



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE SANTA CRUZ– UESC  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM COMPUTACIONAL EM  
CIÊNCIA E TECNOLOGIA - PPGMC**

**GIVALDO SOUZA DE OLIVEIRA**

**MODELAGEM DE CAPTURA DE MOVIMENTOS PARA ESTUDO DA  
ESTABILIDADE CORPORAL UTILIZANDO KINECT**

**ILHÉUS – BA**

**2021**

**GIVALDO SOUZA DE OLIVEIRA**

**MODELAGEM DE CAPTURA DE MOVIMENTOS PARA ESTUDO DA  
ESTABILIDADE CORPORAL UTILIZANDO KINECT**

Trabalho apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional em Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual de Santa Cruz como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Modelagem Computacional em Ciência e Tecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Eduardo Ambrósio

Coorientador: Prof. Dr. Marcos Rodrigo Trindade  
Pinheiro Menuchi

**ILHÉUS - BA**

**2021**

(Ficha catalográfica)

**GIVALDO SOUZA DE OLIVEIRA**

**MODELAGEM DE CAPTURA DE MOVIMENTOS PARA ESTUDO DA  
ESTABILIDADE CORPORAL UTILIZANDO KINECT  
PPGMC-UESC**

Ihéus, 17 de março de 2021.

Comissão Examinadora



---

**Prof. Dr. Paulo Eduardo Ambrósio**

Universidade Estadual de Santa Cruz / UESC

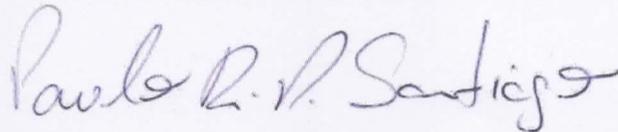
(Orientador)



---

**Prof. Dr. Esbel Tomás Valero Orellana**

Universidade Estadual de Santa Cruz / UESC



---

**Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago**

Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo / EEFERP-USP

*À minha família!*

*Amanda e Ravi.*

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me permitir chegar até onde cheguei.

Agradeço a todo o apoio da minha esposa Amanda Oliveira, que me apoiou desde o início da ideia de sair do emprego e fazer um mestrado. Foi luta, mas até aqui nos ajudou o SENHOR.

Agradeço à minha mãe Preta que sempre se esforçou para que eu pudesse estudar e que nunca deixou nada faltar.

Agradeço aos meus líderes Dilson e Andrezza que sempre têm uma palavra de confronto e conforto nos momentos de fraqueza.

Agradeço aos meus queridos professores e orientadores Paulo Ambrósio e Marcos Menuchi. Pessoas dedicadas, pacientes e entendedoras não só das suas respectivas áreas, mas também das dificuldades que permeiam a vida acadêmica (e são muitas). Sem eles eu não estaria completando mais essa importante etapa da minha carreira. Muito Obrigado a Vocês de coração!

Agradeço ao PPGMC e à Uesc. À FAPESB pelo apoio financeiro!

Agradeço à secretária Ellen Pitombo que sempre prestativa, com uma autoestima elevadíssima, sempre nos fornecia um café bem quentinho para nos despertar nos horários de aula.

Agradeço ao meu querido professor Esbel Valero. Que aulas sensacionais! Almejo um dia me tornar um professor tão apaixonado pelo que faz como o senhor é. Suas aulas me inspiraram bastante e ainda inspiram. Receba Meu Muito Obrigado!

Agradeço à minha turma pela alegria de passar este tempo com vocês, em especial ao meu querido Miquéias pela parceria.

## RESUMO

O controle postural vem sendo estudado por seu papel importante no equilíbrio corporal. Os estudos, em geral, utilizam equipamentos sofisticados e necessitam de operadores treinados. Contudo, instrumentos e métodos alternativos têm sido avaliados como solução a isso, sendo o dispositivo Kinect uma das soluções pesquisadas para medições do Centro de Massa (CM). O presente trabalho objetiva a obtenção de um modelo de utilização do sensor de movimento Kinect para experimentação e análise da cinemática corporal, com vistas ao estudo das oscilações posturais. Portanto, uma rotina para o cálculo do CM foi desenvolvida com a utilização do método cinemático e de dados antropométricos estimados pelo dispositivo. Além disso, foram desenvolvidas rotinas computacionais de captura e armazenamento, pré-processamento, processamento e visualização dos dados, para poder processar os dados do CM em conjunto com os testes em postura ortostática (teste estático) e limite de estabilidade – LOS (teste dinâmico). Inicialmente, um indivíduo do sexo masculino com 1,67 m de altura e 60 kg de massa participou do teste, realizando o teste estático para a aquisição de dados para análise. O dispositivo foi posicionado a cerca de 2 m do indivíduo, a 91 cm acima do chão. O participante permaneceu em posição ortostática com pés separados durante 30 s olhando para frente, nas condições OA (olhos abertos) e OF (olhos fechados). O teste foi executado três vezes em cada condição. Os resultados obtidos foram os gráficos de estatocinesiograma e estabilograma da oscilação do CM para as duas condições e o cálculo dos parâmetros estabilométricos como amplitude de oscilação e velocidades média em ambas as direções (AP e ML) e velocidade total. Observou-se que os resultados preliminares alcançados sugerem que os parâmetros calculados de velocidade em ambas as direções melhor distinguem as condições OA e OF. Também se obteve a posição do CM, que foi comparado com o CM fisiológico. Para melhorar o desempenho das rotinas e facilitar sua utilização, uma breve aplicação foi desenvolvida com o intuito de simplificar o emprego do Kinect e a obtenção dos resultados. Dessa forma, vê-se o potencial do dispositivo para a estimativa CM e na composição de métodos de avaliação do equilíbrio.

**Palavras-chave:** Kinect; Centro de massa; Método cinemático; Equilíbrio postural; Aplicação.

## **ABSTRACT**

*Postural control has been studied for its important role in body balance. The studies, in general, use sophisticated equipment and require trained operators. However, alternative instruments and methods have been evaluated as a solution to this, and the Kinect device is one of the researched solutions for Center of Mass measurements. The present work aims to obtain a model of use of the Kinect motion sensor for experimentation and analysis of body kinematics, with a view to the study of postural balance. Therefore, a routine for calculating the CM was developed using the kinematic method and anthropometric data estimated by the device. In addition, computational routines for capturing and storing, pre-processing, processing and visualizing data were developed in order to be able to process CM data along with tests in orthostatic posture (static test) and the limit of stability - LOS (dynamic test). Initially, a male subject 1.67 m high and 60 kg mass participated in the test, performing the static test to acquire data for analysis. The device was positioned at about 2 m from the individual, 91 cm above the floor. The subject remained in an orthostatic position with feet apart for 30 s looking forward, under OA (eyes open) and OF (eyes closed) conditions. The test was performed three times in each condition. The results obtained were the statokinesiogram and stabilogram graphs of the CM oscillation for both conditions and the calculation of stabilometric parameters as oscillation amplitude and mean velocity in both directions (AP and ML) and total speed. It was observed that the preliminary results achieved suggest that the calculated speed parameters in both directions better distinguish the conditions OA and OF. Also it was obtained the CM position, which was compared with the location of the physiological CM. To improve the performance of routines and facilitate their use, a brief application was developed with the aim of simplifying the use of Kinect and obtaining the results. Thus, it is noticeable the potential of the device for estimating CM and in the composition of methods for assessing balance.*

**Keywords:** *Kinect; Center of mass; Kinematic method; Postural balance; Application.*

## Lista de Figuras

Figura 1. Estratégias de quadril e tornozelo .....	17
Figura 2. Diferença entre CM e CP. ....	17
Figura 3. Protocolo LOS em modo de treinamento (esquerda); conversão do limite de estabilidade angular em linear (direita) .....	19
Figura 4. Esquema de plataforma de força .....	20
Figura 5. Estatocinesiograma (esquerda) e estabilograma (direita) do CM .....	21
Figura 6. Arquitetura do hardware .....	22
Figura 7. <i>Structured-light 3d scanning</i> .....	24
Figura 8. Padrão de luz infravermelha projetada pelo Kinect .....	24
Figura 9. Articulações (esquerda) e estimativa de suas posições na captura de dois usuários (direita) .....	25
Figura 10. Tabela antropométrica de Zatsiorsky (1990) modificada por de Leva (1996).....	28
Figura 11. Noção da posição do centro de massa segmentar na linha que liga as articulações. ....	29
Figura 12. Esquema ilustrativo do modelo. ....	30
Figura 13. Diagrama de fluxo simplificado de captura e armazenamento. ....	32
Figura 14. Modelo de planilha de dados capturados. ....	33
Figura 15. Estatocinesiograma para as condições OA (à esquerda) e OF (à direita). ....	37
Figura 16. Estabilograma para as condições OA (à esquerda) e OF (à direita). ....	37
Figura 17. Tela de captura da aplicação. ....	38
Figura 18. Mensagens de início (esquerda) e fim (direita) de captura. ....	39
Figura 19. Exemplo de exibição dos resultados. ....	39
Figura 20. Botões Carregar e Buscar.....	40
Figura 21. Mensagens de erro ao Carregar e ao Buscar. ....	40

## Lista de Tabelas

Tabela 1 - Informações técnicas do dispositivo.....	23
Tabela 2 - Alguns parâmetros estabilométricos para o CM e sua forma de cálculo .....	35
Tabela 3 – Média±desvio padrão dos parâmetros estabilométricos calculados do teste.....	37

## Lista de Símbolos, Siglas e Abreviaturas

<b>AC-DC</b>	<i>Alternated Current – Direct Current</i>
<b>Amp</b>	Amplitude
<b>AP</b>	Anteroposterior
<b>BBS</b>	<i>Berg Balance Scale</i>
<b>Bits</b>	Plural de <i>bit</i> e é a unidade binária
<b>CM</b>	Centro de Massa
<b>cm</b>	Centímetros
<b>CMs</b>	Centro de massa segmentar
<b>CM<sub>w, s</sub></b>	Posição do centro de massa segmentar na direção escolhida
<b>COG</b>	Centro de Gravidade
<b>CP</b>	Centro de Pressão
<b>CPU</b>	<i>Central Processing Unit</i>
<b>DK</b>	<i>Development Kit</i>
<b>FRS</b>	Força de Reação no Solo
<b>GB</b>	Gigabyte
<b>GHz</b>	Giga Hertz
<b>Hz</b>	Hertz
<b>IDLE</b>	<i>Integrated Development and Learning Environment</i>
<b>IR</b>	Infrared
<b>Kg</b>	Kilograma
<b>L</b>	Distância entre CM <sub>w,s</sub> e w <sub>p</sub> em % do comprimento do segmento
<b>LED</b>	<i>Light Emitting Diode</i>
<b>LOS</b>	Limit Of Stability
<b>m</b>	Metro
<b>M<sub>body</sub></b>	Massa corporal
<b>m<sub>i</sub></b>	Massa do segment <i>i</i>
<b>ML</b>	Médio-lateral
<b>MS</b>	Microsoft
<b>NUI</b>	<i>Natural User Interface</i>
<b>°</b>	Grau
<b>OA</b>	Olhos Abertos
<b>OAE</b>	Olhos Abertos sobre a Espuma
<b>OF</b>	Olhos Fechados
<b>OFE</b>	Olhos Fechados sobre a Espuma
<b>OS</b>	<i>Operating System</i>
<b>PCA</b>	<i>Principal Component Analysis</i>
<b>RAM</b>	<i>Random Access Memory</i>
<b>RGB</b>	<i>Red-Green-Blue</i>
<b>s</b>	Segundos
<b>SDK</b>	<i>Software Development Kit</i>
<b>SOT</b>	<i>Sensory Organization Test</i>

<b>t</b>	Tempo
<b>TUG</b>	Time Up and Go
<b>USB</b>	<i>Universal Serial Bus</i>
<b>V</b>	Volt
<b>v1</b>	Kinect versão 1
<b>v2</b>	Kinect versão 2
<b>Vel</b>	Velocidade
<b>w</b>	Variável para a direção que pode ser x, y ou z.
<b>WBB</b>	Wii Balance Board
<b>w<sub>d</sub></b>	Posição distal da articulação na direção w.
<b>w<sub>p</sub></b>	Posição proximal da articulação na direção w.
<b>x</b>	Direção horizontal lateral em relação ao Kinect
<b>xlsx</b>	Extensão de arquivo para editor de planilhas da Microsoft
<b>y</b>	Direção vertical em relação ao Kinect
<b>z</b>	Direção horizontal frontal em relação ao Kinect
<b><math>\pi</math></b>	Pi
<b><math>\sigma_{CP1}</math></b>	Componente Principal 1
<b><math>\sigma_{CP2}</math></b>	Componente Principal 2
<b>3D</b>	Tridimensional

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
<b>1.1. Objetivo Geral .....</b>	<b>15</b>
<b>1.2. Objetivos Específicos.....</b>	<b>15</b>
<b>1.3. Justificativa .....</b>	<b>15</b>
<b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>16</b>
<b>2.1. Controle postural.....</b>	<b>16</b>
<b>2.2. Avaliação do equilíbrio postural .....</b>	<b>18</b>
<b>2.3. Estático – Postura ereta quieta.....</b>	<b>18</b>
<b>2.4. Dinâmico – Limite de estabilidade (LOS) .....</b>	<b>19</b>
<b>2.5. Instrumentos e medições.....</b>	<b>20</b>
<b>2.6. O sensor Kinect.....</b>	<b>22</b>
<b>2.7. Trabalhos relacionados .....</b>	<b>25</b>
<b>2.8. Método cinemático.....</b>	<b>27</b>
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>30</b>
<b>3.1. O modelo.....</b>	<b>30</b>
<b>3.2. Dispositivos e softwares.....</b>	<b>31</b>
<b>3.3. Construção das rotinas computacionais .....</b>	<b>31</b>
<b>3.4. Aquisição e análise dos dados .....</b>	<b>34</b>
<b>4. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>36</b>
<b>4.1. Limitações da pesquisa.....</b>	<b>40</b>
<b>5. CONCLUSÃO .....</b>	<b>42</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>43</b>
<b>APÊNDICE A – Código de captura e armazenamento .....</b>	<b>47</b>
<b>APÊNDICE B – Código de pré-processamento .....</b>	<b>49</b>
<b>APÊNDICE C – Código de processamento .....</b>	<b>50</b>
<b>APÊNDICE D – Código de armazenamento de dados do participante .....</b>	<b>51</b>
<b>APÊNDICE E – Código de cálculo da área de oscilação .....</b>	<b>52</b>
<b>APÊNDICE F – Código do cálculo do CM .....</b>	<b>54</b>
<b>APÊNDICE G – Código da aplicação (principal) .....</b>	<b>55</b>

## 1. INTRODUÇÃO

O controle postural é uma habilidade humana fundamental para manter o equilíbrio corporal e produzir movimentos coordenados (KERKMAN *et al.*, 2018). Para que isso seja possível, o sistema musculoesquelético deve ser capaz de manter o centro de massa (CM) dentro da base de apoio, tanto na postura estática como na dinâmica (NAGY *et al.*, 2007). Embora pareça uma tarefa fácil, o sistema neuromuscular deve considerar as oscilações corporais para manter a linha no centro de gravidade dentro da sua base de apoio (CARNEIRO *et al.*, 2013). Desta maneira, a perda de estabilidade é caracterizada pela incapacidade (momentânea ou permanente) do sistema nervoso em gerar respostas coordenadas e adequadas para manter o equilíbrio.

Um grande desafio para avaliar a integridade do sistema postural é desenvolver e implementar medidas sensíveis e confiáveis para avaliar o equilíbrio e o risco de queda (DEHBANDI *et al.*, 2017). Uma das medidas de equilíbrio amplamente utilizadas, a Escala de Equilíbrio de Berg (Berg Balance Scale: BBS), depende de avaliação subjetiva e de avaliadores treinados (DATTA, LORENZ e HARKEMA, 2012). Por outro lado, a posturografia computadorizada é altamente sensível, mas requer equipamento especializado e de alto custo, normalmente encontrado em ambientes institucionais (HAREL *et al.*, 2013).

Atualmente existem inúmeros dispositivos eletrônicos de baixo custo entrando no mercado consumidor que são capazes de rastrear métricas relacionadas ao movimento humano (ZHONG e RAU, 2020). No entanto, esses dispositivos ainda não estão tão presentes na prática clínica. Um desses dispositivos, o Microsoft Kinect (Microsoft Corporation, Redmond, WA) representa uma inovação significativa no campo da captura de movimento.

Esforços para descrever e entender as variações no equilíbrio corporal levaram ao desenvolvimento de várias técnicas de avaliação postural, que podem ser realizadas do ponto de vista fisiológico ou funcional (BROWNE e O'HARE, 2001). As oscilações posturais são tradicionalmente representadas pela trajetória do centro de pressão (CP) e do centro de massa (CM) (LATASH, 2008). Embora o CP seja uma medida cinética facilmente obtida pela plataforma de força, o CM é uma medida cinemática mais difícil de acessar, como estimativa do CP ou com o uso de sistemas de captura de movimento ou sensores inerciais, com certa complexidade de operação e layout espacial (YEUNG *et al.*, 2014), sendo o custo dos instrumentos de medida um dos fatores limitantes.

O dispositivo Kinect, no entanto, vem sendo estudado e avaliado para a realização de medições do CM como alternativa ao uso de dispositivos sofisticados que demandam altos

custos e operacional treinado, com as vantagens de ser conveniente e de baixo custo, além de exibir resultados comparáveis a dispositivos padrões (YANG *et al.*, 2014). Assim, a implementação de protocolos de testes em rotinas computacionais torna-se necessária para viabilizar tais estudos.

### **1.1. Objetivo Geral**

O objetivo deste trabalho foi desenvolver uma ferramenta baseada no sensor de movimento Kinect para experimentação e análise da cinemática corporal, com vistas ao estudo das oscilações posturais.

### **1.2. Objetivos Específicos**

Implementar protocolos de teste de avaliação do equilíbrio postural do CM com:

- Postura ereta quieta (estático);

Desenvolver rotinas computacionais para:

- Captura e armazenamento dos dados obtidos pelo dispositivo;
- Leitura dos dados e cálculo do CM pelo método cinemático;
- Análise dos dados pelo cálculo de grandezas cinemáticas e de estatística básica;
- Visualização dos resultados.

### **1.3. Justificativa**

O estudo e desenvolvimento de novas tecnologias para melhoria da qualidade de vida é bastante importante. Neste aspecto o presente trabalho é relevante por seguir numa linha de estudos recentes que buscam avaliar o dispositivo Kinect como ferramenta para avaliação clínica do equilíbrio postural, o que é importante para aferir a diminuição do equilíbrio em idosos, por exemplo, em ambientes residenciais. Diante disso, é necessária a implementação de protocolos já validados que dão confiabilidade às pesquisas. A indisponibilidade de rotinas computacionais justifica o desenvolvimento desta pesquisa.

Por fim, vale destacar que o Kinect é um sensor de movimento de baixo custo que já possui um *software* de reconhecimento do corpo humano capaz de extrair algumas características importantes para a construção de um modelo antropométrico como a altura do indivíduo e a posição de algumas de suas articulações no espaço.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Esta sessão foi organizada para apresentar os conceitos básicos, as ferramentas e os dispositivos de interesse desta pesquisa. Inicialmente, abordou-se o controle postural e as formas de análise do seu comportamento. Posteriormente, é apresentado o dispositivo Kinect e seu funcionamento (*hardware* e *software*). Por fim, o método cinemático de estimativa do centro de massa corporal (método segmentar) é apresentado, bem como alguns estudos relacionados.

### 2.1. Controle postural

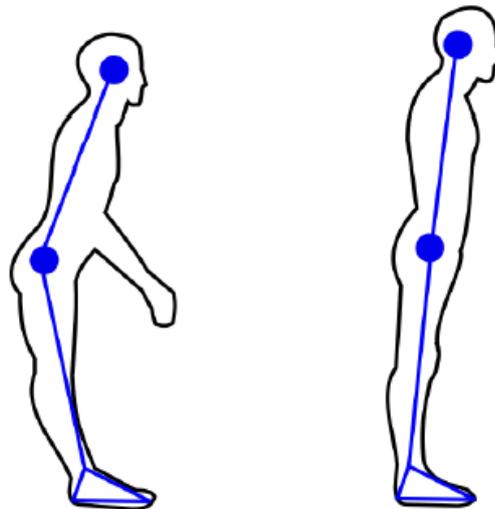
O controle postural é um sistema complexo formado por informações de três sistemas sensoriais, sendo eles o vestibular, o visual e o somatossensorial, que fornecem informações sobre o ambiente (WINTER, 1995), e um sistema de atuação, que é o sistema motor. Segundo Duarte (2000), de maneira simplificada, a tarefa do sistema de controle postural é manter a projeção em relação ao solo (horizontal) do centro de gravidade (COG) do corpo do indivíduo dentro do limite de estabilidade dado pela área formada pela base dos pés, que é a base de suporte. Esse sistema é de extrema importância para o corpo, pois ele é responsável pela manutenção da postura em qualquer tarefa, seja andar, ou até mesmo permanecer parado numa posição. Entretanto, como pontua Duarte (2000), algumas patologias como o mal de Parkinson e distúrbios no sistema vestibular ou até mesmo o envelhecimento pode deteriorar e comprometer esse sistema, dificultando tarefas simples do cotidiano tal como permanecer em pé.

Mesmo em uma postura em pé quieta (chamada postura ereta estática), o nosso corpo está sempre sofrendo perturbações, seja por forças externas ou internas, demandando do sistema ajustes permanentes para o equilíbrio postural. Desta forma, Duarte e Freitas (2010) afirma que um termo mais adequado para a conhecida postura ereta estática seria postura ereta semi-estática, considerando as oscilações constantes ocasionadas pelas perturbações internas. Ainda, segundo os autores, caso não haja forças compensatórias para essas perturbações na postura ereta, o corpo poderá não voltar ao estado de equilíbrio inicial, e dependendo também da intensidade delas, pode avançar a um limite de instabilidade ocasionando quedas.

Contudo, essas pequenas oscilações são compensadas pela estratégia do sistema de controle postural que, associando os sistemas sensoriais ao sistema motor, produzem torques e

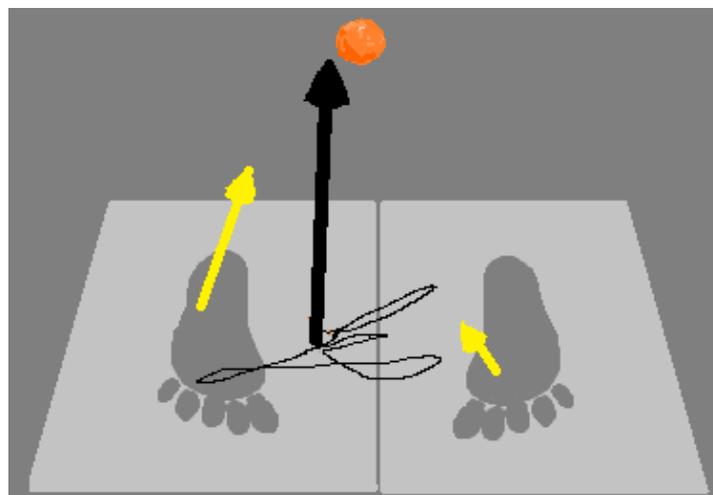
forças de reação que promovem ajustes para manter o equilíbrio corporal dentro de um limite onde é possível contrapor-se à ação das perturbações sobre ele.

Em geral, duas estratégias são utilizadas no controle postural, além do passo. São elas as estratégias de quadril e de tornozelo, onde o corpo realiza movimentos compensatórios com o quadril e/ou com o tornozelo (GONZALEZ, 2017), conforme mostrada na Figura 1, para controlar o Centro de Massa corporal (CM) e mantê-lo dentro do limite de estabilidade.



**Figura 1. Estratégias de quadril e tornozelo**  
Fonte: Gonzalez, 2017.

O CM é a variável controlada pelo sistema de controle postural, que Segundo Winter (1995), é definido como o ponto equivalente à massa total do corpo e calculado como a média ponderada dos CMs dos segmentos de todo o corpo no espaço tridimensional (esfera laranja na Figura 2).



**Figura 2. Diferença entre CM e CP.**  
Fonte: adaptado de Furlonger, 2020.

Outra variável chamada Centro de Pressão (CP) também se faz notável dentro do conceito de controle postural, que segundo o mesmo autor, é definida como o ponto de localização do vetor força de reação com o solo (FRS) na vertical (extremidade inferior do vetor preto na Figura 2), que representa a média ponderada das pressões exercidas pela base em contato com o solo (vetores amarelos).

A partir da medição e análise destas variáveis é possível estudar o controle postural através de alguns instrumentos de medida.

## **2.2. Avaliação do equilíbrio postural**

Na literatura encontram-se descritos alguns métodos para avaliação do equilíbrio postural, dentre os quais se encontram testes estáticos e dinâmicos com seus protocolos de execução. Os testes estáticos consistem na realização de uma postura onde não se produzem movimentos voluntários, ou seja, observa-se apenas a oscilação natural do corpo como no teste em postura ereta quieta, enquanto testes dinâmicos estão relacionados à observação da execução de um movimento voluntário, como por exemplo, os testes *Limit Of Stability* (LOS) e o *Time Up and Go* (TUG) (YAZDANI e FATOURAEE, 2014; PUA *et al.*, 2019).

## **2.3. Estático – Postura ereta quieta**

A avaliação do equilíbrio postural em postura ereta quieta é comumente utilizada em estudos sobre a predição de quedas, delineamento dos mecanismos sensoriais de controle e alterações relacionadas ao envelhecimento e patologias e, tanto na clínica quanto em laboratório, caracteriza-se pela preservação do movimento natural do corpo (SILVA, 2005).

Na avaliação estática, os dados são obtidos observando-se o comportamento do CM e/ou do CP durante um intervalo de tempo. O protocolo consiste em manter-se na postura ortostática com pés juntos ou separados e olhando para frente, e os dados são capturados pelo instrumento utilizado em quatro situações, sendo elas olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF) com base fixa (o chão ou uma plataforma) e as mesmas condições sobre uma espuma (OAE e OFE) (GONZALEZ, 2017).

Com a obtenção dos dados torna-se possível o estudo do equilíbrio postural a partir do cálculo de métricas, tais como deslocamentos, velocidades médias e amplitude de oscilação nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML), bem como de estatística básica como médias e desvios-padrão (DUARTE e FREITAS, 2010; GONZALEZ, 2017).

#### 2.4. Dinâmico – Limite de estabilidade (LOS)

O teste de limite de estabilidade (LOS) é um protocolo desenvolvido por Yazdani e Fatourae (2014) para posturografia dinâmica. Baseia-se em limites teóricos estabelecidos pela altura do indivíduo e pelas angulações máximas que o Centro de Gravidade (COG) do corpo pode sofrer em relação à articulação do tornozelo nas direções indicadas, sem que haja perda do equilíbrio, tampouco haja alteração na base de sustentação (MARTINS, 2020). Ainda, segundo a autora, o teste é realizado em 8 direções conforme a Figura 2, espaçadas de 45°. O limite de estabilidade é dado pelo comprimento máximo das direções, calculado pela relação trigonométrica do seno (Figura 3), onde a hipotenusa é 55% da altura do indivíduo (altura fisiológica do CM) e os ângulos são 8° para as duas direções laterais e as três frontais e 4° para as três direções traseiras (YAZDANI e FATOURAEE, 2014).

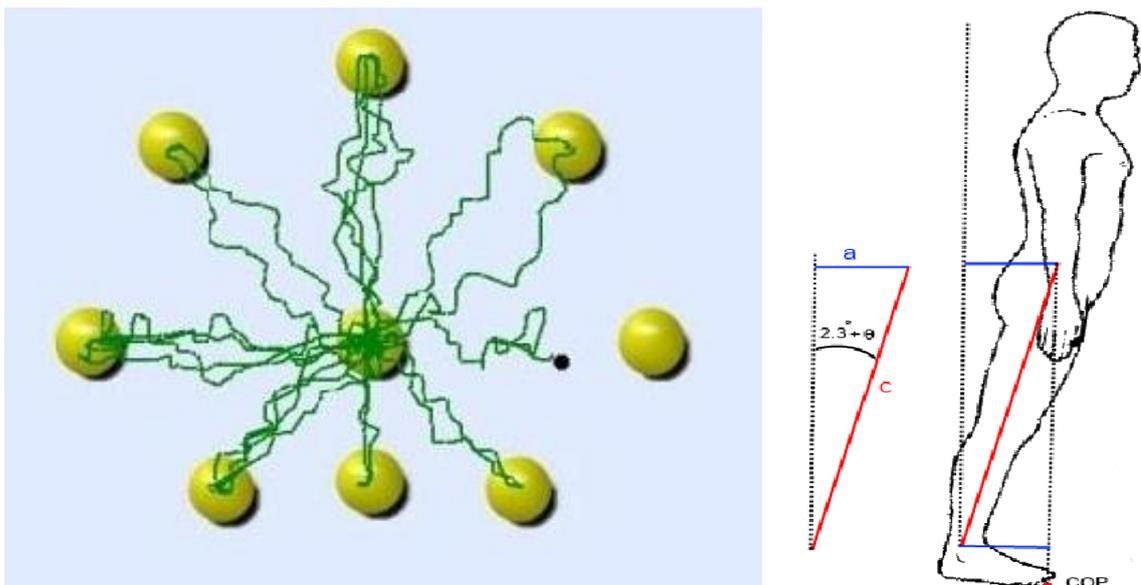


Figura 3. Protocolo LOS em modo de treinamento (esquerda); conversão do limite de estabilidade angular em linear (direita)

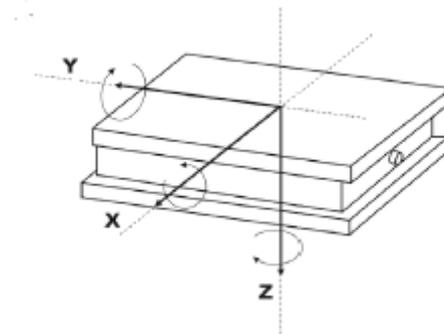
Fonte: adaptado de Yazdani e Fatourae, 2014.

O protocolo de teste descrito por Martins (2020) consiste, a princípio, da etapa de teste, usada para familiarizar o participante na tarefa para a execução da avaliação. O indivíduo inclina-se o máximo possível sobre a plataforma realizando apenas estratégias de tornozelo objetivando alvos luminosos em uma tela (o mesmo que as esferas da Figura 3), sem retirar o pé da plataforma e sem perder o equilíbrio. Esta etapa é realizada para todas as direções. Semelhantemente, após a etapa de treinamento, é realizada a avaliação. Com o teste é possível obter estimativas do tempo de resposta para iniciar o movimento e a excursão

máxima, que corresponde à máxima distância alcançada em cada direção (MARTINS, 2020), além de métricas de controle direcional (YAZDANI e FATOURAEE, 2014).

## 2.5. Instrumentos e medições

Comumente, na análise do controle postural é utilizada a variável CP, que diferentemente do CM, indica a resposta do sistema neuromuscular na manutenção do equilíbrio e o instrumento de medida mais utilizado é a plataforma de força, que normalmente consiste numa plataforma retangular composta de células de carga que medem componentes de força e momentos nas três direções do espaço tridimensional (DUARTE e FREITAS, 2010), conforme a Figura 4.



**Figura 4. Esquema de plataforma de força**

**Fonte:** adaptado de Duarte e Freitas (2010).

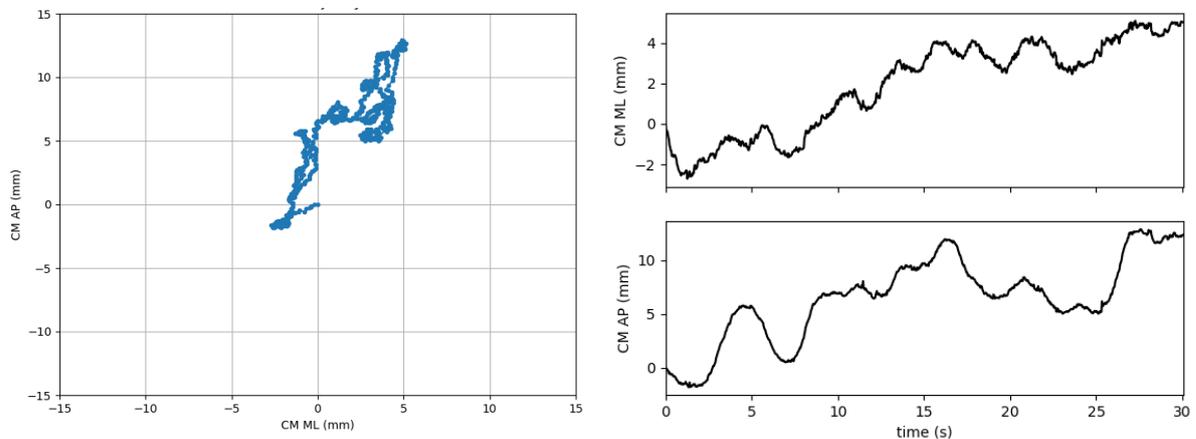
Entretanto, como costumam ser caras, alternativas ao uso dessas plataformas laboratoriais surgiram, como a utilização da *wii balance board* (WBB). Embora seja um dispositivo acessível economicamente, oferece apenas informações de controle postural relacionadas à função (PUA *et al.*, 2011), impossibilitando informações sobre movimentos articulares, isto é, sobre a cinemática dos movimentos (CLARK *et al.*, 2012). A vantagem de analisar cinematicamente a postura corporal é obter medidas de deslocamentos, velocidades e acelerações que permitem descrever o movimento no espaço tri-dimensional e, por meio de rotinas computacionais, agregar grandezas antropométricas (MOCHIZUKI e AMADIO, 2003).

Um desses sistemas cinemáticos muitas vezes utilizado como padrão-ouro quando se trata da validação de novos métodos de medição baseados em imagens é o Vicon, utilizado nos trabalhos de Clark *et al.* (2012) e Jebeli *et al.* (2017). Esse sistema é composto por múltiplas câmeras de alto desempenho e marcadores infravermelhos (ativos ou passivos) que são grudados na pele ou na roupa do indivíduo para marcar as posições que se deseja estudar.

Esse sistema, entretanto, também não é barato e exige pessoas treinadas para operá-lo e analisar seus dados (CLARK *et al.*, 2012). Uma alternativa que tem sido bastante estudada para esse tipo de análise é o dispositivo Kinect (PUH *et al.*, 2019), que será explanado no tópico subsequente.

No estudo das oscilações corporais é mais comumente utilizada a grandeza dinâmométrica CP por sua facilidade de obtenção através das plataformas de força. E como conta Gonzalez (2017), o CM é menos utilizado em estudos, provavelmente pela dificuldade de sua estimativa. A trajetória do CM é a grandeza que indica a oscilação do corpo (DUARTE e FREITAS, 2010). O CP, por sua vez, indica a resposta do sistema motor às perturbações geradas no CM. Apesar de serem grandezas distintas, os mesmos parâmetros estão relacionados em suas análises.

A estabilometria é o registro e medida da contínua oscilação corporal em relação às direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML) (DUARTE, 2000), que pode ser um registro tanto da oscilação do CP quanto do CM ou ambos. Na Figura 5 são mostrados gráficos (estatocinesiógrama e estabilograma) produzidos a partir de dados coletados com o Kinect no decorrer da produção deste trabalho.



**Figura 5. Estatocinesiógrama (esquerda) e estabilograma (direita) do CM**

**Fonte:** acervo do próprio autor.

O estatocinesiógrama é a trajetória do CM no plano formado pelas direções AP e ML. O estabilograma é a oscilação do CM separada em cada direção e mostrada em função do tempo.

Os cálculos realizados em geral sobre os dados são o cálculo das velocidades médias de oscilação, a amplitude máxima e a área de oscilação, frequentemente elíptica, que contém

95% das medidas em cada direção (GONZALEZ, 2017), além dos cálculos de estatística básica.

## 2.6. O sensor Kinect

O Kinect, inicialmente conhecido como “Projeto Natal”, é um dispositivo criado pelo engenheiro brasileiro Alex Kipman com o intuito de revolucionar o conceito de controle de jogos de videogames. Lançado em novembro de 2010, bateu o recorde de vendas, entrando para o livro dos recordes (the Guinness World Record) por ser o mais rápido dispositivo eletrônico vendido (JANA, 2012). Mas o que há de tão especial nele? Com ele não há mais a necessidade de o jogador clicar em botões manualmente para realizar o movimento do *avatar*, tampouco é preciso o *joystick*, pois o controle dos jogos é o próprio corpo do(s) jogador(es).

Isso é possível porque o dispositivo utiliza-se de uma interface chamada NUI (Natural User Interface) que, através de teorias de processamento de sinais digitais (vídeo e áudio), possibilita que um movimento humano ou comando de voz (realizado pelo jogador) seja capturado, interpretado e convertido digitalmente para uma aplicação como o controle de um jogo, por exemplo.

Para produzir esse resultado, o Kinect é equipado com uma câmera RGB (RGB, do inglês, vermelho-verde-azul), que captura imagens coloridas, uma câmera infravermelha, que captura imagens com iluminação invisível ao olho humano (como as câmeras noturnas), um emissor infravermelho (luz invisível para os olhos humanos), um conjunto de microfones e um motor que altera a angulação do dispositivo em relação à vertical, conforme a Figura 6. Também conta com um LED que indica que o dispositivo está energizado.



**Figura 6. Arquitetura do hardware**  
**Fonte: Paula, 2011.**

Algumas informações técnicas do dispositivo, relevantes para a pesquisa, são mostradas na Tabela 1.

Como foi dito anteriormente, há um motor que pode alterar o ângulo do dispositivo verticalmente. Essa variação no ângulo é de, no máximo, 27° para cima ou para baixo, controlado via software, pois o ajuste manual dessa angulação pode danificar as engrenagens do mecanismo.

**Tabela 1 - Informações técnicas do dispositivo**

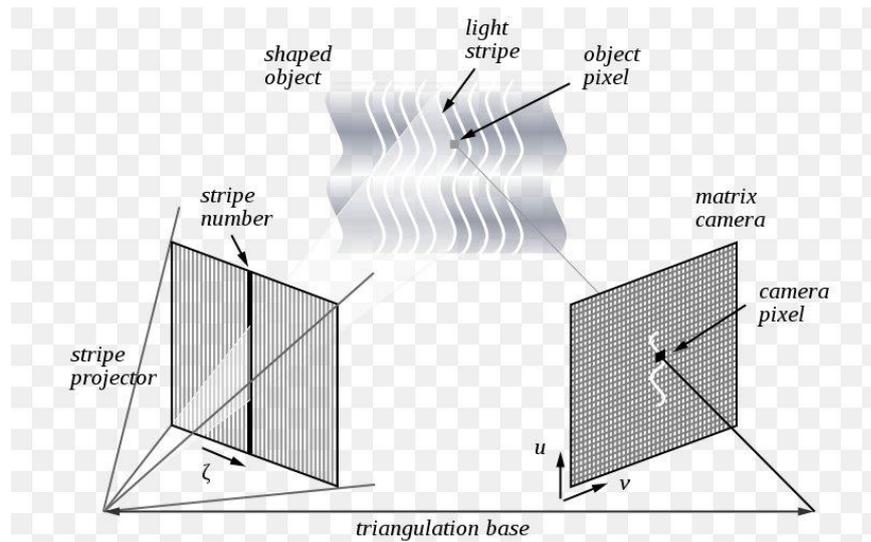
<b>Item</b>	<b>Kinect 360</b>
Câmera RGB (pixel)	640 x 480
Mapa de profundidade (pixel)	640 x 480 320 x 240 80 x 60
Distância mínima / máxima (m)	0,8 / 4,0
Campo de visão horizontal / vertical (°)	57 / 43±27 (motor)
Juntas detectadas	20
Taxa de amostragem (Hz)	30

**Fonte:** adaptado de Gonzalez (2017) e Jana, 2012.

Basicamente, com o dispositivo, é possível obter três tipos de dados: 1) imagem colorida (RGB); 2) imagem infravermelha (IR); e 3) mapa de profundidade. A imagem RGB é obtida somente através da câmera RGB, a imagem IR através da câmera infravermelha e o mapa de profundidade por meio do conjunto de três partes, que consiste na câmera IR, no emissor IR e no processador interno do dispositivo, um chip da PrimeSense (MELGAR e DIEZ, 2012).

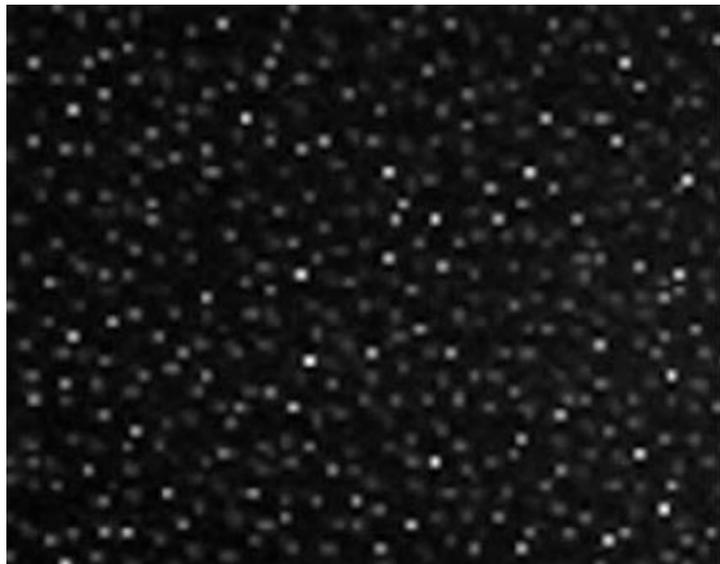
Juntos, esses componentes configuram um sistema de paralaxe semelhante à visão humana juntamente com o nosso cérebro, onde é possível termos uma percepção de profundidade. O Kinect, por sua vez, utiliza uma técnica chamada *Structured-Light 3D Scanning* (Escaneamento 3D por luz estruturada) para estimar com certa precisão a distância entre o centro do emissor de IR e a cena visualizada. Essa técnica, já era utilizada na indústria e, segundo Melgar e Diez (2012), o Kinect foi o primeiro dispositivo a utilizar tal técnica em um produto de consumo.

A técnica consiste em projetar uma luz estruturada, ou seja, um padrão luminoso previamente conhecido em uma cena qualquer, capturar sua reflexão de outro ponto de vista e analisar sua deformação, como mostrado na Figura 7.



**Figura 7. Structured-light 3d scanning**  
**Fonte: Melgar e Diez, 2012.**

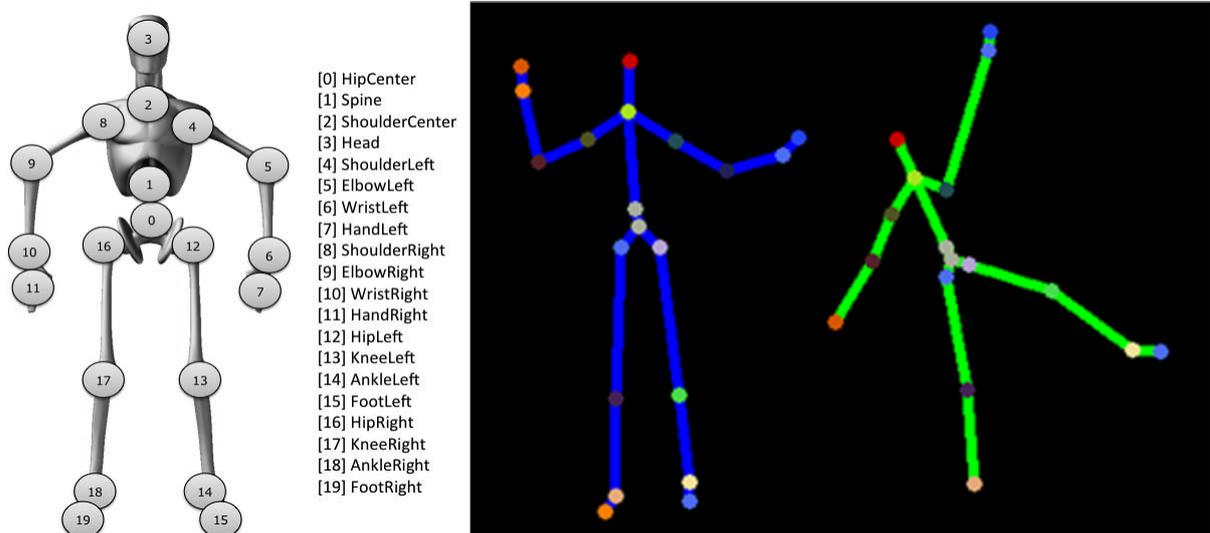
No Kinect, entretanto, a técnica é ligeiramente diferente do exposto na Figura 7, devido a luz estruturada não ser um padrão de feixes de luz visível, mas sim múltiplos pontos de luz infravermelha projetados na cena, como mostrado na Figura 8. A imagem capturada pela câmera infravermelha é transferida para o chip interno que compara o padrão capturado com uma imagem de referência que produz a imagem de profundidade, que são os dados que contêm as informações referentes à distância do objeto (MELGAR e DIEZ, 2012).



**Figura 8. Padrão de luz infravermelha projetada pelo Kinect**  
**Fonte: adaptado de Melgar e Diez, 2012.**

Com base nessa técnica, o Kinect possui um código não aberto (software), dedicado, criado pela Microsoft para rastrear o corpo das pessoas usando os dados extraídos das

imagens e criar um modelo de esqueleto composto por uma figura com as coordenadas das articulações do corpo, como pode ser visto na Figura 9. A partir dessas informações é possível gerar várias aplicações para este dispositivo.



**Figura 9. Articulações (esquerda) e estimativa de suas posições na captura de dois usuários (direita)**

**Fonte: Yamaoka *et al.*, 2013 e Microsoft Research, 2011.**

A utilização da tecnologia Kinect no estudo do controle postural foi e é uma ideia bastante interessante, uma vez que as informações citadas nesse tópico sobre o dispositivo configuram um conjunto de características que trazem uma facilidade no desenvolvimento de uma aplicação em posturografia por câmera. Como o dispositivo é dotado de um sistema que captura o corpo por inteiro e fornece as articulações disponíveis para aquele indivíduo rastreado, dispensa-se o uso de múltiplas câmeras, reduzindo além do custo, o tempo de instalação do equipamento, entre outros.

## **2.7. Trabalhos relacionados**

O Kinect tem sido amplamente avaliado como dispositivo alternativo no estudo das oscilações posturais por cinemetria. Dentre os trabalhos existentes encontrados, muitos deles contemplam estudos de validação do dispositivo, contudo, poucas aplicações de fato.

Assim, Ribeiro *at al.* (2015) desenvolveram um sistema utilizando o Kinect para alguns exercícios de ginástica laboral, tomando por base o cálculo de ângulos através das informações de posição das articulações fornecidas. Embora tenham concordado com a grande utilidade do trabalho desenvolvido, citam que exercícios onde membros ficam sobrepostos não são reconhecidos pelo sistema, pois o Kinect não os mapeia.

Wasenmüller e Stricker (2017) compararam os mapas de profundidade das duas versões do Kinect (v1 e v2) com o intuito de inferirem sobre a precisão e a acurácia das imagens. Perceberam que o v1 possui correlação fraca com a temperatura do dispositivo e que a estimativa da profundidade não é afetada pela cor da cena, diferentemente do v2. Apesar de terem verificado que a acurácia do v1 decresce exponencialmente com a distância e que aparecem padrões de linhas que são difíceis de compensar, concordaram que a precisão dos mapas de profundidade de v1 é maior que dos de v2. Estes mapas são a base para a estimativa das posições das articulações no espaço tridimensional pelo dispositivo.

Em uma breve revisão sobre a validade e a confiabilidade dos dispositivos para aplicações em avaliações funcionais, Diaz-Monterrosas *et al.* (2018) afirmaram que as informações fornecidas pelos sensores são clinicamente comparável às dos sistemas clássicos, com discrepâncias mínimas, porém com vantagens significativas.

Um dos trabalhos mais recentes é uma revisão sistemática publicada em 2019 (PUH *et al.*, 2019) que reúne diversos artigos de duas versões do Kinect e exibe uma tabela comparativa com aplicações sugeridas mediante o estudado pelos autores. A revisão trata de trabalhos relacionados à análise do dispositivo para avaliações de equilíbrio postural estático e dinâmico. Dentre as aplicações sugeridas para a versão do Kinect utilizada neste trabalho (v1, Kinect 360) estão todos os parâmetros do teste de alcance funcional (FRT), para testes de equilíbrio dinâmico e deslocamento do CM horizontal com apoio em membro único ou ambos e velocidade de oscilação com os olhos abertos, para teste de equilíbrio estático.

O trabalho mais recente publicado (MAUDSLEY-BARTON *et al.*, 2020) trata da utilização do Kinect v2 durante um teste de organização sensorial (SOT). Os autores citam que, o estudo piloto realizado estabelece a base para o desenvolvimento de um dispositivo portátil, que poderia ser usado para avaliar o controle postural de forma mais econômica do que os equipamentos existentes.

Enfim, os trabalhos mostram a busca pela aplicação do dispositivo, independente da versão, na análise da cinemática corporal, seja para auxílio em exercícios de ginástica ou para avaliação do equilíbrio postural. E o último dos trabalhos mostrados, revela ainda que o método cinemático (método segmentar) ainda é utilizado como método de cálculo do centro de massa corporal em pesquisas recentes.

## 2.8. Método cinemático

Existem alguns métodos que estimam parâmetros de inércia do segmento corporal, como o centro de massa (CM) (CLARKSON, 2012). Um deles é baseado em uma mesa suportada por um apoio articular (ponto de rotação), no qual o sujeito é orientado a deitar-se e permanecer parado. Este método usa o princípio do torque e fornece a orientação do centro de massa total do corpo.

Outro método é usando imagens e fotogrametria que consiste em extrair e coletar informações do processamento e análise de imagens. O presente trabalho se apoia neste método no desenvolvimento.

O método cinemático de cálculo do centro de massa corporal foi proposto por Zatsiorsky *et al.* em 1990, após estimar o centro de massa para diferentes segmentos do corpo humano (ZATSIORSKY *et al.*, 1990). De Leva observou alguns erros usando o método de Zatsiorsky e pôde entender que os erros estavam ocorrendo em consequência dos pontos de referência que foram feitos no osso (DE LEVA, 1996). No entanto, de Leva entendeu que poderia ser uma abordagem melhor se fosse tomada no eixo de rotação dos segmentos corporais. Esse método consiste basicamente em calcular o centro de massa de cada segmento do corpo humano para compor o centro de massa total do corpo, e cada segmento é delimitado por pontos finais, geralmente juntas. Neste trabalho, as articulações foram recebidas através da aquisição de informações geradas pelo modelo de esqueleto Kinect.

A segmentação do corpo é composta por 14 partes: cabeça, tronco, braços, antebraços, mãos, coxas, hastes e pés, de modo que cada segmento tenha seu próprio CM, chamado CM segmentar. Após a segmentação, é preciso localizar todo o CM segmentar, e isso faz parte dos trabalhos de Zatsiorsky *et al.* (1990) e de Leva (1996). Eles estabeleceram uma tabela antropométrica na qual podem ser encontrados os dados dos parâmetros do segmento corporal, Figura 10.

Segment	Endpoint		Mass (%mass)		CM (%length)		Sagittal k (%length)		Transverse k (%length)		Longitudinal k (%length)	
	proximal	distal	female	male	female	male	female	male	female	male	female	male
Head	VERT	MIDG	6.68	6.94	58.94	59.76	33.0	36.2	35.9	37.6	31.8	31.2
	VERT	CERV	6.68	6.94	58.94	59.76	27.1	30.3	29.5	31.5	26.1	26.1
Trunk	SUPR	MIDH	42.57	43.46	41.51	44.86	35.7	37.2	33.9	34.7	17.1	19.1
	CERV	MIDH	42.57	43.46	41.51	44.86	30.7	32.8	29.2	30.6	14.7	16.9
	MIDS	MIDH	42.57	43.46	41.51	44.86	37.9	38.4	36.1	35.8	18.2	19.7
Upper Trunk	SUPR	XYPH	15.45	15.96	20.77	29.99	74.6	71.6	50.2	45.4	71.8	65.9
	CERV	XYPH	15.45	15.96	20.77	29.99	46.6	50.5	31.4	32.0	44.9	46.5
Mid Trunk	XYPH	OMPH	14.65	16.33	45.12	45.02	43.3	48.2	35.4	38.3	41.5	46.8
Lower Trunk	OMPH	MIDH	12.47	11.17	49.20	61.15	43.3	61.5	40.2	55.1	44.4	58.7
Upper Arm	SJC	EJC	2.55	2.71	57.54	57.72	27.8	28.5	26.0	26.9	14.8	15.8
Forearm	EJC	WJC	1.38	1.62	45.59	45.74	26.1	27.6	25.7	26.5	9.4	12.1
	EJC	STYL	1.38	1.62	45.59	45.74	26.3	27.8	25.9	26.7	9.5	12.2
Hand	WJC	MET3	0.56	0.61	74.74	79.00	53.1	62.8	45.4	51.3	33.5	40.1
	WJC	DAC3	0.56	0.61	74.74	79.00	24.4	28.8	20.8	23.5	15.4	18.4
	STYL	DAC3	0.56	0.61	74.74	79.00	24.1	28.5	20.6	23.3	15.2	18.2
	STYL	MET3	0.56	0.61	74.74	79.00	51.9	61.4	44.3	50.2	32.7	39.2
Thigh	HJC	KJC	14.78	14.16	36.12	40.95	36.9	32.9	36.4	32.9	16.2	14.9
Shank	KJC	LMAL	4.81	4.33	44.16	44.59	27.1	25.5	26.7	24.9	9.3	10.3
	KJC	AJC	4.81	4.33	44.16	44.59	26.7	25.1	26.3	24.6	9.2	10.2
	KJC	SPHY	4.81	4.33	44.16	44.59	27.5	25.8	27.1	25.3	9.4	10.5
Foot	HEEL	TTIP	1.29	1.37	40.14	44.15	29.9	25.7	27.9	24.5	13.9	12.4

Figura 10. Tabela antropométrica de Zatsiorsky (1990) modificada por de Leva (1996)

Fonte: Adolphe *et al.* (2017)

Para calcular o CM do corpo usando esse método, é necessário calcular as posições do CM segmentar com base na tabela antropométrica e nas posições das articulações adquiridas pelo Kinect. Isso é possível através da Equação 1, que basicamente coloca o CM segmentado antropométrico como um ponto ao longo da linha que liga os pontos distais e proximais, que delimitam o comprimento do segmento, conforme mostra Figura 11.

$$CM_{w,s} = w_p + L \times (w_d - w_p) \quad (1)$$

Onde:  $CM_{w,s}$  é a posição do CM segmentar na direção escolhida ( $w$ ),  $L$  é a distância entre o CM segmentar e o ponto proximal  $w_p$  em porcentagem do comprimento do segmento,  $w_d$  e  $w_p$  representam a variável escolhida ( $x$ ,  $y$  ou  $z$ ) nas posições distal e proximal, respectivamente.

É importante saber que os pontos de extremidade proximal e distal estão relacionados à localização da articulação em relação ao torso do indivíduo: se próximo, proximal, se distante, distal. Por exemplo, a articulação do joelho em relação ao tornozelo será chamada de proximal por estar mais perto do torso (tronco do indivíduo), e a do tornozelo será chamada distal.

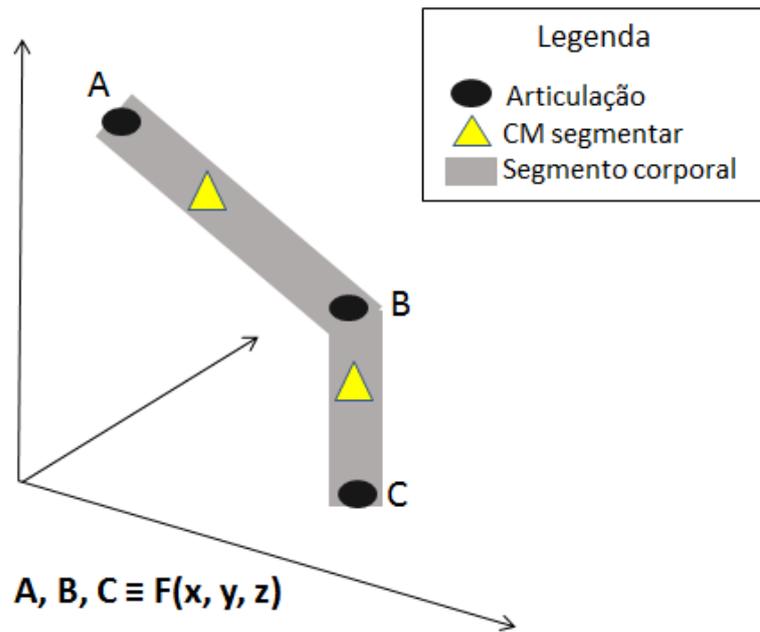


Figura 11. Noção da posição do centro de massa segmentar na linha que liga as articulações.

Fonte: acervo do próprio autor.

Depois de conhecer todas as posições segmentares do CM nas direções necessárias, a Equação 2 é usada para calcular o centro de massa corporal.

$$CM = \frac{\sum_{i=0}^n m_i \times CM_{s,i}}{M_{body}} \quad (2)$$

Onde: CM é o CM total do corpo na direção escolhida,  $m$  é a massa segmentar,  $CM_s$  é o CM segmentar em uma direção específica e  $M_{body}$  é a massa corporal total.

Neste trabalho, ao final dos cálculos com a Equação 2, teremos a posição espacial do corpo CM.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1. O modelo

O modelo desenvolvido consiste em um conjunto de dados e equações que estimam o CM (conforme o tópico 2.5) a partir da obtenção da posição das articulações do indivíduo em questão, no tempo, durante uma tarefa estática ou dinâmica. A partir desses dados são calculados parâmetros como velocidade e amplitude de oscilação para a tarefa realizada pelo indivíduo.

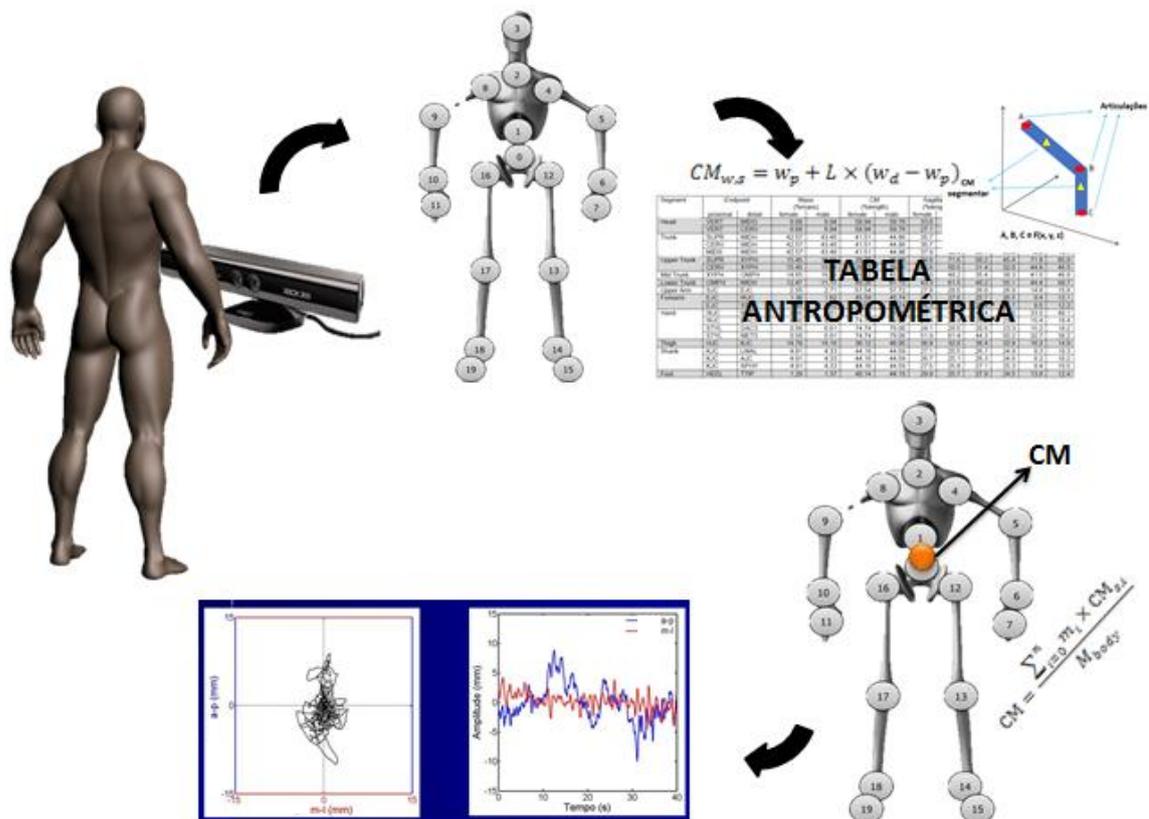


Figura 12. Esquema ilustrativo do modelo.

Fonte: adaptado.

As etapas do modelo são:

**CAPTURE:** onde o indivíduo realiza a tarefa a ser estudada a certa distância do dispositivo seguindo um protocolo e os dados da tarefa são colhidos e armazenados em ordem de tempo e número da articulação.

**PROCESSAMENTO (cálculos):** os dados obtidos na etapa anterior são inseridos na Equação 1 do tópico 2.5 para a estimativa do centro de massa dos 14 segmentos corporais

fazendo uso também dos dados antropométricos contidos na Figura 10. Ao final deste processo, os CM segmentares são somados e é realizada a média que gera o CM corporal. Esse CM é estimado para cada conjunto de 20 articulações obtidas na etapa de captura. Assim, ao final, tem-se uma lista de posições do CM. Essas posições serão utilizadas para calcular parâmetros como deslocamento e velocidade do CM, entre outros.

**VISUALIZAÇÃO (resultados):** nessa etapa são plotados os gráficos e mostrados os resultados dos parâmetros calculados.

### **3.2. Dispositivos e softwares**

Os materiais utilizados neste trabalho foram o MS Kinect 360 conectado via USB a um computador ACER Aspire i3 CPU 2.20 GHz, RAM 4 GB, OS 32bits através de uma fonte adaptadora AC-DC 12 V, própria para essa finalidade.

Como o Kinect é um dispositivo de código fechado, foi necessário utilizar seu kit de desenvolvimento de software (MS Kinect SDK) na versão 1.8 (MICROSOFT RESEARCH, 2011). E, também nesse sentido, para utilizar os dados do dispositivo e poder convertê-los na aplicação desejada, foi utilizado o módulo pykinect empregando-se a linguagem de programação Python na versão 2 (versão compatível com o módulo) (PYTHON SOFTWARE FOUNDATION, 2019), que habilitou o desenvolvimento das rotinas computacionais dentro do ambiente de desenvolvimento integrado (IDLE) do Python.

A seguir, discorreremos sobre a utilização desses materiais no desenvolvimento da pesquisa.

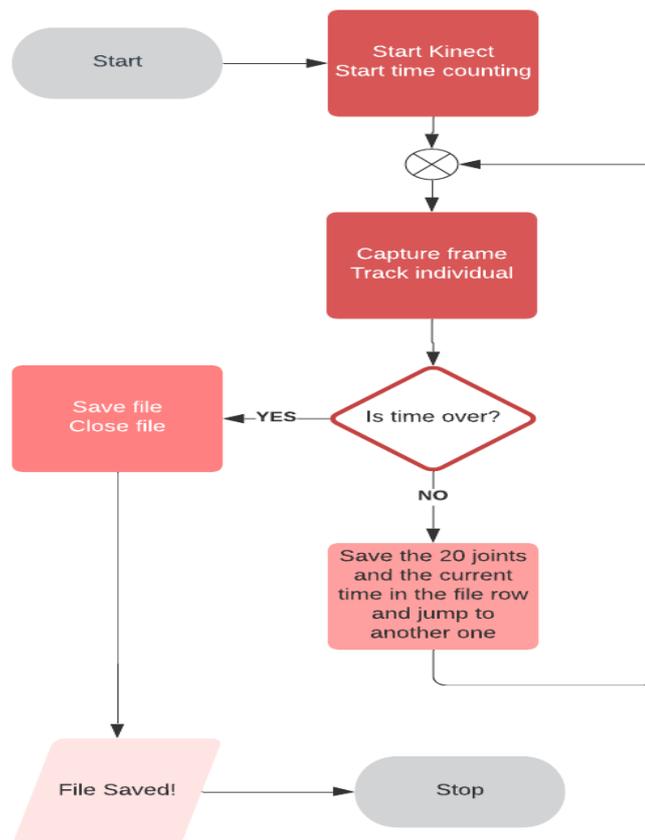
### **3.3. Construção das rotinas computacionais**

As sub-rotinas computacionais desenvolvidas no IDLE do Python tiveram os objetivos de capturar e armazenar, pré-processar, processar e exibir os dados obtidos, bem como suas métricas. Vale ressaltar que todas as sub-rotinas foram construídas como funções, de forma a facilitar sua reutilização, cujas produções encontram-se nos Apêndices de A até F.

A primeira sub-rotina desenvolvida, por motivos óbvios, foi a de captura e armazenamento, que consiste, basicamente, em inicializar o dispositivo para captura, capturar o *frame*, encontrar o indivíduo (*tracking*), extrair as informações das posições das articulações no espaço, contar o tempo de captura e armazenar todos esses dados em uma planilha, conforme mostrado no diagrama de fluxo simplificado (Figura 13). A execução dessas etapas foi estabelecida dentro de um loop que dura um período de tempo determinado, que é o tempo

de captura dos dados.

É importante salientar que, a função de captura e armazenamento possui dois parâmetros de entrada, sendo o primeiro o nome do arquivo a ser salvo (sem sua extensão) e o tempo de captura em segundos. E tem como saída um arquivo com extensão “.xlsx” com o nome do arquivo desejado. Esse arquivo possui três planilhas, sendo uma para cada direção no espaço (X,Y,Z) e os tempos estarão somente na coluna V da planilha X (Figura 14).



**Figura 13. Diagrama de fluxo simplificado de captura e armazenamento.**

**Fonte:** acervo do próprio autor.



Figura 14. Modelo de planilha de dados capturados.

Fonte: acervo do próprio autor.

A sub-rotina de pré-processamento foi desenvolvida para carregar os dados para processamento, como também foi utilizada para resolver alguns problemas de unidades e a quantidade de números significativos das medidas obtidas. Por fim, a função também serviu para criar um vetor de tempo com referência na primeira medida de tempo obtida.

Essa função tem como entrada o nome do arquivo desejado (sem sua extensão). Apresenta como saída quatro vetores: três de posição (X,Y,Z) e um de tempo (t).

A sub-rotina de processamento é a etapa onde se calculam o centro de massa do indivíduo baseado na estimativa do modelo antropométrico, bem como algumas variáveis cinemáticas do centro de massa, como deslocamento e velocidades, e algumas variáveis estatísticas, como médias e desvios-padrão.

A entrada da função é apenas um dos vetores de posição e o vetor tempo. Sua saída são quatro vetores: o do centro de massa (dados brutos), o do deslocamento, o da velocidade e da estatística (média, desvio padrão, variância e amplitude dos dados), respectivamente.

E por fim, a sub-rotina de visualização foi construída com a finalidade de exibir os dados em forma gráfica de basicamente duas formas: a primeira para mostrar os dados das medidas de uma direção contra os da outra, exibindo sua dispersão; o segundo para mostrar cada direção medida de forma particular no tempo, exibindo um gráfico temporal da amplitude de oscilação dos dados.

Para tal finalidade, a função tem como entrada os quatro parâmetros, sendo os três primeiros vetores de posição ou deslocamento ou velocidade, e o último o vetor de tempo. A saída da função é a exibição dos gráficos.

### 3.4. Aquisição e análise dos dados

O procedimento de aquisição dos dados constitui-se na montagem do *setup* e na execução das tarefas a serem analisadas. A montagem do *setup* consiste na conexão do dispositivo à fonte adaptadora que interliga também o dispositivo via USB ao computador que receberá os dados. Após isso, posiciona-se o Kinect a 2,0 m da posição onde o participante deve se posicionar e 91 cm acima do chão.

O protocolo da tarefa realizada foi manter-se na posição ereta em pé, com ambos os pés apoiados no chão, separados um do outro, membros superiores ao longo do corpo de forma relaxada, e visão olhando para um alvo posto aproximadamente à altura da visão do indivíduo. A tarefa foi conduzida nas condições de olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF).

Antes da realização da tarefa, o condutor do experimento deve solicitar as informações de altura e peso do participante. A altura é tomada para fins de comparação, uma vez que o dispositivo fornece informações que tornam possível estimá-la e o modelo cinemático necessita apenas das informações da localização dos pontos articulares e da massa do indivíduo, pois o dispositivo não é capaz de estimar este último. Depois disso, basta o indivíduo estar localizado na posição de captura para inicia-la.

O início da captura é dado pela execução da rotina principal, que faz a chamada para execução das outras rotinas mencionadas no subtópico anterior. Um sinal sonoro marca o início e o término de um período de 30 segundos, onde ao final deste, um arquivo contendo as informações colhidas no teste é salvo com o nome escolhido.

De maneira inicial, o procedimento de aquisição de dados foi realizado com um indivíduo saudável do sexo masculino, 1,67 m de altura e 60 kg de massa, conforme o protocolo descrito acima. O sujeito foi instruído a olhar para o alvo à frente, permanecer em silêncio e conservar-se imóvel até que fosse solicitado a relaxar. As medidas foram tomadas ao longo de 30 segundos, que é o tempo de aquisição. Essa tarefa foi repetida três vezes em cada condição.

A análise dos dados é feita obtendo-se a trajetória do CM nas direções ML e AP e graficando-as uma contra outra (AP *versus* ML), como no gráfico estatocinesiógrama ou como no estabilograma, na forma de séries temporais. O cálculo das métricas é feito através da rotina de processamento (Apêndice C), como já foi citado, e baseia-se na Tabela 2.

O parâmetro área de oscilação foi implementado utilizando-se a técnica de PCA a partir da descrição contida no trabalho de Wollseifen (2011).

**Tabela 2 - Alguns parâmetros estabilométricos para o CM e sua forma de cálculo**

<b>Parâmetro</b>	<b>Cálculo</b>	<b>Dimensão</b>
Velocidade média total	$\frac{\sum \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}}{T}$	mm/s
Velocidade média (ML e AP)	$\frac{\sum  x_i - x_{i-1} }{T} \quad \text{e} \quad \frac{\sum  y_i - y_{i-1} }{T}$	mm/s
Amplitude de deslocamento (ML e AP)	$ x_{max} - x_{min}  \quad \text{e} \quad  y_{max} - y_{min} $	mm
Área de oscilação	$\pi \times \sigma_{CP1} \times \sigma_{CP2}$	mm <sup>2</sup>

**Fonte:** adaptado de Gonzalez (2017) , Duarte (2010) e Wollseifen (2011).

#### 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a implementação do método segmentar para o cálculo do CM do corpo humano, foram realizados testes para verificar o seu bom funcionamento. Então, os dados foram coletados com o sujeito de acordo com o protocolo descrito para verificar os dados obtidos e poder analisá-los.

Foi verificado que a estimativa do CM para o sujeito foi de  $(57,56 \pm 0,10)\%$ , em comparação com o CM fisiológico, que é de 55% da altura, de acordo com Narciso *et al.* (2010). Além da estimativa da posição, também foi obtida a trajetória, denominada estatocinesiograma (Figura 15), bem como o estabilograma (Figura 16), que representa a série temporal da amplitude de oscilação do CM em cada direção (AP e ML). Assim, é possível analisar métricas como a amplitude de oscilação, importante para verificar, em termos simples, quanto da área da base é utilizado para a oscilação do CM. Também é possível calcular seu deslocamento e velocidade, entre outras métricas.

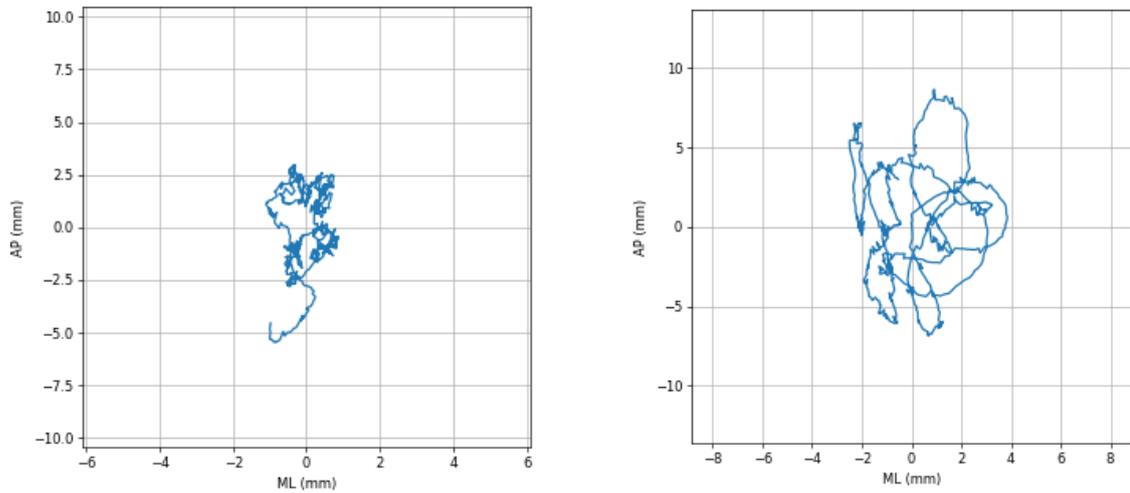
Os resultados dispostos nas Figuras 15 e 16 mostram dados de uma das aquisições realizadas. O resultado da Figura 15 poderia ser visto se pudéssemos acoplar uma caneta verticalmente exatamente na posição do CM e ela pudesse rabiscar uma folha de papel. A Figura 15 compara a trajetória do CM durante a execução da tarefa nas condições OA e OF. Como o corpo humano é geralmente modelado como um pêndulo invertido, a representação nesta figura é a projeção bidimensional do CM espacial ao longo do plano do chão, onde a direção ML corresponde ao eixo X e a direção AP ao eixo Z no dispositivo Kinect.

É importante dizer que a origem (0,0) da trajetória é tomada como sendo a diferença entre cada valor capturado em determinada direção e a média. Todos os dados obtidos estão em milímetros e o tempo é dado em segundos. Vale também ressaltar que nenhum dos dados foi submetido à filtragem.

A Figura 16 mostra duas séries temporais que representam o deslocamento do CM em ambas as direções (AP e ML) computadas como o deslocamento em relação ao primeiro ponto capturado para a tarefa executada nas condições OA e OF.

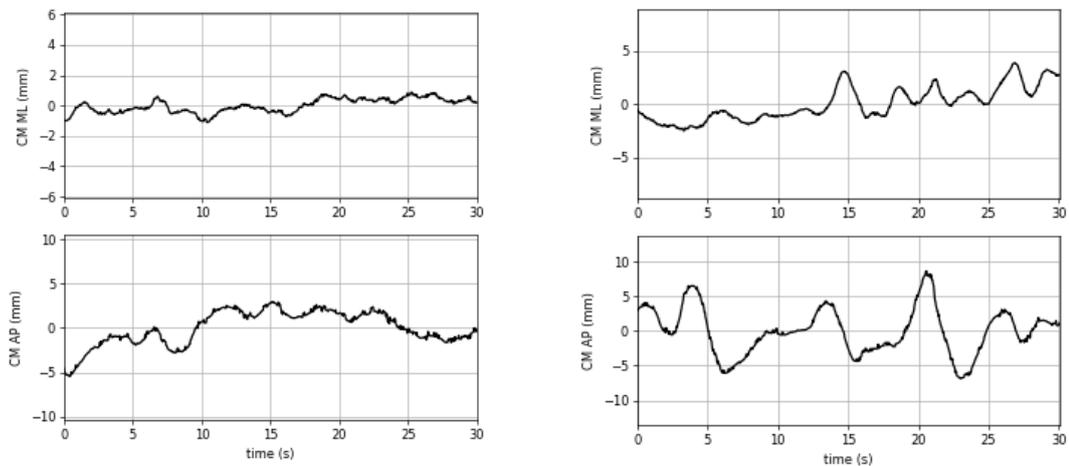
Observando-se as Figuras 15 e 16, nota-se que é bastante perceptível a diferença entre as capturas, a princípio na Figura 15, na qual a área de oscilação das figuras varia muito, e também na Figura 16, onde há um aumento na amplitude de oscilação da condição OF em relação à OA. Apesar de conseguirmos diferenciar as duas condições visualmente, no entanto, trata-se da análise qualitativa particular a apenas um dos resultados capturados. É preciso

analisar o conjunto das capturas. Para isso, fazendo uso da Tabela 2, analisamos os resultados de maneira numérica, através dos parâmetros estabilométricos.



**Figura 15. Estaticinesiógrama para as condições OA (à esquerda) e OF (à direita).**

**Fonte:** acervo do próprio autor.



**Figura 16. Estabilograma para as condições OA (à esquerda) e OF (à direita).**

**Fonte:** acervo do próprio autor.

Aprimorando-se, portanto, um pouco mais a análise, obtemos a Tabela 3 com alguns dos parâmetros calculados, onde Amp. é a abreviação para amplitude de oscilação e Vel. a abreviação para velocidade.

**Tabela 3 – Média±desvio padrão dos parâmetros estabilométricos calculados do teste**

<b>Condição</b>	<b>Amp. (ML)</b>	<b>Amp. (AP)</b>	<b>Vel. (ML)</b>	<b>Vel. (AP)</b>	<b>Vel. Total</b>
<b>OA</b>	4,94±2,67	14,86±5,64	1,21±0,28	3,07±0,70	3,34±0,77
<b>OF</b>	8,22±2,40	15,41±3,78	1,98±0,23	4,53±0,36	4,46±0,47

**Fonte:** acervo do próprio autor.

Essa tabela contrasta os valores de média das duas condições e é possível compará-las observando o comportamento das suas médias de forma simplificada. Os resultados mostrados na Tabela 3 sugerem que, neste caso, os parâmetros de velocidade AP e ML melhor distinguem as condições OA e OF para a quantidade de medidas realizadas neste teste preliminar, concordando com o resultado de Gonzalez (2017), que afirma em seu trabalho que as condições OA e OF na medição do CM sobre a plataforma foram discriminadas apenas por parâmetros relacionados à velocidade.

Por fim, foi desenvolvida também como resultado deste trabalho uma aplicação simplificada para melhorar e facilitar a utilização das rotinas desenvolvidas. A Figura 17 mostra a tela inicial da aplicação, onde é realizada a etapa de Captura. É preciso inserir os dados solicitados e clicar em Iniciar para o início da captura. Na entrada “Nome” é desejável colocar o primeiro nome do participante. Os dados altura e massa são opcionais.

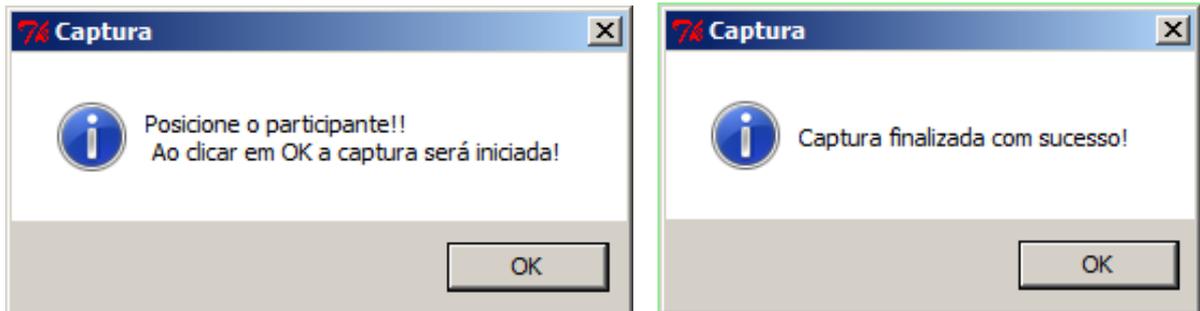
**Figura 17. Tela de captura da aplicação.**

**Fonte: acervo do próprio autor.**

O tempo de captura padrão é de 30 segundos, contudo, esse valor pode ser alterado conforme a necessidade. Esses dados citados até aqui são armazenados em arquivo texto para resgate futuro.

As quatro condições existentes indicam como o participante vai realizar a tarefa: se com Olhos Abertos ou Fechados, com ou sem Espuma.

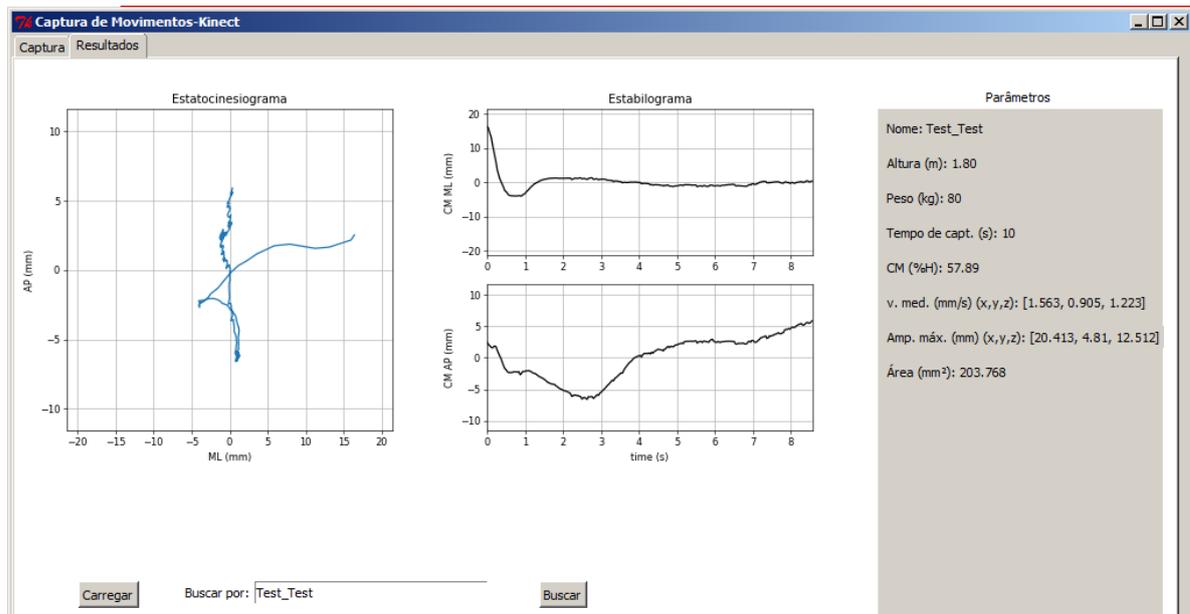
Ao clicar no botão Iniciar, duas mensagens poderão ser vistas: a primeira é para início da captura; a segunda é para informar o êxito da captura. As mensagens são mostradas na Figura 18.



**Figura 18. Mensagens de início (esquerda) e fim (direita) de captura.**

**Fonte: acervo do próprio autor.**

A segunda tela mostra os resultados que consistem nos gráficos de estatocinesiograma e estabilograma, como também nos parâmetros cinemáticos calculados e nos dados do participante, Figura 19.



**Figura 19. Exemplo de exibição dos resultados.**

**Fonte: acervo do próprio autor.**

O botão Carregar é utilizado para obter os resultados de uma captura que acabou de

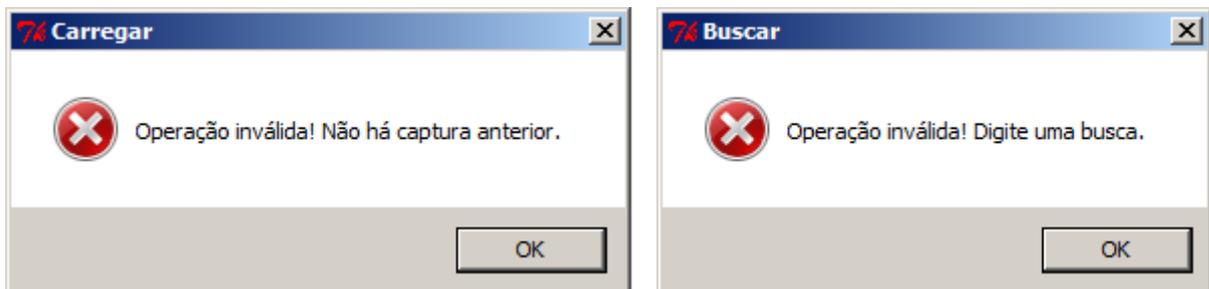
ser realizada, bastando um clique simples sobre ele. Já o botão Buscar, como o próprio nome já indica, é utilizado para obter os resultados de um arquivo salvo. Dessa forma, digita-se o nome do arquivo e clica-se em Buscar, Figura 20, e os resultados serão exibidos conforme a Figura 19.



**Figura 20. Botões Carregar e Buscar.**

Fonte: acervo do próprio autor.

Na tela de Resultados, algumas mensagens de erro também poderão ser vistas. Dentre elas, caso o usuário queira carregar uma captura anterior, sem haver realizado uma captura, ou até mesmo buscar sem ter digitado uma busca, as seguintes mensagens da Figura 21 serão exibidas.



**Figura 21. Mensagens de erro ao Carregar e ao Buscar.**

Fonte: acervo do próprio autor.

#### **4.1. Limitações da pesquisa**

As limitações desta pesquisa estão relacionadas ao dispositivo, que devido sua fabricação ser voltada especificamente para jogo, é necessário um estudo abrangente para conhecimento do erro nas medidas fornecida, pois não há informações sobre a qualidade dos dados obtidos.

Ainda, quanto ao dispositivo, embora a versão utilizada nesse trabalho tenha sido descontinuada, uma nova versão chamada de Azure Kinect DK entra no mercado com um novo aspecto e mais aperfeiçoado em suas funcionalidades. Essa versão contempla mais funções e possibilidades de desenvolvimento com modelos sofisticados, segundo conta o próprio site (MICROSOFT AZURE, 2021).

Apesar de o dispositivo Kinect ter sido utilizado neste trabalho, outros sensores de movimento podem ser empregados e aproveitar a aplicação desenvolvida, desde que sejam feitas as devidas correções no código fonte.

Por fim, outra limitação do estudo foi o fato de a versão do Pykinect (módulo que possibilita a utilização das funções do dispositivo Kinect por meio de programação em Linguagem Python) ser oficialmente distribuída apenas para a versão Python 2.x, que não é mais atualizada desde o início do ano de 2020.

## 5. CONCLUSÃO

A incorporação de protocolos de testes para o estudo do centro de massa em rotinas computacionais faz-se necessária devido aos recentes estudos do dispositivo Kinect para avaliação do equilíbrio postural. Neste trabalho foram criadas rotinas computacionais com o objetivo de receber as informações fornecidas pelo dispositivo e calcular métricas envolvidas no estudo da cinemática corporal. Assim, foi possível demonstrar os procedimentos de captura e armazenamento dos dados obtidos pelo dispositivo, o cálculo do CM para o monitoramento e análise de algumas das grandezas cinemáticas mais utilizadas na literatura, bem como a elaboração de uma aplicação simplificada em Python para melhorar e facilitar a utilização das rotinas.

Conclui-se que o Kinect é um recurso potencial para a análise cinemática do CM devido a suas vantagens, como reconhecimento de esqueleto sem marcador, flexibilidade, baixo custo e facilidade de ser incorporado em rotinas computacionais. É importante ressaltar que a utilização do MS Kinect neste trabalho não limita o emprego de outros sensores de movimento no uso da aplicação desenvolvida.

Por fim, vários trabalhos vêm sendo desenvolvidos utilizando o Kinect como uma oportunidade para mostrar que sensores de movimento de baixo custo podem ser usados para executar tarefas também executadas por dispositivos caros em avaliações de equilíbrio e fornecer resultados consistentes.

## REFERÊNCIAS

- ADOLPHE, M., CLERVAL, J., KIRCHOF, Z., LACOMBE-DELPECH, R., ZAGRODNY, B. Center of Mass of Human's Body Segments. *Mechanics and Mechanical Engineering*. Vol. 21, No. 3 (2017) 485–497.
- BROWNE, J.; O'HARE, N. Review of the Different Methods for Assessing Standing Balance. *Physiotherapy*, v. 87, n. 9, p. 489–495, set. 2001.
- CARNEIRO, J. A. O. et al. Um estudo piloto na avaliação das estratégias posturais de jovens e idosos usando um sistema eletromagnético tridimensional. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, v. 79, n. 2, p. 219-225, 2013.
- CLARK, R. A., PUA, Y.-H., FORTIN, K., RITCHIE, C., WEBSTER, K. E., DENEHY, L., BRYANT, A. L. (2012). Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & Posture*, 36(3), 372–377. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.03.033
- CLARKSON, S., CHOPPIN, S., HART, J., HELLER, B., WHEAT, J. (2012). Calculating Body Segment Inertia Parameters from a Single Rapid Scan Using the Microsoft Kinect. 153-163. 10.15221/12.153.
- DATTA, S., LORENZ, D. J., HARKEMA, S. J. Dynamic longitudinal evaluation of the utility of the Berg Balance Scale in individuals with motor incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012/08/28 ed. 2012; 93(9):1565–73. doi: 10.1016/j.apmr.2012.01.026 PMID: 22920453
- DE LEVA, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223–1230. doi:10.1016/0021-9290(95)00178-6
- DEHBANDI, B., BARACHANT, A., SMERAGLIUOLO, A. H., LONG, J. D., BUMANLAG, S. J., HE, V., PUTRINO, D. (2017). Using data from the Microsoft Kinect 2 to determine postural stability in healthy subjects: A feasibility trial. *PloS one*, 12(2), e0170890.
- DIAZ-MONTERROSAS, P. R., POSADA-GOMEZ, R., MARTINEZ-SIBAJA, A., AGUILAR-LASSERRE, A. A., JUAREZ-MARTINEZ, U., TRUJILLO-CABALLERO, J. C., 2018. A brief review on the validity and reliability of microsoft kinect sensors for functional assessment applications. *Advances in Electrical and Computer Engineering* 18 (1), 131-136. Available from: URL: <http://dx.doi.org/10.4316/AECE.2018.01016>
- DUARTE, M. Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática. Escola de Educação Física e Esporte. Universidade de São Paulo, 2000.
- DUARTE, M., FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter*. 2010;14(3):183-92.
- FURLONGER, S., 2020. Golf Performance. Acesso em: janeiro de 2021. Disponível em: <[https://www.youtube.com/watch?v=s0aQBNeLBx0&ab\\_channel=SteveFurlongerGolfPerformance](https://www.youtube.com/watch?v=s0aQBNeLBx0&ab_channel=SteveFurlongerGolfPerformance)>.

- GONZALEZ, D. R. G. Avaliação do Microsoft Kinect v2 como Instrumento de Medição das Oscilações Posturais (Dissertação de mestrado). Rio de Janeiro: UFRJ / COPPE, 2017.
- HAREL, N. Y., ASSELIN, P. K., FINEBERG, D. B., PISANO, T. J., BAUMAN, W. A., SPUNGEN, A. M. Adaptation of Computer- ized Posturography to Assess Seated Balance in Persons with Spinal Cord Injury. *J Spinal Cord Med.* 2013; 36(2):127–33. doi: 10.1179/2045772312Y.0000000053 PMID: 23809527
- JANA, A. Kinect for Windows SDK Programming Guide. Packt Publishing Ltd., 2012. ISBN 978-1-84969-238-0
- JEBELI, M., BILESAN, A., ARSHI, A. (2017). A study on validating KinectV2 in comparison of Vicon system as a motion capture system for using in Health Engineering in industry, *Nonlinear Engineering*, 6(2), 95-99. doi: <https://doi.org/10.1515/nleng-2016-0017>
- KERKMAN, J. N., DAFFERTSHOFER, A., GOLLO, L. L., BREAKSPEAR, M., BOONSTRA, T. W. (2018). Network structure of the human musculoskeletal system shapes neural interactions on multiple time scales. *Science advances*, 4(6), eaat0497.
- LATASH, M. L. *Neurophysiological Basis of Movement*. 2. ed. Champaign: Human Kinetics, 2008.
- MARTINS, S. S. Estudo da Viabilidade do Sistema Ethel de Posturografia para Avaliação do Equilíbrio Corporal (Dissertação de mestrado). Ilhéus, UESC, 2020.
- MAUDSLEY-BARTON, S., HOON, Y. M., BUKOWSKI, A., MILLS, R., McPHEE, J. (2020). A new process to measure postural sway using a Kinect depth camera during a Sensory Organisation Test. *PLOS ONE*, 15(2), e0227485. doi:10.1371/journal.pone.0227485
- MELGAR, E. R., DIEZ, C. C. *Arduino and Kinect Projects*. Apress, 2012.
- MICROSOFT. Kinect SDK versão 1.8. (2013). Disponível em: <<https://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=40278>>.
- MICROSOFT AZURE. (2021). Acesso em: 4 de janeiro de 2021. Disponível em: <<https://azure.microsoft.com/en-us/services/kinect-dk/>>.
- MICROSOFT RESEARCH, 2011. *Programming Guide: Getting Started with the Kinect for Windows SDK Beta*. Acesso em: 9 de julho de 2019. Disponível em: <<https://www.microsoft.com/en-us/research/project/kinect-for-windows-sdk-beta/?from=http%3A%2F%2Fresearch.microsoft.com%2Fen-us%2Fum%2Fredmond%2Fprojects%2Fkinectsdk%2Fdocs%2Fprogrammi>>.
- 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.
- NAGY, E. et al. Postural control in elderly subjects participating in balance training. *Eur J Appl Physiol.*, v. 100, n. 1, p. 97-104, 2007.

NARCISO, F. V., SANTOS, S. S., FERREIRA, F., LEMOS, V. S., BARAUNA, M. A., CHEIK, N. C., CANTO, R. S. T. Center of gravity height and number of falls in active and sedentary older adults. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum* 2010, 12(4):302-307

PAULA, B. C.. Adaptando e desenvolvendo jogos para uso com o Microsoft Kinect. SBCGames 2011. Salvador – BA, 2011. Acesso em: 9 de julho de 2019. Disponível em <[http://www.sbgames.org/sbgames2011/proceedings/sbgames/papers/tut/1-kinect\\_FAAST%20\\_Final\\_MesmoComColunas.pdf](http://www.sbgames.org/sbgames2011/proceedings/sbgames/papers/tut/1-kinect_FAAST%20_Final_MesmoComColunas.pdf)>.

PUA, Y.-H., LIANG, Z., ONG, P.-H., BRYANT, A. L., LO, N.-N., CLARK, R. A. Associations of knee extensor strength and standing balance with physical function in knee osteo-arthritis. *Arthritis Care and Research* 2011;63:1706–14.

PUH, U., HOWHLEIN, B., DEUTSCH, J. E. (2019). Validity and Reliability of the Kinect for Assessment of Standardized Transitional Movements and Balance Systematic, Review and Translation into Practice. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 30 (2019) 399–422. doi: <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2018.12.006>

PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. (2019). Disponível em: [www.python.org/](http://www.python.org/)

RIBEIRO, M. A. S., SILVA, F. A., RUSSI, D. T. A., PAZOTI, M. A., ALMEIDA, L. L., PEREIRA, D. R. (2015). Desenvolvimento de um sistema para alguns exercícios de ginástica laboral utilizando o sensor de movimento Kinect. *Colloquium Exactarum*, v. 7, n.1, p. 46–61. DOI: 10.5747/ce.2015.v07.n1.e107

SILVA, P. J. G. A visão no controle postural ortostático: o quociente de Romberg e a velocidade do sinal estabilométrico. Rio de Janeiro, COPPE/UFRJ, 2005.

WASENMÜLLER, O., STRICKER, D. (2017). Comparison of Kinect V1 and V2 Depth Images in Terms of Accuracy and Precision. *Lecture Notes in Computer Science*, 34–45. doi:10.1007/978-3-319-54427-4\_3

WINTER, D. A. (1995). *Human balance and posture control during standing and walking*. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. doi:10.1016/0966-6362(96)82849-9

WOLLSEIFEN, T. Different Methods of Calculating Body Sway Area. PhUSE, 2011.

YAMAOKA, K., UEHARA, M., SHIMA, T., TAMURA, Y. (2013). Feedback of Flying Disc Throw with Kinect and its Evaluation. *Procedia Computer Science*. 22. 912-920. 10.1016/j.procs.2013.09.174.

YEUNG, L.F., CHENG, K. C., FONG, C. H., LEE, W. C. C., TONG, K.-Y. Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway. *Gait & Posture*. 2014; 40: 532-538.

YANG, Y., PU, F., LI, Y., LI, S., FAN, Y., LI, D. Reliability and Validity of Kinect RGB-D Sensor for Assessing Standing Balance. *IEEE Sensors Journal*, vol. 14, No. 5, May, 2014.

YAZDANI, A.; FATOURAEE, N. Design and Development of Stability Limits and Postural

Stability Protocols for a Computerized Dynamic Posturography. *International Journal of Advanced Design and Manufacturing Technology*, v. 7, n. 2, p. 1–12, 2014.

ZATSIORSKY, V. M., SELUYANOV, V. N., CHUGUNOVA, L. G.: Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments, *Contemporary Problems of Biomechanics*, (Edited by Chemyi G. G. and Regirer, S. A.), CRC Press, Massachusetts, 272–291, 1990.

ZHONG, R., RAU, P.-L. P. Are cost-effective technologies feasible to measure gait in older adults? A systematic review of evidence-based literature. *Archives of gerontology and geriatrics*, v. 87, p. 103970, 2020.

## APÊNDICE A – Código de captura e armazenamento

### Nome do arquivo: Captura\_Armazenamento

```
""# -*- coding: cp1252 -*-
```

```
Programming kinect with cv2 and pykinect
```

```
by GIVALDO DE OLIVEIRA
```

```
Last update: 29/04/2020
```

```
""
```

```
def captureData(filename, t_CAPT):
```

```

    from pykinect import nui
    from pykinect.nui import JointId
    from pykinect.nui import SkeletonTrackingState
    import numpy
    import cv2
    import time
    import winsound

    ##----- specific for saving the data -----
    from openpyxl import Workbook
    wb = Workbook()
    ws = wb.active

    ws1 = wb.create_sheet("X_values", 0)
    ws2 = wb.create_sheet("Y_values", 1)
    ws3 = wb.create_sheet("Z_values", 2)

    cols = ('A', 'B', 'C', 'D', 'E', 'F', 'G', 'H', 'I', 'J',
            'K', 'L', 'M', 'N', 'O', 'P', 'Q', 'R', 'S', 'T')
    ##-----

    JOINTS = (JointId.HipCenter, #[0]
              JointId.Spine, #[1]
              JointId.ShoulderCenter, #[2]
              JointId.Head, #[3]
              JointId.ShoulderLeft, #[4]
              JointId.ElbowLeft, #[5]
              JointId.WristLeft, #[6]
              JointId.HandLeft, #[7]
              JointId.ShoulderRight, #[8]
              JointId.ElbowRight, #[9]
              JointId.WristRight, #[10]
              JointId.HandRight, #[11]
              JointId.HipLeft, #[12]
              JointId.KneeLeft, #[13]
              JointId.AnkleLeft, #[14]
              JointId.FootLeft, #[15]
              JointId.HipRight, #[16]
              JointId.KneeRight, #[17])

```

```

JointId.AnkleRight, #[18]
JointId.FootRight) #[19]

def tempo(t1): # verifica o tempo decorrido
    t2 = time.time()
    if t2-t1>=t_CAPT:
        return 0;
    else:
        return 1;

def video_handler_function(frame):
    video = numpy.empty((480,640,4),numpy.uint8)
    frame.image.copy_bits(video.ctypes.data)

skeleton_to_depth_image = nui.SkeletonEngine.skeleton_to_depth_image

with nui.Runtime() as kinect:
    kinect.video_frame_ready += video_handler_function
    kinect.video_stream.open(nui.ImageStreamType.Video,
2,nui.ImageResolution.Resolution640x480,nui.ImageType.Color)

    i = 1
    time.sleep(3)

    winsound.Beep(1000,2000)

    t1 = time.time()

    while tempo(t1):
        frame = kinect.skeleton_engine.get_next_frame()
        for skeleton in frame.SkeletonData:
            if skeleton.eTrackingState == nui.SkeletonTrackingState.TRACKED:

                positions = [skeleton.SkeletonPositions[W] for W in JOINTS]

                j = 0
                for x in cols:
                    ws1['V'+str(i)] = time.time()
                    ws1[x+str(i)] = positions[j].x
                    ws2[x+str(i)] = positions[j].y
                    ws3[x+str(i)] = positions[j].z
                    j = j+1
                i = i+1

            key = cv2.waitKey(1)
            if key == 27:
                break
##----- saving data -----
wb.template = True
wb.save(filename+'.xlsx')
wb.close()
##-----
kinect.close()
winsound.Beep(1000,500)

```

## APÊNDICE B – Código de pré-processamento

### Nome do arquivo: PreProcessamento

```
from openpyxl import load_workbook
import pandas as pd
import numpy as np

def pre_process(filename):
    wb = load_workbook(filename+'.xlsx')

    T = []

    ws1 = wb['X_values']
    ws2 = wb['Y_values']
    ws3 = wb['Z_values']

    X = (1000*pd.DataFrame(ws1.values)).round(decimals=2)
    Y = (1000*pd.DataFrame(ws2.values)).round(decimals=2)
    Z = (1000*pd.DataFrame(ws3.values)).round(decimals=2)

    t = pd.DataFrame(ws1.values).loc[:,21]
    for x in t:
        T.append(x-t[0])

    return X, Y, Z, T
```

## APÊNDICE C – Código de processamento

### Nome do arquivo: Processamento

```

def process(s, t):
    from CalculaCM_deLeva import deLeva
    import numpy as np
    ##-----CM-----
    desl = []
    vel = []
    D = []
    ana = {}
    i = 0
    size = len(s)

    CM = deLeva(s)
    med = np.mean(CM)
    ##----Kinematic-variables-----
    for x in CM:
        #desl.append(x-CM[0])
        desl.append(round(x-med,3))
    j = 0
    while j<size-1:
        vel.append(round(((desl[j+1]-desl[j])/(t[j+1]-t[j])),3))
        D.append(abs(desl[j+1]-desl[j]))
        j=j+1
    ##----Statistics-----
    ana['med'] = np.mean(desl)
    ana['des'] = np.std(desl)
    ana['var'] = np.var(desl)
    ana['dis'] = abs(max(desl)-min(desl))
    ##-----
    return CM, desl, vel, (sum(D)/30), ana

```

## APÊNDICE D – Código de armazenamento de dados do participante

### Nome do arquivo: historico

```
import os

c=os.path.dirname(__file__)
nomeArquivo=c+"\\History.txt"
arquivo = open(nomeArquivo, 'a')
arquivo.close()

def saveData(x,y,z,w):
    arquivo = open(nomeArquivo, "a")
    for i in [x,y,z,w]:
        arquivo.write(i)
        arquivo.write(" ")
    arquivo.write("\n")
    arquivo.close()

def rescueData(seek):
    arquivo = open(nomeArquivo, "r")
    for line in arquivo:
        words = line.split(' ')

        if words[0] == seek:
            arquivo.close()
            return words
    arquivo.close()
    return "", "", "", "", ""
```

## APÊNDICE E – Código de cálculo da área de oscilação

### Nome do arquivo: PCA\_Routine

```

# -*- coding: cp1252 -*-
import pandas as pd
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
import math

# calcula a area de um conjunto de pontos usando PCA
def PCA(CMx, CMz):
    X = []
    Y = []

    # calcula rotação de pontos no plano
    def Rotation(theta, x, y):
        xr = x*math.cos(theta)-y*math.sin(theta)
        yr = x*math.sin(theta)+y*math.cos(theta)
        return xr,yr

    # matrizes no Python
    df = pd.DataFrame({
        'var1':CMx,
        'var2':CMz
    })

    # média dos conjuntos
    mediaXd = np.mean(df['var1'])
    mediaYd = np.mean(df['var2'])

    # posicionando os valores na origem
    df['var1'] = df['var1']-mediaXd
    df['var2'] = df['var2']-mediaYd

    # calculando matriz de covariância
    C = np.cov(df.T)

    # determinando auto-valores e auto-vetores
    autovalores, autovetores = np.linalg.eig(C)

    # obtendo os dois maiores autovetores
    ordem = autovalores.argsort()
    GRT1vetor = autovetores[:, ordem[-1]]
    GRT2vetor = autovetores[:, ordem[-2]]

    # calcula o comprimento dos vetores por pitágoras
    LenVet1 = math.hypot(GRT1vetor[0], GRT1vetor[1])

```

```
LenVet2 = math.hypot(GRT2vetor[0], GRT2vetor[1])

# calcula o ângulo entre o primeiro auto-vetor e o eixo positivo de X
cos_theta=GRT1vetor[0]/(LenVet1) #GRT1vetor*vetor[x=1,y=0]
theta = math.acos(cos_theta)

# posiciona os eixos principais na origem
pcx = [GRT1vetor[0], 0, GRT2vetor[0]]
pcy = [GRT1vetor[1], 0, GRT2vetor[1]]

# rotaciona todos os pontos em theta rad.
for i in range(len(df['var1'])):
    dx, dy = Rotation(theta, df['var1'][i], df['var2'][i])
    X.append(dx)
    Y.append(dy)

# calcula os parâmetros a e b da elipse
a = (max(X)-min(X))/2
b = (max(Y)-min(Y))/2

# retorna area da elipse
return np.pi*abs(a)*abs(b)
```

## APÊNDICE F – Código do cálculo do CM

### Nome do arquivo: CalculaCM\_deLeva

```
# -*- coding: cp1252 -*-
'''
Programming de Leva's method for estimating body CM
by GIVALDO DE OLIVEIRA
Last update: 02/05/2020
'''
def deLeva(s):
    perL = [0.5772, 0.4574, 0.7900, #braço,antebraço,mão
            0.4095, 0.4459, 0.4415, #coxa,perna,pé
            0.5976, 0.4486] #cabeça,tronco // % comprimento do segmento (male)

    ma_pe = [2.71, 1.62, 0.61, #braço,antebraço,mão
             14.16, 4.33, 1.37, #coxa,perna,pé
             6.94, 43.46] #cabeça,tronco # massa segmental (male) em porcentagem

    m = []
    M = 60 # massa
    i = 0
    CM = []
    size = len(s)

    for k in ma_pe:
        m.append(k/100*M)
    while i<size:
        BD = s.loc[i,8]+perL[0]*(s.loc[i,9]-s.loc[i,8]) #Braço Direito
        AD = s.loc[i,9]+perL[1]*(s.loc[i,10]-s.loc[i,9]) #Antebraço Direito
        MD = s.loc[i,10]+perL[2]*(s.loc[i,11]-s.loc[i,10]) #Mão Direita

        CD = s.loc[i,16]+perL[3]*(s.loc[i,17]-s.loc[i,16]) #Coxa Direita
        PND = s.loc[i,17]+perL[4]*(s.loc[i,18]-s.loc[i,17]) #Perna Direita
        PD = s.loc[i,18]+perL[5]*(s.loc[i,19]-s.loc[i,18]) #Pé Direto

        BE = s.loc[i,4]+perL[0]*(s.loc[i,5]-s.loc[i,4]) #Braço Esquerdo
        AE = s.loc[i,5]+perL[1]*(s.loc[i,6]-s.loc[i,5]) #Antebraço Esquerdo
        ME = s.loc[i,6]+perL[2]*(s.loc[i,7]-s.loc[i,6]) #Mão Esquerda

        CE = s.loc[i,12]+perL[3]*(s.loc[i,13]-s.loc[i,12]) #Coxa Esquerda
        PNE = s.loc[i,13]+perL[4]*(s.loc[i,14]-s.loc[i,13]) #Perna Esquerda
        PE = s.loc[i,14]+perL[5]*(s.loc[i,15]-s.loc[i,14]) #Pé Esquerdo

        CA = s.loc[i,3] #ATUALIZAÇÃO #+perL[6]*(s.loc[i,3]-s.loc[i,2]) #Cabeça
        ##CA = s.loc[i,2]+perL[6]*(s.loc[i,3]-s.loc[i,2]) #Cabeça
        TA = s.loc[i,0]+perL[7]*(s.loc[i,2]-s.loc[i,0]) #Tronco

        CM.append((m[0]*BD + m[1]*AD + m[2]*MD + m[3]*CD + m[4]*PND + m[5]*PD +
                  m[0]*BE + m[1]*AE + m[2]*ME + m[3]*CE + m[4]*PNE + m[5]*PE +
                  m[6]*CA + m[7]*TA)/M)

        i = i+1
    return CM
```



```

var.insert(2, str(vpeso.get())) #armazena o peso na lista
var.insert(3, str(vt_capt.get())) #armazena o tempo de captura na lista
saveData(var[0],var[1],var[2],var[3]) #armazena dados em History.txt
messagebox.showinfo("Captura", "Posicione o participante!!\n Ao clicar em OK a captura será
iniciada!")
#print(str(vfname.get()+radioValue.get()), int(vt_capt.get()))
captureData(vfname.get()+radioValue.get(), int(vt_capt.get()))
messagebox.showinfo("Captura", "Captura finalizada com sucesso!")

def graph(FNAM, bt_press):
if vfname.get() == " and bt_press == 0:
#print('Operação inválida!')
messagebox.showerror("Carregar", "Operação inválida! Não há captura anterior.")
elif not os.path.isfile(FNAM+radioValue.get()+'.xlsx') and bt_press == 0:
#print('Não é possível carregar. Arquivo inexistente!')
messagebox.showerror("Carregar", "Não é possível carregar. \nRealize uma captura!")
elif vsearch.get() == " and bt_press == 1:
#print('Operação inválida!')
messagebox.showerror("Buscar", "Operação inválida! Digite uma busca.")
elif not os.path.isfile(FNAM+'.xlsx') and bt_press == 1:
#print('Arquivo inexistente!')
messagebox.showerror("Buscar", "Arquivo inexistente! \nCertifique-se do nome do arquivo.")
else:
X, Y, Z, t = pre_process(FNAM)
CMx, dx, vx, vm_x, stx = process(X, t)
CMy, dy, vy, vm_y, sty = process(Y, t)
CMz, dz, vz, vm_z, stz = process(Z, t)
area = PCA(dx, dz)
del var[:]
m,n,o,p,_ = rescueData(FNAM) #recupera os dados inseridos
var.insert(0, m) #armazena o nome na lista
var.insert(1, n) #armazena a altura na lista
var.insert(2, o) #armazena o peso na lista
var.insert(3, p) #armazena o tempo de captura na lista
var.insert(4, str(round(altCM(Y, CMy),3))) #armazena a média de CMy na lista
var.insert(5, str([round(vm_x,3), round(vm_y,3), round(vm_z,3)])) #armazena a vel. média de
x,y,z numa sub lista
var.insert(6, str([round(stx['dis'],3), round(sty['dis'],3), round(stz['dis'],3)])) #armazena a
amplitude máx de x,y,z na sub lista
var.insert(7, str(round(area,3))) #armazena a area da elipse na lista
figura = plt.Figure(figsize=(6,6),dpi=60)
grafico = figura.add_subplot(111)
grafico.plot(dx, dz)
grafico.set_xlabel('ML (mm)')
grafico.set_ylabel('AP (mm)')

MAX1 = max([abs(ele) for ele in dx])+5
MAX2 = max([abs(ele) for ele in dz])+5

grafico.set_xlim(-MAX1, MAX1)
grafico.set_ylim(-MAX2, MAX2)
grafico.title.set_text('Estatocinesiógrama')
grafico.grid(True)
canva = FigureCanvasTkAgg(figura, tb3)
canva.get_tk_widget().grid(row=0, column=0)

```

```

figura2 = plt.Figure(figsize=(6,6),dpi=60)
grafico2 = figura2.add_subplot(211)
grafico2.plot(t, dx, 'k-')
grafico2.set_ylim(-MAX1, MAX1)
grafico2.set_ylabel('CM ML (mm)')
grafico2.title.set_text('Estabilograma')
grafico2.grid(True)

# share x and y
grafico3 = figura2.add_subplot(212, sharex=grafico2)
grafico3.plot(t, dz, 'k-')
grafico3.set_xlabel('time (s)')
grafico3.set_ylabel('CM AP (mm)')
grafico3.set_xlim(0, max(t))
grafico3.set_ylim(-MAX2, MAX2)
grafico3.grid(True)
#plt.savefig('TSerieCM_01.png')
canva1 = FigureCanvasTkAgg(figura2, tb3)
canva1.get_tk_widget().grid(row=0, column=1)

variaveis()

```

```

def fscreen():
    figura = plt.Figure(figsize=(6,6),dpi=60)
    grafico = figura.add_subplot(111)
    grafico.plot([], [])
    grafico.set_xlabel('ML (mm)')
    grafico.set_ylabel('AP (mm)')
    grafico.title.set_text('Estatocinesiógrama')
    grafico.grid(True)
    canva = FigureCanvasTkAgg(figura, tb3)
    canva.get_tk_widget().grid(row=0, column=0)

```

```

figura2 = plt.Figure(figsize=(6,6),dpi=60)
grafico2 = figura2.add_subplot(211)
grafico2.plot([], [], 'k-')
grafico2.set_ylabel('CM ML (mm)')
grafico2.title.set_text('Estabilograma')
grafico2.grid(True)

grafico3 = figura2.add_subplot(212, sharex=grafico2)
grafico3.plot([], [], 'k-')
grafico3.set_xlabel('time (s)')
grafico3.set_ylabel('CM AP (mm)')
grafico3.grid(True)
canva1 = FigureCanvasTkAgg(figura2, tb3)
canva1.get_tk_widget().grid(row=0, column=1)

```

```

def variaveis():
    rect = tk.Canvas(tb3, width=240, height=450)
    rect.place(x=740, y=43)
    lbvar = tk.Label(tb3, background="white", text="Parâmetros")

```

```

lbvar.place(x=830,y=23)

for i in range(len(var)):
    lbvar = tk.Label(tb3, text=var_label[i]+var[i], foreground='black')
    lbvar.place(x=745,y=(50+30*i))

nb = ttk.Notebook(app)
nb.place(x=0,y=0,width=1000,height=600)

#Captura
tb2 = tk.Frame(nb, background="lightgreen")
nb.add(tb2, text="Captura")

fname = tk.Label(tb2, background="lightgreen", text="Nome:")
fname.place(x=5,y=30, width=150, height=20)
vfname = tk.Entry(tb2)
vfname.place(x=156,y=30, width=200, height=20)

lbaltura = tk.Label(tb2, background="lightgreen", text="Altura (m):")
lbaltura.place(x=5,y=60, width=150, height=20)
lbaltura = tk.Label(tb2, background="lightgreen", text="Utilize o ponto. Ex: 1.80",
foreground="gray32")
lbaltura.place(x=200,y=60, width=150, height=20)
valtura = tk.Entry(tb2)
valtura.place(x=156,y=60, width=40, height=20)

lbpeso = tk.Label(tb2, background="lightgreen", text="Peso (kg):")
lbpeso.place(x=5,y=90, width=150, height=20)
vpeso = tk.Entry(tb2)
vpeso.place(x=156,y=90, width=40, height=20)

t_capt = tk.Label(tb2, background="lightgreen", text="Tempo de captura (s):")
t_capt.place(x=5,y=140, width=150, height=20)
vt_capt = tk.Entry(tb2)
vt_capt.insert(0, '30')
vt_capt.place(x=156,y=140, width=30, height=20)

lbrd = tk.Label(tb2, background="lightgreen", text="Condições:")
lbrd.place(x=5,y=170, width=150, height=20)
radioValue = tk.StringVar(value='_OA')

rd1 = tk.Radiobutton(tb2, background="lightgreen", text='OA',
variable=radioValue, value='_OA')
rd2 = tk.Radiobutton(tb2, background="lightgreen", text='OF',
variable=radioValue, value='_OF')
rd3 = tk.Radiobutton(tb2, background="lightgreen", text='OAE',
variable=radioValue, value='_OAE')
rd4 = tk.Radiobutton(tb2, background="lightgreen", text='OFE',
variable=radioValue, value='_OFE')

rd1.place(x=125,y=170)
rd2.place(x=170,y=170)
rd3.place(x=225,y=170)
rd4.place(x=275,y=170)

```

```
button2 = tk.Button(tb2, text="Iniciar", command=CapData).place(x=230,y=300, width=100, height=20)
```

```
#Gráficos
```

```
tb3 = tk.Frame(nb, background="white")
```

```
nb.add(tb3, text="Resultados")
```

```
fscreen()
```

```
lbsearch = tk.Label(tb3, background="white", text="Buscar por:")
```

```
lbsearch.place(x=100,y=450, width=150, height=20)
```

```
vsearch = tk.Entry(tb3)
```

```
vsearch.place(x=206,y=450, width=200, height=20)
```

```
button3 = tk.Button(tb3, text="Carregar", command=lambda:graph(str(vfname.get()), 0)).place(x=55,y=450)
```

```
button4 = tk.Button(tb3, text="Buscar", command=lambda:graph(str(vsearch.get()), 1)).place(x=450,y=450)
```

```
app.mainloop()
```