

Manuel Ricardo Alfonso Sánchez

Desenvolvimento de Sensor MARG para Análise de Movimento

Vitória – ES

2014

Manuel Ricardo Alfonso Sánchez

Desenvolvimento de Sensor MARG para Análise de Movimento

Dissertação submetida ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Universidade Federal do Espírito Santo – UFES

Centro Tecnológico

Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica

Orientador: Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto

Coorientador: Prof. Dr. Klaus Fabian Côco

Vitória – ES

2014

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Setorial Tecnológica,
Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil)

A388d Alfonso Sánchez, Manuel Ricardo, 1986-
Desenvolvimento de sensor MARG para análise de
movimento / Manuel Ricardo Alfonso Sánchez. – 2014.
91 f. : il.

Orientador: Anselmo Frizera Neto.
Coorientador: Klaus Fabian Côco.
Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) –
Universidade Federal do Espírito Santo, Centro Tecnológico.

1. Engenharia biomédica. 2. Detectores. 3. Redes de
sensores sem fio. 4. Sistemas de comunicação sem fio. 5.
Reabilitação. I. Frizera Neto, Anselmo. II. Côco, Klaus Fabian.
III. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro Tecnológico.
IV. Título.

CDU: 621.3

Manuel Ricardo Alfonso Sánchez

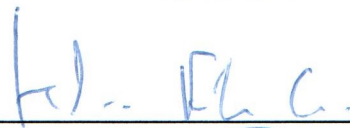
Desenvolvimento de Sensor MARG para Análise de Movimento

Dissertação submetida ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

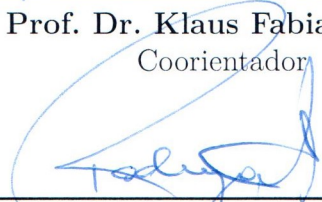
Trabalho aprovado. Vitória – ES, 19 de Setembro de 2014:



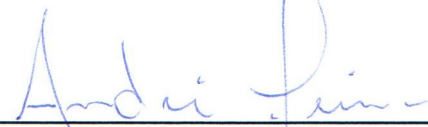
Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto
Orientador



Prof. Dr. Klaus Fabian Côco
Coorientador



Prof. Dr. Rodrigo Varejão Andreão
Instituto Federal do Espírito Santo (IFES)



Prof. Dr. André Ferreira
Universidade Federal do Espírito Santo
(UFES)

Vitória – ES

2014

Agradecimentos

Quero agradecer aos meus pais por ter sempre apoiado as minhas decisões, mesmo quando estas me levaram longe deles. A minha amada Oveja que alimentou minhas saudades com suas palavras e com sua força e disciplina me fez acreditar que eu podia conseguir tudo quanto eu queria...ela minha inspiração.

Agradeço também ao Carlos e o Camilo por me ajudar tanto dentro quanto fora da Universidade, pelos momentos bons e os ruins, porque assim que a gente se conhece.

Aos colegas do LAI 3, Thomaz, Douglas, Lúcio pela força que me deram quando maiores dificuldades passei. À galera do LAI 1: Fabricio, Flávio, Felipe, o Patrão, Igor, Milton, pelas viagens, peladas, churrascos, pedaladas.

Aos outros estrangeiros que junto comigo pararam de se sentir gringos, e nos convertemos numa grande família: Samy, Laura, Chechi, Javier, Karen, Ixchel, John, Nicolas, Catalina, Caro, Leo, Denis.

Ao meu grande amigo Jhon Freddy pelas longas conversas, historias, brincadeiras, sinceridade e pelas melhores festas.

Ao CNPq pelo financiamento do Projeto de Pesquisa (Processo 471804/2012-6).

Ao meu co-orientador Klaus Fabian Côco.

Finalmente, agradeço ao meu orientador Anselmo Frizera que, sempre persistente, buscava uma forma de motivar-me para continuar, que me fez entender a importância do meu trabalho e quem é uma das pessoas mais disciplinadas que já conheci.

Metade do meu coração ficará em Vitória, espero pegá-lo de volta pouco a pouco, visitando de novo a todos os que conheci e nunca esquecerei.

Resumo

O presente projeto propõe o desenvolvimento de algoritmos de calibração e fusão dos sinais provenientes de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros, para implementação de um sensor tridimensional conhecido como MARG. O sistema MARG-UFES, desenvolvido neste trabalho, permite que dados adquiridos referentes aos movimentos tridimensionais sejam processados, calibrados e transmitidos sem fio mediante a tecnologia *ZigBee*. O sistema desenvolvido tem a capacidade de comunicação com um receptor em configuração ponto a ponto, sem fio permitindo-se o estudo de movimentos cotidianos como caminhar, subir escadas e realizando a análise de posições corporais específicas requeridas durante a reabilitação motora de membros superiores e inferiores.

São apresentadas também as técnicas de fabricação de sistemas MARG para análise de movimento, assim como as calibrações necessárias para garantir confiabilidade das informações coletadas. Os dados obtidos serão comparados com os resultados de uma versão anterior e, principalmente, com o sensor comercial TECH-IMU CAN (TECHNAID, Espanha), que atualmente é usado por professores e pesquisadores da área de Engenharia Biomédica e por clínicas de reabilitação motora.

Palavras-chaves: MARG. Engenharia Biomédica. ZigBee. Reabilitação. Fusão Sensorial

Abstract

This project proposes the development of calibration and fusion algorithms of signals from magnetometers, gyroscopes and accelerometers, in order to implement a three-dimensional sensor known as MARG. The developed MARG-UFES system allows acquired data related with three-dimensional motion to be processed, calibrated and transmitted through *ZigBee*. The developed system has the ability to communicate with a hub in a point-to-point wireless configuration, to study daily movements such as walking, climbing stairs, sitting and allowing analysis of specific body positions required in motor rehabilitation of upper and lower limbs.

The MARG system fabrication techniques are also outlined, as well as the necessary calibrations to ensure reliability of captured information, which will be assessed by comparing the results with a previously developed sensor version and with the commercial TECH-IMU-CAN sensor (TECHNAID, Spain), which are currently used by researchers and teachers in biomedical engineering and clinical motor rehabilitation fields.

Key-words: MARG. Biomedical Engineering. ZigBee. Rehabilitation. Sensor Fusion.

Resumen

El presente proyecto propone el desarrollo de algoritmos de calibración y fusión de señales provenientes de acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, para implementación de un sensor tridimensional conocido como MARG. El sistema MARG-UFES desarrollado en este trabajo, permite que datos adquiridos movimientos tridimensionales sean procesados, calibrados y transmitidos de forma inalámbrica mediante *ZigBee*. El sistema desarrollado tiene la capacidad de comunicarse con un concentrador en configuración punto a punto de forma inalámbrica, para el estudio de movimientos cotidianos como caminar, subir escaleras, sentarse, o analizar posiciones corporales específicas requeridas durante la rehabilitación motora de miembros superiores e inferiores.

Son presentadas también, las técnicas de fabricación de sistemas MARG para análisis de movimiento, así como las calibraciones necesarias para garantizar confiabilidad de los datos capturados. Los datos obtenidos, serán comparados con los resultados de una versión anterior e principalmente con el sensor TECH-IMU CAN (TECHNAID, España), actualmente usado por profesores e investigadores en Ingeniería Biomédica, así como en clínicas de rehabilitación motora.

Palabras clave: MARG. Ingeniería Biomédica. ZigBee. Rehabilitación. Fusión de Sensores.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Áreas de estudo da biomecânica	28
Figura 2 – Sistema de referência anatômico do corpo humano (GODFREY <i>et al.</i> , 2008)	29
Figura 3 – Movimentos em referência ao quadril (WHITTLE, 2008)	30
Figura 4 – Sistema de captura inercial da XSENS (Xsens Technologies, 2009)	32
Figura 5 – Sistema de captura de movimento da STT (SST-SYSTEMS, 2013)	33
Figura 6 – Sensor TECH-IMU CAN com concentrador <i>Bluetooth</i> (TECHNAID, 2013)	34
Figura 7 – Placa Razor IMU da Sparkfun (SPARKFUN, 2012)	35
Figura 8 – Amostras do magnetômetro antes e depois de estimação de interferências (KOK <i>et al.</i> , 2012)	37
Figura 9 – Rede de sensores para instrumentação Biomedica (CIFUENTES <i>et al.</i> , 2012b)	41
Figura 10 – Diagrama em blocos ZIMUED (CIFUENTES <i>et al.</i> , 2012a)	42
Figura 11 – Placa de circuito eletrônico do sensor MARG-UFES com os principais componentes	43
Figura 12 – (a) Diagrama esquemático com ADXL345. (b) Eixos de aceleração sobre o sensor (Analog Devices, 2009)	44
Figura 13 – (a) Diagrama esquemático com ITG3200. (b) Orientação de eixos de sensibilidade e polaridade de rotação (INVENSENSE, 2010)	45
Figura 14 – (a) Diagrama esquemático com HMC5883L. (b) Orientação de eixos de sensibilidade (HONEYWELL, 2012)	45
Figura 15 – Diagrama em blocos simplificado do MC13224 (FREESCALE, 2011)	46
Figura 16 – Redes sem fio de curto alcance (CARMO; CORREIA, 2009)	47
Figura 17 – Configuração da topologia de rede em estrela	48
Figura 18 – Sistemas de referência atribuídos ao objeto (SRL) e ao mundo (SRG) (LOU <i>et al.</i> , 2011)	52
Figura 19 – Diagrama em blocos do algoritmo para estimação de orientação (LOU <i>et al.</i> , 2011)	54
Figura 20 – Desvio apresentado no ângulo perpendicular à terra	56
Figura 21 – Diagrama em blocos do Algoritmo para estimação de orientação e correção de desvios	58
Figura 22 – Orientação dos eixos X , Y e Z do sensor MARG	58
Figura 23 – Localização dos sensores sobre o goniômetro	66

Figura 24 – Movimentos aleatórios para captura de campos magnéticos em diferentes posições	66
Figura 25 – Comunicação do sensor MARG-UFES com a placa receptora	67
Figura 26 – Mudança de referencial com sensor MARG do SRL (a), para SRG(b)	68
Figura 27 – Imagem da captura no MCS-Studio (TECHNAID, 2013)	69
Figura 28 – Rotações realizadas ao redor de cada um dos eixos	69
Figura 29 – Descrição dos movimentos nos sistemas TECH-IMU CAN e MARG UFES (a), variações capturadas pelos sistemas ao redor do ângulo <i>Roll</i> (b)	70
Figura 30 – Descrição dos movimentos nos sistemas TECH-IMU CAN e MARG UFES (a), variações capturadas pelos sistemas ao redor do ângulo <i>Pitch</i> (b)	72
Figura 31 – Descrição dos movimentos nos sistemas TECH-IMU CAN e MARG UFES (a), variações capturadas pelos sistemas ao redor do ângulo <i>Yaw</i> (b)	73
Figura 32 – As caixas de cor vermelha representam o sensor TECH-IMU-CAN e as de cor preta o sensor MARG-UFES na posição inicial (a) e alvo de 60° (b) no ângulo <i>Roll</i>	75
Figura 33 – Comportamento do erro quadrático médio ao longo do experimento no ângulo <i>Roll</i> para cada alvo	75
Figura 34 – As caixas de cor vermelha representam o sensor TECH-IMU-CAN e as de cor preta o sensor MARG-UFES na posição inicial (a) e alvo de 20° (b) no ângulo <i>Pitch</i>	76
Figura 35 – Comportamento do erro quadrático médio ao longo do experimento no ângulo <i>Pitch</i> para cada alvo	77
Figura 36 – As caixas de cor vermelha representam o sensor TECH-IMU-CAN e as de cor preta o sensor MARG-UFES na posição inicial (a) e alvo de 80° (b) no ângulo <i>Yaw</i>	78
Figura 37 – Comportamento do erro quadrático médio ao longo do experimento no ângulo <i>Yaw</i> para cada alvo	78

Lista de tabelas

Tabela 1 – Características do sensor XSENS MTx	32
Tabela 2 – Características do sensor SST- IBS	33
Tabela 3 – Características do sensor TechIMU-CAN	34
Tabela 4 – Características dos sensores	43
Tabela 5 – Comparação entre ZigBee, Bluetooth e Wi-Fi	49
Tabela 6 – Valor médio de 5 repetições para 10 posições angulares com sensor TECH-IMU-CAN e MARG-UFES no ângulo <i>Roll</i>	70
Tabela 7 – Análise comparativa dos sensores com erro médio e desvio padrão para cada posição angular <i>Roll</i>	71
Tabela 8 – Valor médio de 5 repetições para 10 posições angulares com sensor TECH-IMU-CAN e MARG-UFES no ângulo <i>Pitch</i>	72
Tabela 9 – Análise comparativa dos sensores com erro médio e desvio padrão para cada posição angular <i>Pitch</i>	72
Tabela 10 – Valor médio de 5 repetições para 10 posições angulares com sensor TECH-IMU-CAN e MARG-UFES no ângulo <i>Yaw</i>	73
Tabela 11 – Análise comparativa dos sensores com erro médio e desvio padrão para cada posição angular <i>Yaw</i>	74

Lista de abreviaturas e siglas

ADC	Analog to Digital Converter
AES	Advanced Encryption Standard
BSN	Body Sensor Networks
DCM	Direction Cosine Matrix
eCompass	Electronic Compass
FFD	Full Function Device
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
IGRF	International Geomagnetic Reference Field
IMU	Inertial Measurement Unit
<i>I²C</i>	Inter Integrated Circuit
JTAG	Joint Test Action Group
LED	Light Emitting Diode
MAC	Media Access Control
MARG	Magnetic, Angular Rate and Gravity
MEMS	Microelectromechanical System
RFD	Reduced Function Device
SCL	Serial Clock
SDA	Serial Data
sEMG	Surface Electromyography
SMA	Surface Mount Antenna
SMD	Surface Mount Device
SRL	Sistema de Referência Local
SRG	Sistema de Referência Global

UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
WPAN	Wireless Personal Area Networks
WLAN	Wireless Local Area Networks
ZED	ZigBee End Device
ZC	ZigBee Coordinator
9DOF	Nine Degrees of Freedom

Lista de símbolos

ψ	Ângulo yaw
ϕ	Ângulo roll
θ	Ângulo pitch
g	Aceleração da gravidade
ω	Velocidade Angular.
β	Vetor solução da calibração.
λ	Autovalores do vetor solução.
δ	Inclinação Magnética

Sumário

Introdução	23
1 Contexto e Estado da Arte	27
1.1 Biomecânica	27
1.2 A Análise do Movimento Humano	29
1.3 Sistema MARG e IMU	31
1.3.1 XSENS MTx <i>Inertial Tracker</i>	32
1.3.2 Sensor STT-IBS	33
1.3.3 TECH-IMU CAN	33
1.3.4 Módulos de sensores inerciais	34
1.4 Obtenção de orientação com sensores MARG	35
1.4.1 Fontes de Erro e Desvio em Sensores MARG	36
1.4.2 Fusão de Sensores MARG	37
1.5 Proposta do Presente Estudo	39
2 Sistema MARG-UFES	41
2.1 Acelerômetro ADXL345	43
2.2 Giroscópio ITG-3200	44
2.3 Magnetômetro HMC5883L	44
2.4 Microcontrolador e transceptor <i>ZigBee</i> MC13224	46
2.5 Rede de Sensores	47
2.5.1 IEEE 802.15.4	47
2.5.2 <i>ZigBee</i>	48
3 Métodos	51
3.1 Sistemas de Referência e Representação de Orientações	51
3.2 Fusão Sensorial: Algoritmo Anterior	54
3.3 Proposta de Algoritmo para Correção de Desvios	56
3.3.1 Algoritmo de Calibração	59
3.3.2 Compensação de Inclinação	62
4 Validação Experimental	65
4.1 Ajustes Preliminares	65
4.2 Recepção e Processamento dos Dados	66
4.3 Experimentos	68
4.3.1 Validação ao Redor do Ângulo <i>Roll</i>	69

4.3.2	Validação ao Redor do Ângulo <i>Pitch</i>	71
4.3.3	Validação ao Redor do Ângulo <i>Yaw</i>	71
4.4	Discussão	74
4.5	Conclusões	77
5	Conclusões e Trabalhos futuros	81
5.1	Contribuições	82
5.2	Publicações	82
5.3	Trabalhos Futuros	83
	Referências	85

Introdução

A análise do movimento humano é o foco de interesse de diferentes áreas na Engenharia, como a Biomecânica, a indústria do entretenimento e a robótica na saúde. O acelerado desenvolvimento tecnológico das últimas décadas está permitindo que dispositivos que antes eram exclusividade de uso militar, sejam usados como ferramentas para a análise de condições físicas ou monitoramento de atividades cotidianas em humanos.

Os sistemas para análise de movimento estão compostos de sensores com diferentes características e propriedades. Alguns usam marcadores infravermelhos sobre o corpo humano que, junto com câmeras aptas para capturar este tipo de radiação, calculam com precisão movimentos tridimensionais de atividades diárias como caminhar, correr, ou praticar um esporte.

Outros sistemas fazem o uso de uma sequência de imagens adquiridas com uma ou varias câmeras capazes de capturar imagens na ordem de 100 quadros por segundo, buscando uma reconstrução detalhada de movimentos segmentados (CAPPOZZOL *et al.*, 1995; WRIGLEY *et al.*, 2009).

Porém, estes sistemas precisam para o seu funcionamento algumas condições específicas: iluminação controlada e área restrita de deslocamento. Nestes denominados ambientes estruturados, transladar o equipamento para realizar uma análise de movimento num espaço cotidiano é improvável. No entanto, existem outros sistemas que usam sensores que fornecem medidas precisas correspondentes à orientação, inclinação e posição de objetos ou corpos em ambientes diversos.

Sistemas microelectromecânicos (MEMS, do inglês *Microelectromechanical Systems*), dos quais fazem parte sensores como acelerômetros, giroscópios, e magnetômetros vêm sendo gradualmente introduzidos em áreas de aplicação como a aviação e a Engenharia Biomédica (MAYAGOITIA; NENE; VELTINK, 2002; FENU; STERI, 2010; DAPONTE; VITO; SEMENTA, 2013).

Os acelerômetros medem acelerações lineares, incluindo a da gravidade. Com os giroscópios é possível medir velocidades angulares, e os magnetômetros medem o campo magnético. Combinando os sinais provenientes destes sensores, é possível estimar a orientação em 3 dimensões de um objeto. No entanto, cada um destes apresenta variações e ruídos que devem ser reduzidos para o cálculo preciso da orientação.

Os acelerômetros unicamente provem informação da aceleração quando é possível subtrair a componente de gravidade do sinal capturado, sendo uma das limitações deste tipo de sensores. Outra limitação é quando ocorrem movimentos ao redor do eixo paralelo

ao vetor de gravidade, o que impossibilita a identificação de rotações com velocidade constante no plano mencionado (FRIZERA; CIFUENTES; BASTOS, 2013). A principal desvantagem dos acelerômetros e giroscópios é o erro acumulativo ao longo do tempo, devido às integrações realizadas nas informações capturadas para o cálculo da posição. Já o magnetômetro, que fornece a orientação em relação ao norte magnético, é susceptível às perturbações de campos magnéticos pelos componentes inclusos na placa de circuito impresso, conhecidas como efeitos de *soft iron*. Outras perturbações externas como as induzidas por equipamentos eletrônicos próximos ao sensor são conhecidas como efeitos do tipo *hard iron*.

O recente desenvolvimento de técnicas de fusão e calibração para sensores magnéticos, de velocidade angular e de gravidade (MARG, do inglês *Magnetic, Angular Rate and Gravity*) (LOU *et al.*, 2011; MADGWICK, 2011; KOK *et al.*, 2012), fez com que estes forneçam uma medida de orientação comparável com um sistema de fotogrametria, viabilizando o seu uso em ambientes diversos, mais próximos aos encontrados no cotidiano dos usuários.

Na área da Engenharia Biomédica, estes sensores estão sendo usados para caracterizar a atividade do corpo humano, como a marcha humana (INOUE; SHIBATA; SHIOJIMA, 2011; BAKHSHI; MAHOOR; DAVIDSON, 2011; COYTE *et al.*, 2013). O uso de sistemas compostos destes sensores pode oferecer informação específica a equipe médicos, facilitando o monitoramento e o diagnóstico, já que as decisões sobre o estado do paciente podem ser baseadas em dados cinemáticos quantitativos.

No entanto, as características de alguns destes sistemas que usam sensores MARG podem limitar a mobilidade natural do paciente devido às conexões entre os sensores mediante cabos, o que por sua vez, vai limitar o número máximo de dispositivos sobre o corpo, assim como a distância entre eles (LIU; INOUE; SHIBATA, 2009; CUTTI *et al.*, 2010).

Sistemas comerciais para análise de movimento com sensores MARG oferecem confiabilidade nos dados capturados, interfaces robustas para seguimento *online* das ações e transmissão sem fio com algumas restrições. No entanto, estes sistemas possuem preços superiores aos 1000 Euros por unidade (XSSENS, 2013; SST-SYSTEMS, 2013; TECHNAID, 2013), o que faz que seu uso seja pouco viável em centros de reabilitação, laboratórios clínicos e centros de pesquisa.

No presente estudo, pretende-se desenvolver algoritmos de fusão e calibração para sensores MARG, buscando reduzir as interferências que possam afetar as medidas capturadas para posteriormente representar a cinemática envolvida em ações cotidianas ou em tarefas de reabilitação motora.

Também busca-se desenvolver uma placa de circuito impresso para sensores MARG,

orientada para análise de movimento e cálculo de orientação tridimensional.

Objetivos

O objetivo principal deste trabalho de pesquisa é a elaboração de algoritmos de fusão e calibração de sinais provenientes de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros, formando o sistema MARG-UFES, de baixo custo e precisão comparável com um sistema comercial para aplicações de análise de movimento do corpo humano. Os objetivos são:

1. Desenvolvimento de uma placa de circuito impresso de tamanho reduzido e baixo custo, que inclua sensores inerciais e magnetômetro, assim como capacidade de processamento e transmissão de dados sem-fio.
2. Estudo e implementação de algoritmos para fusão de dados provenientes de acelerômetro e giroscópio.
3. Desenvolvimento de algoritmos para calibração de magnetômetro.
4. Desenvolvimento de algoritmo de transmissão sem fio de sinais provenientes de sensores MARG.
5. Validação experimental do sistema desenvolvido.

Organização desta Dissertação

No Capítulo 1 é apresentada uma contextualização sobre a análise de movimentos, assim como as técnicas e tecnologias existentes para tal fim. É apresentado também o estado da arte sobre algoritmos de fusão e calibração de sensores, cujos sinais são usados para o cálculo de orientação.

No Capítulo 2 são apresentados os sensores usados no trabalho, o processo de desenvolvimento da placa de circuito impresso e as configurações de redes para sensores corporais.

O Capítulo 3 apresenta a metodologia e a descrição dos algoritmos para integrar o *hardware* e *software* desenvolvidos.

No Capítulo 4 é apresentada a validação experimental com a descrição dos experimentos, resultados e a discussão.

No Capítulo 5 são apresentadas as conclusões, contribuições desta dissertação e os trabalhos futuros.

1 Contexto e Estado da Arte

O presente capítulo apresenta um resumo das principais tecnologias usadas para a análise de movimento humano, dentro das quais encontram-se dispositivos que fazem uso de recursos fotográficos, ou videográficos e sensores com sistemas micro electromecânicos (MEMS, do inglês *Microelectromechanical systems*) como acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. Uma maior ênfase será aplicada para estes últimos sistemas, considerando que são foco deste trabalho.

Posteriormente, são abordados os algoritmos existentes para fusão e calibração de sistemas como unidades de medição inercial (IMU, do inglês *Inertial Measurement Unit*) e MARG.

1.1 Biomecânica

A biomecânica do movimento humano é definida como uma interdisciplina que descreve, analisa e avalia os movimentos humanos (WINTER, 2009). Os primeiros estudos de biomecânica buscavam descrever movimentos que eram feitos a partir de observação visual. No estudo do movimento humano, a biomecânica usa duas abordagens principais: a análise quantitativa e qualitativa.

A análise quantitativa descreve os movimentos do corpo em termos numéricos, com o objetivo de reduzir as descrições subjetivas toda vez que os dados são adquiridos mediante instrumentação. No entanto, a quantificação tem algumas desvantagens, como o elevado custo dos equipamentos de aquisição, o elevado tempo requerido tanto para montagem quanto para realizar a calibração dos instrumentos e a falta de mobilidade destes. Já a análise qualitativa é definida como uma observação sistemática do desempenho dos movimentos humanos (KNUDSON, 2007).

A biomecânica do movimento humano apresenta as seguintes áreas principais de estudo: cinética, cinemática, antropometria e eletromiografia (Figura 1). A eletromiografia busca reconhecer a resposta muscular durante alguma atividade; são necessários instrumentos que capturam os sinais de baixa intensidade mediante eletrodos, e outros que filtram e amplificam os sinais desejados com os quais pode-se caracterizar a resposta muscular dos usuários (WINTER, 2009).

A antropometria estuda as medidas do corpo humano a fim de identificar diferenças individuais ou grupais. Envolve o uso de marcas corporais de referência para medir peso, comprimentos, larguras, diâmetros, entre outros. O tipo das medições vai depender da aplicação ou do estudo a realizar (KNUDSON, 2007).

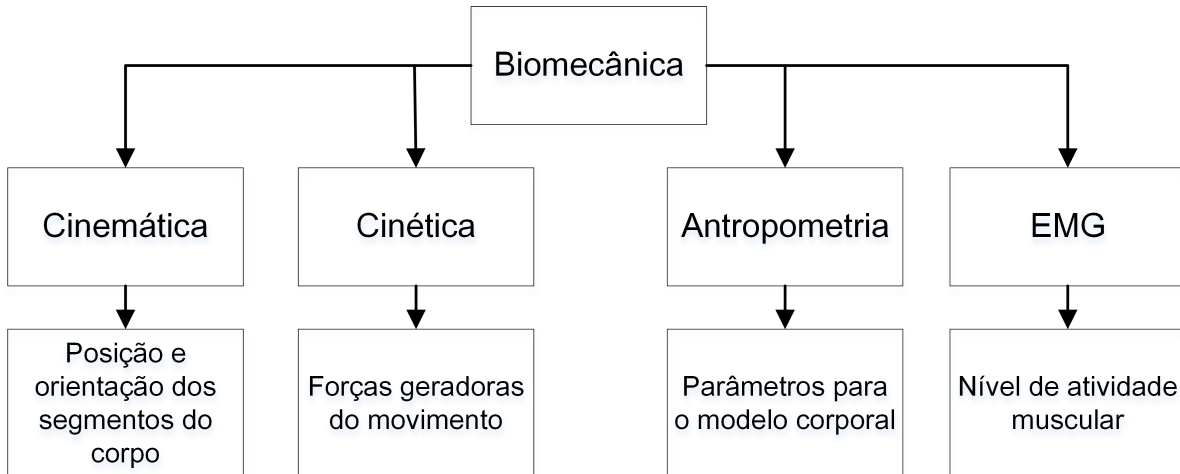


Figura 1 – Áreas de estudo da biomecânica

A cinética busca analisar as causas de movimentos lineares, onde são aplicados princípios de força-movimento e força-tempo para tal fim. O estudo cinemático busca descrever o movimento e o comportamento de corpos ao longo do tempo sem levar em conta as forças envolvidas. Em análise de movimento humano, a cinemática compreende desde a descrição anatômica das rotações nas juntas como (joelho e cotovelo) até medidas matemáticas de movimentos músculo-esqueléticos (KNUDSON, 2007).

Quantitativamente, a cinemática representa a descrição geométrica dos movimentos espaciais do corpo em três dimensões. Na descrição do movimento, a cinemática abarca: posições, velocidades e acelerações dos segmentos do corpo, além de ângulos, velocidades angulares e acelerações angulares das articulações. Para alguns estudos, as partes do corpo humano são consideradas como um sistema rígido que conecta as juntas das articulações (LIU *et al.*, 2008).

Segundo Winter (2009) é importante estabelecer um sistema de convenção para poder manter um seguimento em todas as variáveis cinemáticas, permitindo descrever os movimentos com o uso de termos como flexão, extensão, rotação e adução.

Estes termos descrevem a posição de um membro em relação com outro, portanto, quando busca-se analisar os movimentos relativos com um sistema de referência global, o qual corresponde com as coordenadas (0,0,0) para os três eixos (X,Y,Z), deve-se estabelecer um sistema absoluto de referência e um sistema local de referência. Um sistema de coordenadas permite então que um sensor seja orientado no mesmo sentido dos eixos atribuídos a um segmento corporal.

Na Figura 2, são apresentados os planos anatômicos do corpo humano, junto com os sistemas de coordenadas atribuído (GODFREY *et al.*, 2008):

- a) Sagital: corresponde ao plano que divide o corpo humano verticalmente em

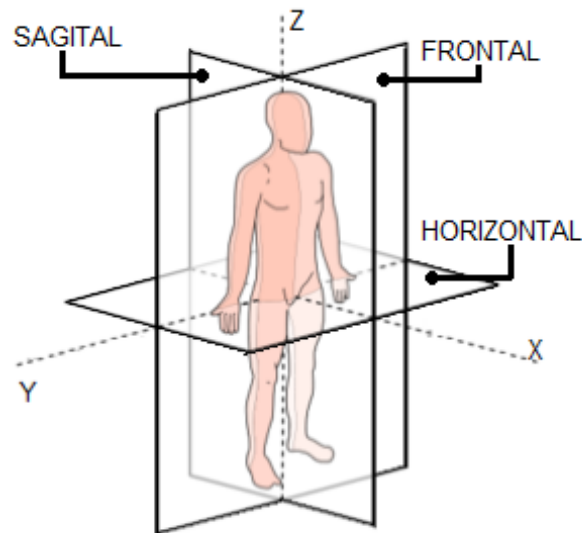


Figura 2 – Sistema de referência anatômico do corpo humano (GODFREY *et al.*, 2008)

duas partes iguais, direita e esquerda;

- b) Frontal: é o plano que divide o corpo humano verticalmente, separando-o em anterior e posterior;
- c) Transversal: é o plano que divide o corpo humano horizontalmente em duas partes, superior e inferior.

Para descrever movimentos nos membros inferiores, por exemplo, a flexão e extensão são realizadas em paralelo ao plano sagital, abdução e adução paralelo ao plano frontal e rotação interna e externa paralelo ao plano horizontal como se apresenta na Figura 3.

1.2 A Análise do Movimento Humano

A locomoção humana pode ser definida como as ações que o corpo realiza em conjunto para interagir no ambiente em que vive. Os movimentos humanos são feitos mediante sequências de atividades, de forma que se pode estudar de forma independente, tanto a parte superior do corpo quanto a parte inferior.

Existem varias técnicas e tecnologias focadas na análise de movimento humano. A fotogrametria, embora seja uns dos sistemas com maior precisão, é também o mais custoso e requer condições especiais para execução: como os ambientes estruturados, onde são controladas a iluminação e a superfície por onde o usuário se movimenta.

Sistemas para análise de movimento com sensores inerciais podem usar a fotogrametria como sistema de validação, devido ao baixo erro de medição desses instrumentos (CIFUENTES *et al.*, 2012a) e (TADANO, 2013). No entanto, a não implementação de

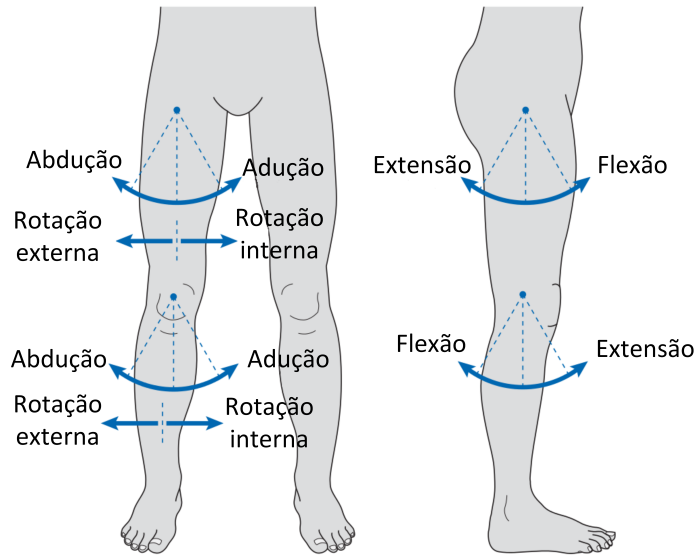


Figura 3 – Movimentos em referência ao quadril (WHITTLE, 2008)

técnicas de detecção de interferências eletromagnéticas, podem afetar consideravelmente o desempenho destes sensores.

O princípio da análise do movimento do corpo humano usando imagens consiste na captura de uma sequência de imagens com uma ou mais câmeras obtendo dados de um objeto de interesse através das medidas obtidas das imagens. Estudos como (ANTONSSON, 1985) demonstram as frequências nas que encontram-se os movimentos da marcha humana, onde 98% dos sinais registram componentes frequenciais menores do que 15Hz . Geralmente a fotogrametria usa câmeras que capturam 50 até 100 quadros por segundo, o que atinge e ultrapassa a frequência de amostragem requerida.

Outros sistemas usam acelerômetros para detecção de movimentos em alguma articulação específica (LIU *et al.*, 2008; BOSCH *et al.*, 2011). A combinação de acelerômetros e giroscópios permitem obter medidas de orientação estimada mediante a fusão da informação proveniente destes sensores.

O desenvolvimento de sistemas de assistência à reabilitação motora usando sensores inerciais é cada vez mais popular, devido à sua flexibilidade para se adaptar às necessidades dos pacientes em não estruturados. A combinação de acelerações lineares, velocidades angulares e a referência do campo magnético permite a medida da orientação tridimensional de um objeto, e com o posicionamento de sensores MARG sobre uma articulação do corpo, é possível obtenção de uma descrição completa da cinemática durante a execução de diferentes tarefas.

Desenvolvimentos recentes buscam aproveitar as vantagens das câmeras de profundidade e dos sensores inerciais para reconhecer movimentos humanos tanto com as

imagens quanto com acelerações, gerando baixas taxas de erro entre as medidas dos dois sistemas, como apresentado em (BANOS *et al.*, 2012).

1.3 Sistema MARG e IMU

Sensores de medição inercial como acelerômetros e giroscópios são combinados com magnetômetros resultando em um sistema conhecido como MARG. No entanto, o termo IMU é usado amplamente para sistemas que incluem os três sensores tridimensionais mas que não oferecem nenhum processamento embarcado na mesma placa. Já o termo MARG começa a ser usado nos últimos anos para diferenciar um sistema inercial sem e com magnetômetro (XIAO *et al.*, 2011; MADGWICK, 2011; TIAN; WEI; TAN, 2013).

Estes sistemas vêm sendo gradualmente introduzidos principalmente em áreas de aplicação como a aviação e a Engenharia Biomédica. Os acelerômetros medem acelerações lineares, incluindo a da gravidade. Com os giroscópios é possível medir a velocidade angular e os magnetômetros medem o campo magnético. Combinando os sinais provenientes destes elementos, é possível estimar a orientação em 3 dimensões de um objeto.

Novos métodos e algoritmos para interagir com dispositivos eletrônicos como telefones, computadores e jogos de vídeo têm evoluído no conceito de conhecer a localização, orientação e movimentos de objetos. O uso de sensores MARG é uma das mais recentes tecnologias para a análise de movimento devido ao baixo custo, eficácia e tamanho reduzido.

Inicialmente, eram combinados acelerômetros e giroscópios tridimensionais (IMU) para estimar a posição e orientação de objetos em 9 graus de liberdade. No entanto, devido aos erros numéricos causados pela integração dos sinais capturados, era gerado um erro acumulativo ao longo do tempo, fazendo necessário a integração de outros sensores que pudessem oferecer uma solução para estes erros (LUINGE; VELTINK, 2005).

Desenvolvimentos (como o feito pela firma holandesa *Phillips* no ano 2007), mostram o nível alcançado pelos dispositivos com sensores inerciais para a análise de movimento humano (ACHT *et al.*, 2007). Estes sistemas formam redes de sensores capazes de estimar o ângulo entre segmentos do corpo em distintas posições e transmitem esses dados para o seu posterior processamento.

Assim, na área Biomédica o uso de redes de sensores corporais (BSN, do inglês *Body Sensor Network*), começou a ter um maior impacto, oferecendo uma alternativa para os sistemas que usualmente precisavam do deslocamento do usuário até o local onde o sistema de monitoramento encontrava-se, o que limitava o acesso a esta tecnologia.

Os sensores inerciais permitem que tratamentos, terapias ou avaliações motoras sejam realizadas na própria casa do usuário, aumentando a eficácia nos procedimentos realizados pelo equipe médico, (CAVALLO *et al.*, 2009; FENU; STERI, 2010; LIN *et*

al., 2010; TAO *et al.*, 2012). No entanto, alguns destes desenvolvimentos usam soluções comerciais que não poderiam estar ao alcance de todos os laboratórios ou clínicas de reabilitação.

1.3.1 XSENS MTx *Inertial Tracker*

O sensor XSENS MTx (XSENSE, Holanda) faz parte de uma gama de produtos para captura de movimento de alta precisão, que mediante a fusão dos dados de sensores MARG, fornecem uma ferramenta para capturar movimentos tridimensionais relacionados com atividades humanas. Na Figura 4, apresenta-se um estudo com estes sensores, formando redes sem fio, que permitem a medição de ângulos relativos aos segmentos do corpo durante atividades cotidianas.(PENDHARKAR; LAI; BEGG, 2013).



Figura 4 – Sistema de captura inercial da XSENS (Xsens Technologies, 2009)

As características do sensor XSENS MTx são apresentadas na Tabela 1

Precisão em movimentos estáticos	< 1 grau
Precisão em movimentos dinâmicos	< 2 graus
Resolução angular	0,05 graus
Frequência de amostragem interna	1800 Hz
Alcance em interiores	20 metros
Duração da bateria	superior a 4 horas

Tabela 1 – Características do sensor XSENS MTx

1.3.2 Sensor STT-IBS

O sensor STT-IBS (STT *SYSTEMS*, Espanha) realiza o cálculo de orientação com 9 graus de liberdade, mediante a fusão de sinais de sensores MARG. Conta com a capacidade de aquisição de sinais em taxas até em 250 Hz. Este sensor pode se comunicar sem fio com dispositivos como telefones móveis ou *tablets* mediante a tecnologia *Bluetooth*. A STT *SYSTEMS* desenvolveu ferramentas que permitem ao usuário ter uma realimentação das ações executadas e reconhecidas pelo sistema. A Figura 5 apresenta a interface executada em uma *tablet* onde são observados os movimentos de segmentos do corpo.

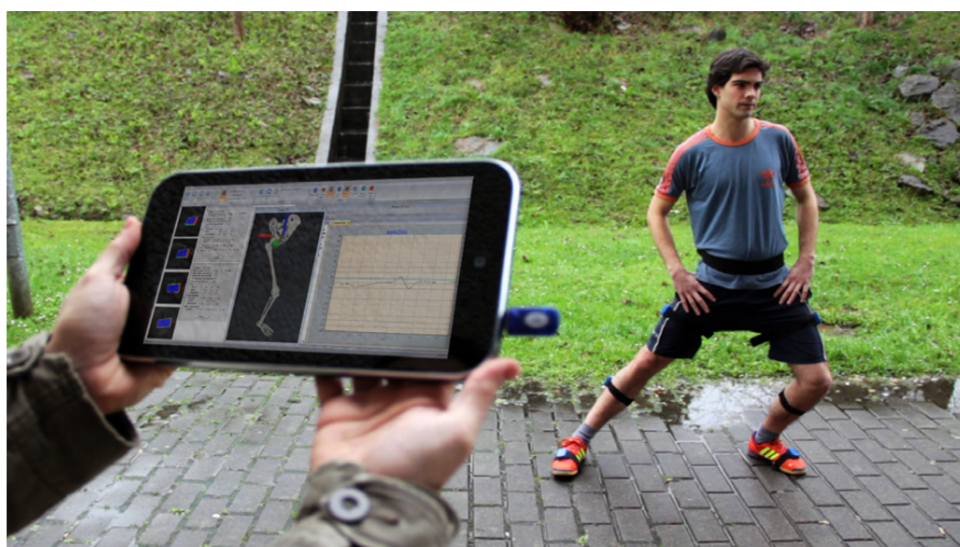


Figura 5 – Sistema de captura de movimento da STT (SST-SYSTEMS, 2013)

As características deste sensor são apresentadas na Tabela 2.

Precisão em movimentos estáticos	< 1 grau
Precisão em movimentos dinâmico	< 2 graus
Resolução angular	0,1 graus
Frequência de amostragem interna	125 até 250Hz
Alcance em interiores	20 metros
Duração da bateria	superior a 4 horas

Tabela 2 – Características do sensor SST- IBS

1.3.3 TECH-IMU CAN

O sensor TECH-IMU CAN (TECHNAID S.L, Espanha) faz parte de um sistema para captura de movimento tridimensionais de segmentos do corpo. Inclui acelerômetros, giroscópios e magnetômetros triaxiais e algoritmos avançados de calibração que inclusive têm em conta mudanças de temperatura para aumentar a precisão na hora de estimar uma

orientação em 3D. A Figura 6 apresenta a configuração do sensor TECH-IMU CAN, com 16 sensores ligados ao concentrador que pode se comunicar com um computador mediante tecnologia de comunicação sem fio *Bluetooth*. Os dados são apresentados no *Software Tech MCS Studio*.

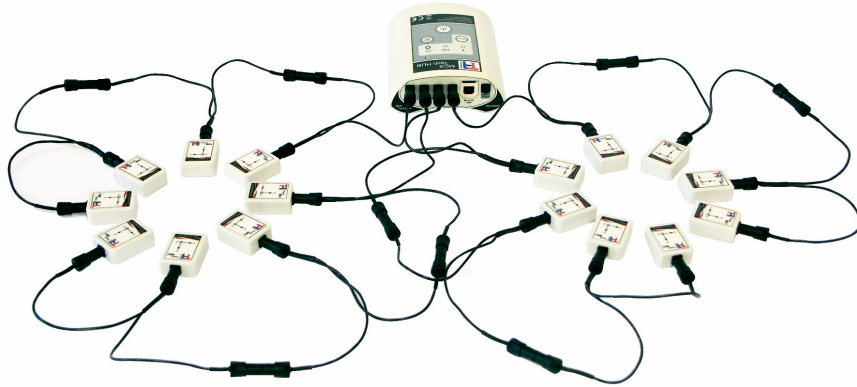


Figura 6 – Sensor TECH-IMU CAN com concentrador *Bluetooth* (TECHNAID, 2013)

Na interface de usuário deste dispositivo, é possível configurar a taxa de amostragem, assim como a saída correspondente à representação da orientação, sendo as opções: matrizes de cossenos diretores ou quatérnios. Na tabela 3, encontra-se algumas das características deste sensor.

Precisão em movimentos estáticos	< 1 grau
Comunicação sem-fio	A partir do concentrador
Dimensões	11 × 26 × 33mm
Frequência de amostragem interna	10 até 200Hz
Alcance em interiores	50 metros
Duração da bateria	superior a 4 horas

Tabela 3 – Características do sensor TechIMU-CAN

Este sistema foi recentemente adquirido pelo Laboratório de Automação Inteligente (LAI) da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES) e será usado como sistema de referência no presente trabalho.

1.3.4 Módulos de sensores inerciais

Apesar da existência de sensores que representam comercialmente uma ferramenta completa para análises de movimento, encontram-se, mais frequentemente no ambiente acadêmico, módulos de sensores que não incluem nenhum *algoritmo* de fusão ou calibração,

nem interfaces de visualização dos dados capturados. Estes módulos são destinados ao desenvolvimento de algoritmos que permitam personalizar a taxa de aquisição, transmissão e características dos filtros de fusão para sensores inerciais e magnéticos, oferecendo flexibilidade de integração com outros sistemas, e de execução em distintos sistemas operacionais.

Na Figura 7, apresenta-se o módulo Razor IMU (SPARKFUN, 2012), com sensores capazes de capturar informação com nove graus de liberdade (9DOF, do inglês *Nine Degree of Freedom*). O Razor IMU possui um acelerômetro, um giroscópio, um magnetômetro e um microcontrolador de 8 bits, e é distribuído pela *Sparkfun*. Existem outras placas com diferentes microcontroladores e sensores como *Adafruit 9DOF IMU* (ADAFRUIT, 2013) ou a placa de desenvolvimento MPU-9250EVB da firma *Invensense*.

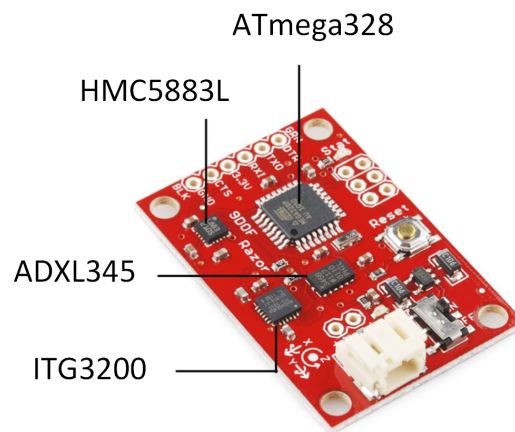


Figura 7 – Placa Razor IMU da Sparkfun (SPARKFUN, 2012)

Os fabricantes destas placas eletrônicas de circuito impresso disponibilizam os diagramas esquemáticos e planos *layouts* para fabricação da placa, o que começou fomentar uma maior quantidade de dispositivos que incluem sensores inerciais e microcontroladores neste formato.

1.4 Obtenção de orientação com sensores MARG

A orientação de um objeto faz parte da descrição de como este está localizado num espaço tridimensional em relação com a sistema de referência. A orientação estimada com o uso de sensores MARG pode ser realizada mediante a fusão dos sinais provenientes destes sensores, aproveitando as características de um tipo de sensor para superar as limitações de outro.

No entanto, o sinal proveniente de cada um dos sensores que fazem parte de um sistema MARG pode ser vulnerável a diferentes fontes de interferência e erro, os quais

podem causar imprecisão nas medidas de orientação desejadas.

As fontes de erro podem ser classificadas como físicas e de processamento. As principais fontes de erro físicas são as interferências magnéticas, a temperatura e mudanças na aceleração. Já as fontes de erro de processamento podem ser causadas pelas integrações numéricas necessárias na fusão sensorial de acelerômetros e giroscópios, assim como o erro acumulativo nas medidas capturadas por cada sensor.

Na seção seguinte, são abordadas as principais fontes de erro e interferência na fusão de sensores inerciais e magnéticos, apresentando a necessidade de identificá-las e reduzi-las, a fim de garantir sinais com compensação de erro para o uso na análise de movimento humano.

1.4.1 Fontes de Erro e Desvio em Sensores MARG

Apesar da popularidade que ganharam os MEMS nos últimos anos, a implementação de sistemas de análise de movimento com estes sensores requer um processamento que identifique e compense os erros presentes em cada um deles, resultando em sinais confiáveis para serem fusionados.

Os giroscópios podem apresentar desvios ao longo do tempo causados por variações de temperatura e devido à integração do erro do sensor nos algoritmos de fusão como demonstrado em (GARRATT; ANAVATTI, 2012). Na literatura é comum encontrar a fusão entre giroscópios e acelerômetros, toda vez que o desvio do giroscópio pode ser estimado e reduzido mediante a direção da gravidade fornecida pelo acelerômetro (MAYAGOITIA; NENE; VELTINK, 2002; LUNGE; VELTINK, 2005; LIN *et al.*, 2012).

No entanto, a inclinação fornecida por um acelerômetro pode ser pouco precisa devido às mudanças na aceleração, vibrações de alta frequência ou rotações ao redor do eixo vertical do sensor (LUNGE; VELTINK, 2005).

O magnetômetro, que fornece a orientação em referência ao norte magnético, é suscetível às perturbações de campos magnéticos pelos mesmos componentes inclusos no modulo, as vezes consideradas como constantes nos algoritmos de fusão. Outras perturbações, como as induzidas por equipamentos eletrônicos próximos ao sensor, são modeladas ao longo do tempo como apresentado em (BACHMANN; YUN; BRUMFIELD, 2007).

Elementos como pilhas, antenas ou materiais ferromagnéticos perto de um magnetômetro podem distorcer o campo magnético local capturado, o que pode causar erros no momento de estimar a orientação de um sensor, especialmente no ângulo que aponta para o norte magnético (ROETENBERG, 2006). Materiais como ferro e níquel, por exemplo, podem gerar distorções dependentes da orientação do material relativa ao sensor e ao campo magnético.

Outras interferências podem ser produzidas por materiais que geram um campo magnético constante e aditivo ao campo magnético da terra. Em (BACHMANN; YUN; BRUMFIELD, 2007), foi feita uma pesquisa comparativa de algoritmos usados para tratar as variações magnéticas e erros sistemáticos em magnetômetros.

Algumas técnicas de captura destes sinais não modelam todas as interferências magnéticas, já que os sensores podem estar sendo usados em ambientes controlados ou simplesmente as interferências são consideradas como constantes (ROETENBERG *et al.*, 2005; KOO; SUNG; LEE, 2009). Porém, em ambientes clínicos e não estruturados, podem existir várias fontes de interferência, sendo necessário modelá-las e reduzi-las.

Segundo Zhang *et al.* (2010), Kok *et al.* (2012), uma estimativa confiável das interferências magnéticas no espaço, quando são representadas com a magnitude do campo magnético, têm forma de esfera, como apresentado na Figura 8 b.

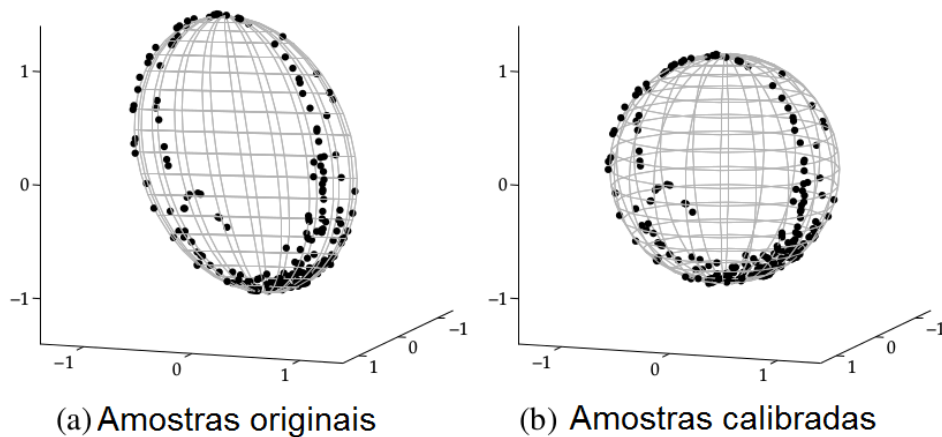


Figura 8 – Amostras do magnetômetro antes e depois de estimativa de interferências (KOK *et al.*, 2012)

O algoritmo de bússola eletrônica (eCompass, do inglês *Electronic Compass*), por exemplo, busca estimar todas as possíveis interferências magnéticas capturadas por um magnetômetro (PEDLEY, 2013b), mediante a captura das informações em diferentes posições angulares, que pode resultar em melhor desempenho na identificação de fontes de erro.

1.4.2 Fusão de Sensores MARG

Uma apropriada fusão de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros vai determinar a grau de precisão e acurácia do sistema para a análise de movimento, a sua flexibilidade para desenvolver aplicações em ambientes diversos e a confiabilidade dos dados capturados.

Sensores MARG são usados de forma independente para estimar a inclinação, a posição ou a orientação de objetos. Os acelerômetros podem ser usados para medir o vetor

de gravidade relativo ao sistema de referência de um sensor e assim estimar a inclinação de um objeto, sempre que não existam movimentos no eixo vertical e de gravidade. Esta orientação pode ser caracterizada pela rotação ao redor de três eixos ortogonais.

Na área biomédica, eles são usados em estudos para a análise de inclinação e postura em pessoas (HANSSON *et al.*, 2001) ou para calcular o deslocamento de segmentos do corpo ao longo do tempo, como é apresentado em (MAYAGOITIA; NENE; VELTINK, 2002; ATALLAH *et al.*, 2010).

Estimar a orientação de objetos mediante o uso de acelerômetros resulta em erros que podem ser corrigidos a partir da informação da velocidade angular. No entanto, a velocidade angular é obtida da aceleração angular mediante integração numérica, a qual apresenta erros ao longo do tempo, restringindo o tempo de aquisição de medidas com precisão (LATT *et al.*, 2009).

Quando é necessário analisar movimentos dinâmicos, geralmente inclui-se um giroscópio tridimensional, capaz de fornecer medida da velocidade angular do objeto, sendo uma fonte de informação de alta frequência, podendo ser usada para estimar a orientação de segmentos corporais (LUNGE; VELTINK, 2005; LIU *et al.*, 2007).

Embora, esta combinação de sensores somente possa medir orientação relativa na direção do vetor de gravidade, com uma referência horizontal arbitrária, apresenta erros acumulativos ao estimar o ângulo de movimento paralelo ao plano da terra. Este erro, conhecido como desvio, significa que não é mantido um estado estacionário no sinal, mesmo não havendo movimentos em nenhum dos eixos do sensor. O desvio é altamente abordado na literatura, onde distintos algoritmos e filtros buscam sua redução e estabilização (BACHMANN; YUN; BRUMFIELD, 2007; MADGWICK, 2011; DAPONTE; VITO; SEMENTA, 2013)

Por outro lado, a combinação de um acelerômetro e magnetômetro pode ser usada para determinar a orientação tridimensional de um objeto, sempre que a taxa de variação calculada com estes sensores é uma velocidade angular estimada, como é abordado no conceito de giroscópio virtual (PEDLEY, 2013a). No entanto, a resolução e sensibilidade de um giroscópio eletrônico é maior que uma estimativa feita a partir de dois sensores.

A fusão de dados provenientes de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros pode ser realizada geralmente mediante o algoritmo de *Kalman* ou mediante um algoritmo de filtragem complementar. Em (MUSCILLO *et al.*, 2010; MAZZA *et al.*, 2012), são implementadas variações do filtro de *Kalman* para fusão de dados dos sensores. Outros estudos usam filtros complementares baseados em quatérnios para seguimento de movimentos humanos (TIAN; WEI; TAN, 2013; DAPONTE; VITO; SEMENTA, 2013).

O filtro de *Kalman* é usado com frequência, devido à sua precisão tanto em sensores comerciais (INTERSENSE, 2008; Xsens Technologies, 2009), quanto em desenvolvimentos

acadêmicos (MIRZAEI; ROUMELIOTIS, 2008; MUSCILLO *et al.*, 2010). No entanto, o filtro de *Kalman*, quando implementado em sistemas IMU, apresenta os mesmos desvios de outros algoritmos no ângulo paralelo à terra (BACHMANN; YUN; BRUMFIELD, 2007), além do fato da maioria dos filtros de *Kalman* presentes na literatura realizarem correção somente para interferências magnéticas *Hard Iron* (ROETENBERG *et al.*, 2005; KOO; SUNG; LEE, 2009; MADGWICK, 2011; WU *et al.*, 2013), ignorando ou assumindo como constantes outras que são modeladas no presente trabalho.

Quando estão em ambientes com influência de perturbações magnéticas, estimar a orientação de um objeto em relação com o campo magnético é um procedimento impreciso.

Outra forma de calcular a orientação de sensores MARG é através da implementação algoritmo que mediante a matriz de cossenos diretores (DCM, do inglês *Direct Cosine Matrix*) utiliza prioritariamente os dados do giroscópio. Esta matriz usa a informação do giroscópio como fonte principal entre dois sistemas de referência. Um deles é o sistema de referência próprio do objeto e outro um sistema de referência global. Neste algoritmo, os dados do magnetômetro e do acelerômetro são usados para compensar o deslocamento pela integração do sinal do giroscópio (LOU *et al.*, 2011; CIFUENTES *et al.*, 2012a)

Como foi apresentado, a literatura apresenta uma variedade de algoritmos e filtros que abordam a identificação de erros e interferências de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros, alguns de forma independente e outros mediante a fusão dos sinais capturados. São também consideradas as variações ao longo do tempo destes sinais.

Assim, a obtenção de sinais com compensação de erro pode ser realizado mediante a implementação de várias das técnicas existentes, toda vez que algumas apresentam desempenho superior sobre outras, fazendo da fusão de algoritmos uma técnica válida que pode ser adaptada em sensores MARG para obtenção de orientação em análise de movimento.

1.5 Proposta do Presente Estudo

Nesta Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, pretende-se fusionar algoritmos de identificação de erros e fusão de sinais provenientes de sensores MARG, dentro de uma placa eletrônica de tamanho reduzido e baixo custo.

A comunicação entre os sensores e a placa deve ser sem fio. O resultado esperado é a identificação e compensação das interferências magnéticas erros associados à fusão de sensores inerciais.

Alem disso, pretende-se implementar um algoritmo que usa dados do acelerômetro e do giroscópio, para estimar com baixas taxas de erro os ângulos *Roll* e *Pitch*.

Também será implementado o algoritmo *eCompass* que fornece o processamento

das principais fontes de interferência em magnetômetros, devido a que outras técnicas podem abarcar parcialmente a identificação das fontes de erro para estimação do ângulo perpendicular à terra ou paralelo à gravidade.

Finalmente, pretende-se alcançar, com o sistema desenvolvido, uma precisão comparável com sistemas comerciais como o TECH-IMU CAN, permitindo o uso em aplicações na análise de movimento do corpo humano e para solucionar as seguintes limitações:

- a) Alto custo de aquisição e manutenção,
- b) Cabos entre os sensores e a unidade de processamento,
- c) Falta de integração de sensores individuais,
- d) Necessidade de ambientes com condições específicas para garantir uma análise confiável,
- e) Necessidade de considerar as perturbações que podem afetar a precisão do sistema.

2 Sistema MARG-UFES

O sistema MARG-UFES é a evolução de versões prévias de sensores pensados para formar redes de sensores corporal. A primeira versão possui acelerômetros, sensor de temperatura, sensor de pressão e um barramento para captura da atividade eletromiográfica superficial (sEMG, do inglês *Surface Electromyography*). Com este sensor, foi avaliado inicialmente o alcance da rede sem fio com diferentes potências de transmissão e taxa de dados, registrando pouca interferência com outras tecnologias como *Bluetooth* e *WiFi* (Cifuentes, Gentiletti e Alfonso (2009)).

Posteriormente, foram implementadas redes de sensores para a análise de movimento humano em membros inferiores. Na Figura 9 apresenta-se a configuração de 3 sensores chamados de dispositivo final *ZigBee* (ZED, do inglês *ZigBee End Device*) e de dispositivo coordenador *ZigBee* (ZC, do inglês *ZigBee Coordinator*), com os quais apresentou-se a evolução nos sistemas para aplicação em reabilitação motora tanto de membros inferiores quanto superiores. O resultado desta pesquisa é o desenvolvimento do sensor ZIMUED (CIFUENTES *et al.*, 2012b).

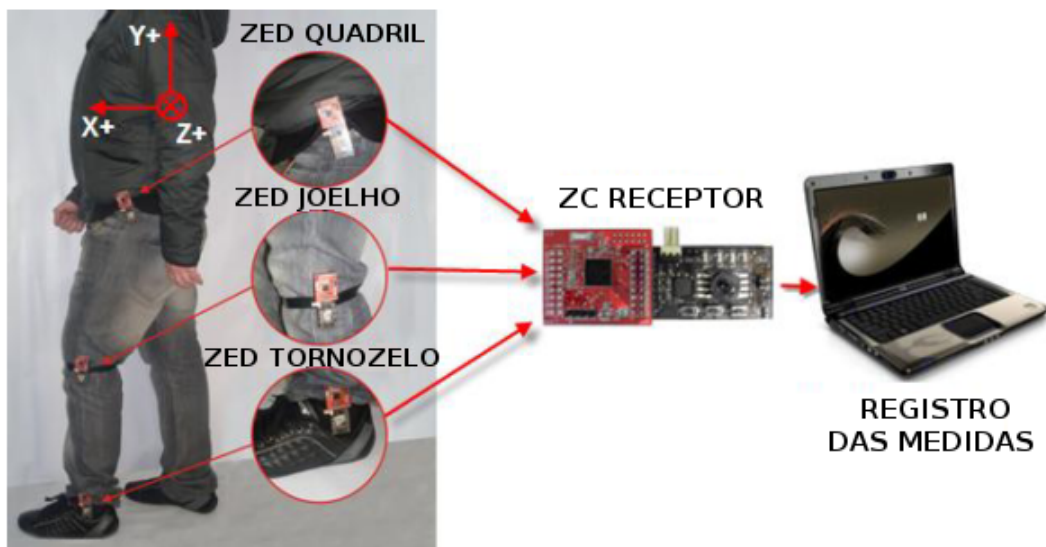


Figura 9 – Rede de sensores para instrumentação Biomedica (CIFUENTES *et al.*, 2012b)

O ZIMUED foi desenvolvido como uma ferramenta de monitoramento para aplicação em terapia de reabilitação motora, baseado em uma rede de sensores capazes de capturar a cinemática e a intensão de movimento. O *hardware* principal do nó sensor é o microcontrolador *ARM Cortex M4 Kinetis*.

Algumas das pesquisas realizadas com o ZIMUED ajudaram no estudo de técnicas para a análise de movimentos humanos de membro superior (CIFUENTES *et al.*, 2012a).

Na Figura 10 apresenta-se um diagrama em blocos onde identifica-se a integração de sensores inerciais junto com o sistema de aquisição de ativação muscular e o transeptor *ZigBee*.

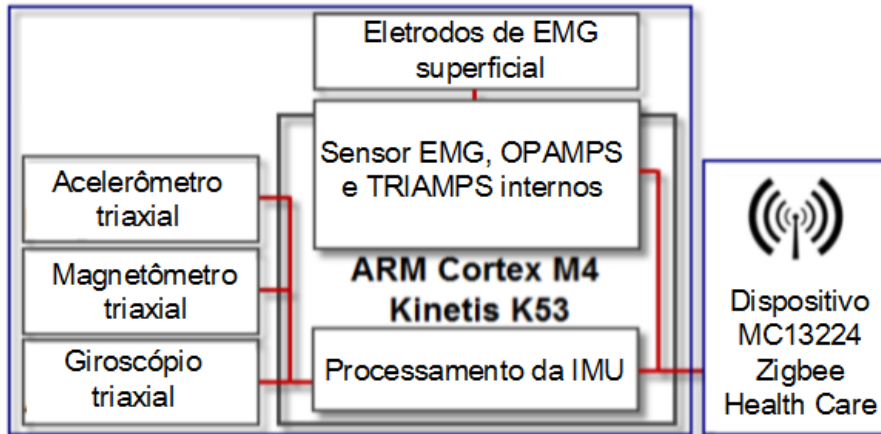


Figura 10 – Diagrama em blocos ZIMUED (CIFUENTES *et al.*, 2012a)

Assim, o ZIMUED foi usado no presente projeto de mestrado, para iniciar o estudo de algoritmos de fusão e calibração de sensores inerciais. No entanto, durante o uso contínuo do ZIMUED foram identificados problemas como: baixa precisão nas medidas dos sensores inerciais, funcionamento intermitente e dificuldade de portabilidade em algumas extremidades.

O ZIMUED é composto por duas placas unidas por dois barramentos de 40 pinos, que permitem a transmissão dos dados processados da IMU e das leituras de sEMG. Com a placa de transmissão *ZigBee*, mediante o protocolo de comunicação serial IIC (do inglês, *Inter Integrated Circuit*), é possível que sejam enviados os dados via o protocolo (UART, do inglês *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter*) até uma unidade de recepção, neste caso, um computador, onde são analisados posteriormente os dados coletados.

Ambas placas são programadas de forma independente sendo necessário separá-las continuamente, já que avaliações de transferência de: pacotes de diferentes tamanhos, representações angulares diferentes e dados sem processamento; são realizadas continuamente. A contínua separação gera desgaste físico nos barramentos mencionados. Além disso, algoritmos desenvolvidos para reduzir as interferências causadas pelos componentes próximos aos sensores não geraram o resultado esperado, considerando a maior fonte de interferência a placa que contém o circuito de transmissão *ZigBee*.

No entanto, no desenvolvimento de um novo sensor, foram consideradas as técnicas desenvolvidas na fabricação das placas eletrônicas anteriores. Estas técnicas consideram o correto posicionamento de componentes como o cristal e a antena, assim como o tamanho

das trilhas que levam o sinal que será transmitido até a antena, o posicionamento da etapa de alimentação do circuito, e a localização do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro.

Na Figura 11 apresenta-se o sensor MARG-UFES com os principais componentes localizados. Encontram-se os sensores MEMS, o microcontrolador e transceptor MC13224, a antena, o conector de programação no padrão (JTAG, do inglês *Joint Test Action Group*), e o regulador para suprir a tensão requerida pelo circuito.

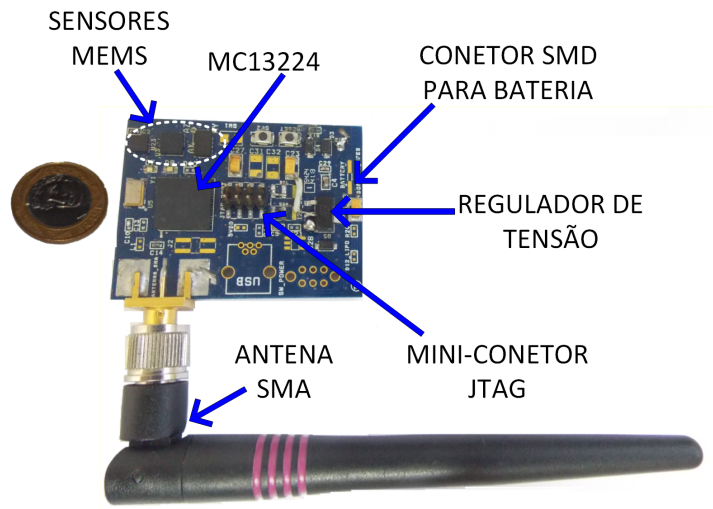


Figura 11 – Placa de circuito eletrônico do sensor MARG-UFES com os principais componentes

A Tabela 4 apresenta as especificações dos sensores usados no MARG-UFES. Estes sensores foram selecionados pela alta taxa de amostragem, resolução e ampla escala ao mesmo tempo.

Sensor	Escala	Sensibilidade	Taxa de amostragem	Resolução
Acelerômetro ADXL345	$\pm 16g$	0,0039 g	3,2k amostras/s	13 bits
Giroscópio ITG3200	2000°	$0,061^\circ/s$	8k amostras/s	16 bits
Magnetômetro HMC5883L	$\pm 8Gs$	$\pm 0,2\%$	15 amostras/s	12 bits

Tabela 4 – Características dos sensores

2.1 Acelerômetro ADXL345

O ADXL345 é um acelerômetro tridimensional, digital, de baixo consumo e tamanho reduzido, com uma resolução de 13 bits para captura de acelerações na faixa de $\pm 16g$. Fornece os dados de aceleração linear em formato digital, o que reduz a necessidade de usar um conversor analógico digital (A/D, do inglês *Analog to Digital*) para aquisição dos dados.

Na Figura 12 (a) apresenta-se o diagrama esquemático mínimo para funcionamento do acelerômetro. Estão incluídos apenas 3 capacitores que funcionam como filtros de ruído na fonte de alimentação do sensor. Observam-se também os pinos de comunicação serial de dados (SDA, do inglês *Serial Data*) e serial de relógio (SCL, do inglês *Serial Clock*), os quais permitem tanto a configuração do sensor em parâmetros como sensibilidade e resolução, quanto a transmissão dos sinais adquiridos para o microcontrolador. Na Figura 12 (b), encontram-se os eixos de aceleração do sensor.

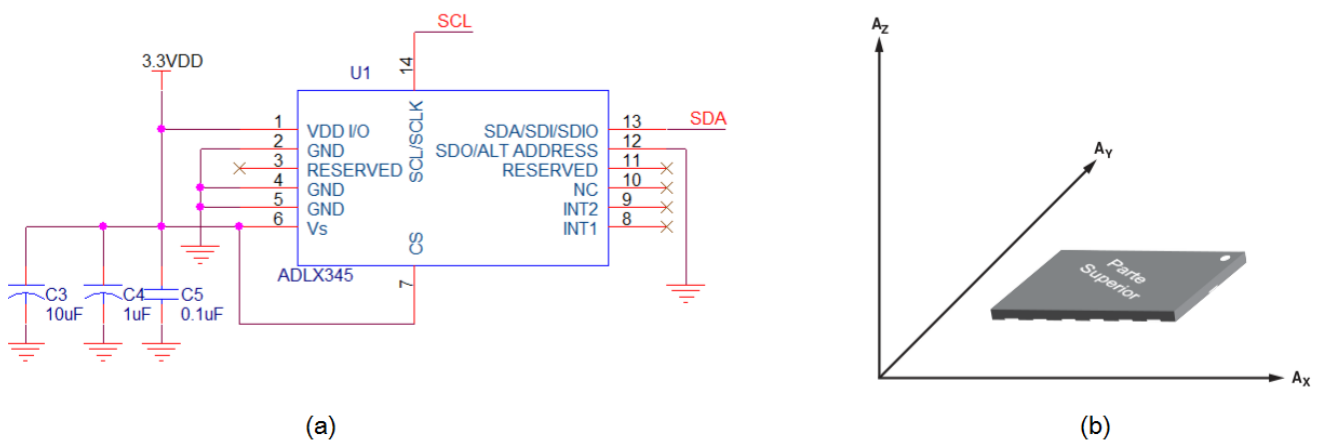


Figura 12 – (a) Diagrama esquemático com ADXL345. (b) Eixos de aceleração sobre o sensor (Analog Devices, 2009)

2.2 Giroscópio ITG-3200

O giroscópio ITG-3200 internamente possui 3 conversores A/D de 16 bits para digitalizar a saída do giroscópio, correspondente às velocidades angulares nos eixos X , Y e Z . Conta também com um filtro interno passa baixa com frequência de corte configurável entre 5 Hz até 256 Hz. Internamente fornece compensação de temperatura para melhorar a resposta do sensor. Na Figura 13 (a), apresenta-se o diagrama esquemático mínimo para funcionamento do giroscópio. Os capacitores funcionam como filtros de ruído na entrada de alimentação do sensor e os valores são especificados pelo fabricante para garantir o correto funcionamento. Na Figura 13 (b), encontram-se a orientação de eixos de sensibilidade e polaridade de rotação.

2.3 Magnetômetro HMC5883L

O HMC5883L é um micro sensor magneto-resistivo capaz de medir campos magnéticos em uma faixa de milésimos de gauss a 6 gauss nos 3 eixos de sensibilidade. Internamente possui conversores A/D de 12 bits para detecção do campo magnético em alta resolução.

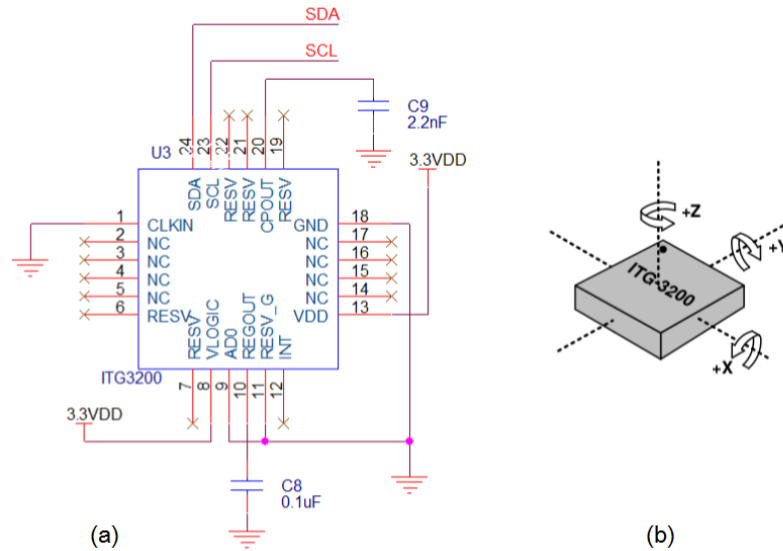


Figura 13 – (a) Diagrama esquemático com ITG3200. (b) Orientação de eixos de sensibilidade e polaridade de rotação (INVENSENSE, 2010)

Desta forma é possível detectar a direção e magnitude do norte magnético com uma precisão de 2 graus. Conta com compensação interna de temperatura e interface de comunicação serial circuito inter-integrado (IIC, do inglês *Inter Integrated Circuit*). A taxa de saída pode ser configurada de $0,75Hz$ a $75Hz$.

Na Figura 14 (a), apresenta-se o diagrama esquemático para o funcionamento, apresentando apenas 3 capacitores para filtrar ruídos provenientes da fonte de alimentação. Na Figura 14 (b), encontra-se a orientação dos eixos de medição.

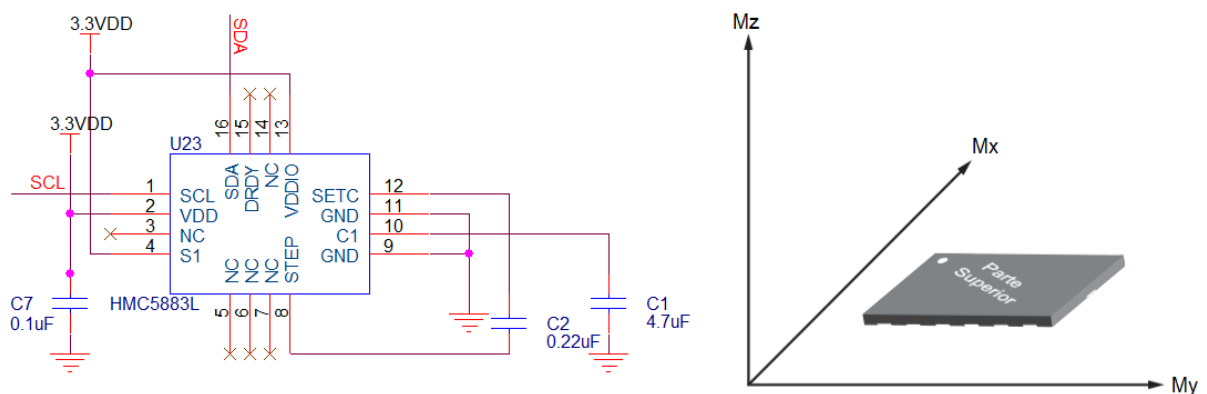


Figura 14 – (a) Diagrama esquemático com HMC5883L. (b) Orientação de eixos de sensibilidade (HONEYWELL, 2012)

2.4 Microcontrolador e transceptor *ZigBee* MC13224

O MC13224 é uma plataforma que incorpora um microcontrolador ARM7 de 32 bits com um transceptor *ZigBee* para rádio frequência. Conta com *hardware* interno para aceleração do padrão de segurança de encriptação avançada (AES, do inglês *Advanced Encryption Standard*), e para o padrão *IEEE 802.15.4*, que define o nível físico e o endereço físico associado à interface de comunicação (MAC, do inglês *Media Access Control*). Internamente também conta com *hardware* para comutar entre transmissão e recepção, amplificador de baixo ruído e amplificador de potência.

O MC13224 simplifica a transmissão sem-fio mediante a tecnologia *ZigBee*, diminuindo o *hardware* adicional. Utilizando somente alguns componentes passivos, é possível realizar a transmissão e recepção de dados. O consumo de corrente típico em transmissão é de $29mA$ e para recepção de $22mA$

Possui, também detecção do nível de bateria, um pino dedicado como indicador de transmissão, 8 entradas para canais analógicos que funcionam com 2 conversores analógicos digitais de 12 bits, 2 portas de comunicação *IIC*, 4 temporizadores, 8 entradas para interrupção por teclado, entre outros (FREESCALE, 2011). Na Figura 15 mostra-se o diagrama em blocos onde encontram-se algumas das características mencionadas anteriormente.

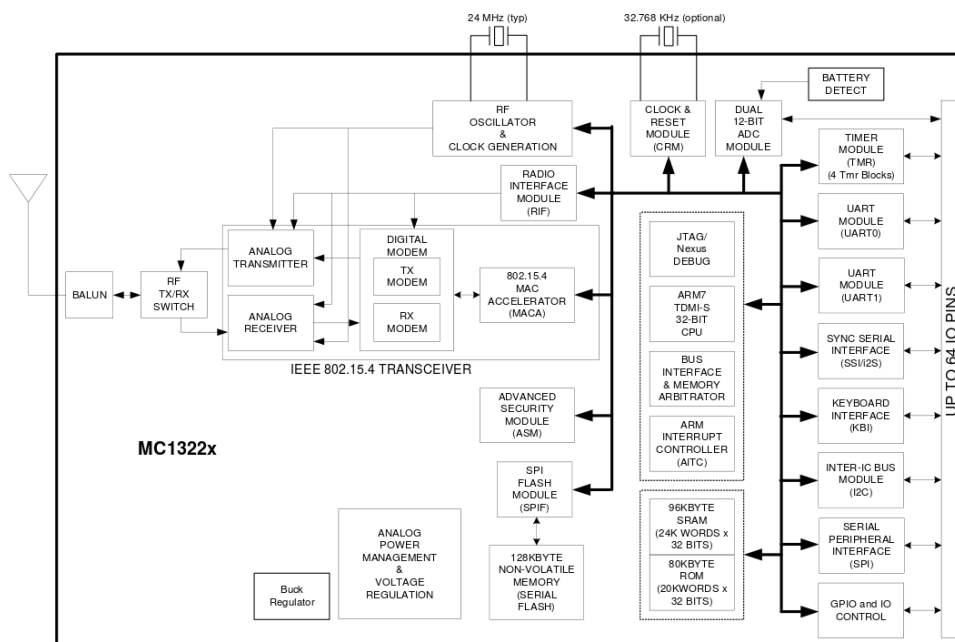


Figura 15 – Diagrama em blocos simplificado do MC13224 (FREESCALE, 2011)

2.5 Rede de Sensores

A integração de microsensores com tamanhos de poucos milímetros, com capacidade de processamento embarcado e de transmissão sem fio são os componentes básicos das redes de sensores existentes (AZIZ *et al.*, 2005). Cada um destes dispositivos denomina-se nó da rede e conta com a capacidade de detecção de alguma variável física, processamento e comunicação. Os nós podem estar localizados no ar, na terra, na água, sobre o corpo de pessoas ou até em edifícios. Assim as aplicações para redes de sensores podem variar, o que dificulta modelar uma rede de sensores que possa ser usada para muitos ambientes.

As redes de sensores, basicamente, estão orientadas para funcionar dentro do grupo IEEE 802. O IEEE 802 é um conjunto de padrões para redes de área e são divididas segundo a sua aplicação e funcionamento. Na Figura 16 observa-se a classificação das redes sem fio de curto alcance, onde estão algumas das tecnologias mais comuns usadas para redes de sensores, as quais fazem parte das redes de área pessoais sem fio (WPAN, do inglês *Wireless Personal Area Network*).

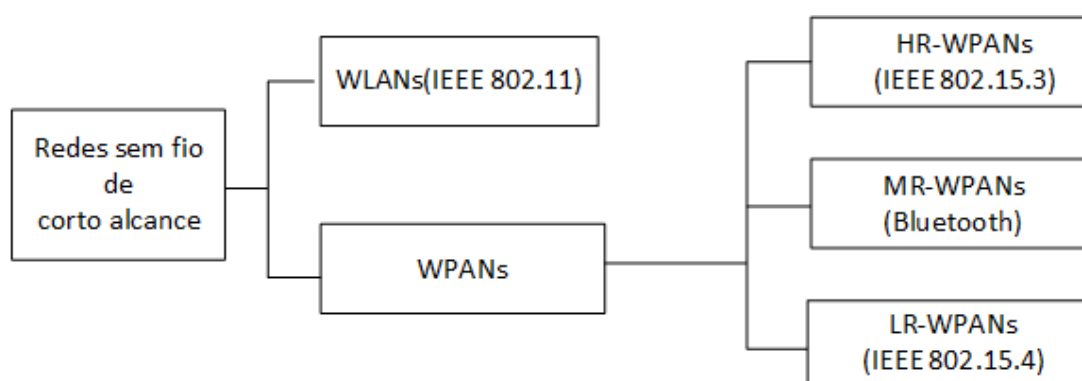


Figura 16 – Redes sem fio de curto alcance (CARMO; CORREIA, 2009)

Dentro das WPAN, existem 3 classes, segundo a sua taxa de transmissão, sendo alta HR, média MR, e baixa LR. O foco do presente trabalho são as redes de baixa taxa de transmissão que, entre outras vantagens, permitem longa duração da bateria, podendo chegar a meses ou anos. Comparando com as redes sem fio de área local (WLAN, do inglês *Wireless Local Area Networks*), as quais permitem alto rendimento, baixa latência para a transmissão de arquivos e aplicações multimídia, as aplicações com WPAN terão taxas de transmissão da ordem de dezenas de *Kbit/s*.

2.5.1 IEEE 802.15.4

O objetivo do padrão IEEE 802.15.4 é prover o padrão para a camada física e MAC para aplicações com necessidade de baixo consumo, custo e taxa de transmissão.

O padrão suporta diferentes topologias de redes como configurações em estrela, ponto a ponto, malha e árvore.

Na topologia estrela existem dois tipos de dispositivos, um deles denominado dispositivo de função completa (FFD, do inglês *Full Function Device*), que funciona como coordenador, e os outros sendo dispositivos de função reduzida (RFD, do inglês *Reduced Function Device*). Todos os dispositivos RFD são diretamente comunicados com o coordenador. Na Figura 17 apresenta-se uma topologia estrela com 5 RFDs e um coordenador FFD.

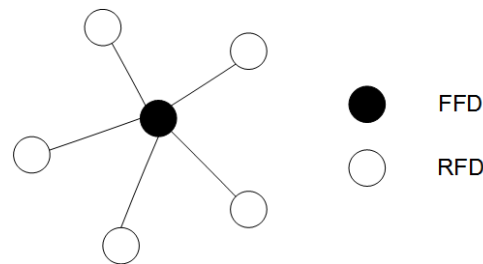


Figura 17 – Configuração da topologia de rede em estrela

Os denominados RFD unicamente podem transmitir dados mas não podem comunicar-se com os outros nós, por outro lado, os FFD podem receber dados de vários sensores já que funcionam como coordenadores da rede. Dentro das vantagens desta topologia encontra-se a facilidade para detectar funcionamento independente dos nós, controle de tráfego centralizado e continuidade de funcionamento, caso algum sensor pare de funcionar.

Outras topologias como a malha são formadas por vários FFD que se comunicam entre eles, e apresentam vantagens como o uso alternativo de caminhos para levar um sinal até o coordenador, aumentando a confiabilidade.

2.5.2 ZigBee

ZigBee é um padrão de *hardware* e *software* baseado no padrão IEEE 802.15.4, o qual descreve em termos de conexão de redes, as camadas físicas e de controle de acesso ao meio. O *ZigBee* adicionou as especificações para as camadas de rede e aplicação para assim completar o que é chamado de *stack ZigBee*.

Na Tabela 5 encontram-se algumas das propriedades do IEEE 802.15.4 *ZigBee* e a comparação com outras tecnologias comumente usadas para formar redes de sensores (SOHRABY; MINOLI; ZNATI, 2007).

O *Bluetooth* é um sistema de comunicação sem fio baseado no padrão IEEE 802.15.1, o qual alcança velocidades de transmissão de até 1 Mbps, dentro das vantagens que oferece o *ZigBee* em relação ao *Bluetooth* encontram-se a quantidade de nós permitidos por rede e o

Característica	<i>ZigBee</i>	<i>Bluetooth</i>	<i>WiFi</i>
Classificação por consumo de energia	Baixo	Médio	Alto
nós por rede	65536	7	32
Velocidade de transmissão	250Kpbs	1Mbps	11Mbps
Alcance	300 m	10m	100 m

Tabela 5 – Comparação entre ZigBee, Bluetooth e Wi-Fi

consumo de energia. Em *ZigBee*, cada canal abarca frequências dentro de um comprimento de banda específico. O padrão define 27 canais, dos quais só 16 usam a faixa de 2.4 GHz.

O *ZigBee* é considerado um importante padrão nas áreas de sensoriamento remoto e monitoramento de variáveis físicas, em ambientes internos e externos, onde cada vez é mais frequente encontrar desenvolvimento de ferramentas tecnológicas no campo da Engenharia Biomédica usando este protocolo de comunicação (WATTHANAWISUTH; LOMAS; WISITSORAAT, 2010; DAYU, 2010; QING; LI; YU, 2011; BAE *et al.*, 2012). Devido às vantagens do *ZigBee* demonstradas anteriormente sobre outras tecnologias de transmissão sem fio, orientadas para BSN, foi escolhida para realizar a rede de sensores desenvolvida neste trabalho.

Depois de apresentar os sistemas de *hardware* que são usados no presente trabalho, serão descritos no próximo Capítulo os métodos que permitem aos sinais provenientes destes dispositivos, serem processados no algoritmo de fusão sensorial. Igualmente serão apresentadas as diversas fontes que podem causar erro no desempenho do sensor MARG-UFES e como compensá-las no algoritmo desenvolvido.

3 Métodos

Existem diferentes formas de representar rotações, dentro das quais pode-se citar: as matrizes de cossenos diretores, os quatérnios e os ângulos de Euler. Algumas técnicas apresentam alta complexidade, erro de singularidade ou limitações para reconstruir com precisão alguma posição de um objeto (ANG; TOURASSIS, 1987).

No entanto, o desenvolvimento de novas técnicas de fusão para sensores inerciais, os quais fornecem a orientação espacial de um objeto, permitem que sensores como magnetômetros forneçam uma referência de orientação no mundo ao sistema inercial comum, fazendo uso das diferentes representações angulares mencionadas.

A determinação da relação entre uma captura no sistema de referência do sensor e um sistema de referência global, permite estimar a orientação relativa ao plano horizontal. No entanto, quando o sensor é rotacionado ao redor do eixo vertical, a projeção do vetor de gravidade em cada um dos eixos do acelerômetro não muda, o que faz com que magnetômetros sejam necessários para calcular a orientação relativa ao eixo vertical (BACHMANN; YUN; BRUMFIELD, 2007).

Para aplicações que contemplam atividades com movimentos tridimensionais ao longo do tempo, como a marcha humana, o sistema desenvolvido deve incorporar um sensor de velocidade angular de frequência mais alta, que, combinado com os dados de acelerômetros e magnetômetros, forneçam uma estimativa robusta de orientação em tempo real (BACHMANN; YUN; BRUMFIELD, 2007).

Porém, com o uso de sensores de movimento em ambientes não estruturados (clínicas, salas de aula, ou na casa de um usuário), é possível que interferências afetem a precisão das informações capturadas pelos sensores (GODFREY *et al.*, 2008), sendo necessário criar uma ferramenta que identifique e reduza as principais fontes de interferência, mantendo a orientação do membro ou articulação objeto de estudo.

O sistema desenvolvido no presente trabalho permite que uma placa com sensores próprios para a análise de movimento possa capturar informações, processá-las e transmiti-las, a fim de representar a cinemática envolvida em movimentos estáticos e dinâmicos, realizados em ambientes não estruturados.

3.1 Sistemas de Referência e Representação de Orientações

Um sistema coordenado cartesiano no espaço tridimensional é caracterizado por um conjunto de três eixos X , Y e Z , denominados eixos coordenados, mutuamente perpendiculares. Estes sistemas podem ser atribuídos tanto ao objeto quanto à referência.

Uma vez designados os sistemas de referência, pode-se estimar a rotação para cada eixo, permitindo identificar três ângulos no sistema de coordenadas cartesianas.

Na Figura 18, os eixos são representados como sistema de referência local (SRL) e sistema de referência global (SRG), os quais não são ortogonais entre si. A ortogonalidade significa que se dois vetores são perpendiculares em um sistema de referência, serão perpendiculares em qualquer outro sistema. Portanto, a análise das rotações que poderiam levar o SRL para um alinhamento com um SRG é realizado mediante uma sequência de rotações que envolve, cada um dos ângulos $Roll(\phi)$, $Pitch(\theta)$ e $Yaw(\psi)$.

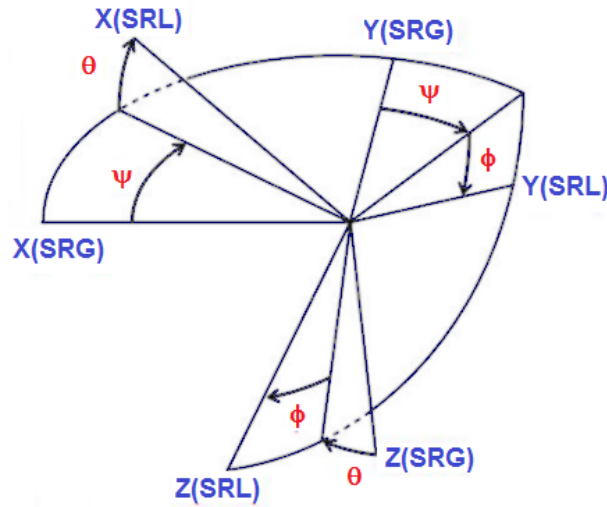


Figura 18 – Sistemas de referência atribuídos ao objeto (SRL) e ao mundo (SRG) (LOU *et al.*, 2011)

A rotação realizada ao redor de cada eixo pode ser representado por uma matriz de rotação (YIP, 2006). Uma sequência de matrizes de rotação forma uma matriz $R = R_Z(\psi)R_Y(\theta)R_X(\phi)$. Nas equações 3.1, 3.2 e 3.3, são apresentadas as matrizes de rotação em função de cada um dos ângulos.

$$R_X(\phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ 0 & \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$R_Y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$R_Z(\psi) = \begin{bmatrix} \cos(\psi) & \sin(\psi) & 0 \\ -\sin(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Resolvendo a multiplicação das matrizes de rotação na sequência $Z Y X$ obtêm-se a matriz DCM da equação 3.4:

$$R = \begin{bmatrix} \cos \psi \cos \theta & \cos \psi \sin \theta \sin \phi - \sin \psi \cos \phi & \cos \psi \sin \theta \cos \phi + \sin \psi \sin \phi \\ \sin \psi \cos \theta & \sin \psi \sin \theta \sin \phi + \cos \psi \cos \phi & \sin \psi \sin \theta \cos \phi - \cos \psi \sin \phi \\ -\sin \theta & \cos \theta \sin \phi & \cos \theta \cos \phi \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

A matriz R não é necessariamente simétrica. As três colunas da matriz representam as transformações dos três vetores correspondentes aos eixos do SRL para o SRG. As três linhas de R representam as transformações dos três vetores correspondentes aos eixos do SRG para o SRL. Assim a matriz contém a informação suficiente para expressar a orientação de um objeto em relação com um sistema referencial fixo.

Outra forma de representar a orientação de um objeto com sistema de referência próprio em relação a um sistema de referência fixo, é utilizar os ângulos de Euler, calculados a partir da matriz de rotação apresentada na equação 3.4, sendo:

$$\phi = \arctan \left(\frac{R[3, 2]}{R[3, 3]} \right) \quad (3.5)$$

$$\theta = \arcsin (-R[3, 1]) \quad (3.6)$$

$$\psi = \arctan \left(\frac{R[2, 1]}{R[1, 1]} \right) \quad (3.7)$$

Não é comum encontrar na literatura análise de movimento diretamente aplicado aos ângulos de Euler, devido às singularidades em algumas posições angulares (ANG; TOURASSIS, 1987). Outras representações, como os quatérnios, são amplamente usadas. Com um vetor de 4 componentes, representa-se a rotação em função de um sistema de referência sem as singularidades encontradas nos ângulos de Euler (MADGWICK, 2011; TADANO, 2013).

Os quatérnios são um conjunto de números complexos com quatro componentes, como apresentado na equação 3.8:

$$\vec{q} = (q_w, q_x, q_y, q_z) \quad (3.8)$$

onde q_w representa a magnitude da rotação, e os outros três componentes representam o eixo em que é realizada a rotação. Os quatérnios, assim como as DCM, permitem mudar o sistema referencial de um sensor, dependendo das necessidades da análise de movimento realizada (DAPONTE *et al.*, 2014).

Uma vez identificados os sistemas de referência que trabalha um sistema MARG é necessário descrever os procedimentos que permitem a fusão das variáveis físicas (aceleração, velocidades angulares e campos magnéticos) fornecidas pelos sensores.

3.2 Fusão Sensorial: Algoritmo Anterior

O primeiro algoritmo para capturar e processar as informações provenientes dos sensores, considera o giroscópio como fonte principal para estimar a orientação e os dados do acelerômetro para estimar a inclinação de um sistema IMU. A fusão de acelerações lineares e velocidades angulares é realizada mediante uma DCM normalizada. Erros numéricos, causados pela integração dos dados não permitem que a normalização seja conservada, sendo necessário ajustar continuamente os elementos da matriz DCM (LOU *et al.*, 2011).

Este primeiro algoritmo de fusão, com base na estimação da inclinação, foi implementado no dispositivo ZIMUED (CIFUENTES *et al.*, 2012a), apresentado anteriormente no anterior Capítulo 2.

Na Figura 19, apresenta-se o diagrama em blocos do algoritmo implementado, onde também encontra-se uma etapa de detecção e correção de desvios, assim como o controle PI realimentado. O desvio significa que não é mantido um estado estacionário no sinal, mesmo não havendo movimentos em nenhum dos eixos do sensor.

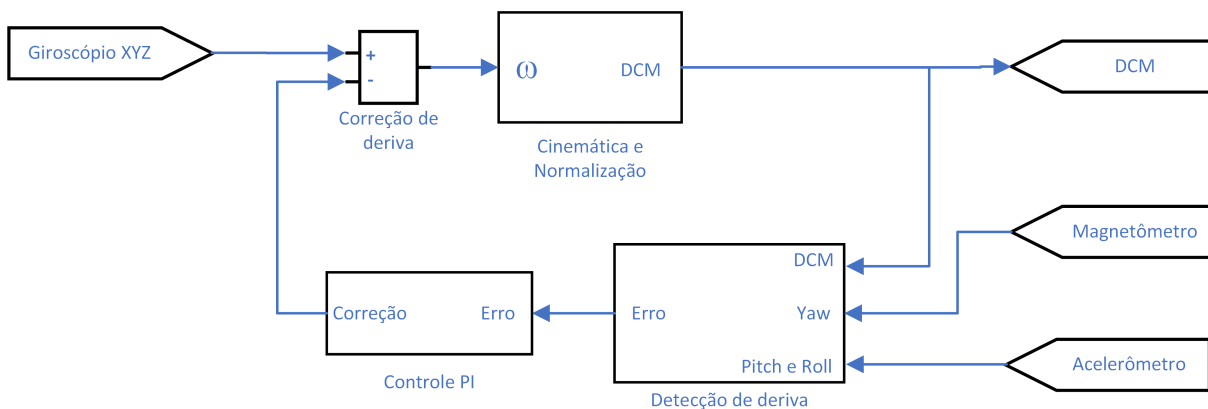


Figura 19 – Diagrama em blocos do algoritmo para estimação de orientação (LOU *et al.*, 2011)

O algoritmo é dividido em três fases:

Passo 1 . Usar os vetores que fornecem a referência para detetar o erro de orientação, computando um vetor de rotação que contem os valores medidos e calculados de vetores de referência para o alinhamento. O magnetômetro fornece as informações para esse vetor, usado para detectar o erro no ângulo em referência ao norte magnético e o acelerômetro é usado para detetar os erros no ângulo de inclinação e rotação.

Passo 2 . Atualizar o vetor de erro de rotação, mediante um controlador proporcional-integral PI para gerar a taxa de correção para o giroscópio.

Passo 3 . Subtrair o erro de rotação do sinal atual do giroscópio, realizando a compensação de desvios.

A orientação com base na velocidade angular é calculada a partir das informações fornecidas pelo giroscópio, correspondentes aos eixos X , Y e Z em relação ao SRL, ou seja $\omega(x)$, $\omega(y)$ e $\omega(z)$, como apresentado na equação 3.9, formando uma matriz de velocidade rotacional em referência ao sensor:

$$\omega = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_z & \omega_y \\ \omega_z & 0 & -\omega_x \\ -\omega_y & \omega_x & 0 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

O sinal do giroscópio atualiza constantemente a DCM. A taxa de mudança da matriz de rotação é dada pela equação 3.10, onde $\omega(t)$ é o vetor de rotação obtido pelo giroscópio no SRL e $r(t)$ o vetor de rotação no SRG arbitrário, permitindo identificar a mudança entre um sistema de referência e outro.

$$\frac{dr(t)}{dt} = \omega(t) \times r(t) \quad (3.10)$$

O deslocamento angular é dado pela equação a seguir, (onde θ é a orientação do sensor):

$$d\theta(t) = \omega(t)dt \quad (3.11)$$

Na equação 3.12, apresenta-se a integral da rotação no SRG, onde $r(0)$ é o valor inicial do vetor, e o termo que integra $\omega(t)$, representa as mudanças do vetor.

$$r(t) = r(0) + \int_0^t \omega(t)dt \times r(t) \quad (3.12)$$

A equação 3.13 apresenta o algoritmo para atualizar a DCM com base no sinal do giroscópio $d\theta(t)$, onde r_{SRG} é a rotação no SRG.

$$r_{SRG}(t + dt) = r_{SRG}(t) + r_{SRG}(t) \times d\theta(t) \quad (3.13)$$

No entanto, este algoritmo não considera mudanças no campo magnético que possam inferir nos sensores durante qualquer experimento, já que o magnetômetro unicamente é calibrado no começo de cada captura. Isso faz com que desvios estejam presentes ao longo do tempo no ângulo em referência ao norte magnético da terra.

A Figura 20 apresenta o resultado obtido quando é executado este algoritmo. Foram realizados movimentos aleatórios ao redor do eixo perpendicular à terra entre os intervalos de tempo 6 até 12, para posteriormente adotar uma posição estática até 78 segundos. Observa-se que a posição estática não é conservada devido aos erros causados pelos campos magnéticos não modelados.

Este experimento foi realizado com o sensor ZIMUED adquirindo sinais com uma taxa de amostragem de 50 amostras / segundo. Observa-se no eixo X da figura, que o ângulo perpendicular à terra Yaw , apresenta mudanças, apesar do sensor não experimentar nenhum movimento nos outros dois ângulos ($Roll$ e $Pitch$). A variação causada pelo desvio é superior aos 20° ao final do experimento.

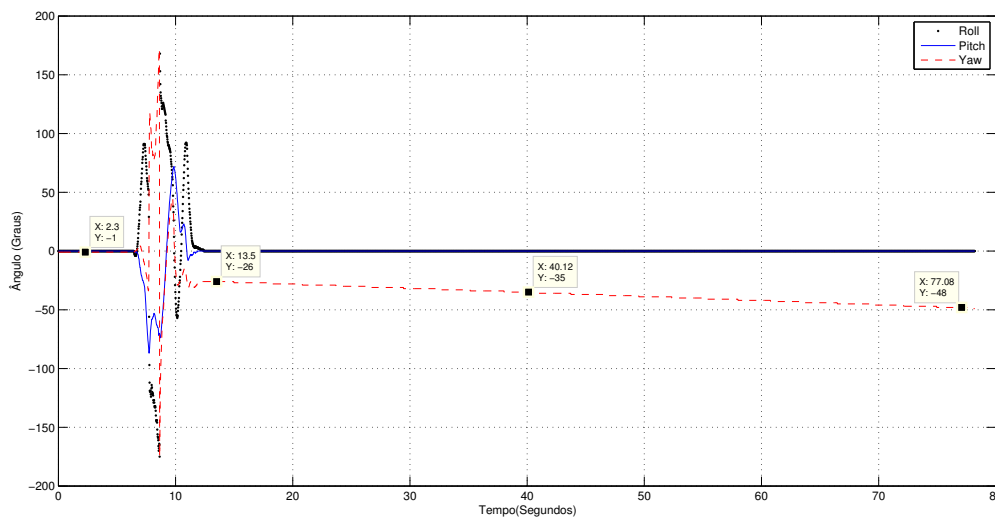


Figura 20 – Desvio apresentado no ângulo perpendicular à terra

Sem usar a referência gerada pelo magnetômetro, este algoritmo fornece a posição rotacional em referência a um sistema de coordenadas arbitrário com baixas taxas de erro nos ângulos $Roll$ e $Pitch$ unicamente.

3.3 Proposta de Algoritmo para Correção de Desvios

Nas seções anteriores, foram descritas as condições nas quais um sistema composto de sensores MARG, para a análise de movimento, é afetado por ruídos e interferências, ocasionando variações indesejadas nas medidas de orientação do sensor. Algoritmos implementados no presente trabalho apresentaram resultados em que, as rotações ao redor dos eixos $Roll$, $Pitch$ e Yaw fornecidas, não representavam o que fisicamente acontece no sensor ao longo do tempo.

O desenvolvimento de algoritmos orientados para fusão e calibração de sinais provenientes de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros deve contemplar uma identificação e correção dos desvios que afetam a precisão, quando a orientação do sensor é capturada ao longo do tempo. Assim, partindo do algoritmo anterior, observa-se a necessidade de implementar correções no eixo perpendicular à terra, cujas informações são capturadas pelo magnetômetro.

As análises realizadas no estado da arte de algoritmos de calibração permitiram identificar quais apresentam maior ênfase na calibração de magnetômetros para fusão com sensores inerciais. O algoritmo *eCompass* (PEDLEY, 2013c) considera 7 parâmetros para correção de desvios em magnetômetros eletrônicos destinados à orientação de objetos, sendo:

- a) três dos parâmetros correspondem com a diagonal da matriz que representa as inferências *Soft Iron*, chamadas de W^{-1} ;
- b) três parâmetros representam as interferências *Hard Iron*, chamado de \vec{V} ;
- c) Um parâmetro que representa a intensidade do campo magnético B .

A Figura 21 apresenta o diagrama em blocos do algoritmo proposto em que os ângulos *Roll* e *Pitch* são calculados mediante o algoritmo apresentado na seção anterior. O ângulo *Yaw* é calculado mediante as informações provenientes do magnetômetro, as quais contemplam uma calibração em relação às interferências magnéticas *Hard* e *Soft Iron*.

Posteriormente, é realizada uma compensação no ângulo *Yaw*, com base nas componentes vetoriais representadas pelos ângulos *Roll* e *Pitch* para, finalmente, realizar uma filtragem passa-baixas na matriz de cossenos diretores.

O algoritmo de correção de desvios pretende fazer com que um sensor MARG possa alinhar-se a uma referência global sem que perturbações magnéticas próximas ao sensor modifiquem ao longo do tempo a precisão no alinhamento.

Considera-se que um objeto está alinhado com uma referência global quando os seus ângulos de rotação em torno de cada um dos eixos X , Y e Z são iguais a zero. Para atingir estas condições, o objeto deve estar orientado como descrito a seguir:

- a) Os eixos X e Y devem estar perpendiculares à aceleração da gravidade;
- b) O eixo Z deve estar alinhado na vertical, no sentido oposto ao vetor da gravidade;
- c) O eixo X deve estar na direção do norte magnético terrestre (sentido positivo).

A orientação relativa pode ser descrita por três rotações angulares consecutivas aplicadas quando a posição inicial do sensor encontra-se sobre uma superfície plana e apontando para o norte magnético, representadas mediante os ângulos de Euler: 1) *Yaw* (ψ), representando a rotação ao redor do eixo Z ; 2) *Pitch* (θ), que representa a rotação no eixo Y ; e 3) *Roll* (ϕ), representando a rotação no eixo X como apresentado na Figura 22.

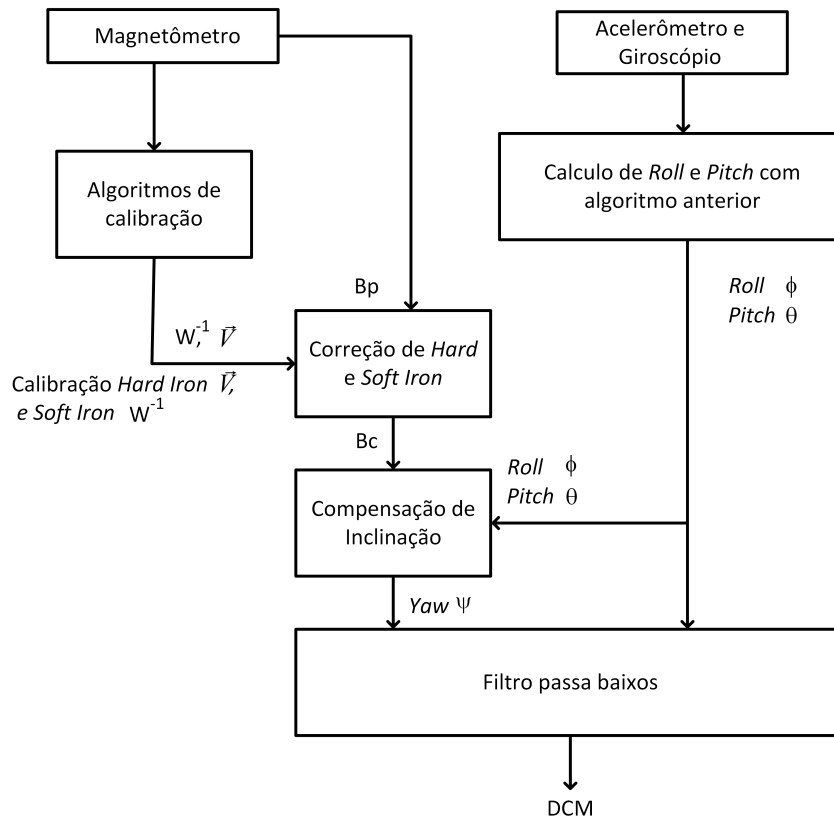


Figura 21 – Diagrama em blocos do Algoritmo para estimação de orientação e correção de desvios

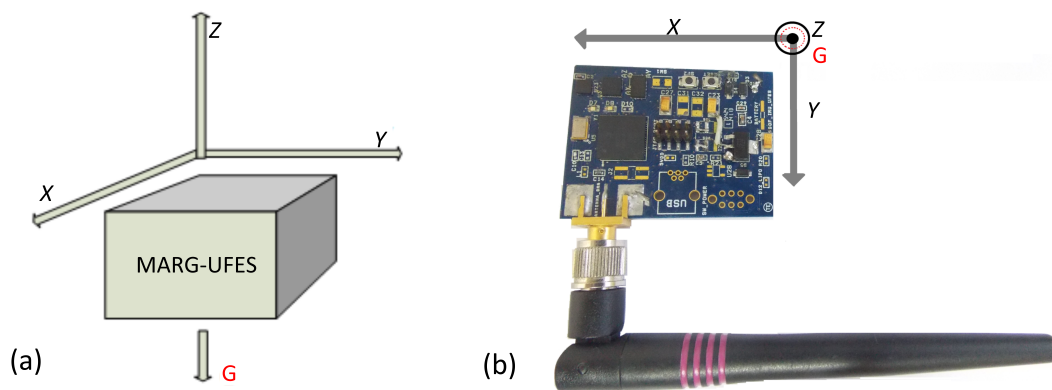


Figura 22 – Orientação dos eixos X , Y e Z do sensor MARG

A validação de um alinhamento é realizada mediante a captura de uma quantidade de amostras, quando não é realizado nenhum movimento no sensor, o que corresponde à posição inicial. Uma vez que a matriz ortogonal de rotação R contém a informação que expressa a orientação do sensor em relação ao sistema global, pode-se mostrar que, multiplicando a matriz R pela sua transposta, gera-se a matriz identidade I , que corresponde à representação do sensor no sistema global R_G com coordenadas $(0, 0, 0)$, como apresentado na equação 3.14. Sendo R uma matriz ortogonal de (3×3) :

$$R_G = R^T R = I \quad (3.14)$$

Esta condição deve manter-se tanto no início de um movimento, quando no final, o que garante que o alinhamento do sensor com uma referência atribuída é conservado. Para isto, é necessário compensar os erros gerados durante a fusão dos dados, mediante a manipulação dos sinais provenientes dos sensores.

3.3.1 Algoritmo de Calibração

A primeira etapa do algoritmo que contempla a captura das informações provenientes do magnetômetro, que correspondem ao campo magnético em relação ao norte magnético da terra, representadas em unidade físicas μT . Os campos magnéticos têm magnitude e direção possuem três componentes vetoriais (x, y, z) que estão separadas por ângulos retos entre elas.

Os sinais provenientes do magnetômetro, segundo é definido no algoritmo apresentado, acumulam-se numa matriz multidimensional $(5 \times 5 \times 5)$, onde cada dimensão é atribuída a cada eixo do magnetômetro, para selecionar e priorizar as informações a serem usadas no algoritmo de calibração.

A matriz com as informações iniciais para a calibração permite: garantir que as informações do magnetômetro sejam suficientemente diferentes umas de outras para estabelecer uma calibração magnética estável (PEDLEY, 2013c), e garantir que a calibração use as informações mais recentemente coletadas em detrimento das antigas, mediante um indicador temporal.

O indicador temporal é um inteiro de 32 bits que é incrementado a cada iteração do algoritmo. Já os índices, que indicam a posição de armazenamento na matriz, são calculados a partir do sinal do acelerômetro para garantir que as capturas sejam realizadas em diferentes posições angulares.

Os três indicadores de armazenamento j , k e l , apresentados nas equações 3.15, 3.16 e 3.17 estão diretamente relacionados com os ângulos estimados a partir das informações do acelerômetro, onde Gpx , Gpy e Gpz correspondem com as leituras do acelerômetro para cada eixo:

$$j = \arctan \left(\frac{Gpx}{Gpy} \right) \quad (3.15)$$

$$k = \arctan \left(\frac{Gpy}{Gpz} \right) \quad (3.16)$$

$$l = \arctan \left(\frac{Gpz}{Gpx} \right) \quad (3.17)$$

No entanto, a quantidade de amostras armazenadas na matriz é limitada para evitar que grandes quantidades de dados sejam necessários para fazer uma recalibração. Uma vez preenchida a matriz de calibração inicial, o algoritmo está pronto para processar as informações referentes aos movimentos do sensor MARG.

As amostras capturadas pelo magnetômetro são armazenadas como linhas de uma matriz, que posteriormente relaciona mediante um modelo, as medidas e parâmetros estimados mediante mínimos quadrados.

O modelo apresentado na equação 3.18 relaciona a matriz de valores conhecidas do magnetômetro $X[i]$, com o vetor solução $\vec{\beta}$ e com autovalores λ :

$$X^T X \vec{\beta} = \vec{\lambda} \vec{\beta} \quad (3.18)$$

X é a matriz de medidas de tamanho $M \times 7$, B_{px} , B_{py} e B_{pz} são as amostras para cada eixo do magnetômetro, e M o número de amostras, como apresentado na equação 3.19.

$$X = \begin{pmatrix} B_{px}[0]^2 & B_{py}[0]^2 & B_{pz}[0]^2 & B_{px}[0] & B_{py}[0] & B_{pz}[0] & 1 \\ B_{px}[1]^2 & B_{py}[1]^2 & B_{pz}[1]^2 & B_{px}[1] & B_{py}[1] & B_{pz}[1] & 1 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & 1 \\ B_{px}[M-1]^2 & B_{py}[M-1]^2 & B_{pz}[M-1]^2 & B_{px}[M-1] & B_{py}[M-1] & B_{pz}[M-1] & 1 \end{pmatrix} \quad (3.19)$$

Para calcular o autovetor $\vec{\beta}$ com autovalores $\vec{\lambda}$, é usada a informação da matriz X com $M = 7$, já que esta será a quantidade de elementos que vai conter $\vec{\beta}$, a partir do qual são calculados os parâmetros de calibração de *Hard* e *Soft Iron* e a intensidade campo magnético.

A matriz de rotação jacobiana R_{pq} apresentada na equação 3.20, é usada para zerar sucessivamente os componentes fora da diagonal da matriz resultante $X^T X$, garantindo que esta seja uma matriz diagonal. Em R_{pq} todos os elementos da diagonal são zero exceto os elementos nas posições (p, p) e (q, q) . Os componentes fora da diagonal são zero exceto os elementos nas posições (p, q) e (q, p) . Os elementos c e s são o seno e cosseno do ângulo de rotação Jacobiano (ϕ) .

$$R_{pq} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & \dots & c & \dots & s & \dots & 0 \\ 0 & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & \dots & -s & \dots & c & \dots & 0 \\ 0 & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.20)$$

Resolvendo $X^T X$, são obtidos os elementos correspondentes à diagonal de $X^T X$, que são os autovalores $\vec{\lambda}$ como apresentado no vetor da equação 3.21.

$$\vec{\lambda} = [B_{px}[0]^4 \quad B_{py}[0]^4 \quad B_{pz}[0]^4 \quad B_{px}[0]^2 \quad B_{py}[0]^2 \quad B_{pz}[0]^2 \quad 1] \quad (3.21)$$

Os menores componentes de $\vec{\beta}$, são usados para formar a matriz A , como apresentado na equação 3.22. Esta matriz é usada na literatura para desenhar uma superfície de forma elíptica, a qual descreve a dispersão das informações do magnetômetro e os desvios causados pelas interferências (BASUTO, 2014).

$$A = \begin{pmatrix} \beta_0 & 0 & 0 \\ 0 & \beta_1 & 0 \\ 0 & 0 & \beta_2 \end{pmatrix} \quad (3.22)$$

A partir dos componentes β_3 , β_4 , e β_5 do vetor solução $\vec{\beta}$, é calculado o vetor de *Hard Iron* \vec{V} como apresentado na equação 3.23, onde A_{xx} , A_{yy} e A_{zz} são os elementos da diagonal da matriz A .

$$\begin{pmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \left(\frac{-\beta_3}{2A_{xx}} \right) \\ \left(\frac{-\beta_4}{2A_{yy}} \right) \\ \left(\frac{-\beta_5}{2A_{zz}} \right) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \left(\frac{-\beta_3}{2\beta_0} \right) \\ \left(\frac{-\beta_4}{2\beta_1} \right) \\ \left(\frac{-\beta_5}{2\beta_2} \right) \end{pmatrix} \quad (3.23)$$

A matriz inversa de *Soft Iron* é estimada a partir da raiz quadrada das componentes do vetor $\vec{\beta}$, como apresentado na equação 3.24.

$$W^{-1} = \sqrt{A} = \begin{pmatrix} \sqrt{\beta_0} & 0 & 0 \\ 0 & \sqrt{\beta_1} & 0 \\ 0 & 0 & \sqrt{\beta_2} \end{pmatrix} \quad (3.24)$$

A intensidade do campo geomagnético B é calculada como:

$$B = \sqrt{|A_{xx}V_x^2 + A_{yy}V_y^2 + A_{zz}V_z^2 - \beta_6|} \quad (3.25)$$

A calibração com 7 parâmetros é descrita como uma função do vetor $\vec{\beta}$, que é um autovetor solução com autovalores $\vec{\lambda}$ da forma $X^T X \vec{\beta} = \vec{\lambda} \vec{\beta}$ como apresenta-se na equação 3.26.

$$\vec{\beta} = \begin{pmatrix} \beta_0 \\ \beta_1 \\ \beta_2 \\ \beta_3 \\ \beta_4 \\ \beta_5 \\ \beta_6 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_{xx} \\ A_{yy} \\ A_{zz} \\ -2A_{xx}V_x \\ -2A_{yy}V_y \\ -2A_{zz}V_z \\ A_{xx}V_x^2 + A_{yy}V_y^2 + A_{zz}V_z^2 - B^2 \end{pmatrix} \quad (3.26)$$

3.3.2 Compensação de Inclinação

Originalmente, o algoritmo contempla o cálculo dos ângulos referentes ao deslocamento entre dois sistemas de referência, mediante as informações obtidas pelo acelerômetro para os ângulos *Roll*(ϕ) e *Pitch*(θ), e para o ângulo *Yaw*(ψ) com a informação do magnetômetro.

As informações do acelerômetro \vec{G}_p na sua posição de referência pode ser descrita como:

$$\vec{G}_p = [0 \quad 0 \quad g]^T \quad (3.27)$$

Na equação 3.28, calcula-se o ângulo de inclinação geomagnética δ , onde é usado o vetor \vec{G} com as três componentes provenientes do acelerômetro y e vetor \vec{B} com as três componentes provenientes do magnetômetro.:

$$\delta = \arcsin(G_x B_x + G_y B_y + G_z B_z) \frac{1}{\sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2}} \frac{1}{\sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2}} \quad (3.28)$$

As informações do magnetômetro \vec{B}_p nas sua posição de referência pode ser descrita como:

$$B_p = B[\cos \delta \quad 0 \quad \sin \delta]^T \quad (3.29)$$

B é a intensidade do campo magnético, o qual varia na superfície da terra em valores entre $22\mu T$ na América do Sul e o máximo de $67\mu T$ no Sul da Austrália, segundo definido na referência internacional de campo magnético (IGRF, do inglês *International Geomagnetic Reference Field*).

Na equação 3.30 são usadas as componentes vetoriais dos ângulos ϕ e θ , multiplicado pelas componentes vetoriais das informações do magnetômetro para realizar uma compensação da inclinação nos vetores de referência do magnetômetro.

$$\begin{aligned} B_x &= B_x \cos \theta + B_z \sin \theta \\ B_y &= B_y \cos \phi - B_z \sin \phi \end{aligned} \quad (3.30)$$

Estes valores, correspondentes às informações do magnetômetro depois de fazer a compensação de inclinação, são usados para calcular o ângulo $Yaw(\psi)$ na equação 3.31:

$$\psi = \arctan\left(-\frac{B_y}{B_x}\right) \quad (3.31)$$

Mudanças na representação das rotações podem ser realizadas partindo tanto da matriz DCM quando dos ângulos de Euler calculados anteriormente.

A última etapa do algoritmo corresponde à filtragem passa-baixas, implementada para reduzir ruído de alta frequência presente no sinal de saída correspondente à representação de uma rotação.

É necessário um filtro passa-baixas na orientação instantânea para reduzir o ruído causados pelas interferências eletromagnéticas tratadas nas seções anteriores ou pela mudança entre os limites definidos nos ângulos de rotação.

A representação dos ângulos de Euler é vulnerável a algumas singularidades e instabilidades na orientação conhecidas como *Gimbal Lock* (ANG; TOURASSIS, 1987), representada como uma perda de um grau de liberdade na representação de uma rotação. Os ângulos calculados pelo algoritmo proposto são limitados como apresentado na equação 3.32:

$$\begin{aligned} Roll &= -180 < \phi > 180 \\ Pitch &= -90 < \theta > 90 \\ Yaw &= -180 < \psi > 180 \end{aligned} \quad (3.32)$$

Os vetores de rotação apresentam singularidades em ângulos de 180° em todos os eixos (ANG; TOURASSIS, 1987), toda vez que uma rotação de 181° será equivalente a uma rotação de 179° no eixo negativo, pelo que realizar uma filtragem passa baixas em todos os eixos pode reduzir erros de estimação perto destes valores.

Já a matriz de rotação não experimenta estas singularidades. No entanto deve-se garantir que a filtragem passa baixas não afete a ortonormalidade da matriz de rotação. O filtro implementado é um *Butterworth* de segunda ordem que foi desenvolvido no próprio algoritmo *eCompass*.

Com a implementação da etapa de filtragem finaliza este Capítulo de descrição dos métodos usados para processar os sinais proveniente de sensores MARG para análise de movimento. No próximo Capítulo são apresentadas as validações experimentais realizadas para comparar os resultados com os do sensor TECH-IMU-CAN.

4 Validação Experimental

A validação experimental tem como objetivo coletar dados referentes às orientações em relação com um sistema de referência, mediante movimentos controlados visualmente com um goniômetro, em que uma medida esperada será atingida com os sistemas TECH-IMU-CAN e MARG-UFES.

Os resultados do algoritmo proposto foram comparado com os do sistema comercial TECH-IMU-CAN, para validar a precisão do sistema MARG-UFES. Os dois sistemas realizaram captura com uma frequência de amostragem de 50 ciclos / s . Os experimentos contemplam testes em que somente é avaliado um ângulo por vez, e são calculados os ângulos $roll(\phi)$, $pitch(\theta)$ e $yaw(\psi)$ relativos à DCM resultante.

4.1 Ajustes Preliminares

Para a execução dos experimentos foi usado um goniômetro de plástico no qual foi colada uma placa acrílica com dimensões de $10cm \times 4cm$, que permite o posicionamento de dois sensores em paralelo a uma distancia entre eles de $3,5cm$. O goniômetro é fixado numa superfície de madeira onde são realizados incrementos de 10° ou 20° , segundo o ângulo avaliado.

Na Figura 23, apresenta-se o posicionamento dos sensores TECH-IMU-CAN e MARG-UFES no goniômetro, sobre o qual são realizados os movimentos. Já que as variações estão sujeitas a erros visuais no momento de atingir um alvo, não é avaliado o erro de posicionamento em relação ao alvo, mas sim entre ambos sensores. Os sensores vão capturar uma posição inicial que servirá de referência, sobre a qual é estimada a mudança na orientação.

Antes de iniciar o experimento, o sensor precisa capturar informações referentes aos campos magnéticos em diferentes posições. Para isso, o sensor deve experimentar diferentes rotações. Estes movimentos, permitem que seja capturado o número mínimo de amostras necessárias para realizar a calibração inicial. Um diodo emissor luminoso (LED, do inglês *Light Emitting Diode*) no sistema MARG-UFES, sinaliza o fim da calibração.

As rotações ha realizar ao redor de cada eixo, são apresentadas na Figura 24. Este procedimento busca capturar campos magnéticos próximos ao sensor, e sua importância é descrita em (BACHMANN; YUN; BRUMFIELD, 2007).

Com relação ao TECH-IMU-CAN, este realiza uma calibração estática com uma duração de 3 segundos, antes de iniciar qualquer captura.

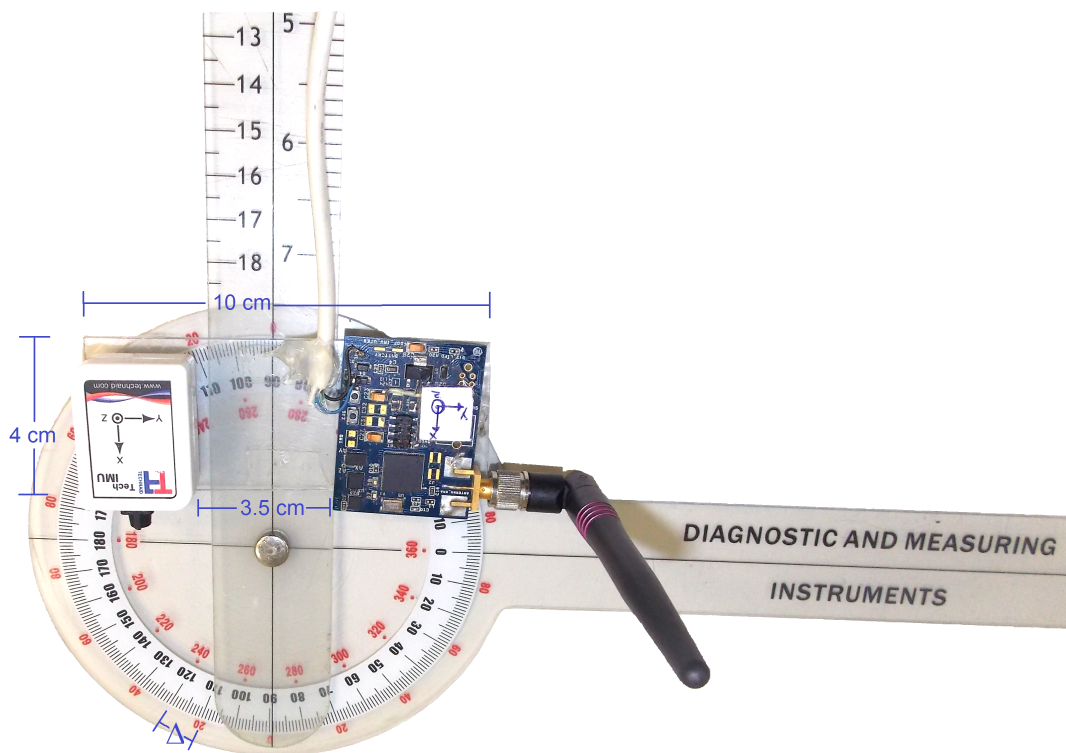


Figura 23 – Localização dos sensores sobre o goniômetro

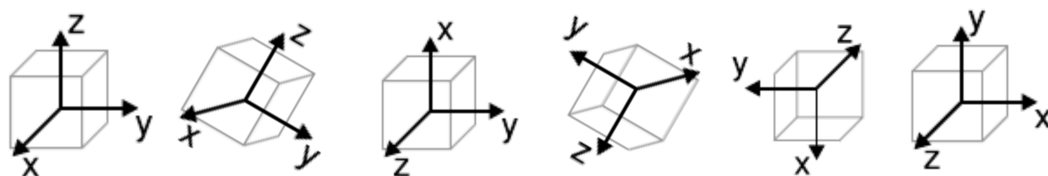


Figura 24 – Movimentos aleatórios para captura de campos magnéticos em diferentes posições

4.2 Recepção e Processamento dos Dados

O sensor MARG-UFES transmite, via *ZigBee*, as matrizes DCM referentes aos deslocamentos realizados nos eixos (X), (Y), e (Z). Estes dados são recebidos numa placa que funciona como concentrador *ZigBee* que, mediante o protocolo UART, comunica-se com um o programa MATLAB a uma taxa de 115200 *bit/s*. Na Figura 25, apresenta-se o diagrama de comunicação do sensor com a placa concentradora para, posteriormente, processar os dados em MATLAB. Este programa é usado para receber, armazenar e processar os dados calibrados que foram enviados por ambos sensores, comparando o desempenho de um em relação ao outro.

A matriz chamada de DCM_{ref} armazena os dados correspondentes à posição inicial

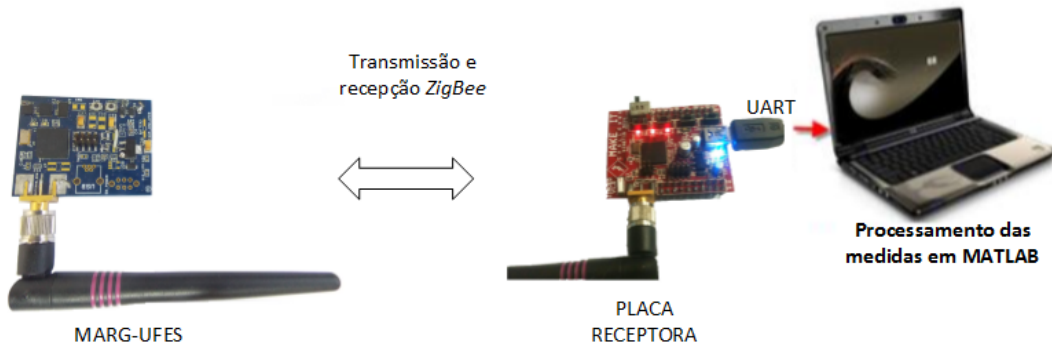


Figura 25 – Comunicação do sensor MARG-UFES com a placa receptora

para cada sistema. Cada experimento contempla 5 segundos de capturas estáticas. A matriz apresentada na equação 4.1 é formada pela média de 100 amostras coletadas sobre cada valor. Esta quantidade de amostras é suficiente para criar uma matriz de valores que descrevam a ausência de movimento e como é capturada por ambos sistemas.

$$DCM_{ref} = \begin{bmatrix} Xx & Xy & Xz \\ Yx & Yy & Yz \\ Zx & Zy & Zz \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

Os dados transmitidos desde cada sistema, correspondentes à matriz de rotação no sistema de referência global denominada DCM_{SRG} , devem converter-se para um sistema de referência local denominado DCM_{SRL} , que será a orientação inicial do sensor em cada experimento como apresenta-se na equação 4.2.

O termo DCM_{SRL} é a matriz identidade para as primeiras 100 amostras, significando que todos os dados coletados começam nos valores angulares $(\phi, \theta, \psi) = (0, 0, 0)$.

$$DCM_{SRL} = DCM_{ref}^{-1} DCM_{SRG} \quad (4.2)$$

Na Figura 26 (a), apresenta-se uma coleta inicial para validar a mudança de referencial, realizada durante 9 segundos, dos quais nos seis primeiros segundos o sistema foi mantido estático e, posteriormente foi movimentado ao redor do ângulo perpendicular ao plano da terra. Observa-se que os ângulos durante os três primeiros segundos são: $Roll = 0$, $Pitch = 0$ e $Yaw = -104^\circ$, e mudam para $[0, 0, 0]$ (ver Figura 26 (b)) até o intervalo de tempo $t = 6$.

A captura dos dados correspondentes do sistema TECH-IMU-CAN é realizada com o programa de aquisição próprio do fabricante, chamado de *Tech MCS Studio*, (ver Figura 27), onde podem ser observadas em tempo real as mudanças do sensor, assim como configurar a frequência de amostragem, a representação das rotações e outras características associadas à captura.

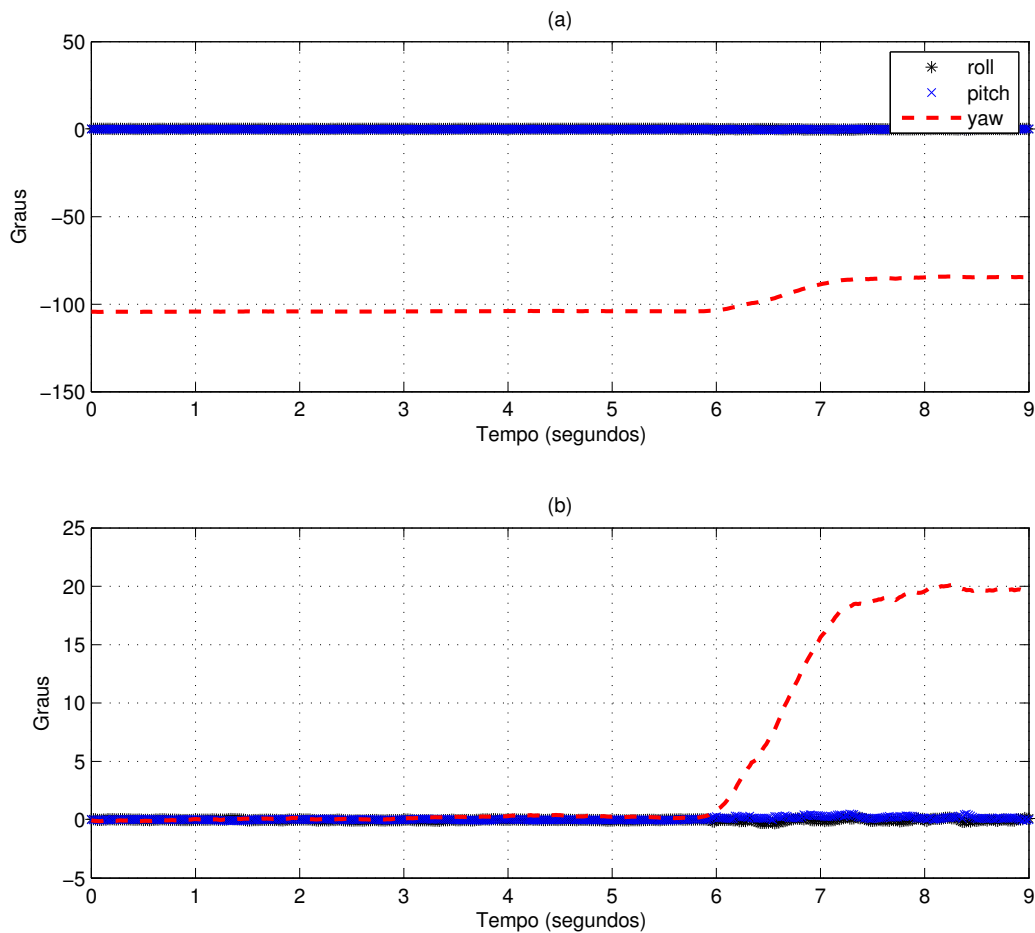


Figura 26 – Mudança de referencial com sensor MARG do SRL (a), para SRG(b)

Os dados são exportados do *MCS-Studio* para um arquivo de texto, posteriormente carregado em MATLAB, onde cria-se um vetor coluna por cada posição da matriz de rotação. A matriz de referência do TECH-IMU-CAN é montada da mesma forma que foi apresentada a matriz da equação 4.1.

4.3 Experimentos

Quando os dois sistemas estão realizando a transmissão das matrizes de rotação, estes são localizados numa posição inicial arbitraria para cada um dos ângulos a avaliar. As rotações realizadas durante cada experimento buscam avaliar unicamente o ângulo ao redor de um eixo por vez. Os movimentos realizados ao redor de cada um dos eixos *Yaw* Figura 28 (a), *Pitch* Figura 28 (b), e *Roll* Figura 28 (c) são apresentados a seguir:

Cada experimento consiste em começar a captura, em uma posição estática por 5 segundos, posteriormente, a cada 10 segundos são realizadas rotações ao redor de um eixo

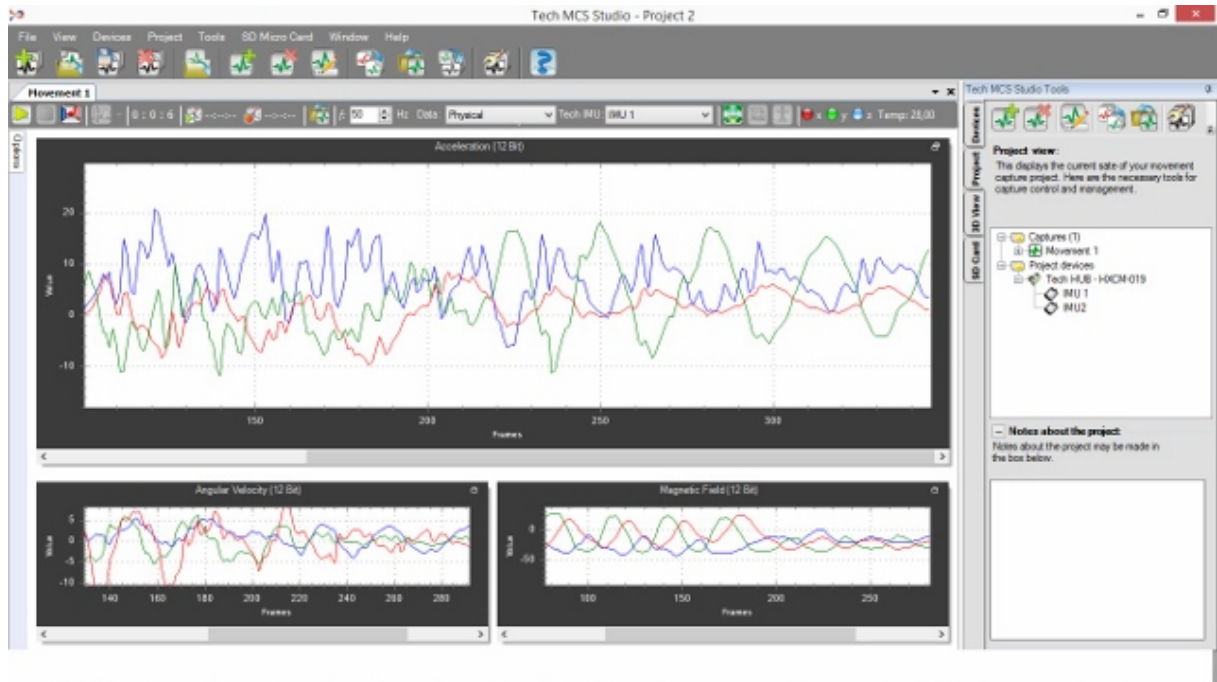


Figura 27 – Imagem da captura no MCS-Studio (TECHNAID, 2013)

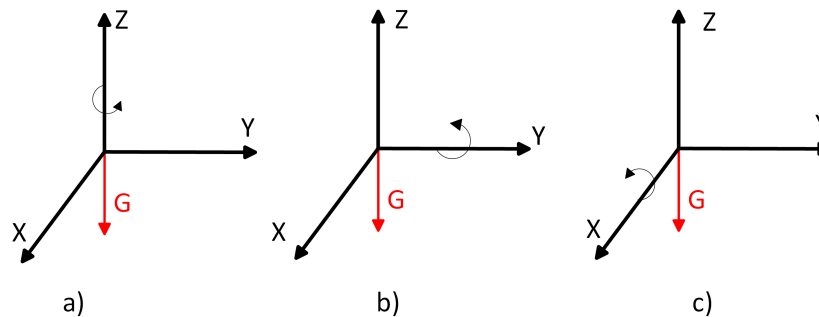


Figura 28 – Rotações realizadas ao redor de cada um dos eixos

com a ajuda do goniômetro. Em *Roll*: variando 20° até completar 180° desde a posição inicial; em *Pitch*: variando 10° até completar 90° desde a posição inicial; em *Yaw*: variando 20° até completar 180° desde a posição inicial.

4.3.1 Validação ao Redor do Ângulo *Roll*

Na Figura 29 (a), apresenta-se a rotação realizada nos sistemas MARG-UFES e TECH-IMU-CAN. Na Figura 29 (b) pode se observar que as variações nos ângulos *Pitch* e *Yaw* são realizadas de forma similar por ambos sensores embora que as rotações avaliadas são as correspondentes ao ângulo *Roll*

Foram realizadas 5 repetições deste experimento, para a obtenção de um conjunto de dados que possa representar o desempenho do algoritmo implementado neste trabalho.

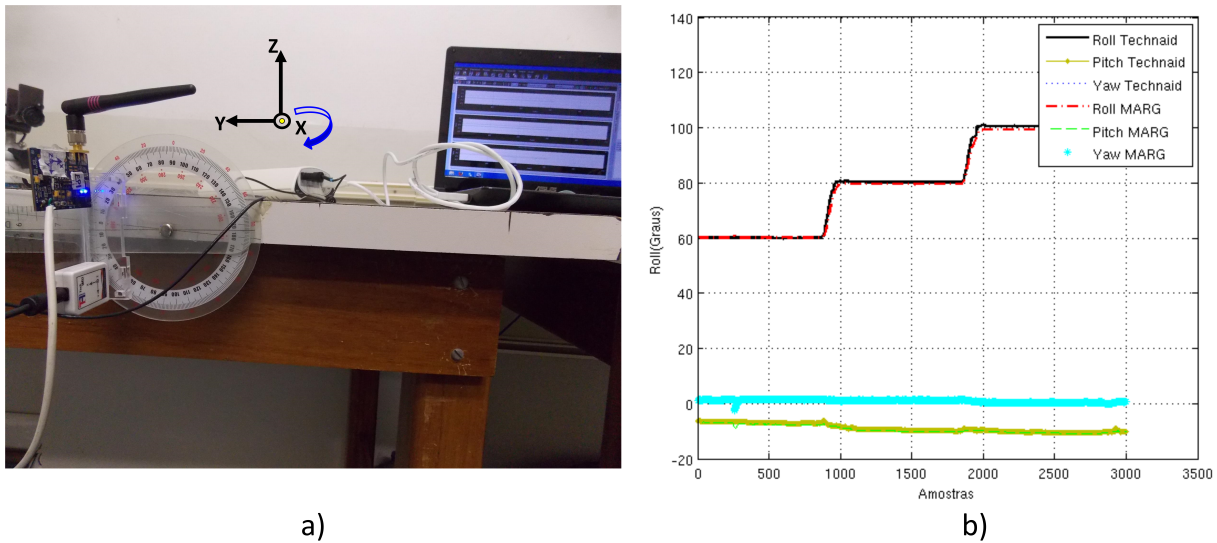


Figura 29 – Descrição dos movimentos nos sistemas TECH-IMU CAN e MARG UFES (a), variações capturadas pelos sistemas ao redor do ângulo *Roll* (b)

As amostras selecionadas para este experimento, não levam em conta as transições entre um alvo e outro, por exemplo, da posição inicial para 20°. Desta forma das 1000 amostras coletadas em cada intervalo de 20°, somente 700 são usadas para realizar a análise.

A Tabela 6 apresenta a média (μ) de 2 vetores com 700 amostras, cada um correspondendo com o valor capturado pelos sistemas TECH-IMU-CAN e MARG-UFES em diferentes posições angulares. Esta tabela permite evidenciar o valor médio atingido por cada sistema nas 5 repetições (Exp.1 até Exp.5).

Exp.	Exp.1		Exp.2		Exp.3		Exp.4		Exp.5	
Alvo	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}
0°	0,05	-0,04	-0,02	-0,02	-0,05	-0,01	-0,03	-0,08	-0,02	-0,02
20°	20,53	20,70	20,30	20,67	20,26	20,63	19,54	19,80	20,29	20,53
40°	40,35	40,52	39,48	39,82	40,38	40,55	39,87	40,00	39,86	39,92
60°	60,02	60,18	59,37	59,55	59,33	59,33	60,25	60,18	59,21	59,08
80°	80,30	79,57	79,24	78,63	79,79	79,02	79,73	78,84	79,85	78,84
100°	100,51	99,34	99,18	98,21	99,55	98,56	98,64	97,44	99,16	97,97
120°	120,26	118,41	119,44	118,10	119,29	117,90	119,79	118,16	119,32	117,73
140°	140,67	138,26	139,57	137,53	139,67	137,63	140,10	137,61	140,66	138,24
160°	161,41	158,48	160,42	157,79	159,74	157,00	160,09	157,00	161,54	158,30
180°	180,65	177,50	180,61	177,33	181,09	177,55	180,81	177,15	181,59	177,48

Tabela 6 – Valor médio de 5 repetições para 10 posições angulares com sensor TECH-IMU-CAN e MARG-UFES no ângulo *Roll*

A Tabela 7 apresenta a análise comparativa dos resultados obtidos pelos dois sensores. Os valores da tabela são:

- o erro médio (**em**) da posição, calculado como a subtração das médias para cada posição angular e experimento,

- b) o desvio padrão (**dp**) da posição, calculado como a somatória do desvio padrão de cada sensor na posição angular e em cada experimento,
- c) o erro médio e desvio padrão total do experimento, apresentado na última fila de cada coluna, calculado como a média das médias e a média dos desvios padrões,
- d) o erro do sensor, calculado como a média das médias e a média do desvio padrão de todos os experimentos.

	Exp.1	Exp.2	Exp.3	Exp.4	Exp.5	
Alvo	<i>em ± dp</i>	<i>em ± dp</i>	<i>em ± dp</i>	<i>em ± dp</i>	<i>em ± dp</i>	Erro do Sensor
0°	0,12 ± 0,07	-0,01 ± 0,17	-0,05 ± 0,07	0,06 ± 0,10	0,00 ± 0,08	
20°	-0,17 ± 0,08	-0,37 ± 0,08	-0,37 ± 0,08	-0,26 ± 0,10	-0,24 ± 0,07	
40°	-0,17 ± 0,08	-0,34 ± 0,07	-0,17 ± 0,09	-0,13 ± 0,06	-0,07 ± 0,07	
60°	-0,16 ± 0,10	-0,18 ± 0,08	0,00 ± 0,10	0,07 ± 0,11	0,13 ± 0,09	
80°	0,73 ± 0,16	0,61 ± 0,20	0,77 ± 0,20	0,89 ± 0,16	1,01 ± 0,10	
100°	1,16 ± 0,09	0,96 ± 0,21	0,98 ± 0,08	1,21 ± 0,44	1,19 ± 0,10	
120°	1,85 ± 0,13	1,34 ± 0,11	1,39 ± 0,08	1,62 ± 0,14	1,59 ± 0,17	
140°	2,40 ± 0,19	2,04 ± 0,14	2,04 ± 0,09	2,49 ± 0,08	2,42 ± 0,15	
160°	2,93 ± 0,11	2,63 ± 0,50	2,74 ± 0,09	3,09 ± 0,10	3,24 ± 0,24	
180°	3,15 ± 0,11	3,28 ± 0,08	3,54 ± 0,07	3,66 ± 0,07	4,11 ± 0,10	
em ± dp	1,18 ± 1,11	1,00 ± 1,64	1,09 ± 0,96	1,27 ± 1,36	1,34 ± 1,18	1,18 ± 1,25

Tabela 7 – Análise comparativa dos sensores com erro médio e desvio padrão para cada posição angular *Roll*

4.3.2 Validação ao Redor do Ângulo *Pitch*

Na Figura 30 (a), apresenta-se a rotação realizada nos sistemas MARG-UFES e TECH-IMU-CAN. Na Figura 30 (b) pode se observar que as variações nos ângulos *Roll* e *Yaw* são realizadas de forma similar por ambos sensores embora que as rotações avaliadas são as correspondentes ao ângulo *Pitch*.

A Tabela 8 apresenta a média (μ) de 2 vetores com 700 amostras, cada um dos quais corresponde com o valor capturado pelos sensores TECH-IMU-CAN e MARG-UFES em diferentes posições angulares de *Pitch*.

A Tabela 9 apresenta a análise comparativa dos resultados obtidos pelos dois sistemas

4.3.3 Validação ao Redor do Ângulo *Yaw*

Na Figura 31 (a), apresenta-se a rotação realizada nos sistemas MARG-UFES e TECH-IMU-CAN. Na Figura 31 (b) pode se observar que as variações nos ângulos *Roll* e *Pitch* são realizadas de forma similar por ambos sensores embora que as rotações avaliadas são as correspondentes ao ângulo *Yaw*.

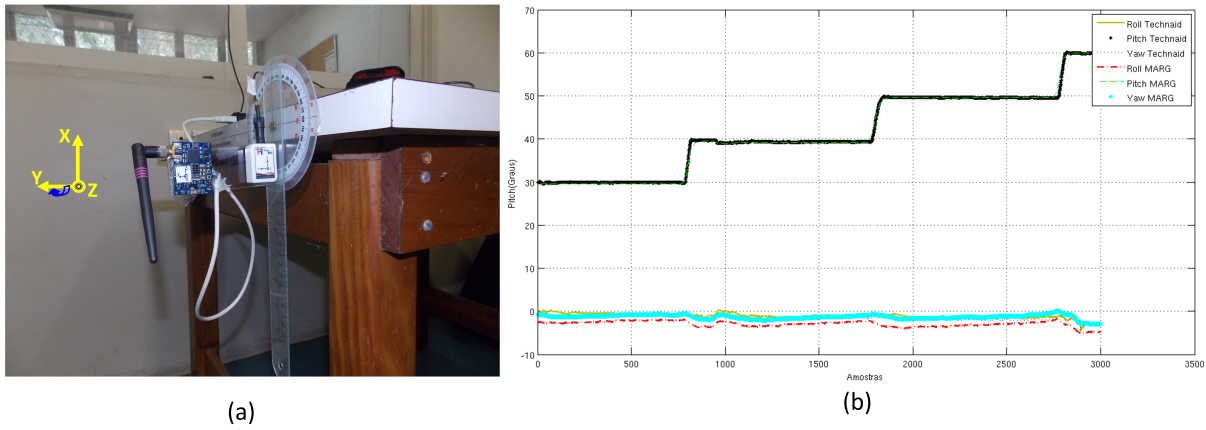


Figura 30 – Descrição dos movimentos nos sistemas TECH-IMU CAN e MARG UFES (a), variações capturadas pelos sistemas ao redor do ângulo *Pitch* (b)

Exp.	Exp.1		Exp.2		Exp.3		Exp.4		Exp.5	
Alvo	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}
0°	-0,03	0,02	0,01	0,04	-0,01	0,03	0,05	0,01	0,06	0,01
10°	9,63	9,62	9,95	9,92	10,17	10,09	9,92	9,83	9,85	9,75
20°	19,67	19,62	19,98	19,97	19,71	19,65	19,88	19,86	19,94	19,92
30°	29,88	29,65	29,78	29,66	30,10	29,88	29,66	29,49	29,94	29,80
40°	39,30	39,17	39,62	39,65	40,12	40,01	39,78	39,72	39,92	39,90
50°	49,59	49,62	49,58	49,75	49,71	49,69	49,64	49,62	49,99	50,07
60°	59,81	59,95	59,84	60,36	60,10	60,20	59,65	59,77	59,60	59,79
70°	69,80	70,55	69,00	70,11	69,69	70,46	69,62	70,38	69,09	69,78
80°	79,30	80,14	78,36	79,82	79,25	80,12	78,82	79,62	78,80	79,72
90°	88,15	88,46	85,32	86,63	87,82	89,10	87,25	88,43	86,15	88,09

Tabela 8 – Valor médio de 5 repetições para 10 posições angulares com sensor TECH-IMU-CAN e MARG-UFES no ângulo *Pitch*

	Exp.1	Exp.2	Exp.3	Exp.4	Exp.5	
Alvo	$em \pm dp$	$em \pm dp$	$em \pm dp$	$em \pm dp$	$em \pm dp$	Erro do Sensor
0°	$-0,06 \pm 0,10$	$-0,03 \pm 0,08$	$-0,04 \pm 0,07$	$0,05 \pm 0,09$	$0,05 \pm 0,09$	
10°	$0,02 \pm 0,07$	$0,02 \pm 0,08$	$0,08 \pm 0,07$	$0,09 \pm 0,07$	$0,10 \pm 0,08$	
20°	$0,05 \pm 0,07$	$0,01 \pm 0,07$	$0,06 \pm 0,06$	$0,02 \pm 0,08$	$0,02 \pm 0,07$	
30°	$0,24 \pm 0,08$	$0,11 \pm 0,07$	$0,22 \pm 0,08$	$0,17 \pm 0,06$	$0,14 \pm 0,06$	
40°	$0,13 \pm 0,14$	$-0,03 \pm 0,10$	$0,11 \pm 0,07$	$0,06 \pm 0,06$	$0,02 \pm 0,06$	
50°	$-0,02 \pm 0,07$	$-0,17 \pm 0,10$	$0,02 \pm 0,09$	$0,03 \pm 0,07$	$-0,08 \pm 0,06$	
60°	$-0,14 \pm 0,05$	$-0,52 \pm 0,10$	$-0,10 \pm 0,10$	$-0,11 \pm 0,09$	$-0,19 \pm 0,09$	
70°	$-0,75 \pm 0,08$	$-1,11 \pm 0,15$	$-0,77 \pm 0,11$	$-0,76 \pm 0,27$	$-0,68 \pm 0,23$	
80°	$-0,84 \pm 0,07$	$-1,45 \pm 0,22$	$-0,87 \pm 0,14$	$-0,81 \pm 0,33$	$-0,92 \pm 0,21$	
90°	$-0,31 \pm 0,20$	$-1,31 \pm 0,22$	$-1,28 \pm 0,14$	$-1,18 \pm 0,36$	$-1,94 \pm 0,22$	
em \pm dp	$-0,17 \pm 0,94$	$-0,45 \pm 1,19$	$-0,26 \pm 0,94$	$-0,24 \pm 1,48$	$-0,35 \pm 1,17$	$-0,29 \pm 1,14$

Tabela 9 – Análise comparativa dos sensores com erro médio e desvio padrão para cada posição angular *Pitch*

Na avaliação das rotações ao redor do ângulo *Yaw*, foram realizadas 5 repetições

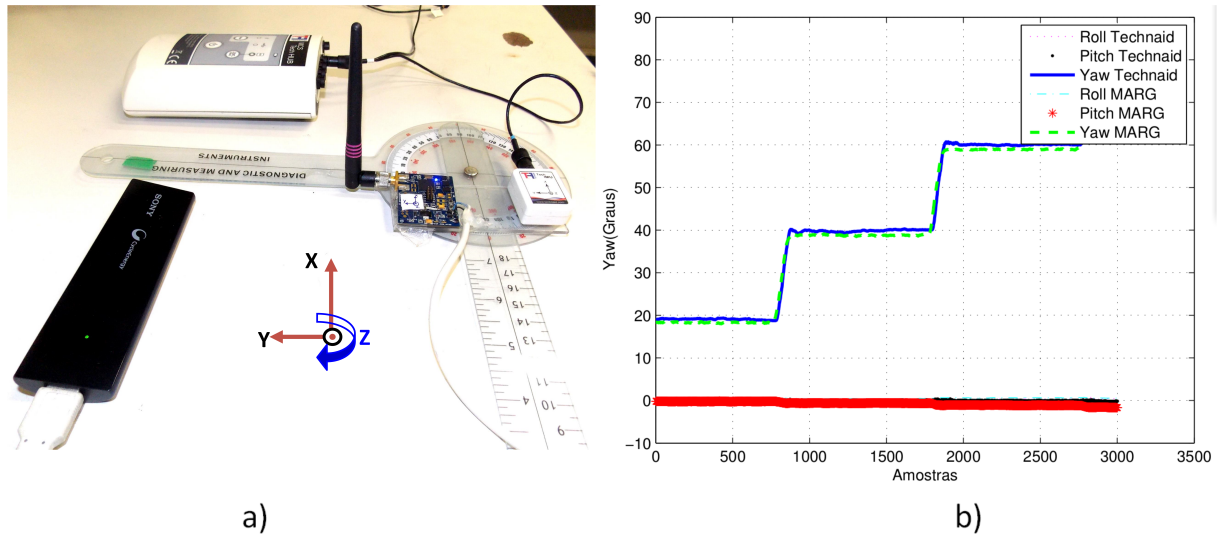


Figura 31 – Descrição dos movimentos nos sistemas TECH-IMU CAN e MARG UFES (a), variações capturadas pelos sistemas ao redor do ângulo *Yaw* (b)

do experimento.

A Tabela 10 apresenta a média (μ) de 2 vetores com 700 amostras, cada um dos quais corresponde com o valor capturado pelos sensores TECH-IMU-CAN e MARG-UFES em diferentes posições angulares, pelo que esta tabela, permite evidenciar o valor médio atingido por cada sensor.

Exp.	Exp.1		Exp.2		Exp.3		Exp.4		Exp.5	
Alvo	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}	μ_{TECH}	μ_{MARG}
0°	-0,58	-0,92	-0,45	-0,43	-0,67	-1,02	-0,78	-0,91	-0,29	-0,73
20°	19,12	18,30	19,26	19,05	18,61	17,78	19,32	18,41	19,73	18,93
40°	39,84	38,78	39,98	39,66	39,27	38,26	40,15	38,94	39,90	39,01
60°	60,06	58,96	60,53	59,98	60,84	59,42	61,62	60,02	60,77	60,00
80°	79,61	79,70	80,30	80,55	79,60	79,15	80,87	80,38	80,21	80,67
100°	98,36	99,65	99,12	100,53	98,56	99,26	99,33	100,28	99,28	101,05
120°	117,59	119,30	118,84	120,80	118,13	119,57	118,74	120,45	118,47	120,61
140°	137,63	139,38	138,30	140,35	137,60	139,04	137,77	139,81	138,39	140,54
160°	158,16	159,38	158,23	160,04	157,65	159,39	157,83	159,66	157,92	160,14
180°	179,98	180,87	178,40	180,40	178,59	180,67	178,14	180,52	179,14	181,25

Tabela 10 – Valor médio de 5 repetições para 10 posições angulares com sensor TECH-IMU-CAN e MARG-UFES no ângulo *Yaw*

A Tabela 11 apresenta a análise comparativa dos resultados obtidos pelos dois sensores

	Exp.1	Exp.2	Exp.3	Exp.4	Exp. 5	
Alvo	$em \pm dp$	$em \pm dp$	$em \pm dp$	$em \pm dp$	$em \pm dp$	Erro do Sensor
0°	0,53 ± 1,15	0,01 ± 0,36	0,45 ± 1,74	0,13 ± 0,63	0,54 ± 1,38	
20°	0,82 ± 0,20	0,20 ± 0,21	0,84 ± 0,24	0,90 ± 0,30	0,80 ± 0,18	
40°	1,06 ± 0,33	0,33 ± 0,15	1,00 ± 0,16	1,20 ± 0,21	0,89 ± 0,18	
60°	1,09 ± 0,18	0,55 ± 0,24	1,42 ± 0,15	1,60 ± 0,28	0,77 ± 0,24	
80°	-0,08 ± 0,26	-0,26 ± 0,24	0,45 ± 0,16	0,49 ± 0,33	-0,46 ± 0,23	
100°	-1,29 ± 0,19	-1,41 ± 0,20	-0,70 ± 0,16	-0,95 ± 0,30	-1,77 ± 0,23	
120°	-1,72 ± 0,20	-1,95 ± 0,22	-1,43 ± 0,16	-1,70 ± 0,25	-2,13 ± 0,18	
140°	-1,75 ± 0,21	-2,05 ± 0,20	-1,44 ± 0,23	-2,04 ± 0,25	-2,14 ± 0,19	
160°	-1,22 ± 0,19	-1,81 ± 0,23	-1,74 ± 0,21	-1,83 ± 0,21	-2,22 ± 0,19	
180°	-0,90 ± 1,21	-1,99 ± 0,76	-2,09 ± 0,57	-2,38 ± 0,17	-2,11 ± 0,63	
em ± dp	-0,34 ± 4,12	-0,84 ± 2,80	-0,32 ± 3,79	-0,46 ± 2,92	-0,78 ± 3,63	-0,55 ± 3,45

Tabela 11 – Análise comparativa dos sensores com erro médio e desvio padrão para cada posição angular *Yaw*

4.4 Discussão

O algoritmo desenvolvido para o sistema MARG-UFES foi capaz de realizar as medições angulares propostas para validar a precisão em comparação com o sensor inercial comercial TECH-IMU-CAN (TECHNAID S,L, Espanha). Ambos sensores são capazes de medir a orientação tridimensional com relação a um sistema referencial atribuído.

A Figura 32 apresenta o diagrama de caixas que permite analisar a variação e média do ângulo nas 5 repetições do experimento. Este diagrama representa, neste caso, as medidas capturadas com os sensores, na posição inicial, e em um alvo de 60°. As caixas de cor vermelha representam o sensor TECH-IMU-CAN e as de cor preta o sensor MARG-UFES.

No entanto, quando foram atingidas as posições angulares de 80° até 180°, o erro médio da posição incrementou, superando os 3° nas últimas posições angulares. Isso ocorreu em todas as repetições do experimento.

O erro médio de cada experimento apresentado na Tabela 7, revela um valor inferior a 2°, e da mesma forma o erro total do sensor com um valor de $1,18 \pm 1,25^\circ$, demonstrando resultados similares aos encontrados na literatura. Em (MADGWICK, 2011), foram realizados movimentos a cada 90° ao redor dos três eixos de rotação, apresentando valores inferiores a 2° em comparações com um sistema de fotogrametria.

Na Figura 33, apresenta-se o comportamento do erro quadrático médio EQM ao longo do experimento para o ângulo *Roll*. As caixas representam o alvo a ser atingido em graus. O incremento no erro ao longo do tempo é atribuído à medição de uma orientação no limite entre dois eixos do sensor.

Considerando os experimentos nos quais foram analisados os movimentos no ângulo *Pitch*, observou-se somente um erro médio de posição maior que $1,5^\circ$. Desta forma pelo que o desempenho das avaliações no ângulo *Pitch* superaram os resultados do ângulo *Roll*

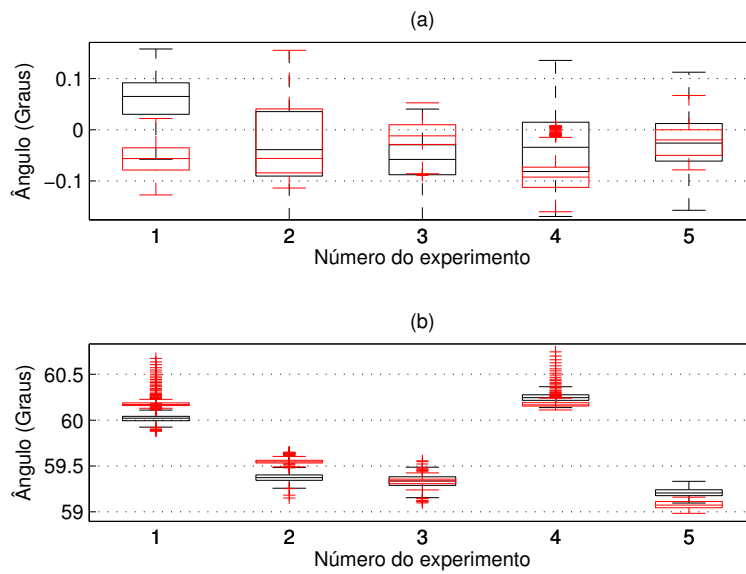


Figura 32 – As caixas de cor vermelha representam o sensor TECH-IMU-CAN e as de cor preta o sensor MARG-UFES na posição inicial (a) e alvo de 60° (b) no ângulo *Roll*.

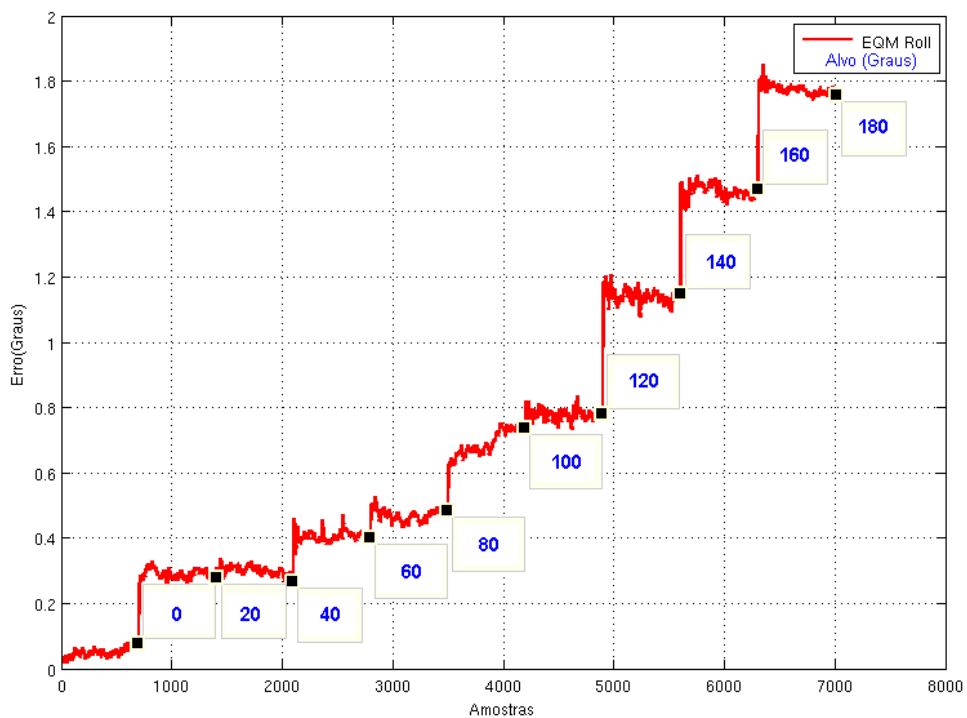


Figura 33 – Comportamento do erro quadrático médio ao longo do experimento no ângulo *Roll* para cada alvo

resultados da anterior avaliação. Segundo o dados da Tabela 9, o erro médio total de cada um dos experimentos foi menor que 0,5° sendo similar do que avaliações realizadas com sistemas para a análise de movimento com fotogrametria e sensores inerciais, como

apresentado em (LIN *et al.*, 2010; TIAN; WEI; TAN, 2013)

A Figura 34 apresenta o diagrama de caixas que permite analisar a variação e média do ângulo em cada experimento. Este diagrama representa, neste caso, as medidas capturadas com o sensor na sua posição inicial, e em um alvo de 20°. As caixas de cor vermelha representam o sensor TECH-IMU-CAN e as de cor preta o sensor MARG-UFES.

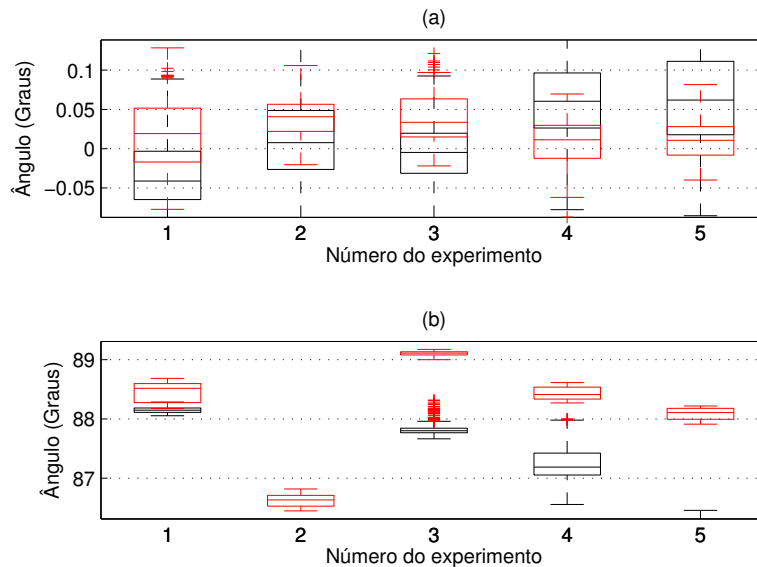


Figura 34 – As caixas de cor vermelha representam o sensor TECH-IMU-CAN e as de cor preta o sensor MARG-UFES na posição inicial (a) e alvo de 20° (b) no ângulo *Pitch*.

Na Figura 35 apresenta-se o comportamento do erro quadrático médio EQM ao longo do experimento para ângulo o ângulo *Pitch*. O incremento no erro ao longo do tempo é atribuído à medição de uma orientação no limite entre dois eixos do sensor.

Finalmente, é realizada a análise do ângulo *Yaw*, diretamente vulnerável às interferências eletromagnéticas, segundo o apresentado no Capítulo anterior. Este experimento, permite avaliar a contribuição do presente trabalho mediante o desempenho do algoritmo de correção de desvios.

Os alvos a atingir neste experimento vão desde 0° até 180° em torno do eixo *Z* do sensor. Como foi apresentado na Tabela 11, o pior erro médio de uma posição foi de 2,38°. Neste experimento somente foram realizados movimentos no plano horizontal. Observa-se que a compensação de inclinação realizada a partir das componentes vetoriais dos ângulos *Roll* e *Pitch*, (ver Equação 3.30), contribuiu com o desempenho do presente experimento.

A Figura 36 apresenta o diagrama de caixas que permite analisar a variação e média do ângulo em cada experimento. Este diagrama representa, neste caso, as medidas capturadas com o sensor na sua posição inicial, e em um alvo de 80°. As caixas de cor vermelha representam o sensor TECH-IMU-CAN e as de cor preta o sensor MARG-UFES.

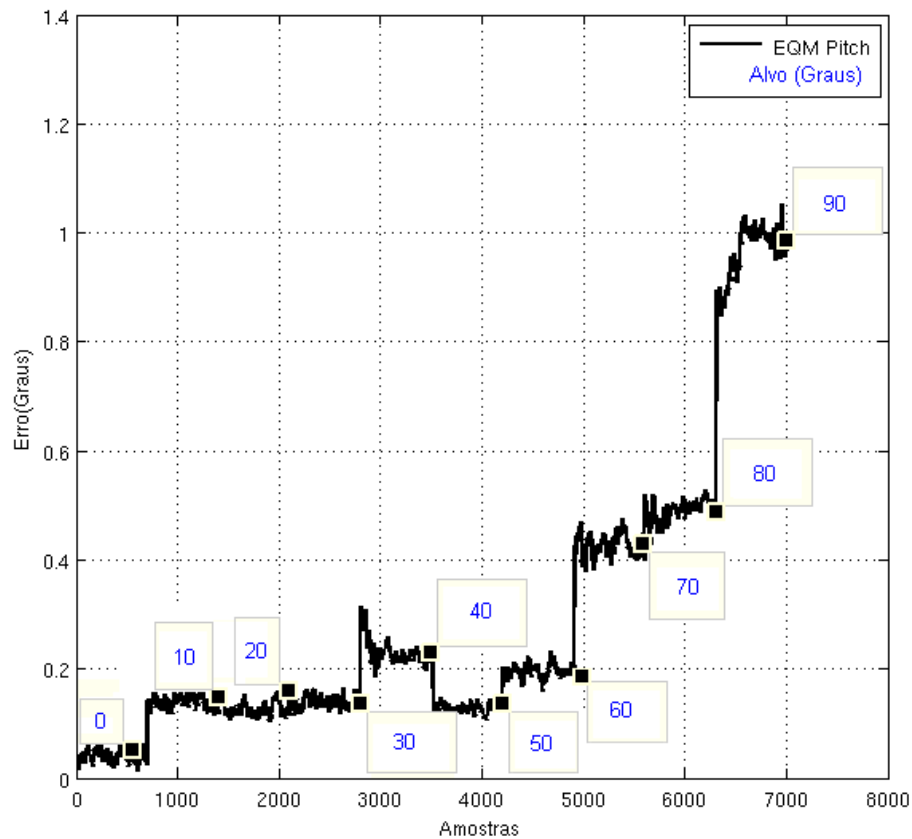


Figura 35 – Comportamento do erro quadrático médio ao longo do experimento no ângulo *Pitch* para cada alvo

Analisando o erro médio do experimento, encontra-se que nenhuma repetição chegou a ter um valor superior a 1° , no entanto o desvio padrão apresentou valores superiores aos 3° .

O desvio padrão mede a dispersão dos dados, no caso, a variação da medida angular durante as 700 amostras analisadas em cada etapa do experimento. Um desvio padrão grande significa que o conjunto de dados apresenta uma dispersão maior.

Na Figura 35 apresenta-se o comportamento do erro quadrático médio EQM ao longo do experimento para o ângulo *Yaw*. O incremento no erro ao longo do tempo é atribuído à medição de uma orientação no limite entre dois eixos do sensor.

4.5 Conclusões

Neste capítulo foram apresentados todos os processos que envolveram os experimentos de validação de orientação estática e seus respectivos resultados. Foram processadas as matrizes DCM do sensor MARG-UFES e TECH-IMU-CAN durante 3 experimentos, cada um com 5 repetições.

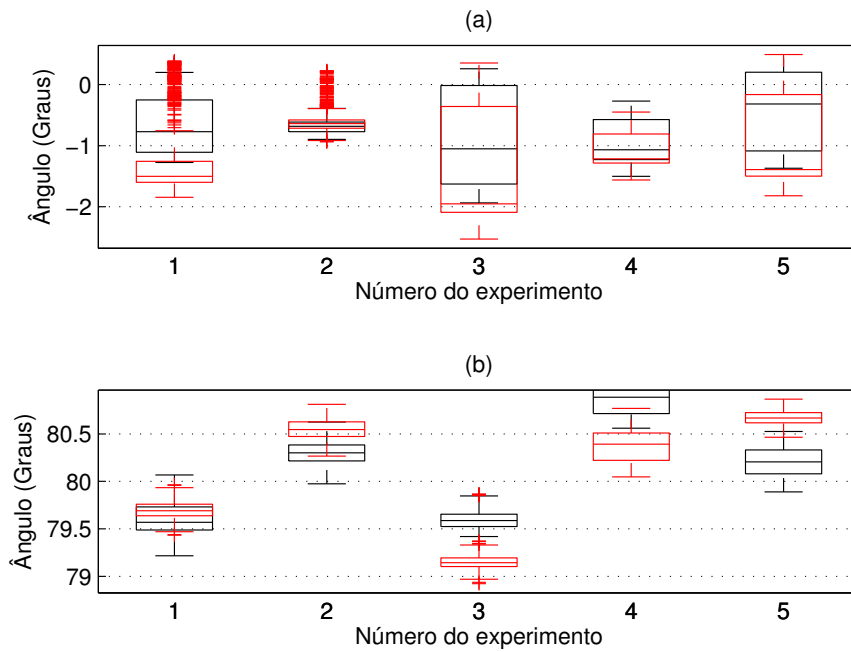


Figura 36 – As caixas de cor vermelha representam o sensor TECH-IMU-CAN e as de cor preta o sensor MARG-UFES na posição inicial (a) e alvo de 80° (b) no ângulo *Yaw*.

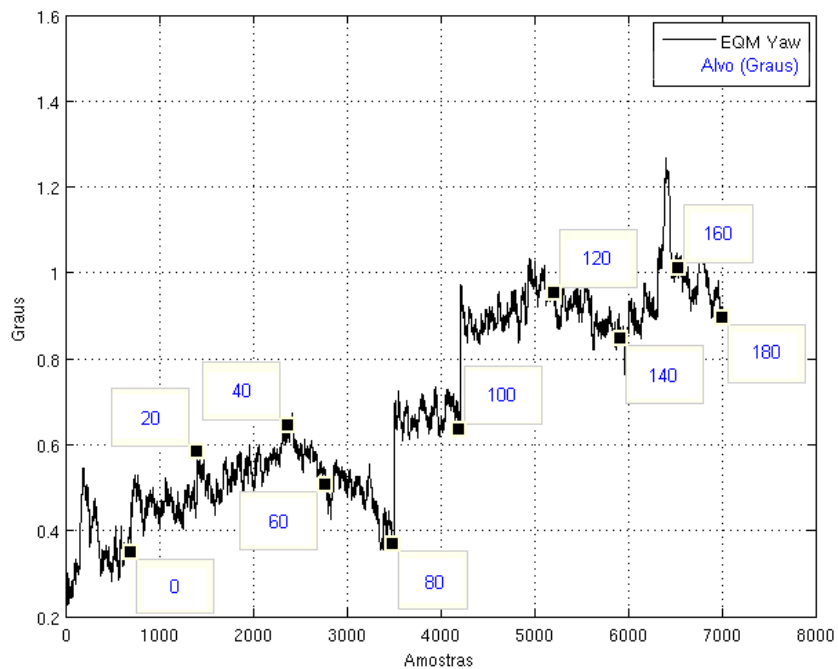


Figura 37 – Comportamento do erro quadrático médio ao longo do experimento no ângulo *Yaw* para cada alvo

Os dados processados, foram analisados e apresentam coerência como a literatura. Foi possível a identificação de posições angulares com maior e menor precisão, com repetitividade ao longo dos experimentos.

Conclui-se que o algoritmo desenvolvido, para o sensor MARG-UFES, foi capaz de capturar, fusionar, calibrar e transmitir as informações referentes com rotações tridimensionais dentro dos padrões presentes na literatura de fusão e calibração de sensores para a análise de movimento do tipo MARG.

5 Conclusões e Trabalhos futuros

O objetivo desta Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica foi o desenvolvimento de um algoritmo para análise de movimento tridimensional mediante a integração de sensores MARG, sendo capaz de capturar informação angular proveniente do sensor desenvolvido MARG-UFES.

Seguindo este objetivo, foi desenvolvido um *firmware* composto por dois algoritmos existentes que de forma independente capturam e processam os sinais provenientes de sensores MARG. Este algoritmo fornece de forma contínua a orientação do sensor MARG-UFES em referência a um sistema de coordenadas global ou um sistema de coordenadas atribuído.

O algoritmo de fusão e calibração possui a capacidade de compensar os erros causados por interferências e pelo processamento realizado aos sinais. Para o correto funcionamento do algoritmo, é necessário realizar movimentos no sensor, em que este vai capturar informações do campo magnético próximo em diferentes posições angulares.

O algoritmo desenvolvido permite que o sensor MARG-UFES adote sistemas de referência de sistemas externos, mediante a manipulação da matriz de cossenos diretores a partir da qual são calculados os ângulos de Euler. Com o objetivo de avaliar o desempenho do algoritmo, foi usado um sensor inercial do tipo comercial TECH-IMU CAN, comparando os resultados de medição de orientação de ambos sistemas num ambiente comum como é um laboratório de pesquisa.

A partir dos dados capturados pelo algoritmo, são calculadas as rotações experimentadas pelo sensor desde uma posição inicial em que são realizados movimentos em um dos ângulos por vez. Estes procedimentos permitem avaliar posições angulares em que as interferências geram um maior erro no cálculo da orientação.

Tanto o sensor TECH-IMU CAN quando o MARG-UFES, foram posicionados numa placa acrílica que encontra-se colada a um goniômetro plástico comumente utilizado em tarefas de reabilitação motora. Desta forma, os dois sensores experimentam os mesmos movimentos, permitindo validar a precisão de um sensor em referência com o outro, quando atingem mudanças angulares a cada 10° ou 20° , segundo o eixo sobre o qual o sensor experimente a rotação.

Foi estabelecido um protocolo de validação em que para rotações em torno dos eixos Z e X do sensor, o goniômetro é movimentado a cada 10 segundos 20° , até alcançar 180° . Para as rotações em torno do eixo Y as rotações foram realizadas a cada 10 segundos 10° , até alcançar 90° . Esta validação foi repetida 5 vezes para cada um dos eixos do sensor.

Diferenças encontradas entre a medida de orientação fornecida pelo sensor MARG-UFES em relação com o sensor TECH-IMU CAN são justificados na literatura por corresponder a medições nos limites entre um eixo e outro, conhecido como perda de um grau de liberdade.

Conclui-se que o algoritmo desenvolvido foi capaz de cumprir seu objetivo principal de medição de orientação tridimensional com compensação de erros, tendo os dados validados de experimentos comparados com um sensor para análise de movimento do tipo comercial. Isto foi possível graças a integração do sistema de *hardware* e o algoritmo desenvolvido.

5.1 Contribuições

As principais contribuições deste trabalho são um algoritmo para fusão e calibração aplicado a sensores MARG para análise de movimento, que possui seus dados coerentes com a literatura, pode ser implementado para sensores MARG com referências diferentes aos usados neste trabalho. O algoritmo realiza execução sem atrasos temporais segundo a comparação realizada com os sinais do sensor TECH-IMU CAN. Não há necessidade de um espaço completamente estruturado para o funcionamento do algoritmo.

Outra contribuição importante é o desenvolvimento da placa de circuito impresso que permite a captura, processamento e transmissão sem fio de sinais de sensores MARG.

Outro benefício agregado do algoritmo é que não precisa de calibrações por cada experimento, já que o algoritmo compensa automaticamente as interferências que possam reduzir o desempenho no cálculo da orientação.

5.2 Publicações

1. Artigos aceitos para publicação:

-MARTINS, M., ELIAS, A., CIFUENTES, C. ALFONSO, M., FRIZERA NETO, A., SANTOS, C., CERES, R. *ASSESSMENT OF WALKER-ASSISTED GAIT BASED ON PRINCIPAL COMPONENT ANALYSIS AND WIRELESS INERTIAL SENSORS*. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica (Impresso). 2014.

2. Trabalhos publicados em anais de eventos(completo)

-RODRIGUEZ, C. A., ALFONSO, M., CIFUENTES, C., FRIZERA NETO, A. *Development of an IMU + sEMG Wearable ZigBee Sensor. Em: Denmark-South America Workshop on Sustainable Technologies*, p. 1-3, 2012.

5.3 Trabalhos Futuros

Em trabalhos futuros podem ser realizados diversos projetos sendo alguns como:

Adicionar mais sensores MARG para criar redes de sensores em diferentes topologias aplicados a validação de parâmetros cinemáticos em humanos. Realizar validação de alcance de transmissão tanto em ambientes internos como: laboratórios e salas de aula, quanto em ambientes abertos. Realizar uma interface de usuário que permita carregar as características de cada um dos sensores MARG para que o algoritmo não seja exclusivo dos dispositivos usados neste trabalho. Realizar uma análise com outras representações angulares como os quatérnios que poderiam reduzir erro na estimação de ângulos.

Referências

- ACHT, V. van *et al.* Miniature wireless inertial sensor for measuring human motions. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, v. 2007, p. 6279–82, jan. 2007. ISSN 1557-170X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18003456>>. Citado na página 31.
- ADAFRUIT. *Adafruit 9DOF*. 2013. Disponível em: <<http://www.adafruit.com/products/1714>>. Citado na página 35.
- Analog Devices. *3-Axis, 2g, 4g, 8g, 16g Digital Accelerometer*. 2009. Disponível em: <http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/ADXL345.pdf>. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 44.
- ANG, M. H.; TOURASSIS, V. D. Singularities of Euler and Roll-Pitch-Yaw Representations. n. 3, p. 317–324, 1987. Citado 3 vezes nas páginas 51, 53 e 63.
- ANTONSSON, E. K. The frequency content of gait. *Journal of biomechanics*, v. 18, p. 39 – 47, 1985. Citado na página 30.
- ATALLAH, L. *et al.* Sensor Placement for Activity Detection Using Wearable Accelerometers. *2010 International Conference on Body Sensor Networks*, Ieee, p. 24–29, jun. 2010. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5504808>>. Citado na página 38.
- AZIZ, O. *et al.* *Body Sensor Networks*. 1. ed. [S.l.]: Springer, 2005. 1–34 p. ISBN 9781846282720. Citado na página 47.
- BACHMANN, B. Y. E. R.; YUN, X.; BRUMFIELD, A. Investigating the Effects of Magnetic Variations on Inertial/ Magnetic Orientation Sensors. 2007. Citado 6 vezes nas páginas 36, 37, 38, 39, 51 e 65.
- BAE, J. *et al.* A network-based monitoring system for rehabilitation. *2012 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, Ieee, p. 232–237, jul. 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6265884>>. Citado na página 49.
- BAKHSI, S.; MAHOOR, M. H.; DAVIDSON, B. S. Development of a body joint angle measurement system using IMU sensors. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, v. 2011, p. 6923–6, jan. 2011. ISSN 1557-170X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22255930>>. Citado na página 24.
- BANOS, O. *et al.* Kinect=IMU? Learning MIMO Signal Mappings to Automatically Translate Activity Recognition Systems across Sensor Modalities. *2012 16th International Symposium on Wearable Computers*, Ieee, p. 92–99, jun. 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6246149>>. Citado na página 31.

BASUTO, A. Magnetometer Data Fusion Algorithms Performance in Indoor Navigation. *Metrology for Aerospace (MetroAeroSpace)*, 2014 IEEE, p. 388–393, 2014. Citado na página 61.

BOSCH, S. *et al.* Energy-Efficient Assessment of Physical Activity Level Using Duty-Cycled Accelerometer Data. *Procedia Computer Science*, v. 5, p. 328–335, jan. 2011. ISSN 18770509. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877050911003681>>. Citado na página 30.

CAPPOZZOL, A. *et al.* Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. v. 10, n. 4, p. 171–178, 1995. Citado na página 23.

CARMO, J.; CORREIA, J. Low-power/low-voltage RF microsystems for wireless sensors networks. *Microelectronics Journal*, Elsevier, v. 40, n. 12, p. 1746–1754, dez. 2009. ISSN 00262692. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0026269209001736>>. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 47.

CAVALLO, F. *et al.* A first step toward a pervasive and smart ZigBee sensor system for assistance and rehabilitation. *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Ieee, p. 632–637, jun. 2009. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5209471>>. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

CIFUENTES, C. *et al.* Development of a wearable ZigBee sensor system for upper limb rehabilitation robotics. *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, Ieee, p. 1989–1994, jun. 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6290926>>. Citado 6 vezes nas páginas 13, 29, 39, 41, 42 e 54.

CIFUENTES, C. *et al.* *Redes ZigBee y Sensores Inerciales Aplicados a Rehabilitación*. 2012. 13–18 p. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 41.

CIFUENTES, C. A.; GENTILETTI, G. G.; ALFONSO, M. R. Desarrollo de un Dispositivo IEEE 802.15.4 / Zigbee para Redes Inalámbricas de Instrumentación Biomédica. In: *I SIMPOSIO INTERNACIONAL DE INNOVACIÓN Y DESARROLLO TECNOLÓGICO PARA LA SALUD DEL FUTURO*. Bogotá: [s.n.], 2009. Citado na página 41.

COYTE, J. L. *et al.* Displacement profile estimation using low cost inertial motion sensors with applications to sporting and rehabilitation exercises. *2013 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Ieee, p. 1290–1295, jul. 2013. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6584272>>. Citado na página 24.

CUTTI, A. G. *et al.* ‘Outwalk’: a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. p. 17–25, 2010. Citado na página 24.

DAPONTE, P. *et al.* Design and validation of a motion-tracking system for ROM measurements in home rehabilitation. *Measurement*, Elsevier Ltd, v. 55, p. 82–96, set. 2014. ISSN 02632241. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0263224114001791>>. Citado na página 53.

DAPONTE, P.; VITO, L. D.; SEMENTA, C. A Wireless-based Home Rehabilitation System for Monitoring 3D Movements. p. 0–5, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 38.

DAYU, H. The ZigBee Wireless Sensor Network in Medical Care Applications. *2010 International Conference on Computer, Mechatronics, Control and Electronic Engineering*, p. 497–500, 2010. Citado na página 49.

FENU, G.; STERI, G. IMU based post-traumatic rehabilitation assessment. *2010 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL 2010)*, Ieee, p. 1–5, nov. 2010. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5702813>>. Citado 3 vezes nas páginas 23, 31 e 32.

FREESCALE. *MC1322x-Advanced ZigBee- Compliant SoC Platform for the 2.4 GHz IEEE 802.15.4 Standard*. 2011. Disponível em: <http://cache.freescale.com/files/rf/if/doc/ref_manual/MC1322xRM.pdf>. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 46.

FRIZERA, A.; CIFUENTES, C.; BASTOS, T. MOTION CAPTURE SYSTEM BASED ON THE INTEGRATION OF 3D ACCELEROMETER IN A WIRELESS INERTIAL MEASUREMENT UNIT. In: BRITO, P.; VARUM, H. (Ed.). *Accelerometers, Principles, Structure and Applications*. New York, New York, USA: nova publishers, 2013. p. 57–76. ISBN 6312317269. Citado na página 24.

GARRATT, M. A.; ANAVATTI, S. Gyroscope Offset Estimation Using Panoramic Vision-Based Attitude Estimation and Extended Kalman Filter. 2012. Citado na página 36.

GODFREY, a. *et al.* Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical engineering & physics*, v. 30, n. 10, p. 1364–86, dez. 2008. ISSN 1350-4533. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18996729>>. Citado 4 vezes nas páginas 13, 28, 29 e 51.

HANSSON, G. a. *et al.* Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis. *Medical & biological engineering & computing*, v. 39, n. 4, p. 405–13, jul. 2001. ISSN 0140-0118. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11523728>>. Citado na página 38.

HONEYWELL. *3-Axis Digital Compass IC*. 2012. Disponível em: <<http://aerospace.honeywell.com/products/sensors/non-inertial-sensors/magnetic-field-sensing-and-sensor-solutions/featured-product-hmc5883l>>. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 45.

INOUE, Y.; SHIBATA, K.; SHIOJIMA, K. Three-dimensional gait analysis system with mobile force plates and motion sensors. *2011 8th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, Ieee, p. 107–110, nov. 2011. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6145942>>. Citado na página 24.

INTERSENSE, I. *InertiaCube 2. InertiaCube2+ Manual*. 36 Crosby Drive, Suite 150, Bedford, MA 01730, USA, 1.0 ed., n. 072, p. 1–37, 2008. Citado na página 38.

INVENSENSE. *3-Axis, MEMS Digital Gyroscope*. 2010. Disponível em: <<http://www.invensense.com/mems/gyro/documents/EB-ITG-3200-00-01.1.pdf>>. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 45.

KNUDSON, D. *Fundamental of Biomechanics*. Second. [S.l.]: Springer, 2007. 343 p. ISBN 9780387493114. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.

KOK, M. *et al.* Calibration of a magnetometer in combination with inertial sensors. *Information Fusion (FUSION), 2012 15th International Conference on*, p. 787–793, 2012. Citado 3 vezes nas páginas 13, 24 e 37.

KOO, W.; SUNG, S.; LEE, Y. J. Error Calibration of Magnetometer Using Nonlinear <newline/>Integrated Filter Model With Inertial Sensors. *IEEE Transactions on Magnetism*, v. 45, n. 6, p. 2740–2743, jun. 2009. ISSN 0018-9464. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4957782>>. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 39.

LATT, W. *et al.* Identification of accelerometer orientation errors and compensation for acceleration estimation errors. *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Ieee, p. 1232–1237, maio 2009. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5152269>>. Citado na página 38.

LIN, P.-c. *et al.* Design and Implementation of a Nine-Axis Inertial Measurement Unit. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 17, n. 4, p. 657–668, ago. 2012. ISSN 1083-4435. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5734855>>. Citado na página 36.

LIN, Z. *et al.* Development of an ultra-miniaturized inertial measurement unit WB-3 for human body motion tracking. *2010 IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, Ieee, p. 414–419, dez. 2010. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5708361>>. Citado 3 vezes nas páginas 31, 32 e 76.

LIU, K. *et al.* Novel approach for lower limb segment orientation in gait analysis using triaxial accelerometers. *2008 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Ieee, p. 488–492, jul. 2008. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4601709>>. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 30.

LIU, T.; INOUE, Y.; SHIBATA, K. Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Measurement*, Elsevier Ltd, v. 42, n. 7, p. 978–988, ago. 2009. ISSN 02632241. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0263224109000372>>. Citado na página 24.

LIU, T. *et al.* Measurement of human lower limb orientations and ground reaction forces using wearable sensor systems. *2007 IEEE/ASME international conference on advanced intelligent mechatronics*, Ieee, p. 1–6, 2007. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4412493>>. Citado na página 38.

LOU, L. *et al.* Sensor fusion-based attitude estimation using low-cost MEMS-IMU for mobile robot navigation. *2011 6th IEEE Joint International Information Technology and Artificial Intelligence Conference*, Ieee, p. 465–468, ago. 2011. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6030374>>. Citado 5 vezes nas páginas 13, 24, 39, 52 e 54.

LUINGE, H. J.; VELTINK, P. H. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical & biological engineering & computing*, v. 43, n. 2, p. 273–82, mar. 2005. ISSN 0140-0118. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15865139>>. Citado 3 vezes nas páginas 31, 36 e 38.

MADGWICK, S. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics : [proceedings]*, v. 2011, p. 5975346, jan. 2011. ISSN 1945-7901. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22275550>>. Citado 6 vezes nas páginas 24, 31, 38, 39, 53 e 74.

MAYAGOITIA, R. E.; NENE, A. V.; VELTINK, P. H. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of biomechanics*, v. 35, n. 4, p. 537–42, abr. 2002. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11934425>>. Citado 3 vezes nas páginas 23, 36 e 38.

MAZZA, C. *et al.* An optimized Kalman filter for the estimate of trunk orientation from inertial sensors data during treadmill walking. *Gait & posture*, v. 35, n. 1, p. 138–42, jan. 2012. ISSN 1879-2219. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22047775>>. Citado na página 38.

MIRZAEI, F.; ROUMELIOTIS, S. A Kalman Filter-Based Algorithm for IMU-Camera Calibration: Observability Analysis and Performance Evaluation. *IEEE Transactions on Robotics*, v. 24, n. 5, p. 1143–1156, out. 2008. ISSN 1552-3098. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4637877>>. Citado na página 39.

MUSCILLO, R. *et al.* An adaptive Kalman-based Bayes estimation technique to classify locomotor activities in young and elderly adults through accelerometers. *Medical engineering & physics*, Institute of Physics and Engineering in Medicine, v. 32, n. 8, p. 849–59, out. 2010. ISSN 1873-4030. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20576459>>. Citado 2 vezes nas páginas 38 e 39.

PEDLEY, M. *Implementing a Virtual Gyro Using Accelerometer and Magnetometer Sensors*. [S.l.], 2013. 1–5 p. Citado na página 38.

PEDLEY, M. *Magnetic Calibration of Hard and Soft Iron Interference*. [S.l.], 2013. 1–31 p. Citado na página 37.

PEDLEY, M. *Software for Tilt-Compensated eCompass with Magnetic Calibration (v3 Release)*. 2013. 1–15 p. Citado 2 vezes nas páginas 57 e 59.

PENDHARKAR, G.; LAI, D. T. H.; BEGG, R. The effect of walking surface on upper limb dynamics measured using inertial sensors. *2013 IEEE Eighth International*

Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing, Ieee, p. 324–328, abr. 2013. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6529810>>. Citado na página 32.

QING, W.; LI, B.; YU, P. Design of the temperature monitoring system based on ZigBee wireless sensor network. p. 4612–4615, 2011. Citado na página 49.

ROETENBERG, D. *Inertial and Magnetic Sensing of Human Motion*. 128 p. Tese (Doutorado) — University of Twente Netherlands, 2006. Citado na página 36.

ROETENBERG, D. *et al.* Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 13, n. 3, p. 395–405, set. 2005. ISSN 1534-4320. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16200762>>. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 39.

SOHRABY, K.; MINOLI, D.; ZNATI, T. *WIRELESS SENSOR NETWORKS, Technology, Protocols, and Applications*. [S.l.]: WILEY & SONS, INC., 2007. 326 p. ISBN 9780471743002. Citado na página 48.

SPARKFUN. *9 Degrees of Freedom- Razor IMU*. 2012. Disponível em: <<https://www.sparkfun.com/products/10736>>. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 35.

SST-SYSTEMS. *STT-IBS wireless inertial sensor and developer's SDK*. [S.l.], 2013. Citado 3 vezes nas páginas 13, 24 e 33.

TADANO, S. Three dimensional gait analysis using wearable acceleration and gyro sensors based on quaternion calculations. *Sensors (Basel, Switzerland)*, v. 13, n. 7, p. 9321–43, jan. 2013. ISSN 1424-8220. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 53.

TAO, W. *et al.* Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors (Peterborough, Molecular Diversity Preservation International)*, v. 12, n. 2, p. 2255–2283, 2012. ISSN 14248220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/12/2/2255/>>. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

TECHNAID. *Capture, analysis of movement and technical aids Motion Capture System*. 2013. Citado 5 vezes nas páginas 13, 14, 24, 34 e 69.

TIAN, Y.; WEI, H.; TAN, J. An adaptive-gain complementary filter for real-time human motion tracking with MARG sensors in free-living environments. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 21, n. 2, p. 254–64, mar. 2013. ISSN 1558-0210. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22801527>>. Citado 3 vezes nas páginas 31, 38 e 76.

WATTHANAWISUTH, N.; LOMAS, T.; WISITSORAAT, A. Wireless Wearable Pulse Oximeter for Health Monitoring using ZigBee Wireless Sensor Network. *Electrical Engineering/Electronics Computer Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), 2010 International Conference on*, p. 3–7, 2010. Citado na página 49.

WHITTLE, M. *Gait Analysis*. Fourth. Heidi Harrison, 2008. Disponível em: <<http://medcontent.metapress.com/index/A65RM03P4874243N.pdf>>. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 30.

WINTER, D. *Biomechanics and motor control of human movement*. Fourth. [S.l.: s.n.], 2009. 158 p. ISBN 9780470398180. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.

WRIGLEY, T. V. *et al.* Real-time movement biofeedback for walking gait modification in knee osteoarthritis. *2009 Virtual Rehabilitation International Conference*, Ieee, p. 132–135, jun. 2009. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5174219>>. Citado na página 23.

WU, Z. *et al.* Calibration of Three-Axis Magnetometer Using Stretching Particle Swarm Optimization Algorithm. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 62, n. 2, p. 281–292, fev. 2013. ISSN 0018-9456. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6301716>>. Citado na página 39.

XIAO, T.-J. *et al.* Motion Trajectory Analysis Based on MARG Sensors for Wearable Computing. *2011 Third Pacific-Asia Conference on Circuits, Communications and System (PACCS)*, Ieee, p. 1–6, jul. 2011. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5990247>>. Citado na página 31.

XSENS. *3D KINEMATIC MEASUREMENT SYSTEM WITH WIRELESS TRACKERS*. 2013. Citado na página 24.

Xsens Technologies. *MTi-G User Manual and Technical Documentation*. [S.l.]: Pantheon 6a, 7521 PR Enschede, The Netherlands, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 13, 32 e 38.

YIP, P. *Discrete Cosine and Sine Transforms: General Properties, Fast Algorithms and Integer Approximations*. First. [S.l.]: Academic Press, 2006. 368 p. ISBN 978-0123736246. Citado na página 52.

ZHANG, Q. *et al.* A novel magnetic compass calibration method based on improved ellipse model. *2010 International Conference on Intelligent Control and Information Processing*, Ieee, p. 11–15, ago. 2010. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5564263>>. Citado na página 37.