



## AVALIAÇÃO DO MICROSOFT KINECT V2 COMO INSTRUMENTO DE MEDIÇÃO DAS OSCILAÇÕES POSTURAIS

Diego Ramon Gonçalves Gonzalez

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

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de  
Assis Tavares  
Luis Aureliano Imbiriba Silva

Rio de Janeiro  
Setembro de 2017

**AVALIAÇÃO DO MICROSOFT KINECT V2 COMO INSTRUMENTO DE  
MEDIÇÃO DAS OSCILAÇÕES POSTURAIS**

Diego Ramon Gonçalves Gonzalez

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

Examinada por:

---

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

---

Prof. Luís Aureliano Imbiriba Silva, D.Sc.

---

Prof. Carlos Gomes de Oliveira, D.Sc.

---

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

SETEMBRO DE 2017

Gonzalez, Diego Ramon Gonçalves

Avaliação do Microsoft Kinect v2 como Instrumento de  
Medição das Oscilações Posturais / Diego Ramon Gonçalves  
Gonzalez. – Rio de Janeiro: UFRJ / COPPE, 2017.

XI, 66 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares  
Luís Aureliano Imbiriba Silva

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de  
Engenharia Biomédica, 2017.

Referências Bibliográficas: p. 56-62

1. Instrumentação Biomédica 2. Oscilações Posturais. 3.  
Sistema de Captura de Movimento. I. Tavares, Frederico  
Caetano Jandre de Assis *et al.* II. Universidade Federal do Rio  
de Janeiro, COPEE, Programa de Engenharia Biomédica. III.  
Título.

## **Agradecimentos**

Agradeço a Deus pela minha vida, por dar sentido a tudo e por nunca me deixar caminhar só, tanto nas alegrias quanto nas dificuldades.

Aos meus pais, Sergio e Beth, e aos meus avós, Babli e Iria, por todos os ensinamentos que recebi ao longo da minha vida e foram essenciais para minha formação e conclusão dos meus objetivos. Também por todo o apoio que me deram nestas buscas. Às minhas irmãs, Bia e Fernanda, pela amizade desde sempre. À Carol, por todo o incentivo e companheirismo, nesta jornada e em todas as horas.

Aos meus orientadores Frederico Jandre e Aureliano, por toda a confiança e paciências nas orientações, e também por todas as ideias, sugestões e críticas construtivas para a conclusão deste trabalho. Também por todo o incentivo e oportunidades que me levaram a esta área de pesquisa, desde os tempos de graduação. Agradeço também ao professor Aureliano pela oportunidade de utilização das instalações do Laboratório de Biomecânica.

Aos meus colegas do PEB e do LIB, por todo o auxílio, apoio nesse tempo de estudo e aprendizado e por todos os bons momentos, conversas e cafés. Em especial a André, Marcos Salvino, Juliana, Henrique, Hailton, Renata e Luciana. Aos professores do PEB que colaboraram com ideias, críticas construtivas e dúvidas tiradas ao longo deste trabalho. Também aos colegas e professores da EEFD pelos auxílios durante a fase de experimentos, em especial àqueles que ajudaram como voluntários.

Ao CNPq, CAPES e FAPERJ pelo suporte financeiro e incentivo à pesquisa.

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

## AVALIAÇÃO DO MICROSOFT KINECT V2 COMO INSTRUMENTO DE MEDIÇÃO DAS OSCILAÇÕES POSTURAIS

Diego Ramon Gonçalves Gonzalez

Setembro/2017

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Luis Aureliano Imbiriba Silva

Programa: Engenharia Biomédica

A medição das oscilações posturais é utilizada na avaliação do controle postural. Entretanto, muitos dos equipamentos utilizados para esse fim são volumosos ou requerem preparações especiais, como o posicionamento de marcadores na pele. Neste trabalho, o Microsoft Kinect v2, que é um sensor de movimento portátil e não necessita de marcadores corporais, foi utilizado como instrumento de medição das oscilações posturais. Quarenta e seis voluntários tiveram as trajetórias do centro de massa (CM) e centro de pressão (CP) medidas pelo Kinect v2 e por plataforma de força, respectivamente, na postura ortostática com olhos abertos ou fechados, tanto em superfície estável como instável (tapete Airex). A partir de parâmetros do CM e CP, foi avaliada a capacidade discriminatória dos instrumentos entre as condições. Também foi calculada a correlação de Spearman entre os parâmetros das medições de ambos os instrumentos. Os parâmetros área de oscilação, amplitude e valor RMS apresentaram forte correlação ( $r_s > 0,7$ ) entre CM e CP. Apenas os parâmetros baseados na velocidade média foram capazes de discriminar entre as quatro condições para os dois instrumentos. Embora estudos futuros devam considerar as limitações do dispositivo, estes resultados sugerem que o Kinect v2 possa ser utilizado como instrumento de medição das oscilações posturais.

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

EVALUATION OF MICROSOFT KINECT V2 AS BODY SWAY MEASUREMENT  
INSTRUMENT

Diego Ramon Gonçalves Gonzalez

September/2017

Advisors: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares  
Luis Aureliano Imbiriba Silva

Department: Biomedical Engineering

The measurement of body sway is employed in the assessment of postural control. However, many devices assigned to this function are bulky or require special preparation, such as attachment of markers. In this study, The Microsoft Kinect v2, which is a portable and markerless motion sensor, was used as an instrument to measure body sway. Forty-six volunteers had their trajectories of center of mass (CM) and center of pressure (CP) measured by a Kinect v2 and a force plate, respectively, during upright stance with eyes open or close, on stable or unstable surface (Airex foam). Discriminatory ability of the instruments between conditions was evaluated using parameters from CM and CP. The Spearman correlations between parameters from measurements of both instrument was also calculated. Sway area, range and RMS value from CM and CP presented high correlation ( $r_s > 0.7$ ). Only the parameters based on the mean velocities discriminated between all four conditions, for both instruments. Although future studies must consider the limitations of the device, the present results suggest that Kinect v2 may be used as an instrument to measure body sway.

## **Sumário**

1	Introdução.....	1
1.1	Objetivo .....	4
2	Revisão da Literatura .....	5
2.1	Controle postural e oscilações posturais .....	5
2.2	Medição das oscilações posturais .....	7
2.2.1	Medição do centro de pressão .....	7
2.2.2	Medição do centro de massa.....	9
2.3	Avaliação das oscilações posturais .....	12
2.3.1	Parâmetros associados ao CP e CM .....	13
2.4	Estratégias de controle postural .....	15
2.5	O Microsoft Kinect .....	17
2.6	Aplicações biomecânicas para o uso do Kinect.....	20
3	Materiais e Métodos.....	24
3.1	Metodologia .....	24
3.1.1	Casuística.....	24
3.1.2	Montagem.....	24
3.1.3	Protocolo.....	25
3.2	Instrumentação .....	26
3.2.1	Plataforma de força.....	26
3.2.2	Microsoft Kinect v2.....	26
3.3	Cálculo da posição do CM.....	27
3.3.1	CM obtido pelo Microsoft Kinect v2 .....	27
3.3.2	CM obtido pela plataforma de força.....	29
3.4	Processamento .....	29
3.4.1	Pré-processamento.....	29

3.4.2	Cálculo dos parâmetros estabilométricos .....	30
3.4.3	Análise estatística .....	32
4	Resultados .....	33
4.1	Comparação entre as medições do CM (Kinect) e CP (Plataforma) .....	33
4.1.1	Sinais do CM e CP .....	33
4.1.2	Capacidade de discriminação do CM e CP entre as diferentes condições	37
4.1.3	Correlação entre os parâmetros calculados pelo CM e CP.....	39
4.2	Comparação entre as medições do CM (Kinect) e CM (Plataforma) .....	40
4.2.1	Sinais do CM (Kinect) e CM (Plataforma).....	40
4.2.2	Correlação entre os parâmetros calculados a partir do CM (K) e CM (P)	42
5	Discussão.....	44
5.1	Correlação entre os parâmetros do CM e do CP.....	44
5.2	Capacidade de discriminação dos parâmetros do CP e do CM .....	46
5.3	Comparação entre o CM (Kinect) e o CM (Plataforma) .....	49
5.4	Avaliação das estratégias de controle postural com o Kinect.....	50
5.5	Limitações.....	52
6	Conclusão.....	54
7	Referências .....	56
	Apêndice A .....	63

## **Lista de Figuras**

Figura 1: Microsoft Kinect v2.....	3
Figura 2: Representação do CP e CM. $Rv$ e $RAP$ são as componentes vertical e AP da força de reação do solo, $CMAP$ e $CPAP$ as projeções do CM e CP na direção AP.....	6
Figura 3: Deslocamento do CM e do CP na mesma direção. Imagem adaptada de WINTER <i>et al.</i> (1998).....	7
Figura 4: Plataforma de força utilizando quatro transdutores de força.....	8
Figura 5: Exemplo de posicionamento de marcadores.....	11
Figura 6: a) Estatocinesiograma entre CP (azul, fina) e CM (vermelho, espessa). b) Estabilograma na direção AP. Exemplos obtidos com os dados do presente estudo. ....	14
Figura 7: Utilização da estratégia de quadril e tornozelo, respectivamente, de acordo com WINTER (1995).....	16
Figura 8: Posição dos sensores do Microsoft Kinect v2.....	18
Figura 9: Sistema de referência dos eixos do Kinect.....	19
Figura 10: Segmentos do corpo detectados pelo Kinect V1 e Kinect V2, respectivamente. ....	21
Figura 11: Montagem do experimento, com Kinect e Plataforma de força. ....	25
Figura 12: Juntas detectadas pelo Kinect a partir do mapa de profundidade. ....	27
Figura 13: Juntas fornecidas pelo Kinect v2 e divisão do corpo em segmentos. ....	28
Figura 14: Histograma das distribuições de área na condição OAP.....	33
Figura 15: Deslocamento do CM (Kinect) e CP (Plataforma) na condição OAP (acima) e na condição OFP (abaixo), para as direções ML e AP.....	34
Figura 16: Deslocamento do CM (Kinect) e CP (Plataforma) na condição OAE (acima) e na condição OFE (abaixo), para as direções ML (esquerda) e AP (direita). ....	35
Figura 17: Deslocamento do CM (Kinect) e CM (Plataforma) na condição OAP (acima) e na condição OFP (abaixo), para as direções ML (esquerda) e AP (direita). ....	41
Figura 18: Deslocamento do CM (Kinect) e CM (Plataforma) na condição OAE (acima) e na condição OFE (abaixo), para as direções ML e AP.....	42

Figura 19: CMxCP na condição OAP e ao se juntar as quatro condições. ....	45
Figura 20: Boxplot do parâmetro Área para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste. ....	63
Figura 21: Boxplot do parâmetro Vel Tot para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste. ....	63
Figura 22: Boxplot do parâmetro Vel ML para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste. ....	63
Figura 23: Boxplot do parâmetro Vel AP para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste. ....	64
Figura 24: Boxplot do parâmetro Amp ML para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste. ....	64
Figura 25: Boxplot do parâmetro Amp AP para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste. ....	64
Figura 26: Boxplot do parâmetro RMS ML para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste. ....	65
Figura 27: Boxplot do parâmetro RMS AP para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste. ....	65
Figura 28: Boxplot do parâmetro F80 ML para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste. ....	65
Figura 29: Boxplot do parâmetro F80 AP para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste. ....	66

## **Lista de Tabelas**

Tabela 1: Comparação entre as duas versões do Kinect.....	18
Tabela 2: Valores antropométricos utilizados para o cálculo da posição do CM.....	28
Tabela 3: Parâmetros estabilométricos calculados para o CP e CM .....	31
Tabela 4: Parâmetros estabilométricos obtidos do CP (Média ± DP) .....	36
Tabela 5: Parâmetros estabilométricos obtidos do CM (Média ± DP).....	36
Tabela 6: Teste Wilcoxon Signed Rank para as diferentes condições (CP).....	37
Tabela 7: Teste Wilcoxon Signed Rank para as diferentes condições (CM) .....	38
Tabela 8: Correlação entre as medições do CM (Kinect) e do CP (Plataforma) .....	39
Tabela 9: Correlação entre o CM (Kinect) e o CM (Plataforma). Média ± DP .....	40
Tabela 10: Correlação entre os parâmetros do CM (Kinect) e CM (Plataforma).....	43
Tabela 11: Correlação $rs$ entre CMxCP para todas a condições e para os dados agregados .....	45
Tabela 12: Correlação $r$ entre CMxCP para todas a condições e para os dados agregados .....	46

## **1 Introdução**

Esforços para descrever e compreender variações no equilíbrio do corpo levaram ao desenvolvimento de diversas técnicas de avaliação postural, que podem ser realizadas seja do ponto de vista fisiológico ou funcional (BROWNE; O'HARE, 2001). Assim, um método simples e não-invasivo muito utilizado em análises posturais é a estabilometria (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003), técnica baseada no registro das oscilações do corpo humano na postura ortostática (GAGEY, 2000). A alteração do equilíbrio corporal é um problema comum em pessoas idosas, assim como em indivíduos com doenças neurológicas ou que afetem os sistemas vestibular, visual ou somatossensorial (VISSER et al., 2008). Portanto, parecem ser necessários avanços em métodos de se avaliar, tanto de forma qualitativa como quantitativa, como essas condições afetam o controle postural. Diversos estudos indicam que estas condições podem provocar alterações nas características das oscilações posturais (NARDONE; SCHIEPPATI, 2010) e por isso alterações nos parâmetros estabilométricos de um indivíduo poderiam sugerir possíveis faixas dos limites da normalidade (GAGEY, 2000).

Nesse contexto, duas grandezas mensuradas são o centro de pressão (CP) e o centro de massa (CM), e as oscilações posturais são tradicionalmente representadas pela trajetória destas medidas (LATASH, 2008; MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). O CP é uma medida cinética e pode ser medido utilizando plataforma de força, como uma soma ponderada das forças registradas em diferentes transdutores de força colocados sob a plataforma (WINTER, 2004). Portanto, a medição do CP pode ser empregada tanto em protocolos clínicos como experimentais e suas características são avaliadas em muitos estudos (RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005). Por sua vez, o CM é uma medida cinemática, e usualmente é obtida através de sua relação biomecânica com o CP (WINTER et al., 1998). Outras formas de se obter o CM podem ser a utilização de sistemas de captura de movimento ou o uso de sensores iniciais posicionados sobre um ou mais segmentos do corpo (PAILLARD; NOÉ, 2015). A partir das trajetórias do CM e CP, parâmetros como velocidade, amplitude, valor RMS e área de oscilação podem ser utilizados como descritores posturais, uma vez que, em geral, a diminuição nas condições de estabilidade tendem a aumentar o valor destes parâmetros (RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005).

Entretanto, como a plataforma de força mede diretamente a aceleração para obter a posição do CP, um aumento na quantidade ou amplitude de oscilação pode indicar tanto deficiências no equilíbrio como a adoção de diferentes estratégias de controle postural (PANZER; BANDINELLI; HALLETT, 1995). Esta característica não diminui a utilidade nem a importância do CP nos estudos sobre oscilações posturais, mas incentiva a análise também do CM (KING; ZATSIORSKY, 1997), uma vez que o critério mecânico de estabilidade postural é a manutenção da projeção do CM dentro da área da base de apoio (WINTER, 1987). Por isso alguns estudos consideram a oscilação do CM como a verdadeira medida de oscilação do corpo (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003; PAILLARD; NOÉ, 2015), mas a dificuldade de medição desta variável se comparada ao CP torna seu uso menos frequente (CARON et al., 2000).

Sistemas de captura de movimento de alta resolução, como o Optotrak (NDI, Canadá) ou o Vicon (Vicon Motion System, Reino Unido), são utilizados para medir as oscilações do CM através da cinemetría. Entretanto, seu uso pode ser considerado inadequado para algumas aplicações, uma vez que estes equipamento apresentam certa complexidade de operação e o espaço requerido para sua utilização dificulta seu uso fora de laboratórios de pesquisa (DUTTA, 2012). Além disso, estes equipamentos são caros e a necessidade da colocação de marcadores no corpo para detecção da posição e movimento de segmentos corporais impedem um maior uso destes equipamentos (CLARK et al., 2012). Isto porque a metodologia necessita ser precisa e exige um maior tempo de preparação para testes e avaliações, tornando a tarefa trabalhosa, exigente de experiência técnica e difícil de ser aplicada em idosos ou crianças (YEUNG et al., 2014).

Em busca de novas tecnologias, foi testado o Microsoft Kinect (Microsoft, EUA), um dispositivo lançado em 2010 e baseado em emissão de infravermelho, que utiliza um padrão de luz estruturada como sensor de profundidade. Este dispositivo de baixo custo, que acompanhava como acessório o videogame XBOX (Microsoft, EUA), possuía ainda uma série de funcionalidades, como um algoritmo de detecção de segmentos corporais sem a necessidade de marcadores, mais rápido e preciso do que outros existentes para este tipo de sensor (SHOTTON et al., 2011). Estas características, inicialmente desenvolvidas para proporcionar uma maior interação física entre usuário e jogos, foram testadas na análise do controle de movimento corporais, como detecção de risco de queda para pacientes em casa (STONE; SKUBIC, 2011), avaliação de controle postural (CLARK et al., 2012), análise da marcha (CLARK et al., 2013; STONE; SKUBIC, 2012)

ou medição de oscilações posturais (LIM et al., 2015; ROMANO et al., 2015; YANG et al., 2014; YEUNG et al., 2014). A comparação do Kinect com sistemas de referência, como o Vicon, mostraram que, embora o Kinect fosse um sistema com menor resolução e precisão, alguns tipos de medição poderiam ser comparáveis a tais instrumentos (XU; MCGORRY, 2015).

Uma nova versão do Kinect foi lançada em 2014 (figura 1), o Microsoft Kinect v2 (Microsoft, EUA), também conhecido como Kinect One, com um novo sensor de profundidade, de maior resolução e utilizando agora a tecnologia *time-to-flight*. Estudos realizados para comparar os dois dispositivos encontraram melhorias na precisão e exatidão para o Kinect v2 em comparação com a primeira versão do dispositivo (BUTKIEWICZ, 2014; LACHAT et al., 2015; SARBOLANDI; LEFLOCH; KOLB, 2015; WANG et al., 2015; ZENNARO et al., 2015). Por isso, novas pesquisas foram realizadas com a nova versão do Kinect para avaliar suas capacidades de detecção de segmentos corporais em aplicações biomecânicas e incentivaram que novas investigações fossem feitas para explorar mais funcionalidades do dispositivo (CLARK et al., 2015; MENTIPLAY et al., 2015; XU; MCGORRY, 2015).



Figura 1: Microsoft Kinect v2.

Estudos recentes procuraram avaliar o uso e limitações do Kinect v2 como instrumento de medição das oscilações posturais, comparando-o com plataforma de força (LV et al., 2016) e cinemetria (ELTOUKHY et al., 2017; OTTE et al., 2016). Entretanto,

poucas avaliações foram feitas discutindo os parâmetros clássicos da estabilometria e suas possíveis aplicações na detecção de prejuízos do controle postural. Adicionalmente, a avaliação destas capacidades do Kinect são importantes não apenas para este dispositivo, uma vez que outros sensores de profundidade apresentam características semelhantes às do Kinect v2 (FÜRSATTEL et al., 2016).

Além disso, ainda foram pouco exploradas as possibilidades de utilização do Kinect v2 para outras aplicações cinematográficas em análise postural, como a caracterização das estratégias de controle postural. Por exemplo, diferentes perturbações sensoriais, como abrir ou fechar os olhos ou permanecer sobre uma superfície instável, provocam alterações nas estratégias de controle postural em indivíduos saudáveis (KUO et al., 1998), assim como no envelhecimento (PANZER; BANDINELLI; HALLETT, 1995) ou na doença de Parkinson (BASTON et al., 2014). Entretanto, estas informações não podem ser obtidas unicamente pelo deslocamento do CP, uma vez que a contribuição das acelerações dos diversos segmentos para as oscilações do CP não pode ser isolada (KILBY; MOLENAAR; NEWELL, 2015; PANZER; BANDINELLI; HALLETT, 1995). Para a análise destas estratégias, assim como a contribuição de cada segmento no deslocamento do CM (KILBY; MOLENAAR; NEWELL, 2015), é necessário o uso de sistemas de captura de movimento ou sensores inerciais colocados sobre o corpo, indicando assim uma possível aplicação para o Kinect v2.

## 1.1 Objetivo

**Objetivo geral:** avaliar o uso do Microsoft Kinect v2 como um possível instrumento para medição das oscilações posturais.

**Objetivos específicos:** comparar os parâmetros estabilométricos calculados a partir do CM obtido pelo Kinect com os parâmetros calculados a partir do CP obtido por uma plataforma de força; avaliar, a partir dos parâmetros calculados, a capacidade das medições do Kinect e da plataforma de força de discriminar diferentes tarefas de perturbação sensorial; comparar os sinais brutos e os parâmetros calculados a partir do CM obtido pelo Kinect com os parâmetros do CM estimado a partir do CP, utilizando o modelo biomecânico do pêndulo invertido.

## **2 Revisão da Literatura**

Nesta revisão são apresentados seis tópicos, controle postural e oscilações posturais, medição das oscilações posturais, avaliação das oscilações posturais, estratégias de controle postural, o Microsoft Kinect e aplicações biomecânicas para o uso do Microsoft Kinect.

### **2.1 Controle postural e oscilações posturais**

A manutenção da posição do corpo, ou do seu CM, dentro dos limites de estabilidade é o objetivo principal do controle postural (LATASH, 2008). Dessa forma, os dois aspectos principais do controle postural são a orientação postural e o equilíbrio postural (HORAK, 2006). A orientação postural envolve o controle ativo dos segmentos corporais em relação à gravidade, à superfície de apoio, às referências internas e ao ambiente. Trata-se, portanto, da condição do corpo de manter determinada posição na realização de tarefas como andar ou simplesmente permanecer de pé. Por isso, o controle postural é complexo e integra a informação de diferentes sistemas sensoriais (GAGEY, 2000; HORAK, 2006), como o sistema vestibular, sistema visual e o sistema somatossensorial (LATASH, 2008), providenciando a orientação espacial para o controle postural. O equilíbrio postural, por sua vez, envolve a coordenação dos sistemas sensoriais e motor na estabilização do centro de massa do corpo diante de perturbações internas e externas na estabilidade postural (HORAK, 2006). Por isso, o mecanismo de equilíbrio é robusto, uma vez que precisa estar apto para compensar eventuais perdas de informação sobre a orientação de um ou dois dos sistemas sensoriais (ASSLÄNDER; PETERKA, 2016), fato comum em atividades cotidianas como abrir ou fechar os olhos, entrar em ambiente escuro ou caminhar sobre uma superfície instável.

Associada à organização dos sistemas sensoriais, está a atuação dos músculos, gerando torques corretivos para compensar os torques induzidos pela atuação da gravidade no corpo, na tentativa de manter o equilíbrio postural. Por isso um indivíduo parado e de pé apresenta pequenas oscilações corporais espontâneas. Este balanço natural do corpo nesta condição é também conhecido como oscilação postural (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003), sendo normalmente representado pelos deslocamentos do centro de pressão (CP) e o centro de massa (CM), nas direções anterior-posterior (AP) e medial-lateral (ML), e que podem ser medidas por tipos diferentes de instrumentos. O CP é

definido como o ponto de atuação das forças de reação do solo (FRS) sob os pés, representando a média ponderada de toda a pressão na superfície de contato com o solo, enquanto o CM do corpo é uma medida tridimensional e representa o ponto onde toda a massa de um indivíduo poderia ser representada (WINTER, 2004).

A principal forma de apresentar a relação biomecânica entre o CP e o CM e sua relação com o equilíbrio é utilizando o modelo de pêndulo invertido (WINTER, 1995). Neste modelo, o CM de um indivíduo oscila naturalmente na tentativa de manter o corpo em equilíbrio (Figura 2). Embora simplificado, alguns estudos o consideram suficiente para a análise das oscilações no equilíbrio postural (GAGE et al., 2004; WINTER et al., 1998) quando a estratégia de controle postural utilizada é, em sua maior parte, a partir do tornozelo (PINTER et al., 2008). Para outras estratégias, como o movimento de quadril, o modelo do pêndulo não fornece uma descrição suficiente destas oscilações, por não levar em conta a contribuição de outras articulações no controle postural (GAGEY, 2000; KUO et al., 1998; PINTER et al., 2008).

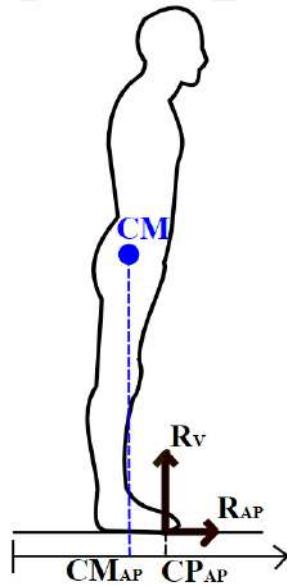


Figura 2: Representação do CP e CM.  $R_v$  e  $R_{AP}$  são as componentes vertical e AP da força de reação do solo,  $CM_{AP}$  e  $CP_{AP}$  as projeções do CM e CP na direção AP.

A partir do modelo apresentado, o CM poderia ser representado como a variável controlada e o CP como variável de controle (WINTER, 1995). Com a variação da posição do CM, a trajetória do CP oscilaria em torno da projeção do CM no plano horizontal na tentativa de desacelerar e reverter seu movimento pois, para a manutenção do equilíbrio, a projeção do CM deveria permanecer dentro da área da base de suporte

(WINTER, 2004). Por isso o deslocamento do CP sempre excede o deslocamento do CM (Figura 3). Portanto, o CM é considerado como a variável que verdadeiramente indica a oscilação do corpo, enquanto o CP é a variável resultante da resposta neuromuscular da oscilação do CM (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). Uma outra forma de representar a relação entre as duas variáveis é baseada nas definições da mecânica newtoniana e propõe encontrar a posição do CM a partir da dupla integração da aceleração, medida pelas componentes horizontais da FRS, uma vez que essas forças representariam a aceleração do CM (KING; ZATSIORSKY, 1997; SHIMBA, 1984).

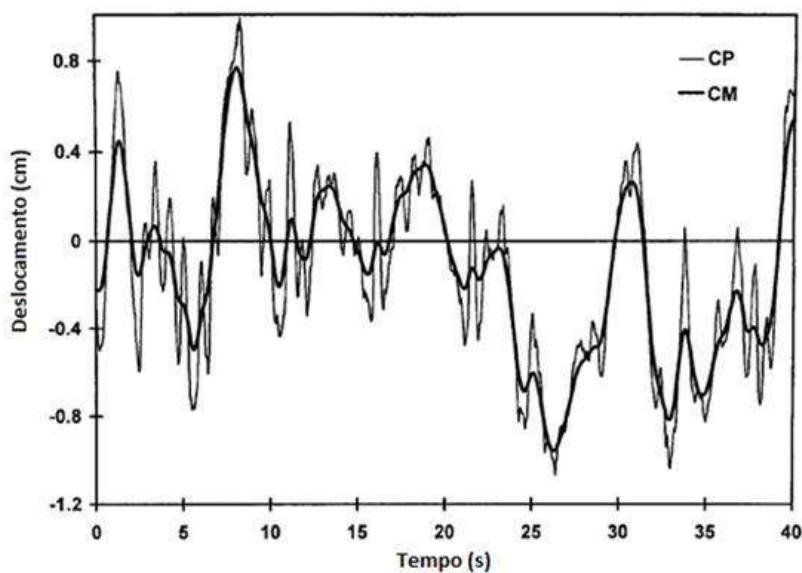


Figura 3: Deslocamento do CM e do CP na mesma direção. Imagem adaptada de WINTER *et al.* (1998).

## 2.2 Medição das oscilações posturais

### 2.2.1 Medição do centro de pressão

Diferentes tipos de transdutores de força podem ser empregados para medir as forças externas exercidas por um determinado corpo. A aplicação mais comum destes transdutores em biomecânica é em plataformas de força, que são utilizadas para o registro da FRS (WHITTLESEY, 2013). A FRS é uma força que atua na superfície de contato (solo) para o objeto (no caso, o corpo humano) em que se está em contato. Essa força é decorrente das ações musculares e do peso corporal transmitido através dos pés (BARELA; DUARTE, 2011). Portanto, a medição da FRS possui diversas aplicações em estudos sobre equilíbrio, marcha, esportes e outras análises estáticas e dinâmicas.

Nestes dispositivos, a transdução de força pode ser feita por sensores piezoelétricos, sensores baseados em efeito Hall e *strain gauges*. Estes últimos são mais comumente usados, pois os sensores são menos caros que os piezoelétricos e possuem boa capacidade estática, embora sua sensibilidade e faixa de frequência sejam menores (WHITTLESEY, 2013). As variáveis medidas pela plataforma de força vão depender do tipo de célula de carga empregado na construção da plataforma e poderão ser baseadas nas três componentes da FRS ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ) e os momentos em torno destes eixos ( $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ). A plataforma de força consiste em duas superfícies rígidas, uma superior e uma inferior, que são interligadas por sensores de força. Há vários modos de construção da plataforma segundo o posicionamento dos sensores, destacando-se três em particular: plataforma com um único sensor no seu centro; plataforma triangular com sensores nos seus três cantos; e plataforma retangular com sensores nos seus quatro cantos (BARELA; DUARTE, 2011). Esse último modo de construção é o mais utilizado nas plataformas comercialmente disponíveis. Outros modelos podem apresentar ainda mais do que quatro transdutores de força.

Embora as medidas das componentes da FRS e dos momentos dos eixos tenham algumas aplicações, o principal uso de plataformas de força é para medir a posição do CP. O CP é, portanto, definido como o ponto de aplicação da FRS sob os pés (WINTER, 2004), ou seja, uma medida espacial. O CP pode ser medido com plataformas que utilizem sensores uniaxiais ou que meçam as componentes de força em mais eixos. Para o caso dos sensores uniaxiais, a componente de força vertical  $F_z$  é igual ao somatório das forças medidas nos quatro transdutores,  $F_z = F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4}$  (Figura 4).

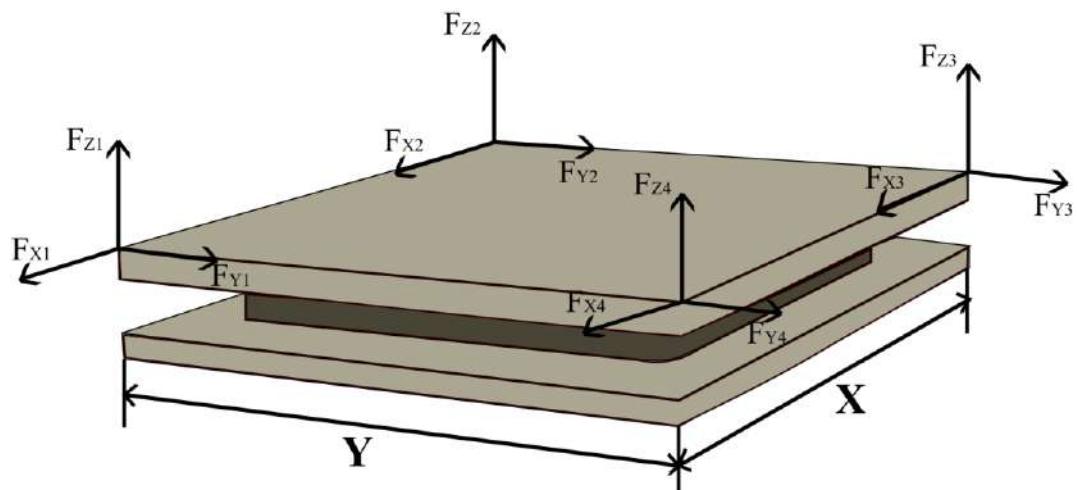


Figura 4: Plataforma de força utilizando quatro transdutores de força.

Já a posição do CP é determinada pelas forças verticais relativas em cada um dos transdutores ( $F_{z1}, F_{z2}, F_{z3}, F_{z4}$ ), conforme é apresentado nas Equações 1 e 2, onde  $CP_y$  é a posição do CP na direção AP e  $CP_x$  a posição do CP na direção ML. Este cálculo também pode ser feito utilizando uma configuração de apenas três transdutores, dispostos de forma triangular, apresentando como diferença apenas a relação entre as forças (GAGEY, 2000).

$$CP_y = \frac{Y}{2} \left[ 1 + \frac{(F_{z3} + F_{z4}) - (F_{z1} + F_{z2})}{F_z} \right] \quad (1)$$

$$CP_x = \frac{X}{2} \left[ 1 + \frac{(F_{z2} + F_{z3}) - (F_{z1} + F_{z4})}{F_z} \right] \quad (2)$$

Uma forma alternativa de se encontrar a posição do CP em transdutores que meçam também os momentos nos eixos é utilizando as Equações 3 e 4. A vantagem desta forma de medição está no fato dela permitir um fator de correção ao introduzir elementos acima da plataforma. Quando não houver nenhuma superfície acima da plataforma, teremos  $h = 0$  (BARELA; DUARTE, 2011).

$$CP_y = \frac{-h \cdot F_Y + M_X}{F_z} \quad (3)$$

$$CP_x = \frac{-h \cdot F_X + M_Y}{F_z} \quad (4)$$

## 2.2.2 Medição do centro de massa

Para medição das oscilações posturais a partir da trajetória do CM, diferentes técnicas podem ser empregadas, sendo a mais comum a média ponderada da posição do CM de segmentos individuais do corpo a partir da cinemetría (WINTER, 2004). Muitos estudos, entretanto, também estimaram a trajetória do CM a partir do deslocamento do CP, obtido por plataforma de força. Estas técnicas se baseiam na relação entre as duas variáveis tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência. Pelo fato da posição do CP variar em torno da posição do CM, aparentemente possuindo uma parte do movimento devido a componentes de mais alta frequência, BENDA *et al.* (1994) propuseram que o CM poderia ser encontrado através da filtragem do CP com um passa-baixas e frequência de corte de 0,4 Hz. Este procedimento foi feito truncando a transformada de Fourier do CP e descartando todas as frequências acima deste valor.

Uma função de transferência também foi proposta utilizando o modelo do pêndulo invertido no domínio da frequência com frequências arbitrárias (BRENIÈRE, 1996) ou se baseando nas medidas antropométricas, como o momento de inércia e o peso do indivíduo (CARON; FAURE; BRENIÈRE, 1997; ROUGIER et al., 2001). Este método foi comparado com sistemas utilizando câmeras e marcadores por LAFOND *et al.* (2004), que concluíram que os resultados deste modelo são dependentes do tipo de movimento realizado. Oscilações em repouso apresentaram um erro menor entre as duas técnicas do que quando um indivíduo realizou movimentos voluntários do quadril. A Equação 5 apresenta essa função de transferência, onde W é a força peso do corpo, h a altura do CM acima do tornozelo (eixo de rotação do pêndulo) e I<sub>a</sub> o momento de inércia do corpo acima do tornozelo (ROUGIER et al., 2001).

$$CP(t) - CM(t) = -\frac{I_a}{Wh} CM''(t) \quad \mathcal{L}\{ \} \rightarrow \quad \frac{\overline{CM}(s)}{\overline{CP}(s)} = \frac{\frac{Wh}{I_a}}{\frac{Wh}{I_a} - s^2} \quad (5)$$

Outra forma utilizada para se obter o CM a partir de uma plataforma de força é pela dupla integração das acelerações no plano horizontal, obtidas pela divisão das forças neste plano pela massa do indivíduo (KING; ZATSIORSKY, 1997; SHIMBA, 1984). Esta técnica parte do princípio que o CM e o CP coincidem quando as forças são iguais a zero, para determinar as constantes de integração (KING; ZATSIORSKY, 1997). Comparado com a cinemetria, este método apresentou menor erro do que a utilização do modelo de pêndulo invertido (LAFOND; DUARTE; PRINCE, 2004). Deve-se notar, entretanto, que as forças horizontais podem estar sujeitas a presença de ruído ou *offset*, por possuírem módulos muito pequenos (GAGEY, 2000). Estratégias, como a filtragem do sinal, devem ser utilizadas com cuidado, uma vez que modificações nestas forças impactam diretamente no cálculo do CM.

Para a obtenção do CM sem a utilização da plataforma de força, a principal forma é pelo uso da cinemetria, um conjunto de técnicas utilizadas para medição de parâmetros cinemáticos do corpo como posição e orientação de segmentos, velocidade e aceleração. Em conjunto com dados antropométricos do indivíduo, é possível obter a posição, e com isso a trajetória do deslocamento do CM (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). As técnicas mais utilizadas para a cinemetria são a captura do movimento utilizando câmeras de vídeo ou sensores de profundidade que utilizam emissão de luz infravermelha (IR) (WINTER,

2004), podendo ser realizada também com a fixação de sensores inerciais leves em segmentos do corpo ou, ainda, eletrogoniômetros (PAILLARD; NOÉ, 2015).

Em dispositivos que utilizam IR, como o Vicon ou Optotrak, uma câmera composta por receptores IR é utilizada para filmar a posição de marcadores colocados sobre o corpo. Para isso, estes marcadores precisam ser compostos de diodos emissores de IR ou de refletores, e neste caso é necessária a utilização de emissores para esta mesma faixa de frequência do espectro (normalmente, presentes junto à câmera). Estes marcadores são posicionados em pontos específicos (Figura 5), normalmente nas extremidades e articulações, para determinar a posição dos segmentos corporais no espaço. Alguns dispositivos, entretanto, utilizam métodos de processamento de imagem que dispensam o uso de marcadores.

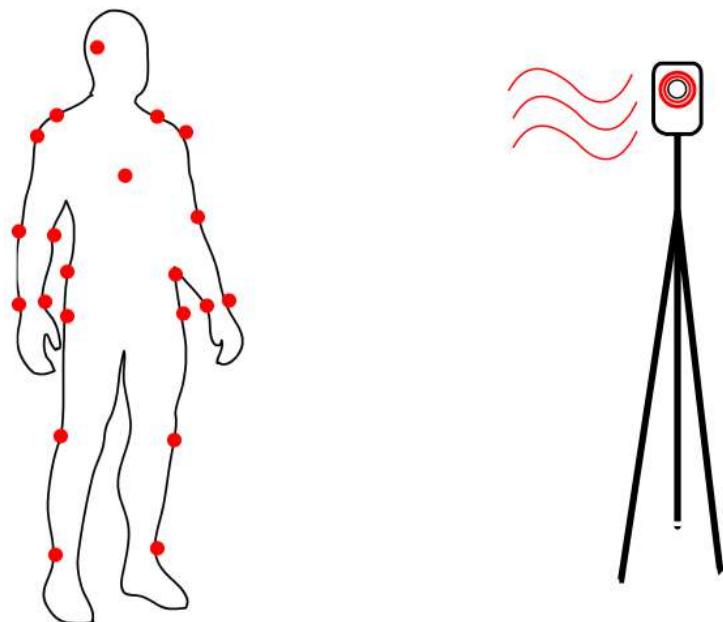


Figura 5: Exemplo de posicionamento de marcadores.

Estas informações de posição podem ser utilizadas em conjunto com tabelas antropométricas que contenham informações a respeito da posição do CM de cada segmento do corpo em relação às suas extremidades proximais e distais, e sua respectiva fração da massa total do corpo. Isto porque o CM total é calculado como a média ponderada do CM individual de cada parte do corpo (WINTER, 2004), e pode ser encontrado pela Equação 6:

$$CM = \sum p_i f_i \quad (6)$$

onde CM é a posição do CM total do corpo,  $p_i$  é a posição do CM do segmento  $i$  numa determinada direção (ML, AP ou vertical) e  $f_i$  é a fração de massa, em relação ao total do corpo, correspondente ao segmento  $i$ . Por este motivo, este método é chamado de método segmentar, ou ainda método cinemático, uma vez que se baseia na média das posições dos segmentos corporais e as utiliza para calcular o movimento do CM (LAFOND; DUARTE; PRINCE, 2004; YEUNG et al., 2014).

### 2.3 Avaliação das oscilações posturais

O controle postural pode ser avaliado de forma qualitativa, através de escalas que descrevam como o controle postural se estabelece em relação aos aspectos mecânicos e neurofisiológicos, ou de forma quantitativa, pela medição do movimento do CM, CP e dos segmentos corporais, além da atividade eletromiográfica (PAILLARD; NOÉ, 2015). Uma técnica importante para essa avaliação é o registro e quantificação das oscilações posturais, chamado de estabilometria. Espera-se, a partir dessas medidas, a definição de parâmetros que caracterizem o comportamento do equilíbrio e permitam comparações em diferentes situações (GAGEY, 2000). Assim, uma vez que alguns tipos de doenças como as neurológicas e vestibulares, ou fatores como o aumento da idade, estão relacionadas com o prejuízo do equilíbrio, uma técnica quantitativa de avaliação postural pode orientar na elaboração de diagnóstico, escolha de tratamentos ou no monitoramento da eficácia de tratamentos prolongados (NARDONE; SCHIEPPATI, 2010; VISSER et al., 2008).

A escolha correta de protocolos de teste e variáveis a serem analisadas permitiu um estudo mais profundo da patofisiologia de doenças relacionadas ao equilíbrio postural em grupos de pacientes, entretanto com poucos estudos indicando a utilidade clínica para indivíduos isolados (VISSER et al., 2008). Por isso, a estabilometria é pouco usada em diagnóstico, uma vez que diferentes doenças podem apresentar as mesmas alterações para variáveis analisadas. Entretanto, as avaliações do controle postural ainda poderiam apresentar maior utilidade em rastreamento (*screening*) para problemas no equilíbrio, déficits sensoriais ou problemas neurológicos (NARDONE; SCHIEPPATI, 2010).

Entre as medidas de oscilação postural, a trajetória do deslocamento do CP é a mais utilizada nos estudos (LATASH, 2008), além da velocidade média do deslocamento e a área de oscilação como parâmetros comuns para serem analisados (LATASH, 2008; RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005). Em geral, os valores destes parâmetros,

quando analisados em grupos, tendem a aumentar em condições onde é esperada uma menor estabilidade, por exemplo no envelhecimento, em indivíduos com os olhos fechados ou com a introdução de alguma perturbação proprioceptiva, como a introdução de uma camada de espuma sob os pés, (RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005). A área de oscilação, por exemplo, tende a ser maior em indivíduos com diferentes tipos de lesões ou doenças que afetem o equilíbrio postural, se comparados com um grupo controle de indivíduos saudáveis (NARDONE; SCHIEPPATI, 2010). O fato de se retirar a realimentação visual, como acontece ao fechar os olhos, também provoca aumento na área de oscilação (OLIVEIRA; SIMPSON; NADAL, 1996) e na velocidade do deslocamento corporal (SILVA; NADAL; INFANTOSI, 2012).

O deslocamento do CM também é considerado como uma medida de oscilação postural (CARON et al., 2000; KING; ZATSIORSKY, 1997; LAFOND; DUARTE; PRINCE, 2004). Entretanto, o CM foi menos estudado para medições de oscilações postural, provavelmente devido à dificuldade de sua posição e deslocamento serem estimados (CARON et al., 2000). Muitos dos parâmetros avaliados do CM são os mesmo que os obtidos a partir do CP (HASAN et al., 1996; PAILLARD; NOÉ, 2015). Em especial a velocidade do deslocamento é um parâmetro significativo obtido do registro da trajetória do CM (KILBY; MOLENAAR; NEWELL, 2015; PAI; PATTON, 1997). Também a análise do CM parece ser atraente em indivíduos com altas frequências de oscilação, uma vez que esta variável representaria melhor o movimento do corpo (KING; ZATSIORSKY, 1997). Isto porque as acelerações de segmentos individuais do corpo também estariam presentes no CP e não poderiam ser isoladas (PANZER; BANDINELLI; HALLETT, 1995). Portanto, as duas medidas, CM e CP, apresentam informações diferentes a respeito das oscilações posturais e, com suas devidas considerações, poderiam ser usadas para representá-las.

### **2.3.1 Parâmetros associados ao CP e CM**

Diversos parâmetros foram propostos para avaliação das oscilações corporais a partir da trajetória do CP na tentativa de explicar variações no controle postural entre grupos diferentes de indivíduos, sendo os mais comuns os que se baseiam em medições no domínio do tempo ou frequência (PRIETO et al., 1996). A Figura 6 apresenta duas representações destas oscilações no domínio do tempo, que são o estatocinesiograma, projeção do CP no plano horizontal, e o estabilograma, variação do CP nas direções ML

ou AP (PAILLARD; NOÉ, 2015). Outros parâmetros, como os baseados na análise de difusão do estabilograma, também foram usados em estudos e apresentaram uma boa sensibilidade em detectar alterações no controle postural (MAURER; PETERKA, 2005). Entre os parâmetros mais comuns baseados no tempo e na frequência, estão: a área de oscilação, calculada como a região onde estaria a maior parte das amostras do CP no plano horizontal; velocidade média de oscilação; amplitude máxima; valor RMS do sinal; faixa de frequência onde estaria contida determinada porcentagem da energia total do sinal (PAILLARD; NOÉ, 2015). Embora possuam significados físicos distintos, geralmente os mesmos parâmetros são calculados para as oscilações do CM e CP (HASAN et al., 1996; PAILLARD; NOÉ, 2015; ROMANO et al., 2015).

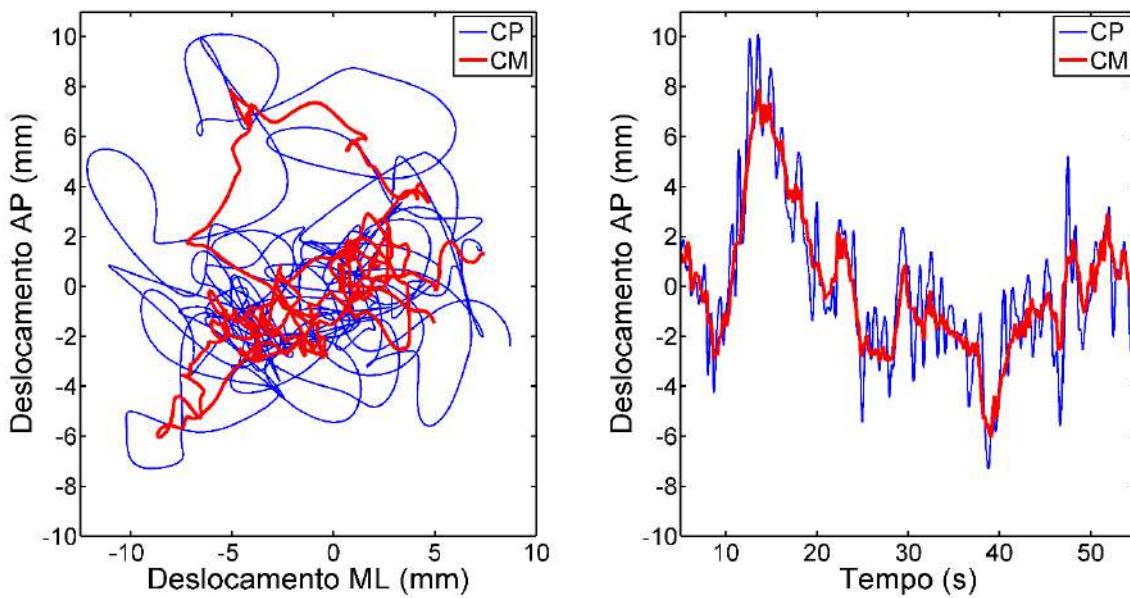


Figura 6: a) Estatocinesiograma entre CP (azul, fina) e CM (vermelho, espessa). b) Estabilograma na direção AP. Exemplos obtidos com os dados do presente estudo.

O parâmetro área normalmente é calculado como a região onde estaria contida determinada quantidade dos pontos do CP medidos no plano MLxAP (Figura 6a). Formas diferentes de calcular essa região podem ser: a área, circular ou elíptica, onde estão 95% das medidas do CP nas direções ML e AP (HASAN et al., 1996; PRIETO et al., 1996); a área elíptica poderia também ser calculada a partir das componentes principais do sinal, contendo 95% das amostras em cada direção, e que contém 85,35% das amostras totais do CP (OLIVEIRA; SIMPSON; NADAL, 1996); ou ainda a área total onde estariam contidos todos os pontos (RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005). Ainda

baseado no plano MLxAP, o cálculo da velocidade média de oscilação, que na verdade seria a média das velocidades instantâneas, é feito como o somatório do módulo das distâncias entre uma amostra e a anterior dividida pela duração do teste (PRIETO et al., 1996). Este cálculo também é feito para as medidas do estabilograma na direção ML e AP. A amplitude é calculada como a diferença entre um ponto máximo e mínimo do estabilograma (Figura 6b), nas direções ML e AP separadamente, assim como o valor RMS, que na condição onde a média é retirada é igual ao desvio padrão do deslocamento do CP (HASAN et al., 1996; PRIETO et al., 1996).

Entre os parâmetros baseados no domínio da frequência estão principalmente as medidas que se baseiam em qual faixa de frequência estaria contido determinado percentual da energia total do sinal (BARATTO et al., 2002), na direção ML ou AP. A energia total do sinal é calculada como a área sob a curva da densidade espectral de potência (PSD) do estabilograma. Normalmente é buscada a frequência cuja área sob a curva corresponda a 50%, 80%, 95% ou ainda 99% da energia total do sinal (BARATTO et al., 2002; MAURER; PETERKA, 2005; PRIETO et al., 1996), podendo outras faixas de frequência serem consideradas. Entretanto, uma especial atenção deve ser dada ao método utilizado no cálculo da PSD, como a escolha da quantidade de janelas, duração total do teste (uma vez que testes maiores representam melhor as frequências mais baixas de oscilação), subtração ou não da tendência (constante ou linear) em cada janela para remoção de viés e frequência de amostragem (VIEIRA; OLIVEIRA; NADAL, 2009). Muitos outros parâmetros calculados no domínio da frequência e do tempo já foram propostos, mas não foram considerados neste trabalho.

## 2.4 Estratégias de controle postural

Além da estimativa tridimensional da posição do CM, dados cinemáticos podem ser utilizados para fornecer informações sobre estratégias de controle postural (VISSER et al., 2008), considerando não apenas a trajetória das oscilações, mas também os diferentes tipos de estratégia utilizados (KUO et al., 1998). Estas informações podem auxiliar na compreensão do controle e análise postural, uma vez que alterações nas oscilações posturais podem significar tanto mudanças no equilíbrio quanto a adoção de uma estratégia diferente de orientação postural (PANZER; BANDINELLI; HALLETT, 1995). No caso dos indicadores do CP, há uma combinação inseparável de informações provenientes da localização e aceleração do CM (KUO et al., 1998). Também o

deslocamento do CM pode apresentar oscilações semelhantes para diferentes combinações de movimento dos segmentos corporais. PINTER *et al.* (2008) concluíram que o modelo do pêndulo invertido, que é baseado na suposição de que o controle postural é realizado a partir dos músculos flexores dorsais e plantares do tornozelo e as outras articulações não contribuem para as oscilações posturais, não fornece uma descrição abrangente destas oscilações. Outra estratégia comum seria a partir da flexão ou extensão de quadril (Figura 7), para mover o CM para frente ou para trás (WINTER, 1995).

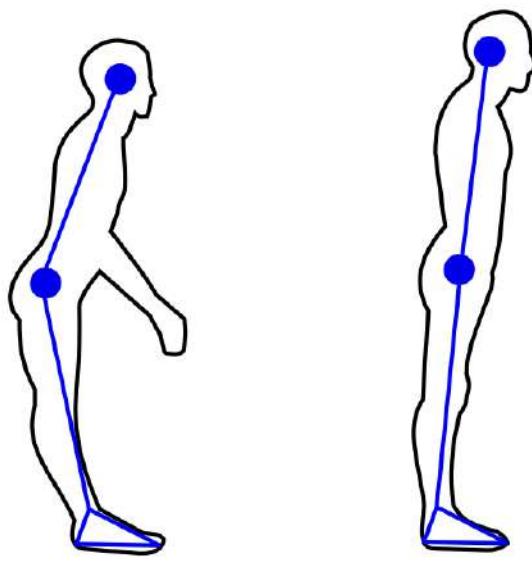


Figura 7: Utilização da estratégia de quadril e tornozelo, respectivamente, de acordo com WINTER (1995).

PANZER *et al.* (1995), utilizando um sistema de captura de movimentos com marcadores, observaram que indivíduos idosos parecem reduzir o uso de movimentos curtos e contínuos, em oposição a indivíduos jovens, se baseando em ajustes mais amplos que provavelmente envolvem mais movimento de tronco e quadril. Esta mudança foi associada à adoção de um controle postural mais cauteloso diante das mudanças fisiológicas no envelhecimento. KUO *et al.* (1998), utilizando goniômetros montados com potenciômetros, verificaram que diferentes condições visuais (como olhos abertos ou fechados) e somatossensoriais (ficar sobre uma plataforma móvel) produzem alterações distintas na coordenação postural. BASTON *et al.* (2014), utilizando sensores inerciais, propuseram um método para avaliar o uso da estratégia de tornozelo e quadril em indivíduos saudáveis, com doença de Parkinson (DP) e Paralisia Supranuclear Progressiva (PSP). Seus resultados estavam de acordo com estudos que indicavam o aumento no uso da estratégia de quadril em indivíduos saudáveis quando a informação

somatossensorial era prejudicada. Entretanto, concluiu que indivíduos com DP e PSP persistiam em usar a estratégia de tornozelo, mesmo com a propriocepção alterada.

Outra possível utilização da cinemetria é na identificação da contribuição de articulações e segmentos do corpo para o controle e deslocamento do CM e CP. Modelos com diferentes graus de liberdade podem considerar ângulo e posição do tornozelo, quadril, joelho, tronco e cabeça e sua influência nas oscilações posturais (KILBY; MOLENAAR; NEWELL, 2015). Muitos métodos foram empregados para identificar e quantificar a contribuição dessas variáveis, como análise de componentes principais, análise de correlação canônica multivariada, análise de correlação cruzada entre outros métodos nos domínios do tempo e frequência (PAILLARD; NOÉ, 2015). Além disso, o estudo do deslocamento de segmentos individuais tem ajudado a desvendar algumas instabilidades posturais em doenças específicas, algumas vezes revelando anormalidades que não eram clinicamente aparentes (VISSER et al., 2008).

## 2.5 O Microsoft Kinect

O Microsoft Kinect, tanto em sua primeira (v1) como em sua segunda versão (v2), é um dispositivo composto por uma série de sensores (Figura 8). O dispositivo conta com uma câmera RGB de alta definição, com taxa de amostragem nominal de 30 Hz (podendo variar devido a condições de processamento, normalmente diminuindo). Uma câmera de IR, com taxa de amostragem nominal de 30 Hz; sensor de profundidade, proveniente da interação da câmera IR com um emissor IR do próprio Kinect. O dispositivo também possui microfones em série para a captação de som. Para aquisição dos dados, é necessário um adaptador com uma entrada, conectada à saída do Kinect, e duas saídas, uma para alimentação (127 V AC) e outra para a transmissão dos dados ao computador (USB 2.0 para o Kinect v1 e USB 3.0 para o Kinect v2). O sensor de mapeamento de profundidade do Kinect v2, diferentemente do Kinect v1 que possuía um dispositivo de luz estruturada, utiliza a tecnologia *time-to-flight* para registrar a distância entre o dispositivo e os objetos do ambiente (ZENNARO et al., 2015). O princípio básico de operação deste tipo de sensor consiste na emissão de um sinal modulado por uma série de emissores IR que viajam até o ponto medido, são refletidos e novamente recebidos pelo sensor. Pela diferença de fase, o tempo que o sinal demora entre a emissão e captação pelo dispositivo é calculado e assim usado na medição da distância entre o Kinect e o objeto (WASENMÜLLER; STRICKER, 2016).

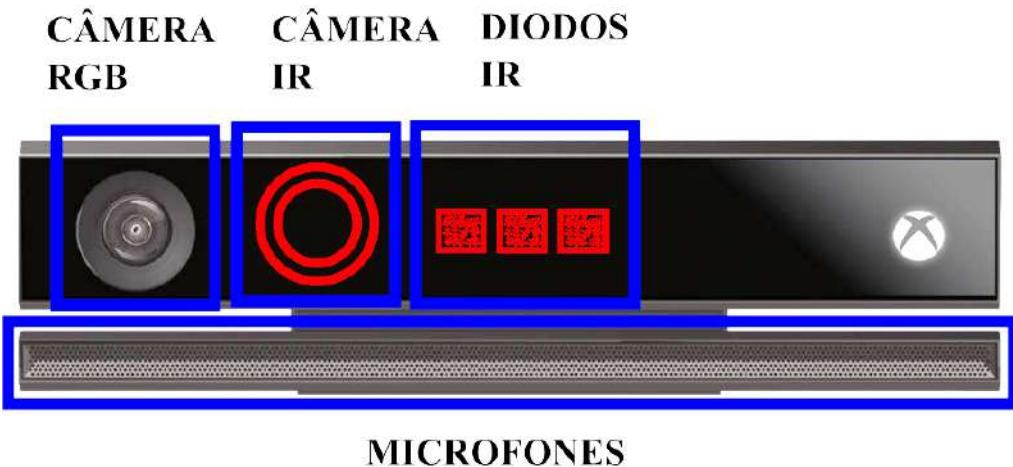


Figura 8: Posição dos sensores do Microsoft Kinect v2.

Alguns estudos propuseram uma avaliação detalhada do mapa de profundidade do novo Kinect, comparando-o com outros equipamentos ou padrões (FÜRSATTEL et al., 2016; LACHAT et al., 2015). Outros estudos ainda fizeram comparações com a primeira versão do Kinect (PAGLIARI; PINTO, 2015; SARBOLANDI; LEFLOCH; KOLB, 2015; WANG et al., 2015; WASENMÜLLER; STRICKER, 2016; YANG et al., 2015; ZENNARO et al., 2015). Os resultados indicaram uma melhor precisão do Kinect v2 em relação ao Kinect v1, uma vez que o desvio padrão das medidas é menor e exatidão não diminui com a distância entre o equipamento e o alvo medido. Outros resultados incluem maior robustez em relação a interferência de luz (natural e artificial) e maior exatidão na detecção de segmentos do corpo, sugerindo que os trabalhos anteriormente realizados com o Kinect v1 poderiam apresentar resultados melhores se repetidos com a nova versão do dispositivo. A Tabela 1 apresenta uma comparação entre as versões do Kinect.

Tabela 1: Comparação entre as duas versões do Kinect

Item	Kinect V1	Kinect V2
Câmera RGB (pixel)	640 x 480	1920 x 1080
Mapa de profundidade (pixel)	320 x 240	512 x 424
Distância Mínima/Máxima (m)	0,8 / 4,0	0,5 / 4,5
Campo de visão Horizontal/Vertical (°)	57 / 43	70 / 60
Juntas detectadas	20	25
Taxa de amostragem (Hz)	30	30

O sensor de profundidade do Kinect v2 foi avaliado através de medições para um alvo fixo. Quanto a exatidão do sensor, encontraram um *offset* que era independente da distância entre o dispositivo e o alvo, de aproximadamente -18 mm (FÜRSATTEL et al., 2016; WASENMÜLLER; STRICKER, 2016). A precisão do instrumento é dependente da distância entre o Kinect e o alvo medido. Para a distância de 2 m, utilizada neste trabalho, o desvio padrão do erro é menor que 1,25 mm (BUTKIEWICZ, 2014). Este valor pode variar de acordo com a cor do objeto avaliado, uma vez que superfícies de cor preta são menos reflexivas. Para superfícies desta cor, o desvio padrão pode chegar até 4 mm, sendo que para superfícies coloridas fica na faixa de 1 mm (WASENMÜLLER; STRICKER, 2016).

O Kinect v2 é capaz de detectar 25 juntas (articulações e outros pontos do corpo), em comparação com as 20 detectadas pelo Kinect v1. Estes pontos são expressos em coordenadas cartesianas (x,y,z), de acordo com o sistema de referência do Kinect (Figura 9). A exatidão e precisão do sistema de rastreamento estão associadas às características do sensor de profundidade, diferindo, entretanto, pelo fato de as juntas serem baseadas nas bordas da superfície do corpo e conterem médias de pixels. Em uma comparação em condições estáticas com um sistema Vicon, as juntas detectadas pelo Kinect v2 apresentaram baixa correlação ( $r < 0,4$ ) para os pés e tornozelos, alta correlação ( $r > 0,8$ ) para as mãos e joelhos e correlação muito alta ( $r > 0,9$ ) para as outras juntas (OTTE et al., 2016). A fraca correlação para os pés e tornozelos exerce uma influência menor na estimativa do CM, uma vez que este é uma média ponderada da posição dos segmentos do corpo e estas juntas possuem peso menor.

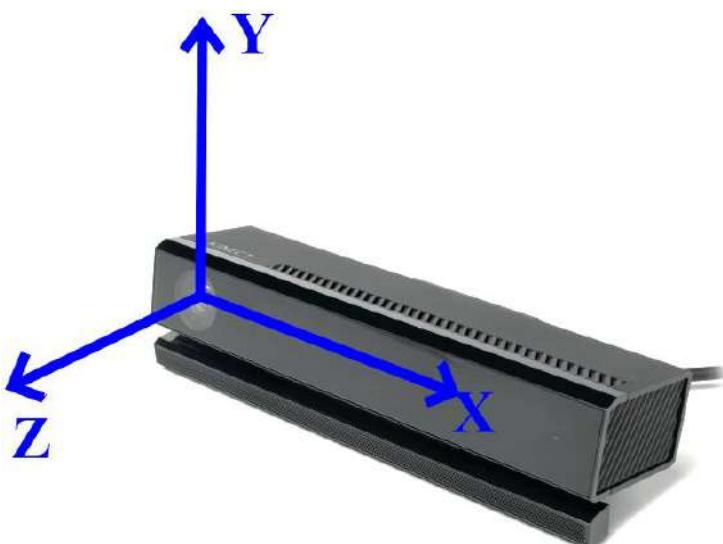


Figura 9: Sistema de referência dos eixos do Kinect.

## 2.6 Aplicações biomecânicas para o uso do Kinect

Uma vez que o Kinect é um dispositivo composto por um conjunto de diferentes sensores, seu uso foi proposto para uma série de aplicações. Somado a isto, a disponibilidade de funções e biblioteca para acessar suas principais funções, como o mapa de profundidade e a câmera de vídeo, permitiram que a primeira versão do Kinect fosse utilizada em diferentes tarefas, como por exemplo para a medição da variação de volume respiratório (AOKI et al., 2012; YU et al., 2012) utilizando o mapa de profundidade ou ainda medição da frequência cardíaca utilizando a câmera RGB (PROCHÁZKA et al., 2016), pela mudança da tonalidade da pele em pontos sensíveis. Uma vez que o dispositivo possuía a capacidade de medição de variações de movimento em três dimensões com o sensor de profundidade, diversas aplicações também foram encontradas na área da biomecânica.

Os primeiros estudos sugeriram que, devido ao baixo custo e facilidade de aquisição do dispositivo, o Kinect poderia ser utilizado para o monitoramento do risco de quedas de pessoas em casa (STONE; SKUBIC, 2011). Os resultados encontrados foram semelhantes aos obtidos por um sistema Vicon e um sistema composto por uma série de câmeras convencionais, exigindo porém bem menos capacidade computacional. Outra utilização proposta para telemedicina foi a análise de marcha (STONE; SKUBIC, 2012), como forma de detectar problemas de saúde ou acompanhar pacientes em reabilitação motora. Outras aplicações, após testes *in vitro*, propuseram avaliações ergonômicas em áreas de trabalho, uma vez que o Kinect é um dispositivo leve e portátil e o transporte, além do espaço necessário, de equipamentos é uma limitação de sistemas padrão (DUTTA, 2012). Outros testes *in vitro* avaliaram a capacidade de medição de ângulos, encontrando uma exatidão de 2° para o Kinect (SCHMITZ et al., 2014). Estes estudos também sugeriram que novas investigações deveriam ser feitas para explorar melhor as capacidades do dispositivo.

Entretanto, a facilidade de acesso ao sistema de detecção de movimento (SHOTTON et al., 2011) permitiu que outros estudos fossem realizados para a avaliação do controle postural. Assim, o Kinect foi comparado a um sistema Vicon, uma vez que é capaz de detectar alguns segmentos do corpo (Figura 10) para a realização de testes de controle postural medindo o alcance lateral, alcance frontal e equilíbrio unipodal (CLARK et al., 2012). Foram comparados os deslocamentos de segmentos individuais do

corpo e ângulos do tronco, onde foi encontrada uma correlação alta ( $r > 0,9$ ) entre todas as medições feitas pelo Vicon e pelo Kinect. Além da concordância entre as medições, foram destacados a facilidade de aquisição, baixo preço, portabilidade e, principalmente, a dispensa do uso de marcadores corporais. Este sistema também foi usado para avaliação da marcha (CLARK et al., 2013; GABEL et al., 2012), indicando concordâncias em uma série de parâmetros, mas apresentando maiores limitações para medições que exigissem identificação precisa de eventos no tempo, como a duração do passo. Por fim, pelas vantagens do Kinect, foram sugeridas novas investigações que considerassem o uso do instrumento em clínicas e para monitoramento em casa.

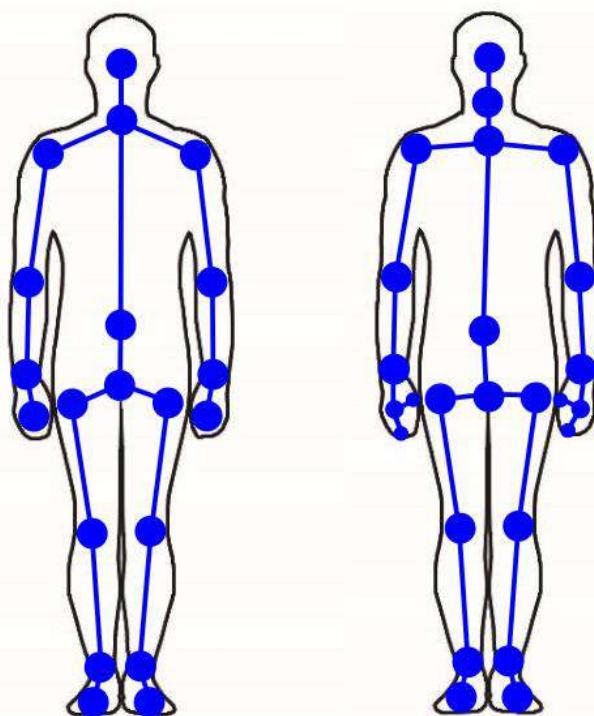


Figura 10: Segmentos do corpo detectados pelo Kinect V1 e Kinect V2, respectivamente.

Outros trabalhos também propuseram o acompanhamento remoto de pacientes, como na avaliação da postura em idosos durante a realização de exercício (OBDRZÁLEK et al., 2012), na medição de padrões de movimento em jogos de reabilitação (VAN DIEST et al., 2014) e na análise de marcha e reconhecimento de padrões de movimento em pacientes com doença de Parkinson (TUPA et al., 2015). Além disso, alguns estudos compararam o Kinect ao sistema Vicon para medições do tamanho de segmentos corporais, encontrando uma repetibilidade parecida entre os dois instrumentos (BONNECHÈRE et al., 2014). Em medições no mesmo dia, o coeficiente de correlação intraclasse ICC calculado apresentou valores  $ICC > 0,95$  para o Vicon e  $ICC > 0,89$  para

o Kinect, enquanto em dias diferentes os valores foram ICC > 0,87 para o Vicon e ICC > 0,88 para o Kinect. Na avaliação de diversas medições cinemáticas, o Kinect apresentou resultados comparáveis a sistemas de referência principalmente para movimento de ombro, cotovelo, quadril e joelho (SHOLUKHA et al., 2013). Para outros segmentos e articulações, como tornozelo, punho e antebraço, o Kinect foi menos preciso.

A primeira versão do Kinect foi utilizada para a avaliação das oscilações posturais, medindo a trajetória do CM com o Kinect e comparando-a com sistemas de captura de movimento (Vicon e Optotrak), com o CM obtido por plataforma de força ou com o CP (LIM et al., 2015; ROMANO et al., 2015; YANG et al., 2014; YEUNG et al., 2014). Os resultados encontrados para avaliações estáticas apresentaram uma forte correlação entre os sinais brutos obtidos pelo Kinect e o Vicon ( $r > 0,9$ ) em todas as condições testadas nas direções ML e AP (YEUNG et al., 2014), e entre alguns parâmetros estabilométricos obtidos a partir das duas medidas, como valor RMS ( $r = 0,97$ ) e velocidade do CM ( $r = 0,94$ ) (YANG et al., 2014). Foram realizados testes em diferentes condições de alterações sensoriais, como permanecer com olhos abertos e fechados e sobre uma superfície rígida e uma superfície instável. A correlação média encontrada entre o Kinect e o sistema Vicon foi de  $r = 0,95$ , obtendo melhores resultados para as tarefas difíceis (permanecer com os olhos fechados sobre superfície instável), portanto, com maior amplitude de oscilação (YEUNG et al., 2014). Testes também foram feitos em plataformas rotacionais apresentando resultado um pouco inferiores ( $0,59 < r < 0,66$  para todas as direções) do que as condições estáticas (LIM et al., 2015). Nas comparações com o CP, foram relatadas forte correlação ( $r > 0,9$ ) com os parâmetros área, velocidade, e valor RMS dos sinais (ROMANO et al., 2015).

Após o lançamento da nova versão do dispositivo, o Kinect v2, alguns estudos propuseram refazer os mesmos teste que haviam sido realizados com a primeira versão (CLARK et al., 2015; MENTIPLAY et al., 2015), comparando os resultados para as duas versões do Kinect, tendo como referências sistemas de captura de movimento padrão. Os resultados encontrados entre as duas versões do dispositivo foram próximos ou sutilmente inferiores para o Kinect v2 em relação ao Kinect v1. Entretanto, alguns pontos foram levantados pelo autores, como o fato de a amostra utilizada nos testes com a segunda versão ser composta por apenas indivíduos saudáveis. Uma vez que estes apresentaram menor amplitude de movimento nos testes realizados em relação ao grupo do estudo anterior (CLARK et al., 2012), a relação sinal ruído das medições seria menor. Também

foram constatadas limitações de hardware no processamento e aquisição, além da escolha de protocolos desfavoráveis às características do Kinect (MENTIPLAY et al., 2015). Outro estudo encontrou resultados parecidos, uma vez que não foram detectadas melhorias significativas entre as duas versões (XU; MCGORRY, 2015). Por este motivo, incentivaram novas investigações com Kinect v2.

Um estudo recente, que comparou o Kinect v2 com um sistema Vicon em diferentes condições estáticas e dinâmicas, avaliou a precisão dos pontos detectados pelo Kinect v2 e a repetibilidade e exatidão de parâmetros clínicos derivados da cinemetria (OTTE et al., 2016). Os resultados indicaram que a comparação entre a exatidão do Kinect v2 com o Vicon pode variar de moderada ( $0,4 < r < 0,7$ ) a muito alta ( $r > 0,9$ ) dependendo da localização do ponto e da tarefa executada. Os autores concluíram que o Kinect v2 poderia fornecer inúmeras vantagens quando comparado a sensores baseados em marcadores, apresentando assim um potencial uso como ferramenta de medições clínicas. Por fim, o Kinect v2 foi avaliado para análise de oscilações posturais, utilizando o método segmentar, em testes de equilíbrio unipodal e em oscilações voluntárias, em comparação com um sistema padrão de cinemetria (ELTOUKHY et al., 2017), pelo coeficiente de concordância de Lin (LIN, 1989). Os resultados indicaram uma alta concordância ( $r_c > 0,99$ ) para as medidas de amplitude e moderada ( $0,90 < r_c < 0,95$ ) para velocidade, entre o Kinect e um sistema de cinemetria, indicando que os sistemas apresentaram resultados comparáveis para este tipo de teste. Todos os estudos realizados com o Kinect v1 e v2 ressaltaram as vantagens do sistema sem marcadores e portátil, indicando que muitos outros campos de aplicação e variáveis de interesse poderiam ser avaliados.

### **3 Materiais e Métodos**

#### **3.1 Metodologia**

##### **3.1.1 Casuística**

Este estudo contou com a participação de 46 voluntários (27 homens) jovens adultos, com idade  $22 \pm 2$  anos (Média  $\pm$  Desvio Padrão), massa corporal de  $67,5 \pm 10,7$  kg e estatura  $1,72 \pm 0,09$  m, todos alunos da Escola de Educação Física e Desporto da UFRJ. Outros cinco voluntários tiveram seus dados coletados, mas foram descartados deste estudo, quatro por possuírem idade distante da média e um por falha na aquisição de um dos testes. Estes testes foram realizados dentro de estudo aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio de Janeiro/IFRJ [Parecer No 1390738] e os voluntários informaram o consentimento por escrito. Um questionário também foi aplicado com perguntas relativas à prática de atividades físicas e se possuíam alguma doença que impedisse a realização do teste. Os voluntários relataram não possuir qualquer problema relacionado ao equilíbrio corporal.

##### **3.1.2 Montagem**

O Microsoft Kinect v2 foi posicionado a 1 m do chão e a 2 m de distância de frente para a plataforma de força (Figura 11), suficiente para o Kinect identificar de forma centralizada tanto os voluntários mais baixos como os mais altos. Cada dispositivo foi conectado a um computador diferente (sistema operacional Windows 8 para a plataforma e Windows 10 para o Kinect), com seus respectivos softwares de aquisição, para não haver comprometimento de processamento que atrapalhasse as aquisições. Ambos os sistemas foram sincronizados por um sinal de *trigger* gerado pelo sistema de aquisição do Kinect e controlado pelo usuário, utilizando uma placa de aquisição Labjack U12 (Labjack, EUA), que foi conectado por um cabo e conector RCA na entrada de sincronismo da plataforma. Um marcador na cor azul em forma de cruz, com 10 cm de haste, foi fixado na parede logo atrás do Kinect, na altura dos olhos do voluntário para que o voluntário tivesse um ponto de fixação visual nas condições de experimento com os olhos abertos. Este marcador era ajustado para cada voluntário antes do teste começar.

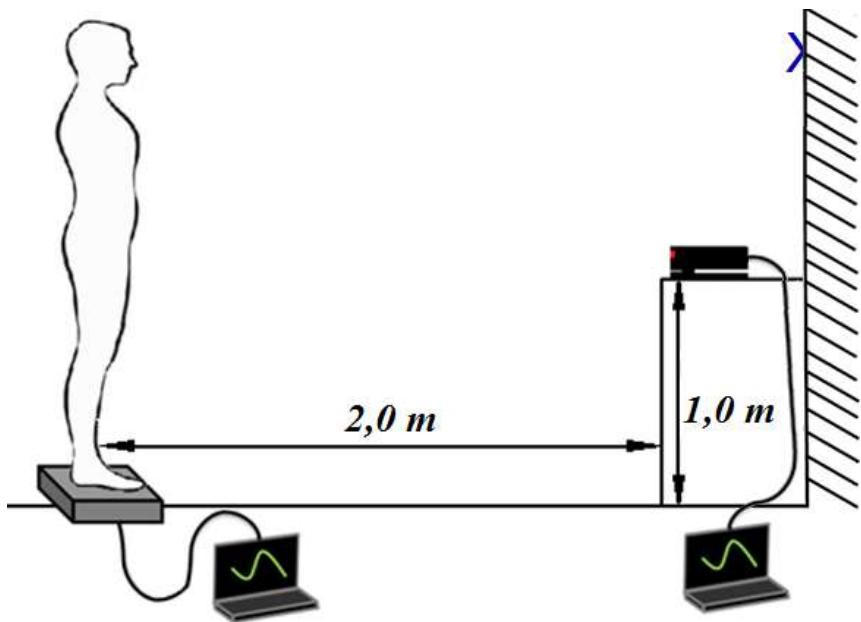


Figura 11: Montagem do experimento, com Kinect e Plataforma de força.

### 3.1.3 Protocolo

Os voluntários foram submetidos a quatro condições diferentes de teste: permanecer com os olhos abertos sobre a plataforma (OAP), com os olhos fechados sobre a plataforma (OFP), com os olhos abertos sobre uma camada de espuma entre o indivíduo e a plataforma (OAE) e com os olhos fechados e uma camada de espuma entre o indivíduo e a plataforma (OFE). A camada de espuma utilizada foi uma almofada de equilíbrio (AIREX, Suíça), com dimensões 50 x 41 x 6 cm e peso aproximado de 0,77 kg. Cada teste teve a duração de 60 s e, para não haver influência da ordem dos testes, a sequência de realização das condições foi aleatória, sorteada antes do experimento, com aproximadamente 60 s de descanso entre as condições.

Os pés foram posicionados paralelos com a distância de 12 cm, suficiente para identificação das juntas da perna pelo Kinect. Esta distância foi indicada com marcações de fita na plataforma e na espuma. Não foi dada a instrução de permanecer com o corpo o mais rígido possível, pelo fato de que atender a esta instrução pode configurar uma tarefa cognitivo-comportamental e, portanto, possivelmente afetar o controle postural (DREHER; TEASDALE, 2016). Entretanto, os voluntários foram instruídos a permanecerem quietos, com os braços relaxados ao lado do corpo, com o olhar fixo no marcador à frente (para as condições de olhos abertos) e sem realizar movimentos voluntários.

## **3.2 Instrumentação**

### **3.2.1 Plataforma de força**

Uma plataforma de força multiaxial AccuSway Optimized (AMTI, EUA) foi utilizada para a aquisição do CP dos indivíduos. Esta plataforma utiliza sensores de efeito Hall e possui dimensões de 4,6 x 50,2 x 50,2 cm, fornecendo as componentes de força nos três eixos (AP, ML e vertical), além dos momentos angulares em torno de cada eixo. Os dados destas componentes isolados foram coletados, mas não foram utilizados neste trabalho. A plataforma possui capacidade máxima de 1112 N de força na direção vertical, que não foi atingida por nenhum dos voluntários.

A aquisição dos dados da plataforma foram realizadas utilizando o software Balance Clinic (AMTI, EUA), responsável por calcular o CP, com resolução de  $10^{-5}$  m e taxa de amostragem de 50 Hz. Pelo software também foram armazenados e exportados os dados do CP num arquivo de texto, além de calcular a linha de base e subtraí-la dos sinais antes do experimento. A comunicação e alimentação da plataforma é feita por uma entrada USB 2.0 ligada ao computador de aquisição. A plataforma também possui uma entrada RCA, utilizada como canal de sincronização externo para receber um pulso de *trigger* (CMOS 0-5 V).

### **3.2.2 Microsoft Kinect v2**

A aquisição da posição das articulações, que são utilizadas para calcular os segmentos corporais e assim o CM, foi feita com o Microsoft Kinect v2. Para o acesso às informações do Kinect, foi utilizado o *Kinect for Windows SDK (Software Development Kit)*, uma ferramenta de desenvolvimento distribuída de forma gratuita pelo fabricante e composta por bibliotecas, funções e exemplos de códigos para aquisição de informações a partir dos sensores do Kinect. Entre essas funções está o sistema de rastreio de movimentos, realizado por um algoritmo desenvolvido para o Kinect e que utiliza o sensor de profundidade para detectar algumas articulações e segmentos do corpo, chamados juntas (Figura 12). Este algoritmo é otimizado para analisar até 200 imagens por segundo pela unidade de processamento gráfico (GPU) do Kinect, por isso sendo capaz de fornecer a posição das juntas na taxa de amostragem (30 Hz) do sensor de profundidade (SHOTTON et al., 2011).

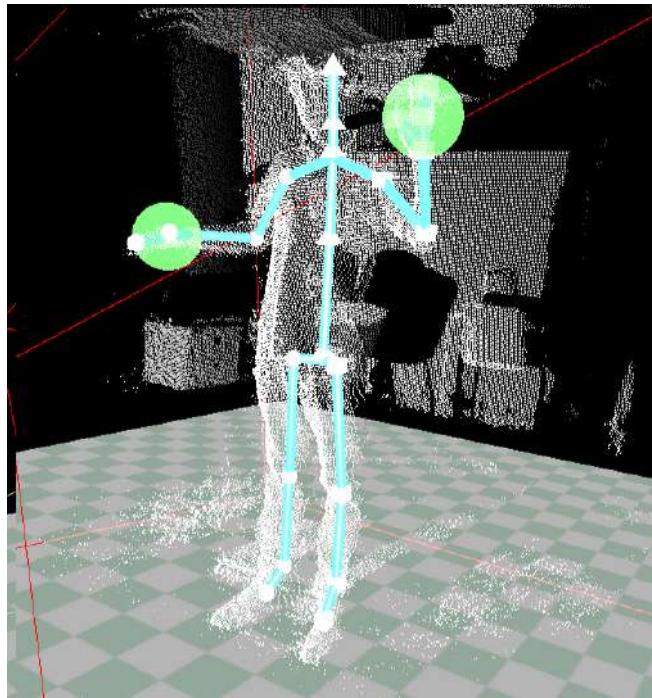


Figura 12: Juntas detectadas pelo Kinect a partir do mapa de profundidade.

Para a aquisição dos dados, foi escrito um software em LabVIEW 2013 (National Instruments, EUA) utilizando o pacote Haro3D 1.0 (HaroTek, EUA). Esta ferramenta é baseada no SDK do Kinect, que utiliza as linguagens C++, C# e Visual Basic, para introduzir no LabVIEW funções de aquisição do Kinect v2. Esta interface foi utilizada para adquirir as posições das 25 juntas, assim como os instantes de tempo em que as amostras foram colhidas. Estas informações foram salvas e exportadas em um arquivo de texto para posterior processamento. A interface também apresentava uma tela com a imagem em tempo real das juntas, para verificação visual do sistema de rastreamento do Kinect, além de um botão de *trigger*, utilizado para disparar o pulso que sincronizava este dispositivo com a plataforma de força. Este software já havia sido utilizado em um trabalho anterior para a aquisição das juntas e cálculo da posição do CM (GONZALEZ; IMBIRIBA; JANDRE, 2016).

### 3.3 Cálculo da posição do CM

#### 3.3.1 CM obtido pelo Microsoft Kinect v2

O método utilizado para o cálculo da posição do CM e consequentemente sua trajetória foi o método segmentar, como apresentado na Seção 2.2.2. Quinze segmentos (Figura 13) foram escolhidos a partir das extremidades definidas pelas juntas do Kinect

v2 (ELTOUKHY et al., 2017; YANG et al., 2014; YEUNG et al., 2014) e o CM foi calculado a partir da média ponderada da posição do CM de cada segmento do corpo ( $p_i$ ) para as direções ML e AP. As frações de massa  $f_i$  correspondentes, assim como as distâncias proximal e distal para cada segmento, foram retirada de uma tabela antropométrica (WINTER, 2004). Estes valores estão indicados na Tabela 2.

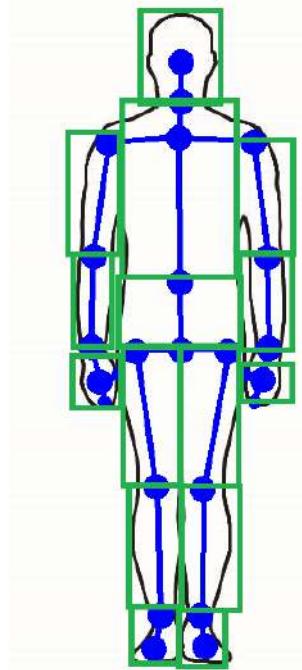


Figura 13: Juntas fornecidas pelo Kinect v2 e divisão do corpo em segmentos.

Tabela 2: Valores antropométricos utilizados para o cálculo da posição do CM

Segmento do Corpo	Fração de Massa $f_i$	Distância entre o $CM_i$ e o ponto	
		Proximal	Distal
Cabeça e pescoço	0,081	1,000	-
Tórax e abdome	0,355	0,500	0,500
Braço	0,028	0,436	0,564
Antebraço	0,016	0,430	0,570
Mãos	0,006	0,506	0,494
Pélvis	0,142	0,105	0,895
Coxa	0,100	0,433	0,567
Pernas	0,0465	0,433	0,567
Pés	0,0145	0,500	0,500

Uma rotina foi escrita em MATLAB (MathWorks, EUA) para ler as posições das juntas do Kinect, a partir dos arquivos exportados pela interface em LabVIEW, calcular a posição  $p_i$  e multiplicar este valor por  $f_i$ . O somatório  $\sum p_i f_i$  foi realizado para encontrar a posição do CM nas direções ML e AP.

### 3.3.2 CM obtido pela plataforma de força

Para a obtenção do CM a partir da plataforma de força, foi utilizada a função de transferência a partir do modelo do pêndulo invertido, como apresentado na Seção 2.2.2. Embora o método da dupla integração das componentes horizontais das FRS apresente um resultado mais próximo ao da cinemetria (LAFOND; DUARTE; PRINCE, 2004), ele é mais suscetível à presença de ruído e *offset* nos sinais de força obtidos pela plataforma, como foi encontrado neste trabalho. Entretanto, para medições em posição estática e sem movimentos acentuados, o modelo do pêndulo invertido poderia fornecer uma aproximação onde o valor RMS do erro entre o CM deste método subtraído do CM da cinemetria fosse menor que 1 mm para a direção AP e 0,5 mm para a direção ML, não apresentando diferença estatisticamente significativa em relação a integração das FRS nesta direção (LAFOND; DUARTE; PRINCE, 2004).

A função de transferência entre o CM e o CP no domínio da frequência foi discretizada utilizando uma transformação Z bilinear e a sua resposta em frequência foi multiplicada ponto a ponto pela DFT do sinal do CP (ROUGIER et al., 2001). As constantes  $I_a$ ,  $W$  e  $h$  foram calculadas como indicado por LEDEBT e BRENIÈRE (1994). Uma quantidade de zeros igual ao comprimento do sinal do CP foi adicionada antes do cálculo da DFT para minimizar os efeitos nas extremidades do sinal. Para obtenção do CM, a IDFT do sinal resultante foi calculada e os zeros do final foram descartados.

## 3.4 Processamento

Toda a parte de pré-processamento de dados, cálculo do CM (a partir do Kinect e do CP), cálculos dos parâmetros e análises estatísticas foi realizada em MATLAB.

### 3.4.1 Pré-processamento

Antes do cálculo dos parâmetros estabilométricos, o sinal do Kinect foi interpolado para a frequência de 50 Hz da plataforma de força, utilizando uma função

*spline* de 3º grau. Por mais que o sinal do CP pudesse ser sub amostrado para a frequência do Kinect (aproximadamente 30 Hz) sem perdas significativas de informação, optou-se pela frequência da plataforma uma vez que os intervalos de tempo do Kinect são irregulares. Como os instrumentos possuem sistemas de referência cartesianos distintos, um alinhamento espacial foi feito retirando-se a médias tanto do CM quanto do CP, nas direções ML e AP, de forma que as origens das novas coordenadas coincidissem. Também foram modificados os eixos do Kinect, pela rotação dos mesmos, para que as oscilações coincidissem com a direção das oscilações medidas pela plataforma de força.

Ambos os sinais foram filtrados com um filtro passa baixas Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte  $f_c = 2$  Hz. Este valor foi escolhido uma vez que as oscilações do CP parecem ter pouca contribuição das frequências acima de 1 Hz (VIEIRA; DE OLIVEIRA; NADAL, 2009) e o CM de 0,4 Hz (BARATTO et al., 2002). Ainda que para o CP a filtragem alterasse pouco a relação sinal ruído, para o CM calculado a partir das juntas obtidas pelo Kinect este procedimento é importante, uma vez que a relação sinal ruído é baixa para alguns dos pontos detectados (OTTE et al., 2016). Além disso, um alinhamento temporal dos sinais foi realizado utilizando o ponto de maior valor para a correlação cruzada entre os sinais do CM e CP. Por mais que fosse utilizado um pulso de *trigger*, um atraso de aproximadamente 0,2 s foi encontrado entre os sinais, muito maior do que o atraso esperado de 4 ms do CP em relação ao CM (WINTER et al., 1998). Esta correção, entretanto, não afeta a medição dos parâmetros, uma vez que eles são calculados de forma independente entre os sinais, considerando apenas o intervalo de tempo. Por fim, cinco segundos foram retirados do início e do final dos sinais, para minimizar os efeitos de borda ocasionados pelos processamentos anteriores. Desta forma, o sinal resultante utilizado para o cálculo dos parâmetros e correlação teve duração de 50 s do trecho intermediário da aquisição.

### 3.4.2 Cálculo dos parâmetros estabilométricos

Alguns parâmetros clássicos da estabilometria foram calculados a partir dos dados das oscilações. Os escolhidos foram a área elíptica de oscilação (Área), calculada como a elipse que contém 85,35% das amostras do CP (95% em cada eixo) e tem como eixos as componentes principais do sinal no plano ML – AP (OLIVEIRA; SIMPSON; NADAL, 1996); a média das velocidades instantâneas (Vel Tot), calculada a partir deslocamento total no plano ML – AP, ou a partir dos deslocamentos nas direções ML e AP (Vel ML e

Vel AP), divididos pelo intervalo de tempo (PRIETO et al., 1996; RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005; SILVA; NADAL; INFANTOSI, 2012); a amplitude na direções ML e AP (Amp ML e Amp AP), calculada como o intervalo entre o valor máximo e mínimo nestas direções (HASAN et al., 1996; PRIETO et al., 1996); o valor RMS do sinal do estabilograma, que neste caso é equivalente ao desvio padrão, uma vez que a média de ambos os sinais foi retirada (HASAN et al., 1996; PRIETO et al., 1996).

A faixa de frequência que conteria 80% da energia do sinal nas direções ML e AP (F80 ML e F80 AP), calculada como a frequência onde a área sob a curva de densidade espectral de potência (PSD) do sinal é igual ao valor de 80% da área sob toda a curva da PSD (BARATTO et al., 2002). Esta frequência foi encontrada a partir da integração numérica da PSD utilizando o método trapezoidal, e a frequência selecionada foi a que correspondesse ao valor exato de 80% da energia total do sinal ou que fosse imediatamente maior que esse valor. Este parâmetro foi calculado utilizando uma versão modificada do algoritmo para calcular a frequência F50 (VIEIRA; DE OLIVEIRA; NADAL, 2009) com algumas modificações como a troca de 50% para 80% da energia, a redução de sete para cinco janelas, e o aumento da resolução espectral utilizando *zero padding* para o cálculo da DFT. A Tabela 3 apresenta um resumo de como estes parâmetros foram calculadas para o CM e CP. Os valores de  $x$  correspondem ao deslocamento na direção ML e  $y$  ao deslocamento na direção AP. Os cálculos utilizam estes eixos, com exceção da Área, que utiliza as componentes principais (indicadas como  $CP1$  e  $CP2$ ).

Tabela 3: Parâmetros estabilométricos calculados para o CP e CM

Parâmetro	Cálculo	Dimensão
Área	$1,96 \times \sigma_{CP1} \times 1,96 \times \sigma_{CP2} \times \pi$	mm <sup>2</sup>
Vel Tot	$\frac{\sum \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}}{T}$	mm/s
Vel (ML e AP)	$\frac{\sum  x_i - x_{i-1} }{T} \quad e \quad \frac{\sum  y_i - y_{i-1} }{T}$	mm/s
Amp (ML e AP)	$ x_{max} - x_{min}  \quad e \quad  y_{max} - y_{min} $	mm
RMS (ML e AP)	$\frac{\sqrt{\sum x_i^2}}{N} \quad e \quad \frac{\sqrt{\sum y_i^2}}{N}$	mm
F80 (ML e AP)	$f_x \mid \int_0^{2\pi f_x} S_{xx}(\omega) = 0,8 \int_0^{\infty} S_{xx}(\omega)$	Hz

### 3.4.3 Análise estatística

Um teste de Kolmogorov-Smirnov para uma amostra foi realizado para verificar a normalidade da distribuição dos parâmetros em cada condição (DANIEL; CROSS, 2013). Esta informação foi utilizada para definir se seriam utilizados testes paramétricos ou não paramétricos, uma vez que testes como o ANOVA são menos poderosos quando as amostras possuem tamanhos diferentes ou apresentam uma distribuição não normal (ZAR, 2010). O ANOVA ainda poderia ser aceitável para distribuições não normais, desde que as amostras não fossem muito pequenas ( $n > 30$ ), possuissem o mesmo tamanho e apresentassem diferenças sutis na dispersão e forma da distribuição (ZAR, 2010). Por isso, para esta análise também foram analisados os histogramas da distribuição dos parâmetros. Como este não foi o caso destas medições, o teste de Friedman, um equivalente não paramétrico do ANOVA para múltiplas repetições baseado na ordenação dos dados (DANIEL; CROSS, 2013) foi utilizada para comparar os grupos de parâmetros entre as mesmas condições. Entre as possibilidades de teste *post hoc*, foi escolhido um procedimento mais conservador (PEREIRA; AFONSO; MEDEIROS, 2015), o teste de Wilcoxon Signed Rank, que é um equivalente não paramétrico do teste *t* pareado (ZAR, 2010), com o ajuste de Bonferroni para as comparações pareadas entre os quatro grupos.

Como forma de comparar as medições obtidas a partir do deslocamento do CP e do deslocamento do CM, foi calculado o coeficiente de correlação não paramétrica de Spearman  $r_s$  para descrever a relação entre os parâmetros dos sinais estabimétricos. Também foi calculado o coeficiente de correlação de Spearman entre os parâmetros do CM obtido pelo método segmentar, CM (Kinect), e pelo modelo do pêndulo invertido, CM (Plataforma), para comparação com o valor de  $r_s$  entre CM e CP. Para a comparação dos sinais brutos do deslocamento do CM (Kinect) e CM (Plataforma), em ambas as direções ML e AP e para cada situação, foi calculado o coeficiente de correlação linear de Pearson,  $r$ . Por fim, a correlação foi interpretada a partir do valor do coeficiente  $r$ , como sendo baixa ( $r < 0,4$ ), moderada ( $0,4 < r < 0,7$ ), alta ( $0,7 < r < 0,9$ ) e muito alta ( $r > 0,9$ ) (PORTNEY; WATKINS, 2009). Alguns gráficos representativos também foram apresentados, para uma melhor visualização dos sinais.

## 4 Resultados

A realização do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov verificou que nenhum dos parâmetros calculados, tanto para o CP quanto para o CM, possuíam distribuição normal e a verificação dos histogramas, como o exemplo da Figura 14, também indicou que as distribuições não são simétricas, descartando assim a utilização de um teste ANOVA para múltiplas repetições. Por este motivo, foi escolhido o teste estatístico não paramétrico de Friedman e o teste *post hoc* Wilcoxon Signed Rank.

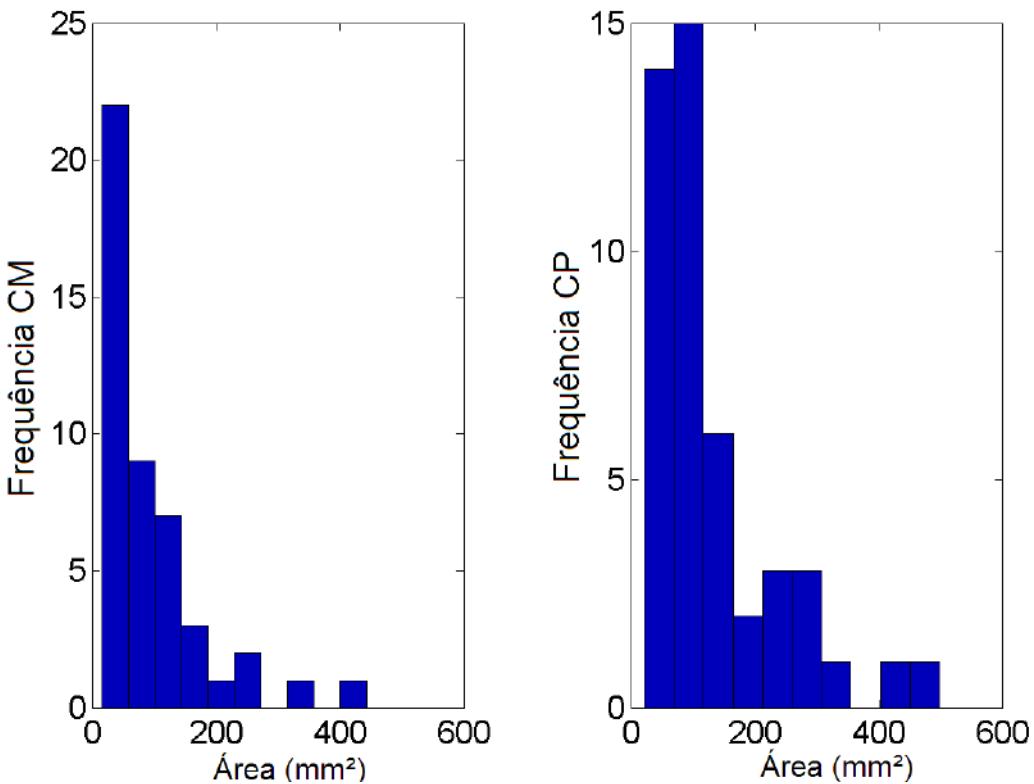


Figura 14: Histograma das distribuições de área na condição OAP.

### 4.1 Comparação entre as medições do CM (Kinect) e CP (Plataforma)

#### 4.1.1 Sinais do CM e CP

A Figura 15 e a Figura 16 apresentam os gráficos das oscilações do CM e do CP nas direções ML e AP para o voluntário #1, entre os instantes 5 s e 55 s do teste. Os gráficos apresentam os deslocamentos do CM e CP nas condições OAP, OFP, OAE e OFE, respectivamente. Como esperado, para todos os testes a posição do CP oscila em torno do deslocamento do CM, excedendo sua amplitude máxima e mínima (WINTER, 2004).

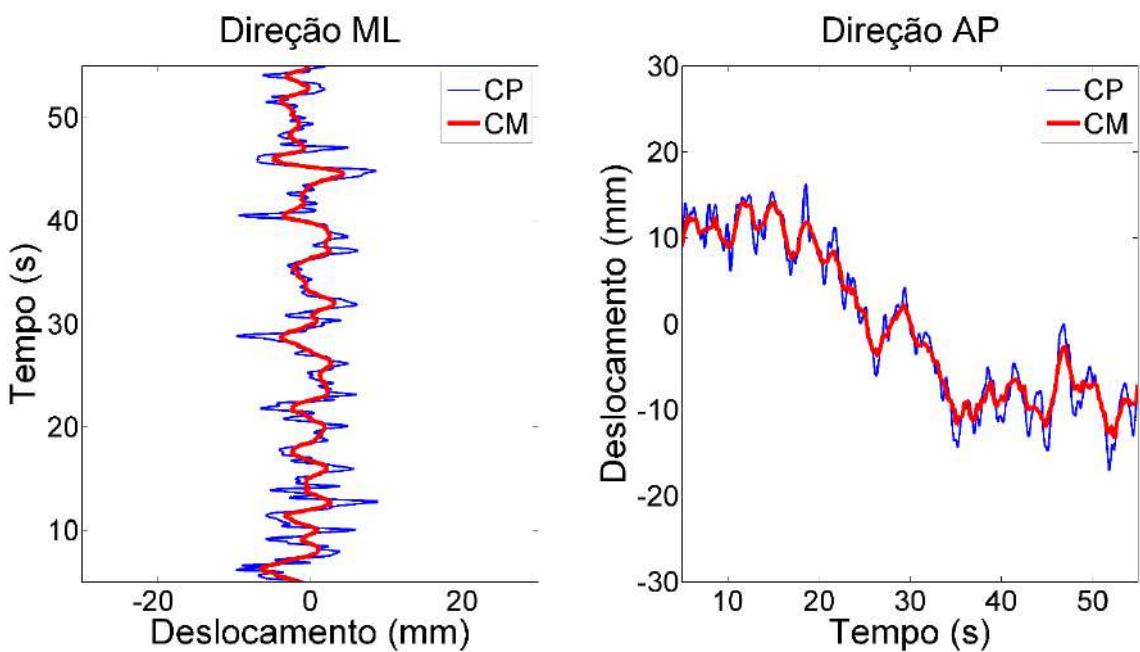
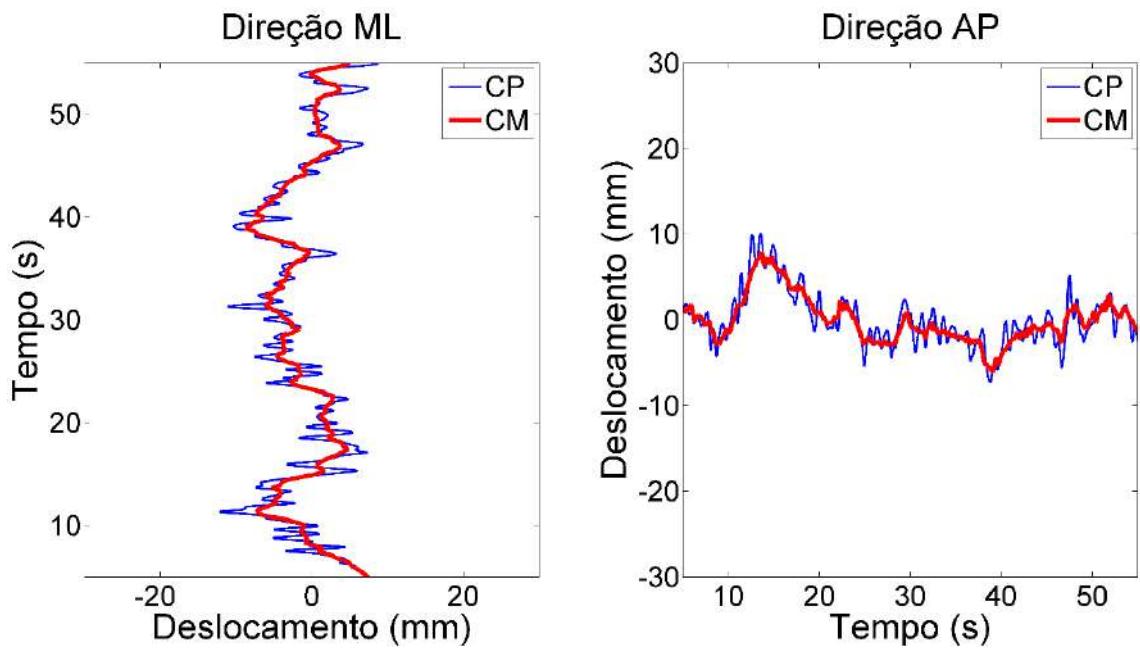


Figura 15: Deslocamento do CM (Kinect) e CP (Plataforma) na condição OAP (acima) e na condição OFP (abaixo), para as direções ML e AP.

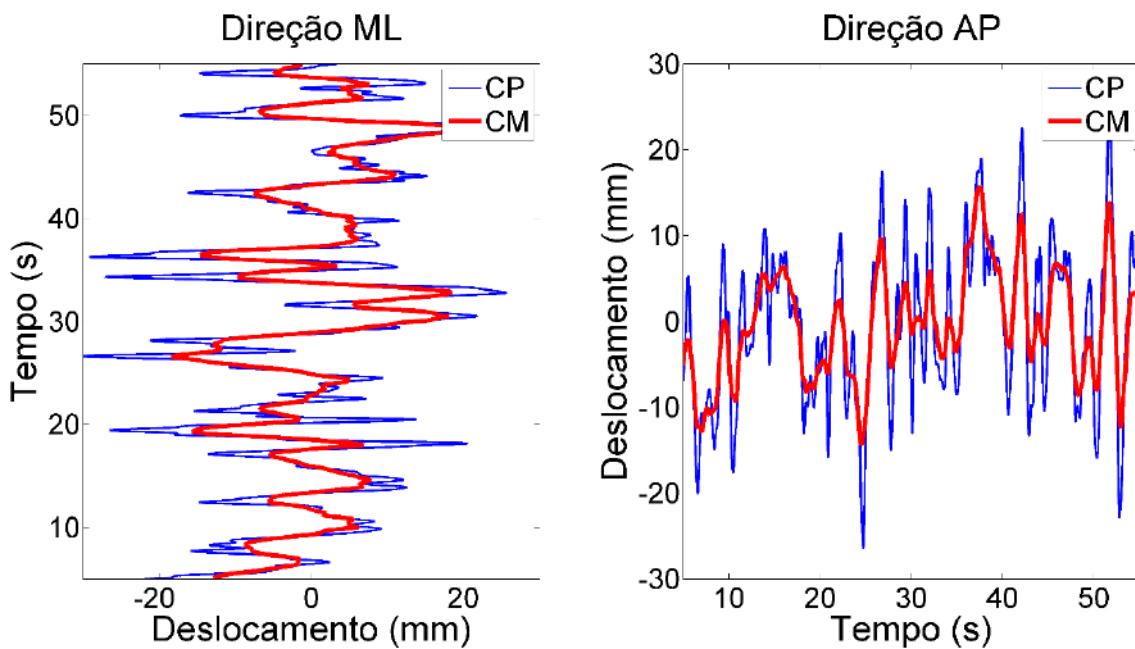
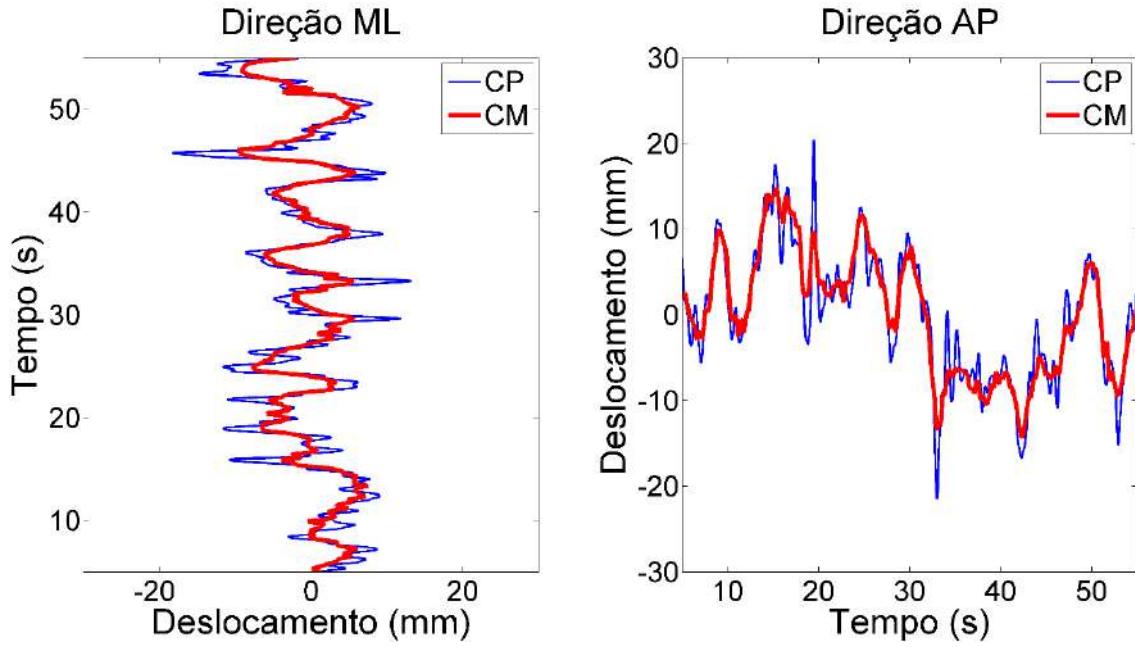


Figura 16: Deslocamento do CM (Kinect) e CP (Plataforma) na condição OAE (acima) e na condição OFE (abaixo), para as direções ML (esquerda) e AP (direita).

Os parâmetros estabilométricos calculados para o CP são apresentados na Tabela 4 e os parâmetros calculados para o CM são apresentados na Tabela 5, indicando a média e o desvio padrão para os 46 voluntários analisados. Os *boxplots* de todas as variáveis, para as quatro condições, são apresentados no Apêndice A. Considerando todos os parâmetros calculados, uma vez que a trajetória do CP excedeu a trajetória do CM em

todos os testes realizados, as medições do CP foram maiores que suas respectivas correspondentes do CM, para um mesmo parâmetro em uma dada condição.

Tabela 4: Parâmetros estabilométricos obtidos do CP (Média ± DP)

<b>Parâmetro</b>	<b>OAP</b>	<b>OFP</b>	<b>OAE</b>	<b>OFE</b>
Área (mm <sup>2</sup> )	133 ± 105	169 ± 120	612 ± 246	1195 ± 590
Vel Tot (mm/s)	7,49 ± 2,20	8,93 ± 2,95	18,17 ± 3,87	33,84 ± 9,43
Vel ML (mm/s)	4,25 ± 1,53	4,85 ± 1,97	11,60 ± 2,57	20,63 ± 5,99
Vel AP (mm/s)	5,21 ± 1,57	6,38 ± 2,14	11,53 ± 2,79	22,40 ± 6,96
Amp ML (mm)	14,8 ± 5,2	17,9 ± 7,4	35,0 ± 10,2	53,9 ± 13,4
Amp AP (mm)	20,0 ± 8,4	22,0 ± 9,5	42,9 ± 10,1	57,6 ± 14,6
RMS ML (mm)	2,80 ± 1,14	3,28 ± 1,38	6,23 ± 1,67	9,38 ± 2,22
RMS AP (mm)	3,95 ± 1,94	4,19 ± 1,72	8,33 ± 2,28	10,28 ± 2,46
F80 ML (Hz)	0,51 ± 0,18	0,49 ± 0,20	0,46 ± 0,15	0,55 ± 0,11
F80 AP (Hz)	0,51 ± 0,22	0,50 ± 0,24	0,53 ± 0,11	0,57 ± 0,12

Tabela 5: Parâmetros estabilométricos obtidos do CM (Média ± DP)

<b>Parâmetro</b>	<b>OAP</b>	<b>OFP</b>	<b>OAE</b>	<b>OFE</b>
Área (mm <sup>2</sup> )	94 ± 86	112 ± 90	386 ± 184	536 ± 253
Vel Tot (mm/s)	2,51 ± 0,85	3,02 ± 1,02	5,87 ± 1,79	11,28 ± 3,68
Vel ML (mm/s)	1,31 ± 0,54	1,57 ± 0,69	3,82 ± 1,18	6,97 ± 2,42
Vel AP (mm/s)	1,84 ± 0,70	2,23 ± 0,72	3,62 ± 1,21	7,38 ± 2,53
Amp ML (mm)	10,1 ± 4,4	11,4 ± 5,3	21,9 ± 7,2	31,4 ± 8,0
Amp AP (mm)	14,9 ± 6,8	15,5 ± 6,7	30,1 ± 8,5	34,3 ± 8,8
RMS ML (mm)	2,31 ± 1,13	2,66 ± 1,30	4,69 ± 1,56	6,32 ± 1,74
RMS AP (mm)	3,50 ± 1,92	3,55 ± 1,73	7,13 ± 2,29	7,02 ± 1,73
F80 ML (Hz)	0,19 ± 0,05	0,24 ± 0,05	0,18 ± 0,06	0,34 ± 0,08
F80 AP (Hz)	0,23 ± 0,06	0,25 ± 0,06	0,27 ± 0,07	0,37 ± 0,08

#### 4.1.2 Capacidade de discriminação do CM e CP entre as diferentes condições

Os resultados de cada condição foram comparados entre si, como forma de avaliar a capacidade dos instrumentos de discriminar os diferentes padrões de oscilação provocados pela retirada da realimentação visual e/ou introdução de uma camada de espuma sob os pés, alterando assim a informação do sistema somatossensorial. Foi utilizado então o teste de Friedman, e os resultados do valor-p para cada parâmetro comparando as medições nas condições OAP, OFP, OAE e OFE foram todos  $p \leq 0,01$ . Considerando o nível de significância de 5%, a hipótese alternativa de haver pelo menos uma condição diferente das demais foi aceita para todos os parâmetros.

A Tabela 6 apresenta o valor-p de cada comparação pareada entre grupos no teste *post hoc* Wilcoxon Signed Rank realizado entre os parâmetros do CP. A Tabela 7 apresenta o resultado do mesmo teste para os parâmetros do CM. O nível de significância de 5% para a rejeição da hipótese nula após o ajuste de Bonferroni foi  $\alpha = 0,017$ . Os valores onde foi identificada diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,017$ ) entre os testes estão marcados com (\*). Uma vez que este teste é mais conservador, é possível que as comparações pareadas não indiquem diferença estatisticamente significativa mesmo se a hipótese nula tiver sido rejeitada para o teste de Friedman.

Tabela 6: Teste Wilcoxon Signed Rank para as diferentes condições (CP)

<b>Parâmetro</b>	<b>OAPxOFP</b>	<b>OAPxOAE</b>	<b>OAPxOFE</b>	<b>OFPxOAE</b>	<b>OFPxOFE</b>	<b>OAExOFE</b>
Área	0,009*	<10 <sup>-3</sup> *				
Vel Tot	<10 <sup>-3</sup> *					
Vel ML	0,001*	<10 <sup>-3</sup> *				
Vel AP	<10 <sup>-3</sup> *					
Amp ML	<10 <sup>-3</sup> *					
Amp AP	0,060	<10 <sup>-3</sup> *				
RMS ML	0,003*	<10 <sup>-3</sup> *				
RMS AP	0,282	<10 <sup>-3</sup> *				
F80 ML	0,393	0,293	0,073	0,910	0,008*	0,001*
F80 AP	0,444	0,377	0,044	0,231	0,041	0,146

Tabela 7: Teste Wilcoxon Signed Rank para as diferentes condições (CM)

<b>Parâmetro</b>	<b>OAPxOFP</b>	<b>OAPxOAE</b>	<b>OAPxOFE</b>	<b>OFPxOAE</b>	<b>OFPxOFE</b>	<b>OAExOFE</b>
Área	0,045	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>	0,001*
Vel Tot	<10 <sup>-3*</sup>					
Vel ML	<10 <sup>-3*</sup>					
Vel AP	<10 <sup>-3*</sup>					
Amp ML	0,026	<10 <sup>-3*</sup>				
Amp AP	0,552	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>	0,007*
RMS ML	0,028	<10 <sup>-3*</sup>				
RMS AP	0,900	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>	0,874
F80 ML	<10 <sup>-3*</sup>	0,470	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>
F80 AP	0,061	0,001*	<10 <sup>-3*</sup>	0,186	<10 <sup>-3*</sup>	<10 <sup>-3*</sup>

Em cada teste pareado, pelo menos 6 dos 10 parâmetros calculados foram capazes de identificar uma diferença estatisticamente significativa entre as diferentes condições para o CP e 4 dos 10 parâmetros para o CM. Tanto para o CM quanto para o CP as medições de velocidade (Vel Tot, Vel ML e Vel AP) foram as que melhor discriminaram o tipo de teste. Para o CP, a Área e o RMS ML também permitiram esta diferenciação. Os parâmetros de frequência (F80 ML e F80 AP) foram os menos capazes de identificar as diferentes condições, principalmente para o CP. Se comparados aos testes na condição OAP, o uso da espuma provocou um aumento mais importante do que o fato dos indivíduos apenas fecharem os olhos.

Para o CP, os parâmetros RMS AP e Amp AP não foram capazes de discriminar as condições OAP e OFP. Nos parâmetros relacionados à frequência, os valores de F80 ML apresentaram uma diferença estatisticamente significativa apenas quando comparados os testes OAE com as condições OFP e OFE. Para o CM, apenas os parâmetros relacionados a velocidade, Vel Tot, Vel ML e Vel AP, e F80 ML foram capaz de discriminar os testes OAP e OFP. Nas outras comparações para o CM, os parâmetros que não possibilitaram essa discriminação foram RMS AP (entre OAE e OFE), F80 ML (OAP e OAE) e F80 AP (OFP e OAE).

#### 4.1.3 Correlação entre os parâmetros calculados pelo CM e CP

A Tabela 8 apresenta os valores dos coeficientes de correlação de Spearman  $r_s$  para todos os parâmetros calculados do registros do CP e do CM. Os parâmetros Área, Amp AP, Amp ML, RMS AP e RMS ML apresentaram correlação alta ou muito alta quando comparadas as medições do CM obtido pelo Kinect com as medições do CP obtidas pela plataforma de força. Para cada um destes parâmetros, os valores de correlação são maiores na condição de menor desafio (OAP) do que na condição de maior desafio (OFE). O valor-p para as correlações calculadas estão marcados com (\*) quando  $p \leq 0,05$ . Os resultados quando o valor-p for muito baixo ( $p \leq 0,001$ ) estão marcados com (\*\*). Os valores sem marcação são aqueles em que o valor-p encontrado foi  $p > 0,05$ .

Tabela 8: Correlação entre as medições do CM (Kinect) e do CP (Plataforma)

<b>Parâmetro</b>	<b>OAP</b>	<b>OFP</b>	<b>OAE</b>	<b>OFE</b>
Área	0,95**	0,98**	0,92**	0,77**
Vel Tot	0,36*	0,44*	0,67**	0,73**
Vel ML	0,42*	0,52**	0,70**	0,58**
Vel AP	0,33*	0,38*	0,61**	0,74**
Amp ML	0,92**	0,90**	0,83**	0,70**
Amp AP	0,89**	0,93**	0,90**	0,78**
RMS ML	0,97**	0,96**	0,84**	0,70**
RMS AP	0,96**	0,98**	0,97**	0,79**
F80 ML	-0,05	0,22	0,43*	0,28
F80 AP	0,41*	0,45*	0,04	0,46*

As medições dos parâmetros de velocidade apresentaram um comportamento diferente ao dos parâmetros citados, uma vez que as correlações foram aumentando conforme o nível de dificuldade também fosse maior. Vel Tot apresentou correlação moderada nas condições OAP, OFP e OAE e alta na condição OFE. Vel ML apresentou correlações moderadas nas condições OAP, OFP e OFE, sendo que na condição OAE a correlação encontrada foi alta. Vel AP Foi o parâmetro de velocidade que apresentou o menor valor de correlação para a condição OAP (correlação moderada), sendo a

correlação também moderada para as condições OFP e OAE, e alta para OFE. Neste último caso, valor de correlação foi o maior encontrado para as medidas de velocidade.

Considerando todas as condições de teste, os coeficientes de correlação encontrados entre F80 ML e F80 AP foram, no geral, os menores entre todos os parâmetros analisados. Nas quatro diferentes condições, a correlação dos parâmetros baseados na frequência variou de baixa a moderada. O parâmetro F80 AP apresentou resultados significativos em mais casos que o parâmetro F80 ML, uma vez que três das quatro condições consideradas (OAP, OFP, OFE) apresentaram correlação moderada estatisticamente significativa. O parâmetro F80 ML apresentou coeficiente de correlação moderado, estatisticamente significativo, apenas para o teste na condição OAE. Nas outras condições, houve baixa correlação não significativa.

## 4.2 Comparação entre as medições do CM (Kinect) e CM (Plataforma)

### 4.2.1 Sinais do CM (Kinect) e CM (Plataforma)

Também foi analisada a correlação entre os sinais brutos dos deslocamentos do CM obtido pelo método segmentar (Kinect) e o CM a partir do CP (Plataforma), obtido pela função de transferência do modelo do pêndulo invertido. A média e o desvio padrão dos coeficientes de correlação de Pearson  $r$  dos 46 voluntários avaliados são apresentados na Tabela 9. Para todos os casos, o valor-p da correlação foi muito pequeno ( $p \leq 10^{-6}$ ).

Tabela 9: Correlação entre o CM (Kinect) e o CM (Plataforma). Média  $\pm$  DP

	<b>OAP</b>	<b>OFP</b>	<b>OAE</b>	<b>OFE</b>
ML	$0,96 \pm 0,05$	$0,97 \pm 0,03$	$0,98 \pm 0,01$	$0,98 \pm 0,01$
AP	$0,98 \pm 0,02$	$0,98 \pm 0,02$	$0,99 \pm 0,01$	$0,99 \pm 0,01$

A Figura 17 e a Figura 18 apresentam os gráficos das oscilações do CM estimado a partir do Kinect (K) e a partir da plataforma (P) nas direções ML e AP para o voluntário #1, entre os instantes 5 s e 55 s do teste. Os gráficos apresentam os deslocamentos do CM nas condições OAP, OFP, OAE e OFE, respectivamente.

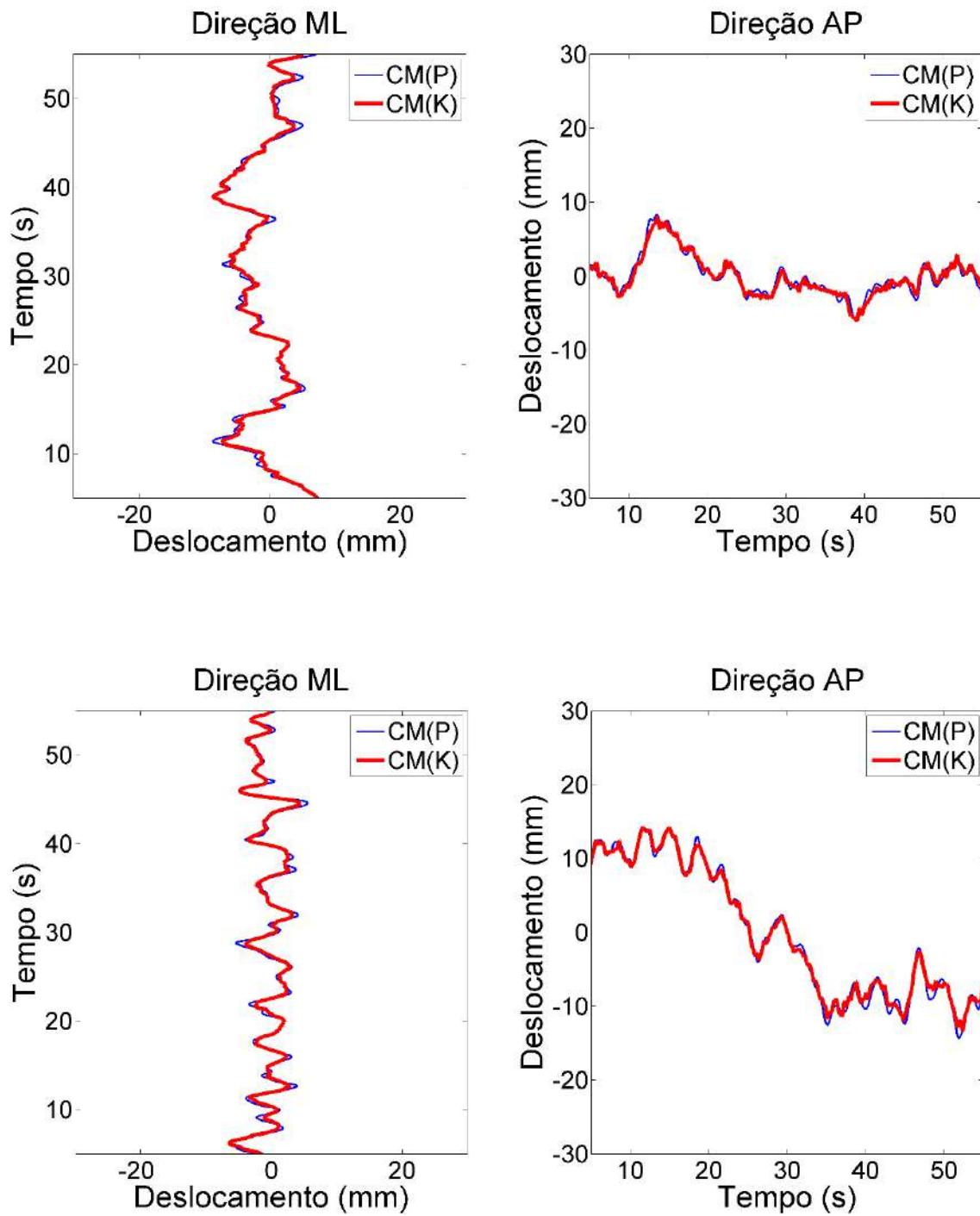


Figura 17: Deslocamento do CM (Kinect) e CM (Plataforma) na condição OAP (acima) e na condição OFP (abaixo), para as direções ML (esquerda) e AP (direita).

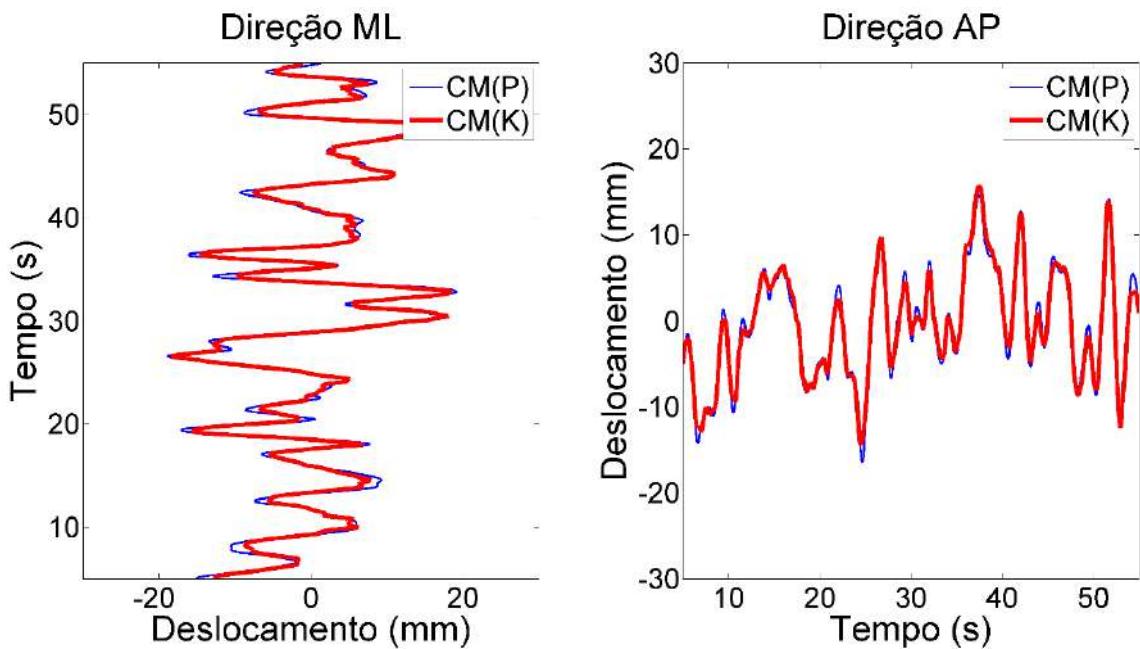
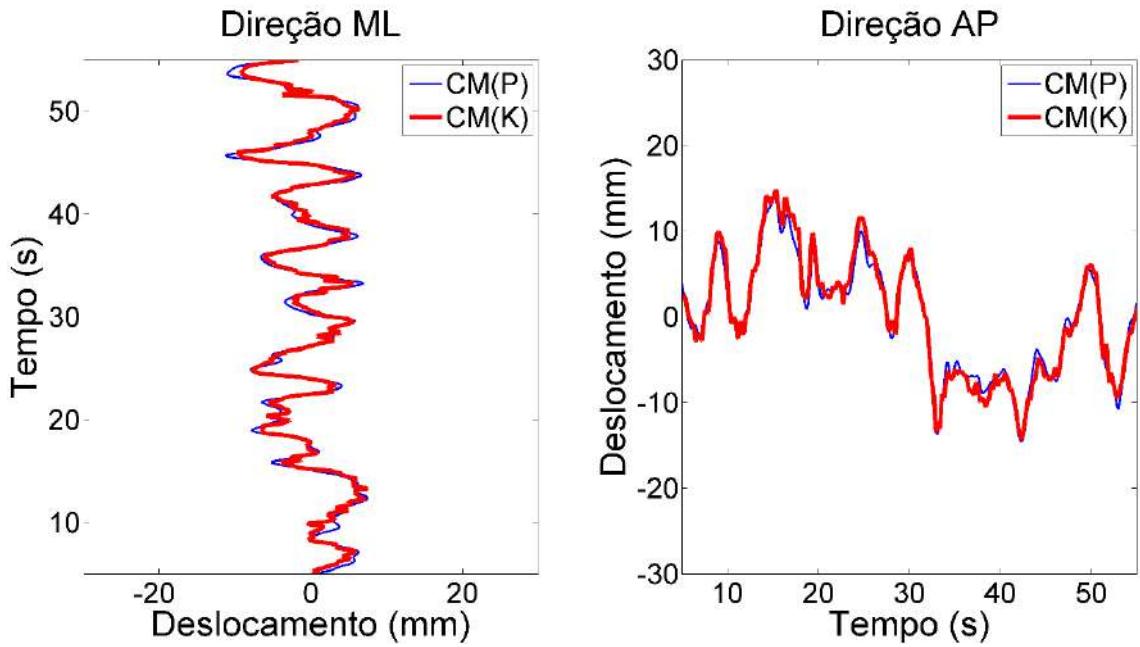


Figura 18: Deslocamento do CM (Kinect) e CM (Plataforma) na condição OAE (acima) e na condição OFE (abaixo), para as direções ML e AP.

#### 4.2.2 Correlação entre os parâmetros calculados a partir do CM (K) e CM (P)

Também foram calculados os coeficientes de correlação de Spearman entre os parâmetros do CM (Kinect) e do CM (Plataforma), que estão apresentados na Tabela 10. Os coeficientes de correlação encontrados foram altos ou muito altos, com exceção dos

parâmetros Vel Tot na condição OAP e Vel AP nas condições OAP e OFP, onde foi encontrada uma correlação moderada ( $r_s = 0,64$ ,  $r_s = 0,57$  e  $r_s = 0,68$ , respectivamente). Para todos os parâmetros, o valor-p da correlação foi muito pequeno ( $p \leq 10^{-4}$ ).

Tabela 10: Correlação entre os parâmetros do CM (Kinect) e CM (Plataforma)

<b>Parâmetro</b>	<b>OAP</b>	<b>OFP</b>	<b>OAE</b>	<b>OFE</b>
Área	0,97	0,99	0,98	0,97
Vel Tot	0,64	0,82	0,91	0,95
Vel ML	0,74	0,90	0,92	0,88
Vel AP	0,57	0,68	0,87	0,94
Amp ML	0,98	0,96	0,94	0,95
Amp AP	0,97	0,99	0,99	0,97
RMS ML	0,98	0,98	0,93	0,94
RMS AP	0,98	0,99	0,99	0,97
F80 ML	0,85	0,79	0,95	0,92
F80 AP	0,79	0,82	0,86	0,93

## 5 Discussão

### 5.1 Correlação entre os parâmetros do CM e do CP

O objetivo do presente estudo foi avaliar o desempenho do Microsoft Kinect v2 como instrumento de medição das oscilações posturais, comparando suas medições do CM com o CP obtido por uma plataforma de força em condições com diferentes perturbações sensoriais. Conceitualmente, o CM e o CP são grandezas físicas distintas, e estas diferenças devem ser levadas em consideração na comparação dos resultados. Entretanto, ambos os sinais carregam informações relevantes sobre os mecanismos de controle das oscilações posturais (PAILLARD; NOÉ, 2015) e devido à natureza em comum dos dois, algumas medidas são fortemente correlacionadas. Nos resultados encontrados neste trabalho, a correlação foi alta ( $0,7 < r_s < 0,8$ ) ou muito alta ( $r_s > 0,9$ ), para os parâmetros Área, Amp AP, Amp ML, RMS AP e RMS ML, nas quatro condições avaliadas. Estes resultados estão de acordo com outros trabalhos que compararam estas medições entre CM e CP nas mesmas condições, embora tenham usado o coeficiente de correlação de Pearson  $r$  (HASAN et al., 1996; ROMANO et al., 2015).

Sobre os parâmetros calculados, MAURER e PETERKA (2005) analisaram a relação entre diferentes parâmetros estabilométricos e, embora não avaliassem a área, concluíram que a amplitude e o valor RMS são medidas relacionadas entre si. Uma possível explicação para estas medidas do CM e CP estarem correlacionadas se dá pelo modelo do pêndulo invertido, onde as flutuações do CP acompanham o movimento do CM de forma síncrona e oscilando em torno de sua trajetória (HASAN et al., 1996). Assim, a variação na dispersão do CP traria uma forte correlação com a dispersão do CM.

Para os parâmetros relacionados à velocidade, a fraca correlação entre as medições do CM e CP também pode ser explicada pelo modelo do pêndulo invertido e sua função de transferência no domínio da frequência. Uma vez que o sinal CP se assemelha ao sinal do CM filtrado por um filtro passa-baixas (BENDA; RILEY; KREBS, 1994; BRENIÈRE, 1996; CARON et al., 2000; CARON; FAURE; BRENIÈRE, 1997), as componentes de mais alta frequência do CP são responsáveis pela variação da sua trajetória em torno do CM, levando a um deslocamento maior do CP para um dado intervalo de tempo. Baseado nesta relação, quanto maior a frequência de oscilação do CP, maior a diferença para o deslocamento total, e portanto para a velocidade, entre as duas variáveis (CARON et al.,

2000). O estudo de MAURER e PETERKA (2005) que avaliou a relação entre os parâmetros estabilométricos também encontrou associação entre a velocidade da trajetória do CP e a frequência de 50% da energia total do sinal de oscilação (F50).

Diferente do presente estudo, ROMANO *et al.* (2015) relataram ter encontrado correlação muito alta ( $r > 0,9$ ) para as medidas de velocidade (Vel Tot) entre o CM medido com o Kinect e o CP, sob as mesmas condições de perturbação sensorial (OAP, OFP, OAE e OFE). Entretanto, para o cálculo do coeficiente de correlação de Pearson, ROMANO *et al.* (2015) utilizaram as medições das quatro condições juntas. Foi desconsiderada a dependência que os grupos possuem entre si, além das diferenças de magnitude dos parâmetros entre os grupos. Obteve-se assim um conjunto de dados com uma variabilidade muito grande, introduzindo um viés na correlação. A Figura 19 ilustra essa diferença, comparando o gráfico do CMxCP para as medições na condição OAP com o gráfico do CMxCP ao se juntar todos os grupos, com os dados do estudo presente.

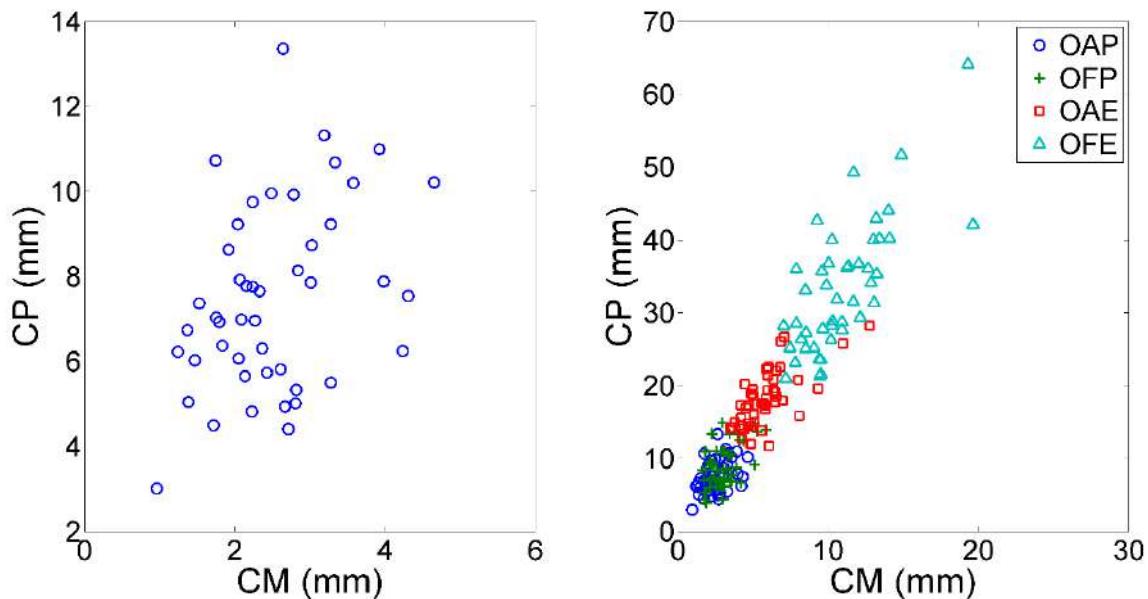


Figura 19: CMxCP na condição OAP e ao se juntar as quatro condições.

Foi calculado o coeficiente de correlação de Spearman dos dados agregados de todas as condições (Tabela 11), em contraste com as condições separadas.

Tabela 11: Correlação  $r_s$  entre CMxCP para todas as condições e para os dados agregados

Parâmetro	OAP	OFP	OAE	OFE	Todos os grupos
Vel Tot	0,36	0,44	0,67	0,73	0,91

Para comparação, também foi calculado o coeficiente de correlação de Pearson  $r$  (Tabela 12), semelhante a ROMANO *et al.* (2015). Os valores de  $r$  das condições agregadas é semelhante ao encontrado por ROMANO *et al.* (2015). Este resultado, entretanto, possivelmente não proporciona uma avaliação realista da relação entre as medições do CM e CP, além de agrregar condições diferentes em um só conjunto, o que pode ser inadequado.

Tabela 12: Correlação  $r$  entre CMxCP para todas a condições e para os dados agregados

<b>Parâmetro</b>	<b>OAP</b>	<b>OFP</b>	<b>OAE</b>	<b>OFE</b>	<b>Todos os grupos</b>	<b>ROMANO <i>et al.</i> (2015)</b>
Vel Tot	0,39	0,53	0,69	0,76	0,93	0,92

A baixa correlação encontrada entre os parâmetros ligados à frequência (F80 ML e F80 AP) era esperada, como citado anteriormente, pelo fato de o deslocamento do CM se assemelhar ao deslocamento do CP filtrado. Como mencionado anteriormente, alguns trabalhos sugeriram que o CM fosse encontrado pela filtragem do sinal do CP por um filtro passa-baixas com frequência de corte de 0,4 Hz (BENDA; RILEY; KREBS, 1994), ou uma função de transferência (semelhante a um filtro passa-baixas) com frequência natural entre 0,45 Hz e 0,51 Hz (CARON; FAURE; BRENIÈRE, 1997). Mesmo que estes métodos não modelem fielmente o processo, indicam que os sinais possuem faixas de frequência diferentes, como indicam os resultados apresentados na Tabela 4 e na Tabela 5. Outros parâmetros de frequência também foram avaliados, como a banda de frequência que contém 50% ou 95% da energia do sinal (F50 e F95). Estes resultados não apresentaram melhorias significativas na correlação entre os sinais do CM e CP e por isso seus resultados não são apresentados neste trabalho. Entretanto, o coeficiente de correlação é sutilmente maior quando uma parcela maior da energia do sinal é considerada (F95).

## 5.2 Capacidade de discriminação dos parâmetros do CP e do CM

A capacidade de discriminar as oscilações posturais nas diferentes condições de perturbação sensorial foi encontrada tanto para a plataforma de força quanto para o Kinect. Entretanto, os resultados não foram equivalentes entre os instrumentos, variando para os parâmetros e as condições comparadas. Os parâmetros do CP apresentaram um

resultado superior aos do CM para a discriminação das condições, uma vez que seis dos dez parâmetros apresentaram diferenças estatisticamente significativas para a comparação de todas as condições, sendo eles Área, Vel Tot, Vel ML, Vel AP, Amp ML e RMS ML. Para o CM, apenas os parâmetros relacionados a velocidade foram capazes de identificar diferenças significativas entre todas as condições.

Esta capacidade de discriminação das mesmas condições já havia sido avaliada anteriormente por RAYMAKERS *et al.* (2005) para o CP, considerando alguns dos parâmetros utilizados neste estudo (Área, Vel Tot, Amp ML e Amp AP), além de outros parâmetros estabilométricos. Os resultados concordam quanto a capacidade de discriminação entre as condições OAP e OAE e entre as condições OAP e OFP, com exceção do parâmetro Amp AP neste último caso. Uma possível explicação está no protocolo utilizado, uma vez que RAYMAKERS *et al.* (2005) instruíram os voluntários a permanecerem o mais rígidos possível. Esta instrução é utilizada por diminuir a variabilidade dos resultados, permitindo assim uma melhor comparação entre as condições, mas criticada por ser uma postura não natural e exigir concentração por parte do voluntário (DREHER; TEASDALE, 2016). Entretanto, entre estes parâmetros, os valores de Amp AP também foram os únicos que não apresentaram diferenças significativas entre indivíduos jovens e idosos no estudo citado.

RAYMAKERS *et al.* também sugeriram que a velocidade de oscilação é a medida que melhor discrimina entre as condições de teste, além de apresentar o menor erro de reproduzibilidade entre os parâmetros avaliados (RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005). Este parâmetro também seria o mais sensível na comparação de grupos de diferentes idades e com diferentes doenças neurológicas, uma vez que reflete a eficiência do controle postural (PAILLARD; NOÉ, 2015). Acredita-se, por este motivo, que os parâmetros de velocidade foram os que melhor possibilitaram a discriminação das diferentes condições também para o CM, uma vez que apresentam maior sensibilidade às variações na estratégia de controle postural.

Os parâmetros Área, Amp ML, Amp AP, RMS ML e RMS AP calculados a partir da trajetória do CM não foram capazes de discriminar entre as condições OAP e OFP (e entre as condições OAE e OFE para o RMS AP). Estes resultados estão de acordo com os encontrados por PANZER *et al.* (1995), que encontraram aumento no deslocamento do CP na direção AP, comparando as condições OAP e OFP, mas não do CM. Uma vez

que o objetivo do equilíbrio corporal é a manutenção do CM dentro da área da base de suporte, a adoção de diferentes estratégias de controle postural levaria à aceleração do movimento de segmentos individuais do corpo que são refletidas no movimento do CP, mas não necessariamente indicam instabilidade. Isto explicaria porque os parâmetros relacionados a dispersão do CM não apresentam diferenças tão significativas entre as condições OAP e OFP. Com a retirada da realimentação visual, um indivíduo aumentaria o peso da contribuição das informações dos sistemas vestibular e somatossensorial para o controle postural (HORAK, 2006). Isto explicaria porque, com a perturbação na propriocepção através da introdução da espuma sob os pés, as diferenças entre as condições OAE e OFE são significativas enquanto as diferenças entre OAP e OFP não o são. Ainda assim, o parâmetro RMS AP não apresentou diferenças entre condições OAE e OFE.

Os parâmetros de frequência do CP não foram bons discriminantes das condições testadas. O parâmetro F80 ML foi capaz de identificar diferenças apenas entre as condições OFP e OAE e entre as condições OAE e OFE. Já o parâmetro F80 AP não foi capaz de identificar diferença estatisticamente significativa em nenhum dos grupos. Entretanto, deve-se levar em consideração que o teste Wilcoxon Signed Rank, com o ajuste de Bonferroni, é um método conservador, portanto com maiores chances de não detectar diferenças quando elas de fato existem. Além disso, BARATTO *et al.* encontraram nestes parâmetros um bom discriminante entre indivíduos saudáveis e indivíduos com doença de Parkinson ou osteoporose (BARATTO *et al.*, 2002). Frequências mais altas seriam indicativos de um controle postural com ajustes mais rápidos e de menor amplitude (PAILLARD; NOÉ, 2015), o que não foi perceptível neste teste com indivíduos saudáveis. Foi testada a troca da frequência de corte do filtro de 2 Hz para 5 Hz, para os dados aqui apresentados, o que não provocou alterações nestes resultados, uma vez que a maior parte das componentes espectrais de oscilação do CP está na faixa até 1 Hz (VIEIRA; OLIVEIRA; NADAL, 2009). Os parâmetros baseados nas frequências dos sinais calculados para o CM apresentaram melhor capacidade de discriminação, sendo que F80 ML não foi capaz de diferenciar apenas os testes com o uso da espuma mantendo os olhos aberto (OAP e OAE) e o F80 AP não apresentou diferença para a comparação dos testes OAP e OFP e dos testes OFP e OAE. Estes resultados sugerem que estes parâmetros do CM sejam analisados para testes com outros grupos (como indivíduos doentes ou idosos), onde maiores oscilações do CM são esperadas.

Outros parâmetros globais do CP e CM poderiam ser calculados a partir das oscilações medidas, como outras medições baseadas no registro dos sinais no domínio do tempo, frequência ou que levasse em conta as duas informações (MAURER; PETERKA, 2005; PAILLARD; NOÉ, 2015; RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005; ROMANO et al., 2015; VIEIRA; DE OLIVEIRA; NADAL, 2009). Em especial os parâmetros baseados na análise de difusão do estabilograma seriam mais sensíveis à introdução de perturbações nos sistemas sensoriais do que a maioria dos outros parâmetros clássicos de oscilação (MAURER; PETERKA, 2005). Já os parâmetros baseados no deslocamento do CP no tempo parecem trazer informações similares entre si, apresentando diferenças de acordo com os grupos e condições de teste comparadas (RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005).

A capacidade do Kinect de identificar diferenças nas oscilações entre as tarefas propostas apresenta um potencial uso nos estudos a respeito dos sistemas sensoriais. Uma vez que a contribuição individual destes sistemas no controle postural varia de acordo com as informações sensoriais disponíveis (ASSLÄNDER; PETERKA, 2016), conceito conhecido como “reponderação sensorial”, testes simples de equilíbrio podem não ser suficientes para observar limitações nestes sistemas. Estudos investigaram a responderação sensorial removendo informações ou adicionando perturbações a um ou mais destes sistemas e observaram alterações no controle postural (ASSLÄNDER; PETERKA, 2014, 2016; KUO et al., 1998). Alterações nos parâmetros estabilométricos nestas condições podem refletir diferentes aspectos da dinâmica de controle e a análise destas informações pode auxiliar na compreensão do papel de cada um dos sistemas sensoriais e suas respectivas contribuições para o equilíbrio (ASSLÄNDER; PETERKA, 2016; KUO et al., 1998; SCHOLZ et al., 2012).

### **5.3 Comparação entre o CM (Kinect) e o CM (Plataforma)**

Para todos os testes, a correlação entre os sinais do CM estimados pelo Kinect utilizando o método segmentar e o CM estimado pela função de transferência entre CM/CP, obtida pelo modelo biomecânico do pêndulo invertido, foi muito alta. Estes resultados foram avaliados num trabalho anterior (GONZALEZ; IMBIRIBA; JANDRE, 2016) quando comparados os resultados apenas nas condições OAP, OFP e com o indivíduo realizando oscilações voluntárias na direção AP. Foram encontradas também

correlações muito altas, com os maiores valores para o último teste, onde as amplitudes são maiores e o comportamento do indivíduo mais se assemelha com um pêndulo.

Foi calculado o coeficiente de correlação também entre os parâmetros do CM (Kinect) e CM (Plataforma) para a comparação com os coeficientes encontrados entre o CM (Kinect) e o CP. Os resultados indicam um aumento na correlação para todos os parâmetros em todas as condições. Os menores valores ainda são para as velocidades Vel Tot e Vel AP, e os parâmetros de frequência, F80 ML e F80 AP, principalmente nas condições sem a introdução da espuma sob os pés, OAP e OFP. Estes valores de correlação aumentam conforme o nível da dificuldade e, consequentemente, o aumento da amplitude de oscilação, como acontece com a correlação entre os sinais.

Estes resultados sugerem a utilização do Kinect para a medição do CM em situações que o modelo de pêndulo invertido poderia ser usado para encontrar a posição do CM a partir do CP, como em oscilações de baixa amplitude e nas quais o controle postural utiliza em sua maior parte a estratégia de controle a partir do tornozelo. Entretanto, por mais que tenha sido usado em muitos estudos, o modelo do pêndulo invertido apresenta limitações por não considerar outras articulações diferentes do tornozelo para o movimento do CM e controle postural (GAGEY, 2000; PINTER et al., 2008). Testes comparando o Kinect v1, realizados anteriormente, com a cinemetria apresentaram também resultados muito próximos a este no cálculo da trajetória do CM. YEUNG *et al.* (2014) encontraram correlação muito alta ( $r > 0,9$ ) entre os sinais para as mesmas condições testadas neste trabalho e YANG *et al.* (2014) encontraram correlação muito alta comparando as medidas de RMS e velocidade, nas condições olhos abertos e olhos fechados.

#### **5.4 Avaliação das estratégias de controle postural com o Kinect**

Embora não fosse o objetivo primário deste trabalho, a avaliação do movimento de outros pontos detectados pelo Kinect, como articulações e o CM de segmentos corporais, pode ser de grande auxílio no estudo das estratégias de controle postural. Características como a facilidade de transporte e a dispensa do uso de marcadores colocados no indivíduo são possíveis vantagens no uso do Kinect para esta aplicação, uma vez que alterações nas medidas de oscilação podem estar associadas à múltiplas causas. Alguns exemplos são danos na realimentação (sistemas sensoriais), no

controlador (sistema nervoso central) ou nos atuadores (sistemas muscular e esquelético) da malha de controle postural, tornando insuficiente simples medições do deslocamento do CM ou CP para identificar restrições específicas neste sistema (HORAK, 2006).

Por isso, estudos procuraram avaliar as diferentes estratégias de manutenção do equilíbrio utilizando modelos biomecânicos com diferentes graus de liberdade (KILBY; MOLENAAR; NEWELL, 2015; PANZER; BANDINELLI; HALLETT, 1995) na tentativa de fornecer mais informações que permitam compreender como a interação dos mecanismos fisiológicos de diversos sistemas funciona no controle postural. Entretanto, os instrumentos utilizados nestes estudos possuem características que tornam seu uso trabalhoso em algumas aplicações, como a colocação de marcadores no corpo (KILBY; MOLENAAR; NEWELL, 2015; KIMURA, 2007; PANZER; BANDINELLI; HALLETT, 1995; PINTER et al., 2008; SCHOLZ et al., 2012) ou a fixação de barras presas à potenciômetros em membros (ASSLÄNDER; PETERKA, 2016; KUO et al., 1998; MAURER; PETERKA, 2005). Além disso, a maior parte destes trabalhos limitou as análises a apenas um plano de movimento (sagital ou frontal).

Uma análise postural multifatorial, que avalie também as estratégias compensatórias de equilíbrio, pode auxiliar na predição de risco de queda e no design de intervenções adequadas para pessoas com deficiências no equilíbrio (HORAK, 2006). Torna-se desejável, portanto, a utilização de outros dispositivos, como o Kinect, para análise postural que forneçam informações parecidas com as dos estudos citados e apresentem vantagens que possibilitem uma maior aplicação no uso clínico e na pesquisa. Novas investigações devem ser feitas a respeito das capacidades do Kinect de avaliar as estratégias de controle postural, inclusive sua possibilidade para a medição de ângulos entre segmentos e articulações. Algumas metodologias podem ser propostas, como o uso das acelerações das oscilações dos membros inferiores e superiores, para verificar se os movimentos a partir do tornozelo e quadril estão em fase ou contra fase e assim o uso destas duas estratégias no controle postural (BASTON et al., 2014). Outros métodos que avaliam os ângulos ou mais segmentos também poderiam trazer informações extras para esta análise (KILBY; MOLENAAR; NEWELL, 2015; KUO et al., 1998; PINTER et al., 2008; SCHOLZ et al., 2012).

## 5.5 Limitações

Algumas limitações precisam ser levadas em consideração ao se analisar os resultados deste trabalho. A primeira delas é em relação a amostra estudada, composta por indivíduos jovens saudáveis. Estes indivíduos tendem a apresentar um bom equilíbrio corporal e são capazes de rapidamente adaptar a estratégia de controle postural utilizada quando se variam as perturbações nos sistemas sensoriais. Além disso, a magnitude das oscilações é menor para este grupo do que para indivíduos idosos ou que possuam alguma dificuldade que afete o controle postural. Como o objetivo deste trabalho é sugerir possíveis usos do Kinect para avaliações de postura em outros grupos de indivíduos, a presença ou ausência de significância dos parâmetros calculados para indivíduos saudáveis apenas sugere, mas não conclui, que o Kinect possa ser usado em outros tipos de teste. Novas medidas com diferentes populações precisam ser realizadas com o Kinect v2. É preciso considerar também que a tabela de dados antropométricos utilizada (WINTER, 2004) é limitada por apresentar os mesmos valores para indivíduos diferentes.

Além desse fator, o Microsoft Kinect v2 é um dispositivo inicialmente desenvolvido para videogames e, portanto, não apresenta algumas características desejáveis em instrumentos de medição, como capacidade de calibração. O Kinect também apresenta taxa de amostragem e precisão inferiores a sistemas de cinemetria padrão, tornando seu uso limitado para aplicações que necessitem registros mais rápidos ou mais precisos. O algoritmo de identificação das juntas e segmentos corporais também não é acessível ao usuário, sem permitir, portanto, modificações ou mesmo uma melhor compreensão do seu funcionamento. Embora apresente a vantagem de não necessitar da colocação de marcadores no corpo, este algoritmo se limita a identificação das juntas para um indivíduo em pé no plano frontal, não sendo adequado para analisar as oscilações com o Kinect em outras direções ou posição do voluntário. Isto também limita os estudos a movimentos em que todas as juntas possam ser detectadas pelo dispositivo. Não foram avaliadas também a presença de artefatos provenientes das interações cardiorrespiratórias, uma vez a expansão do tórax na ventilação poderia provocar alterações na posição das juntas sem que isto signifique o movimento das mesmas. Em alguns testes foi possível perceber a presença de ruído associado a dificuldade de detecção de algumas articulações, principalmente joelho, devido à roupa utilizada pelo voluntário. Bermudas largas apresentaram um ruído perceptível se comparadas a calças mais justas.

Quanto aos resultados deste trabalho, é preciso levar em consideração que o CM e CP são grandezas diferentes. O CP é uma medida relacionada às forças de reação do solo enquanto o CM representa um movimento corporal tridimensional no espaço. Portanto, como mencionado para cada variável anteriormente nesta seção, alterações nos parâmetros calculados para o CP não implicam necessariamente em alterações dos parâmetros calculados para o CM. Os significados das duas grandezas precisam ser levados em conta para avaliações baseadas nestas medidas e, no caso do Kinect, mais estudos a respeito do comportamento dos parâmetros calculados a partir do CM precisam ser analisados. Quanto ao CP, a introdução da espuma entre a plataforma e o indivíduo também pode afetar a relação entre a variação do CP real e a variação do CP medido, possivelmente envolvendo dinâmicas e filtragem. Outros estudos utilizam esta configuração sem, entretanto, deixar claro os efeitos da presença de espuma na trajetória do CP medida (RAYMAKERS; SAMSON; VERHAAR, 2005; ROMANO et al., 2015; SANTOS; DUARTE, 2016).

O modelo do pêndulo invertido, como mencionado, é limitado para alguns tipos de movimento e não representa o padrão-ouro de comparação do CM. Entretanto, como a estratégia de tornozelo possivelmente foi a mais utilizada neste protocolo de teste, este resultado possui utilidade para avaliar as correlações entre os CM obtido pelo Kinect e o obtido pela plataforma de força, uma vez que não foram incluídas comparações com a cinemetría e o uso de marcadores colocados na pele. Em futuros estudos, estas comparações entre Kinect e sistemas de captura de movimento que utilizam emissão IR precisam ser feitas com cuidado, uma vez que os diodos emissores de IR do Kinect são do mesmo comprimento de onda de alguns sistemas de captura de movimento padrão. Da mesma forma, para uma avaliação mais consistente do Kinect como instrumento de medição das estratégias de controle, o uso de outras técnicas e dispositivos (como acelerômetros ou goniômetros) também pode ser considerada.

Os testes estatísticos não paramétricos foram utilizados em função da não normalidade dos parâmetros avaliados em cada uma das condições de teste, segundo o teste Kolmogorov-Smirnov, e na observação da assimetria na distribuição dos dados. Um teste de normalidade multivariado, que levasse em conta todos os parâmetros nas múltiplas repetições, poderia apoiar o uso de testes paramétricos (como a ANOVA), os quais tem poder estatístico mais elevado. Entretanto, estes testes não foram avaliados neste trabalho.

## **6 Conclusão**

Os resultados encontrados neste trabalho permitem sugerir a possibilidade do uso do Kinect v2 como instrumento para discriminar entre diferentes condições de alterações sensoriais (olhos abertos e fechados, superfície estável e instável) a partir de parâmetros estabilométricos calculados do deslocamento do CM. Estes parâmetros foram comparados com os parâmetros calculados a partir da trajetória do CP em cada condição de teste. Embora todos os parâmetros do CM fossem capazes de discriminar algumas condições experimentais, apenas os baseados nas velocidades AP, ML e total do CM foram capazes de diferenciar todas as condições propostas. Para o CP, além das velocidades também a amplitude e o valor RMS das oscilações na direção ML foram capazes de discriminar entre todas as condições. Estes resultados podem auxiliar novas pesquisas na comparação de outros grupos de indivíduos onde há interesse de estudos das oscilações posturais, por exemplo, avaliação do controle postural de idosos.

Alguns parâmetros calculados para o CM e para o CP apresentaram correlação alta ou muito alta, como Área de oscilação, Amplitude e valor RMS nas direções AP e ML, e correlação baixa ou moderada para os parâmetros de velocidade e frequência. Entretanto, estes resultados acompanham a relação entre o CP e o CM analisada em outros estudos. Também foi encontrada forte correlação entre o CM obtido pelo método segmentar através da posição das juntas detectadas pelo Kinect e o CM estimado pela função de transferência entre o CM e CP, utilizando o CP medido pela plataforma de força. Entretanto, esta comparação possui limitações uma vez que esta função de transferência é baseada no modelo do pêndulo invertido, o que não se aplica a todas as situações. Por fim, a análise individual de alguns pontos detectados pelo Kinect parece indicar um possível uso do dispositivo para avaliação de estratégias de controle postural.

Finalmente, estes resultados sugerem uma possível aplicação para o Microsoft Kinect v2 como instrumento de avaliação de oscilações posturais. As vantagens do dispositivo, como portabilidade, a dispensa do uso de marcadores e disponibilidade de bibliotecas de programação, tornam seu uso possível para futuras aplicações em pesquisas e análises clínicas. Entretanto, uma vez que as comparações deste estudo foram realizadas com indivíduos jovens e saudáveis, novas investigações que considerem outros grupos de indivíduos precisam ser feitas para uma melhor avaliação das capacidades do dispositivo. Também é preciso levar em conta as limitações do Kinect, como as apontadas neste e em

outros trabalhos. Objetivos futuros incluem novas pesquisas que avaliem os parâmetros estabilométricos obtidos pela trajetória do CM e estratégias de controle postural, sua utilidade de clínica e possibilidade de medição a partir do Microsoft Kinect v2.

## 7 Referências

- AOKI, H. et al. **Non-contact respiration measurement using structured light 3-D sensor.** 2012 Proceedings of SICE Annual Conference (SICE). *Anais...* In: 2012 PROCEEDINGS OF SICE ANNUAL CONFERENCE (SICE). ago. 2012
- ASSLÄNDER, L.; PETERKA, R. J. Sensory reweighting dynamics in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 111, n. 9, p. 1852–1864, maio 2014.
- ASSLÄNDER, L.; PETERKA, R. J. Sensory reweighting dynamics following removal and addition of visual and proprioceptive cues. **Journal of Neurophysiology**, v. 116, n. 2, p. 272–285, 1 ago. 2016.
- BARATTO, L. et al. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. **Motor Control**, v. 6, n. 3, p. 246–270, jul. 2002.
- BARELA, A. M. F.; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v. 6, n. 1, 2011.
- BASTON, C. et al. Postural strategies assessed with inertial sensors in healthy and parkinsonian subjects. **Gait & Posture**, v. 40, n. 1, p. 70–75, maio 2014.
- BENDA, B. J.; RILEY, P. O.; KREBS, D. E. Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 2, n. 1, p. 3–10, mar. 1994.
- BONNECHÈRE, B. et al. Determination of repeatability of kinect sensor. **Telemedicine Journal and E-Health: The Official Journal of the American Telemedicine Association**, v. 20, n. 5, p. 451–453, maio 2014.
- BRENIÈRE, Y. Why we walk the way we do. **Journal of Motor Behavior**, v. 28, n. 4, p. 291–298, dez. 1996.
- BROWNE, J.; O'HARE, N. Review of the Different Methods for Assessing Standing Balance. **Physiotherapy**, v. 87, n. 9, p. 489–495, set. 2001.
- BUTKIEWICZ, T. **Low-cost coastal mapping using Kinect v2 time-of-flight cameras.** 2014 Oceans - St. John's. *Anais...* In: 2014 OCEANS - ST. JOHN'S. set. 2014
- CARON, O. et al. A comparative analysis of the center of gravity and center of pressure trajectory path lengths in standing posture: an estimation of active stiffness. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 16, n. 3, p. 234–247, ago. 2000.
- CARON, O.; FAURE, B.; BRENIÈRE, Y. Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. **Journal of Biomechanics**, v. 30, n. 11–12, p. 1169–1171, nov. 1997.
- CLARK, R. A. et al. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. **Gait & Posture**, v. 36, n. 3, p. 372–377, jul. 2012.

CLARK, R. A. et al. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 15, p. 2722–2725, 18 out. 2013.

CLARK, R. A. et al. Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control. **Gait & Posture**, v. 42, n. 2, p. 210–213, jul. 2015.

DANIEL, W. W.; CROSS, C. L. **Biostatistics: A Foundation for Analysis in the Health Sciences**. 10. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2013.

DREHER, T.; TEASDALE, N. Editorial. **Gait & Posture**, v. 46, p. 208, 1 maio 2016.

DUTTA, T. Evaluation of the Kinect<sup>TM</sup> sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. **Applied Ergonomics**, v. 43, n. 4, p. 645–649, 2012.

ELTOUKHY, M. et al. Validation of Static and Dynamic Balance Assessment using Microsoft Kinect for Young and Elderly Populations. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, v. PP, n. 99, p. 1–1, 2017.

FÜRSATTEL, P. et al. A Comparative Error Analysis of Current Time-of-Flight Sensors. **IEEE Transactions on Computational Imaging**, v. 2, n. 1, p. 27–41, mar. 2016.

GABEL, M. et al. **Full body gait analysis with Kinect**. 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...** In: 2012 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. ago. 2012

GAGE, W. H. et al. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. **Gait & Posture**, v. 19, n. 2, p. 124–132, abr. 2004.

GAGEY, P. M. **Posturologia: Regulação e distúrbios da posição ortostática**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

GONZALEZ, R. G. G.; IMBIRIBA, L. A.; JANDRE, F. C. **Registro das Oscilações do Centro de Massa Utilizando o Microsoft Kinect v2**. XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2016. **Anais...** In: XXV CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA – CBEB 2016. Foz do Iguaçu - PR, Brasil: out. 2016

HASAN, S. S. et al. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. **Gait & Posture**, v. 4, n. 1, p. 11–20, 1 jan. 1996.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v. 35 Suppl 2, p. ii7-ii11, set. 2006.

KILBY, M. C.; MOLENAAR, P. C. M.; NEWELL, K. M. Models of Postural Control: Shared Variance in Joint and COM Motions. **PLOS ONE**, v. 10, n. 5, p. e0126379, 14 maio 2015.

KIMURA, Y. J. H. Balance-Keeping Control of Upright Standing in Biped Human Beings and its Application for Stability Assessment. 2007.

KING, D. L.; ZATSIORSKY, V. M. Extracting gravity line displacement from stabilographic recordings. **Gait & Posture**, v. 6, n. 1, p. 27–38, ago. 1997.

KUO, A. D. et al. Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway. **Experimental Brain Research**, v. 122, n. 2, p. 185–195, set. 1998.

LACHAT, E. et al. First Experiences with Kinect v2 Sensor for Close Range 3d Modelling. **ISPRS - International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences**, v. 5, p. 93–100, 1 fev. 2015.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 9, p. 1421–1426, set. 2004.

LATASH, M. L. **Neurophysiological Basis of Movement**. 2. ed. Champaign: Human Kinetics, 2008.

LIM, D. et al. Use of the Microsoft Kinect system to characterize balance ability during balance training. **Clinical Interventions in Aging**, v. 10, p. 1077–1083, 2015.

LIN, L. I.-K. A Concordance Correlation Coefficient to Evaluate Reproducibility. **Biometrics**, v. 45, n. 1, p. 255–268, 1989.

LV, Z. et al. Evaluation of Kinect2 based balance measurement. **ResearchGate**, v. 208, 1 jun. 2016.

MAURER, C.; PETERKA, R. J. A New Interpretation of Spontaneous Sway Measures Based on a Simple Model of Human Postural Control. **Journal of Neurophysiology**, v. 93, n. 1, p. 189–200, 1 jan. 2005.

MENTIPLAY, B. F. et al. Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 10, p. 2166–2170, 16 jul. 2015.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 3, n. 3, p. 77–83, 2003.

NARDONE, A.; SCHIEPPATI, M. The role of instrumental assessment of balance in clinical decision making. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 46, n. 2, p. 221–237, jun. 2010.

OBDRZÁLEK, S. et al. Accuracy and robustness of Kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population. **Conference proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference**, v. 2012, p. 1188–1193, 2012.

OLIVEIRA, L. F.; SIMPSON, D. M.; NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiological Measurement**, v. 17, n. 4, p. 305–312, nov. 1996.

OTTE, K. et al. Accuracy and Reliability of the Kinect Version 2 for Clinical Measurement of Motor Function. **PloS One**, v. 11, n. 11, p. e0166532, 2016.

PAGLIARI, D.; PINTO, L. Calibration of Kinect for Xbox One and Comparison between the Two Generations of Microsoft Sensors. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 15, n. 11, p. 27569–27589, 30 out. 2015.

PAI, Y.-C.; PATTON, J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. **Journal of Biomechanics**, v. 30, n. 4, p. 347–354, 1 abr. 1997.

PAILLARD, T.; NOÉ, F. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. **BioMed Research International**, v. 2015, p. 891390, 2015.

PANZER, V. P.; BANDINELLI, S.; HALLETT, M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 76, n. 2, p. 151–157, 1 fev. 1995.

PEREIRA, D. G.; AFONSO, A.; MEDEIROS, F. M. Overview of Friedman's Test and Post-hoc Analysis. **Communications in Statistics - Simulation and Computation**, v. 44, n. 10, p. 2636–2653, 26 nov. 2015.

PINTER, I. J. et al. The Dynamics of Postural Sway Cannot Be Captured Using a One-Segment Inverted Pendulum Model: A PCA on Segment Rotations During Unperturbed Stance. **Journal of Neurophysiology**, v. 100, n. 6, p. 3197–3208, 1 dez. 2008.

PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. **Foundations of Clinical Research: Applications to Practice**. 3. ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, 2009.

PRIETO, T. E. et al. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 43, n. 9, p. 956–966, set. 1996.

PROCHÁZKA, A. et al. Microsoft Kinect Visual and Depth Sensors for Breathing and Heart Rate Analysis. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 16, n. 7, 2016.

RAYMAKERS, J. A.; SAMSON, M. M.; VERHAAR, H. J. J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). **Gait & Posture**, v. 21, n. 1, p. 48–58, jan. 2005.

ROMANO, F. et al. Extraction of traditional COP-based features from COM sway in postural stability evaluation. **Conference proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference**, v. 2015, p. 3715–3718, ago. 2015.

ROUGIER, P. et al. Backward and forward leaning postures modelled by an fBm framework. **Neuroscience Research**, v. 41, n. 1, p. 41–50, set. 2001.

SANTOS, D. A.; DUARTE, M. A public data set of human balance evaluations. **PeerJ**, v. 4, p. e2648, 2 nov. 2016.

SARBOLANDI, H.; LEFLOCH, D.; KOLB, A. Kinect range sensing: Structured-light versus Time-of-Flight Kinect. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 139, p. 1–20, out. 2015.

SCHMITZ, A. et al. Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 2, p. 587–591, 22 jan. 2014.

SCHOLZ, J. P. et al. How visual information links to multijoint coordination during quiet standing. **Experimental Brain Research**, v. 222, n. 3, p. 229–239, out. 2012.

SHIMBA, T. An estimation of center of gravity from force platform data. **Journal of Biomechanics**, v. 17, n. 1, p. 53–60, 1984.

SHOLUKHA, V. et al. Model-based approach for human kinematics reconstruction from markerless and marker-based motion analysis systems. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 14, p. 2363–2371, 27 set. 2013.

SHOTTON, J. et al. **Real-time human pose recognition in parts from single depth images**. CVPR 2011. **Anais...** In: CVPR 2011. jun. 2011

SILVA, P. J. G. DA; NADAL, J.; INFANTOSI, A. F. C. Investigating the center of pressure velocity Romberg's quotient for assessing the visual role on the body sway. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 28, n. 4, p. 319–326, dez. 2012.

STONE, E. E.; SKUBIC, M. **Evaluation of an inexpensive depth camera for passive in-home fall risk assessment**. 2011 5th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth) and Workshops. **Anais...** In: 2011 5TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON PERVASIVE COMPUTING TECHNOLOGIES FOR HEALTHCARE (PERVASIVEHEALTH) AND WORKSHOPS. maio 2011

STONE, E. E.; SKUBIC, M. Capturing habitual, in-home gait parameter trends using an inexpensive depth camera. **Conference proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference**, v. 2012, p. 5106–5109, 2012.

VAN DIEST, M. et al. Suitability of Kinect for measuring whole body movement patterns during exergaming. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 12, p. 2925–2932, 22 set. 2014.

VIEIRA, T. DE M. M.; DE OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. **Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 19, n. 6, p. e513-519, dez. 2009.

VIEIRA, T. M. M.; OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J. Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 42, n. 7, p. 665–673, jul. 2009.

VISSEUR, J. E. et al. The clinical utility of posturography. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 11, p. 2424–2436, nov. 2008.

WANG, Q. et al. Evaluation of Pose Tracking Accuracy in the First and Second Generations of Microsoft Kinect. **arXiv:1512.04134 [cs]**, p. 380–389, out. 2015.

WASENMÜLLER, O.; STRICKER, D. **Comparison of Kinect V1 and V2 Depth Images in Terms of Accuracy and Precision**. Computer Vision – ACCV 2016 Workshops. **Anais...: Lecture Notes in Computer Science**. In: ASIAN CONFERENCE ON COMPUTER VISION. Springer, Cham, 20 nov. 2016

WHITTLESEY, D. G. E. R., Graham E.Caldwell, Joseph Hamill, Gary Kamen and Saunders N. **Research Methods In Biomechanics**. 2. ed. Champaign: Human Kinetics, 2013.

WINTER, D. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, v. 3, n. 4, p. 193–214, 1 dez. 1995.

WINTER, D. A. Sagittal Plane Balance and Posture in Human Walking. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 6, n. 3, p. 8–11, set. 1987.

WINTER, D. A. et al. Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, n. 3, p. 1211–1221, set. 1998.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Movement**. 4. ed. Upper Saddle River: John Wiley & Sons, 2004.

XU, X.; MCGORRY, R. W. The validity of the first and second generation Microsoft Kinect<sup>TM</sup> for identifying joint center locations during static postures. **Applied Ergonomics**, v. 49, p. 47–54, jul. 2015.

YANG, L. et al. Evaluating and Improving the Depth Accuracy of Kinect for Windows v2. **IEEE Sensors Journal**, v. 15, n. 8, p. 4275–4285, ago. 2015.

YANG, Y. et al. Reliability and Validity of Kinect RGB-D Sensor for Assessing Standing Balance. **IEEE Sensors Journal**, v. 14, n. 5, p. 1633–1638, maio 2014.

YEUNG, L. F. et al. Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway. **Gait & Posture**, v. 40, n. 4, p. 532–538, set. 2014.

YU, M. C. et al. **Noncontact respiratory measurement of volume change using depth camera**. 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...** In: 2012 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. ago. 2012

ZAR, J. H. **Biostatistical Analysis**. 5. ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, 2010.

ZENNARO, S. et al. **Performance evaluation of the 1st and 2nd generation Kinect for multimedia applications.** 2015 IEEE International Conference on Multimedia and Expo (ICME). Anais... In: 2015 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON MULTIMEDIA AND EXPO (ICME). jun. 2015

## Apêndice A

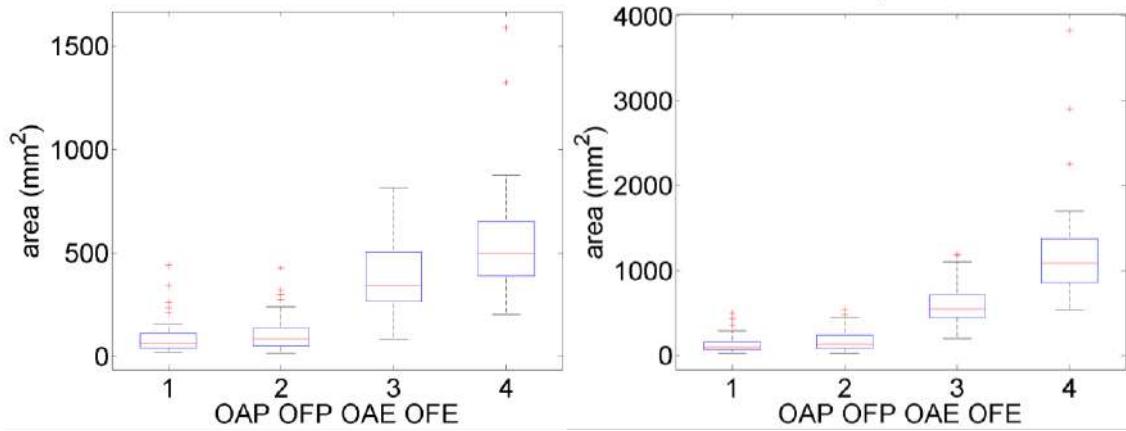


Figura 20: Boxplot do parâmetro Área para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste.

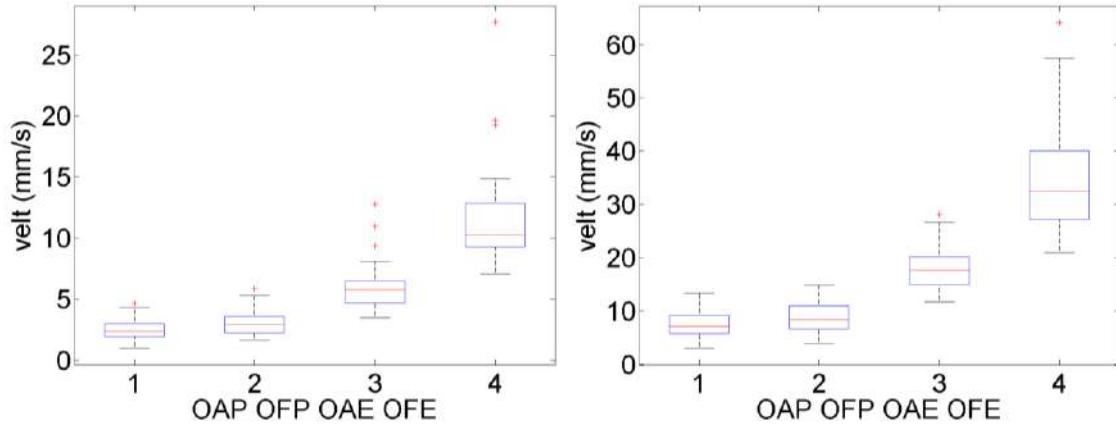


Figura 21: Boxplot do parâmetro Vel Tot para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste.

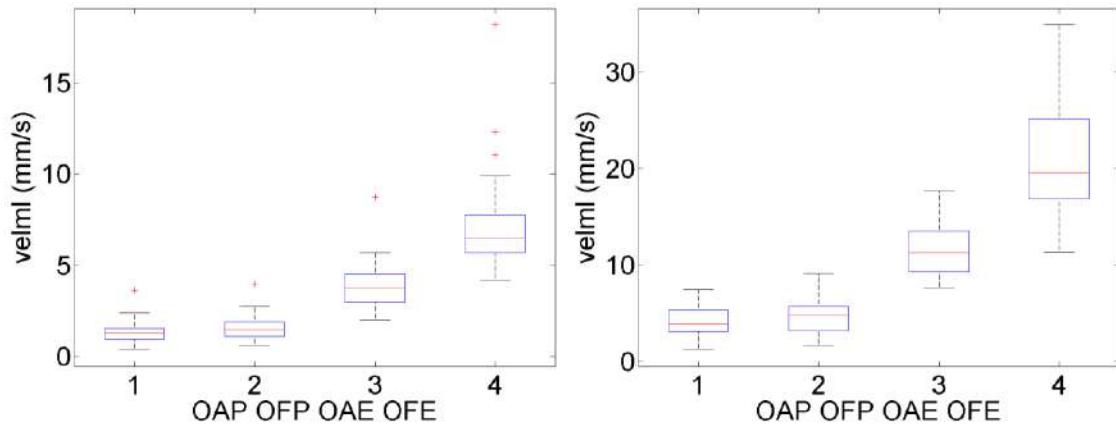


Figura 22: Boxplot do parâmetro Vel ML para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste.

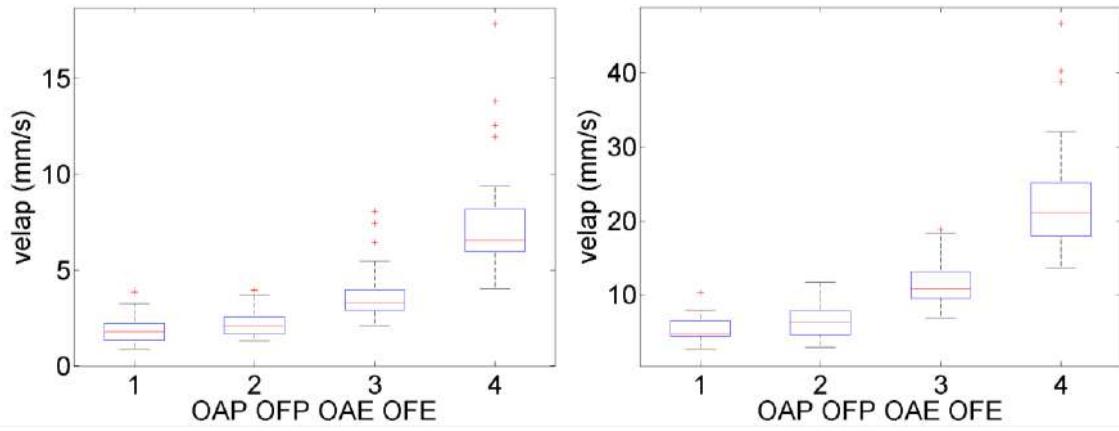


Figura 23: Boxplot do parâmetro Vel AP para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste.

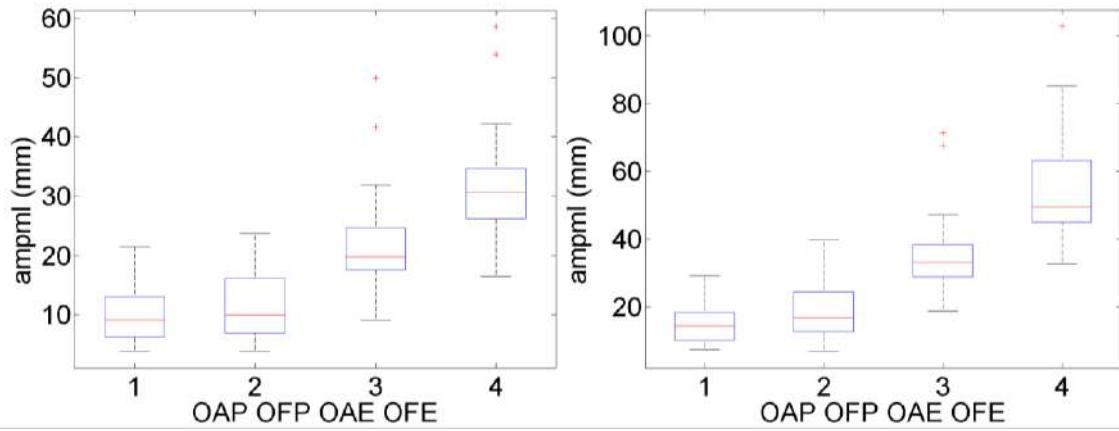


Figura 24: Boxplot do parâmetro Amp ML para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste.

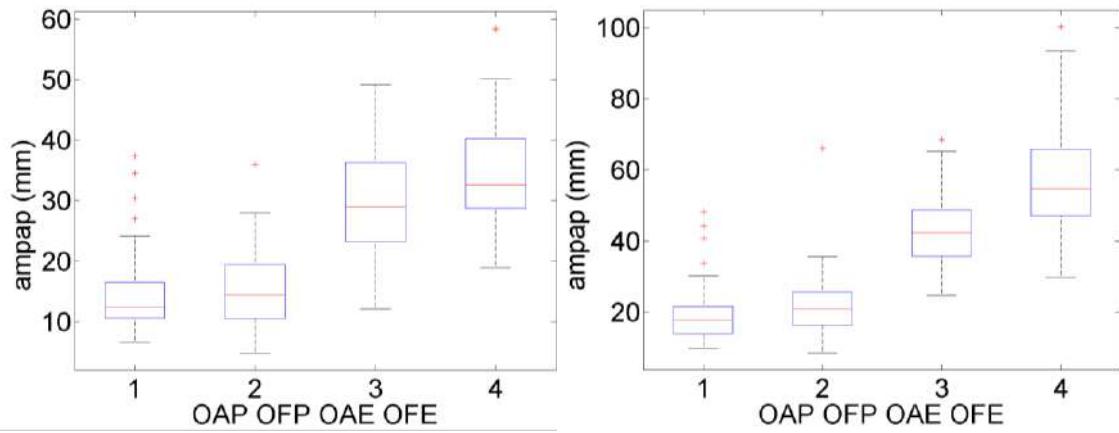


Figura 25: Boxplot do parâmetro Amp AP para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste.

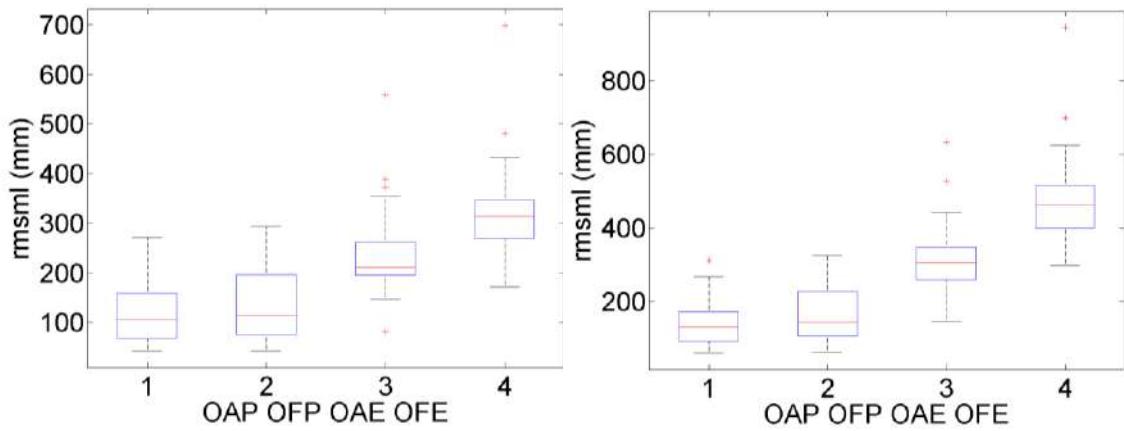


Figura 26: Boxplot do parâmetro RMS ML para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste.

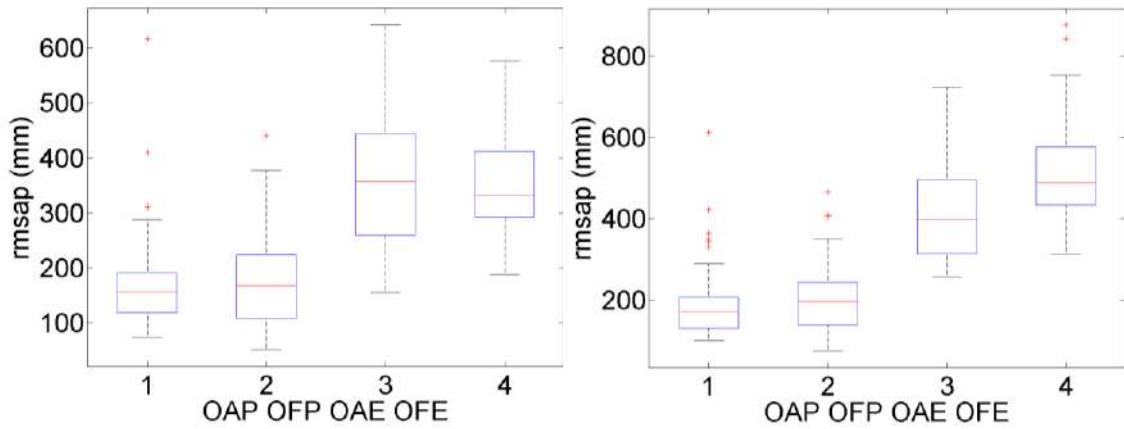


Figura 27: Boxplot do parâmetro RMS AP para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste.

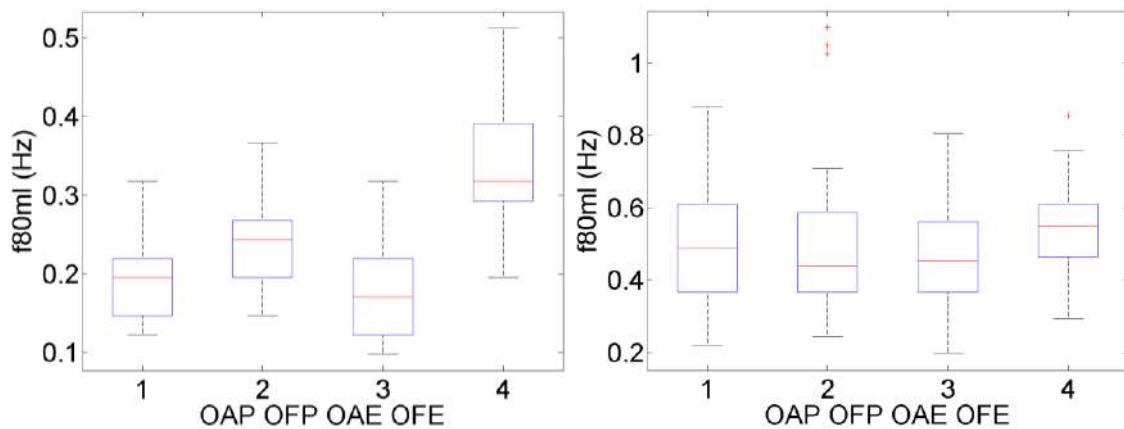


Figura 28: Boxplot do parâmetro F80 ML para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste.

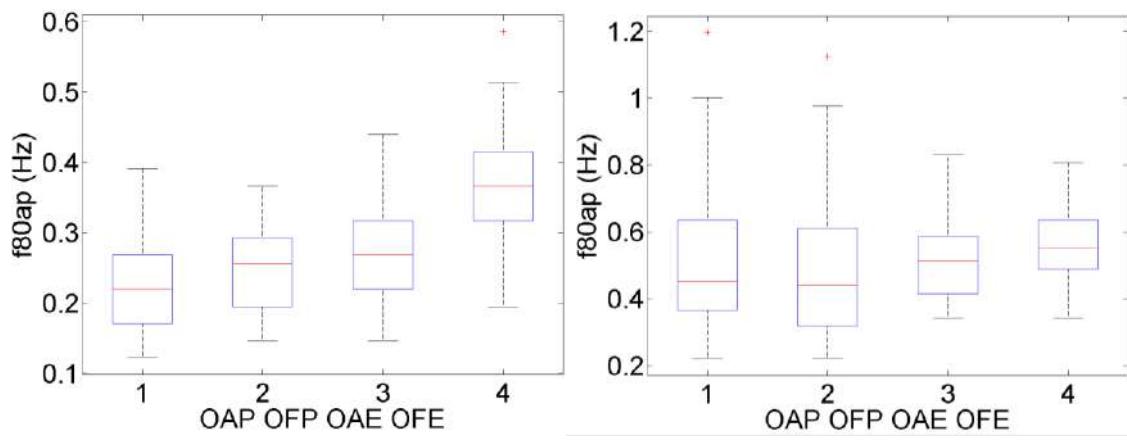


Figura 29: Boxplot do parâmetro F80 AP para o CM e CP, respectivamente, nas quatro condições de teste.