



Universidade Federal
do Rio de Janeiro

Escola Politécnica

MEDIÇÃO DAS OSCILAÇÕES POSTURAS UTILIZANDO SENSOR OPTOELETRÔNICO DE PROFUNDIDADE

Diego Ramon Gonçalves Gonzalez

Projeto de Graduação apresentado ao Curso de Engenharia de Controle e Automação da Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Engenheiro.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Luis Aureliano Imbiriba Silva

Rio de Janeiro

Maio de 2016

MEDIÇÃO DAS OSCILAÇÕES POSTURAS UTILIZANDO SENSOR
OPTOELETRÔNICO DE PROFUNDIDADE

Diego Ramon Gonçalves Gonzalez

PROJETO DE GRADUAÇÃO SUBMETIDO AO CORPO DOCENTE DO CURSO DE ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO DA ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE ENGENHEIRO DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO.

Examinada por:

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

Prof. Luis Aureliano Imbiriba Silva, D.Sc.

Prof. Amit Bhaya, Ph.D.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO de 2016

Gonzalez, Diego Ramon Gonçalves

Medição das Oscilações Posturais Utilizando Sensor Optoeletrônico de Profundidade / Diego Ramon Gonçalves Gonzalez. – Rio de Janeiro: UFRJ / Escola Politécnica, 2016.

VIII, 42 p.: il.; 29,7 cm.

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

Projeto de Graduação – UFRJ / Escola Politécnica / Curso de Engenharia de Controle e Automação, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 40-42

1. Oscilações Posturais. 2. Microsoft Kinect v2 3. Centro de Massa. 4. Centro de Pressão. I. Tavares, Frederico Caetano Jandre de Assis *et al.*. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Escola Politécnica, Curso de Engenharia de Controle e Automação. III. Medição das Oscilações Posturais Utilizando Sensor Optoeletrônico de Profundidade

Aos meus pais e avós.

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 serem meus primeiros formadores e por toda a dedicação, valores ensinados e incentivos nos estudos que foram fundamentais na formação do meu caráter e conquista dos meus objetivos. Também às minhas irmãs, Bia e Fernanda, pela amizade desde sempre.

Ao meu orientador Frederico Jandre, por todas as ideias, sugestões e críticas construtivas que me ajudaram não só neste trabalho, mas também a despertar o interesse nesta área de pesquisa. Também por toda a confiança e paciência nas orientações.

Ao meu orientador Aureliano, pelo acompanhamento, sempre bem humorado, sugestões e correções que me ajudaram na conclusão deste trabalho. Agradeço também pela oportunidade de utilização das instalações do Laboratório de Biomecânica.

Aos meus colegas do curso de Engenharia de Controle e Automação, em especial a Fernando, João Vitor, Daniel e Larissa, com os quais compartilhei maiores momentos de estudo, cansaço e alegria durante a graduação.

Também aos colegas e professores dos laboratórios do PEB e da EEFD pelo qual passei, pelo companheirismo e ajuda nas horas que precisei. Em especial àqueles que ajudaram como voluntários.

Ao CNPq e programa PIBITI-UFRJ, pelo suporte financeiro e incentivo à pesquisa.

Resumo do Projeto de Graduação apresentado à Escola Politécnica/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Engenheiro de Controle e Automação.

Medição das Oscilações Posturais Utilizando Sensor Optoeletrônico de Profundidade

Diego Ramon Gonçalves Gonzalez

Maior/2016

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Luis Aureliano Imbiriba Silva

Curso: Engenharia de Controle e Automação

Sistemas de captura de movimento podem ser usados para medir as oscilações posturais, utilizando informações cinemáticas dos segmentos do corpo para registrar o deslocamento do centro de massa (CM). Estes sistemas, porém, possuem alto custo, ocupam grandes espaços e necessitam do uso de marcadores corporais, o que pode ser indesejado em algumas aplicações. O objetivo deste trabalho é avaliar o Microsoft Kinect v2, um dispositivo optoeletrônico portátil, capaz de detectar movimentos e que não necessita de marcadores na pele, como instrumento para medir oscilações posturais pelo deslocamento do CM. A posição do CM de três indivíduos foi registrada nas direções anterior-posterior (AP) e medial-lateral (ML) ao realizarem três tarefas diferentes, com duração de 60 segundos cada: permanecer de pé com olhos abertos (OA), com os olhos fechados (OF) ou realizando oscilações voluntárias nos tornozelos (OV). O Kinect v2 foi utilizado para registrar o deslocamento do CM e as medidas foram comparadas com um padrão de referência, estimado a partir do deslocamento do centro de pressão, através do coeficiente de correlação de Pearson r . Nos testes OA e OF, a correlação média foi muito alta nos eixos AP ($r = 0,97 \pm 0,02$ e $r = 0,97 \pm 0,01$, respectivamente) e ML ($r = 0,94 \pm 0,02$ e $r = 0,95 \pm 0,02$, respectivamente). No teste OV a correlação média foi muito alta no eixo AP ($r = 0,99 \pm 0,00$) e alta no eixo ML ($r = 0,79 \pm 0,08$). Estes resultados sugerem que o Kinect v2 possa ser utilizado para medir oscilações posturais.

Palavras chave: Oscilações Posturais, Microsoft Kinect v2, Centro de Massa, Centro de Pressão.

Abstract of Undergraduate Project presumed to POLI/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Control and Automation Engineer.

Measurement of Body Sway Using Optoelectronic Depth Sensor

Diego Ramon Gonçalves Gonzalez

May/2016

Advisor: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Luis Aureliano Imbiriba Silva

Course: Control and Automation Engineering

Motion capture systems can measure body sway by using body kinematics information to record center of mass (CM) displacement. However, these systems have high costs, occupy large spaces and need the use of skin markers, which may be unwanted for some applications. The purpose of this study is to assess the Microsoft Kinect v2 (an optoelectronic portable and markless device capable to detect motions) as an instrument to measure CM displacement, thus, body sway. The CM position of three subjects was recorded in anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML) axes while they executed three different tasks during 60 seconds for each task: quiet standing with opened eyes (OE), with closed eyes (CE), and voluntary oscillation about the ankles (VO). The Kinect v2 was used to record the CM displacement and then the measures were compared with a reference standard, estimated from the displacement of center of pressure, calculating the Pearson correlation coefficient r . At OE and CE tests, the mean correlation was very high at AP ($r = 0,97 \pm 0,02$ and $r = 0,97 \pm 0,01$, respectively) and ML ($r = 0,94 \pm 0,02$ and $r = 0,95 \pm 0,02$, respectively) axis. At VO test, the mean correlation was very high in AP axis ($r = 0,99 \pm 0,00$) and high at ML axis ($r = 0,79 \pm 0,08$). These results suggest that Kinect v2 may be used to measure the path of the CM.

Keywords: Body Sway, Microsoft Kinect v2, Center of Mass, Center of Pressure.

Sumário

1	Introdução.....	1
1.1	Objetivos.....	3
2	Revisão da Literatura	4
2.1	As Oscilações Posturais	4
2.2	Técnicas de Medição das Oscilações Posturais	8
2.2.1	A Plataforma de Força.....	8
2.2.1	A Cinemetria	10
2.2.2	Relação Entre As Medições de CM e CP.....	12
2.3	O Uso do Microsoft Kinect em Medições Biomecânicas.....	14
3	Materiais e Métodos.....	18
3.1	Metodologia.....	18
3.1.1	Casuística.....	18
3.1.2	Montagem.....	18
3.1.3	Protocolo.....	18
3.2	Instrumentos Utilizados	19
3.2.1	O Sensor Kinect v2.....	19
3.2.2	A Interface e o SDK	20
3.2.3	A Plataforma de Força.....	22
3.3	Processamento e Análise dos Dados.....	23
4	Resultados	27
5	Discussão.....	34
5.1	Limitações.....	36
6	Conclusão.....	38
7	Referências	39

1 Introdução

A estabilometria é a técnica baseada no registro das oscilações do corpo humano e por isso é um método muito utilizado nos estudos sobre o equilíbrio postural [1], permitindo mensurar e comparar alguns parâmetros que caracterizam o controle postural e equilíbrio na postural em pé [2]. Por isso, pode sugerir se um indivíduo encontra-se ou não inscrito dentro dos limites da normalidade [2].

Estudos revelam que alterações nas características das oscilações posturais de um indivíduo podem estar associadas a diversas doenças, assim como ao envelhecimento e ao sedentarismo [3]. A medição das oscilações posturais, portanto, se torna um método muito útil tanto em pesquisas quanto na clínica médica.

Muitos sistemas de câmeras de captura de movimento são empregados nas medições das oscilações posturais atualmente, como o Vicon (Vicon Motion System, Reino Unido) ou o Optrak (NDI, Canadá). Embora suas medições sejam consideradas de alta qualidade, para algumas aplicações seu uso é considerado limitado, como em avaliações ergonômicas em campo [4]. Algumas características como complexidade de operação, tamanho do equipamento e espaço requerido para as medições são consideradas como fatores que dificultam seu uso fora de laboratórios [4]. Outros pontos considerados como empecilhos na ampla utilização destes equipamentos são o alto custo e a necessidade de colocação de marcadores na pele, o que torna sua utilização trabalhosa e exige alguma experiência técnica [5].

Uma alternativa encontrada por pesquisadores foi o uso do Microsoft Kinect (Microsoft, EUA), um sensor de baixo custo, portátil e que não necessita de marcadores corporais [5]. O sensor Kinect (Figura 1) é um instrumento optoeletrônico inicialmente projetado para o console de vídeo games XBOX 360 (Microsoft, EUA) e lançado em 2010. Utilizando uma câmera RGB, um conjunto emissor e câmera de infravermelho, microfone e acelerômetro, o Kinect foi desenvolvido para proporcionar uma maior interação física entre jogos e usuários, uma vez que as câmeras e sensores permitiam o registro de imagens, movimentos e voz [6].



Figura 1: Primeira versão do Microsoft Kinect, para o console de vídeo game XBOX 360.

As características do sensor, acompanhadas do fornecimento gratuito de bibliotecas que auxiliavam na obtenção dos sinais, despertaram o interesse sobre a utilização do Kinect na área de pesquisa. A possibilidade de detecção de movimentos apresentou interessantes aplicações na área de biomecânica, como avaliação de controle postural [5], análise de marcha [7] ou medição de oscilações posturais [8, 9]. Estudos comparativos com sistemas tradicionais revelaram que, embora o Kinect não possua a mesma exatidão de tais instrumentos, seus resultados podem ser comparáveis em alguns casos [10].

Com o lançamento em 2014 do novo vídeo game XBOX ONE (Microsoft, EUA), uma nova versão do Kinect foi lançada no mercado, o Kinect v2 (Figura 2). O novo modelo apresentava melhores resoluções de câmera de vídeo e sensor de profundidade, assim como melhorias no sistema de detecção do corpo [6]. Com isso, novas pesquisas na área de biomecânica foram realizadas utilizando esse dispositivo [10,11,12].

Entretanto, os poucos estudos realizados com a nova geração do Kinect até agora não apresentaram melhoras substanciais em seus resultados, sugerindo que fossem feitas novas investigações sobre as aplicações e capacidades do instrumento [11,12].

Tampouco foram realizadas medições, de nosso conhecimento, das oscilações posturais pelo cálculo do movimento do centro de massa, como anteriormente foram estudadas utilizando-se o Kinect v1 [8,9].



Figura 2: Segunda versão do Microsoft Kinect, para o console de vídeo game XBOX ONE.

1.1 Objetivos

O objetivo deste trabalho é avaliar o Kinect v2 como um possível instrumento para a medição de oscilações posturais, utilizando o detector de movimentos corporais para estimar a variação da posição do centro de massa, em comparação com um padrão de referência.

Os objetivos secundários são o desenvolvimento de uma interface para comunicação com o instrumento e a aquisição de dados, além de algoritmos para processamento dos sinais provenientes tanto do Kinect v2 quanto da plataforma de força.

2 Revisão da Literatura

Nesta revisão são apresentados três tópicos, Oscilações Posturais, Técnicas de Medição das Oscilações Posturais e O Uso do Microsoft Kinect em Medições Biomecânicas

2.1 Oscilações Posturais

O controle postural adequado pode ser definido como a manutenção da posição do corpo, ou do seu centro de massa, com respeito ao ambiente ou a uma direção específica do mesmo dentro dos limites de estabilidade [13]. Ou seja, trata-se de como o corpo consegue manter uma determinada posição enquanto realiza atividades diversas, como permanecer de pé, sentar ou andar. O controle postural, portanto, está diretamente ligado com a execução de uma série de tarefas presentes no cotidiano das pessoas.

Devido a esta ampla atuação, o controle postural é complexo e implica na necessidade de uma integração entre as entradas de diversos sistemas sensoriais do corpo humano [2]. Os principais seriam o sistema vestibular, o sistema visual e o sistema somatossensorial, os quais providenciam a orientação espacial necessária para a realização do controle [13].

Mesmo com este controle, um indivíduo parado e de pé não está completamente estático, apresentando pequenos movimentos oscilatórios. Um modelo simplificado que apresenta estes movimentos durante o controle postural vertical é o do corpo humano representado como um pêndulo invertido [13]. Neste modelo, o centro de massa de um indivíduo oscila naturalmente na tentativa de manter o corpo em equilíbrio (Figura 3).

As oscilações posturais são tradicionalmente representadas pela trajetória de duas grandezas que podem ser medidas experimentalmente: o centro de massa (CM) e o centro de pressão (CP). Estas duas variáveis são por vezes erroneamente interpretadas como se possuíssem o mesmo papel no controle postural do equilíbrio [1]. Enquanto o CM representa o ponto imaginário onde toda a massa do indivíduo poderia ser representada no espaço, o CP é definido como o ponto de aplicação das forças de reação externas sob os pés [14].

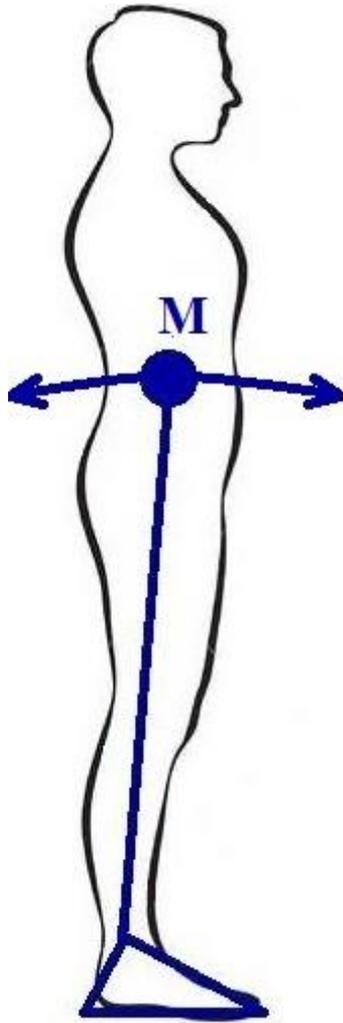


Figura 3: Modelo do corpo como pêndulo invertido. Toda a massa (M) do indivíduo estaria concentrada num único ponto (CM), que oscilaria como um pêndulo em torno da articulação do tornozelo.

LAFOND *et al.* apresentam o CM como a variável controlada e o CP como a variável de controle [15]. Para o equilíbrio de um indivíduo parado, o CM deve permanecer dentro da área da base de suporte. Com o deslocamento do CM, o CP também se moveria, oscilando em torno dele para desacelerar e reverter o movimento do CM [14]. O CM é considerado a grandeza que realmente indica a oscilação do corpo, enquanto o CP é a grandeza resultante da resposta neuromuscular à oscilação do CM [1]. E como pode ser visto experimentalmente, as trajetórias dessas duas grandezas projetadas no plano de apoio são diferentes (Figura 4).

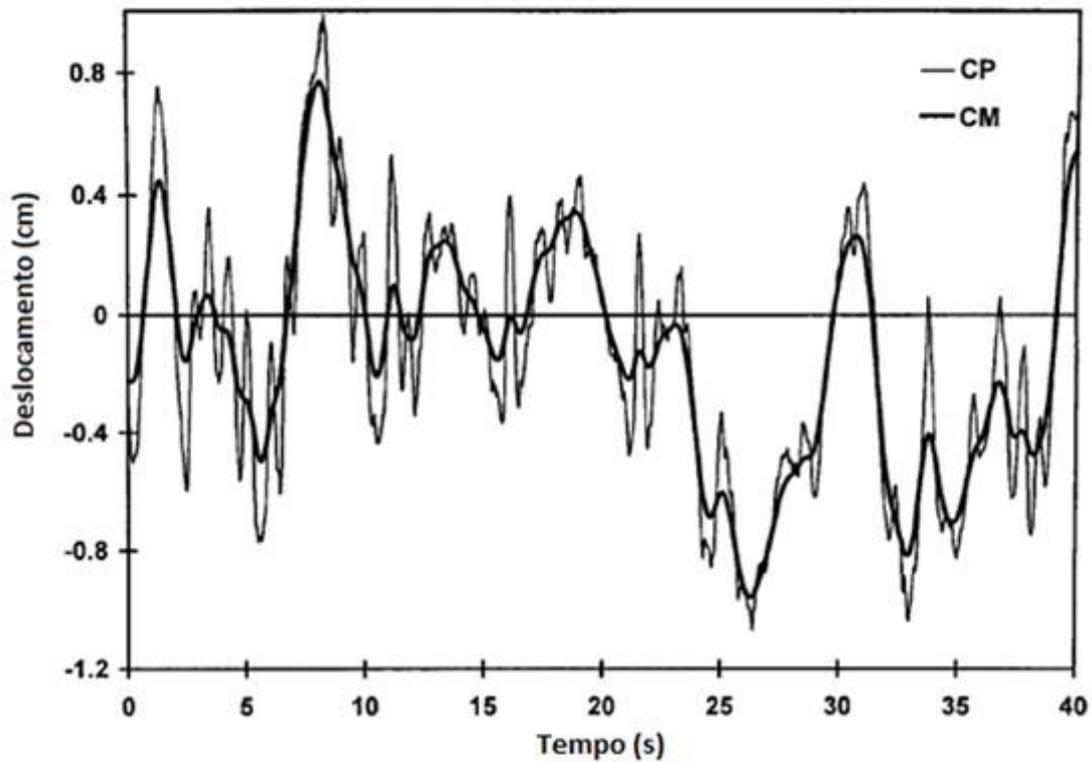


Figura 4: Comparação entre o deslocamento do centro de massa CM e do centro de pressão CP num mesmo eixo, medidos experimentalmente. No gráfico, é possível ver a posição do CP se movendo em torno do CM. Imagem de [8].

Diversos estudos apresentam formas de relacionar as duas grandezas. Alguns modelos se baseiam nas definições da mecânica newtoniana e, considerando que as forças do solo são reações da posição e do movimento do CM, propõe encontrar o CM através da integração numérica da aceleração destas forças [16, 17].

Por outro lado, essa relação biomecânica também pode ser encontrada através do modelo do pêndulo invertido (Figura 5). Embora seja simplificado, alguns estudos o consideram suficiente para a análise das oscilações no equilíbrio postural [18, 19]. Essa relação pode ser modelada pelas Equações 1 e 2, onde, num determinado eixo horizontal, CP é a projeção do centro de pressão, CM a projeção do centro de massa, I_a o momento de inércia do corpo acima do tornozelo, W a força peso que atua no CM, h a altura do CM em relação ao tornozelo e $\ddot{C}M$ a aceleração do CM. Os índices indicam os eixos anterior – posterior (AP) e medial – lateral (ML).

$$CP_{AP} - CM_{AP} = -\frac{I_a}{Wh} C\ddot{M}_{AP} \quad (1)$$

$$CP_{ML} - CM_{ML} = -\frac{I_a}{Wh} C\ddot{M}_{ML} \quad (2)$$

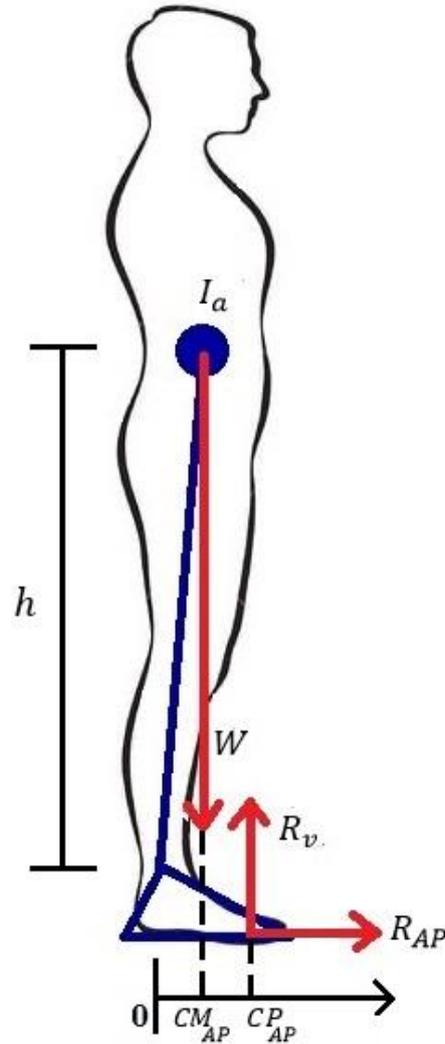


Figura 5: Relação entre CP e CM utilizando o modelo do pêndulo invertido. I_a é o momento de inércia, W é a força peso, R_v a componente vertical da força de reação do solo, R_{AP} a componente horizontal da mesma força na direção AP, h a altura do CM em relação ao tornozelo, CM_{AP} a posição do CM em relação ao eixo AP e CP_{AP} a posição do CP neste mesmo eixo

A avaliação das oscilações posturais por meio destas duas grandezas possui um papel importante nos estudos sobre controle postural e equilíbrio. O registro das

oscilações posturais, chamado de estabilometria, permitiu compreender melhor os fenômenos do controle postural. Essas mensurações fornecem valores que permitem comparações estatisticamente válidas, assim como a definição de parâmetros que caracterizam o comportamento do equilíbrio postural [2].

Desta forma, a estabilometria ganha uma vasta aplicação em estudos clínicos e na área de reabilitação. Alguns tipos de doenças estão relacionados com o prejuízo do equilíbrio, como doenças vestibulares, doenças neurodegenerativas ou lesões vasculares. Assim, a avaliação postural pode orientar na elaboração de diagnósticos, na escolha do tratamento adequado para doenças relacionadas ao equilíbrio e no monitoramento da eficácia terapêutica em tratamentos prolongados [3].

2.2 Técnicas de Registro das Oscilações Posturais

Para a medição das oscilações posturais, diversas técnicas podem ser empregadas, sendo as mais utilizadas a plataforma de força e a cinemetria. A plataforma de força é um instrumento utilizado para mensurar as forças de reação no solo durante a postura em pé, fornecendo desta forma a posição do CP [14]. A cinemetria consiste num conjunto de técnicas utilizadas para medir parâmetros cinemáticos do corpo ou de segmentos corporais, como posição, orientação, velocidade e aceleração. A cinemetria, combinada com parâmetros antropométricos, é capaz de fornecer informações sobre o CM [1]. O instrumento básico a ser utilizado na cinemetria é baseado em câmeras de vídeo e sensores ópticos.

2.2.1 A Plataforma de Força

A principal força que atua diretamente no corpo é a força de reação do solo, atuando sob os pés quando o indivíduo está de pé, andando ou correndo [14]. Esta força pode ser decomposta em três componentes, sendo uma delas vertical e as outras duas atuando sobre a superfície horizontal, normalmente definidas nas direções AP e ML. A plataforma de força é um instrumento capaz de medir estas componentes para um indivíduo posicionado em cima dela.

Existem basicamente dois tipos de plataforma de força [14]. O primeiro tipo se configura como uma superfície rígida suportada por quatro transdutores de força triaxiais, como apresentado na Figura 6. Desta forma, a componente de força vertical F_Z é igual ao somatório das forças medidas nos quatro transdutores, $F_Z = F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4}$.

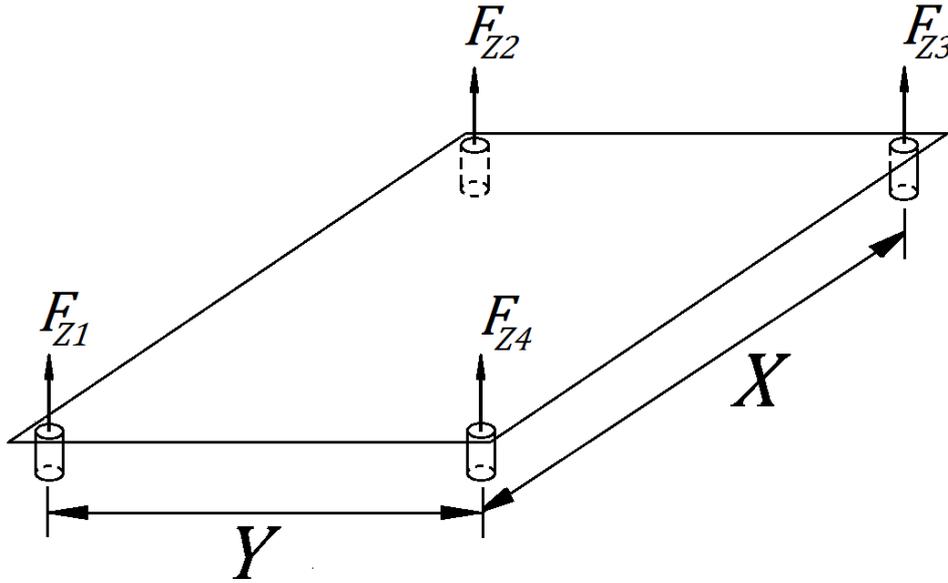


Figura 6: Plataforma de força utilizando quatro transdutores.

A posição do CP, por sua vez, será determinada pelas forças verticais relativas $(F_{z1}, F_{z2}, F_{z3}, F_{z4})$, conforme é indicado nas Equações 3 e 4. Esta configuração também pode ser feita utilizando apenas três transdutores, dispostos de forma triangular, possuindo por isso apenas diferenças no cálculo das componentes [2].

$$y = \frac{Y}{2} \left[1 + \frac{(F_{Z3} + F_{Z4}) - (F_{Z1} + F_{Z2})}{F_Z} \right] \quad (3)$$

$$x = \frac{X}{2} \left[1 + \frac{(F_{Z2} + F_{Z3}) - (F_{Z1} + F_{Z4})}{F_Z} \right] \quad (4)$$

O outro tipo de plataforma possui um pilar instrumentalizado central, sobre a qual é colocada a superfície da plataforma. Este pilar de suporte é capaz de medir a força vertical, assim como o par de forças horizontal, agindo para frente ou para trás.

Além disso, também é realizada a medição do momento angular que age sobre o suporte (Figura 7) [14].

Desta forma, a posição do CP pode ser calculada através do somatório dos momentos agindo no eixo central do suporte, pela Equação 5. Uma vez que as forças F_Z e F_Y e o momento M estão sempre variando, é possível medir assim o deslocamento do CP.

$$M - F_Z \cdot y + F_Y \cdot Z = 0$$

$$y = \frac{F_Y \cdot Z + M}{F_Z} \quad (5)$$

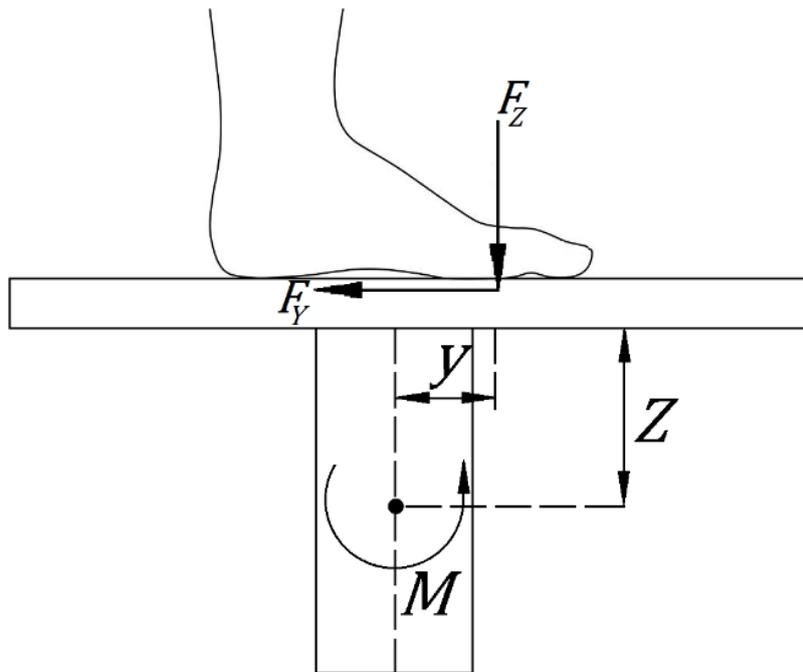


Figura 7: Plataforma de força com o pilar central, utilizada para medir as forças e momentos nos três eixos.

2.2.2 A Cinemetria

Para a medição dos parâmetros cinemáticos do corpo, as principais técnicas consistem na captura de imagens utilizando câmeras convencionais, que serão processadas posteriormente, ou ainda na utilização de câmeras de infravermelho (IR) [14]. Os diodos emissores e receptores de IR são utilizados em diversos instrumentos

para medir distâncias ou posição. Na cinemetria, uma câmera composta por receptores de IR é capaz de filmar a posição de fontes dessa mesma faixa do espectro. Para isso é necessário que sejam fixados, em determinados pontos do corpo do indivíduo, marcadores capazes emitir ou refletir sinais IR (Figura 8). Neste segundo caso é necessária uma fonte emissora de IR. Normalmente um conjunto de câmeras é utilizado para detectar a posição dos marcadores num espaço tridimensional. Alguns sensores IR, entretanto, utilizam técnicas de processamento que dispensam o uso de marcadores.

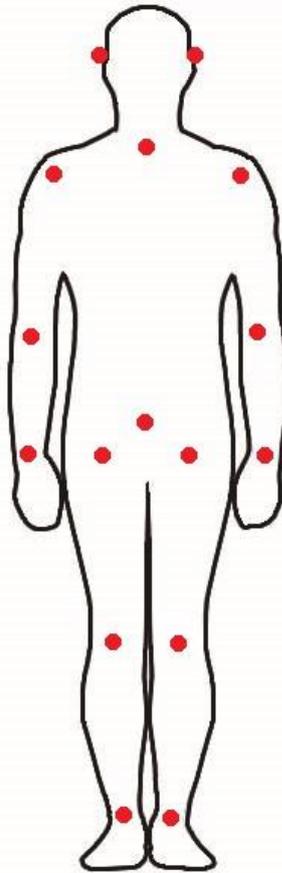


Figura 8: Exemplo de posicionamento de marcadores, normalmente em articulações ou extremidades dos segmentos. Com os dados das posições distais e proximais de cada segmento, é possível utilizar informações antropométricas para calcular a posição do CM de cada um. A quantidade de marcadores pode variar, de acordo com a quantidade de segmentos a ser analisada.

As informações das posições destes marcadores podem ser relacionadas a tabelas antropométricas, que contenham dados relativos à fração de massa dos

segmentos corporais analisados e as distâncias distais e proximais do CM de cada segmento. Com estes valores será possível calcular o CM total do corpo, fazendo a média ponderada com as posições dos centros de massa de cada segmento [14].

Por isso essa técnica é chamada de método segmentar ou ainda método cinemático, e pode ser representado pela Equação 6:

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

Onde CM é a posição do CM total do corpo numa direção, x_i a posição do CM de determinado segmento nesta direção e f_i a fração de massa (dada pela massa do segmento dividida pela massa total do indivíduo) correspondente àquele segmento. A análise da serie temporal dessas imagens possibilita encontrar os dados cinemáticos desejados, como a trajetória do deslocamento do CM durante a oscilação.

2.2.3 Relação Entre As Medições de CM e CP

Como mencionado anteriormente, as grandezas CM e CP apresentam significados e características diferentes, inclusive para o registro. Entretanto, as duas têm sido usadas para representar oscilações posturais, levando a necessidade de se estabelecer formas de relacionar e comparar as medições [1].

A trajetória do deslocamento do CP é a mais utilizada nos estudos das oscilações posturais [13]. E os parâmetros estimados a partir dela são a velocidade média dos deslocamentos e a área estimada pela trajetória do CP [13, 20]. Estes parâmetros podem variar de acordo com as condições do indivíduo, e assim caracterizar certos comportamentos. NARDONE e SCHIEPPATI apresentam um comparativo entre as áreas do deslocamento do CP de indivíduos saudáveis e as áreas em indivíduos com diferentes tipos de doenças ou lesões que afetam o equilíbrio [3].

A avaliação do deslocamento do CM é menos frequente, provavelmente devido à dificuldade de ser estimada [21]. Entretanto, estudos consideram a trajetória do CM como uma medida de oscilação postural [8, 9, 15, 21] e alguns trabalhos utilizam parâmetros como o deslocamento e velocidade do CM [22, 23]. Estas características do CM, porém, não podem ser diretamente comparadas com as do CP. Comparando a

trajetória do CP com a trajetória do CM numa mesma situação, é possível observar que estas medidas possuem padrões diferentes e não possuem relação linear [21]. KING e ZATSIORSKY sugerem que a análise do CM pode ser atrativa em indivíduos com altas frequências de oscilação, uma vez que esta grandeza pode representar melhor o movimento do corpo [17]. Portanto, as duas medidas trazem informações diferentes, mas que podem ser usadas para representar as oscilações posturais.

É possível, entretanto, estimar a trajetória do CM utilizando uma plataforma de força. Com uma plataforma que mede as forças de reação no plano horizontal, o CM pode ser encontrado através da integração das acelerações dessas forças [16, 17]. Embora este método tenha apresentado boas correlações [15], as forças horizontais possuem módulos muito pequenos e estão sujeitas a interferência provocada por ruído de medição [2]. Uma filtragem pode ser utilizada para minimizar os efeitos do ruído, podendo afetar, porém, o sinal original.

É possível também estimar a posição do CM através do deslocamento do CP. Observando ambos os sinais no domínio da frequência, BENDA analisou as transformadas de Fourier e propôs que o CM pode ser encontrado pela filtragem do deslocamento do CP, utilizando um filtro passa baixa com frequência de corte igual a 0,4 Hz [24]. BRENIERE propôs um modelo mais elaborado de função de transferência [25], que mais tarde foi estendido [26] e também comparado com as medições utilizando o método segmentar [15].

A função de transferência, em malha aberta, entre CM e CP pode ser obtida, no domínio da frequência, através do modelo biomecânico do pêndulo invertido, apresentado na seção 2.1. Se for calculada a transformada de Laplace das Equações 1 e 2, será obtida a Equação 7, onde $\overline{CM}(s)$ e $\overline{CP}(s)$ são respectivamente as transformadas de $CM(t)$ e $CP(t)$:

$$CP(t) - CM(t) = -\frac{I_a}{Wh} CM''(t) \quad \mathcal{L}\{ \} \rightarrow \quad \frac{\overline{CM}(s)}{\overline{CP}(s)} = \frac{\frac{Wh}{I_a}}{\frac{Wh}{I_a} - s^2} \quad (7)$$

2.3 O Uso do Microsoft Kinect em Medições Biomecânicas

Os primeiros trabalhos sugerindo o uso do Microsoft Kinect para estudos na área de biomecânica surgiram em 2011. Interessado num sistema mais compacto e portátil para avaliações ergonômicas nos locais de trabalho, DUTTA avaliou a exatidão do instrumento comparando-o com um sistema Vicon [4]. Este estudo, porém, não utilizou seres humanos e possuía limitações de hardware e software. STONE e SKUBIC avaliaram o uso do Kinect para análise de marcha e encontraram resultados comparáveis ao obtido com o Vicon ou com um sistema formado por web-câmeras [7]. Entretanto, este estudo não avaliou a exatidão do instrumento (que possuía um impacto menor na análise realizada) e constatou algumas falhas na detecção do mapa de profundidade, relacionadas a baixa reflexão do IR por alguns tipos de roupa [7].

Com a disponibilização do Kit de Desenvolvimento de Software oficial do Kinect (Microsoft Kinect SDK) por parte da Microsoft, os usuários tiveram acesso a uma série de bibliotecas disponíveis para as linguagens C++, C# e outras suportadas pelo sistema operacional Windows (Microsoft, EUA). Essas bibliotecas traziam funções que auxiliavam na aquisição de dados do Kinect, como a câmera RGB, o mapa de profundidade e o algoritmo de detecção do “esqueleto” (formado pela detecção de algumas articulações e outros pontos do corpo, chamados *joints*) (Figura 9).

A partir desta função, CLARK *et al.* verificaram a validade do Kinect para avaliação de três testes de controle postural: alcance frontal, alcance lateral e equilíbrio monopodal com o indivíduo com os olhos fechados [5]. Alguns pontos (*joints*) detectados pelo Kinect foram comparados com as mesmas referências corporais, porém obtidas utilizando um sistema Vicon. Os resultados encontrados apresentaram excelentes resultados na comparação (com coeficientes de Pearson $r > 0,90$ para a maioria das medições), indicando o uso do Kinect para a diferenciação de estratégias de controle postural. Também destacaram entre os maiores benefícios do Kinect o baixo preço, a portabilidade, o amplo acesso ao instrumento e ausência da necessidade do uso de marcadores [5]. Entretanto, também foram detectados alguns erros de *offset* em algumas medições, ampliando a diferença entre o Kinect e o sistema Vicon.

BONNECHÈRE *et al.* avaliaram a repetibilidade do uso do Kinect em sessões no mesmo dia e em dias diferentes, comparando-o também com um sistema Vicon [27]. Foram comparadas as medições de alguns segmentos corporais (distâncias entre dois pontos de *joint*). Os resultados indicaram excelente repetibilidade para os dois instrumentos. Para as medições no mesmo dia, o Vicon apresentou valores do coeficiente de correlação intraclasse ICC > 0,95 enquanto o Kinect apresentou ICC > 0,89. Comparando as medições em dias diferentes, o Kinect apresentou ICC médio > 0,88 e o Vicon ICC médio > 0,87. Os resultados ligeiramente superiores do Kinect neste teste estariam relacionados ao fato do Vicon ser altamente sensível à posição do marcador (difíceis de serem postos na mesma posição em dias diferentes), dispensado pelo Kinect.

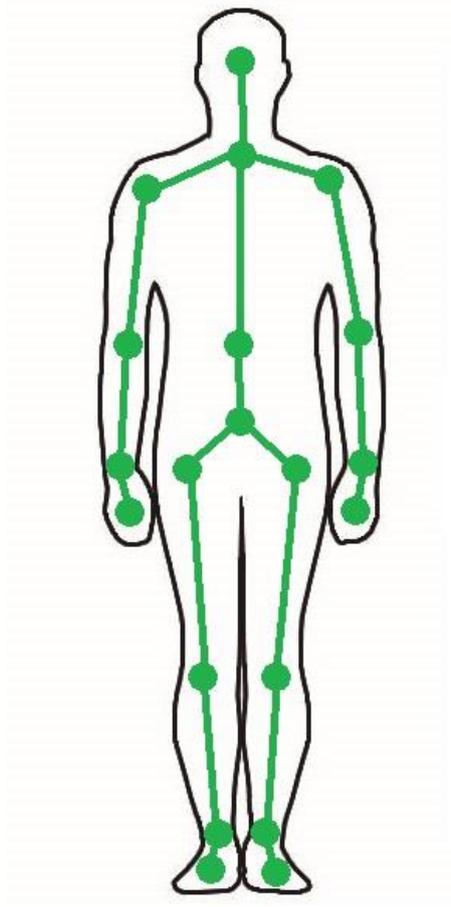


Figura 9: Os 20 pontos (*joints*) estimados pelo Kinect v1 em relação ao corpo humano. Nem todos os pontos correspondem a articulações. Cada um é indexado com um número de 1 a 20 e a detecção se assemelha à utilização de marcadores.

Utilizando o sensor Kinect em combinação com o kit de desenvolvimento Kinect SDK, vários outros estudos foram realizados com diferentes finalidades. SCHMITZ *et al.* realizaram testes *in vitro* para a medição de ângulos com o Kinect e encontraram erros da ordem de 2° ou menos [28]. VAN DIEST *et al.* avaliaram o uso do Kinect para a medição de padrões de movimento do corpo durante jogos de interação física, encontrando uma boa capacidade do Kinect em detectar esses padrões [29]. OBDRZALEK *et al.* avaliaram a capacidade do Kinect em detectar a postura de idosos durante exercícios variados [30], enquanto TUPA *et al.* realizaram análises de movimentos e marcha para reconhecimento de padrões em pacientes com doença de Parkinson [31].

No estudo das oscilações posturais, YEUNG *et al.* compararam o CM obtido pelo método segmentar utilizando a detecção de segmentos corporais do Kinect e do Vicon [8]. Neste estudo também foram comparadas as duas medições com a estimativa do CM a partir do CP, obtido por uma plataforma de força, como apresentado na Seção 2.1. A correlação média encontrada entre cada par de instrumentos foi alta ($r > 0,8$ no eixo ML e $r > 0,7$ no eixo AP).

LIM *et al.* realizaram um estudo parecido, colocando voluntários sobre uma plataforma rotacional, utilizada para induzir movimentos e realizar treinos de equilíbrio. A medição da variação da posição do centro massa obtida do Kinect foi similar à obtida utilizando um sistema Vicon, com coeficientes de correlação de Pearson $r > 0,60$ [9]. Entretanto, LIM *et al.* não definiram o método utilizado para calcular o CM.

Com lançamento da nova versão do sensor, o Kinect v2, novos estudos investigaram as capacidades do seu uso em análises posturais. XU comparou ambas as versões do Kinect (v1 e v2) com um sistema utilizando marcadores [10]. Os resultados encontrados indicaram uma menor exatidão também no uso do Kinect v2 em comparação com sistemas tradicionais, embora os erros sejam aceitáveis para determinadas observações posturais. Entretanto, mesmo com uma melhor resolução do sensor de profundidade, a exatidão na identificação do local dos pontos de *joints* do esqueleto não teve melhoras significativas [10].

Avaliando a confiabilidade do instrumento para situações de controle postural estático, CLARK *et al.* compararam as medições da trajetória de marcadores feitas com o Kinect v2 e com um sistema Vicon. Foram encontradas excelentes correlações ($r > 0,75$) para as medições de movimentos no eixo AP e correlações moderadas ($0,4 < r < 0,74$) no eixo ML [11]. Clark também comparou os resultados com os de um artigo semelhante utilizando o Kinect v1 [5] embora não fosse o objetivo do estudo. Nesta comparação os resultados obtidos pelo Kinect v1 foram um pouco melhores. Foi indicado, porém, que as condições dos voluntários (indivíduos com bom controle postural e, portanto, baixas amplitudes de oscilação) e limitações de hardware prejudicaram a análise com o Kinect v2 [11]. Resultados e conclusões semelhantes foram expostos num estudo em que o Kinect v2 foi utilizado para realizar análise de marcha [12].

Os estudos mais recentes com a nova versão do Kinect concluíram, portanto, que novas análises devem ser realizadas sobre as capacidades de utilização do instrumento [10,11,12]. E sugerem que a melhora significativa nos hardwares do sensor de profundidade e da câmera RGB podem melhorar a detecção automática do corpo, aumentando assim a utilidade do instrumento em áreas clínicas e de pesquisa [11, 12].

3 Materiais e Métodos

3.1 Metodologia

3.1.1 Casuística

Este estudo contou com a participação de três voluntários (2 mulheres e 1 homem), com idade $32,7 \pm 10,7$ anos (Média \pm Desvio Padrão), massa $67,5 \pm 17,2$ Kg e estatura $1,67 \pm 0,02$ m. Os voluntários relataram não possuir qualquer desordem de equilíbrio. Estes testes foram realizados dentro de um projeto aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CAAE: 08305013.0.0000.5268/IFRJ).

3.1.2 Montagem

O Kinect foi posicionado a 2 m do centro da plataforma, de frente para a mesma, e a 70 cm de altura em relação ao chão, de forma a detectar todas as posições do corpo (Figura 10). O software de aquisição de dados da plataforma e o software de aquisição do Kinect rodaram em máquinas diferentes, para não haver comprometimento do processador. Ambos os sistemas foram sincronizados utilizando um sinal de *trigger*, um pulso gerado por uma placa de aquisição Labjack U12 (Labjack, EUA) controlada pela interface manipulada pelo usuário.

3.1.3 Protocolo

Três tipos de testes foram realizados com cada indivíduo, sendo a ordem dos testes escolhidas de forma aleatória. As condições de testes foram: a) sujeito localizado sobre a plataforma com os olhos aberto (OA); b) sujeito localizado sobre a plataforma com os olhos fechados (OF); c) sujeito localizado sobre a plataforma, com olhos abertos e executando oscilações voluntárias (OV) em torno da articulação do tornozelo (movimentos de inclinação do corpo todo na direção AP para frente e para trás), sem tirar os pés do chão.

Em todos os testes o indivíduo se encontrava com os pés afastados 10 cm e, no caso das condições com os olhos abertos, foram instruídos a permanecer com o olhar

em um ponto fixo na altura dos olhos, a 2 m de distância. Os testes tiveram a duração de 60 s cada um, com um intervalo de 60 s entre os testes, onde o voluntário permanecia sentado em descanso.

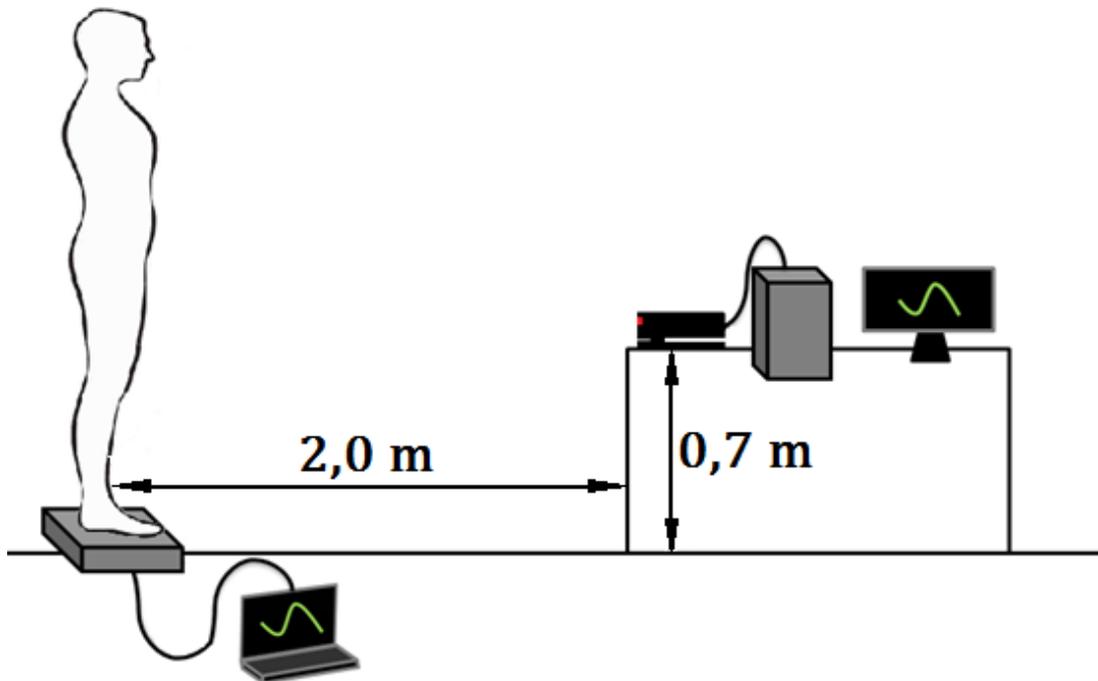


Figura 10: Montagem para a aquisição das medidas do CP, utilizando plataforma de força, e do CM, utilizando o Kinect v2.

3.2 Instrumentos Utilizados

3.2.1 O Sensor Kinect v2

Para a aquisição da posição dos segmentos corporais, foi utilizado um instrumento optoeletrônico do tipo Microsoft Kinect v2 (Microsoft, EUA), também conhecido como Kinect One. O Kinect é composto por uma série de sensores (Figura 11):

- Uma câmera RGB de alta definição (1920x1080 pixels), com taxa de amostragem nominal de 30 Hz (podendo variar devido a condições de processamento, normalmente diminuindo);
- Uma câmera de infravermelho, com definição de 512x424 pixels e taxa de amostragem nominal de 30 Hz.

- Sensor de profundidade (proveniente da interação da câmera IR com um emissor IR do próprio Kinect, composto por três diodos) com definição de 512x424 pixels e faixa de detecção variando de 0,5 m a 4,5 m. Possui campo de visão de 70° horizontal e 60° vertical. A taxa de amostragem nominal é de também 30 Hz.
- Microfones em série para a captação de som.

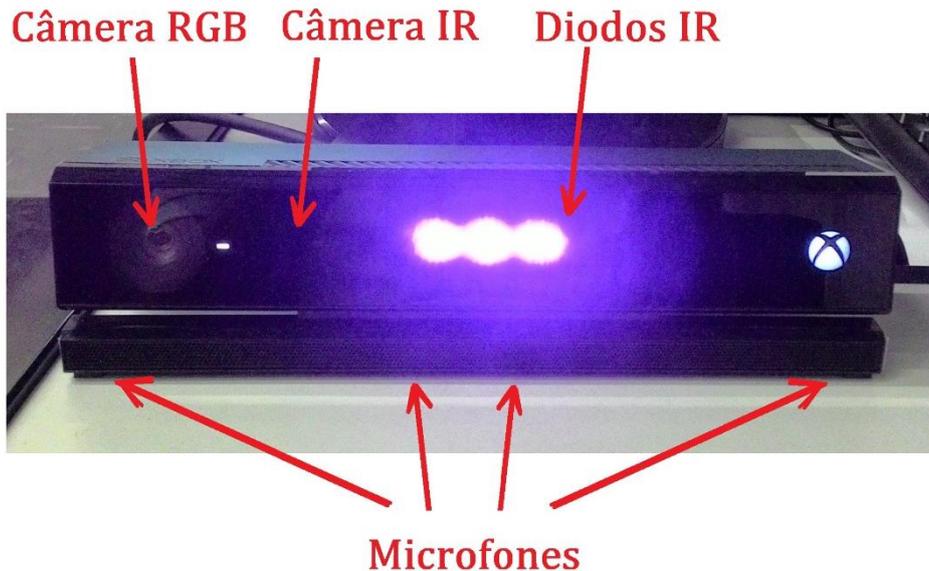


Figura 11: Posição dos sensores do Microsoft Kinect v2.

Para a comunicação com um computador, é necessária a utilização de um adaptador próprio do Kinect v2 para Windows, com fonte de alimentação e saída de dados USB 3.0. Atendendo aos requisitos de hardware, o computador utilizou um processador Intel i7 (3,4 GHz), 8 Gb de memória RAM e sistema operacional Windows 10.

3.2.2 A Interface e o SDK

Desde o lançamento do Kinect v1, a Microsoft disponibiliza gratuitamente um kit para desenvolvimento de software, o Kinect for Windows SDK (Software Development Kit). O kit é composto de exemplos, bibliotecas e códigos utilizados para acessar as funções dos sensores do Kinect, como reconhecimento de voz e gestos, gravação de imagens utilizando as câmeras ou detecção do “esqueleto” (composto pela *joints* e os segmentos entre elas) (Figura 12).

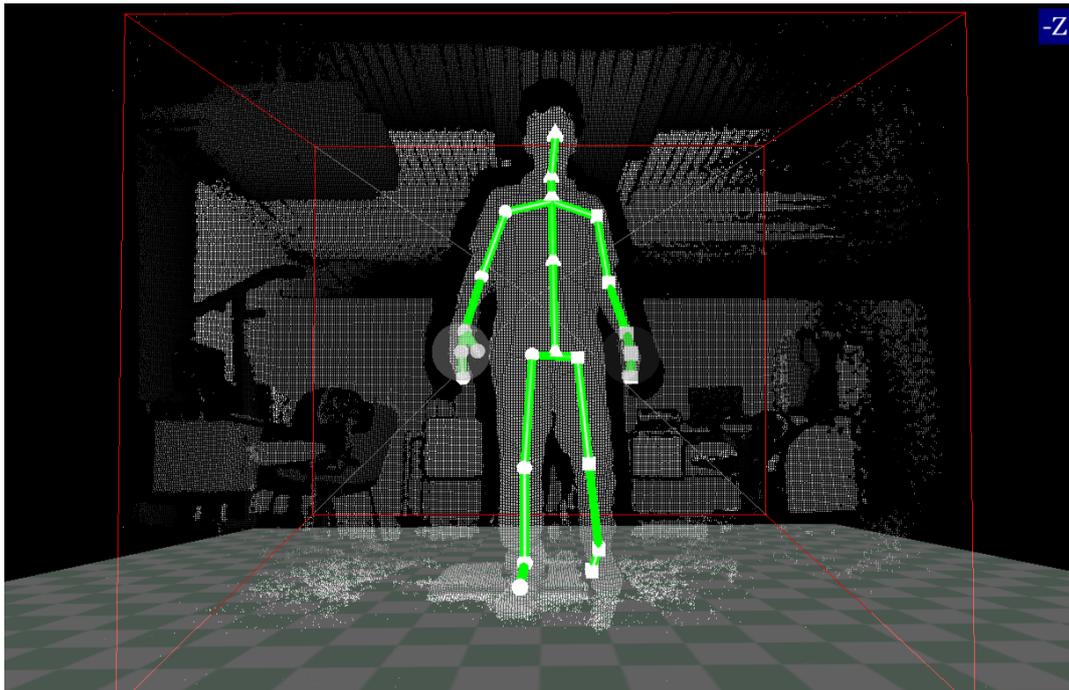


Figura 12: Pontos (*Joints*) detectados pelo Kinect para um indivíduo em pé. A posição de cada um destes pontos é estimada a partir do mapa de profundidade.

Esta função de detecção de movimentos utiliza o sensor de profundidade, um dispositivo de mapeamento com luz estruturada, e um algoritmo próprio para a detecção de 25 *joints* (5 a mais que o Kinect v1), os quais interligados fornecem uma estrutura do indivíduo (chamada *skeleton* na versão v1 do Kinect e *body* na versão v2). Esses pontos são apresentados em coordenadas cartesianas (x,y,z) expressas em metros, de acordo com o referencial do sensor (Figura 13). A resolução fornecida pelo Kinect é de 1 mm.

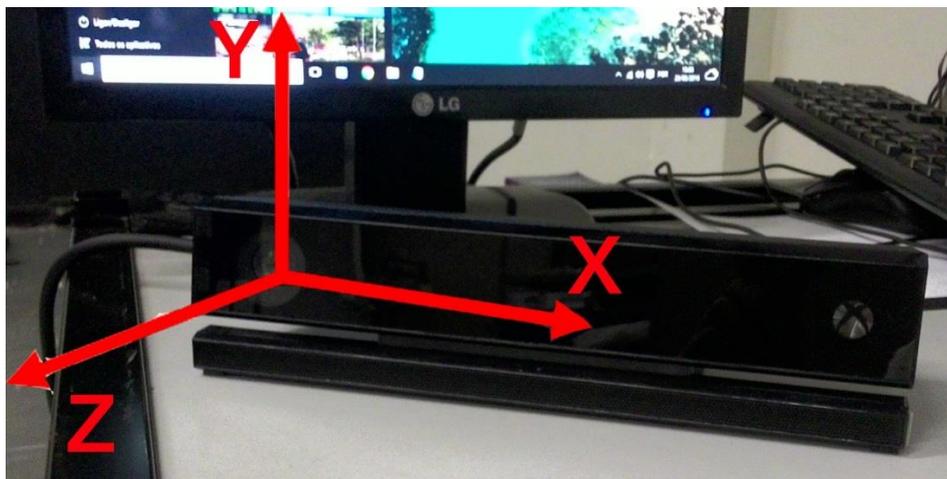


Figura 13: Sistema de coordenadas cartesianas do sensor de profundidade do Kinect v2.

Neste trabalho, o *toolkit* Haro3D v1.0 (HaroTek, EUA) foi utilizado para desenvolver uma interface em Labview (National Instruments, EUA) para aquisição e armazenamento das coordenadas espaciais dos pontos do esqueleto, assim como os instantes de tempo (Figura 14). As informações foram armazenadas em arquivos de texto. A interface permite a escolha do esqueleto a ser armazenado (no caso de haver mais de uma pessoa detectada pela câmera) e visualização do esqueleto em tempo real. É também através dela que é disparado um pulso de *trigger*, para sincronização.

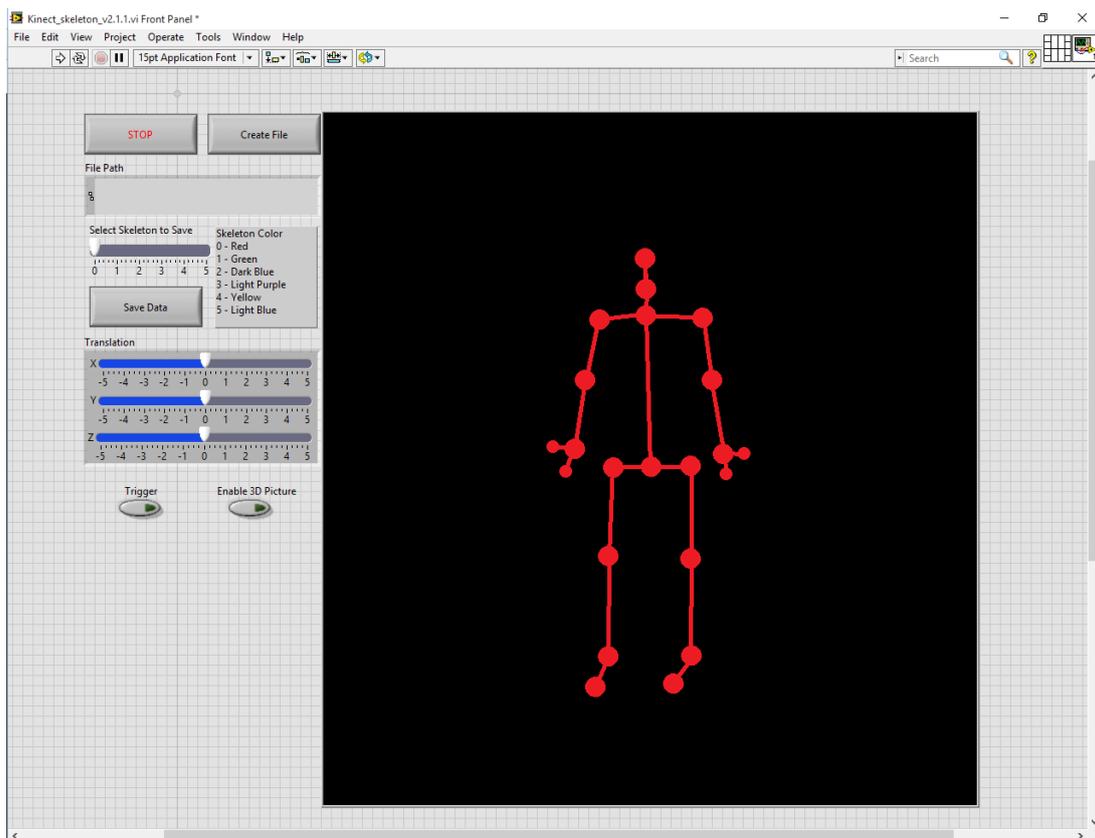


Figura 14: Interface desenvolvida em Labview para aquisição dos sinais do Kinect. No canto esquerdo estão localizadas as opções de criação e salvamento dos arquivos, seleção do indivíduo que terá seus dados salvos, controle da câmera e envio do sinal de *trigger*.

3.2.3 A Plataforma de Força

Para a aquisição da posição do CP e das forças horizontais, foi utilizada uma plataforma de força AccuSwayPlus (AMTI, EUA). A plataforma fornece as posições do CP nas direções ML e AP, além das medidas de forças e dos momentos angulares nos

eixos X, Y e Z (Figura 15). A resolução da posição do CP fornecido pela plataforma é de $10^{-5} m$ e a taxa de amostragem utilizada foi de 50 Hz.

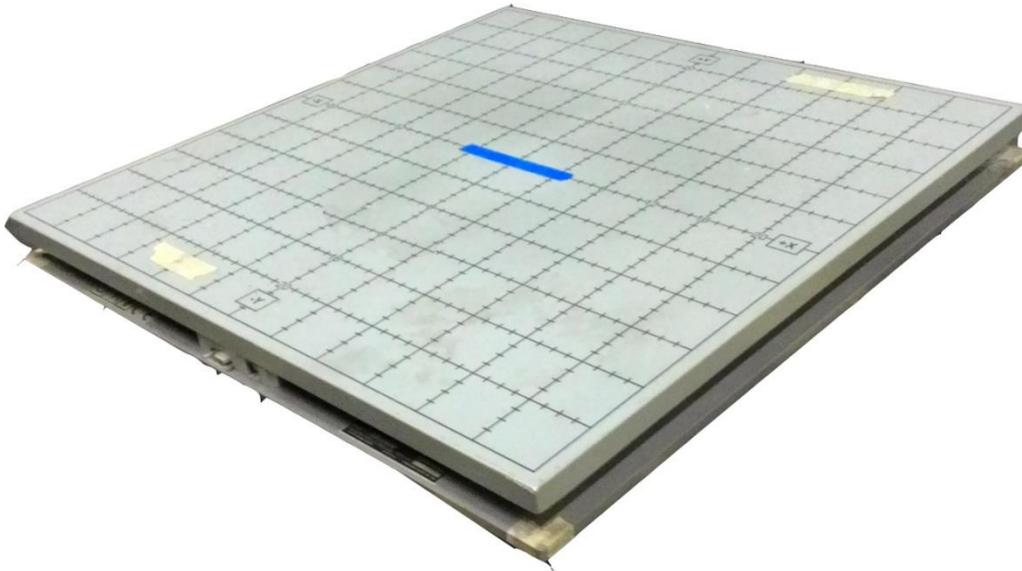


Figura 15: Plataforma de força utilizada para medir o deslocamento do CP, no eixo AP e ML. No centro, a faixa azul indica a distância a ser mantida entre os pés (10 cm).

Os dados da plataforma foram adquiridos pelo software Balance Clinic (AMTI, EUA), o qual armazena os dados e os exportava como arquivo de texto. O software também foi utilizado para calibrar a plataforma durante a etapa preparatória e a permitia a utilização de um canal externo para *trigger*, controlado pelo usuário através da interface em Labview.

3.3 Processamento e Análise dos Dados

Todos os processamentos e comparações de dados, assim como os gráficos foram feitos no Matlab (Mathworks, EUA). Para poder haver comparação entre os sinais, o sinal do Kinect foi interpolado para a frequência de amostragem da plataforma (50 Hz) utilizando uma função *spline* de 3ª ordem. Foram comparadas então as posições do CM obtidas pelo Kinect e pela plataforma, nos eixos AP e ML.

A posição do CM a partir do Kinect foi calculada conforme descrito na Seção 2.2.2 [15, 18, 32] e utilizando uma tabela de parâmetros antropométricos (Tabela 1) [14], as posições (x_i) dos centros de massa de alguns segmentos (CM_i) (Figura 16)

foram calculadas com base na distância do CM_i das extremidades distais e proximais de cada segmento (pontos obtidos pelo Kinect). Em seguida, estes valores foram multiplicados pelas frações de massa f_i correspondentes e somados, conforme a Equação 6 para que fosse encontrada a posição do CM total. A Tabela 1 apresenta os segmentos utilizados, a distância do CM entre os pontos proximais e distais de cada segmento e seus valores de f_i .

Tabela 1: Valores antropométricos utilizados para o cálculo do CM total [14].

Segmento do corpo	Fração de Massa f_i	Distância entre o CM_i e o ponto (% do comprimento):	
		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

A posição do CM a partir da plataforma de força foi calculada a partir das informações do CP e da relação entre os dois, conforme apresentado na Seção 2.1. Foi utilizada a Equação 7, com a função de transferência entre as duas grandezas. Em seguida, o sinal foi discretizado utilizando-se a transformada bilinear, onde $s \rightarrow \frac{2(z-1)}{T(z+1)}$. Desta forma foi obtida a função de transferência discreta entre CM e CP (Equação 8):

$$\frac{\overline{CM}(s)}{\overline{CP}(s)} = \frac{\frac{Wh}{I_a}}{\frac{Wh}{I_a} - s^2} \quad Z\{\} \rightarrow \quad \frac{\overline{CM}(z)}{\overline{CP}(z)} = \frac{\frac{Wh}{I_a}}{\frac{Wh}{I_a} - \left(\frac{2(z-1)}{T(z+1)}\right)^2} \quad (8)$$

Sendo que W é a força peso, este valor foi calculado multiplicando-se a massa de cada voluntário pela constante $g = 9,81 \text{ m/s}^2$. A altura do CM acima do tornozelo h foi calculada também pelo método segmentar. Uma vez que durante os testes com os

voluntários parados e de olhos abertos essa posição variava muito pouco, a média de todos os valores de h foi calculada para ser utilizada na equação 8.

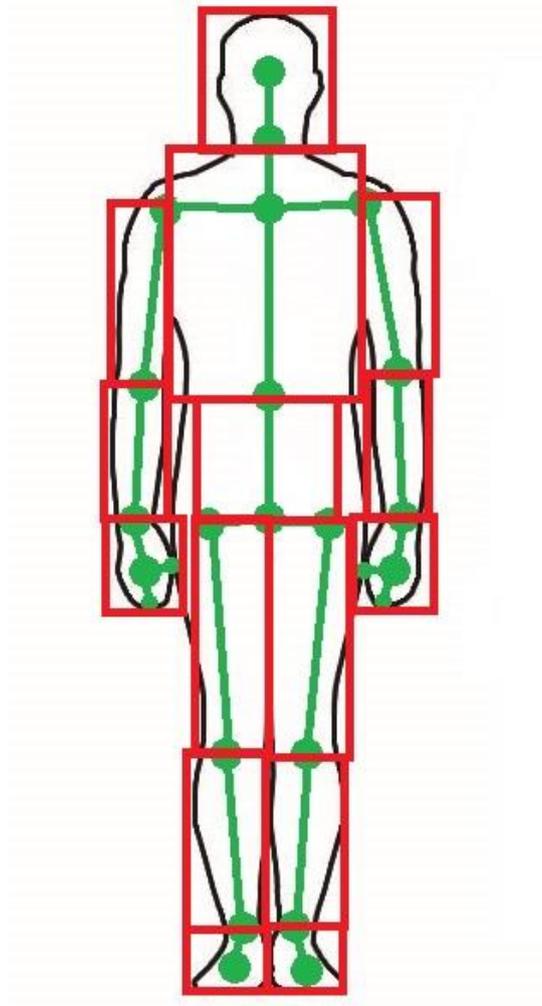


Figura 16: *Joints* fornecidas pelo Kinect v2 e divisão do corpo em segmentos. Após encontrar a posição do CM de cada segmento, ela é multiplicada pela fração de massa correspondente. O CM total é a média ponderada do CM de cada segmento.

O momento de inércia do corpo acima do tornozelo I_a foi calculado conforme indicado [33], sendo $I_a = mh^2 + 0,0533mH^2$ para o eixo AP e $I_a = mh^2 + 0,0572mH^2$ para o eixo ML. O valor de H é a altura total do voluntário.

Desta forma, a função de transferência apresentada na Equação 8 foi multiplicada pela DFT do sinal do CP. Esta operação foi realizada multiplicando-se ponto a ponto do vetor de resposta em frequência da equação x com o vetor contendo a DFT do CP. Para obter o sinal do CM, a IDFT do vetor resultante foi calculada.

Como os sistemas possuem referenciais diferentes, cada sinal teve seu valor médio subtraído e eles foram plotados num mesmo gráfico. Foram analisados apenas os 40 s centrais de cada teste, para minimizar a influência de desvios no gráfico provocados pela DFT. Além disso, foram calculados os coeficientes de correlação de Pearson (valor r) entre os dois sinas. A interpretação do coeficiente de correlação, conforme o uso indicado para pesquisas biomédicas [34], é apresentada na Tabela 2.

Tabela 2: Interpretação dos valores do coeficiente de correlação de Pearson (r).

Valor da Correlação	Interpretação
0,90 a 1,00 (−0,90 a − 1,00)	Correlação positiva (negativa) muito alta
0,70 a 0,90 (−0,70 a − 0,90)	Correlação positiva (negativa) alta
0,50 a 0,70 (−0,50 a − 0,70)	Correlação positiva (negativa) moderada
0,30 a 0,50 (−0,30 a − 0,50)	Correlação positiva (negativa) baixa
0,00 a 0,30 (0,00 a − 0,30)	Correlação desprezível

Também foram calculados os valores RMS (*root mean square*) de cada sinal e o valor RMS da diferença entre os sinais obtidos pelo Kinect e pela plataforma, chamado aqui de RMSE (*root mean square error*). Estas medidas foram utilizadas para comparar o quanto variaram o coeficiente de correlação r e o valor RMSE em função dos valores RMS dos sinas.

4 Resultados

Segundo os critérios da Tabela 2, todos os resultados encontrados para as oscilações no eixo AP apresentaram correlação muito alta ($r > 0,9$). E quase todos os resultados para o eixo ML apresentaram correlação muito alta ou alta ($r > 0,7$), com exceção do teste com o Voluntário 1 na condição OV, que apresentou correlação moderada ($r > 0,5$). Os coeficientes de correlação de Pearson calculados entre o deslocamento do CM medido através do Kinect v2 e o medido através a plataforma de força, para todos os voluntários, são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3: Coeficiente de Correlação de Pearson

Coeficiente de Correlação de Pearson (valor r)						
Eixo	Anterior – Posterior			Medial – Lateral		
Teste	OA	OF	OV	OA	OF	OV
Voluntário #1	0,96	0,96	0,99	0,97	0,93	0,69
Voluntário #2	0,97	0,97	0,99	0,96	0,92	0,85
Voluntário #3	0,99	0,98	0,99	0,93	0,96	0,81
Média	0,97	0,97	0,99	0,95	0,94	0,79
(DP)	(0,02)	(0,01)	(0,00)	(0,02)	(0,02)	(0,08)

Os gráficos com o deslocamento do CM, no eixo AP, dos três testes de um voluntário (#2) são apresentados nas Figuras 17, 18 e 19. Embora as correlações encontradas para os resultados medidos no eixo AP sejam bem próximas, os maiores valores de r se apresentam no teste em que o indivíduo realiza as oscilações voluntárias.

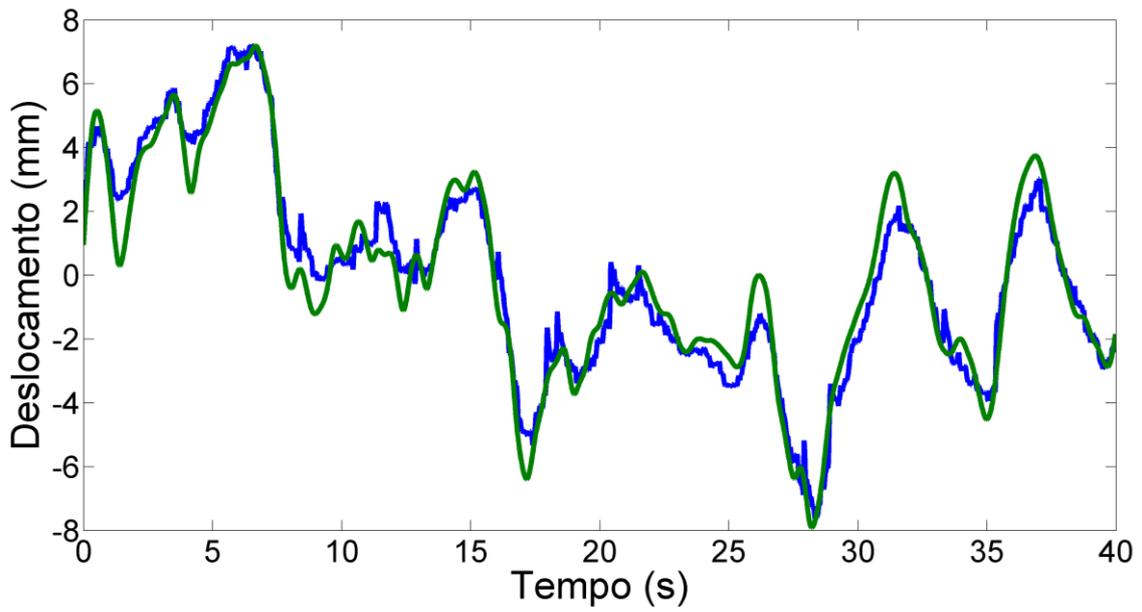


Figura 17: Voluntário #2, teste OA. Deslocamento do CM no eixo AP obtido pelo Kinect v2 (azul) e pela relação com o CP (verde) utilizando a plataforma.

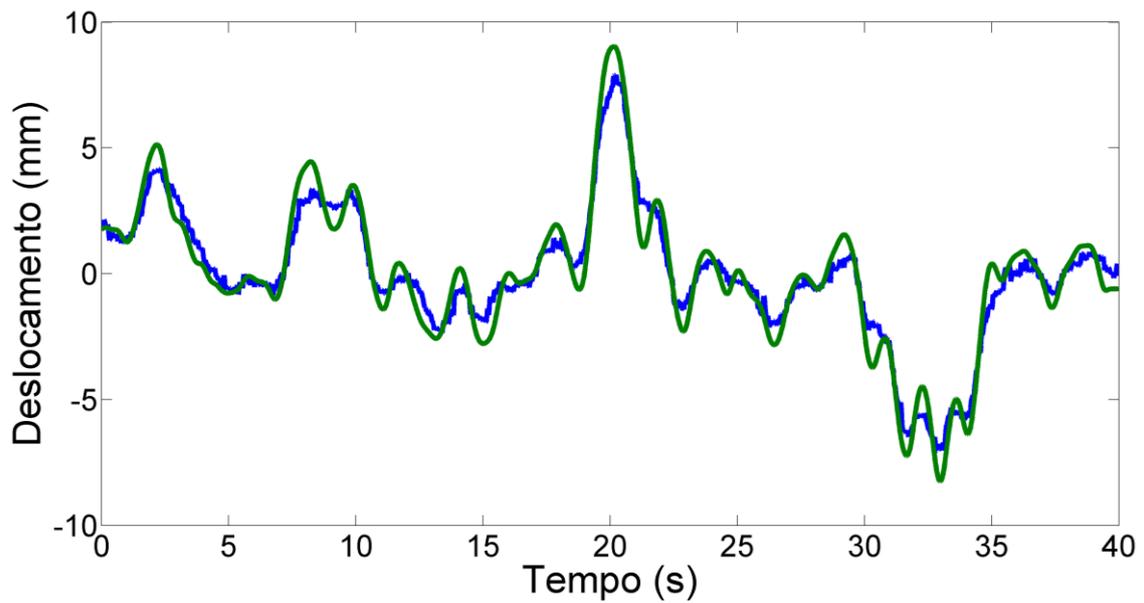


Figura 18: Voluntário #2, teste OF. Deslocamento do CM no eixo AP obtido pelo Kinect v2 (azul) e pela relação com o CP (verde) utilizando a plataforma.

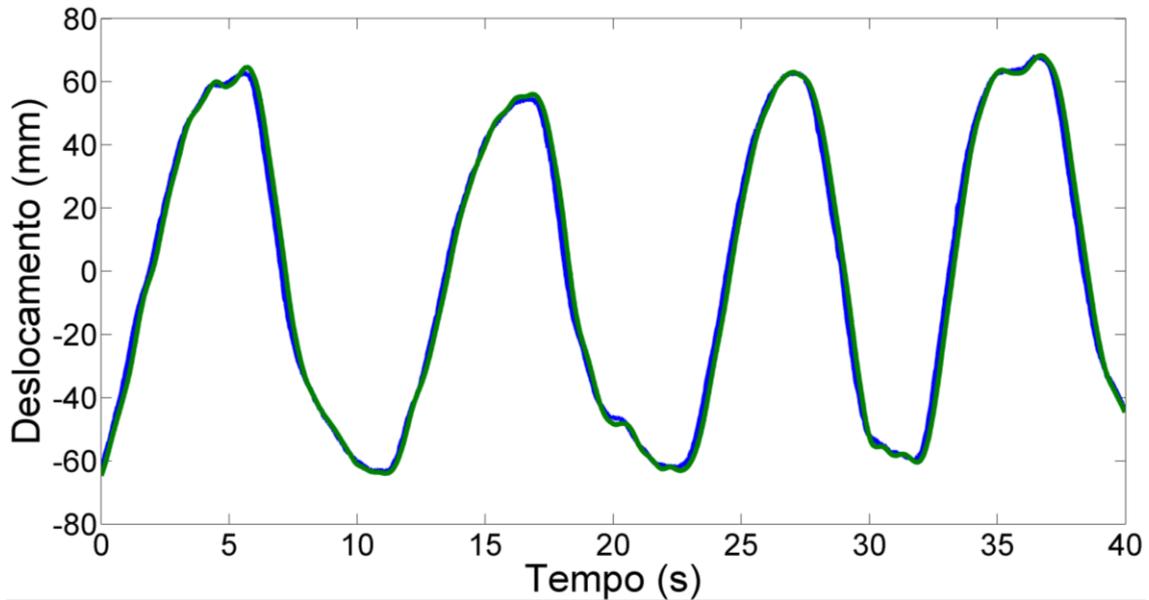


Figura 19: Voluntário #2, teste OV. Deslocamento do CM no eixo AP obtido pelo Kinect v2 (azul) e pela relação com o CP (verde) utilizando a plataforma.

Nos sinais do CM no eixo ML, os testes OA e os testes OF apresentaram correlações médias estatisticamente iguais, conforme a Tabela 3. Os testes OV apresentaram correlação média inferior aos outros dois. A diferença pode ser observada se compararmos os gráficos para os três testes com um mesmo voluntário. As Figuras de 20, 21 e 22 apresentam essas comparações para o voluntário #1.

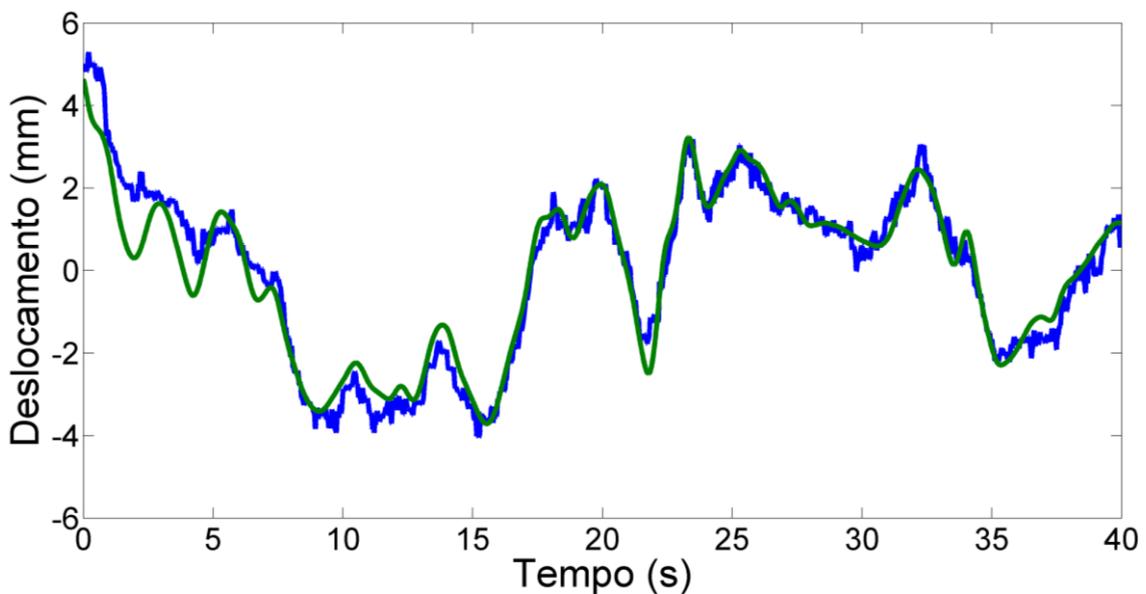


Figura 20: Voluntário #1, teste OA. Deslocamento do CM no eixo ML obtido pelo Kinect v2 (azul) e pela relação com o CP (verde) utilizando a plataforma.

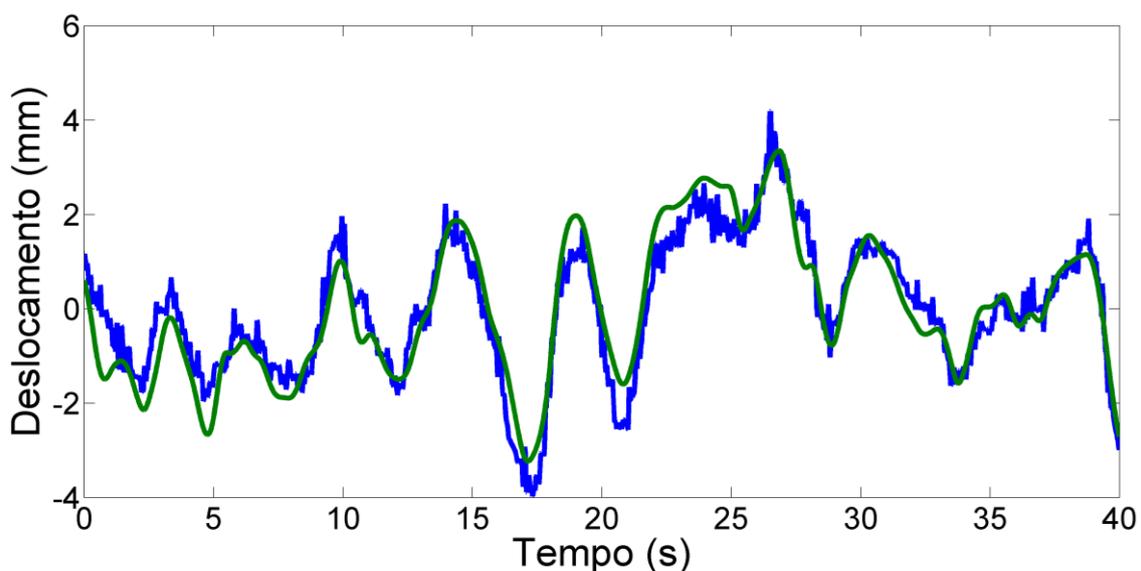


Figura 21: Voluntário #1, teste OF. Deslocamento do CM no eixo ML obtido pelo Kinect v2 (azul) e pela relação com o CP (verde) utilizando a plataforma.

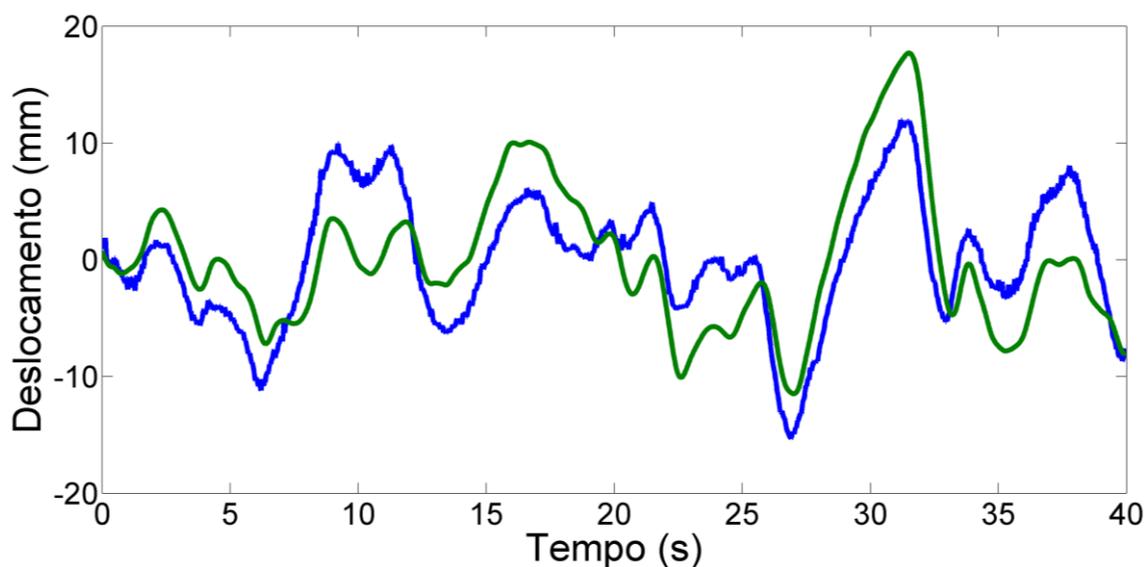


Figura 22: Voluntário #1, teste OV. Deslocamento do CM no eixo ML obtido pelo Kinect v2 (azul) e pela relação com o CP (verde) utilizando a plataforma.

Foi realizada também uma comparação entre os valores RMS de cada sinal. Este dado é útil porque traz informações a respeito da energia do sinal e o quanto o indivíduo oscilou em cada teste. Foram considerados os valores RMS calculados a partir do sinal do CM obtido pela plataforma, por se tratar do padrão de referência. A Tabela 4 apresenta as médias dos valores RMS para cada teste, assim como o desvio padrão. A

partir destes resultados não é possível diferenciar estatisticamente o quanto o indivíduo oscilou nos testes OA e OF. Entretanto, os elevados valores encontrados para o teste OV indicam que as oscilações foram maiores neste teste, para os dois eixos, como também pode ser observado pelos gráficos anteriormente apresentados.

Tabela 4: Média dos valores RMS dos voluntários para os três testes (OA, OF, OV) nos eixos AP e ML.

Valor Médio do RMS (mm)						
Eixo	Anterior – Posterior			Medial – Lateral		
Teste	OA	OF	OV	AO	OF	OV
Média	3,68	3,47	52,46	1,80	1,82	5,33
(DP)	(1,97)	(1,80)	(11,76)	(0,09)	(0,81)	(0,74)

É possível também relacionar as correlações em função das amplitudes dos sinais. Para o eixo AP, quanto maior for a amplitude das oscilações (e o valor RMS do sinal) maior será a correlação entre as medidas. Nestes casos, para o teste OV (RMS médio $52,46 \pm 11,8$ mm) as correlações foram as maiores (correlação $r = 0,99 \pm 0,00$). A Figura 23 apresenta o gráfico com o valor das nove trajetórias medidas (3 testes x 3 voluntários).

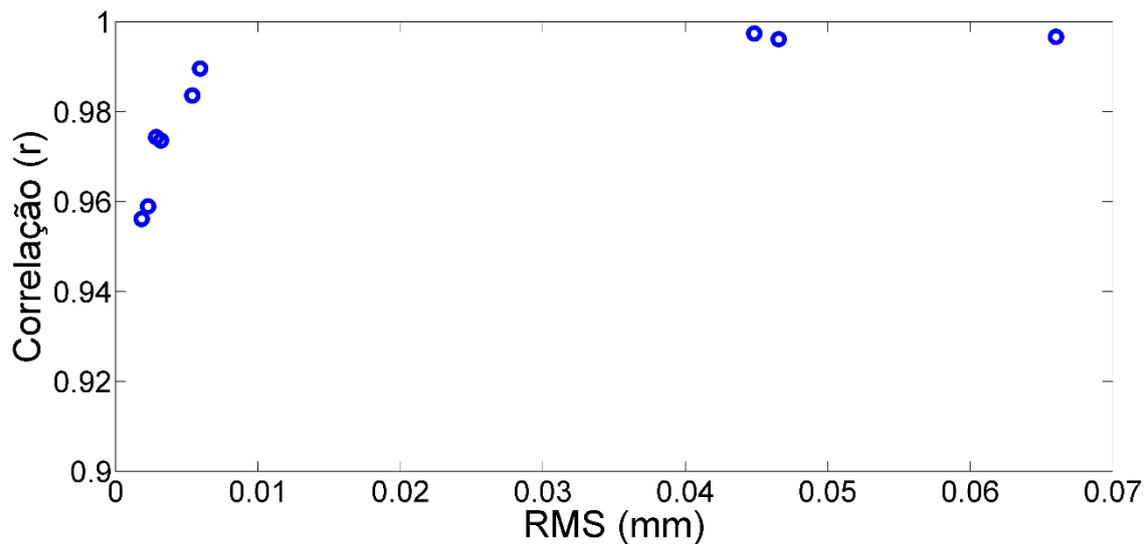


Figura 23: Variação da correlação (valor r) em função do valor RMS do sinal, no eixo AP.

Para o eixo ML o comportamento apresentado foi diferente. Os testes OV (RMS médio $5,33 \pm 0,74$ mm) foram os que apresentaram as menores correlações. Entretanto, para os outros dois testes (OA e OF) o aumento no valor RMS também está relacionado com o aumento da correlação (Figura 24).

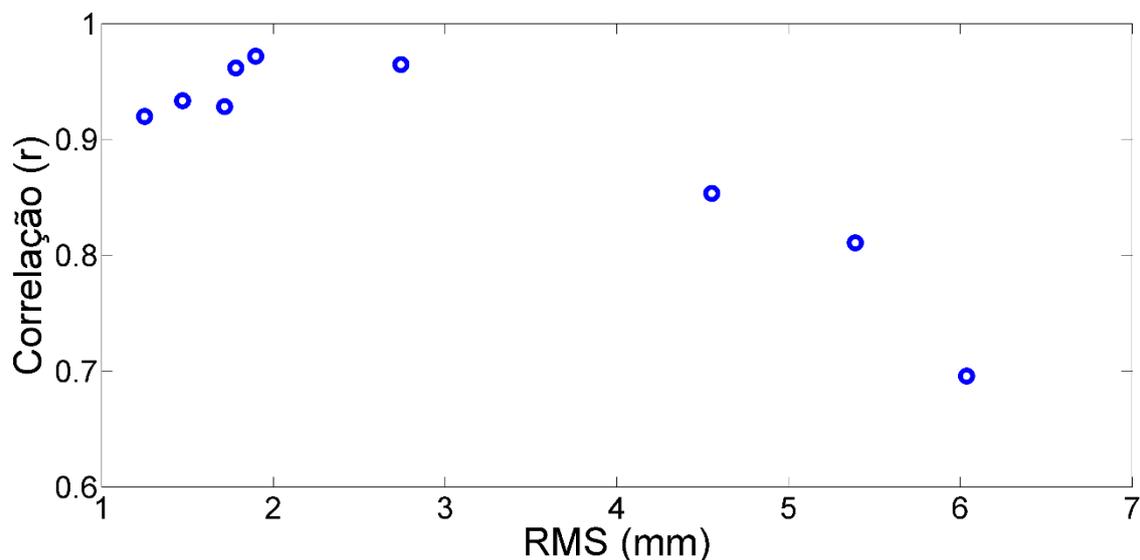


Figura 24: Variação da correlação (valor r) em função do valor RMS do sinal, no eixo ML.

Outra informação que possui valor comparativo é o cálculo do valor RMS do erro (RMSE) entre as duas medidas (CM Kinect X CM Plataforma de Força). Para os testes OA e OF a diferença entre os valores RMSE foi pequena. Porém, para o teste OV, o erro encontrado as medidas foi maior. Estes resultados são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5: Valor Médio do RMSE para os três testes (OA, OF, OV) nos eixos AP e ML.

Valor Médio do RMSE (mm)						
Eixo	Anterior – Posterior			Medial – Lateral		
Teste	OA	OF	OV	OA	OF	OV
Média	0,75	0,78	5,56	0,59	0,62	4,12
(DP)	(0,14)	(0,23)	(1,28)	(0,13)	(0,13)	(0,43)

Finalmente, uma comparação também foi feita entre a qualidade do sinal obtido utilizando o Kinect v1 e o Kinect v2. Embora uma comparação direta entre as duas versões não esteja incluída no escopo deste trabalho, os gráficos das Figura 25 e 26 servem para ilustrar a melhoria da exatidão do instrumento. O teste piloto foi realizado com um indivíduo de pé de olhos abertos e sem executar movimentos voluntários. Esta informação é apenas ilustrativa e por isso as medidas não foram comparadas com nenhum padrão.

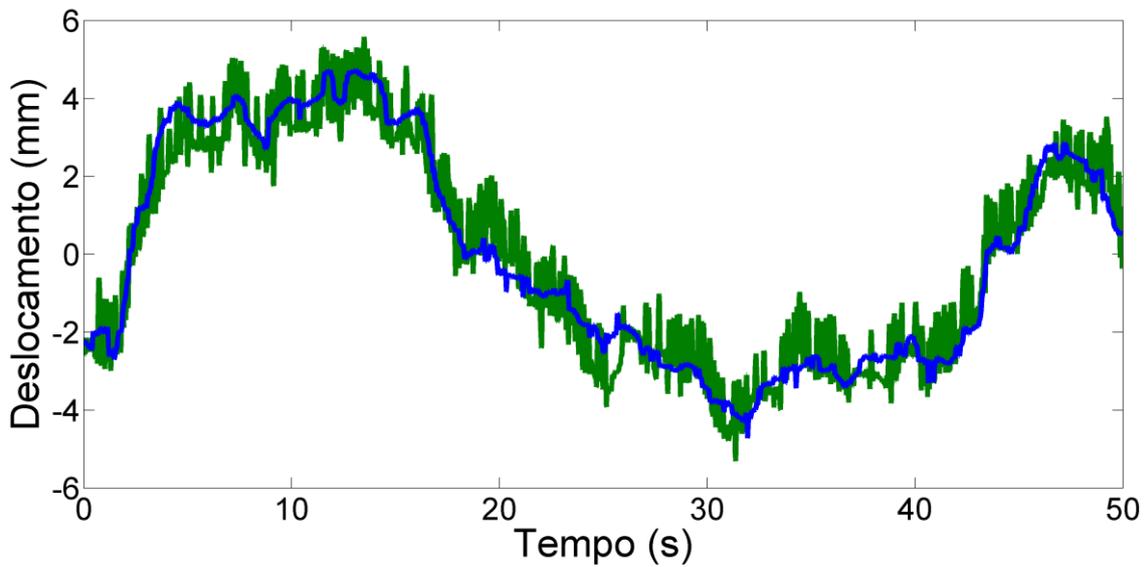


Figura 25: Comparação do CM medido pelos Kinect v1 (verde) e Kinect v2 (azul), no eixo ML.

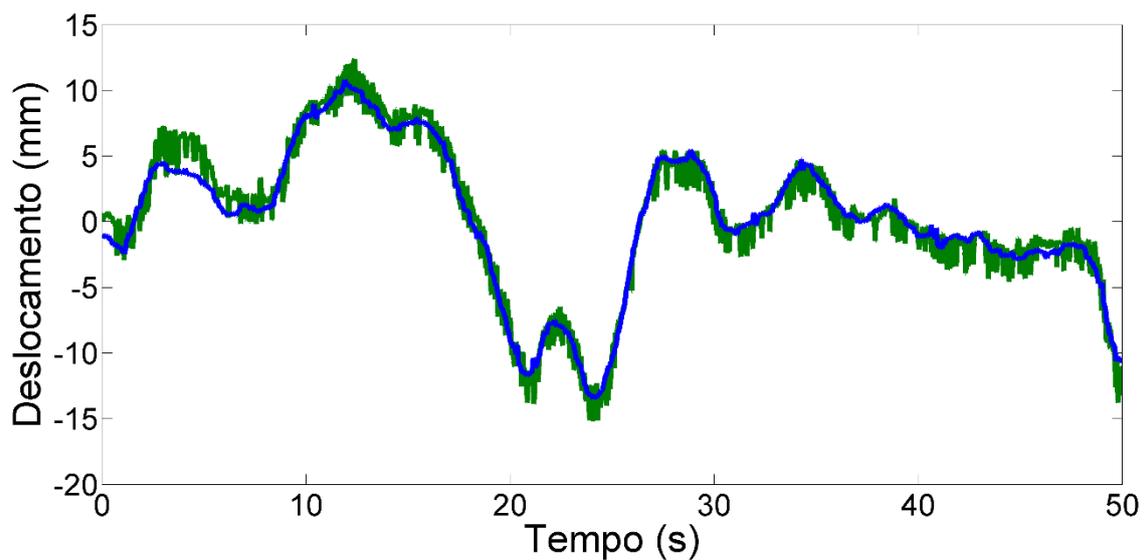


Figura 26: Comparação do CM medido pelos Kinect v1 (verde) e Kinect v2 (azul), no eixo AP.

5 Discussão

A medição das oscilações posturais através da trajetória do CM é um importante método para análise do controle postural. Por isso é vantajoso que existam técnicas de medição de baixo custo e que apresentem resultados comparáveis a instrumentos padrões. Neste estudo, as altas correlações encontradas entre as medidas do CM realizadas através do Kinect e as medidas realizadas através da plataforma de força indicam que o Kinect pode fornecer medidas comparáveis a instrumentos mais tradicionais. Os resultados encontrados para as medições no eixo AP foram melhores do que os do eixo ML. Uma explicação provável deste resultado é que as oscilações no eixo AP são maiores que as do eixo ML, como visto pelos valores RMS da tabela 5. Em oscilações maiores, o erro associado à resolução do Kinect (1 mm) tende a apresentar uma influência menor. CLARK *et al* sugeriram que seus resultados abaixo do esperado com o Kinect v2 se devem ao fato de observar oscilações muito pequenas [11].

Para os testes na situação OV, os valores de correlação foram os maiores encontrados ($r = 0,99$) no eixo AP. Esta condição foi a que apresentou a maior oscilação do CM para todos os voluntários. Entretanto, para o eixo ML, esta condição foi a que apresentou a correlação mais fraca ($r = 0,79 \pm 0,08$). Duas possíveis explicações foram encontradas para descrever esse resultado. A primeira leva em conta a detecção das *joints* pelo Kinect, uma vez que os movimentos acentuados na direção AP podem ter levado a pequenos deslocamentos nos pontos localizados no eixo ML. A segunda, que aparenta ser um pouco mais provável, se deve ao modelo do pêndulo invertido utilizado para encontrar o valor do CM a partir do CP. Este modelo pode ser considerado válido para testes em que a estratégia de controle postural utilizada é, em sua maior parte, do controle a partir do tornozelo. Para outras estratégias, como o movimento de quadril, o modelo do pêndulo apresenta algumas limitações [2].

O movimento voluntário nos tornozelos levava o corpo a se comportar de forma mais parecida com um pêndulo invertido no eixo AP. Essa relação, porém, pode não ser correspondente para o eixo ML. Desta forma, o CM encontrado através da plataforma pode não corresponder ao CM real, tornando possivelmente inadequada a escolha deste modelo para o eixo ML.

Também não foram encontradas diferenças significativas entre o valor RMS dos testes na condição OA e na condição OF, conforme visto na tabela 5, embora a média dos valores RMS tenha sido um pouco maior neste segundo caso. O esperado é que na situação em que o indivíduo estiver com os olhos fechados as oscilações sejam maiores [2], embora para indivíduos saudáveis isso nem sempre aconteça. Um número maior de voluntários é necessário para poder se estabelecer uma estatística válida a respeito desta diferenciação utilizando o Kinect.

Alguns testes pilotos realizados anteriormente com o Kinect v1 haviam também apresentado altas correlações no eixo AP $r = 0,94 \pm 0,07$ (OA) e $r = 0,98 \pm 0,01$ (OF); e no eixo ML $r = 0,89 \pm 0,14$ (OA) e $r = 0,90 \pm 0,07$ (OF). Conclusões parecidas também foram encontradas em outros estudos que utilizaram o instrumento para avaliar oscilações posturais nas condições OA e OF [8], porém com valores menores de correlação do que os encontrados com o Kinect v2. YEUNG *et al.* utilizaram o valor RMS do erro (RMSE) entre os registros de dois instrumentos para comparar os resultados entre os dois [8]. A média dos valores RMSE entre o Kinect v1 e a plataforma de força foi próxima à 2,5 mm, tanto na direção AP quanto na direção ML. Neste trabalho, como apresentado na Tabela 5, a média dos valores RMSE foi menor que 0,78 mm na direção AP e menor que 0,62 mm na direção ML, considerando os testes OA e OF.

Alguns pontos precisam ser destacados, entretanto, ao efetuar essas comparações. O primeiro é que a técnica utilizada para estimar a trajetória do CM a partir dos dados do CP apresentada por YEUNG *et al.* é um pouco diferente [8]. Ele utiliza a dupla integração das acelerações horizontais nos intervalos entre dois pontos em que a aceleração é igual a zero [17]. Este método apresenta resultados ligeiramente superiores do que o uso da função de transferência proveniente do modelo de pêndulo invertido [15]. Entretanto, ele possui algumas dificuldades de aplicação, como encontrar os pontos em que as acelerações horizontais são iguais a zero quando o sinal é ruidoso. Além disso, algumas das constantes de integração também precisam ser encontradas numericamente, podendo implicar em erros.

As correlações encontradas por YEUNG *et al.* entre o CM obtido pela plataforma e o CM obtido por um sistema padrão de câmeras de alta resolução (Vicon) não foram

muito altas [8]. Estes resultados diferem dos encontrados por LAFOND *et al.* [15], sugerindo que o método utilizado por YEUNG *et al.* para encontrar o CM a partir da plataforma precisa ser melhor investigado.

Quanto aos parâmetros analisados, é preciso considerar que o Kinect, assim como outros instrumentos baseados em sistemas de vídeo, pode ser utilizado para medição do deslocamento do CM. Como apresentado na Seção 2.1, o CP é a grandeza mais utilizada para avaliar as oscilações posturais e possui um maior número de estudos acerca de suas características. Portanto, para que instrumentos de medição como o Kinect possam ter uma maior aplicação na área clínica e de reabilitação, mais investigações sobre o comportamento do CM em diferentes condições precisam ser realizadas.

Entretanto, a variável CP-CM, que nas Equações 1 e 2 (modelagem do pêndulo invertido) é proporcional à aceleração do CM, provê um importante significado no mecanismo de controle postural [15]. Ela é reportada como o “erro” do sistema de controle e o cálculo do valor RMS dessa variável pode ser usado para caracterizar diferenças entre idosos saudáveis e idosos com danos neurológicos [15].

Este trabalho apresenta também uma boa perspectiva no uso do Kinect v2 para medições biomecânicas, uma vez que os testes realizados anteriormente com este instrumento [11, 12] não tiveram resultados satisfatórios, segundo os próprios autores.

5.1 Limitações

O Kinect é um instrumento que foi projetado para uso em *video games*, sendo que suas posteriores aplicações foram devidas a suas capacidades apresentadas. Entretanto, ele não apresenta algumas características desejáveis em instrumentos de medição, como a capacidade de calibração e o acesso aos métodos utilizados por ele para obtenção de alguns sinais. Alguns estudos utilizaram técnicas de calibração para o Kinect v1 [4,7] sem utilizar o SDK, não demonstrando, portanto, se a técnica pode ser aplicada ao Kit de desenvolvimento. Entretanto, nenhum dos estudos posteriores na área, e que usaram o Microsoft Kinect SDK ou algum derivado seu, apresentou instruções de calibração.

É preciso notar também que a câmera e o sensor de profundidade do Kinect possuem resolução e precisão bem inferiores a câmeras e sensores utilizados na captura de movimento, como o Vicon. A resolução de 1 mm e a precisão pouco definida tornam o instrumento insuficiente para algumas medições finas. Além disso, o referencial de coordenadas do Kinect pode apresentar desvios, quando comparado com sistemas tradicionais [10].

Neste estudo, dois fatores podem ser considerados como limitantes em relação aos resultados. O primeiro se deve ao fato de o número de voluntários ser muito pequeno ($n=3$), não proporcionando assim um tamanho amostral adequado para análises estatísticas.

O segundo ao fato de que, uma vez que o Kinect é um instrumento de análise de imagens, para uma melhor validação de suas capacidades de medição, seus resultados precisam ser comparados com os provenientes de outros sistemas de câmeras. Isso não exclui a validade dos padrões utilizados aqui, para a medição de oscilação posturais, com dados obtidos através da plataforma estabilométrica, como demonstrados em [15].

Nota-se também que a função de transferência entre CP e CM adotada neste trabalho é instável, como pode ser visto pelas Equação 7 (tempo contínuo) e Equação 8 (tempo discreto). No caso discreto utilizado, a função apresenta polos fora do círculo unitário no plano complexo. Além disso, pode-se considerar que o CP é o sinal vindo de um controlador e sua aplicação no sistema não o levará à instabilidade. Considerando os cálculos no processamento de dados, a multiplicação da DFT do sinal obtido com esta função de transferência pode resultar num sinal resultante muito diferente do esperado. Isso não significa que o sujeito instabilizou ou perdeu o equilíbrio, mas sugere que o modelo e os erros associados à medição e ao processamento levaram o CM calculado a este comportamento.

6 Conclusão

Os resultados encontrados neste estudo apresentam uma correlação muito alta entre a trajetória do CM medida pelo Kinect v2 e a trajetória do CM obtida através de uma plataforma de força. Estes resultados sugerem que o Kinect v2 pode ser utilizado como instrumento para medir oscilações posturais.

O Kinect é um instrumento de baixo custo, se comparado a outros sistemas de captura de movimento, além de ser portátil e prescindir da utilização de marcadores para detecção de pontos corporais. E embora a aquisição de dados exija uma certa familiaridade com técnicas de programação, bibliotecas e ferramentas oficiais estão disponíveis de forma gratuita. Além disso, outras ferramentas não oficiais também foram desenvolvidas para facilitar o uso do instrumento.

Todas essas características indicam o Microsoft Kinect V2 como uma possibilidade para a medição das oscilações posturais, não apenas em laboratórios ou centros de pesquisa, mas também em clínicas de reabilitação, consultórios médicos ou qualquer outra área em que essas medições possam ser utilizadas.

Este estudo apresentou resultados que podem servir de base para algumas aplicações e também futuras investigações, como outros trabalhos haviam sugerido [11, 12]. Entretanto, para uma melhor validação do instrumento, outros testes precisam ser realizados, comparando as medições de oscilações posturais do Kinect com as de outros sistemas de captura de movimento padrões. Testes com um número maior de voluntários também podem ampliar o conhecimento dos benefícios e limitações do instrumento.

7 Referências

- [1] 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, pp. 77-83, 2003.
- [2] GAGEY, P.M., WEBER, B., *Posturologia: Regulação e distúrbios da posição ortostática*. 2 ed. São Paulo, Manole, 2000.
- [3] NARDONE, A., SCHIEPPATI, M., “The role of instrumental assessment of balance in clinical decision making”, *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 46, n. 2, pp 221-237, 2010.
- [4] DUTTA, T., “Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace”, *Applied Ergonomics*, vol. 43, pp. 645-649, 2012.
- [5] CLARK, R.A., PUA., Y.H., FORTIN, K., *et al.*, “Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control”, *Gait & Posture*, vol. 36, pp. 372-377, 2012.
- [6] MICROSOFT, “Developing with Kinect for Windows”. Disponível em <<https://dev.windows.com/en-us/kinect/develop>>. Acessado em 28/03/2016.
- [7] STONE, E., SKUBIC., M., “Evaluation of an inexpensive depth camera for in-home gait assessment”, *Journal of Intelligence and Smart Environment*, vol. 3, pp. 349-361, 2011.
- [8] YEUNG, L.F., CHENG, K.C., FONG, C.H., *et al.*, “Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway”, *Gait & Posture*, vol. 40, pp. 532-538, 2014.
- [9] LIM, D., KIM, C.Y., JUNG, H.H., *et al.*, “Use of the Microsoft Kinect system to characterize balance ability during balance training”, *Clinical Interventions in Aging*, vol. 10, pp. 1077-1083, 2015.

- [10] XU, X., MCGORRY, R.W., “The validity of the first and second generation Microsoft Kinect for identifying joint center location during static posture”, *Applied Ergonomics*, vol. 49, pp. 47-54, 2015.
- [11] CLARK, R.A., PUA, Y.H., OLIVEIRA, C.C., *et al.*, “Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control”, *Gait & Posture*, vol. 42, pp. 210-213, 2015.
- [12] MENTIPLAY, B.F., PERRATON, L.G., BOWER., K.J., *et al.*, “Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity an inter-day reliability spatiotemporal and kinematic variables”, *Journal of Biomechanics*, vol. 48, pp. 2166-2170, 2015.
- [13] LATASH, M.L., *Neurophysiological Basis of Movement*. 2 ed. Illinois, Human Kinetics, 2008.
- [14] WINTER, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Movement*. 4 ed. New Jersey, John Wiley & Sons, 2004.
- [15] LAFOND, D., DUARTE, M., PRINCE, F., “Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment”, *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 1421-1426, 2004.
- [16] SHIMBA, T., “An Estimation of center of gravity from force platform data”, *Journal of Biomechanics*, vol. 17, pp. 53-60, 1994.
- [17] KING, D.L., ZATSIORSKY, V.M., “Extracting gravity line displacement from stabilographic recording”, *Gait & Posture*, vol. 6, pp. 27-38, 1997.
- [18] WINTER, D.A., PATLA, A.E., PRINCE, F., *et al.*, “Stiffness Control of Balance in Quiet Standing”, *Journal of Neurophysiology*, vol. 80, pp. 1211-1221, 1998
- [19] GAGE, W.H., WINTER, D.A., FRANK, J.S., *et al.*, “Kinematic and Kinect validity of the inverted pendulum model in quiet standing”, *Gait & Posture*, vol. 19, pp. 124-132, 2004.

- [20] 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*, vol. 21, pp. 48-58, 2005.
- [21] CARON, O., GÉLAT, T., ROUGIER, P., *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*, vol. 16, pp. 234-247, 2000.
- [22] PAI, Y.C., PATTON, J., “Center of mass velocity-position predictions for balance control”, *Journal of Biomechanics*, vol. 30, n.4, 1997.
- [23] KILBY, M.C., MOLENAAR, P.C., NEWELL, K.M., “Models of Postural Control: Shared Variance in Joint and COM Motions”, *PLoS ONE*, vol. 10, n. 5, 2015.
- [24] BENDA, B.J., “Biomechanical relationship between the center of gravity and center of pressure during standing”, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 2, n. 1, 1994.
- [25] BRENIERE, Y., “Why we walk the way we do”, *Journal of Motor Behavior*, vol. 28, pp. 291-298, 1996.
- [26] CARON, O., FAURE, B., BRENIERE, Y., “Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture”, *Journal of Biomechanics*, vol. 30, n. 11/12, pp. 1169-1171, 1997.
- [27] BONNECHÈRE, B., SHOLUKHA, V., JANSEN, B., *et al.*, “Determination of Repeatability of Kinect Sensor”, *TELEMEDICINE and e-HEALTH*, vol. 20, n. 5 pp. 451-453, 2014.
- [28] SCHMITZ, A., YE, M., SHAPIRO., R., *et al.*, “Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markless motion capture system”, *Journal of Biomechanics*, vol. 47, pp. 587-591, 2014.
- [29] VAN DIEST, M., STEGENGA, J., WÖRTCHE, J., *et al.*, “Suitability of Kinect for measuring whole body movement patterns during exergaming”, *Journal of Biomechanics*, vol. 47, pp. 2925-2932, 2014.

- [30] OBDRZALEK, S., KURILLO, G., OFLI, F., *et al.*, “Accuracy and Robustness of Kinect Pose Estimation in the Context of Coaching of Elderly Population”, *34th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Diego, California, USA, 28 August – 1 September 2012.
- [31] TUPA, O., PROCHAZKA, A., VYSATA, O., *et al.*, “Motion tracking and gait feature estimation for recognising Parkinson’s disease using MS Kinect”, *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 14, 2015.
- [32] HAROTEK, “Haro3D™: 3D Visualization Library for LabVIEW™”, 2015. Disponível em: <<https://decibel.ni.com/content/docs/DOC-40832>>. Acessado em 28/03/2016.
- [33] LEDEBT, A., BRENIERE, Y., “Dynamical implication of anatomical and mechanical parameters in gait initiation process in children”. *Human Movement Science*, vol. 13, pp. 801-815, 1994.
- [34] MUKAKA, M.,M., “A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research”, *Malawi Medical Journal*, vol. 24, n.3, pp.69-71, 2012.