

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
MONOGRAFIA DE PROJETO DE GRADUAÇÃO**



HILTON CARLOS MIRANDA LESSA

**LOCALIZAÇÃO DE CADEIRA DE RODAS BASEADA NA
FUSÃO DE SINAIS DE SENSOES INERCIAIS E
ODOMETRIA**

VITÓRIA – ES
DEZEMBRO/2017

HILTON CARLOS MIRANDA LESSA

**LOCALIZAÇÃO DE CADEIRA DE RODAS BASEADA NA FUSÃO DE
SINAIS DE SENSORES INERCIAIS E ODOMETRIA**

Parte manuscrita do Projeto de Graduação do aluno **Hilton Carlos Miranda Lessa**, apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Coorientador: Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto

VITÓRIA – ES
DEZEMBRO/2017

HILTON CARLOS MIRANDA LESSA

**LOCALIZAÇÃO DE CADEIRA DE RODAS BASEADA NA FUSÃO DE
SINAIS DE SENSORES INERCIAIS E ODOMETRIA**

Parte manuscrita do Projeto de Graduação do aluno **Hilton Carlos Miranda Lessa**, apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Aprovada em 22, de dezembro de 2017.

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
UFES
Orientador

Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto
UFES
Coorientador

Prof. Dr. André Ferreira
UFES
Examinador

Profa. Dra. Eliete Maria de Oliveira Caldeira
UFES
Examinadora

Dedico este trabalho à memória de meu padrinho Jonas Renato Lugon.

Agradeço a todas pessoas que, de alguma forma, participaram desta caminhada. Agradeço a minha família, especialmente meus pais, por todo apoio prestado e por proporcionar as condições ideais para a minha jornada na eterna busca pelo conhecimento. Agradeço a minha namorada pelo apoio emocional nos momentos de dificuldade. Agradeço ainda aos meus amigos, que fizeram com que esta jornada fosse muito mais prazerosa. E finalmente, agradeço aos meus professores e todos servidores da UFES, especialmente aos meus orientadores, pessoas com quem sempre convivi em clima amistoso e respeitoso.

RESUMO

Neste trabalho é apresentado o desenvolvimento de um sistema de localização de cadeira de rodas baseado em sinais de sensores inerciais e odometria. Este projeto tem por objetivo contribuir para o desenvolvimento de tecnologias assistivas para a locomoção de pessoas com limitações motoras severas. Para o desenvolvimento desta aplicação foi realizada a fusão de sinais de acelerômetros, giroscópios, magnetômetros e encoders. O sistema encontra-se funcional e disponível para uso no Núcleo de Tecnologias Assistivas (NTA) da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES).

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Plataforma de desenvolvimento FRDM k64f contendo sensores inerciais.	13
Figura 2 - Plataforma de desenvolvimento FRDM FXS-MULTI- B.	14
Figura 3 - Estrutura de um giroscópio vibratório.	15
Figura 4 - Giroscópio FXAS21002C utilizado neste trabalho.....	15
Figura 5 - Ilustração do princípio do extensômetro de carbono.	16
Figura 6 - Estrutura diagramática de acelerômetro do tipo MEMS.....	16
Figura 7 - Estrutura esquemática de um magnetômetro baseado nas forças de Lorentz.	17
Figura 8 – Chip FXOS8700CQ utilizado neste trabalho, o qual contém acelerômetros e magnetômetros integrados.	18
Figura 9 - Representação esquemática de um <i>encoder</i>	18
Figura 10 - Encoder CP350 utilizado na cadeira de rodas.....	19
Figura 11 - Cadeira de rodas Freedom.	20
Figura 12 - Diagrama de blocos do algoritmo utilizado (traduzido).	21
Figura 13- GUI para inicialização da placa.	Error! Bookmark not defined.
Figura 14 - Referências para as medidas.	26
Figura 15 - Goniômetro com plataforma de desenvolvimento.	30
Figura 16 - Leituras de posição no ensaio 1.	31
Figura 17- Leituras de posição no ensaio 2.	32
Figura 18- Leituras de posição no ensaio 3.	33
Figura 19 - Leituras de posição no ensaio 4.	34
Figura 20 - Leituras de posição no ensaio 5.	35
Figura 21 - Diagrama de blocos incluído no sistema da cadeira de rodas para posicionamento.	37
Figura 22 - Subsystem7 responsável por calcular a posição da cadeira.	38
Figura 23 - Percurso do teste 1.	39
Figura 24 - Teste sendo realizado.	39
Figura 25 - Percurso do cenário 1.....	40
Figura 26 - Tela do operador.	41
Figura 27 - Foto do procedimento sendo realizado.	41
Figura 28 - Trajetória realizada no experimento A-B.	42

SUMÁRIO

1	CONSIDERAÇÕES INICIAIS	9
1.1	Introdução.....	9
1.2	Objetivos.....	10
1.2.1	Objetivos gerais	10
1.2.2	Objetivos específicos	10
1.3	Justificativa.....	10
1.4	Estrutura do texto	12
2	RECURSOS UTILIZADOS	12
2.1	Plataforma base	12
2.2	Plataforma de funcionalidades	13
2.3	Sensores.....	14
2.3.1	Giroscópio.....	14
2.3.2	Acelerômetro.....	15
2.3.3	Magnetômetro	17
2.3.4	Encoder	18
2.4	Programa.....	19
2.5	Cadeira de rodas	20
3	FUSÃO SENSORIAL	20
3.1	Parâmetros	21
3.1.1	Sistema de coordenadas	21
3.1.2	Algoritmo utilizado.....	21
3.1.3	Frequência de leitura.....	22
3.1.4	Método de comunicação	22
3.2	Filtro de Kalman.....	22
3.3	Calibração.....	24
3.3.1	Acelerômetro.....	26
3.3.2	Giroscópio.....	26
3.3.3	Magnetômetro	27
4	FUNCIONALIDADES ADICIONADAS	28
4.1	Indicador visual de calibração do magnetômetro	28
4.2	Referência no ponto de inicialização.....	28
4.3	Pacote de dados transmitido	28

4.4	Salvando calibrações	29
5	VALIDAÇÃO	30
5.1	Metodologia.....	30
5.2	Resultados.....	30
5.2.1	Ensaio 1.....	31
5.2.2	Ensaio 2.....	32
5.2.3	Ensaio 3.....	33
5.2.4	Ensaio 4.....	34
5.2.5	Ensaio 5.....	35
5.3	Conclusão	36
6	FUSÃO DA ORIENTAÇÃO COM ODOMETRIA	37
7	TESTES	39
7.1	Cenário 1	39
7.1.1	Resultados	39
7.2	Cenário 2	40
7.2.1	Resultados	41
8	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	43
9	BIBLIOGRAFIA	44

1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

1.1 Introdução

Pessoas com deficiências motoras severas, como tetraplegia ou escleroses múltiplas, enfrentam diversos desafios diariamente, até mesmo para realizar tarefas que são simples para a maioria das pessoas. Segundo o último censo realizado pelo IBGE no Brasil em 2010, cerca de 2,3% da população apresenta grau intenso ou muito intenso de deficiência motora (IBGE, 2010).

Limitações locomotoras intensas podem ter impactos psicológicos severos, como depressão, estresse e medo de abandono (FINLAYSON; VAN DENEND, 2003). Estes efeitos são extremamente prejudiciais para a qualidade de vida tanto do indivíduo acometido (FINLAYSON; VAN DENEND, 2003) como de seus familiares e cuidadores (DUNN, 2010).

Além disso, como este grupo é reduzido e agrega uma grande gama de especificidades, isso dificulta o desenvolvimento de aplicações que o atenda de forma majoritária, não oferecendo um cenário muito atrativo para empreender, limitando os investimentos e desenvolvimento de produtos neste mercado.

Uma forma de melhorar a qualidade de vida dessas pessoas é o desenvolvimento de sistemas inteligentes de locomoção. De acordo com (SIMPSON, 2008), cerca de 4% das pessoas entre 18 e 44 anos e 18,8% das pessoas acima de 85 anos poderiam ser beneficiadas com sistemas inteligentes de locomoção. Contudo, para desenvolver um equipamento seguro, capaz de realizar rotas livres de colisão, um dos requisitos é a capacidade do equipamento de ter ciência de sua localização (posição e orientação) no espaço. Desta forma, o sistema de localização, objeto deste trabalho, se faz necessário.

Além disso, o autor enxerga que a UFES, como uma autarquia pública, pode contribuir para suprir as carências sociais deixadas pelo mercado neste pequeno, e muito diverso, nicho mercadológico.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivos gerais

Com o intuito de proporcionar recursos para melhorar a qualidade de vida pessoas com deficiência, diversos estudos, equipamentos e tecnologias vêm sendo desenvolvidos. Como parte integrante deste espectro de tecnologias assistivas em desenvolvimento, este trabalho tem como objetivo oferecer de forma simples e completa, uma ferramenta capaz de fornecer a outras aplicações a informação da localização de uma cadeira de rodas motorizada, a partir de um sinal obtido através da fusão do sinal de sensores inerciais e do sistema odométrico da cadeira de rodas em que se encontra o usuário, possibilitando por exemplo adquirir informações sobre a posição e orientação da cadeira de rodas para realização de controle avançado de locomoção automática ou semi-automática.

1.2.2 Objetivos específicos

Do ponto de vista técnico, este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento da aplicação em uma plataforma confiável, eficiente e moderna; o fornecimento de forma simples e prática do resultado da fusão sensorial com latência coerente para o uso sugerido; o uso de sensores de baixo custo e não invasivos para o cumprimento do objetivo proposto; a avaliação quantitativa da precisão do sistema sensorial; e por fim a avaliação qualitativa do desempenho da aplicação como ferramenta para o desenvolvimento de aplicações mais complexas.

1.3 Justificativa

Pessoas com limitações locomotoras enfrentam dificuldades para realizar tarefas de forma a suprir suas necessidades pessoais e sociais (MARTIN *et al.*, 2008). Nos ambientes externos as dificuldades de locomoção são ainda maiores, e, por isso, essas pessoas tendem a ficar a maior parte do tempo em casa. Essas pessoas são susceptíveis a uma série de problemas psicológicos (BASTOS-FILHO *et al.*, 2013; FINLAYSON; VAN DENEND, 2003), sendo que equipamentos para locomoção assistida podem contribuir para conferir-lhes autonomia, segurança e independência e, como consequência, trazer resultados positivos não só no que diz respeito à locomoção do usuário, mas também à sua condição psicológica, proporcionando-lhes melhorias na qualidade de vida e na saúde mental (SIMPSON, 2008).

Contudo, em casos de debilitação severa, como na tetraplegia ou na esclerose lateral amiotrófica, o controle direto de equipamentos pode se mostrar difícil ou mesmo impossível (SIMPSON, 2008), pois a maior parte dos dispositivos de entrada da intenção, como os *joysticks*, depende do movimento dos membros superiores. Além disso, a obtenção de sinais para aferição da intenção do usuário também pode ser dificultada (BASTOS-FILHO *et al.*, 2013).

Desta forma, existe um esforço da comunidade científica para o desenvolvimento de equipamentos robóticos com processamento avançado, capazes de assumir parte do “raciocínio” para executar determinada tarefa. Como exemplo, pode-se pensar em uma cadeira de rodas em que o usuário manifesta a vontade de se deslocar até um ponto “X” através de um sistema avançado de detecção de intenção, como por movimento dos olhos, ou mesmo estímulos cerebrais captados por eletroencefalografia (EEG). Para que o sistema funcione corretamente, é preciso que ele seja capaz de determinar a rota, detectar obstáculos, controlar os atuadores, tudo isso coordenadamente, para que o usuário tenha sua vontade atendida de forma segura e independente.

Contudo, para a realização de sistemas complexos como o citado acima, é necessário um conjunto grande de sensores e unidades de processamento para realizar desde a aferição da intenção do usuário até o mapeamento e a detecção de obstáculos do ambiente.

Para detecção da intenção do usuário em interagir com equipamentos, a comunidade científica conta com uma vasta gama de sinais que podem ser utilizados, podendo ser capturados de forma invasiva ou não-invasiva. Os não-invasivos são os preferidos por pesquisadores, principalmente por trazer poucos riscos à saúde do usuário, adotando procedimentos mais simples para sua implementação, além de frequentemente serem mais baratos. Desta forma, alguns dos métodos mais comuns para capturar a vontade do usuário não-invasivamente são a visão computacional (que pode ser usada por exemplo para rastreamento dos olhos e da cabeça), a captura de sinais cerebrais (como o EEG) ou através de uma Unidade Inercial de Medida (IMU) (BASTOS-FILHO *et al.*, 2013).

Para o sistema de navegação, objeto de estudo deste trabalho, podem ser utilizadas diversas tecnologias de aferição do posicionamento. Essas tecnologias podem ser divididas em medidas relativas e absolutas. Dentre as relativas, as principais são a Odometria e a Navegação Inercial (baseada em IMUs). Quanto às não relativas, pode-se citar por exemplo o GPS, ou a Bússola Magnética (BORENSTEIN *et al.*, 1997). Contudo, cada tecnologia possui suas

limitações. Assim, segundo BORENSTEIN *et al.* (1997), não existe uma solução única, definitiva e elegante.

Este trabalho apresenta uma forma de medição da localização de uma cadeira de rodas baseada na fusão da odometria por *encoders* de precisão com sensores inerciais (acelerômetros, giroscópios e magnetômetro).

1.4 Estrutura do texto

Primeiro, é apresentada uma visão geral do contexto que levou ao desenvolvimento deste trabalho. Depois, são apresentados os recursos utilizados para desenvolver o sistema de localização de cadeira de rodas motorizada. Em seguida, são apresentadas as técnicas para fusão dos sinais dos sensores presentes na aplicação. Posteriormente, discute-se as funcionalidades que se fizeram necessárias e as modificações demandadas no decorrer do projeto, bem como sua forma de implementação. Na sequência, é abordada a verificação e validação do desempenho do sistema proposto em um cenário controlado. Subsequentemente, apresenta-se a fusão com o sistema de odometria presente na cadeira de rodas. Finalmente são apresentados os testes realizados para avaliar o desempenho do sistema, seguido de conclusão e propostas de trabalhos futuros.

2 RECURSOS UTILIZADOS

2.1 Plataforma base

Para a seleção da plataforma de desenvolvimento com sensores inerciais a ser utilizada neste trabalho, diversos parâmetros foram considerados. A velocidade de processamento do microprocessador deveria ser tal que possibilitasse uma aplicação em tempo real, a memória deveria suportar um sistema operacional de tempo real, o consumo de energia deveria ser adequado à alimentação por baterias, os periféricos embarcados deveriam ser suficientes para o desenvolvimento da aplicação, e o suporte e o conteúdo disponível na *internet* deveriam ser tais que possibilitassem estudar e obter referências sólidas para guiar durante o processo de desenvolvimento.

A plataforma FRDM k64f, apresentada na Figura 1, foi a que reuniu as melhores características para esta aplicação. Ela conta com um processador ARM® Cortex M4, que funciona a 120MHz, e possui alta eficiência na gestão de energia, por possibilitar modos de

hibernação ou de baixa frequência, característica desejável caso seja utilizada uma bateria para alimentação (ARM, 2010). Além disso, a plataforma possui 1MB de memória *flash*, suficiente para aplicações com Sistemas Operacionais de Tempo Real.

Adicionalmente, a FRDM k64f possui diversos periféricos embarcados e opções de expansão, como a placa MULTI-B, apresentada na seção 3.2 e utilizada neste projeto.

Por fim, esta plataforma ainda conta com um completo suporte por parte da NXP®, com ambiente de desenvolvimento, diversos exemplos e aplicações de referência, fórum, além de um completo sistema de depuração.

Figura 1 - Plataforma de desenvolvimento FRDM k64f contendo sensores inerciais.

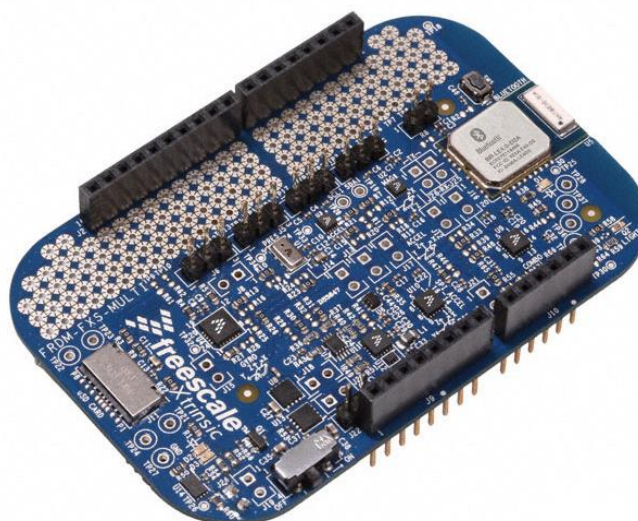


Fonte: NXP Semiconductors, 2016.

2.2 Plataforma de funcionalidades

Para adicionar funcionalidades à FRDM k64f, foi utilizada a placa de desenvolvimento FRDM-FXS-MULTI-B, apresentada na Figura 2. Esta placa possui sensores inerciais adicionais, magnetômetros, Bluetooth®, entrada para cartão de memória e bateria (FREESCALE SEMICONDUCTORS, 2014).

Figura 2 - Plataforma de desenvolvimento FRDM FXS-MULTI- B.



Fonte: NXP Semiconductors, 2016.

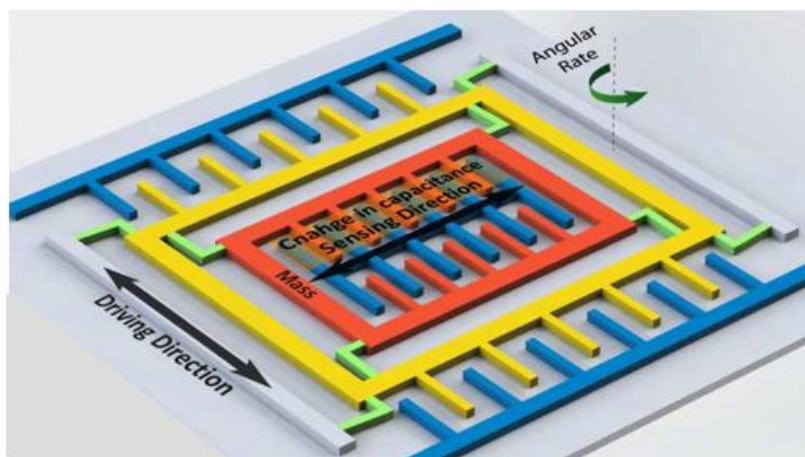
2.3 Sensores

A aplicação completa conta com 4 tipos de sensores, os quais são os sensores inerciais (acelerômetros, giroscópios e magnetômetros) e os *encoders*.

2.3.1 Giroscópio

Giroscópios são dispositivos capazes de realizar medidas com relação ao movimento rotacional, podendo ser classificados como giroscópios absolutos ou de velocidade angular. Apenas os giroscópios de velocidade angular puderam ser adequados aos MEMS (*Micro Eletromechanical Systems*). Sua estrutura, apresentada na Figura 3, é otimizada para perceber vibrações, e seu transdutor atua com base no princípio da variação de capacitância ao alterar-se o dielétrico entre duas placas isoladas.

Figura 3 - Estrutura de um giroscópio vibratório.



Fonte: How To Mechatronics, N. D.

O giroscópio utilizado neste trabalho foi o FXAS21002C, apresentado na Figura 4, fabricado pela NXP®. Este giroscópio está na placa de desenvolvimento MULTI-B e é utilizado para medir velocidade angular nos 3 eixos das coordenadas cartesianas. Além disso ele tem 16-bits de resolução e é capaz de medir até 2000°/s de velocidade angular (FREESCALE SEMICONDUCTORS, 2015). Este *chip* pode operar em até 800 leituras por segundo.

Figura 4 - Giroscópio FXAS21002C utilizado neste trabalho.



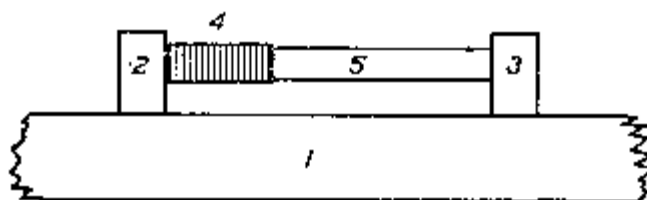
Fonte: Freescale Semiconductors, 2015.

2.3.2 Acelerômetro

O acelerômetro é um dispositivo utilizado para medir forças de aceleração sob a qual ele está submetido (ANDREJAŠIĆ, 2008). Desenvolvido em meados dos anos 20, o primeiro

acelerômetro foi construído por um extensômetro de carbono (MCCOLLUM; PETERS, 1924), conforme apresentado na Figura 5.

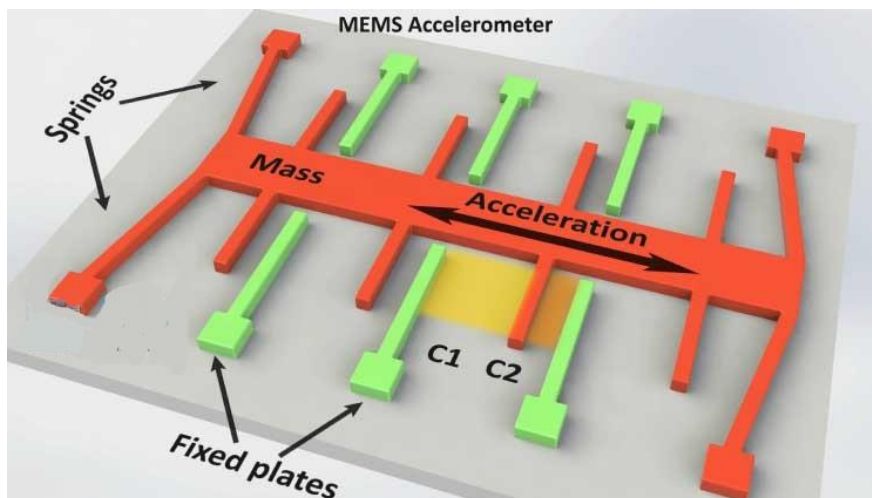
Figura 5 - Ilustração do princípio do extensômetro de carbono.



Fonte: McCollum e Peters, 1924.

Com o passar do tempo, acelerômetros cada vez mais precisos e menores foram sendo desenvolvidos. Em meados dos anos 90 surgiram os acelerômetros do tipo MEMS (Micro Eletromechanical Systems) (ANDREJAŠIC, 2008). Estes acelerômetros são microusinados e sua configuração, representada na Figura 6, utiliza a variação de capacitância para aferir a aceleração linear em que o dispositivo está submetido.

Figura 6 - Estrutura diagramática de acelerômetro do tipo MEMS.



Fonte: howtomechatronics, N.D.

O acelerômetro utilizado neste trabalho foi o FXOS8700CQ, um acelerômetro do tipo MEMS, fabricado pela NXP®. Este acelerômetro está presente na placa de desenvolvimento MULTI-B, e é utilizado para medir a aceleração nos 3 eixos cartesianos (NXP SEMICONDUCTORS, 2016a). Além disso, o chip possui magnetômetro, que será apresentado na sessão abaixo.

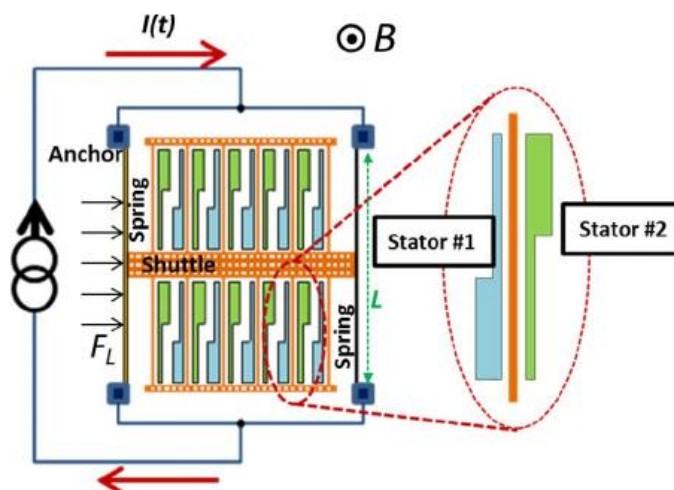
Em termos de aceleração, a FXOS8700CQ é capaz de medir até $\pm 8g$, possui resolução de 14-bits e demanda de 80 a 240 μA , dependendo do modo de operação (NXP SEMICONDUCTORS, 2016a).

2.3.3 Magnetômetro

O magnetômetro é um dos sensores mais antigos utilizados pela humanidade, e tem como função indicar a orientação e medir a intensidade de campos magnéticos. A sua utilização em dispositivos móveis é mais recente (CAI *et al.*, 2012), o que pode ser atribuída ao desenvolvimento de sensores do tipo MEMS. Estes sensores, que em sua maioria são baseados nas forças de Lorentz, têm tamanho reduzido, alta sensibilidade, baixo custo de produção e baixo consumo energético (HERRERA-MAY *et al.*, 2016).

Os magnetômetros baseados nas forças de Lorentz se apoiam no fato de que uma força surge quando um condutor percorrido por uma corrente elétrica está imerso em campo magnético (HERRERA-MAY *et al.*, 2016). Sua medida pode ser realizada através da variação de capacitância ocasionada pelo movimento de placas conforme apresentado na Figura 7.

Figura 7 - Estrutura esquemática de um magnetômetro baseado nas forças de Lorentz.



Fonte: Langfelder *et al.*, 2013.

Neste trabalho, o magnetômetro utilizado está localizado no mesmo *chip* que o acelerômetro, e está apresentado na Figura 8. Como magnetômetro, o FXOS8700CQ é capaz de medir $\pm 1200 \mu T$ de campo magnético e conta com 16-bits de resolução para medidas de campo magnético. Além disso, o FXOS8700CQ pode operar em até 400 Hz de leitura no modo híbrido (com ambos os sensores ativos) (NXP SEMICONDUCTORS, 2016a).

Figura 8 – Chip FXOS8700CQ utilizado neste trabalho, o qual contém acelerômetros e magnetômetros integrados.

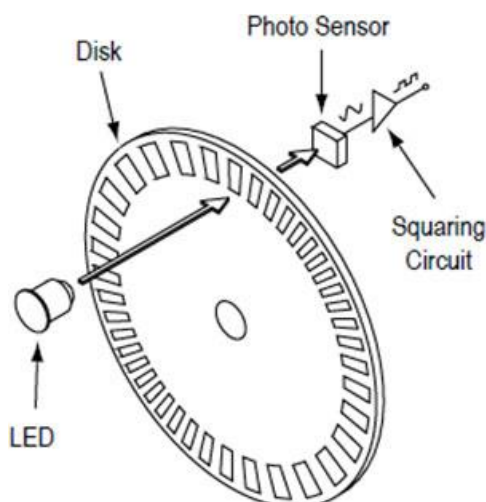


Fonte: NXP Semiconductors, 2016.

2.3.4 Encoder

Os *Encoders* estão entre os sensores mais usados na robótica móvel (BASTOS-FILHO, 2007), e podem ser utilizados para aferição da posição, velocidade ou aceleração de uma roda, por exemplo. Seu funcionamento é relativamente simples. Para o *encoder* incremental, coloca-se uma fonte luminosa diante de dois ou mais fotodiodos, separados por um disco concebido de forma a, ora permitir, ora bloquear a passagem de luz, conforme representado na Figura 9.

Figura 9 - Representação esquemática de um *encoder*.



Fonte: Clearwater Tech, N.D.

Na medida que este disco é girado, os fotodiodos alternam entre estados de condução, gerando pulsos que permitem determinar quanto e em que sentido o eixo do sensor girou.

Para o sistema de odometria da cadeira de rodas foi utilizado um par de *encoders* incrementais CP350. A frequência máxima de detecção deste sensor é de 150kHz (OPTICAL ENCODER, [S.d.]). Além disso, este sensor já se encontrava instalado na cadeira de rodas através de um sistema de polias quando esta pesquisa foi iniciada.

Figura 10 - Encoder CP350 utilizado na cadeira de rodas.



Fonte: Allied Motion, 2012.

2.4 Programa

A programação do controlador foi feita em C, sendo altamente recomendada para programação de sistemas embarcados, ao possibilitar bom gerenciamento de memória, justamente permitindo tempo menor de desenvolvimento quando comparado com *Assembly* (SCHNEEBELI, 2007).

Quanto à arquitetura do programa, é preciso equacionar que o objeto de pesquisa deste trabalho é uma ferramenta que poderá ser utilizada por outros programadores. Desta forma, é desejável uma aplicação eficiente, facilmente utilizável e com estrutura acessível para eventuais alterações e ajustes. Por isso, foi utilizado um Sistema Operacional de Tempo Real (RTOS). Neste caso, o sistema de tempo real mais adequado dentre os disponíveis é o FreeRTOS, o qual é formulado para sistemas embarcados que gerenciam diversas tarefas acontecendo em um único sistema. O FreeRTOS é altamente confiável, além de ser escalável (FREERTOS, [S.d.]). Com isso, é esperado atingir simplicidade, transparência e eficiência, deixando ainda uma porta aberta para a implementação de outras aplicações no mesmo sistema embarcado.

O desenvolvimento da aplicação se deu no ambiente de desenvolvimento MCUXpresso, desenvolvido pela NXP®. Trata-se de um ambiente gratuito, sem limitação de tamanho do programa, além de possuir suporte ao sistema operacional apresentado acima (NXP SEMICONDUCTORS, 2017a).

2.5 Cadeira de rodas

Para os testes, foi utilizada a cadeira de rodas da empresa Freedom, a qual está disponível no NTA (Núcleo de Tecnologia Assistiva). Essa cadeira possui duas rodas de tração acopladas a motores CC, além de duas rodas livres e *encoders* para o cálculo de velocidade.

Figura 11 - Cadeira de rodas Freedom.



Fonte: Casa Ortopédica, N.D.

3 FUSÃO SENSORIAL

A fusão sensorial é o processo de unir os sinais obtidos por vários sensores para obter uma informação que não seria possível determinar (ou que seria muito imprecisa) com apenas um sensor (NXP SEMICONDUCTORS, 2017b). Neste projeto foi utilizada a biblioteca de fusão sensorial provida pela *NXP Semiconductors*® para computar a orientação 3D da placa de desenvolvimento a partir de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. Nas sessões seguintes são apresentadas algumas características importantes desta biblioteca. Todas informações foram obtidas a partir do manual do usuário (NXP SEMICONDUCTORS, 2016b) e do código executado pela aplicação.

3.1 Parâmetros

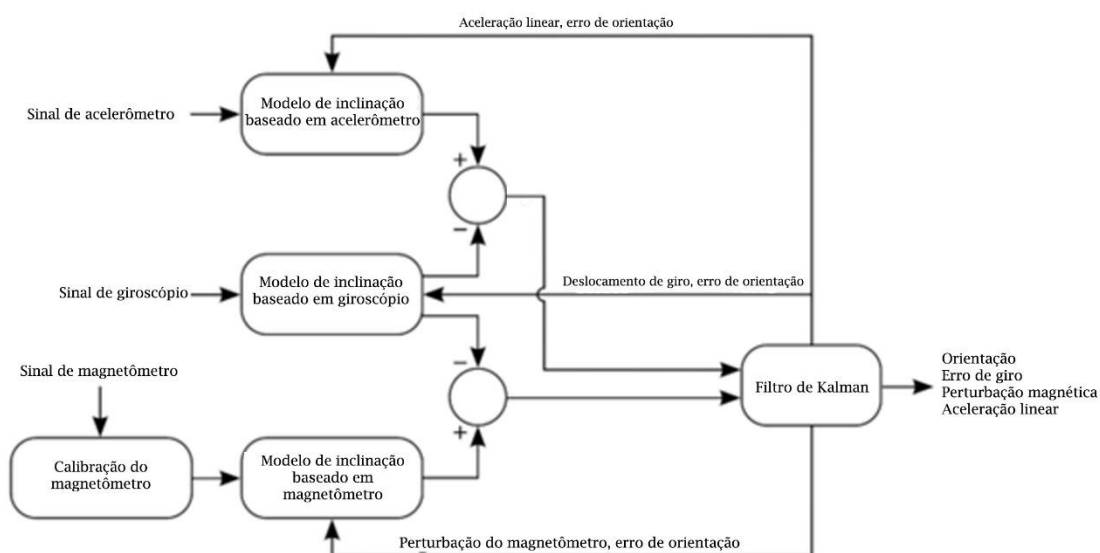
3.1.1 Sistema de coordenadas

A aplicação comporta 3 sistemas de referência para as coordenadas: Aerospace, *Android®* e *Windows 8®*. Para os testes e desenvolvimento foi utilizado o sistema Aerospace, isto é, o sistema de coordenadas 3D está orientado de forma que o eixo X coincide com o norte magnético, o eixo Y coincide com o Leste, e o eixo Z coincide com o vetor da gravidade (apontando para baixo). Além disso, os ângulos aumentam no sentido horário.

3.1.2 Algoritmo utilizado

A biblioteca conta com alguns algoritmos que se utilizam de diferentes combinações de sensores. No caso desta aplicação foi utilizado o algoritmo de Bússola com Giro Estabilizado (*Gyro Stabilized Compass*), isto é, um algoritmo com 9 graus de liberdade e que conta com 3 acelerômetros, 3 giroscópios e 3 magnetômetros distribuídos nas coordenadas cartesianas. Na Figura 12 é apresentado um diagrama de blocos que resume o funcionamento do algoritmo de 9 graus de liberdade.

Figura 12 - Diagrama de blocos do algoritmo utilizado (traduzido).



Fonte: NXP Semiconductors, 2016.

3.1.3 Frequência de leitura

Esta aplicação comporta amostragem múltipla de sensores. Desta forma, pode-se ler múltiplas vezes cada sensor antes de realizar a fusão. As configurações foram as seguintes:

- Acelerômetros: 200 Hz
- Magnetômetros: 200 Hz
- Giroscópios: 400 Hz
- Taxa de fusão: 40 Hz

3.1.4 Método de comunicação

A comunicação com a placa é feita através de uma porta serial, podendo utilizar *Bluetooth*® ou USB. Para a calibração dos sensores foi utilizada *Bluetooth*®, e para a aplicação efetiva foi utilizada USB a fim de não depender da carga da bateria.

3.2 Filtro de Kalman

Uma ferramenta muito útil para o processamento e fusão dos sinais sensoriais é o filtro de Kalman. O filtro de Kalman foi desenvolvido por Rudolf E. Kálmán (ULUSOY, 2017) e pode ser utilizado para: estimar o erro de leituras com erros de desvio sistemático (LIU; PANG, 2001); estimar variáveis que só podem ser medidas indiretamente (ULUSOY, 2017); ou para realizar a fusão dos sinais de múltiplos sensores (PEDLEY; STANLEY, 2015b; ULUSOY, 2017). No caso desta aplicação, o filtro de Kalman é usado principalmente para estimar a orientação da plataforma de desenvolvimento a partir dos 3 conjuntos de sensores utilizados (Acelerômetros, Giroscópios e Magnetômetros).

De acordo com *Pedley e Stanley (2015)*, pode-se destacar 4 importantes equações que regem a matemática do filtro de Kalman:

Equação 1 - Predição linear da orientação.

$$\hat{x}_k^- = A_k \cdot \hat{x}_{k-1}^+,$$

onde:

- \hat{x}_k^- : Valor *a priori* da estimativa do processo na amostra k.
- A_k : Matriz de predição linear na amostra k.

- \hat{x}_{k-1}^+ : Valor *a posteriori* da estimativa do processo na amostra k-1.

Equação 2 - Predição da covariância do erro.

$$P_k^- = A_k P_{k-1}^+ A_k^T + Q_{w,k} ,$$

onde:

- P_k^- : Valor *a priori* da covariância do erro na amostra k.
- P_{k-1}^+ : Valor *a posteriori* da covariância do erro na amostra k-1.
- A_k : Matriz de predição linear na amostra k.
- A_k^T : Matriz de predição linear transposta na amostra k.
- $Q_{w,k}$: Matriz da covariância do erro aditivo w_k na amostra k.

Equação 3 - Cálculo da matriz de ganhos.

$$K_k = P_k^- C_k^T (C_k P_k^- C_k^T + Q_{v,k})^{-1} ,$$

onde:

- K_k : Matriz de ganhos do filtro de Kalman na amostra k.
- P_k^- : Valor *a priori* da covariância do erro na amostra k.
- C_k : Matriz que relaciona as medidas z_k com x_k na amostra k.
- C_k^T : Matriz que relaciona as medidas z_k com x_k na amostra k transposta.
- $Q_{v,k}$: Matriz da covariância do erro aditivo v_k na amostra k.

Equação 4 - Estimativa *a posteriori* da orientação.

$$\hat{x}_k^+ = \hat{x}_k^- + K_k (z_k - C_k \hat{x}_k^-) ,$$

onde:

- \hat{x}_k^+ : Valor *a posteriori* da estimativa do processo na amostra k.
- \hat{x}_k^- : Valor *a priori* da estimativa do processo na amostra k.
- K_k : Matriz de ganhos do filtro de Kalman na amostra k.
- z_k : O processo medido na amostra k.
- C_k : Matriz que relaciona as medidas z_k com x_k na amostra k.

Assim, o processo pode ser descrito na seguinte sequência:

- Primeiro calcula-se a orientação *a priori* \hat{x}_k^- utilizando a Equação 1.
- Posteriormente calcula-se a covariância do erro P_k^- na amostra presente.

- Utiliza-se P_k^- para calcular a matriz de ganhos K_k .
- Finalmente, calcula-se a estimativa *a posteriori* da orientação após a fusão \hat{x}_k^+ .

Adotando este procedimento de fusão sensorial, tem-se um algoritmo dinâmico que se adequa a situações ruidosas e com medidas imprecisas. Contudo, é preciso ter ciência de que perturbações intensas no acelerômetro (tremores) podem comprometer temporariamente as medidas que utilizam o vetor de gravidade como referência (Arfagem e Rolamento), e, similarmente, quando o magnetômetro está submetido a perturbações intensas (presença de materiais ferro-magnéticos), a acurácia da medida de Guinada pode ser comprometida (PEDLEY; STANLEY, 2015a).

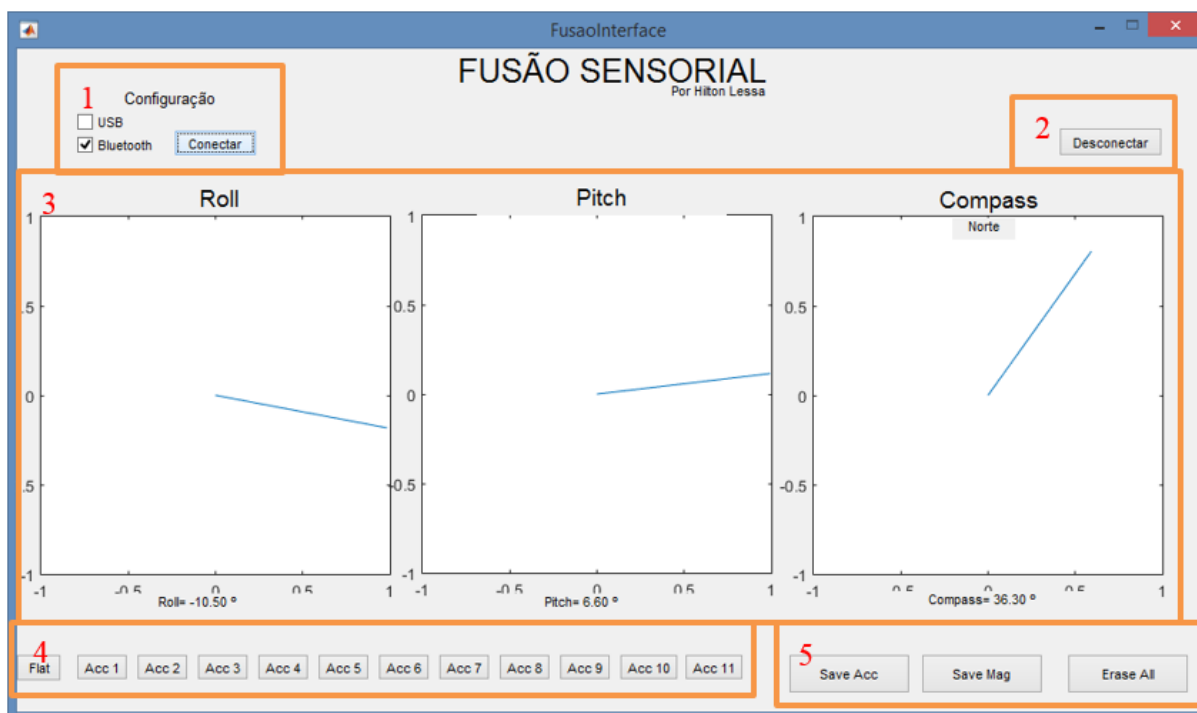
Os parâmetros intrínsecos à aplicação, como as matrizes de ganhos e de predição linear foram definidos pela própria fabricante, desta forma, para mais detalhes sobre a matemática utilizada por esta biblioteca e detalhes dos parâmetros, deve-se referir às notas AN5023 – Sensor Fusion Kalman Filters (PEDLEY; STANLEY, 2015b) e AN5018 – Basic Kalman Filter Theory (PEDLEY; STANLEY, 2015a) providas pela NXP.

3.3 Calibração

Diferentes tipos de sensores apresentam diferentes problemas. Uma forma de reduzir os problemas sistemáticos é através de calibração (NXP SEMICONDUCTORS, 2017b). Contudo, cada sensor tem sua forma de calibração. Desta forma, a inicialização da plataforma se faz necessária para melhorar os resultados durante a utilização da mesma.

Para realizar a inicialização do dispositivo, foi desenvolvida uma GUI (*Graphical User Interface*) em Matlab® para acompanhar o desempenho do sensor e para realizar os devidos ajustes antes do uso. Esta GUI pode ser vista na Figura 13.

Figura 13 - GUI para inicialização da placa.



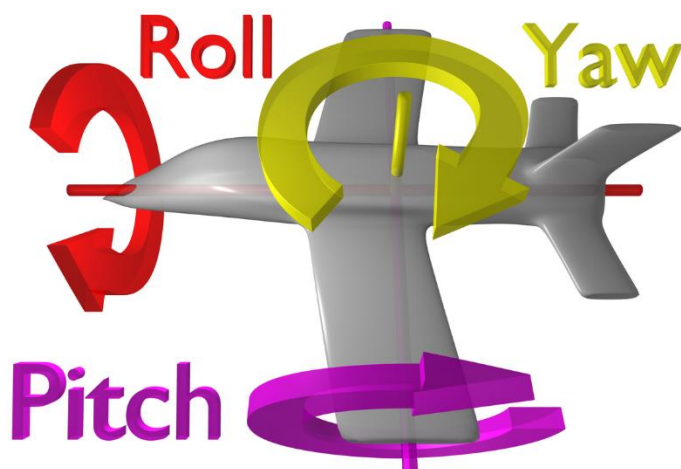
Fonte: Produção do próprio autor.

No campo 1, é selecionada a forma de comunicação com a placa, podendo ser via USB ou *Bluetooth*®. Neste caso, é necessário identificar a porta de comunicação que o computador alocou para estas comunicações e configurá-la previamente no código. O botão Conectar inicia a aquisição dos dados provenientes da placa.

No campo 2, pode-se desconectá-la da placa. Isso pode ser necessário caso outro programa utilize a mesma porta de comunicação com a placa ou quando a GUI é fechada sem desconectá-la da porta, impossibilitando que a porta seja aberta novamente.

No campo 3, é apresentada graficamente a posição da placa, além do valor numérico em graus imediatamente abaixo do ponteiro referente. As 3 variáveis apresentadas (*Roll*, *Pitch* e *Yaw*) são consagrados pela aviação e são suficientes para determinar a orientação de um objeto no espaço tridimensional. O *Roll* (Rolagem) é referente à angulação em torno do próprio eixo; o *Pitch* (Arfagem) é referente à inclinação do eixo longitudinal da placa com o plano do chão; e o *Yaw* (Guinada), também chamado de *Compass*, pode ser relacionado com o movimento de bússola, com a orientação paralela ao plano do piso.

Figura 14 - Referências para as medidas.



Fonte: WikiWand, N.D.

O campo 4 é utilizado para realizar a calibração do acelerômetro. O procedimento será apresentado mais detalhadamente na seção 3.3.1.

Por fim, o campo 5 é utilizado para salvar ou apagar as calibrações do acelerômetro e do magnetômetro em memória não volátil.

3.3.1 Acelerômetro

Um dos problemas dos acelerômetros é apresentar um *drift* em suas leituras ao longo do tempo (LIU; PANG, 2001). Nesta aplicação é utilizada calibração e filtro de Kalman para aumentar a precisão/exatidão das leituras.

Para realizar a calibração do acelerômetro, deve-se utilizar a GUI previamente apresentada. No campo 4 da Figura 13 existem 12 botões relativos a esta calibração. Primeiramente posiciona-se a placa paralela ao plano do piso e pressiona-se o botão “Flat”. Depois disso, deve-se variar a posição da placa em 11 outras posições estáveis e pressionar um dos 11 botões entre cada posição. Não há um protocolo de posições, apenas é necessário que a placa excursione toda esfera 3D no espaço (NXP SEMICONDUCTORS, 2017b).

3.3.2 Giroscópio

Sensores de velocidade/aceleração angular comumente apresentam desvio, podendo variar com o tempo (NXP SEMICONDUCTORS, 2017b). Para compensar este problema, a técnica utilizada pela aplicação é subtrair a média global das leituras do giroscópio a cada

leitura. Esta tática é eficiente para esta aplicação, contudo, robôs móveis que raramente estão em regime estacionário demandarão esforços computacionais mais apurados para compensar os erros de leitura (NXP SEMICONDUCTORS, 2017b).

3.3.3 Magnetômetro

O algoritmo mais complexo de calibração dentre os 3 sensores utilizados é o do magnetômetro. Isso se dá pois o campo geomagnético não é tão previsível e uniforme como a gravidade, por exemplo (NXP SEMICONDUCTORS, 2017b). De acordo com (BORENSTEIN *et al.*, 1997), campos magnéticos são distorcidos por condutores elétricos e metais da estrutura de um ambiente, assim, magnetômetros são de difícil aplicação em ambientes fechados.

Para reduzir os impactos das distorções tanto do material contido na própria placa como de metais presentes no ambiente, é preciso realizar a calibração do dispositivo previamente.

Para realizar a calibração do magnetômetro, o processador primeiro armazena um vetor com as medidas do campo magnético nos três eixos. Quando há medidas suficientes para realizar a primeira calibração, é executado o algoritmo que calcula a matriz de calibração de 4 elementos. Essa matriz demanda um vetor menor do que as outras calibrações, e por isso pode ser realizada com menos recursos.

Na medida em que a placa vai sendo girada em todas as direções do espaço, a constelação de pontos armazenada fica mais rica em informações a respeito da distorção magnética na qual a plataforma está submetida. Desta forma, com dados suficientes, realiza-se a calibração de 7 elementos e posteriormente a calibração de 10 elementos. Todos os testes neste projeto foram conduzidos com a calibração máxima, a fim de garantir os melhores resultados.

Para maiores detalhes acerca da calibração, referir ao NXP Sensor Fusion – User Guide (NXP SEMICONDUCTORS, 2017b) e à AN5019 - Magnetic Calibration Algorithms (NXP SEMICONDUCTORS, 2011).

4 FUNCIONALIDADES ADICIONADAS

4.1 Indicador visual de calibração do magnetômetro

O processo de calibração do magnetômetro pode levar alguns minutos e, dependendo das circunstâncias de distorção magnética no ambiente, a calibração pode até não ser realizada. Desta forma, durante os testes foi necessário criar um indicador visual do estado de calibração do magnetômetro. Para isso, foram criados 3 novos estados na condição de funcionamento da placa:

- CALIB0: Estado em que não há qualquer calibração do magnetômetro. Este estado aciona o LED RGB na cor azul turquesa, aceso continuamente.
- CALIB4: Estado referente à calibração de 4 elementos. Este estado aciona o LED RGB na cor azul turquesa, piscando.
- CALIB7: Estado referente à calibração de 7 elementos. Este estado aciona o LED RGB na cor azul clara, piscando.

Quando a calibração de 10 elementos é finalmente atingida, o estado da placa é o “NORMAL”, indicado pela luz verde, piscando.

4.2 Referência no ponto de inicialização

Como é utilizado um magnetômetro, a aplicação inicialmente foi georeferenciada. Para compatibilizar com a demanda do projeto, determinou-se que o ângulo zero deveria ser aquele em que a placa fosse inicializada. Para isto, é tirada a média das 200 primeiras leituras (com fusão em 40 Hz, cujo processo utiliza 5 segundos da inicialização da placa) e subtraída de todas novas leituras.

4.3 Pacote de dados transmitido

Originalmente, o pacote de dados transmitido continha mais informações do que o necessário para a aplicação. Desta forma, a função de enviar pacotes foi reduzida, e apenas as orientações (*Roll*, *Pitch* e *Yaw*), além do estado da calibração do magnetômetro foi transmitida. Além disso, foi utilizado um protocolo para iniciar a comunicação, no qual o primeiro *byte* do pacote é o 0x7E e o último *byte* é o 0x4C. Os valores enviados estão na forma de int16 e estão multiplicado por 10, de forma a transmitir apenas uma casa decimal do ângulo efetivo.

4.4 Salvando calibrações

O processo de calibração do magnetômetro pode demorar alguns minutos, e a calibração do acelerômetro necessita de um programa auxiliar (como a GUI apresentada). Desta forma, para uma inicialização rápida, foi preciso desenvolver uma forma de salvar em memória não volátil estas calibrações.

Assim, foram desenvolvidas duas formas de salvar as calibrações:

- Por botão: pressionando-se o botão SW2 da placa de desenvolvimento uma vez, o LED RGB piscará rapidamente na cor verde e o processador salvará a calibração do magnetômetro. Pressionando novamente, o LED piscará na cor vermelha, apagando apenas a calibração magnética. Este ciclo pode ser repetido indefinidamente.
- Pela GUI: na GUI de calibração é possível salvar apenas a calibração do magnetômetro, apenas a calibração do acelerômetro, ou apagar todas calibrações salvas. Tudo isso pode ser feito através dos botões no canto inferior direito da janela.

5 VALIDAÇÃO

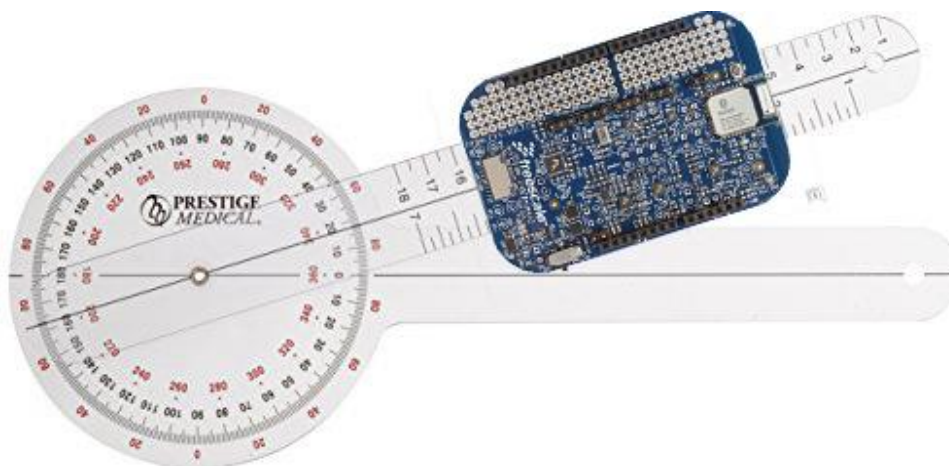
Antes de implantar o sistema na cadeira de rodas foi necessário validar a precisão da plataforma de fusão sensorial para determinação da orientação da cadeira de rodas.

5.1 Metodologia

Para realizar o procedimento de validação, primeiramente foi realizada a calibração do dispositivo no local em que seria testado e, posteriormente, este foi acoplado à extremidade livre de um goniômetro, conforme mostra a Figura 15. Este conjunto foi colado sobre uma mesa plástica e posicionado em um ambiente livre de interferências metálicas e magnéticas (exceto o material da estrutura da construção). Depois estabeleceu-se uma posição inicial, e realizaram-se 5 ensaios, girando a placa em passos e sentido de giro definidos, e alternando estes parâmetros entre ensaios.

Todos esses dados foram transmitidos via *Bluetooth*® para um programa no *Simulink*® e salvos. Os dados e as conclusões serão mostrados a seguir.

Figura 15 - Goniômetro com plataforma de desenvolvimento.



Fonte: Produção do próprio autor.

5.2 Resultados

Os resultados dos 5 ensaios realizados estão apresentados individualmente abaixo. Nos gráficos de leitura de posição, a linha vermelha apresenta o valor negativo quando a placa encontra-se em repouso, e o valor positivo quando a placa encontra-se sendo movimentada entre posições. Além disso, o erro medido é em relação à medida obtida após o tempo de estabilização que foi de 10 segundos.

5.2.1 Ensaio 1

Passo: 90 graus

Sentido: Anti-Horário

Instrumento de aferição: Goniômetro

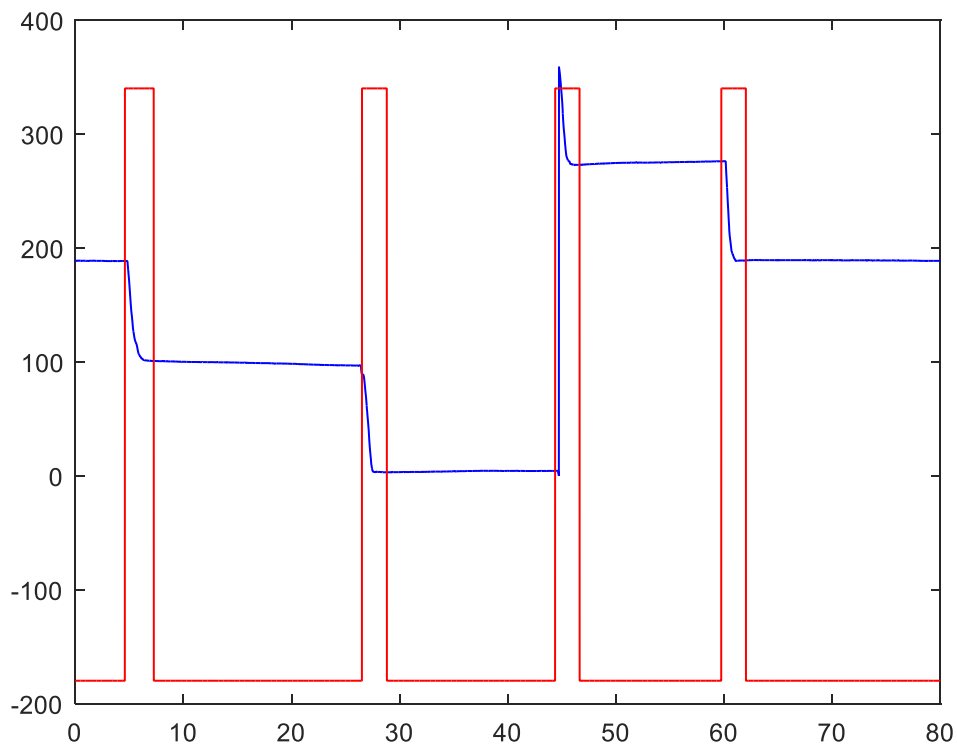
Incerteza do instrumento: ± 0.5 graus

Número de posições: 5

Tabela 1 - Resumo de dados do ensaio 1.

Posição	Orientação inicial	Orientação ao término do movimento	Orientação após 10s	Varição de posição medida	Varição de posição esperada	Erro
1	188.5 graus	100.7 graus	98.8 graus	89.7 graus	90.0 graus	0.3 graus
2	96.8 graus	3.0 graus	4.3 graus	92.5 graus	90.0 graus	-2.5 graus
3	4.2 graus	272.9 graus	275.5 graus	88.7 graus	90.0 graus	1.3 graus
4	276.0 graus	189.1 graus	189.1 graus	86.9 graus	90.0 graus	3.1 graus

Figura 16 - Leituras de posição no ensaio 1.



Fonte: Produção do próprio autor.

5.2.2 Ensaio 2

Passo: 90 graus

Sentido: Horário

Instrumento de aferição: Goniômetro

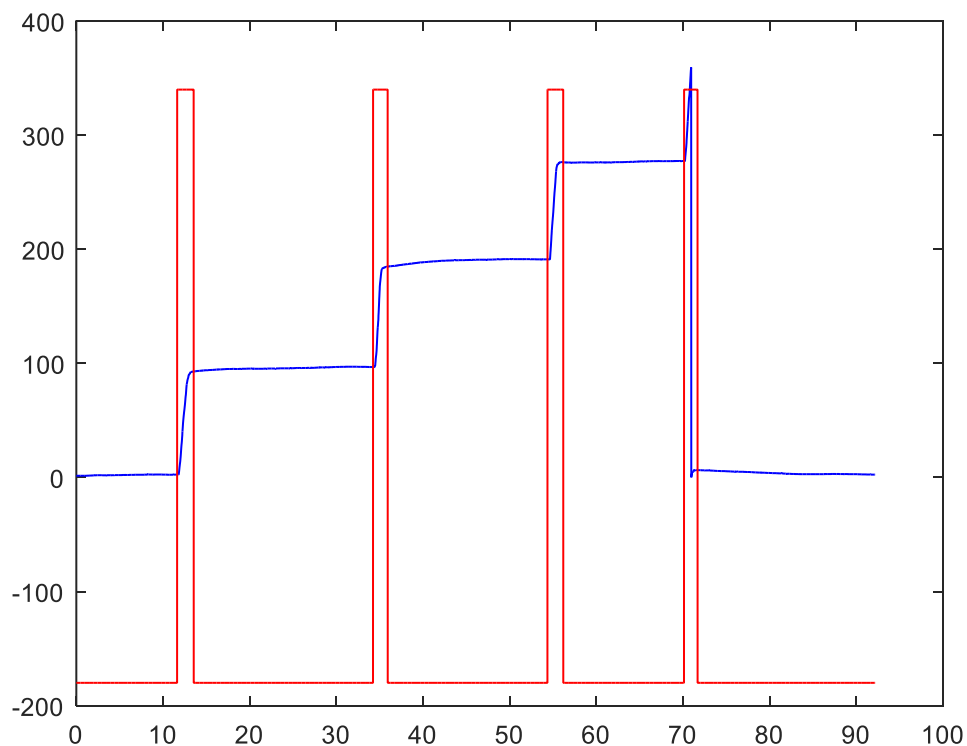
Incerteza do instrumento: ± 0.5 graus

Número de posições: 5

Tabela 2 - Resumo de dados do ensaio 2.

Posição	Orientação inicial	Orientação ao término do movimento	Orientação após 10s	Varição de posição medida	Varição de posição esperada	Erro
1	2.5 graus	93.1 graus	95.7 graus	93.2 graus	90.0 graus	-3.2 graus
2	96.8 graus	185.0 graus	190.9 graus	94.1 graus	90.0 graus	-4.1 graus
3	191.2 graus	276.2 graus	277.2 graus	86.0 graus	90.0 graus	4.0 graus
4	277.4 graus	6.4 graus	3.7 graus	86.3 graus	90.0 graus	3.7 graus

Figura 17- Leituras de posição no ensaio 2.



Fonte: Produção do próprio autor.

5.2.3 Ensaio 3

Passo: 45 graus

Sentido: Horário

Instrumento de aferição: Goniômetro

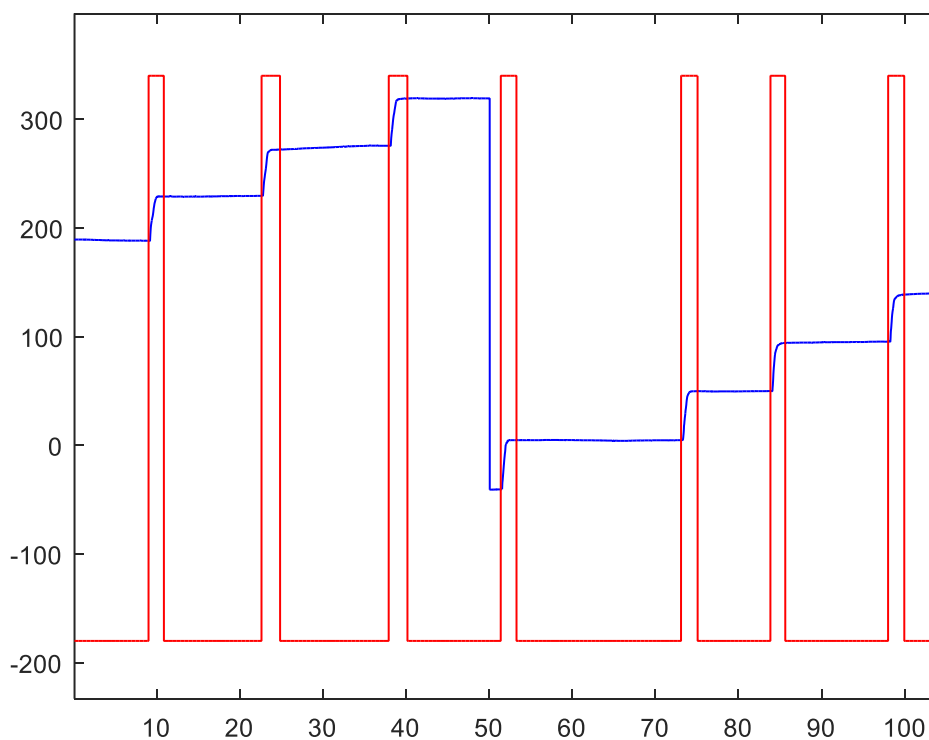
Incerteza do instrumento: ± 0.5 graus

Número de posições: 8

Tabela 3 - Resumo de dados do ensaio 3.

Posição	Orientação inicial	Orientação ao término do movimento	Orientação após 10s	Varição de posição medida	Varição de posição esperada	Erro
1	188.2 graus	228.9 graus	229.4 graus	41.2 graus	45.0 graus	3.8 graus
2	229.5 graus	272.0 graus	275.4 graus	45.9 graus	45.0 graus	-0.9 graus
3	275.6 graus	319.1 graus	319.2 graus	43.6 graus	45.0 graus	1.4 graus
4	319.2 graus	4.8 graus	4.5 graus	45.3 graus	45.0 graus	-0.3 graus
5	4.7 graus	49.8 graus	49.9 graus	45.2 graus	45.0 graus	-0.2 graus
6	49.9 graus	94.2 graus	95.0 graus	45.1 graus	45.0 graus	-0.1 graus
7	95.4 graus	138.7 graus	140.4 graus	45.0 graus	45.0 graus	0.0 graus

Figura 18- Leituras de posição no ensaio 3.



Fonte: Produção do próprio autor.

5.2.4 Ensaio 4

Passo: 45 graus

Sentido: Anti-Horário

Instrumento de aferição: Goniômetro

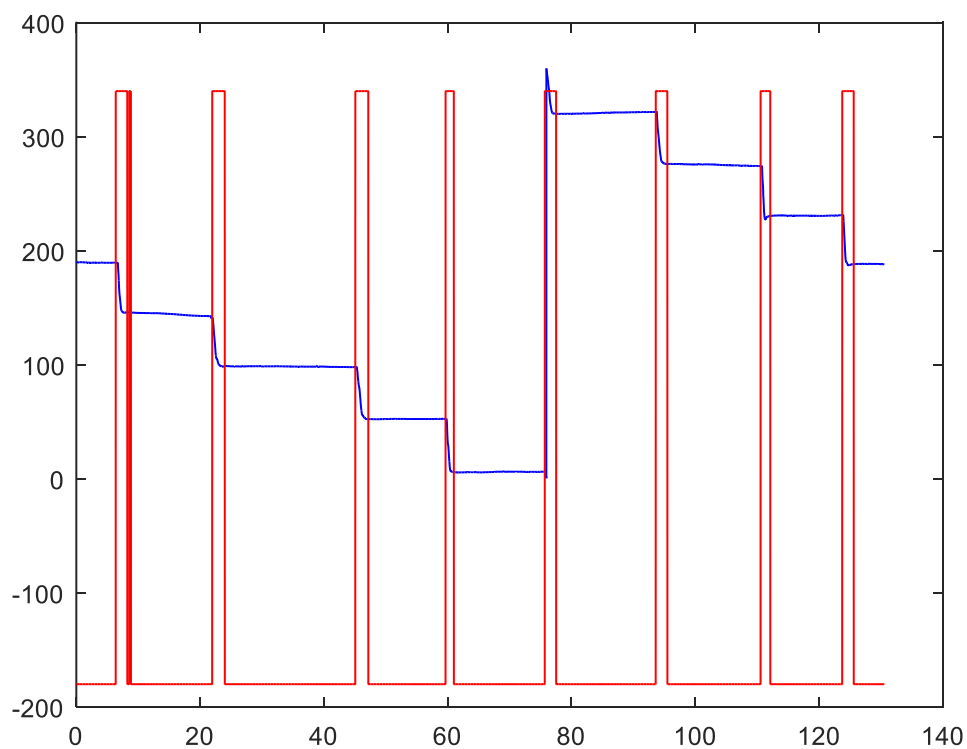
Incerteza do instrumento: ± 0.5 graus

Número de posições: 8

Tabela 4 - Resumo de dados do ensaio 4.

Posição	Orientação inicial	Orientação ao término do movimento	Orientação após 10s	Varição de posição medida	Varição de posição esperada	Erro
1	189.4 graus	146.0 graus	143.3 graus	46.1 graus	45.0 graus	-1.1 graus
2	142.7 graus	98.7 graus	98.6 graus	44.1 graus	45.0 graus	0.9 graus
3	98.0 graus	52.4 graus	52.5 graus	45.5 graus	45.0 graus	-0.5 graus
4	52.6 graus	5.9 graus	6.3 graus	46.3 graus	45.0 graus	-1.3 graus
5	6.3 graus	320.1 graus	321.3 graus	45.0 graus	45.0 graus	0.0 graus
6	321.8 graus	276.2 graus	271.1 graus	50.7 graus	45.0 graus	-5.7 graus
7	274.3 graus	230.8 graus	230.9 graus	43.4 graus	45.0 graus	1.6 graus

Figura 19 - Leituras de posição no ensaio 4.



Fonte: Produção do próprio autor.

5.2.5 Ensaio 5

Passo: aleatório

Sentido: aleatório

Instrumento de aferição: Goniômetro

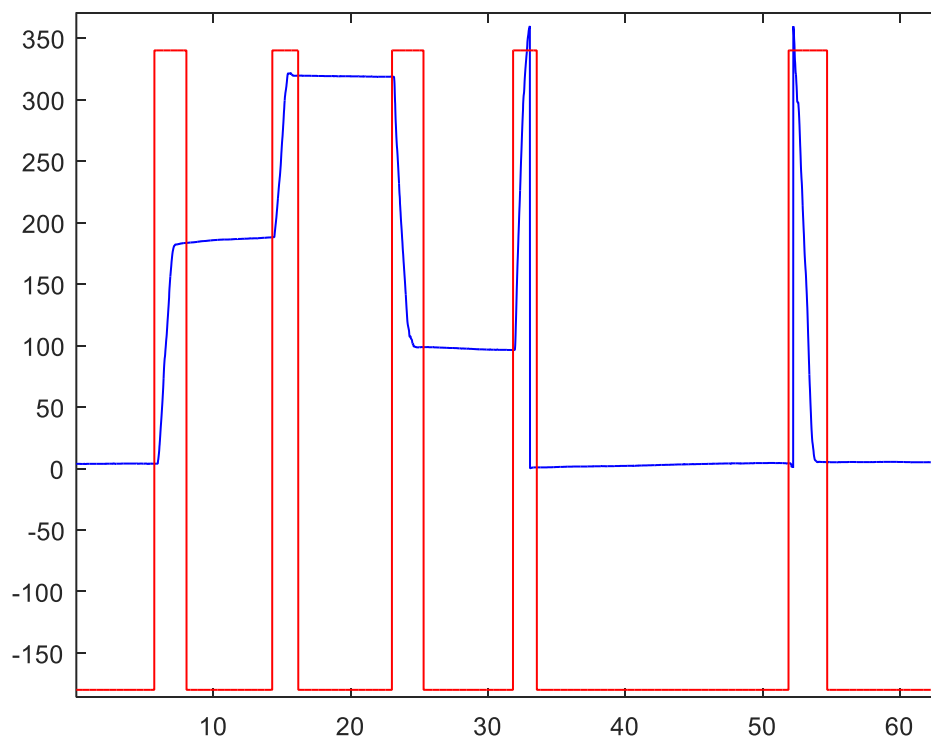
Incerteza do instrumento: ± 0.5 graus

Número de posições: 6

Tabela 5 - Resumo de dados do ensaio 5.

Posição	Orientação inicial	Orientação ao término do movimento	Orientação após 5s	Varição de posição medida	Varição de posição esperada	Erro
1	3.9 graus	183.8 graus	187.6 graus	-183.7 graus	-180.0 graus	3.7 graus
2	187.6 graus	319.4 graus	318.8 graus	-131.2 graus	-135.0 graus	-3.8 graus
3	318.6 graus	98.6 graus	96.5 graus	222.1 graus	225.0 graus	2.9 graus
4	96.4 graus	0.9 graus	2.9 graus	93.5 graus	90.0 graus	-3.5 graus
5	4.4 graus	5.1 graus	5.2 graus	359.2 graus	360.0 graus	0.8 graus

Figura 20 - Leituras de posição no ensaio 5.



Fonte: Produção do próprio autor.

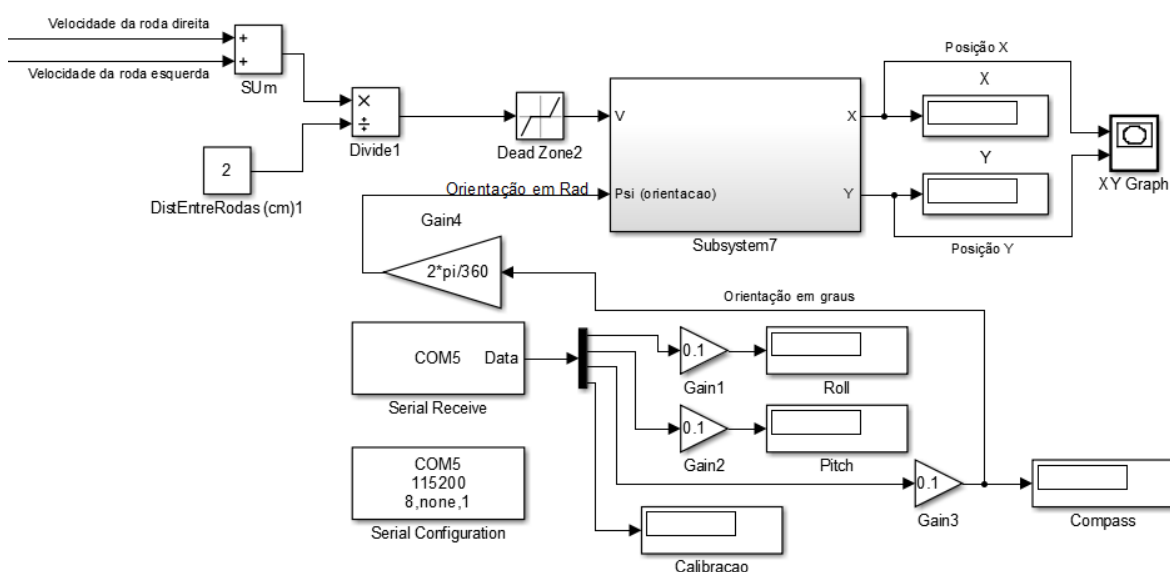
5.3 Conclusão

A partir dos dados obtidos pela validação do sistema, calculou-se que o erro médio obtido foi de $2,067^\circ$, e que o erro máximo foi de $5,7^\circ$. Inicialmente, considerando que o uso de magnetômetros em ambientes internos está sujeito a erros típicos de $\pm 45^\circ$ (BASTOS-FILHO, 2007), estipulou-se que o erro máximo para essa aplicação, após realizada a fusão, deveria ser de $\pm 10^\circ$. Desta forma, esta tecnologia está dentro do esperado e comporta a aplicação desejada.

6 FUSÃO DA ORIENTAÇÃO COM ODOMETRIA

O sistema de controle da cadeira de rodas é gerenciado por um diagrama no *Simulink*®. Para incluir o sistema de posicionamento, foi adicionada a comunicação com a placa de desenvolvimento, e os dados foram utilizados juntamente com o sistema de odometria da cadeira de rodas, conforme apresentado na Figura 21.

Figura 21 - Diagrama de blocos incluído no sistema da cadeira de rodas para posicionamento.

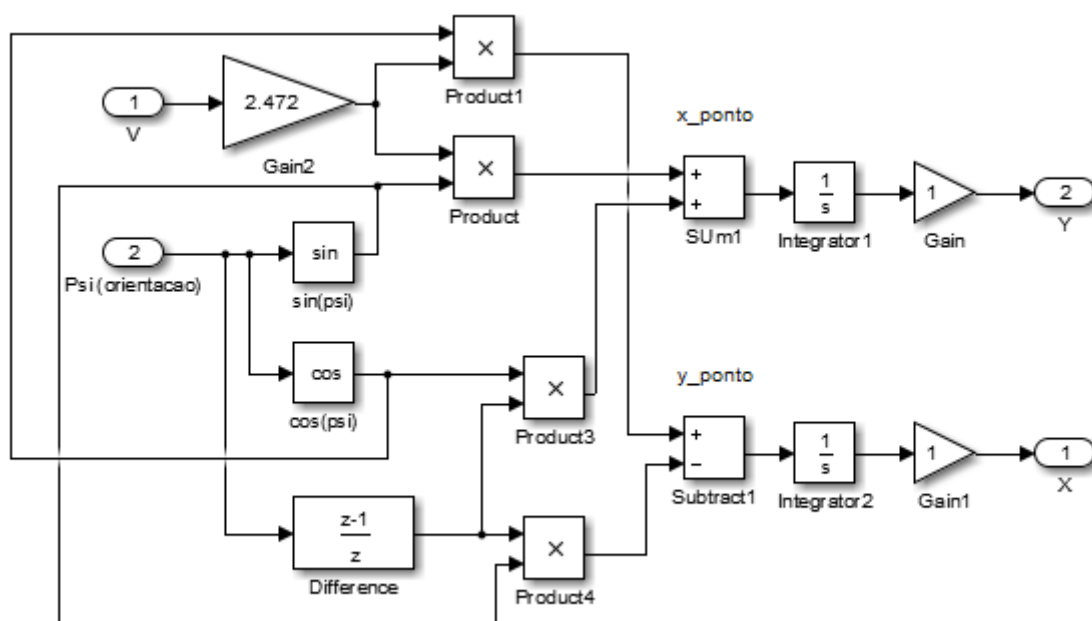


Fonte: Produção do próprio autor.

Para o sistema de posicionamento, são capturadas as velocidades das rodas traseiras da cadeira de rodas, medidas pelo *encoder*, e calculada a velocidade linear média, a qual é transmitida para o *Subsystem7*. Além disso, são recebidas as orientações 3D da cadeira, bem como o estado da calibração do magnetômetro. Apenas a orientação de bússola é utilizada no *Subsystem7*, responsável por aferir a orientação da cadeira no plano do piso em relação ao ponto inicial.

A configuração do *Subsystem7* pode ser vista na Figura 22. Nele é feito o cálculo do deslocamento nas coordenadas X e Y através da integração da velocidade proveniente da odometria, usando ainda a orientação como parâmetro para este cálculo.

Figura 22 - Subsystem7 responsável por calcular a posição da cadeira.



Fonte: Produção do próprio autor.

Desta forma obtém-se como variáveis de saída a posição (x,y) da cadeira de rodas em relação ao ponto inicial.

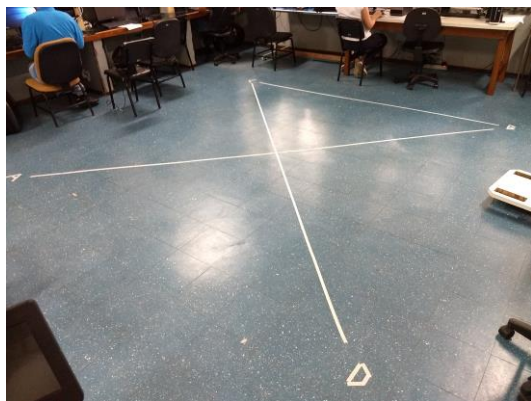
7 TESTES

Para a avaliação do desempenho do sistema de posicionamento, foram desenvolvidos dois testes, conforme apresentado nas sessões a seguir.

7.1 Cenário 1

O primeiro cenário consiste na realização de 4 voltas no percurso apresentado na Figura 23 por um usuário sentado no equipamento e utilizando o *joystick* original da cadeira de rodas, conforme representado na Figura 24. Este percurso foi escolhido para compatibilizar com trabalhos anteriores realizados no laboratório (HERNANDEZ-OSSA *et al.*, 2013) e suas dimensões podem ser visualizadas na Figura 25, representados por linhas vermelhas. Além disso, esse percurso se assemelha à Lemniscata de Bernoulli, muito utilizada para avaliação de desempenho de sistemas autônomos. A realização do experimento pode ser acompanhada na forma de vídeo através do *link*: <https://youtu.be/AmlszK160S0>.

Figura 23 - Percurso do teste 1.



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 24 - Teste sendo realizado.

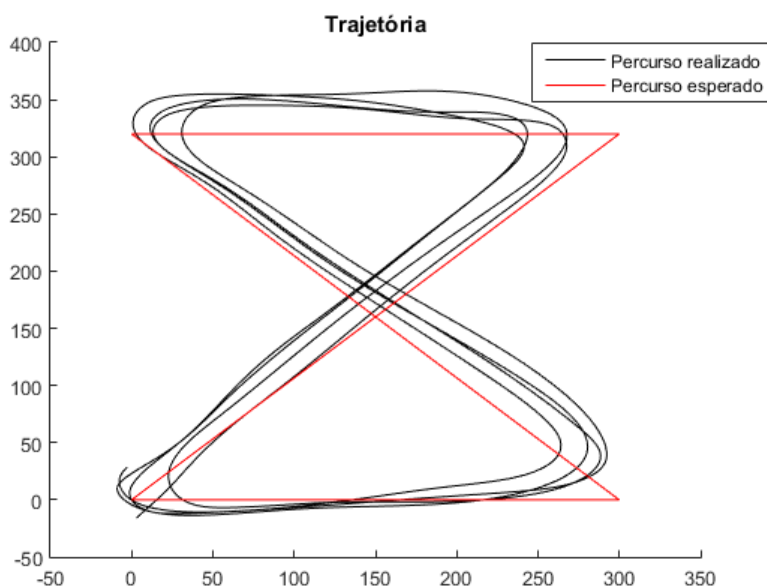


Fonte: Produção do próprio autor.

7.1.1 Resultados

Como resultado do teste pode-se observar a Figura 25. Nela estão representadas as 4 voltas realizadas. Quando analisado juntamente com o vídeo do procedimento sendo realizado, pode-se observar que o gráfico traduz de forma eficiente o movimento realizado neste percurso pelo operador.

Figura 25 - Percurso do cenário 1.



Fonte: Produção do próprio autor.

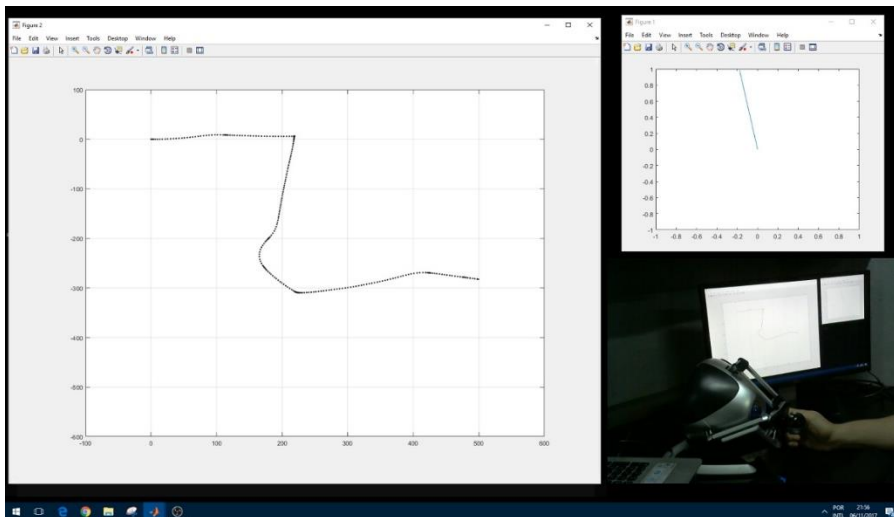
7.2 Cenário 2

O segundo cenário consiste em levar a cadeira de rodas de um ponto A a um ponto B obedecendo um percurso preestabelecido utilizando a teleoperação. Este percurso pode ser visualizado na Figura 28, representado pela linha vermelha. Além disso, na Figura 26 pode ser vista a tela do operador, bem como a imagem de uma câmera posicionada para capturar seus movimentos no *joystick*, e na Figura 27 pode ser vista uma foto do teste sendo realizado. Os vídeos do percurso sendo realizado podem ser visualizados em: <https://youtu.be/AS4aQ5uG018> e <https://youtu.be/p0jVibPtI-Q>.

O intuito deste cenário é principalmente avaliar o sistema de posicionamento da cadeira de rodas em tempo real, e verificar sua aplicabilidade na teleoperação. O objetivo inicial estabelecido foi o de operar a cadeira de rodas utilizando apenas o trajeto e a orientação apresentados pelo sistema, sem qualquer contato visual direto entre o operador e a cadeira de rodas. Contudo, as rodas dianteiras da cadeira de rodas apresenta uma dinâmica que dificulta a operação desta forma sem a presença de um controlador. Isso se dá pois é necessário um torque maior no início da rotação para orientar as rodas dianteiras, porém, uma vez orientadas as rodas, a cadeira gira facilmente, exigindo uma resposta muito rápida do operador para parar o movimento.

Assim, a operação da cadeira neste cenário se deu de forma combinada, com contato visual direto apenas nas curvas do percurso.

Figura 26 - Tela do operador.



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 27 - Foto do procedimento sendo realizado.



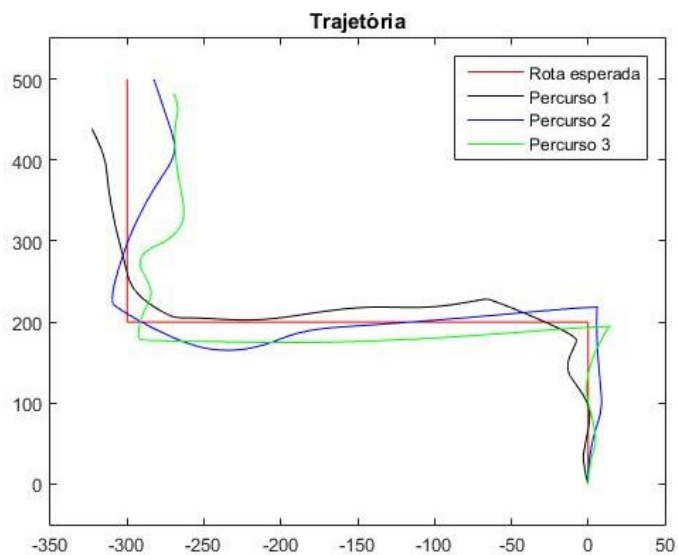
Fonte: Produção do próprio autor.

7.2.1 Resultados

Na Figura 28 pode-se verificar os percursos realizados no experimento. É possível verificar que, apesar das dificuldades do operador, foi possível levar a cadeira até próximo ao

ponto B. Além disso, novamente a rota ilustra corretamente o percurso realizado, fato que pode ser verificado ao avaliar o sistema através dos vídeos.

Figura 28 - Trajetória realizada no experimento A-B.



Fonte: Produção do próprio autor.

8 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho apresentou um sistema de fusão sensorial baseado em sensores inerciais e *encoders* para odometria aplicado à localização espacial de uma cadeira de rodas motorizada. A principal contribuição deste trabalho foi a ampliação do espectro de possibilidades para o sistema da cadeira de rodas. Com um sistema de localização é possível implantar sistemas de controle automático da cadeira, incorporar mapas e criar configurações de deslocamento predefinidas, além de facilitar a avaliação do desempenho dos dispositivos que vinham sendo desenvolvidos no laboratório NTA da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), possibilitando implantar numa plataforma real, e não ficando limitado a simulações com modelos matemáticos.

Do ponto de vista técnico, foi observado que a aplicação, apesar dos erros inerentes à tecnologia e às dinâmicas do dispositivo, pode fornecer dados satisfatórios para aplicações complexas, tais como a de teleoperar uma cadeira de rodas apenas com os dados provenientes dos sensores, dispensando o uso de vídeo e reduzindo o fluxo de dados na rede necessários para conduzir uma pessoa de um ponto a outro.

Contudo, alguns aspectos ainda devem ser melhorados para que esta utilização se faça de forma ótima. É necessário aperfeiçoar o sistema de controle, implantar uma manete de controle mais adequada para teleoperar a cadeira de rodas, treinar o operador e otimizar o sistema a fim de reduzir os erros, compensando por exemplo o escorregamento das rodas em relação ao piso.

Por fim, pode-se concluir que a pesquisa aqui realizada pode auxiliar na criação de dispositivos que facilitem a locomoção de pessoas com deficiências motoras severas, podendo ainda contribuir significativamente para o aumento da qualidade de vida dos usuários e dos indivíduos que os cercam.

9 BIBLIOGRAFIA

ANDREJAŠIĆ, Matej. *MEMs Accelerometers. Electronics and Power*. [S.l: s.n.], 2008. Disponível em: <<http://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/ep.1965.0296>>.

ARM. Cortex M4: Reference Manual. p. 11–13, 2010.

BASTOS-FILHO, Teodiano *et al.* Multi-modal interface for communication operated by eye blinks, eye movements, head movements, blowing/sucking and brain waves. *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference, BRC*, 2013.

BASTOS-FILHO, Teodiano Freire. *Oficina de Robótica*. Vitória: [s.n.], 2007.

BORENSTEIN, J. *et al.* Mobile robot positioning: Sensors and techniques. *Journal of Robotic Systems*, v. 14, n. 4, p. 231–249, 1997. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/%28SICI%291097-4563%28199704%2914%3A4%3C231%3A%3AAID-ROB2%3E3.3.CO%3B2-1>>.

CAI, Yongyao *et al.* Magnetometer basics for mobile phone applications. *Electronic Products (Garden City, New York)*, v. 54, n. 2, 2012.

DUNN, Jeffrey. Impact of mobility impairment on the burden of caregiving in individuals with multiple sclerosis. *Expert Review of Pharmacoeconomics & Outcomes Research*, v. 10, n. 4, p. 433–440, 2010. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1586/erp.10.34>>.

FINLAYSON, Marcia; VAN DENEND, Toni. Experiencing the loss of mobility: perspectives of older adults with MS. *Disability and Rehabilitation*, v. 25, n. 20, p. 1168–1180, 7 jan. 2003. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09638280310001596180>>.

FREERTOS. *Why choose FreeRTOS?* Disponível em: <<http://www.freertos.org/#whychoose>>. Acesso em: 15 jun. 2017.

FREESCALE SEMICONDUCTORS. *Freescale Freedom Development Platform for Xtrinsic Sensors*. . [S.l: s.n.], 2014.

FREESCALE SEMICONDUCTORS. FXAS21002, 3-Axis Digital Angular Rate Gyroscope - Data sheet. 2015. Disponível em: <<http://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/FXAS21002.pdf>>.

HERNANDEZ-OSSA, Kevin A. *et al.* Desenvolvimento de um sistema de realidade virtual para treinamento de uso de cadeira de rodas motorizada k. 2013.

HERRERA-MAY, Agustín *et al.* Recent Advances of MEMS Resonators for Lorentz Force Based Magnetic Field Sensors: Design, Applications and Challenges. *Sensors*, v. 16, n. 9, p. 1359, 2016. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/16/9/1359>>.

IBGE. *Censo Demográfico 2010*. . Rio de Janeiro: [s.n.], 2010. Disponível em:

<<https://censo2010.ibge.gov.br/>>.

LIU, Hugh H.S.; PANG, Grantham K.H. Accelerometer for mobile robot positioning. *IEEE Transactions on Industry Applications*, v. 37, n. 3, p. 812–819, 2001.

MARTIN, Suzanne *et al.* Smart home technologies for health and social care support. *Cochrane database of systematic reviews (Online)*, n. 1, p. CD006412, 2008.

MCCOLLUM, Burton; PETERS, O.S. A new electrical telemeter. *Technologic Papers of the Bureau of Standards.*, p. 737–777, 1924.

NXP SEMICONDUCTORS. Fxos8700Cq Fxos8700Cq. n. March, 2016a. Disponível em: <www.nxp.com/files/sensors/doc/data_sheet/FXOS8700CQ.pdf>.

NXP SEMICONDUCTORS. Magnetic Calibration. n. June, 2011.

NXP SEMICONDUCTORS. MCUXpresso IDE User Guide. 2017a.

NXP SEMICONDUCTORS. *NXP Sensor Fusion*. [S.l: s.n.], 2017b.

NXP SEMICONDUCTORS. NXP Sensor Fusion Library for Kinetis MCUs User guide. n. November, p. 1–116, 2016b.

OPTICAL ENCODER. *CP-300 Series Housed Encoders*. . [S.l: s.n.], [S.d.].

PEDLEY, Mark; STANLEY, Michael. Basic Kalman Filter Theory. n. June, 2015a.

PEDLEY, Mark; STANLEY, Michael. Sensor Fusion Kalman Filters. n. June, 2015b.

SCHNEEBELI, Hans Jorg. *C para microcontroladores*. . Vitória: [s.n.], 2007.

SIMPSON, Richard C. How many people would benefit from a smart wheelchair? *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 45, n. 1, p. 53–72, 2008. Disponível em: <<http://www.rehab.research.va.gov/jour/08/45/1/pdf/simpson.pdf>>.

ULUSOY, Melda. *Understanding Kalman Filters, Part 1: Why Use Kalman Filters?* . [S.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/videos/understanding-kalman-filters-part-1-why-use-kalman-filters--1485813028675.html>>. , 2017