

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE ACELERAÇÕES NO CENTRO DE MASSA DE INDIVÍDUOS  
UTILIZANDO SENSORES INERCIAIS

por

Emerson Luis de Souza Ulian

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para obtenção do diploma de Engenheiro Mecânico.

Porto Alegre, 8 de julho de 2019.



Universidade Federal do Rio Grande do Sul  
Escola de Engenharia  
Departamento de Engenharia Mecânica

SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE ACELERAÇÕES NO CENTRO DE MASSA DE INDIVÍDUOS  
EM CAMINHADA UTILIZANDO SENSORES INERCIAIS

por

Emerson Luis de Souza Ulian

ESTA MONOGRAFIA FOI JULGADA ADEQUADA COMO PARTE DOS  
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
**ENGENHEIRO MECÂNICO**  
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELA BANCA EXAMINADORA DO  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Prof. Mário Roland Sobczyk Sobrinho  
Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica

Área de Concentração: **Mecânica dos Sólidos**

Orientador: Prof. Dr. Herbert Martins Gomes

Comissão de Avaliação:

Prof. Dr. Herbert Martins Gomes

Prof. Dr. Juan Pablo Raggio Quintas

Prof. Dr. Rodrigo Rossi

Porto Alegre, 08 de julho de 2019.

### CIP - Catalogação na Publicação

Ulian, Emerson Luís de Souza  
Sistema de avaliação de acelerações no centro de  
massa de indivíduos utilizando sensores inerciais /  
Emerson Ulian. -- 2019.  
15 f.  
Orientador: Herbert Martins Gomes.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) --  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de  
Engenharia, Curso de Engenharia Mecânica, Porto Alegre,  
BR-RS, 2019.

1. Vibração de Corpo Inteiro. 2. acelerômetro  
inercial. 3. Arduino. 4. Centro de massa. I. Gomes,  
Herbert Martins, orient. II. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da UFRGS com os  
dados fornecidos pelo(a) autor(a).

*“Suba o primeiro degrau com fé. Não é necessário que você veja toda a escada. Apenas dê o primeiro passo.”*

***Martin Luther King Jr.***

## AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente aos meus pais, Darci e Neiva, pelo incentivo e por não terem medido esforços para que eu realizasse esta graduação.

À minha namorada, Dione, pelo companheirismo, incentivo e carinho durante os últimos 5 anos.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Herbert Martins Gomes, por toda a ajuda prestada durante a realização deste trabalho de conclusão de curso, pelo compartilhamento do seu conhecimento, e por disponibilizar o espaço dos laboratórios para realização dos experimentos.

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul, seus professores e funcionários, pelo ensino gratuito e de qualidade, e por me possibilitado efetuar dupla diplomação na França.

Agradeço a todos que, de alguma forma, contribuíram para a minha formação como Engenheiro Mecânico.

ULIAN, E. L. S. “**Sistema de avaliação de acelerações no centro de massa de indivíduos em caminhada utilizando sensores inerciais**”. 2019. 15f. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2019.

## RESUMO

A avaliação da posição do centro de massa (CM) de indivíduos tem diversas aplicações como monitoramento do equilíbrio, avaliação dos níveis de aceleração e vibrações, correções posturais de deficientes amputados e idosos, e identificação de padrões de caminhada. Além da posição do CM, a avaliação dos níveis de aceleração neste ponto é de interesse, principalmente para o correto modelamento biodinâmico ao avaliar a interação humana com estruturas flexíveis. Sistemas atuais que avaliam este parâmetro com base em acelerômetros, muitas vezes o fazem usando apenas um único sensor externo, o que pode levar a erros nas medições. Neste trabalho é proposta e realizada a construção de um protótipo para avaliar a vibração em indivíduos caminhando, levando em conta correções do movimento do acelerômetro e da correta posição do centro de massa individual. Foi desenvolvido um código em Arduino para aquisição das acelerações com sensores inerciais. Validações experimentais do sistema são feitas com o objetivo de validar a proposta. Ao final, com base em medições reais em indivíduos caminhando conclui-se que o sistema permitiu avaliar com acurácia as acelerações no centro de massa nestas condições sendo possível identificar, pelo espectro de frequências dos sinais medidos, a taxa de passos desenvolvida durante a caminhada.

**PALAVRAS-CHAVE:** vibração de corpo inteiro, acelerômetro inercial, Arduino, centro de massa.

ULIAN, E. L. S. “**System for center of mass acceleration evaluation of walking individuals using inertial sensors**”. 2019. 15f. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2019.

#### ABSTRACT

The assessment of the position of the center of mass CM of individuals has several applications such as balance monitoring, evaluation of acceleration and vibration levels, postural corrections of disabled amputees and elderly, and identification of walking patterns. In addition to the GC position, the assessment of acceleration levels at this point is of interest, especially for correct biodynamic modeling when assessing human interaction with flexible structures. Current systems that evaluate this parameter by accelerometers often do so using only a single external sensor, which can lead to errors in measurements. This work presents the design of a prototype to evaluate the vibration in walking individuals, taking into account corrections of the movement of the accelerometer and also the correct position of the individual center of mass. Software based on the Arduino platform and inertial sensors are developed and used for this work. Experimental bench validations of the system are performed with the aim to validate the proposal. At the end, based on actual measurements on walking individuals, it is concluded that the system allows to accurately assess accelerations in the center of mass of individuals in this situation and in addition, using the vibration spectral data, to evaluate the walking pacing rate.

**KEYWORDS:** whole body vibration, inertial accelerometer, Arduino, center of mass.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1 – Ângulos de Tait-Bryan em sistema de coordenadas cartesianas (adaptado da NASA) .....	3
Figura 3.2 – Giroscópio em diferentes configurações (Mark Hughes, 2017) .....	4
Figura 3.3 – Corpo rígido contendo os pontos A e B .....	5
Figura 3.4 – Planos sagital, frontal e transversal de um indivíduo e que passam em seu Centro de Massa (CM).....	6
Figura 3.5 – Vista do plano transversal com as acelerações medidas em dois acelerômetros, diametralmente opostos e não colineares com os eixos cartesianos.....	7
Figura 4.1 – Dispositivos eletrônicos utilizados no experimento .....	8
Figura 5.1 – Vista superior de placa metálica com a configuração utilizada para validação da hipótese de correção das leituras de aceleração no CM. ....	10
Figura 5.3 – Acelerações medidas e estimadas no eixo z da placa em movimentação livre (rotações e translações).....	12
Figura 5.4 – Protótipo do sistema de medição portátil acoplado a um pedestre. (a) Posição do MPU <sub>1</sub> (lado esquerdo do corpo). (b) Posição do MPU <sub>2</sub> (lado direito do corpo).....	12
Figura 5.5 – (a) Comparação entre a aceleração estimada no CM com as acelerações medidas pelos dois acelerômetros laterais ao corpo de indivíduo em caminhada. (b) Espectro de frequências da aceleração vertical. ....	13
Figura A.1 – Código utilizado na plataforma Arduino para aquisição e gravação dos dados. ...	16
Figura A.2 – (a) Acelerações $x$ , $y$ e $z$ medidas pelos 2 acelerômetros do cinto no indivíduo caminhando. (b) Acelerações $x$ , $y$ e $z$ estimadas no CM do indivíduo caminhando.....	17
Figura A.3 – Montagem do circuito eletrônico com Arduino Mega 2560, Shield RTC DS1307 e dois sensores inerciais MPU 6050 .....	18
Figura A.4 – (a) Acelerações estimadas e espectros para eixo $x$ e (b) para eixo $y$ na situação do indivíduo caminhando.....	19
Figura A.5 –Especificações técnicas do acelerômetro MPU-6050 da empresa InvenSense.....	20
Figura A.6 – Especificações técnicas do Arduino Mega 2560. ....	21
Figura A.7 – Especificações técnicas do <i>shield</i> RTC DS1307 para Arduino.....	21

## LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Especificações técnicas do Arduino Mega 2560.....	8
--	---

AGRADECIMENTOS .....	v
RESUMO .....	vi
ABSTRACT .....	vii
LISTA DE FIGURAS .....	viii
LISTA DE TABELAS .....	ix
ÍNDICE .....	x
1. INTRODUÇÃO .....	1
1.1 Motivação .....	1
1.2 Objetivos .....	1
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	2
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....	3
3.1 Ângulos de Euler .....	3
3.2 <i>Quaternions</i> .....	4
3.3 Desenvolvimento dos cálculos matriciais .....	5
4. MATERIAL E MÉTODOS .....	8
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	10
5.1 Validação em situação controlada - Aceleração translacional nula .....	10
5.2 Validação em situação controlada - Acelerações quaisquer .....	11
5.3 Medições em indivíduos caminhando .....	12
6. CONCLUSÕES .....	14
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	14
APÊNDICES .....	16
ANEXOS .....	20

## 1. INTRODUÇÃO

Durante as suas atividades diárias, o ser humano está exposto a diversos agentes físicos como ruídos, temperatura e vibrações. A exposição excessiva a estes agentes pode ser prejudicial à saúde do indivíduo, portanto conhecer as doses seguras de exposição em cada tipo de atividade desenvolvida, bem como aprimorar os métodos de aferi-las, torna-se uma importante forma de prevenção de problemas de saúde futuros.

Muitos estudos podem ser encontrados sobre as acelerações envolvidas na caminhada humana. A caminhada humana é o resultado de uma série de processos que ocorrem no sistema neuro-musculoesquelético. O interesse na análise do caminhar humano decorre do fato de que a análise de movimento produz informações sobre as causas subjacentes (possivelmente patológicas) e que não são diretamente observáveis, exceto pelo uso de técnicas invasivas. A avaliação do centro de massa de indivíduos em situações de movimento como caminhar e correr pode ser utilizada para detectar problemas posturais, ou de caminhar e podem auxiliar na reabilitação de indivíduos idosos ou mesmo daqueles que tenham membros amputados e usem próteses.

Atualmente são diversos os sistemas existentes para a avaliação do centro de massa, como câmeras com marcadores e cinemática inversa, acelerômetros conectados ao corpo em número específico e em pontos estratégicos, assim como plataformas de medição de força ou sapatos instrumentados que possibilitam a avaliação da força de reação do solo.

Um dos problemas enfrentados pelo sistema com acelerômetros reside no fato de que os mesmos estarão em movimento à medida que o indivíduo se locomove e, portanto, sujeitos à erros devido à componente de aceleração medida nos eixos deles. Correções podem ser feitas para superar este problema a partir de informações obtidas com giroscópios e um sistema baseado em *quaternions* e para isto faz-se necessário utilizar acelerômetros que possam medir não só acelerações translacionais quanto taxas de variação angular (p.e., acelerômetros inerciais, IMU, *Inertial Measurement Units*). Acelerômetros inerciais tem se tornando muito comuns. Eles podem ser encontrados em telefones celulares, TVs e até veículos. Eles são usados para reconhecimento de movimento e atividade em pessoas idosas, reabilitação, localização espacial de veículos e aeronaves além de treinamento esportivo de alto rendimento.

### 1.1 Motivação

Este trabalho motiva-se principalmente devido à falta de equipamentos e metodologias na literatura correspondente para a medição da aceleração no centro de massa de sujeitos na situação de caminhada. Acredita-se que estas medições sejam mais precisas que aquelas realizadas na parte externa do corpo.

Além disso, sua utilização permitirá a comparação da vibração no corpo de indivíduos de diferentes anatomias. Quando medida por um acelerômetro posicionado externamente ao corpo, a circunferência abdominal dos indivíduos terá impacto direto nos resultados, uma vez que erros de medição ocorrem conforme a distância ao centro de massa aumenta. Por outro lado, quando a aceleração é estimada no centro de massa a partir da medição em dois pontos diametralmente opostos, os efeitos relativos à diferença de circunferência abdominal são atenuados, portanto esta metodologia de aferição seria mais abrangente que aquelas utilizadas atualmente.

### 1.2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo principal desenvolver e validar um sistema de medição da aceleração no centro de massa de indivíduos em situação de caminhada usando acelerômetros inerciais. Isto possibilitará a correção das leituras para a movimentação dos acelerômetros presos ao corpo dos indivíduos assim como estimar com maior precisão as acelerações no centro de massa.

Para isto utiliza-se a plataforma aberta Arduino, restando a programação em linguagem *Wire* para a correta gravação e correção das leituras. Com vistas a validar o protótipo desenvolvido, testes serão realizados em bancada. Em seguida, serão realizadas medições no corpo humano, comparando-se os resultados obtidos pelo modelo e pela medição em um único ponto externo. O tratamento dos dados adquiridos e as estimativas propostas serão realizados no software Matlab.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A importância da correta estimativa do centro de massa de pessoas em movimento deve-se ao fato desta informação ser útil na estimativa do trabalho executado pelas forças externas durante este movimento. Em um trabalho com testes experimentais em voluntários, Huang e Kuo, 2014, relatam que as juntas, principalmente o calcanhar, são responsáveis por este trabalho, de forma que para cada quilo a mais carregado por uma pessoa, há um aumento de aproximadamente 1.4 W no gasto de energia devido a este trabalho. A partir da informação do centro de pressão e centro de massa, estudos sobre estabilidade da caminhada podem ser feitos com o objetivo de melhorar o desempenho de amputados com o uso de próteses.

Lee e Farley, 1998 tentaram quantificar a importância do comportamento do membro de apoio na trajetória do centro de massa durante a caminhada e a corrida de pessoas. Dados cinemáticos e de força de uma plataforma foram coletados. Eles verificaram que a compressão do membro de apoio (isto é, redução na distância entre o ponto de contato com o chão e o centro de massa durante a primeira metade da fase de apoio) foi apenas 26% menor para caminhada (0,091 m) do que para a corrida (0,123 m) em velocidades próximas à da transição da marcha para corrida. Apesar desta diferença relativamente pequena, o centro de massa subiu 0,031 m durante a primeira fase de apoio durante a caminhada e moveu-se para baixo em 0,073 m durante a primeira metade da fase de apoio durante a corrida. Nestas avaliações o deslocamento do centro de massa foi obtido por dupla integração da aceleração medida pela dinâmica avante, a partir das forças de reação do solo medidas.

Lulic e Muftic, 2002 apresentam um estudo da trajetória do centro de massa do corpo humano durante a caminhada e em diferentes velocidades. No estudo, um sistema de câmeras é utilizado para estimar, por dinâmica inversa o centro de massa e seu deslocamento no espaço. Concluem que o sistema teve êxito em revelar o comportamento suave e senoidal, com dois ciclos para cada passada, para a direção vertical. Na direção lateral, o centro de massa deslocou-se para a direita e esquerda em associação com o membro de apoio. Os deslocamentos observados num plano horizontal apresentaram um formato de 8 para velocidades normais de caminhada e formato de "o" para velocidades rápidas. No plano frontal, o padrão de deslocamento foi em forma de "u" para velocidade normal de caminhada e formato de "o" para velocidade alta de caminhada.

Schepers et al., 2009, apresenta um dispositivo baseado em sensores de força (6 componentes) e acelerômetros inerciais conectados a este, com o objetivo de avaliar o posicionamento de forma contínua do centro de massa de forma ambulatorial. Os resultados do sistema são comparados com um sistema com câmeras e marcadores e dinâmica inversa. As diferenças relatadas são da ordem de 0,02m, 0,013m e 0,007m para as estimativas da posição do centro de massa nas direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ , respectivamente.

Orendurff et al., 2010, apresenta um estudo para avaliar a contribuição do movimento do calcanhar na aceleração e da velocidade do centro de massa de pessoas. O autor afirma que a cinemática desta parte do corpo auxilia no movimento e seu entendimento pode contribuir no melhoramento de próteses em amputados.

No curso de Engenharia Mecânica da UFRGS, o trabalho de conclusão de curso de Bigolin, 2016, tratou da construção de um sistema inercial para acelerometria para avaliar níveis de vibração de corpo inteiro em pessoas. No trabalho é proposto uma correção nas leituras de acelerômetros de 3 eixos levando em conta as acelerações translacionais e a posição angular do acelerômetro, os quais podem interferir nas leituras reais de aceleração medidas pelos sensores. Com o uso do sistema de *quaternions*, foi desenvolvido um protótipo e projetado um

software para as devidas correções das leituras de acelerômetros tri axiais, obtendo excelentes resultados em medições reais com o sistema criado.

Há duas vertentes de pensamentos sobre como o centro de massa de pessoas se move ao longo do espaço ao se caminhar. Uma diz que os humanos tentam minimizar o deslocamento vertical do centro de massa ao caminhar. A outra indica, baseada na cinemática da locomoção, que o movimento é semelhante à de um pêndulo invertido. No primeiro caso, isto leva a padrões de movimento que são segmentos de linhas retas e no segundo, arcos de círculos. Em seu trabalho Carpentier *et al.*, 2017, mostra, a partir de medições experimentais que na realidade o movimento é um compromisso entre estas duas possibilidades.

Silva *et al.*, 2016 apresenta medições da movimentação transversal do centro de massa e pedestres caminhando em piso rígido utilizando câmera e marcador com o objetivo de obter a taxa de passos e comparar com resultados obtidos com acelerômetro preso ao corpo na cintura. Resultados muito semelhantes são obtidos com os dois sistemas. Quando utilizando acelerômetro frontal e um outro traseiro, preso à cintura, verificaram uma diferença expressiva na amplitude assim como no pico espectral. Utilizando também marcadores e acelerômetro na cintura, Toso *et al.*, 2016, apresentaram medidas de sinais de deslocamento e aceleração no centro de massa de pessoas referente ao movimento vertical, comparando resultados obtidos com o uso de sistema de câmera e marcador com um sistema com acelerômetro preso à cintura. Em termos de frequência do movimento os valores não tiveram diferenças significativas, entretanto em termos de amplitudes as diferenças foram significativas.

De forma semelhante, Pavei *et al.*, 2017, investiga a trajetória do centro de massa de indivíduos correndo e caminhando em esteira com duas técnicas: dinâmica inversa (com uso de câmeras e marcadores) e dinâmica avante (com uso de células de carga e forças de reação do solo). Eles demonstram a partir das medições que há uma discrepância entre um e outro modelo, principalmente afetada pela velocidade do movimento. No caso da corrida, este movimento foi o mais difícil de identificar pelo método da dinâmica inversa, mas que ao final, a estimativa de trabalho externo das forças não é afetada pelas diferenças das estimativas.

### 3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

#### 3.1 Ângulos de Euler

Os ângulos de Euler, formulados pelo matemático suíço Leonard Euler no século XVIII, são importantes instrumentos utilizados para descrever a orientação de um corpo rígido no espaço euclidiano tridimensional. Em seu Teorema de Rotação, Euler mostra que é possível descrever a posição espacial de um sistema tridimensional móvel através da utilização de 3 ângulos rotacionando em torno de um sistema inercial [Diebel, 2006]. O conceito é amplamente utilizado em aviação, onde os ângulos de Euler recebem, por similaridade, a nomenclatura dos ângulos de Tait-Bryan, que são especificados como rolagem (*roll*,  $\varphi$ ) no eixo  $x$ , arfagem (*pitch*,  $\theta$ ) no eixo  $y$  e guinada (*yaw*,  $\psi$ ) em torno do eixo  $z$ . Os ângulos de Tait-Bryan são mostrados na Figura 3.1.

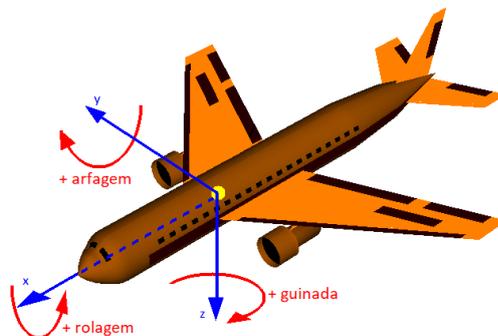
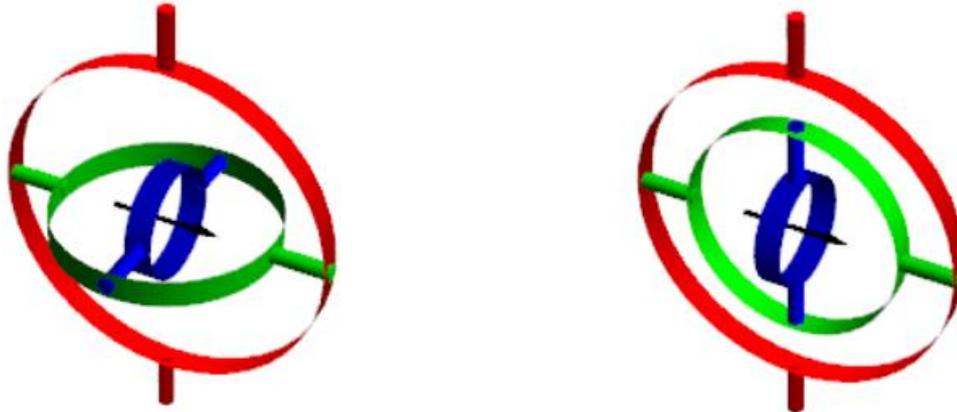


Figura 3.1 – Ângulos de Tait-Bryan em sistema de coordenadas cartesianas (adaptado da NASA)

Os ângulos de Euler são a forma mais popular de representar a posição de um corpo no espaço devido à sua facilidade de compreensão e de aplicabilidade. No entanto, a utilização deles possui uma singularidade chamada de “bloqueio cardan” (*Gimbal Lock*). Este termo se refere a perda de um grau de liberdade em um giroscópio, montado a partir de 3 aros concêntricos, quando 2 aros se encontram-se paralelos entre si, de forma que a variação angular de qualquer um destes aros acarreta a mesma rotação no eixo central, como pode ser visto na Figura 3.2 a seguir.



(a) Giroscópio com eixos desalinhados e 3 graus de liberdade

(b) Giroscópio em posição de *gimbal lock*, com 2 graus de liberdade

Figura 3.2 – Giroscópio em diferentes configurações (Mark Hughes, 2017)

É possível observar na Figura 3.2b que os aros vermelho e azul estão com os seus eixos de rotação alinhados, em posição de *gimbal lock*, portanto a rotação de qualquer um destes aros resultará na mesma rotação experimentada pelo objeto localizado no centro do sistema, perdendo-se um grau de liberdade.

A utilização de ângulos de Euler requer a necessidade de cálculos trigonométricos, que necessitam de centenas de ciclos de instrução do microprocessador, afetando negativamente a sua performance.

### 3.2 Quaternions

Devido ao efeito *gimbal lock* encontrado na formulação de Euler, pesquisadores passaram a utilizar alternativas a parametrização da posição espacial de um corpo rígido, sendo uma delas a utilização de quaternions.

O conceito de quaternions foi desenvolvido pelo matemático irlandês Sir William Rowan Hamilton no século XIX enquanto este procurava uma solução para a multiplicação de números complexos no  $\mathbf{R}^3$ , chegando à seguinte equação geral:

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1 \quad (3.1)$$

A partir da Equação 3.1, Hamilton criou o conceito de quaternions, que são números complexos com 4 elementos (1 parte real e 3 imaginárias), que possibilitaram o desenvolvimento de uma forma de aplicar rotações a vetores no espaço tridimensional tendo o controle final da direção vetorial de forma unívoca. Os quaternions possuem a seguinte forma:

$$q = u + xi + yj + zk \quad , \quad (3.2)$$

onde  $x, y$  e  $z$  pertencem ao conjunto dos números reais e  $i, j$  e  $k$  são unidades imaginárias (ou os vetores unitários no sistema de coordenadas).

Na representação dos *quaternions*, além do vetor de posição de um objeto no espaço (componentes  $i$ ,  $j$  e  $k$ ) também é fornecida a informação da rotação do eixo deste vetor (eixo local axial do corpo no espaço) através do elemento escalar. Desta forma, obtém-se não apenas a posição do objeto como também a sua orientação angular no espaço tridimensional. Quaternions geram operações que são únicas em rotação diferentemente dos ângulos de Euler (3 ângulos), os quais podem gerar combinações que não permitem identificar a orientação angular do objeto no espaço.

Os coeficientes de um *quaternion* podem ser representados em função dos ângulos  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  em torno dos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ , respectivamente, que determinam a direção de um vetor representando um eixo de rotação, e do ângulo  $\omega$  de rotação do corpo em torno deste eixo de rotação. Estes coeficientes são representados a seguir:

$$u = \cos\left(\frac{\omega}{2}\right), x = \cos\alpha \sin\left(\frac{\omega}{2}\right), y = \cos\beta \sin\left(\frac{\omega}{2}\right), z = \cos\gamma \sin\left(\frac{\omega}{2}\right) \quad (3.3)$$

Desta forma, o quaternion  $q$  pode ser usado para efetuar a rotação de um vetor tridimensional qualquer do referencial inercial  $\{v_{in}\}$  para o referencial do corpo  $\{v_c\}$  através da seguinte operação (CH Robotics, 2012):

$$\{v_c\} = q \begin{pmatrix} 0 \\ \{v_{in}\} \end{pmatrix} q^{-1} \quad (3.4)$$

A possibilidade de realizar esta operação com quaternions é essencial na fabricação de sensores inerciais de aceleração, como os que foram utilizados neste trabalho. Nestes sensores, o sistema de coordenadas utilizado é fixado em relação à Terra, com o eixo  $x$  apontando para o norte,  $y$  para o leste, e  $z$  para o centro do planeta (CH Robotics, 2012).

### 3.3 Desenvolvimento dos cálculos matriciais

Nesta seção será apresentada a teoria matemática utilizada para as avaliações de aceleração. Começamos com a equação do movimento do corpo rígido aplicada ao corpo rígido da Figura 3.3 contendo os pontos A e B.

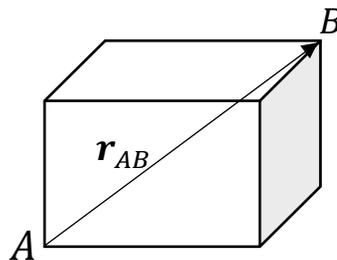


Figura 3.3 – Corpo rígido contendo os pontos A e B

A aceleração translacional no ponto B,  $a_B$  pode ser transformado para o ponto A,  $a_A$  (ou de  $a_A$  para  $a_B$ ) com a Equação 3.5, na qual  $r_{AB}$  é o vetor apontando do ponto A ao ponto B,  $\omega$  e  $\dot{\omega}$  são a velocidade angular e a aceleração angular do corpo rígido.

$$a_B = a_A + \dot{\omega} \times r_{AB} + \omega \times (\omega \times r_{AB}), \quad (3.5)$$

onde  $\times$  significa o produto vetorial. Se as velocidades angulares forem baixas, como é no caso de indivíduos caminhando, o terceiro termo pode ser negligenciado. O segundo termo pode ser reescrito na forma matricial como:

$$\begin{Bmatrix} a_{Bx} \\ a_{By} \\ a_{Bz} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} a_{Ax} \\ a_{Ay} \\ a_{Az} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & r_{ABz} & -r_{ABy} \\ -r_{ABz} & 0 & r_{ABx} \\ r_{ABy} & -r_{ABx} & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\omega}_x \\ \dot{\omega}_y \\ \dot{\omega}_z \end{Bmatrix} \quad (3.6)$$

De forma simplificada, os dois termos podem ser combinados matricialmente, de forma que:

$$\begin{Bmatrix} a_{Bx} \\ a_{By} \\ a_{Bz} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & r_{ABz} & -r_{ABy} \\ 0 & 1 & 0 & -r_{ABz} & 0 & r_{ABx} \\ 0 & 0 & 1 & r_{ABy} & -r_{ABx} & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} a_{Ax} \\ a_{Ay} \\ a_{Az} \\ \dot{\omega}_x \\ \dot{\omega}_y \\ \dot{\omega}_z \end{Bmatrix} = [T] \mathbf{a}_A, \quad (3.7)$$

onde  $[T]$  é a chamada matriz de transformação. A Equação 3.7 pode ser utilizada para estimar as acelerações translacionais em outros pontos, visto que cada coluna de  $[T]$  corresponde a um elemento de  $\mathbf{a}_B$ . A partir de um número suficiente de medições em pontos distintos de B, a aceleração translacional no ponto A e a sua aceleração angular poderão ser aproximadas pelo produto interno da pseudo-inversa da matriz de transformação  $[T]$  e o vetor contendo as acelerações medidas.

Seja então o sistema de referência indicado na Figura 3.3 para os planos transversal, frontal e sagital de um indivíduo e que passa pelo seu centro de massa.

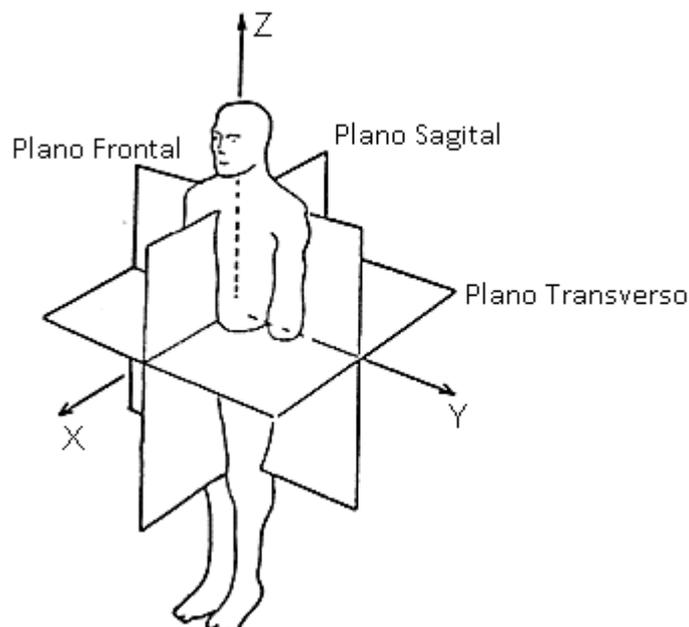


Figura 3.4 – Planos sagital, frontal e transversal de um indivíduo e que passam em seu Centro de Massa (CM). (Apostila de Anatomia Humana do curso de Bioquímica da UFN)

Para avaliar a aceleração no CM de um indivíduo caminhando é necessário medir as acelerações em pelo menos dois pontos não colineares com algum dos eixos cartesianos da seção dos planos do pedestre. Assume-se que as distâncias dos acelerômetros para o CM do pedestre sejam conhecidas *a priori* de forma que um sistema de seis equações a seis incógnitas pode ser montado para avaliar as seis acelerações (translacionais e rotacionais) no CM do pedestre (Figura 3.4).

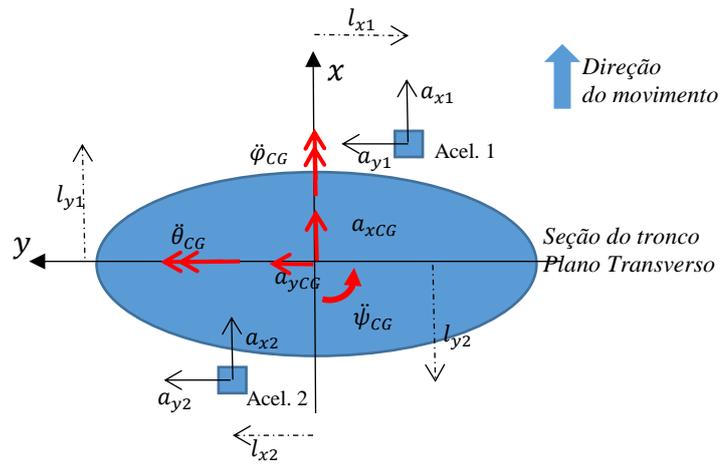


Figura 3.5 – Vista do plano transversal com as acelerações medidas em dois acelerômetros, diametralmente opostos e não colineares com os eixos cartesianos.

Na Figura 3.4, assume-se para as acelerações angulares a notação  $\ddot{\theta}$  e  $\ddot{\varphi}$ . O seguinte sistema de equações pode ser montado a partir das acelerações translacionais medidas nos acelerômetros 1 e 2:  $a_{x1}, a_{y1}, a_{z1}, a_{x2}, a_{y2}, a_{z2}$ .

$$a_{x1} = a_{xCG} + l_x \ddot{\psi}_{CG} \quad (3.8)$$

$$a_{y1} = a_{yCG} + l_y \ddot{\psi}_{CG} \quad (3.9)$$

$$a_{z1} = a_{zCG} - l_y \ddot{\theta}_{CG} - l_x \ddot{\varphi}_{CG} \quad (3.10)$$

$$a_{x2} = a_{xCG} - l_x \ddot{\psi}_{CG} \quad (3.11)$$

$$a_{y2} = a_{yCG} - l_y \ddot{\psi}_{CG} \quad (3.12)$$

$$a_{z2} = a_{zCG} + l_y \ddot{\theta}_{CG} + l_x \ddot{\varphi}_{CG} \quad (3.13)$$

Uma vez colocado de forma matricial, resulta em:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & l_x \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & l_y \\ 0 & 0 & 1 & -l_y & -l_x & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & l_y \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & l_x \\ 0 & 0 & 1 & -l_y & -l_x & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} a_{xCG} \\ a_{yCG} \\ a_{zCG} \\ \ddot{\theta}_{CG} \\ \ddot{\varphi}_{CG} \\ \ddot{\psi}_{CG} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} a_{x1} \\ a_{y1} \\ a_{z1} \\ a_{x2} \\ a_{y2} \\ a_{z2} \end{Bmatrix} \quad (3.14)$$

Desta forma, a inversa da matriz de transformação fica então:

$$[T]^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & l_x \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & l_y \\ 0 & 0 & 1 & -l_y & -l_x & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & l_y \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & l_x \\ 0 & 0 & 1 & -l_y & -l_x & 0 \end{bmatrix}^+, \quad (3.15)$$

onde o símbolo  $^+$  significa a pseudo-inversa, definida como:  $[[T]^T [T]]^{-1} [T]^T$ .

#### 4. MATERIAL E MÉTODOS

Neste projeto, utilizou-se o Arduino, 2005, (Fig 4.1a e Anexo Figura A.5), um *shield* RTC-SD card (Fig 4.1b e anexo Figura A.6) e sensores compatíveis (Fig 4.1c e Anexo Figura A.4) para a aquisição e gravação dos dados de interesse. O Arduino é uma plataforma de prototipagem eletrônica de *hardware* livre muito utilizada por estudantes devido à sua versatilidade e baixo custo. Sua placa única é composta por um microcontrolador Atmel AVR e circuitos de entrada e saída, e esta pode ser alimentada por um cabo USB ou por alimentação externa através de uma fonte com conector Jack com tensão de trabalho entre 6V e 20V. Quando conectada a um computador, a placa de prototipagem Arduino pode ser programada via IDE (*Integrated Development Environment*-Ambiente de Desenvolvimento integrado) utilizando-se linguagem de programação C/C++ (*Wire*).

Nos experimentos realizados nesse trabalho utilizou o modelo de placa Arduino Mega 2560 (Anexo, Figura A.6), baseada no microcontrolador ATmega2560 com *clock* de 16 MHz. O modelo possui ainda as seguintes características indicadas na Tabela 4.1.

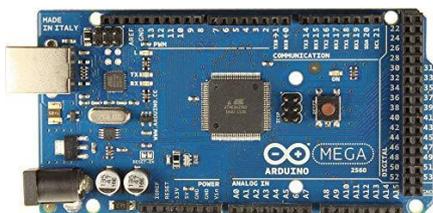
Tabela 4.1 – Especificações técnicas do Arduino Mega 2560.

<b>Especificações técnicas do Arduino Mega 2560</b>
Reguladores de 5V e 3,3V;
4 portas seriais de hardware (serial 0, 1, 2 e 3);
1 porta I <sup>2</sup> C: SDA (D20) e SCL (D21);
1 porta SPI;
16 portas analógicas (A0 à A15);
12 portas PWM;
32 portas digitais multi-função.

A placa pode ser acionada através de um conector USB, que funciona com tensão de 5V e corrente de aproximadamente 75mA, ou de um conector de energia, cuja tensão operacional recomendada é de 7V a 12V. No equipamento montado, utilizou-se uma bateria de 9V. Ela possui ainda um botão de RESET e um conector ICSP para gravação de *firmware*. O conector USB é protegido por um fusível de 150 mA.

Como os testes realizados neste trabalho ocorreriam em ambiente externo, a utilização de gravação em um dispositivo de memória portátil tornou-se necessária. Para isso foi acoplada à placa Mega um *shield* do tipo *data logger*, que possui entrada para cartão SD e um relógio RTC (Real Time Clock) com bateria, possibilitando a sincronização e comparação de dados adquiridos em diferentes dispositivos.

Juntamente com estes dispositivos, foram utilizados dois sensores de aceleração e rotação do tipo IMU (*Inertial Measurement Unit*) modelo MPU 6050, cada um possuindo 6 valores de saída: 3 relativos a acelerações translacionais e outros 3 à taxa de variação angulares. Através de um processador digital de movimento (DMP, *Digital Motion Processor*) de 4 x 4 x 0,9 mm, cada sensor exerce, portanto, os papéis de acelerômetro e giroscópio simultaneamente, tudo integrado na placa de 2 x 1,6 x 0,3 mm apresentada na Figura 4.1c. No que diz respeito à alimentação do sensor, a porta VDD suporta valores de tensão entre 2,375 V e 3,46 V.



(a) Sistema Arduino Mega 2560



(b) Shield RTC Data Logger SD



(c) Acelerômetro e giroscópio MPU-6050.

Figura 4.1 – Dispositivos eletrônicos utilizados no experimento

De acordo com as especificações fornecidas pelo fabricante (Anexo, Figura A.6), o MPU 6050 contém 3 conversores A/D de 16 bits para as saídas do giroscópio e outros 3 conversores A/D de 16 bits para as 3 saídas de aceleração translacional.

Os conversores A/D têm a função de transformar o sinal analógico, contínuo no tempo, em um valor digital, discreto no tempo, quantizados dentro de um número finito de valores, cuja resolução é codificada de acordo com o seu número bits. Quanto maior a resolução, mais dados digitais podem ser apresentados por ciclo, aumentando a precisão do sistema. No caso do dispositivo utilizado, de 16 bits, o sinal de entrada é transformado em amostras com 65.536 ( $2^{16}$ ) possíveis valores.

Conforme a necessidade de precisão da aplicação, a escala do giroscópio pode ser programada em  $\pm 250$ ,  $\pm 500$ ,  $\pm 1000$  e  $\pm 2000$  %/segundos. O mesmo vale para o acelerômetro, que possui escalas programáveis de  $\pm 2g$ ,  $\pm 4g$ ,  $\pm 8g$  e  $\pm 16g$ . Visto que o dispositivo foi configurado para trabalhar na faixa de aceleração de  $\pm 4g$ , os fundos de escala de operação serão divididos entre os 65.536 níveis digitais possíveis para um equipamento de 16 bits, isto é, o valor de  $+4g$  será correspondente ao valor de nível  $+32.768$  e  $-4g$  será  $-32.768$ . Assim sendo, o valor de  $+1g$  será correspondente ao fator de escala  $+8.192$  ( $32.768 \div 4$ ) e, de maneira análoga, a aceleração de  $-1g$  será correspondente ao valor de  $-8.192$ . Este fator de escala foi adicionado ao código para que as medidas fossem realizadas na escala  $\pm g$ . Portanto a resolução em aceleração do sistema é de  $0,122$  mg (miligravidades).

O sensor MPU 6050 possui ainda um buffer FIFO de 1024 Bytes que auxilia na redução do consumo de energia pelo sistema uma vez que permite descarregar pequenos pacotes de informação ao mesmo tempo que continua coletando novos dados. A taxa de aquisição do giroscópio é de 8 kHz enquanto a dos acelerômetros é de 1 kHz, sendo adequados para os experimentos realizados uma vez que os harmônicos da passada humana não ultrapassam frequências de vibração superiores a 15 Hz.

Visto que o MPU6050 utiliza o protocolo de comunicação I<sup>2</sup>C, que baseia a interação entre diferentes dispositivos através da criação de hierarquias de operação do tipo mestre/escravo, torna-se possível a utilização de dois dispositivos concomitantemente sem que haja a propagação de ruídos de um para o outro. O funcionamento deste protocolo é garantido pelas portas SDA (*Serial Data*), que efetua a troca de dados entre os dispositivos do arranjo, e a porta SCL (*Serial Clock*), que garante a sincronização dos dispositivos, e conseqüentemente a confiabilidade do sistema. Para se utilizar esta configuração com hierarquias, é necessário conectar o pino AD0 de um dos sensores MPU 6050 ao conector terra (GND) e a de outro à alimentação de 3,3 V. Com relação aos ajustes no código, é preciso declarar o primeiro acelerômetro no endereço I<sup>2</sup>C 0x68 (AD0 *low*) e o segundo no endereço 0x69 (AD0 *high*).

Uma das principais vantagens da utilização de sensores do tipo MPU 6050 (sensor inercial) é a sua capacidade de processar dados de aceleração e posição angular além de permitir incorporar as correções de sensibilidade e eventuais sensibilidades cruzadas entre os eixos do acelerômetro. Isto é feito levando-se em conta a inclinação de seus eixos em relação ao eixo vertical de aceleração da gravidade, por meio de quaternions, obtendo-se assim leituras de aceleração que são independentes da orientação espacial que o acelerômetro se encontre.

O código desenvolvido e utilizado neste protótipo (Apêndice, Figura A.1) foi adaptado de códigos existentes disponibilizados por Jeff Rowberg, 2013, na plataforma de hospedagem de código-fonte GitHub. Sua versão comportava apenas a funcionalidade de efetuar as leituras e apresentá-las no monitor. A este código base foram adicionadas as funcionalidades de cálculo da taxa de aquisição do dispositivo, leitura de acelerações por dois MPU 6050 simultaneamente (em configuração de hierarquia mestre/escravo) e capacidade de gravação dos dados em cartão SD. As rotinas e sub-rotinas foram desenvolvidas de forma a se efetuar para cada um dos eixos ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ) os seguintes valores: aceleração da gravidade para cada eixo, aceleração corrigida para o eixo da Terra (através do conceito de quaternions enunciado na fundamentação teórica), e o valor acumulado destas variáveis.

Além do código em Arduino para aquisição e gravação dos dados em extensão txt no cartão SD, foi desenvolvido também código em *software* MATLAB para a realização dos cálculos matriciais necessários para a estimativa da aceleração no centro de massa do indivíduo. Além

disso, este código foi utilizado para gerar os gráficos de aceleração medidos e estimados (Apêndice, Figura A.2), bem como calcular a transformada rápida de Fourier (FFT, do inglês *Fast Fourier Transform*) e os valores eficazes (RMS, do inglês *Root Mean Square*) dos sinais medidos e gravados pelo sistema.

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a correta montagem de todos os componentes eletrônicos (Apêndice, Figura A.3) e o desenvolvimento do código necessário para a aquisição de aceleração por dois sensores MPU 6050 simultaneamente, foram realizados testes para validação do método proposto para a realização do cálculo de aceleração no interior do corpo humano.

Neste teste conduziu-se um procedimento experimental utilizando-se duas placas Arduino Mega 2560: uma conectada à dois sensores de aceleração (MPU<sub>1</sub> e MPU<sub>2</sub>) e outra a um terceiro sensor (MPU<sub>3</sub>). Os códigos e a montagem dos componentes eletrônicos nas placas são idênticos. No entanto, na segunda placa desconsideraram-se os valores adquiridos pelo segundo sensor, que não eram de interesse nesta etapa de teste.

Os 3 sensores foram montados em posições conhecidas na superfície de uma placa metálica rígida conforme a Figura 5.1, de forma que os eixos do sistema de coordenadas fossem perpendiculares às bordas da placa quadrada e que o seu centro coincidissem com o centro do sensor MPU<sub>3</sub>. Como explicado nos capítulos Fundamentação Teórica e de Materiais e Métodos, os eixos dos sensores MPU 6050 são corrigidos para um eixo fixo da Terra, portanto a orientação da montagem dos sensores MPU<sub>1</sub>, MPU<sub>2</sub> e MPU<sub>3</sub> não era importante para a realização dos testes.

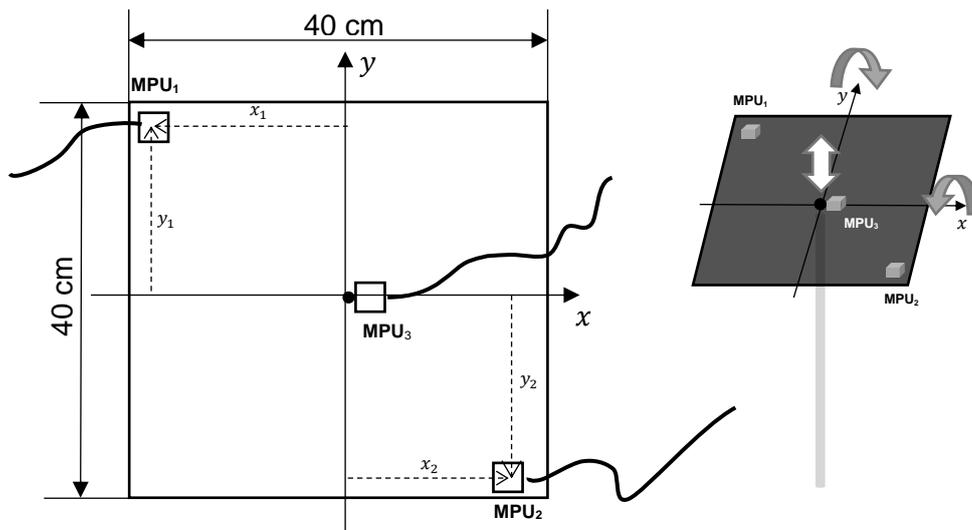


Figura 5.1 – Vista superior de placa metálica com a configuração utilizada para validação da hipótese de correção das leituras de aceleração no CM.

### 5.1 Validação em situação controlada - Aceleração translacional nula

No primeiro teste realizado, o centro da placa foi conectado a uma haste metálica fixa de forma que fosse possível efetuar movimentos de rotação em relação ao ponto de fixação entre as duas, restringindo-se movimentos de translação do conjunto. A partir desta condição controlada (Aceleração translacional nula nas três direções no CM), movimentou-se aleatoriamente a placa em rotação e mediu-se as acelerações experimentadas pelos sensores MPU<sub>1</sub> e MPU<sub>2</sub>. Em seguida, através do cálculo matricial apresentado na eq. 3.13, calculou-se as acelerações no ponto de fixação, presumidamente nulas. As distâncias utilizadas em relação ao eixo z são as indicadas a seguir:  $x_1 = 0.20 \text{ m}$ ;  $y_1 = 0.18 \text{ m}$ ;  $x_2 = -0.20 \text{ m}$ ;  $y_2 = -0.18 \text{ m}$ .

Na Figura 5.2a observa-se que, em condição controlada, foi possível estimar os valores de aceleração translacional no centro da placa de maneira satisfatória (esperado aceleração translacional nula). Pequenas oscilações apresentadas devem-se a folgas entre as partes móveis do sistema haste-placa, bem como a possíveis ruídos na leitura. Na Figura 5.3b indicam-se os valores de aceleração de rotação estimadas no centro da placa com valores elevados para rotação de rolagem e arfagem (o teste foi executado com a placa girando pela sua diagonal) e valores baixos de aceleração de guinada.

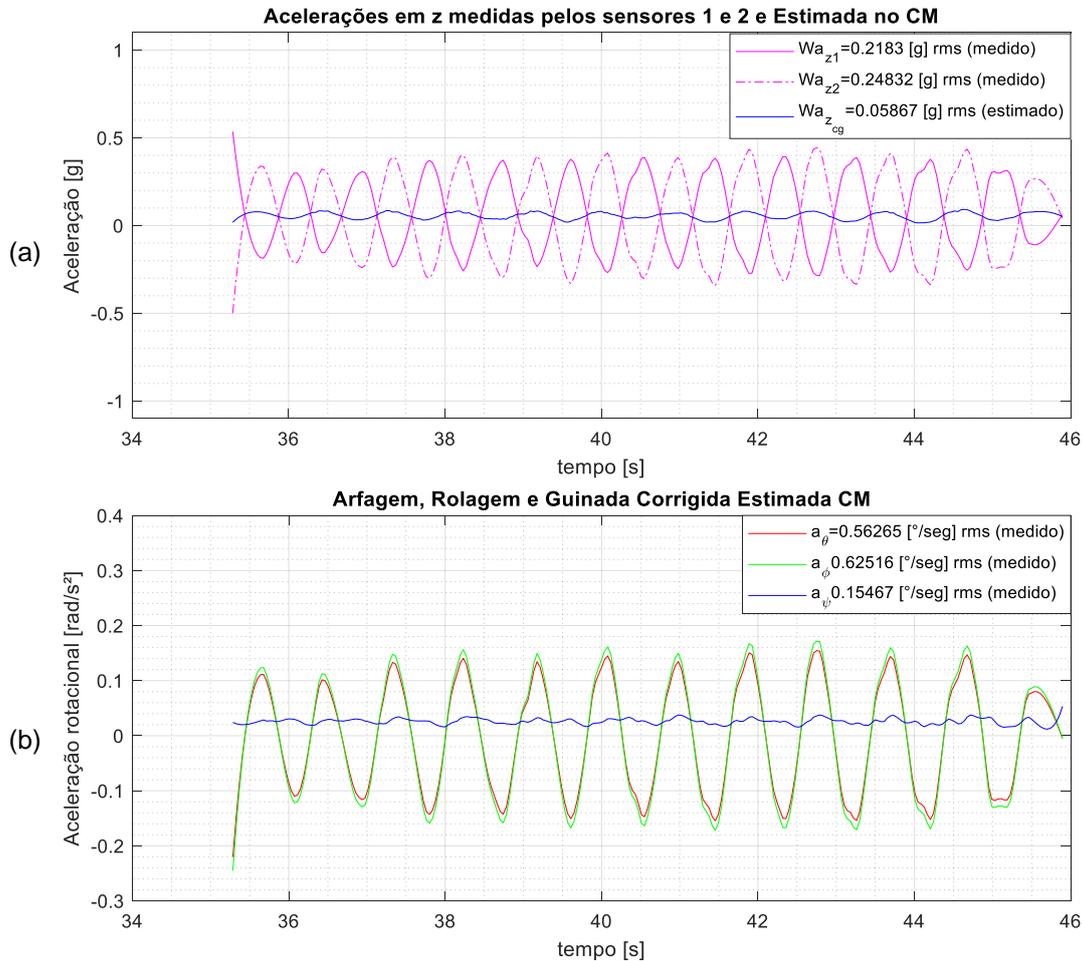


Figura 5.2 – (a) Acelerações no eixo z medidas pelos sensores MPU<sub>1</sub> e MPU<sub>2</sub> e estimadas no centro da placa em movimentação controlada de rotação apenas. (b) Aceleração de Arfagem  $\theta$ , Rolagem  $\phi$  e Guinada  $\psi$  estimada no centro da placa.

## 5.2 Validação em situação controlada - Acelerações quaisquer

Após este primeiro teste, a placa foi desconectada da haste, estando livre para movimentar-se em todas as direções e rotações. Foram aplicados movimentos aleatórios forçados de rotação e translação à placa. Mediram-se as acelerações com os sensores MPU<sub>1</sub>, MPU<sub>2</sub> e MPU<sub>3</sub>. Conhecendo-se as distâncias dos dois primeiros em relação ao terceiro sensor, estimou-se as acelerações neste ponto, e comparou-se o resultado com os valores ali medidos pelo MPU<sub>3</sub>.

Observa-se qualitativamente na figura 5.3 uma boa aproximação dos pontos dos gráficos de acelerações medidas e estimadas no eixo z. No canto superior direito da figura encontram-se os valores eficazes calculados para cada uma das curvas. O erro relativo entre os valores eficazes (rms) das curvas medida e estimada foi de 2,9%, calculado a partir da seguinte equação:

$$Erro_{rel} = \frac{|Wa_{zCG} - Wa_{zest}|}{Wa_{zCG}} \quad (4.1)$$

Conclui-se destes testes controlados que ambos se mostraram robustos frente às expectativas quanto ao modelo proposto.

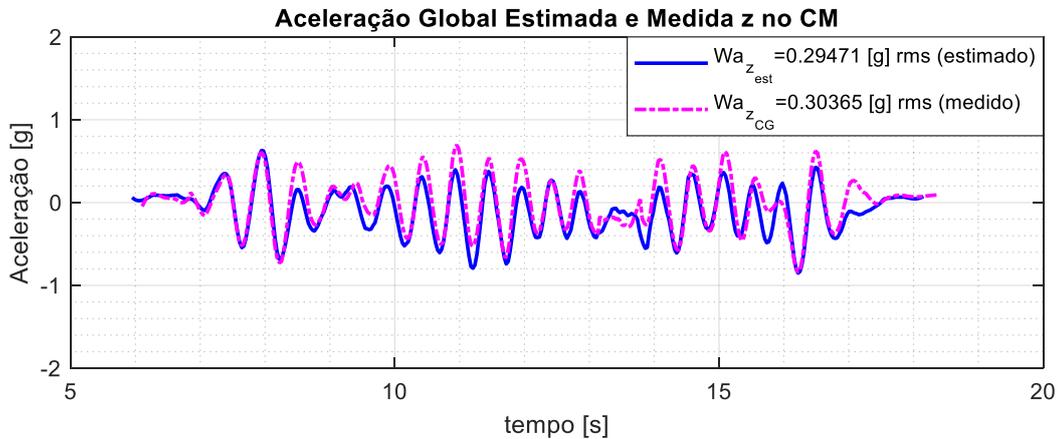


Figura 5.3 – Acelerações medidas e estimadas no eixo  $z$  da placa em movimentação livre (rotações e translações).

### 5.3 Medições em indivíduos caminhando

Após esta etapa de validação realizada na placa metálica, foram realizadas medições de acelerações em um indivíduo em situação de caminhada. Para isso, conforme observa-se na Figura 5.4, utilizou-se um cinto onde foram montadas as placas Arduino Mega 2560, e dois sensores MPU 6050 em posições conhecidas na cintura, permitindo-se calcular as suas distâncias ao centro de massa, aproximada pelo centro geométrico, do indivíduo.

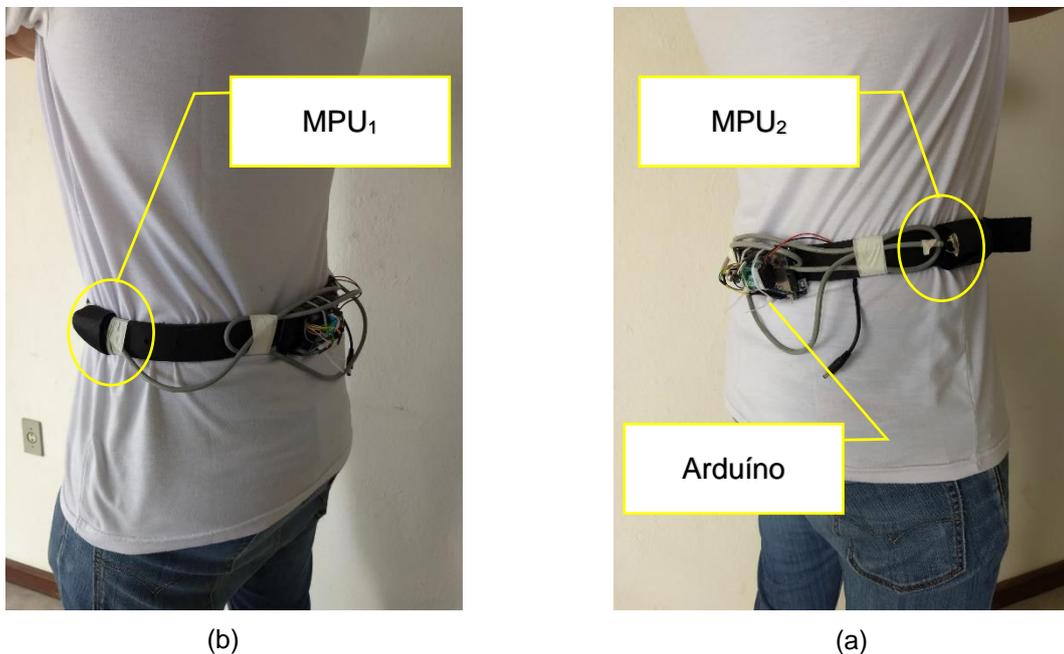


Figura 5.4 – Protótipo do sistema de medição portátil acoplado a um pedestre. (a) Posição do MPU<sub>1</sub> (lado esquerdo do corpo). (b) Posição do MPU<sub>2</sub> (lado direito do corpo).

Na Figura A.2 do Apêndice indicam-se as acelerações nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  medidas pelos 2 acelerômetros do cinto no indivíduo caminhando e as respectivas acelerações nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  estimadas no CM do indivíduo caminhando. A Figura 5.5 indica a aceleração apenas para o eixo

$z$  no CM estimada a partir das acelerações medidas nos dois acelerômetros no cinto juntamente com as acelerações em cada um dos acelerômetros. Percebe-se a diferença entre esta aceleração estimada no CM e aquelas dos acelerômetros presos ao cinto. Embora os valores eficazes das 3 curvas tenham apresentado magnitudes equivalentes, é possível observar que há um deslocamento vertical entre elas, e que a curva estimada se posiciona entre as duas medidas. Desta forma, enquanto a medição com apenas um acelerômetro pode apresentar valores distintos dependendo da posição das aferições e da circunferência do indivíduo, a estimativa a partir de medições com dois acelerômetros apresenta valores intermediários aos valores individuais de cada um destes, atenuando-se possíveis erros.

Logo abaixo está o espectro de frequências desta aceleração indicando uma frequência de caminhada usual próxima a 1,74 Hz como esperado. As demais leituras de aceleração na direção  $x$  e  $y$  individualmente estão indicadas na Figura A.3 do Apêndice.

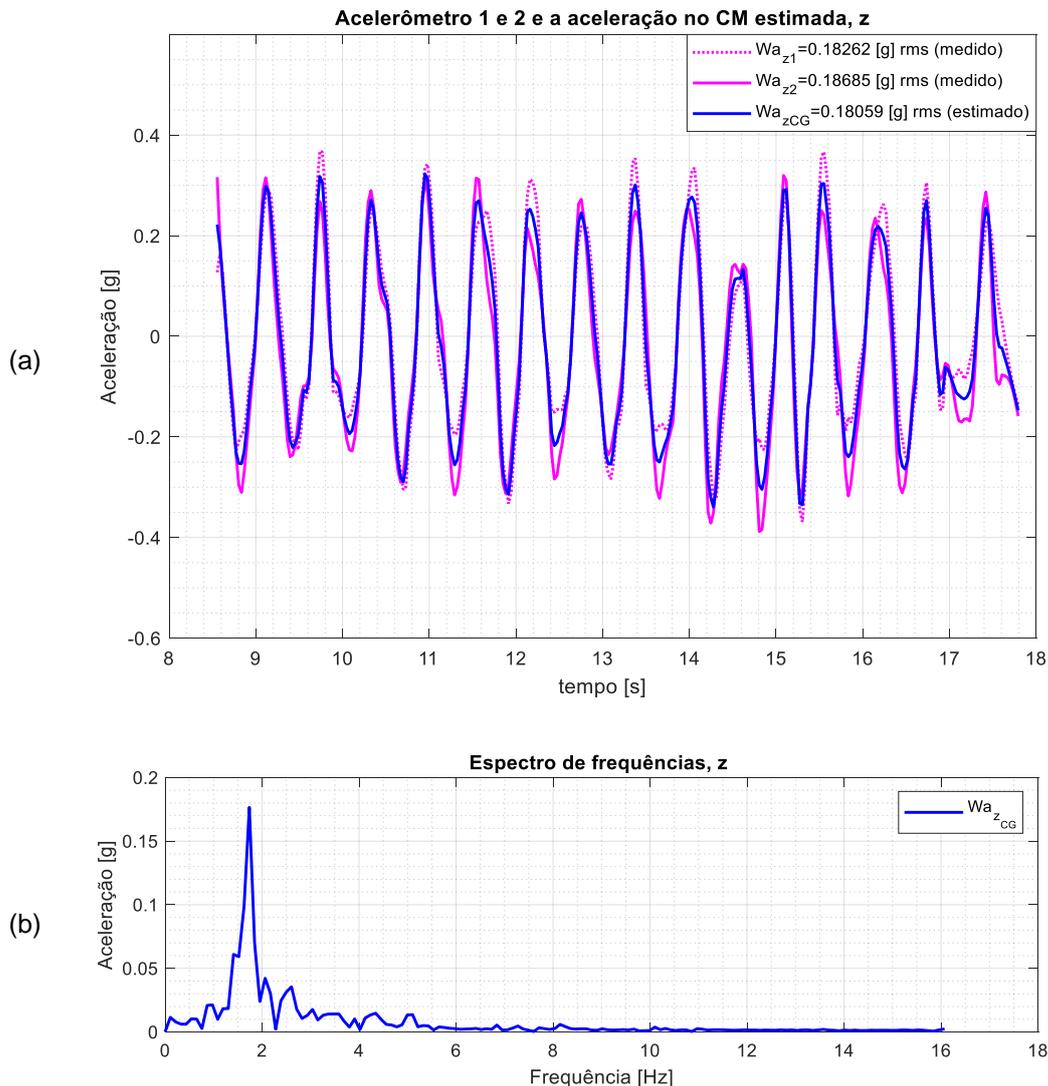


Figura 5.5 – (a) Comparação entre a aceleração estimada no CM com as acelerações medidas pelos dois acelerômetros laterais ao corpo de indivíduo em caminhada. (b) Espectro de frequências da aceleração vertical.

## 6. CONCLUSÕES

Este trabalho propôs o projeto, construção e validação de um protótipo capaz de medir a aceleração no centro de massa de um corpo humano em situação de caminhada. Foi proposta a aproximação da aceleração no centro de massa através da medição de acelerações em pontos exteriores ao corpo com o uso de acelerômetros e giroscópios de modelo MPU 6050 montados sobre um cinto e conhecendo-se a posição dos acelerômetros em relação ao cinto.

A implementação e validação da proposta foi inicialmente feita para o caso de uma placa rígida vibrando com seu CM fixo (condição controlada de aceleração no CM). Nos gráficos gerados foi possível confirmar a proposta para este caso, podendo ser observadas acelerações simétricas nos sensores das extremidades e o valor estimado no centro próximo de zero, como esperado.

Posteriormente, numa condição de vibração aleatória, utilizou-se um 3º acelerômetro para medir os valores na mesma posição onde a aceleração seria estimada. Ao comparar-se os valores eficazes, ou RMS, das curvas de aceleração geradas, encontrou-se 2,9% de erro relativo entre elas. Esta magnitude de erro foi considerada aceitável e o modelo foi também validado para condições de vibração aleatória.

Para medições em um ser humano, conhecendo-se as distâncias dos acelerômetros em relação ao centro de massa indivíduo, e as acelerações corrigidas para o sistema global de referência (acelerações independentes da orientação espacial do acelerômetro), foi possível calcular as acelerações experimentadas em seu centro de massa, bem como a frequência de caminhada de 1,74 Hz. Também foi possível comparar o resultado no CM com aqueles obtidos com algum dos sensores isoladamente, o que resultou em diferenças apreciáveis. Medições com acelerômetros posicionados externamente ao corpo representa a prática mais comumente encontradas em artigos sobre a vibração do corpo humano em situação de caminhada, o que, pelas conclusões deste trabalho podem induzir a erros. As aferições com um único acelerômetro apresentam resultados diferentes a depender da posição das aferições, enquanto a estimativa de aceleração no CM a partir de dois acelerômetros em posições opostas atenua possíveis erros nas medições individuais de cada um.

O sistema desenvolvido pode ser usado em outros trabalhos com o intuito de medir com maior precisão as acelerações no CM de um corpo humano em outras condições de movimento, como de corrida. Além disso, o modelo pode ser utilizado em estimativas de acelerações em pontos de difícil acesso em equipamentos a partir de medições externas.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Bigolin, L. “**Sistemas inerciais para acelerometria e uso em medições de VCI**”. 2016. 15f. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2016.

Carpentier, J. Benallegue, M., Laumond, J.-P. “**On the center of mass motion in human walking**”. International Journal of Automation and Computing, Springer Verlag, 2017, 14 (5), pp.542- 551. <<http://dx.doi.org/10.1007/s11633-017-1088-5>>. <hal-01377361v2>

Fauvel, C. “**Avoid Gimbal Lock for Rotation/Direction Maya Manipulators**”, 2012. <<http://around-the-corner.typepad.com/adn/2012/08/avoid-gimbal-lock-for-rotationdirection-maya-manipulators.html>>. Acesso em 01/06/2019.

Henderson, D. M. “**Euler Angles, Quaternions and Transformation Matrices, working relationships**”, McDonnell Douglas Technical Services Co., Inc., Internal Report No. JSC-1290, Shuttle Program, 1977.

Huang, T.-W., Kuo, A. D. "**Mechanics and energetic s of load carriage during human walking**". The Journal of Experimental Biology. V.217, p.605-613. 20114. doi: 10.1242/jeb.091587.

Hughes, M. "**Don't Get Lost in Deep Space: Understanding Quaternions**", 2017. <<https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/dont-get-lost-in-deep-space-understanding-quaternions>>. Acesso em 07/06/2019.

Lulic, T, J., Muftic, O. "**Trajectory of the human body mass Centre during walking at different Speed**". International Design Conference - Design 2002, Dubrovnik, May 14 - 17, 2002.

NASA, "**Aircraft Rotations: Body Axes**". <<https://www.grc.nasa.gov/WWW/K-12/airplane/rotations>>. Acesso em 10/06/19.

Orendurff, M.S., Segal, A. D., Berge, J. S., Flinck, K. C., Klute, G. K. "**Acceleration during walking: the effect of ankle kinetics on center of mass position and velocity**". Internal Report. Motion Analysis Laboratory, Rehabilitation Research and Development, Seattle, WA. USA. 2010.

Pavei, G., Seminati, E., Cazzola, D., Minetti, A. E. "**On the Estimation Accuracy of the 3D Body Center of Mass Trajectory during Human Locomotion: Inverse vs. Forward Dynamics**". Front. Physiol. V.8, Issue 129. 2017. doi: 10.3389/fphys.2017.00129.

Schepers, H. M., van Asseldonk, E. H. F.,Buurke, J. H. "**Ambulatory estimation of center of mass displacement during walking**". IEEE transactions on Biomedical Engineering, V. 56, N. 4, April, 2009.

Silva, F. F. G., Pimentel, R. L., Souto, C. R. "**Vibrações induzidas por multidões: análises de movimentos na direção transversal**". In IX Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 21 a 25 de agosto de 2016, Fortaleza, Ceará. 10p. 2016.

Toso, M. A., Goularte, B. F., Gomes, H. M. "**Avaliação de parâmetros biodinâmicos da caminhada humana utilizando medições óticas**". In IX Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 21 a 25 de agosto de 2016, Fortaleza, Ceará. 10p. 2016.



### Aceleração Global Corrigida em cada Acelerômetro

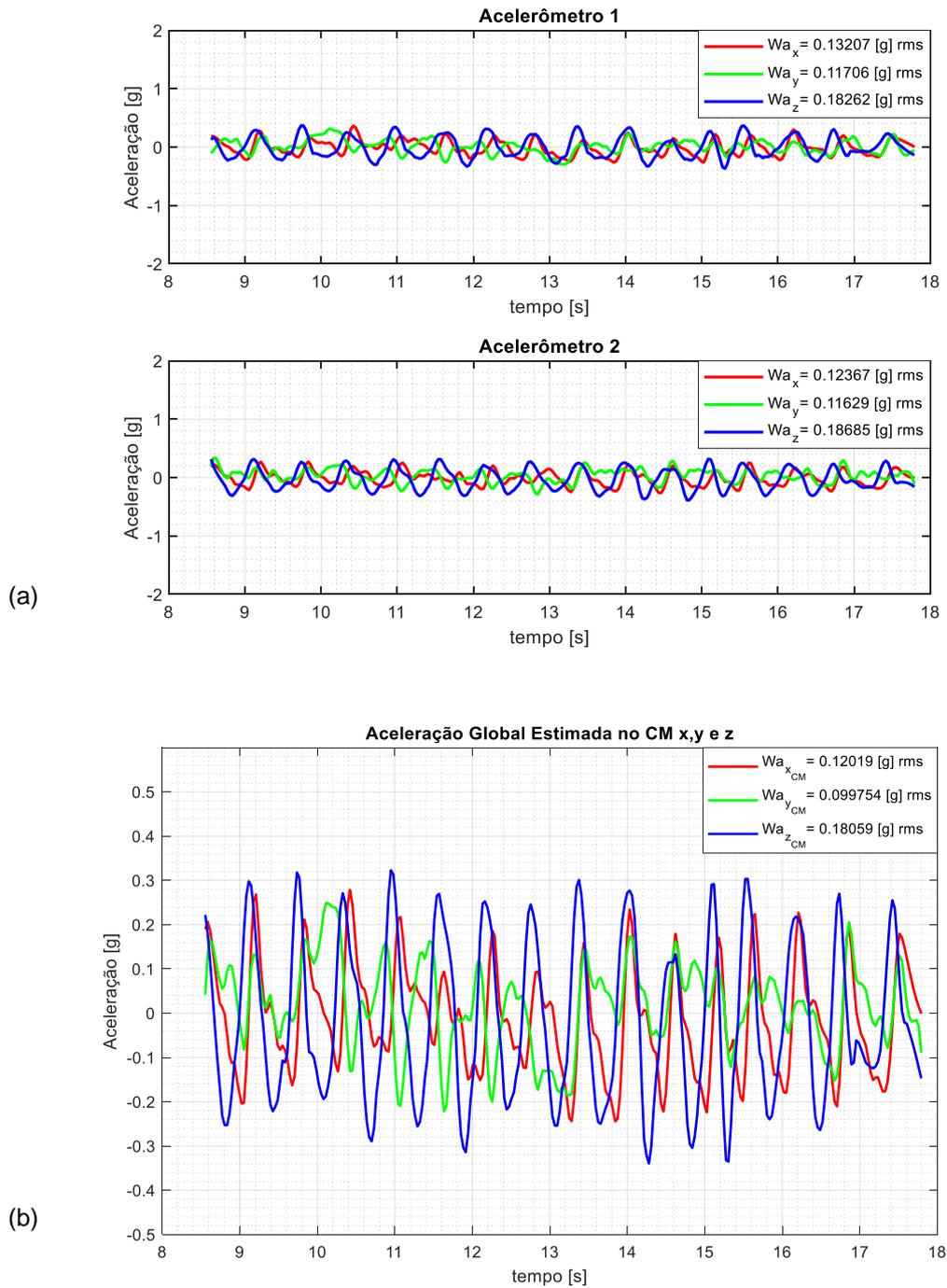
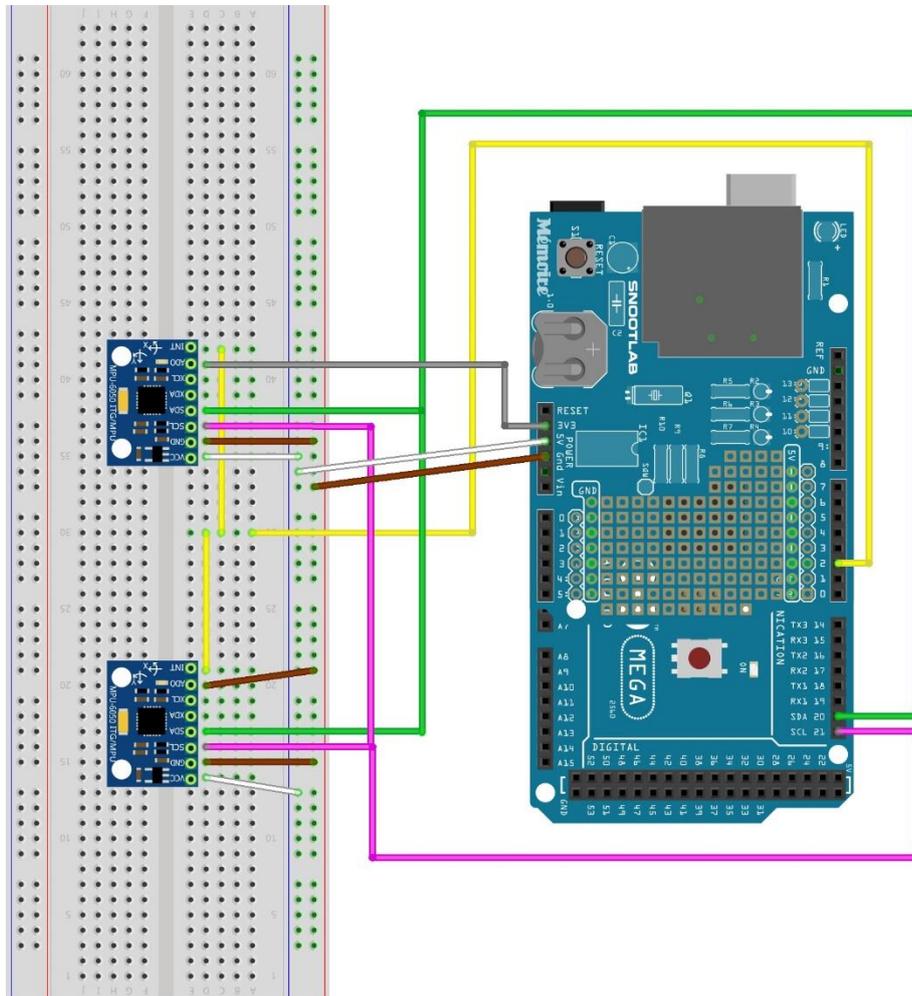


Figura A.2 – (a) Acelerações  $x$ ,  $y$  e  $z$  medidas pelos 2 acelerômetros do cinto no indivíduo caminhando. (b) Acelerações  $x$ ,  $y$  e  $z$  estimadas no CM do indivíduo caminhando.



fritzing

Figura A.3 – Montagem do circuito eletrônico com Arduino Mega 2560, Shield RTC DS1307 e dois sensores inerciais MPU 6050

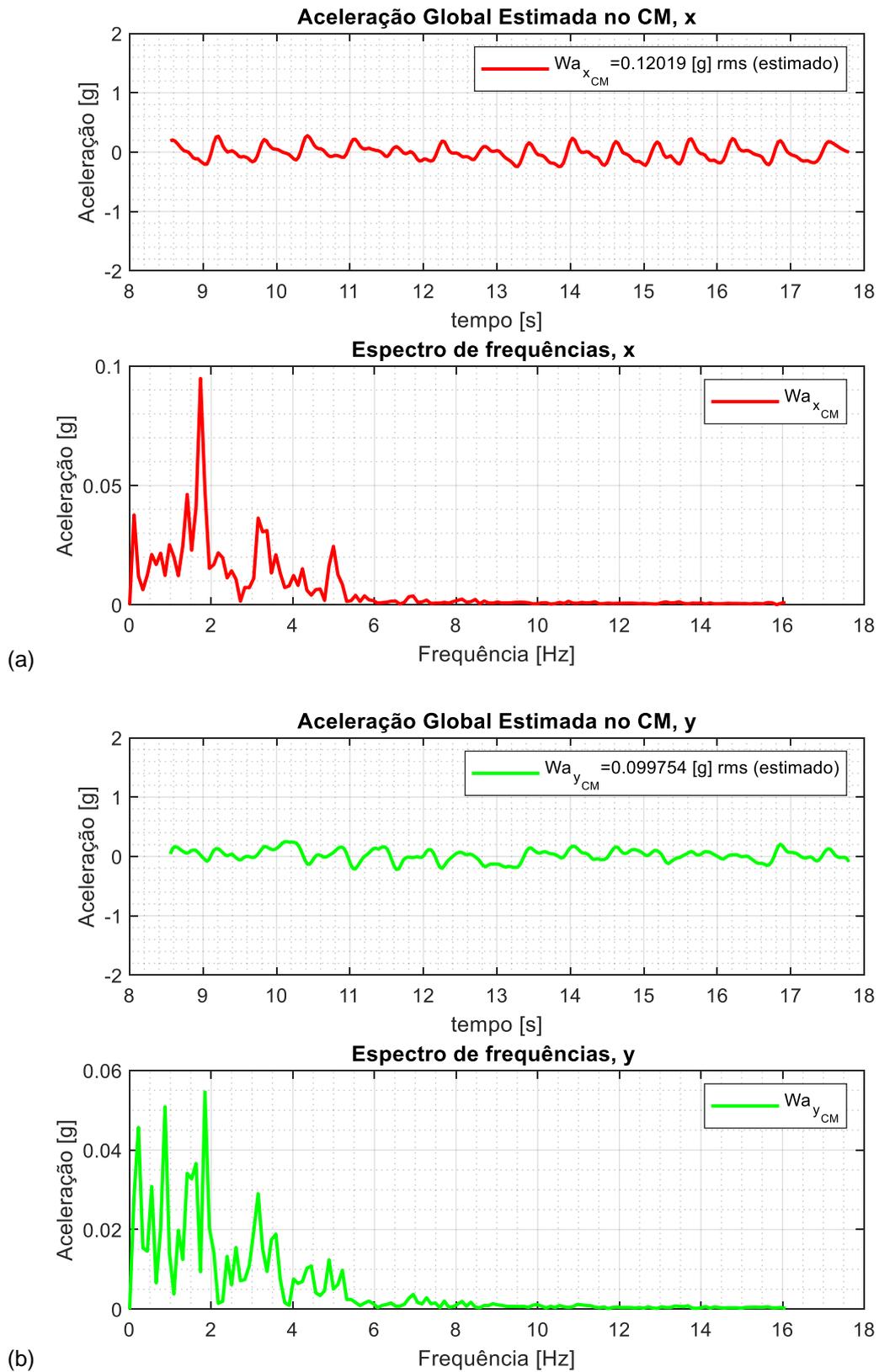


Figura A.4 – (a) Acelerações estimadas e espectros para eixo  $x$  e (b) para eixo  $y$  na situação do indivíduo caminhando

## ANEXOS

		<b>MPU-6000/MPU-6050 Product Specification</b>		Document Number: PS-MPU-600 Revision: 3.4 Release Date: 08/19/2013			
							
<b>6 Electrical Characteristics</b>							
<b>6.1 Gyroscope Specifications</b>							
VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T <sub>A</sub> = 25°C							
PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES	
<b>GYROSCOPE SENSITIVITY</b> Full-Scale Range  Gyroscope ADC Word Length Sensitivity Scale Factor  Sensitivity Scale Factor Tolerance Sensitivity Scale Factor Variation Over Temperature Nonlinearity Cross-Axis Sensitivity	FS_SEL=0		±250		°/s		
	FS_SEL=1		±500		°/s		
	FS_SEL=2		±1000		°/s		
	FS_SEL=3		±2000		°/s		
				16		bits	
	FS_SEL=0		131			LSB/(°/s)	
	FS_SEL=1		65.5			LSB/(°/s)	
	FS_SEL=2		32.8			LSB/(°/s)	
	FS_SEL=3		16.4			LSB/(°/s)	
	25°C		-3		+3	%	
Best fit straight line, 25°C			0.2		%		
			±2		%		
<b>GYROSCOPE ZERO-RATE OUTPUT (ZRO)</b>							
Initial ZRO Tolerance	25°C		±20		°/s		
ZRO Variation Over Temperature	-40°C to +85°C		±20		°/s		
Power-Supply Sensitivity (1-10Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s		
Power-Supply Sensitivity (10 - 250Hz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		0.2		°/s		
Power-Supply Sensitivity (250Hz - 100kHz)	Sine wave, 100mVpp; VDD=2.5V		4		°/s		
Linear Acceleration Sensitivity	Static		0.1		°/s/g		
<b>SELF-TEST RESPONSE</b>							
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	1	
<b>GYROSCOPE NOISE PERFORMANCE</b>							
Total RMS Noise	FS_SEL=0 DLPCFG=2 (100Hz)		0.05		°/s-rms		
Low-frequency RMS noise	Bandwidth 1Hz to 10Hz		0.033		°/s-rms		
Rate Noise Spectral Density	At 10Hz		0.005		°/s/√Hz		
<b>GYROSCOPE MECHANICAL FREQUENCIES</b>							
X-Axis		30	33	36	kHz		
Y-Axis		27	30	33	kHz		
Z-Axis		24	27	30	kHz		
<b>LOW PASS FILTER RESPONSE</b>							
	Programmable Range	5		256	Hz		
<b>OUTPUT DATA RATE</b>							
	Programmable	4		8,000	Hz		
<b>GYROSCOPE START-UP TIME</b>							
ZRO Settling (from power-on)	DLPCFG=0 to ±1% of Final		30		ms		

1. Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*

**6.2 Accelerometer Specifications**

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T<sub>A</sub> = 25°C

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES	
<b>ACCELEROMETER SENSITIVITY</b> Full-Scale Range  ADC Word Length Sensitivity Scale Factor	AFS_SEL=0		±2		g		
	AFS_SEL=1		±4		g		
	AFS_SEL=2		±8		g		
	AFS_SEL=3		±16		g		
		Output in two's complement format		16		bits	
	AFS_SEL=0		16,384			LSB/g	
AFS_SEL=1		8,192			LSB/g		
AFS_SEL=2		4,096			LSB/g		
AFS_SEL=3		2,048			LSB/g		
Initial Calibration Tolerance			±3		%		
Sensitivity Change vs. Temperature	AFS_SEL=0, -40°C to +85°C		±0.02		%/°C		
Nonlinearity	Best Fit Straight Line		0.5		%		
Cross-Axis Sensitivity			±2		%		
<b>ZERO-G OUTPUT</b>							
Initial Calibration Tolerance	X and Y axes		±50		mg	1	
	Z axis		±80		mg		
Zero-G Level Change vs. Temperature	X and Y axes, 0°C to +70°C		±35		mg		
	Z axis, 0°C to +70°C		±60		mg		
<b>SELF TEST RESPONSE</b>							
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	2	
<b>NOISE PERFORMANCE</b>							
Power Spectral Density	@10Hz, AFS_SEL=0 & ODR=1kHz		400		μg/√Hz		
<b>LOW PASS FILTER RESPONSE</b>							
	Programmable Range	5		260	Hz		
<b>OUTPUT DATA RATE</b>							
	Programmable Range	4		1,000	Hz		
<b>INTELLIGENCE FUNCTION INCREMENT</b>							
			32		mg/LSB		

1. Typical zero-g initial calibration tolerance value after MSL3 preconditioning

2. Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*

Figura A.5 –Especificações técnicas do acelerômetro MPU-6050 da empresa InvenSense.



Microcontroller	ATmega2560
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limit)	6-20V
Digital I/O Pins	54 (of which 15 provide PWM output)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	20 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB (8 KB used by bootloader)
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock Speed	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Length	101.52 mm
Width	53.3 mm
Weight	37 g

Figura A.6 – Especificações técnicas do Arduino Mega 2560.



Especificações:
- Data Logger Shield Arduino
- Slot cartão SD
- Funciona com SD formatado como FAT16 ou FAT32
- Relógio de Tempo Real RTC DS1307 integrado
- Regulador de tensão 3.3V
- Suporte para Bateria CR1220 3V (Bateria não inclusa)
- Área de prototipagem/soldagem
- Dimensões: 68 x 53 x 23mm

Figura A.7 – Especificações técnicas do *shield* RTC DS1307 para Arduino.