sinal de cada célula de carga foi amostrado a uma frequência de 50 Hz, usando-se previamente um filtro *anti-aliasing* com frequência de corte de 20 Hz.

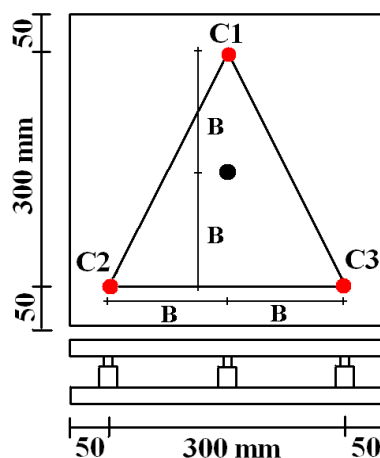


Figura 5.1: Esquema da Plataforma de força com três células de carga (C1, C2 e C3). Onde (•) indica o centro da plataforma.

5.3. Parâmetros Posturais

A análise das oscilações do CP durante a posição ortostática, nas condições OA e OF, foi realizada com base nos seguintes parâmetros: posição do CP, distância percorrida, velocidade média, área elíptica de oscilação (em conjunto com ângulo de inclinação) e quociente de Romberg (com base na área e na velocidade).

5.3.1. Posição do Centro de Pressão

A posição do CP no plano (x,y) , denotada por $d(k)$, foi calculada a partir da disposição das células de carga. No eixo médio-lateral, $x(k)$, para qualquer instante de tempo k , tem-se:

$$x(k) = B [S_3(k) - S_2(k)] / S(k) \quad (5.1)$$

e para o eixo ântero-posterior:

$$y(k) = B \{S_1(k) - [S_2(k) + S_3(k)]\} / S(k), \quad (5.2)$$

onde $B = 150$ mm é metade da base do triângulo isósceles formado pela disposição das células de carga (Figura 5.1), $S_1(k)$, $S_2(k)$ e $S_3(k)$ referem-se aos valores medidos no instante k pelas células de carga, C1, C2 e C3, respectivamente, e $S(k) = \sum_{i=1}^3 S_i(k)$.

5.3.2. Distância Percorrida

A distância percorrida foi calculada com base na posição espacial do CP (expressões 5.1 e 5.2). Assim, na direção médio-lateral, a distância percorrida foi determinada como:

$$D(x) = \sum_{i=1}^{k-1} |x(i+1) - x(i)|, \quad (5.3)$$

e, similarmente, para o eixo ântero-posterior por:

$$D(y) = \sum_{i=1}^{k-1} |y(i+1) - y(i)| . \quad (5.4)$$

Logo, para plano (x,y) , a distância percorrida foi calculada como:

$$D(x, y) = \sum_{i=1}^{k-1} \sqrt{[x(i+1) - x(i)]^2 + [y(i+1) - y(i)]^2} . \quad (5.5)$$

5.3.3. Velocidade Média

A velocidade média no eixo médio-lateral, $Vm(x)$, no ântero-posterior, $Vm(y)$, e no plano, $Vm(x,y)$, foi, então, calculada dividindo-se as respectivas distâncias percorridas (expressões 5.3, 5.4 e 5.5) pelo tempo total de duração k , ou seja:

$$Vm(\bullet) = D(\bullet) / \Delta k \quad (5.6)$$

onde (\bullet) indica a variável x , y ou x,y .

5.3.4. Área de Oscilação

Utilizando-se o plano bidimensional de deslocamentos médio-lateral e ântero-posterior de CP (estatocinesiograma), as áreas de oscilação para o voluntário nos protocolos de olhos fechados (A_{of}) e de olhos abertos (A_{oa}) foram calculadas tendo como base a elipse que considera a dispersão da oscilação, σ_x e σ_y (desvios padrão de $x(k)$ e $y(k)$, respectivamente) e seus valores médios \bar{x} e \bar{y} .

As áreas de oscilação foram calculadas de três modos distintos. Primeiramente, por meio do Método de Regressão Linear (MRL), determinou-se a reta de regressão,

considerando $x(k)$ como variável independente (MRL x - y), a partir da qual construiu-se uma elipse de eixos dados por $2\sigma_x$ e $2\sigma_y$, centrada em \bar{x}, \bar{y} . O segundo método utilizou procedimento similar, porém se $\sigma_x < \sigma_y$, a reta de regressão foi obtida considerando-se $y(k)$ como variável independente. Neste caso, a técnica foi denominada MRL σ_x - σ_y . Para o terceiro método, aplicou-se ACP às coordenadas dos pontos, tendo-se definido a direção do eixo principal da elipse a partir do primeiro autovetor da matriz de covariância:

$$R = \begin{bmatrix} \mathbf{s}_{x,x}^2 & \mathbf{s}_{x,y}^2 \\ \mathbf{s}_{y,x}^2 & \mathbf{s}_{y,y}^2 \end{bmatrix} \quad (5.7)$$

onde σ_{ij}^2 é a covariância de $i = x, y$ com $j = x, y$. Para o eixo menor, utilizou-se o segundo autovetor, o qual é ortogonal ao eixo maior.

5.3.5. Ângulo de Inclinação

Para regressão linear, os ângulos de inclinação das elipses foram calculados utilizando-se:

$$\hat{angulo} = 57,3 * \text{arc tan}(a) \quad (5.8)$$

onde 57,3 é a constante de transformação de radianos em graus; a é o coeficiente angular da reta que minimiza o erro médio quadrático, ou seja $\sigma_{y,x}^2/\sigma_{x,x}^2$, se $x(k)$ for a variável independente. Por outro lado, se $y(k)$ for a variável independente, o coeficiente angular a da reta que minimiza o erro médio quadrático, i.e., $\sigma_{y,y}^2/\sigma_{x,y}^2$, então o ângulo de inclinação foi calculado como:

$$\hat{angulo} = 57.3*(\pi/2-\text{arc tan}(a)). \quad (5.9)$$

No caso da ACP, utilizou-se a expressão 5.8, porém a é o coeficiente angular da reta obtida pelo primeiro autovetor da matriz de covariância (R) (expressão 5.7), ou seja $\sigma_{x,y}^2 / (\sigma_{pc}^2 - \sigma_{y,y}^2)$. Assim, σ_{pc}^2 foi definido como:

$$\sigma_{pc}^2 = (\sigma_{x,x}^2 + \sigma_{y,y}^2 \pm \sqrt{(\sigma_{x,x}^2 - \sigma_{y,y}^2)^2 + 4(\sigma_{x,y}^2)^2}) / 2 \quad (5.10)$$

5.3.6. Quociente de Romberg

O quociente de Romberg (QR) foi então calculado como a relação percentual entre cada parâmetro postural nas condições OF e OA. Então, para o QR obtido a partir da área de oscilação (QR_A),

$$QR_A = (A_{of} / A_{oa}) \times 100. \quad (5.11)$$

Logo, para a velocidade média no plano x - y (QR_V),

$$QR_V = (Vm_{of} / Vm_{oa}) \times 100. \quad (5.12)$$

CAPÍTULO 6

RESULTADOS

Inicialmente, o uso de métodos distintos na determinação da área da elipse que engloba as oscilações do centro de pressão nas condições de OA e OF será exemplificado para alguns dos voluntários deste estudo. A aplicação de cada um dos métodos lineares (MRL x - y e MRL $\sigma_x - \sigma_y$) e da ACP será comparada a partir do comprimento dos eixos das elipses e do ângulo de inclinação destas em OA e OF. A seguir, estes ângulos e áreas de oscilação, bem como os respectivos quocientes de Romberg (QR_A), serão comparados para toda a casuística. Para o QR_A , determinado a partir de cada um dos métodos, distribuições Gaussianas serão ajustadas aos histogramas com vistas a se estabelecerem classes de voluntários com características distintas no que concerne ao uso da visão. Finalmente, os resultados obtidos com os parâmetros velocidade média e QR_V serão apresentados para cada uma das classes *Visão* (V) e *Não-Visão* (NV).

6.1. Elipse das Oscilações do CP

Como ilustrado para o voluntário # 27 (Figura 6.1), na condição OA, a elipse obtida utilizando-se a ACP apresenta forma similar àquela obtida via MRL $\sigma_x - \sigma_y$, onde $\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$ (Tabela 6.1). Para esta elipse (determinada via MRL $\sigma_x - \sigma_y$), a área de oscilação é 52 % inferior a obtida via MRL x - y (82,03 mm²). Sob condição OF (Figura 6.1), as elipses utilizando-se a ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$ ($\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$) também apresentam formas similares. Embora estas elipses tenham a mesma área e ângulo de inclinação ligeiramente diferente (Tabela 6.1), ambas são menos alongadas e mais

achatadas do que a elipse obtida via MRL x - y . Logo, para o voluntário # 27, os valores do QR_A determinados a partir das elipses obtidas via ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$ foram cerca de 33 % maiores que o obtido com as elipses resultantes da MRL x - y (42,0 mm²).

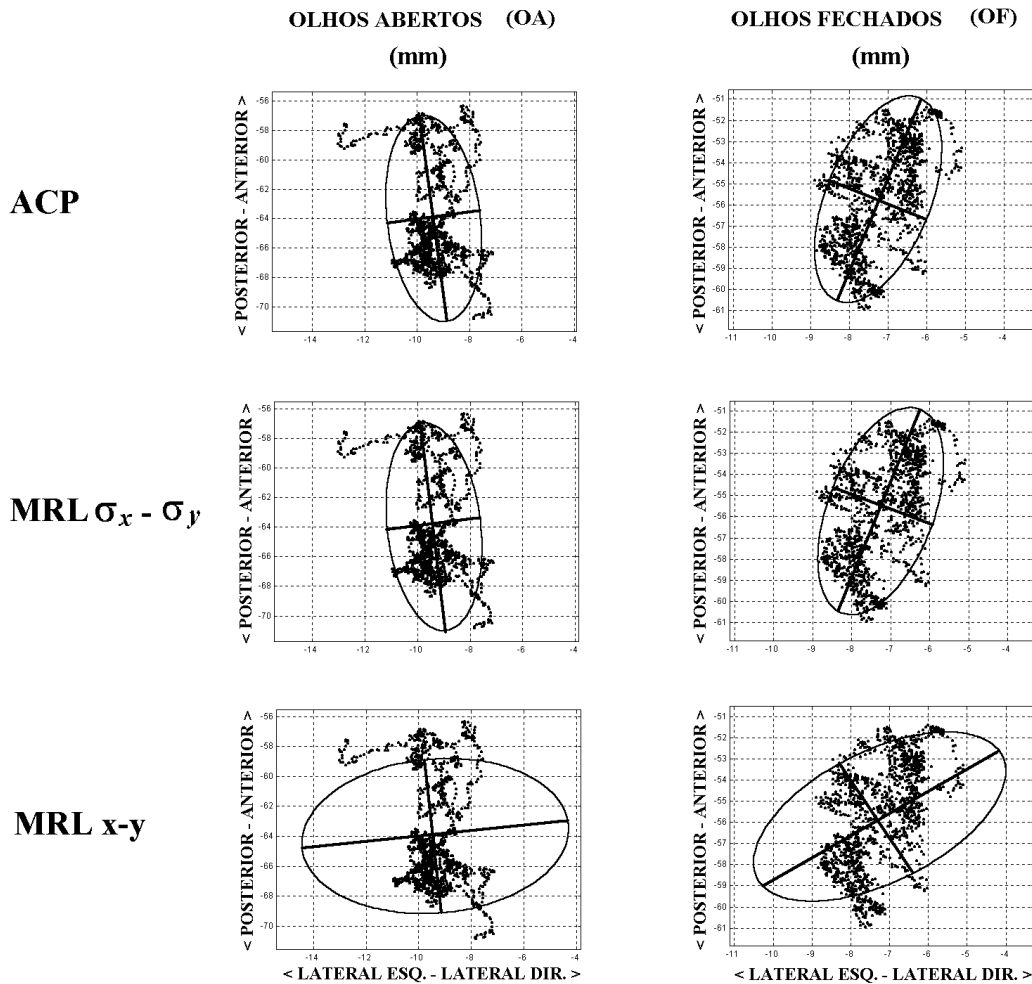


Figura 6.1: Elipse do deslocamento de CP para o voluntário # 27 nas condições de OA (coluna esquerda) e OF (coluna direita) para os três métodos aplicados. Valores em mm.

Tabela 6.1: Valores dos parâmetros das Elipses e QR_A para o voluntário # 27.

Método	Eixo maior mm		Eixo menor mm		Área mm ²		Ângulo graus		QR_A
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	
ACP	7,02	4,96	1,78	1,41	39,36	22,00	93	79	55,9
MRL $\sigma_x - \sigma_y$	7,02	4,96	1,78	1,41	39,36	22,00	93	81	55,9
MRL x - y	8,82	5,56	4,30	2,40	82,03	34,44	29	44	42,0

Apesar do CP do voluntário # 13 (Figura 6.2) mostrar evolução distinta daquelas observadas para o voluntário # 27, também neste caso, as elipses determinadas pelos métodos ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$ ($\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$) resultaram em parâmetros com valores próximos para cada condição de exame (Tabela 6.2). Porém, nas duas condições, estas elipses são diferentes que a obtida via MRL x,y (mais alongada). Embora as elipses estimadas via MRL x,y apresentassem parâmetros com valores maiores do que aqueles obtidos via ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$, isto se dá de forma proporcional para OA (19 %) e OF (23 %) e, portanto, mantêm o valor de QR_A próximo (4%) daqueles obtidos com os outros dois métodos (Tabela 6.2).

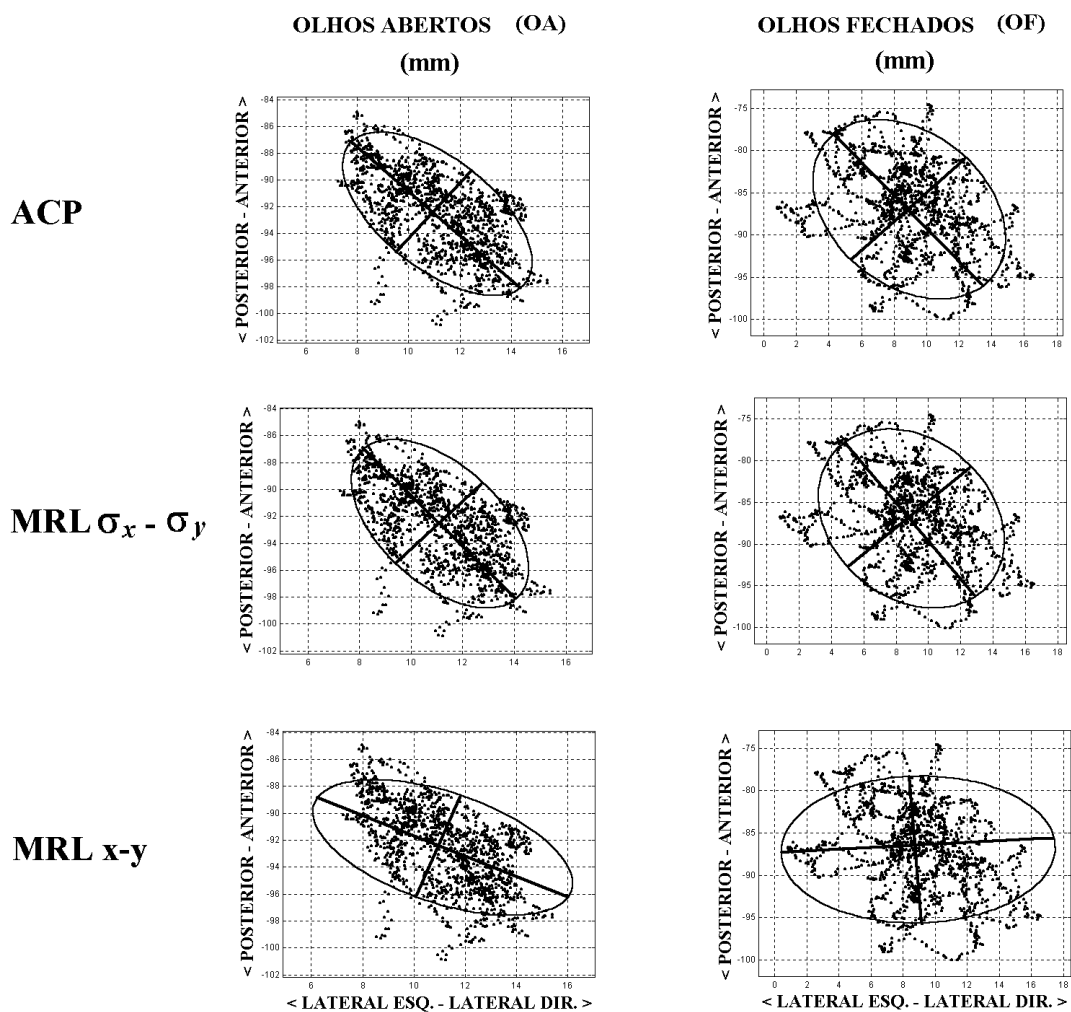


Figura 6.2: Elipse do deslocamento de CP para o voluntário # 13 nas condições de OA (coluna esquerda) e OF (coluna direita) para os três métodos aplicados. Valores em mm.

Tabela 6.2: Valores dos parâmetros das Elipses e QR_A para o voluntário # 13.

Método	Eixo maior mm		Eixo menor mm		Área mm ²		Ângulo graus		QR_A
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	
ACP	6,60	10,86	2,74	5,49	56,90	187,37	112	103	329,3
MRL $\sigma_x - \sigma_y$	6,58	10,85	2,78	5,52	57,57	188,14	110	100	326,8
MRL $x-y$	7,25	11,54	3,46	6,08	68,36	232,58	134	20	340,2

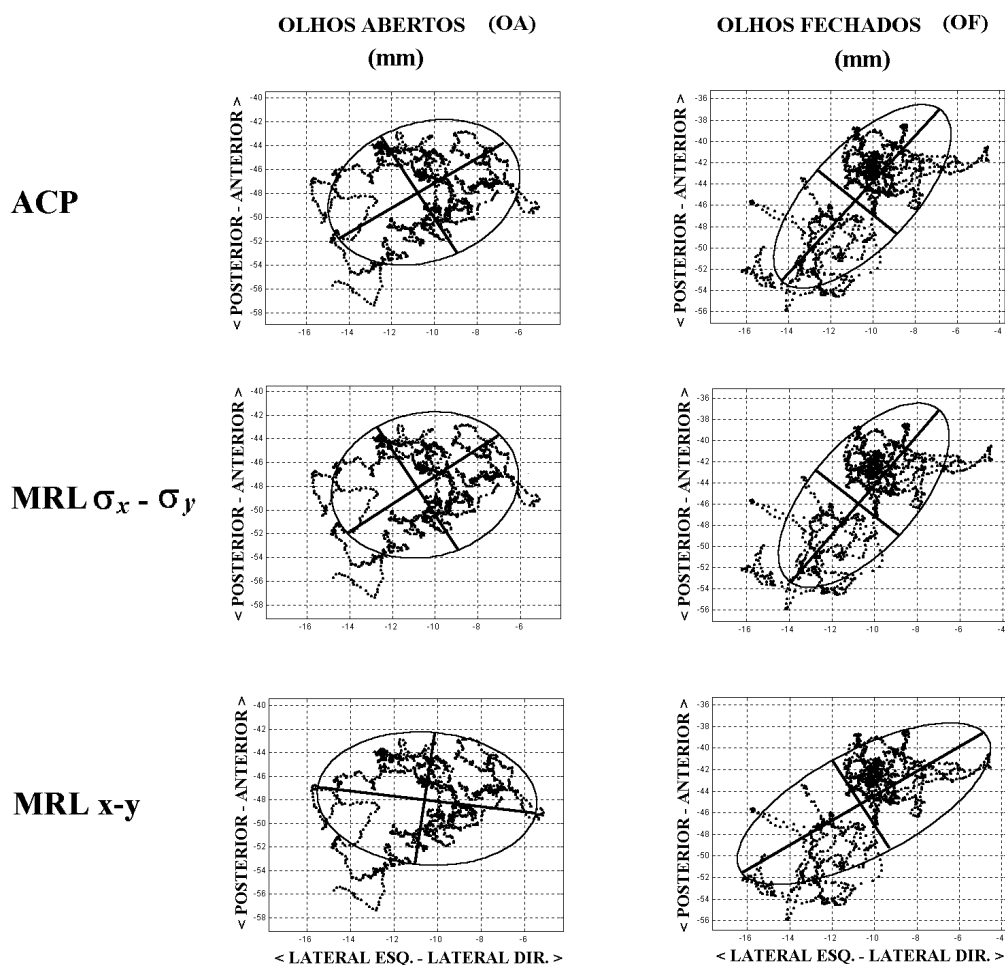


Figura 6.3: Elipse do deslocamento de CP para o voluntário # 126 nas condições de OA (coluna esquerda) e OF (coluna direita) para os três métodos aplicados. Valores em mm.

Similarmente ao observado para os voluntários # 27 e # 13, os parâmetros das elipses calculadas pelos métodos ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$ ($\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$) para o voluntário # 126 (Figura 6.3) resultaram em valores também bastante próximos, porém distintos

daqueles obtidos via MRL x - y , principalmente para o ângulo de inclinação durante OA e área de oscilação para OF (Tabela 6.3). Para o voluntário # 126, os QR_A obtidos via ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$ foram aproximadamente 13,5% inferiores ao obtido utilizando-se a técnica MRL x - y (115,1).

Tabela 6.3: Valores dos parâmetros das Elipses e QR_A para o voluntário # 126.

Método	Eixo maior mm		Eixo menor mm		Área mm ²		Ângulo graus		QR_A
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	
ACP	6,26	9,13	4,27	2,91	83,9	83,7	47	71	99,6
MRL $\sigma_x - \sigma_y$	6,22	9,12	4,32	2,93	84,5	84,1	48	72	99,5
MRL x - y	6,59	9,76	4,67	5,62	89,3	102,8	166	44	115,1

Por outro lado, para o voluntário # 29 (Figura 6.4), as elipses obtidas pelos dois métodos de regressão linear são idênticas (por definição) para cada condição de exame, já que a dispersão de $x(k)$ foi maior que a de $y(k)$, tanto para OA ($\sigma_{x(k)} = 2,76$ e $\sigma_{y(k)} = 2,02$), quanto para OF ($\sigma_{x(k)} = 2,64$ e $\sigma_{y(k)} = 2,52$), mantendo a variável $x(k)$ como independente no MRL $\sigma_x - \sigma_y$ e, portanto, resultando no procedimento MRL x - y . Neste caso, embora a rotação difira daquela obtida via ACP em cada condição de exame, a forma, área e QR_A são bastante próximas (Tabela 6.4).

Tabela 6.4: Valores dos parâmetros das Elipses e QR_A para o voluntário # 29.

Método	Eixo maior mm		Eixo menor mm		Área mm ²		Ângulo graus		QR_A
	OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF	
ACP	6,15	5,93	2,99	4,25	57,83	79,31	131	127	137,2
MRL x - y	6,11	5,69	3,08	4,57	59,14	81,78	157	163	138,3
MRL $\sigma_x - \sigma_y$									

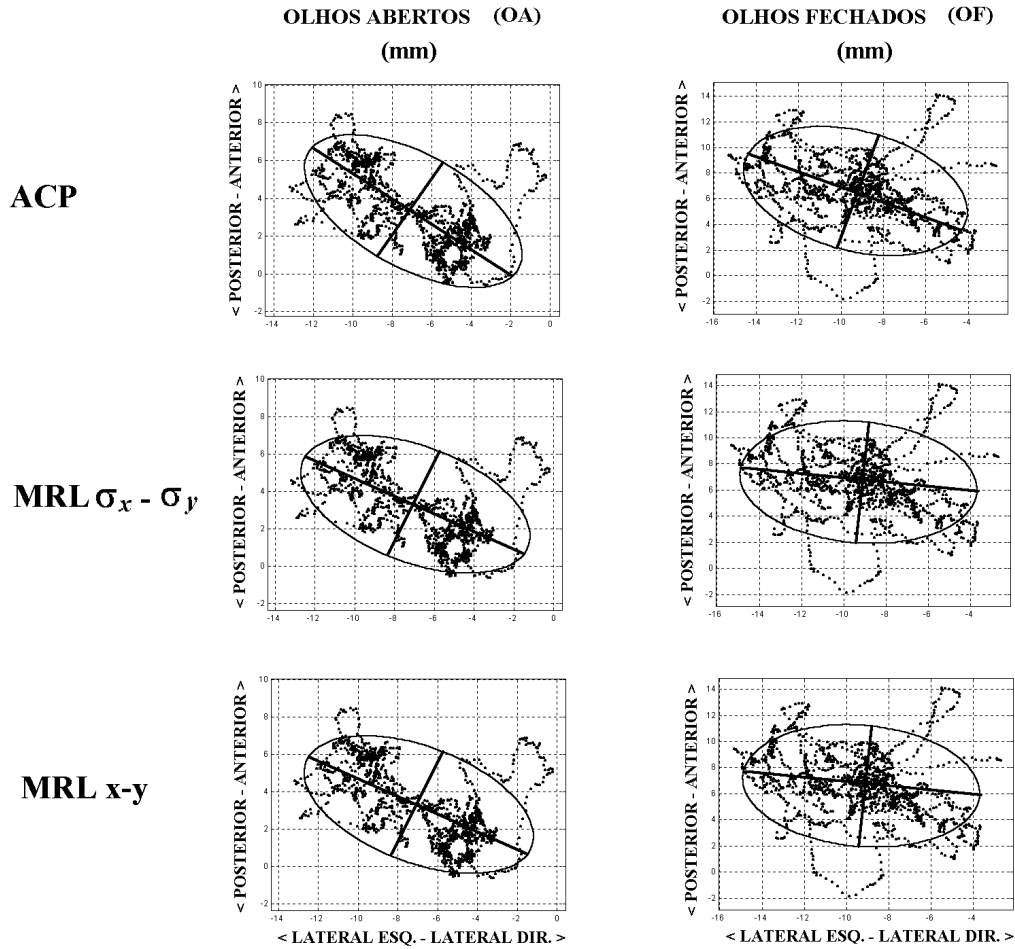


Figura 6.4: Elipse do deslocamento de CP para o voluntário # 29 nas condições de OA (coluna esquerda) e OF (coluna direita) para os três métodos aplicados. Valores em mm.

6.2. Ângulo de Inclinação

Os ângulos de inclinação das elipses obtidas pelos dois métodos de regressão linear nas duas condições de exame testadas foram, então, comparados aos valores dos ângulos de inclinação das elipses calculadas utilizando-se a ACP, para todos os voluntários. A cada valor de ângulo de inclinação obtido por ACP associou-se o respectivo valor de ângulo de inclinação calculado via MRL, construindo-se, então, o diagrama de espalhamento para OA (Figuras 6.5) e OF (Figura 6.6). Em ambos os casos, tomou-se como base a reta de identidade para ACP que resulta da situação na qual o eixo das ordenadas também refere-se a esse método.

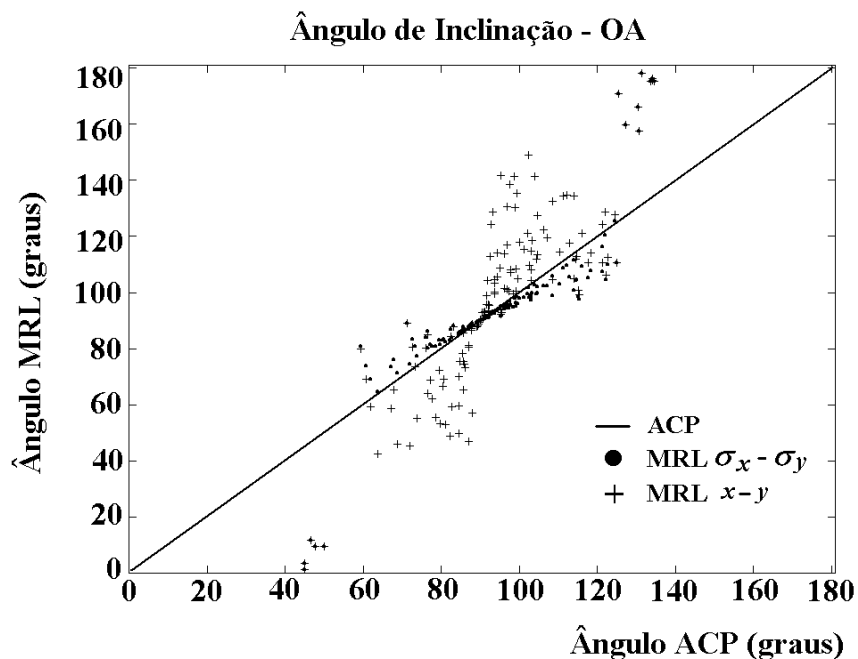


Figura 6.5: Diagrama de espalhamento dos ângulos de inclinação das elipses estimadas por MRL versus aquelas obtidas via ACP para olhos abertos (OA). A reta, denominada reta de identidade para ACP, resulta da situação na qual o eixo das ordenadas também refere-se a esse método.

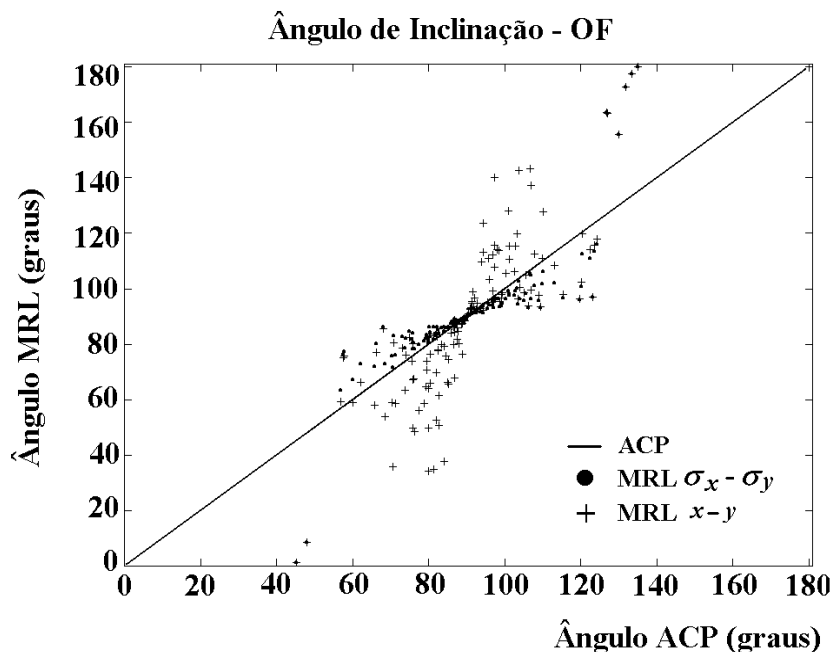


Figura 6.6: Diagrama de espalhamento dos ângulos de inclinação das elipses estimadas por MRL versus aquelas obtidas via ACP para olhos fechados (OF). A reta, denominada reta de identidade para ACP, resulta da situação na qual o eixo das ordenadas também refere-se a esse método.

Os valores dos ângulos de inclinação obtidos via MRL $\sigma_x - \sigma_y$, com $\sigma_{x(k)} < \sigma_{y(k)}$, tanto para OA (Figura 6.5) quanto para OF (Figura 6.6), apresentaram-se mais próximos dos valores obtidos via ACP (reta de identidade), principalmente quando os ângulos de inclinação estão próximos de 90° . Maiores discrepâncias ocorrem nos valores obtidos via MRL $x-y$ e via MRL $\sigma_x - \sigma_y$, quando $\sigma_{x(k)} > \sigma_{y(k)}$. O teste de Wilcoxon aplicado às distribuições dos ângulos de inclinação indicou que a hipótese de igualdade das medianas para as técnicas ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$ pode ser aceita, tanto para OA ($p = 0,910$) quanto para OF ($p = 0,554$), demonstrando a similaridade entre os dois métodos. Entretanto, para a distribuição obtida com a técnica MRL $x-y$, rejeitou-se a hipótese de igualdade das medianas ($p = 0,007$ para OA e $p = 0,030$ para OF).

6.3. Área de Oscilação

Os diagramas de espalhamento das áreas das elipses estimadas por MRL versus as estimadas via ACP, conforme mostrado nas Figuras 6.7 e 6.8, permitem comparar os resultados da aplicação dessas técnicas, em particular tomando-se com base a reta de identidade para ACP (quando ambos os eixos do diagrama referem-se a esse método). Os valores de área calculados usando-se MRL $\sigma_x - \sigma_y$ estão mais próximos daqueles via ACP, tanto para OA (Figura 6.7) quanto para OF (Figura 6.8) do que aqueles obtidos utilizando-se MRL x,y . O teste de Wilcoxon aplicado às distribuições das áreas de oscilação indicou que a hipótese de igualdade das medianas pode ser aceita para as técnicas MRL $\sigma_x - \sigma_y$ e ACP, tanto para OA ($p = 0,453$) quanto para OF ($p = 0,277$), indicando a similaridade desses dois métodos. Por outro lado, para as distribuições resultantes da aplicação de MRL $x-y$, cujos valores de área encontram-se mais distantes da reta de identidade, rejeitou-se a hipótese de igualdade das medianas para as duas condições de exame ($p \ll 0,001$).

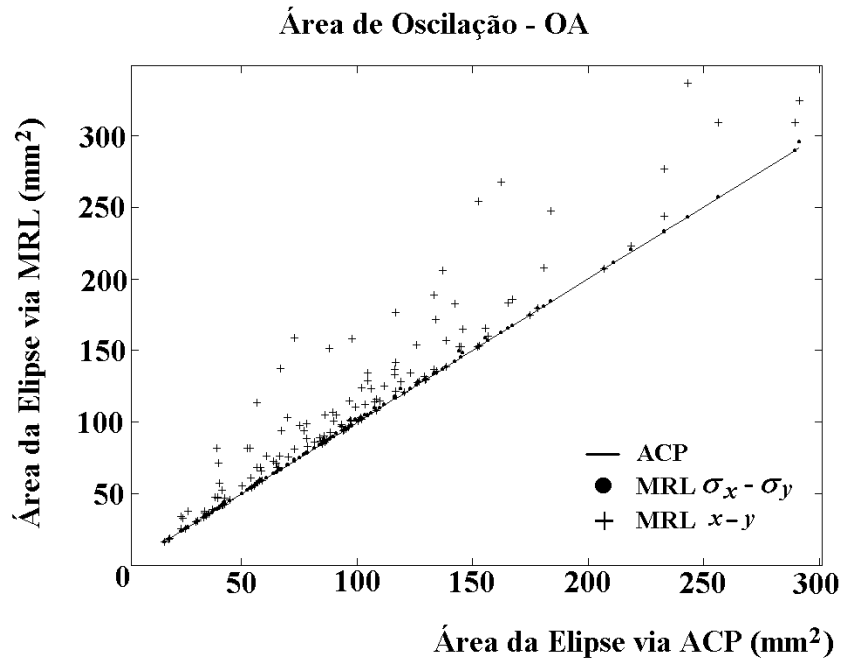


Figura 6.7: Diagrama de espalhamento das áreas de oscilação das elipses estimadas por MRL versus aquelas obtidas via ACP, para olhos abertos (OA). A reta, denominada reta de identidade para ACP, resulta da situação na qual o eixo das ordenadas também refere-se a esse método.

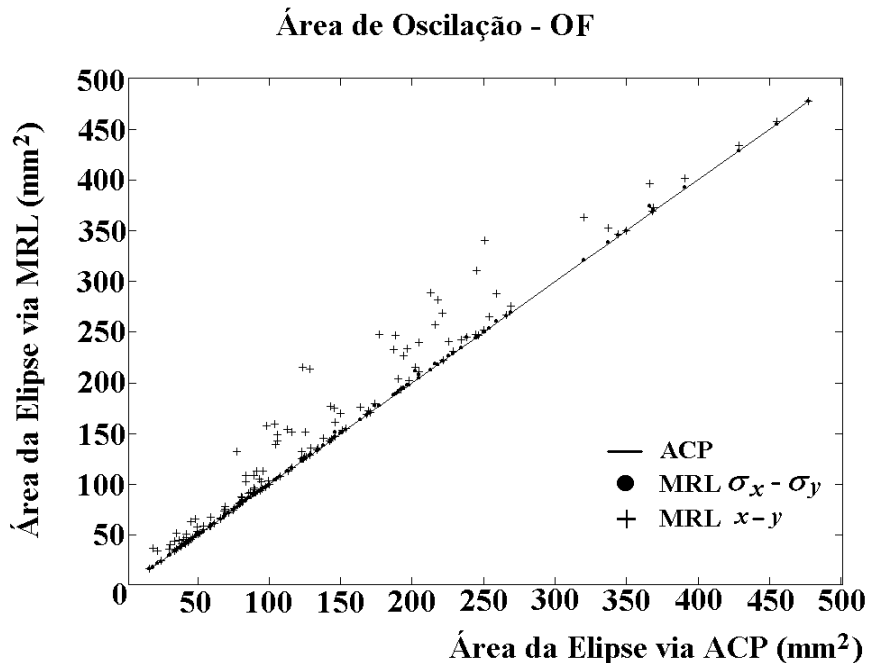


Figura 6.8: Diagrama de espalhamento das áreas de oscilação das elipses estimadas por MRL versus aquelas obtidas via ACP, para olhos fechados (OF). A reta, denominada reta de identidade para ACP, resulta da situação na qual o eixo das ordenadas também refere-se a esse método.

6.4. Quociente de Romberg para Área - QR_A

O diagrama de espalhamento de QR_A obtido pelos dois métodos de regressão linear versus este parâmetro estimado via ACP (Figura 6.9) evidencia claramente que a técnica MRL x,y apresenta valores mais afastados da linha de identidade para ACP (eixos do diagrama referentes a esse método). Similarmente ao observado ao se utilizar o MRL $\sigma_x - \sigma_y$ no cálculo do ângulo de inclinação e área elíptica de oscilação, os valores de QR_A estimados por esta técnica também apresentaram-se mais próximos à linha de identidade da ACP, indicando a similaridade entre esses dois métodos.

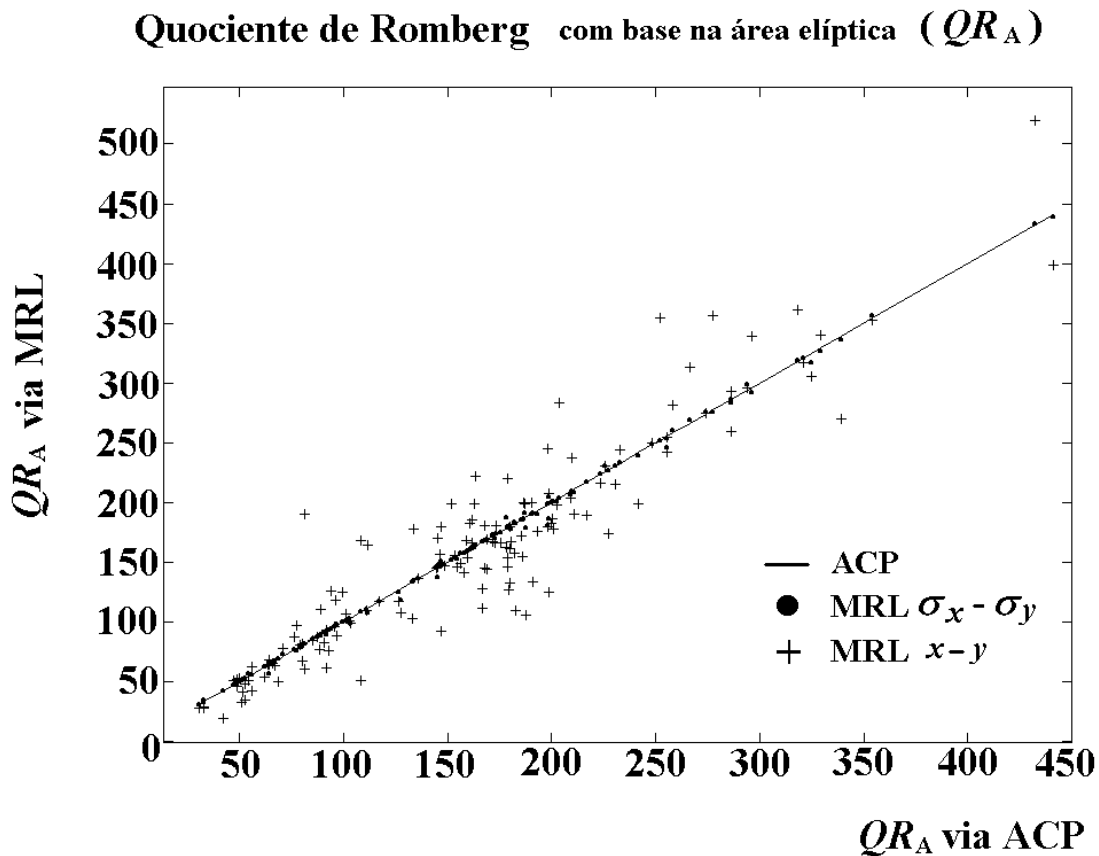


Figura 6.9: Diagrama de espalhamento dos valores de QR_A estimados por MRL versus aquelas obtidas via ACP. A reta, denominada reta de identidade para ACP, resulta da situação na qual o eixo das ordenadas também refere-se a esse método.

6.4.1. Distribuição de QR_A

Os histogramas de QR_A (Figura 6.10) para o conjunto de sujeitos em estudo (144) apresentou morfologia bimodal somente para ACP e para MRL $\sigma_x - \sigma_y$. O teste de Wilcoxon (amostras pareadas, $\alpha = 0,05$) aplicado às distribuições de QR_A indicou que a hipótese de igualdade das medianas para as técnicas ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$ pode ser aceita com $p = 0,108$, demonstrando a semelhança entre os dois métodos. Entretanto, para as distribuições obtidas com as técnicas ACP e MRL $x-y$, o teste resultou em $p = 0,047$, rejeitando-se assim a hipótese de igualdade de medianas.

6.4.2. Ajustes de Gaussianas

Considerando-se a bimodalidade do histograma de QR_A de MRL $\sigma_x - \sigma_y$ (ou de ACP) e tomando-se $QR_A = 112$ (limite inferior do valor de QR_A para sujeitos normais, conforme GAGEY e WEBER, 2000), duas classes distintas foram determinadas, para as quais a hipótese de normalidade foi assumida ($p < 0,05$) com base no teste de Anderson-Darling ($\alpha = 0,05$). Adotando-se este mesmo critério para o histograma de QR_A de MRL $x-y$, ainda assim a hipótese de normalidade pode ser assumida. Como decorrência, duas Gaussianas foram ajustadas à cada histograma (Figura 6.10); para a primeira, o valor médio e o desvio-padrão foram calculados para os valores de $QR_A < 112$, e para a segunda, valores iguais ou maiores que 112 (Tabela 6.5), tendo sido desconsiderados valores superiores a 350 (considerados discrepantes).

O valor de QR_A da intersecção das Gaussianas foi, então, utilizado como separador entre classes. Como sugerido por CHIARI *et al.* (2000a), as classes foram denominadas de *Não-Visão* (NV) e *Visão* (V), respectivamente, para os valores de QR_A menores e maiores que o da intersecção das Gaussianas (Tabela 6.5). Deve-se enfatizar que, caso as Gaussianas ajustadas fossem tomadas como a definição de classes, haveria

uma região de superposição na qual os sujeitos poderiam ser classificados erroneamente como NV ou V (Figura 6.10 e Tabela 6.5). Os valores limítrofes da região de superposição das Gaussianas no caso de QR_A obtido via ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$ são muito próximos (bem como o número de sujeitos incluídos), enquanto que o valor limítrofe inferior de QR_A obtido via MRL $x-y$ é bem menor, resultando, portanto, em um maior número de sujeitos na região de superposição.

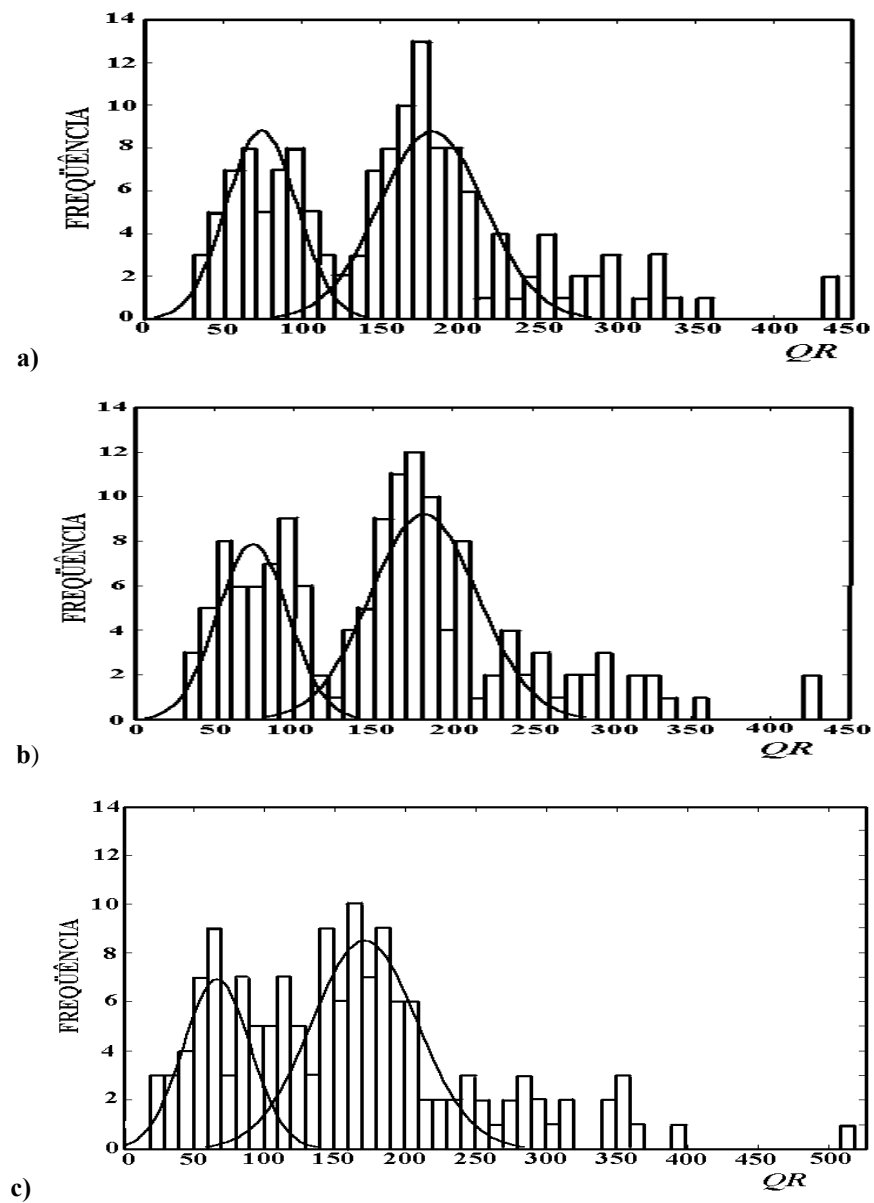


Figura 6.10: Histogramas de QR_A com as Gaussianas ajustadas às distribuições pelos métodos a) ACP, b) MRL $\sigma_x - \sigma_y$, c) MRL de $x-y$.

Tabela 6.5: Resumo do processo de ajuste das Gaussianas para os três métodos: valores de QR_A médio e desvio-padrão para as classes *Visão* (V) e *Não-Visão* (NV); ponto de intersecção; valores limítrofes e número de sujeitos (N - sujeitos) na região de superposição.

MÉTODO	ACP	MRL	
		$\sigma_x - \sigma_y$	$x-y$
QR_A médio de ajuste da Gaussiana	V	186,2 ± 38,6	182,4 ± 33,8
	NV	74,8 ± 22,5	71,5 ± 25,1
QR_A no ponto de intersecção	118	116	105
QR_A Limítrofes	80 – 140	80 – 140	60 – 140
N-sujeitos	28	30	44

6.5. Classificação com base no QR_A

O valor de QR_A no ponto de intersecção das Gaussianas de ACP (118) é bastante próximo daquele obtido com MRL $\sigma_x - \sigma_y$ (116) e superior ao com MRL $x-y$ (105). Logo, a classificação obtida com ACP é próxima daquela com MRL $\sigma_x - \sigma_y$, porém razoavelmente distinta da obtida com MRL $x-y$ (Tabela 6.6). Como resultado, têm-se valores médios e dispersão de QR_A quase idênticos para cada classe, ao se utilizarem as técnicas ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$. O emprego do MRL $x-y$ diminuiu o valor médio de QR_A em até 15% para a classe NV. A aplicação do teste *t-student* aos valores médios de QR_A , obtidos pelos três métodos, confirma a aceitação da hipótese de igualdade entre as médias somente para os métodos ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$, com $p = 0,995$.

Tabela 6.6: Classificação dos voluntários em *Visão* (V) e *Não-Visão* (NV) com base em QR_A determinado por ACP e MRL.

CLASSE	Quantidade			QR_A médio		
	ACP	MRL		ACP	MRL	
		$\sigma_x - \sigma_y$	$x-y$		$\sigma_x - \sigma_y$	$x-y$
V	93	94	101	$206,6 \pm 63,5$	$205,0 \pm 63,8$	$198,4 \pm 74,8$
NV	51	50	43	$75,6 \pm 23,0$	$74,5 \pm 22,3$	$64,8 \pm 22,7$

Pela classificação obtida utilizando-se a ACP (Tabela 6.6), dos 93 voluntários da classe V, que constituem 65% da casuística (144), apenas cinco pertencem à região de superposição. Por outro lado, 23 voluntários da classe NV completam os 28 que compõem toda a região de superposição (Tabela 6.5). Com base nos valores de QR_A que delimitam a região de superposição, obtidos para os três métodos, a casuística foi agrupada em quatro subclasses, denominadas de *Não-Visão* (NV), *Não-Visão Superposição* (NV_S), *Visão Superposição* (V_S) e *Visão* (V). A Tabela 6.7 mostra o número de indivíduos em cada subclasse para cada método aplicado e os valores de QR_A médios e respectivos desvios-padrão

Tabela 6.7: Classificação dos voluntários em *Não-Visão* (NV), *Não-Visão Superposição* (NV_S), *Visão Superposição* (V_S) e *Visão* (V) com base em QR_A determinado por ACP e MRL.

Subclasse	Quantidade			QR_A médio		
	ACP	MRL		ACP	MRL	
		$\sigma_x - \sigma_y$	$x-y$		$\sigma_x - \sigma_y$	$x-y$
V	88	87	83	$186,2 \pm 38,6$	$210,1 \pm 61,9$	$214,8 \pm 71,6$
V _S	5	7	18	$131,6 \pm 4,1$	$128,7 \pm 8,4$	$119,2 \pm 10,1$
NV _S	23	23	26	$95,5 \pm 10,5$	$94,8 \pm 9,0$	$79,9 \pm 13,7$
NV	28	27	17	$56,5 \pm 13,3$	$57,8 \pm 13,7$	$41,7 \pm 10,9$

Da Tabela 6.7 de QR_A , obtida com base nos métodos ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$, observa-se o mesmo número de sujeitos na subclasse NV_S , não sendo, porém, os mesmos voluntários. Ao se utilizarem os pontos de corte (118 para ACP e 116 para MRL $\sigma_x - \sigma_y$), bem como os valores limítrofes da região de superposição (80 e 140), os voluntários # 20 e # 89, classificados como NV via ACP (Tabela 6.8), foram incluídos na subclasse NV_S quando se aplicou MRL $\sigma_x - \sigma_y$. Por outro lado, outros dois voluntários classificados como NV_S via ACP resultaram como pertencentes a subclasses distintas, NV e V_S , ao se usar MRL $\sigma_x - \sigma_y$. Esta reclassificação alterou os QR_A médios e seus respectivos desvios-padrão de cada subclasse (Tabela 6.7).

Tabela 6.8: Classificação dos voluntários # 20, # 65, # 89, # 103 e # 117 utilizando-se ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$.

Voluntário	Métodos			
	ACP		MRL $\sigma_x - \sigma_y$	
	QR_A (Limiar 118)	Subclasse	QR_A (Limiar 116)	Subclasse
# 20	79,1	NV	80,5	NV_S
# 65	117,0	NV_S	117,2	V_S
# 89	78,3	NV	80,3	NV_S
# 103	145,2	V	136,2	V_S
# 117	80,1	NV_S	79,9	NV

6.6. Velocidade Média

Com base na Tabela 6.7 de classificação de QR_A utilizando-se ACP, calculou-se a média e o desvio-padrão das velocidades médias nas direções M/L (Figuras 6.11), A/P (Figura 6.12) e no plano x,y (Figura 6.13).

Na direção M/L (Figura 6.11), a velocidade média da subclasse NV não apresenta diferença entre as condições de OA e OF ($p = 0,51$), embora o desvio-padrão

seja maior na condição OF. Por outro lado, as diferenças entre os valores médios das velocidades durante OA e OF aumentam da subclasse NV_S à V_S , estabilizando-se para a subclasse V. Na condição de OA (Figura 6.11), embora o desvio-padrão da subclasse NV_S apresente-se maior do que o calculado para a subclasse V_S , a proximidade entre os valores médios e a aplicação do teste *t-student* demonstram que não houve diferença significativa entre os mesmos ($p = 0,81$). Para estas subclasses, a igualdade nos valores médios na condição de OA e a diferença entre os valores obtidos na condição de OF, demonstram, portanto, que o diferencial ocorre durante OF. Embora o valor médio da subclasse V se assemelhe aos das subclasses NV_S e V_S na condição de OA, rejeita-se a hipótese de igualdade entre as médias ($p = 0,01$), sendo as duas últimas maiores. Na condição de OF, não houve diferença significativa entre os valores médios das subclasses V_S e V ($p = 0,23$), o que demonstra, portanto, que o diferencial entre as mesmas ocorre na condição de OA.

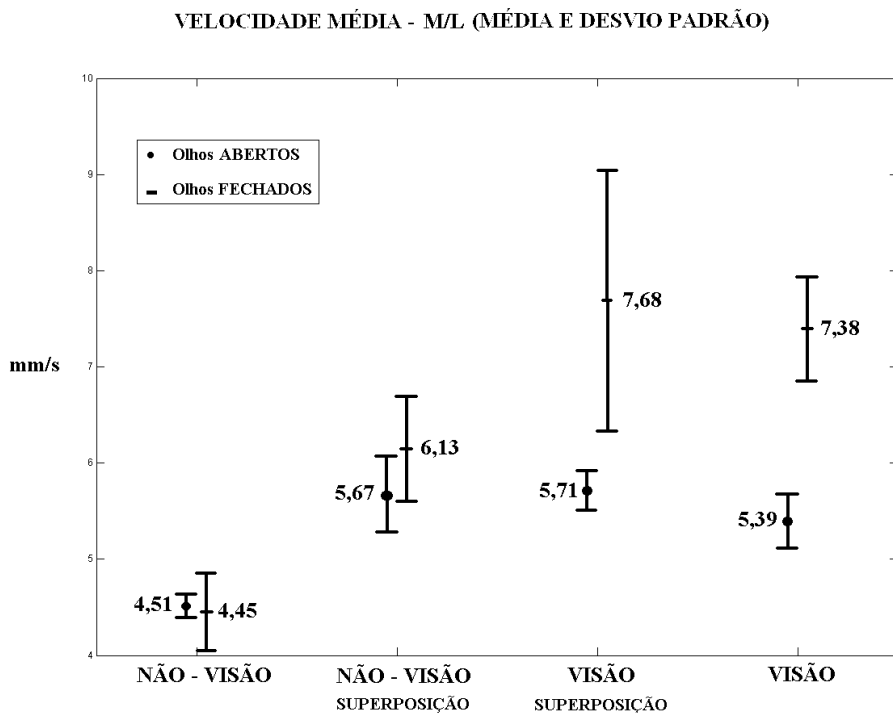


Figura 6.11: Velocidade média - M/L para as condições de olhos abertos e fechados: valores médios com desvio-padrão de cada subclasse.

Similarmente à velocidade média M/L, na direção A/P (Figura 6.12), as diferenças entre os valores médios das velocidades durante OA e OF de cada subclasse também aumentam da subclasse NV à V. Durante OA, a velocidade média calculada para as subclasses V_S e V não apresentam diferenças significativas ($p = 0,52$), sendo maiores que as obtidas para as subclasses NV e NV_S ($p < 0,025$). Na condição de OF, observa-se um crescimento nos valores médios das velocidades entre as subclasses, porém, não ocorre correlação entre a velocidade de cada voluntário e o respectivo valor de QR_A , ou seja, a velocidade não aumenta conforme o QR_A aumenta ($p = 0,45 > 0,05$). Ainda na condição de OF, embora o valor médio da velocidade da subclasse V apresente-se maior que o da subclasse V_S , aceita-se a hipótese de igualdade entre as médias com $p = 0,07$. Neste caso, como não houve diferenças na condição de OA, considera-se que não ocorrem diferenças entre as subclasses V_S e V.

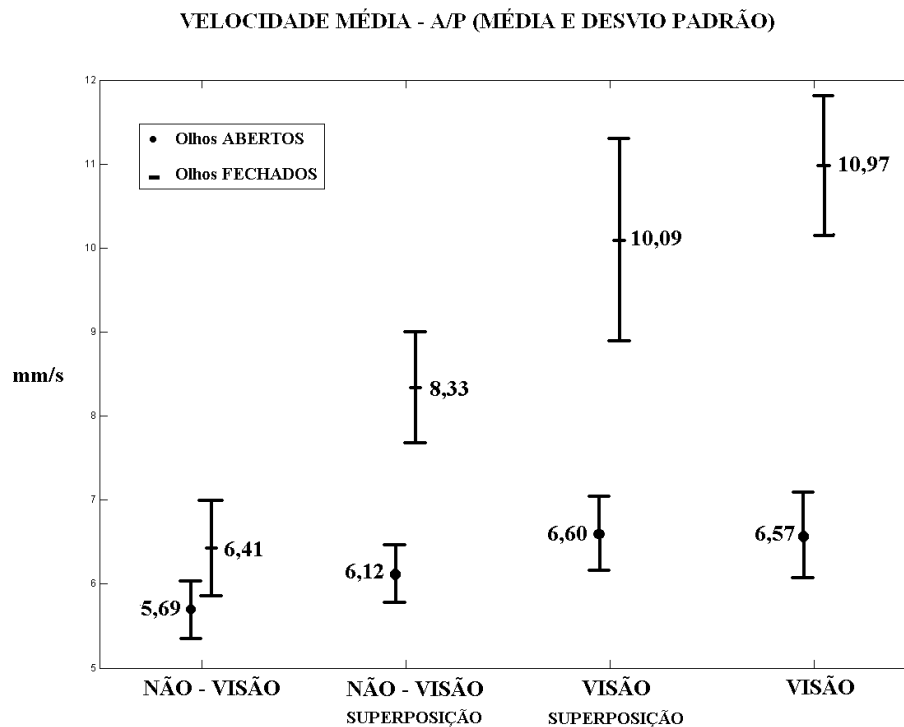


Figura 6.12: Velocidade média - A/P para as condições de olhos abertos e fechados: valores médios com desvio-padrão de cada subclasse.

No plano x,y (Figura 6.13), a velocidade média do CP também apresenta diferenças entre os valores durante OA e OF, aumentando da subclasse NV à V (similarmente ao observado nas direções M/L e A/P). Na condição de OA, não foram observadas diferenças significativas entre a subclasse NV_S e as subclasses V_S ($p = 0,10$) e V ($p = 0,27$). Entretanto, os valores médios das velocidades dessas subclasses são maiores que o calculado para a subclasse NV ($p < 0,025$). Na condição de OF (Figura 6.13), embora o desvio-padrão da subclasse V_S apresente-se maior que o da subclasse V, a proximidade dos valores médios das velocidades e a aplicação do teste *t-student* demonstram que a hipótese de igualdade entre as médias pode ser aceita ($p = 0,30$), sendo ambas maiores que os valores médios das subclasses NV e NV_S ($p < 0,025$). Similarmente à velocidade média A/P, as subclasses V_S e V não apresentaram diferenças entre si.

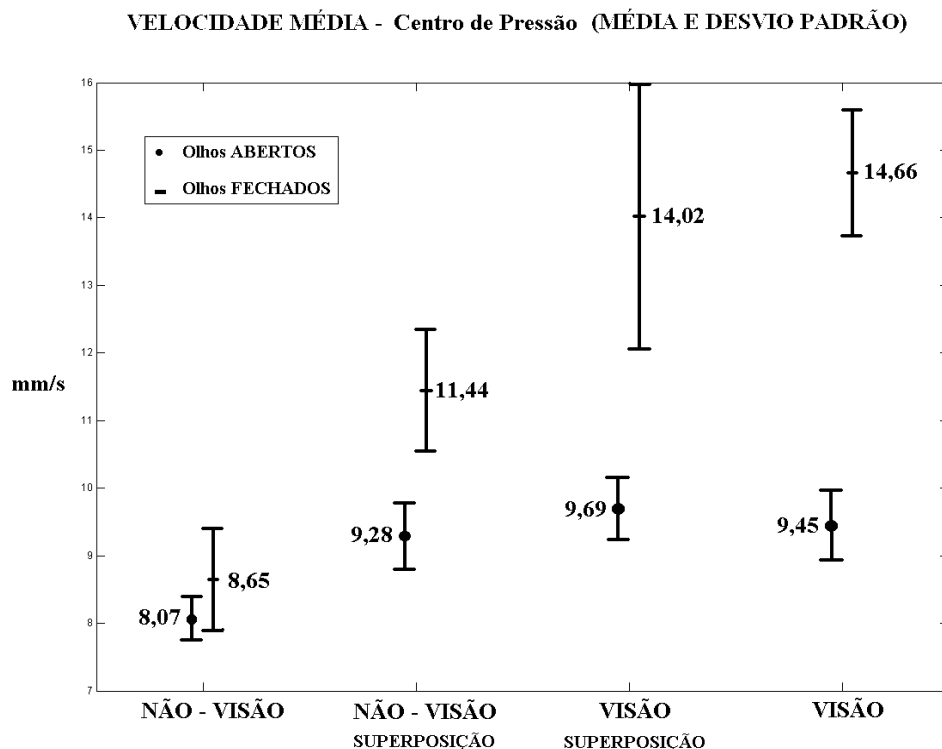


Figura 6.13: Velocidade média - CP no plano x,y para as condições de olhos abertos e fechados: valores médios com desvio-padrão de cada subclasse.

6.6.1. Quociente de Romberg para Velocidade – QR_V

Como ilustrado na Figura 6.14, a relação entre as velocidades médias nas condições OF e OA foram obtidas para todos os sujeitos da casuística deste estudo, sendo, então, os valores de QR_V organizados em ordem crescente. A cada valor de QR_V associou-se o respectivo valor de QR_A obtido via ACP e construiu-se o diagrama de espalhamento mostrado na Figura 6.15.

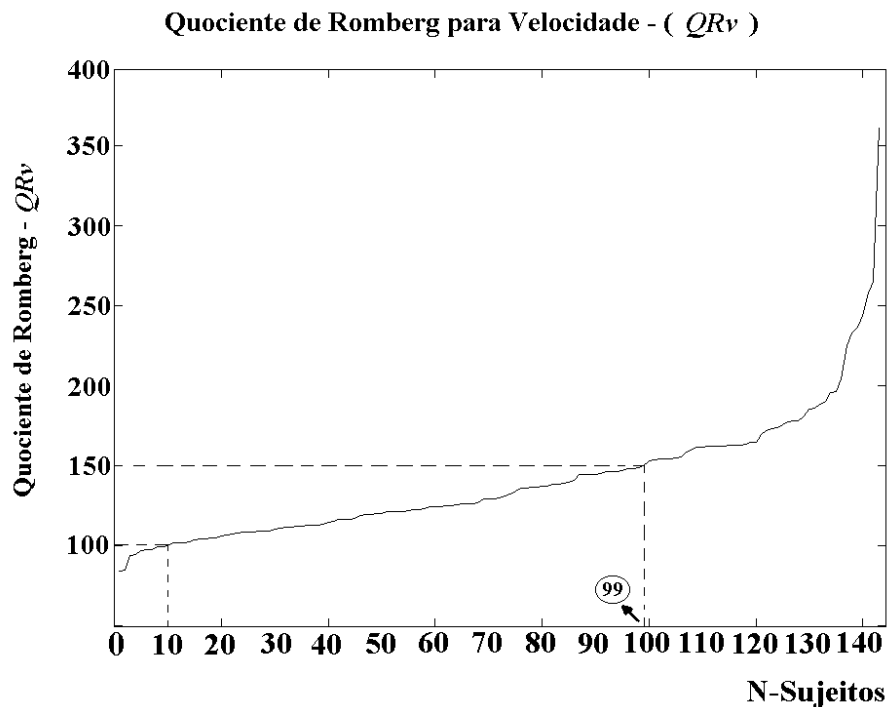


Figura 6.14: QR_V em ordem crescente, N-Sujeitos é a amostra (144 sujeitos).

A Figura 6.14 mostra que 6,9 % da casuística (10 dos 144 voluntários) possuem $QR_V < 100$, enquanto que 61,8 % têm QR_V entre 100 e 150. Para os primeiros, o QR_A é inferior a 118, portanto classificados como NV, conforme indicado no diagrama de espalhamento da Figura 6.15. Dos 45 sujeitos que apresentaram $QR_V > 150$ (Figura 6.14), 43 possuem QR_A superior a 118 (classe V). Embora a reta estimada por ACP (linha contínua), em torno da qual observa-se a menor dispersão dos valores de QR_A , apresentar uma inclinação de $74,3^\circ$ (Figura 6.15), não foi observada correlação

significativa entre os valores de QR_V ordenados crescentemente e os respectivos valores de QR_A ($p = 0,514 > 0,05$). Utilizando-se, então, o $QR_V = 100$ como critério de classificação quanto à presença da visão no controle postural e aplicando-se o teste *t-student* com $\alpha = 0,05$ aos valores médios de QR_V destas classes (hipótese nula de igualdade entre as médias), pôde-se estabelecer duas classes distintas ($p \ll 0,001$); *Visão* (V: com 134 sujeitos) e *Não-Visão* (NV: com 10 sujeitos) (Tabela 6.9), valores diferentes da classificação obtida com base na área de oscilação (Tabela 6.6).

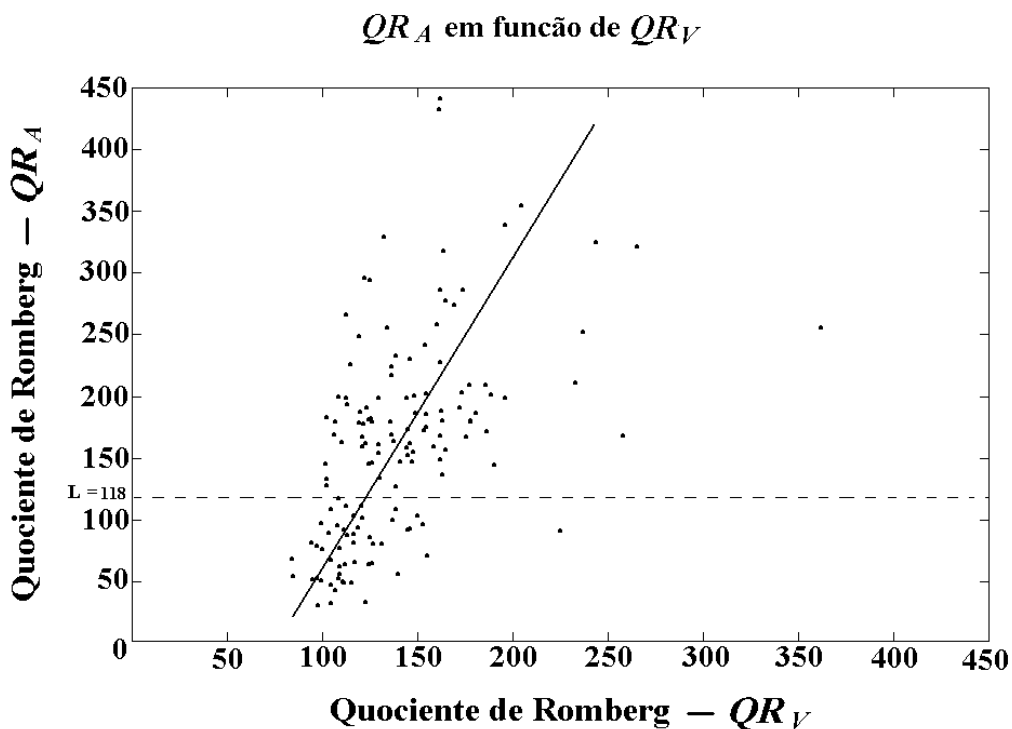


Figura 6.15: Diagrama de espalhamento dos valores de QR_A em função dos valores de QR_V . Linha contínua, calculada por ACP, é a reta que minimiza a dispersão dos valores de QR_A . Linha tracejada refere-se ao valor de QR_A do limiar divisor das classes ($L=118$).

Tabela 6.9: Classificação por QR_V dos voluntários em *Visão* (V) e *Não-Visão* (NV).

Classe	Quantidade	QR_V médio
V	134	$143,5 \pm 38,3$
NV	10	$94,8 \pm 5,8$

CAPÍTULO 7

DISCUSSÃO

Para a casuística desse estudo (144 voluntários), os parâmetros da elipse da distribuição dos deslocamentos do CP obtidos utilizando-se a técnica ACP apresentaram valores similares aos estimados pela técnica MRL $\sigma_x - \sigma_y$ ($\alpha = 0,05$). O cálculo dos parâmetros utilizando-se a ACP (em conformidade com OLIVEIRA *et al.*, 1996) e o MRL alternativo aqui empregado para $\sigma_x < \sigma_y$ evidenciaram a diferença no formato das elipses (comprimento dos eixos), no ângulo de inclinação e, conseqüentemente, na estimação da área de oscilação e QR_A ao se utilizar o MRL $x-y$ (HASAN, 1990). Entretanto, para $\sigma_x > \sigma_y$, a técnica alternativa MRL $\sigma_x - \sigma_y$ se iguala ao MRL x,y (por definição) produzindo resultado similar à ACP (e.g., voluntário # 29 – Figura 6.4), corroborando os achados de OLIVEIRA *et al.* (1996), no qual a similaridade entre ACP e regressão linear depende da tendência do deslocamento na direção A/P (y independente - MRL y,x) ou na direção M/L (x independente - MRL x,y).

Conforme ilustrado nos diagramas de espalhamento referentes aos ângulos de inclinação para OA (Figura 6.5) e OF (Figura 6.6), a técnica MRL $x-y$ apresentou resultados discrepantes ($p < 0,05$) daqueles obtidos via ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$ ($\sigma_x < \sigma_y$) para ângulos próximos de 90° . Neste caso, as maiores dispersões na direção A/P (observadas na casuística) resultaram em maiores erros no cálculo da rotação e na definição via técnica MRL x,y da superfície de confiança em 95% da amostra das posições do CP (TAKAGI *et al.*, 1985, NEWELL *et al.*, 1997), aumentando ainda o comprimento dos eixos das elipses, definidos como 1,96 vezes o desvio em cada direção (HASAN, 1990). Nas elipses com inclinações próximas a 0 e 180° , a diferença entre os valores é maior em relação ao MRL onde $y(k)$ é a variável independente (MRL $y-x$),

justificando o critério alternativo aqui adotado para o MRL $\sigma_x - \sigma_y$. Neste método, a comparação entre σ_x e σ_y permitiu tomar como variável independente aquela com maior dispersão, produzindo resultados mais próximos àqueles obtidos via ACP.

Como decorrência da técnica utilizada na determinação da elipse, os valores da área de oscilação do CP com OA e OF (diagrama de espalhamento apresentado nas Figuras 6.7 e 6.8) obtidos via MRL x,y também apresentaram diferenças significativas ($p < 0,05$) quando comparados à técnica ACP. O fato dos resultados obtidos, tanto para o ângulo de inclinação quanto da área de oscilação, serem bastante próximos para as técnicas MRL $\sigma_x - \sigma_y$ (com $\sigma_x < \sigma_y$) e ACP pode ser explicado pela escolha do protocolo de posicionamento dos pés. No protocolo utilizado, o posicionamento dos pés (calcanhares afastados dois centímetros formando ângulo de 30°) pode ter aumentado as oscilações na direção A/P e, conseqüentemente, a dispersão nesta direção (similarmente a MCILORY e MAKI, 1997, KIRBY *et al.*, 1987, DAY *et al.*, 1993). Maior dispersão na direção A/P define, portanto, a variável y com independente ($\sigma_x < \sigma_y$), fato ocorrido para a maioria dos voluntários. Caso o protocolo de posicionamento dos pés seguisse o teste de Romberg clássico, com pés unidos (MCILORY e MAKI, 1997), as oscilações tenderiam a ocorrer na direção M/L, com a técnica MRL x,y proporcionando resultados mais próximos da ACP e do MRL $\sigma_x - \sigma_y$.

O aumento nos valores dos eixos estimados pelo emprego do MRL x,y gerou aumento no valor da área elíptica, principalmente durante OF, e, conseqüentemente, aumentou o valor de QR_A (e.g., voluntários # 13 – Tabela 6.2, e # 126 – Tabela 6.3). Para voluntários cujos QR_A via ACP apresentaram valores próximos ao do ponto separador das classes (118), a utilização do MRL $x-y$, ao introduzir aumentos nesses valores, poderia induzir a classificação errônea quanto à utilização da visão (similarmente ao ocorrido com o voluntário # 126). Assim, a escolha do método para a

estimativa da área elíptica, e conseqüentemente para o QR_A , torna-se dependente do protocolo de posicionamento dos pés, portanto afetando os valores de tendência central (Tabela 6.6 e 6.7).

Os histogramas de QR_A mostram distribuição bimodal somente para a ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$, não sendo possível assumir a hipótese de diferença das medianas para estas distribuições (*Wilcoxon Sign Rank Test* - $\alpha = 0,05$). Tais distribuições bimodais sugerem que os 144 sujeitos poderiam ser agrupados em duas classes. O teste de Anderson-Darling, aplicado a cada uma das classes, permitiu assumir a normalidade ($\alpha = 0,05$) e, como conseqüência, Gaussianas foram ajustadas. Como critério de separação das classes foi, então, proposto o ponto de intersecção das Gaussianas, diferentemente do adotado por MARUCCHI e GAGEY (1989) e GAGEY e WEBER (2000), ou seja, $QR_A = 112$ como separador entre populações de *normais* e de *cegos posturais*. Entretanto, estes autores utilizaram a técnica MRL $x-y$ para estimar as áreas elípticas, o que, como apontado anteriormente, resulta em erro na estimativa de QR_A .

Assim, ao se utilizarem as técnicas ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$, obtiveram-se valores médios de QR_A para a classe *Visão* cerca de 20% inferiores àquele apontado por MARUCCHI e GAGEY (1989) e GAGEY e WEBER (2000) para sujeitos normais (250). Além de incorporarem possíveis erros na estimação da área, como já apontado, tais diferenças podem ser ainda justificadas pelo emprego de uma amostra populacional distinta e pelo método de ajuste das Gaussianas, que emprega exclusão de valores extremos. Embora o método ACP seja o mais adequado à estimação da área e, conseqüentemente, ao QR_A , a comparação estatística dos parâmetros calculados pelos três métodos demonstrou que o MRL $\sigma_x - \sigma_y$ pode também ser empregado ($p = 0,108$). Conseqüentemente, observou-se coincidência na classificação final com base no QR_A obtido via ACP e MRL $\sigma_x - \sigma_y$, com 65% dos voluntários considerados normais (Classe

Visão), portanto dentro da faixa de 54 a 90% observada em diversos estudos apontados por LACOUR *et al.* (1997). Para a técnica MRL $x-y$, apesar do percentual de voluntários classificados em *Visão* (70,13%) permanecer dentro da faixa observada na literatura, houve um aumento no número de voluntários classificados em *Visão* (Tabela 6.6).

Entretanto, a utilização da classificação com base nos valores limítrofes das Gaussianas ajustadas e no ponto de intersecção, possibilita a análise de comportamento de quatro subclasses (Tabela 6.7), em um enfoque diferente da classificação em dois grupos proposto por GAGEY e WEBER (2000) ou CHIARI *et al.* (2000a). Utilizando-se, então, a classificação obtida pelo método ACP (Tabela 6.7), calculou-se, para cada subclasse, o valor médio e desvio-padrão para a variável área de oscilação do CP (Figura 7.1) e distância percorrida no plano (x,y) (Figura 7.2), observando-se, portanto, o comportamento desses parâmetros em relação ao QR_A .

Como ilustrado na Figura 7.1, durante exame de OA, os valores médios das áreas de oscilação das classes NV (114,88 mm²) e NV_S (104,09 mm²) foram maiores que aqueles obtidos para as classes V_S (64,10 mm²) e V (93,48 mm²), porém a aplicação do teste *t-student* demonstrou não haver diferenças significativas entre as classes ($p > 0,05$ em todos os testes - Tabela 7.1). Este resultado contradiz GAGEY e WEBER, (2000) e KELLY *et al.* (2005), segundo os quais dever-se-ia esperar um aumento nas oscilações A/P, e conseqüentemente, na área de oscilação, nos indivíduos com baixa acuidade visual apontados pelos respectivos valores de QR_A . Assim, similar ao apontado por LACOUR *et al.* (1997) e CHIARI *et al.* (2000a), há a possibilidade de que os voluntários do estudo não apresentem alteração da informação visual que comprometa o controle postural.

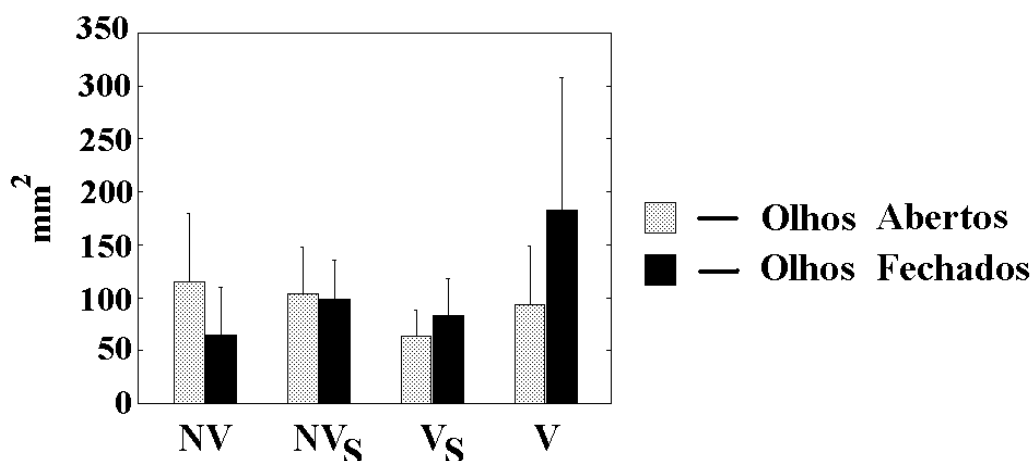


Figura 7.1 Valores médios e desvio-padrão da área de oscilação das subclasses *Não - Visão* (NV), *Não-Visão Superposição* (NV_s), *Visão Superposição* (V_s) e *Visão* (V) para os exames de olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF).

Tabela 7.1: Valor p dos testes *t-student* ($\alpha = 0,05$) aplicados aos valores médios da área de oscilação OA das Subclasses *Não-Visão* (NV), *Não-Visão Superposição* (NV_s), *Visão Superposição* (V_s) e *Visão* (V), sob a hipótese de igualdade das médias.

Subclasses	NV - NV _s	NV - V _s	NV - V	NV _s - V _s	NV _s - V	V _s - V
Valor p	0,4917	0,0994	0,1013	0,0585	0,3822	0,2458

Na condição OF (Figura 7.1), as áreas de oscilação das subclasses NV_s (98,03 mm²) e V_s (82,83 mm²) não apresentaram diferenças significativas ($p = 0,41$). Para as mesmas, aceita-se a hipótese alternativa ($p < 0,025$) de que os valores da área são maiores que aquele obtido pela subclasse NV (64,64 mm²) e menores que o obtido pela subclasse V (182,32 mm²), com $p \ll 0,001$. Para este parâmetro, demonstrou-se portanto, que não ocorreram diferenças significativas entre as subclasses da região de superposição (NV_s e V_s). Para a subclasse V, a comparação entre OA e OF demonstra que a área média durante OF é aproximadamente duas vezes a área de OA (similarmente ao apontado por KELLY *et al.*, 2005 e CHIARI *et al.*, 2000a). Entretanto,

para a subclasse NV, não havendo diferença no valor de área na condição OA entre as subclasses (Tabela 7.1) e havendo a diminuição da área na condição OF para 65,5% da obtida na subclasse V, não faz sentido a denominação *Não-Visão* proposta por GAGEY e WEBER (2000) e CHIARI *et al.* (2000a).

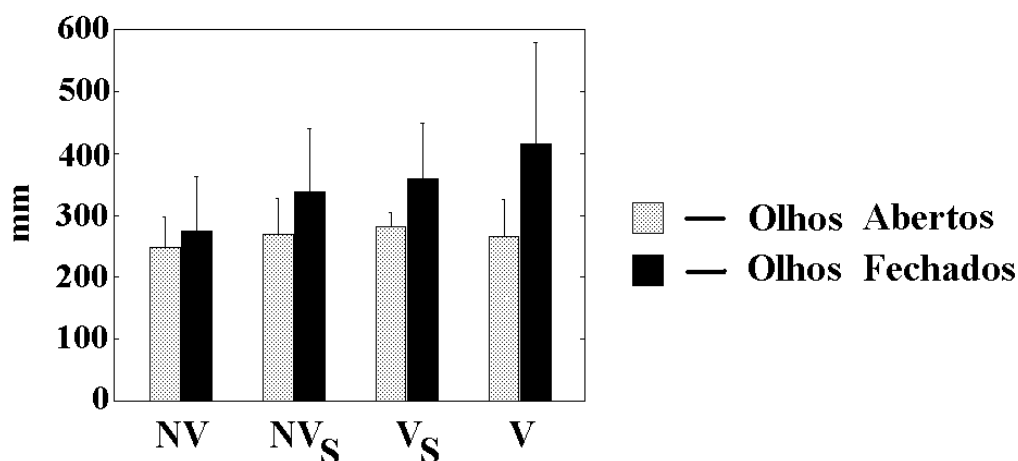


Figura 7.2 Valores médios e desvio-padrão da distância percorrida das subclasses *Não - Visão* (NV), *Não-Visão Superposição* (NV_s), *Visão Superposição* (V_s) e *Visão* (V) para os exames de olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF).

Similarmente ao observado no parâmetro área de oscilação, a aplicação do teste *t-student* aos valores médios da distância percorrida (Figura 7.2) também demonstrou que não ocorreram diferenças significativas entre as subclasses durante a condição de OA ($p > 0,05$ em todos os testes - Tabela 7.2). Entretanto, sob a condição de OF, observa-se uma tendência de crescimento no valor médio da distância percorrida entre as subclasses. Porém, não foi observada correlação significativa entre o valor da distância percorrida e o valor do QR_A de cada voluntário, quando considerada toda a amostra ($p = 0,45 > 0,05$). A correlação baixa decorre da possibilidade do CP excursionar por diferentes trajetórias dentro de um mesmo valor de área de oscilação (GAGEY e WEBER, 2000). Neste caso, testou-se a hipótese de igualdade entre os

valores médios da distância percorrida durante OF, aceita somente para as subclasses NV_S (338,7 mm) e V_S (359,7 mm) com $p = 0,67$. Para essas subclasses, os valores da distância percorrida são maiores que aquele obtido pela subclasse NV (275,3 mm) e menores que o obtido pela subclasse V (417,3 mm), com $p = 0,01$. Similarmente à área de oscilação, para o parâmetro distância percorrida, demonstrou-se, portanto, que não ocorreram diferenças significativas entre as classes NV_S e V_S .

Tabela 7.2: Valor p dos testes *t-student* ($\alpha = 0,05$) aplicados aos valores médios da distância percorrida OA das Subclasses *Não-Visão* (NV), *Não-Visão Superposição* (NV_S), *Visão Superposição* (V_S) e *Visão* (V), sob a hipótese de igualdade das médias.

Subclasses	NV - NV_S	NV - V_S	NV - V	NV_S - V_S	NV_S - V	V_S - V
Valor p	0,1672	0,1448	0,1440	0,6322	0,8741	0,5785

Assim, considerando-se a área de oscilação e a distância percorrida calculadas por subclasses, os resultados demonstraram que os voluntários cujos valores de QR_A encontravam-se dentro da região limítrofe de superposição (classes NV_S e V_S) não apresentaram diferenças significativas ($p > 0,05$). Entretanto, a análise realizada com base na velocidade média (M/L, A/P e no plano x,y) indicou diferenças entre as mesmas subclasses, principalmente na condição de OF ($p < 0,05$). Por outro lado, as subclasses V_S e V não apresentaram diferenças significativas na componente A/P ($p = 0,52$ para OA e $p = 0,07$ para OF) e no plano x,y ($p = 0,91$ para OA e $p = 0,30$ para OF).

O aumento nos valores da velocidade média, observado entre as subclasses na condição de OF, sugere que o mesmo ocorre pela ausência da informação visual. Porém, o aumento nos valores da velocidade média também foi evidenciado durante OA, sugerindo, portanto, que esse aumento decorre da orientação multisensorial (apontado

por RIACHI e STARKES, 1994) e não somente da orientação visual. Esta hipótese é suportada pelo argumento do desenvolvimento da integração sensorial, que fornece a informação requisitada pela nova condição de controle, proporcionando outras estratégias de controle (CHIARI *et al.*, 2000a; JEKA *et al.*, 1998 e 2004). Como não existe sistema sensorial que meça diretamente a velocidade do CP, especula-se que a integração multisensorial no SNC pode contribuir para o mecanismo de informação de velocidade (MORASSO e SCHIEPPATI, 1999, ROUGIER, 1999, MASANI *et al.*, 2003).

Nas condições descritas anteriormente, a utilização do quociente de Romberg com base na velocidade média (QR_V) pode proporcionar resultados mais robustos quanto à utilização da visão no sistema de controle postural do que a área de oscilação (QR_A). Apesar das velocidades médias apresentarem comportamento crescente por subclasse e da reta ajustada à dispersão de QR_A versus QR_V apresentar inclinação positiva (Figura 6.15), não foi observada correlação significativa entre a QR_V e QR_A ($p = 0,514 > 0,05$). Isto ocorre em função da diversidade de trajetórias do CP que podem ser observadas dentro de um mesmo valor de área elíptica (GAGEY e WEBER, 2000). Assim, a distribuição obtida com base no QR_V (Figura 6.16) e os valores médios de QR_V das classes *Visão* e *Não-Visão* (Tabela 6.9) são diferentes daqueles obtidos com base no QR_A . O valor médio de QR_V para a classe *Visão* ($143,5 \pm 38,3$) obtida para essa casuística (144) apresentou valor próximo aos da literatura (Tabela 4.1).

7.1. Limitações do Trabalho e Propostas de Continuidade

O presente estudo foi baseado em apenas um teste com 30 s em cada condição de exame (OA e OF), seguindo o procedimento preconizado pela AFP. Segundo

CHIARI *et al.* (1998), resultados mais consistentes devem basear-se em testes repetidos e utilizando diferentes estratégias de apoio.

Adicionalmente, outras variáveis que reflitam o efeito da realimentação visual no controle do equilíbrio devem ser investigadas, bem como a submissão dos sujeitos do estudo a outros exames que permitam comprovar o comprometimento do sistema visual. A adoção de um único parâmetro, estimado a partir de um único teste estabilométrico, pode induzir classificações errôneas, particularmente porque o equilíbrio postural pode ser mantido sob diferentes estratégias de distribuição de peso no apoio bipodal.

Tendo em vista que o QR_A é obtido pela razão entre duas áreas, variáveis de distribuição qui-quadrada (χ^2), uma extensão deste estudo deve considerar o ajuste dos histogramas bimodais a outras distribuições, tais como a Fisher e a Log-normal, as quais permitem a inclusão dos valores mais elevados de QR_A , sem afetar a estimativa dos momentos centrais.

CAPÍTULO 8

CONCLUSÃO

A determinação da área elíptica e, conseqüentemente, do quociente de Romberg foi estudada com base na análise de componentes principais (ACP) e duas técnicas de regressão linear. A regressão linear somente pode ser usada na determinação da área elíptica do estatocinesiograma caso se estabeleça *a priori* como variável independente aquela de maior dispersão (método MRL $\sigma_x - \sigma_y$), evitando-se, assim, o erro de tendência central da metodologia clássica de se aplicar diretamente a regressão linear (MRL x,y).

Os parâmetros estabilométricos e o quociente de Romberg determinados a partir das elipses estabelecidas com as técnicas MRL $\sigma_x - \sigma_y$ e ACP não apresentaram diferenças significativas ($\alpha = 0,05$) e, portanto, ambos os métodos podem ser aplicados ao estatocinesiograma. O cálculo do quociente de Romberg para a área (QR_A) segundo estes métodos seria, então, mais adequado para a classificação do distúrbio postural, a qual poderia basear-se no ponto de intersecção entre as Gaussianas ajustadas à distribuição bimodal.

Com base neste critério, a classificação quanto à utilização da visão no controle postural, pelos 144 voluntários deste estudo, permitiu inicialmente estabelecer duas classes: *Visão* (V: QR_A médio de $206,6 \pm 63,5$ utilizando-se ACP e de $205,0 \pm 63,8$ utilizando-se MRL $\sigma_x - \sigma_y$) e *Não-Visão* (NV: QR_A médio de $75,6 \pm 23,0$ utilizando-se ACP e de $74,5 \pm 22,3$ utilizando-se MRL $\sigma_x - \sigma_y$). Alternativamente, considerando haver também uma região de superposição entre as Gaussianas ajustadas, duas outras subclasses, V_S e NV_S , poderiam ser definidas. Entretanto, NV_S e V_S não apresentaram diferença significativa ($\alpha = 0,05$) nas duas condições de exame olhos abertos (OA) e

fechados (OF), indicando, portanto, que a classificação com base na área de oscilação (QR_A) talvez resultasse em somente três classes distintas. Porém, na condição OA, as áreas de oscilação não apresentaram diferenças significativas ($p > 0,05$) entre estas subclasses. Tais achados indicariam ser inadequado denominar qualquer uma das subclasses como *não-visão* ou *cegos posturais*.

Entretanto, ao se utilizar a distância percorrida, a velocidade de deslocamento do CP e o quociente de Romberg para a velocidade (QR_V), duas classes distintas puderam ser identificadas: *Visão* (QR_V médio de $143,5 \pm 38,3$) e *Não-Visão* (QR_V médio de $94,8 \pm 5,8$). Aplicando-se o teste *t-student* com $\alpha = 0,05$ aos valores médios de QR_V destas classes, a igualdade foi rejeitada ($p \ll 0,001$), indicando, portanto, o QR_V como adequado para se estabelecer a importância da visão no controle postural dos sujeitos da casuística em estudo. Como uma mesma área elíptica de oscilação pode conter trajetórias do centro de pressão de diferentes extensões, implicando em velocidades médias distintas, a velocidade deve ser levada em consideração para se estratificar o risco de alguns sujeitos efetivamente apresentarem comprometimento do controle visual da postura ortostática.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACCORNERO, N., CAPOZZA, M., RINALDUZZI, S., MANFREDI, G. W., 1997, “Clinical multisegmental posturography: age-related changes in stance control”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 105, n. 3, pp. 213-219.
- BALOH, R. W., FIFE, T. D., ZWERLING, L., SOCOTCH, T., JACOBSON, K, BELL, T., *et al.*, 1994, “Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people”, *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 42, n. 4, pp. 405-412.
- BARATTO, L., MORASSO, P. G., RE, C., SPADA, G., 2002, “A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques”, *Motor Control*, v. 6, n. 3, pp. 246-270.
- BARELA, J. A., 2000, “Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural”, *Revista Paulista de Educação Física*, supl. 3, pp. 79-88.
- BEAR, M. F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A., 1996, *Neuroscience – Exploring the brain*, Baltimore, Williams and Wilkins.
- BERTHOZ, A., LACOUR, M. SOECHTING, J., VIDAL, P. P., 1979, “The role of vision in the control of posture during linear motion”, *Progress in Brain Research*, v. 50, pp. 197-209.
- BIZZO, G., GUILLET, N., PATAT, A., GAGEY, P. M., 1985, “Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 23, n. 4, pp. 474-476.
- BRADLEY, N. S., 2002, *Introduction to postural control*, Los Angeles, USC Health Science Press.

- CASSELBRANT, M. L., REDFERN, M. S., FURMAN, J. M., FALL, P. A., MANDEL, E. M., 1998, "Visual-induced postural sway in children with and without otitis media", *Annals of Otolaryngology, Rhinology and Laryngology*, v. 107, pp. 401-405.
- CELESIA, G. G., PEACHEY, N. S., "Visual evoked potentials and electroretinograms", In *Electroencephalography: basic principles, clinical applications and related fields*, Eds.: Neidermeyer, E., Lopes da Silva, F., 4th ed., ch. 54, pp. 968-993, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins.
- CHIARI, L., BERTANI, A., CAPELLO, A., 2000a, "Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters", *Human Movement Science*, v. 19, n. 6, pp. 817-842.
- CHIARI, L., CAPELLO, A., LENZI, D., DELLA CROCE, U., 2000b, "An improved technique for the extraction of stochastic parameters from stabilograms", *Gait & Posture*, v. 12, n. 3, pp. 225-234.
- CHIARI, L., CROCE, U. D., CAPPOZZO, A., CAPELLO, A., 1998, "Intra-subject repeatability of posturographic parameters", In: *Proceedings of the 11th Conference of the ESB*, p. 64, Toulouse, France, 8-11 July.
- CHIARI, L., ROCCHI, L., CAPELLO, A., 2002, "Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement", *Clinical Biomechanics*, v. 17, n. 9, pp. 666-677.
- COLLINS, J. J., DE LUCA, C. J., 1993, "Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories", *Experimental Brain Research*, v. 95, n. 2, pp. 308-318.

- COLLINS, J. J., DE LUCA, C. J., 1995, "The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms", *Experimental Brain Research*, v. 103, n. 1, pp. 151-163.
- CORNILLEAU-PÉRÈS, V., SHABANA, N., DROULEZ, J., GOH, J. C. H., LEE, G. S. M., CHEW, P. T. K., 2004, "Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability", *Gait & Posture*, article in press.
- DAY, B. L., STEIGER, M. J., THOMPSON, P. D., MARSDEN, C. D., 1993, "Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implication for afferent control of lateral sway", *Journal of Physiology*, v. 469, n. 1, pp. 479-499.
- DE LUCA, C. J., LE FEVER, R. S., MCCUE, M. P., XENAKIS, A. P., 1982, "Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions", *Journal of Physiology*, v. 329, n. 1, pp. 129-142.
- DIENER, H., C., DICHGANS, J., 1988, "On the role of vestibular, visual and somatosensory information on dynamic posture control in humans", *Progress in Brain Research*, v. 76, pp. 253-262.
- DIJKSTRA, T. M. H., SCHÖNER, G., GIELEN, C. C. A. M., 1994a, "Temporal stability of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment", *Experimental Brain Research*, v. 97, n. 3, pp. 477-486.
- DIJKSTRA, T. M. H., SCHÖNER, G., GIESE, M. A., GIELEN, C. C. A. M., 1994b, "Frequency dependence of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment: relative phase dynamics", *Biological Cybernetics*, v. 71, n. 6, pp. 489-501.
- DOWNTON, J. H., 1992, *Falls in the elderly*, London, Edward Arnold.

- DUJOLS, A., 1991, “Quotient plantarie et conflit visuo-podal”, *Agressologie*, v. 32, pp. 192-194.
- FAHILE, M., BACHMANN, G., 1996, “Better performance through amblyopic than through normal eyes”, *Vision Research*, v. 36, n. 13, pp. 1939-1944.
- FRANSSON, P. A., MAGNUSSON, M., JOHANSSON, R., 2000. “Methods for evaluation of postural control adaptation”, *Gait & Posture*, v. 12, n. 1, pp. 14-24.
- GAGEY, P. M., WEBER, B., 2000, *Posturologia: regulação e distúrbio da posição ortostática*, 2^a ed., Rio de Janeiro, Manole.
- GARDNER, E., GRAY, D. J., O’ RAHILLY, R., 1988, *Anatomia: estudo regional do corpo humano*, 4^a ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- GOLDBERG, M. E., EGGER, H. M., GOURAS, P., 1991, “The ocular motor system”, In: *Principles of Neurological Science*, Eds.: Kandal, E.R., Schwartz, J. H. and Jessel, T. M. (eds.), 3rd ed., ch. 43, pp. 660-679, New York, Elsevier.
- GRAY, H., 1973, *Gray’s Anatomy*, 35th ed., London, Longman.
- HASAN, S. S., GOLDNER, D. N., LICHTENSTEIN, M. J., SHIAVI, R. G., 1990, “Selecting a suitable biomechanics platform measure of sway”, *Proceedings of the 12th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 12, n. 5, pp. 2105-2106, Philadelphia, 1-4 November.
- HASAN, S. S., ROBIN, D. W., SZURKUS, D. C., ASHMEAD, D. H., PETERSON, S. W., SHIAVI, R. G., 1996a, “Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part I: Methods”, *Gait & Posture*, v. 4, n. 1, pp. 1-10.
- HASAN, S. S., ROBIN, D. W., SZURKUS, D. C., ASHMEAD, D. H., PETERSON, S. W., SHIAVI, R. G., 1996b, “Simultaneous measurement of body center of

pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data”, *Gait & Posture*, v. 4, n. 1, pp. 11-20.

HENRY, S., M, FUNG, J., HORAK, F. B., 2001, “Effect of stance width on multidirectional postural responses”, *Journal of Neurophysiology*, v. 85, pp. 559-570.

HORAK, F. B., MACPHERSON, J. M., 1996, “Postural orientation and equilibrium”, In: *Handbook of physiology*, Eds.: Rowell, L. B. and Shepard, J. T., ch. 10, pp. 255-292, New York, Oxford University Press.

HUFSCHMIDT, A., DICHGANS, J., MAURITZ, K., HUFSCHMIDT, M., 1980, “Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications”, *Archives of Psychiatry and Nervenkrankheiten*, v. 228, pp. 135-150.

HUNTER, M. C., HOFFMAN, M. A., 2001, “Postural control: visual and cognitive manipulations”, *Gait & Posture*, v. 13, n. 1, pp. 41-48.

ISABLEU, B., OHLMANN, T., CRÉMIEUX, J., AMBLARD, B., 1998, “How dynamic visual field dependence-independence interacts with the visual contribution to postural control”, *Human Movement Science*, v. 17, n. 3, pp. 367-391.

JEKA, J., KIEMEL, T., CREATH, R., HORAK, F., PETERKA, R., 2004, “Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration”, *Journal of Neurophysiology*, v. 92, pp. 2368-2379.

JEKA, J., OIE, K., SCHÖNER, G., DIJKSTRA, T., HENSON, E., 1998, “Position and velocity coupling of postural sway to somatosensory drive”, *Journal of Neurophysiology*, v. 79, pp. 1661-1674.

- KARLSSON, A., LANSHAMMAR, H., 1997, "Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data", *Gait & Posture*, v. 5, n. 3, pp. 198-203.
- KELLY, J. P., 1991, "The sense of balance", In: *Principles of Neurological Science*; Eds.: Kandal, E. R., Schwartz, J. H. and Jessel, T. M., 3rd ed., ch. 33, pp. 500-511, New York, Elsevier.
- KELLY, J. W., LOOMIS, J. M., BEALL, A. C., 2005, "The influence of perceived relative motion in the control of posture", *Experimental Brain Research*, v. 161, n. 3, pp. 285-292.
- KIEMEL, T., OIE, K. S., JEKA, J. J., 2002, "Multisensory fusion and the stochastic structure of postural sway", *Biological Cybernetics*, v. 87, n. 4, pp. 262 -277.
- KIRBY, R. L, PRICE, N. A., MACLEOD, D. A., 1987, "The influence of foot position on standing balance", *Journal of Biomechanics*, v. 20, n. 4, pp. 423-4237.
- KUNKEL, M., FREUDENTHALER, N. STEINHOFF, B. J., BAUDEWIG, J., PAULUS, W., 1998, "Spatial-frequency-related efficacy of visual stabilization of posture", *Experimental Brain Research*, v 121, pp. 471-477.
- LEVI, D. M., KLEIN, S. A., 2003, "Noise provides some new signals about the special vision of amblíopes", *The Journal of Neuroscience*, v. 23, n. 7, pp. 2522-2526.
- LACOUR, M., BARTHELEMY, J., BOREL, L., MAGNAN, J., XERR, C., CHAYS, A., OUAKNNE, M., 1997, "Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy", *Experimental Brain Research*, vol 115, n. 2, pp. 300-310.
- MAEDA, A., NAKAMURA, K., OTOMO, A., HIGUCHI, S., MOTOHASHI, Y., 1998, "Body support effect on standing balance in the visually impaired elderly", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 79, n. 8, pp. 994-997.

- MAKI, B. E., HOLLIDAY, P. J., FERNIE, G. R., 1987, "A posture control model and balance test for the prediction of relative postural stability", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 34, n. 10, pp. 797-810.
- MARUCCHI, C., WEBER B., CAGEY, P.M., CAMPINCHI, R., ZAMFIRESCO, F., 1989, "Maturation and evolution of Romberg's quotient: influence of abnormal oculomotor equilibrium", In: *Posture and gait: Development, Adaptation and Evolution*, Eds.: Amblard, B., Berthoz, A. and Clarac, F., ch. 8, pp. 85-92, Amsterdam, Elsevier.
- MASANI, K., POPOVIC, M. R., NAKAZAWA, K., KOUSAKI, M., NOZAKI, D., 2003, "Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor actives during quiet stance", *Journal of Neurophysiology*, v. 90, pp. 3774-3782.
- MASSION, J., 1992, "Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination", *Progress in Neurobiology*, v. 38, n. 1, pp. 35-56.
- MCILORY, W. E., MAKI, B. E., 1997,"Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance", *Clinical Biomechanics*, v. 12, n. 1, pp. 66-70.
- MORASSO, P., SCHIEPPATI, M., 1999, "Can muscle stiffness alone stabilize upright standing?", *Journal of Neurophysiology*, v. 83, pp. 1622-1626.
- MYKLEBUST, J. B., PRIETO, T., MYKLEBUST, B., 1995, "Evaluation of nonlinear dynamics in postural steadiness time series", *Annals of Biomedical Engineering*, v. 23, n. 4, pp. 711-719.
- NASHNER, L. M., 1981,"Analysis of stance posture in humans", In: *Motor coordination*, Eds.: Towe, A. L., Luschei, E. S., ch. 12, pp. 527-565, New York, Oxford University Press.

- NEWELL, K. M., SLOBOUNOV, S. M., SLOBOUNOVA, B. S., MOLENAAR, P. C. M., 1997, "Short-term non-stationarity and the development of postural control", *Gait & Posture*, v. 6, n. 1, pp. 56-62.
- NOUGIER, V., BARD, C., FLEURY, M., TEASDALE, N., 1997, "Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance", *Gait & Posture*, v. 5, n. 1, pp. 34-41.
- OIDA, Y., WATANABE, S., TAKABAYASHI, A., 1995, "Dynamic properties of body oscillation with visual tracking movement on upright posture", *Gait & Posture*, v. 3, n. 4, pp. 221-226.
- ÖNELL, A., 2000, "The vertical ground reaction force for analysis of balance?", *Gait & Posture*, v. 12, n. 1, pp. 7-13.
- OLIVEIRA, L. F., SIMPSON, D. M., NADAL, J., 1996, "Calculation of area stabilometric signals using principal component analysis", *Physiological Measurement*, v. 17, n. 4, pp. 305-12.
- PATLA, A. E., 1997, "Understanding the roles of vision in the control of human locomotion", *Gait & Posture*, v. 5, n. 1, pp. 54-69.
- PAULUS, W. M., STRAUBE, A., KRAFCZYK, S., BRANDT, T., 1989a, "Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior-posterior and lateral body sway", *Experimental Brain Research*, v. 78, n. 2, pp. 243-252.
- PAULUS, W., ZIHL, J., 1989b, "Visual stabilization of posture in a case with selective disturbance of movement vision after bilateral brain damage: real and apparent motion cues", *Clinical Vision Science*, v. 4, pp. 367-371.
- PERRIN, P., SCHNEIDER, D., DEVITERNE, D., PERROT, C., CONSTANTINESCU, L., 1998, "Training improves the adaptation to changing

- visual conditions in maintaining human posture control in a test of sinusoidal oscillation of the support”, *Neuroscience Letters*, v. 245, n. 3, pp. 155-158.
- PETERKA, R. J., BENOLKEN, M. S., 1995, “Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway”, *Experimental Brain Research*, v. 105, n. 1, pp. 101-110.
- PRINCE, F., WINTER, D. A., ARCHER, S. F., 1995, “Assessment of postural control during quiet stance with different foot configuration”, *Gait & Posture*, v. 3, n. 2, p. 110.
- RIACH, C. L., STARKES, J. L., 1994, “Velocity of center of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children”, *Gait & Posture*, v. 2, n. 3, pp. 167-172.
- ROUGIER, P., 1999, “Influence of visual feedback on successive control mechanisms in upright stance in humans assessed by fractional Brownian motion modeling”, *Neuroscience Letters*, v. 266, n. 3, pp. 157-160.
- ROUGIER, P., 2003, “The influence of having the eyelids open or closed on undisturbed postural control”, *Neuroscience Research*, v. 47, n. 1, pp. 73-83.
- SCHMID, M., CONFORTO, S., CAMOMILLA, V., CAPPOZZO, A., D’ALESSIO, T., 2002, “The sensitivity of posturographic parameters to acquisition settings”, *Medical Engineering & Physics*, v. 24, n. 9, pp. 623-631.
- SCHÖNER, G., 1991, “Dynamic theory of action-perception patterns: the moving room paradigm”, *Biological Cybernetic*, v. 64, n. 6, pp. 455-462.
- SCHUMANN, T., 1995, REDFERN, M. S., FURMAN, J. M., EL-JAROUDI, A. and CHAPARRO, L. F., “Time-frequency analysis of postural sway”, *Journal of Biomechanics*, v. 28, n. 5, pp. 603-607.

- SIMONEAU, G. G., ULBRECHT, J. S., DERR, J. A., CAVANAGH, P. R., 1995, "Role of somatosensory input in the control of human posture", *Gait & Posture*, v. 3, n. 3, pp. 115-122.
- STOFFREGEN, T. A., 1985, "Flow structures versus retinal location in the optical control of stance", *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, v. 11, n. 4, pp. 554-565.
- STOFFREGEN, T. A., PAGULAYAN, R. J., BARDY, B. G., HETTINGER, L. J., 2000, "Modulating postural control to facilitate visual performance", *Human Movement Science*, v. 19, n. 2, pp. 203-220.
- STRAUBE, A., KAI, B., HAWKWN, M., 1988, "Postural control in the elderly: differential effects of visual, vestibular and somatosensory input", In: *Posture and gait: Development, Adaptation and Evolution*, Eds.: Amblard, A., Berthoz, A., Clarac, F., ch. 10, pp. 105-114, Amsterdam, Elsevier.
- STRAUBE, A., KRAFCZYK, S., PAULUS, W., BRANDT, T., 1994, "Dependence of visual stabilization of postural sway on the cortical magnification factor of restricted visual fields", *Experimental Brain Research*, v. 99, n. 4, pp. 501-506.
- TAKAGI, A., FUJIMURA, E., SUEHIRO, S., 1985, "A new method of statokinesiogram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse", In: *Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium*, Eds.: Igarashi, M., Black, F. O., ch. 3, pp. 74-79, Basel, Karger.
- TARANTOLA, J., NARDONE, A., TACCHINI, E., SCHIEPPATI, M., 1997, "Human stance stability improves with the repetition of task: effect of foot position and visual condition", *Neuroscience letters*, v. 228, n. 2, pp. 75-78.

- TEASDALE, N., STELMACH, G. E., BREUNING, A., 1991, "Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions", *Journal of Gerontology*, v. 46, n. 6-B, pp. 238-244.
- TJERNSTRÖM, F., FRANSSON, A., HAFSTRÖM, A., MAGNUSSON, M., 2002, "Adaptation of postural control to perturbations – a process that initiates long-term motor memory", *Gait & Posture*, v. 15, n. 1, pp. 75-82.
- TURANO, K. A., DAGNELIE, G., HERDMAN, S. J., 1996, "Visual stabilization of posture in persons with central visual field loss", *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, v. 37, n. 8, pp. 1483-491.
- VAN DER KOOIJ, H., JACOB, R., KOOPMAN, B., GROOTENBOER, H., 1999, "A multisensory integration model of human stance control", *Biological Cybernetics*, v. 80, n. 5, pp. 299-308.
- VAN DER KOOIJ, H., JACOB, R., KOOPMAN, B., VAN DER HELM, F., 2001, "An adaptive model of sensory integration in a dynamic environment applied to human stance control", *Biological Cybernetics*, v. 84, n. 2, pp. 103-115.
- DE WEERDT, W., SPAEPEN, A., 2001, "Equilibrium", In: *Functional Human Movement: Measurement and Analysis*, Eds.: Durward, B. R., Baer, G. D., Rowe, P. J., ch. 13, pp. 203-218, Edinburg, Butterworth-Heinemann.
- WINTER, D. A., 1995, "Human balance and posture control during standing and walking", *Gait & Posture*, v. 3, n. 4, pp. 193-214.
- WOOLLACOTT, M. H., SHUMWAY-COOK, A., NASHNER, L., 1986, "Aging and postural control: changes in sensory organization and muscular coordination", *International Journal of Aging & Human Development*, v. 23, n. 2, pp. 97-114.

APÊNDICE A

Este capítulo apresenta as informações sobre a data de nascimento, sexo, massa corporal, estatura, profissão, presença de cefaléia e/ou vertigem, utilização de óculos ou lentes de contato e patologia visuais dos voluntários obtidas por *anamnese*.

Tabela A.1: Informações sobre a anamnese dos voluntários. **X** - voluntários excluídos;

F – Feminino; M – Masculino; S – Sim; N – Não.

Voluntário	Nome	Nascimento	Sexo	Massa (kg)	Estatura (cm)	Profissão	Cefaléia	Vertigem	Óculos	Problema Visual
# 01	aasn	28/08/59	M	72	178	Telefonista	N	N	S	Miopia
# 02	abfs	03/02/72	F	59	163	Bibliotecária	N	N	N	N
# 03	aca	26/10/73	M	64	173	Professor	N	N	S	Miopia
# 04	acbi	17/03/69	F	65	164	Aux. Administrativo	N	N	N	N
XX	acd	17/05/34	M	92	162	Motorista	N	N	N	N
# 05	acss	17/03/54	M	96	189	Mestre-Ofício	N	N	N	N
# 06	afa	18/06/55	M	58	164	Professor	N	N	N	N
# 07	afb	20/12/50	M	60	165	Pedreiro	N	N	S	Astigmatismo
# 08	afe	25/05/51	F	56	152	Servidor Público	N	N	N	N
# 19	afm	01/05/68	M	76	177	Ass. Administrativo	N	N	N	N
# 10	ajgs	22/09/62	M	73	177	Professor	N	N	S	Miopia
# 11	amco	13/03/51	F	65	162	Ass. Administrativo	N	N	N	N
# 12	arb	06/12/64	F	60	160	Faxineira	N	N	S	Hipermetropia
# 13	arm	29/11/60	M	75	176	Ass. Administrativo	N	N	S	Miopia
# 14	bfap	23/03/84	F	70	157	Estagiária	N	N	N	N
# 15	car	04/07/65	F	52	165	Chefe de gabinete	N	N	N	N
# 16	cas	25/11/52	M	85	173	Porteiro	N	N	N	N
# 17	cas	10/03/56	M	89	176	Professor	N	N	S	Miopia
# 18	cma	06/03/60	M	88	185	Professor	N	N	N	N
# 19	cmgs	22/09/54	F	67	150	Não informado	N	N	N	N
# 20	cpp	08/10/53	M	73	180	Professor	N	N	S	Astigmatismo
# 21	cps	30/07/55	M	52	152	Motorista	N	N	N	N
# 22	cqj	26/08/51	F	67	165	Telefonista	N	N	N	N
# 23	crpj	18/02/76	M	61	176	Aux. Serviços Gerais	N	N	N	N
# 24	crscs	29/08/55	F	58	154	Arquiteta	N	N	N	N
# 25	csca	22/11/53	F	72	172	Professora	N	N	S	Miopia
# 26	esl	15/06/59	M	60	159	Téc. Administrativo	N	N	S	Miopia
# 27	dac	24/03/82	F	46	156	Estagiária	N	N	N	N
# 28	dad	16/08/71	M	55	167	Aux. Serviços Gerais	N	N	N	N
# 29	dl	19/09/57	F	58	154	telefonista	N	N	N	N
# 30	dq	27/09/55	M	78	178	Administrativo	N	N	N	N
# 31	dsf	20/10/59	M	70	170	Ass. Administrativo	N	N	S	Astigmatismo
# 32	ecp	26/05/54	F	60	160	Professora	N	N	N	N
# 33	eda	07/02/56	M	62	169	Professor	N	N	N	N
# 34	eflp	22/05/61	F	62	154	Engenheira	N	N	N	N
# 35	egc	18/06/60	F	52	162	Contadora	N	N	S	Astigmatismo
# 36	emdfp	10/04/52	F	59	151	Professora	N	N	N	N
# 37	ems	08/03/66	F	56	166	Aux. Serviços Gerais	N	N	N	N
# 38	epm	10/01/53	F	66	166	Professora	N	N	N	N
# 39	fasl	28/09/51	M	125	176	Professor	N	N	S	Miopia
# 40	fcs	04/07/47	M	60	165	Pedreiro	N	N	N	N
# 41	fepol	13/01/59	F	64	160	Administrativo	N	N	N	N
# 42	ffin	28/10/49	M	70	170	Marceneiro	N	N	S	Miopia
# 43	fg	11/06/50	M	83	1.76	Professor	N	N	N	N
# 44	fgr	30/07/76	M	81	178	Analista de Sistemas	N	N	S	Astigmatismo
# 45	fjr	31/07/70	M	70	180	Téc. Contabilidade	N	N	N	N
# 46	fnp	06/10/69	M	70	175	Economista	N	N	N	N
# 47	frs	26/08/51	M	58	166	Aux. Serviços Gerais	N	N	N	N
# 48	gidm	12/07/53	M	95	189	Gravador	N	N	N	N
# 49	gjr	11/10/60	M	76	178	Porteiro	N	N	N	N
# 50	gjs	02/03/51	M	56	166	Téc. Comunicações	N	N	N	N
# 51	gmm	14/08/59	F	73	163	Professora	N	N	S	Hipermetropia
# 52	gmoc	16/04/51	F	50	159	Telefonista	N	N	S	Miopia
# 53	gpc	24/03/51	M	80	178	Op. Computador	N	N	N	N
# 54	hc	11/04/52	F	70	163	Ass. Administrativo	N	N	N	N
XX	hmsf	27/09/38	F	50	160	Aux. Administrativo	N	N	N	N
# 55	hrg	22/03/52	M	79	173	Professor	N	N	N	N
# 56	hrmc	13/01/65	M	68	167	Professor	N	N	S	Miopia
# 57	ifg	09/04/52	M	79	184	Administrativo	N	N	N	N
# 58	iitss	28/12/51	F	67	162	Ass. Administrativo	N	N	S	Miopia
# 59	is	07/02/53	M	75	180	Contínuo	N	N	N	N
# 60	ivv	03/03/54	M	72	170	Professor	N	N	N	N
# 61	jabp	04/09/51	M	60	164	Téc. - Nível Médio	N	N	N	N
# 62	jb	04/09/55	M	80	172	Professor	N	N	S	Astigmatismo
XX	jc	23/09/34	F	72	157	Telefonista	N	N	S	Miopia
# 63	jcc	31/07/54	M	69	168	Aux. Administrativo	N	N	N	N
# 64	jcrgp	17/12/60	M	90	172	Aux. Serviços Gerais	N	N	N	N
# 65	jcs	12/04/57	M	65	172	Porteiro	N	N	N	N

# 66	jcsn	07/04/52	M	70	170	Professor	N	N	N	N
# 67	jcvl	29/06/55	F	58	160	Professora	N	N	N	N
# 68	jfcf	31/08/50	M	94	178	Eng. e Professor	N	N	S	Miopia
# 69	jlbv	12/02/54	M	80	175	Professor	N	N	N	N
# 70	jlj	21/01/53	M	60	168	Eletricista	N	N	S	Hipermetropia
# 71	jma	24/11/58	M	59	160	Aux. Administrativo	N	N	N	N
# 72	jmf	02/10/53	M	69	172	Administrativo	N	N	N	N
# 73	jop	15/07/51	M	64	158	Mecânico	N	N	N	N
# 74	jp	19/10/52	M	81	1.82	Professor	N	N	S	Miopia
# 75	jpv	25/06/51	M	80	170	Professor	N	N	N	N
# 76	jrj	23/11/55	M	72	176	Téc. - Nível Médio	N	N	N	N
# 77	jsr	18/02/63	M	61	172	Aux. Serviços Gerais	N	N	S	Astigmatismo
# 78	lacc	04/07/53	M	73	174	Programador	N	N	S	Miopia
# 79	lasv	17/09/58	M	66	156	Téc. - Nível médio	N	N	N	N
XX	lcr	31/07/34	F	70	160	Porteiro	N	N	N	N
# 80	ldp	05/04/60	F	74	165	Professora	N	N	N	N
# 81	lfc	11/06/85	F	52	158	Estagiária	N	N	N	N
# 82	lms	25/08/62	F	66	164	Arquiteta	N	N	N	N
XX	lmss	08/03/43	F	70	163	Datilógrafa	S	N	S	Miopia
# 83	lp	21/04/54	M	80	167	Professor	N	N	S	Hipermetropia
# 84	lwc	12/12/54	M	74	180	Professor	N	N	N	N
# 85	ma	29/07/72	F	69	173	Administrativo	N	N	N	N
# 86	mamo	29/05/51	F	45	152	Professora	N	N	N	N
# 87	mao	18/08/52	F	72	163	Aux. Administrativo	N	N	S	Miopia
# 88	mas	12/07/55	F	60	155	Contadora	N	N	N	N
# 89	mas	28/12/56	F	69	156	Arquiteta	N	N	N	N
# 90	mb	01/09/62	F	60	170	Téc. Manutenção	N	N	N	N
# 91	mb	10/06/63	F	52	160	Professora	N	N	N	N
# 92	mbp	29/01/55	M	100	180	Professor	N	N	N	N
# 93	mcc	28/01/78	F	62	163	Administrativo	N	N	N	N
# 94	mdv	11/12/55	M	86	171	Gráfico	N	N	S	Miopia
# 95	mfsm	30/09/51	F	80	167	Administradora	N	N	N	N
# 96	mgf	02/09/55	M	72	167	Téc. - Nível Médio	N	N	N	N
# 97	mgpc	08/11/52	F	67	152	Téc. Educacional	N	N	N	N
# 98	mhgr	03/05/51	F	82	151	Atendente	N	N	N	N
# 99	mkj	17/08/52	M	108	183	Chefe Manutenção	N	N	N	N
# 100	mlg	13/12/59	F	56	164	Aux. Serviços Gerais	N	N	S	Astigmatismo
# 101	mlss	09/12/74	F	64	166	Ass. Administrativo	N	N	N	N
# 102	mocs	04/06/55	F	60	155	Ass. Administrativo	N	N	N	N
# 103	mrcs	14/02/56	F	69	158	Téc. Contabilidade	N	N	N	N
# 104	mrlv	05/01/57	F	102	160	Professora	N	N	N	N
# 105	mss	04/05/60	M	76	179	Desenhista	N	N	S	Miopia
# 106	mtcb	31/10/52	F	70	156	Téc. Contabilidade	N	N	S	Miopia
# 107	mtmrc	04/04/57	F	72	168	Professora	N	N	N	N
# 108	mtvs	03/11/54	F	43	150	Professora	N	N	N	N
# 109	nmn	10/10/56	F	80	160	Professora	N	N	N	N
# 110	npg	09/09/59	F	63	162	Ass. Administrativo	N	N	N	N
# 111	nsev	13/02/53	F	54	153	Ass. Administrativo	N	N	N	N
# 112	pasm	26/02/72	F	53	159	Ass. Administrativo	N	N	S	Hipermetropia
# 113	pb	01/09/58	M	108	182	Professor	N	N	S	Astigmatismo
# 114	pca	07/07/53	M	67	167	Professor	N	N	N	N
# 115	pcb	15/10/50	M	92	192	Engenheiro	N	N	N	N
# 116	pegf	17/12/51	M	66	160	Professor	N	N	N	N
# 117	pcmn	04/04/69	M	85	179	Ass. Administrativo	N	N	N	N
# 118	pcn	26/07/57	M	72	169	Professor	N	N	N	N
# 119	pcrp	11/12/56	M	60	165	Contra-mestre Ofício	N	N	N	N
# 120	pdl	12/08/60	M	78	160	Porteiro	N	N	S	Miopia
# 121	prn	07/06/56	M	86	165	Téc. - Nível Médio	N	N	N	N
# 122	prpm	17/10/51	M	78	172	Contra-mestre Ofício	N	N	S	Miopia
# 123	rbg	16/06/61	M	65	171	Ass. Administrativo	N	N	S	Astigmatismo
# 124	rfm	05/09/60	M	78	173	Téc. - Nível Médio	N	N	S	Miopia
# 125	rjfl	20/04/67	M	70	172	Engenheiro	N	N	N	N
# 126	ror	13/08/52	M	53	170	Servente	N	N	N	N
# 127	ros	03/04/57	F	60	155	Téc. - Nível Médio	N	N	N	N
# 128	scs	14/04/53	F	67	160	Ag. Administrativo	N	N	S	Miopia
# 129	sfgs	09/12/58	F	68	163	Professor	N	N	N	N
# 130	sgc	13/11/55	F	55	149	Ass. Administrativo	N	N	N	N
# 131	spc	24/10/58	M	87	172	Ass. administrativo	N	N	N	N
# 132	srm	03/05/51	M	59	167	Téc. Administrativo	N	N	N	N
# 133	srob	17/10/66	M	70	174	Professor	N	N	S	Hipermetropia
# 134	srs	30/07/51	M	62	170	Téc. em Arquivo	N	N	N	N
# 135	ssa	26/11/55	F	55	152	Encarregada	N	N	N	N
# 136	ssb	17/10/50	F	78	158	Professora	N	N	N	N
# 137	tcr	05/06/65	F	55	158	Bibliotecária	N	N	S	Astigmatismo
# 138	va	31/03/52	M	88	179	Professor	N	N	N	N
# 139	vm	23/08/56	M	88	175	Encarregado	N	N	N	N

# 140	vmb	19/01/65	M	80	173	Motorista	N	N	N	N
# 141	vsf	18/09/61	F	60	165	Arquiteta	N	N	S	Hipermetropia
# 142	wlh	23/10/50	M	70	180	Professor	N	N	N	N
XX	wms	18/04/32	M	67	168	Aposentado	N	S	N	N
# 143	wrf	26/10/56	M	62	163	Administrativo	N	N	N	N
# 144	zl	25/10/57	F	60	163	Administrativo	N	N	N	N