



INVESTIGAÇÃO DA ATUAÇÃO DO SISTEMA VESTIBULAR NO CONTROLE
POSTURAL ORTOSTÁTICO: RELAÇÃO ENTRE ACELERAÇÃO DA CABEÇA E
ESTABILOGRAMA

Felipe Guimarães Teixeira

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Rio de Janeiro
Agosto de 2012

INVESTIGAÇÃO DA ATUAÇÃO DO SISTEMA VESTIBULAR NO CONTROLE
POSTURAL ORTOSTÁTICO: RELAÇÃO ENTRE ACELERAÇÃO DA CABEÇA E
ESTABILOGRAMA

Felipe Guimarães Teixeira

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares, D.Sc.

Prof. Roger Gomes Tavares de Mello, D.Sc.

Prof. Arthur de Sá Ferreira, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

AGOSTO DE 2012

Teixeira, Felipe Guimarães

Investigação da Atuação do Sistema Vestibular no Controle Postural Ortostático: Relação Entre Aceleração da Cabeça e Estabilograma/ Felipe Guimarães Teixeira. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

VIII, 93 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 59-65.

1. Sistema Vestibular. 2. Controle Postural Ortostática.
3. Magnitude Quadrática da Coerência. I. Nadal, Jurandir *et al.*. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

Agradeço inicialmente a meus pais, Katia Guimarães Teixeira e Jose Augusto Teixeira, por toda a educação que me deram durante toda a minha vida, me proporcionando alcançar mais essa etapa.

Aos meus orientadores, Prof. Jurandir Nadal e Prof. Roger Gomes Tavares de Mello, por toda a dedicação e disponibilidade quando precisei de ajuda nesses últimos três anos.

Agradeço mais uma vez ao Prof Roger Gomes Tavares de Mello por ser meu mentor desde o início de minha vida acadêmica, ainda como aluno de iniciação científica, na graduação em Educação Física, na UNESA. Além disso, se tornou um grande amigo e referência em minha vida.

Ao meu irmão Eduardo Guimarães Teixeira pelo companheirismo e amizade que me ajudou ao longo de todo curso.

À Patrícia Cardoso de Siqueira por toda paciência e carinho que me motivou ao longo dessa árdua jornada.

Aos meus amigos do LAPIS e de outros laboratórios, que me proporcionaram um período de mestrado gratificante tanto do ponto de vista profissional quanto pessoal, pela sua amizade e companheirismo, em especial ao Igor Ramathur meu amigo de laboratório desde a graduação.

À CAPES pela concessão da bolsa de estudos.

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

INVESTIGAÇÃO DA ATUAÇÃO DO SISTEMA VESTIBULAR NO CONTROLE POSTURAL ORTOSTÁTICO: RELAÇÃO ENTRE ACELERAÇÃO DA CABEÇA E ESTABILOGRAMA

Felipe Guimarães Teixeira

Agosto/2012

Orientadores: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Programa: Engenharia Biomédica

O objetivo desse estudo foi avaliar o papel do sistema vestibular no controle do equilíbrio postural. A amostra consistiu em 27 jovens, homens adultos saudáveis, os quais foram monitorados com um acelerômetro triaxial colocado acima da cabeça durante um teste estabilométrico, permanecendo em pé sobre uma plataforma de força em quatro condições de 3 min cada: olhos abertos e fechados, e pés afastados e próximos. Os parâmetros de comprimento e velocidade média do deslocamento do centro de pressão (CP) indicaram um aumento na oscilação com os olhos fechados e os pés próximos. Nessa condição, um coeficiente de correlação de Pearson significativo ($p < 0,05$) foi obtido entre aceleração de cabeça e posição do CP, bem como entre a posição da cabeça e do CP. A função de correlação cruzada normalizada (FCCN) foi usada para testar a correlação entre os estabilogramas e as acelerações da cabeça. Picos da FCCN significativos ($p < 0,05$) foram raramente observados em condições com olhos abertos e ocorreu em nove sujeitos com olhos fechados e base de suporte reduzida. Como não houve atrasos entre estes sinais, a FCCN sugere a ocorrência de oscilações passivas, em fase, entre CP e cabeça ou um eventual mecanismo de realimentação negativa combinado com antecipação do controle do CP. A magnitude quadrática da coerência (MQC) foi utilizada para testar a correlação no domínio da frequência entre os estabilogramas e as acelerações de cabeça. Valores significativos ($p < 0,05$) de MQC foram obtidos no intervalo 0,1-0,5 Hz, principalmente em condições de maiores oscilações: olhos fechados e pés aproximados, sendo estes resultados sugestivos da atuação dos órgãos otolíticos.

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

RESEARCH OF VESTIBULAR SYSTEM ACTIVITY IN THE ORTHOSTATIC
POSTURE CONTROL: RELATIONSHIP BETWEEN HEAD ACCELERATION
AND STABILOGRAM

Felipe Guimarães Teixeira

Agosto/2012

Advisors: Jurandir Nadal

Roger Gomes Tavares de Mello

Department: Biomedical Engineering

This work aims at evaluating the role of the vestibular system in the body sway control. A sample of 27 young, healthy male adults was monitored with a three-axial accelerometer placed over the head during a stabilometric test, standing on a force platform in four 3 min conditions: eyes closed and open, and feet apart and together. The parameters sway path and mean velocity of the center of pressure (COP) displacement indicated increased oscillations with eyes closed and feet together. In this condition, significant Pearson correlation coefficients ($p < 0,05$) were found between head acceleration and COP position, as well as between head and COP positions. The normalized cross correlation (NCCF) function was used to correlate changes in body sway with head accelerations. Significant NCCF ($p < 0,05$) was rarely observed in conditions with opened eyes, and occurred in nine subjects with eyes closed and reduced support basis. As no delayed response was observed, this result suggests passive phasic oscillations of head and COP or a combination between the negative feedback and an anticipatory control of COP. The magnitude squared coherence (MSC) function was used to correlate frequency changes in body sway with head accelerations. Significant MSC values ($p < 0,05$) were found in the range 0.1-0.5 Hz, mainly in conditions of larger oscillations: eyes closed and feet together. These results may be related to utricular otoliths responses.

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
1.1.1.	Objetivos.....	6
1.1.2.	Objetivos Geral.....	6
1.3.	Objetivos Específicos	6
1.2.	Hipóteses.....	7
2.	REVISÃO DE LITERATURA.....	8
2.1.	Sistema Vestibular	8
2.2.	Sistema Proprioceptivo	10
2.3.	Sistema Visual	13
2.4.	Modelagem do Controle Postural Ortostático	14
2.5.	Estabilometria e Variáveis Clássicas	19
2.6.	Correlação Cruzada e Mecanismo de Antecipação do Controle Postural	22
2.7.	Função de Coerência e Limiar de Excitabilidade dos Controladores Sensoriais no Domínio da Frequência	26
2.8.	Acelerômetro e Aceleração da Cabeça	31
3.	MATERIAIS E MÉTODOS	33
3.1.	Casuística.....	33
3.2.	Montagem	33
3.3.	Protocolo.....	33
3.4.	Digitalização e Aquisição dos Sinais.....	36
3.5.	Pré-Processamento.....	37
3.6.	Processamento	38
3.6.1	Variáveis Clássicas da Estabilometria	38
3.6.2	Cálculo de Posição, Velocidade e Aceleração Médias Instantâneas pelo Método da Primeira Diferença Central.....	38
3.6.3	Função de correlação cruzada dos sinais de acelerometria e estabilometria	39
3.6.4	Função de Coerência dos Sinais de Acelerometria e Estabilometria	39
3.7.	Estatística.....	40
4.	RESULTADOS	42
4.1.	Variáveis Clássicas da Estabilometria	42
4.2.	Coefficiente de Correlação de Pearson entre acelerometria e estabilometria	44
4.3.	Função de Correlação Cruzada entre Acelerometria e Estabilometria.....	45

4.4.	Função de Coerência entre Acelerômetro e Estabilometria	48
5.	DISCUSSÃO	51
5.1.	Variáveis Clássicas e Coeficiente de Correlação de Pearson entre Acelerômetro e Estabilometria	51
5.2.	Função de Correlação Cruzada entre Estabilometria e Acelerometria.....	53
5.3.	Função de Coerência entre Estabilometria e Acelerômetro	55
6.	CONCLUSÃO	58
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59
	ANEXO I: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para Participação em Pesquisa Científica	66
	ANEXO II: Aprovação do Projeto de Pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Estudos em Saúde Coletiva da Universidade Federal do Rio de Janeiro	68
	APÊNDICE I: Gráficos dos Deslocamentos do CP, Aceleração da Cabeça e Respectivas FCCN e MQC de Cada Sujeito	69

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A capacidade humana para manter a posição bípede tem sido estudada em diversas áreas, principalmente devido ao seu papel nas atividades diárias, em atividade física, esportes e saúde. Esta capacidade é seriamente reduzida com o envelhecimento e condições patológicas (MORASSO, 1999, PERRIN *et al.*, 2002). O controle postural ortostático envolve um sistema complexo de estabilização, onde o sistema nervoso central integra informações sensoriais do sistema visual, vestibular, proprioceptivo, tátil e muscular (NASHNER *et al.*, 1989, COLLINS e DE LUCA, 1993, MORASSO, 1999, REDFERN *et al.*, 2001, PETERKA, 2002). Um importante problema para a postura bípede nos seres humanos é manter um corpo com elevado centro de massa (CM) sobre uma base de suporte relativamente pequena (GATEV *et al.*, 1999). Para esse controle os desvios na posição do corpo são identificados por cada sistema sensorial de um modo particular: o sistema vestibular é particularmente sensível a desvios de orientação da cabeça, o sistema visual percebe desvios de orientação da cabeça relativa ao seu entorno e o sistema proprioceptivo detecta alterações nos membros inferiores e a orientação relativa à superfície de apoio do pé (NASHNER *et al.*, 1989, PETERKA, 2002).

Algumas propriedades físicas do corpo humano na posição bípede são consideradas importantes no controle da postura ortostática. Duas variáveis físicas são particularmente relevantes para o estudo biomecânico do controle postural em humanos: o centro de gravidade (CG) e do centro de pressão (CP) (CARON *et al.*, 1997, ROUGIER *et al.*, 2001). O CG é a localização média ponderada de toda a massa corporal, enquanto que o CP é a resultante do campo de pressão que o corpo exerce sobre a superfície de apoio (HAMILL *et al.*, 1999). O controle de oscilação do corpo

atua para assegurar a estabilidade através da manutenção do CG sobre a base de suporte (CARON *et al.*, 2004). O resultado da oscilação causa o movimento do CP (CARON *et al.*, 1997, RILEY *et al.*, 1997, HAMILL *et al.*, 1999, CARON *et al.*, 2004), de forma aproximadamente proporcional à variação do momento em torno do tornozelo (CARON *et al.*, 2004), o qual pode ser monitorado através da estabilometria. Alguns estudos correlacionam estas duas variáveis considerando o CP como um controlador do CG na superfície de suporte (CARON *et al.*, 1997, ROUGIER *et al.*, 2001, CARON *et al.*, 2004).

O deslocamento do CP tem um comportamento especial que pode mostrar algumas características importantes no balanço do controle postural. Para estudar essa propriedade física, algumas variáveis como o comprimento de deslocamento, velocidade média e área elíptica têm sido utilizados. A velocidade média e área de oscilação elíptica foram utilizadas para avaliar o efeito da aprendizagem sobre o controle postural ortostático (MELLO *et al.*, 2010). Outra forma de avaliar o deslocamento do CP foi utilizado por CHIARI *et al.* (2002), que utilizou o comprimento de deslocamento, velocidade média e a área como ferramentas importantes para a investigação da influência de fatores biomecânicos, tais como medidas antropométricas e posição dos pés no controle da posição bípede.

Mesmo com diversos estudos voltados para a avaliação da postura ortostática, a identificação adequada do papel do sistema vestibular no controle postural ainda é um desafio. NASHNER *et al.* (1989) desenvolveram uma abordagem formal para estudar o controle postural, com um modelo que incorporou a mecânica de oscilação do corpo, o limiar de excitabilidade e as características dinâmicas dos órgãos vestibulares. Neste modelo, os movimentos posturais foram limitados à estratégia de tornozelo e quadril, para simplificar a análise mecânica do controle postural. NASHNER *et al.* (1989)

associaram as restrições mecânicas de cada estratégia de controle com as estruturas do aparelho vestibular, onde os órgãos otolíticos foram associados com a estratégia de tornozelo pelo grau mais elevado de movimento do CM e da baixa frequência de oscilação. Os canais semicirculares, por sua vez, foram associados à estratégia do quadril, por seu menor grau de movimento e maior frequência de oscilação. WINTER *et al.* (1998) propuseram uma interpretação diferente utilizando um modelo de pêndulo invertido em condição estável, onde consideraram que as oscilações experimentais em condições ortostáticas não causam acelerações na cabeça acima do limiar de excitabilidade do sistema vestibular.

Vários modelos têm sido propostos para o controle dos movimentos do corpo durante a postura ortostática. De acordo com a teoria de *stiffness* (WINTER *et al.*, 1998, 2001), o sistema de controle postural é considerado passivo, ocorrendo ajustes de tensão muscular independentes das entradas sensoriais. Esses autores consideram que os músculos do tornozelo controlam o deslocamento anteroposterior pela definição do coeficiente elástico, e apoiam esta hipótese com o modelo de pêndulo invertido, mostrando que os sinais do centro de massa (CM) e CP estão em fase com uma forte correlação entre a aceleração do CM e a diferença do CP-CM. No entanto, vários estudos propuseram que o sistema nervoso central aplica o controle do tipo *feedforward*, que antecipa a interferência na posição do corpo alterando a atividade muscular (do gastrocnêmio, em particular), para regular o equilíbrio e evitar quedas (MORASSO *et al.*, 1999, GATEV *et al.*, 1999, MASANI *et al.*, 2003, MELLO *et al.*, 2007). Este mecanismo de controle tem sido considerado (MORASSO *et al.*, 1999, MASANI *et al.*, 2003) como fruto de aprendizado, representando uma compensação pelo inevitável atraso de transmissão no processo neural. No entanto, poucos estudos

avaliaram o mecanismo de *feedback* sensorial de controle do sistema vestibular em resposta ao deslocamento do CP.

Porém, foram desenvolvidos importantes estudos na descrição do limiar de excitabilidade dos controladores sensoriais através da frequência de oscilação do CM na posição ortostática (DICHGANS *et al.*, 1976, LESTIENNE *et al.*, 1977, DIENER *et al.*, 1984, NASHNER *et al.*, 1989, REDFERN *et al.*, 2001). Esta descrição permitiu a definição das faixas de frequência de funcionamento de cada controlador. A visão e o sistema proprioceptivo têm as faixas de frequência de operação superior e inferior a 0,1 Hz, respectivamente (DICHGANS *et al.*, 1976, LESTIENNE *et al.*, 1977, DIENER *et al.*, 1984). Particularmente, o sistema vestibular tem um mecanismo complexo, onde a identificação da aceleração da cabeça ocorre de forma diferente nos canais semicirculares e órgãos otolíticos, dependendo da frequência de oscilação (NASHNER *et al.*, 1989, REDFERN *et al.*, 2001). Enquanto os canais semicirculares identificam aceleração angular e movimentos de rotação da cabeça (PETERKA, 2002, NASHNER *et al.*, 1989, BEAR *et al.*, 2007), na faixa de frequência de operação de 0,5 a 1,0 Hz (NASHNER *et al.*, 1989, REDFERN *et al.*, 2001), os órgãos otolíticos identificam a aceleração linear da cabeça (NASHNER *et al.*, 1989, PETERKA *et al.*, 2002, BEAR *et al.*, 2007), com uma faixa de frequência de operação de 0,1 a 0,5 Hz (NASHNER *et al.*, 1989, REDFERN *et al.*, 2001). No entanto, como mencionado por PETERKA *et al.* (2002), os controladores sensoriais operam de forma integrada, então as faixas de frequências de funcionamento podem mostrar uma considerável sobreposição entre si.

Mesmo com algumas evidências apontando para a participação do sistema vestibular no controle postural, poucos estudos apresentaram configurações experimentais destinadas a relacionar a aceleração da cabeça com o controle postural.

Dentro desses estudos, vários pesquisadores (DIENER *et al.*, 1984, WINTER *et al.*, 1998, CORNA *et al.*, 1999, GAGE *et al.*, 2004) avaliaram a posição da cabeça por abordagens cinemáticas ou através da goniômetro, embora os mecanismos sensoriais do sistema vestibular só respondam à aceleração da cabeça. Assim, seria necessário realizar a primeira e segunda derivada dos dados de posição para obter a velocidade e a aceleração da cabeça, respectivamente. No entanto, a utilização de circuitos analógicos diferenciais necessita de cuidado não apenas com as tensões de *offset* de amplificadores operacionais, mas também no que diz respeito ao ruído inerente introduzido pela posição ou velocidade dos transdutores (WERNECK *et al.*, 1996). Assim, o uso de acelerômetros torna-se mais adequado para medir os efeitos de choque, vibração e aceleração da cabeça (WERNECK *et al.*, 1996).

Dada a importância tanto dos componentes de frequência na avaliação do limiar de excitabilidade dos controladores sensoriais e dos mecanismos de *feedback* dos sistemas de controle na avaliação dos movimentos do corpo durante a postura de pé, é necessário utilizar métodos para a análise do sinal nos domínios da frequência e do tempo. Uma ferramenta importante é a magnitude quadrática da função de coerência (MQC), que permite estimar a correlação de cada componente de frequência de dois sinais diferentes (SHIAVI *et al.*, 1999). Outra ferramenta importante é a função de correlação cruzada normalizada (FCCN), que permite estimar o nível de semelhança entre dois sinais diferentes e o tempo de atraso que produz a maior similaridade entre eles (SHIAVI *et al.*, 1999).

1.1 – Objetivos

1.1.1 – OBJETIVO GERAL

Verificar se o sistema vestibular tem participação importante no equilíbrio postural ortostático por meio da avaliação da aceleração da cabeça e do deslocamento do CP.

1.1.2 – OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar o comportamento do CP em diferentes condições a partir de três variáveis clássicas: comprimento de deslocamento, velocidade média e área elíptica.
- Testar a correlação entre os sinais de acelerometria (aceleração, velocidade e posição) e os sinais de estabilometria (aceleração, velocidade e posição) em diferentes condições.
- Testar, por meio da FCCN, a existência de correlações e atrasos entre a aceleração da cabeça e a posição do CP.
- Comparar, utilizando a MQC, os componentes de frequência da aceleração da cabeça com os da oscilação do centro de pressão para avaliar o papel dos componentes do sistema vestibular no controle da postura.

1.2 – Hipóteses

- As diferentes condições de visão e base de apoio acarretam em alterações do comportamento das variáveis clássicas dos estabilogramas.
- A comparação através do coeficiente de correlação de Pearson entre os valores médios absolutos da aceleração da cabeça e do deslocamento do CP em diferentes condições mostrará que o sistema vestibular atua no controle do equilíbrio.
- A análise individualizada utilizando a FCCN entre os sinais de aceleração da cabeça e do deslocamento do CP identificará os sujeitos que apresentam atuação vestibular. Tal ferramenta possibilitará identificar um atraso de tempo entre as variáveis, permitindo evidenciar que o mecanismo de realimentação em malha fechada predomina no controle da postura.
- A análise individualizada utilizando a MQC identificará a semelhança dos componentes de frequência entre os sinais de estabilometria e acelerometria. Tal ferramenta possibilitará identificar as frequências com coerência significativa e compará-las com as faixas de frequências de atuação de cada controlador sensorial.

CAPÍTULO 2

REVISÃO DA LITERATURA

2.1 – Sistema Vestibular

Um dos controladores sensoriais responsáveis pela manutenção da postura é o sistema vestibular. Esse mecanismo envia informações para o sistema nervoso sobre a localização da cabeça em relação ao corpo durante o movimento. Essa informação é utilizada inconscientemente através das contrações musculares que reestabelecerão a posição natural do corpo, seja ela perturbada por forças externas ou internas (BEAR *et al.*, 2008).

O sistema vestibular utiliza células ciliadas (células que possuem microvilosidades rígidas chamadas estereocílios que lembram cílios) para a transdução da energia mecânica (movimento da cabeça) em potenciais de ação, os quais irão estabelecer sinapses excitatórias com a terminação de axônios sensoriais do nervo vestibular e posteriormente com o sistema nervoso central. Todas as células ciliadas estão confinadas em conjuntos de câmaras interconectadas denominadas de labirinto vestibular, o qual possui dois tipos de estruturas de detecção de movimento: os órgãos otolíticos, que detectam as inclinações da cabeça, e os canais semicirculares, que são sensíveis à rotação da cabeça (BEAR *et al.*, 2008).

Os órgãos otolíticos possuem duas câmaras sensitivas chamadas sáculo e utrículo. As duas câmaras têm a função de detectar a aceleração linear da cabeça. A detecção desses movimentos é desencadeada a partir do epitélio sensorial encontrado nessas duas câmaras sensitivas, sendo que o sáculo é orientado verticalmente e o utrículo horizontalmente. Essa estrutura é formada por células ciliadas projetando seus estereocílios em uma cobertura gelatinosa (endolinfa) que serve de suporte para

diminutos cristais de carbonato de cálcio chamados de otólitos. O processo de transdução da energia mecânica é gerado quando a cabeça sofre uma aceleração linear, onde uma força (inércia do movimento) é exercida sobre otólitos que, por sua vez, atuam sobre a cobertura gelatinosa, movendo-a lentamente e curvando, assim, os estereocílios das células ciliadas (BEAR *et al.*, 2008). O deslocamento dos estereocílios em direção ao cinocílio resulta em uma despolarização, com a consequente propagação dos potenciais excitatórios pelos axônios do nervo vestibular.

Os canais semicirculares são compostos por três estruturas em forma de arco, os quais se posicionam de forma ortogonal entre si. Essa estrutura é capaz de detectar movimentos rotacionais e inclinações para frente e para trás da cabeça; além disso, detecta a aceleração angular gerada pelos movimentos rotacionais repentinos (BEAR *et al.*, 2008). Os canais semicirculares são formados por células ciliadas agrupadas em uma camada (crista), com seus estereocílios projetando-se para dentro de uma cúpula gelatinosa. Esta estrutura posiciona-se dentro de uma protuberância do canal, chamado de ampola, tendo seu preenchimento interno composto pela endolinfa. O processo de transdução do movimento de rotação, com a liberação de neurotransmissores das células ciliadas para as terminações axonais do nervo vestibular, ocorre quando o canal sofre uma rápida rotação sobre o eixo (aceleração angular) gerando uma força a partir da endolinfa que encurva a cúpula, deslocando os estereocílios e consequentemente estimulando o sistema vestibular.

Os potenciais de ação transmitidos pelo sistema vestibular informam ao sistema nervoso sobre modificações da aceleração da cabeça. Essas informações são enviadas especificamente para os lobos floclonodulares do cerebelo, onde uma das suas principais funções é prever a posição futura do corpo no espaço e, consequentemente, detectar um possível estado de desequilíbrio (GUYTON e HALL, 2002). Isso permite

que os sinais corretivos apropriados sejam enviados para a formação reticular bulbar, mesmo antes que ocorra o desequilíbrio, ao invés de fazer tentativas de correção depois de ter acontecido a perda de estabilidade (GUYTON e HALL, 2002).

2.2 – Sistema Proprioceptivo

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 proprioceptivo, auxiliando o controle postural a formular estratégias sensório-motoras para a manutenção da estabilidade. Essas informações sobre a orientação vertical permitem ao cérebro inferir sobre o estado físico dos controladores do equilíbrio postural, incluindo sensações tais como: comprimento dos músculos, tensões nos tendões, ângulo das articulações e pressão da sola dos pés (GUYTON e HALL, 2002).

As funções físicas do corpo, e principalmente a manutenção da postura ortostática, são o resultado da capacidade de controlar as contrações músculo-esqueléticas de forma harmônica, impedindo uma possível movimentação indesejada. Contudo, para que os músculos funcionem de modo adequado, é necessário que o sistema nervoso central faça a monitorização do estado do músculo, com informações sobre o grau de estiramento que ele se encontra, o seu nível de contração, a velocidade de contração, dentre outras (GUYTON e HALL, 2002). Para isso existem estruturas capazes de fornecer tais informações, sendo o fuso muscular uma das mais importantes e eficientes. O fuso muscular, também chamado de receptor de estiramento, é formado por diversos tipos de fibras musculares esqueléticas especializadas, contidas dentro de uma cápsula fibrosa (BEAR *et al.*, 2008). A região central dessa estrutura, onde possui o maior diâmetro, é inervada pelas axônios sensoriais do grupo Ia, que têm como principal especialidade detectar alterações de comprimento (estiramento muscular).

Esse axônio mielinizado é o mais calibroso do corpo, sendo capaz de conduzir os potenciais de ação a uma velocidade de 80 a 120 m/s (BEAR *et al.*, 2008), o que corresponde à maior velocidade de propagação de sinal nervoso do corpo. Os axônios do tipo Ia têm importante papel no controle do comprimento do músculo, junto ao fuso muscular. Quando ocorre um deslocamento no centro de pressão uma sobrecarga é imposta em um músculo controlador da postura, o que leva ao aumento do seu comprimento e, conseqüentemente, ao estiramento do fuso muscular. Nesse momento, o axônio Ia, inervado pelos neurônios motores alfa (neurônios motores responsáveis pela geração de força pela maioria dos músculos esqueléticos do corpo), estabelece sinapses com o neurônio motor, provocando uma reação reflexa, pela alça de realimentação antigravitacional (BEAR *et al.*, 2008). Tal arco reflexo impede o estirão excessivo do músculo, contraindo-o. Outro mecanismo importante do fuso muscular é a capacidade de realizar a contração das extremidades destas fibras e conseqüente estiramento da porção central. O fuso muscular é composto em suas extremidades por fibras musculares intrafusais, as quais são inervadas por neurônios motores gama. Quando o terço médio receptor de estiramento torna-se frouxo, as fibras do tipo Ia silenciam, não mais provendo informações a respeito do comprimento do músculo. Então, entram em ação os neurônios motores gama estimulando a contração das fibras intrafusais nas extremidades e o conseqüente estiramento da porção central, ativando assim as terminações nervosas do tipo Ia.

Outro sensor proprioceptivo do músculo esquelético é o órgão tendinoso de Golgi. Ele é encontrado em todos os tendões musculares e é inervado por axônios sensoriais do grupo Ib, os quais são um pouco menores do que os axônios Ia. A principal função do órgão tendinoso de Golgi é monitorar a tensão muscular ou a força de contração (BEAR *et al.*, 2008). A regulação da força de contração tem início a partir de aferências

dos axônios sensoriais tipo Ib para a medula espinhal, o qual mantém sinapses com o interneurônio do corno ventral. Esse interneurônio, por sua vez, envia sinais nervosos inibitórios para os neurônios motores alfa, fazendo com que o músculo esquelético cesse ou diminua a carga de contração (GUYTON e HALL, 2002, BEAR *et al.*, 2008). Em circunstâncias extremas, esse arco reflexo protege o músculo de uma carga excessiva, porém sua função normal é regular a tensão do músculo dentro de uma faixa ótima.

O terceiro grupo de mecanismos proprioceptivos importante na manutenção do equilíbrio é dado pelos mecanorreceptores. Estes mecanismos são receptores que detectam o tato, a pressão, o estiramento ou outros tipos de deformação da pele ou de tecidos profundos e são também chamados de receptores táteis (GUYTON e HALL, 2002). Essas estruturas se encontram em todo o corpo e reagem de forma diferente aos estímulos, sendo que um grupo responde de forma mais rápida e outro mais lento. Dentro do grupo de receptores de maior velocidade de reação se encontra o corpúsculo de Pacini, encontrado na profundidade dos tecidos, que responde à compressão ou estiramentos rápidos ou a qualquer deformação rápida do tecido, apresentando um amplo campo receptivo. Um receptor de velocidade moderada de reação é o corpúsculo de Meissner, localizado na ponta dos dedos e especializado na discriminação precisa de texturas e de detalhes finos por meio de pequenos campos receptivos (GUYTON e HALL, 2002). Dentre o grupo de receptores com menor velocidade de resposta, as terminações de Ruffini localizadas nas articulações representam o mais importante, detectando o estiramento dos tecidos e da cápsula articular e determinando o seu grau de angulação com pequenos campos receptivos. De acordo com MORASSO *et al.* (1999) os componentes vertical e horizontal da força de reação do solo são captados pelos receptores táteis plantares, conduzindo à hipótese de que o processo sensorial é

realizado de forma segregada. A transdução da tensão detectada por cada receptor está diretamente relacionada com a posição do CP. Do ponto de vista funcional, a importância das sensações táteis plantares no controle do equilíbrio é refletida na sensibilidade do padrão de oscilação para os diferentes tipos de superfície de apoio (MORASSO *et al.*, 1999).

2.3 – Sistema Visual

A estrutura do sistema visual tem seu início no olho. O olho é um órgão especializado pela detecção, localização e análise da luz (BEAR *et al.*, 2008) e consequentemente a identificação da imagem real. Sua formação tem como base as seguintes estruturas: a pupila - o local por onde a luz entra no olho; a íris - estrutura que cerca a pupila e determina sua dilatação; a esclera - o “branco dos olhos”; a córnea – constitui a continuidade da esclera e forma a resistente parede do globo ocular; o cristalino - estrutura transparente localizada atrás da íris; e a retina - local onde ocorre a conversão da energia luminosa em atividade neural. O cristalino e a córnea são as estruturas mais importantes para a captação da luz pelo olho, pois as mesmas absorvem a luz e, com o processo de refração, a conduzem em direção à retina. O processo de conversão da energia luminosa em atividade neural tem seu início a partir de transdutores chamados fotorreceptores (cones e bastonetes) que transmitem esses sinais luminosos até às células bipolares, onde se encontram células secundárias (horizontais e amácrinas) que tem a função de estimular e continuar o processo de transmissão desses sinais até as células ganglionares. Essas últimas disparam potenciais de ação em resposta à luz, e esses impulsos se propagam, via nervo óptico, para o resto do encéfalo (BEAR *et al.*, 2008). Os axônios ganglionares que partem da retina passam através de três estruturas antes de estabelecerem suas sinapses no tronco encefálico. Os componentes da estrutura são, na ordem do percurso, o nervo óptico, o quiasma óptico e

o tracto óptico (BEAR *et al.*, 2008). A maior parte dos axônios do tracto óptico se conectam ao Núcleo Geniculado Lateral (NGL) do tálamo dorsal. Os neurônios do NGL originam axônios que se projetam para o córtex visual primário.

2.4 – Modelagem do Controle Postural Ortostático

O controle postural é um tema bastante estudado em diferentes áreas de pesquisa. No entanto, segundo SINGH *et al.*, (2012), é necessário um aprofundamento de sua análise para um melhor tratamento e prevenção, principalmente em idosos e pessoas com problemas neurológicos. Além das aplicações clínicas, o treinamento desportivo também é importante no desenvolvimento do controle postural. De acordo com PERRIN *et al.* (2002) o desempenho de tarefas de alto nível motor e a aprendizagem de um esporte durante um longo período de tempo parece melhorar a eficiência do controle postural estático e dinâmico nas atividades de vida diária. Esta melhora de eficiência pode ser explicada através do desenvolvimento da sinergia muscular, levando a um controle de equilíbrio adequado na realização das habilidades motoras e minimizando, assim, os deslocamentos do CG nas atividades diárias.

Alguns modelos foram desenvolvidos para a análise da postura visando uma melhor quantificação dos controladores sensoriais e do comportamento do CP (COLLINS e DE LUCA, 1993; WINTER *et al.*, 1998; MORASSO *et al.*, 1999; DUARTE *et al.*, 1999). Os modelos frequentemente propostos para representar as oscilações corporais durante a postura ortostática podem ser classificados em termos da estratégia motora predominante: a estratégia do quadril e a estratégia do tornozelo (pêndulo invertido). O primeiro modelo, no qual o corpo exerce torque no quadril para mover rapidamente o CM, é usada quando as pessoas ficam em superfícies estreitas ou instáveis, que não permitem um adequado torque no tornozelo ou quando o CM apresenta movimentos rápidos (HORAK *et al.*, 1987, 2006a e 2006b). O segundo

modelo, no qual o corpo se comporta como um pêndulo invertido que oscila sobre a articulação do tornozelo, é apropriado para descrever o equilíbrio para pequenas quantidades de oscilação, como ocorre na postura ortostática sobre uma superfície firme (HORAK *et al.*, 2006). Alguns estudos recentes validaram a sua utilização para a representação da postura ortostática (GAGE *et al.*, 2004). O CM do corpo é representado pela massa do pêndulo, e a distância do CM até a articulação do tornozelo é representada pelo comprimento do pêndulo.

Este modelo foi validado por WINTER *et al.* (1998), os quais demonstraram que a diferença entre as posições do CP e do CM é diretamente proporcional à aceleração horizontal do CM. Esta diferença foi descrita por WINTER *et al.* (1998) através da equação:

$$P_y - y = \left(\frac{-I_y}{W.h} \right) . a \quad (2.1)$$

onde P_y é a distância entre o CP e a articulação do tornozelo no plano sagital, y é a posição do CM, também em relação ao tornozelo e no plano sagital, I_y é o momento de inércia do corpo no plano sagital, W é o peso do corpo isento do peso dos pés, h é a altura do CM acima do tornozelo e a é a aceleração horizontal do CM no plano sagital. Nota-se, através da equação 2.1, que quando a aceleração horizontal do CM é nula, as posições do CM e do CP coincidem. O modelo foi validado pela alta correlação entre a aceleração horizontal do CM e a subtração entre as posições do CP e do CM.

A partir deste modelo, os autores propuseram que as oscilações da postura ortostática são reguladas apenas pelo tônus muscular. Um momento $K.\theta$ é causado pelos músculos antigravitacionais, onde K é uma constante elástica regulada pelo SNC, gerando assim um tônus muscular responsável pelo controle do equilíbrio corporal. θ é a posição angular do CM a partir da vertical, sendo igual a y/h . Este momento se

contrapõe ao gerado pelo CM sobre a articulação do tornozelo, $W.h.\sin\theta$, que para pequenos ângulos é igual a $W.h.\theta$. Logo:

$$K.\theta - W.h.\theta = -I.\alpha \quad (2.2)$$

ou,

$$\frac{k.y}{W.h} - y = -\frac{I}{W.h}.a \quad (2.3)$$

Verifica-se por inspeção que $(K.y)/(W.h)$ é igual a py , logo py é proporcional a y e estas variáveis oscilam em fase. GATEV *et al.* (1999) mostraram que o CP e o CM oscilam em fase utilizando a função de correlação cruzada. Além disto, sabendo-se que K é maior do que W , a amplitude do deslocamento do CP é maior do que a amplitude do deslocamento do CM. Sendo assim, assume-se que o CM é a variável controlada e o CP é a variável de controle, pois o segundo possui a função de se antecipar ao primeiro e causar a inversão do sentido do seu movimento, fazendo com que o corpo oscile com certa estabilidade e de forma pendular.

O modelo de WINTER *et al.* (1998) afirma que o equilíbrio postural é regulado pelas forças elásticas de restauração causadas pelo tônus do aparelho musculoesquelético dado pela equação:

$$\sqrt{K} = \omega_n \cdot \sqrt{I} \quad (2.4)$$

onde K é o tônus muscular, ω_n é a frequência de ressonância do sistema e I é o momento de inércia.

A validade do modelo de controle através do tônus foi obtida por meio da determinação de um atraso médio de 4 ms entre o CP e o CM, próximo ao valor teórico (WINTER *et al.*, 1998). Além disso, mostrou-se que as oscilações do CM são

proporcionais a “ $K = 0,55$ ”, o que também é próximo do estimado. MASANI *et al.* (2001) estudaram a influência das flutuações das atividades musculares sobre as oscilações posturais e concluíram, por modelagem e simulação, que estas atividades são suficientes para induzir os balanços posturais. Visto que não observaram uma defasagem entre a variável controladora (CP) e a variável controlada (CM), estes autores sugeriram que não há influência das entradas sensoriais sobre o equilíbrio, porque ao contrário haveria uma latência causada pelas realimentações sensoriais.

MORASSO *et al.* (1999) afirmam que a alta correlação entre a aceleração horizontal do CM e a diferença das posições do CM e do CP é consequência das leis da física e não pode ser usada para provar a teoria do controle pelo tônus. MORASSO *et al.* (1999) não concordam com WINTER *et al.* (1998), afirmando que os receptores sensoriais são importantes para o controle do equilíbrio e que o tônus muscular é insuficiente para estabilizar as oscilações corporais, pois a estimativa do tônus difere dos valores medidos e relatados pela literatura.

Em outro estudo, WINTER *et al.* (2001) apresentaram uma medida direta do tônus por meio do coeficiente angular da reta de regressão entre o torque da força de reação do solo (Ma) e o ângulo de inclinação corporal (θ_{sw}). Estes autores apresentaram evidências experimentais para o controle postural por tônus muscular, contrapondo as críticas de MORASSO *et al.* (1999), em particular afirmando que o tônus estimado está 8,8% acima do valor crítico (mgh) necessário para a manutenção do equilíbrio (858,9 contra 789,4 N.m/rad).

MORASSO *et al.* (2002) afirmaram posteriormente que a defesa do modelo de controle passivo por tônus (WINTER *et al.*, 2001) foi incorreta, pois o método proposto para a estimação do tônus não pode distinguir os efeitos do controle passivo do tônus por controle ativo, superestimando o real nível de tônus. MORASSO e SANGUINETI

(2002) também ratificam que os componentes elásticos em série dos músculos do tornozelo não podem gerar um tônus suficiente para estabilizar o corpo durante a posição ortostática, considerando que o tônus seria responsável por apenas 60% da força de estabilização. Portanto, o controle do equilíbrio possivelmente é regido ao mesmo tempo pelo tônus e por um controle ativo por antecipação e realimentações sensoriais. MORASSO e SANGUINETI (2002) apresentaram uma equação que descreve a relação entre o torque da força de reação vertical e a dinâmica do pêndulo invertido:

$$M_a = I \cdot \frac{d^2 \theta_{sw}}{dt^2} - m \cdot g \cdot h \cdot \text{sen}(\theta_{sw}) \quad (2.5)$$

Considerando que $\text{sen}(\theta_{sw})$ e sua segunda derivada possuem fase oposta, os dois termos à direita da equação II-5 se somam e o coeficiente angular da reta de regressão é maior do que o valor crítico de tônus (mgh) em uma quantidade proporcional ao peso relativo da força inercial e da força gravitacional. Portanto, os 8,8% além do valor crítico de tônus não garantem a validade do modelo de controle pelo tônus, mas um peso relativo das forças inerciais e gravitacionais intrínsecos da dinâmica do pêndulo invertido (MORASSO e SANGUINETI, 2002).

COLLINS e DE LUCA (1993) propuseram um método para caracterizar os sinais estabilométricos a partir da perspectiva da mecânica estatística. Em particular, é postulado que o movimento do CP durante postura ereta pode ser modelado como movimento Browniano fractal, ou seja, o movimento é considerado como o resultado de uma combinação de mecanismos determinísticos e estocásticos. A fim de testar esta hipótese, ferramentas probabilísticas e técnicas de mecânica estatística foram introduzidas no domínio experimental de posturografia. Por meio deste método, uma extensão do caminho aleatório (*random-walk*) ou movimento Browniano ordinário, os autores afirmaram que dois sistemas de controle atuam durante a postura ortostática,

sendo eles os mecanismos de curto e longo prazo. O controle por malha aberta foi sugerido como atuador durante o mecanismo de curto prazo, enquanto o controle por malha fechada atuaria durante o mecanismo de longo prazo.

2.5 – Estabilometria e Variáveis Clássicas

A estabilometria é uma ferramenta que monitora comportamento postural a fim de analisar a oscilação corporal por meio do CP. O CP é a medida de deslocamento que indica o caminho de vetor resultante da força de reação do solo sobre a plataforma de força (HAMILL e KNUTZEN, 1999) que são relacionadas às coordenadas mediolateral e anteroposterior e pode ser denominada como representação resumida das mudanças de movimentos articulares no controle postural (DOYLE *et al.*, 2007). Tais mudanças têm relação direta com o deslocamento do vetor do peso corporal denominado centro de massa (HAMILL e KNUTZEN, 1999). O CM e o CP possuem uma importante relação na manutenção da postura, onde o resultado da oscilação do CP causa o movimento do CM (RILEY *et al.*, 1997). Os estabilogramas são o deslocamento do CP no eixo mediolateral e anteroposterior em função do tempo, enquanto a representação do deslocamento do CP no plano cartesiano é denominada estatocinesiograma.

A estabilometria é utilizada como ferramenta de estudo nas mais variadas áreas, tais como neurologia, fisioterapia, geriatria, ortopedia, otorrinolaringologia, engenharia e treinamento desportivo. Algumas importantes aplicações do estudo do deslocamento do CP a partir da plataforma de força foram desenvolvidas na análise clínica em pacientes com disfunções posturais diversas (CARPENTER *et al.*, 2001; PAUL *et al.*, 2001; REDFERN *et al.*, 2001) em muitos casos com o intuito de aprimorar e desenvolver padrões específicos do comportamento do CP no controle postural dessas populações especiais (HORAK *et al.*, 1987, 1997 e 2006). Além da aplicação clínica, estudos na área desportiva vêm utilizando as alterações dos parâmetros do sinal

estabilométrico para a avaliação da postura dinâmica em movimentos específicos do esporte (PAILLARD *et al.*, 2002, ARKOV *et al.*, 2009) e para a análise do comportamento do controle postural estático entre diversas modalidades desportivas (PERRIN *et al.*, 2002). Além disso, o comportamento do controle postural através do deslocamento do CP também é objeto de estudo na área da engenharia e física, onde se utilizam variáveis matemáticas, estatísticas e físicas dos sinais do CP (COLLINS e DE LUCA, 1993, MORASSO *et al.*, 1999, WINTER *et al.*, 1999, DUARTE *et al.*, 1999).

A abordagem matemática na análise dos sinais de estabilometria é essencial para uma melhor interpretação do comportamento do equilíbrio postural. Para tal, algumas variáveis clássicas são utilizadas como ferramentas de avaliação dos sinais do CP. Dentre elas, as utilizadas com mais frequência são: comprimento de deslocamento, velocidade média, área elíptica e amplitude de oscilação. Tais parâmetros posturográficos possibilitam estimar os padrões globais de oscilação (BARATTO *et al.*, 2002).

O comprimento de deslocamento (CD) é uma das variáveis clássicas mais utilizadas, aparecendo em diversos estudos (TARONTOLA *et al.*, 1997, CHIARI *et al.*, 2002, BARATTO *et al.*, 2002). Essa variável pode ser descrita como o comprimento da trajetória do centro de pressão sobre a base de apoio (TARONTOLA *et al.*, 1997, CHIARI *et al.*, 2002, BARATTO *et al.*, 2002). Com base neste parâmetro, CHIARI *et al.* (2002) observaram uma importante influência dos fatores biomecânicos, antropométricos e da visão no controle da postura. Outro estudo, desenvolvido por TARONTOLA *et al.* (1997), utilizou a mesma ferramenta de análise para abordar a questão do efeito da repetição no processo de controle da postura, considerando também a possível influência ambos os estímulos visuais e posição do pé. Como o estudo testou o efeito da repetição foi identificado que os valores iniciais mostram uma importante

influência da visão, onde o CD foi significativamente maior com os olhos fechados do que com olhos abertos, porém não foi identificado esse comportamento nos valores subsequentes (TARONTOLA *et al.*, 1997). O mesmo comportamento ocorreu quando foi comparado os pés unidos e os pés afastados, em primeiro momento o CD foi maior com os pés juntos do que com o pés separados, entretanto os testes seguintes não mostraram diferença significativa (TARONTOLA *et al.*, 1997). Adicionalmente, outra importante aplicação do CD aparece no estudo de (BARATTO *et al.*, 2002), onde essa ferramenta foi utilizada para analisar o comportamento do CP em três grupos distintos: sujeitos normais, com doença de Parkinson e osteoporose. Tal variável apresentou uma diferença significativa no padrão de controle da postura entre os sujeitos normais e os sujeitos com doença de Parkinson, porém não houve diferença significativa entre os sujeitos normais e os portadores de osteoporose (BARATTO *et al.*, 2002).

Outra variável clássica bastante utilizada é a velocidade média (CHIARI *et al.*, 2002, CARON, 2003 e 2004, MELLO *et al.*, 2010), onde seu cálculo é realizado através da divisão da distância total do deslocamento do CP pelo tempo total de teste. CARON (2003) investigou o efeito da fadiga do músculo solear no controle postural utilizando a velocidade média (VM) e sugeriu em seus resultados que a fadiga induzida no músculo estudado mostrou um aumento na VM do CP quando o mesmo estava fadigado. Um estudo complementar foi desenvolvido por CARON (2004) onde ele fez a mesma análise do artigo anterior, porém avaliando a interação entre a fadiga muscular e a visão, onde os resultados não mostraram nenhuma influência significativa da visão na velocidade média do CP. A mesma variável foi usada por CHIARI *et al.* (2002) para avaliar a influência dos fatores biomecânicos, antropométricos, visão e posicionamento dos pés no controle da postura, onde os resultados mostraram que a altura e a visão tem uma importante dependência nos resultados da VM. Recentemente, MELLO *et al.*

(2010) utilizaram essa ferramenta para avaliar o efeito de aprendizado do controle da postura durante a análise dos sinais de estabilometria. Identificando uma redução da VM no segundo dia de teste.

Por fim, outra importante variável clássica utilizada como ferramenta na interpretação dos sinais de deslocamento do CP é a área elíptica (CHIARI *et al.*, 2002, MELLO *et al.*, 2010), a qual deve ser calculada a partir na análise de componentes principais do sinal (OLIVEIRA *et al.*, 1997). Ao contrário do observado na VM e no CD, CHIARI *et al.* (2002) consideraram que a AE não é eficaz na avaliação das condições estudadas. A AE foi também utilizada por MELLO *et al.* (2010) para avaliar o efeito de aprendizado do controle da postura durante a análise dos sinais de estabilometria. Identificando um aumento da AE no segundo dia de teste.

2.6 – Correlação Cruzada e Mecanismo de Antecipação do Controle Postural

A necessidade de se comparar dois sinais aleatórios é o objetivo de diversos estudos desenvolvidos na literatura (WINTER *et al.*, 1998, MASANI *et al.*, 2003, MELLO *et al.*, 2007). Para algumas comparações, a avaliação subjetiva das similaridades dos dois sinais já é o suficiente. Porém, apenas a confrontação entre variáveis específicas dos dois sinais é suficiente. Sendo assim, muitas vezes é útil ter uma medida quantitativa definitiva das propriedades compartilhadas de ambos os sinais (LYNN, 1973). Essa avaliação específica dos sinais, quando analisado no domínio do tempo, pode ser realizada pela função de correlação cruzada (FCC). Essa ferramenta tem a função de quantificar a similaridade entre dois sinais em função de um atraso aplicado a um deles (SHIAVI, 1999). A FCC pode ser definida por (SHIAVI, 1999):

$$R_{yx}(k) = E[y(n)x(n+k)] \quad (2.6)$$

onde $R_{yx}(k)$ é o estimador da FCC, $y(n)$ e $x(n)$ são os sinais analisados e k é tempo de defasagem entre os dois sinais. Uma ferramenta importante na comparação de dois sinais utilizando a FCC é a função de correlação cruzada normalizada. Tal ferramenta é obtida a partir da função de covariância cruzada (SHIAVI, 1999):

$$C_{uz}[k] = \begin{cases} \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-k-1} (u[n] - m_u)(z[n+k] - m_z), & k \geq 0 \\ \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-k-1} (u[n+k] - m_u)(z[n] - m_z), & k \leq 0 \end{cases} \quad (2.7)$$

onde $C_{uz}[k]$ é o estimador de função de covariância cruzada, $u[n]$ e $z[n]$ são os sinais, m_u e m_z são as médias, N é o número de amostras em cada sinal e k é o atraso de tempo. Como as médias dos sinais foram removidas, a função de covariância cruzada é igual à FCC. Portanto, a FCCN é definida por (SHIAVI, 1999):

$$\rho_{uz}[k] = \frac{C_{uz}[k]}{S_u \cdot S_z} \quad -1 \leq \rho_{uz}[k] \leq 1 \quad (2.8)$$

onde $\rho_{uz}[k]$ é o estimador da FCCN, S_u e S_z são os desvios-padrão.

Diversos artigos utilizaram a FCC como principal ferramenta para a comparação de dois sinais (WINTER *et al.*, 1998, GATEV *et al.*, 1999, MASANI *et al.*, 2003, MELLO *et al.*, 2007). GATEV *et al.* (1999) procurou determinar a influência da base de suporte e da visão no controle do equilíbrio analisando a correlação entre atividade muscular e os eventos do deslocamento postural. Foram avaliados dados cinemáticos de diversos pontos anatômicos do pé, tornozelo, joelho, quadril, cotovelo e ombro, dados cinéticos do deslocamento do CP, através da plataforma de força, e a atividade eletromiográfica (EMG) do músculo gastrocnêmio lateral, comparando condições em que os indivíduos estavam com olhos abertos e fechados, e em casos em que os mesmos ficavam com os pés afastados e juntos. GATEV *et al.* (1999) compararam, através da

FCC, diversas variáveis: (1) Movimento anteroposterior do CM e do CP; (2) Atividade do EMG do musculo gastrocnêmio lateral e o movimento anteroposterior do CM; (3) Atividade do EMG do musculo gastrocnêmio lateral e o movimento anteroposterior do CP; (4) Atividade do EMG do musculo gastrocnêmio lateral e o movimento angular dos pontos anatômicos do pé, tornozelo e joelho; (5) Movimento anteroposterior do CP e o movimento angular do ângulo anatômico do tornozelo definido pelos marcadores cinemáticos do pé, tornozelo e joelho; (6) Movimento anteroposterior do CP e o movimento angular do ângulo anatômico do joelho no plano sagital definido pelos marcadores cinemáticos do tornozelo, joelho e quadril; (7) Movimento anteroposterior do CP e o movimento angular do ângulo anatômico do quadril no plano sagital definido pelos marcadores cinemáticos do joelho, quadril e ombro; (8) Movimento anteroposterior do joelho e ombro; (9) Movimento mediolateral do joelho e ombro; (10) Movimento anteroposterior do ponto cinemático do quadril e deslocamento angular do ângulo do quadril no plano sagital definido pelos pontos do joelho, quadril e ombro; (11) Movimento mediolateral do ponto cinemático do quadril e deslocamento angular do ângulo do quadril no plano sagital definido pelos pontos do joelho, quadril e ombro; (12) Movimento anteroposterior da cabeça e o CM; e (13) Movimento angular do quadril no plano sagital e no plano frontal definido pelos pontos do joelho, quadril e ombro. Dentre as situações analisadas, as seguintes comparações tiveram um alto pico de FCC positiva: movimento anteroposterior do CM e CP; movimento anteroposterior da cabeça e o CM, no plano sagital com movimento mediolateral dos pontos do joelho e ombro; movimento anteroposterior do CP e o movimento angular do tornozelo. Por outro lado, algumas comparações mostraram menores picos de correlação: todas as condições da atividade do EMG com CP e todas as condições da atividade do EMG com CM. Por fim, algumas comparações não mostraram FCC significativa: atividade do

EMG do gastrocnêmio lateral e movimento angular do tornozelo, movimento anteroposterior do CP e o movimento angular do joelho no plano sagital e movimento anteroposterior do CP e movimento angular do quadril no plano sagital.

MASANI *et al.* (2003) desenvolveram um estudo com o objetivo de investigar através da FCC se a velocidade do mecanismo de *feedback* contribui de forma significativa na modulação antecipatória das atividades de extensão do tornozelo durante a postura ereta, para as condições de olhos fechados e abertos. Sendo assim, a FCC foi aplicada entre as seguintes variáveis: (1) deslocamento do CP e EMG; (2) deslocamento do CM e EMG; e (3) velocidade do CM e EMG. Foram considerados os sinais EMG dos músculos gastrocnêmios e solear. As análises de correlação cruzada entre parâmetros de posição e EMG apresentaram um pico significativo, com o EMG adiantado em relação ao deslocamento do CP e do CM. As comparações entre velocidade do CM com a atividade eletromiográfica apresentaram correlação significativa para o gastrocnêmio medial em ambas condições de visão, bem como o solear e o gastrocnêmio lateral com os olhos fechados, sendo que em todos esses casos não houve atraso significativamente diferente de zero.

Outro estudo com interesse de quantificar através da FCC cruzada a ocorrência do mecanismo de antecipação no equilíbrio postural medindo o tempo de atraso entre a atividade mioelétrica do gastrocnêmio lateral e do sinal estabilométrico, bem como a influência da fadiga muscular nesse processo, foi desenvolvido por MELLO *et al.* (2007). Para tal objetivo, a FCC foi utilizada antes e depois de uma flexão plantar sustentada até a exaustão. Observou-se um pico de correlação cruzada significativo entre o sinal de EMG e o deslocamento do CP nas direções mediolateral e anteroposterior para ambas as condições antes e após fadiga. Em todas as situações o sinal do CP mostrou um pico de correlação cruzada significativamente diferente de zero

e atrasado em relação ao EMG, o que mostra uma atividade muscular antecipada em relação ao deslocamento do CP.

2.7 - Função de Coerência e Limiar de Excitabilidade dos Controladores Sensoriais no Domínio da Frequência

De forma similar à FCC que tem o papel de quantificar a similaridade de comportamento entre dois sinais, a função espectro cruzado (FEC) e a MQC visam identificar similaridades entre sinais no domínio da frequência (SHIAVI, 1999). Sendo assim, quando dois sinais são comparados no domínio da frequência o principal objetivo dessa análise é identificar componentes de frequência semelhantes entre eles (SHIAVI, 1999). A função de FEC pode ser definida por (SHIAVI, 1999):

$$S_{uz}(k) = \int_{-\infty}^{\infty} C_{uz}(k) \cdot e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (2.9)$$

onde $S_{uz}(k)$ é o espectro cruzado e $C_{uz}(k)$ é a correlação cruzada entre u e z . A partir da FEC pode-se calcular a MQC, considerada uma normalização do FEC para que seu módulo fique entre 0 e 1. A MQC pode ser definida por (SHIAVI, 1999):

$$\gamma_{uz}^2(k) = \frac{|S_{uz}(k)|^2}{S_{uu}(k)S_{zz}(k)} \quad 0 \leq \gamma_{uz}^2(k) \leq 1 \quad (2.10)$$

onde $\gamma_{uz}^2(k)$ é a MQC entre u e z , $S_{uz}(k)$ é a FEC entre u e z , $S_{uu}(k)$ e $S_{zz}(k)$ são a função de densidade auto-espectral de u e z , respectivamente .

A função da MQC vem sendo bastante utilizada em estudos de eletroencefalografia (EEG) (ANGHINAH *et al.*, 2000 e 2005). ANGHINAH *et al.* (2000) desenvolveram um estudo para comparar os componentes de frequência através da função de MQC entre um grupo de indivíduos normais e outro com diagnóstico provável de demência tipo Alzheimer. Em outro estudo, ANGHINAH *et al.* (2005)

compararam a coerência cerebral do EEG entre um grupo de indivíduos adultos jovens normais e outro com idades acima de 50 anos para avaliar se o nível de coerência considerado como padrão de normalidade se modifica significativamente com o envelhecimento.

Os componentes de frequência de um sinal têm sido objetivo de diversos estudos, principalmente quando se tem interesse em analisar os limiares de excitabilidade dos controladores sensoriais da postura no domínio da frequência (DICHGANS *et al.*, 1976, LESTIENNE *et al.*, 1977, DIENER *et al.*, 1984, NASHNER *et al.*, 1989, REDFERN *et al.*, 2001). Sabe-se que a faixa de frequência de atuação de cada controlador sensorial se sobrepõe com outros controladores; sendo assim, dependendo da situação em que se encontra cada controlador na manutenção da postura, a sua intensidade de atuação pode variar de acordo com as necessidades (DISCHGANS *et al.*, 1975, PETERKA 2002, BEAR *et al.*, 2008). Porém, a necessidade clínica na separação das faixas de frequência de cada controlador sensorial pode ser útil na avaliação de diversos pacientes (DISCHGANS *et al.*, 1975). Para identificar tais faixas de operação, DISCHGANS *et al.* (1975) compararam os espectros de frequência do balanço postural em pacientes com lesões isoladas do sistema visual, vestibular ou somatossensorial com o espectro de frequência de pessoas normais. Além disso, outros autores avaliaram o sistema de controle postural com a comparação dos sinais estabilométricos em condições normais de postura e com o estímulo específico para cada controlador sensorial, tais como: plataforma móvel na análise do sistema vestibular e proprioceptivo (DIENER *et al.*, 1984), espuma sobre a plataforma de força para avaliar o efeito dos proprioceptores plantares (SINGH *et al.*, 2012), estimulação visual em ambiente de realidade virtual (DICHGANS *et al.*, 1976, LESTIENNE *et al.*, 1977).

O sistema visual é um dos principais mecanismos que orientam a manutenção da postura, onde o processamento da informação visual sobre o cenário ambiental produz uma orientação espacial de referência de modo a minimizar as oscilações (BEAR *et al.*, 2008). A participação da visão no controle ortostático tem sido investigada com base em sinais estabilométricos, utilizando-se a plataforma de força em condições experimentais em que uma determinada informação visual é modificada por um movimento de cenário (DICHGANS *et al.*, 1976, LESTIENNE *et al.*, 1977, DA SILVA *et al.*, 2010) ou retirada (indivíduo de olhos fechados) (DICHGANS *et al.*, 1976, LESTIENNE *et al.*, 1977, DA SILVA *et al.*, 2010). Para tais condições DISCHGANS *et al.* (1975) e LESTIENNE *et al.* (1977) desenvolveram um estudo onde os sujeitos foram avaliados em cima da plataforma de força com olhos abertos sem estímulo visual, com olhos abertos com estímulo visual e com os olhos fechados. Para tais testes estabilométricos, a análise do sinal no domínio da frequência foi realizada e os espectros de frequência nas três condições foram comparados, permitindo identificar padrões de comportamento diferentes entre as condições de olhos abertos, com e sem estímulo visual, e olhos fechados (DISCHGANS *et al.*, 1975, LESTIENNE *et al.*, 1977). Nas três condições as estimativas espectrais dos sujeitos analisados mostraram um pico de amplitude abaixo de 0,1 Hz (DISCHGANS *et al.*, 1975) ou 0,15 Hz (LESTIENNE *et al.*, 1977). Porém, para frequências acima desses limiares as amplitudes dos espectros dos sinais com estímulo ou com supressão visual foram maiores em relação à condição de olhos abertos sem estímulo, onde ocorreu uma queda abrupta nas amplitudes das frequências acima de 0,1 Hz (DISCHGANS *et al.*, 1975 e LESTIENNE *et al.*, 1977). Tais estudos sugerem que as condições de limitação do *feedback* visual, quando o sistema de controle postural torna-se mais dependente de outras informações sensoriais, ultrapassando os limiares de excitabilidade dos sistemas proprioceptivo e vestibular,

conduzem a frequências de oscilação mais elevadas (DISCHGANS *et al.*, 1975, LESTIENNE *et al.*, 1977). Sendo assim, entende-se que a influência do sistema visual no controle da postura ocorre para frequências de oscilação abaixo de 0,1 Hz (DISCHGANS *et al.*, 1975, LESTIENNE *et al.*, 1977, REDFERN *et al.*, 2001).

O sistema propioceptivo é um importante mecanismo responsável pelo sentido de posição estática (DIETZ, 1992), o que significa percepção consciente da orientação das diversas partes do corpo e a relação mútua entre estas e o ambiente. Por outro lado, o sentido de velocidade do movimento relaciona-se com a percepção da alteração da posição dos segmentos corporais. A participação do sistema propioceptivo no controle ortostático tem sido investigada em condições experimentais com o emprego de plataformas de força oscilatórias (DIENER *et al.*, 1983, SINGH *et al.*, 2012) ou com a supressão de tais mecanismos através de torniquetes pneumáticos (DIENER *et al.*, 1983). DIENER *et al.* (1983) estudaram a importância dos controladores sensoriais do sistema propioceptivo a partir do estímulo do deslocamento de uma plataforma oscilatória (0,3 Hz) e da supressão desses controladores a partir de um torniquete pneumático, assim como as alterações angulares do quadril e da cabeça, analisadas através de um goniômetro. Ao todo, os sujeitos foram avaliados em três condições: olhos fechados sem supressão do torniquete pneumático; olhos fechados com supressão do torniquete na altura do tornozelo; e olhos fechados com supressão do torniquete na altura da coxa. Tal estudo possibilitou verificar comportamentos distintos em cada condição, onde as maiores frequências de oscilação ficaram posicionadas de forma semelhante acima de 0,1 Hz. Quando o torniquete pneumático foi aplicado de forma progressiva, a partir de um determinado limite o espectro de frequência do deslocamento do CP apresentou um importante aumento de amplitude nas frequências da banda entre de 0,1 e 1,0 Hz, o que indica que a informação tátil e dos receptores

sensoriais dos pés são importantes na manutenção na postura e atuam nesta banda de frequência (DIENER *et al.*, 1983). Quando o torniquete foi posicionado na altura da coxa as frequências em torno de 1,0 Hz mostraram picos de amplitude mais elevadas, a partir de 17 min de teste (DIENER *et al.*, 1983). Tais achados confirmam a importância da participação do sistema proprioceptivo em frequências de oscilação acima de 0,1 Hz (DISCHGANS *et al.*, 1975, LESTIENNE *et al.*, 1977, DIENER *et al.*, 1983, REDFERN *et al.*, 2001).

O sistema vestibular é composto por duas estruturas: os órgãos otolíticos e os canais semicirculares. Os órgãos otolíticos são mecanismos sensíveis à aceleração linear da cabeça, enquanto os canais semicirculares são sensíveis às acelerações angulares e rotacionais da cabeça (BEAR *et al.*, 2008). A participação do sistema vestibular no controle ortostático tem sido investigada com o uso de plataformas de força oscilatórias (NASHNER *et al.*, 1989, CARPENTER *et al.*, 2001). NASHNER *et al.* (1989) avaliaram a participação do sistema vestibular impondo restrições mecânicas no controle dos movimentos de oscilação do corpo a partir de dois padrões básicos de postura: estratégia de quadril e estratégia de tornozelo. De acordo com NASHNER *et al.* (1989), a estratégia de tornozelo, dada pelo modelo de pêndulo invertido, depende de grandes momentos de torção sobre as articulações do tornozelo para acelerar o CM do corpo para frente e para trás. Quando a estratégia de tornozelo é usada, a amplitude e a frequência dos movimentos do CM são limitadas pelas restrições mecânicas do torque do tornozelo. Esta estratégia é eficaz para inclinações anteroposteriores e movimentos do CG dentro de um arco de aproximadamente 12 graus. Os movimentos do CM dentro desta região de estabilidade, no entanto, são restringidos a baixas frequências, porque o momento de inércia do corpo sobre os tornozelos é grande. Para manter o controle apenas com movimentos de tornozelo a frequência de oscilação do CM deve estar

abaixo de 0,5 Hz. Nessas condições, segundo os autores, ocorreriam apenas acelerações lineares na cabeça. Considerando o padrão de controle envolvendo o quadril, NASHNER *et al.* (1989) interpretaram que esta estratégia depende de movimentos de torção sobre os quadris, de modo a girar as articulações do tornozelo e quadril em direções opostas. Os transientes de forças de inércia são utilizados para mover o CM, o qual apresenta oscilações de maiores amplitudes que aquelas da estratégia de tornozelo, não sendo mais restritas à direção anteroposterior. Sendo assim, com a utilização dos transientes de força de inércia o CM de massa tende a oscilar mais rapidamente, o que leva a um aumento da oscilação da cabeça e como consequência um aumento de sua aceleração angular. Tal fato ocorre a partir do momento em que o CM atinge um limiar de frequência de oscilação de 0,5 até 2,5 Hz. Portanto, a atuação dos órgãos otolíticos se manifestaria entre 0,1 e 0,5 Hz, enquanto os canais semicirculares atuariam em frequências acima de 0,5 Hz (NASHNER, 1989, REDFERN, 2001).

2.8 - Acelerômetro e Aceleração da Cabeça

O acelerômetro é um instrumento capaz de medir choque ou vibração mecânica de um corpo (WERNERCK, 1996). Esse dispositivo é bastante utilizado em diversas áreas, tais como engenharia biomédica, educação física e reabilitação. Quando utilizado em biomecânica, o acelerômetro é capaz de detectar alterações de velocidade ou padrão de movimentos corporais, onde um mesmo transdutor (triaxial) tem a capacidade de decompor os movimentos nos três eixos básicos: mediolateral, anteroposterior e longitudinal. Convém lembrar que a aceleração pode ser determinada a partir do conhecimento da posição, bastando para isso processar o sinal para se obter a sua segunda derivada (WERNERCK, 1996).

Como o sistema vestibular detecta os desvios de aceleração da cabeça em relação à força vertical (gravidade terrestre), constituindo uma das entradas do sistema de controle postural, alguns estudos avaliaram o seu comportamento junto com a análise do deslocamento do CP (DIENER *et al.*, 1983, WINTER *et al.*, 1998, GAGE *et al.*, 2004,). DIENER *et al.* (1983) utilizaram um goniômetro como ferramenta de análise. WINTER *et al.* (1998) e GAGE *et al.* (2004) avaliaram o comportamento de oscilação da cabeça durante a manutenção da postura utilizando um sistema de análise cinemática. Sendo assim, foi necessário realizar a segunda derivada do sinal para obtenção da aceleração da cabeça. Entretanto, o uso de diferenciadores analógicos exige muitos cuidados, não somente com relação às tensões de *offset* dos amplificadores operacionais, como também com relação ao ruído inerente ao transdutor de posição ou de velocidade (WERNERCK, 1996). Estas restrições apontam para a conveniência do emprego de acelerometria.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 - Casuística

O estudo contou com 27 voluntários do sexo masculino, com idade 27 ± 7 anos (média \pm desvio padrão), massa $81,1 \pm 11,9$ kg e estatura $1,77 \pm 0,05$ m. Todos os sujeitos não apresentavam enfermidade e nenhum distúrbio neurológico ou doença osteomioarticular que pudesse comprometer os resultados dos testes. Todos os sujeitos responderam a uma anamnese, para avaliar possíveis riscos à saúde do indivíduo e possíveis fatores que pudessem afetar a pesquisa. Os voluntários não realizaram nenhuma atividade física e não ingeriram bebida alcóolica por um período de 24 h antes do teste. Adicionalmente, todos os sujeitos leram e assinaram um termo de consentimento no qual todas as etapas do experimento foram esclarecidas (ANEXO I). O protocolo experimental foi aprovado pelo comitê de ética local, protocolo CAAE-0034.0.239.000-10 (ANEXO II).

3.2 - Montagem

A instrumentação utilizada consistiu em um acelerômetro capacitivo triaxial MMA7260Q (Breakout, EUA), um módulo de entrada analógico MP150 (Biopac Systems, EUA) para a digitalização dos sinais de acelerometria e uma plataforma de força vertical AccuSwayPlus (AMTI, EUA). A sensibilidade do acelerômetro foi ajustada para $\pm 1,5$ g. A plataforma de força foi zerada automaticamente por meio do programa Balance Clinic (AMTI, EUA) antes de cada teste estabilométrico.

3.3 – Protocolo

Os testes de cada sujeito foram realizados em um dia, onde efetuou-se, inicialmente, a anamnese e a avaliação da massa e estatura. Em seguida, os indivíduos

foram orientados sobre o objetivo e o protocolo de teste antes da calibração da instrumentação e da fixação do acelerômetro. Inicialmente os sujeitos colocaram uma touca para a melhor fixação do acelerômetro na cabeça. O acelerômetro foi posicionando no ponto médio entre a protuberância occipital externa e a glabella e entre as bordas superiores das duas orelhas, o qual corresponde ao ponto Cz do sistema internacional 10-20 de eletroencefalografia (BEAR *et al.*, 2007). O cabo foi ajustado sob a touca, a fim de posicionar dois eixos do acelerômetro nas direções mediolateral (x) e anteroposterior (y). Apesar de o acelerômetro utilizado ser sensível à gravidade e inclinações da cabeça, todos os esforços foram realizados para mantê-lo na posição horizontal. Adicionalmente, as oscilações posturais possuem baixa magnitude, logo pode-se assumir que o acelerômetro não foi inclinado o suficiente para comprometer os resultados do presente estudo. Após a fixação do acelerômetro, cada indivíduo subiu na plataforma de força, em posição bípede, sob as mesmas condições ambientais, com pés descalços e os braços ao longo do corpo (Figura 3.1). Os indivíduos foram submetidos a um protocolo de testes que consistia em quatro condições randomizadas: olhos abertos e os pés confortavelmente afastados (Figura 3.2) (OAPA), olhos abertos e os pés posicionados mais próximos (Figura 3.3), de acordo com Associação Francesa de Posturologia (Figura 3.4) (OAPF), olhos fechados e os pés afastados (OFPA) e olhos fechados e os pés posicionados de acordo com Associação Francesa de Posturologia (OFPF). Nas condições de olhos abertos os sujeitos deveriam focaliza-los a um ponto fixo posicionado na altura dos olhos a uma distância de 1,5 m. Os voluntários permaneceram sobre a plataforma por um período de 3 min em cada condição, com um intervalo de 2 min de repouso (sentados) entre os mesmos. O tempo de 3 min foi escolhido para garantir a estacionariedade, estabilidade e reprodutibilidade dos

estabilogramas, além de garantir uma resolução espectral adequada (CARPENTER *et al.*, 2001).



Figura 3.1 – Teste estabilométrico com a fixação do acelerômetro na cabeça



Figura 3.2 – Pés posicionados confortavelmente afastados



Figura 3.3 – Pés posicionados de acordo com Associação Francesa de Posturologia

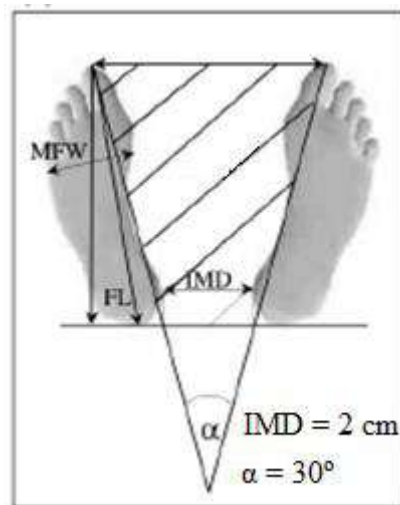


Figura 3.4 – Medições do posicionamento dos pés de acordo com Associação Francesa de Posturologia

3.4 – Digitalização e Aquisição dos Sinais

A plataforma de força possui um conversor analógico-digital (A/D) e um programa de aquisição específico, que utilizam uma frequência de amostragem do estabilograma fixa em 200 Hz. Para o acelerômetro utilizou-se um conversor analógico-digital (A/D), com resolução de 16 bits e faixa dinâmica ± 10 V e um programa de

aquisição específico, adotando-se uma frequência de amostragem de 2 kHz. Esta frequência de amostragem foi adotada para possibilitar a aquisição conjunta do eletromiograma do músculo gastrocnêmio lateral, o qual não foi utilizado nesse estudo. As aquisições de sinais da plataforma de força e do acelerômetro foram sincronizadas por um sistema externo de *trigger*. Desta forma, à medida que o sinal de sincronismo foi emitido simultaneamente para plataforma de força e para o sistema de aquisição de acelerometria, ambos os programas identificaram automaticamente os inícios dos sinais de estabilometria e acelerometria a serem gravados. Os sinais foram salvos em disco e exportados em formato texto para posterior processamento com o programa MATLAB versão 7.0 (The Mathworks, EUA).

3.5 – Pré-Processamento

Os valores de tensão correspondentes a ± 1 g (aceleração da gravidade = $9,8 \text{ m/s}^2$) e 0 g foram obtidos a partir do manual do acelerômetro e utilizados como referência para a conversão dos valores de dados brutos de acelerometria (em Volts) para valores na aceleração da gravidade, por meio de regressão linear. Tanto os sinais de acelerometria quanto os estabilométricos foram pré-processados por um filtro passa-baixas digital Butterworth de 2ª ordem com frequência de corte em 2 Hz, aplicado nos sentidos direto e reverso para evitar distorções de fase. Em seguida, todos os sinais foram decimados para 5 Hz. Em seguida, um procedimento de remoção da média (SHIAVI *et al.*, 1999) foi aplicado nos sinais de deslocamento do CP nos eixos mediolateral (CPx) e anteroposterior (CPy), bem como na aceleração da cabeça nos eixos mediolateral (ACx) e anteroposterior (ACy).

3.6 – Processamento

3.6.1 – Variáveis Clássicas da Estabilometria

Para testar a influência das condições visuais e de base de apoio, foram calculadas as variáveis clássicas em todas as situações de teste. O CD foi obtido a partir de comprimento total do deslocamento do CP e a VM foi calculada pela divisão do comprimento do CP pela duração do teste. Portanto, CD e VM foram calculados como grandezas escalares. Finalmente, a área elíptica foi calculada pela análise de componentes principais (OLIVEIRA *et al.*, 1996).

3.6.2 – Cálculo de Posição, Velocidade e Aceleração Médias Instantâneas pelo Método da Primeira Diferença Central

Para obter os sinais de velocidade instantânea da cabeça, a aproximação da integral da AC_y e AC_x foi efetuada com o método dos trapézios:

$$ACvel_k \sim \frac{2\Delta t}{2} [AC_{k-1} + AC_{k+1}] \quad (3.1)$$

onde AC_{vel_k} é a velocidade da *k*-ésima velocidade instantânea obtida a partir dos sinais de acelerometria em ambas as direções, AC_{*k*-1} e AC_{*k*+1} são as bases do trapézio, e 2Δ*t* é a sua altura (dois intervalos de amostragem). O método trapezoidal foi aplicado duas vezes, para cada direção do acelerômetro, para se obter velocidade e posição instantânea da cabeça na respectiva direção.

Os sinais COP_x e COP_y foram utilizados para calcular a velocidade e aceleração instantânea em todas as condições. Para evitar um atraso de fase nos sinais do CP, a aproximação da derivada foi calculada pelo método da diferença central (HAMILL *et al.*, 1999):

$$COPvel_k \sim \frac{COP_{k+1} - COP_{k-1}}{2\Delta t} \quad (3.2)$$

onde $COPvel_k$ é a k -ésima velocidade instantânea e Δt é o intervalo de amostragem.

Então, foi calculada a média do valor absoluto de todos os sinais de posição, velocidade e aceleração instantâneas para posterior análise da correlação entre ambos.

3.6.3 – Função de Correlação Cruzada dos Sinais de Acelerometria e Estabilometria

A FCCN foi estimada entre os sinais do acelerômetro e estabilograma em ambos os eixos anteroposterior e mediolateral, utilizando-se a equação 2.8. Em seguida, obteve-se o pico de correlação cruzada para cada condição de teste. Finalmente, foi extraído o atraso correspondente ao pico de correlação, o qual foi considerado o estimador do atraso entre estes dois sinais.

3.6.4 – Função de Coerência dos Sinais de Acelerometria e Estabilometria

Para obtenção da MQC entre os sinais de estabilometria e acelerometria, foram estimados primeiramente os seus espectros de frequência. Para tal, o periodograma de Welch foi calculado, segmentando os sinais em oito trechos de 40 s, com aplicação de janelas Hamming e sobreposição de 50% (SHIAVI, 1999). De posse dos espectros de frequência da acelerometria e estabilometria, a MQC foi calculada entre CPy e ACy e entre CPx e ACx, utilizando-se a equação 2.10. Assim, foi possível identificar a correlação linear entre os componentes de frequência dos dois sinais analisados.

3.7 – Estatística

As variáveis clássicas do deslocamento do CP (CD, VM e AE) foram comparadas entre as condições experimentais utilizando o método de ANOVA *one-way* para medidas repetidas, com teste *post-hoc* de *Tukey* para comparações múltiplas.

A posição (P), velocidade (V) e aceleração (A) médias instantâneas do CP e da cabeça calculadas pela primeira diferença central foram submetidas à análise de correlação linear de Pearson, conforme a Tabela 3.1. O coeficiente de correlação de Pearson (r) foi testado por meio do teste t bicaudal de *Student*.

Tabela 3.1: Correlações avaliadas entre os sinais da cabeça e CP

Correlação	Sinal da cabeça		Sinal do CP
A-P	Aceleração	vs.	Posição
A-A	Aceleração	vs.	Aceleração
P-P	Posição	vs.	Posição
V-V	Velocidade	vs.	Velocidade

A simulação de Monte Carlo (MAINLY *et al.*, 1991) foi aplicada para determinar o valor crítico da FCCN e da MQC, simulando um conjunto de 1000 pares de sinais de acelerometria e estabilometria na mesma direção (ACx vs CPx) e (ACy vs CPy). Para a FCCN, a simulação foi efetuada no domínio da frequência, tomando-se cada espectro com mesma magnitude, porém com fase aleatória, ímpar e variando de $-\pi$ a π e com função densidade de probabilidade uniforme. Os sinais no domínio do tempo foram obtidos pela transformada inversa de Fourier. A FCCN para os sinais simulados foi obtida como descrito anteriormente para os dados reais. O valor crítico para o nível de significância de 0,05 correspondeu então ao 50º maior valor dos picos das FCCN

simuladas. O teste t bicaudal de Student foi aplicado também para testar a presença de atrasos entre os sinais acelerometria e estabilometria.

Para determinação do valor crítico da MQC, a simulação de Monte Carlo foi feita no domínio do tempo, simplesmente embaralhando as amostras dos dois sinais. Desta forma, os dados embaralhados (*surrogate*) apresentaram a mesma média e variância dos dados originais, mas corresponderam a realizações de processos estocásticos mutuamente independentes (NOMURA *et al.*, 2001). Assim, a aleatorização eliminou qualquer relação temporal entre os sinais originais (NOMURA *et al.*, 2001). Em seguida, as estimativas espectrais e a MQC entre os sinais simulados foram obtidos da mesma maneira como descrito anteriormente para os sinais reais. O limiar da MQC para o nível de significância de 0,05 correspondeu ao 50º maior valor dos picos MQC simulados. A partir destes valores críticos da MQC, foi possível identificar se os picos de coerência dos sinais reais foram significativos.

O nível de significância de 0,05 foi adotado para todos os testes.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

4.1 – Variáveis Clássicas da Estabilometria

A Tabela 4.1 apresenta os resultados das variáveis clássicas. Na direção x as condições com os pés próximos (OFPF e OAPF) mostraram maior VM (Figura 4.1) e CD (Figura 4.2) que nas condições com pés afastados OFPA e OAPA ($p = 5,77 \times 10^{-16}$). Na direção y as condições de olhos fechados (OFPF e OFPA) mostraram maior VM (Figura 4.3) e CD (Figura 4.4) do que as condições de olhos abertos OAPF e OAPA ($p = 0,0126$). No entanto, a AE (Figura 4.5) não mostrou qualquer diferença significativa entre as condições ($p = 0,2532$).

Tabela 4.1 – CD (média \pm desvio padrão), VM (média \pm desvio padrão) e AE (média \pm desvio padrão) em todas as condições.

	OAPF	OFPF	OAPA	OFPA
CD (eixo y)	213.47 \pm 55.41	255.96 \pm 76.28	209.11 \pm 60.75	256.71 \pm 82.24
CD (eixo x)	162.08 \pm 50.27	176.95 \pm 61.93	73.38 \pm 41.89	72.57 \pm 37.07
VM (eixo y)	1.18 \pm 0.3	1.42 \pm 0.42	1.16 \pm 0.33	1.42 \pm 0.45
VM (eixo x)	0.9 \pm 0.27	0.98 \pm 0.34	0.4 \pm 0.23	0.4 \pm 0.2
AE	194,14 \pm 90,17	197,81 \pm 114,85	161.64 \pm 174.72	139.19 \pm 95.15

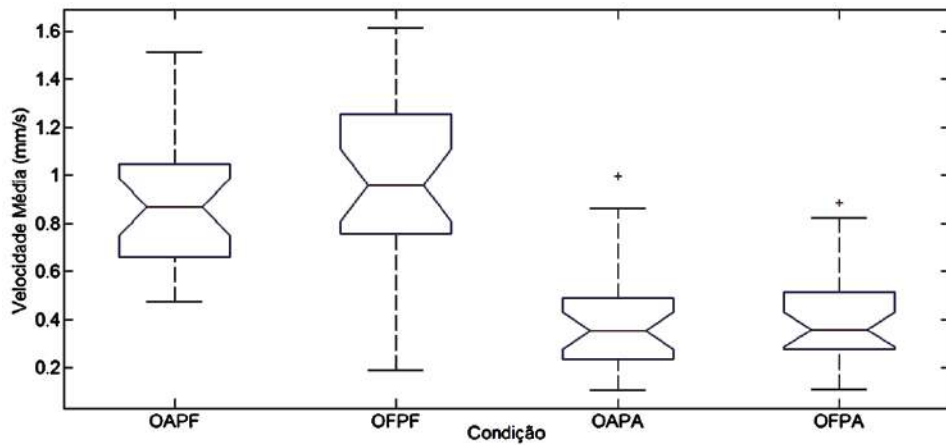


Figura 4.1 – Velocidade média no eixo x , mostrando médias (o) e intervalos de confiança de 95%.

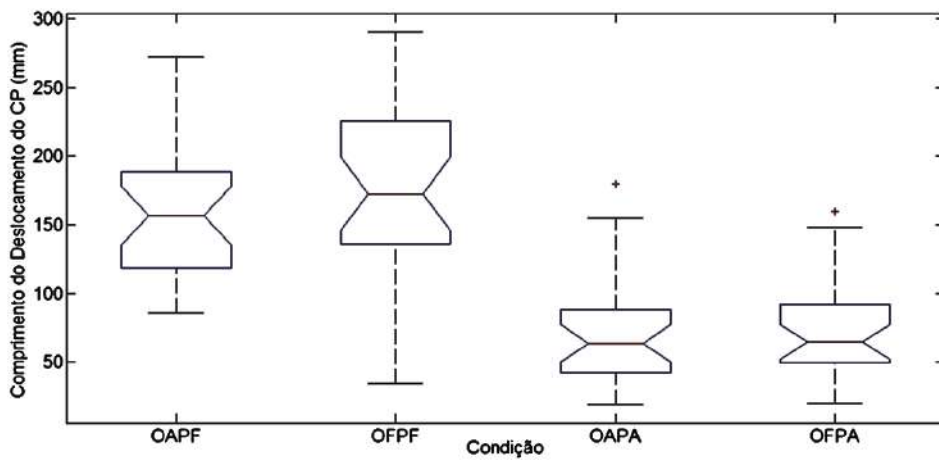


Figura 4.2 – Comprimento de deslocamento no eixo x , mostrando médias (o) e intervalos de confiança de 95%.

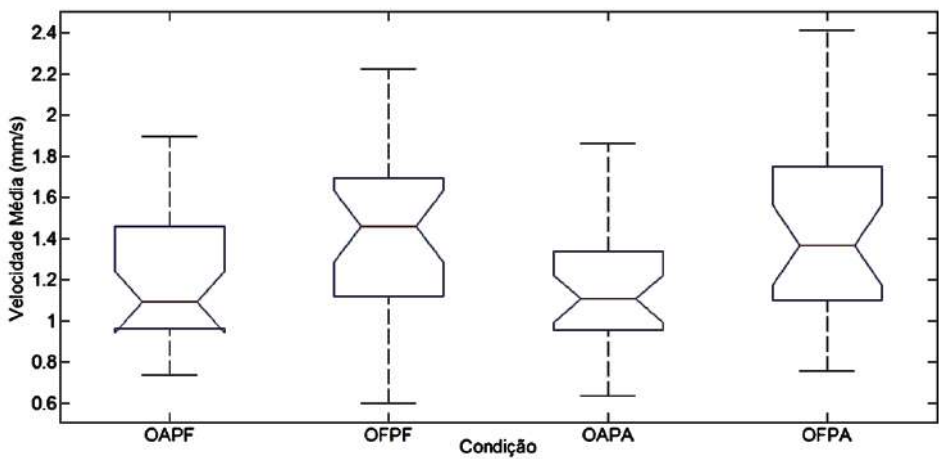


Figura 4.3 – Velocidade média no eixo y , mostrando médias (o) e intervalos de confiança de 95%.

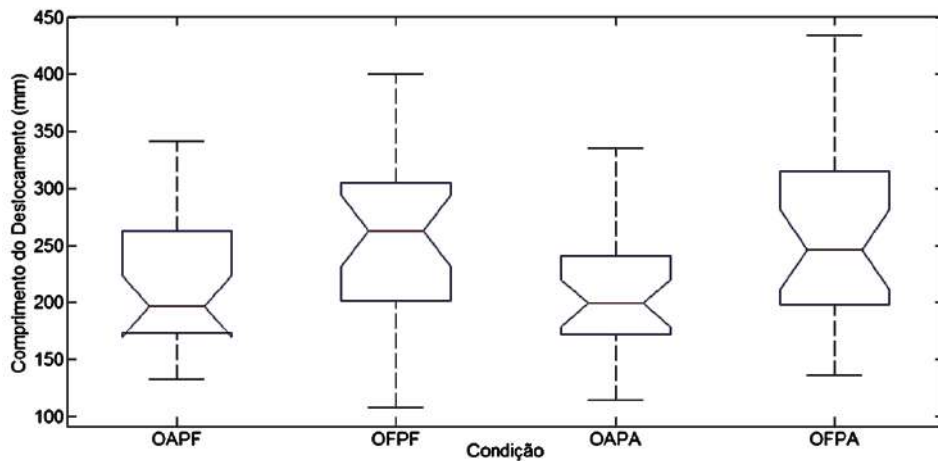


Figura 4.4 – Comprimento de deslocamento no eixo y, mostrando médias (o) e intervalos de confiança de 95%.

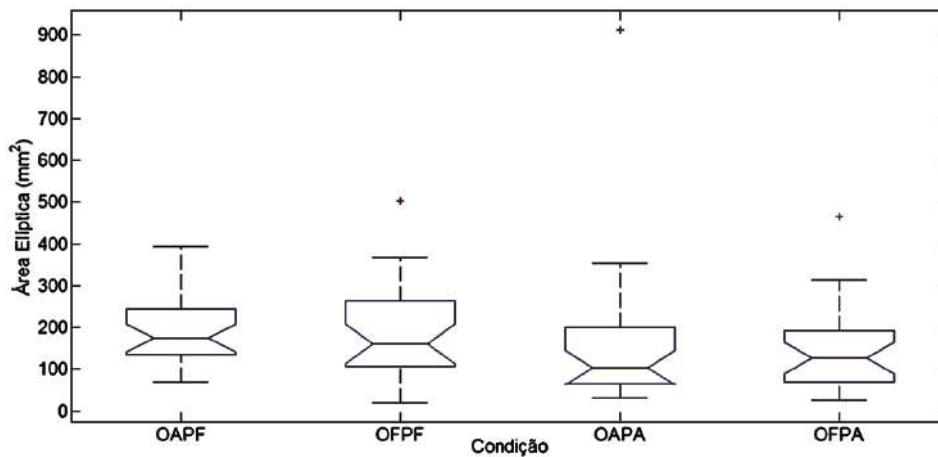


Figura 4.5 –Área elíptica do CP, mostrando médias (o) e intervalos de confiança de 95%.

4.2 – Coeficiente de Correlação de Pearson entre Acelerometria e Estabilometria

O coeficiente de correlação de Pearson mostrou que as correlações AP e PP na direção y foram significativas, em ambas as condições de olhos fechados OFFF e OFPA (Tabela 4.2). O mesmo ocorreu no eixo x, na condição OFPA (Tabela 4.3). Além disso, na direção x com os olhos abertos, a correlação VV foi significativa ocorrendo com os pés fechados.

Tabela 4.2 – Coeficiente de Correlação de Pearson (r) e valor de p na direção y

	OAPF		OFPF		OAPA		OFPA	
	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>
A-P	0,21	0,14	0,55*	10 ⁻³	0,11	0,29	0,37*	0,02
A-A	-0,05	0,38	0,01	0,48	0,17	0,18	-0,09	0,31
P-P	0,21	0,14	0,54*	10 ⁻³	0,10	0,30	0,37*	0,02
V-V	0,06	0,38	-0,02	0,45	0,06	0,38	-0,04	0,41

*Correlação significativa

Tabela 4.3 – Coeficiente de Correlação de Pearson (r) e valor de p na direção x

	OAPF		OFPF		OAPA		OFPA	
	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>
A-P	0,21	0,14	0,06	0,37	0,13	0,24	0,41*	0,01
A-A	0,29	0,06	-0,01	0,48	-0,09	0,31	0,23	0,11
P-P	0,20	0,15	0,06	0,38	0,14	0,24	0,41*	0,01
V-V	0,33*	0,04	0,1	0,29	-0,12	0,26	0,20	0,15

*Correlação significativa

4.3 – Função de Correlação Cruzada entre Acelerometria e Estabilometria

Um exemplo do deslocamento do CP, da aceleração da cabeça e da respectiva FCCN significativa é mostrado na Figura 4.6, para o sujeito #26. Nota-se que há um pico significativo de correlação com atraso próximo de zero. Outras figuras semelhantes dos outros sujeitos se encontram no ANEXO III.

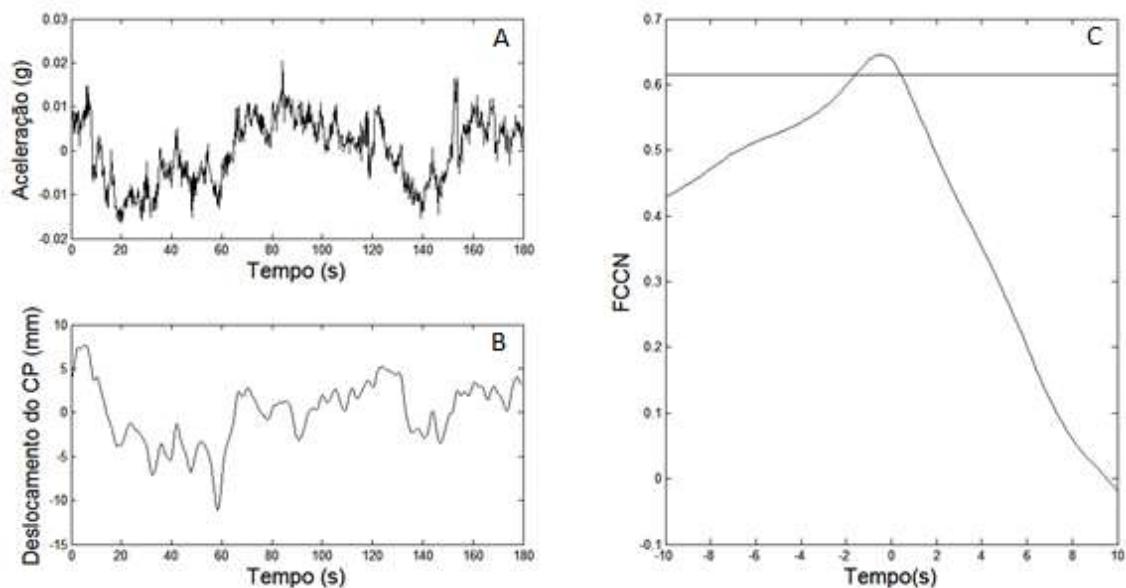


Figura 4.6 – (A) Aceleração anteroposterior da cabeça (sujeito # 26), (B) Deslocamento anteroposterior do CP (sujeito # 26), (C) FCCN entre os sinais mostrados em (A) e (B) e respectivo valor crítico (linha horizontal).

A FCCN, empregada para medir a latência entre aceleração da cabeça e as oscilações do corpo, mostrou poucos casos com pico de correlação significativa (Tabela 4.4). Em ambos os eixos x e y, as condições com os olhos fechados mostraram mais indivíduos com FCCN significativa. Os valores de correlação e os respectivos atrasos estão representados nas Tabelas 4.5 e 4.6.

A maioria das correlações significativas não apresentou atraso entre os sinais de acelerometria e estabilometria. Desta forma, o atraso médio não foi significativamente diferente de zero em qualquer das condições ($p > 0,05$).

Tabela 4.4 – Quantidade de sujeitos com FCCN significativa nas quatro condições nos eixos x e y

Condição	Eixo y	Eixo x
OAPF	4 sujeitos	6 sujeitos
OFPF	9 sujeitos	9 sujeitos
OAPA	4 sujeitos	6 sujeitos
OFPA	8 sujeitos	8 sujeitos

Tabela 4.5 – Sujeitos com correlações significativas e respectivos atrasos temporais na direção anteroposterior

Sujeitos	OAPF		OFPF		OAPA		OFPA	
	Correlação Significante	Atraso (s)	Correlação Significante	Atraso (s)	Correlação Significante	Atraso (s)	Correlação Significante	Atraso (s)
2							0,5	0,4
3			0,7	0	0,85	0	0,69	0
5							0,79	0
6			0,46	0				
8					0,61	-0,2	0,7	-0,2
9			0,78	0			0,44	0,2
10	0,56	-1					0,69	0
11			0,2	0	0,48	0,4		
12	0,53	-1,8	0,58	-0,4				
13							0,52	0
15			0,6	-0,2				
17							0,89	0
18			0,47	0				
19					0,81	0		
20	0,42	-0,2	0,87	0,4				
23			0,86	0				
26	0,64	-0,4						

Tabela 4.6 – Sujeitos com correlações significativas e respectivo atraso temporal na direção mediolateral

Sujeitos	OAPF		OFPF		OAPA		OFPA	
	Correlação Significante	Atraso (s)	Correlação Significante	Atraso (s)	Correlação Significante	Atraso (s)	Correlação Significante	Atraso (s)
3	0,79	0						
7	0,6	0			0,52	1,6		
8							0,48	-0,2
9	0,48	-0,2	0,66	-0,2			0,56	0
11					0,57	-3		
13	0,66	0	0,52	-0,2				
14			0,58	0	0,52	0		
15	0,57	0	0,49	0				
18					0,44	-0,2		
19	0,81	0	0,6	0	0,69	0	0,93	0
20			0,8	0			0,78	0
21			0,43	-0,2	0,51	-0,2	0,76	0
22			0,79	0			0,68	-0,4
23			0,76	0			0,62	-0,2
27							0,76	-3

4.4 – Função de Coerência entre os Sinais Acelerograma e Estabilograma

Um exemplo do deslocamento do CP, da aceleração da cabeça e da respectiva MQC significativa é mostrado na Figura 4.7, para o sujeito #24, Outras figuras semelhantes dos outros sujeitos se encontram no ANEXO IV.

No eixo y as condições OFPA e OFPF mostraram 25 indivíduos com MQC significativa (Tabela 4.7), enquanto que a condição OAPF foi aquela que mostrou menos sujeitos com MQC significativo (16), No eixo x a condição OFPF mostrou mais indivíduos com MQC significativa (21), e a condição OAPA forneceu menos sujeitos com MQC significativo (9).

Tabela 4.7 – Quantidade de sujeitos com MQC significativa nas quatro condições nos eixos x e y

Condição	Eixo y	Eixo x
OAPF	16 sujeitos	17 sujeitos
OPPF	25 sujeitos	21 sujeitos
OAPA	17 sujeitos	9 sujeitos
OFPA	25 sujeitos	16 sujeitos

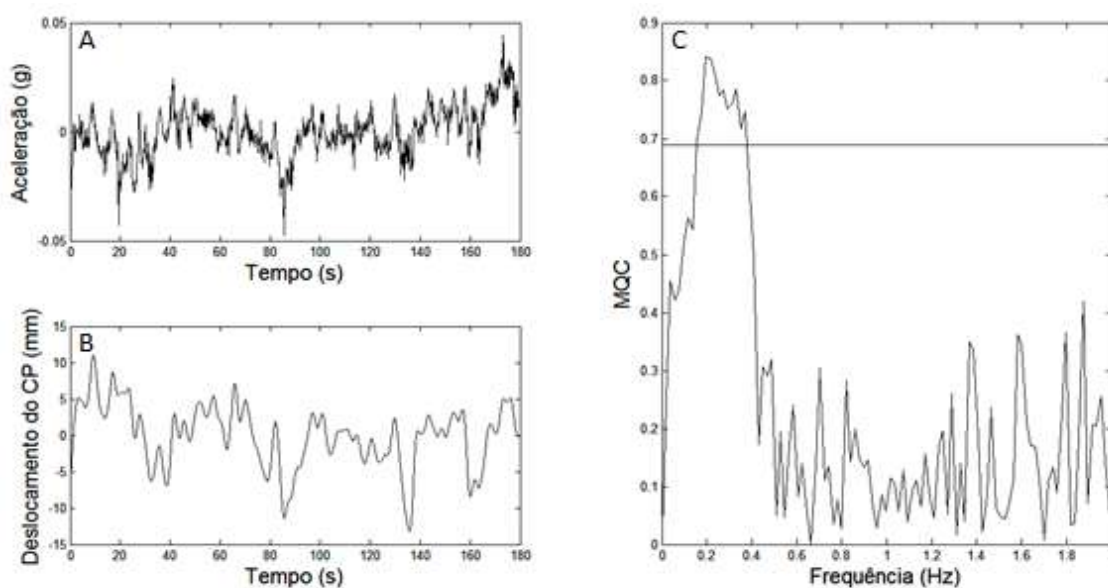


Figura 4.7 – (A) Aceleração anteroposterior da cabeça (sujeito # 24), (B) Deslocamento anteroposterior do CP (sujeito # 24), (C) MQC entre os sinais mostrados em (A) e (B) e respectivo valor crítico (linha horizontal)

As Tabelas 4.8 e 4.9 mostram a frequência máxima e mínima onde valores de MQC significativos foram detectadas em cada sujeito. Geralmente, a banda de frequência com coerência significativa situou-se entre 0,01 e 0,5 Hz, com poucas ocorrências acima de 0,5 Hz.

Tabela 4.8 – Valor máximo e mínimo das frequências com coerência significativa no eixo y dos sujeitos testados

Sujeito	OAPF		OFPF		OAPA		OFPA	
	Valor Mínimo	Valor Máximo	Valor Mínimo	Valor Máximo	Valor Mínimo	Valor Máximo	Valor Mínimo	Valor Máximo
1	0,03	0,31	0,07	0,48	0,11	0,11	0,13	0,44
2	0,09	0,19	0,15	0,33	0,07	0,09	0,09	0,15
3	0,03	0,50	0,05	0,60	0,01	0,15	0,09	0,35
4			0,21	0,58	0,09	0,39	0,07	0,44
5			0,05	0,35			0,07	0,33
6			0,07	0,41	0,29	0,31	0,07	0,41
7	0,29	0,41	0,19	0,52			0,07	0,44
8					0,19	0,29	0,01	0,23
9	0,05	0,17	0,07	0,31			0,11	0,42
10	0,07	0,48	0,07	0,37	0,11	0,11	0,31	0,39
11			0,13	0,44	1,71	1,71	0,09	0,44
12			0,42	0,44				
13	0,15	0,37	0,09	0,44	0,11	0,46	0,05	0,37
14	0,21	0,41	0,07	0,35			0,11	0,33
15	0,07	0,35	0,05	0,54	0,35	0,35	0,15	0,37
16	0,19	0,23	0,05	0,46	0,07	0,27	0,13	0,41
17	0,25	0,33	0,21	0,44	0,07	0,42	0,01	0,41
18			0,23	0,48			0,37	0,37
19	0,09	0,09	0,11	0,50	0,44	0,44	0,27	0,50
20	0,05	0,35	0,01	0,37	0,07	0,31	0,11	1,05
21			0,07	0,42	0,27	0,39	0,13	0,44
22			0,09	0,35			0,07	0,42
23	0,15	0,15	0,01	0,56	0,03	0,39	0,05	0,44
24			0,15	0,37			0,17	0,19
25			0,07	0,37				
26	0,17	0,17	0,07	0,29			0,07	0,54
27	0,29	0,29			0,19	0,19	0,42	0,42

Tabela 4.9 – Valor máximo e mínimo das frequências com coerência significativa no eixo X dos sujeitos testados

Sujeito	OAPF		OFPF		OAPA		OFPA	
	Valor Mínimo	Valor Máximo	Valor Mínimo	Valor Máximo	Valor Mínimo	Valor Máximo	Valor Mínimo	Valor Máximo
1	0,11	0,42	0,25	0,37	0,39	0,41		
2	0,21	0,23	0,15	0,25				
3	0,01	0,37	0,23	0,44	0,05	0,27		
4			0,35	0,35	0,29	0,29	0,07	0,42
5	0,27	0,48	0,23	0,27	0,39	0,39	0,33	0,33
6	0,13	0,31	0,27	0,29				
7	0,09	0,17	0,17	0,19			0,01	0,37
9	0,19	0,41	0,23	0,42	0,37	0,37	0,35	0,46
10	0,15	0,35	0,17	0,25	0,25	0,54	0,52	0,52
11	0,13	0,13	0,39	0,39			0,25	0,52
12			0,17	0,17				
13	0,15	0,33	0,07	0,29	0,44	0,44	0,33	0,33
14	0,35	0,35	0,05	0,50			0,17	0,17
15	0,37	0,41	0,17	0,50			0,56	0,56
16			0,13	0,27				
17	0,12	0,34						
18					0,35	0,35	0,39	0,39
19	0,01	0,01	0,33	0,33	0,54	0,54	0,01	0,35
20	0,29	0,31	0,01	0,48			0,01	0,01
21			0,07	0,19			0,07	0,21
22	0,35	0,37	0,01	0,35			0,01	0,01
23			0,01	0,39				
25							0,44	0,44
26	0,07	0,07	0,19	0,19			0,35	0,35

CAPÍTULO 5

DISCUSSÃO

5.1 – Variáveis Clássicas e Coeficiente de Correlação de Pearson entre os Sinais de Acelerometria e Estabilometria

As variáveis clássicas do CP foram úteis de estimar a importância das entradas sensoriais em diferentes condições. Na direção y, as condições com olhos fechados (OFPF e OFPA) apresentaram maior CD e VM que as condições com olhos abertos (OAPF e OAPA), sugerindo a predominância do *feedback* visual em relação a outras entradas sensoriais nessa direção. Além disso, a maior incidência de correlações significativas entre a AP e PP quando o *feedback* visual foi suprimido dá margem a duas interpretações distintas: ou os respectivos sujeitos passaram a apresentar uma maior predominância de estratégia de tornozelo, compatível com o modelo de pêndulo invertido (WINTER *et al.*, 1998), ou a falta de informação visual acarretou em aumento da contribuição de outras informações sensoriais, em particular o *feedback* vestibular. A ocorrência de oscilações mais amplas na direção y favorece a segunda hipótese, no sentido que haveria também aumento nas oscilações de cabeça e, eventualmente, um limiar de percepção dos sensores vestibulares poderia estar sendo atingido. Além disso, as condições com pés próximos (OAPF e OFPF) mostraram maiores valores de CD e VM na direção x do que as condições com pés afastados (OAPA e OFPA), sugerindo que a redução na base de apoio representa um aumento no desafio de controle da oscilação, aumentando o balanço na direção mediolateral. Assim, a correlação significativa entre os valores de velocidades (VV) de acelerometria e estabilometria com os pés próximos é novamente sugestiva de atuação do sistema vestibular nesta

direção, Estes resultados sugerem um reajuste no papel relativo das entradas sensoriais (PETERKA *et al.*, 2002), com uma maior dependência dos sensores vestibulares.

Outra interpretação dos aumentos de CD e VM em algumas condições testadas é o mecanismo de exploração atribuído ao controle da posição bípede por RILEY *et al.* (1997). De acordo com ZATSIORSKY *et al.* (2000), o deslocamento do CP tem dois componentes: o *trembling* (tremor), composto de oscilação convencional em torno do ponto de equilíbrio, e o *rambling*, que se refere à migração lenta com referência a um ponto de equilíbrio instantâneo (PEI) para o outro. Considerando que o PEI não muda, o CP tende a ficar neste ponto e, conseqüentemente, a área tende a permanecer inalterada. Neste sentido, no presente estudo a AE não mostrou uma diferença significativa entre as diferentes condições. No entanto, o tremor em torno do PEI ainda irá ocorrer quando alguma entrada sensorial é suprimida. Neste caso, o mecanismo de tremor tem um papel importante na oscilação corporal exploratória para a obtenção da informação sobre o corpo (propriocepção) e a orientação do corpo no ambiente (*exproprioception*) (RILEY *et al.*, 1997). De acordo com este ponto de vista, para uma melhor exploração do corpo quando alguma entrada sensorial é suprimida, o CD e VM são aumentados quando alguma condição limitante é imposta.

O coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para relacionar a oscilação do corpo com os movimentos de cabeça na amostra estudada. Como mostrado, a correlação significativa ocorreu com maior frequência entre os dados de posição do CP e aqueles de aceleração (AP) e de posição (PP) da cabeça. O sinal do CP é uma versão escalada do torque no tornozelo (BORATTO *et al.*, 2002), sendo a posição do CP diretamente afetada pela ativação dos músculos do tornozelo: flexores plantares deslocam o CP para a frente, enquanto dorso flexores mudam o CP para trás (BORATTO *et al.*, 2002; MORASSO *et al.*, 1999). Assim, como a aceleração da cabeça depende da intensidade

da força gerada pelo torque do tornozelo, de acordo com a interpretação do modelo de pêndulo invertido (WINTER *et al.*, 1998), essas duas variáveis atuam como “controlada” e “controladora” (BORATTO *et al.*, 2002), respectivamente. Portanto, as comparações que envolvem posição do CP tendem a ter correlação de Pearson positiva e significativa.

5.2 – Função de Correlação Cruzada entre Estabilometria e Acelerometria

A FCCN entre aceleração da cabeça e o estabilograma foi proposta para avaliar a contribuição do sistema vestibular no controle da posição em pé. Considerando a hipótese de que o sistema de controle atuaria em resposta a acelerações da cabeça, em um modelo clássico de malha fechada (COLLINS e DE LUCA, 1993), seria razoável esperar uma correlação entre esta aceleração e as posições do CP, com um atraso correspondente ao tempo necessário para a ocorrência de *feedback* e atuação do sistema. Para estimar esta contribuição, o número de ocorrências de FCCN significativa foi contabilizado em cada condição, bem como o atraso entre os dois sinais. O número reduzido de correlações significativas está em conformidade com WINTER *et al.* (1998), que sugeriu que as acelerações da cabeça que ocorrem durante a manutenção da postura ortostática seriam inferiores ao limiar de excitabilidade do sistema vestibular. Além disso, como o controle de oscilação do corpo é baseado em múltiplas entradas sensoriais, a ocorrência limitada de correlações significativas entre as acelerações de cabeça e o estabilograma pode ser esperada a priori, uma vez que o sistema de controle é afetado por mudanças em outras entradas (imensurável) de controle. No entanto, ao se submeter o corpo a condições relacionadas ao aumento das oscilações posturais, como fechar os olhos e redução da base de apoio, mais indivíduos apresentaram FCCN significativa. Este achado é compatível com o reajuste na carga das entradas sensoriais preconizado por PETERKA *et al.*, (2002), o qual seria necessário com os olhos

fechados ou com a base de apoio reduzida. Portanto, potencialmente estaria havendo um aumento do papel do sistema vestibular na manutenção da postura. No entanto, não foi possível com a FCCN encontrar resultados significativos em todos os sujeitos. Isto pode ser explicado pela individualidade e características de aprendizado de cada sujeito (TARANTOLA *et al.*, 1997, MELLO *et al.*, 2010).

Entre os indivíduos com FCCN significativa não houve atraso significativo entre os sinais. Assim, não há nenhuma resposta com atraso do sinal de acelerometria, como seria de esperar em sistemas de controle de *feedback* clássico. Portanto, os resultados em fase observados podem levar, novamente, a duas hipóteses opostas: (1) as correlações positivas, quando observadas, podem ser um resultado do movimento fásico do CP e da cabeça, como esperado pelo modelo pêndulo invertido, ou (2) corroboram a ocorrência de um componente antecipatório no controle postural, o que, combinado com o atraso pelo *feedback*, poderia causar uma resposta aproximadamente fásica. Nesta lógica, o *feedback* não é utilizado para corrigir uma perturbação do passado, mas para calcular e antecipar desordens futuras, tais como quedas, que são prevenidas pelo controlador. Eventos semelhantes ocorreram em estudos nos quais o mecanismo de *feedforward* foi identificado pela atividade muscular antecipada do gastrocnêmio em relação ao deslocamento do CP (MORASSO *et al.*, 1999, GATEV *et al.*, 1999, MASANI *et al.*, 2003, MELLO *et al.*, 2007).

A FCCN não foi sensível o suficiente para identificar o papel do sistema vestibular no controle da oscilação corporal, na maioria dos indivíduos. Isto pode ser explicado por diferenças estruturais no domínio do tempo entre os sinais de acelerometria e estabilométricos.

5.3 – Função de Coerência entre Estabilometria e Acelerômetro

Visando elucidar melhor o porquê dos resultados de correlação anteriormente observados, a investigação no domínio da frequência foi experimentada, de modo a identificar respostas diferentes para frequências de estimulação diferentes. O método utilizado no presente estudo permitiu medir uma coerência significativa entre aceleração da cabeça e deslocamento do CP, normalmente na faixa entre 0,01 e 0,50 Hz, que coincide com a faixa de funcionamento dos órgãos otolíticos (NASHNER *et al.*, 1989, REDFERN *et al.*, 2001). Estes resultados apontam para uma possível participação do sistema vestibular no controle da posição em pé. No entanto, este resultado discorda de WINTER *et al.* (1998), que sugeriu que a aceleração da cabeça durante o controle postural não atinge o limiar de excitabilidade do sistema vestibular.

Quanto às bandas de frequências de operação (NASHNER *et al.*, 1989, REDFERN *et al.*, 2001) os órgãos otolíticos parecem apresentar um papel predominante, se comparado aos canais semicirculares. Este achado pode ser explicado pelo fato de que, quando a análise de controle postural é feita sem qualquer perturbação externa, a estratégia predominante é o movimento do tornozelo (NASHNER *et al.*, 1989, HORAK *et al.*, 2006). Isto resulta em uma menor frequência de oscilação do CM e, conseqüentemente, menor aceleração angular da cabeça. Assim, os estímulos de baixa frequência irão causar acelerações da cabeça aproximadamente lineares, que são percebidas pelos órgãos otolíticos, principalmente (PETERKA *et al.*, 2002, BEAR *et al.*, 2007, HORAK *et al.*, 2006).

O aumento do número de indivíduos com MQC significativa com os olhos fechados sugere a dominância do *feedback* visual em relação a outras entradas sensoriais, com o papel do sistema vestibular tornando-se mais relevante quando esse *feedback* é suprimido. Da mesma forma, nos deslocamentos mediolaterais, mais casos

foram observados quando os pés estavam posicionados mais próximos. De fato, ambas as condições com olhos fechados e pés próximos estão relacionadas à aumento da instabilidade corporal e, assim, oscilações mais amplas (CHIARI *et al.*, 2002, SINGH *et al.*, 2012). Portanto, estes resultados sugerem que efetivamente ocorre a participação do sistema vestibular, e que esta é reforçada em condições de maiores oscilações.

A função de MQC mostrou ser capaz de identificar a faixa de frequências em que as oscilações do corpo estão relacionadas com os movimentos de cabeça. Neste sentido, esta ferramenta possibilitou a identificação de frequências de oscilação semelhantes no deslocamento do CP e acelerações da cabeça, que ocorreram na faixa operacional do sistema vestibular (NASHNER *et al.*, 1989, REDFERN *et al.*, 2001). Além disso, as alterações nos valores de MQC devido às condições que afetam a visão e o *feedback* proprioceptivo são consistentes com a hipótese de respostas de entrada sensorial integrada, com sobreposições nas faixas de frequências dos diferentes sistemas sensoriais (PETERKA *et al.*, 2002, HORAK *et al.*, 2006).

O acelerômetro triaxial provou ser capaz de monitorar com alguma confiança as acelerações na cabeça. Seu uso em conjunto com a funcionalidade já comprovada da plataforma de força (CARROL *et al.*, 1993) permite uma avaliação mais objetiva de cada controlador de oscilação. Esta abordagem, quando combinado com a estimativa MQC parece ser uma ferramenta poderosa para estudos científicos e clínicos do controle da oscilação corporal.

Tendo em vista os resultados sugeridos nesse estudo, pôde-se identificar uma importante ligação da MQC com todas as ferramentas analisadas. Nas variáveis clássicas da estabilometria, as condições em que se esperava aumentos na oscilação do CP tanto no eixo x (OAPF e OFPF) quanto no eixo y (OFPA e OFPF) foram exatamente aquelas onde se observou mais casos significativos de MQC. Quando foi

avaliado o grupo de sujeitos testados o coeficiente de correlação de Pearson demonstrou a importância da visão no controle postural no eixo anteroposterior, igualmente identificado na avaliação individual dos sujeitos através da função de coerência. Por fim, mesmo não tendo um resultado tão consistente quanto a MQC, a FCCN mostrou um padrão de comportamento dos sujeitos em cada condição semelhante aos resultados sugeridos da MQC. Entretanto, somente com a avaliação dos componentes de frequência que apresentaram coerências significativas, tornou-se possível estabelecer uma relação mais direta com a possível participação do sistema vestibular no controle postural (REDFERN *et al.*, 2001).

De acordo com o limiar de excitabilidade dos órgãos otolíticos sugeridos por KINGMA (2005) e NASERI *et al.* (2012), o presente estudo apresentou resultados de amplitude de aceleração linear da cabeça abaixo dos valores obtidos de 8,5 cm/s² (KINGMA, 2005) e 0,5-2,0 m/s² (NASERI *et al.*, 2012) pelos respectivos autores. Porém, a análise de percepção do deslocamento da cabeça nos dois estudos citados ocorreu de forma subjetiva. Desta forma, os indivíduos foram submetidos a testes de diferentes níveis de oscilações da cabeça nos quais foram solicitados a indicar se estava havendo movimento. Sendo assim, tal protocolo apresenta limitações quanto à avaliação da resposta do sistema vestibular em relação aos movimentos de cabeça.

Os resultados apresentados não pretendem ser conclusivos, sendo necessários mais estudos para confirmar se o sistema vestibular de fato contribui para o controle das oscilações corporais em condições não perturbadas. Deve-se até mesmo quantificar essa participação com o emprego de estímulos controlados. Um eventual efeito de ruídos, tais como movimentos de ventilação pulmonar, que afetam, simultaneamente, a oscilação do corpo e da cabeça não deve ser descartado.

CAPÍTULO 6

CONCLUSÃO

O presente estudo permitiu uma avaliação detalhada do papel do sistema vestibular no controle do equilíbrio postural ortostático. Usando as variáveis clássicas e o coeficiente de correlação de Pearson, foi possível identificar uma relação significativa entre a aceleração da cabeça e os movimentos do CP, sugerindo a participação desse sistema no controle postural, particularmente nas condições relacionadas às oscilações maiores, como com os olhos fechados e pés unidos.

A FCCN foi parcialmente capaz de analisar o comportamento do sistema vestibular no controle postural. Foi possível identificar correlações entre aceleração da cabeça e deslocamento do CP, em alguns indivíduos com supressão sensorial e restrições mecânicas.

O estudo apresentado sugere que a função MQC é uma ferramenta importante para analisar a contribuição das diferentes entradas sensoriais no controle postural no domínio da frequência. A ocorrência de coerência significativa na banda entre 0,1 e 0,5 Hz sugere que a participação dos órgãos otolíticos no controle postural é significativa, principalmente em condições relacionadas às oscilações maiores, como com os olhos fechados e pés próximos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANGHINAH, R., KANDA, P.A.M., JORGE, M.S., LIMA E.E.P., PASCUZZI, L., MELO, A.C.P., 2000, “Estudo da coerência do eletrencefalograma para a banda de frequência alfa em indivíduos adultos normais e com provável demência do tipo Alzheimer”, *Arquivos Neuropsiquiatria*, v. 58, pp. 272-275.
- ANGHINAH, R., CARAMELLI, P., TAKAHASHI, D.Y., NITRINI, R., SAMESHIMA, K., 2005, ”Estudo da coerência do eletroencefalograma na banda de frequência alfa em indivíduos adultos normais”, *Arquivos Neuropsiquiatria*, v. 63, pp. 83-86.
- ARKOV, V.V., ABRAMOVA, T.F., NIKITINA, T.M., IVANOV, V.V., SUPRUN, D.V., SHKURNIKOV, M.U., TONEVITSKII, A.G., 2009, “Comparative study of stabilometric parameters in sportsmen of various disciplines”, *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*, v. 147, pp. 233-235.
- BARATTO, L., MORASSO, P.G., RE, C., SPADA, G., 2002, “A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs, other parameterization techniques”, *Motor Control*, v. 6, pp. 246-270.
- BEAR, M.F., CONNORS, B.W., PARADISO, M.A., 2007, *Neuroscience - Exploring the Brain*, 3 ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins.
- CARON, O., FAURE, B., BRENIERE, Y., 1997, “Estimating the center of gravity of the body on the basis of the center of pressure in standing posture”, *Journal Biomechanics*, v. 30, pp. 1169-1171.
- CARON, O., 2003, “Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture”, *Neuroscience Letter*, v. 340, pp. 83-86.

- CARON, O., 2004, "Is there interaction between vision and local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in human posture?", *Neuroscience Letter*, v. 363, pp.18-21.
- CARPENTER, M.G., FRANK, J.S., WINTER, D.A., PEYSAR, G.W, 2001, " Sampling duration effects on centre of pressure summary measures", *Gait and Posture*, v. 13, pp. 35-40.
- CARPENTER, M.G., ALLUM, J.H., HONEGGER, F., 2001, "Vestibular influences on human postural control in combinations of pitch and roll planes reveal differences in spatiotemporal processing", *Experimental Brain Research*, v. 140, pp. 95-111.
- CARROL, J.P., FREEDMAN, W., 1993, "Nonstationary properties of postural sway", *Journal of Biomechanics*, v. 26, pp. 409-416.
- CHIARI, L., ROCCHI, L., CAPPELLO, A., 2002, "Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement", *Clinical Biomechanics*, v. 17, 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, pp. 308-318.
- CORNA S, TARAOLA J, NARDONE A, GIORDANO A, SCHIEPPATI M., 1999, "Standing on a continuously moving platform: is body inertia counteracted or exploited?", *Experimental Brain Research*, v. 124, pp. 331-341.
- DA SILVA, P.J.G., 2010, Análise eletroencefalográfica do controle postural ortostático em ambiente de realidade virtual. Tese de doutorado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.

- DICHGANS, J., MAURITZ, K.H., ALLUM, J.H.J., BRANDT, T., 1976, "Postural Sway in normal and atactic patients: Analysis of the stabilizing and destabilizing effects of vision", *Agressologie*, v.17, pp.15-24.
- DIENER, H.C., DICHGANS, J., GUSCHLBAUER, B., MAU, H., 1984, "The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia," *Brain Research*, v. 296, pp.103-109.
- DIETZ, V., 1992, "Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input", *Physiological Reviews*, v. 72, pp. 33-69.
- DOYLE, R.J., HSIAO-WECKSLER E.T., RAGAN, B.G., ROSENGREN, K.S., 2007, "Generalizability of center of pressure measures of quiet standing", *Gait and Posture*, v. 25, pp. 166–171.
- GAGE, W.H., WINTER, D.A., FRANK, J.S., ADKIN, A.L., 2004, "Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing", *Gait and Posture*, v. 19, pp. 124-132.
- GATEV, P., THOMAS, S., KEPPLER, T., HALLETT, M., 1999, "Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults", *Journal of Physiology*, v. 514, pp. 915-928.
- GUYTON, A.C., HALL, J.E., 2002, *Tratado de Fisiologia Médica*, 10 ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- HAMILL, J., KNUTZEN, K.M., 1999, *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*, São Paulo: Manole.
- HORAK, F.B., 1987, "Clinical Measurement of Postural in Adults", *Physical Therapy*, v. 67, pp. 1881-1885.

- HORAK, F.B., 1997, "Clinical assessment of balance disorders", *Gait and Posture*, v. 6, pp. 76-84.
- HORAK, F.B., 2006, "Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?", *Age Ageing*, v.35, pp. S7-S11.
- KINGMA, H., 2005, "Thresholds for perception of direction of linear acceleration as a possible evaluation of the otolith function", *BMC Ear, Nose and Throat Disorders*.
- LYNN, P.A., 1973, *An Introduction to the Analysis and Processing of Signals*, 1 ed., London: The Macmillan Press LTD.
- LESTIENNE, F., SOECHTING, J., BERTHOZ, A., 1977, "Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes," *Experimental Brain Research*, v. 28, pp. 363-384.
- MANLY, B.F.J., 1991, *Randomization and Monte Carlo Methods in Biology*, New York: Chapman and Hall.
- MASANI, K., NAKAZAWA, K., KOUZAKI, M., KANEHISA, H., FUKUNAGA, T., NOZAKI, D., 2001, "Active control mechanism of human quiet standing", In: *XVIII Congress of the International Society of Biomechanics*, Zürich, July.
- MASANI, K., POPOVIC, M.R., NAKAZAWA, K., KOUZAKI, M., NOZAKI, D., 2003, "Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance", *Journal of Neurophysiology*, v. 90, pp. 3774-3782.
- MELLO, R.G.T., OLIVEIRA, L.F., NADAL, J., 2007a, "Anticipation mechanism in body sway control and effect of muscle fatigue", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, pp. 739-746.

- MELLO, R.G.T., OLIVEIRA, L.F., NADAL, J., 2010, "Effects of maximal oxygen uptake test and prolonged cycle ergometer exercise on the quiet standing control", *Gait and Posture*, v. 32, pp. 220-225.
- MORASSO, P.G., BARATTO, L., CAPRA, R., SPADA, G., 1999, "Internal models in the control of posture", *Neural Networks*, v. 12, pp. 1173-1180.
- MORASSO, P.G., SANGUINETI, V., 2002, "Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing", *Journal of Neurophysiology*, v. 88, n. 4, pp. 2157-2162.
- MORASSO, P.G., SCHIEPPATI, M., 1999, "Can muscle stiffness alone stabilize upright standing?", *Journal of Neurophysiology*, v. 83, pp. 1622-1626.
- NASERI, A.R., GRANT, P.R., 2012, "Human discrimination of translational accelerations", *Experimental Brain Research*, v. 218, pp. 455-464.
- NASHNER, L.M., SHUPERT, C.L., HORAK, F.B., BLACK, F.O., 1989, "Organization of posture controls: an analysis of sensory and mechanical constraints," *Progress in Brain Research*, v. 80, pp. 411-418.
- NOMURA, K., TAKEI, Y., YANAGIDA, Y., 2001, "Analysing entrainment of cardiac and locomotor rhythms in humans using the surrogate data technique", *European Journal of Applied Physiology*, v. 84, pp. 373-378.
- OLIVEIRA, L.F., SIMPSON, D.M., NADAL, J., 1996, "Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis", *Physiological Measurements*, v. 17, pp. 305-312.
- PAILLARD, T., COSTES-SALON, C., LAFONT, C., DUPUI, P., 2002, "Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists?" *British Journal of Sports Medicine*, v. 36, pp. 304-305.

- PAUL, L.M., WOOD, L., MACLAREN, W., 2001, "The effect of exercise on gait and balance in patients with chronic fatigue syndrome", *Gait and Posture*, v. 14, pp. 19-27.
- PERRIN, P., DEVITERNE, D., HUGEL, F., PERROT, C., 2002, "Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control", *Gait and Posture*, v. 15, pp. 187-94.
- PETERKA, R.J., 2002, "Sensorimotor Integration in Human Postural Control", *Journal of Neurophysiology*, v. 88, pp. 1097-1118.
- REDFERN, M.S., YARDLEY, L., BRONSTEIN, A.M., 2001, "Visual influences on balance", *Journal of Anxiety Disorder*, v. 15, pp. 81-94.
- RILEY, M.A., STEVEN, W., MITRA, S., TURVEY, M.T., 1997, "Common effects of touch and vision on postural parameters" *Experimental Brain Research*, v. 117, pp. 165-170.
- ROUGIER, P., BURDET, C., FARENC, I., BERGER, L., 2001, "Backward and forward leaning postures modeled by an fBm framework" *Neuroscience Research*, v. 41, pp. 41-50.
- SHIAVI, R., 1999, *Introduction to Applied Statistical Signal Analysis*, San Diego: Academic Press.
- SINGH, N.B., TAYLOR, W.R., MADIGAN, M.L., NUSSBAUM, M.A., 2012, "The spectral content of postural sway during quiet stance: influences of age, vision and somatosensory inputs", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 22, pp. 131-6.
- TARANTOLA, J., NARDONE, A., TACCHINI, E., SCHIEPPATI, M., 1997, "Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition", *Neuroscience Letters*, v. 228, pp. 75-78.

WERNECK, M.M., 1996, *Transdutores e Interfaces*, Rio de Janeiro: LTC.

WINTER, D.A., PATLA, A.E., PRINCE, F., ISHAC, M., GIELO-PERCZAK, K., 1998, “Stiffness control of balance in quiet standing”, *Journal of Neurophysiology*, v. 80, pp. 1211-1221.

WINTER, D.A., PATLA, A.E., RIETDYK, S., ISHAC, M.G., 2001, “Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing”, *Journal of Neurophysiology*, v. 85, pp. 2630-2633.

WINTER, D.A., PATLA, A.E., PRINCE, F., ISHAC, M., GIELO-PERCZAK, K., 1998, “Stiffness control of balance in quiet standing”, *Journal of Neurophysiology*, v. 80, pp. 1211-1221.

WINTER, D.A., PATLA, A.E., RIETDYK, S., ISHAC, M.G., 2001, “Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing”, *Journal of Neurophysiology*, v. 85, pp. 2630-2633.

ZATSIORSKY, V.M., DUARTE, M., 2000, “Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of the stabilogram”, *Motor Control*, v. 3, pp. 28-38.

ANEXO I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPAÇÃO EM PESQUISA CIENTÍFICA

Você está sendo convidado a participar de um estudo intitulado “**Investigação da atuação do sistema vestibular no controle postural ortostático: relação entre aceleração da cabeça e estabilograma**”.

O objetivo desta pesquisa é verificar se o sistema vestibular tem participação importante no equilíbrio postural ortostático através da avaliação da aceleração da cabeça e do deslocamento do CP. A manutenção da postura ortostática do corpo humano envolve a integração de diferentes mecanismos de controle, onde a capacidade motora estática e dinâmica dependem de um conjunto de processos complexos em níveis medulares, incluindo reflexos tônicos posturais para manter o coeficiente elástico do tornozelo e níveis superiores do sistema nervoso central. A identificação do modelo que melhor caracteriza o equilíbrio muscular ortostático terá grande importância tanto na prática clínica quanto no meio desportivo.

Esta coleta de dados está sendo realizado como parte da tese de mestrado do aluno Felipe Guimarães Teixeira. O respectivo mestrado faz parte do Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ, sob orientação do professor Jurandir Nadal, D,Sc, e Roger Gomes Tavares de Mello, D,Sc.

Os dados coletados poderão ser utilizados futuramente em publicações em periódicos, porém qualquer informação que permita a identificação dos participantes será mantida em sigilo.

A participação neste estudo é totalmente voluntária e o participante tem a liberdade de desistir de participar a qualquer momento.

O participante do estudo será submetido a uma série de procedimentos, os quais serão melhor especificados abaixo.

Após a leitura deste termo e consequente concordância e assinatura do mesmo, serão entregues dois questionários, os quais deverão ser devidamente respondidos. A partir destes questionários, será avaliada a viabilidade de participação do sujeito no estudo.

Se aprovada a participação do sujeito, o mesmo será submetido a uma avaliação da pesagem, aferição da estatura e ao preparo para colocação da instrumentação.

Os sujeitos se posicionarão em cima da plataforma de força em posição bípede, sob as mesmas condições ambientais, com pés descalços, braços ao longo do corpo e olhar voltado para o horizonte. Os indivíduos permanecerão sobre a plataforma por um período de 3 minutos com olhos abertos e 3 minutos com olhos fechados posicionando os pés unidos confortavelmente. Posteriormente os indivíduos seguirão a mesma sequência do teste anterior, porém, posicionando os pés confortavelmente afastados. A cada 3 minutos em cima da plataforma de força o indivíduo terá um período de 3 minutos de descanso.

Estão garantidas todas as informações que você queira, antes, durante e depois do estudo. A sua participação é voluntária e você tem a liberdade de recusar participar, ou se aceitar, desistir a qualquer momento, sem prejuízo de qualquer tipo.

As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelos envolvidos na pesquisa e pelas autoridades legais. No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida. O pesquisador responsável assume a responsabilidade de dar assistência integral às complicações e danos decorrentes dos testes, se houver. Todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa (relacionadas aos testes e à instrumentação) não são da responsabilidade do participante. Pela sua participação no estudo, você não receberá qualquer valor em dinheiro.

Rio de Janeiro, ___/___/____, Eu, _____ li o texto acima e compreendi a natureza e o objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios do estudo. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação no estudo a qualquer momento sem justificar minha decisão, e sei que qualquer problema relacionado será livre de custos para mim. Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo,

Assinatura do voluntário _____

Assinatura _____ do _____ pesquisador
responsável _____

Para maiores esclarecimentos, o voluntário está convidado a contactar o pesquisador responsável: Felipe Guimarães Teixeira, tel, 9896-6471 ou e-mail fegute@peb,ufrj,br

ANEXO II

APROVAÇÃO DO PROJETO DE PESQUISA PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO INSTITUTO DE ESTUDOS EM SAÚDE COLETIVA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

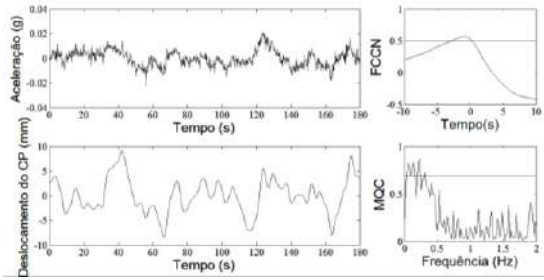
Andamento do projeto - CAAE - 0034.0.239.000-10				
Título do Projeto de Pesquisa				
Modelagem do controle do equilíbrio postural ortostático				
Situação	Data Inicial no CEP	Data Final no CEP	Data Inicial na CONEP	Data Final na CONEP
Aprovado no CEP	24/06/2010 15:42:10	25/11/2010 15:21:33		
Descrição	Data	Documento	Nº do Doc	Origem
1 - Envio da Folha de Rosto pela Internet	18/06/2010 13:51:21	Folha de Rosto	FR350516	Pesquisador
2 - Recebimento de Protocolo pelo CEP (Check-List)	24/06/2010 15:42:10	Folha de Rosto	0034.0.239.000-10	CEP
3 - Protocolo Aprovado no CEP	25/11/2010 15:21:33	Folha de Rosto	99/2010	CEP

APÊNDICE I

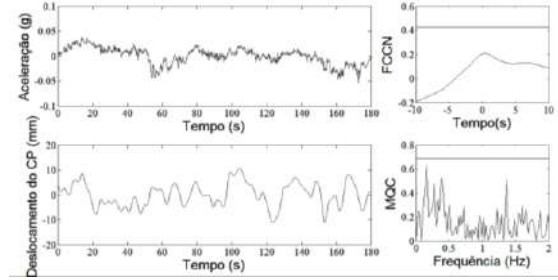
**GRÁFICOS DOS DESLOCAMENTOS DO CP, ACELERAÇÃO DA
CABEÇA E RESPECTIVAS FCCN E MQC DE CADA SUJEITO**

Condição OAPF e eixo Y

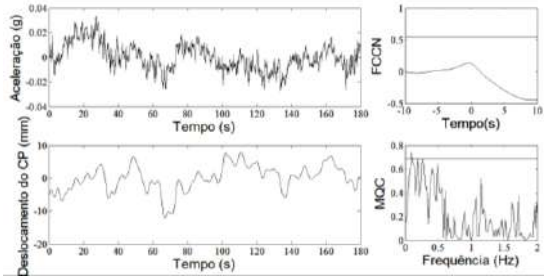
Sujeito 1



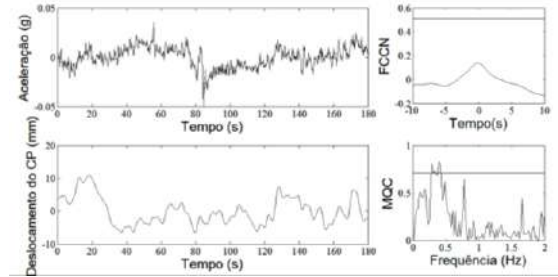
Sujeito 6



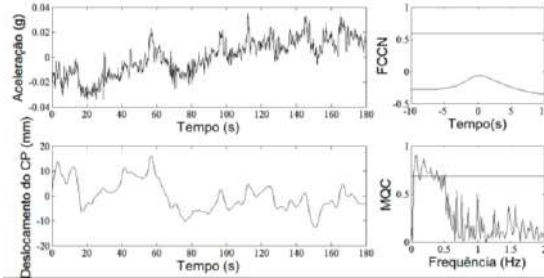
Sujeito 2



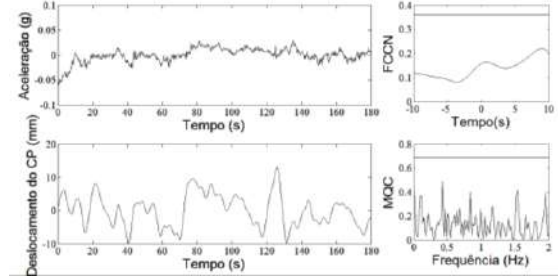
Sujeito 7



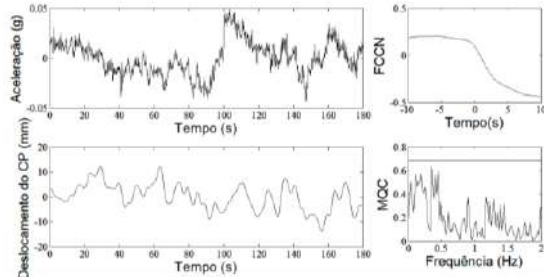
Sujeito 3



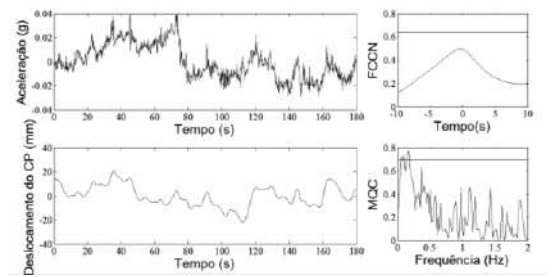
Sujeito 8



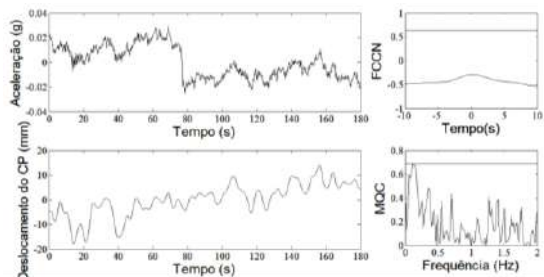
Sujeito 4



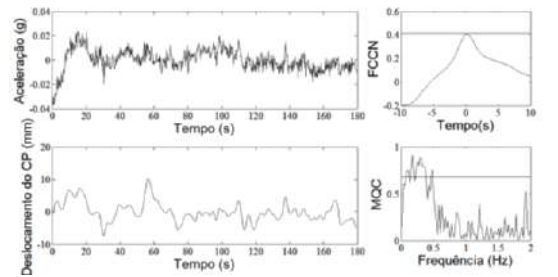
Sujeito 9



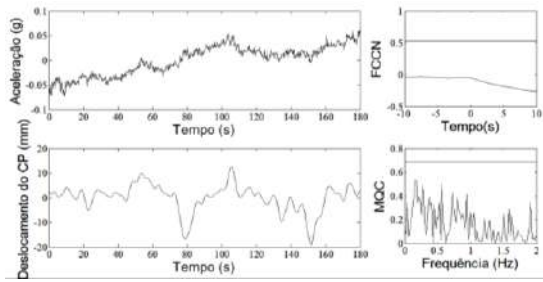
Sujeito 5



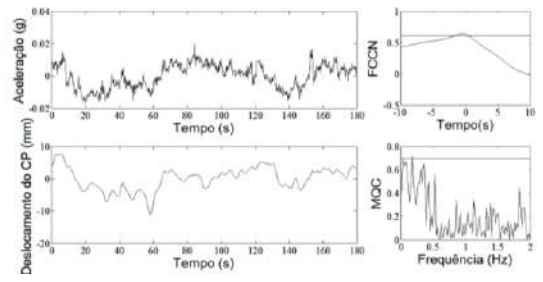
Sujeito 10



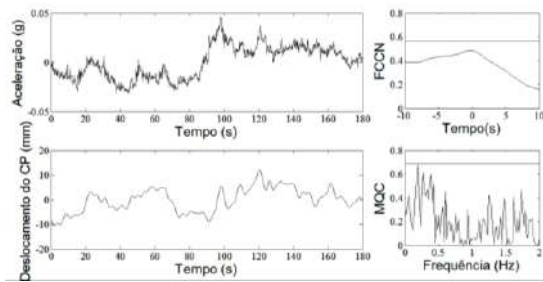
Sujeito 21



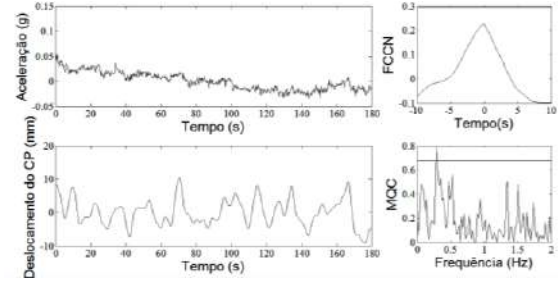
Sujeito 26



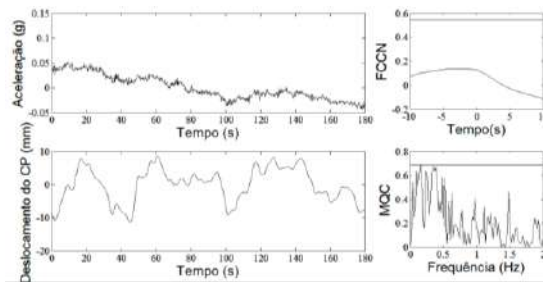
Sujeito 22



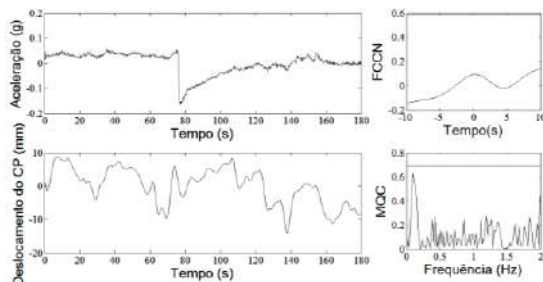
Sujeito 27



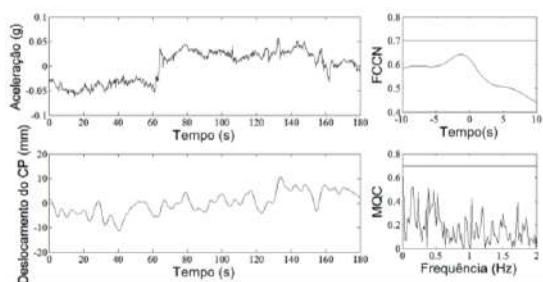
Sujeito 23



Sujeito 24

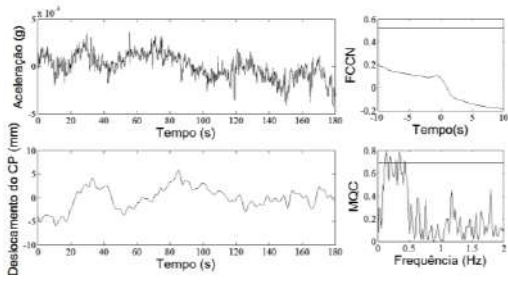


Sujeito 25

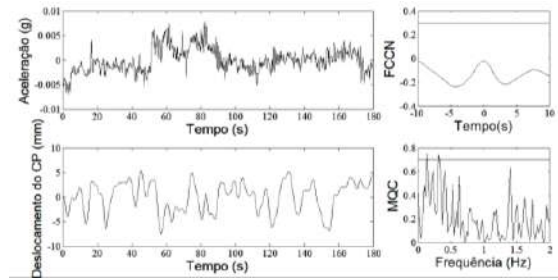


Condição OAPF e eixo X

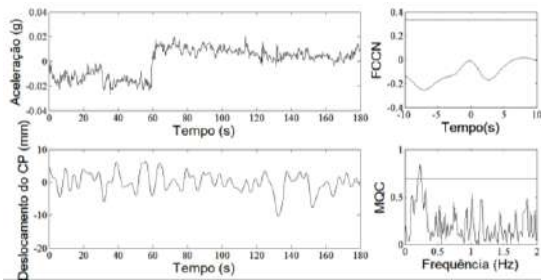
Sujeito1



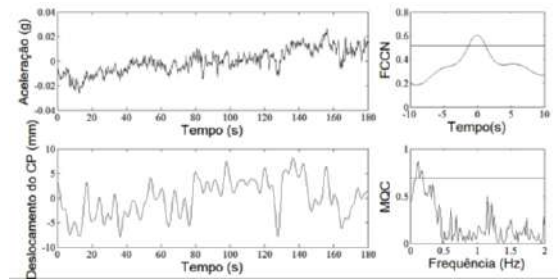
Sujeito 6



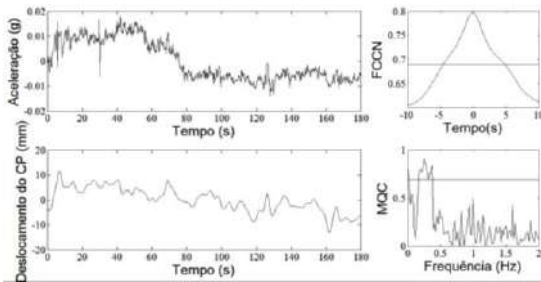
Sujeito 2



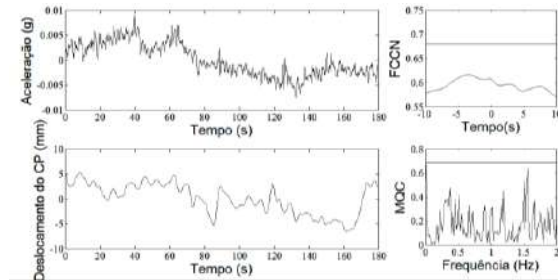
Sujeito 7



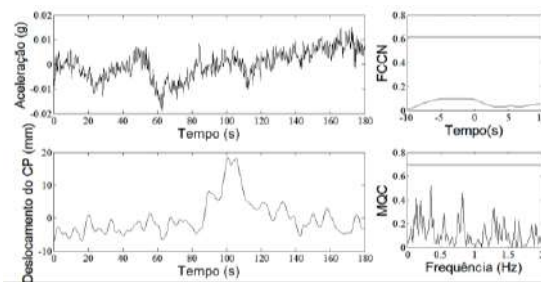
Sujeito 3



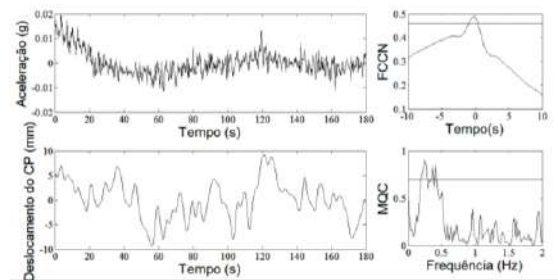
Sujeito 8



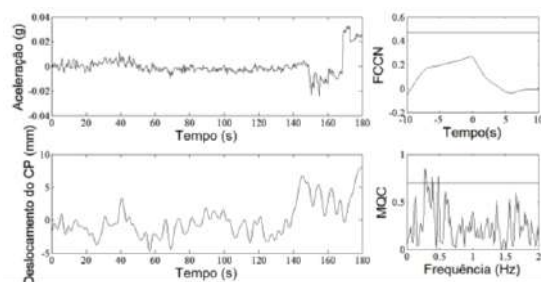
Sujeito 4



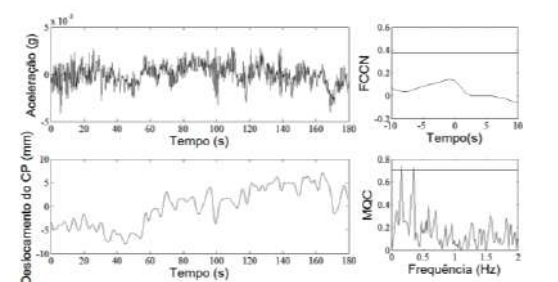
Sujeito 9



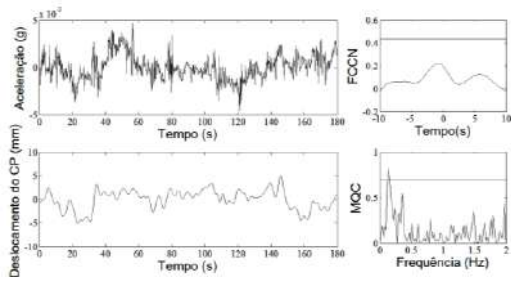
Sujeito 5



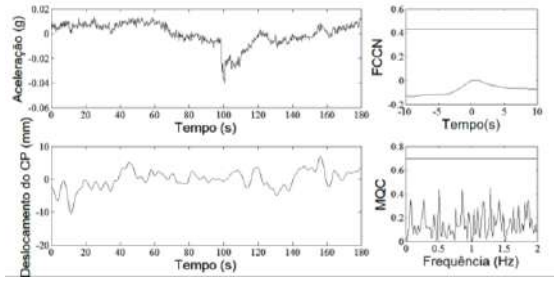
Sujeito 10



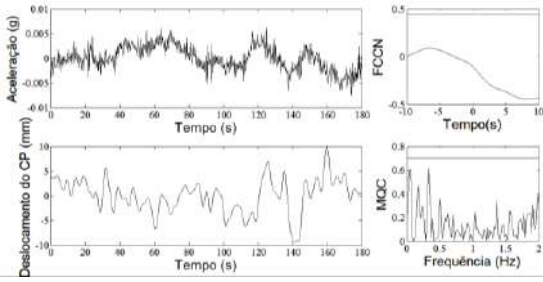
Sujeito 11



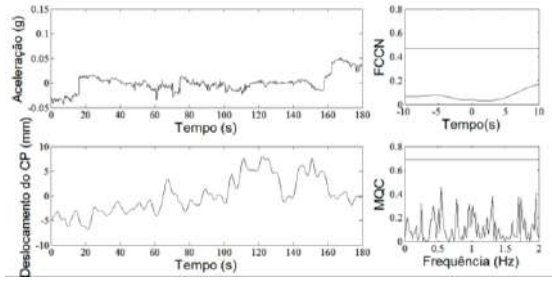
Sujeito 16



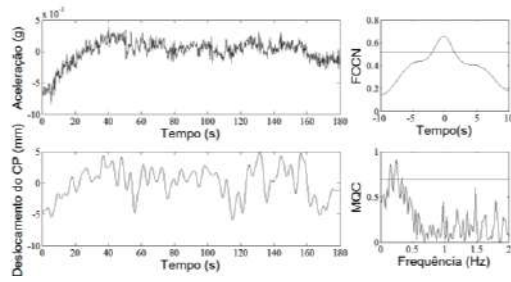
Sujeito 12



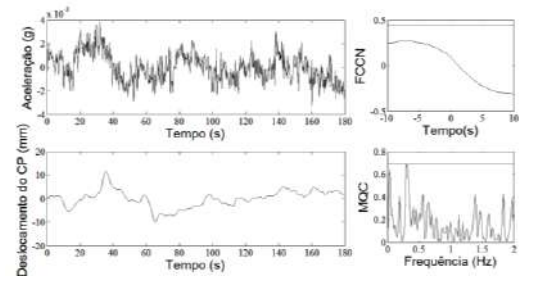
Sujeito 17



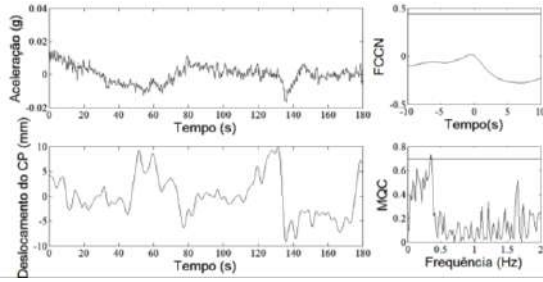
Sujeito 13



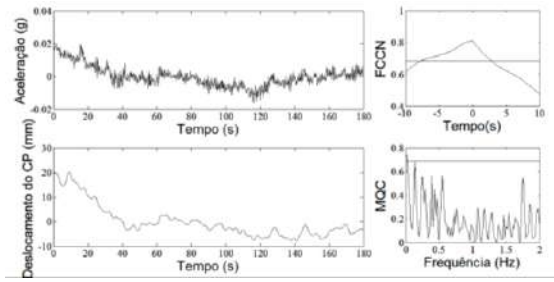
Sujeito 18



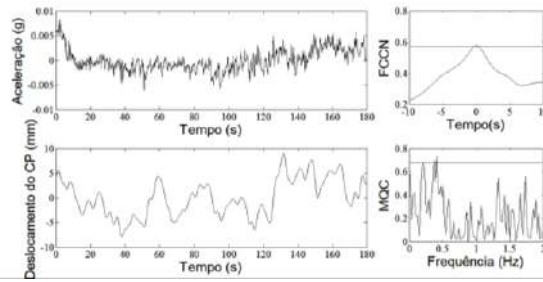
Sujeito 14



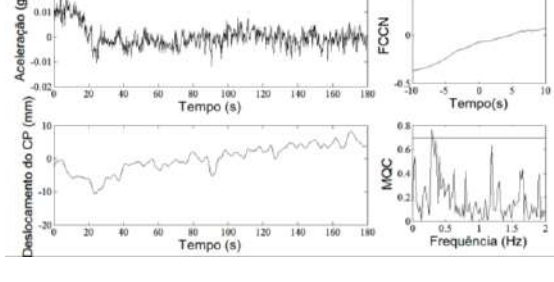
Sujeito 19



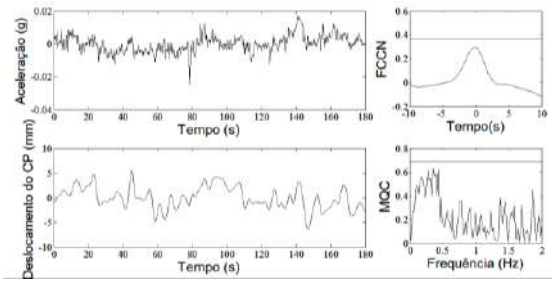
Sujeito 15



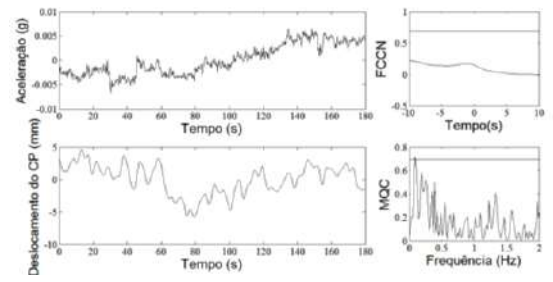
Sujeito 20



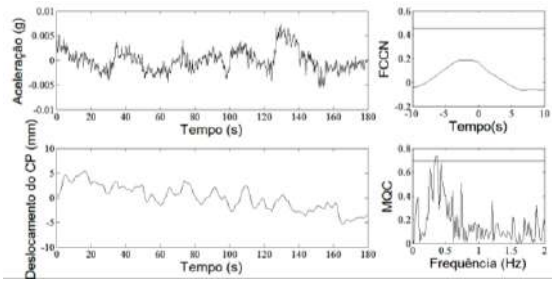
Sujeito 21



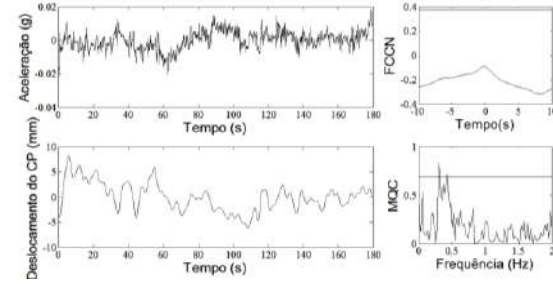
Sujeito 26



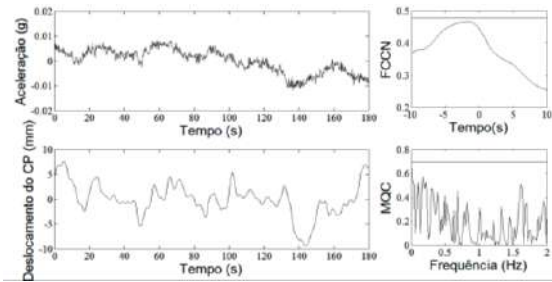
Sujeito 22



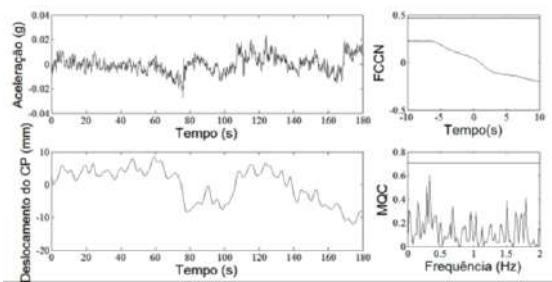
Sujeito 27



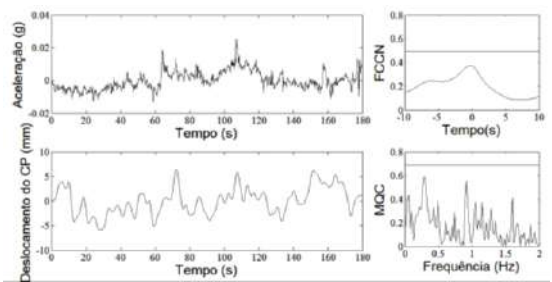
Sujeito 23



Sujeito 24

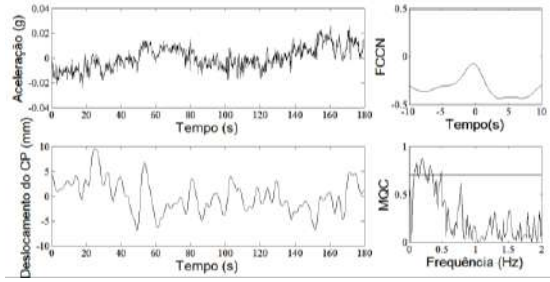


Sujeito 25

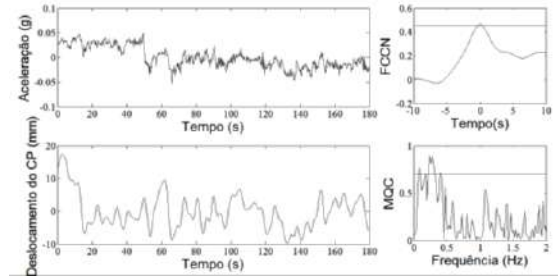


Condição OFPF e eixo Y

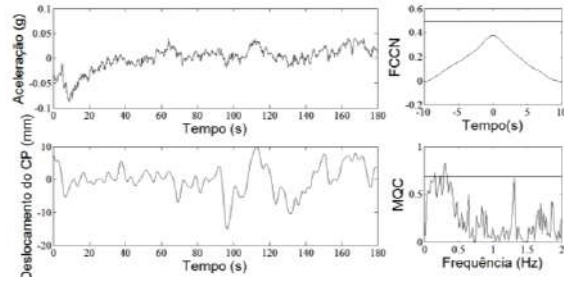
Sujeito 1



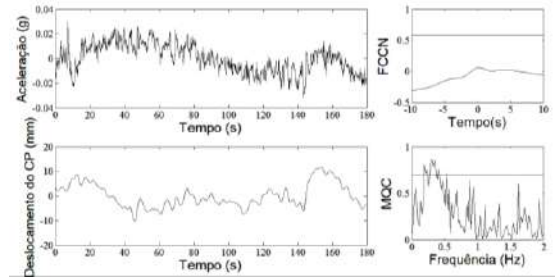
Sujeito 6



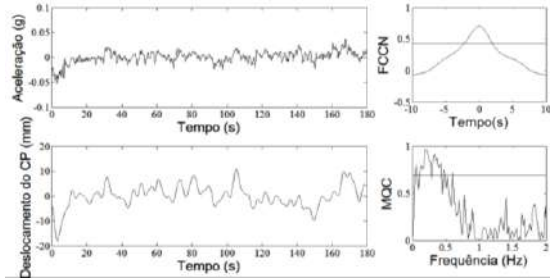
Sujeito 2



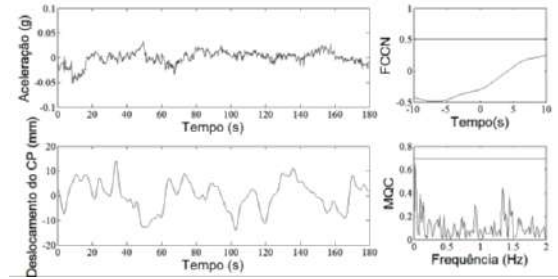
Sujeito 7



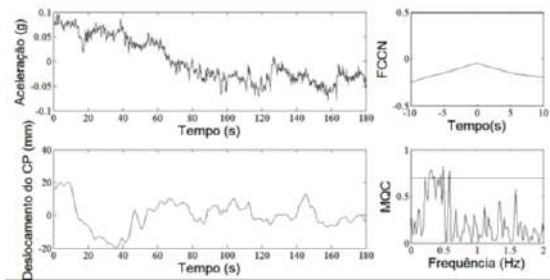
Sujeito 3



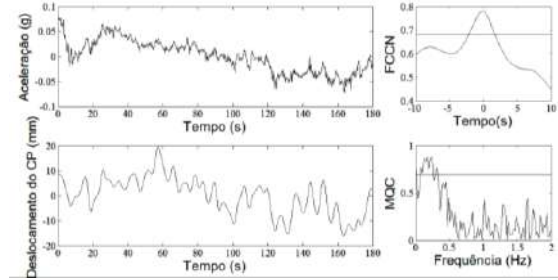
Sujeito 8



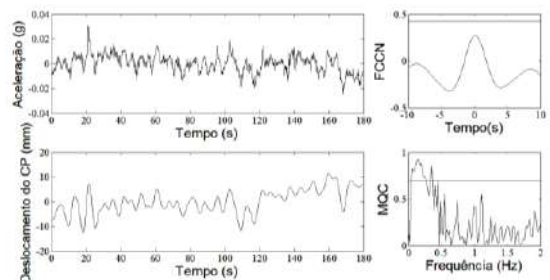
Sujeito 4



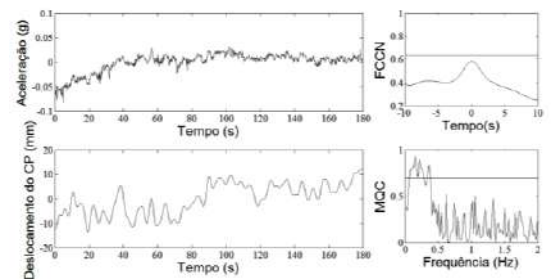
Sujeito 9



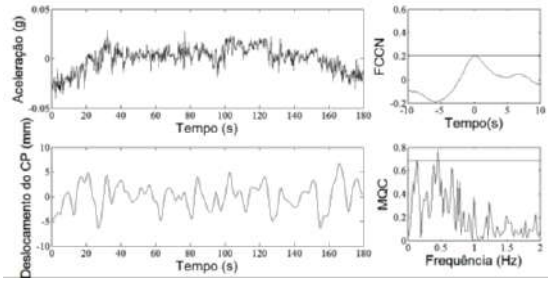
Sujeito 5



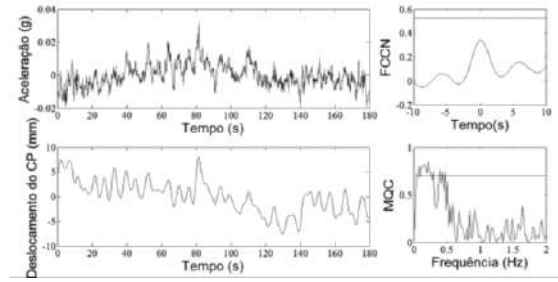
Sujeito 10



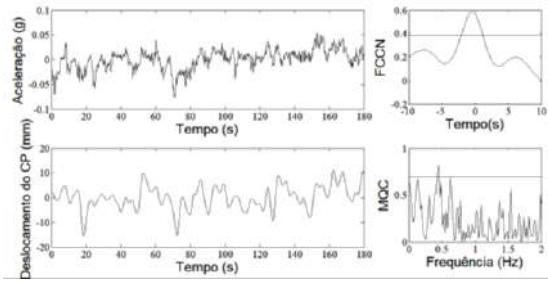
Sujeito 11



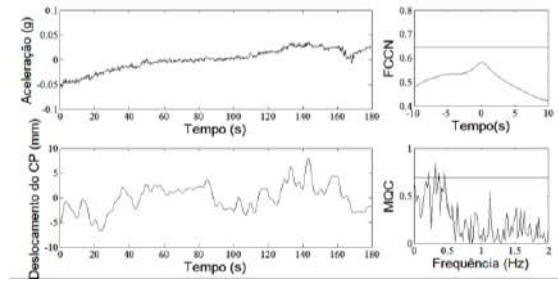
Sujeito 16



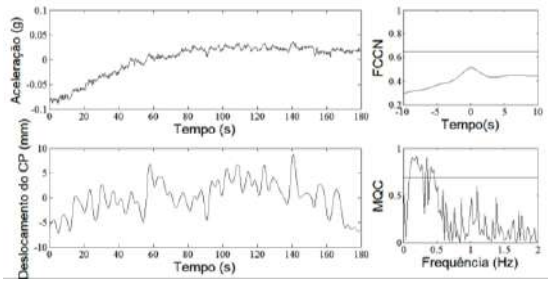
Sujeito 12



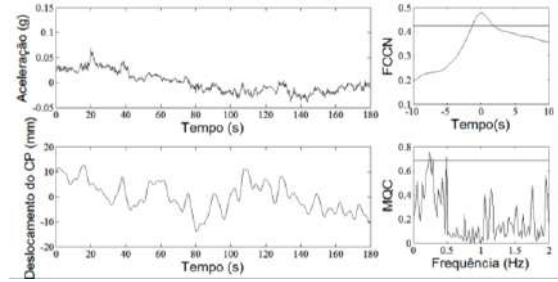
Sujeito 17



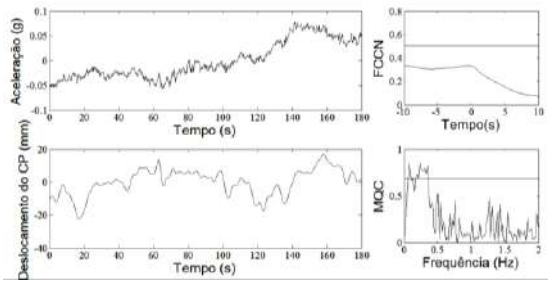
Sujeito 13



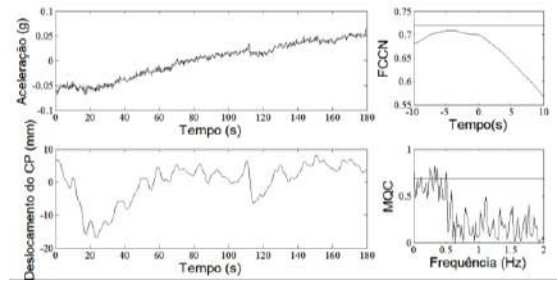
Sujeito 18



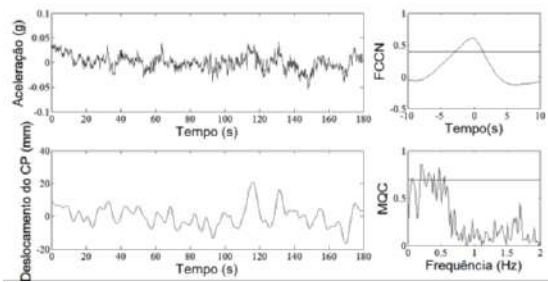
Sujeito 14



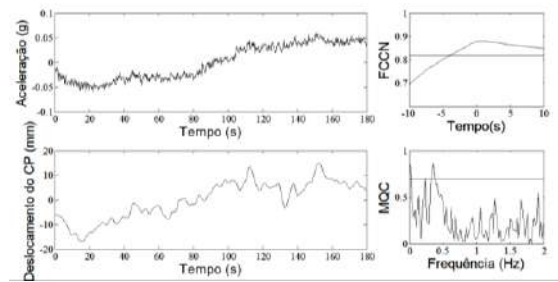
Sujeito 19



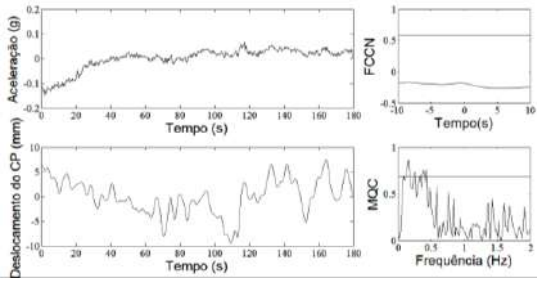
Sujeito 15



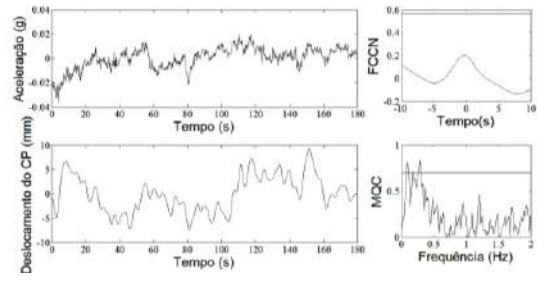
Sujeito 20



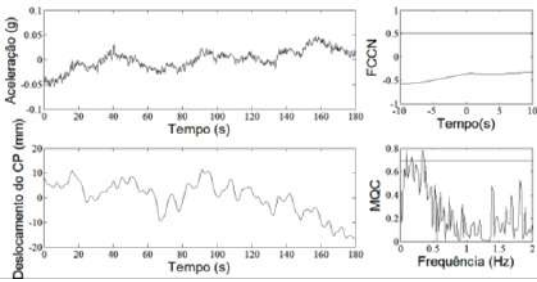
Sujeito 21



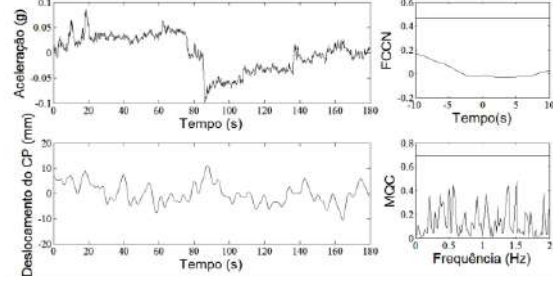
Sujeito 26



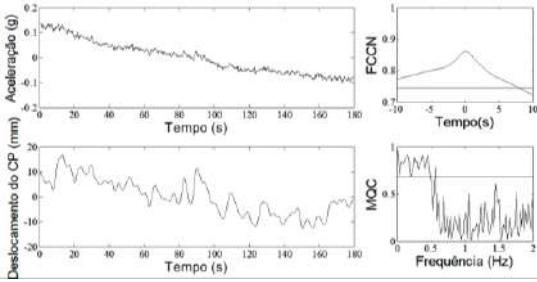
Sujeito 22



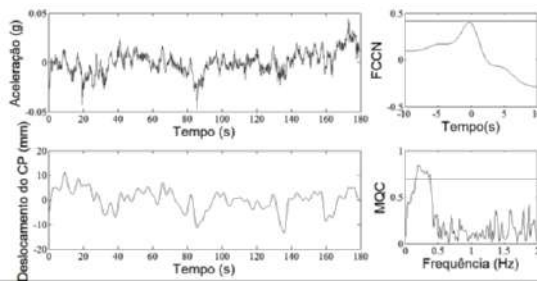
Sujeito 27



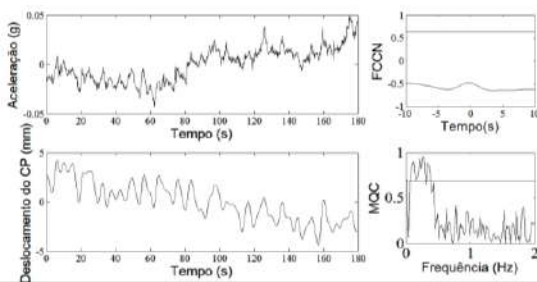
Sujeito 23



Sujeito 24

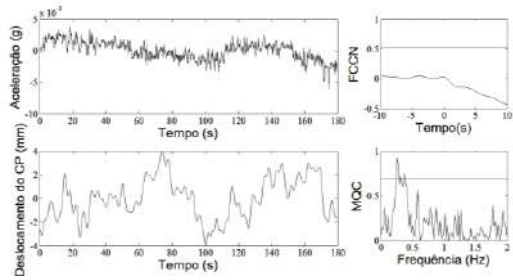


Sujeito 25

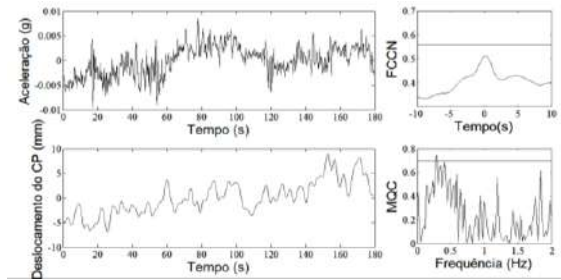


Condição OFPF e eixo X

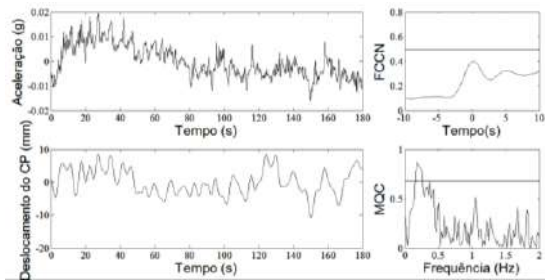
Sujeito 1



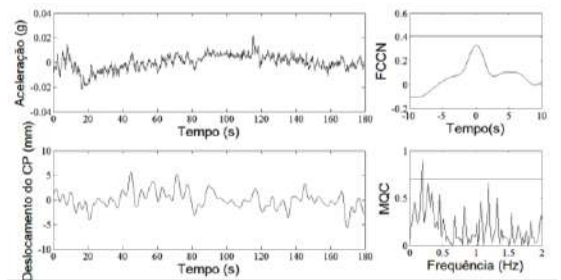
Sujeito 6



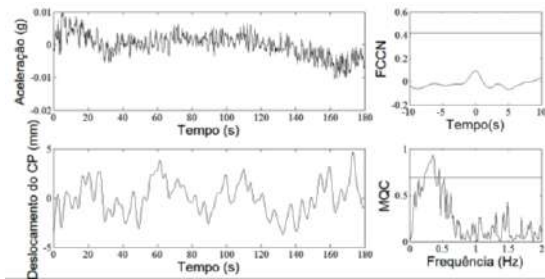
Sujeito 2



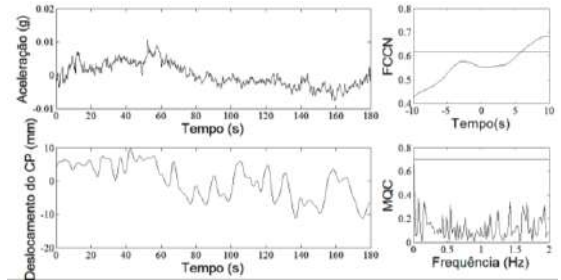
Sujeito 7



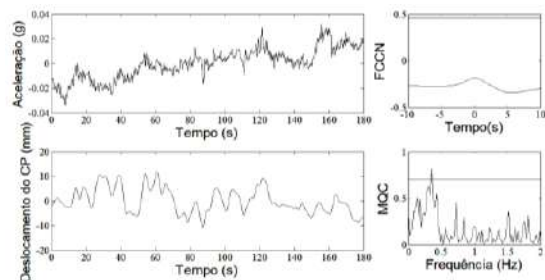
Sujeito 3



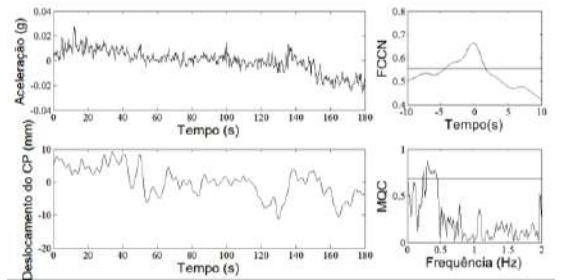
Sujeito 8



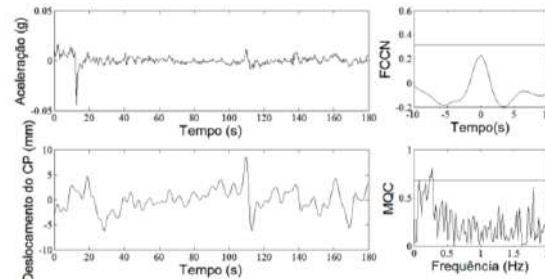
Sujeito 4



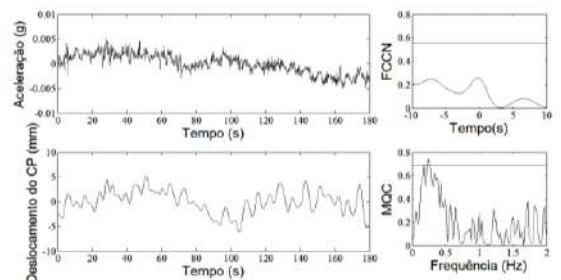
Sujeito 9



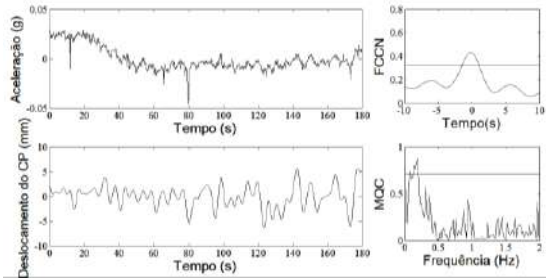
Sujeito 5



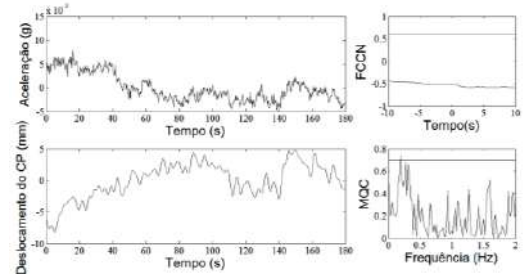
Sujeito 10



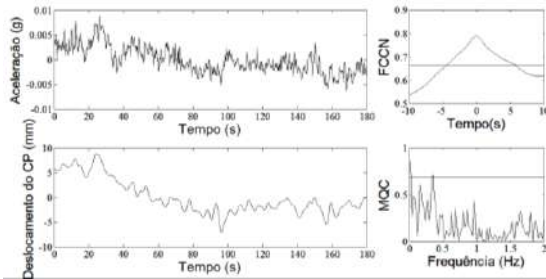
Sujeito 21



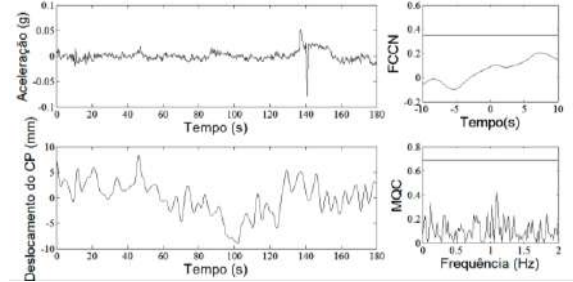
Sujeito 26



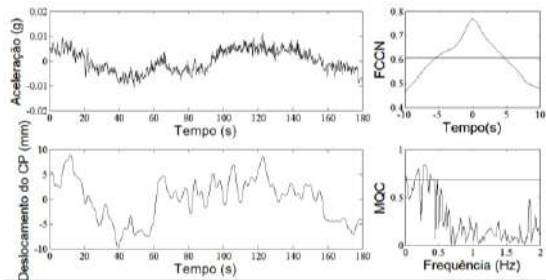
Sujeito 22



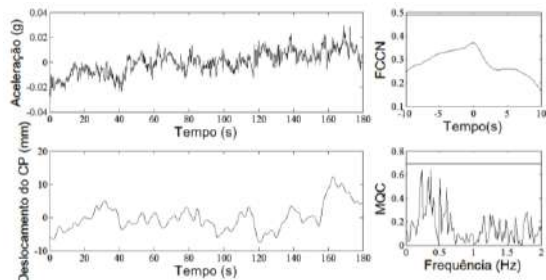
Sujeito 27



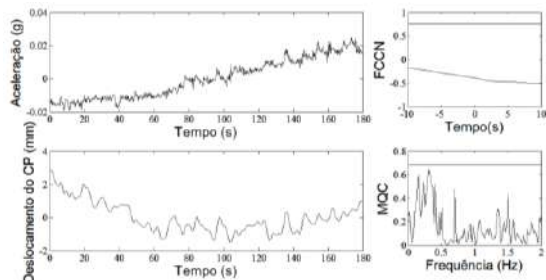
Sujeito 23



Sujeito 24

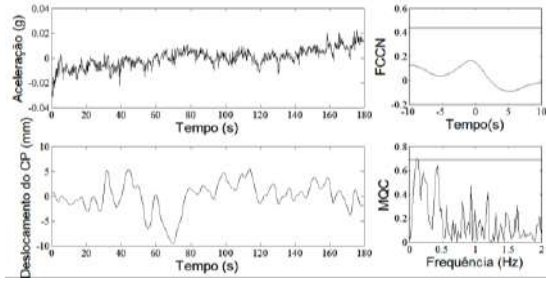


Sujeito 25

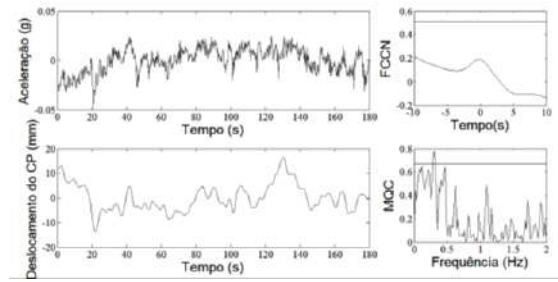


Condição OAPA e eixo Y

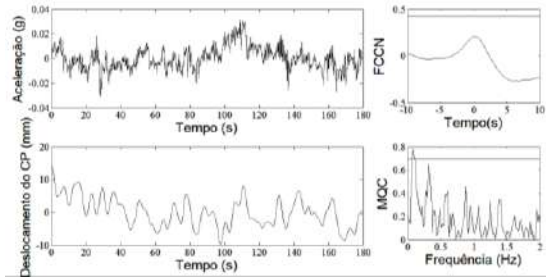
Sujeito1



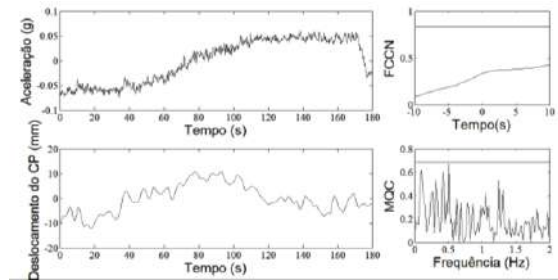
Sujeito 6



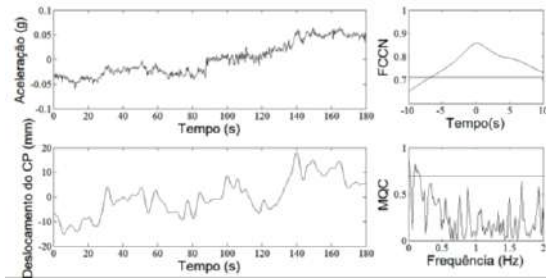
Sujeito 2



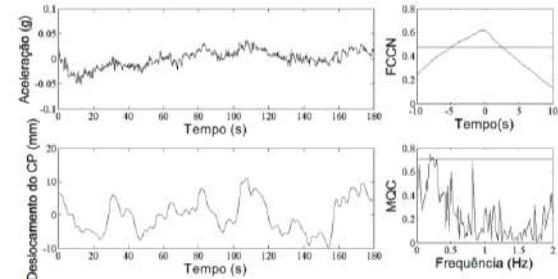
Sujeito 7



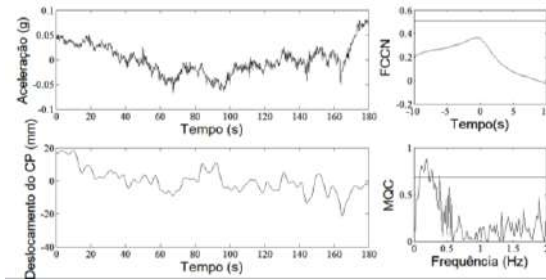
Sujeito 3



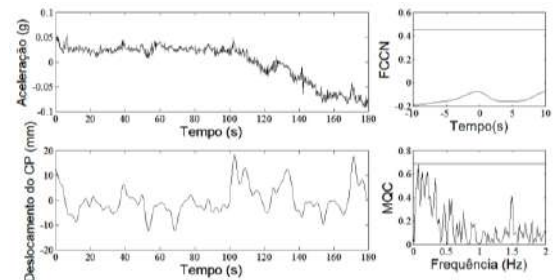
Sujeito 8



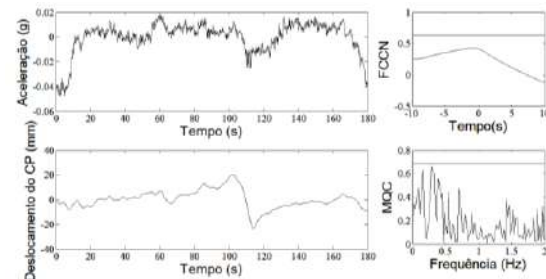
Sujeito 4



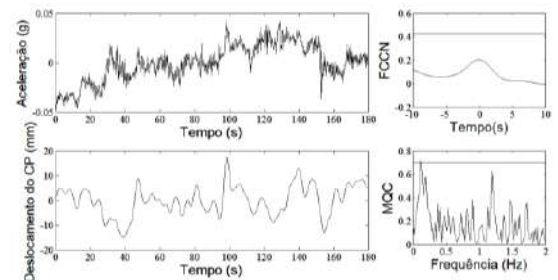
Sujeito 9



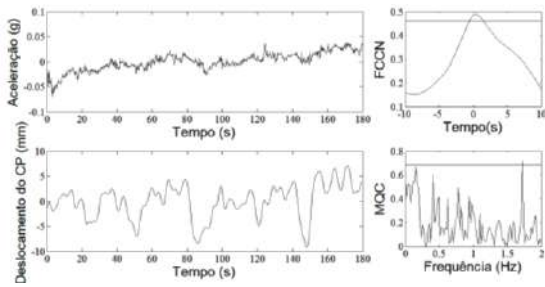
Sujeito 5



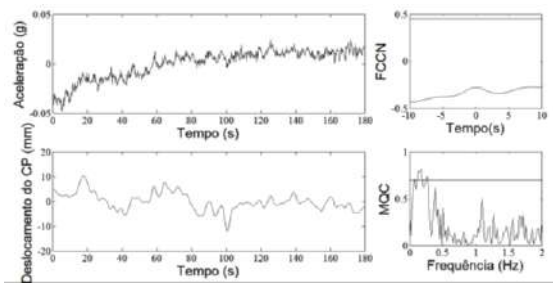
Sujeito 10



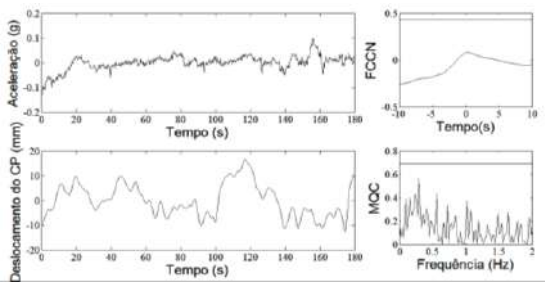
Sujeito 11



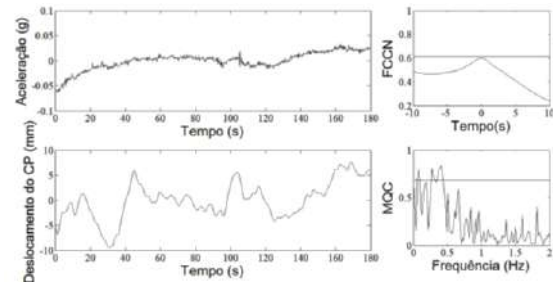
Sujeito 16



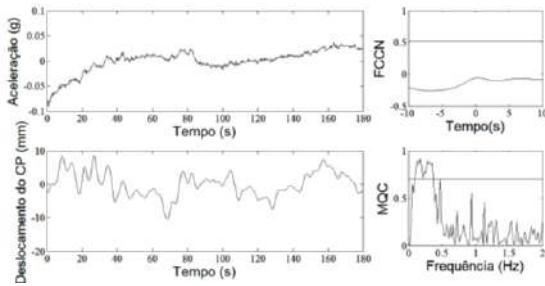
Sujeito 12



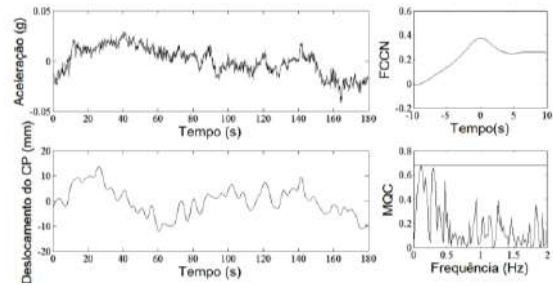
Sujeito 17



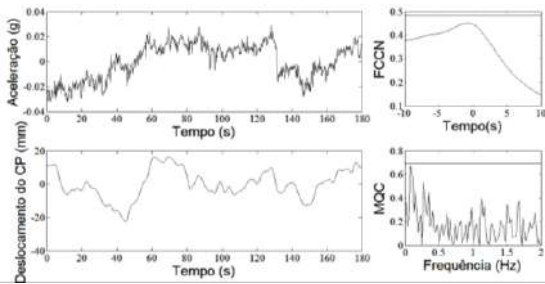
Sujeito 13



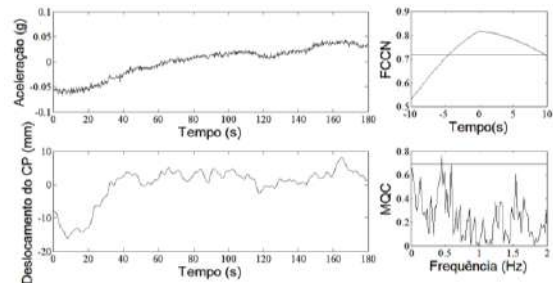
Sujeito 18



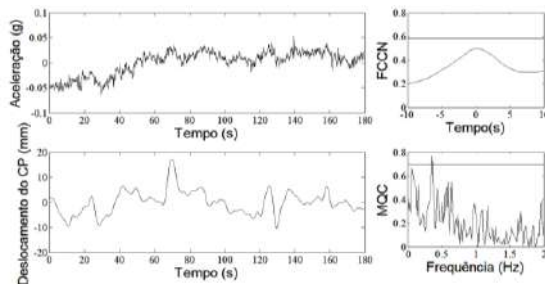
Sujeito 14



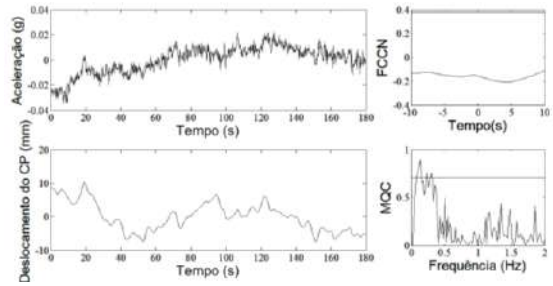
Sujeito 19



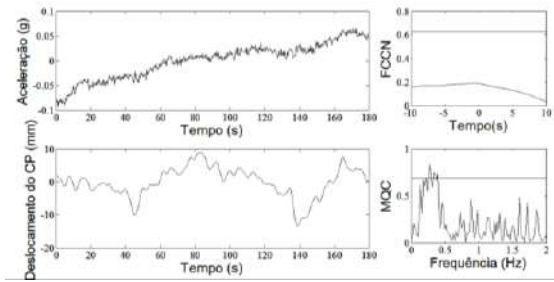
Sujeito 15



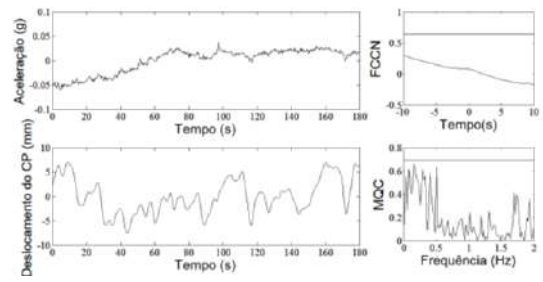
Sujeito 20



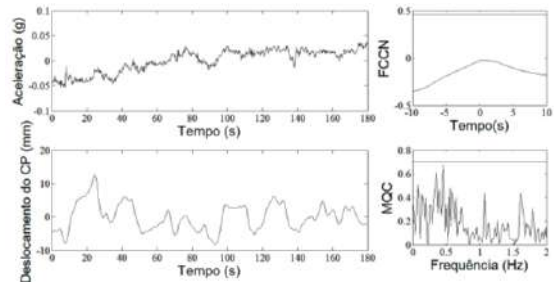
Sujeito 21



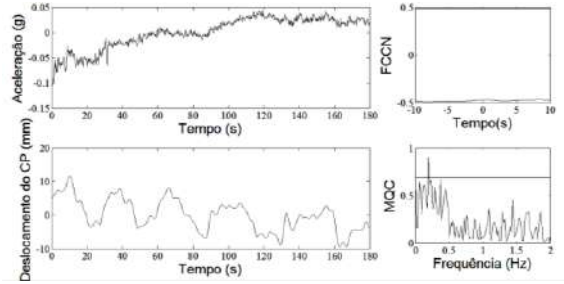
Sujeito 26



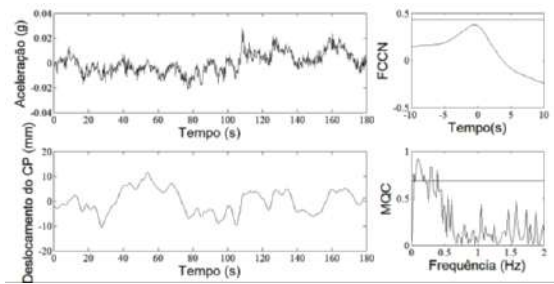
Sujeito 22



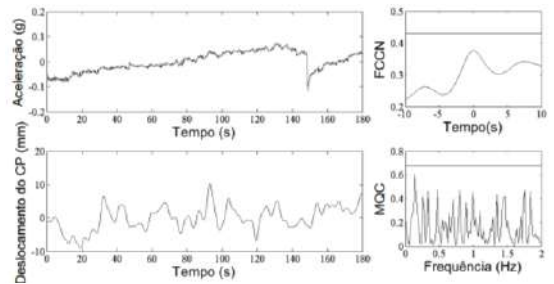
Sujeito 27



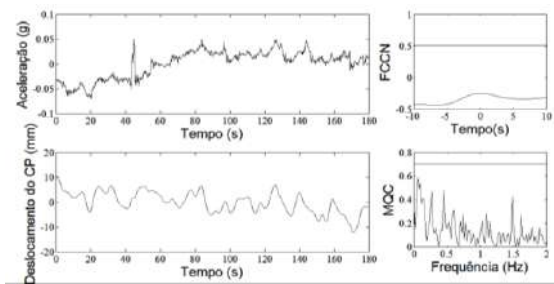
Sujeito 23



Sujeito 24

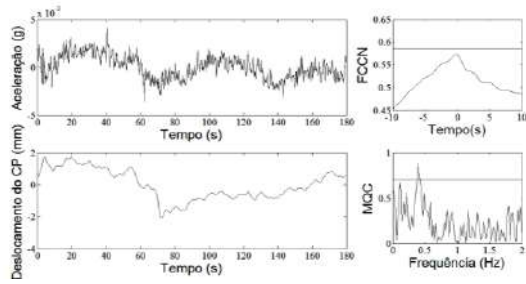


Sujeito 25

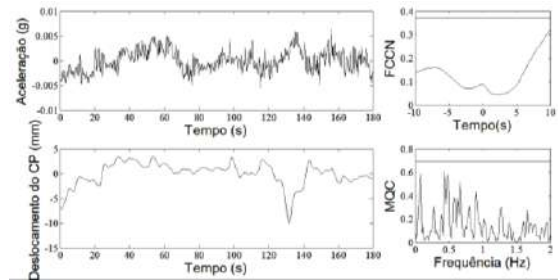


Condição OAPA e eixo X

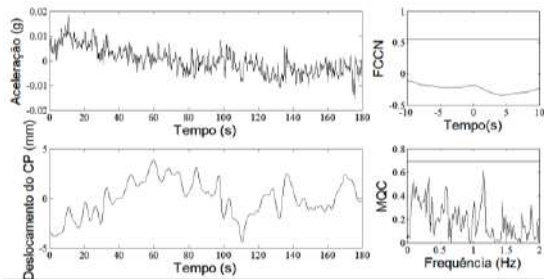
Sujeito1



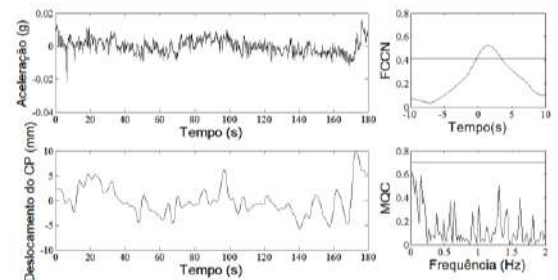
Sujeito 6



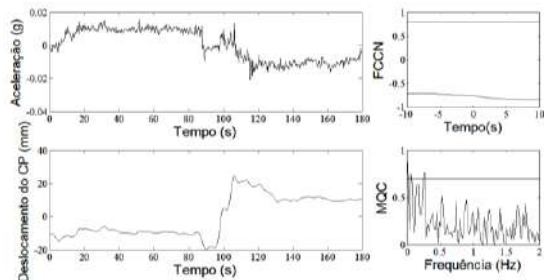
Sujeito 2



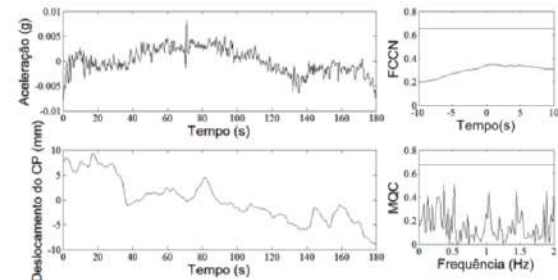
Sujeito 7



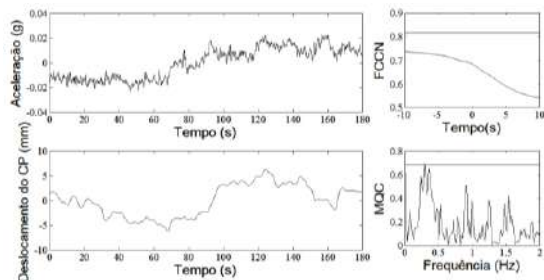
Sujeito 3



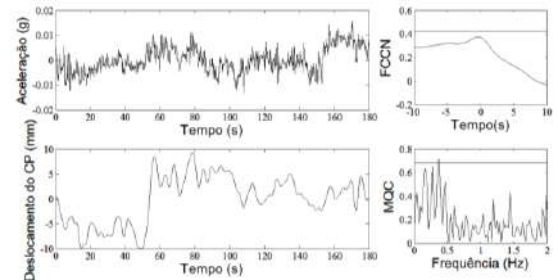
Sujeito 8



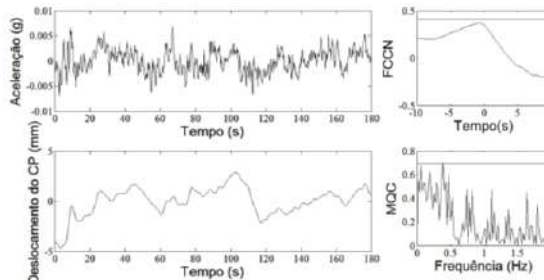
Sujeito 4



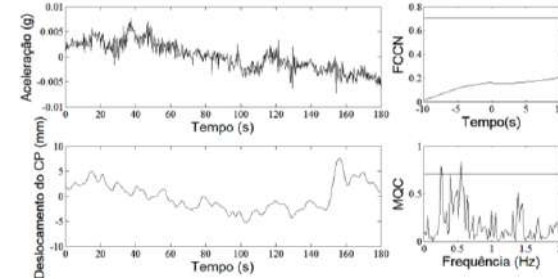
Sujeito 9



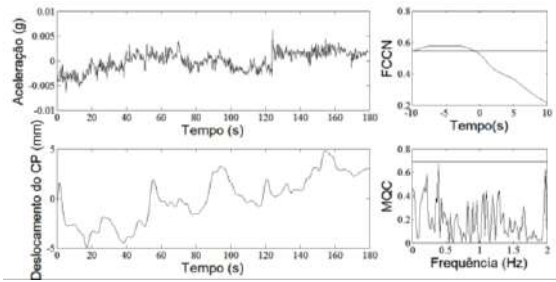
Sujeito 5



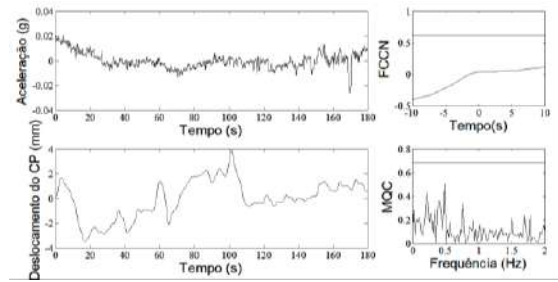
Sujeito 10



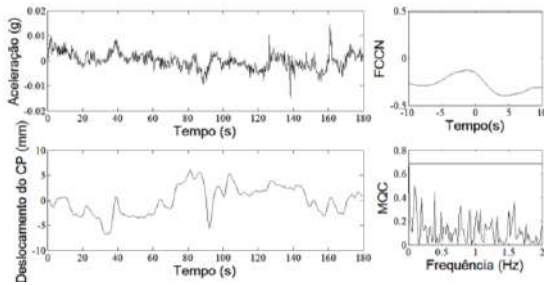
Sujeito 11



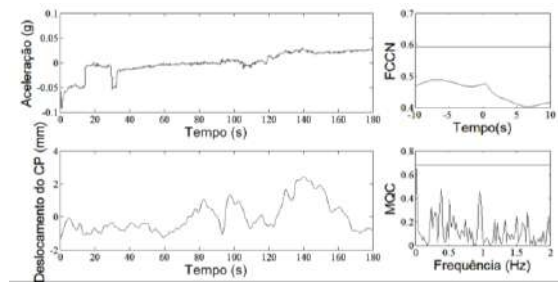
Sujeito 16



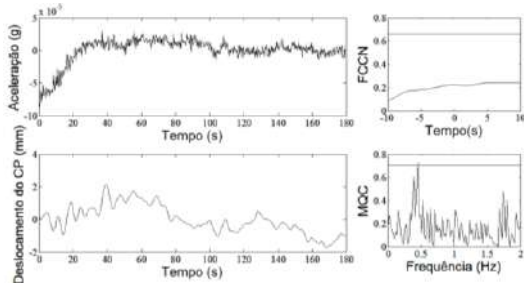
Sujeito 12



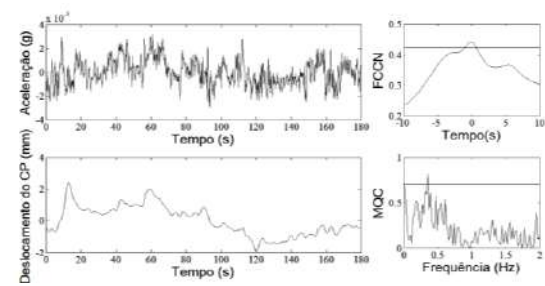
Sujeito 17



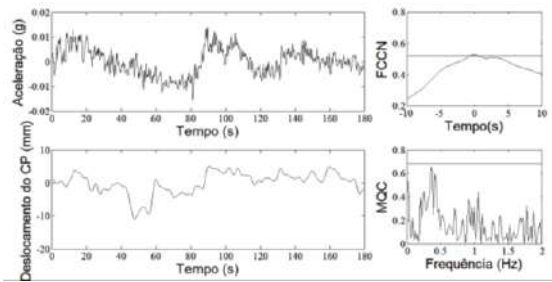
Sujeito 13



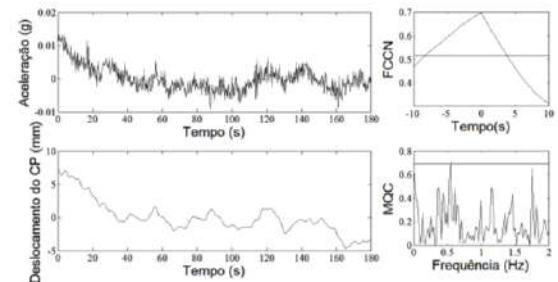
Sujeito 18



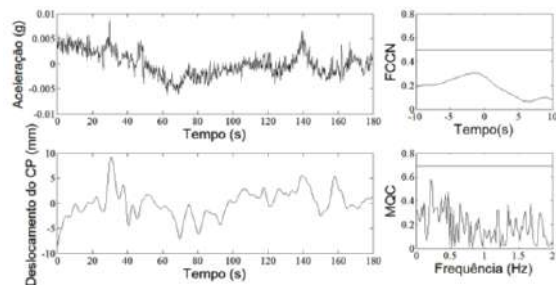
Sujeito 14



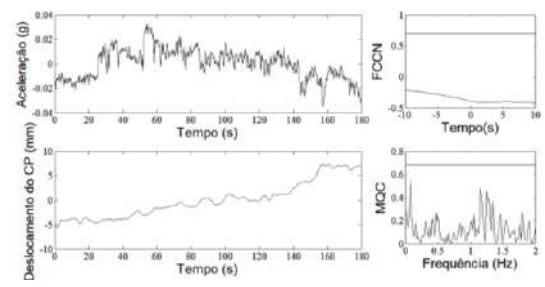
Sujeito 19



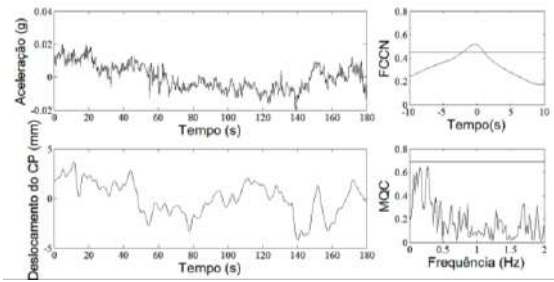
Sujeito 15



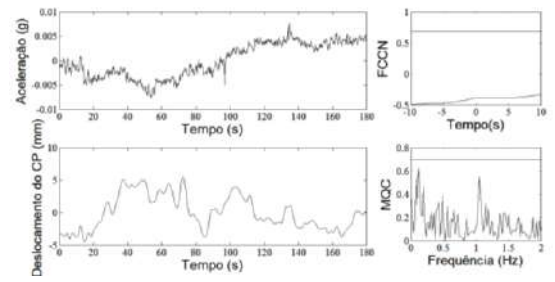
Sujeito 20



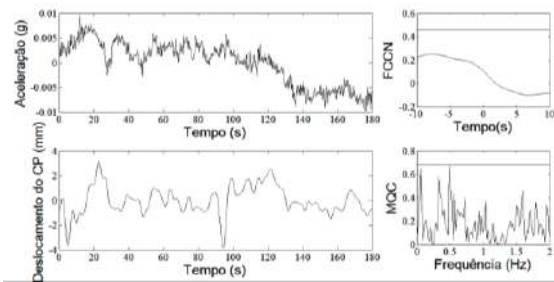
Sujeito 21



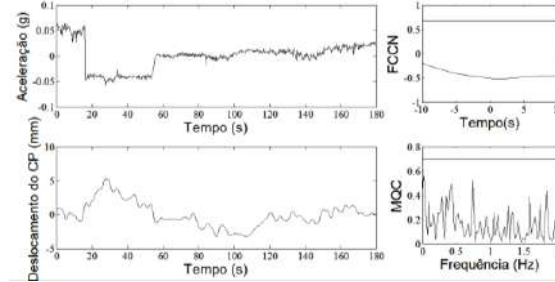
Sujeito 26



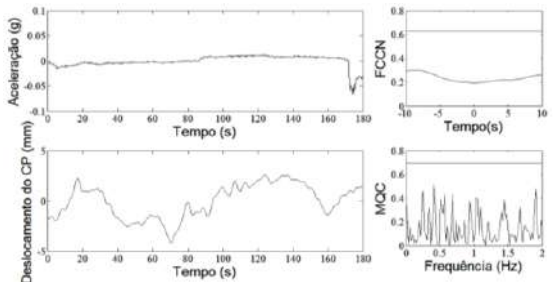
Sujeito 22



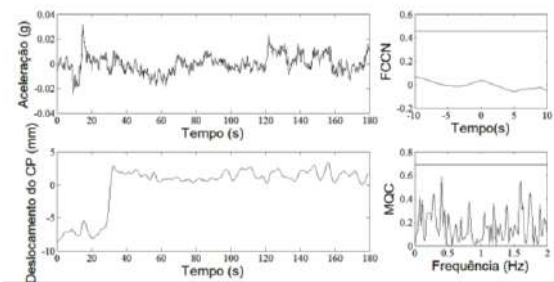
Sujeito 27



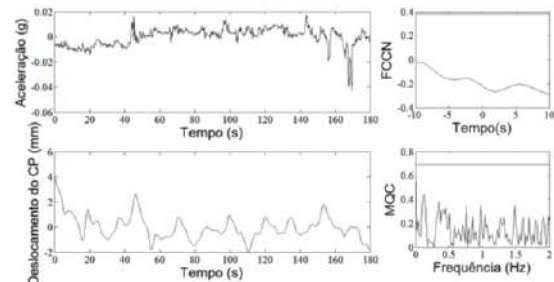
Sujeito 23



Sujeito 24

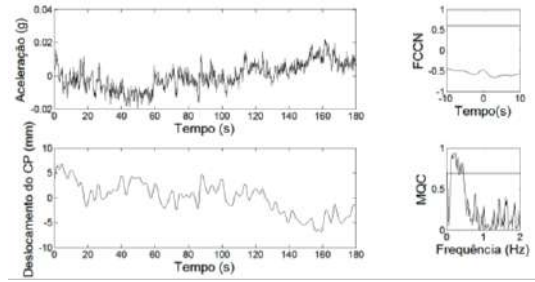


Sujeito 25

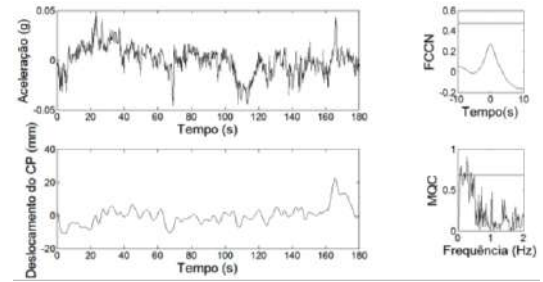


Condição OFPA e eixo Y

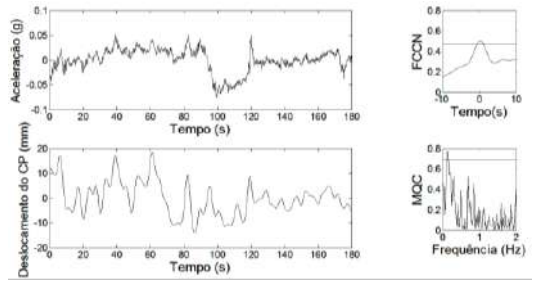
Sujeito 1



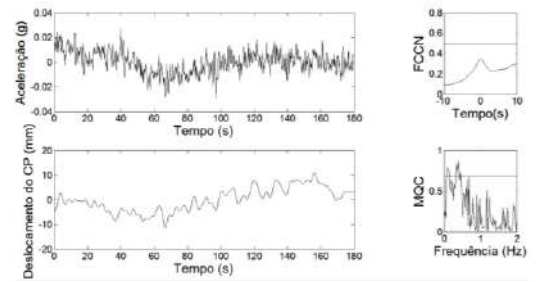
Sujeito 6



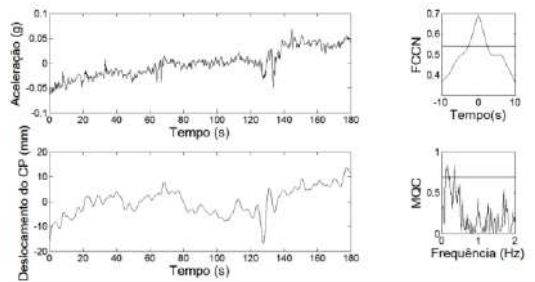
Sujeito 2



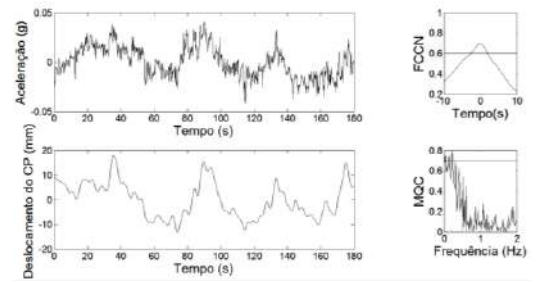
Sujeito 7



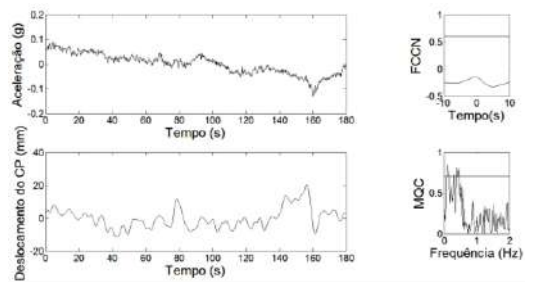
Sujeito 3



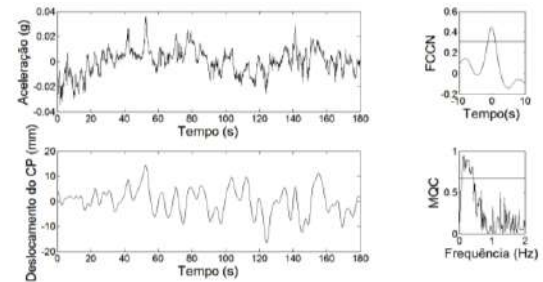
Sujeito 8



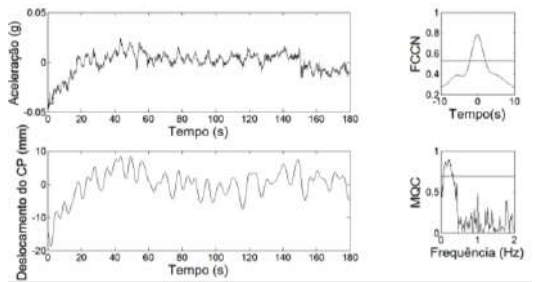
Sujeito 4



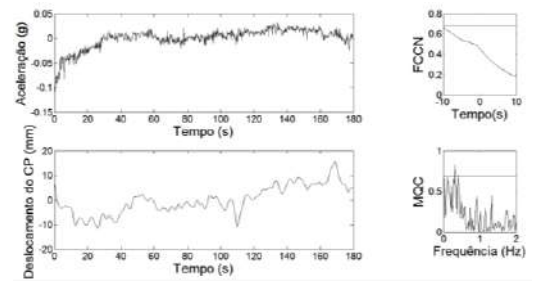
Sujeito 9



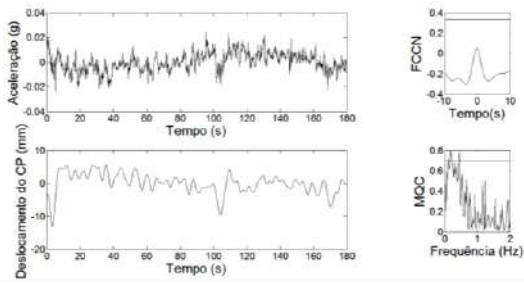
Sujeito 5



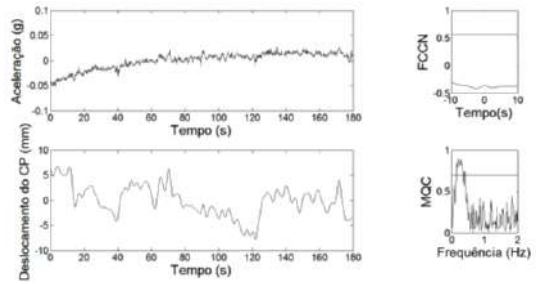
Sujeito 10



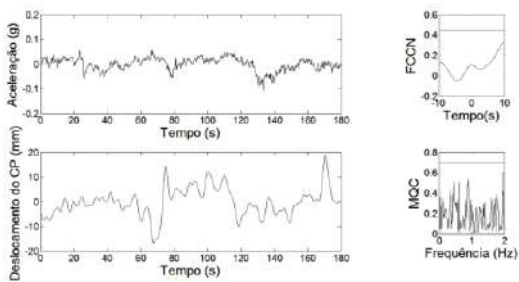
Sujeito 11



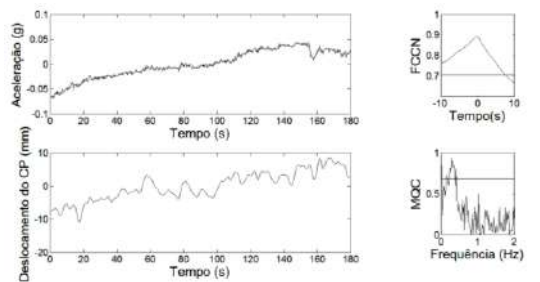
Sujeito 16



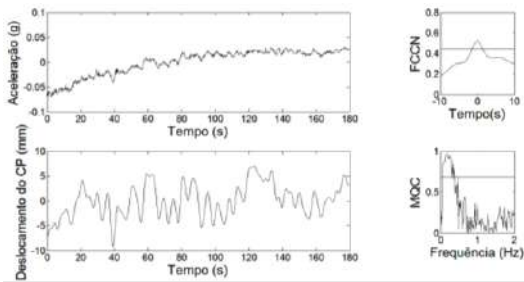
Sujeito 12



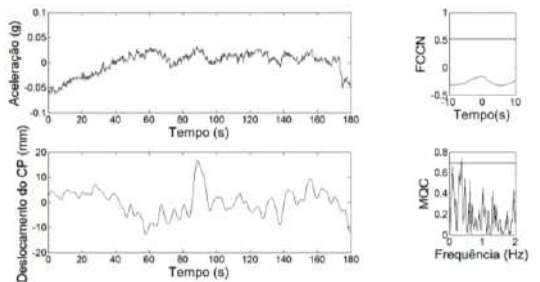
Sujeito 17



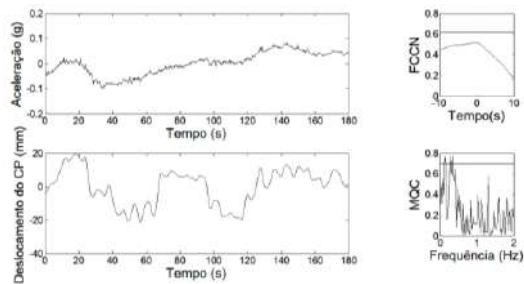
Sujeito 13



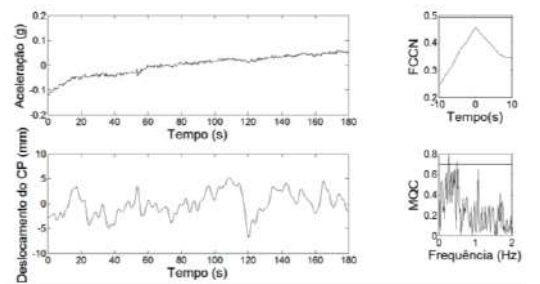
Sujeito 18



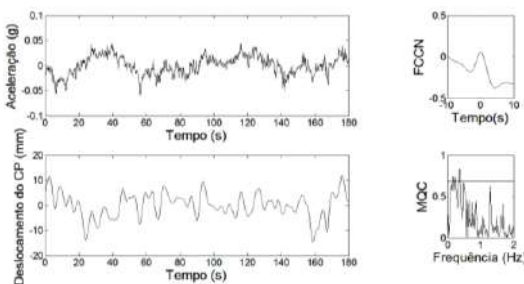
Sujeito 14



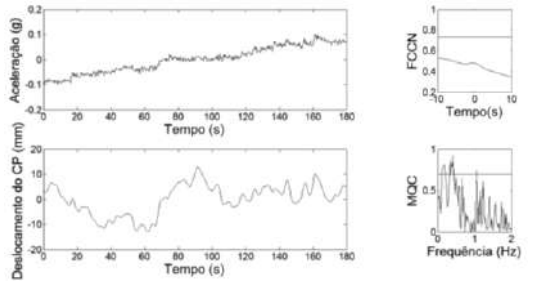
Sujeito 19



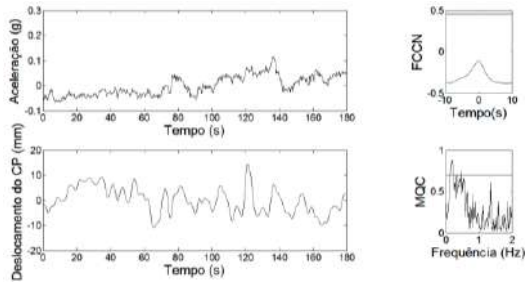
Sujeito 15



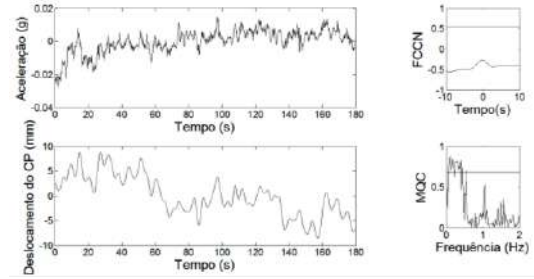
Sujeito 20



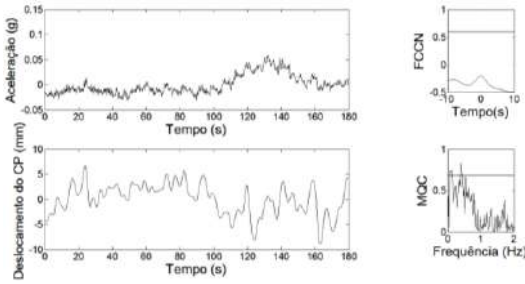
Sujeito 21



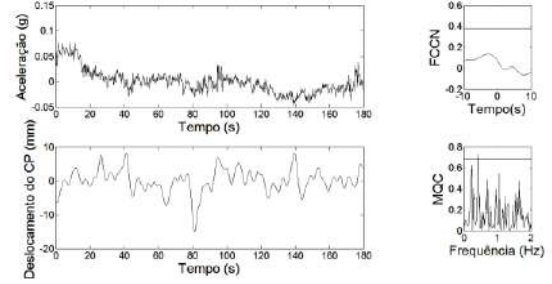
Sujeito 26



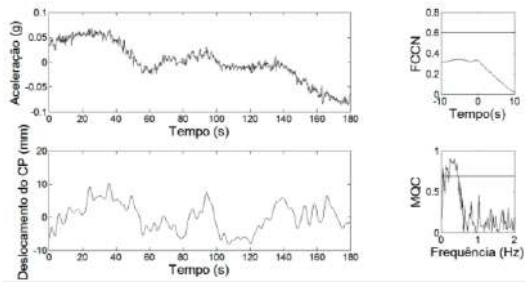
Sujeito 22



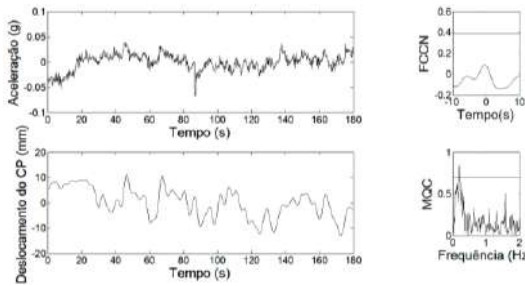
Sujeito 27



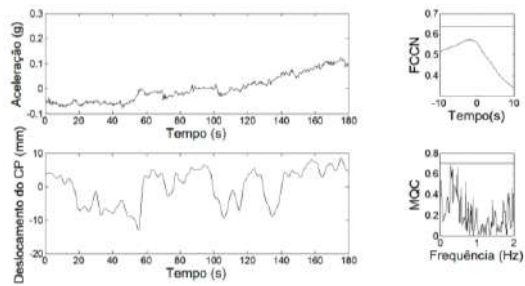
Sujeito 23



Sujeito 24

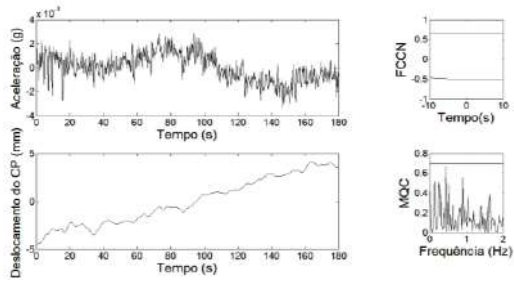


Sujeito 25

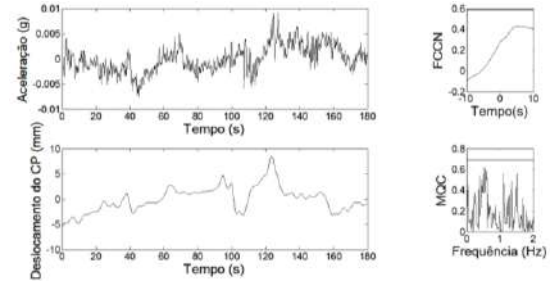


Condição OFPA e eixo X

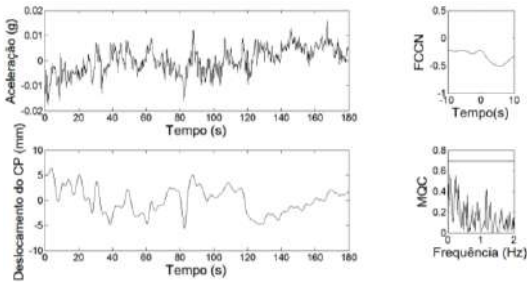
Sujeito 1



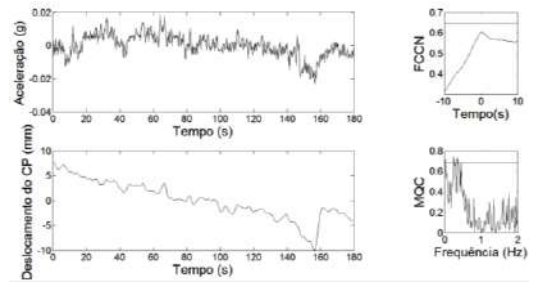
Sujeito 6



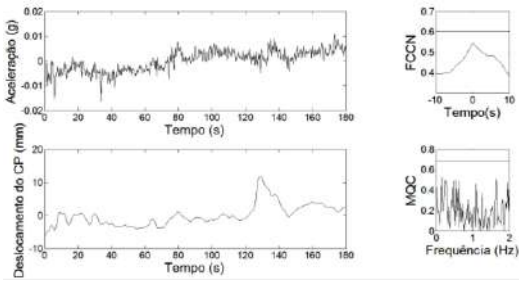
Sujeito 2



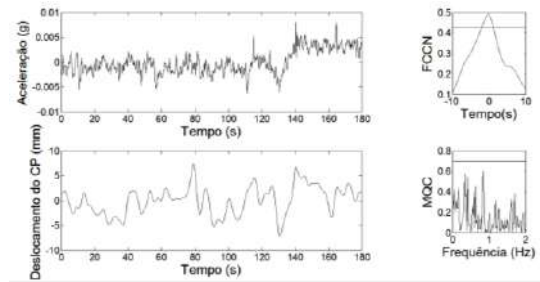
Sujeito 7



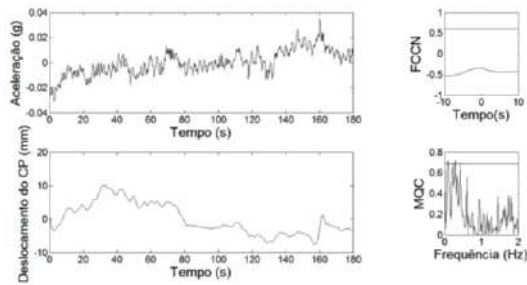
Sujeito 3



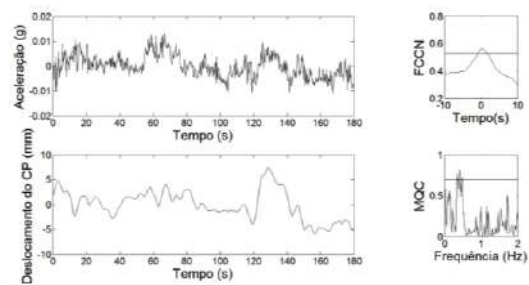
Sujeito 8



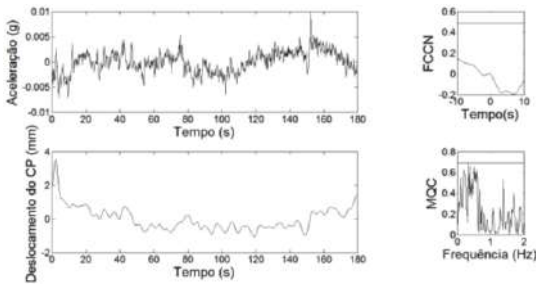
Sujeito 4



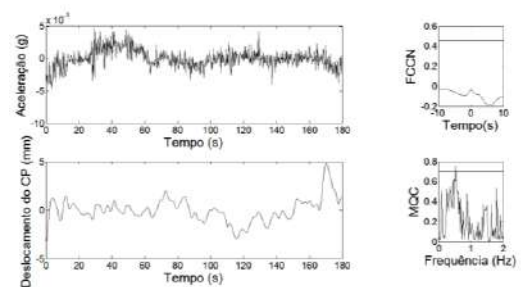
Sujeito 9



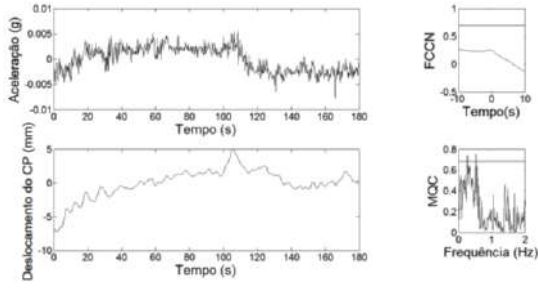
Sujeito 5



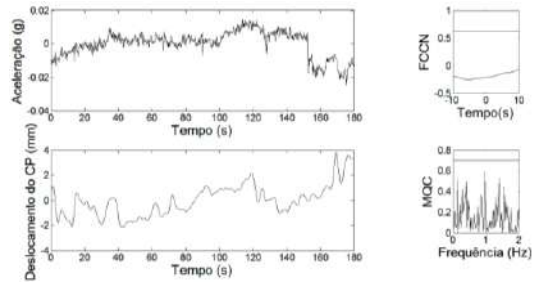
Sujeito 10



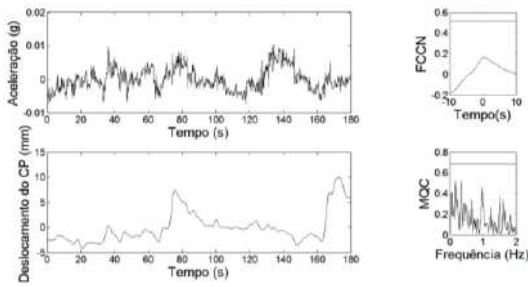
Sujeito 11



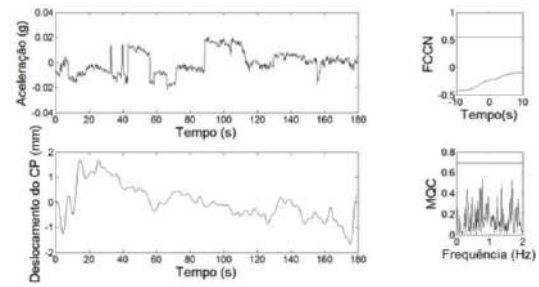
Sujeito 16



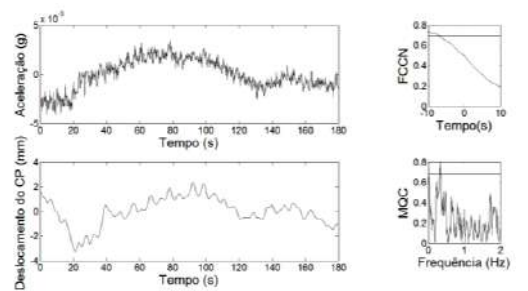
Sujeito 12



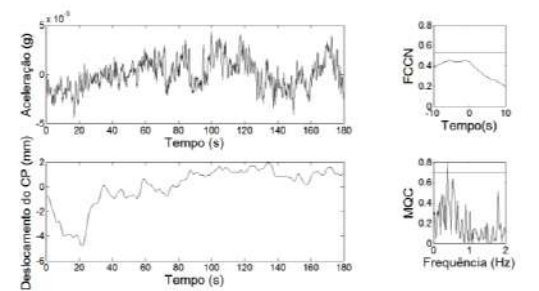
Sujeito 17



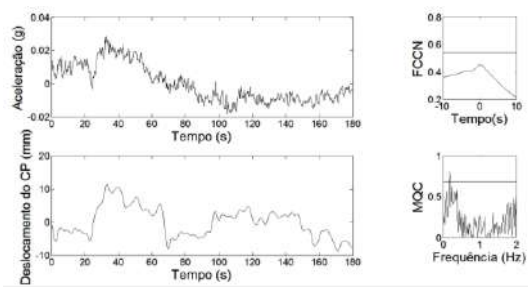
Sujeito 13



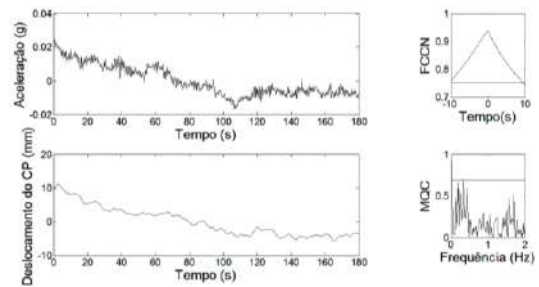
Sujeito 18



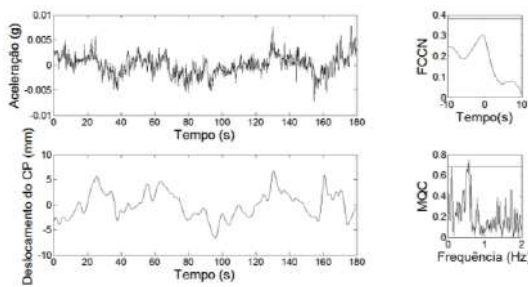
Sujeito 14



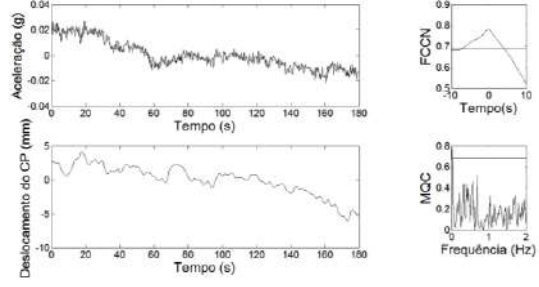
Sujeito 19



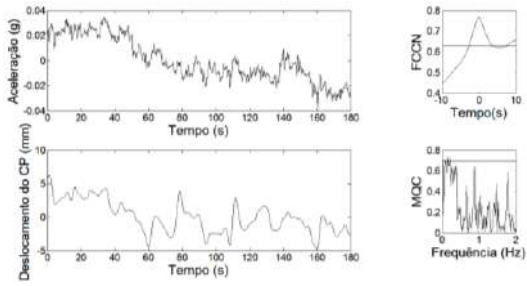
Sujeito 15



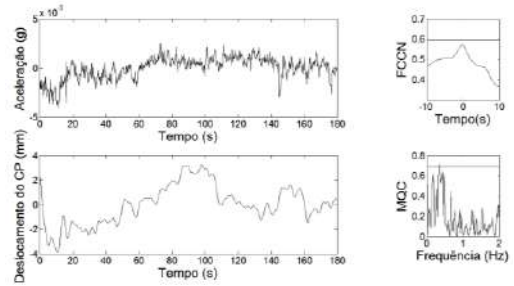
Sujeito 20



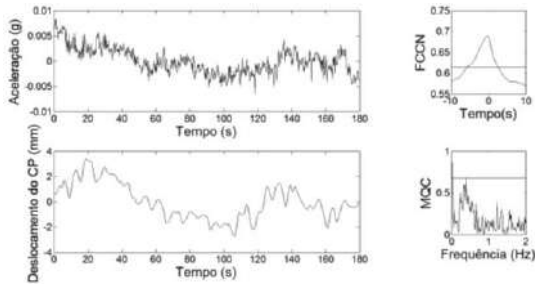
Sujeito 21



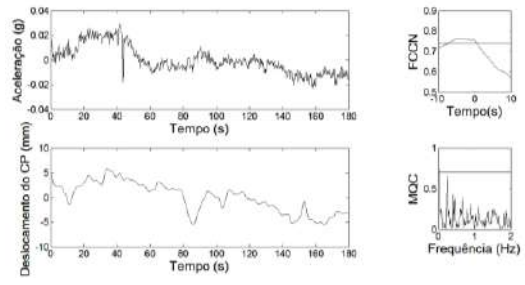
Sujeito 26



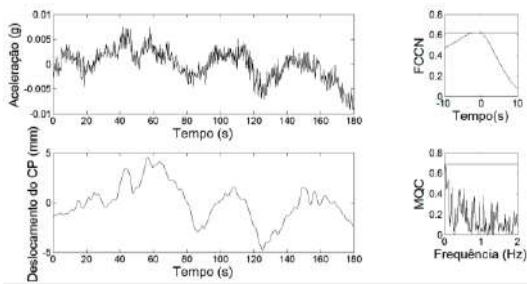
Sujeito 22



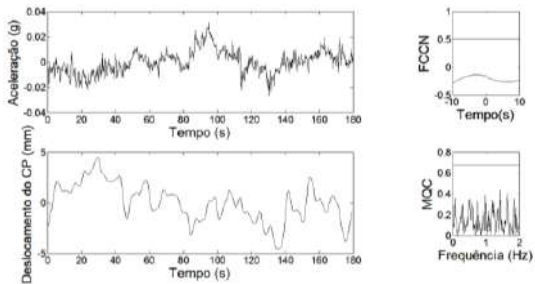
Sujeito 27



Sujeito 23



Sujeito 24



Sujeito 25

