



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

ESTUDO ESTEREOFOTOGRAMÉTRICO DA
CINEMÁTICA DA CABEÇA DE INDIVÍDUOS COM
ESTRESSE VISUAL

CLÁUDIA DE ALMEIDA FERREIRA DINIZ

Belo Horizonte, Fevereiro de 2017

Cláudia de Almeida Ferreira Diniz

**ESTUDO ESTEREOFOTOGRAMÉTRICO DA
CINEMÁTICA DA CABEÇA DE INDIVÍDUOS COM
ESTRESSE VISUAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Mecânica da Universidade Federal de
Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do
título de Doutor em Engenharia Mecânica

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientadores:

Prof. Marcus Pinotti Barbosa (*in memoriam*)

DEMEC/UFMG

Profa. Maria Lúcia Machado Duarte

DEMEC/UFMG

Co-orientador: Prof. Lázaro Valentim Donadon

DEMEC/UFMG

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2017

D585e

Diniz, Cláudia de Almeida Ferreira.

Estudo estereofotogramétrico da cinemática da cabeça de indivíduos com estresse visual [manuscrito] / Cláudia de Almeida Ferreira Diniz. – 2017.

175 f., enc.: il.

Orientadores: Marcos Pinotti Barbosa, Maria Lúcia Machado Duarte.
Coorientador: Lázaro Valentim Donadon.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais,
Escola de Engenharia.

Anexos: f. 162-175.

Bibliografia: f. 154-161.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Bioengenharia - Teses.
3. Fotogrametria - Teses. I. Barbosa, Marcos Pinotti. II. Duarte, Maria Lúcia Machado. III. Donadon, Lázaro Valentim. IV. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. V. Título.

CDU: 621(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário
31270-901 - Belo Horizonte - MG
Tel.: +55 31 3409.5145
E-mail: epgmec@demec.ufmg.br

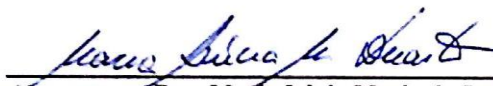
**"ESTUDO ESTEREOFOTOGRAMÉTRICO DA CINEMÁTICA DA
CABEÇA DE INDIVÍDUOS COM ESTRESSE VISUAL"**

CLÁUDIA DE ALMEIDA FERREIRA DINIZ

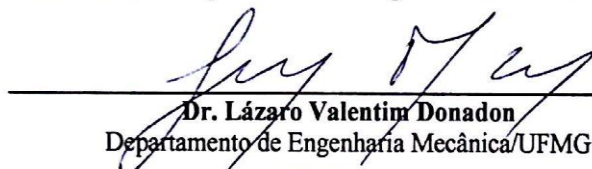
Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "Doutora em Engenharia Mecânica", na área de concentração de "Bioengenharia".

Tese aprovada no dia 21 de fevereiro de 2017.

Por:



Dra. Maria Lúcia Machado Duarte
Orientadora - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG



Dr. Lázaro Valentim Donadon
Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG



Dr. Ricardo Queiroz Guimarães
Hospital de Olhos de Minas Gerais



Dr. Fabrício Carvalho Soares
Instituto Federal de Minas Gerais



Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro
Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG



Dr. Rudolf Huebner
Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu marido e meus filhos pelo amor, carinho, apoio, paciência e resistência com que enfrentaram ao meu lado esse desafio e por terem cuidado de mim em todos os momentos.

Agradeço a todos os meus familiares, amigos e pacientes por compreenderem minha ausência.

Agradeço à Dr^a Márcia e ao Dr. Ricardo Guimarães por terem acreditado, apoiado e viabilizado esse estudo, por compreenderem minha ausência, por me apresentarem e ensinarem Neurovisão e por trabalharem incansavelmente para o reconhecimento dessa área de conhecimento.

Agradeço ao Prof. Marcos Pinotti, por todo o aprendizado proporcionado durante o período em que me deu a honra de estar à frente desse projeto.

Agradeço à Prof^a Maria Lúcia por ter me dado o apoio de sua competente orientação, por me mostrar o caminho e por permanecer ao meu lado desde o momento mais difícil desse trabalho.

Agradeço ao Prof. Lázaro, pela participação imprescindível como coorientador.

Agradeço ao Marcus pela participação também imprescindível, competente e pela paciência e disponibilidade sempre que foi necessário.

Agradeço ao LAPAN por acolher meu sonho de pesquisa.

Agradeço ao Bruno e ao Ramon por trazerem para esse trabalho contribuições tão seguras e competentes.

Agradeço aos colegas do LABBIO por compartilharem conhecimento, alegria, disponibilidade em todos os momentos.

Agradeço às colegas do setor de Neurovisão pela disponibilidade em ajudar e por compreenderem minha ausência.

Agradeço à Marina pelas eficientes providências na secretaria do curso.

RESUMO

O presente estudo investigou o comportamento motor de movimentar a cabeça no espaço em situações em que ela deveria estar parada, observado em indivíduos com Estresse Visual (EV). Tal investigação é relevante, pois esses movimentos mudam a posição das órbitas oculares no espaço e podem estar relacionados com os sintomas dos indivíduos.

Para a investigação foi desenvolvido um sistema de estereofotogrametria específico para registrar os movimentos da cabeça que o difere dos sistemas comerciais disponíveis por: 1) ser específico para quantificar este movimento ao nível do ponto anatômico mais relevante quando a análise diz respeito ao funcionamento do sistema visual, sem interferir na movimentação ocular 2) ser de montagem e operação simples visando a ser utilizado em ambientes clínicos e 3) ser de baixo custo, pois foram utilizadas duas câmeras filmadoras e programa de rastreamento de imagens de uso livre. Para o sistema, foi desenvolvido um algoritmo que calculou os movimentos da cabeça em seis graus de liberdade, transcritos ao nível do ponto médio entre os olhos. Para análise de dados, variáveis clinicamente relevantes para o EV foram selecionadas, analisadas estatisticamente e em conjunto com a utilização de duas metodologias inéditas para essa aplicação: 1) utilização de parâmetros de vibrações humanas para descrever e analisar o comportamento motor da cabeça de indivíduos com EV, e 2) utilização do Critério de Correlação Modal (*Modal Assurance Criterion* – MAC) para correlacionar os vetores de movimento da cabeça nas várias situações examinadas. O sistema foi utilizado em um experimento clínico com um grupo de indivíduos com EV, para caracterizar cinematicamente o movimento e verificar o efeito da posição corporal, do uso da visão, e da realização de tarefas visuais sobre esse controle cinemático.

Os resultados mostraram que os indivíduos com EV que participaram desse estudo mantiveram a cabeça em movimento permanentemente, embora tenham conseguido manter a velocidade média dos movimentos próxima de zero ao longo do tempo. O controle cinemático exibido por eles foi caracterizado por grandes valores de variância e conteúdo de aceleração elevado, que atingiu níveis que podem ser perigosos para a saúde.

A correlação de vetores de movimento revelou as características cinemáticas de um sistema motor de alta dimensionalidade, com elevada variabilidade inter indivíduos e influenciado pelo uso da visão, pela posição corporal e pela tarefa visual realizada.

Palavras Chave: Movimentos de Cabeça, Fotogrametria, Estresse Visual.

ABSTRACT

The present study investigated the motor behavior of moving the head in space, in situations where it should remain still, observed in subjects with Visual Stress (VS). Such investigation is relevant because these movements change the orbits position in space, which may contribute to the subjects' symptoms.

For the investigation a stereophotogrametric system was developed specifically to register the head motion. It differs from commercially available systems since: 1) it is specific to quantify such motion at the most relevant anatomic point when the analysis is related to the visual system, besides not causing interference on the ocular motion; 2) it is of simple operation and assemble, intended for clinical use; 3) it is of low cost, since two camcorders and a free software were used. For the system, an algorithm was developed to calculate the head motion at six degrees of freedom, translated to the middle point between the eyes. For data analysis, clinically relevant variables for VS were selected together with two methodologies originally applied to this application: 1) the use of human vibration parameters to describe and analyse the head motor behaviour of subjects with VS; and 2) the use of the Modal Assurance Criterion (MAC) to correlate head motion vectors in the tested situations. The system was applied in a clinical experiment with a group of subjects with VS, in order to characterize their kinematic head motion and to verify the effects of the body posture, the use of vision and the visual tasks performance on their kinematic control.

The results show that the volunteers with VS used in the experiment kept their head in continuous movement, although their mean motion velocity was kept close to zero over time. Their kinematic control was characterized by high variance and acceleration values, reaching levels that may be considered dangerous for health. The motion vector correlation revealed the kinematic characteristics of a motor system having high dimensionality, high inter subject variability and influenced by the use of vision, the body posture and the visual task performed.

Keywords: Head Motion, Photogrametry, Visual Stress.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2-1: Distorções “redemoinho” (à esquerda) e ”embaçado” (à direita). Baseado em Irlen (1991).	21
Figura 2-2: Movimentos da cabeça e os eixos basicêntricos relacionados.	22
Figura 2-3: Ilustração do declínio de acuidade visual a partir da fóvea, em direção à periferia da retina (baseado em Rayner et al, 2016).	23
Figura 2-4: Desenho esquemático do olho humano e do comprimento do arco (d) que o ângulo θ descreve.	24
Figura 2-5: Plotagem do acoplamento olho/cabeça. Traduzido de Freedman (2008).	26
Figura 2-6: Rotações oculares. Baseado em Hess e Thomassen (2014).	27
Figura 2-7: Distribuição de massas da cabeça. CMc: centro de massa da cabeça. CR: centro de rotação articular da cabeça, representado pelo círculo vermelho. IM: Inserção dos músculos que estabilizam a cabeça na posição horizontal. PAN: Plano aurículo/nasal. Baseado em Kapandji (1999).	28
Figura 2-8: Eixo Y.(a) linha horizontal que representa o eixo Y.(b) a localização do eixo Y está indicada pelo círculo vermelho sobre a articulação entre a cabeça e a primeira vértebra cervical. A cabeça pode fazer movimento de rotação em torno o eixo Y. A rotação que inclina a cabeça anteriormente segue a direção +Y enquanto a que inclina posteriormente segue a direção -Y. Baseado em Griffin (1996).	29
Figura 2-9: Deslocamentos da cabeça em torno do eixo Y em consequência a rotações das vértebras cervicais. Kapandji (1999).	30
Figura 2-10: Eixo biodinâmico X. Esse eixo é considerado paralelo ao Plano Aurículo Nasal (PAN).	31
Figura 2-11: Rotação da cabeça no eixo X. À esquerda, observa-se que a amplitude de movimento da cabeça sobre as duas primeiras vértebras cervicais é restrita a poucos graus. À direita, é mostrado que a amplitude aumenta expressivamente quando são somadas as amplitudes de inclinação que ocorrem nas vértebras da coluna cervical. Kapandji (1999).	31
Figura 2-12: Eixo Z. à esquerda, o eixo Z está representado pela reta vermelha que divide a face ao meio. À direita, o eixo Z é representado pelo círculo vermelho. Por essa representação, verifica-se que, em função da distância do eixo Z às órbitas, qualquer rotação da cabeça nesse eixo produzirá translação das órbitas oculares no espaço. Baseado em Kapandji (1999).	32
Figura 2-13: Efeito das rotações da cabeça em um eixo sobre a posição dos outros dois eixos.(a) rotação no eixo X altera os eixos Y e Z para as posições Y' e Z'. (b) rotação no eixo Y altera a posição dos eixos X e Z para X' e Z', respectivamente. (c) rotação no eixo Z altera o eixo X para a posição X' e o eixo Y para a posição Y'.	32
Figura 2-14: Planos de Movimentos da cabeça.....	33
Figura 2-15: Geometria do sistema olho / cabeça para fixações oculares acompanhadas de rotação da cabeça no eixo Z, conforme Panerai e Sandini (1998).	35

Figura 2-16: Razão da velocidade angular do movimento olho/cabeça em função da distância d do ponto de fixação. À esquerda, a distância interocular foi fixada em 6 cm e a distância do olho ao centro de rotação da cabeça variou de 6 a 16 cm. À direita, a distância do olho ao centro de rotação da cabeça foi fixada em 12 cm e a distância interocular variou de 6 a 16 cm. Conforme Panerai e Sandini (1998).	36
Figura 2-17: Cinemática para translação da cabeça no eixo z. Conforme Pozzo, Bertoz e Lefort (1990).	37
Figura 2-18: Geometria do sistema olho / cabeça para fixações oculares acompanhadas de translações da cabeça no eixo Y. Conforme Panerai, Metta e Sandini (2000).	37
Figura 2-19: Razão da velocidade angular do movimento olho/cabeça em função da distância d do ponto de fixação, para movimentos de translação da cabeça. A distância interocular foi fixada em 6 cm e a distância do olho ao centro de rotação da cabeça variou de 6 a 16 cm. Conforme Panerai, Metta e Sandini (2000).	38
Figura 3-1: Exemplo de sequência de letras do <i>Lighthouse Distance Visual Acuity Test</i> . O <i>Lighthouse Near Visual Acuity Test</i> tem a mesma sequência de letras, porém com tamanho ajustado à visão a 40 cm de distância.	43
Figura 3-2: Material utilizado para montagem dos marcadores. (a) tiara elástica. (b) “Tica Tac”. (c) Esferas de isopor pintadas. (d) haste de metal.	45
Figura 3-3: Marcadores montados e colocados na cabeça.	46
Figura 3-4: Posição dos marcadores na cabeça. À esquerda, vista lateral. À direita, vista anterior.	46
Figura 3-5: Previsão para codificar quadros e Estimação de Movimento.	48
Figura 3-6: Posicionamento das câmeras no Sistema de Estereofotogrametria (EFG) desenvolvido.	49
Figura 3-7: Programa de rastreamento das imagens, no qual se verifica a transformação em coordenadas da imagem do marcador B. Na imagem aproximada, estão as marcas referentes à sequência de posições rastreadas em quadros anteriores do vídeo.	50
Figura 3-8: Tela inicial do programa Análise Cinemétrica.	53
Figura 3-9: Representação dos vetores OE e OF no sistema de coordenadas.	58
Figura 3-10: Exemplo de duas saídas de resultados da função de análise no domínio do tempo. à esquerda, resultados das translações do teste feito de olhos fechados e com o indivíduo em pé. À direita, resultados das rotações do teste feito de olhos fechados e com o indivíduo em pé.	63
Figura 3-11: Desenho esquemático do boxplot. Adaptado de Reis e Reis, 2012.	65
Figura 3-12: Representação do comportamento oscilatório da cabeça e sua representação gráfica. O pico de aceleração é indicado no gráfico.	67
Figura 3-13: Exemplo de resultado da análise em frequência.	72
Figura 3-14: Exemplo de gráficos 3D para os resultados de deslocamento, velocidade e aceleração.	73
Figura 3-15: Exemplo de gráficos 2D para o resultado de deslocamento.	73

Figura 3-16: Exemplos ilustrativos das formas de apresentação dos resultados do MAC. À esquerda imagem 2D. À direita imagem 3D (de acordo com Allemang, 2003).	75
Figura 3-17: Exemplo da tela de resultados da análise MAC1.	76
Figura 3-18: Modelo para a interpretação das correlações na análise MAC1.....	78
Figura 3-19: Exemplo de resultado de um dos testes para a análise MAC2.	79
Figura 3-20: Validação do Sistema de Estereofotogrametria contra um valor verdadeiro. À esquerda, imagem registrada pela CAM 1. À direita, imagem registrada pela CAM 2. A luz da lanterna acesa pelo pesquisador indica o quadro inicial de cada vídeo para a sincronização das imagens.	82
Figura 3-21: Resultado gráfico tridimensional dos movimentos de translação e rotação da cabeça durante o teste em campo. À esquerda os movimentos de rotação. À direita, os movimentos de translação. Os gráficos superiores são testes feitos de olhos fechados enquanto os gráficos inferiores são testes feitos de olhos abertos com fixação do olhar em um ponto localizado à frente à distância de 2 M.	86
Figura 3-22: Imagem da análise temporal dos resultados do voluntário.....	87
Figura 3-23: Resultado da análise MAC2 para o teste do voluntário. À esquerda teste com olhos abertos. À direita, teste com olhos fechados.	88
Figura 3-24: Exemplo de resultado da análise em frequência do teste em campo.	89
Figura 4-1: Matrizes de correlação da análise MAC1 dos vetores de rotação (acima) e de translação (abaixo) do participante número 8.	130
Figura 4-2: Influência da postura corporal sobre as correlações. O mesmo par de matrizes do participante número 8 recebeu marcas em amarelo que destacam a diferença entre os mosaicos das correlações das posturas sentado e em pé.	131
Figura 4-3: Matriz de correlação do MAC1 que mostra correlações mais frequentes e elevadas entre vetores na posição sentada (retângulo na cor vinho) que em pé (retângulo amarelo).....	132
Figura 4-4: Matriz de correlação do MAC1 onde se vê em amarelo setas indicativas de nove vetores (nas colunas) e os níveis de correlação que são estabelecidos com vetores de diferentes testes (na horizontal).	132
Figura 4-5: Matriz de correlação de translação do MAC1 que mostra nos retângulos amarelos e rosas a intensidade das correlações dos vetores dos eixos Y e Z, respectivamente. A intensidade difere conforme tipo de teste.	133
Figura 4-6: Exemplo de tridimensionalidade do controle do movimento da cabeça	134
Figura 4-7: Resultado da correlação MAC2 do participante 2, nas posições sentada e em pé.	135
Figura 4-8: Na parte superior, resultado da análise MAC2 com várias correlações significativas para o teste o teste DIN 2 de um participante. Na parte inferior, o par de gráficos desse teste mostrando a trajetória 3D as rotações e as translações desse movimento.	137
Figura 4-9: Imagens 2D dos deslocamentos que compuseram o teste DIN 2 do exemplo do MAC2. Os círculos vermelhos em cada imagem marcam as posições inicial (0,0,0) e final.	138

Figura 4-10: Na parte superior, resultado da análise MAC2 sem correlações significativas para o teste o teste DIN 2 de um participante. Na parte inferior, o par de gráficos desse teste mostrando na trajetória 3D as rotações e as translações desse movimento. Os círculos nos gráficos marcam as posições inicial e final do movimento..... 139

LISTA DE TABELAS

Tabela 3-1: Configuração dos Testes	44
Tabela 3-2: Distância Teórica entre os Marcadores [mm]	80
Tabela 3-3: Coordenadas Iniciais Teóricas dos Pontos [mm]	80
Tabela 3-4: Resultado do teste do algoritmo com dados de movimento teóricos	81
Tabela 3-5: Erro de Repetitividade e Erro RMS do teste do sistema de EFG para os movimentos de translação.....	84
Tabela 3-6: Erro de Repetitividade e Erro RMS do teste do sistema de EFG para movimentos de rotação.....	85
Tabela 3-7: Média e desvio padrão dos resultados do teste com o voluntário.	88
Tabela 4-1: Valores médios dos deslocamentos em cada eixo de movimento, registradas no teste EST OF, nas posições sentado e em pé.	95
Tabela 4-2: Velocidades lineares [mm/s] e angulares [graus/s] médias na ausência de informação visual.	96
Tabela 4-3 Aceleração e aceleração total rms por eixo de movimento e tempo necessário [hh:mm] para atingir o Valor Limite de Ação.....	100
Tabela 4-4: Aceleração Angular rms [rad/s ²] por eixo de movimento, aceleração total [rad/s ²] e tempo necessário [hh] para atingir o Valor Limite de Ação para cada participante no teste EST OF.....	102
Tabela 4-5: Valores Médios das translações (mm) em cada eixo de movimento, registradas nos testes com uso da visão, nas posições sentado e em pé.....	103
Tabela 4-6: Valores Médios das rotações (graus) em cada eixo de movimento, registradas nos testes com uso da visão, nas posições sentado e em pé.....	103
Tabela 4-7: Valores médios da velocidade das translação da cabeça [mm/s] nos testes com uso da visão.....	106
Tabela 4-8: Correlações significativas para a velocidade identificadas entre os testes.....	110
Tabela 4-9: Valores Médios velocidade angular da cabeça (graus/s) em cada eixo de movimento, registradas nos testes com uso da visão, nas posições sentado e em pé.....	111

LISTA DE SIGLAS

a_w	Nível de Aceleração <i>rms</i>
a_{wT}	Nível de Aceleração Total
CAM 1	Câmera 1
CAM 2	Câmera 2
CMc	Centro de Massa da Cabeça
CMOS	Semicondutor de Metal Óxido Complementar
CR	Centros de Rotação
DIN	Dinâmica
DIN 2	Teste dinâmico de Olhos Abertos com Fixação Visual a 2 m de Distância
DIN 40	Teste dinâmico de Olhos Abertos com Fixação Visual a 40 cm de Distância
DIQ	Distância Interquartílica
EAV	Valor Limite Diário para Ação
EFG	Estereofotogrametria
ELV	Valor Limite de Exposição Diário
EST	Estática
EST 2	Teste Estático de Olhos Abertos com Fixação Visual a 2 m de Distância
EST 40	Teste Estático de Olhos Abertos com Fixação Visual a 40 cm de Distância
EST OF	Teste Estático de Olhos fechados
EsV	Estabilização Visual
EV	Estresse Visual
EVA	Espuma Vinílica Acetinada
FC	Fator de Crista
FS	Filtros Seletivos de Bloqueio da Luz
<i>Full HD</i>	Alta definição Completa
GL	Graus de Liberdade
GUM	Guia para Expressão da Incerteza da Medição
JPEG	<i>Joint Photographic Experts Group</i>
LED	Diodo Emissor de Luz
MAC	Critério de Correlação Modal
MAC1	Análise MAC1
MAC2	Análise MAC2
MPEG-4	<i>Moving Picture Experts Group</i>
MPEG-4 AVC	Codificação Avançada de Vídeo
OF	Olhos Fechados
PAN	Plano Aurículo Nasal
qps	Quadros por Segundo
<i>rms</i>	Erro Quadrático Médio
RVC	Reflexo Vestibulocólico
RVCa	Reflexo Vestibulocólico Angular
RVCi	Reflexo Vestibulocólico Linear

RVO	Reflexo Vestibuloocular
RVOa	Reflexo Vestibuloocular Angular
RVOt	Reflexo Vestibuloocular Translacional
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
Var Vel	Variância da Velocidade
Var Vel Ang	Variância da Velocidade Angular
VDV	Valor Dose de Vibração
Vel	Velocidade
Vel Ang	Velocidade Angular

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA	17
1.2	JUSTIFICATIVA PARA O ESTUDO	18
1.3	ABORDAGEM UTILIZADA	18
1.4	OBJETIVOS	19
1.4.1	<i>Objetivo Geral</i>	19
1.4.2	<i>Objetivos Secundários</i>	19
1.5	ORIGINALIDADE DA TESE	20
2	REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1	ESTRESSE VISUAL	21
2.2	ESTABILIZAÇÃO VISUAL	23
2.2.1	<i>Cinemática Ocular para a Estabilização Visual</i>	27
2.2.2	<i>Cinemática da Cabeça para a Estabilização Visual</i>	28
2.2.2.1	Mecanismo Inercial de Estabilização	33
2.2.2.2	Cinemática da Coordenação entre os Olhos e a Cabeça	34
2.3	ESTEREOFOTOGRAMETRIA	39
3	METODOLOGIA	41
3.1	MÉTODO DE REGISTRO ADOTADO	41
3.2	TESTES REALIZADOS	42
3.3	SISTEMA DE ESTEREOFOTOGRAMETRIA	44
3.3.1	<i>Módulo de Aquisição de Imagens</i>	45
3.3.1.1	Especificação das Câmeras	47
3.3.1.2	Configuração das Câmeras	48
3.3.2	<i>Módulo de Processamento de Imagens</i>	49
3.3.2.1	Calibração do Programa de Rastreamento das Imagens	50
3.3.3	<i>Módulo de Análise do Movimento</i>	53
3.3.3.1	Função Converte TRACKER	54
3.3.3.2	Função Calcula Cinemetria	54
3.2.i	Produção da Coordenada Tridimensional de cada marcador	55
3.2.ii	Reconstrução da Coordenada X do Ponto D	55
3.2.iii	Reconstrução das Coordenadas do Ponto Médio Entre os Olhos	56
3.2.iv	Cálculo das Translações da Cabeça	57
3.2.v	Cálculo das Rotações da Cabeça	57
3.3.3.3	Função Análise Temporal	62
3.3.i	Variáveis Dependentes	63
3.3.i.a	Variância	64
3.3.i.b	Aceleração	65
3.3.3.4	Função Análise em Frequência	72
3.3.3.5	Função Análise Orbital	73
3.3.3.6	Função Análise MAC	73
3.4	TESTES DO SISTEMA	79
3.4.1	<i>Teste do Algoritmo</i>	80
3.4.2	<i>Teste Experimental</i>	81
3.4.3	<i>Análise de incerteza</i>	82
3.4.4	<i>Teste em Campo</i>	85
3.5	CONFIGURAÇÃO EXPERIMENTAL	89
3.5.1	<i>Experimento Clínico</i>	89
3.5.1.1	Hipóteses	90
3.5.1.2	Amostra	90
3.5.1.3	Recrutamento dos Indivíduos Participantes do Estudo	91
3.5.1.4	Examinador	91
3.5.1.5	Local de Realização dos testes	91
3.5.1.6	Instrumento de Medidas	91
3.5.1.7	Procedimentos Específicos	91

3.5.1.8 Riscos	92
3.5.1.9 Benefícios.....	93
3.5.1.10 Análise de Dados.....	93
4 RESULTADOS.....	95
4.1 SEM USO DA VISÃO	95
4.1.1 <i>Velocidade</i>	95
4.1.2 <i>Variância</i>	98
4.1.3 <i>Aceleração</i>	99
4.2 COM USO DA VISÃO.....	103
4.2.1 <i>Velocidade</i>	106
4.2.2 <i>Variância</i>	115
4.2.3 <i>Aceleração</i>	119
4.3 CORRELAÇÃO ENTRE VETORES DE MOVIMENTO.....	129
5 DISCUSSÃO.....	140
5.1 CINEMÁTICA DOS MOVIMENTOS DA CABEÇA QUE CONTROLAM AS ÓRBITAS OCULARES DE INDIVÍDUOS COM ESTRESSE VISUAL.....	142
5.1.1 <i>Oscilações Internas</i>	142
5.1.1.1 Controle sobre a velocidade do movimento	143
5.1.1.2 Exatidão do Ajuste de Posição	146
5.1.2 <i>Oscilações Independentes dos Requisitos Perceptivos do Sistema Visual</i>	148
5.1.3 <i>Modificação das Oscilações durante Tarefas Visuais</i>	149
5.1.4 <i>Interpretação Individualizada dos Resultados</i>	149
6 CONCLUSÃO	151
6.1 PESQUISAS FUTURAS	152
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	154
8 ANEXOS	162

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização do problema

Para um grupo específico de indivíduos que mostram sensibilidade aumentada à luz, usar o sistema visual na vida diária é difícil. Estes indivíduos são diagnosticados como portadores de Estresse Visual (EV). As dificuldades podem comprometer ou até impedir o desenvolvimento de habilidades visuais como a leitura e provocam um conjunto de sintomas físicos, fadiga e disfunções de percepção visual que configuram a condição definida como EV (1–5).

Conhecer a cinemática dos movimentos da cabeça desses indivíduos é importante para ampliar o acompanhamento deles em ambiente hospitalar. Esse é o ponto central desse trabalho cujo propósito é responder a uma pergunta clínica surgida durante o procedimento de avaliação a que eles se submetem para tratamento oftalmológico do EV: porque as cabeças dos indivíduos com EV estão se movendo quando se esperava que elas permanecessem paradas? A pergunta delimitou um problema, para o qual não foram encontradas respostas em estudos anteriores, nem estudos do problema nessa população.

O problema diz respeito a compreender o significado clínico de um comportamento motor aparentemente atípico, verificado entre indivíduos com EV de modo mais frequente que na população em geral. O comportamento em questão é: movimentar a cabeça em situações em que ela, teoricamente, deveria ficar parada.

Embora não se trate de um movimento que aparente apresentar riscos à saúde, no contexto do EV, ele se torna muito relevante porque pode ter relação com os sintomas clínicos, as queixas dos indivíduos e o prejuízo que eles experimentam em atividades da vida diária como ler e estudar.

Na experiência clínica na avaliação de indivíduos com EV, chamou atenção a grande prevalência entre eles do comportamento motor de movimentar a cabeça no espaço de modo, até então, não observado em outros indivíduos. A movimentação é visível a olho nu e, pelas observações iniciais, parecia ser aleatória e ocorrer sem participação de forças externas. A movimentação continuava aparente mesmo quando o indivíduo tentava ficar parado. A amplitude deste movimento e a velocidade desse comportamento

motor pareciam ser alteradas na ausência da visão ou durante a tentativa de realizar tarefas visuais como olhar fixamente um objeto ou ler.

A observação desse comportamento vai de encontro às constatações de que os humanos utilizam quantidades variadas de movimentos da cabeça em associação com os movimentos oculares. Por essa razão, foram definidas as categorias de “movimentadores de cabeça” (“*head movers*”), quando utilizam movimentos de cabeça durante os movimentos sacádicos oculares, e “não movimentadores de cabeça” (“*non head-movers*”), quando a cabeça fica parada e apenas os olhos se movem em sacadas (6–9). Entretanto, esse comportamento motor ainda não foi examinado em indivíduos com Estresse Visual (EV).

1.2 Justificativa para o estudo

Pelos motivos descritos anteriormente, não se sabe se as características cinemáticas da movimentação da cabeça oferecem algum risco ao desempenho visual que justifique o desconforto e a perda de eficiência visual que são relatados por indivíduos com EV. A ausência dessa informação é motivo de preocupação, em se tratando dessa condição clínica, por que já é estabelecido que oscilações que fazem vibrar o corpo e a cabeça causam prejuízo na realização de tarefas visuais (10–14). Além dessa preocupação, essa informação pode contribuir para aumentar a eficiência do tratamento disponível para o EV. Portanto, a ausência de estudos que respondessem às dúvidas sobre o significado dos movimentos citados anteriormente no quadro clínico do EV foi a principal justificativa para a proposição do presente estudo.

1.3 Abordagem utilizada

Para que as perguntas fossem respondidas, foi desenvolvido um sistema de estereofotogrametria (EFG) específico para registrar os movimentos da cabeça. O sistema contém três características que o diferem dos sistemas comerciais disponíveis: 1) é específico para quantificar os movimentos da cabeça ao nível do ponto anatômico mais relevante quando a análise diz respeito ao funcionamento do sistema visual, 2) é de montagem e operação simples e flexível para dispensar a necessidade de ambientes controlados como laboratórios e, portanto, pode ser utilizado em ambientes clínicos e 3) é de baixo custo.

Além disso, o sistema introduz inovação aos sistemas de EFG por utilizar um programa de uso e acesso livres para processamento das imagens, conjugado a um algoritmo desenvolvido *in house* baseado em um modelo geométrico desenvolvido para a cinemática da cabeça durante a realização de tarefas visuais.

Depois de montado e testado para analisar as incertezas das medidas, o sistema foi empregado na realização de um estudo clínico experimental em indivíduos com EV. O estudo passou pelos procedimentos normais de aprovação prévia em comitê de ética.

O desenho metodológico selecionado para o estudo e os testes propostos produziram dados do deslocamento tridimensional da cabeça em diferentes posturas corporais e tarefas visuais. A partir deles, variáveis que expressam as características do movimento foram calculadas e submetidas a análise estatística. Na análise dos dados foram incluídas, pela primeira vez no tipo de movimento investigado, variáveis que mediram a intensidade das oscilações contidas nos movimentos e que permitiram examinar o risco desses movimentos para a saúde dos indivíduos. Também pela primeira vez, vetores de padrões cinemáticos humanos foram correlacionados utilizando uma metodologia de correlação entre vetores, de modo a auxiliar na análise clínica.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo Geral

O objetivo geral do presente estudo é caracterizar cinematicamente os movimentos da cabeça que direcionam a face de indivíduos com EV.

1.4.2 Objetivos Secundários

- Desenvolvimento de um modelo geométrico representativo dos movimentos da cabeça transcritos ao nível do ponto médio entre os olhos.
- Com uso do modelo geométrico, desenvolvimento de um sistema de medição dos movimentos da cabeça visando à investigações desses movimentos durante tarefas visuais e utilização em ambientes clínicos.
- Desenvolvimento de uma ferramenta para análise de dados que forneça informações clinicamente relevantes para a compreensão do significado dos

movimentos de cabeça de indivíduos com EV em relação às dificuldades visuais que eles apresentam.

- Comparar o efeito do uso da visão sobre o controle cinemático do movimento da cabeça de um grupo de indivíduos com EV.
- Comparar o efeito da posição sentada em relação à posição de pé sobre o controle cinemático do movimento da cabeça de um grupo de indivíduos com EV.
- Comparar o efeito de tarefas visuais sobre o controle cinemático do movimento da cabeça de um grupo de indivíduos com EV.

1.5 Originalidade da Tese

Esta tese é original por ser o primeiro estudo a:

- Desenvolver um modelo geométrico que permite calcular o deslocamento que os movimentos da cabeça impõem ao ponto médio entre os olhos.
- Desenvolver um sistema de EFG de baixo custo para registrar a cinemática da cabeça sem interferir na movimentação ocular e que utiliza um programa de rastreamento de imagens de uso livre.
- Aplicar uma metodologia de correlação entre vetores para analisar a correlação entre padrões cinemáticos humanos.
- Aplicar parâmetros de vibrações humanas para descrever o comportamento motor da cabeça de indivíduos com EV.
- Investigar a influência da postura corporal e da realização de tarefas visuais nesse comportamento.
- Interpretar o significado clínico do comportamento motor da cabeça de indivíduos com EV nas condições testadas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Estresse Visual

O EV é a incapacidade de usar a visão confortavelmente, sem percepção de distorção da imagem ou sensação física de desconforto (5). É uma disfunção altamente prevalente, especialmente entre indivíduos em idade escolar (15), que afeta a leitura de até 12% da população em geral. Afeta até 36% dos estudantes que apresentam dificuldade de leitura (1,16) e até 47% de crianças com diagnóstico de Dislexia (17). Os sintomas de fadiga, dor de cabeça, impressão de brilho ou de percepção de cores na imagem, formas e movimentos da imagem surgem poucos minutos após o início de atividades visuais como a leitura (1,15,16). A ilusão de movimento da imagem que os indivíduos com EV informam perceber durante a leitura assumem formas variadas e provocam distorção de percepção visual, que são referidas em conjunto como “distorções” (18).

Dentre os vários tipos de distorções, duas merecem observação cuidadosa pelo fato de alterarem a imagem para formas que poderiam ser provocadas caso a imagem seja movimentada sobre a retina em consequência a movimentos atípicos da cabeça ou dos olhos: são as distorções “redemoinho” e “embaçado” (Figura 2-1).



Figura 2-1: Distorções “redemoinho” (à esquerda) e ”embaçado” (à direita). Baseado em Irlen (1991).

Distorções semelhantes à forma de “redemoinho” parecem ser produzidas por rotações da imagem em torno de um ponto fixo central, especialmente se essas rotações forem decorrentes de movimentos em um único eixo. Para essa distorção, as rotações

parecem corresponder aos movimentos de ciclorsão ocular ou movimentos da cabeça na direção em torno do eixo X, também conhecido como rolagem, (ou seu nome em inglês, *roll*), conforme mostrado na Figura 2-2.

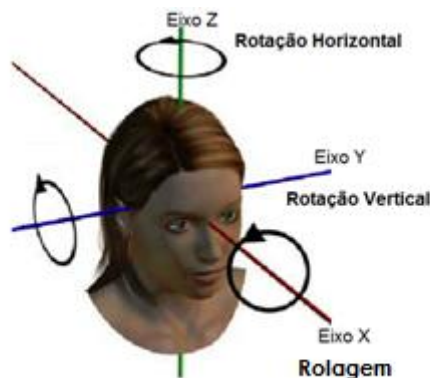


Figura 2-2: Movimentos da cabeça e os eixos basicêntricos relacionados.

O aumento da distorção nas partes da imagem mais distantes do ponto central poderia ser compreendido em razão do deslocamento ser angular, o que faz a distorção aumentar com o aumento da distância do ponto central.

A distorção “embaçado” mostra movimento da imagem na direção horizontal e poderia ser causada por movimentos horizontais laterais dos olhos ou da cabeça, ou seja, na direção Y, conforme figura 2.2. Em ambos os casos, as deformações das imagens fazem pensar em movimentos de pequena amplitude.

Apesar de possíveis do ponto de vista mecânico, até o momento, não foram encontrados estudos que descrevam os movimentos da cabeça como possíveis causas ou consequências de distorções visuais dos indivíduos com EV.

Os sintomas do EV têm sido atenuados com uso de filtros seletivos de bloqueio da luz (FS) entre o indivíduo e o objeto visualizado (1,3,16,19–22). Os FS estão disponíveis no mercado em forma de lâminas de acetato utilizadas para cobrir a folha do texto a ser lido ou aplicados em lentes de resina colocadas em armações de óculos. Eles bloqueiam parte do espectro luminoso e, dessa forma, modificam a composição espectral da luz que alcança os olhos e é enviada ao córtex visual (5). O efeito preconizado sobre o córtex visual é alterar a distribuição do padrão de disparos dos neurônios corticais, com redução da quantidade de excitação em regiões hiperexcitadas e redistribuição da atividade para outras áreas (5).

O uso de FS por indivíduos com EV tem melhorado aspectos perceptivos e motores do desempenho visual, como a percepção de cores, de contraste e de campo visual periférico e melhorado a coordenação oculomotora, o que aumenta o desempenho na leitura (23). Além do EV, os FS têm aumentado a velocidade e a qualidade da leitura de portadores de Acidente Vascular Encefálico (21) e de crianças em idade escolar (15,16,19,20,24).

2.2 Estabilização Visual

Mecanismos de estabilização da cena visual existem nos sistemas biológicos para viabilizar a transdução eficiente da energia eletromagnética da luz em estímulos neurais que são utilizados pelo sistema nervoso para reconhecer as informações relevantes no ambiente. No caso de sistemas visuais em que os olhos são fixos, como de insetos e pássaros, a estabilização visual (EsV) é alcançada por movimentos da cabeça ou do corpo do animal. Se o animal é dotado de sistema oculomotor eficiente, como no caso do homem, a EsV é fortemente baseada na movimentação ocular (25).

No homem, a EsV deve assegurar um alinhamento ocular preciso que faça o feixe luminoso que atravessa os olhos convergir sobre o ponto da retina chamado fóvea, de $\sim 2^\circ$, onde está a maior concentração de receptores de alta resolução espacial (26–31). Para a melhor visão, é necessário que o feixe de luz esteja dentro de $0,5^\circ$ do centro da fóvea. A acuidade visual declina progressivamente a partir da fóvea em direção à periferia da retina (Figura 2-3) e um desvio acima de 2° é suficiente para a acuidade ser reduzida em 50% (32). Esses desvios são compatíveis com deslocamentos nos eixos basicêntricos Y e Z (Figura 2-2) ou em direções combinadas deles.

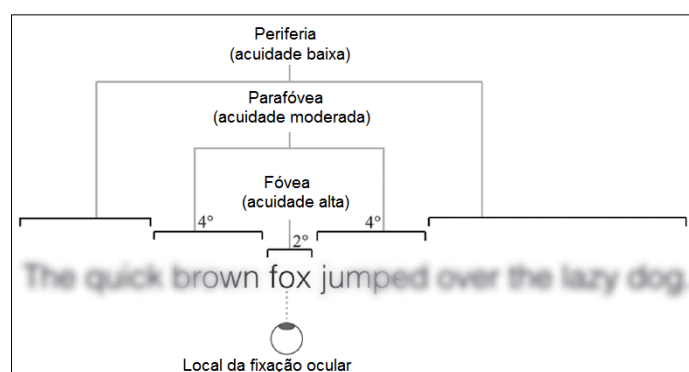


Figura 2-3: Ilustração do declínio de acuidade visual a partir da fóvea, em direção à periferia da retina (baseado em Rayner et al, 2016).

Os desvios do feixe luminoso podem ser produzidos por movimentos oculares ou da cabeça. Para analisar os desvios produzidos pela cabeça, deve-se considerar o olho humano como uma esfera (Figura 2-4) cujo diâmetro ântero/posterior mede cerca de 21,86 mm (33). Nessa esfera, é inscrito o ângulo θ , cujo vértice está sobre a foveola, região da retina onde a acuidade visual é máxima e que tem diâmetro médio de 0,381 mm. A foveola está contida na fóvea, região onde a visão é nítida, e cujo diâmetro médio é de 1,696 mm (33).

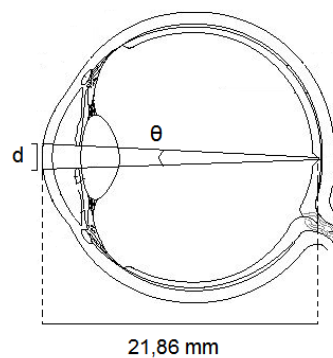


Figura 2-4: Desenho esquemático do olho humano e do comprimento do arco (d) que o ângulo θ descreve.

A análise será feita considerando o olho em condição estática e deixando de lado, temporariamente, a compreensão de que o reflexo vestibulo ocular compensa os movimentos da cabeça produzindo rotações contrárias nos olhos. Nessa condição, o feixe luminoso pode ser desviado por translações da cabeça nos eixos Y ou Z que desloquem a parte anterior dos olhos ao equivalente à distância do arco (a) formado pelo ângulo θ . O arco “ a ” pode ser calculado com a equação (2.1).

$$a = \theta \cdot r \quad (2.1)$$

Em que:

a = arco descrito pelo ângulo θ

$\theta = \pi/90$ rad para 2° ou $0,5\pi/180$ rad para $0,5^\circ$

r = raio do olho

A distância linear (d) entre as extremidades do arco “ a ” pode ser medida de acordo com a equação (2.2).

$$d = 2 \cdot r \cdot \text{sen}(\theta/2) \quad (2.2)$$

Em que:

d = distância linear entre as extremidades do arco

r = raio do círculo onde se inscreve o ângulo θ , ou seja, conforme equação (2.1), diâmetro do olho.

θ = ângulo de convergência do feixe luminoso

Assim, a cada mudança na direção do olhar, uma estrutura diferente do feixe luminoso alcança a fóvea, o que permite a extração sequencial de informação de alta resolução de uma parte mais ampla da cena visual (27). Isso ocorre durante o acompanhamento visual do movimento de objetos na cena visual (34), mas sofre restrições neuromecânicas que limitam em aproximadamente 40° para cada lado a amplitude de movimento dos olhos na direção horizontal e um pouco menos que isso na direção vertical a partir da posição primária do olhar. Considera-se, então, que dentro dos 80° centrais do campo visual, o acompanhamento dos objetos pode ser conseguido apenas por movimentos oculares.

Para ampliar o acompanhamento para além desse limite, os movimentos dos olhos são auxiliados pelos movimentos simultâneos da cabeça (27). A movimentação simultânea é amplamente referida na literatura como o acoplamento olho/cabeça ou sistema olho/cabeça (8,25,27,34–38). Na tarefa de garantir a EsV, a cabeça fornece uma plataforma estável para a realização acurada dos movimentos oculares, sendo movida em fase com os movimentos destes (39).

Por essa razão, a EsV é uma tarefa de alta dimensionalidade, na qual a posição da cabeça é utilizada como estrutura de referência para o funcionamento do sistema visual (40). O controle é dependente de parâmetros geométricos do sistema olho/cabeça, da distância do ponto de fixação (36) e da direção do olhar (36,40), guardada a geometria individualizada de cada plano de movimento. O mecanismo de estabilização ocular precisa contabilizar simultaneamente os graus de liberdade oculares, da cabeça e do pescoço, em cada direção do deslocamento do olhar. Tudo isso para que o sistema visual possa discriminar, extrair e reconhecer aspectos visuais relevantes no ambiente, utilizar sua acuidade máxima para diferenciar os movimentos na cena visual de automovimentos e para usar a fixação como referência para navegar no ambiente ou manipular objetos (25).

Durante a EsV, as mudanças na posição do olhar produzidas pelos movimentos dos olhos e da cabeça ocorrem de modo coordenado. Para uma compreensão detalhada, as mudanças em função do tempo foram representadas graficamente e são apresentadas a seguir (Figura 2-5).

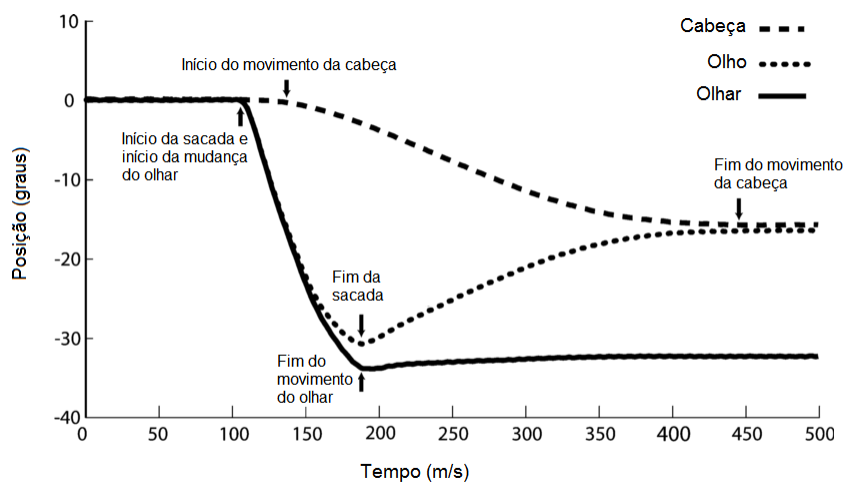


Figura 2-5: Plotagem do acoplamento olho/cabeça. Traduzido de Freedman (2008).

Na figura, está representada a mudança na posição do olhar iniciada com a mudança da posição do olho em relação à cabeça, produzida por um movimento sacádico dos olhos que ocorre de 25 a 40 ms antes do movimento da cabeça. A sacada termina quando a linha do olhar estiver direcionada ao alvo visual (não representado). Praticamente no mesmo momento, o componente rápido do movimento de sacada ocular que mudou o olhar também termina. Nesse momento, para um movimento ocular dentro da órbita de $\sim 30^\circ$, a cabeça terá sido movimentada menos de 2° . Apesar do olhar estar direcionado ao alvo e do movimento sacádico ter encerrado, a cabeça continua a se mover por mais 250 ms, o que adiciona cerca de 15° de rotação e pode retirar o olhar do alvo. Durante a continuação desse movimento da cabeça em direção ao alvo, os olhos se movem na direção oposta, com velocidade equivalente à da cabeça. Dessa forma, a direção do olhar se altera muito pouco (27). Essa ação combinada aumenta a sensibilidade do indivíduo à movimentação de objetos na cena visual e contribui para a percepção de distância, forma e profundidade (25).

2.2.1 Cinemática Ocular para a Estabilização Visual

Os movimentos oculares são rotações que o globo ocular realiza dentro da órbita em consequência aos torques musculares que atuam sobre ele. Os movimentos são desencadeados a partir da exigência de posicionar o feixe luminoso sobre a fóvea. Dentro dos oitenta graus de amplitude de movimento que lhe são próprios, o olho é direcionado por mecanismos perceptuais cerebrais para alvos na cena visual. Para isso, ele realiza um movimento circular na forma de uma rotação única em cuja trajetória podem ser identificados diferentes componentes rotacionais, representados esquematicamente na Figura 2-6 (34). Tal trajetória tem início sempre em torno de um ponto fixo central de referência. Para analisar os componentes, será considerado o olho representado no lado esquerdo da figura, cuja pupila se move na direção indicada pela seta escura, do ponto T em direção ao ponto F, seguindo a trajetória indicada pela linha branca. Os componentes rotacionais estão representados no lado direito da figura, onde os planos de movimento são mostrados a partir da visão frontal e o movimento da pupila está indicado como a rotação a partir da posição A analisada até a posição B.

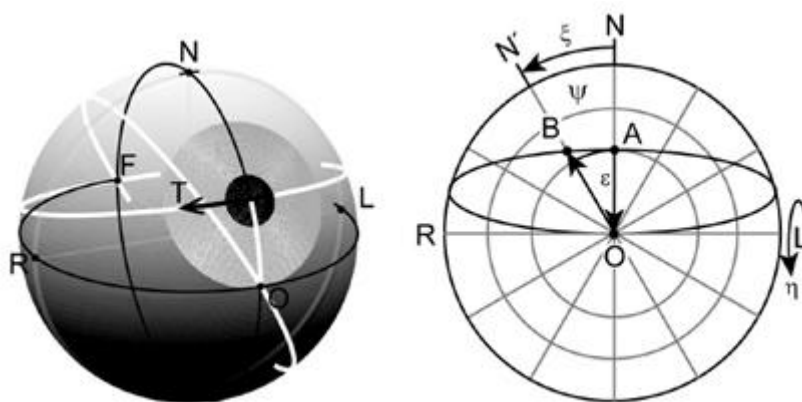


Figura 2-6: Rotações oculares. Baseado em Hess e Thomassen (2014).

O movimento representado na figura é a rotação do olho para a direita, que vai levar a pupila do ponto A, sobre o eixo vertical do olho (OAN), em direção ao ponto B, sobre o eixo diagonal do olho OBN'.

Inicialmente, a posição inicial da pupila no ponto A já contém uma rotação no plano sagital NO, pela qual o olho se elevou da posição primária que estaria sobre o eixo ROL através do ângulo η , de raio AO.

Para ir de A em direção a B, há um segundo componente de rotação no plano sagital LNR, representada pelo ângulo ξ e um terceiro componente de rotação no plano OBN', de raio OB, que corrige o tamanho do raio para a dimensão de OB que é maior que o raio AO (34).

Em sistemas visuais binoculares, como o do corpo humano, esses movimentos obedecem às restrições geométricas da cabeça. A definição das coordenadas de operação para cada olho depende da cinemática da cabeça em resposta aos torques gerados pelos músculos do pescoço.

2.2.2 Cinemática da Cabeça para a Estabilização Visual

Segundo Viviani e Bertoz (41), a cabeça tem peso estimado em 6,95% do peso corporal ($4,376 \pm 0,591$ kg). Somada ao pescoço, a massa da cabeça é de, aproximadamente, $6,001 + 0,790$ kg .

A distribuição de massa da cabeça é simétrica à direita e à esquerda e assimétrica entre as porções anterior e posterior. O centro de massa da cabeça (CMc) é, então, um ponto excêntrico em relação à forma do crânio e está localizado na base deste (Figura 2-7), na referência anatômica denominada sela túrcica (42). A projeção externa desse ponto nas laterais do crânio coincide com os orifícios dos meatos acústicos externos (43).

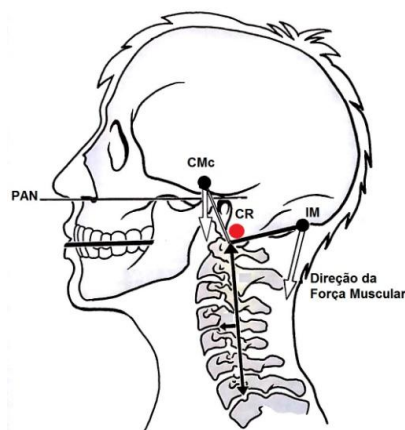


Figura 2-7: Distribuição de massas da cabeça. CMc: centro de massa da cabeça. CR: centro de rotação articular da cabeça, representado pelo círculo vermelho. IM: Inserção dos músculos que estabilizam a cabeça na posição horizontal. PAN: Plano aurículo/nasal. Baseado em Kapandji (1999).

Na figura anterior, a força que desequilibra anteriormente a cabeça é representada pela seta branca embaixo do CMc. A força dos músculos estabilizadores é representada

pela seta branca inclinada embaixo da IM. Essa força introduz a energia necessária para a estabilização da cabeça na posição alinhada com o plano aurículo nasal (PAN) horizontal. O sistema de alavanca interapóio é constituído pela presença dessas duas forças adiante e atrás dos centros de rotação.

A carga da cabeça é aplicada sobre a primeira vértebra da coluna em dois pontos de contato anatomicamente convexos, um à direita e outro à esquerda. Esses pontos marcam os centros de rotação (CR) da cabeça sobre a coluna. Os centros de rotação estão distantes do CMc aproximadamente 0,07 m (41) e têm distância média do ápice da cabeça de indivíduos adultos estimada em 0,154 m (44).

Sobre os CR, localiza-se o eixo biodinâmico Y. Esse eixo é representado pela reta horizontal que cruza a cabeça de uma orelha à outra (Figura 2-8). Em torno do eixo Y, a cabeça pode fazer rotações que direcionam a face para cima ou para baixo no eixo θ_y (45). Em torno desse eixo é realizado o movimento de sinalizar afirmativamente com a cabeça.

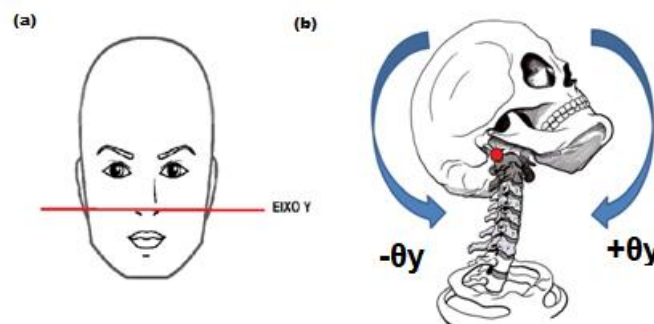


Figura 2-8: Eixo Y.(a) linha horizontal que representa o eixo Y.(b) a localização do eixo Y está indicada pelo círculo vermelho sobre a articulação entre a cabeça e a primeira vértebra cervical. A cabeça pode fazer movimento de rotação em torno o eixo Y. A rotação que inclina a cabeça anteriormente segue a direção +Y enquanto a que inclina posteriormente segue a direção -Y. Baseado em Griffin (1996).

A cabeça também pode rodar em θ_y como consequência de movimentos que ocorrem nas vértebras cervicais que possuem seus próprios graus de liberdade (Figura 2-9). Nesse caso, além do componente rotacional, haverá no movimento quantidade variável de movimento de translação no espaço.

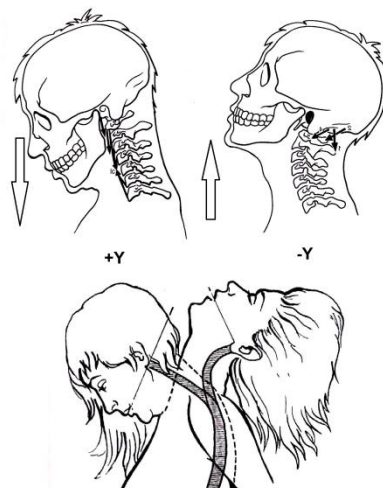


Figura 2-9: Deslocamentos da cabeça em torno do eixo Y em consequência a rotações das vértebras cervicais. Kapandji (1999).

A assimetria na distribuição da massa, maior no segmento anterior ao CMc, determina sobre os centros de rotação permanente desequilíbrio no sentido +Y. Por essa razão, o equilíbrio da cabeça no eixo Y se mostra um estado de constante dependência da adição de energia ao sistema estático (43). A posição de equilíbrio da cabeça nesse eixo é atingida quando o PAN, ou plano de Frankfort (Figura 2-10), fica horizontal e a face do indivíduo fica vertical. A energia que equilibra o sistema é cinética e é reduzida pelo torque dos músculos localizados na porção superior da nuca, que rodam os côndilos occipitais do crânio para trás, no sentido -Y. Esse arranjo anatômico coloca os centros de rotação da cabeça entre as duas forças opostas: a massa da parte anterior (+Y) e o torque dos músculos da nuca (-Y). Isso define um sistema de alavanca do tipo interapoio, no qual o comprimento dos braços de alavanca altera a resultante de peso em cada lado do sistema. Por essa razão, a quantidade de energia muscular requisitada para alinhar a cabeça será variável, conforme a inclinação do PAN e precisará ser constantemente ajustada a cada movimento da cabeça (43,44,46).

Por sua ação coordenada com o pescoço, a cabeça pode ser movida em rotação também nos eixos biodinâmicos X e Z, denominados θ_x e θ_z , respectivamente (45). O eixo X cruza a cabeça ântero/posteriormente (Figura 2-10), na linha média do corpo.

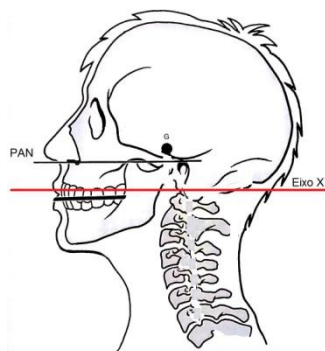


Figura 2-10: Eixo biodinâmico X. Esse eixo é considerado paralelo ao Plano Aurículo Nasal (PAN).

Em θ_x (Figura 2-10) as amplitudes rotação da cabeça são as menores. Entretanto, se forem somadas as amplitudes de inclinação lateral permitidas pelas vértebras cervicais (Figura 2-11), a amplitude final do movimento pode ser muito maior (43). Nesse caso, assim como ocorreu para θ_y , haverá no movimento uma quantidade variável de translação da cabeça no espaço.

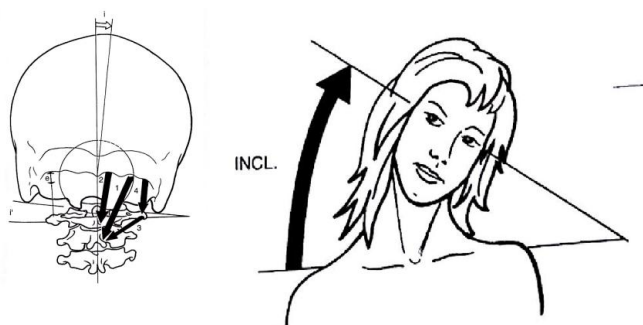


Figura 2-11: Rotação da cabeça no eixo X. À esquerda, observa-se que a amplitude de movimento da cabeça sobre as duas primeiras vértebras cervicais é restrita a poucos graus. À direita, é mostrado que a amplitude aumenta expressivamente quando são somadas as amplitudes de inclinação que ocorrem nas vértebras da coluna cervical. Kapandji (1999).

O eixo Z corresponde ao eixo que passa pelo CMB ao atravessar verticalmente a cabeça (Figura 2-12). As rotações da cabeça em θ_z não impõem adição de translação à cabeça, mas, contrariamente, em função da distância anatômica desse eixo às órbitas, sempre causarão translação das órbitas oculares no espaço.

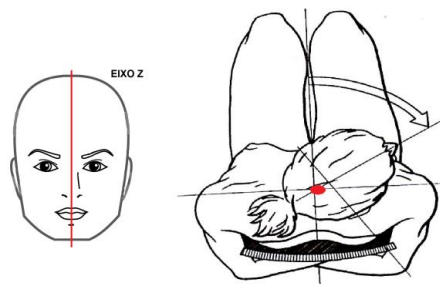


Figura 2-12: Eixo Z. à esquerda, o eixo Z está representado pela reta vermelha que divide a face ao meio.

À direita, o eixo Z é representado pelo círculo vermelho. Por essa representação, verifica-se que, em função da distância do eixo Z às órbitas, qualquer rotação da cabeça nesse eixo produzirá translação das órbitas oculares no espaço. Baseado em Kapandji (1999).

Juntos, os eixos X, Y e Z têm orientação ortogonal entre si e formam o sistema local de coordenadas da cabeça. A posição de alinhamento da cabeça é atingida quando, ao mesmo tempo, o eixo Z está em posição vertical e o eixo X, que tem direção paralela ao PAN, está em posição horizontal.

Embora a posição dos três eixos de movimento seja constante no sistema local da cabeça, as rotações em qualquer eixo alteram as posições dos outros dois eixos no espaço, conforme ilustrado a seguir (Figura 2-13). Como as rotações podem ocorrer simultaneamente nos eixos, todas as coordenadas de posição da cabeça podem se modificar a cada instante.

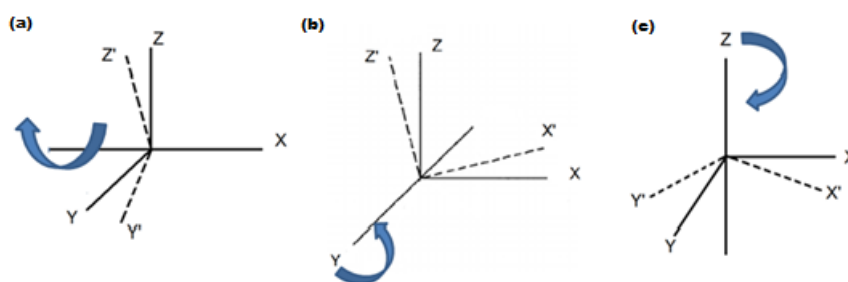


Figura 2-13: Efeito das rotações da cabeça em um eixo sobre a posição dos outros dois eixos. (a) rotação no eixo X altera os eixos Y e Z para as posições Y' e Z'. (b) rotação no eixo Y altera a posição dos eixos X e Z para X' e Z', respectivamente. (c) rotação no eixo Z altera o eixo X para a posição X' e o eixo Y para a posição Y'.

Assim, a cabeça pode ser movimentada em três planos anatômicos: sagital, frontal e transversal (Figura 2-14). Em cada plano, as rotações podem se associar às translações, mesmo que ocorram em eixos biodinâmicos diferentes.

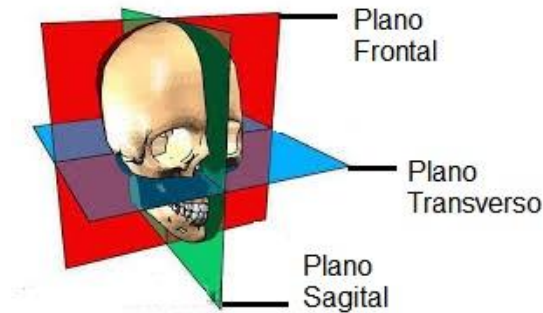


Figura 2-14: Planos de Movimentos da cabeça

Assim, mover a cabeça no diferentes planos pode ser conseguido com as seguintes associações:

- para mover a cabeça no plano sagital
- translações no eixo X com rotações em θ_Y
- para mover a cabeça no plano frontal
- translações em Y e rotações em θ_X
- para mover a cabeça no plano transversos
- translações em Y com rotações em θ_Z .

2.2.2.1 Mecanismo Inercial de Estabilização

Informações inerciais de deslocamento (posição), velocidade e aceleração linear e angular da cabeça, registradas pelos acelerômetros fisiológicos contidos nos labirintos do sistema vestibular são consideradas estímulos oculomotores da “via não visual” por serem a base sobre a qual a movimentação ocular será calculada pelo cérebro (47). Elas seguem para o sistema nervoso central por alças reflexas de retroalimentação (*feedback*) e, dele, terminam em grupos musculares de dois tipos: os músculos cervicais e os músculos oculomotores (48).

A via que termina nos músculos cervicais determina contrações nos músculos que movimentam a cabeça e o pescoço, que são permanentemente ajustadas para manter a verticalidade da cabeça. Nessa ação, o parâmetro de controle utilizado pelo sistema nervoso é o alinhamento do eixo Z em posição paralela à da força da gravidade. A denominação neurológica dessa via é reflexo Vestibulocólico (RVC),

A via que termina nos músculos oculomotores tem a tarefa de coordenar as contrações musculares de modo a auxiliar a percepção visual mono e binocular. Isso é

feito de duas formas que variam com o movimento realizado pela cabeça. Quando a cabeça está parada, os músculos oculomotores são ativados para manter os olhos na posição primária dentro das órbitas. A partir da posição primária, os estímulos visuais que alcançam os olhos ativam outras vias consideradas “vias visuais” e as contrações dos músculos oculomotores passam a desencadear os movimentos de vergência, perseguição suave, sacadas, micromovimentos e ciclorsão (49) necessários à percepção visual (25). Quando a cabeça está em movimento, os músculos oculomotores são ativados para produzir movimento ocular de direção contrária à do movimento da cabeça. Com isso, os olhos podem continuar direcionados ao local alvo da cena visual. A denominação neurológica dessa via é reflexo Vestibuloocular (RVO). Ela tem a característica de ser a via oculomotora mais rápida, com latência de ação de ~15 ms (50), que supera os ~130 ms de latência das “vias visuais” (50,51). Isso a faz ser considerada a única via de controle capaz de mover os olhos tão rapidamente quanto o necessário para compensar movimentos da cabeça em alta frequência. Para essa compensação, o movimento produzido em cada olho deve ser ajustado à configuração geométrica da posição de cada um em relação ao ponto de interesse visual (48).

Para essa via que termina nos músculos oculomotores, é descrita uma resposta para os deslocamentos angulares da cabeça, chamada de RVO angular (RVOa), e outra para respostas os deslocamentos lineares, chamada de RVO translacional (RVOt) (25).

2.2.2.2 Cinemática da Coordenação entre os Olhos e a Cabeça

Manter a cabeça parada na posição alinhada com o olhar para frente é uma tarefa aparentemente simples, mas exige o controle de uma cinemática complexa. Para cumprir adequadamente essa tarefa, é necessário coordenar a ação de, no mínimo, trinta músculos da coluna cervical para imobilizar a cabeça no espaço (52). Isso implica em controlar a resultante de todas as forças musculares para manter o deslocamento e suas derivadas, velocidade, aceleração e *jerk* próximos de zero (30,53), ao longo do tempo, de modo simultâneo nos três eixos.

Além de controlar os músculos para alinhar a cabeça, é preciso contabilizar também a mudança na atividade muscular do pescoço produzida pelos movimentos dos olhos, pois ela interfere no torque sobre a cabeça (27,35,39). O controle que coordena a cinemática dos movimentos dos olhos com os da cabeça é produto do comportamento motor coordenado de um sistema mecânico de muitos graus de liberdade (GL) (44),

composto pelas estruturas musculoesqueléticas situadas na parte superior do tronco (54,55). O funcionamento do sistema é baseado na ativação cooperativa de muitos músculos para a realização de um único movimento, o que resulta em poucos GL verdadeiramente utilizados (56,57). A força global gerada pelos músculos do sistema reflete as propriedades dinâmicas do comando neural, já contabilizadas as características biomecânicas passivas globais de inércia, viscosidade e elasticidade dos componentes (46).

Para compreender a cinemática da coordenação quando o movimento utilizado envolve rotação da cabeça no eixo Z, será considerada a condição em que um objeto fixo em frente ao observador é visualizado com uso de fixação binocular, enquanto a cabeça permanece livre para fazer rotações em torno do eixo Z (Figura 2-15). A distância “a” é medida do centro de rotação da cabeça ao ponto B localizado na posição média entre os olhos, enquanto a distância “d” é medida do centro de rotação da cabeça ao ponto de fixação do objeto.

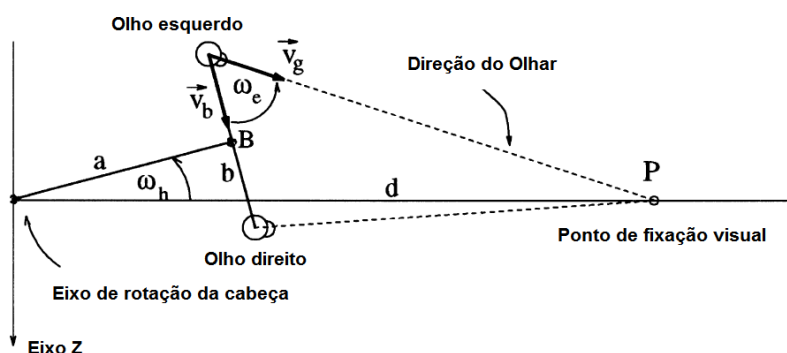


Figura 2-15: Geometria do sistema olho / cabeça para fixações oculares acompanhadas de rotação da cabeça no eixo Z, conforme Panerai e Sandini (1998).

Considere também que a cabeça faz uma rotação para a esquerda com uma velocidade angular $\dot{\omega}_h$, que desloca o ponto B para uma posição à esquerda em relação à posição inicial. Esse deslocamento provoca uma translação dos olhos no espaço e os coloca em posição assimétrica em relação ao objeto. Por essa razão, os movimentos oculares compensatórios para manter a fixação binocular serão diferentes entre os olhos. A velocidade $\dot{\omega}_e$ do olho E vai variar conforme o valor das distâncias a e b, que, por sua vez, variam conforme as características biométricas individuais.

Para ilustrar as exigências que as diferenças biométricas impõem sobre o sistema visual, são apresentadas as curvas na Figura 2-16, com a razão entre a velocidade do olho e da cabeça para três medidas biométricas diferentes para as distâncias a e b , em função da distância d ao ponto de fixação.

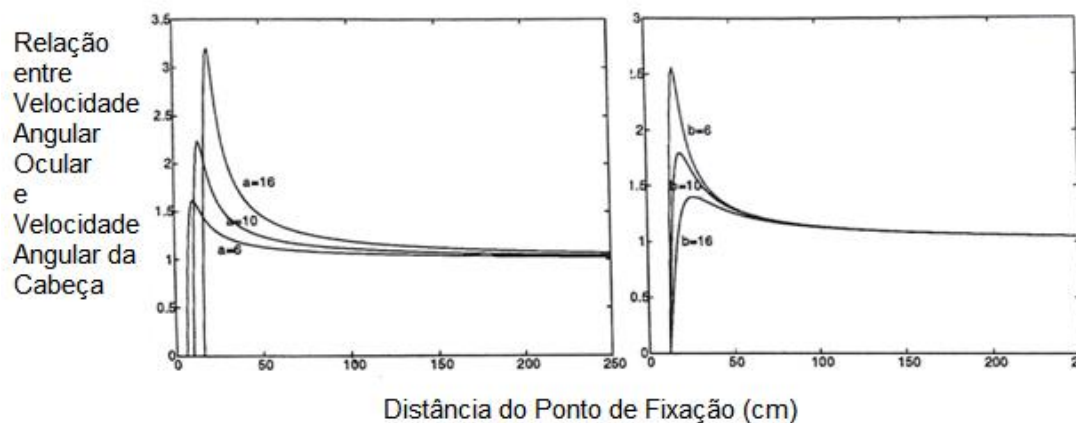


Figura 2-16: Razão da velocidade angular do movimento olho/cabeça em função da distância d do ponto de fixação. À esquerda, a distância interocular foi fixada em 6 cm e a distância do olho ao centro de rotação da cabeça variou de 6 a 16 cm. À direita, a distância do olho ao centro de rotação da cabeça foi fixada em 12 cm e a distância interocular variou de 6 a 16 cm. Conforme Panerai e Sandini (1998).

Como se observa, para objetos fixados a distâncias inferiores a 50 cm, a velocidade $\dot{\phi}_c$ necessária para manter a fixação de objetos próximos pode até duplicar em função da distância a . Essa velocidade varia inversamente com o aumento da distância d e fica praticamente a mesma quando a distância d ultrapassa 200 cm. Comportamento semelhante ocorre em função de variações na distância b .

Outro ponto digno de observação é a constatação que a quantidade ótima de compensação ocular necessária para a estabilização do olhar muda rapidamente com a mudança da distância da fixação. Por esse motivo, a quantidade de compensação oculomotora para estabilizar o olhar durante as fixações também sofre variação grande durante as mudanças de distância do objeto (25,36).

A cinemática da coordenação quando o movimento utilizado envolve translação da cabeça no eixo Z , considera a configuração representada na Figura 2-17, com a cabeça na posição inicial mostrada em A e o olhar orientado para a cena visual à frente. Nessa configuração, cabeça e olhar são fortemente orientados na mesma direção.

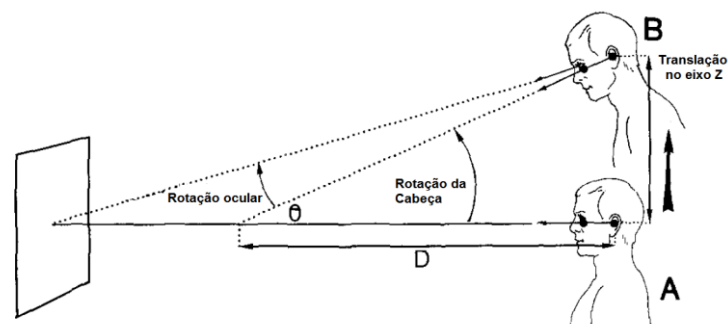


Figura 2-17: Cinemática para translação da cabeça no eixo z. Conforme Pozzo, Bertoz e Lefort (1990).

Após uma translação da cabeça, como de A para B, a necessidade de manter o olhar na cena fará com que a cabeça realize o deslocamento angular equivalente ao ângulo θ . O valor da rotação angular θ e da translação z são usados para calcular a distância D. Se o valor de D for inferior à distância entre o olho e a cena visual, os olhos precisarão rodar na direção oposta à da cabeça para estabilizar o olhar na cena visual (40).

Para compreender a cinemática da coordenação quando o movimento utilizado envolve translação da cabeça no eixo Y, será considerada novamente a condição em que um objeto fixo em frente ao observador é visualizado com uso de fixação binocular, porém com a diferença de que a rotação da cabeça no eixo Z foi restringida, mas ela realiza o movimento de translação ao longo do eixo Y, que passa por seu centro de rotação. Essa diferença modifica a geometria da representação e é mostrada na Figura 2-18.

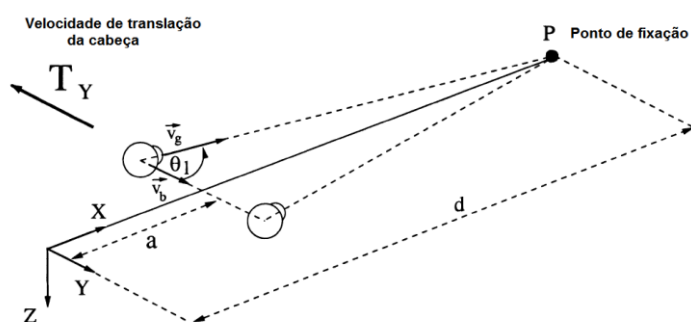


Figura 2-18: Geometria do sistema olho / cabeça para fixações oculares acompanhadas de translações da cabeça no eixo Y. Conforme Panerai, Metta e Sandini (2000).

O sistema binocular também se move em translação ao longo do eixo Y, com velocidade instantânea T_Y . O ponto de fixação visual é P e a é a distância do centro de rotação da cabeça.

No caso de translações, as exigências que as diferenças biométricas impõem sobre o sistema visual também podem ser expressas graficamente (Figura 2-19).

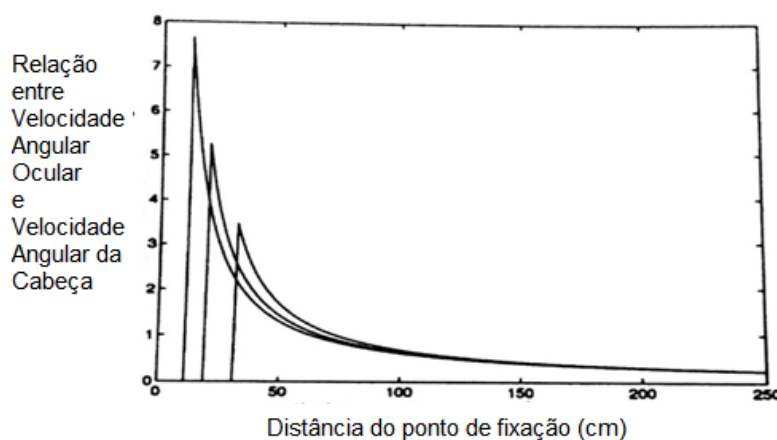


Figura 2-19: Razão da velocidade angular do movimento olho/cabeça em função da distância d do ponto de fixação, para movimentos de translação da cabeça. A distância interocular foi fixada em 6 cm e a distância do olho ao centro de rotação da cabeça variou de 6 a 16 cm. Conforme Panerai, Metta e Sandini (2000).

Para fixação de objetos próximos, elas mostram que a resposta ocular precisa ocorrer com velocidade muito elevada, mas a velocidade diminui com o aumento da distância do objeto.

Além disso, estima-se que, durante translações da cabeça, o ganho (velocidade ocular exigida por unidade de translação) também sofre alteração (25). De um ganho de 2,0 para uma fixação a 50 cm de distância, pode-se passar para um ganho de 0,5, quando a distância do objeto aumenta para 150 cm. Em termos de velocidade, aproximar o ponto de fixação de 150 para 50 cm ao mesmo tempo em que a cabeça se desloca em translação com velocidade T_Y requer o quádruplo de aumento na velocidade ocular.

Se o objeto fixado estiver a uma distância de 200 cm, em princípio, não é exigida qualquer compensação da velocidade ocular em relação à velocidade das translações da cabeça (ganho próximo de 1,0). Nessa condição, a resposta oculomotora para a perfeita estabilização do olhar é atribuída integralmente à informação inercial das rotações e translações da cabeça que desencadeiam o RVO (25).

2.3 Estereofotogrametria

Os movimentos realizados pelo corpo humano são registrados por meio de métodos diferentes e complementares, agrupáveis em quatro categorias: a cinemetria, a dinamometria, a eletromiografia e a antropometria (58,59). A cinemetria objetiva a determinação de deslocamento (posição), velocidade e aceleração, a partir do registro do movimento com uso de câmera de vídeo, sistemas optoeletrônicos, acelerômetros ou eletrogoniômetros. A dinamometria determina as forças que produzem o movimento. Eletromiografia estuda a atividade elétrica muscular vinculada à contração muscular. A antropometria descreve as características físicas dos segmentos corporais que são importantes para a compreensão dos movimentos humanos.

Dentro da cinemetria, a EFG analisa imagens obtidas de câmeras para reconstruir tridimensionalmente objetos estáticos ou dinâmicos (60). Na reconstrução dinâmica de movimentos realizados pelo corpo humano, a sequência de imagens guarda informações sobre a mecânica musculoesquelética (61) que podem ser quantificadas de modo acurado e preciso (62). Por isso, a EFG é considerada um método de análise poderoso (60) e tem sido utilizada para analisar a marcha (63–65) e gestos esportivos (66). Em reconstruções estáticas, por serem feitas a partir de fotografias, a EFG tem sido empregada para examinar a oclusão dentária (67), a mastigação (68–70) e para reconstruções tridimensionais da face (71) e do crânio (72).

Para estudar sistemas mecânicos complexos como o sistema que movimenta a cabeça humana, a EFG é considerada um método de análise acurado (73), além de ser uma alternativa não invasiva já utilizada para examinar a movimentação da coluna cervical (74,75), a estabilização da cabeça durante a marcha (76) e durante o uso de aparelho de celular (77).

Os sistemas de EFG, atualmente, utilizam métodos de registro que exploram de modo diferente as possibilidades tecnológicas. Ao lado de sistemas comerciais que utilizam cada vez mais câmeras para registrar todos os detalhes da imagem (63,67,76), têm sido desenvolvidos sistemas que utilizam sofisticados algoritmos que reconstruem tridimensionalmente os movimentos registrados por duas ou apenas uma câmera (62,78,79). Entretanto, o uso dos sistemas comerciais de EFG ainda é restrito pelo elevado custo e pela exigência de procedimentos rigorosos e complexos de montagem e calibração que requerem ambientes controlados como laboratórios (60,80). Ambos

prejudicam sua utilização em estudos desenvolvidos em ambientes clínicos que examinam o comportamento do sistema biológico na presença de patologias. Essa condição começou a ser modificada a partir do desenvolvimento tecnológico dos sistemas ópticos (62), quando câmeras digitais comerciais de custo reduzido incorporaram sistemas de registro de alta definição, cujas frequências de aquisição de imagens são suficientes para registrar movimentos humanos que, comumente, são realizados em frequências baixas (61).

O acesso a equipamentos de qualidade a custo reduzido contribui para o desenvolvimento de novos sistemas de EFG, mas ainda permanece a necessidade de analisar as imagens para calcular o deslocamento, a velocidade e a aceleração. Para esse propósito é necessário desenvolver programas de computador que também empregam alta tecnologia e têm custo também elevado. Nesse ponto, a partir do desenvolvimento de novas tecnologias digitais e da interligação entre usuários no mundo inteiro, passou a ser possível ter acesso à tecnologia desenvolvida em várias partes do mundo. Entre essas tecnologias, existem programas de análise de imagens que rastreiam imagens e calculam suas coordenadas de posição para medir seu deslocamento, velocidade e aceleração.

3 METODOLOGIA

Neste capítulo, inicialmente, a estereofotogrametria será contextualizada dentro dos métodos de análise cinemática. Em seguida, serão descritos os testes selecionados para investigar a cinemática da cabeça. Na sequência, o sistema de EGF desenvolvido será apresentado. Na apresentação do sistema, as variáveis dependentes escolhidas para caracterizar cinematicamente os movimentos investigados e a justificativa de sua relevância para o presente estudo são descritas. Completada a apresentação do sistema, o procedimento de validação e a configuração experimental com a descrição de experimento clínico são apresentados.

3.1 Método de registro adotado

O presente estudo empregou cinematria para investigar os parâmetros cinemáticos dos movimentos da cabeça de indivíduos com EV. Foi escolhido o método cinemétrico de uso de câmera de vídeo por ser considerado o método mais adequado já que contém todos os elementos do movimento nos planos analisados.

Foi desenvolvido um sistema de EFG para registro dos movimentos da cabeça, com a característica específica de quantificar as medidas cinemáticas no local da cabeça que melhor representa os movimentos que ocorrem ao nível das órbitas oculares, quando a cabeça é movimentada. Para isso, foi proposto um modelo geométrico para a cinemática da cabeça que muda o ponto onde as coordenadas de posição são calculadas da tradicional localização sobre o CMc para o ponto médio entre as órbitas oculares. Esse ponto, localizado na linha média do corpo, é assumido como equidistante das órbitas, conforme o modelo cinemático de Panerai e Sandini (36). Adicionalmente, foi incorporada ao projeto do sistema a característica de não induzir à desvios do olhar que produzam movimentos adicionais na cabeça, para não interferir nos resultados da investigação com indivíduos portadores de disfunção visual.

Em razão desse sistema ser destinado à utilização em pesquisa realizada em ambiente clínico, outra característica de seu projeto foi ser de montagem e operação simples. Após a montagem, o sistema foi validado e empregado em um experimento clínico. Porém, antes que seja descrito o sistema, serão apresentados os testes escolhidos para responder às questões levantadas nos objetivos (mostradas no item 1.4.2), de modo a facilitar o entendimento de cada um dos módulos desenvolvidos.

3.2 Testes Realizados

Devido à cinemática da cabeça variar em função de parâmetros específicos, conforme descrito no item 2.2, e de modo a tentar responder ao maior número de questões possível, baseado nos objetivos pretendidos, foram selecionados testes em diferentes configurações. Estas envolveram uma combinação de posição (sentado x em pé), configuração dos olhos (olho fechado [OF] x olho aberto [OA]), tarefa visual (leitura x estático) e distância visual (40cm x 2m), conforme será descrito a seguir.

Em função do problema que motivou a proposição desse estudo, a tarefa básica selecionada para o estudo foi permanecer com a cabeça erguida na vertical e voltada para frente. Foi verificado durante observações feitas que o comportamento motor parecia ser alterado na ausência da visão. Deste modo, foi escolhido realizar os testes com uso de informação visual (condição olhos abertos – OA) e sem informação visual (condição olhos fechados – OF).

Também foi observado que a movimentação continuava aparente mesmo quando o indivíduo tentava ficar parado. Assim, foi escolhido realizar testes com a solicitação de que a cabeça permanecesse parada. Essa condição foi categorizada como estática (EST).

Para a condição EST com OA, há risco de que movimentos oculares adicionem movimento à cabeça, como descrito no item 2.2. A solução escolhida para controlar esse risco foi direcionar o olhar pela fixação de um alvo colocado à frente do rosto, na direção da linha média do corpo. Esse direcionamento do olhar a um ponto de fixação adiciona ao teste o efeito da intenção voluntária de manter o olhar parado.

Adicionalmente, foi observado que a amplitude dos movimentos e a velocidade do comportamento motor pareciam ser alteradas durante a tentativa de realizar tarefas visuais. Por este motivo, a condição EST foi posteriormente modificada para uma condição dinâmica (DIN). Nessa condição, os olhos foram induzidos a se movimentarem e a cabeça foi deixada livre do esforço para ficar parada. Foi escolhido induzir a movimentos oculares a partir do seguimento visual silencioso da sequência de letras (Figura 3-1) do *Lighthouse Visual Acuity Test/ETDRS*[®] (81), posicionado à frente, na altura do rosto.



Figura 3-1: Exemplo de seqüência de letras do *Lighthouse Distance Visual Acuity Test*. O *Lighthouse Near Visual Acuity Test* tem a mesma seqüência de letras, porém com tamanho ajustado à visão a 40 cm de distância.

O *Lighthouse Visual Acuity Test/ETDRS*[®] foi escolhido por introduzir movimentação ocular em amplitude dentro dos 80° que Hess e Tomassen (34) informam para os movimentos dos olhos. Para a distância de 40 cm foi empregada a versão “*Near*” e, para a distância de 2 m, a versão “*Distance*”. Como não se conhece o padrão cinemático que os indivíduos com EV apresentam, foi assumido que eles deveriam utilizar apenas movimentos oculares para seguir as letras.

Ainda em relação às alterações que pareciam ocorrer durante a tentativa de realizar tarefas visuais, Panerai, Metta e Sandini (25) relatam que a velocidade das translações e rotações da cabeça é influenciada pela velocidade dos movimentos oculares. De acordo com aqueles autores, a razão entre elas é próxima de 1 quando o foco visual está a 2 m de distância, mas pode exigir aumento de quatro vezes na velocidade ocular, se o foco visual estiver a 40 cm. Devido a essa influência, foi escolhido realizar os testes com OA nas condições EST e DIN uma vez com o alvo visual a 40 cm e outra com o alvo a 2 m de distância.

Assim, os testes selecionados foram realizados com a cabeça erguida e voltada para frente – tarefa básica – e envolveram (ver sumário apresentado na Tabela 3-1):

- permanecer na posição de teste de olhos fechados (EST OF);
- permanecer na posição de teste com OA e manter fixação visual em um alvo posicionado à frente do participante, na altura do olhar, à distância de 2,0 m (EST 2);
- permanecer na posição de teste com OA e manter fixação visual em um alvo posicionado à frente do participante, na altura do olhar, à distância de 40 cm (EST 40);

- permanecer na posição de teste com OA e realizar o seguimento visual silencioso da sequência de letras do *Lighthouse Distance Visual Acuity Test* posicionado à frente, na altura do rosto, a 2,0 m de distância (DIN 2);
- permanecer na posição de teste com OA e realizar o seguimento visual silencioso da sequência de letras do *Lighthouse Near Visual Acuity Test*, posicionado à frente do participante, na altura do rosto, a 40 cm de distância (DIN 40).

A posição de teste mencionada acima está descrita no item “procedimentos específicos (item 3.5.1.7).

Como os testes foram utilizados no experimento clínico nas posições sentado e em pé, o sistema de EFG foi configurado conforme listado a seguir (Tabela 3-1).

Tabela 3-1: Configuração dos Testes

Teste	Posição	Condição Visual	Condição Oculomotora e da Cabeça	Distância do Foco Visual
1	Sentado	OF	não se aplica	não se aplica
2	Sentado	OA	Estática	40 cm
3	Sentado	OA	Estática	2 m
4	Sentado	OA	Dinâmica	40 cm
5	Sentado	OA	Dinâmica	2 m
6	Em pé	OF	não se aplica	não se aplica
7	Em pé	OA	Estática	40 cm
8	Em pé	OA	Estática	2 m
9	Em pé	OA	Dinâmica	40 cm
10	Em pé	OA	Dinâmica	2 m

OF: Olhos Fechados. OA: Olhos Abertos

Tendo sido apresentados os testes que subsidiaram a pesquisa realizada, cabe a seguir a descrição do sistema de EFG desenvolvido.

3.3 Sistema de Estereofotogrametria

O sistema de EFG desenvolvido é composto por três módulos, descritos a seguir, a saber: módulo de aquisição de imagens, módulo de processamento de imagens e módulo de análise do movimento.

3.3.1 Módulo de Aquisição de Imagens

O módulo de aquisição de imagens é composto pelos marcadores que foram filmados e pelas câmeras de vídeo. Para a montagem dos marcadores (Figura 3-2 e Figura 3-3), foram utilizados:

- quatro esferas de isopor com 20 mm de diâmetro
- quatro hastes metálicas de 50 mm de comprimento
- adesivo termoplástico à base de espuma vinílica acetinada (EVA)
- tinta reflexiva colorida
- quatro presilhas de cabelo do tipo “TicTac”
- uma tiara de tecido elástico
- um arco de cabelo metálico.

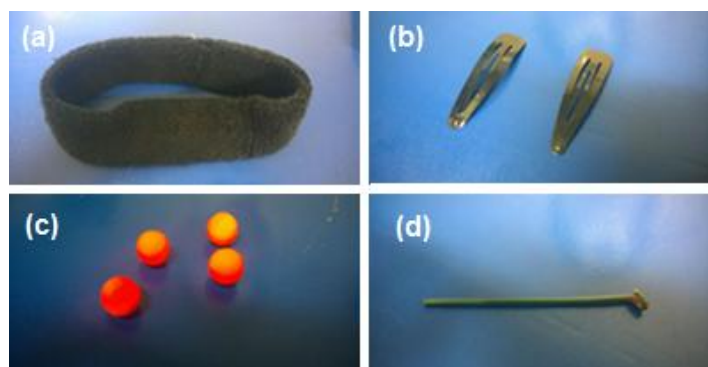


Figura 3-2: Material utilizado para montagem dos marcadores. (a) tiara elástica. (b) “Tica Tac”. (c) Esferas de isopor pintadas. (d) haste de metal.

O procedimento de montagem foi iniciado com a pintura das esferas de isopor com a tinta reflexiva para facilitar a identificação de suas imagens nos vídeos. Depois de secas, as esferas foram fixadas nas hastes de metal, onde foram coladas com o adesivo. As hastes foram coladas nas presilhas de cabelo e no arco de metal com o mesmo tipo de adesivo. O arco, já com marcador, e a tiara elástica foram colocados na cabeça. As presilhas com os marcadores foram fixadas na tiara (Figura 3-3).

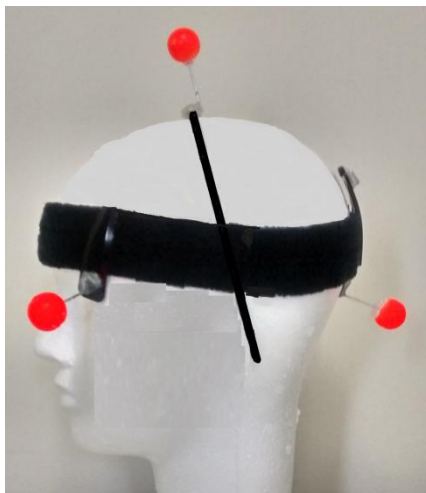


Figura 3-3: Marcadores montados e colocados na cabeça.

A localização dos marcadores na cabeça foi definida de modo que nenhum deles estivesse colocado na região dos campos visuais frontais, a fim de não induzir a desvios do olhar que provoquem movimentos da cabeça. Além disso, as posições compõem os vértices de uma figura tetraédrica a partir da qual foram calculadas as coordenadas de posição da cabeça para quantificar os movimentos. A partir desse momento, sempre que os marcadores forem citados como os vértices da figura geométrica, serão referidos como “pontos”. Os marcadores foram colocados (Figura 3-3 e Figura 3-4):

- na região occipital, sobre a linha média da cabeça - *ponto A*
- na direção da borda externa da órbita esquerda - *ponto B*
- no ápice do crânio, sobre o eixo interaural, na linha média da cabeça onde se projeta o eixo basicêntrico *Z* - *ponto C*
- na direção da borda externa da órbita direita, em posição simétrica ao marcador *B* - *ponto D*.

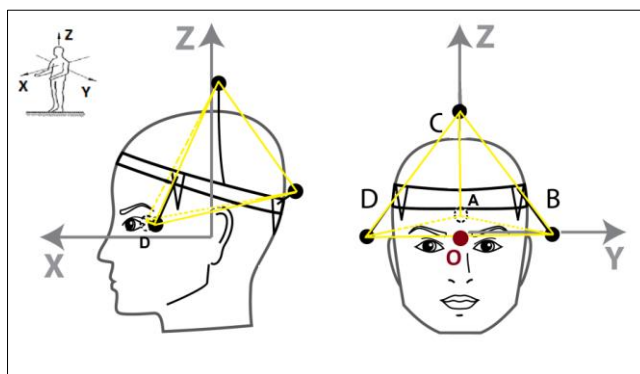


Figura 3-4: Posição dos marcadores na cabeça. À esquerda, vista lateral. À direita, vista anterior.

A posição de B e D foi definida de modo que o ponto médio entre esses vértices correspondesse de modo aproximado ao ponto médio entre os olhos, nomeado aqui como ponto O.

O sistema global, a partir do qual os movimentos da cabeça são referidos, corresponde aos eixos basicêntricos X, Y e Z da cabeça humana (Figura 2-2), estabelecidos de acordo com a regra da mão direita (82). O sistema local de cada marcador foi alinhado ao sistema global.

3.3.1.1 Especificação das Câmeras

A aquisição das imagens foi realizada por duas câmeras digitais, modelo Canon EOS T5 (*Canon Incorporation*, Tokyo, Japão). As câmeras utilizam sensores de imagem do tipo semicondutor de metal óxido complementar (CMOS), com aproximadamente 18,0 megapixels efetivos, que medem aproximadamente 22,3 x 14,9 mm. Gravam no tamanho de 1920 x 1080 linhas resolução de tela, com taxa de fotogramas de 23,98 a 59,94 quadros por segundo (qps ou sua sigla em inglês, fps – *frames per second*), em varredura progressiva e sem efeito “olho de peixe”. No modo *Full HD*, as câmeras registram 23,98; 25 ou 29,97 qps com resolução de 1920 x 1080 linhas. O formato de arquivo de gravação de vídeo é do tipo MOV e o formato final do vídeo é do tipo MPEG-4 AVC (Codificação Avançada de Vídeo) /H.264 (83).

Esse formato H.264 é considerado eficiente na compressão e distribuição de conteúdos de vídeo, por reduzir o tamanho do arquivo de um vídeo digital em mais de 80% comparado com outro formato como o *Motion JPEG* e em até 50% do padrão MPEG-4, sem comprometer a qualidade da imagem (84). Entre as características que otimizam a compressão destacam-se a previsão para codificar os quadros e a estimação de movimento (Figura 3-5).



Figura 3-5: Previsão para codificar quadros e Estimação de Movimento.

A previsão para codificar os quadros utiliza algoritmos de compressão que codificam apenas os pixels que se modificaram em relação ao quadro de referência. Nesse modo, a primeira imagem da sequência é codificada sem referência a outras imagens e é, por isso, considerada como quadro I ou interquadro. Os quadros seguintes fazem referência a partes de quadros anteriores e são os “preditivos” ou P. Eles requerem menos bits que os quadros I, o que aumenta a velocidade de transmissão. A estimação de movimento consiste em localizar uma determinada região da imagem de um quadro atual comparando-a à sua localização em outro quadro para estimar quanto ele se deslocou. A diferença entre as posições do objeto nos dois quadros é chamada vetor de movimento. O conjunto de vetores de movimento de um quadro compõe o que é chamado de fluxo óptico (85).

3.3.1.2 Configuração das Câmeras

As câmeras foram configuradas para gravar com resolução *Full HD*, a 60 quadros por segundo (qps) e com seleção automática de controle de luminosidade e foco. Elas foram fixadas sobre tripés e dispostas ortogonalmente, posicionadas perpendicularmente aos planos XZ e YZ da cabeça (Figura 3-6), a 2 m de distância, para filmá-la pela esquerda (CAM 1) e por trás (CAM 2), respectivamente. Em razão dessa disposição, a CAM 1 registrou imagens dos pontos A, B e C e a CAM 2 registrou imagens dos pontos A, B, C e D. Isso permitiu obter coordenadas tridimensionais dos pontos A, B e C e bidimensionais do ponto D. Para não interferir na realização de tarefas visuais, nenhuma câmera registrou os movimentos da cabeça pela frente. Nessa configuração, o erro de distorção da imagem pelo sistema óptico foi estimado para translações de 20 mm, com uso do método de semelhança de triângulos. Esse valor foi assumido como capaz de

abranger as translações da cabeça, com base nas observações clínicas prévias dos movimentos que levaram à proposição do presente estudo. O erro encontrado foi de 1%.

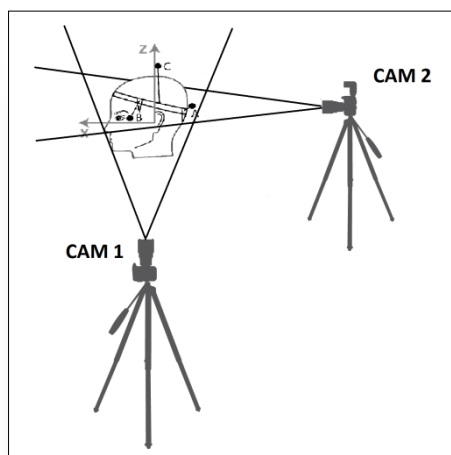


Figura 3-6: Posicionamento das câmeras no Sistema de Estereofotogrametria (EFG) desenvolvido.

A altura da CAM 1 foi definida de modo que o centro do visor coincidissem com o orifício do meato acústico externo do ouvido. Essa referência anatômica é considerada a projeção externa da sela túrcica, que é o ponto na base do crânio onde se localiza o centro de massa da cabeça (42) e sobre ela foi posicionada a origem do sistema cartesiano na etapa de análise das imagens. A CAM 2 foi colocada na direção da linha média da cabeça e na mesma altura da CAM 1.

As filmagens das duas câmeras foram sincronizadas com uso de um LED visualizado por ambas, que foi aceso duas vezes após o início das gravações: a primeira para indicar o quadro inicial em cada filme e a segunda, trinta segundos depois, para indicar o quadro final.

3.3.2 Módulo de Processamento de Imagens

Depois de gravadas, as imagens foram transferidas para um micro computador para serem analisadas com uso do programa *Tracker Video Analysis and Modeling Tool*, versão 4.87, (*Open Source Physics*) (86). O programa é de uso livre, assegurado por uma Licença Pública Geral de 29 de Junho de 2007, emitida pela *Free Software Foundation*.

O programa identifica em cada quadro de um vídeo a localização de um ponto da imagem pré-selecionado pelo operador (Figura 3-7). A partir de um sistema cartesiano posicionado na tela, o programa calcula as coordenadas bidimensionais do ponto da imagem escolhido no quadro inicial do vídeo e nos quadros subsequentes. As medidas são convertidas pelo programa de pixels para a unidade escolhida, conforme configuração do operador. Os arquivos finais são exibidos em formato trk e são lidos somente pelo programa. Os dados da tabela de coordenadas podem ser exportados ou copiados.

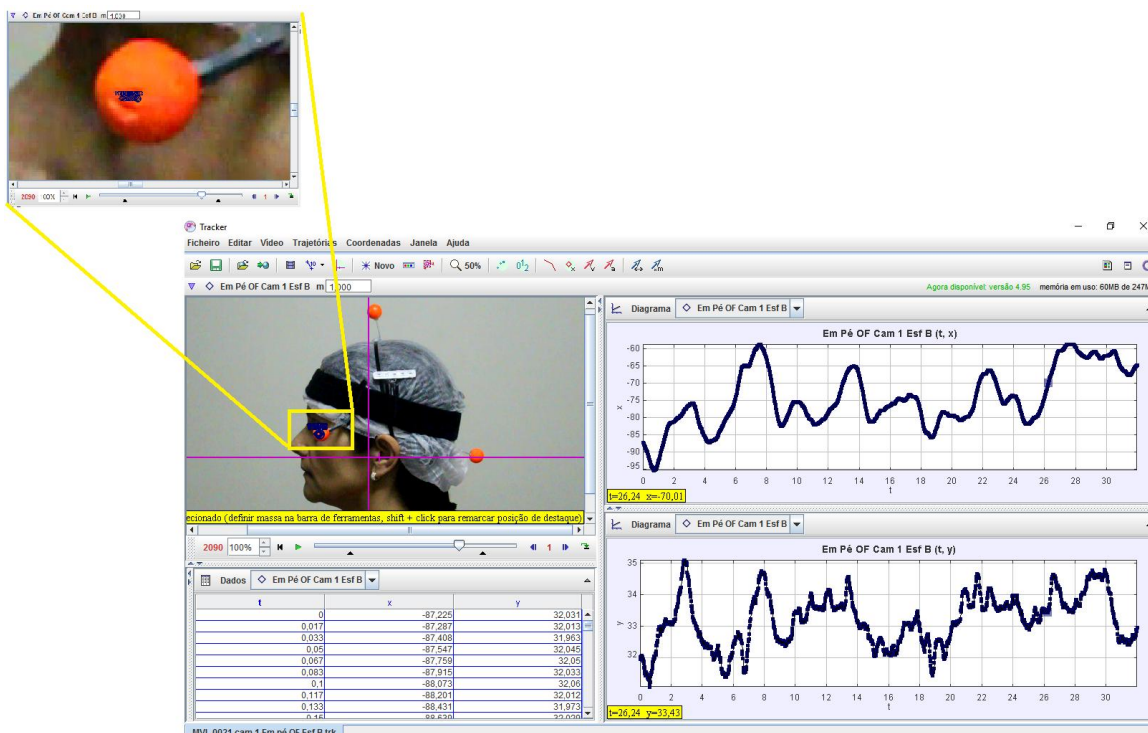


Figura 3-7: Programa de rastreamento das imagens, no qual se verifica a transformação em coordenadas da imagem do marcador B. Na imagem aproximada, estão as marcas referentes à sequência de posições rastreadas em quadros anteriores do vídeo.

3.3.2.1 Calibração do Programa de Rastreamento das Imagens

Na calibração, o operador define o ponto da imagem que será rastreado, informa a escala métrica (que será utilizada para transformar as distâncias em pixels da imagem em distâncias na unidade métrica desejada) e ajusta a sensibilidade do programa (para aumentar a precisão das medidas). São sete procedimentos de calibração, conforme descrito a seguir.

- Indicar os números inicial e final dos quadros que serão analisados.

O quadro considerado inicial em cada filmagem foi o primeiro quadro em cada filme em que a luz do LED foi acesa. Da mesma forma, o quadro final também foi indicado pelo acendimento do LED trinta segundos depois.

- Indicar quantos quadros serão automaticamente “saltados” durante o rastreamento.

Foi definido o salto de apenas um quadro por vez, para registrar as posições dos marcadores nos sessenta quadros registrados a cada segundo. Assim, os mil e oitocentos quadros de cada filme foram rastreados.

- Calibrar a escala de mensuração para converter as distâncias em pixels, em distâncias em milímetros. Essa calibração foi realizada a partir da imagem do marcador C. O diâmetro do marcador foi assinalado com um bastão digital exibido pelo programa e informado como dado de entrada. Com base nessa informação, o programa calcula em mm as distâncias.

- Definir a origem do sistema de coordenadas.

O programa exibe sobre a imagem um sistema de coordenadas XY, cuja posição inicial 0,0 pode ser movimentada para o ponto desejado da imagem. Esse sistema foi transposto para o corpo humano, com a posição 0,0 do sistema da CAM 1 colocado sobre o meato acústico do ouvido (Figura 3-7). Assim, o eixo horizontal do sistema XY correspondeu ao eixo basicêntrico X e o eixo vertical representou os movimentos no eixo basicêntrico Z. Em seguida, a distância vertical da borda inferior da esfera do ponto A ao eixo X do plano cartesiano foi calculada com uso de uma ferramenta de medida do programa. Essa distância foi utilizada como referência para posicionar o sistema de coordenadas XY da CAM 2. A posição do eixo X do sistema da CAM 2 foi definida por essa distância em relação ao ponto A. Depois de posicionado o eixo X, foi posicionado o eixo Y, sobre a linha média da cabeça.

Os quatro procedimentos de calibração já descritos foram feitos no vídeo original de cada teste. A partir de cada um, foram originadas cópias para rastrear a posição bidimensional de cada marcador. Em cada cópia, foram realizados os três procedimentos de calibração a seguir.

- Selecionar a imagem modelo a ser rastreada.

Foi utilizada como modelo a imagem da esfera do ponto cujas coordenadas estavam sendo calculadas naquele rastreamento. Assim, no rastreamento do ponto A, a imagem

da esfera A foi utilizada como modelo. Da mesma forma, foram utilizadas as imagens das esferas B, C e D. A cada quadro, o programa calcula para cada posição, o deslocamento, velocidade e aceleração do ponto determinado em relação à posição inicial 0,0 e apresenta o valor para cada eixo. Os deslocamentos nas direções anterior e direita recebem valores positivos e os deslocamentos nas direções posterior e esquerda recebem valores negativos.

Após os procedimentos acima, de cada vídeo foi originada uma cópia para rastrear a posição bidimensional de cada marcador. Em cada cópia, foram realizados os procedimentos a seguir.

- Definir a taxa de evolução do rastreamento.

Essa é a taxa de adaptação da imagem modelo a mudanças na forma e na cor da imagem selecionada. À taxa de 100%, o rastreamento é rápido, mas a imagem modelo pode ser completamente substituída por uma imagem correspondente no quadro seguinte, o que pode produzir *drift*. À taxa de 5% utilizada nas análises, o rastreamento evolui lentamente, porém assegura um nível de correspondência elevado e evita *drift*. O programa mostra o nível de correspondência encontrado e só evolui para o quadro seguinte se o valor está de acordo com a configuração informada. Embora essa evolução seja automática, foi verificada visualmente pelo operador para assegurar que a janela de resultados exibiu taxas de reconhecimento consideradas boas para todos os quadros.

- Definir o escore mínimo de semelhança necessário para o rastreamento automático sem falsas identificações.

Foi utilizado o escore máximo do programa, equivalente a dez.

Terminada a calibração o programa é executado. Os resultados são expressos em formato de tabela de posição (em X e Y) em função do tempo. Como são duas câmeras que filmam os mesmos marcadores, ao final, haverá dois arquivos de dados para cada marcador (exceto o D), um originado da CAM 1 e outro originado da CAM 2. O Coeficiente de Correlação de *Pearson* (SPSS, versão 21) (87) foi utilizado para calcular a correlação entre os dados de um marcador filmado simultaneamente pelas duas câmeras. A correlação entre os dados foi significativa, com $p = 0,999$.

3.3.3 Módulo de Análise do Movimento

Obtidos os dados de saída da etapa de rastreamento dos marcadores, passa-se à etapa de análise do movimento. Essa análise tem início com a transformação das coordenadas individuais dos marcadores nas coordenadas do ponto médio entre os olhos, que passarão a representar os deslocamentos que a cabeça impõe às órbitas. Concluída a transformação, a análise prossegue com o cálculo de diferentes variáveis escolhidas com o propósito de quantificar e descrever as características do movimento da cabeça.

O módulo foi desenvolvido no ambiente de programação MATLAB e recebeu a denominação de “Análise Cinemetria”. O programa tem interface amigável e de fácil utilização. Na tela inicial do programa (Figura 3-8), o operador escolhe a função no *menu* e tem à sua disposição duas funções de processamento de dados e cinco funções de cálculo de variáveis e exibição de resultados.

Para dar início, o operador seleciona o indivíduo cujos dados serão analisados na função “Escolhe Indivíduo”. A partir daí, todas as demais funções serão realizadas exclusivamente nos dados desse indivíduo. Em seguida, deve ser executada a primeira função de processamento de dados, denominada “Converte TRACKER”.

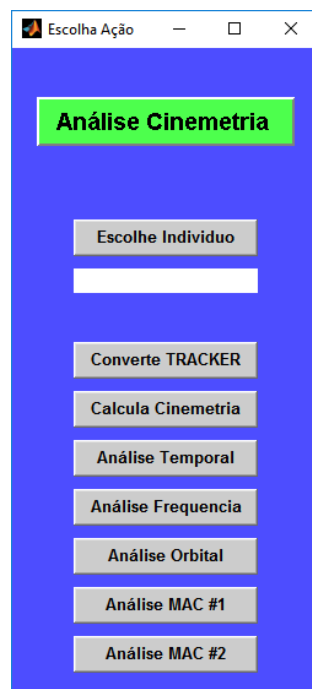


Figura 3-8: Tela inicial do programa Análise Cinemetria.

3.3.3.1 Função Converte TRACKER

“Converte TRACKER” é a função que acessa cada uma dos arquivos de extensão trk que contém os dados de cada marcador rastreado com o programa *Tracker Video Analysis and Modeling Tool*. A função aplica um filtro digital tipo passa baixo, modelo Butterworth, com frequência de corte de 25 Hz nas coordenadas de cada marcador e, em seguida, os converte nos arquivos txt de entrada para um algoritmo utilizado na função seguinte para calcular as coordenadas tridimensionais dos marcadores. A função grava os arquivos de saída na pasta onde estão os dados do indivíduo sem fornecer detalhes ao operador. O progresso da função pode ser acompanhado na janela “*Comand Window*” do MATLAB. Concluída a função, o procedimento continua com a função seguinte, denominada “Calcula Cinemetria”.

3.3.3.2 Função Calcula Cinemetria

“Calcula Cinemetria” é a função que reconstrói as coordenadas tridimensionais do ponto médio entre os olhos e calcula os deslocamentos lineares (translações ou “T”) e angulares (rotações ou “R”) da cabeça.

As informações de saída no cálculo das translações são o deslocamento e suas derivadas, velocidade e aceleração. As informações de saída no cálculo das rotações são a rotação α e suas derivadas, velocidade angular e aceleração angular. Para cada saída, os resultados mostram, separadamente, as coordenadas nos eixos X, Y e Z para cada quadro do vídeo, além dos valores da média, variância e desvio padrão para cada eixo. Portanto, a partir dessa função, todos os resultados fornecidos pelo sistema de EFG se referem a movimentos da cabeça ocorridos ao nível do ponto médio entre os olhos.

A função acessa e executa um algoritmo, desenvolvido separadamente em linguagem C++, que quantifica os deslocamentos lineares e angulares da cabeça em três dimensões. O algoritmo utiliza como dados de entrada os arquivos txt, produzidos na etapa anterior, que contém as coordenadas bidimensionais de posição dos marcadores A, B, C e D e efetua os seguintes cálculos:

- reúne os dados bidimensionais e produz a coordenada tridimensional de cada marcador em cada quadro do vídeo.
- reconstrói a coordenada X do marcador D.

- aplica as coordenadas tridimensionais dos marcadores na reconstrução das coordenadas tridimensionais do ponto médio entre os olhos.
- calcula as translações e rotações da cabeça ao nível do ponto médio entre os olhos.
- monta tabelas com os dados de saída.

3.2.i. **Produção da Coordenada Tridimensional de cada marcador**

Para essa etapa, assume-se que os pontos A, B, C e D pertencem ao espaço \mathbb{R}^3 . As coordenadas dos pontos A, B e C nos eixos basicêntricos X, Y e Z foram obtidas diretamente da decomposição das imagens das câmeras. A CAM 1 forneceu as coordenadas nos eixos X e Z, enquanto a CAM 2 forneceu as coordenadas no eixo Y e, também, no eixo Z. Uma vez que as duas câmeras registraram o eixo Z, a correlação entre os dados deste eixo foi examinada com o cálculo do Coeficiente de Correlação de *Pearson* (SPSS, versão 21). A correlação entre os dados foi significativa, com $p = 0,999$. Em função dessa elevada correlação, foi definido como padrão utilizar os dados da CAM 2 que registrou o deslocamento de mais marcadores.

3.2.ii. **Reconstrução da Coordenada X do Ponto D.**

Para o ponto D, somente as coordenadas nos eixos Y e Z, fornecidas pela CAM 2, foram obtidas diretamente das imagens. As coordenadas no eixo X, que são fornecidas somente pela CAM 1, precisaram ser reconstruídas.

Como a cabeça é considerada um corpo rígido e os marcadores estavam firmemente fixados a ela, as distâncias D_{AD} , D_{BD} e D_{CD} entre os pontos permaneceram constantes e foram mensuradas *a priori*.

Para calcular a coordenada X do ponto D, foram utilizadas essas distâncias, os valores das coordenadas do ponto D nos eixos Y e Z obtidos no rastreamento das imagens da CAM 2, juntamente com as coordenadas dos pontos A, B e C nos três eixos. Para o cálculo, foi criada a matriz genérica 3x3 M_{Pq} (equação 3.1)).

$$M_{PQ} = \begin{bmatrix} D_{PQ}^2 & Y_Q - Y_P & Z_Q - Z_P \\ Y_Q - Y_P & 1 & 0 \\ Z_Q - Z_P & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

O determinante da matriz (equação 3.2) representa o quadrado da diferença entre as coordenadas X de dois pontos genéricos P e Q definidos por $P = (X_p, Y_p, Z_p)$ e $Q = (X_q, Y_q, Z_q)$.

$$\det M_{PQ} = D_{PQ}^2 - (Y_p - Y_q)^2 - (Z_p - Z_q)^2 = (X_p - X_q)^2 \quad (3.2)$$

A aplicação do determinante aos pares de pontos AD, BD e CD, juntamente com as coordenadas X dos pontos A, B e C, forneceu seis valores aproximados para a coordenada X do ponto D (equação 3.3).

$$\begin{bmatrix} X_{D1} \\ X_{D2} \\ X_{D3} \\ X_{D4} \\ X_{D5} \\ X_{D6} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_A \\ \sqrt{\det M_{AD}} \\ X_B \\ \sqrt{\det M_{BD}} \\ X_C \\ \sqrt{\det M_{CD}} \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Esse cálculo é repetido em cada quadro do vídeo. Ao final, seis curvas de valores reconstruídos da coordenada X do ponto D são obtidos ao longo do tempo. Em seguida, para uma curva de cada vez, foram calculados os erros de aproximação de cada valor da coordenada X do ponto D, com uso dos módulos dos vetores AD, BD e CD e as distâncias D_{AD} , D_{BD} e D_{CD} mensuradas *a priori* (equação 3.4).

$$\begin{bmatrix} \Delta_{AD} \\ \Delta_{BD} \\ \Delta_{CD} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_{AD} - \|AD\| \\ D_{BD} - \|BD\| \\ D_{CD} - \|CD\| \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Os três valores de erro obtidos foram transformados no erro total Δ (equação 3.5).

$$\Delta = \sqrt{(\Delta_{AD}^2 + \Delta_{BD}^2 + \Delta_{CD}^2)} \quad (3.5)$$

Ao final, terão sido calculados os erros de cada uma das seis curvas de reconstrução. Foram selecionados como valores da coordenada X do ponto D em cada quadro do vídeo, aqueles provenientes da curva cujas distâncias calculadas apresentaram o menor erro total.

3.2.iii. **Reconstrução das Coordenadas do Ponto Médio Entre os Olhos**

Depois de obtidas todas as coordenadas tridimensionais dos quatro marcadores, o algoritmo reconstrói as coordenadas do ponto O, pois ele não foi visualizado por nenhuma das duas câmeras. Isso se deve à especificidade da utilização pretendida para esse sistema de EFG em investigações que envolvem realização de tarefas visuais em indivíduos com disfunções visuais. Conhecidos os pontos A, B, C e D em cada eixo, as coordenadas do ponto O foram reconstruídas (equação 3.6).

$$O = \frac{B + D}{2} \quad (3.6)$$

O cálculo acima foi repetido com as coordenadas dos pontos obtidas em cada quadro do vídeo para determinar as coordenadas de O em cada instante de tempo. Ao atingir essa etapa, todos os resultados informados passam a se referir ao ponto médio entre os olhos.

3.2.iv. *Cálculo das Translações da Cabeça*

Após a reconstrução das coordenadas do ponto O em cada quadro do vídeo, o algoritmo passa ao cálculo das translações e rotações da cabeça.

Conhecidas as posições de O no tempo, as translações foram calculadas como os vetores deslocamento total (equação 3.7) e deslocamento instantâneo (equação 3.8). A partir do deslocamento, foram derivadas a velocidade (equação 3.9) e a aceleração (equação 3.10). O denominador dessas equações refere-se à taxa de resolução adotada, que para o presente estudo, conforme mencionado, foi de 60 Hz, ou 60 qps.

$$\Delta O = O(t) - O(0) \quad (3.7)$$

$$\Delta O_{inst} = O(t) - O(t - 1) \quad (3.8)$$

$$V(t) = \frac{\Delta O_{inst}(t)}{0.01666} \quad (3.9)$$

$$A(t) = \frac{V(t) - V(t - 1)}{0.01666} \quad (3.10)$$

3.2.v. *Cálculo das Rotações da Cabeça*

Para as rotações, o cálculo exige procedimentos adicionais por que a geometria define que um ponto (no caso, o ponto O) não faz rotação. Por isso, foi necessário definir dois vetores com origem no ponto O para calcular as rotações desses vetores como expressão das rotações que ocorrem em O. O detalhamento de cada uma das etapas é apresentado a seguir.

A posição assumida por um objeto que sofreu rotação contém componentes de todos os eixos de rotação e sua posição final depende da sequência em que as rotações em cada eixo ocorreram. Para a presente análise, foi assumido que a rotação da cabeça para uma posição qualquer ocorre, primeiro, pela rotação no eixo X e, em seguida no eixo Y e, por último, no eixo Z. A justificativa para essa escolha está baseada no desempenho

funcional do sistema que controla a posição da cabeça humana. O sistema opera com informação inercial, como descrito no item 2.2.2.1, que verticaliza a cabeça alinhando-a com o eixo Z. Como descrito no item 2.2.2, a distribuição simétrica da massa da cabeça entre os lados direito e esquerdo a coloca na posição neutra em relação às rotações no eixo X, o que coloca a linha imaginária que atravessa os dois olhos em posição perpendicular ao eixo Z. Em seguida, a rotação em Y equilibra a assimetria da massa da cabeça e horizontaliza o PAN. Por último, a rotação em Z aumenta a amplitude dos movimentos oculares para além dos 40° de cada lado que cada olho pode se movimentar. Ao lado da escolha dessa sequência, cálculos prévios indicaram que, para a amplitude dos movimentos em questão, a alteração da sequência de cálculo das rotações não modificaram expressivamente os resultados. Por essa razão, optou-se por manter a sequência escolhida.

Para representar e calcular essas rotações, foram definidos os vetores \overrightarrow{OE} e \overrightarrow{OF} ; originados em O, até dois pontos hipotéticos E e F e com posições invariantes em relação aos marcadores A, B, C e D, formando uma estrutura rígida Figura 3-9. \overrightarrow{OE} e \overrightarrow{OF} são ortogonais entre si e alinhados em direção e sentido com os eixos X e Z do sistema global, respectivamente, no instante inicial do movimento.

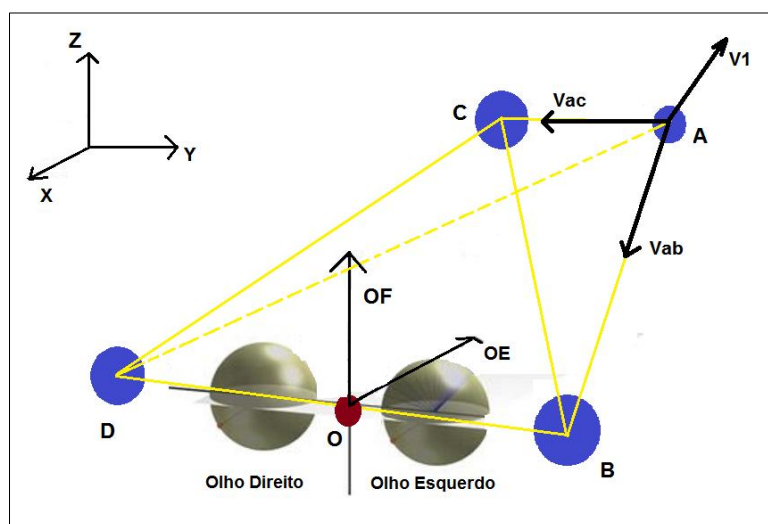


Figura 3-9: Representação dos vetores \overrightarrow{OE} e \overrightarrow{OF} no sistema de coordenadas.

Embora as posições desses vetores em relação a A, B, C e D tenham continuado invariantes nos instantes subsequentes, suas coordenadas se alteram em relação ao sistema global de acordo com os movimentos realizados pela cabeça. Apesar dessa

alteração, \overrightarrow{OE} e \overrightarrow{OF} permanecem invariantes em relação às rotações no eixo X e Z, respectivamente.

Os vetores têm módulo constante fixado em 100 mm. Assim, com rotações descritas como $\theta_X(t)$, $\theta_Y(t)$ e $\theta_Z(t)$ em cada eixo de movimento, no instante inicial, tem-se $V_{OE} = (100,0,0)$ e $V_{OF} = (0,0,100)$.

Para calcular as coordenadas de \overrightarrow{OE} e \overrightarrow{OF} foi criada uma nova base e R^3 (Figura 3-9), com origem no ponto A e constituída por três vetores linearmente independentes entre os pontos A, B e C, \overrightarrow{AC} (V_{AC}), \overrightarrow{AB} (V_{AB}) e $\overrightarrow{V1}$ (V_1) que é o produto vetorial entre \overrightarrow{AC} e \overrightarrow{AB} , descritos conforme as equações (3.11) a (3.14).

$$B = \{V_{AC}(t), V_{AB}(t), V_1(t)\} \quad (3.11)$$

$$V_{AC}(t) = C(t) - A(t) \quad (3.12)$$

$$V_{AB}(t) = B(t) - A(t) \quad (3.13)$$

$$V_1 = V_{AC}(t) \times V_{AB}(t) \quad (3.14)$$

Assim, a nova base denominada $\{V_{AC}, V_{AB}$ e $V_1\}$ é dinâmica em relação ao sistema global, mas as coordenadas de E e F nela permaneceram constantes.

Essa configuração permite calcular \overrightarrow{OE} e \overrightarrow{OF} em relação ao sistema global. Uma vez que as posições de O em relação ao sistema global já foram calculadas anteriormente, foi necessário calcular as posições de E e F para conhecer os movimentos de \overrightarrow{OE} e \overrightarrow{OF} . No sistema local da base $\{V_{AC}, V_{AB}$ e $V_1\}$, o ponto E e suas novas coordenadas e_1 , e_2 e e_3 são relacionados pela matriz de mudança de base, conforme a equação (3.15).

$$\begin{pmatrix} X_E(t) \\ Y_E(t) \\ Z_E(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X_{AC}(t) & X_{AB}(t) & X_1(t) \\ Y_{AC}(t) & Y_{AB}(t) & Y_1(t) \\ Z_{AC}(t) & Z_{AB}(t) & Z_1(t) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} e_1 \\ e_2 \\ e_3 \end{pmatrix} \quad (3.15)$$

De modo análogo, o ponto F e suas novas coordenadas f_1 , f_2 e f_3 são relacionados pela matriz de mudança de base da equação (3.16).

$$\begin{pmatrix} X_F(t) \\ Y_F(t) \\ Z_F(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X_{AC}(t) & X_{AB}(t) & X_1(t) \\ Y_{AC}(t) & Y_{AB}(t) & Y_1(t) \\ Z_{AC}(t) & Z_{AB}(t) & Z_1(t) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{pmatrix} \quad (3.16)$$

Para encontrar $e_1, e_2, e_3, f_1, f_2, f_3$, os dois lados da igualdade das equações (3.15) e (3.16) foram multiplicados pela inversa da matriz conforme os sistemas das equações (3.17) e (3.18), montados a partir das coordenadas iniciais de V_{AC}, V_{AB} e V_1 e de E e F .

$$\begin{pmatrix} e_1 \\ e_2 \\ e_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X_{AC}(0) & X_{AB}(0) & X_1(0) \\ Y_{AC}(0) & Y_{AB}(0) & Y_1(0) \\ Z_{AC}(0) & Z_{AB}(0) & Z_1(0) \end{pmatrix}^{-1} \cdot \begin{pmatrix} X_E(0) \\ Y_E(0) \\ Z_E(0) \end{pmatrix} \quad (3.17)$$

$$\begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X_{AC}(0) & X_{AB}(0) & X_1(0) \\ Y_{AC}(0) & Y_{AB}(0) & Y_1(0) \\ Z_{AC}(0) & Z_{AB}(0) & Z_1(0) \end{pmatrix}^{-1} \cdot \begin{pmatrix} X_F(0) \\ Y_F(0) \\ Z_F(0) \end{pmatrix} \quad (3.18)$$

Os valores obtidos são as coordenadas de E e F nessa nova base e permanecem constantes em todos os instantes do tempo. Uma vez que a nova base é dinâmica em relação ao sistema global, esses valores foram utilizados para calcular as coordenadas de \overrightarrow{OE} e \overrightarrow{OF} em relação ao sistema global em todos os instantes subsequentes com a repetição dos cálculos das equações (3.17) e (3.18).

Conforme a definição inicial de que as posições da cabeça após rotações são produto de rotação primeiramente em X , seguida de Y e, por último, em Z , o cálculo foi realizado na ordem inversa. Assim, inicialmente foi calculado $\theta_Z(t)$, como a diferença da posição de \overrightarrow{OE} no instante t em relação à posição de \overrightarrow{OE} no instante inicial.

Considerando a regra de Fleming, o ângulo de \overrightarrow{OE} no instante inicial no plano XY equivale a 0° pelo fato de, por definição, o vetor estar alinhado ao eixo X . Assim, $\theta_Z(t)$ foi calculado através da equação (3.19).

$$\theta_Z(t) = \arctg(Y_{OE}(t)/X_{OE}(t)) \quad (3.19)$$

Em seguida, \overrightarrow{OE} foi rotacionado no eixo Z o equivalente a $-\theta_Z(t)$, Assim, o vetor ficou alinhado ao plano ZX , sem alterar o valor de sua componente no eixo Z .

Isso permitiu calcular $\theta_Y(t)$ do mesmo modo utilizado para $\theta_Z(t)$. Novamente considerando a regra da mão direita, o ângulo de \overrightarrow{OE} no instante inicial no plano ZX equivale a 90° pelo fato de, por definição, o vetor estar alinhado ao eixo X . Por essa razão, $\theta_Y(t)$ pode ser calculado através da equação (3.20).

$$\theta_Y(t) = \arctg\left(\frac{\sqrt{X_{OE}(t)^2 + Y_{OE}(t)^2}}{Z_{OE}(t)}\right) - 90^\circ \quad (3.20)$$

Como por definição \overrightarrow{OE} é invariante às rotações em X, $\theta_X(t)$ foi calculado a partir de \overrightarrow{OF} . Para isso, do mesmo modo que para \overrightarrow{OE} , \overrightarrow{OF} foi rotacionado no eixo Z em $-\theta_Z(t)$ e, depois, no eixo Y em $-\theta_Y(t)$. Esse procedimento foi executado em quatro etapas. Inicialmente, foi calculado o ângulo de \overrightarrow{OF} em relação ao plano XY ($\theta_F(t)$) com a equação (3.21).

$$\theta_F(t) = \text{arctg}(Y_{OF}(t)/X_{OF}(t)) \quad (3.21)$$

Juntamente com as coordenadas já conhecidas de \overrightarrow{OF} , $\theta_F(t)$ foi utilizado para calcular as coordenadas de \overrightarrow{OF} após ser rotacionado em $-\theta_Z(t)$ e o vetor resultante foi denominado $\overrightarrow{OF1}$, conforme as equações (3.22) a (3.24).

$$X_{OF1}(t) = \sqrt{X_{OF}(t)^2 + Y_{OF}(t)^2} \cdot \cos(\theta_F(t) - \theta_Z(t)) \quad (3.22)$$

$$Y_{OF1}(t) = \sqrt{X_{OF}(t)^2 + Y_{OF}(t)^2} \cdot \sin(\theta_F(t) - \theta_Z(t)) \quad (3.23)$$

$$Z_{OF1}(t) = Z_{OF}(t) \quad (3.24)$$

Considerando o ângulo de 90° entre \overrightarrow{OE} e \overrightarrow{OF} , as rotações em $-\theta_Z(t)$ e $-\theta_Y(t)$, respectivamente nos eixos Z e Y, modificam as posições dos dois vetores. Como resultado, \overrightarrow{OE} fica alinhado ao eixo X e, como consequência, \overrightarrow{OF} ficará necessariamente posicionado no plano YZ, sendo denominado de $\overrightarrow{OF2}$, cujas coordenadas são descritas pelas equações (3.25) a (3.27).

$$X_{OF2}(t) = 0 \quad (3.25)$$

$$Y_{OF2}(t) = Y_{OF1}(t) \quad (3.26)$$

$$Z_{OF2}(t) = \sqrt{X_{OF1}(t)^2 + Z_{OF1}(t)^2} \quad (3.27)$$

Novamente considerando a regra de Fleming, o ângulo de \overrightarrow{OF} no instante inicial no plano YZ equivale a 90° pelo fato de, por definição, o vetor estar alinhado ao eixo Z. Por essa razão, $\theta_X(t)$ pode ser calculado com a equação (3.28).

$$\theta_X(t) = \text{arctg}\left(\frac{Z_{OF2}(t)}{Y_{OF2}(t)}\right) - 90^\circ \quad (3.28)$$

Obtidos $\theta_X(t)$, $\theta_Y(t)$ e $\theta_Z(t)$, as rotações instantâneas para cada eixo foram calculadas com a equação (3.29).

$$\theta_{inst}(t) = \theta(t) - \theta(t - 1) \quad (3.29)$$

Da mesma forma, com os valores de $\theta_{xinst}(t)$, $\theta_{yinst}(t)$ e $\theta_{zinst}(t)$, as velocidades angulares instantâneas foram calculadas para a frequência de 60 fps com a equação 30.

$$\omega(t) = 60 \cdot \theta_{inst}(t) \quad (3.30)$$

Em seguida, com os valores de $\omega_x(t)$, $\omega_y(t)$ e $\omega_z(t)$, foram calculadas as acelerações angulares instantâneas para a frequência de 60 qps com a equação 31.

$$\alpha(t) = 60 \cdot (\omega(t) - \omega(t - 1)) \quad (3.31)$$

3.3.3.3 Função Análise Temporal

É a função que analisa os resultados das translações e rotações da cabeça no domínio do tempo. Para cada indivíduo, a função permite exibir os resultados dos testes a partir da escolha da posição em que ele é realizado e o tipo de resultado desejado (translação ou rotação).

As configurações introduzidas na análise foram definidas em função do experimento clínico com indivíduos com EV (conforme apresentado anteriormente na Tabela 3-1). Assim, a análise está programada para fornecer resultados de testes nas posições sentada e em pé. Em cada posição, são exibidos resultados de cinco testes, conforme mostrado na Tabela 3-1. Depois de selecionada a posição e escolhido o teste, seleciona-se a grandeza a ser exibida. Para medidas de deslocamento linear as grandezas apresentadas são translação (mm), velocidade (Vel, em mm/s) e aceleração (Acel, em m/s^2). Para medidas de deslocamento angular as grandezas são rotação (graus), velocidade angular (Vel Ang, em graus/s) e aceleração angular (Acel Ang, em rad/s^2). A escolha da unidade de graus para medida dos movimentos angulares difere da norma do sistema internacional de unidades que recomenda o uso de radianos. Isso se deve à convenção utilizada para medidas de movimentos do corpo humano que são sempre referidas em graus (88–90). Entretanto, para a Acel Ang, os valores serão convertidos em radianos para permitir comparação com valores de referência internacionais, que serão descritos no item 3.3.i.b. Depois de selecionada a posição, o tipo de teste e a grandeza a ser analisada, o programa exibe os resultados quantitativos e qualitativos para os eixos X, Y

e Z (Figura 3-10). A informação quantitativa é fornecida pelas variáveis dependentes descritas a seguir.

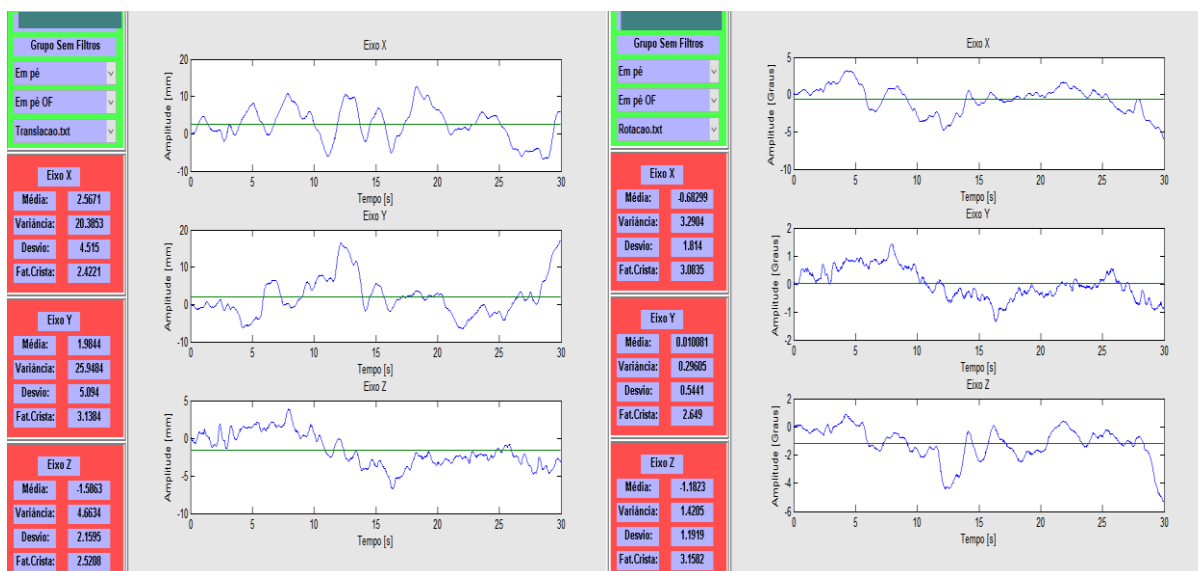


Figura 3-10: Exemplo de duas saídas de resultados da função de análise no domínio do tempo. à esquerda, resultados das translações do teste feito de olhos fechados e com o indivíduo em pé. À direita, resultados das rotações do teste feito de olhos fechados e com o indivíduo em pé.

3.3.i. Variáveis Dependentes

Para todas as grandezas, o sistema de EFG calcula a média aritmética simples, o desvio padrão e os valores mínimo e máximo, nas formas “variação instantânea da posição” e “variação da posição ao longo do tempo”.

Para a variação instantânea, é calculada a diferença entre uma posição menos a posição no instante anterior. Esse cálculo é repetido ao longo de trinta segundos de registro e fornece 1799 dados “instantâneos” que são utilizados para calcular a média aritmética simples e as demais variáveis. Portanto, o resultado “instantâneo” informa o comportamento do sistema em relação ao intervalo de tempo de 0,0166s (1/60Hz).

Na forma “ao longo do tempo”, é calculada a diferença entre cada uma das coordenadas registradas durante os trinta segundos de registro e a coordenada no instante inicial. Novamente, 1799 valores são obtidos e utilizados para calcular as variáveis, que informa, então, o comportamento do sistema durante os trinta segundos de teste.

3.3.i.a. Variância

Embora se saiba que a média e o desvio padrão possam caracterizar o comportamento de um conjunto de dados, para a presente investigação, eles podem informar pouco sobre o esforço do indivíduo para manter a posição da cabeça sob controle no espaço, ao longo do tempo. Para isso, foi calculada também a variância, que é mais uma medida de dispersão (91) e é particularmente importante no presente estudo por ser fortemente influenciada por valores atípicos. Quanto mais valores atípicos estiverem presentes no conjunto de dados, maior será a variância. Como ainda não foram estabelecidos parâmetros quantitativos para os movimentos da cabeça na população estudada, é possível que existam valores atípicos que precisam ser considerados. Sabe-se que os valores atípicos podem ser corretos, mas, por alguma razão que cabe ao pesquisador tentar explicar, são muito diferentes do restante do conjunto de dados (92).

No presente estudo, que se destina a uma população que apresenta uma condição de saúde específica e mostra uma disfunção de movimento visualmente identificável, é preciso tratar com cuidado os valores atípicos. Na intenção de seguir as regras para a aplicação dos testes estatísticos mais robustos e aumentar a credibilidade aos resultados que almeja obter, o pesquisador pode ser levado a descartá-los. Diante de uma pequena variância, isso não deve ser um problema. Mas, se a variância for grande, é possível que a expressão do problema investigado esteja exatamente nos valores atípicos. Nesse caso, descartá-los poderá induzir a conclusões equivocadas. Para uma caracterização mais ampla da quantidade de valores atípicos na amostra examinada, é feito o Box plot.

O Box plot é um gráfico proposto para detectar valores atípicos em relação ao restante do conjunto de dados (92). Sua construção utiliza a mediana, primeiro e terceiro quartis (Q1 e Q3, respectivamente) por serem valores pouco influenciados por valores extremos. A partir da ordenação crescente dos valores no conjunto de dados, a mediana é o valor que divide o conjunto de dados ao meio, Q1 é o valor que indica que 25% dos resultados observados são menores que o percentil 25, enquanto Q3 indica que 25% dos resultados são maiores que o percentil 75. A diferença entre Q3-Q1 é a distância interquartílica (DIQ) (87).

O Box plot (Figura 3-11) é formado por uma caixa atravessada por uma linha que representa a escala dos dados de resultado ordenados de modo crescente. A caixa representa os 50 % dos dados contidos no centro da distribuição, entre Q1 e Q3. A linha

que divide a caixa, não necessariamente no meio, é a mediana. O fundo da caixa representa o primeiro quartil e o topo representa o terceiro quartil. O comprimento da caixa corresponde à DIQ. Se os 50 % dos dados contidos no centro da distribuição apresentarem valores próximos, o primeiro e o terceiro quartis também ficam próximos e a DIQ fica pequena. Se a DIQ for pequena, o comprimento da caixa será pequeno também.

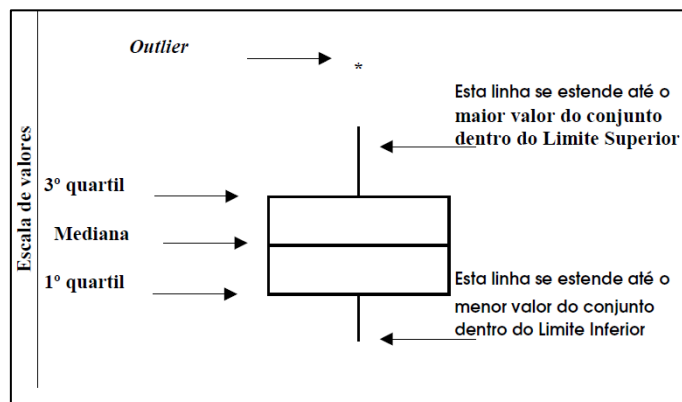


Figura 3-11: Desenho esquemático do boxplot. Adaptado de Reis e Reis, 2012.

Os outros 50 % dos dados (25% abaixo de Q1 e 25% acima de Q3) são representados fora da caixa. Para isso, duas linhas saem das extremidades da caixa e terminam no maior valor do limite superior ($Q3 - 1,5 \times DIQ$) e no menor valor do limite inferior ($Q1 - 1,5 \times DIQ$). Se algum valor do conjunto de dados ainda estiver acima ou abaixo dos valores limite superior e inferior, eles serão considerados atípicos, discrepantes ou *outliers* e serão marcados no gráfico. O pacote estatístico utilizado para montar os Box plot no presente estudo (SPSS versão 21), assinala com círculos os valores entre 1,5 e 3 DIQ e os classifica como atípicos, enquanto os valores mais distantes que 3 DIQ são considerados como extremos e são assinalados por asteriscos.

3.3.i.b. Aceleração

A medida do nível de aceleração a que um indivíduo está exposto durante um intervalo de tempo, pode ser feita para estimar se a intensidade que essa aceleração assume quando ela tem duração prolongada oferece risco para a saúde. A justificativa para esse tipo de mensuração decorre da constatação de que a exposição do corpo humano a acelerações constantes, produzidas por movimentos oscilatórios, impõe riscos à saúde de acordo com a intensidade da aceleração e a duração da exposição (93). O

risco decorre do comportamento biodinâmico dos segmentos corporais sujeitos à oscilação.

Como esse é o primeiro estudo a utilizar a variável aceleração para analisar o comportamento oscilatório da cabeça de sistemas biológicos cuja oscilação não é proveniente de uma força externa, uma breve contextualização dos riscos para a saúde decorrentes do aumento de aceleração e das normas internacionais de avaliação desse risco será apresentada aqui.

Movimentos oscilatórios que produzem translações e rotações das vértebras da coluna podem produzir estresse mecânico excessivo, distúrbios de nutrição e difusão nos tecidos moles adjacentes que podem comprometer as estruturas do sistema musculoesquelético e levar ao desenvolvimento de processos degenerativos, ao longo dos anos. O sistema nervoso central também pode ser afetado e sofrer efeitos indesejados das oscilações que se manifestam como cinetose e “mal do movimento” (*motion sickness*), que aumentam de intensidade conforme a duração da exposição ultrapassa várias horas (45,93).

Comportamentos oscilatórios podem estar presentes em sistemas mecânicos, como o que movimenta a cabeça humana. Pelo fato de se tratar de um sistema complexo, composto por vários corpos rígidos (43), o movimento combinado das partes do sistema pode fazer a cabeça oscilar em rotação e/ou translação em torno da posição considerada média, que é alinhada à frente. Essa oscilação pode ser representada graficamente, tanto em termos de seu deslocamento, quanto de suas derivadas (velocidade ou aceleração), conforme mostrado na Figura 3-12.

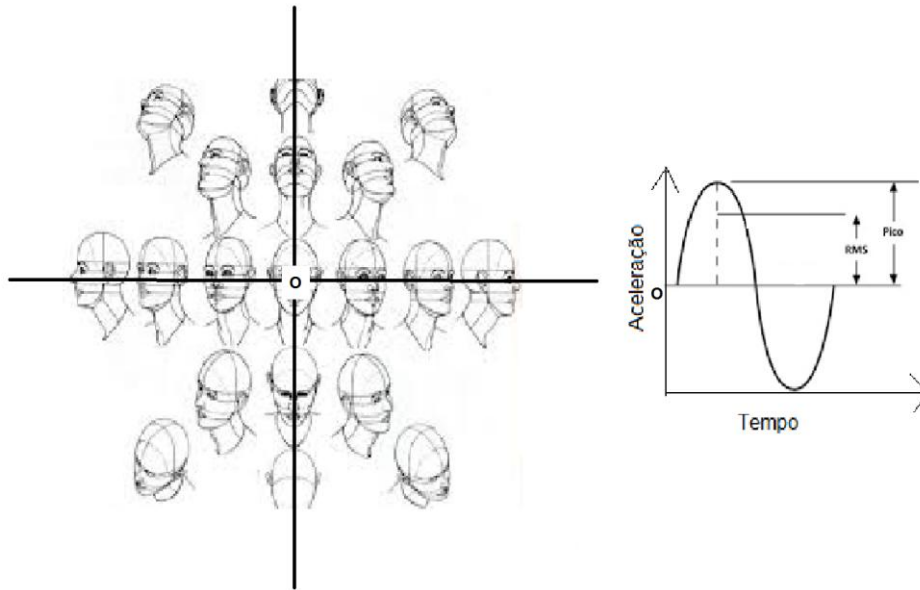


Figura 3-12: Representação do comportamento oscilatório da cabeça e sua representação gráfica. O pico de aceleração é indicado no gráfico.

Medidas de aceleração permitem examinar a percepção da sensação de vibração/oscilação, a sensação de conforto e os efeitos dos níveis de aceleração contidos nos movimentos sobre a saúde humana e a realização de tarefas. As análises seguem os critérios definidos pela norma (93) e seu adendo, a norma ISO 2631-1:1997/Amd.1 (2010) (94) e, geralmente, são feitas sobre vibrações que atingem o corpo humano provenientes de fontes externas. Diferentemente, no presente estudo, a origem dos movimentos que fazem a cabeça oscilar é interna a cada indivíduo. Para os indivíduos com EV, esse é o primeiro estudo a analisar esses movimentos da cabeça e o primeiro a conduzir a análise dos níveis de aceleração conforme a metodologia apresentada nas referidas normas.

Os níveis de aceleração que atingem o corpo humano podem ser calculados por meio de dois métodos: nível de aceleração *rms* (a_w), ou Valor Dose de Vibração (VDV), conforme definidos pela norma ISO2631-1 (1997) e descritos a seguir.

O primeiro método é considerado o método básico, pelo qual o nível de aceleração *rms* (a_w) é calculado separadamente para cada eixo de movimento medido, conforme mostrado pela equação (3.32). Para valores discretos, esta fórmula pode ser expressa conforme mostrado através da equação (3.33).

$$a_w = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) \cdot dt} \quad (3.32)$$

$$a_w = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_N a_w^2(t)} \quad (3.33)$$

Em que:

a_w = valor de aceleração - *rms* [m/s^2 para translação, ou rad/s^2 para rotação]

$a_w(t)$ = aceleração ponderada em frequência como uma função do tempo - *rms* [mesmas unidades acima]

T = tempo total de exposição [s]

dt = taxa de aquisição (incremento) do sinal no tempo [s]

N = número total de pontos usados na aquisição do sinal no tempo.

O método básico de análise da aceleração é indicado quando ocorrem oscilações em forma de choques ocasionais. Para definir se os choques contidos no movimento permitem esse tipo de análise, calcula-se previamente um fator adimensional chamado Fator de Crista (FC), que representa a relação entre o valor do pico de aceleração mais elevado no sinal pelo valor da aceleração *rms* presente neste. É calculado utilizando-se a equação (3.34).

$$FC = \frac{a_{w\text{pico}}}{a_{w\text{rms}}} \quad (3.34)$$

Em que:

$a_{w\text{pico}}$ = maior valor de aceleração exibido pelo sistema no eixo considerado;

$a_{w\text{rms}}$ = valor de aceleração *rms* do sinal no tempo ponderado em frequência para o eixo considerado, conforme calculado pela equação (3.32), ou sua equivalente discreta (3.33).

Utiliza-se o método básico quando FC é menor ou igual a 9. O FC fica maior que 9 quando, por exemplo, o valor do pico de aceleração é muito elevado, indicando choques no sinal. Nesse caso deve se utilizar uma medida alternativa baseada em uma medida mais sensível aos picos, chamada Valor Dose de Vibração (VDV). Isso é feito para evitar o risco do método básico subestimar os efeitos da vibração. O VDV é calculado como a raiz quarta da aceleração elevada à quarta potência, conforme mostrado na

equação (3.35). Na sua versão em dados discretos, pode ser calculada pela equação (3.36).

$$VDV = \sqrt[4]{\int_0^T a_w^4(t) \cdot dt} \quad (3.35)$$

$$VDV = \sqrt[4]{\sum_N a_w^4(t)} \quad (3.36)$$

É preconizado por norma o uso dos sinais temporais ponderados em frequência como forma de dar a mesma importância ao sinal em cada uma das frequências analisadas dentro do intervalo de interesse (45). Essa ponderação é determinada em função do eixo analisado (X, Y ou Z), da posição do corpo (em pé, sentado ou deitado) e do tipo de efeito a ser analisado (conforto, saúde ou realização de tarefas). Entretanto, a aplicabilidade destas curvas de ponderação ainda é questionada (95). Para o presente estudo, o uso de tais ponderações, foi considerado inadequado, uma vez que estas não foram desenvolvidas para analisar vibrações advindas do próprio corpo e sim, aquelas a que o corpo está submetido externamente.

Como critério de segurança, são utilizados fatores multiplicadores para cada eixo de movimento (k_i), onde o subscrito “i” indica cada eixo (X, Y ou Z), conforme recomendado pela norma ISO 2631-1 (1997) (93). Para o presente estudo, que considera os efeitos sobre o conforto e a saúde, os valores recomendados para os fatores são:

$$k_x = k_y = k_z = 1,0 \text{ (para análise dos efeitos da vibração no conforto)} \quad (3.37)$$

$$k_x = k_y = 1,4 \text{ e } k_z = 1,0 \text{ (para análise dos efeitos da vibração na saúde)} \quad (3.38)$$

Após calculado o nível de aceleração para cada eixo de movimento (tanto em termos do a_w , quanto do VDV), pode-se analisar o nível de aceleração a que está exposto um indivíduo de duas maneiras: a partir da aceleração contida no eixo que apresenta o maior valor ou a partir do nível total de aceleração.

A aceleração do eixo com o maior valor é recomendada para análise dos efeitos da vibração na saúde e é determinada conforme mostrado pela equação (3.39), que se mantém inalterada para cálculos baseados no VDV. A expressão inalterada significa que o termo a_w é simplesmente substituído pelo termo de VDV.

$$a_{w_{\max}} = \max(k_i a_{w_i}) \quad (3.39)$$

Em que:

$a_{w_{max}}$ = nível de aceleração máximo representativo da exposição do indivíduo (ou VDV_{max}).

k_i = fatores multiplicadores para o eixo i .

i = eixos (X, Y ou Z)

O nível total de aceleração é recomendado para análise de conforto. É calculado com uso dos três eixos biodinâmicos de movimento, conforme mostrado pela equação (3.40). Essa também se mantém inalterada para cálculos baseados no VDV, fazendo-se as respectivas substituições.

Porém, para análise na saúde, se os níveis em cada eixo forem comparáveis, a norma ISO2631-1 (2010) (94) diz que se pode utilizar também esta mesma equação (ou seja, eq. 3.40).

$$a_{wT} = \sqrt{\sum_i k_i a_{w_i}^2} \quad (3.40)$$

Em que:

a_{wT} = nível de aceleração total que atua sobre o indivíduo

k_x = fatores multiplicados em função do efeito considerado (eqs. 3.37 ou 3.38)

A norma ISO2631-1 (1997) (93) diz que duas exposições diárias diferentes são equivalentes se elas seguem a equação (3.41):

$$a_{w_1}^e \cdot T_1 = a_{w_2}^e \cdot T_2 \quad (3.41)$$

Em que:

a_{w_1} e a_{w_2} = valor de aceleração *rms* ou VDV para a 1ª e 2ª exposições, respectivamente;

T_1 e T_2 = tempo de duração correspondente para a 1ª e 2ª exposições, respectivamente.

$e = 2$, para cálculos baseados em a_w , ou 4, para cálculos usando VDV.

Usualmente, considera-se como 1ª exposição valores limite para 8h de exposição. Esses são valores diários de aceleração a que uma pessoa pode ser exposta sem comprometer sua saúde. Pode-se adotar os valores limite estabelecidos pela diretiva europeia 2002/44/EC que trata sobre os requisitos mínimos para saúde e segurança relativos à exposição de trabalhadores aos riscos originados por agentes físicos como a

vibração (96). Os valores dessa Diretiva foram posteriormente incorporados na norma reguladora NR-9 do Ministério do Trabalho brasileiro (97), que trata sobre programa de prevenção de riscos ambientais, com a recomendação de que sejam usados os níveis totais (conforme equação 3.40).

Na Diretiva são estabelecidos dois valores limite, a saber: o limite diário para ação ou *exposure action value* (EAV) e o valor limite de exposição diário ou *exposure limit value* (ELV). O EAV corresponde ao valor de aceleração a partir do qual providências para resguardar a saúde dos indivíduos devem ser tomadas. O ELV marca o nível de aceleração que não deve ser ultrapassado, pois acima dele a aceleração é, certamente, prejudicial à saúde. Se isso ocorrer, a Diretiva Européia e a NR-9 determinam que medidas sejam imediatamente adotadas para reduzir a intensidade da aceleração. Os valores estabelecidos para análises a partir do a_w são: $EAV = 0,5 \text{ m/s}^2$ e $ELV = 1,15 \text{ m/s}^2$. Para análises com VDV os valores são: $EAV = 9,1 \text{ m/s}^{1,75}$ e $ELV = 21 \text{ m/s}^{1,75}$.

De posse dos valores limite para 8h, fazendo-se a substituição do a_{w_1} pelos valores de EAV ou ELV acima e de T_1 para 8h, pode-se utilizar a equação (3.41), de modo a obter dois tipos de resposta. A primeira permite determinar o nível de aceleração que seria equivalente às 8h de exposição (a_{w_2}), quando se conhece o tempo de exposição a que o indivíduo está sujeito (T_2). A segunda permite determinar o tempo de exposição (T_2) que seria equivalente às 8h de exposição quando se conhece o nível de exposição medido (a_{w_2}). Para o propósito do presente estudo, foi feita opção pela segunda abordagem, na qual os valores de (a_{w_2}) são aqueles fornecidos pelo sistema de EFG. Desta forma, pode-se estimar quanto tempo os portadores de EV avaliados poderiam ficar expostos ao nível de vibração medido nos movimentos de cabeça que realizam sem comprometer a saúde.

Para o presente estudo, foi feita opção de adotar os valores de referência mais difundidos, que são os da Diretiva (96).

Em razão da unidade internacional de aceleração angular ser rad/s^2 , foi feita opção de adotar essa unidade para exibir apenas os resultados desta variável. Para as demais variáveis que se refiram às rotações, os resultados são exibidos em graus, e não em radianos pelo fato de que todos os movimentos do corpo humano são referidos somente em graus.

3.3.3.4 Função Análise em Frequência

Essa função apresenta o resultado em forma de gráficos que mostram as amplitudes do sinal (deslocamento, velocidade ou aceleração; translacional ou rotacional) em função da frequência. Oferece uma distribuição de amplitudes que fornece informações adicionais à interpretação do comportamento do sistema. Essa função se justifica uma vez que o modo como uma vibração afeta a saúde e o conforto depende do seu conteúdo em frequência. Como exemplo, conforme citado na norma ISO2631-1 (93), pode ocorrer o “mal do movimento” produzido por vibrações da cabeça no eixo Z abaixo de $0,5 \text{ m/s}^2$.

Para a frequência de aquisição do sinal de 60 Hz utilizada no sistema aqui desenvolvido, a função exibe a composição do espectro até 30 Hz. É possível configurar o número de intervalos utilizados para extrair a média do sinal e ampliar o gráfico para detalhar qualquer parte desejada da imagem. No exemplo (Figura 3-13), é apresentado o resultado com a imagem ampliada para detalhar o espectro até 5,5 Hz. Entretanto, os resultados dessa função serão utilizados em pesquisas futuras.

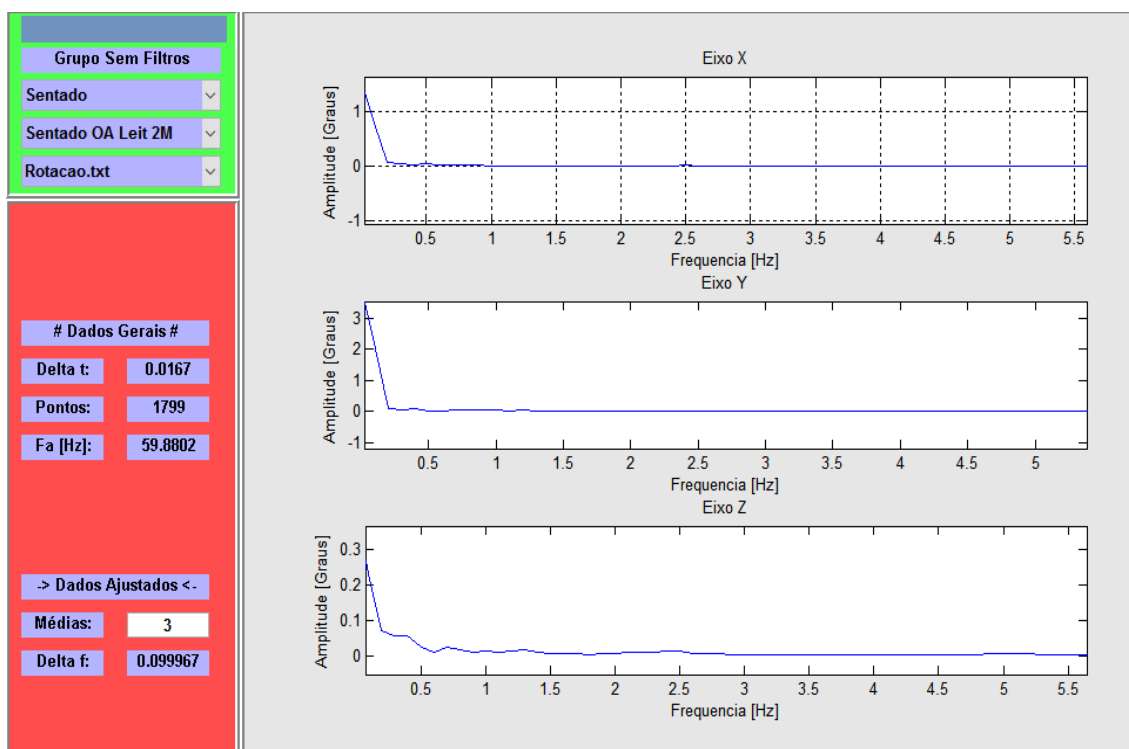


Figura 3-13: Exemplo de resultado da análise em frequência.

3.3.3.5 Função Análise Orbital

Essa função fornece a análise qualitativa dos movimentos investigados por meio da exibição de gráficos tri- ou bidimensionais das respostas obtidas por eixo. A função permite escolher o tipo de teste e a grandeza a serem exibidos. Exemplos são apresentados em 3D (Figura 3-14) e 2D (Figura 3-15).

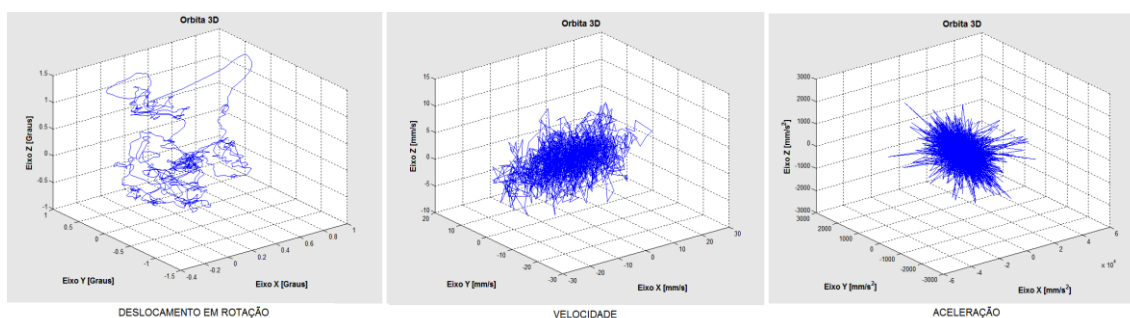


Figura 3-14: Exemplo de gráficos 3D para os resultados de deslocamento, velocidade e aceleração.

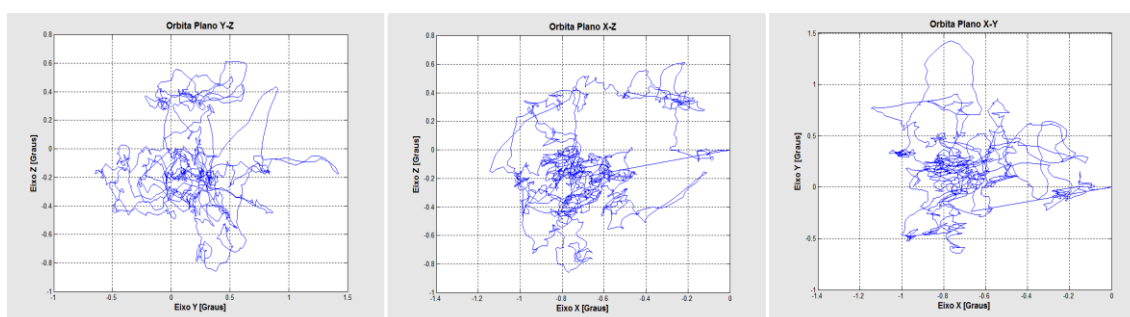


Figura 3-15: Exemplo de gráficos 2D para o resultado de deslocamento.

3.3.3.6 Função Análise MAC

O Critério de Correlação Modal (*Modal Assurance Criterion* – MAC) é um coeficiente de correlação para vetores (98). Criado no fim da década de 1970, no Laboratório de Pesquisa de Dinâmica Estrutural da Universidade de Cincinnati, o MAC é considerado um indicador poderoso (99), cuja função original era comparar vetores modais diferentes e relacionar e indicar o grau de consistência (dependência) entre eles. Em razão da qualidade do indicador, o surgimento de outras aplicações para o MAC foi previsto desde 2003 (99). Uma delas ocorre no presente estudo, que é o primeiro a utilizar esse critério para comparar vetores de movimento humanos.

Para o presente estudo, cada vetor de movimento foi formado pelo conjunto de posições de rotação ou de translação obtidas ao longo dos quadros de vídeo que compõem cada situação examinada, como exemplificado no gráfico de deslocamento da Figura 3-15. Cada teste fornece os seguintes vetores: um vetor para cada eixo de translação (X, Y e Z), outros três para os eixos de rotação (θ_X , θ_Y e θ_Z) e dois vetores tridimensionais (um de translação outro de rotação). Os vetores de eixos isolados são analisados separadamente dos vetores tridimensionais, como será detalhado adiante.

O índice MAC é definido conforme a seguir (equação 3.42).

$$MAC = \frac{|\phi_g^T \phi_h|^2}{(\phi_h^T \phi_h)(\phi_g^T \phi_g)} \quad (3.42)$$

Onde ϕ_h e ϕ_g são dois dos vetores a serem comparados (100), originalmente, vetores modais.

Como se observa pela equação, não há restrição para que os vetores modais sejam substituídos por outros tipos de vetores, como na metodologia desenvolvida nesse estudo.

O MAC assume valores de zero (nenhuma correspondência) a um (correspondência consistente). As razões que fazem o MAC assumir valor unitário são a utilização de quantidade insuficiente de medidas na determinação do vetor utilizado ou se os vetores comparados representarem o mesmo vetor com diferentes escalas ou, ainda, se os vetores forem diferentes e a correlação entre eles for verdadeiramente elevada (99). No presente estudo, o número de medidas utilizadas em cada vetor foi de cerca de 1800, correspondente ao número de quadros de cada vídeo. Além disso, cada vetor foi originado de um vídeo referente a uma situação de teste diferente. Portanto, um elevado valor de MAC indicará verdadeiramente uma correlação elevada.

O resultado do MAC é exibido como um diagrama de cores de uma matriz tridimensional, na qual o mesmo conjunto de vetores é posicionado nos eixos X e Y, na mesma ordem (Figura 3-16). A intensidade da correlação é expressa no eixo Z, portanto, a 3ª dimensão. Não há um padrão específico para as cores da matriz. Na diagonal, a interseção de cada vetor na horizontal com ele mesmo na vertical deve mostrar correlação unitária (MAC = 1).

Fora da diagonal, qualquer valor de MAC diferente de zero significará correlação entre vetores, cuja intensidade é indicada pelo valor do MAC. O valor de 1,0 indica correlação perfeita (98) e valores acima de 0,9 indicam que os vetores são muito semelhantes (100,101). Valores acima de 0,4 indicam correlações em potencial (102).

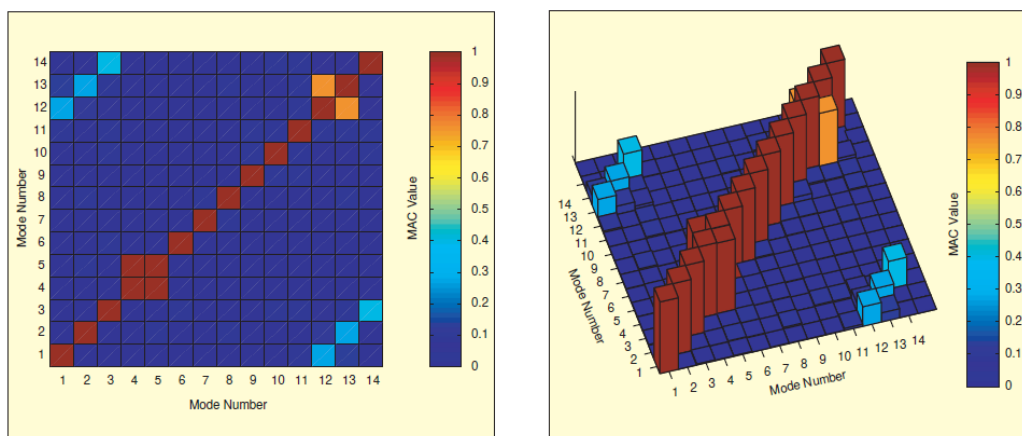


Figura 3-16: Exemplos ilustrativos das formas de apresentação dos resultados do MAC. À esquerda imagem 2D. À direita imagem 3D (de acordo com Allemang, 2003).

Em estudos com modelos biológicos as correlações são mais baixas que a de estudos de ciências exatas, devido à grande variabilidade de fenômenos biológicos. As análises de correlação utilizando quaisquer métodos estatísticos em estudos com humanos consideram altas correlações acima de 0,7 (103). Desta forma, este será o valor adotado no presente estudo.

O sistema de EFG desenvolvido apresenta dois tipos de análise pelo MAC, uma para analisar os vetores de eixos isolados (MAC1) e outra para analisar os vetores tridimensionais,(MAC2), conforme será descrito a seguir.

Na análise MAC1, todos os vetores originados dos testes de um mesmo indivíduo são correlacionados. Como o sistema está configurado para os 5 testes (em cada posição) descritos no item 3.2 (Tabela 3-1), uma bateria de testes produz quinze vetores diferentes de translação e outros quinze de rotação. Como os testes são realizados nas posições sentado e em pé, o teste completo produz trinta vetores de translação e outros trinta de rotação.

A análise MAC1 correlaciona, separadamente, os vetores de translação e de rotação. Como cada teste é feito uma vez na posição sentada e outra em pé, a análise MAC1 agrupa os 15 vetores de um teste na posição sentada com os 15 vetores do mesmo teste

na posição em pé. Agrupados, eles formam um conjunto de trinta vetores de movimento que forma cada uma das matrizes de resultados da análise MAC1. O resultado é expresso na forma de uma matriz 2D para cada teste. Para o conjunto de cinco testes utilizados no presente estudo, cinco matrizes 2D são produzidas pela análise MAC1 para correlacionar os vetores de translação e outras cinco são produzidas para correlacionar os vetores de rotação. No fim, cada indivíduo que cumprir toda a bateria de testes terá dez matrizes da análise.

Na matriz, as posturas, os testes e os números que os identificam são exibidos na vertical e apenas os números são exibidos na horizontal (Figura 3-17). O grau de correlação entre os vetores é indicado por escala de tons de cinza, na qual são tonalizados somente os resultados com correlação acima de 0,7. O sistema exibe o valor numérico de cada correlação por solicitação do operador. Na matriz, a sequência de apresentação dos testes é organizada por posição do indivíduo, seguida pelo tipo de tarefa visual e por eixo de movimento. Linhas coloridas marcam a divisão dos diferentes tipos de teste para facilitar a interpretação dos resultados.

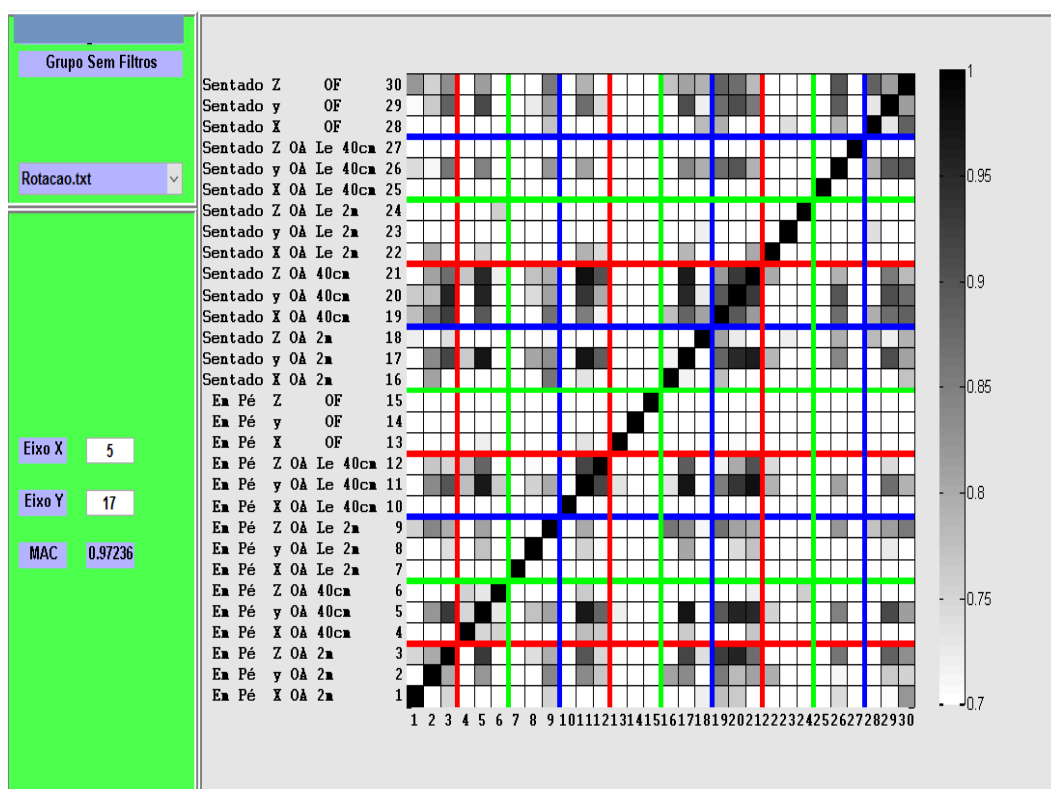


Figura 3-17: Exemplo da tela de resultados da análise MAC1.

A identificação das correlações clinicamente relevantes fica a critério do pesquisador. No presente estudo, as correlações relevantes podem ser identificadas com o auxílio de um modelo preparado para essa finalidade (Figura 3-18). São consideradas relevantes as correlações baseadas em:

- tipo de tarefa visual realizada (teste estático ou com fixação / teste dinâmico ou com tarefa oculomotora);
- distância do foco visual (foco a 40 cm ou a 2 M);
- eixo em que o movimento é realizado (X, Y ou Z);
- postura em que o teste foi realizado (em pé / sentado).

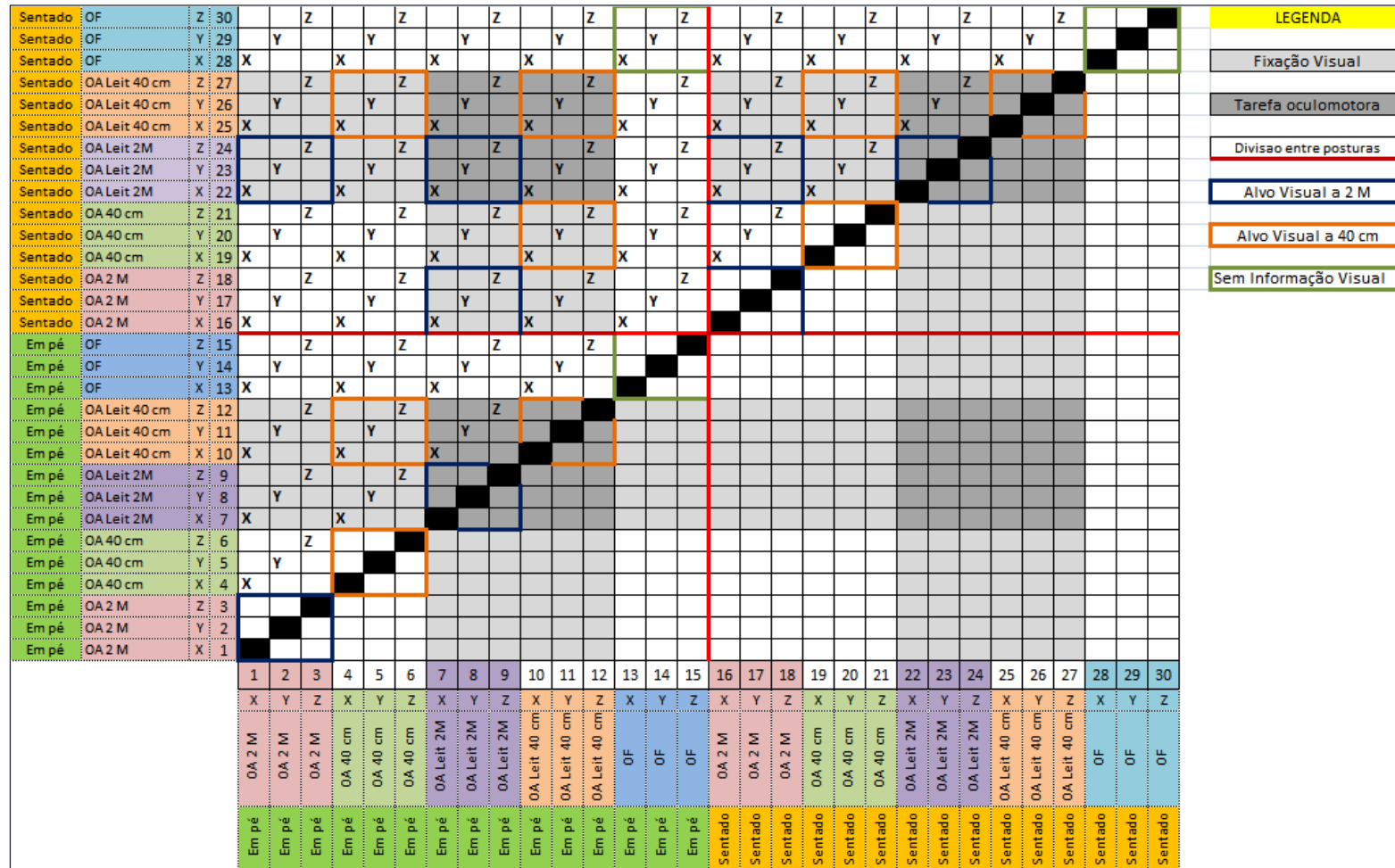


Figura 3-18: Modelo para a interpretação das correlações na análise MAC1.

Na análise MAC2 (Figura 3-19), investiga-se as correlações entre os vetores tridimensionais em função dos três planos de movimento anatômicos. Esse tipo de correlação é feito uma vez em cada teste, com todos os vetores dos movimentos lineares (translação, velocidade e aceleração) e angulares (rotação, velocidade angular e aceleração angular). O resultado é expresso em uma matriz 2D para cada teste, na qual os vetores e os números que os identificam são exibidos na vertical e na horizontal.

Como o sistema está configurado para cinco tipos de teste em duas posições diferentes, a análise MAC2 pode fornecer dez matrizes de resultado para cada indivíduo. Entretanto, são considerados clinicamente relevantes, até o momento, somente as correlações entre os vetores de rotação e de translação.

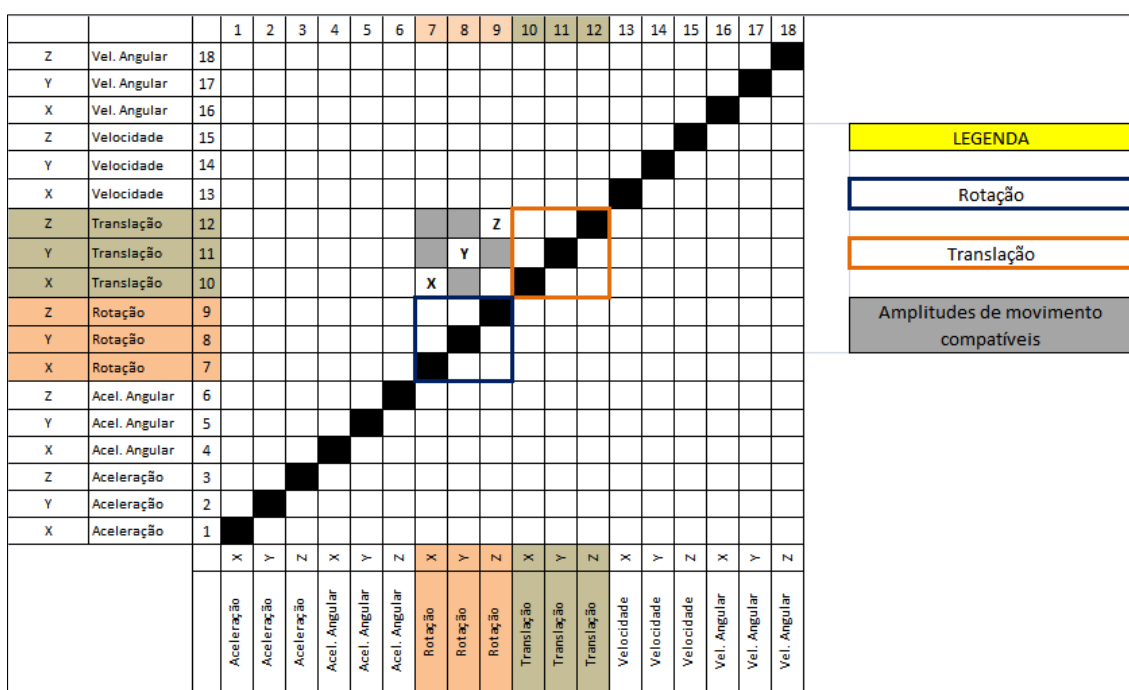


Figura 3-19: Exemplo de resultado de um dos testes para a análise MAC2.

3.4 Testes do Sistema

Para avaliar a acurácia do sistema de EFG, foram conduzidos testes em três etapas. Na primeira, o algoritmo foi testado com dados teóricos, na segunda o sistema de EFG foi testado contra um valor verdadeiro e foi realizada a análise de incerteza. Na terceira, o sistema foi testado em campo. Cada uma destas etapas será descrita a seguir.

3.4.1 Teste do Algoritmo

O algoritmo foi testado visando à identificação de erros de lógica e de sintaxe da programação. Para isso, foram criados dados de entrada teóricos para as distâncias entre os marcadores (Tabela 3-2) e para as coordenadas iniciais de cada marcador (Tabela 3-3) que desconsideram a distorção causada pela proximidade da câmera com a cabeça, por considerar essa distância teórica como infinita (representado no teste pelo valor de 10 trilhões de mm).

Tabela 3-2: Distância Teórica entre os Marcadores [mm]

AB	AC	BD	CD	BC	AD
131	120	123	133	180	179

Tabela 3-3: Coordenadas Iniciais Teóricas dos Pontos [mm]

Eixo	Pontos			
	A	B	C	D
X	0	-117,1392334	5,3197561	-113,7700898
Y	0	3,0000000	119,852515	125,9422818
Z	0	58,5696167	-2,6598781	56,8850449

Para conferir os cálculos em cada eixo, as coordenadas de A, B, C e D foram manipuladas durante 900 instantes, divididos em seis intervalos de 100 instantes com deslocamento, separados por seis intervalos de 50 instantes sem deslocamento. Nos três primeiros intervalos com deslocamento, os dados simularam a introdução de três rotações de 20°, cumulativamente, nos eixos X, Y e Z. Em seguida, a partir da posição final anterior, os dados simularam três translações cumulativas de 20 mm, nos mesmos eixos. Para rotações, os dados foram alterados ao passo de 0,2 graus a cada instante, enquanto, para as translações, a mudança introduziu 0,2 mm de deslocamento em cada instante. O programa foi executado com os dados acima e foram analisados os resultados da etapa inicial de cálculos de reconstrução do valor da coordenada X do ponto D e da etapa final de cálculo das rotações e translações.

Para a reconstrução de X do ponto D, a análise foi baseada em medidas que indiquem a dispersão dos resultados, já que o valor da média representa posição e não quantidade. O desvio padrão obtido foi de 0,013887 e a variância de 0,000193.

Para o cálculo final dos valores de rotação e translação, os valores das posições finais ao término de cada rotação ou translação são apresentados a seguir (Tabela 3-4).

Tabela 3-4: Resultado do teste do algoritmo com dados de movimento teóricos

Movimento Simulado pelos Dados Teóricos	Movimento Calculado Pelo Algoritmo					
	Rotação por Eixo (graus)			Translação por Eixo (mm)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Posição Inicial (sem desloc.)	0,000003	0,000003	0,000000	0,000000	0,000000	0,000000
Rotação no eixo X (20°)	19,999943	-0,000011	-0,000075	0,000000	0,000000	0,000004
Rotação no eixo Y (20°)	19,998112	20,000305	0,001299	-0,000076	0,000000	0,000004
Rotação no eixo Z (20°)	20,003849	20,000530	19,997538	0,000633	0,000000	0,000004
Translação no eixo X (20°)	20,003849	20,000530	19,997538	20,000633	0,000000	0,000004
Translação no eixo Y (20°)	20,003849	20,000530	19,997536	20,000633	20,000000	0,000004
Translação no eixo Z (20°)	20,003849	20,000530	19,997538	20,000633	20,000000	20,000004

Embora os resultados acima estejam apresentados como números com seis casas decimais, reconhece-se que essa precisão é superior ao adequado para movimentos do corpo humano. Entretanto, é informativa da medida do erro do programa, que, foi inferior a 0,004° para as rotações e 0,0007 mm para as translações.

3.4.2 Teste Experimental

Após a validação do algoritmo, o sistema de EFG foi comparado com um valor verdadeiro. Em razão de não haver outros sistemas de EFG disponíveis para esse teste no laboratório, foi utilizado um robô modelo *Motoman SK6*, fabricado por *Scott Technology Ltd. Company*, que movimentou uma cabeça humana reproduzida em isopor.

Para o teste, o módulo de aquisição de imagens do sistema de EFG foi montado conforme descrito no item 3.1. O elemento terminal do robô foi fixado sobre o ponto O da cabeça de isopor. As câmeras foram posicionadas conforme descrito no item 3.1.2 e colocadas à distância de 2M da cabeça de isopor. Um LED foi utilizado para sincronizar os vídeos das duas câmeras. O robô foi programado para realizar oito translações de 20 mm nos eixos X, Y e Z, respectivamente, seguidas por oito rotações de 20°, cumulativamente, nos mesmos eixos. Abaixo, é mostrada imagem dos registros das duas câmeras durante o teste (Figura 3-20).



Figura 3-20: Validação do Sistema de Estereofotogrametria contra um valor verdadeiro. À esquerda, imagem registrada pela CAM 1. À direita, imagem registrada pela CAM 2. A luz da lanterna acesa pelo pesquisador indica o quadro inicial de cada vídeo para a sincronização das imagens.

Depois de registrados os vídeos, as imagens foram processadas conforme descrito no item 3.3.2 e os valores de translação e rotação em cada eixo foram obtidos. Esses valores foram utilizados para a etapa seguinte, de análise de incerteza da medição.

3.4.3 Análise de incerteza

Incerteza é a parcela de dúvida associada a uma medição. Decorre da ação combinada de vários componentes de erro que agem sobre o processo de medição e fazem o comportamento real de um sistema se afastar do ideal. Sempre haverá uma diferença entre o valor indicado pelo sistema de medição e o valor verdadeiro do mensurando, que determinará uma incerteza sobre quão corretamente o resultado apresentado representa o valor da grandeza que está sendo medida, mesmo depois que todos os componentes de erro conhecidos ou presumidos forem avaliados e corrigidos. Essa diferença é o erro de medição, que não deve ser interpretado como equívoco na medição (104). Por não poder ser totalmente eliminado, espera-se que o erro seja tão

pequeno quanto possível e que exista uma estimativa confiável de quão grande ele possa ser (105). Entretanto, para que o erro seja minimizado torne pequeno, as fontes de erro precisam ser identificadas.

Uma fonte de erro sistemático identificada para o sistema de EFG foi a inexatidão do algoritmo, justificada pela propriedade de “flutuação” na linguagem de programação “C” com a qual ele foi escrito. Pela flutuação, o ponto binário de um número pode ser colocado em qualquer lugar em relação aos dígitos significativos do número, o que impede a exatidão de resultados. Como o valor desse erro foi considerado irrelevante diante da amplitude dos movimentos que a cabeça pode realizar, embora passível de correção, ele não foi objeto de compensação.

As fontes de erro que não podem ser previstas compõem o erro aleatório. Foram estimadas com uso da metodologia apresentada em documentos baseados no *Guide for the Expression of Uncertainty in Measurements* (GUM) (104). Para isso, o valor médio de oito repetições dos movimentos da cabeça foi calculado e dele foram obtidos o Erro de Repetitividade (ϵ), seu desvio padrão (σ) e os erros mínimo (ϵ_{\min}) e máximo (ϵ_{\max}) de repetitividade. A dispersão dos valores em torno do valor médio de cada erro de repetitividade é apresentada pela Incerteza Padrão Combinada (U_C). U_C foi obtida a partir da variância do valor de outras grandezas que exercem influência nos valores mensurados, ponderadas de acordo com o quanto o resultado da medição varia quando ocorrem mudanças nestas grandezas. O resultado geral da reconstrução dos movimentos é calculado como o erro médio quadrático (*RMS*).

Os resultados são apresentados separadamente para os eixos X, Y e Z de cada direção de translação da cabeça produzida pelo robô (Tabela 3-5).

Tabela 3-5: Erro de Repetitividade e Erro RMS do teste do sistema de EFG para os movimentos de translação.

Eixo de Movimento do Robô		Translação Medida (mm)			Erro Total RMS
		Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	
X	ϵ_x	0,914	0,223	0,220	0,705
	σ	0,039	0,083	0,147	
	ϵ_{\min}	0,848	0,148	0,042	
	ϵ_{\max}	0,974	0,398	0,558	
	u_c	0,765	0,766	0,773	
Y	ϵ_y	0,968	0,574	0,481	
	σ	0,202	0,265	0,201	
	ϵ_{\min}	0,462	0,054	0,208	
	ϵ_{\max}	1,172	0,937	0,926	
	u_c	0,790	0,808	0,784	
Z	ϵ_z	0,717	0,721	0,568	
	σ	0,043	0,175	0,201	
	ϵ_{\min}	0,631	0,401	0,308	
	ϵ_{\max}	0,757	0,907	0,979	
	u_c	0,780	0,790	0,790	

ϵ : Erro de Repetitividade. σ : desvio padrão do erro de repetitividade. ϵ_{\min} : erro mínimo de repetitividade. ϵ_{\max} : erro máximo de repetitividade. U_c : Incerteza Padrão Combinada.

Da mesma forma, são apresentados os resultados para cada direção de rotação da cabeça produzida pelo robô (Tabela 3-6). O erro RMS do sistema foi de $0,308 \pm 0,023^\circ$ para as rotações (1,5%) e de $0,705 \pm 0,808$ mm (3,5%) para as translações.

As fontes de incerteza que influenciaram o teste experimental foram a calibração do robô, a resolução da referência métrica utilizada para registrar as distâncias entre os marcadores e a distorção de imagem pelo sistema óptico. A análise da contribuição dessas fontes sobre os erros apontou que o procedimento de registro das distâncias entre os marcadores contribui a parcela mais expressiva da incerteza. Essa incerteza pode ser minimizada com a medição cuidadosa entre as distâncias.

Tabela 3-6: Erro de Repetitividade e Erro RMS do teste do sistema de EFG para movimentos de rotação.

Eixo de Movimento do Robô		Rotação Medida (graus)			Erro Total RMS
		Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	
X	ϵ_x	0,413	0,350	0,818	0,308
	σ	0,043	0,070	0,038	
	ϵ_{min}	0,339	0,442	0,752	
	ϵ_{max}	0,467	0,237	0,862	
	U_c	0,663	0,665	0,663	
Y	ϵ_y	0,515	0,474	0,334	
	σ	0,036	0,067	0,074	
	ϵ_{min}	0,451	0,408	0,447	
	ϵ_{max}	0,573	0,583	0,235	
	U_c	0,663	0,665	0,666	
Z	ϵ_z	0,253	1,716	0,678	
	σ	0,041	0,081	0,049	
	ϵ_{min}	0,206	1,836	0,759	
	ϵ_{max}	0,341	1,554	0,598	
	U_c	0,663	0,665	0,664	

ϵ : Erro de Repetitividade. σ : desvio padrão do erro de repetitividade. ϵ_{min} : erro mínimo de repetitividade. ϵ_{max} : erro máximo de repetitividade. U_c : Incerteza Padrão Combinada.

Não foram encontrados sistemas 3D para medição dos movimentos do ponto médio entre os olhos para comparação. Além disso, comparar o presente sistema com outros sistemas comerciais de duas câmeras não pareceu apropriado, pois usá-los para medir os deslocamentos do ponto O exigiria colocar câmeras no campo visual. Isso não é recomendado para examinar o comportamento motor humano durante tarefas visuais.

O erro do sistema de EFG desenvolvido no presente estudo foi considerado satisfatório por ter fornecido resultados com nível de confiança elevado, superior a 95%.

3.4.4 Teste em Campo

Após a validação do algoritmo e da validação experimental, o sistema de EFG foi testado em campo para medir os movimentos da cabeça de um voluntário sem sintomas de EV. A utilização ocorreu em ambiente hospitalar, sob as mesmas condições locais que serão utilizadas na etapa seguinte desse estudo, de realização do experimento clínico com indivíduos com EV. O procedimento utilizado nesse teste foi previamente

aprovada por comitê de ética, sob protocolo CAAE nº 5070781.6.0000.5149 (ver Anexo 1), e pela Instituição onde o teste foi realizado (Anexo 2). O voluntário assinou o termo de consentimento antes do teste (Anexo 3).

Para o teste, o módulo de aquisição de imagens foi montado na configuração descrita no item 3.3.1 (módulo de aquisição de imagens). Os movimentos da cabeça foram registrados durante trinta segundos, uma vez de olhos abertos e outra de olhos fechados. Durante as medidas, o voluntário foi instruído a permanecer em pé, parado, com a cabeça erguida e olhar na horizontal. Depois de registradas, as imagens foram processadas conforme descrito no módulo de análise do movimento (item 3.3.3). Os resultados foram submetidos às análises temporal, orbital, MAC2 e em frequência. A análise MAC1 não foi utilizada por que necessita das demais tarefas visuais configuradas no sistema de EFG e não utilizadas nesse teste.

Cada análise, cujos resultados serão apresentados a seguir, mostra características dos movimentos que, em conjunto, permitem descrever cinematicamente os movimentos que a cabeça impõe sobre as órbitas oculares.

A análise orbital, exibida abaixo em gráficos tridimensionais (Figura 3-21), mostra que o sistema de EFG registrou as características das translações e rotações da cabeça com suas diferenças em função da alteração na condição visual.

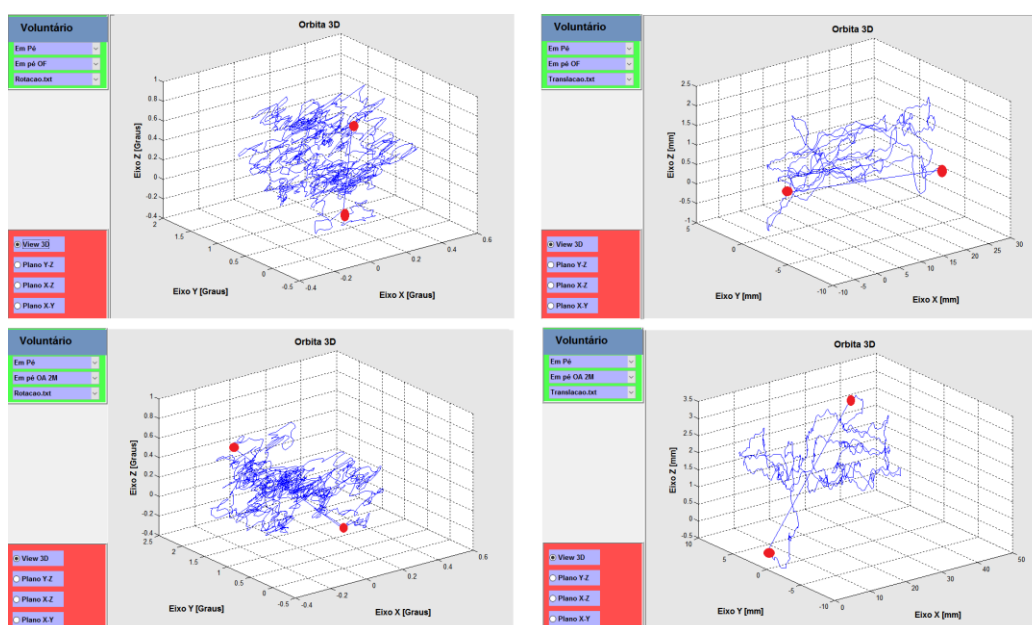


Figura 3-21: Resultado gráfico tridimensional dos movimentos de translação e rotação da cabeça durante o teste em campo. À esquerda os movimentos de rotação. À direita, os movimentos de translação. Os gráficos superiores são testes feitos de olhos fechados enquanto os gráficos inferiores são testes feitos de olhos abertos com fixação do olhar em um ponto localizado à frente à distância de 2 M.

A análise temporal mostra as características do sinal das translações e rotações da cabeça em função do tempo para cada eixo de movimento (Figura 3-22). Observa-se que as diferenças determinadas pela mudança na condição visual foram registradas pelo sistema de EFG.

Os resultados da análise temporal mostram também que o sistema de EFG registrou a VEL e a aceleração utilizadas pelo voluntário durante os testes. Os valores de média, desvio padrão e fator de crista para cada eixo de movimento são mostrados a seguir (Tabela 3-7).



Figura 3-22: Imagem da análise temporal dos resultados do voluntário.

Tabela 3-7: Média e desvio padrão dos resultados do teste com o voluntário.

Variável	Eixo de movimento mensurado					
	X		Y		Z	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Vel OF	0,67	11,2	-0,20	5,42	0,00	3,03
Vel OA	1,00	8,44	0,14	6,33	0,08	3,80
Vel Ang OF	0,01	2,60	0,02	2,20	0,01	3,23
Vel Ang OA	0,00	2,27	0,06	2,07	0,01	2,67
Acel OF	0,26	497,47	0,19	340,40	-1,24	243,25
Acel OA	0,01	409,64	-0,25	443,62	-1,01	314,54
Acel Ang OF	0,15	232,49	-0,04	184,22	-0,15	286,06
Acel Ang OA	0,03	203,36	-0,37	166,67	-0,15	234,15

DP: Desvio Padrão. Vel: velocidade (mm/s); Vel Ang: velocidade angular (graus/s); Acel: aceleração (m/s²); Acel Ang: aceleração angular (graus/s²); OF: teste de olhos fechados; OA: teste de olhos abertos.

A análise MAC2 (Figura 3-23) indicou três correlações fortes (0,91; 0,98 e 0,86) entre eixos de movimento para o teste de olhos abertos e duas para o teste de olhos fechados (0,90 em cada).

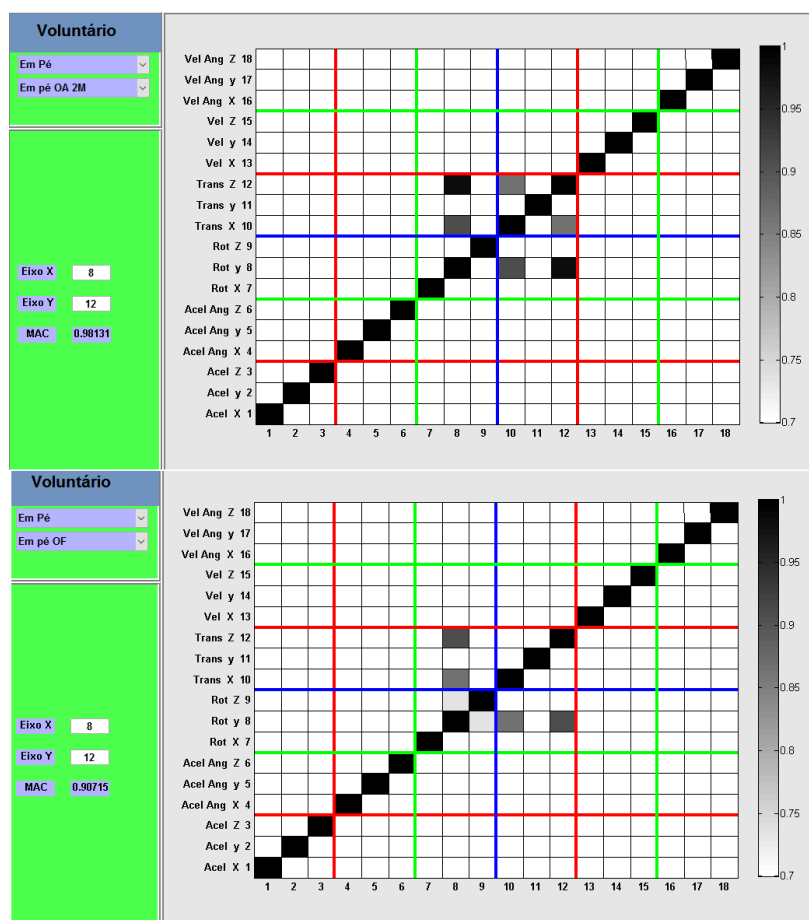


Figura 3-23: Resultado da análise MAC2 para o teste do voluntário. À esquerda teste com olhos abertos. À direita, teste com olhos fechados.

A análise em frequência mostra a composição do espectro do sinal, que foi ampliada para detalhar o intervalo de 0 a 8 Hz. O sistema de EFG foi sensível para registrar a mudança no espectro de acordo com a condição visual ao calcular as rotações e translações (Figura 3-24). A análise em frequência encerra a validação em campo.

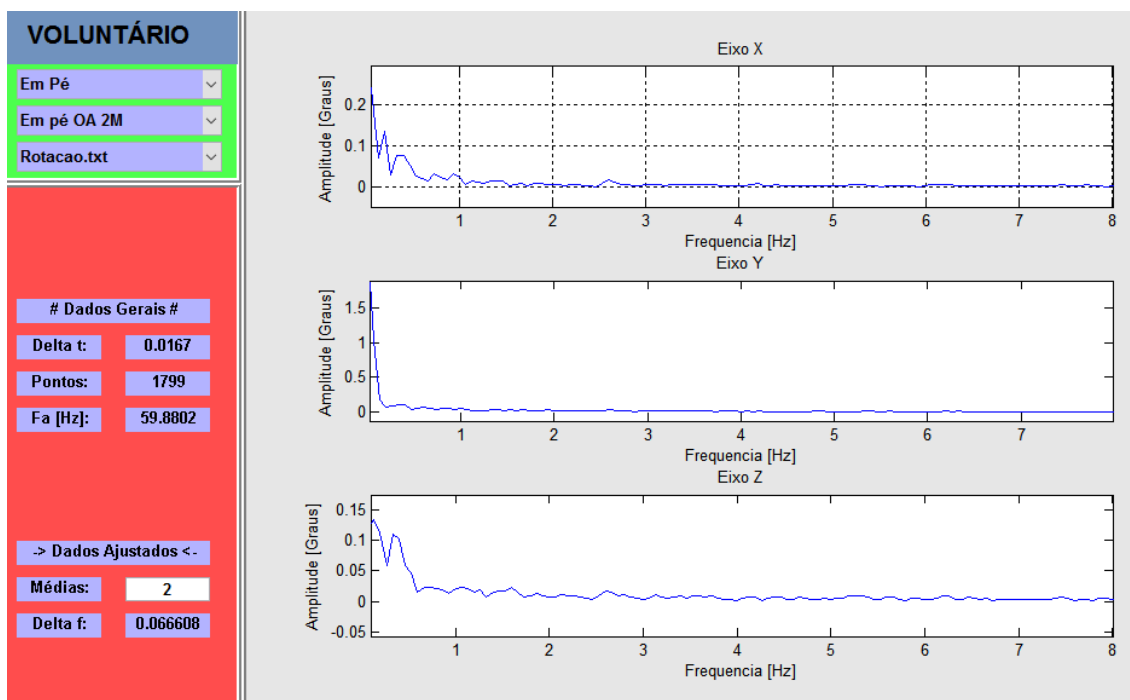


Figura 3-24: Exemplo de resultado da análise em frequência do teste em campo.

3.5 Configuração Experimental

Para atender ao objetivo geral de caracterizar cinematicamente os movimentos da cabeça que controlam as órbitas de indivíduos com EV, o sistema de EFG desenvolvido e validado foi empregado em um estudo experimental, realizado em ambiente clínico.

3.5.1 Experimento Clínico

Foi realizado um estudo transversal com um grupo de indivíduos diagnosticados com EV, no qual cada participante foi seu próprio controle, com as medidas realizadas de olhos fechados consideradas controle das medidas realizadas de olhos abertos.

3.5.1.1 Hipóteses

H1 - O uso da visão modifica o controle cinemático do deslocamento da cabeça de um grupo de indivíduos com EV.

H2 – O controle cinemático do deslocamento da cabeça de indivíduos com EV na posição sentada é diferente do o controle cinemático do deslocamento da cabeça na posição de pé.

H3 – A realização de tarefas visuais modifica o controle cinemático do deslocamento da cabeça de indivíduos com EV.

3.5.1.2 Amostra

A amostra foi composta por 11 indivíduos (sete mulheres e quatro homens), com idade entre 13 e 21 anos ($16,4 \pm 2,4$ anos) com EV diagnosticado por médico oftalmologista.

Foram incluídos indivíduos com os seguintes sintomas de EV: sensibilidade aumentada à luz, cefaleia aos esforços visuais e prejuízo da função visual especialmente da tarefa de leitura. Os participantes puderam apresentar acuidade visual normal ou corrigida e precisaram ser capazes de andar e ficar de pé independentemente. Além disso, seus responsáveis ou eles mesmos assinaram previamente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 3 e Anexo 4) e/ou Termo de Assentimento, quando com idade a partir de de 14 anos e abaixo de 18 anos idade (Anexo 5).

Foram excluídos do presente estudo os indivíduos que apresentarem história ou sintoma de problemas como alterações labirínticas, de doença ortopédica / reumatológica nos membros inferiores ou alteração neurológica que interferissem na capacidade de manter-se na postura ortostática; que tinham diagnóstico prévio de hiperatividade; que estavam em uso de medicamento para tratamento de hiperatividade ou que interferisse no equilíbrio; com queixa de dor de qualquer natureza na postura ortostática à época dos testes ou apresentassem problemas visuais ou cognitivos que impedissem a realização dos testes.

3.5.1.3 Recrutamento dos Indivíduos Participantes do Estudo

A amostra foi recrutada no Setor de Neurovisão do Hospital de Olhos Dr Ricardo Guimarães, em Nova Lima, Minas Gerais, que concedeu autorização prévia para a realização do estudo (Anexo 2). Os indivíduos foram convidados a participar desse estudo após a conclusão da avaliação oftalmológica para diagnóstico do EV.

3.5.1.4 Examinador

Os testes e procedimentos descritos no estudo foram realizados pela autora.

3.5.1.5 Local de Realização dos testes

Os testes foram realizados no Departamento de Neurovisão do Hospital de Olhos Dr. Ricardo Guimarães, à Rua da Paisagem, 220, Nova Lima, Minas Gerais.

Para minimizar as fontes de erro decorrentes de fatores ambientais, os equipamentos foram utilizados sempre na mesma sala, posicionados de forma padronizada no ambiente. Todos os testes foram realizados em ambiente climatizado com a temperatura mantida em 20°C e com baixo nível de ruído. A luminosidade do ambiente também foi padronizada, sem a incidência de luz natural e com iluminação artificial emitida por duas lâmpadas fluorescentes de 40 W fixadas no teto da sala. A iluminância, medida com luxímetro (Extech HD450 *Digital Light Meter*) da sala foi de 12 a 13,2 lux para testes que utilizaram alvo visual a 40 cm de distância do participante e e 13,5 a 14 lux, para testes que utilizaram alvo visual a 2 m do participante.

3.5.1.6 Instrumento de Medidas

Foi utilizado o sistema de EFG desenvolvido no presente estudo.

3.5.1.7 Procedimentos Específicos

Os testes foram realizados após a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), pelos participantes maiores de dezoito anos (Anexo 3), ou do TCLE para Pais ou Responsáveis (Anexo 4) e do Termo de Assentimento (Anexo 5), quando os participantes eram menores de dezoito anos. Em seguida à assinatura dos termos, foi preenchida a Ficha de Identificação e Avaliação (Anexo 6).

Os participantes foram testados em uso de roupa confortável, de uso diário e calçados de uso diário e sem salto. As fontes de erro grosseiro foram minimizadas com a padronização dos procedimentos para posicionamento dos participantes.

Os testes na posição sentada foram realizados com o participante sentado em uma cadeira de metal com assento e encosto de madeira recoberta por tecido. Os pés foram mantidos apoiados no solo e costas apoiadas no encosto. Para os testes na posição de pé, os participantes permaneceram com os pés posicionados sobre uma plataforma de posturografia, modelo Cyber Sabot[®] (106), de modo padronizado, conforme gabarito do equipamento, de acordo com a norma da Associação Francesa de Posturografia (107), que recomenda distância de 2 cm entre os calcanhares e 20° de desvio lateral dos antepés.

Tanto nos testes sentados quanto nos testes em pé, a posição inicial do corpo e da cabeça foi padronizada. Os indivíduos foram instruídos a permanecer parados, com braços ao longo do corpo, cabeça erguida e voltada para frente, com olhar parado na posição primária e corpo o mais perto possível da vertical, de modo relaxado e confortável, com os braços ao longo do corpo, com mãos e dedos quietos.

Caso o participante tenha mudado a posição do tronco, dos pés ou flexionado os joelhos nos testes em pé ou tenha sido identificada alguma falha no registro de algum equipamento, o teste foi descartado e repetido. A direção do olhar foi monitorada visualmente pelo examinador. Se ela não correspondesse ao esperado, o teste era interrompido e repetido.

O procedimento de fixação dos marcadores na cabeça e medição da distância entre os marcadores teve duração de 10 minutos. Em cada teste, o movimento da cabeça foi gravado durante 30 segundos. Cada bateria de testes durou cerca de 15 minutos.

3.5.1.8 Riscos

Os riscos foram muito baixos e foram aqueles relacionados com as atividades feitas no dia-a-dia de permanecer sentado e permanecer na posição em pé. Para os testes na posição de pé, havia risco do participante ficar cansado ou de desequilibrar caso a oscilação corporal aumentasse quando ele fechasse os olhos. Para minimizar o risco de ficar cansado, após cada teste, foi perguntado ao participante se ele queria descansar ou

prosseguir. Quando ele optou por descansar, o teste foi interrompido e começou quando o participante informou que estava pronto.

Para minimizar o risco de o participante desequilibrar caso a oscilação corporal aumentasse quando ele fechasse os olhos, uma pessoa ficou posicionada à direita do indivíduo e a autora ficou à esquerda, para segurar o indivíduo, caso ele se desequilibrasse.

3.5.1.9 Benefícios

Os participantes não obtiveram benefícios imediatos por participar desta pesquisa. Na realidade, eles contribuíram para que se possa caracterizar cinematicamente os movimentos da cabeça de indivíduos com EV.

3.5.1.10 Análise de Dados

O procedimento de análise dos dados envolveu sete rastreamentos de imagem para cada teste (um rastreamento para cada marcador em cada câmera), o que produziu setenta rastreamentos para cada participante (7 marcadores x 5 testes x 2 posições). Como cada rastreamento produziu mil e oitocentas coordenadas de posição para cada um dos três eixos de movimento, 126.000 coordenadas foram obtidas para cada eixo de movimento, o que totaliza 378.000 coordenadas por participante. Para a amostra de 11 participantes, estima-se que 4.158.000 dados de posição foram produzidos para as variáveis de translação e a mesma quantidade foi produzida também para as de rotação.

Depois de obtidos, os dados foram submetidos à análise temporal, à análise qualitativa nos gráficos tri ou bidimensionais e à correlação pelo MAC, conforme as descrições do módulo de análise de movimento (item 3.3.3). O resultado do teste em OF mostra como o sistema nervoso central controla a cinemática da cabeça na ausência de informação visual. Pequena ou mínima variação na velocidade e baixos níveis de aceleração nesse teste indicam que o sistema de controle opera de modo eficiente mesmo na ausência de informação visual.

Quatro testes foram realizados com uso de informação visual (olhos abertos – OA). Os testes foram categorizados nas condições estática (EST), quando foi solicitado que a cabeça permanecesse parada, e dinâmica (DIN), quando foi solicitado que a cabeça ficasse livre para se movimentar.

Estatística descritiva foi utilizada para apresentar os resultados dessas análises e caracterizar cinematicamente os movimentos da cabeça de indivíduos com EV. Foi assumido não submeter os dados à análise estatística paramétrica, pelo fato de uma exigência preliminar para esse tipo de análise ser a remoção dos valores atípicos. Foi considerado que justamente nesses valores poderia estar a expressão da característica da cinemática da cabeça dos indivíduos com EV. Excluí-los para obedecer aos requisitos usuais poderia subtrair informação dos resultados. Em razão dessa decisão, os dados foram analisados por estatística não paramétrica pelo teste de Wilcoxon. O nível de significância estabelecido foi de 0,05 (108).

Para fornecer a dimensão da diferença nos resultados estatisticamente significativos, foi calculado o tamanho do efeito com o teste d de Cohen. É considerado efeito muito grande aquele em que $d \geq 1,00$; grande quando $0,80 \leq d < 1,00$; médio quando $0,50 \leq d < 0,80$ e pequeno quando $0,2 \leq d < 0,50$ (108).

O coeficiente de Correção de Pearson foi utilizado para investigar a correlação entre variáveis (108).

4 RESULTADOS

Os resultados apresentados neste capítulo foram obtidos no experimento clínico descrito no item 3.5.1. Como os movimentos da cabeça foram calculados ao nível do ponto O, que representa o ponto médio entre as órbitas oculares, os resultados expressam posições assumidas pelas órbitas em consequência dos movimentos da cabeça.

Inicialmente, são apresentados os resultados dos testes na condição visual OF e, em seguida, os resultados da condição OA. Em cada condição, os resultados de velocidade, de variância e de aceleração são descritos separadamente. Ao final, são apresentados os resultados da correlação entre vetores de movimento.

4.1 Sem Uso da Visão

As translações e rotações registradas no presente estudo alteraram a posição da cabeça dos participantes em todos os eixos de movimento, conforme apresentado na tabela a seguir (Tabela 4-1).

Tabela 4-1: Valores médios dos deslocamentos em cada eixo de movimento, registradas no teste EST OF, nas posições sentado e em pé.

Desl	Em Pé						Sentado					
	Eixo X		Eixo Y		Eixo Z		Eixo X		Eixo Y		Eixo Z	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Translação (mm)	16.50	20.97	3.35	2.37	1.12	1.11	2.04	1.83	1.66	1.35	1.02	1.14
Rotação (graus)	0.26	0.33	0.66	0.67	0.52	0.45	0.29	0.19	0.35	0.30	0.26	0.21

Desl.: deslocamento. DP: Desvio padrão. EST OF: Estático de Olhos Fechados.

4.1.1 Velocidade

De olhos fechados e na posição sentada, os movimentos de cabeça dos indivíduos com EV que participaram do presente estudo deslocaram as órbitas oculares nos seis graus de liberdade da cabeça. As Vel e Vel Ang médias dos deslocamentos da cabeça são apresentados a seguir (Tabela 4-2). O valor negativo apresentado para alguns dados significa sentido contrário do movimento esperado.

Tabela 4-2: Velocidades lineares [mm/s] e angulares [graus/s] médias na ausência de informação visual.

	Em Pé						Sentado					
	Eixo X		Eixo Y		Eixo Z		Eixo X		Eixo Y		Eixo Z	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Vel (mm/s)	0.12	0.92	0.02	0.16	-0.04	0.06	-0.02	0.22	0.00	0.16	-0.02	0.10
Vel Ang (graus/s)	-0.01	0.02	-0.01	0.04	0.00	0.03	0.00	0.03	0.00	0.04	-0.01	0.02

Vel.: Velocidade. Vel Ang.: Velocidade Angular. DP: Desvio padrão. EST OF: Estático de Olhos Fechados.

A seguir (Gráfico 4-1), é mostrada, como exemplo, a trajetória da cabeça de um participante no teste EST OF, na posição sentada. O gráfico de rotação exibe a trajetória em θ_x , θ_y e θ_z , enquanto, o gráfico de translação exibe as trajetórias em X, Y e Z. Os pequenos círculos em cada gráfico mostram a localização do ponto O nos instantes inicial (0,0,0) e final do vídeo. A linha reta entre eles não tem significado no gráfico.

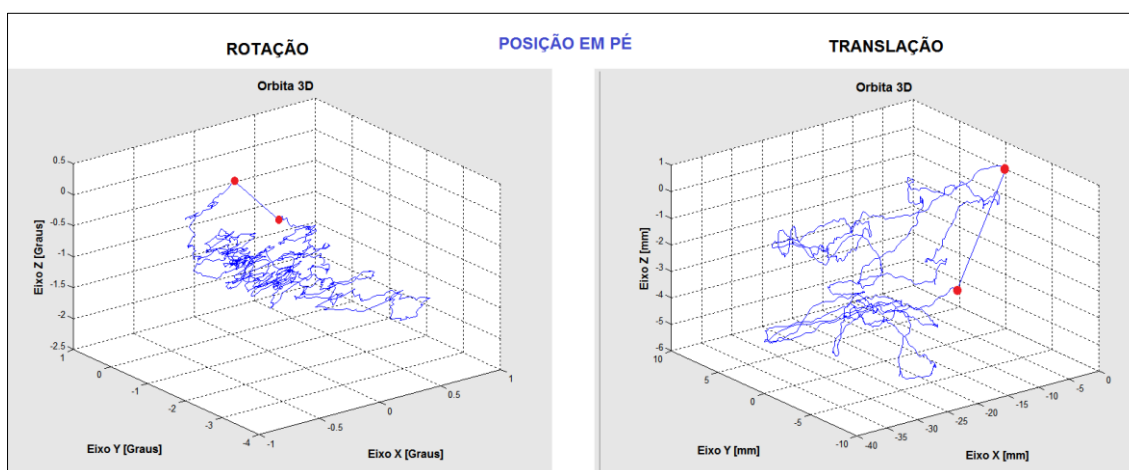


Gráfico 4-1: Exemplo dos deslocamentos lineares e angulares da cabeça de um participante na posição sentada.

A mudança para a posição em pé não produziu diferença significativa na Vel e na Vel Ang, porém afetou de modo individual os participantes, como está representado nos gráficos a seguir (Gráfico 4-2 e Gráfico 4-3), respectivamente. Nos gráficos estão assinalados os valores médios obtidos por cada um dos onze participantes, em cada eixo de movimento. Observa-se que a Vel do movimento exibido pelo participante número oito no teste EST OF, correspondente a 2,46 mm/s, foi acentuadamente diferente daquelas exibidas pelos demais participantes. Este resultado foi verificado e confirmado.

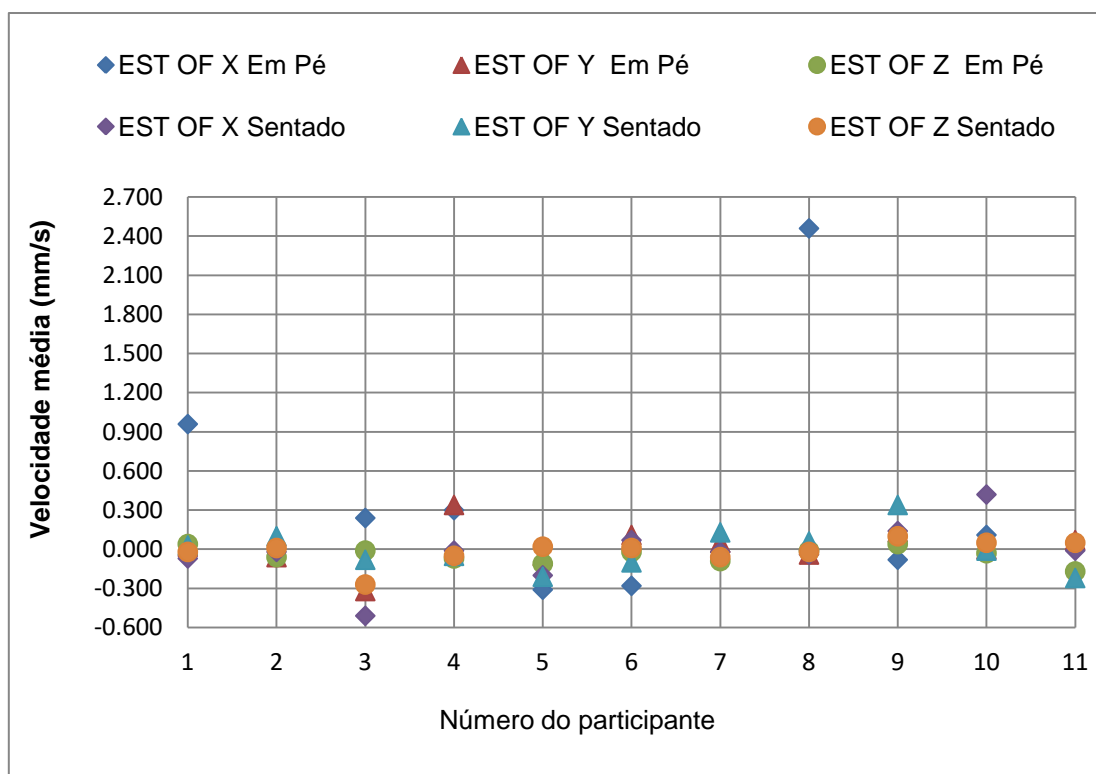


Gráfico 4-2: Médias de Velocidade de cada participante (numerados de 1 a 11) nos eixos X, Y e Z do teste EST OF, nas posições sentado e em pé.

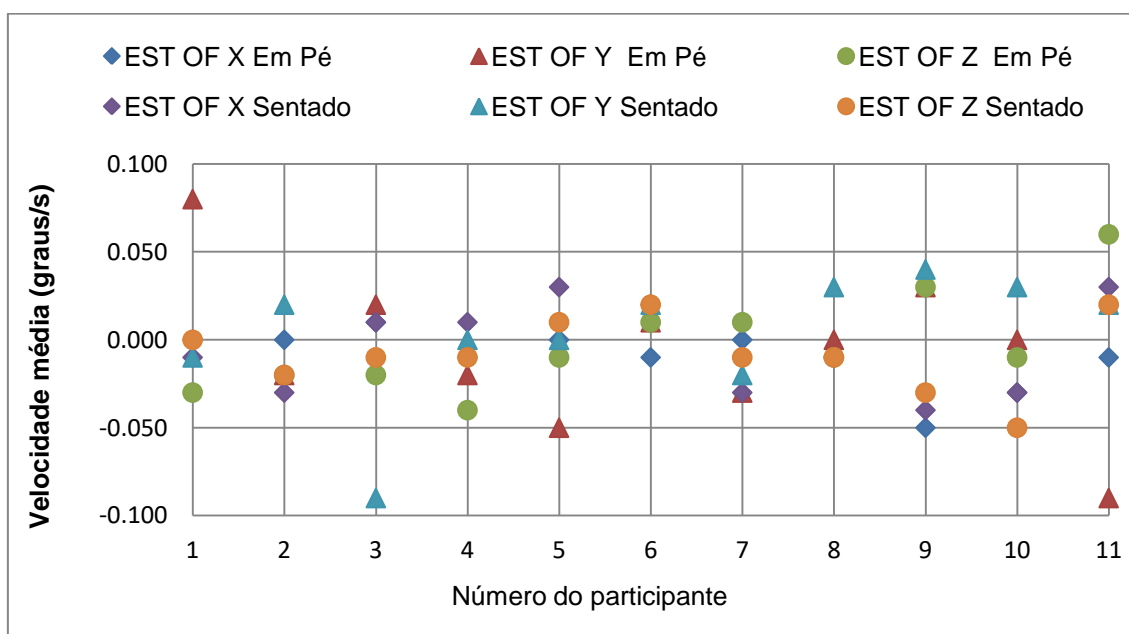


Gráfico 4-3: Médias de Velocidade Angular de cada participante (numerados de 1 a 11) nos eixos X, Y e Z do teste EST OF, nas posições sentado e em pé.

4.1.2 Variância

A Var Vel do teste EST OF mostrou grande variação inter e intra indivíduos, com valores de $3,08 \text{ (mm/s)}^2$ até $1946,22 \text{ (mm/s)}^2$. Para a Var Vel Ang, os valores se mantiveram entre $0,27 \text{ (graus/s)}^2$ a $10,77 \text{ (graus/s)}^2$.

A mudança de posição corporal alterou significativamente a Var Vel ($p < 0,05$) com tamanho do efeito pequeno para os eixos X ($d = -0,35$) e Y ($d = -0,50$) e médio para o eixo Z ($d = -0,66$). A Var Vel Ang não sofreu alteração significativa com a mudança de posição.

A análise dos Box Plot dos participantes forneceu as seguintes características adicionais sobre a variância dos dados:

- as caixas pequenas em todos os resultados indicaram pequena DIQ, ou seja, 50% dos dados estão contidos em um intervalo de valores muito próximos;
- as linhas algumas vezes mais longas que o comprimento da caixa mostraram que os valores limite do Q1 e do Q3, em alguns casos, assumiram valores distantes da mediana;
- foi registrada presença de numerosos valores atípicos em todos os resultados de todos os participantes, com ocorrência frequente de um ou mais valores extremos nos resultados de um mesmo participante.

São apresentados, como exemplo, os Box plot de Var Vel (Gráfico 4-4) e Var Vel Ang (Gráfico 4-5) de um dos participantes.

Em conjunto, as características dos Box Plot indicaram que em 50% do tempo de registro os indivíduos com EV que participaram do presente estudo mantiveram a Vel e Vel Ang em níveis mínimo e máximo muito próximos. Nos outros 50% do tempo, muitas vezes, os valores ultrapassaram o limite de Q1 - $1,5 \times \text{DIQ}$ e de Q3 - $1,5 \times \text{DIQ}$. Entre eles, algumas vezes os valores ultrapassaram inclusive o valor de 3 DIQ . Para os testes em OF, a proporção de valores *outliers* da amostra foi de 2,3%.

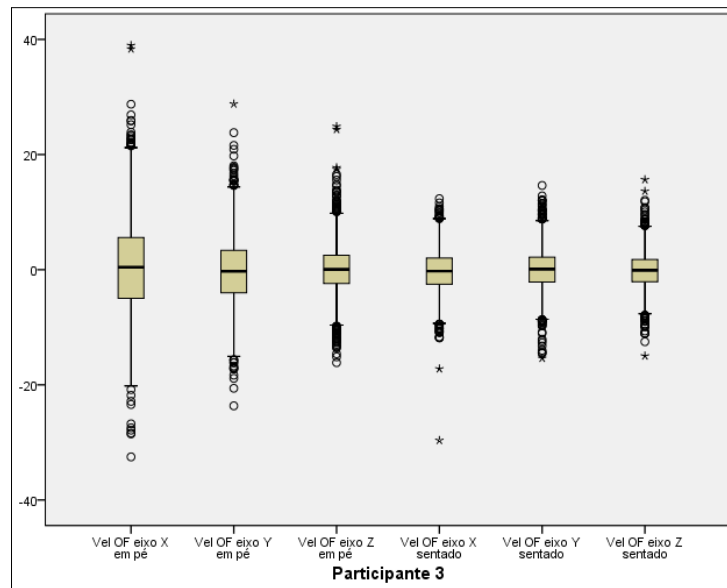


Gráfico 4-4: Box Plot dos dados de velocidade linear do teste EST OF de um dos participantes.

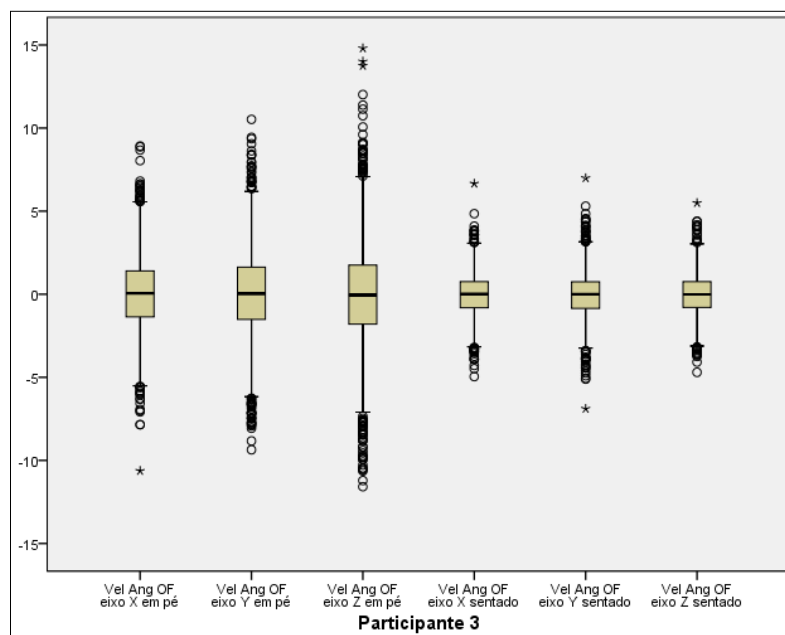


Gráfico 4-5: Box Plot dos dados de velocidade angular do teste EST OF de um dos participantes.

4.1.3 Aceleração

Para exame dos resultados de aceleração, inicialmente foi verificado o valor do FC. De um total de 330 resultados (11 participantes x 5 testes x 2 posições x 3 eixos em cada teste), em 319 resultados para translação e em 325 para rotação foi encontrado o valor de $FC < 9$. Por essa razão, a aceleração foi analisada pelos resultados de a_w .

Para os testes EST OF, para cada um dos 11 participantes foram calculados quatro valores de aceleração (um para cada eixo e um valor total). Ao todo, foram obtidos 44 valores para a posição sentada e 44 para a posição em pé. Desses, 21 valores na posição sentada e 31 em pé o nível de aceleração ultrapassou o EAV. Entre eles, 1 valor na posição sentada e 5 em pé mostraram níveis de aceleração que ultrapassou também o ELV. Os resultados obtidos por cada participante são mostrados na tabela a seguir (Tabela 4-3). Assim como foi verificado para a Vel, também se verifica que a Acel exibida pelo participante número oito atingiu $2,35 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$, valor expressivamente diferente dos demais participantes. Esse valor influenciou o a_{wT} desse participante a atingir $2,51 \text{ m/s}^2 \text{ rms}$.

Tabela 4-3 Aceleração e aceleração total rms por eixo de movimento e tempo necessário [hh:mm] para atingir o Valor Limite de Ação.

Part	Sentado				Em Pé					
	Acel rms Eixo X	Acel rms Eixo Y	Acel rms Eixo Z	a_{wT}	Tempo p/ EAV (hh:mm)	Acel rms Eixo X	Acel rms Eixo Y	Acel rms Eixo Z	a_{wT}	Tempo p/ EAV (hh:mm)
1	0.63	0.55	0.23	0.86	9:53	0.67	0.79	0.63	1.21	5:00
2	0.45	0.45	0.27	0.68	19:32	0.51	0.58	0.35	0.85	11:20
3	0.34	0.35	0.25	0.54	8:00	0.72	0.56	0.35	0.98	7:24
4	0.31	0.45	0.27	0.60	19:32	0.50	0.57	0.32	0.82	11:54
5	0.36	0.43	0.25	0.61	20:49	0.74	0.71	0.42	1.11	7:00
6	0.28	0.34	0.15	0.46	10:43	0.42	0.46	0.24	0.66	18:22
7	0.57	0.67	0.39	0.96	8:41	0.57	0.78	0.41	1.05	6:23
8	0.55	0.70	0.35	0.95	8:00	2.35	0.81	0.36	2.51	0:43
9	0.78	0.77	0.56	1.23	6:23	0.56	0.61	0.38	0.91	10:20
10	0.78	0.45	0.27	0.94	6:23	0.57	0.57	0.3	0.86	11:54
11	0.49	0.70	0.27	0.89	8:00	0.42	0.60	0.35	0.81	10:49

Part: participante. Acel: aceleração rms (m/s^2). a_{wT} : aceleração total rms (m/s^2). EAV: Valor Limite de Ação.

O efeito da mudança para a posição em pé foi de aumento do a_{wT} para oito participantes e redução para três outros. (Gráfico 4-6).

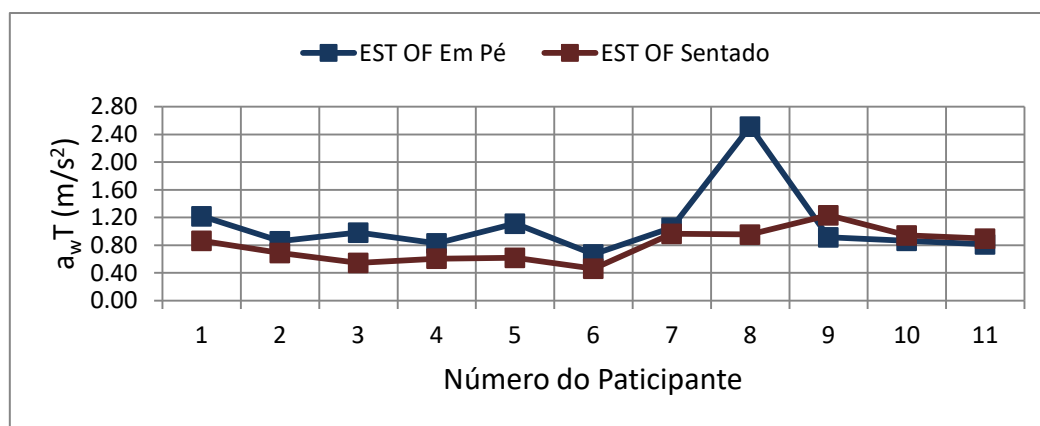


Gráfico 4-6: Exibição do efeito da mudança de posição corporal sobre o a_wT referente à aceleração para cada participante.

Esse resultado indica que a quantidade de aceleração contida nos movimentos da cabeça dos participantes atingiu níveis considerados perigosos para a saúde, segundo os valores de referência da Diretiva Européia (2002) (96). Em uma situação em que níveis de aceleração semelhantes fossem impostos ao corpo humano originados de uma fonte externa, a norma recomenda que ações sejam adotadas para reduzir os níveis de aceleração registrados.

O tempo necessário para atingir o EAV, na posição sentada, variou de 06:23 h a 20:49 h. Com a mudança para posição em pé, o tempo foi alterado para o intervalo de 00:43 h a 18:22 h (Gráfico 4-7). Esse resultado indica que os níveis de aceleração contidos nos movimentos dos participantes da amostra ameaça a saúde no intervalo de minutos informado. Após esse tempo, a permanência sob os mesmos níveis de aceleração pode prejudicar a saúde humana.

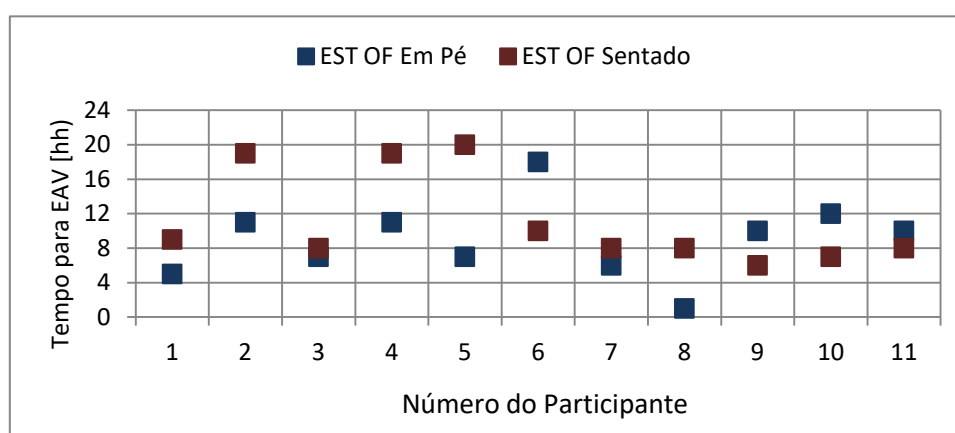


Gráfico 4-7: Tempo para os participantes (numerados de 1 a 11) atingirem o EAV com o nível de aceleração linear contido em seus movimentos registrados nos testes EST OF.

Os valores médios de Acel Ang contidos no movimento de cada participante, nas posições sentado e em pé são apresentados a seguir (Tabela 4-4). Para a posição sentada, o valor mínimo do a_{wT} correspondeu a $0,07 \text{ rad/s}^2$ e o máximo a $0,56 \text{ rad/s}^2$. Para a posição em pé, o valor mínimo alterou para $0,05 \text{ rad/s}^2$ e o maior para $0,40 \text{ rad/s}^2$. Entre os oitenta e oito valores de Vel Ang calculados (quatro por participante nas posições sentado e em pé, semelhante ao descrito para a Vel), apenas 1 ultrapassou o EAV.

Tabela 4-4: Aceleração Angular rms [rad/s²] por eixo de movimento, aceleração total [rad/s²] e tempo necessário [hh] para atingir o Valor Limite de Ação para cada participante no teste EST OF.

Part	Sentado					Em Pé				
	Acel Ang rms θ_x	Acel Ang rms θ_y	Acel Ang rms θ_z	a_{wT}	Tempo p/ EAV (hh:mm:ss)	Acel Ang rms θ_x	Acel Ang rms θ_y	Acel Ang rms θ_z	a_{wT}	Tempo p/ EAV (hh:mm:ss)
1	0.21	0.20	0.18	0.34	>12	0.18	0.17	0.13	0.27	>12
2	0.12	0.14	0.11	0.22	>12	0.17	0.20	0.14	0.29	>12
3	0.25	0.12	0.13	0.31	>12	0.17	0.15	0.12	0.26	>12
4	0.14	0.10	0.08	0.19	>12	0.22	0.18	0.17	0.33	>12
5	0.18	0.10	0.08	0.22	>12	0.19	0.15	0.15	0.29	>12
6	0.09	0.07	0.07	0.14	>12	0.15	0.11	0.10	0.21	>12
7	0.17	0.18	0.14	0.28	>12	0.20	0.31	0.17	0.40	>12
8	0.17	0.15	0.11	0.25	>12	0.17	0.06	0.05	0.18	>12
9	0.25	0.21	0.16	0.36	>12	0.21	0.22	0.16	0.34	>12
10	0.34	0.39	0.22	0.56	>12	0.25	0.17	0.20	0.36	>12
11	0.25	0.12	0.13	0.31	>12	0.16	0.15	0.12	0.25	>12

A mudança para a posição de pé aumentou o valor da aceleração total de quatro participantes (Gráfico 4-8) Para todos, o tempo para atingir o EAV foi superior a 12 h.

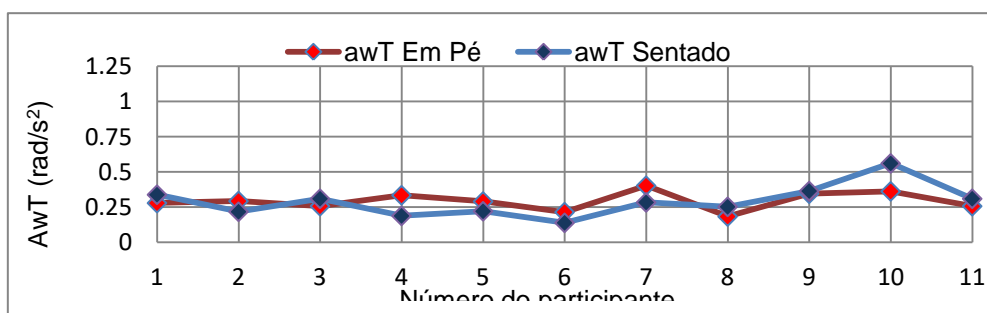


Gráfico 4-8: Efeito da mudança de posição corporal sobre o a_{wT} referente à aceleração angular para cada participante.

4.2 Com Uso da Visão

As translações registradas no presente estudo deslocaram a cabeça dos participantes de modo diferente entre os eixos. Os valores médios das translações e das rotações em cada teste são apresentados nas tabelas a seguir (Tabela 4-5 e Tabela 4-6), respectivamente, por eixo de movimento.

Tabela 4-5: Valores Médios das translações (mm) em cada eixo de movimento, registradas nos testes com uso da visão, nas posições sentado e em pé.

Teste	Em Pé						Sentado					
	Eixo X		Eixo Y		Eixo Z		Eixo X		Eixo Y		Eixo Z	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
EST 2	6.04	5.65	4.16	3.18	0.93	0.52	2.02	1.34	1.49	1.09	0.87	0.73
DIN 2	5.33	4.08	2.43	2.29	2.47	2.88	3.91	3.56	1.81	1.17	2.50	2.66
EST 40	9.08	6.74	2.47	1.69	1.41	1.26	2.37	2.50	1.31	1.22	1.28	1.29
DIN 40	6.14	2.43	5.09	2.75	3.34	3.97	1.82	2.17	1.92	2.07	1.52	1.34

Desl.: deslocamento. DP: Desvio padrão. EST OF: teste de olhos fechados. EST 2: teste com fixação visual à distância de 2 m. EST 40: teste com fixação visual à distância de 40 cm. DIN 2: teste com tarefa oculomotora à distância de 2 m. DIN 40: teste com tarefa oculomotora à distância de 40 cm.

Tabela 4-6: Valores Médios das rotações (graus) em cada eixo de movimento, registradas nos testes com uso da visão, nas posições sentado e em pé.

Teste	Em Pé						Sentado					
	Eixo X		Eixo Y		Eixo Z		Eixo X		Eixo Y		Eixo Z	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
EST 2	0.35	0.27	0.52	0.55	0.60	0.55	0.23	0.19	0.40	0.31	0.27	0.21
DIN 2	0.46	0.33	1.33	1.25	0.74	0.38	0.27	0.23	1.11	1.01	0.25	0.20
EST 40	0.39	0.23	0.73	0.58	0.25	0.28	0.28	0.24	0.69	0.72	0.29	0.28
DIN 40	0.48	0.43	1.69	1.89	1.08	1.26	0.26	0.19	0.69	0.66	0.44	0.34

Desl.: deslocamento. DP: Desvio padrão. EST OF: teste de olhos fechados. EST 2: teste com fixação visual à distância de 2 m. EST 40: teste com fixação visual à distância de 40 cm. DIN 2: teste com tarefa oculomotora à distância de 2 m. DIN 40: teste com tarefa oculomotora à distância de 40 cm.

Para as translações registradas nos testes estáticos, os resultados mostram que os movimentos no eixo X foram sempre maiores que nos eixos Y e Z. Para demonstrar o significado desse resultado ao longo do tempo, os dados de posição dos onze participantes no teste EST 2 foram examinados em gráfico.

As coordenadas de posição obtidas ao longo do teste de cada participante foram dispostas acima e abaixo do valor obtido na posição inicial (zero), conforme a direção

da translação ocorrida. Verificou-se que a distância das coordenadas em relação à linha que marca a posição inicial foi maior nos eixo X (Gráfico 4-9) e Y (Gráfico 4-10) e, por último, em Z (Gráfico 4-11).

Esse resultado mostra uma característica cinemática de diferença de amplitude das translações entre os eixos X, Y e Z, que está de acordo com a amplitude de movimento anatômica do sistema, mas que ainda não havia sido descrita experimentalmente.

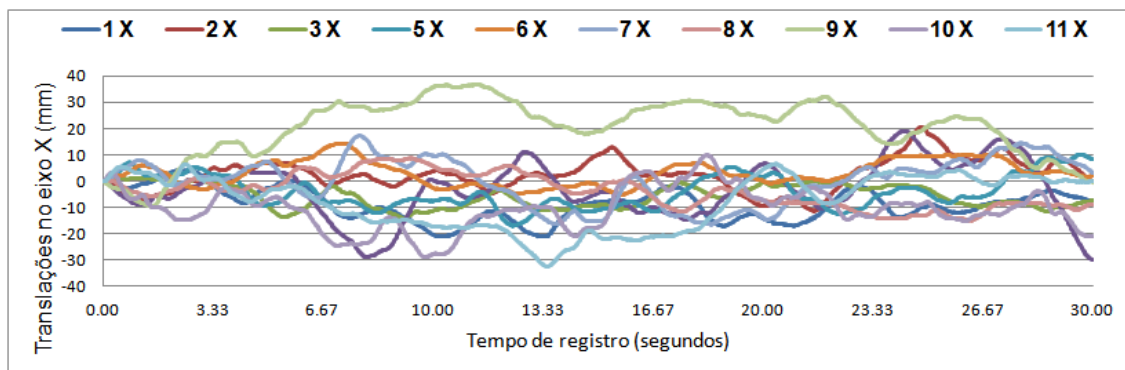


Gráfico 4-9: Trajetória dos movimentos de translação da cabeça dos participantes no eixo X.

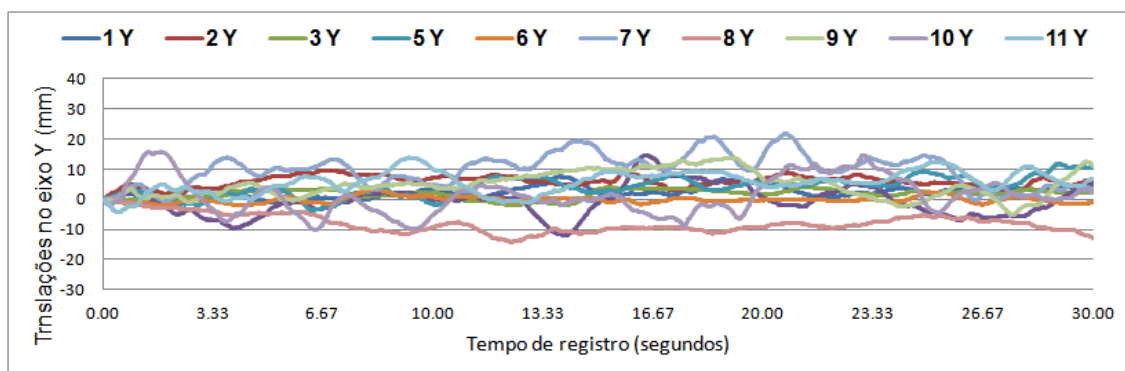


Gráfico 4-10: Trajetória dos movimentos de translação da cabeça dos participantes no eixo Y.

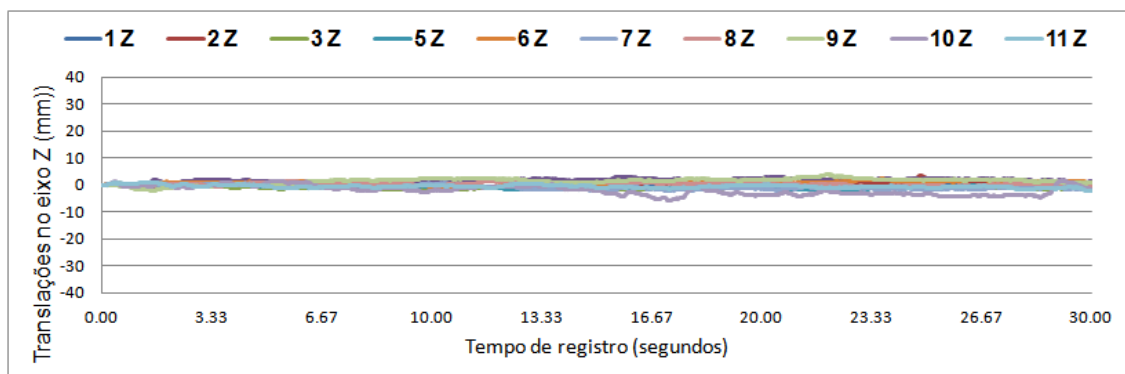


Gráfico 4-11: Trajetória dos movimentos de translação da cabeça dos participantes no eixo Z.

Para as rotações, a variação na amplitude não foi perceptível graficamente. Entretanto, a diferença entre os eixos surge na comparação entre a posição da cabeça no início e no final do teste. Os gráficos mostram que a variação nessa posição foi menor no eixo X (Gráfico 4-12) e maior nos eixos Y (Gráfico 4-13) e Z (Gráfico 4-14).

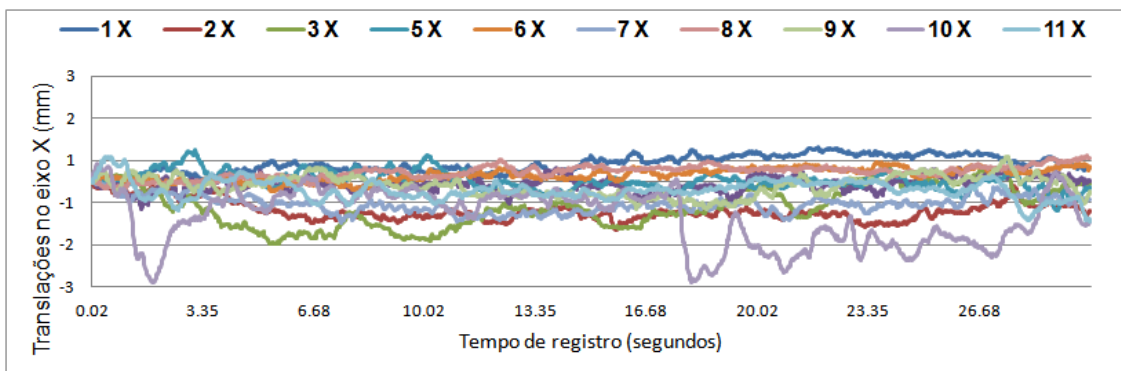


Gráfico 4-12: Trajetória dos movimentos de rotação da cabeça no eixo X, durante o teste em pé, de olhos

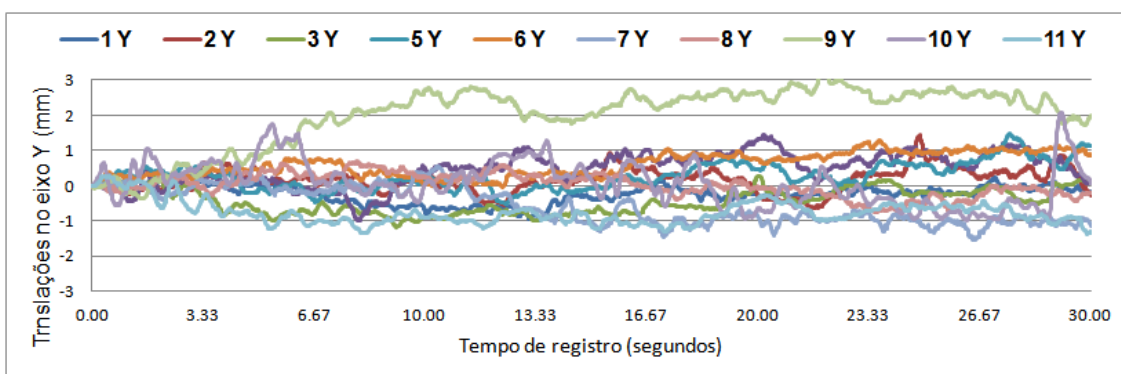


Gráfico 4-13: Trajetória dos movimentos de rotação da cabeça no eixo Y, durante o teste em pé, de olhos abertos com fixação visual a 2 metros

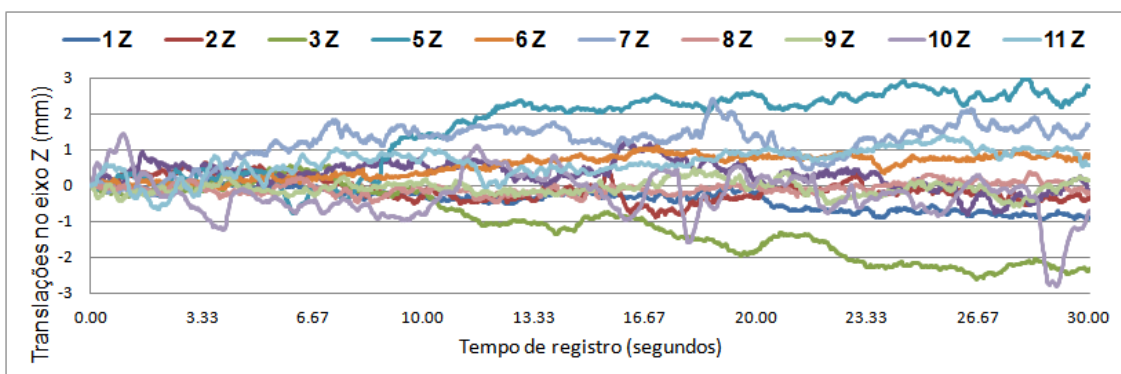


Gráfico 4-14: Trajetória dos movimentos de rotação da cabeça no eixo Z, durante o teste em pé, de olhos abertos com fixação visual a 2 metros.

4.2.1 Velocidade

Os resultados mostram que as cabeças dos participantes permaneceram com Vel diferente de zero em todos os testes. O valor mínimo de Vel registrado nos testes estáticos foi de -11,30 mm/s, enquanto o valor máximo foi de 42,56 mm/s. Para os testes dinâmicos, os valores mínimo e máximo foram -11,40 mm/s e 54,97 mm/s. Os valores médios da amostra registrados em cada teste são apresentados na tabela a seguir (Tabela 4-7).

Tabela 4-7: Valores médios da velocidade das translação da cabeça [mm/s] nos testes com uso da visão.

Teste	Em Pé						Sentado					
	Eixo X		Eixo Y		Eixo Z		Eixo X		Eixo Y		Eixo Z	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
EST 2	-0.07	0.32	0.10	0.22	-0.02	0.04	-0.04	0.12	-0.07	0.11	-0.02	0.08
DIN 2	-0.06	0.38	0.04	0.16	-0.17	0.18	-0.22	0.32	0.04	0.11	-0.12	0.17
EST 40	-0.25	0.79	0.00	0.14	-0.02	0.08	-0.01	0.16	-0.01	0.10	0.02	0.09
DIN 40	-0.16	0.36	0.14	0.30	-0.20	0.26	-0.04	0.35	0.05	0.10	-0.09	0.12

DP: Desvio padrão. EST 2: teste estático com fixação visual a 2 m de distância. EST 40: teste estático com fixação visual a 40 cm de distância. DIN 2: teste dinâmico com tarefa oculomotora a 2 m de distância. DIN 40: teste dinâmico com tarefa oculomotora a 40 cm de distância.

As influências do uso da visão, da alteração de postura corporal e da introdução de tarefa oculomotora sobre as médias de Vel foram examinadas em cada um dos eixos, com uso do teste de Wilcoxon.

Apesar das diferenças numéricas mostradas na tabela, a influência do uso da visão e da alteração de postura corporal não foram significativas.

A constatação de que houve aumento de Vel para alguns participantes está nos gráficos para as posições em pé (Gráfico 4-15 e Gráfico 4-16) e sentada (Gráfico 4-17), nos quais estão representados os resultados médios individuais, em cada eixo de movimento e nos cinco testes. Os gráficos mostram 57 ocorrências de aumento de Vel com a utilização da visão, de um total de 66 (2 testes x 11 voluntários x 3 eixos) em cada posição. Dessas, na posição em pé foram registradas 32 ocorrências de aumento, enquanto na posição sentada foram 25. Entre essas ocorrências, alguns participantes mostraram aumento simultâneo em dois eixos de movimento.

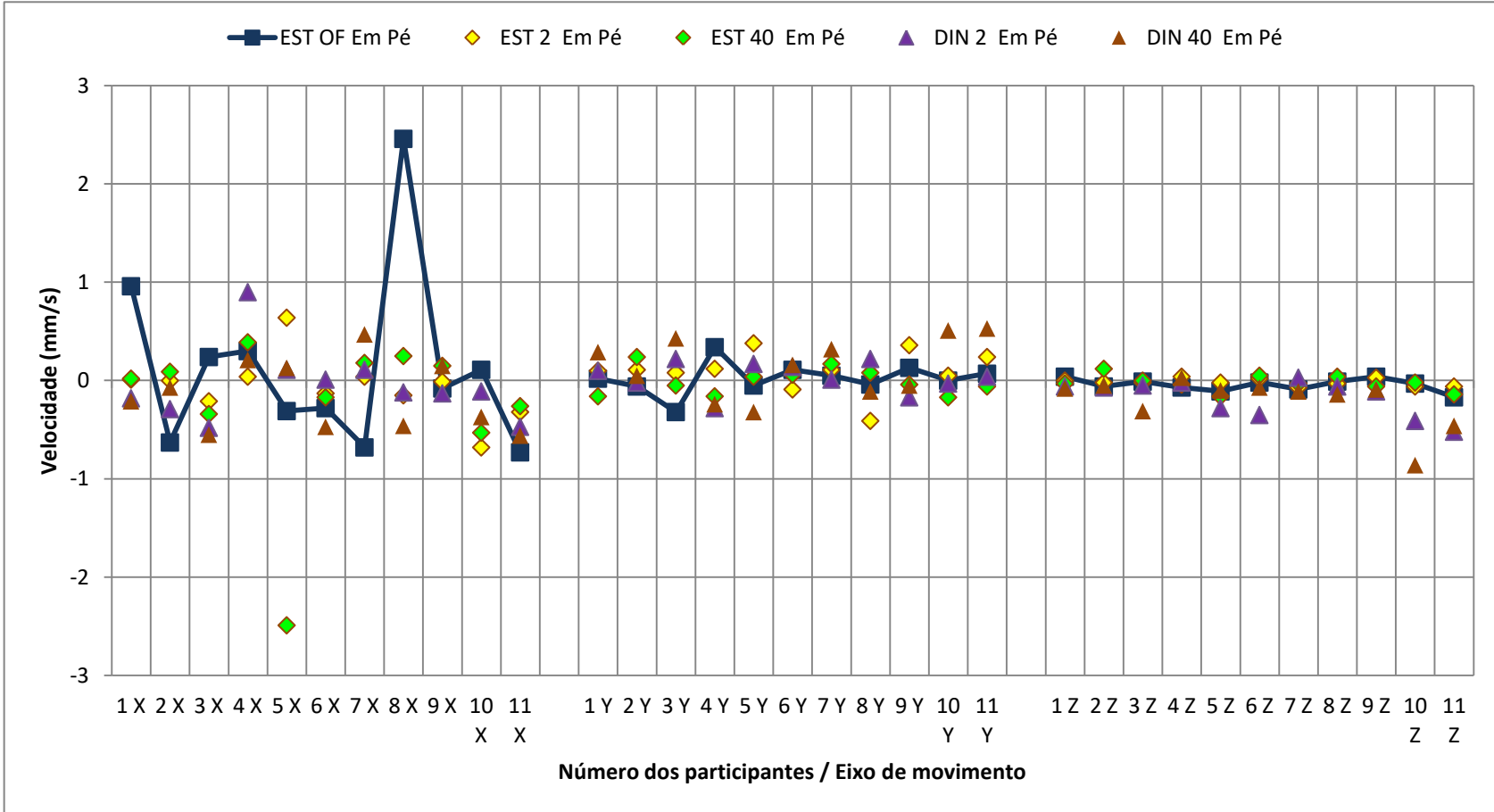


Gráfico 4-15: Valores médios de Velocidade (mm/s) de cada participante (numerados de 1 a 11), por eixo de movimento, nos testes na posição em pé. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

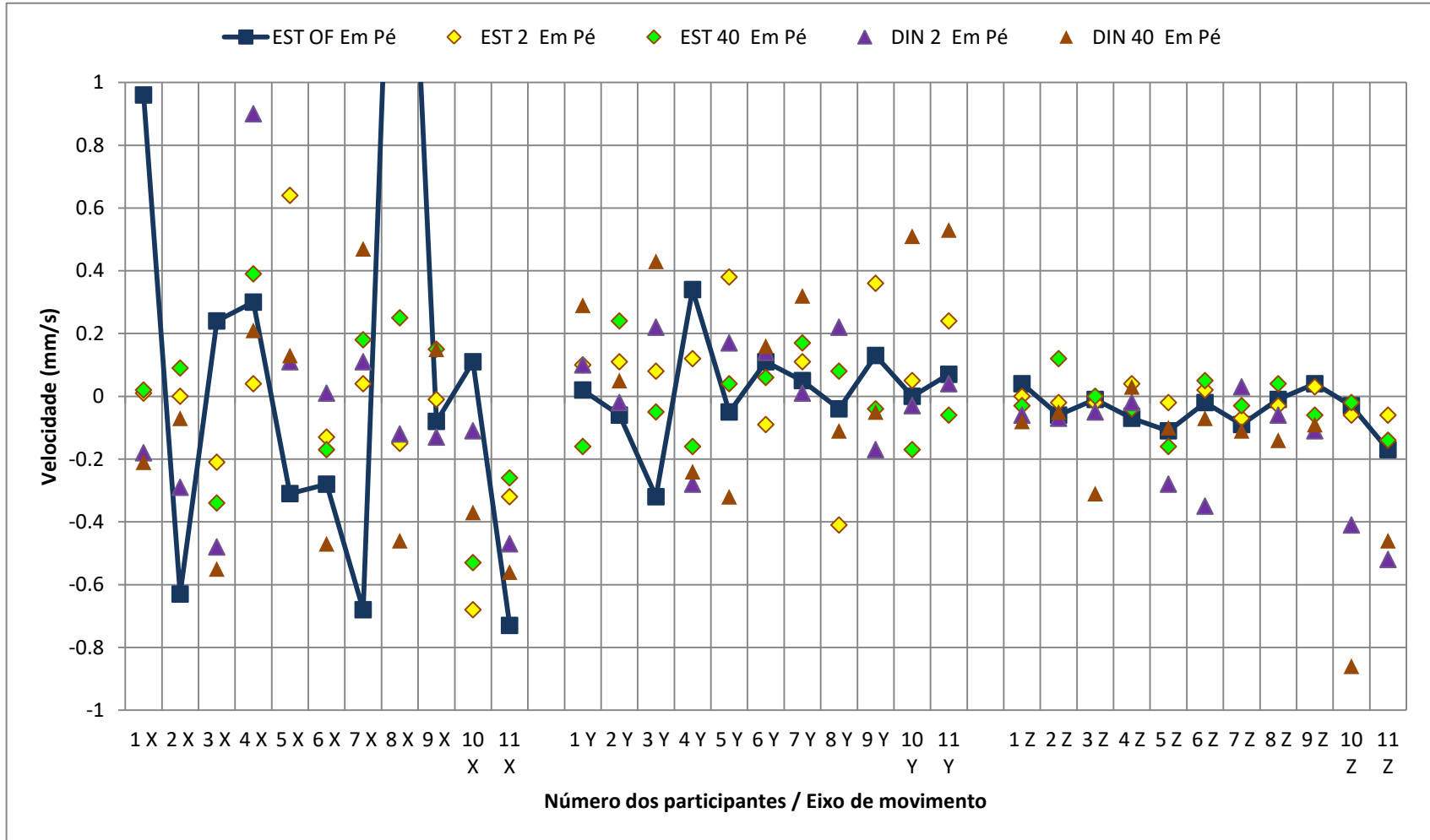


Gráfico 4-16: Ampliação do gráfico dos Valores médios de Velocidade (mm/s) de cada participante (numerados de 1 a 11), por eixo de movimento, nos testes na posição em pé. Foram representados apenas os resultados com valor de velocidade entre -1,0 e 1,0 mm/s. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

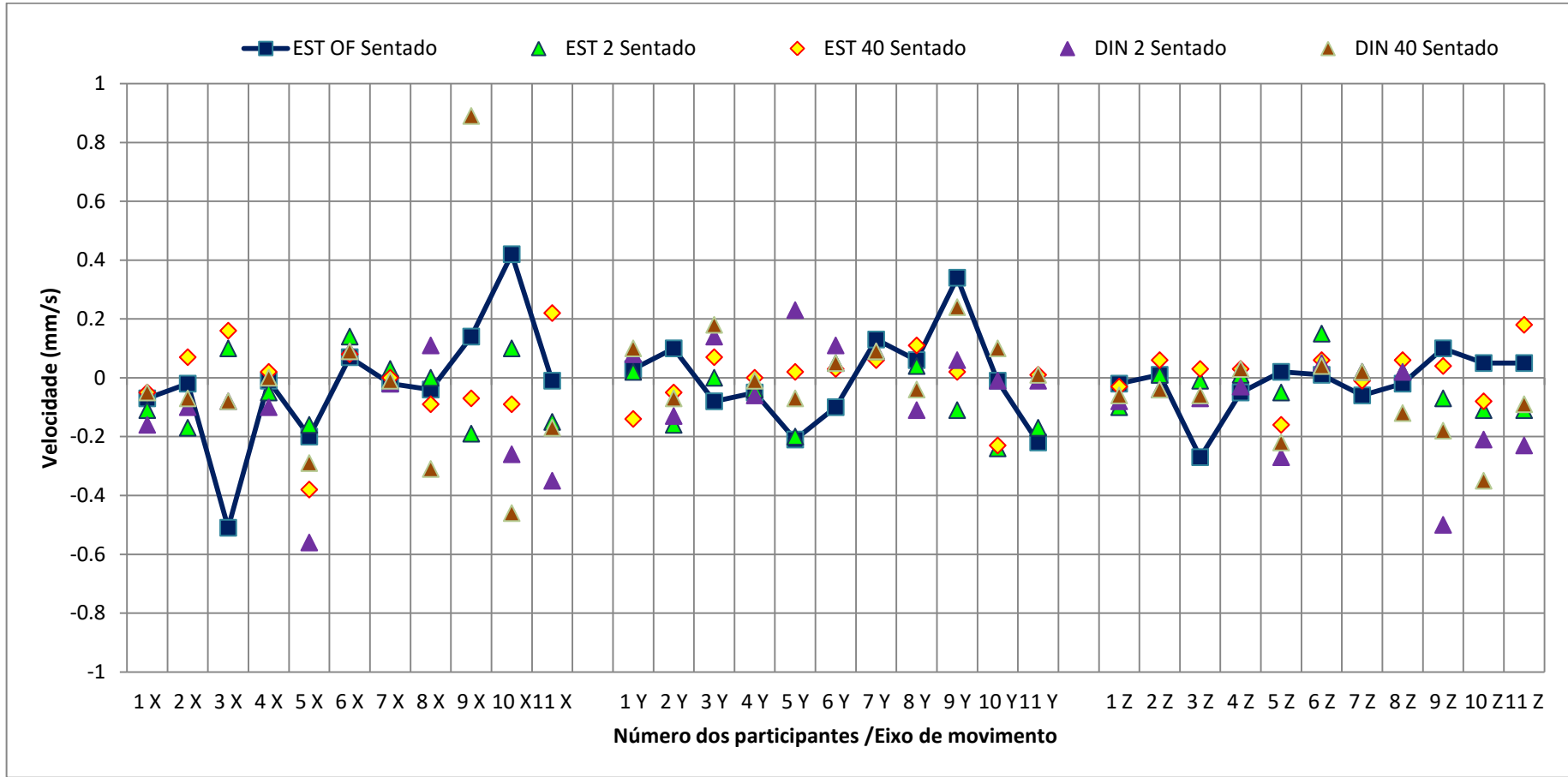


Gráfico 4-17: Valores médios de Velocidade (mm/s) de cada participante (numerados de 1 a 11), por eixo de movimento, nos na posição sentado. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

Acomparação da introdução de tarefa oculomotora entre testes realizados a distâncias iguais produziu diferença significativa ($p < 0,05$) tanto na posição sentado quanto em pé. Sentado, a significância foi registrada para os três eixos na comparação entre os testes EST 2 e DIN 2 e no eixo Z, na comparação entre os testes EST 40 e DIN 40. O tamanho dos efeitos foi, respectivamente, médio ($d = 0,74$), grande ($d = 1,0$), médio ($d = 0,75$) e muito grande ($d = 1,08$). Em pé, a significância foi registrada apenas no eixo Z, entre os testes EST 2 e DIN e, com tamanho de efeito muito grande ($d = 1,15$), e EST 40 e DIN 40, com tamanho de efeito grande ($d = 0,94$).

A correlação entre os testes foi, então, examinada entre todos os testes e eixos de movimento, com o teste de correlação de Pearson. Foi identificada significância estatística para 31 pares de resultados, dos quais são apresentados a seguir (Tabela 4-8) os que foram considerados clinicamente relevantes.

Tabela 4-8: Correlações significativas para a velocidade identificadas entre os testes.

Teste	Testes Correlacionados					Tipo de correlação	Valor de r
	Eixo	Posição	Teste	Eixo	Posição		
EST OF	Y	Em Pé	DIN 2	Y	Em Pé	negativa	< 0,01
EST OF	X	Sentado	EST OF	Z	Sentado	positiva	< 0,01
EST 2	Y	Em Pé	DIN 2	Z	Sentado	negativa	< 0,05
EST 2	Y	Sentado	DIN 40	Z	Sentado	positiva	< 0,05
EST 2	Y	Sentado	DIN 4	X	Sentado	positiva	< 0,05
EST 2	Z	Sentado	DIN 2	Z	Sentado	positiva	< 0,05
EST 2	Z	Sentado	DIN 40	Z	Sentado	positiva	< 0,05
EST 2	Z	Sentado	DIN 2	X	Sentado	positiva	< 0,05
DIN 2	X	Em Pé	DIN 40	X	Em Pé	positiva	< 0,05
DIN 2	X	Em Pé	DIN 2	Y	Em Pé	negativa	< 0,05
DIN 2	X	Sentado	DIN 2	Z	Sentado	positiva	< 0,05
DIN 2	Z	Sentado	DIN 40	Z	Sentado	positiva	< 0,05
DIN 2	Z	Em Pé	DIN 40	Z	Em Pé	positiva	< 0,05
EST 40	X	Em Pé	EST 40	X	Sentado	positiva	< 0,05
EST 40	X	Em Pé	EST 40	Z	Sentado	positiva	< 0,05
EST 40	X	Sentado	EST 40	Z	Sentado	positiva	< 0,01
DIN 40	Y	Em Pé	DIN 40	Z	Em Pé	positiva	< 0,05
DIN 40	X	Sentado	DIN 40	Y	Sentado	positiva	< 0,05

EST OF: teste de olhos fechados. EST 2: teste com fixação visual à distância de 2 m.

EST 40: teste com fixação visual à distância de 40 cm. DIN 2: teste com tarefa oculomotora à distância de 2 m. DIN 40: teste com tarefa oculomotora à distância de 40 cm.

Para os deslocamentos angulares, os resultados dos testes de olhos abertos mostram que a menor Vel Ang registrada nos testes estáticos foi -3,84 graus/s e nos dinâmicos foi 4,01 graus/s. As maiores Vel Ang foram 21,26 graus/s nos testes estáticos e 35,99 graus/s nos testes dinâmicos. As médias da amostra em cada teste são apresentadas na tabela a seguir (Tabela 4-9).

Tabela 4-9: Valores Médios velocidade angular da cabeça (graus/s) em cada eixo de movimento, registradas nos testes com uso da visão, nas posições sentado e em pé.

Teste	Em Pé						Sentado					
	θ_x		θ_y		θ_z		θ_x		θ_y		θ_z	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
EST 2	-0.01	0.02	0.00	0.03	0.01	0.04	0.01	0.02	-0.01	0.03	0.01	0.02
DIN 2	-0.01	0.02	-0.08	0.09	-0.02	0.04	-0.01	0.02	-0.06	0.08	-0.01	0.02
EST 40	0.00	0.02	0.00	0.04	0.01	0.02	0.00	0.02	0.02	0.04	0.01	0.02
DIN 40	0.00	0.04	-0.10	0.13	-0.04	0.05	-0.01	0.02	-0.05	0.06	-0.01	0.03

DP: Desvio padrão. EST 2: teste estático com fixação visual a 2 m de distância. EST 40: teste estático com fixação visual a 40 cm de distância. DIN 2: teste dinâmico com tarefa oculomotora a 2 m de distância. DIN 40: teste dinâmico com tarefa oculomotora a 40 cm de distância.

Para a Vel Ang, assim como foi feito para a Vel, as influências do uso da visão, da alteração de postura corporal e da introdução de tarefa oculomotora foram examinadas em cada um dos eixos, com uso do teste de Wilcoxon. A influência do uso da visão modificou significativamente apenas a Vel Ang no eixo Z do testes EST 2 ($p < 0,05$), com tamanho de efeito muito grande ($d = 1,89$).

A mudança de postura de sentada para em pé não produziu diferença significativa nas rotações da cabeça.

A introdução de tarefa oculomotora determinou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) tanto na posição sentado quanto em pé. Sentado, entre os testes EST 2 e DIN 2, houve diferença em θ_x , θ_y e θ_z , com tamanho de efeito muito grande ($d = 1,31$), grande ($d = 1,0$) e grande ($d = 0,82$), respectivamente. Entre os testes EST 40 e DIN 40, houve diferença em θ_z , com tamanho de efeito médio ($d = 0,78$). Em pé, apenas o eixo θ_z produziu diferença significativa, com tamanho de efeito muito grande ($d = 3,79$) entre os testes EST 2 e DIN 2 e muito grande ($d = 1,31$) entre os testes EST 40 e DIN 40.

As médias de cada participante em cada eixo de movimento e por teste são apresentadas em gráficos para a posição sentada (Gráfico 4-18) e em pé (Gráfico 4-19). Verifica-se que o comportamento da Vel Ang foi individual durante os testes. Assim como ocorreu para a Vel , os gráficos mostram 51 ocorrências de aumento de Vel Ang com a utilização da visão, de um total de 66 (2 testes x 11 voluntários x 3 eixos) em cada posição. Desses, na posição em pé foram registradas 25 ocorrências de aumento, enquanto na posição sentada foram 26. Novamente, alguns participantes mostraram aumento simultâneo em dois eixos de movimento.

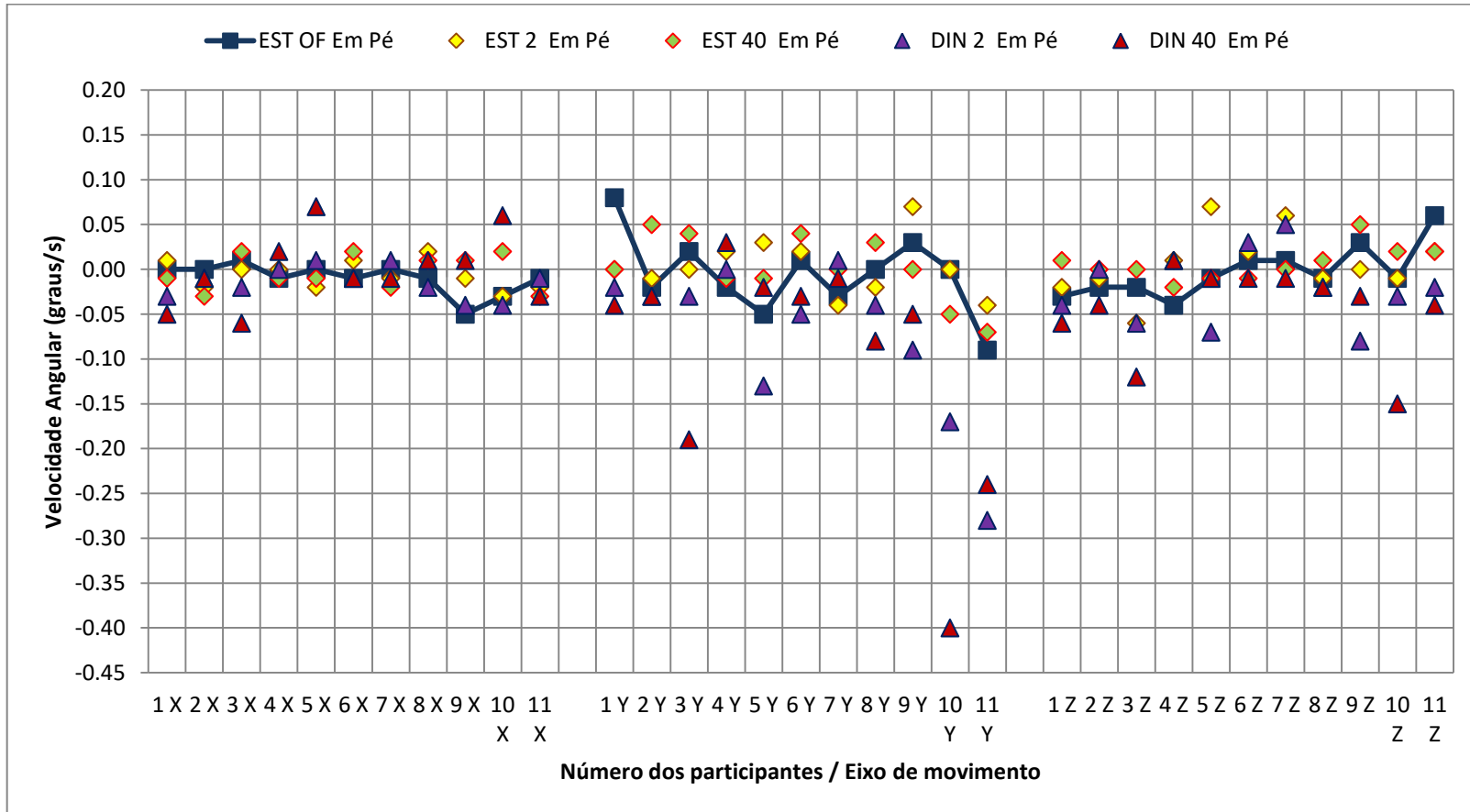


Gráfico 4-18: Valores médios de Velocidade Angular (graus/s) de cada participante (numerados de 1 a 11), por eixo de movimento, na posição em pé. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

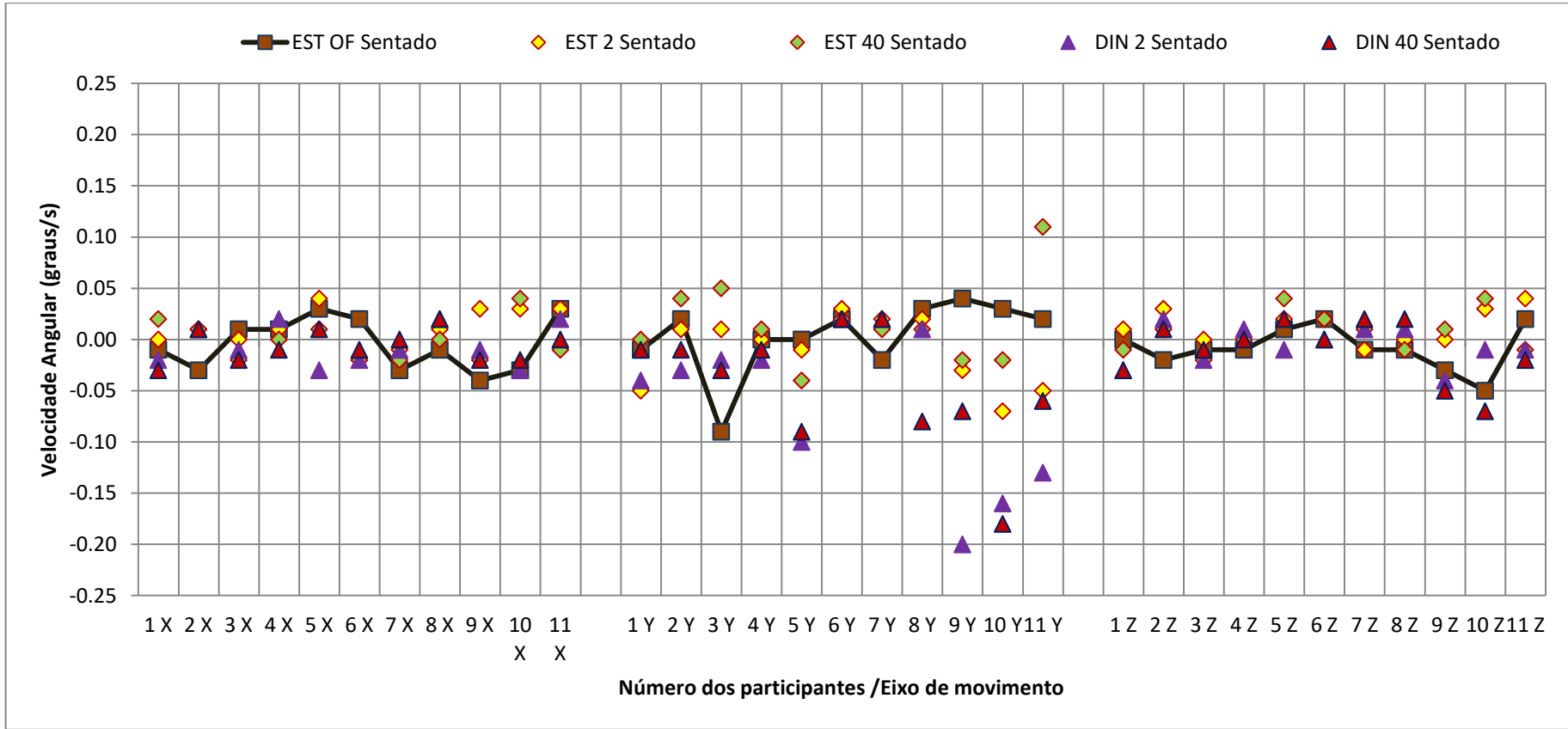


Gráfico 4-19: Valores médios de Velocidade Angular (graus/s) de cada participante (numerados de 1 a 11), por eixo de movimento, nos na posição sentada. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

4.2.2 Variância

A grande variação inter e intra indivíduos dos valores de variância foi novamente registrada nos testes de olhos abertos, com valores de $2,42 \text{ (mm/s)}^2$ até $3264,54 \text{ (mm/s)}^2$ para a Var Vel e de $0,21 \text{ (graus/s)}^2$ até $70,41 \text{ (graus/s)}^2$ para a Var vel Ang.

A alteração de posição de sentado para em pé modificou significativamente ($p < 0,05$) os resultados da variável Var Vel nos quatro testes. O tamanho do efeito foi considerado muito grande para os eixos X ($d = -2,21$) e Y ($d = -1,02$) do teste EST 2, Y do teste EST 40 ($d = -1,59$) e X do teste DIN 40 ($d = -1,73$); grande para o eixo X do teste DIN 2 ($d = -0,91$) e médio para os eixos X do teste EST 40 ($d = -0,51$) e Y do teste DIN 2 ($d = -0,69$). Para o eixo Z, não houve diferença significativa.

Para Var Vel Ang, a diferença significativa ($p < 0,05$) foi registrada no eixo Y dos testes EST 40, com tamanho de efeito grande ($d = -0,82$) e teste DIN 40, com tamanho de efeito médio ($d = -0,78$).

A introdução de tarefa oculomotora alterou significativamente ($p < 0,05$) apenas a Var Vel no eixo X do teste DIN 40, na posição senem pé, com tamanho de efeito pequeno ($d = 0,47$). Para Var Vel Ang, não houve diferença significativa.

Da mesma forma que foi feito para os resultados de velocidade, as médias de variância de cada participante nas três dimensões de movimento, em cada teste e nas posições sentado e em pé foram examinadas individualmente. Os resultados de cada participante são apresentados nos gráficos a seguir (Gráfico 4-20, Gráfico 4-21, Gráfico 4-22, Gráfico 4-23, Gráfico 4-24 e Gráfico 4-25). O valor mais elevado para a Var Vel foi verificado no teste EST OF do participante número oito ($1946,22 \text{ mm/s)}^2$.

Os gráficos mostraram também que, para alguns participantes, a variância nos testes de olhos abertos foi superior à dos testes de olhos fechados.

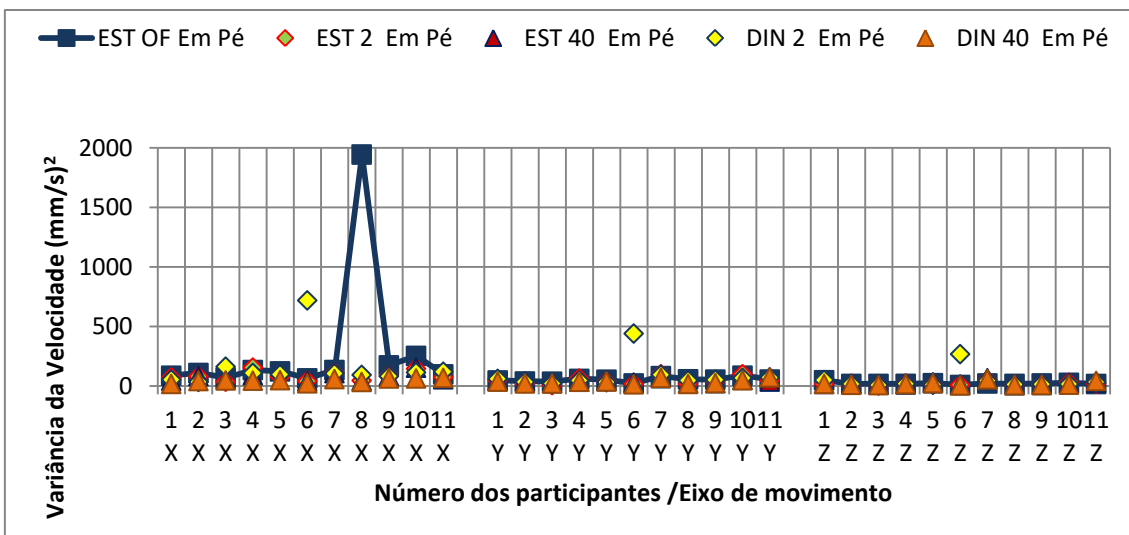


Gráfico 4-20: Variância da Velocidade de cada participante na posição em pé. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha azul indica o teste de olhos fechados.

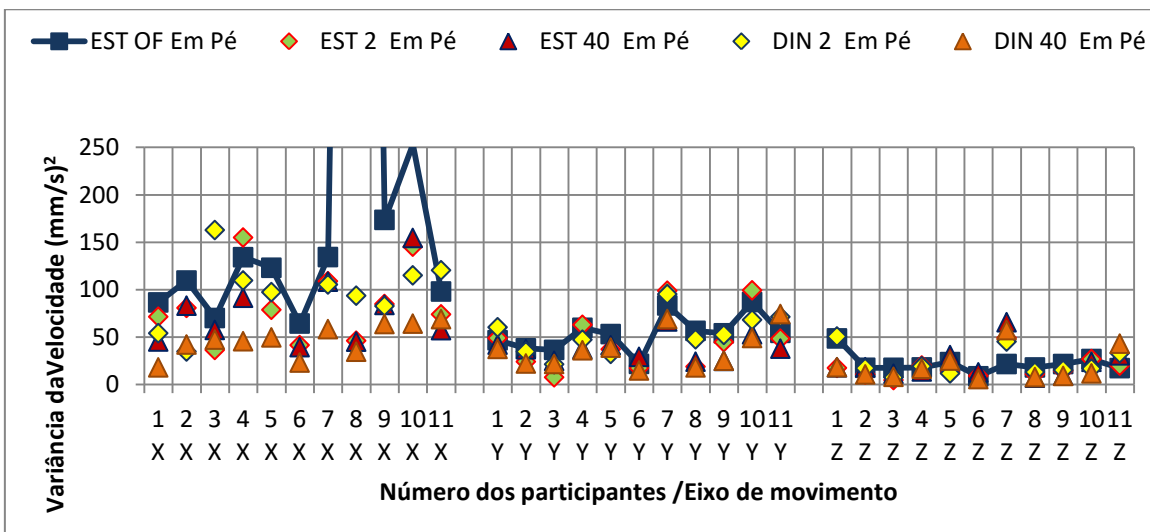


Gráfico 4-21: Ampliação do gráfico de Variância da Velocidade de cada participante na posição em pé. São exibidos apenas os resultados até o valor 250. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha azul indica o teste de olhos fechados.

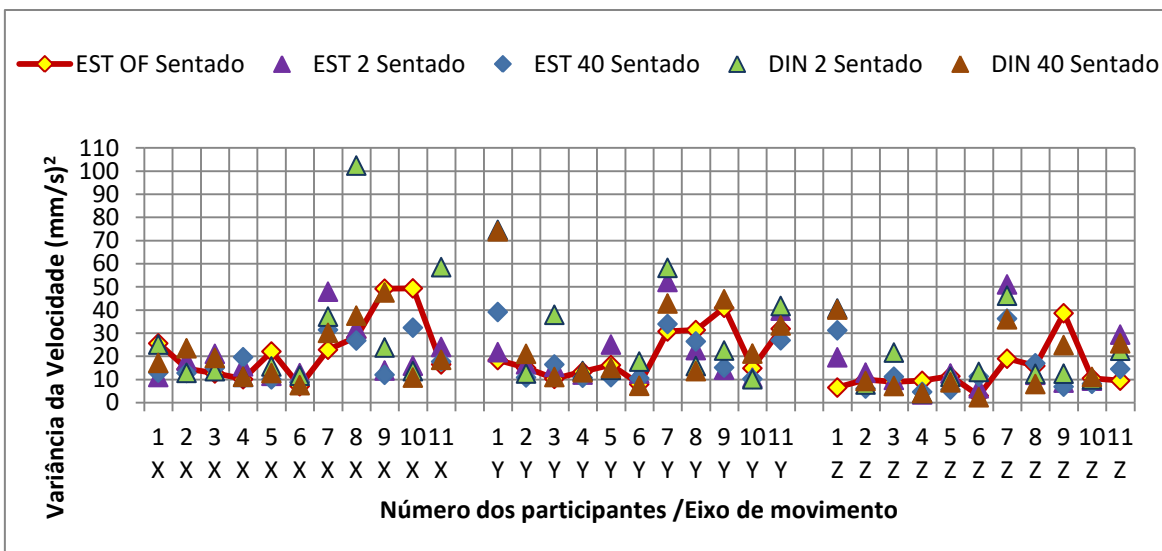


Gráfico 4-22: Variância da Velocidade de cada participante na posição sentado. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

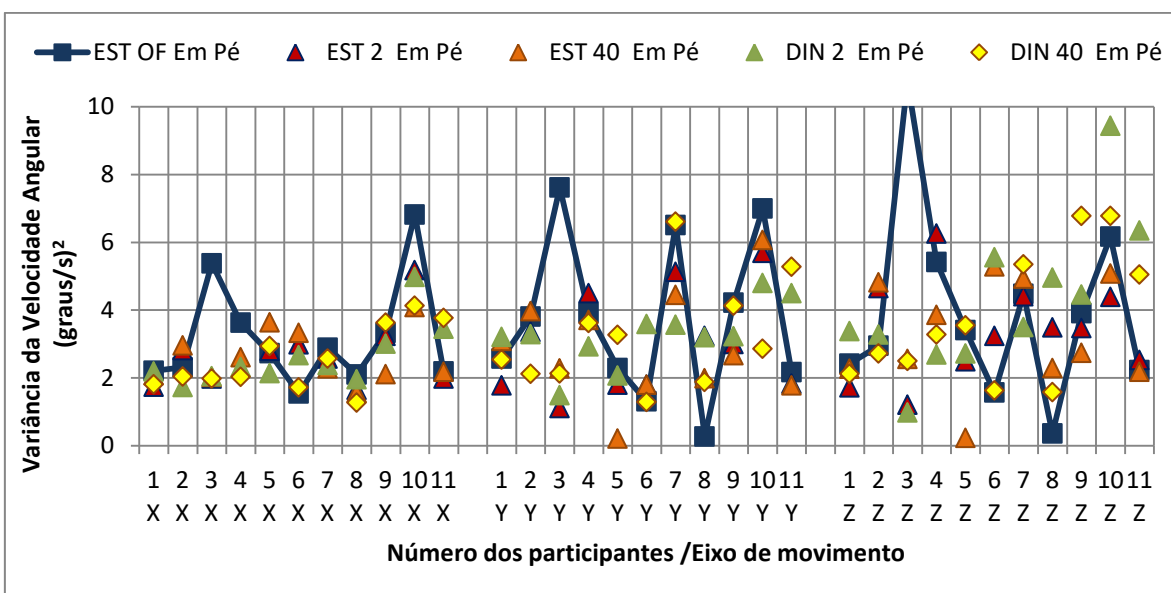


Gráfico 4-23: Variância da Velocidade angular de cada participante na posição em pé. X, Y e Z são os eixos θ_x , θ_y e θ_z de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

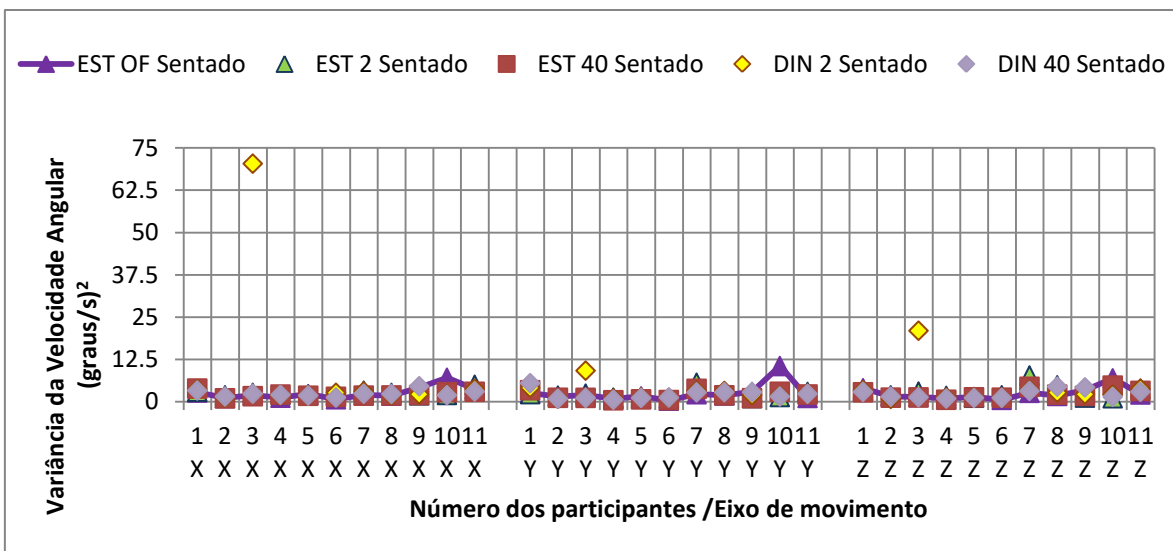


Gráfico 4-24: Variância da Velocidade angular de cada participante na posição sentado. X, Y e Z são os eixo θ_x , θ_y e θ_z de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

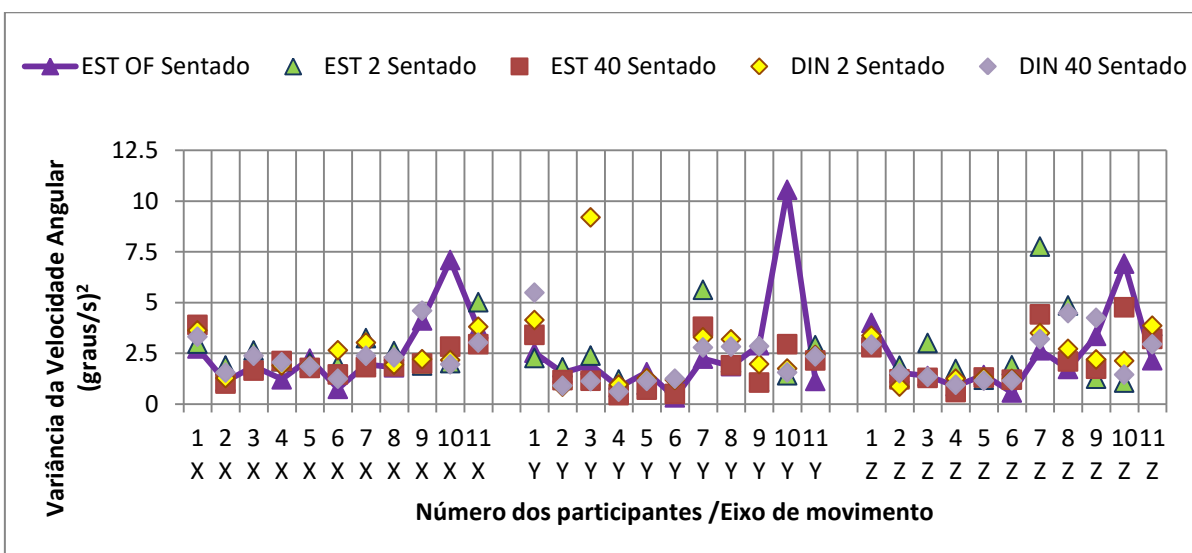


Gráfico 4-25: Ampliação do gráfico de Variância da Velocidade angular de cada participante na posição sentado. São exibidos apenas resultados até $12,5 (\text{graus/s})^2$. X, Y e Z são os eixo θ_x , θ_y e θ_z de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

4.2.3 Aceleração

Os níveis de aceleração de cada participante, em cada eixo de movimento e em cada teste são mostrados graficamente para para a_wT (Gráfico 4-26) e a_w nas posições em pé (Gráfico 4-27) e sentado (Gráfico 4-28). Os gráficos mostram resultados concentrados em torno do valor de $1,0 \text{ m/s}^2$ para a maioria dos participantes, porém há registros de alguns valores muito discrepantes dos demais.

Porque os quatro testes com uso da visão (EST 2, EST40, DIN 2 e DIN 40) foram realizados por todos os 11 participantes nas posições sentado e em pé, oitenta e oito testes foram analisados. Em cada teste foram calculados quatro valores de aceleração (um para cada eixo e um valor total). Dessa maneira, trezentos e cinquenta e dois valores de Acel e outros trezentos e cinquenta e dois valores de Acel Ang foram analisados.

Para a variável Acel, 220 valores (112 na posição sentada e 108 em pé) ultrapassaram o EAV. Dentre esses resultados, em 17 testes (8 na posição sentada e 9 em pé), verificou-se que o EAV foi ultrapassado nos três eixos de movimento do mesmo participante, simultaneamente. Em outros 24 testes, O EAV foi ultrapassado simultaneamente em dois eixos de movimento. Nesse grupo de resultados, 22 valores (9 na posição sentada e 13 em pé) ultrapassaram também o ELV. Em um dos testes, o ELV foi superado nos três eixos simultaneamente para o mesmo participante, enquanto em outros 24 testes (10 na posição sentado e 14 em pé) ele foi ultrapassado, simultaneamente, nos eixos X e Y de um mesmo participante.

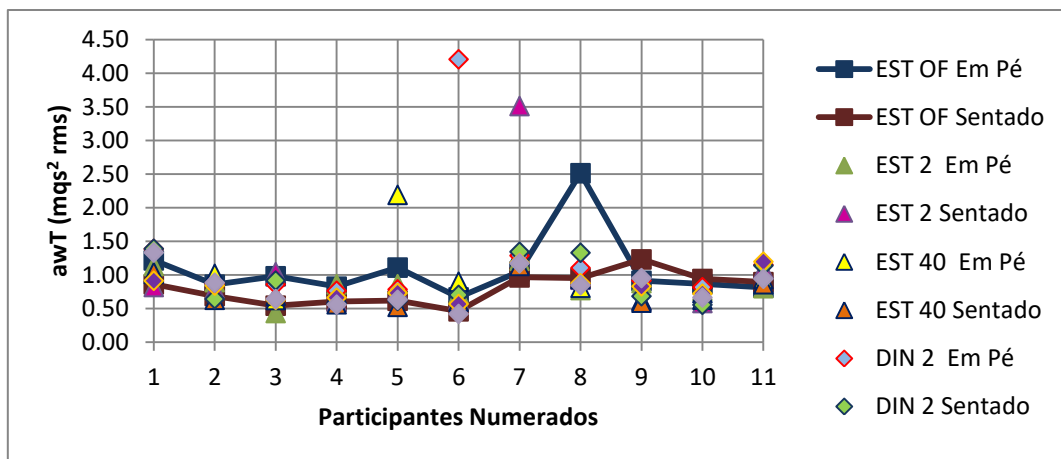


Gráfico 4-26: Valores de a_wT (m/s^2 rms) para cada participante em cada teste, nas posições sentado e em pé. Um a 11 são os números dos participantes. As linhas marcam testes de olhos fechados.

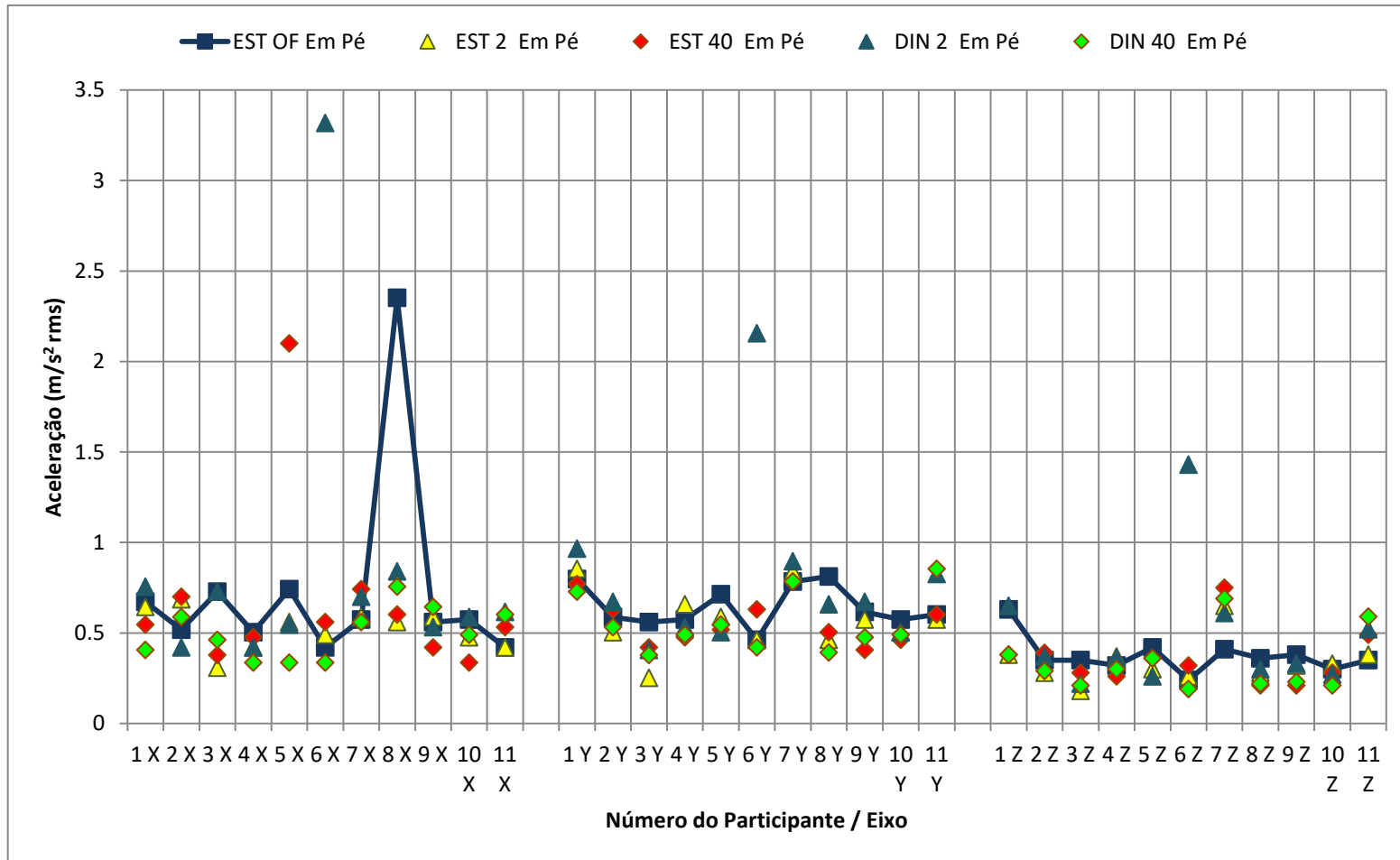


Gráfico 4-27: Níveis médios de Aceleração (m/s² rms) presente nos deslocamentos lineares de cada participante (numerados de 1 a 11), por eixo de movimento, na posição em pé. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

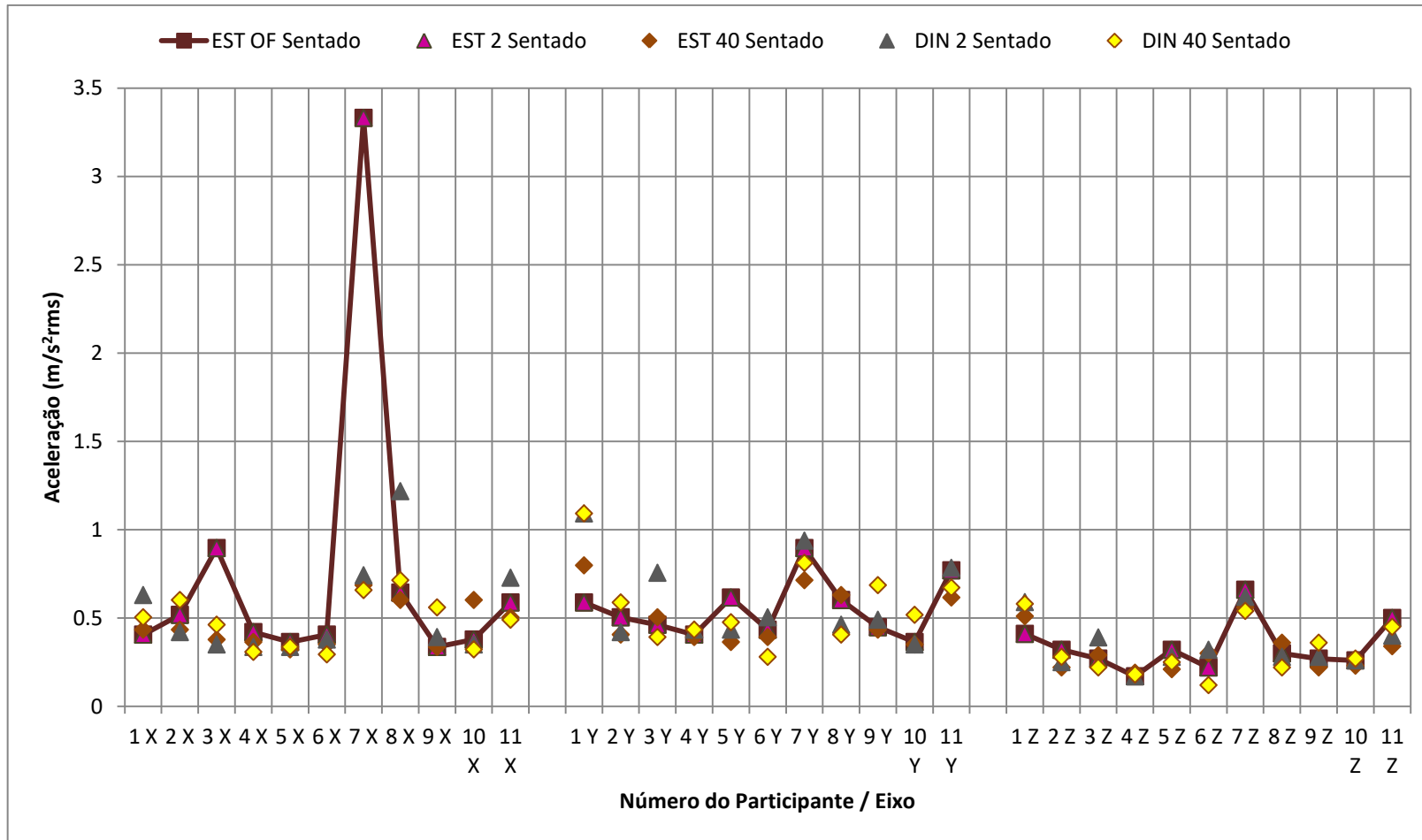


Gráfico 4-28: Níveis médios de Aceleração (m/s² rms) presente nos deslocamentos lineares de cada participante (numerados de 1 a 11), por eixo de movimento, na posição sentado. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

A ampliação da imagem de cada gráfico para o valor máximo de até $1,5\text{m/s}^2$ (Gráfico 4-29, Gráfico 4-30 e Gráfico 4-31) revela que a resposta sofre grande variação inter indivíduos. Essa variação traduz um “Perfil de Aceleração” individualizado, no qual verificou-se que em 10 resultados os níveis atingidos de olhos abertos foram superiores aos níveis do olhos fechados.

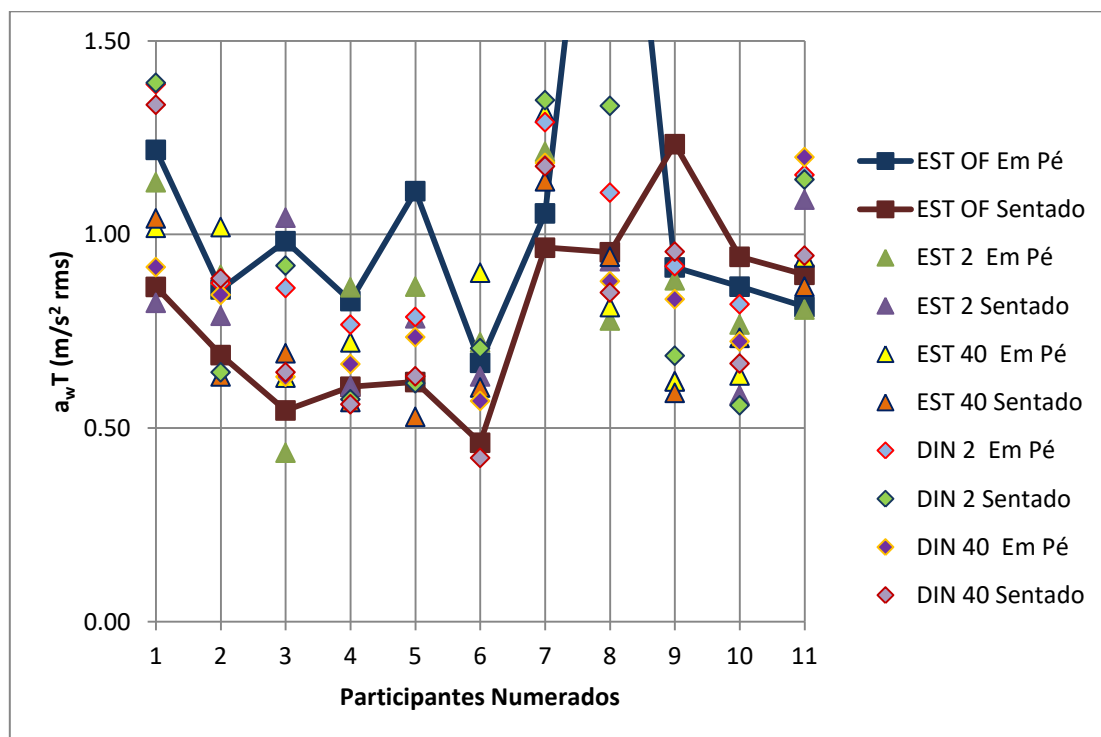


Gráfico 4-29: Ampliação do gráfico dos valores de a_wT (m/s^2 rms) para cada participante, em cada teste, nas posições sentado e em pé. Um a 11 são os números dos participantes. São mostrados apenas valores até $1,5\text{m/s}^2$ rms.

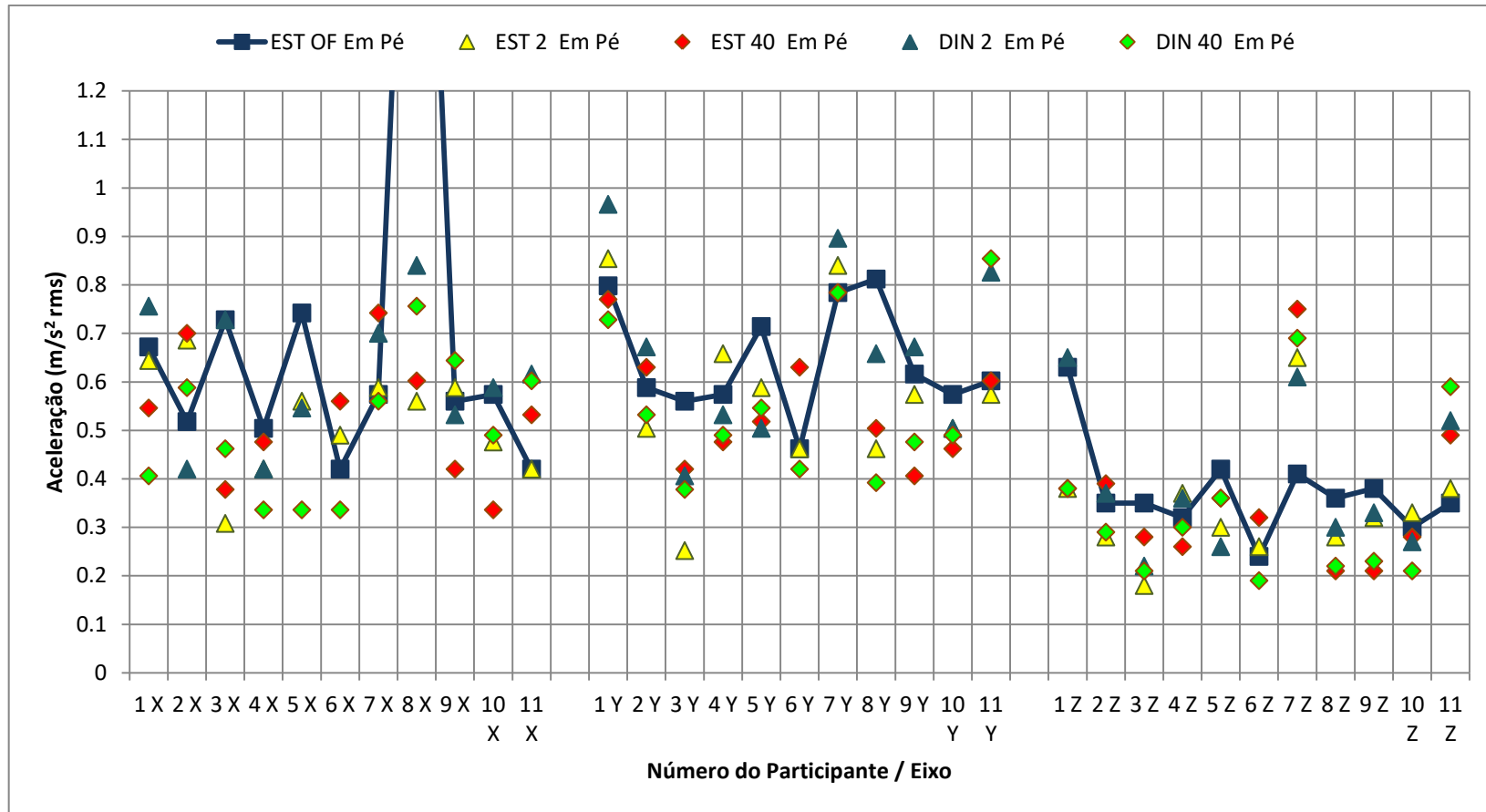


Gráfico 4-30: Ampliação do Gráfico dos níveis médios de Aceleração (m/s^2 rms) presente nos deslocamentos lineares de cada participante (numerados de 1 a 11), por eixo de movimento, na posição em pé. São exibidos apenas resultados até $1,2 m/s^2$ rms. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

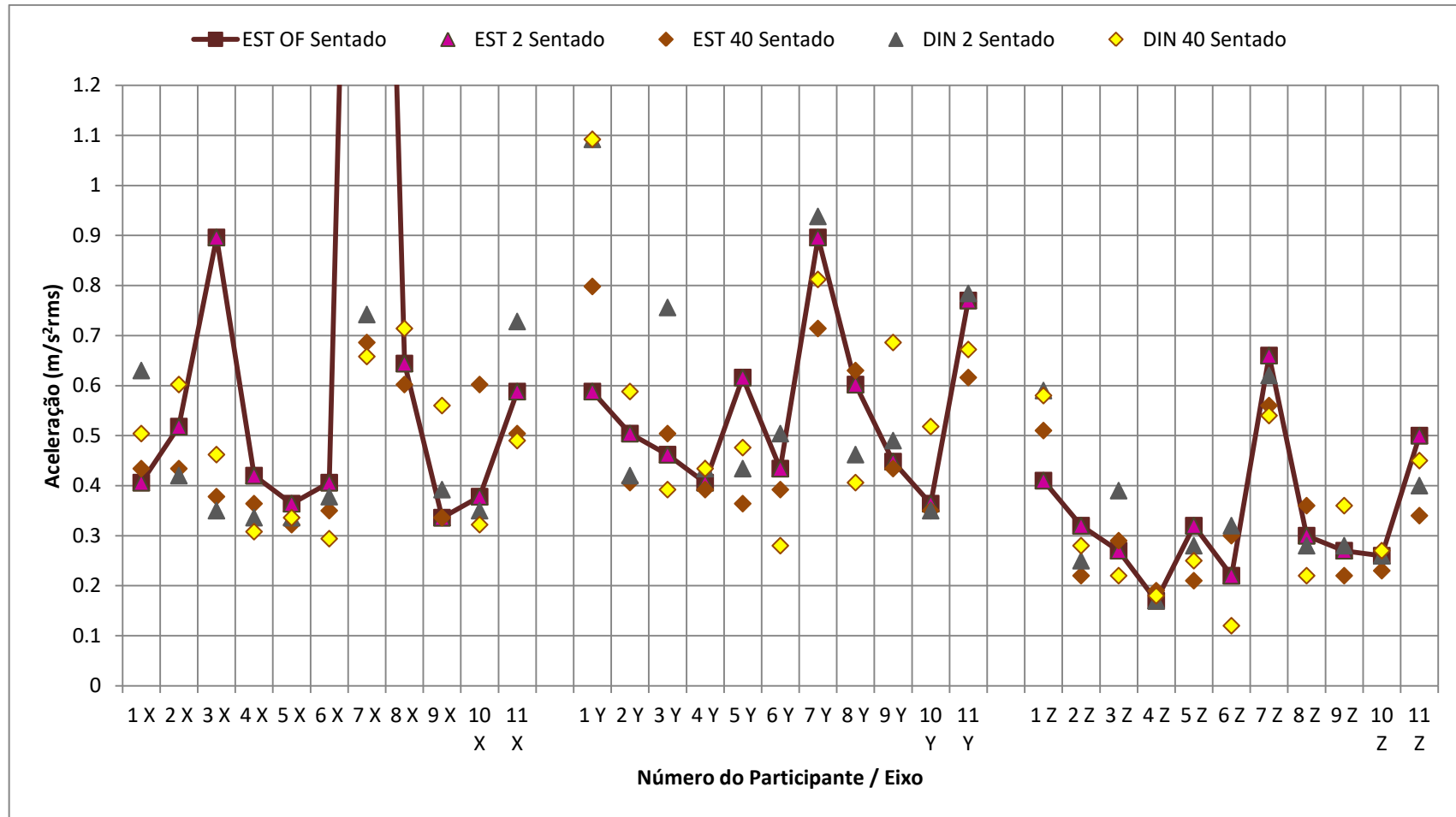


Gráfico 4-31: Ampliação do Gráfico dos níveis médios de Aceleração (m/s^2 rms) presente nos deslocamentos lineares de cada participante (numerados de 1 a 11), por eixo de movimento, na posição sentado. São exibidos apenas resultados até $1,2 m/s^2$ rms. X, Y e Z são os eixos de movimento. A linha marca o teste de olhos fechados.

O tempo necessário para que o nível de aceleração presente nos movimentos lineares da cabeça dos indivíduos com EV que participaram do presente estudo atingisse o EAV variou de 00:21 h a 22:13 horas. Os tempos de todas as condições de teste foram agrupados e são apresentados para cada participante (Gráfico 4-32). A resposta dos participantes foi individualizada, conforme o teste e a postura corporal.

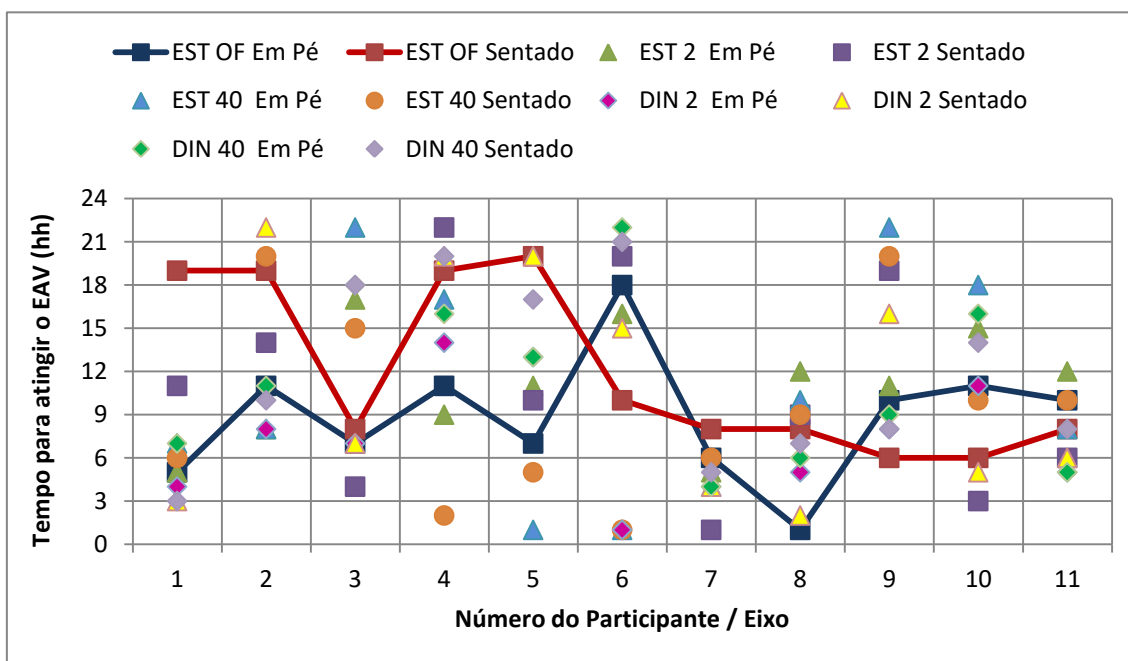


Gráfico 4-32: Tempo (hh) necessário para que o nível de aceleração presente nos deslocamentos lineares atinja o EAV para cada participante em cada teste, nas posições sentado e em pé. Um a 11 são os números dos participantes. As linhas marcam testes de olhos fechados.

Em vários casos, os resultados mostram tempos curtos como menos de duas horas ou mesmo inferiores ao tempo de duração de tarefas da vida diária como a duração de um período escolar, por exemplo. Para o participante que obteve o tempo de 00:21 min, o valor mínimo da amostra, os riscos à saúde começam quase imediatamente.

Os níveis de aceleração angular de cada participante, em cada eixo de movimento e em cada teste são mostrados graficamente para a_wT (Gráfico 4-33) e a_w nas posições sentado e em pé (Gráfico 4-34). Os gráficos mostram resultados concentrados abaixo do valor de $0,5 \text{ m/s}^2$ para todos os participantes, exceto para um valor.

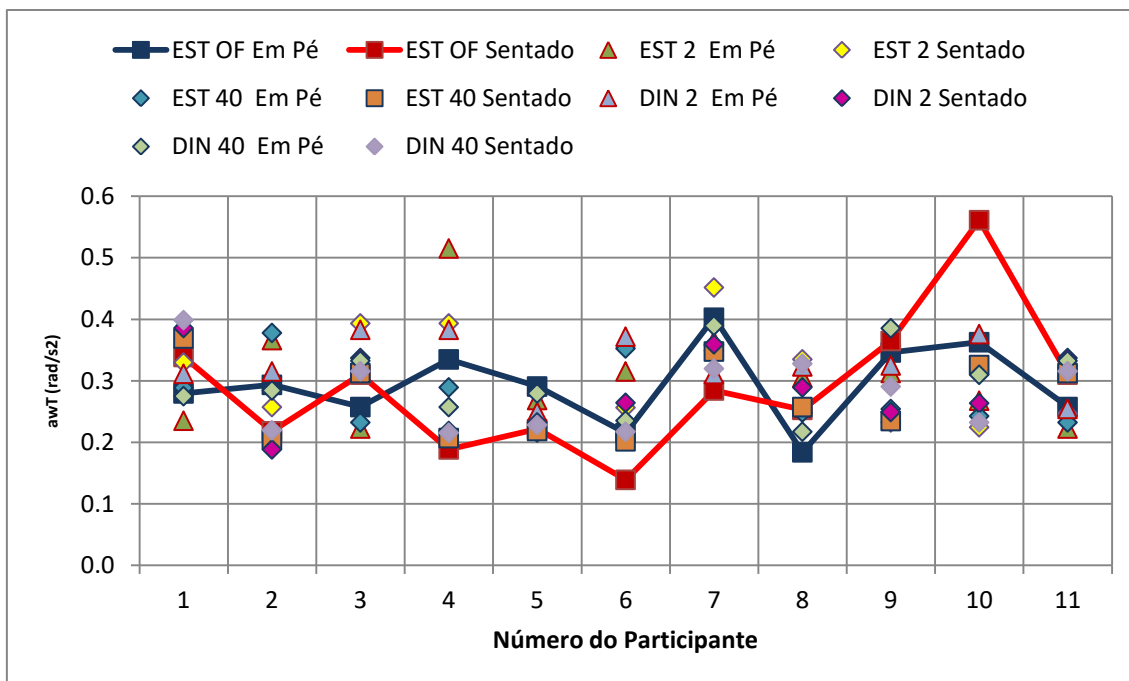


Gráfico 4-33: Valores de a_wT (rad/s² rms) para cada participante em cada teste, nas posições sentado e em pé. Um a 11 são os números dos participantes. As linhas marcam testes de olhos fechados.

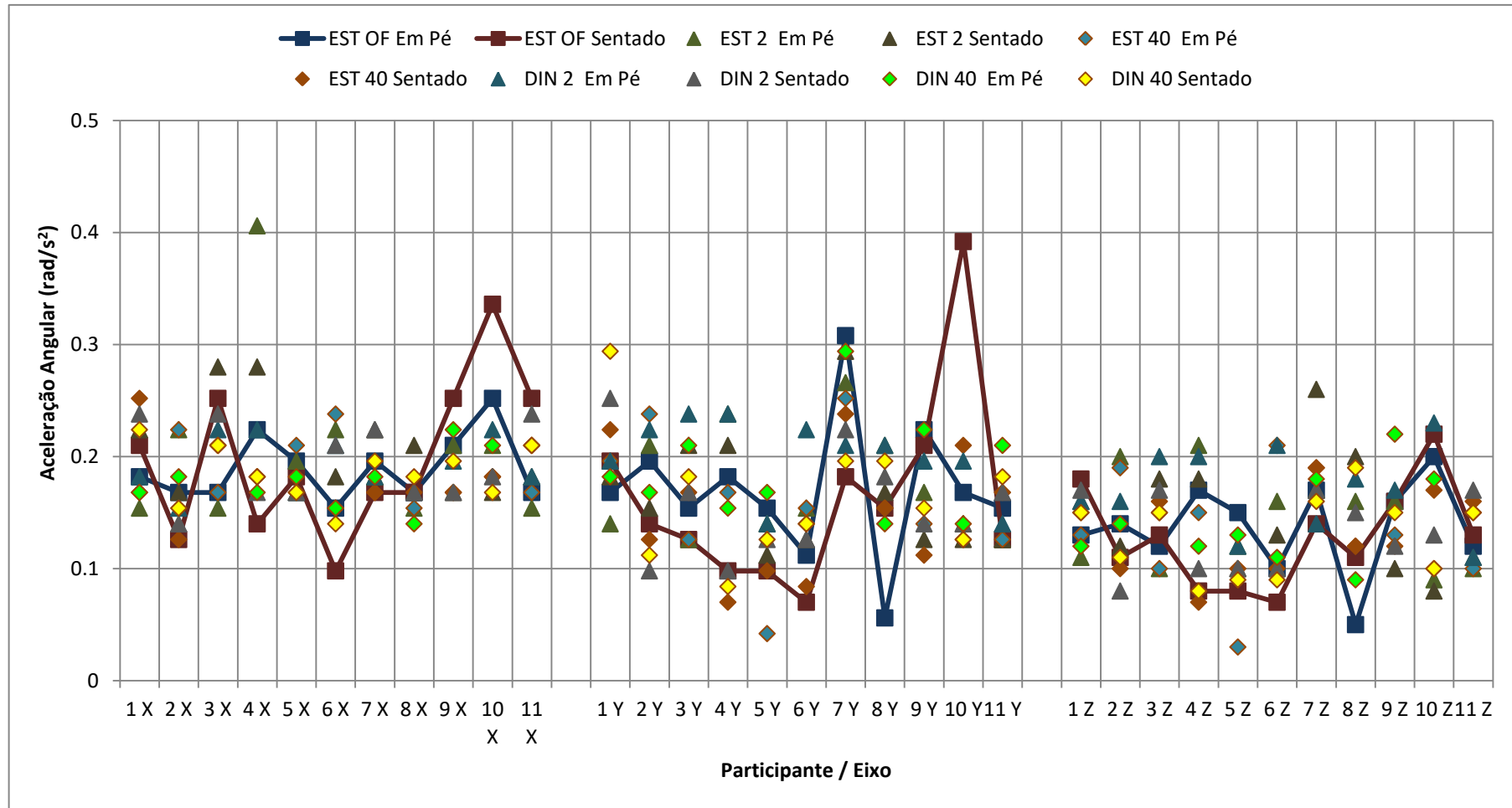


Gráfico 4-34: Níveis médios de Aceleração Angular ($\text{rad/s}^2 \text{ rms}$) presente nos deslocamentos de cada participante (numerados de 1 a 11), por eixo de movimento, nas posições sentado e em pé. X, Y e Z são os eixos de movimento. As linhas marcam os testes de olhos fechados.

O tempo necessário para que o nível de aceleração presente nos movimentos angulares da cabeça dos indivíduos com EV que participaram do presente estudo atingisse o EAV foi superior a 12:00 h, em todos os casos.

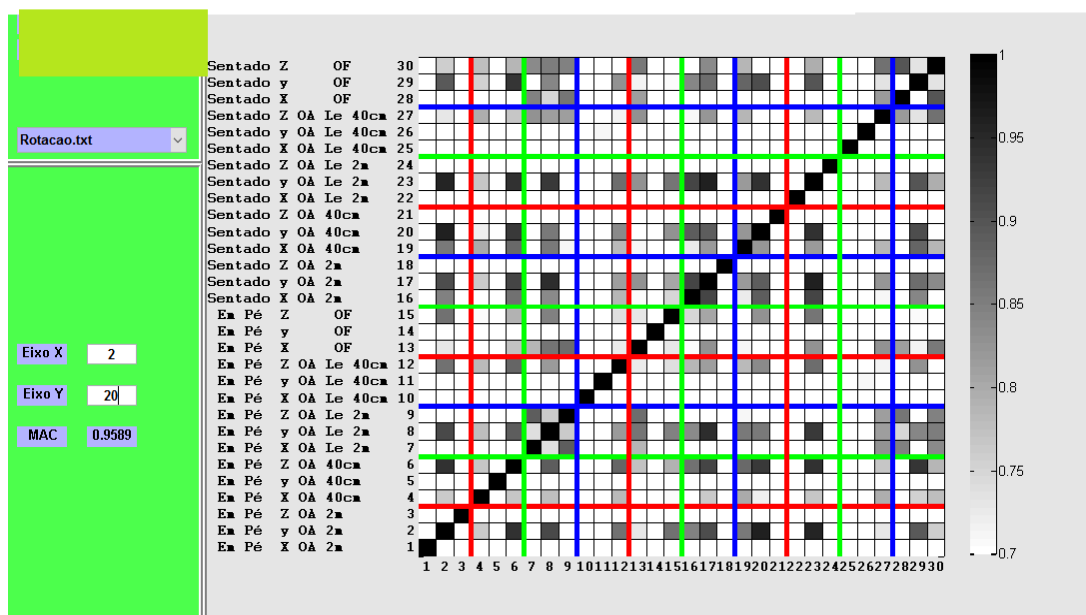
4.3 Correlação entre vetores de movimento

As correlações significativas entre os vetores de movimento de cada participante foram identificadas pelo MAC. Para todos os participantes foram encontradas correlações elevadas ($MAC > 0,7$) e muito elevadas ($MAC > 0,9$) entre vetores. A quantidade de correlações, a intensidade de cada uma e o padrão de distribuição das correlações no mosaico de cada matriz foram individualizados.

As análises MAC1 de cada participante forneceram informações que, no conjunto, caracterizaram a amostra. Os resultados mostraram que:

- Os vetores de movimentos lineares se correlacionam de modo diferente dos vetores de movimento angulares, no mesmo indivíduo. Esse resultado é exemplificado pela imagem formada pelo par de matrizes de um participante (Figura 4-1), na qual se observa que o mosaico das correlações de rotação foi diferente do mosaico das correlações de translação.

ROTAÇÃO



TRANSLAÇÃO

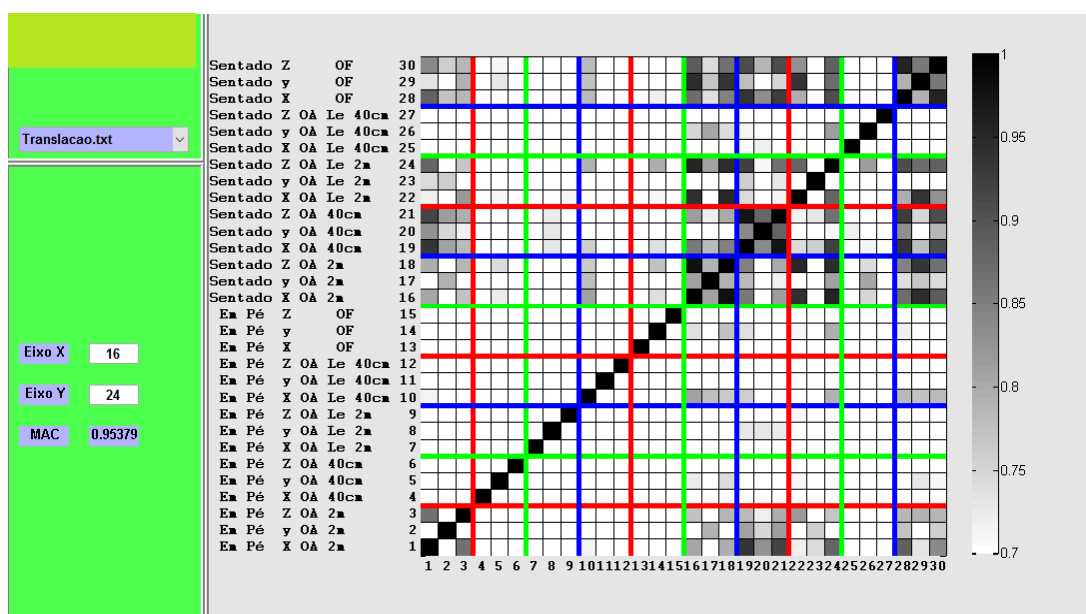
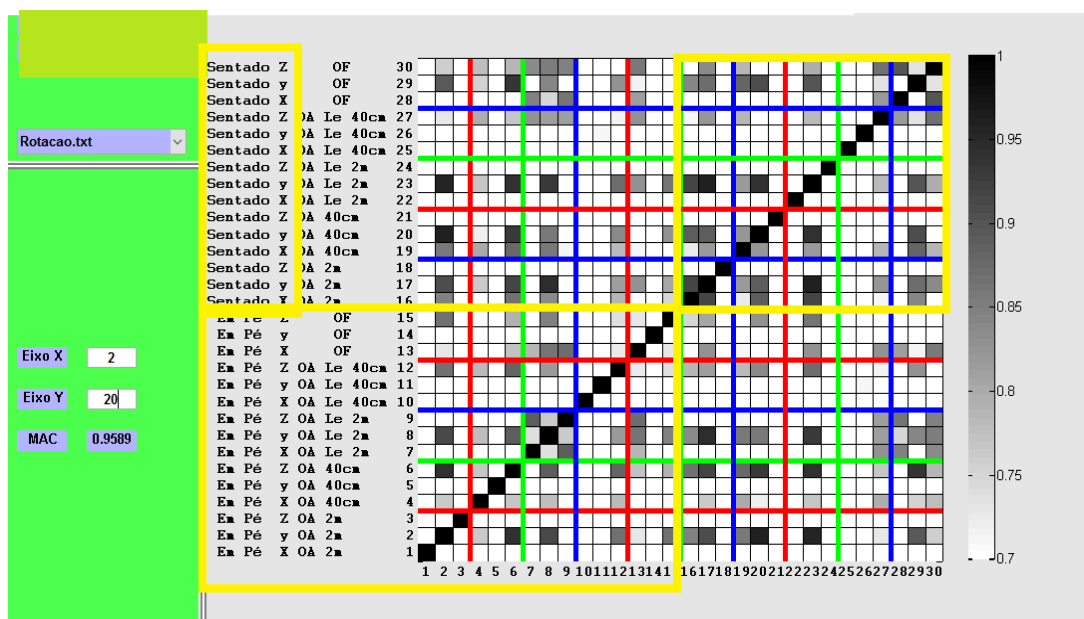


Figura 4-1: Matrizes de correlação da análise MAC1 dos vetores de rotação (acima) e de translação (abaixo) do participante número 8.

- A postura corporal influenciou as correlações entre os vetores. Essa influência é destacada Figura 4-2 que é a mesma imagem anterior porém, agora, assinalada por retângulos amarelos que mostram a assimetria na distribuição do mosaico nos quadrantes referentes aos testes na postura sentada e em pé.

ROTAÇÃO



TRANSLAÇÃO

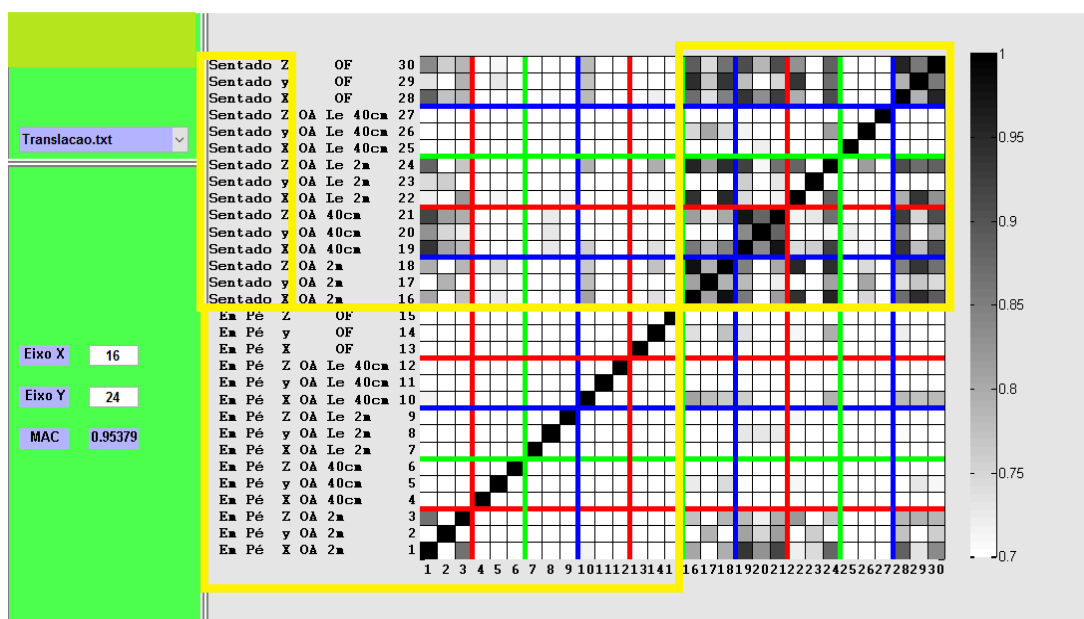


Figura 4-2: Influência da postura corporal sobre as correlações. O mesmo par de matrizes do participante número 8 recebeu marcas em amarelo que destacam a diferença entre os mosaicos das correlações das posturas sentado e em pé.

- as correlações na posição sentada foram mais frequentes e mostraram intensidades mais altas que as correlações na posição em pé. Esse resultado é exemplificado a seguir (Figura 4-3). Na imagem, verifica-se que o quadrante inferior esquerdo, onde estão marcados os testes na posição em pé, contém menos correlações significativas que o quadrante superior direito, onde estão marcados os testes na postura sentada.

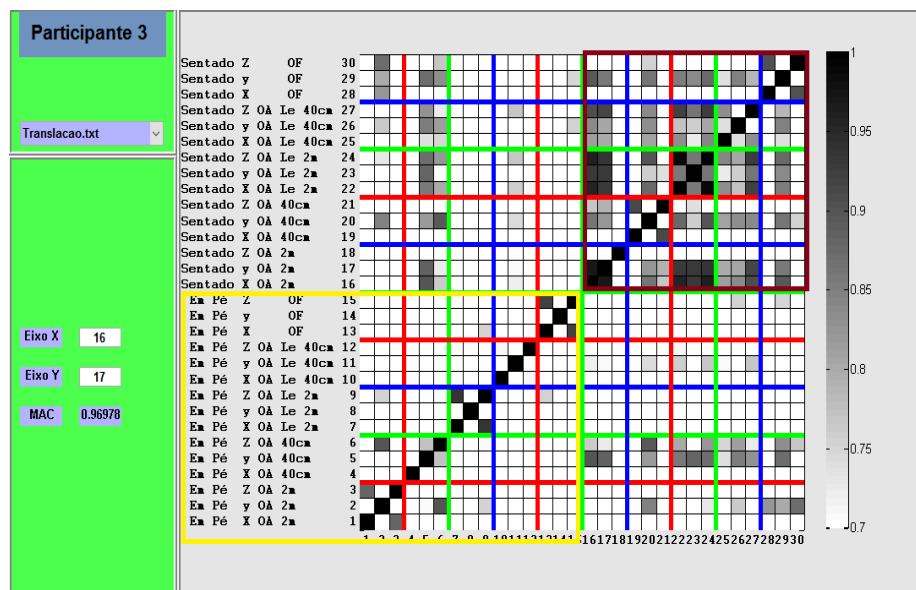


Figura 4-3: Matriz de correlação do MAC1 que mostra correlações mais frequentes e elevadas entre vetores na posição sentada (retângulo na cor vinho) que em pé (retângulo amarelo).

- O padrão de movimento expresso por um determinado vetor pode se repetir diversas vezes em posições ou testes diferentes (Figura 4-4). Na imagem, um vetor repetitivo é aquele que aparece várias vezes na mesma coluna. Nove exemplos foram assinalados na imagem com retângulos amarelos. A postura e a condição visual em que eles ocorrem, além do eixo ou plano de movimento são identificados pelo número que identifica o teste na coluna. Os testes aos quais cada vetor se associa são identificados nas linhas.

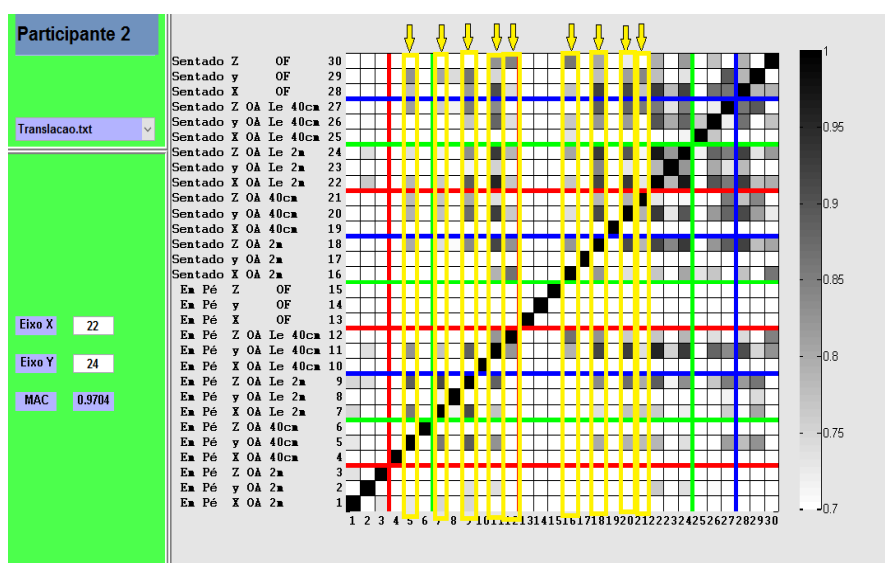


Figura 4-4: Matriz de correlação do MAC1 onde se vê em amarelo setas indicativas de nove vetores (nas colunas) e os níveis de correlação que são estabelecidos com vetores de diferentes testes (na horizontal).

- A intensidade da correlação entre vetores de um determinado eixo de movimento variou conforme a atividade visual realizada. Esse resultado é exemplificado na a matriz de resultados a seguir (Figura 4-5), na qual dois retângulos amarelos assinalam vetores do eixo Y, enquanto dois retângulos rosas assinalam vetores do eixo Z. Os vetores nos dois eixos exibiram níveis diferentes de correlação conforme o teste realizado.

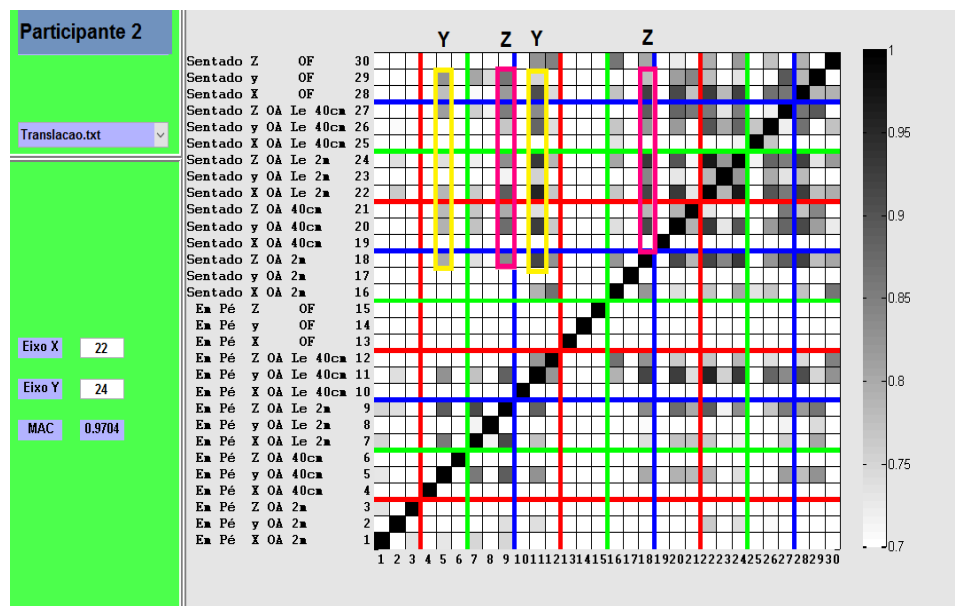


Figura 4-5: Matriz de correlação de translação do MAC1 que mostra nos retângulos amarelos e rosas a intensidade das correlações dos vetores dos eixos Y e Z, respectivamente. A intensidade difere conforme tipo de teste.

- A ocorrência de vetores de repetição diferentes nas três dimensões de movimento de um mesmo teste foi identificada para alguns participantes. A imagem que ilustra esse resultado (Figura 4-6) mostra quatro retângulos em amarelo. Os dois à direita exemplificam essa tridimensionalidade no teste DIN 2 (colunas 22, 23 e 24). Os dois à esquerda mostram a ausência dela no teste EST 40 (colunas 4, 5 e 6). No exemplo, no teste DIN 2 na posição sentada, há um vetor que se repete no eixo θY (coluna 23) na matriz de rotação e dois vetores de que se repetem um no eixo X (coluna 22) e outro em Z (coluna 24), na matriz de translação. Na comparação com o teste EST 40 em pé, na parte esquerda da imagem, um vetor de repetição com correlações fortes ocorre no eixo θZ (coluna 6) e um segundo vetor com correlações menos elevadas pode ser identificado no eixo θX (coluna 4). Entretanto, nenhum vetor é reconhecido para Y (coluna 5).

Esse resultado indica que a coordenação tridimensional da posição da cabeça foi determinada de modo específico para cada eixo de movimento e envolveu a associação

de vetores de translação a vetores de rotação. Essa coordenação foi influenciada pelo tipo de tarefa visual e pela postura corporal.

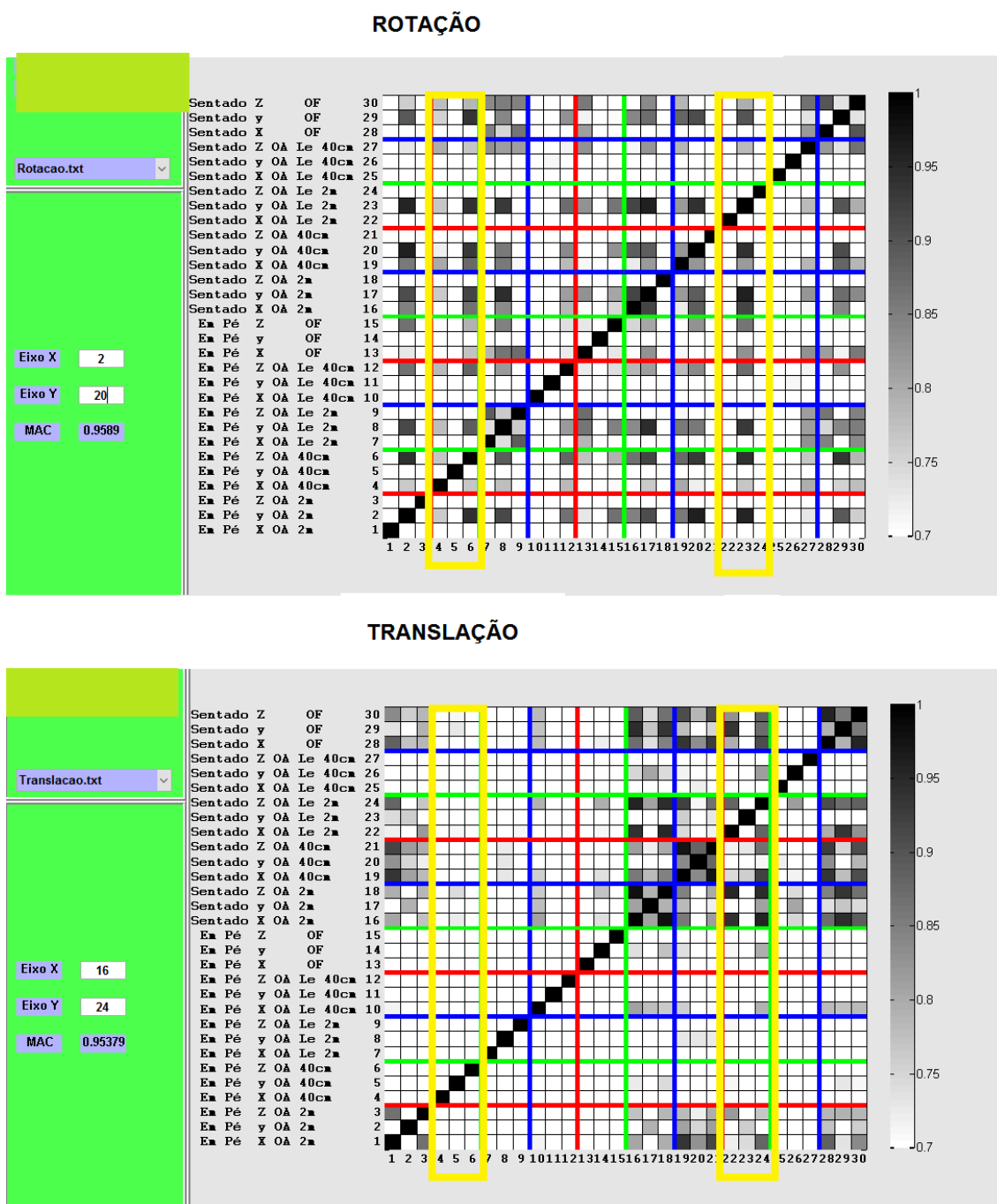


Figura 4-6: Exemplo de tridimensionalidade do controle do movimento da cabeça

- Para as translações da cabeça, a correlação entre vetores por eixo de movimento foi mais frequente que por tarefa visual. É apresentado um resultado representativo da amostra (Figura 4-7).

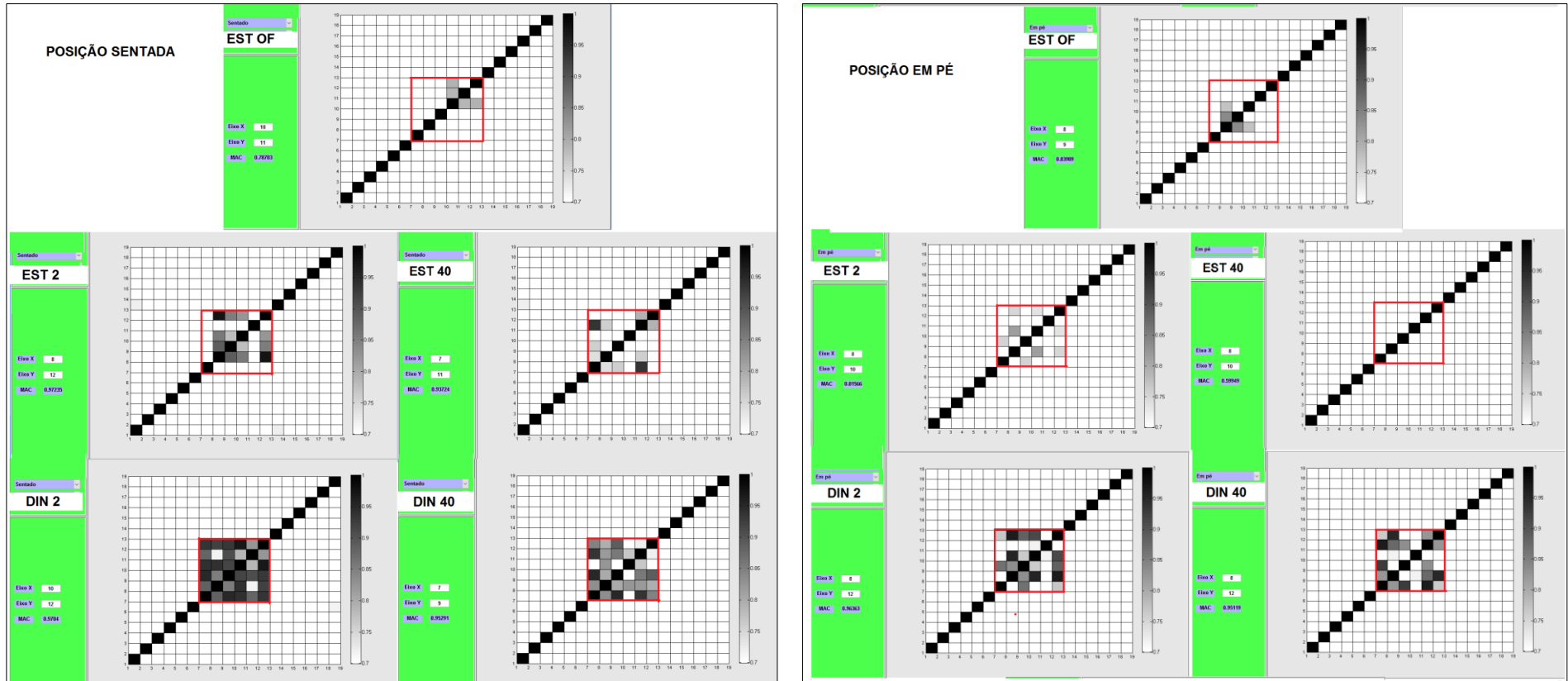


Figura 4-7: Resultado da correlação MAC2 do participante 2, nas posições sentada e em pé.

Na parte esquerda da imagem estão as cinco matrizes referentes aos testes de um participante na posição sentada e, à direita, as cinco matrizes do mesmo participante referentes aos testes na posição em pé. Pela comparação dos mosaicos, verifica-se diferença entre as posições sentado e em pé, o que mostra que a intensidade da correlação entre os vetores de movimento foi influenciada pela postura corporal.

Em seguida, a comparação somente entre mosaicos da posição sentada ou da posição em pé mostra que, novamente eles foram diferentes. Como a diferença básica entre eles foi a tarefa visual de cada teste, o resultado indica que a intensidade das correlações entre os vetores foi influenciada também pelo tipo de tarefa visual. E mais, como as tarefas envolvem ausência ou presença de informação visual, é possível acrescentar que o uso da visão também influenciou as correlações entre vetores.

Por fim, como entre os testes existem tarefas semelhantes que são realizadas com diferentes distâncias de foco visual e os mosaicos delas foram diferentes, deve-se acrescentar que a distância do foco visual também influenciou a intensidade das correlações.

Complementado pela análise MAC2, o resultado individual do MAC informa um “perfil de correlação” dos movimentos da cabeça nas tarefas examinadas, variável para cada indivíduo. Para o participante cujas matrizes foram apresentadas no exemplo anterior, o perfil mostra que os vetores de movimento de translação e de rotação são altamente correlacionados durante a execução de tarefas oculomotoras, especialmente na posição sentada e de modo mais específico se o foco visual estiver a 2 m de distância. Uma exceção é feita para o eixo Y, que não mostrou correlação forte. Para esse participante, a mudança de postura para em pé reduziu a correlação entre os vetores de movimento. Nessa postura, quando não há tarefa oculomotora, a correlação entre os vetores diminui ainda mais e se assemelha aos níveis mostrados nos testes com OF.

Depois de identificadas as correlações pelo MAC, a imagem gráfica da trajetória de cada vetor mostrada pela “função análise orbital” do sistema de EFG permitiu visualizar o significado de “correlações entre vetores”. A imagem a seguir (Figura 4-8) ilustra esse significado com resultados de um participante. Nela, verifica-se que as correlações mais elevadas estão na interseção dos testes de rotação com os de translação. A partir disso, os gráficos 3D dos movimentos de rotação e de translação que originaram o mosaico mostram as trajetórias, nas quais se identifica um traçado de padrão semelhante, embora em coordenadas de posição diferentes.

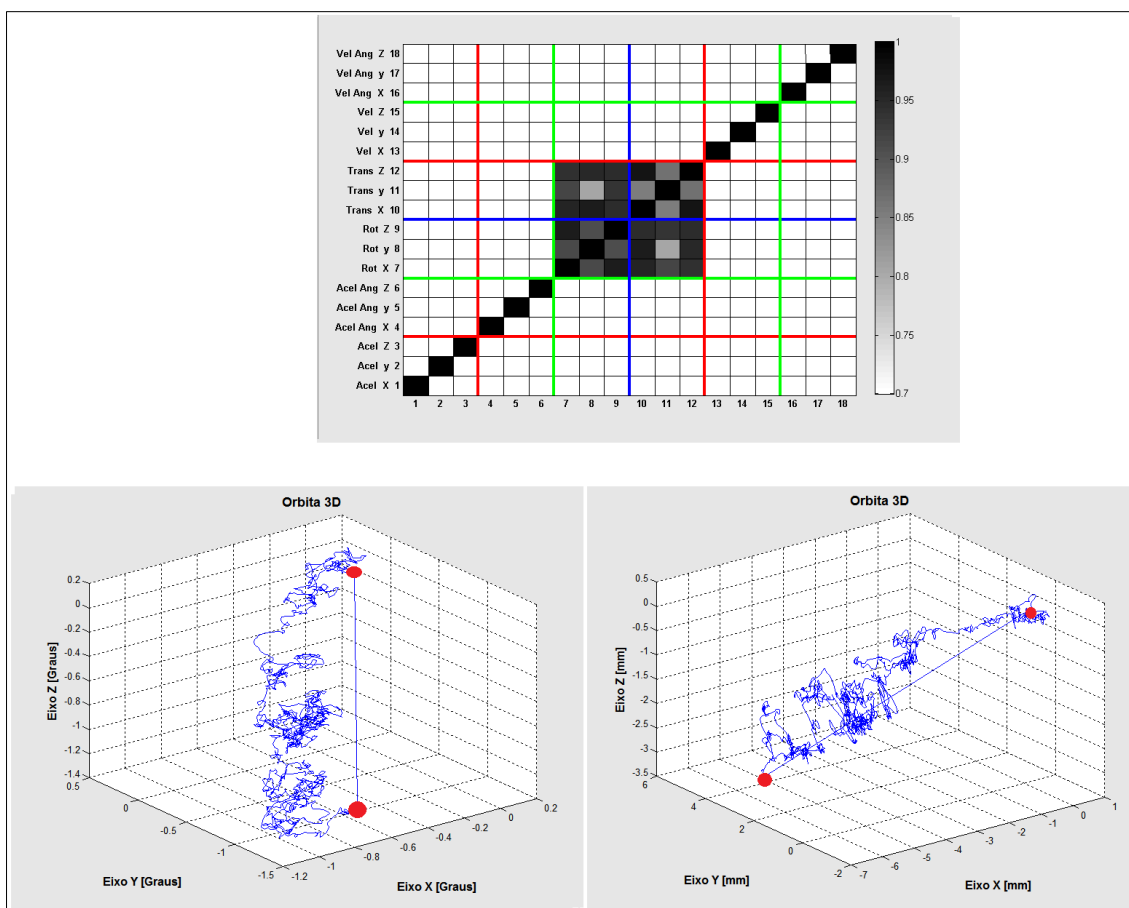


Figura 4-8: Na parte superior, resultado da análise MAC2 com várias correlações significativas para o teste o teste DIN 2 de um participante. Na parte inferior, o par de gráficos desse teste mostrando a trajetória 3D as rotações e as translações desse movimento.

Essa semelhança se repete em todas as dimensões, como se confirma na imagem seguinte que mostra esses mesmos gráficos, agora, em imagens 2D (Figura 4-9). O nível de correlação alcançado pelos vetores nesse exemplo foi de 0,97. O teste em questão, DIN 2, contém uma tarefa oculomotora. No caso desse exemplo, o resultado indica que o participante coordenou a posição da cabeça no espaço tridimensional durante a tarefa. Nos gráficos, os círculos marcam as posições inicial e final do teste. A linha reta entre eles não tem significado como resultado.

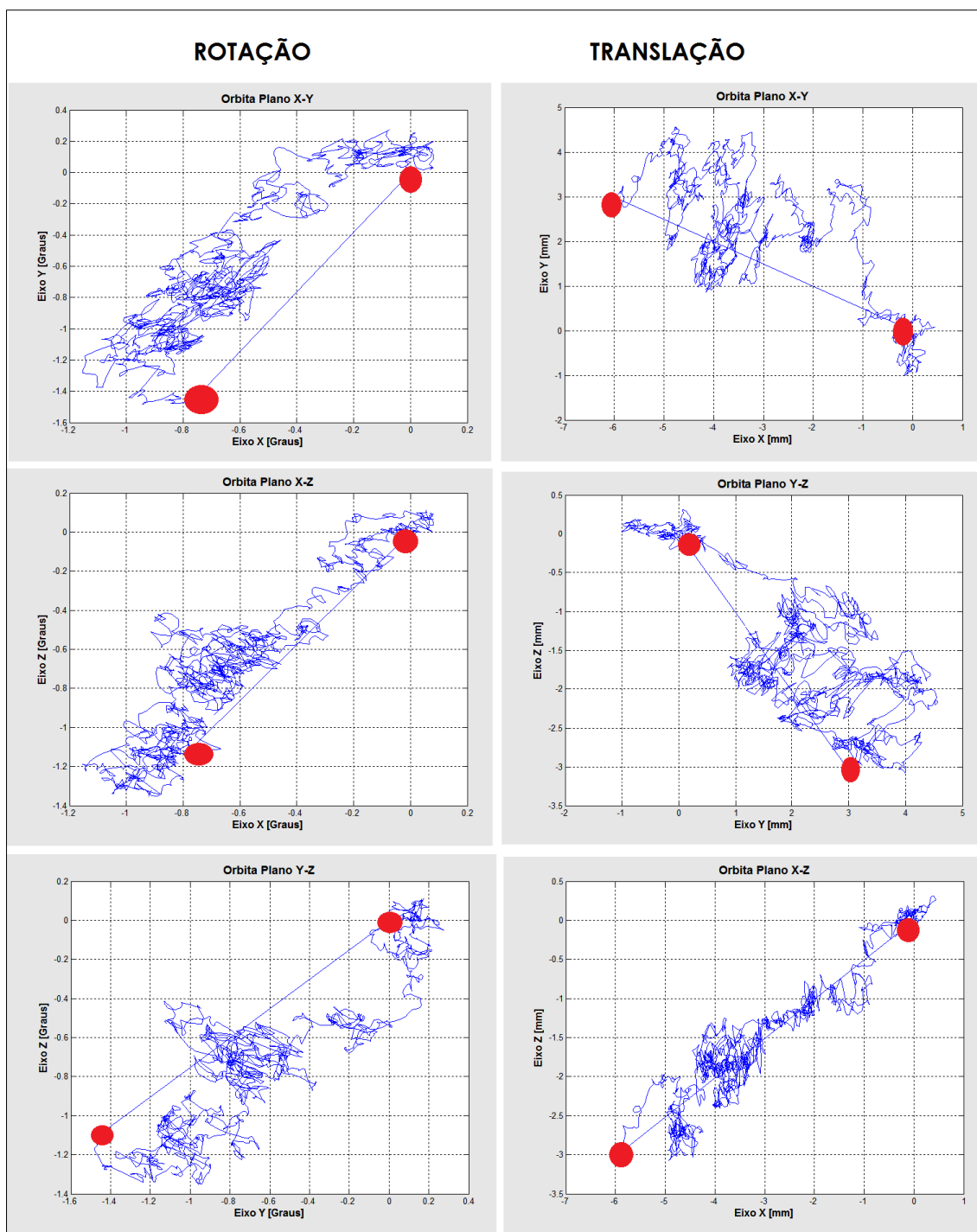


Figura 4-9: Imagens 2D dos deslocamentos que compuseram o teste DIN 2 do exemplo do MAC2. Os círculos vermelhos em cada imagem marcam as posições inicial (0,0,0) e final.

Por fim, outra imagem amplia a explicação (Figura 4-10) com resultados de uma análise MAC2 que indicou ausência de correlações significativas na parte do mosaico assinalada em amarelo. Nos gráficos 3D dos testes que originaram a matriz, pode-se verificar pela diferença nos traçados que as rotações estão dissociadas das trajetórias de translação.

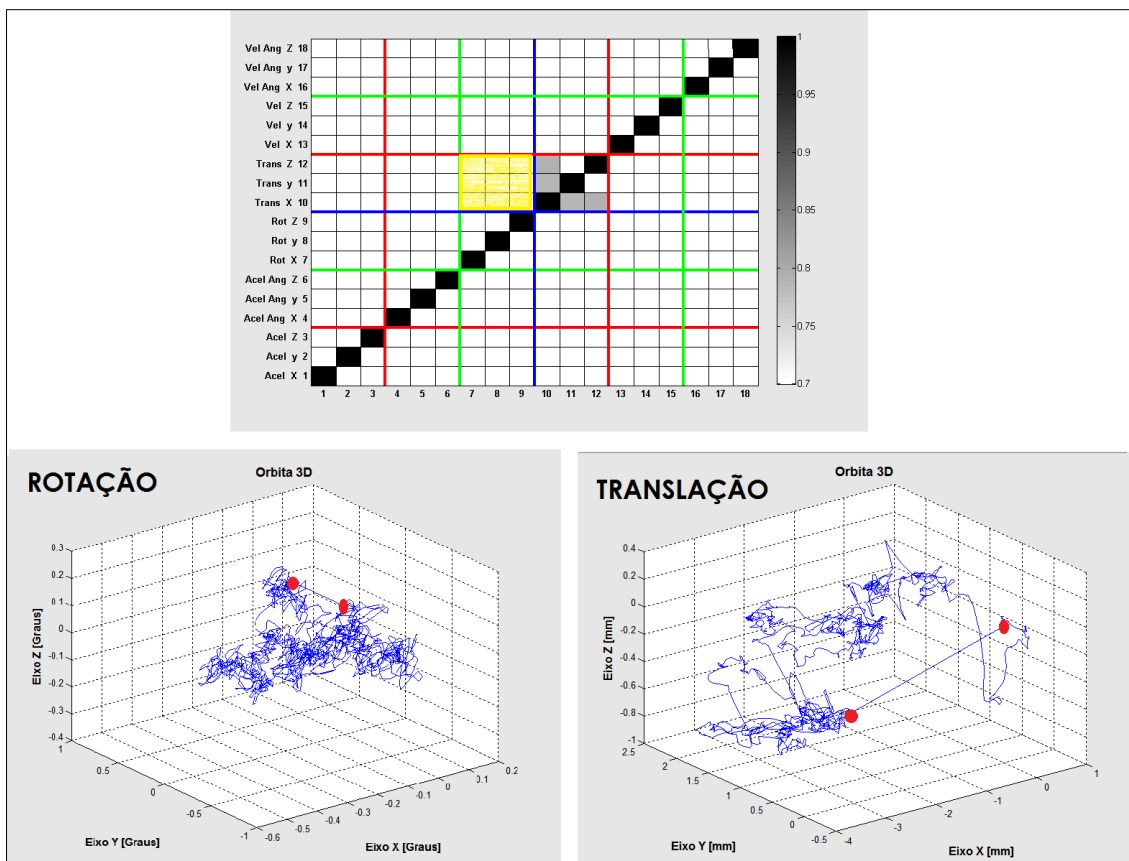


Figura 4-10: Na parte superior, resultado da análise MAC2 sem correlações significativas para o teste o teste DIN 2 de um participante. Na parte inferior, o par de gráficos desse teste mostrando na trajetória 3D das rotações e as translações desse movimento. Os círculos nos gráficos marcam as posições inicial e final do movimento.

5 DISCUSSÃO

No presente estudo, os deslocamentos das órbitas oculares produzidos pelos movimentos de cabeça de um grupo de indivíduos com EV foram mensurados em seis graus de liberdade (GL), com uso de um sistema de EFG desenvolvido para esse fim. A constatação de que a cabeça se move nesses graus de liberdade foi obtida por Panerai et al. (109) quando mensuraram os movimentos da cabeça com um sistema desenvolvido com sensores ópticos e magnetômetro. Entretanto, alguns estudos consideram que os movimentos da cabeça se resumem apenas aos três GL de rotação, por considerarem que ela se comporta como um “*Fick Gimbal System*”, que mantém os olhos horizontalmente orientados o tempo todo (35,110,111). Nessa concepção, o eixo vertical θ_z é considerado invariável, o que restringe as descrições cinemáticas apenas às rotações em θ_x e θ_y . Embora não exista discordância sobre as rotações, é possível que os estudos baseados apenas no modelo acima não descrevam completamente a cinemática investigada por não considerar as translações que a coluna cervical, com seus músculos específicos, pode adicionar à cabeça.

Os modelos cinemáticos de Panerai e Sandini sobre as rotações da cabeça no eixo Z (36), Panerai, Metta e Sandini sobre as translações da cabeça no eixo Y (25) e Pozzo, Bertoz e Lefort sobre as translações da cabeça no eixo Z (40), citados no item 2.2.2.2, apresentam aspectos sobre a cinemática da cabeça durante tarefas visuais que se complementam. Esses modelos acrescidos da descrição artrocinemática de Kapandji (43) formaram a base conceitual sobre a qual foi proposto o modelo cinemático utilizado no sistema de EFG desenvolvido neste trabalho, totalizando os seis GL mensurados. Nesse modelo, os três GL de rotação da cabeça são acrescidos dos três GL de translação que a coluna cervical produz para, juntos, deslocarem a cabeça no espaço tridimensional. A complexidade biomecânica do sistema cabeça/pescoço com suas múltiplas articulações e dezenas de músculos (35) permite que esses deslocamentos ocorram, simultaneamente, em GL diferentes (112).

Sabe-se que forças introduzem rotação ou translação no corpo em que atuam (46). As rotações podem ser fonte de movimento oscilatório por definição, mas as translações exigem que os GL de rotação das partes movidas sejam amortecidos para que o deslocamento ocorra de modo linear (113). Como todos os movimentos entre superfícies articulares do sistema cabeça/pescoço empregam rotações (43), na prática,

isso significa que o sistema precisa contabilizar os GL da cabeça para as rotações e os GL do pescoço, onde a adição de rotações desloca as vértebras e produz translações na cabeça. Para que isso ocorra, as forças musculares devem permitir os deslocamentos desejados e amortecer os indesejados.

Os resultados do presente estudo mostraram que os deslocamentos ocorreram nos três GL de translação e nos três de rotação a cada instante do tempo. Esse resultado corrobora com a afirmativa de Pozzo et al. (40) de que a cabeça é parte de um sistema de alta dimensionalidade responsável pela estabilização visual. Em termos cinemáticos, a alta dimensionalidade significa coordenar deslocamentos tridimensionais aparentemente antagônicos, as rotações e as translações, simultaneamente, em níveis articulares distintos do sistema motor. Por essa compreensão, o presente estudo não está de acordo com a afirmativa de Peterson et al. (112) de que o sistema de controle da cabeça parece ser altamente redundante em relação aos movimentos. Pelo exposto, parece não se tratar de redundância e sim, mais uma vez, da elevada dimensionalidade do controle articular que é multinível, simultâneo e diferenciado para cada dimensão dos deslocamentos angulares e lineares.

A alta dimensionalidade do sistema motor da cabeça foi evidenciada pelos resultados da correlação entre os vetores com o MAC. A constatação de diferença entre as correlações para vetores de deslocamento angular e de deslocamento linear exemplifica essa dimensionalidade e conduz à compreensão de que os dois tipos de movimento são objeto de controles separados pelo sistema motor. Em linha com essa afirmação está a comprovação da existência de circuitos reflexos separados para o controle da estabilização da cabeça pelo RVC durante rotações (RVC angular) e translações (RVC linear) (114) e para o controle da estabilização ocular (25) nas translações da cabeça, pelo RVOt, e nas rotações, pelo RVOa.

Outros exemplos de alta dimensionalidade fornecidos pelo MAC são o reconhecimento da ocorrência de vetores repetitivos em testes ou posições corporais diferentes e também nas três dimensões de movimento de um mesmo teste e a existência de correlação significativa

5.1 Cinemática dos Movimentos da Cabeça que Controlam as Órbitas Oculares de Indivíduos com Estresse Visual

O presente estudo examinou a movimentação da cabeça dos indivíduos com EV nas condições estática e dinâmica, com olhos abertos e fechados e nas posições sentado e em pé, para caracterizar cinematicamente os movimentos da cabeça que direcionam a face desses indivíduos. Em todos os testes, foram registradas oscilações da cabeça nos seis GL. Essas oscilações, consideradas “internas”, ocorreram mesmo quando os indivíduos tentavam ficar parados e não foram desencadeadas primariamente por requisitos perceptivos do sistema visual. Além disso, as oscilações foram modificadas durante a realização de tarefas visuais, de modo individualizado entre os participantes.

5.1.1 Oscilações Internas

O fato de as oscilações terem sido registradas em testes estáticos, cujo procedimento não contribuiu para a excitação motora, permite classificá-las como oscilações “internas”. Justifica essa afirmativa o fato de a tarefa utilizada nos testes resumir-se a manter a cabeça erguida em condição estática e sem apoio. Dessa maneira, não se tratava de uma condição de repouso em que não há deslocamento por ausência de forças musculares, mas sim de uma condição em que as forças deveriam estar presentes continuamente para impedir os deslocamentos (115). Movimentos de cabeça sem causa externa já haviam sido identificados em indivíduos com Doença de Parkinson (116,117) e em estudos que investigaram a estabilização da cabeça e do olhar pelo sistema vestibular (35,48,118–122).

Nos testes estáticos em que os olhos permaneceram abertos, a instrução incluiu também manter o olhar parado na referência especificada. A constatação da ocorrência das oscilações também durante esses testes permite afirmar que elas ocorreram independente do controle motor voluntário. Por essa razão, deve-se considerar a possibilidade de que os indivíduos com EV que participaram do presente estudo apresentem disfunção nas vias de controle motor destinadas à estabilização voluntária da cabeça, mais especificamente, os tratos corticoespinhais mediais (26) Entretanto, a confirmação do envolvimento dessas vias ultrapassa o objetivo do presente estudo, mas abre perspectivas para pesquisas futuras.

As forças que produzem oscilações internas são transmitidas por estruturas biológicas do corpo a outras partes do próprio corpo, durante a realização de movimentos (58,59). Músculos, tendões ligamentos, ossos e cartilagens se comportam como massa ou mola, conforme as propriedades mecânicas de seus tecidos. Em condições normais, o comportamento mecânico do corpo humano se mostra adequado para produzir internamente as forças excitatórias e amortecedoras que provocam e controlam os deslocamentos dos segmentos corporais (59) durante os movimentos empregados nas atividades da vida diária (123–126). Excitação e amortecimento ocorrem juntos em cada segmento corporal, conforme os requisitos de cada tarefa e as coordenadas de operação de cada sistema corporal.

Para a percepção visual, as forças que excitam os músculos a movimentarem os olhos e a cabeça operam lado a lado com as que amortecem os movimentos indesejados nesses segmentos ou em qualquer outra parte do corpo que possa prejudicá-la. Os movimentos que a cabeça realiza obedecem a requisitos de controle determinados pelas particularidades de operação dos diferentes sensores que ela abriga. Esses requisitos incluem o controle sobre a velocidade do movimento, a exatidão do ajuste de posição e o tempo de transmissão da força (127). As características dos movimentos realizados refletem as propriedades dinâmicas do “integrador neural”, conceituado aqui não no sentido de Sherrington, que imaginava a combinação de múltiplos sinais para “integrar” suas mensagens, mas no literal sentido matemático de integrar de aceleração para velocidade ou de velocidade para posição (53). Esse processo contabiliza as características biomecânicas globais de inércia, viscosidade e elasticidade dos componentes do sistema (46,128–130) juntamente com os requisitos funcionais da tarefa. Nesse contexto, os resultados foram examinados em relação aos requisitos de controle sobre a velocidade do movimento e de exatidão do ajuste de posição. O tempo de transmissão da força não foi abordado, pois ultrapassa o propósito do presente estudo.

5.1.1.1 Controle sobre a velocidade do movimento

Para examinar o controle sobre a velocidade do movimento, é necessário analisar o conjunto das variáveis a ela relacionadas. Na condição estática perfeita, que não corresponde ao comportamento motor humano, o deslocamento, a velocidade e a aceleração da cabeça deveriam ser iguais a zero. Na condição real, em que o corpo

humano não fica imóvel mesmo quando está parado, eram esperados valores próximos de zero, principalmente para a segunda e a terceira derivadas, e com pequena variância ao longo do tempo.

Os resultados mostraram que os participantes conseguiram manter a velocidade média dos movimentos da cabeça em torno de zero, ao longo do tempo. Entretanto, esse resultado isolado não indica ausência de deslocamento nem deve ser interpretado como controle eficiente sobre a cabeça na condição estática, pois a tarefa motora investigada não configurou, como informado anteriormente, uma condição de repouso em que não há deslocamento por ausência de forças musculares. Apesar de expressarem o comportamento da amostra, os resultados de velocidade devem ser interpretados com cautela, pois, como todo cálculo baseado em médias, ele contém dados de participantes cujas Vel realmente reduziram e dados de participantes cujas Vel aumentaram. A redução não sinaliza problemas, porém o aumento de velocidade precisa ser analisado. O aumento é considerado aceitável para os testes dinâmicos, mas, para os testes estáticos em que se espera controle adequado da Vel para manter a cabeça sem deslocamento no espaço, o aumento pode sobrecarregar o processamento visual e comprometer o desempenho visual.

Como manter a cabeça em condição estática exigiu a produção de forças continuamente para impedir os deslocamentos, o resultado da média de Vel próxima de zero informa apenas que valores positivos de Vel originados de deslocamentos no sentido positivo anularam valores negativos de mesma magnitude originados de deslocamentos no sentido negativo. Por essa razão, em razão da relevância desse resultado no contexto do EV, os resultados da variância foram examinados.

Por definição, pequenas variâncias indicam que, de modo sistemático, o sistema de controle manteve os valores da velocidade próximos do valor da média a cada instante ao longo do tempo. Contrariamente, variâncias grandes expressam menos controle sobre a velocidade, em razão dos valores não terem sido mantidos próximos do valor da média ao longo do tempo. Nos instantes que são registrados valores distantes da média, cujo afastamento pode ser moderado ou chegar a níveis atípicos, são registrados também os deslocamentos que os produziram. Assim, para o presente estudo, foi assumido que grandes valores de variância significam falha no controle da velocidade e sugerem esforço no controle da posição da cabeça. A execução bem sucedida de tarefas

motoras nessa situação exige esforço adicional do sistema biológico e pode produzir fadiga muscular.

A confirmação do registro de grandes valores de Var Vel com elevada variabilidade entre e inter indivíduos, nos testes estáticos com OF, mostrou que essa característica da amostra independe da informação visual. A complementação dos resultados da Var Vel com a análise dos Box Plot mostrou que o controle da velocidade das translações de cabeça dos participantes da amostra foi efetivo apenas em 50% do tempo. Nos outros 50%, por várias vezes, os valores de velocidade atingiram níveis atípicos, com ocorrência frequente de valores extremos nos resultados de todos os participantes ou em diferentes resultados de um mesmo participante.

Para alguns participantes, a Var Vel nos testes com OA foi superior à dos testes com OF. Esse resultado é importante para o presente estudo independente de significância estatística em razão de sua relevância clínica. Como a amostra apresenta caracteristicamente um distúrbio de percepção visual, é preciso considerar que o aumento da variância indica que a cabeça foi mais movimentada. Para os testes estáticos, esse resultado ameaça o desempenho em tarefas visuais e pode estar relacionado às queixas dos participantes, embora o exame dessa relação ultrapasse o objetivo do presente estudo.

A variância da velocidade mostrou ser significativamente influenciada pela posição corporal, com os maiores valores registrados nos testes em pé. Nessa condição, os ajustes posturais destinados a manter o equilíbrio corporal (131) podem ter contribuído para aumentar o valor dos resultados.

Os resultados do deslocamento nos testes estáticos mostram translações médias de até 9,08 mm, que é considerado um valor elevado, pois significa que as translações corresponderam a mais de cinco vezes o diâmetro médio da fóvea (33). Novamente, no contexto de EV, deslocamentos dessa magnitude podem sobrecarregar o controle dos movimentos oculares e comprometer o desempenho visual. Simultaneamente às translações, rotações médias de até 0,73 graus também foram registradas, o que aumenta a complexidade do controle.

A análise conjunta das variáveis citadas mostrou que o valor médio da velocidade do movimento é um “parâmetro de controle” sobre o qual o “integrador neural” dos participantes da amostra conseguiu manter controle apenas em 50% do tempo.

5.1.1.2 Exatidão do Ajuste de Posição

A exatidão do ajuste de posição está relacionada à sensibilidade dos receptores sensoriais do sistema biológico às derivadas dos deslocamentos da cabeça (53). Sistemas mais eficientes em sinalizar derivadas como aceleração e *jerk*, operam com maior precisão por antecipar as posições futuras da cabeça no espaço. Os resultados do presente estudo mostraram que os participantes da amostra não mantiveram adequadamente a exatidão do ajuste de posição. Justificam essa afirmação os resultados de deslocamento já descritos e a análise dos níveis de Acel contidos nas translações da cabeça dos indivíduos com EV que compuseram a amostra.

Para todos os participantes, a Acel atingiu níveis superiores ao EAV. Para alguns casos, esse resultado chegou a ser registrado em dois ou em três eixos de movimento para um mesmo participante, no mesmo teste. Em alguns casos, também ao ELV foi ultrapassado. Quando os valores limite são atingidos os níveis de Acel são considerados perigosos para a saúde, segundo os valores de referência da Diretiva Européia EC/44/2002 (96). Isso faz com que essas oscilações da cabeça se tornem perigosas para a saúde em tempos que, em muitos casos, são inferiores ao tempo de duração de tarefas da vida diária como, por exemplo, a duração de um período escolar. Essa é uma tarefa relevante quando se considera que, na idade média da amostra, os estudantes brasileiros estão próximos do Exame Nacional do Ensino Médio. Esse exame é considerado o mais complexo e, por isso, exige mais horas de esforço visual em leitura. Consequentemente, exige esforço de manutenção da cabeça em condição estática com a sobrecarga de ter a adição de uma tarefa oculomotora como a leitura.

Em uma situação em que níveis de aceleração semelhantes aos encontrados no presente estudo fossem impostos ao corpo humano originados de uma fonte externa, a Diretiva Européia EC/44/2002 (96) e a NR-9 (132) recomendariam que ações fossem adotadas imediatamente para reduzir os níveis de aceleração registrados. Para os participantes cujos níveis de aceleração ultrapassaram também o ELV, a recomendação da norma seria de suspensão imediata da atividade que produz esses níveis de aceleração, sob risco de comprometer a saúde. Essa é uma consideração hipotética, mas clinicamente relevante, por que não existe a recomendação relacionada às oscilações localizadas e internamente desencadeadas, como as examinadas no presente estudo.

Como os movimentos em questão são oscilações involuntárias, ininterruptas, internamente desencadeadas e que não cessam mesmo de olhos fechados, é fato que esses indivíduos permanecerão sob tais níveis de aceleração por tempos longos ou até mesmo permanentemente. Diante disso, é preciso considerar o risco para a saúde que pode advir da vibração mecânica que essas oscilações da cabeça produz ser transmitida involuntariamente aos olhos. Vibrações involuntárias dos olhos são frequentemente interpretadas como movimentos dos objetos, exceto se a vibração for de alta frequência. Se a vibração for de alta frequência, a percepção visual será de borramento da imagem (133).

Para compreender a relação entre as características cinemáticas até aqui descritas no contexto do EV, é preciso lembrar que forças amortecedoras devem estar presentes em movimentos normais para controlar deslocamentos indesejáveis (59), por que o amortecimento reduz a energia do sistema e, conseqüentemente, seu movimento. Com base no tipo de amortecimento que apresenta em condições fisiológicas típicas, o sistema que movimenta a cabeça humana é considerado subamortecido (129,130,134). Isso significa que ele pode começar a oscilar em consequência a movimentos do tronco ou movimentos oculares, mas possui um grau amortecimento que o faz parar de oscilar (129). Um sistema massa e mola, como pode ser considerado o sistema muscular humano, pode ser capaz de permanecer em movimento por muito tempo, se a energia gasta no movimento for repostada (134). Independente da causa que determine esse movimento, para o corpo humano, a reposição de energia está disponível por meio do metabolismo, mas a fadiga que decorre da manutenção das contrações musculares por tempo prolongado se torna um resultado inevitável. A fadiga é uma das sensações físicas de desconforto relatada como sintoma do EV (5).

A informação de que o sistema pode começar a oscilar em consequência de movimentos do tronco ou oculares permite fazer uma constatação: o sistema massa e mola dos movimentos da cabeça dos indivíduos examinados não recebeu excitação decorrente de movimentos do tronco nos testes feitos na posição sentada e em condição estática. Mesmo assim, os deslocamentos, a variância e o conteúdo de aceleração descritos estiveram presentes nos resultados desses testes. Excluídos os movimentos do tronco como causa provável das oscilações da cabeça, isso leva a crer, de acordo com a definição de Godberg e Cullen (129), que a possibilidade de que movimentos oculares estejam ocorrendo e tenham relação com as oscilações deve ser considerada. O

movimento ocular utilizado nos testes estáticos foi a fixação do olhar. Esse movimento foi escolhido para evitar que movimentos oculares de grande amplitude como as sacadas pudessem induzir às oscilações. Como os participantes se esforçaram voluntariamente em manter a fixação do olhar nos testes estáticos, é preciso considerar a possibilidade de haver relação entre as oscilações registradas e os micromovimentos que os olhos realizam durante a fixação.

A resposta a essa hipótese ultrapassa o objetivo do presente trabalho, mas abre perspectiva para pesquisas futuras. Entretanto, talvez seja preciso aguardar ainda um pouco mais, pois os mecanismos que desencadeiam esses micromovimentos ainda não foram completamente compreendidos (135). Conta a favor dessa possibilidade a compreensão de que os movimentos oculares, que reconhecidamente interferem nos movimentos da cabeça, têm seus ajustes baseados em dois tipos de sinais: os retinianos e os não retinianos originados da propriocepção dos músculos extra oculares e da descarga corolária do comando motor do integrador neurológico central (136).

Embora o presente estudo não tenha pretendido avaliar a percepção visual, os resultados apresentados colocam o movimento investigado na condição de candidato a justificar alguns sintomas (1,15,16) apresentados pelos indivíduos com EV.

5.1.2 Oscilações Independentes dos Requisitos Perceptivos do Sistema Visual

Os resultados dos testes realizados com olhos fechados mostraram que as oscilações não foram desencadeadas primariamente por requisitos perceptivos do sistema visual. Essa condição de teste, examina-se como o sistema nervoso central controla a cinemática da cabeça na ausência de informação visual. A via neurológica responsável pela estabilização inercial da cabeça, quando os olhos estão fechados, é o RVC, citado no item 2.2.2.1.

Esse reflexo é desencadeado por informações de origem vestibular, não é modulado pela visão nem por características biomecânicas como número de pontos de apoio do corpo ou largura da base de suporte e não é suprimido nem quando a cabeça é fixada (137). A resposta de saída desse reflexo é o nível de aceleração da cabeça sobre o tronco (114,129). Pequena ou mínima variação na velocidade e baixos níveis de aceleração nesse teste indicam que o sistema de controle opera de modo eficiente mesmo na ausência de informação visual. Essas informações são relevantes para indivíduos com

EV, pois até então, não havia sido descrito como o sistema motor desses indivíduos controla os movimentos da cabeça na ausência da informação visual.

Pelas características do controle estático exibido pelos participantes, acredita-se que possa haver falha no mecanismo estabilizador do RVC para os indivíduos examinados.

5.1.3 Modificação das Oscilações durante Tarefas Visuais

Os resultados do presente estudo mostraram que o tipo de tarefa visual realizada modificou o controle cinemático da cabeça dos participantes. Esse resultado confirma o relato de Panerai, Metta e Sandini (25), descrito no item 2.2.1, de que a velocidade das translações e rotações da cabeça é influenciada pela velocidade dos movimentos oculares. Entretanto, diante do exposto e em se tratando de uma amostra de indivíduos com EV, acredita-se que a análise do efeito dessa mudança só tenha relevância se interpretada no contexto de cada indivíduo, o que ultrapassa o propósito do presente estudo, mas abre perspectiva para pesquisa futuras.

5.1.4 Interpretação Individualizada dos Resultados

A análise descritiva dos resultados de modo individual mostrou que, para os participantes com EV que compuseram a amostra, o uso da visão não reduziu a velocidade das oscilações da cabeça em todos os casos. Esse resultado contraria a expectativa tradicional de que, nos testes com OA, os resultados deveriam expressar melhor controle que nos testes com OF, pelo fato da visão ser uma das modalidades sensoriais que o corpo humano utiliza para organizar o controle de seus movimentos (138,139). Para vários participantes houve aumento na Vel e/ou na Vel Ang em pelo menos um eixo de movimento, nos testes com OA.

Esse resultado era previsível devido ao fato de a disfunção de percepção visual apresentada pela amostra estar relacionada à via visual magnocelular (1,17,20). Disfunções nessa via têm sido relacionadas na literatura à redução no controle da postura em outras patologias, como a Dislexia (140,141). A justificativa é de que as disfunções dificultam extrair informação sensorial do ambiente para orientar as respostas posturais (142). Uma vez que o controle cinemático da cabeça é parte do controle postural, acredita-se que a disfunção na via visual magnocelular no EV

prejudica a extração de informação relevante do ambiente para controlar os movimentos da cabeça.

A análise individual mostrou também que a mudança de posição corporal exerceu efeito diferente sobre a cinemática da cabeça para cada participante. Nesse contexto, a análise MAC assume papel de destaque por fornecer para cada participante um perfil de correlação que expressa detalhes até então desconhecidos do controle cinemático da cabeça nos seis GL no contexto da disfunção motora de cada indivíduo, consideradas a disponibilidade de informação visual, a postura corporal, a tarefa visual.

6 CONCLUSÃO

O presente estudo foi proposto para caracterizar cinematicamente os movimentos de cabeça de um grupo de indivíduos com EV. Para viabilizá-lo, foi desenvolvido, testado e validado um sistema de EFG de baixo custo, que foi, posteriormente, utilizado em um experimento clínico com esses indivíduos. Para o sistema, foi desenvolvido um algoritmo baseado em um modelo geométrico da cinemática da cabeça em seis GL, com a característica específica de quantificar este movimento ao nível do ponto médio entre as órbitas oculares, considerado uma referência anatômica relevante para estudos relacionados ao funcionamento do sistema visual. No experimento clínico, o sistema quantificou os movimentos da cabeça durante a tarefa de mantê-la erguida na vertical e estaticamente posicionada. Nessa condição, foram obtidas as características cinemáticas desse movimento com e sem a participação da informação visual e nas posições sentada e em pé. Em seguida, o sistema quantificou os movimentos da cabeça na mesma tarefa e nas mesmas posições, porém em condição dinâmica produzida pela introdução de uma tarefa oculomotora. Em todos os testes, o sistema quantificou os movimentos lineares e angulares em três dimensões.

Para análise de dados, foram escolhidas as variáveis de deslocamento, velocidade e aceleração, consideradas clinicamente relevantes no contexto do EV. Para analisá-las, foi utilizada análise estatística em conjunto com uma metodologia inédita para esta aplicação. Essa metodologia envolveu a descrição da cinemática a partir de parâmetros de vibrações humanas e o exame das correlações entre os vetores de movimento produzidos em cada eixo, ao longo de cada teste, por meio do MAC.

Os resultados mostraram que os indivíduos com EV que participaram desse estudo mantiveram a cabeça em movimento permanentemente, embora tenham conseguido manter a velocidade média dos movimentos próxima de zero ao longo do tempo. O controle cinemático exibido por eles foi caracterizado por grandes valores de variância; níveis de aceleração elevados, que atingem ou ultrapassam os valores limites estabelecidos em normas internacionais e alta dimensionalidade, com movimentos angulares e lineares determinados de modo separado, porém não dissociado.

As características cinemáticas mostraram não ser determinadas por estimulação visual, o que reforça o paradigma da existência do mecanismo inercial de estabilização

da cabeça. Entretanto, essas características foram influenciadas pela visão, assim como também foram influenciadas pela postura corporal e pela tarefa visual.

A constatação de que os indivíduos examinados mostraram estabilização da cabeça em condição estática baseada no controle do valor médio da velocidade não assegura o controle efetivo sobre os deslocamentos e sobre o nível de aceleração contido nos movimentos. A ausência desse controle efetivo determinou conteúdos de aceleração dos movimentos em níveis perigosos para a saúde dos indivíduos com EV. Por essa razão, conclui-se que o movimento aqui examinado ameaça o bom desempenho funcional do sistema visual e pode estar relacionado aos sintomas físicos do EV.

6.1 Pesquisas Futuras

Por ser este o primeiro estudo a investigar a cinemática da cabeça a partir da metodologia descrita, várias perspectivas de pesquisa futuras foram identificadas.

Como o EV pode ter relação neurológica com a cinemática investigada, o efeito do tratamento com interposição de FE entre o indivíduo e o objeto visualizado pode ser investigado em estudo longitudinal.

Em razão do efeito da mudança de postura sobre a cinemática da cabeça, pode-se investigar a relação dessa cinemática com a do centro de massa corporal do indivíduo em pé, registrada por posturografia computadorizada.

A partir dos modelos cinemáticos da cabeça descritos na revisão de literatura desse estudo, pode-se correlacionar a cinemática aqui quantificada com as medidas biométricas de cada indivíduo.

A partir da possibilidade de haver relação entre as oscilações da cabeça e os micromovimentos que os olhos realizam durante a fixação, esses dois movimentos podem ser investigados em um estudo específico.

Como foi considerada a hipótese de os indivíduos com EV apresentarem falha nas vias de controle motor voluntário para a estabilização da cabeça, um estudo pode ser proposto para investigar essa hipótese.

Em razão da identificação de perfis de velocidade de movimento, de aceleração e de correlação pelo MAC, estudos podem ser realizados para detalhar a contribuição desses perfis sobre a compreensão da cinemática da cabeça dos indivíduos com EV.

Como definido no tópico de análise em frequência, estudos podem ser realizados para analisar, em frequência, a cinemática aqui descrita.

Outras possibilidades de pesquisa, certamente, serão identificadas a partir das possibilidades acima.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Loew SJ, Marsh N V., Watson K. Symptoms of Meares-Irlen/Visual Stress Syndrome in subjects diagnosed with Chronic Fatigue Syndrome. *Int J Clin Heal Psychol. Elsevier*; 2014;14(2):87–92.
2. Anazawa MK, Ozato HU. Relationship between Absorptive Lenses and Contrast Sensitivity in Healthy Young Subjects with Glare under Photopic- and Mesopic-Vision Conditions. 2013;20(3):282–7.
3. Beasley IG, Davies LN. Visual stress symptoms secondary to stroke alleviated with spectral filters and precision tinted ophthalmic lenses: a case report. *Clin Exp Optom*. 2013 Jan;96(1):117–20.
4. Henderson LM, Tsogka N, Snowling MJ. Questioning the benefits that coloured overlays can have for reading in students with and without dyslexia. *J Res Spec Educ Needs*. 2013 Jan 14;13(1):57–65.
5. Wilkins A, Huang J, Cao Y. Visual stress theory and its application to reading and reading tests. *J Res Read*. 2004 May;27(2):152–62.
6. Thumser ZC, Stahl JS. Eye-head coupling tendencies in stationary and moving subjects. *Exp Brain Res*. 2009;195:393–401.
7. Thumser ZC, Oommen BS, Kofman IS, Stahl JS. Idiosyncratic variations in eye-head coupling observed in the laboratory also manifest during spontaneous behavior in a natural setting. *Exp Brain Res*. 2008;191:419–34.
8. Stahl JS. Eye-head coordination and the variation of eye-movement accuracy with orbital eccentricity. *Exp Brain Res*. 2001;136:200–10.
9. Stahl JS. Amplitude of human head movements associated with horizontal saccades. *Exp Brain Res*. 1999;126:41–54.
10. Kumar V, Saran VH. A Review of the Performance of Reading Activity By Seated Subjects Exposed To Whole Body Vibration. *Int J Mech Eng Robot Res*. 2014;1(1):193–8.
11. Sundström J, Khan S. Influence of stationary lateral vibrations on train passengers' difficulty to read and write. *Appl Ergon*. 2008 Nov;39(6):710–8.
12. Adelstein BD, Beutter BR, Kaiser MK, McCann RS, Stone LS. Influence of Combined Whole-Body Vibration Plus G-Loading on Visual Performance. *NASA Ames Research Center*. 2008. p. 1–49.
13. Duarte M, Pereira M. Vision Influence on Whole-Body Human Vibration Comfort Levels. *Shock Vib*. 2006;13(4–5):367–77.
14. Griffin MJ, Hayward R a. Effects of horizontal whole-body vibration on reading. *Appl Ergon*. 1994 Jun;25(3):165–9.
15. Wilkins AJ, Lewis E, Smith F, Rowland E, Tweedie W. Coloured overlays and their benefit for reading. 2001;(1):41–64.
16. Loew SJ, Rodríguez.C., Marsh N V., Jones GL, Núñez j. C, Watson K. Levels of Visual Stress in Proficient Readers: Effects of Spectral Filtering of Fluorescent Lighting on Reading Discomfort. *Span J Psychol*. 2015;18(e58):1–11.
17. Saksida A, Iannuzzi S, Bogliotti C, Chaix Y, Démonet J-F, Bricout L, et al. Phonological skills, visual attention span, and visual stress in developmental dyslexia. *Dev Psychol*. 2016;52(10):1503–16.

18. Irlen H. *Reading by the Colours*. Berkeley: Peguin Group; 1991. 211 p.
19. Evans BJW, Allen PM. A systematic review of controlled trials on visual stress using intuitive overlays or colorimeter. *J Optom. Spanish General Council of Optometry*; 2016;9(4):205–18.
20. Conway ML, Evans BJW, Evans JC, Suttle CM. Does Gender Influence Colour Choice in the Treatment of Visual Stress? *PLoS One*. 2016;11(9):e0163326.
21. Beasley IG, Davies LN, Ageing H. The effect of spectral filters on reading speed and accuracy following stroke. 2013;134–40.
22. Ashby J, Yang J, Evans KHC, Rayner K. Eye movements and the perceptual span in silent and oral reading. *Atten Percept Psychophys*. 2012 May;74(4):634–40.
23. Alencar C, Junior J, Silva A, Gomes C, Guimarães R, Guimarães M. Colored Overlays Improve Reading Performance in People Suffering from Visual Stress. In: *II Word Dyslexia Forum*. 2014. p. 58.
24. Wilkins a J, Jeanes RJ, Pumfrey PD, Laskier M. Rate of Reading Test: its reliability, and its validity in the assessment of the effects of coloured overlays. *Ophthalmic Physiol Opt*. 1996 Nov;16(6):491–7.
25. Panerai F, Metta G, Sandini G. Visuo-inertial stabilization in space-variant binocular systems. *Robot Auton Syst*. 2000;30:195–214.
26. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell ThM. *Principles of Neural Science*. Fourth Edi. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell ThM, editors. McGraw-Hill Companies; 2000.
27. Freedman EG. Coordination of the eyes and head during visual orienting. *Exp Brain Res*. 2008;190:369–87.
28. Schiffman HR. Sensação e Percepção. In: *Sensação e percepção*. 5ª Edição. Rio de Janeiro; 2005. p. 34–83.
29. Lewine MW. *Fundamentals of Sensation and Perception*. Third Edit. Oxford: Oxford University Press; 2004. 1-578 p.
30. Hogan N, Mussa-Ivaldi FA. Muscle Behavior May Solve Motor Coordination Problems. In: Berthoz A, Vidal PP, Graf W, editors. *The Head-Neck Sensory Motor System*. Oxford: Oxford University Press; 1992. p. 151–7.
31. Benson AJ, Brown, Sally F. Perception of Liminal and Supraliminal Whole-Body Angular Motion. In: Berthoz A, Vidal PP, Graf W, editors. *The Head-Neck Sensory Motor System*. Oxford: Oxford University Press; 1992. p. 481–7.
32. Leigh, J.R.; Zee DS. *The Neurology of Eye Movement*. Fourth Edi. Press OU, editor. New York; 2006. 763 p.
33. Lamminpiya AM, Moiseenko GA, Vakhrameeva OA, Sukhinin M V., Shelepin YE. Study of the relationship between eye movements and the geometry of fovea. *Hum Physiol*. 2016;42(4):376–80.
34. Hess BJM, Thomassen JS. Kinematics of visually-guided eye movements. *PLoS One*. 2014 Jan [cited 2014 Oct 14];9(4):e95234.
35. Kunin M, Osaki Y, Cohen B, Raphan T. Rotation axes of the head during positioning, head shaking, and locomotion. *J Neurophysiol*. 2007;98(September 2007):3095–108.
36. Panerai F, Sandini G. Oculo-motor stabilization reflexes : integration of inertial and visual information 1. *Neural Networks*. 1998;11:1191–204.
37. Allison RS, Eizenman M, Cheung BSK. Combined Head and Eye Tracking System for

- Dynamilc Testing of the Vestibular System. 1996;41(1).
38. Freedman EG, Sparks DL. Coordination of the eyes and head: movement kinematics. *Exp Brain Res.* 2000;131:22–32.
 39. Lestienne F, Vidal PP, Berthoz A. Gaze changing behaviour in head restrained monkey. *Exp Brain Res.* 1984 Jan;53(2):349–56.
 40. Pozzo T, Bertoz A, Lefort L. Head Stabilization during various Locomotor Tasks in Humans. *Exp Brain Res.* 1991;82:97–106.
 41. Viviani P, Berthoz A. Dynamics of the Head-Neck System in Response to Small Perturbations: Analysis and Modeling in the Frequency Domain. *Biol Cybern.* 1975;37:19–37.
 42. Sacco ICN, Tanaka C. *Cinesiologia e Biomecânica dos Complexos Articulares.* Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan SA; 2008. 301-347 p.
 43. Kapandji AI. *Fisiologia Articular.* 5ª Edição. Madrid: Editorial Médica Panamericana SA; 1999.
 44. Kapandji AI. *Fisiología Articular.* 5ª. Madrid: Editorial Médica Panamericana SA; 1999. 170-253 p.
 45. Griffin MJ. *Handbook of Human Vibration.* Inc AP, editor. San Diego, CA; 1996. 1-988 p.
 46. Ozaiz N, Nordim M. *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion and Deformation.* New York: Van Nostrand Reinhold; 1991. 1-396 p.
 47. Highstein SM, Rabbitt RD, Holstein GR, Boyle RD. Determinants of Spatial and Temporal Coding by Semicircular Canal Afferents. *J Neurophysiol.* 2005;93(5):2359–70.
 48. Ramachandran R, Lisberger SG. Normal performance and expression of learning in the vestibulo-ocular reflex (VOR) at high frequencies. *J Neurophysiol.* 2005;93(November 2004):2028–38.
 49. Panerai F, Capurro C, Sandini G. Space variant vision for an active camera mount. *SpieDigital Libr.* 1995;2488:284–96.
 50. Das VE, Dell’Osso LF, Leigh RJ. Enhancement of the vestibulo-ocular reflex by prior eye movements. *J Neurophysiol.* 1999;81:2884–92.
 51. Mustari MJ, Ono S, Das VE. Signal Processing and Distribution in Cortical-Brainstem Pathways for Smooth Pursuit Eye Movements. 2009;154:147–54.
 52. Neumann DA. *Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético.* Koogan G, editor. Rio de Janeiro; 2006. 593 p.
 53. Bertoz A. *The Brain Sense of Movement.* Harvard University Press, editor. Cambridge; 2000. 337 p.
 54. Squire LR, Berg D, Bloom FE, du Lac S, Ghosh A, Spitzer NC. Eye Movements. In: *Fundamental Neuroscience.* Forth. Oxford: Elsevier Inc.; 2013. p. 775–92.
 55. Guerraz M, Bronstein AM. Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiol Clin.* 2008 Dec [cited 2014 Mar 27];38(6):391–8.
 56. Wang DHB, Andreson JH. Reflex Contributions to the Control of Head Movement in the Lizard. In: Bertoz A, Vidal PP, Graf W, editors. *The Head-Neck Sensory Motor System.* Oxford University Press; 1992. p. 91–5.
 57. Goldberg J. Nonlinear Dynamics of Involuntary Head Movements. In: Bertoz A, Vidal PP, Graf W, editors. *The Head-Neck Sensory Motor System.* Oxford: Oxford University

- Press; 1992. p. 400–3.
58. Amadio AC, Serrão JC. A Biomecânica em Educação Física e Esporte. *Rev Bras Educ Física e Esporte*. 2011;25:15–24.
 59. Amadio AC. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos , métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. *Rev Bras Educ Física e Esporte*. 2007;21:61–85.
 60. Theriault DH, Fuller NW, Jackson BE, Bluhm E, Evangelista D, Zheng W, et al. A protocol and calibration method for accurate multi-camera field videography. *J Exp Biol*. 2014;217:1843–8.
 61. Chiari L, Della U, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 2 : Instrumental errors. 2005;21:197–211.
 62. Tzou CHJ, Artner NM, Pona I, Hold A, Placheta E, Kropatsch WG, et al. Comparison of three-dimensional surface-imaging systems. *J Plast Reconstr Aesthetic Surg*. Elsevier Ltd; 2014;67(4):489–97.
 63. Timmis MA, Turner K, Latham K. The effect of trial frames on adaptive gait. *Gait Posture*. Elsevier B.V.; 2015;41(1):332–4.
 64. Hausmann J, Sweeney-Reed CM, Sobieray U, Matzke M, Heinze H-J, Voges J, et al. Functional electrical stimulation through direct 4-channel nerve stimulation to improve gait in multiple sclerosis: a feasibility study. *J Neuroeng Rehabil*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation; 2015;12(1):100.
 65. Schabrun SM, Hoorn W Van Den, Moorcroft A, Hodges PW. Texting and Walking : Strategies for Postural Control and Implications for Safety. *PLoS One*. 2014;9(1):e84312-.
 66. Mkaouer B, Jemni M, Amara S, Chaabène H. Effect of Three Technical Arms Swings on The Elevation of the Center of Mass During a Standing Back Somersault. *J Hum Kinet*. 2014;40(March):37–48.
 67. Maurer C, Stief F, Jonas A, Kovac A, Groneberg DA, Meurer A, et al. Influence of the Lower Jaw Position on the Running Pattern. *PLoS One*. 2015;10(8):e0135712.
 68. Karlsson S, Persson M, Carlsson GE. Mandibular movement and velocity in relation to state of dentition and age. *J Oral Rehabil*. 1991;18:1–8.
 69. Karlsson S, Carlsson GE. Characteristics of mandibular masticatory movement in young and elderly dentate subjects. *J Dent Res*. 1990;69(2):473–6.
 70. Karlsson S, Carlsson GE. Recording of masticatory mandibular movements and velocity by an optoelectronic method. *Int J Prosthodont*. 1989;2(5):490–6.
 71. Artopoulos A, Buytaert JAN, Dirckx JJJ, Coward TJ. Comparison of the accuracy of digital stereophotogrammetry and projection moiré profilometry for three-dimensional imaging of the face. *Int J Oral Maxillofac Surg*. International Association of Oral and Maxillofacial Surgery; 2014;43(5):654–62.
 72. Meyer-Marcotty P, Böhm H, Linz C, Kochel J, Stellzig-Eisenhauer A, Schweitzer T. Three-dimensional analysis of cranial growth from 6 to 12 months of age. *Eur J Orthod*. 2014;36(5):489–96.
 73. Lee J, Lee H, Gwon S, Jung D, Pan W, Cho C, et al. A New Gaze Estimation Method Considering External Light. *Sensors*. 2015;15(3):5935–81.
 74. Wilke J, Niederer D, Fleckenstein J, Vogt L, Banzer W. Range of motion and cervical myofascial pain. *J Bodyw Mov Ther*. Elsevier Ltd; 2015;49:1–4.

75. Niederer D, Vogt L, Wilke J, Rickert M, Banzer W. Age-related cutoffs for cervical movement behaviour to distinguish chronic idiopathic neck pain patients from unimpaired subjects. *Eur Spine J.* 2014;493–502.
76. Sessoms PH, Gottshall KR, Sturdy J, Viirre E. Head Stabilization Measurements as a Potential Evaluation Tool for Comparison of Persons With TBI and Vestibular Dysfunction With Healthy Controls. *Mil Med.* 2015;180(3):135–42.
77. Zhou Y, Guan X, Liu T, Wang X, Yu M, Yang G, et al. Whole body vibration improves osseointegration by up-regulating osteoblastic activity but down-regulating osteoblast-mediated osteoclastogenesis via ERK1 / 2 pathway. *Bone.* Elsevier Inc.; 2015;71:17–24.
78. Eian J, Poppele RE. A single-camera method for three-dimensional video imaging. *J Neurosci Methods.* 2002;120:65–83.
79. Motta JMST, de Carvalho GC, McMaster RS. Robot calibration using a 3D vision-based measurement system with a single camera. *Robot Comput Integr Manuf.* 2001;17(6):487–97.
80. Datchev I, Mazaheri M, Rondeel S, Habib A. Calibration of multi-camera photogrammetric systems. *ISPRS - Int Arch Photogramm Remote Sens Spat Inf Sci.* 2014;XL-1(November):101–8.
81. Vision P. Lighthouse Visual Acuity Test/ETDRS. 2016.
82. Plesha M, Gray G, Constanzo F. *Mecânica para Engenharia: Estática.* São Paulo - SP: Editora, Bookman Companhia; 2010. 589 p.
83. Canon I. *Canon EOS T5 Instructions Manual.* 2016. p. 342.
84. Axis.com. *Vídeo Compressão - Formatos de Compactação.* 2015.
85. Ferreira RU. *Codificador H.264/AVC com Compensação de Movimento Baseada em Partições Alternativas de Macrobloco.* Universidade de Brasília; 2009.
86. Brown D. *Tracker Vídeo Analysis And Modeling Tool.* Open Source Physics (OSP); 2009.
87. IBM IBMC. *IBM SPSS Statistics version 21.* 2014.
88. Elzohairy MM. Short follow-up evaluation of proximal femoral varus osteotomy for treatment of Legg-Calvé-Perthes disease. *J Orthop Traumatol.* Springer International Publishing; 2016;17(4):1–7.
89. Beselga C, Neto F, Albuquerque-Sendín F, Hall T, Oliveira-Campelo N. Immediate effects of hip mobilization with movement in patients with hip osteoarthritis: A randomised controlled trial. *Man Ther.* 2016;22:80–5.
90. Van de Velde SK, Kernkamp WA, Hosseini A, LaPrade RF, van Arkel ER, Li G. In Vivo Length Changes of the Anterolateral Ligament and Related Extra-articular Reconstructions. *Am J Sports Med.* 2016;44(10):2557–62.
91. Callegari-Jacques SM. *Bioestatística: Princípios e Aplicações.* Porto Alegre: Artmed; 2007. 253 p.
92. Reis EA, Reis IA. *Análise Descritiva de Dados: Síntese Numérica.* Belo Horizonte; 2002.
93. ISO 2631:1. *ISO 2631-1:1997.* 1997. p. 1–39.
94. ISO IO for S. *ISO 2631-i:1997/Amd 1:2010 Guia para a Avaliação da Exposição Humana às Vibrações de Corpo Inteiro.* 2010. p. 1–6.
95. Morioka M, Griffin M. Magnitude-dependence of equivalent comfort contours for fore-

- and-aft, lateral, and vertical vibration at the foot for seated persons. *J Sound Vib.* 2006;298(8):755–72.
96. Directive 2002/44/EU. Directive 2002/44/EU. *Off J Eur Communities.* 2002;2002(February):201–4.
 97. MTE. NR 9 - Portaria do Ministério do Trabalho e Emprego. Ministério do Trabalho e Emprego; 2014. p. 2–6.
 98. Mesquita ALA, Varoto PS. Correlação de Formas Modais e Graus de Liberdade de Modelos Obtidos por Elementos Finitos e por Análise Modal Experimental. In: 15th Brazilian Congress of Mechanical Engineering. 1999. p. 1–10.
 99. Allemang RJ. The Modal Assurance Criterion Twenty Years of Use and Abuse. *Sound Vib.* 2003;1(August):14–21.
 100. Santos IC. Atualização do Modelo Numéricos em Elementos Finitos de uma Passarela de Pedestres com Base em Dados Experimentais. 2009.
 101. Richardson M, Schwarz B. Modal Parameter Estimation from Operating Data. *Sound Vib.* 2003;37(1):1–8.
 102. Fotsch DW, Ewins DJ. Application of Mac in the Frequency Domain. *IMAC-XVIII A Conf Struct Dyn.* 2000;2:1225–31.
 103. Vieira S. Introdução a Bioestatística. 5ª. São Paulo - SP: Elsevier; 2016. 245 p.
 104. Baratto AC, Damasceno JC, Alves JAP, Filho JT, Couto PRG, Oliveira SP. Guia para a expressão de incerteza de medição - Avaliação de dados de medição. *Inst Nac Metrol Qual e Tecnol.* 2012;1:126.
 105. Junior AAG, Souza AR. Fundamentos de Metrologia Científica e Industrial. São Paulo: Manole, Editora; 2008. 424 p.
 106. Ouaknine M, Soudry O. Plates-Formes Jumelles Monopodes : Cyber-Sabots. 2007;1–15.
 107. Ouaknine M. Les sabots et cyber-sabots dynamométriques : la conception du statodynamique Le zeppe e ciber-zeppe dinamometriche : la concezione dello statodinamica . *Résonances Eur du Rachis* -. 2009;16(50):2117–28.
 108. Cardoso T, Mello C, Freitas P. Uso de Medidas Quantitativas de Eficácia em Reabilitação Neuropsicológica. *Psicol em Pesqui.* 2013;7(1):121–31.
 109. Panerai F, Hanneton S, Droulez J. A 6-dof device to measure head movements in active vision experiments : geometric modeling and metric accuracy. *Jounal Neurosci Methods.* 1999;90:97–106.
 110. Wijayasinghe IB, Ghosh BK. Head Movement Dynamics Constrained by Fick Gimbals *. *World.* 2011;9680–5.
 111. Angelaki DE, Zhou H-H, Wei M. Foveal versus full-field visual stabilization strategies for translational and rotational head movements. *J Neurosci.* 2003;23(4):1104–8.
 112. Peterson BW, Choi H, Hain T, Keshner E, Peng GC. Dynamic and kinematic strategies for head movement control. *Ann N Y Acad Sci.* 2001;942(312):381–93.
 113. Shapiro I, Frankel VH. Biomechanics of the cervical spine. In: Nordin M, Frankel VH, editors. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System.* Philadelphia: Lea & Febiger; 1989. p. 209–24.
 114. Goldberg J, Wilson V, Cullen K, Angelaki D, Brousard D, Büttner-Ennever J, et al. *The Vestibular System - A Sixth Sense.* New York: Oxford University Press; 2012. 540 p.

115. Hamil J, Knutzen K. *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. São Paulo - SP: Manole, Editora; 1999. 532 p.
116. Baron MS, Gitchel GT, Wetzel PA. Ocular Tremor in Parkinson ' s Disease Is Due to Eye , not Head Oscillation. *Mov Disord*. 2013;28(6):844.
117. Kaski D, Saifee T a., Buckwell D, Bronstein AM. Ocular Tremor in Parkinson's Disease Is Due to Head Oscillation. *Mov Disord*. 2013;28(4):534–7.
118. Daye PM, Blohm G, Lefèvre P. Saccadic compensation for smooth eye and head movements during head-unrestrained two-dimensional tracking. *J Neurophysiol*. 2010;103(November 2009):543–56.
119. Hirvonen TP, Aalto H, Pyykkö I, Juhola M. Comparison of two head autorotation tests. *J Vestib Res*. 1999;9:119–25.
120. Bronstein a M, Gresty M a, Mossman SS. Pendular pseudonystagmus arising as a combination of head tremor and vestibular failure. *Neurology*. 1992;42(August):1527–31.
121. Hine T, Thorn F. Compensatory Eye Movements During Active Head Rotation for Near Targets: Effects of Imagination Rapid Head Oscillation and Vergence. 1987;27(9).
122. Jones GM, Gonshor A. Oculomotor Response to Rapid Head Oscillation (0,5-5,0 Hz) After Prolonged Adaptation to Vision-Reversal. *Exp Brain Res*. 1982;45:45–58.
123. Valsecchi M, Gegenfurtner KR, Sch AC. Saccadic and smooth-pursuit eye movements during reading of drifting texts. *Psychologie*. 2013;13(10):1–20.
124. Englund J, Palomares M. The relationship of global form and motion detection to reading fluency. *Vision Res*. Elsevier Ltd; 2012 Aug 15;67:14–21.
125. Slattery TJ, Rayner K. The Influence of Text Legibility on Eye Movements During Reading. 2010;1148(September 2009):1129–48.
126. Engbert R, Nuthmann A, Richter EM, Kliegl R. SWIFT: a dynamical model of saccade generation during reading. *Psychol Rev*. 2005 Oct;112(4):777–813.
127. Gans C. Why Develop a Neck? In: Bertoz A, Graf W, Vidal PP, editors. *The Head-Neck Sensory Motor System*. New York: Oxford University Press; 1992. p. 18–21.
128. Wang Y, Rahmatalla S. Human head-neck models in whole-body vibration: Effect of posture. *J Biomech*. Elsevier; 2013;46(4):702–10.
129. Goldberg JM, Cullen KE. Vestibular control of the head: Possible functions of the vestibulocollic reflex. *Exp Brain Res*. 2011;210(3–4):331–45.
130. Peng G, Hain T, Peterson B. A dynamical model of the head with neck reflex control. *Proc 17th Int Conf Eng Med Biol Soc*. 1996;2:1455–6.
131. Paillard T. Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neurosci Biobehav Rev*. Elsevier Ltd; 2017;72:129–52.
132. *Emprego M do T e. NR9 - Norma Regulamentadora 9*. Ministério do Trabalho e Emprego; 2014. p. 1–7.
133. Peli E, García-Pérez M a. Motion perception during involuntary eye vibration. *Exp Brain Res*. 2003 Apr;149(4):431–8.
134. Tangorra JL, Jones LA, Hunter IW. Dynamics of the Human Head-Neck System in the Horizontal Plane: Joint Properties with Respect to a Static Torque. *Ann Biomed Eng*. 2003;31(5):606–20.
135. Martinez-Conde S, Otero-Millan J, Macknik SL. The impact of microsaccades on vision:

- towards a unified theory of saccadic function. *Nat Rev Neurosci*. Nature Publishing Group; 2013 Feb;14(2):83–96.
136. McCamy MB, Collins N, Otero-Millan J, Al-Kalbani M, Macknik SL, Coakley D, et al. Simultaneous recordings of ocular microtremor and microsaccades with a piezoelectric sensor and a video-oculography system. *PeerJ*. 2013 Jan;1:e14.
 137. Forbes P a, Dakin CJ, Vardy AN, Happee R, Siegmund GP, Schouten AC, et al. Frequency response of vestibular reflexes in neck, back, and lower limb muscles. *J Neurophysiol*. 2013;110(July 2013):1869–81.
 138. Forbes P a, Siegmund GP, Happee R, Schouten AC, Blouin J-S. Vestibulocollic reflexes in the absence of head postural control. *J Neurophysiol*. 2014;112(7):1692–702.
 139. Teixeira C. Equilibrio E Controle Postural. ... *J Biomech Rev Bras* . 2010;11:30–40.
 140. Barela JA, Dias JL, Godoi D, Viana AR, de Freitas PB. Postural control and automaticity in dyslexic children: The relationship between visual information and body sway. *Res Dev Disabil*. 2011;32(5):1814–21.
 141. Pozzo T, Vernet P, Creuzot-Garcher C, Robichon F, Bron A, Quercia P. Static postural control in children with developmental dyslexia. *Neurosci Lett*. 2006;403(3):211–5.
 142. Razuk M, Barela J. Dyslexic children suffer from less informative visual cues to control posture. *Res Dev Disabil*. Elsevier Ltd.; 2014;35(9):1988–94.

8 ANEXOS

Anexo 1. Aprovação do COEP/UFMG



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 50707815.6.0000.5149

Interessado(a): Prof. Marcos Pinotti Barbosa
Departamento de Engenharia Mecânica
Escola de Engenharia- UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 14 de dezembro de 2015, o projeto de pesquisa intitulado "Influência do bloqueio espectral seletivo da luz sobre a cinemática corporal de indivíduos com Estresse Visual" bem como:

- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.
- Termo de Assentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto através da Plataforma Brasil.

Profa. Dra. Telma Campos Medeiros Lorentz
Coordenadora do COEP-UFMG

Anexo 2. Termo de Concordância da Instituição Parceira



TERMO DE CONCORDÂNCIA

O Hospital de Olhos de Minas Gerais - Clínica Dr. Ricardo Guimarães, CNPJ nº 65.279.663/0001-32, situado à Rua da Paisagem, 220, bairro Vila da Serra, Nova Lima, MG, na pessoa de Ricardo Queiroz Guimarães, concorda com a realização em suas instalações da pesquisa intitulada "Influência do bloqueio espectral seletivo da luz sobre a cinemática da cabeça e do centro de massa corporal de indivíduos com Estresse Visual", a ser realizada pela pesquisadora Cláudia de Almeida Ferreira Diniz, aluna do programa de pós graduação do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, sob orientação do professor Dr. Marcus Pinotti Barbosa, podendo utilizar o equipamento descrito abaixo.

Objetivo da pesquisa

A pesquisa acima tem como objetivo geral investigar se a interposição de Filtros Espectrais entre o indivíduo e o objeto visualizado altera parâmetros cinemáticos dos movimentos da cabeça e do centro de massa corporal e se há associação com medidas biométricas dos indivíduos.

Testes

Todos os testes serão realizados no Departamento de Neurovisão do Hospital de Olhos de Minas Gerais Clínica Dr. Ricardo Guimarães e no Laboratório de Pesquisa Aplicada à Neurovisão da UFMG, situados à Rua da Paisagem, 220.

Será utilizada a plataforma de posturografia Cyber Sabot.

Os participantes serão testados antes do início do uso dos filtros de bloqueio espectral e depois de doze meses de uso deles.

Nova Lima, 09 de Março de 2014

Ricardo Queiroz Guimarães

Anexo 3. TCLE (para participantes acima de 18 anos)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (PARA PARTICIPANTES COM 18 ANOS)

PESQUISADORES: Marcos Pinotti Barbosa, PhD.

Cláudia de Almeida Ferreira Diniz, Doutoranda.

TÍTULO DO PROJETO: Influência do bloqueio espectral seletivo da luz sobre a cinemática da cabeça e do centro de massa corporal de indivíduos com Estresse Visual

INFORMAÇÕES

Você está convidado a participar de um projeto de pesquisa a ser desenvolvido pelos Laboratórios de Bioengenharia (LABBIO) e Laboratório de Pesquisa Aplicada à Neurovisão (LAPAN) do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais e pelo Hospital de Olhos de Minas Gerais, para investigar características do movimento da cabeça e do controle postural (equilíbrio) em pessoas com Estresse Visual.

JUSTIFICATIVA DA PESQUISA

O Estresse Visual causa desconforto e cansaço quando a pessoa tem que fixar a visão por muito tempo. A visão é ajudada pelos movimentos da cabeça, que direciona corretamente os olhos, e pela postura que facilita os movimentos da cabeça. Por isso, os movimentos que a cabeça e o corpo fazem são importantes enquanto se fixa a visão. Precisamos saber se a cabeça ou o corpo das pessoas que têm Estresse Visual realizam movimentos que podem causar desconforto e dificultar a visão e é este o motivo que nos levou a propor este estudo.

OBJETIVOS

O objetivo desse estudo é medir os movimentos da cabeça e do corpo de pessoas com Estresse Visual, quando elas estão sentadas e em pé paradas e saber se os filtros coloridos nas lentes de um óculos modificam esses movimentos.

PROCEDIMENTOS UTILIZADOS

Queremos filmar os movimentos da sua cabeça e do seu corpo enquanto você permanece sentado e em pé fazendo cinco tarefas visuais. Você poderá participar do estudo se tiver 18 anos, não apresentar hiperatividade ou doença neurológica, ortopédica ou reumatológica que dificulte ficar em pé e não fizer uso de medicamento que interfira no equilíbrio.

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

DESCRIÇÃO DOS TESTES A SEREM REALIZADOS

Vamos preencher uma ficha com seus dados e medir sua altura, peso e distância de uma pupila à outra. Pediremos para você usar uma tiara de tecido elástico na cabeça, onde estarão fixadas quatro luzes de LED que serão filmadas. Se você possuir óculos com lentes que possuem filtros coloridos, pediremos para você usá-los durante os testes.

Você será solicitado a permanecer sentado enquanto realiza 5 tarefas visuais durante 52 segundos cada e, em seguida, ficar em pé sobre uma plataforma formada por duas placas de metal que ficam no chão, e captam informações do peso do seu corpo em pé, e realizar as mesmas 5 tarefas. As tarefas são: 1º) ficar de olhos fechados, 2º) ficar de olhos abertos olhando para um alvo à sua frente a 40 cm de distância, 3º) igual ao 2º teste, mas com o alvo a mais de 2,0 metros de distância, 4º) lendo uma sequência de letras colocada à sua frente a 40 cm de distância e 5º) igual ao teste anterior, mas com as letras colocadas a 2,0 metros de distância.

Se você estiver iniciando o tratamento com os óculos com filtros, você está convidado a repetir os testes no dia do início do uso deles e também com um, seis e doze meses de uso dos mesmos.

ARMAZENAMENTO DAS GRAVAÇÕES

Os vídeos gravados ficarão armazenados com a pesquisadora Cláudia de Almeida Ferreira Diniz, pelo período de 10 anos.

RISCOS

Os riscos são muito baixos e são aqueles relacionados com as atividades feitas no dia-a-dia de permanecer sentado e permanecer na posição em pé. Para os testes de pé, há risco do participante ficar cansado ou de desequilibrar caso a oscilação corporal aumente quando ele fechar os olhos. Para minimizar o risco de ficar cansado, após cada teste de 52 segundos, será perguntado ao participante se ele quer descansar ou prosseguir. Se ele optar por descansar, o teste será interrompido e recomeçará quando o participante informar que está pronto. Para minimizar o risco de o participante desequilibrar caso a oscilação corporal aumente quando ele fechar os olhos, uma pessoa ficará posicionada à direita do indivíduo e a autora ficará à esquerda, para segurar o indivíduo, caso ele se desequilibre.

BENEFÍCIOS

Você não obterá benefícios imediatos por participar desta pesquisa. Na realidade, você estará contribuindo para que nós possamos compreender melhor se movimentos indesejados da cabeça acontecem em pessoas com Estresse Visual e se os filtros modificam estes movimentos.

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

NATUREZA VOLUNTÁRIA DO ESTUDO / LIBERDADE PARA SE RETIRAR

A sua participação é voluntária e você, como voluntário, pode recusar a participar ou retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa sem qualquer penalização ou prejuízo ao tratamento a que está sendo submetido nesta instituição. Qualquer dúvida será esclarecida pelos pesquisadores.

ACOMPANHAMENTO E ASSISTÊNCIA APÓS O ENCERRAMENTO DA PESQUISA

A pesquisa não interfere nem modifica o tratamento com filtros que o médico prescreveu para você, nem altera o acompanhamento definido por ele. Após o encerramento da pesquisa, o seu acompanhamento continuará sendo definido pelo médico oftalmologista responsável pelo seu tratamento.

CONFIDENCIALIDADE

Você receberá um código que será utilizado em todos os seus testes e sua identidade não será revelada. Porém, os resultados da pesquisa serão utilizados em trabalhos científicos publicados ou apresentados oralmente em congressos e palestras sem revelar sua identidade. Os dados obtidos durante a pesquisa são confidenciais e não serão usados para outros fins, nem para causar prejuízo a você ou à sua autoestima.

PAGAMENTO

Você não terá qualquer tipo de despesa para participar da pesquisa e não receberá remuneração por sua participação.

DECLARAÇÃO E ASSINATURA

Eu li e entendi toda a informação passada sobre o estudo, sendo os objetivos, procedimentos e linguagem técnica satisfatoriamente explicados. Eu tive tempo suficiente para considerar a informação acima e tive oportunidade de esclarecer todas as minhas dúvidas. Estou assinando este termo voluntariamente e tenho direito de agora ou mais tarde discutir qualquer dúvida que eu venha a ter com a pesquisa com:

- Professor Dr. Marcos Pinotti

- Doutoranda: Cláudia de Almeida Ferreira Diniz - Rua Biagio Polizzi, 257, apto 201, B. Silveira, Belo Horizonte Tels: 3588-0863 / 98421-3491; email claudiafdiniz@yahoo.com.br.

Em caso de dúvidas éticas, estou ciente de que devo contatar o Comitê de Ética em Pesquisa – COEP / Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG - Av. Presidente Antônio Carlos, 6627,

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

Unidade Administrativa II - 2º andar – sala 2005, Campus Pampulha - Belo Horizonte - Telefone: 3409-4592.

Estou recebendo uma via deste Termo.

Assinando este procedimento, estou concordando em participar deste estudo e autorizando o uso de minha imagem pelos pesquisadores em estudos, publicações, eventos científicos e materiais didáticos.

Assinatura do participante

data

Declaração do investigador

Declaro que este termo foi elaborado em cumprimento às normas contidas na Resolução 466/12 do CNS. Eu, ou um de meus colegas, cuidadosamente explicamos ao participante a natureza do estudo descrito anteriormente. Eu certifico que, salvo meu melhor juízo, o participante entendeu claramente a natureza, benefícios e riscos envolvidos nesse estudo.

Assinatura do pesquisador

data

Telefone: 31- 3588-0863 / 98421-3491

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

Anexo 4. TCLE (para pais ou responsáveis pelos menores de idade)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (PARA PAIS OU RESPONSÁVEIS PELOS MENORES DE IDADE)

PESQUISADORES: Marcos Pinotti Barbosa, PhD.

Cláudia de Almeida Ferreira Diniz, Doutoranda.

TÍTULO DO PROJETO: Influência do bloqueio espectral seletivo da luz sobre a cinemática da cabeça e do centro de massa corporal de indivíduos com Estresse Visual

INFORMAÇÕES

Você está convidado a autorizar a participação de seu(sua) filho(a) em um projeto de pesquisa a ser desenvolvido pelos Laboratórios de Bioengenharia (LABBIO) e Laboratório de Pesquisa Aplicada à Neurovisão (LAPAN) do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais e pelo Hospital de Olhos de Minas Gerais, para investigar características do movimento da cabeça e do controle postural (equilíbrio) em pessoas com Estresse Visual.

JUSTIFICATIVA DA PESQUISA

O Estresse Visual causa desconforto e cansaço quando a pessoa tem que fixar a visão por muito tempo. A visão é ajudada pelos movimentos da cabeça, que direciona corretamente os olhos, e pela postura que facilita os movimentos da cabeça. Por isso, os movimentos que a cabeça e o corpo fazem são importantes enquanto se fixa a visão. Precisamos saber se a cabeça ou o corpo das pessoas que têm Estresse Visual realizam movimentos que podem causar desconforto e dificultar a visão e é este o motivo que nos levou a propor este estudo.

OBJETIVOS

O objetivo desse estudo é medir os movimentos da cabeça e do corpo de pessoas com Estresse Visual, quando elas estão sentadas e em pé paradas e saber se os filtros coloridos nas lentes de um óculos modificam esses movimentos.

PROCEDIMENTOS UTILIZADOS

Queremos filmar os movimentos da cabeça e do seu corpo de seu(sua) filho(a) enquanto ele(a) permanece sentado e em pé fazendo cinco tarefas visuais. Ele(a) poderá participar do estudo se tiver entre 14 e 18 anos, não apresentar hiperatividade ou doença neurológica, ortopédica ou reumatológica que dificulte ficar em pé e não fizer uso de medicamento que interfira no equilíbrio.

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

DESCRIÇÃO DOS TESTES A SEREM REALIZADOS

Vamos preencher uma ficha com os dados dele(a) e medir a altura, peso e distância de uma pupila dele(a) à outra. Pediremos para ele(a) para usar uma tiara de tecido elástico na cabeça, onde estarão fixadas quatro luzes de LED que serão filmadas. Se ele(a) possuir óculos com lentes que possuem filtros coloridos, pediremos para usá-los durante os testes.

Ele(a) será solicitado a permanecer sentado enquanto realiza 5 tarefas visuais durante 52 segundos cada e, em seguida, ficar em pé sobre uma plataforma formada por duas placas de metal que ficam no chão, e captam informações do peso do seu corpo em pé, e realizar as mesmas 5 tarefas. As tarefas são: 1º) ficar de olhos fechados, 2º) ficar de olhos abertos olhando para um alvo à frente a 40 cm de distância, 3º) igual ao 2º teste, mas com o alvo a mais de 2,0 metros de distância, 4º) lendo uma sequência de letras colocada à sua frente a 40 cm de distância e 5º) igual ao teste anterior, mas com as letras colocadas a 2,0 metros de distância.

Se ele(a) estiver iniciando o tratamento com os óculos com filtros, está convidado a repetir os testes no dia do início do uso deles e também com um, seis e doze meses de uso dos mesmos.

ARMAZENAMENTO DAS GRAVAÇÕES

Os vídeos gravados ficarão armazenados com a pesquisadora Cláudia de Almeida Ferreira Diniz, pelo período de 10 anos.

RISCOS

Os riscos são muito baixos e são aqueles relacionados com as atividades feitas no dia-a-dia de permanecer sentado e permanecer na posição em pé. Para os testes de pé, há risco do participante ficar cansado ou de desequilibrar caso a oscilação corporal aumente quando ele fechar os olhos. Para minimizar o risco de ficar cansado, após cada teste de 52 segundos, será perguntado ao participante se ele quer descansar ou prosseguir. Se ele optar por descansar, o teste será interrompido e recomeçará quando o participante informar que está pronto. Para minimizar o risco de o participante desequilibrar caso a oscilação corporal aumente quando ele fechar os olhos, uma pessoa ficará posicionada à direita do indivíduo e a autora ficará à esquerda, para segurar o indivíduo, caso ele se desequilibre.

BENEFÍCIOS

Ele(a) não obterá benefícios imediatos por participar desta pesquisa. Na realidade, ele(a) estará contribuindo para que nós possamos compreender melhor se movimentos indesejados da cabeça

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

acontecem em pessoas com Estresse Visual e se os filtros modificam estes movimentos.

NATUREZA VOLUNTÁRIA DO ESTUDO / LIBERDADE PARA SE RETIRAR

A participação dele(a) é voluntária e, como voluntário, ele(a) pode se recusar a participar ou retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa sem qualquer penalização ou prejuízo ao tratamento a que está sendo submetido nesta instituição. Qualquer dúvida será esclarecida pelos pesquisadores.

ACOMPANHAMENTO E ASSISTÊNCIA APÓS O ENCERRAMENTO DA PESQUISA

A pesquisa não interfere nem modifica o tratamento com filtros que o médico prescreveu para ele(a), nem altera o acompanhamento definido. Após o encerramento da pesquisa, o acompanhamento dele(a) continuará sendo determinado pelo médico oftalmologista responsável pelo tratamento.

CONFIDENCIALIDADE

Ele(a) receberá um código que será utilizado em todos os testes e a identidade dele(a) não será revelada. Porém, os resultados da pesquisa serão utilizados em trabalhos científicos publicados ou apresentados oralmente em congressos e palestras sem revelar a identidade da criança. Os dados obtidos durante a pesquisa são confidenciais e não serão usados para outros fins, nem para causar prejuízo a ele(a) ou à autoestima dele(a).

PAGAMENTO

Ele(a) não terá qualquer tipo de despesa para participar da pesquisa e não receberá remuneração pela participação.

DECLARAÇÃO E ASSINATURA

Eu li e entendi toda a informação passada sobre o estudo, sendo os objetivos, procedimentos e linguagem técnica satisfatoriamente explicados. Eu tive tempo suficiente para considerar a informação acima e tive oportunidade de esclarecer todas as minhas dúvidas. Estou assinando este termo voluntariamente e tenho direito de agora ou mais tarde discutir qualquer dúvida que eu venha a ter com a pesquisa com:

- Professor Dr. Marcos Pinotti

- Doutoranda: Cláudia de Almeida Ferreira Diniz - Rua Biagio Polizzi, 257, apto 201, B. Silveira, Belo Horizonte Tels: 3588-0863 / 98421-3491; email claudiafdiniz@yahoo.com.br.

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

Em caso de dúvidas éticas, estou ciente de que devo contatar o Comitê de Ética em Pesquisa – COEP / Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG - Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Unidade Administrativa II - 2º andar – sala 2005, Campus Pampulha - Belo Horizonte - Telefone: 3409-4592.

Estou recebendo uma via deste Termo.

Assinando este procedimento, estou autorizando meu(minha) filho(a) a participar deste estudo e autorizando o uso da imagem dele(a) pelos pesquisadores em estudos, publicações, eventos científicos e materiais didáticos.

Assinatura do participante

data

Declaração do investigador

Declaro que este termo foi elaborado em cumprimento às normas contidas na Resolução 466/12 do CNS. Eu, ou um de meus colegas, cuidadosamente explicamos ao participante a natureza do estudo descrito anteriormente. Eu certifico que, salvo meu melhor juízo, o participante entendeu claramente a natureza, benefícios e riscos envolvidos nesse estudo.

Assinatura do pesquisador

data

Telefone: 31- 3588-0863 /98421-3491

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

Anexo 5. TALE (para participantes entre 14 e 18 anos)

TERMO DE ASSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

INVESTIGADORES: Marcos Pinotti Barbosa, PhD.

Cláudia de Almeida Ferreira Diniz, Doutoranda

TÍTULO DO PROJETO: Influência do bloqueio espectral seletivo da luz sobre a cinemática da cabeça e do centro de massa corporal de indivíduos com Estresse Visual

INFORMAÇÕES

Você está convidado a participar de um projeto de pesquisa.

A PESQUISA

Vamos verificar se a cabeça ou o corpo de pessoas que se cansam ao ler estão fazendo movimentos que podem causar cansaço e dificultar a leitura.

OBJETIVOS

Queremos filmar a sua cabeça e o seu corpo enquanto você fica sentado e em pé parado, para saber se os filtros coloridos dos óculos modificam esses movimentos.

MÉTODOS DA PESQUISA

Pediremos para você fazer 5 testes de 52 segundos cada na posição sentada e, depois, os mesmos testes em pé parado sobre uma plataforma de metal que fica no chão. Pediremos para você usar uma faixa de elástico na cabeça, onde estarão fixadas quatro lâmpadas de LED. Se você possuir óculos com filtros coloridos, pediremos para você usá-los durante os testes.

Pediremos para você ficar de olhos fechados e, depois, de olhos abertos olhando para um alvo perto e um alvo longe e lendo um grupo de letras perto e outro grupo de letras longe. Vamos fazer, também, algumas medidas da

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

distância entre seus olhos.

Se você estiver iniciando o tratamento com os óculos com filtros, você está convidado a repetir os testes no dia do início do uso deles e também com um, seis e doze meses de uso.

ARMAZENAMENTO DAS GRAVAÇÕES

Os vídeos gravados ficarão armazenados com a pesquisadora Cláudia de Almeida Ferreira Diniz, pelo período de 10 anos.

BENEFÍCIOS

Essa pesquisa não te dá benefícios, mas nos ajuda a compreender melhor se as cabeças das pessoas que cansam ao ler fazem movimentos diferentes.

NATUREZA VOLUNTÁRIA DO ESTUDO / LIBERDADE PARA SE RETIRAR

A sua participação é voluntária e, como voluntário, você pode se recusar a participar ou retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa sem qualquer penalização ou prejuízo ao tratamento a que está sendo submetido nesta instituição. Qualquer dúvida será esclarecida pelos pesquisadores.

ACOMPANHAMENTO E ASSISTÊNCIA APÓS O ENCERRAMENTO DA PESQUISA

A pesquisa não interfere nem modifica o tratamento com filtros que o médico prescreveu para você, nem altera o acompanhamento definido. Após o encerramento da pesquisa, o seu acompanhamento continuará sendo determinado pelo médico oftalmologista responsável pelo tratamento.

CONFIDENCIALIDADE

Você receberá um código que será utilizado em todos os testes e a sua

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

identidade não será revelada. Porém, os resultados da pesquisa serão utilizados em trabalhos científicos publicados ou apresentados oralmente em congressos e palestras sem revelar a identidade da criança. Os dados obtidos durante a pesquisa são confidenciais e não serão usados para outros fins, nem para causar prejuízo a você ou à sua autoestima.

PAGAMENTO

Você não terá qualquer tipo de despesa para participar da pesquisa e não receberá remuneração por sua participação.

RISCOS

Os riscos são muito baixos e são aqueles relacionados com as atividades feitas no dia-a-dia de permanecer sentado e permanecer na posição em pé. Para os testes de pé, os riscos são ficar cansado ou desequilibrar quando fechar os olhos. Para evitar o cansaço, após cada teste, perguntaremos a você se quer descansar ou prosseguir. Se quiser descansar, o teste será interrompido e recomeçará quando você informar que está pronto. Para evitar o desequilíbrio quando ele fechar os olhos, uma pessoa ficará posicionada do seu lado direito e a investigadora ficará à esquerda, para segurar você, caso se desequilibre.

DECLARAÇÃO E ASSINATURA

Eu li e entendi toda a informação passada sobre o estudo.

Assinatura do participante:

Data: _____

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do Participante

Anexo 6. Ficha de Identificação e Avaliação

Projeto de Pesquisa: Influência do bloqueio espectral seletivo da luz sobre a cinemática da cabeça e do centro de massa corporal de indivíduos com Estresse Visual

Doutoranda: Cláudia de Almeida Ferreira Diniz

Orientador: Prof. Marcos Pinotti, Ph D.

Ficha de Identificação e Avaliação

Nome _____ Data _____ Código _____
 Prontuário _____ Sexo _____ D. N. _____ Idade _____
 Escolaridade _____
 Endereço _____
 Cidade _____ CEP _____
 Telefones _____
 Acompanhado por (menor de idade) _____
 Histórico _____
 Intervenções cirúrgicas _____
 Patologias Associadas

() alterações labirínticas () doença ortopédica nos membros inferiores
 () doença reumatológica () artrose () osteoporose
 () hiperatividade () alteração neurológica
 () queixa de dor () alteração visual
 () outras _____