UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ENGENHARIA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
ELÉTRICA

THIAGO RODRIGUES PENTIADO

DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE RASTREAMENTO DA POSIÇÃO DE MEMBROS INFERIORES

Ilha Solteira
2018

UNIVERSIDADE ESTADUAL
PAULISTA
FACULDADE DE ENGENHARIA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA
DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA ELÉTRICA

THIAGO RODRIGUES PENTIADO

DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE RASTREAMENTO DA POSIÇÃO DE MEMBROS INFERIORES

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

Ilha Solteira
2018

FICHA CATALOGRÁFICA
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

P419d

Pentiado, Thiago Rodrigues.
Desenvolvimento de um sistema de rastreamento da posição de membros inferiores / Thiago Rodrigues Pentiado. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2018
55 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2018

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
Inclui bibliografia

1. IMU. 2. Filtro de Kalman. 3. Posição de membros inferiores.

Raiane da Silva Santos
Supervisora Técnica de Seção
Seção Técnica de Referência, Atendimento ao usuário e Documentação
Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação
CRB/8 - 9999

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Ilha Solteira

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Desenvolvimento de um Sistema de Rastreamento da Posição de Membros Inferiores

AUTOR: THIAGO RODRIGUES PENTIADO
ORIENTADOR: APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: AUTOMAÇÃO pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. WESLEY PONTES
UNITOLEDO - Araçatuba - SP / Centro Universitário Toledo

Ilha Solteira, 07 de fevereiro de 2018

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais pelos conselhos, apoio e carinho incondicionais, que foram fundamentais durante essa jornada.

Ao meu orientador, Prof. Aparecido Augusto de Carvalho pela confiança, paciência e conselhos que ajudaram a superar as dificuldades encontradas.

A todos técnicos do Departamento de Engenharia Elétrica, pela atenção e dedicação dada aos pedidos de ajuda.

Aos amigos do Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica, Ricardo Gouveia, Sanches, Marcelo, Jorge, Fabian, Renato, Luiz, Taoni, Marcela, Caroline, Danilo, Mariana pelo acolhimento nessa jornada, pela amizade, carinho e por todos os momentos alegres que tornaram esse caminho mais divertido.

A todos que de alguma maneira contribuíram e estiveram presentes nessa etapa, meus sinceros agradecimentos.

“A frase mais empolgante de ouvir em ciência, a que prenuncia novas descobertas, não é ‘Eureka! ’, mas sim ‘Isto é estranho…’” - *Isaac Asimov*

RESUMO

Sistemas de rastreamento de movimento são amplamente utilizados em diversas áreas de conhecimento, como por exemplo, para aplicações de realidade aumentada, ciência do esporte e reabilitação de pacientes. Atualmente, diversas tecnologias existem no mercado para a captura e análise de movimento, entretanto, os altos custos envolvendo tais tecnologias são proibitivos. Isso impede que hospitais, clínicas e grupos de pesquisa tenham acesso a esse tipo de tecnologia. Nesse sentido, é apresentado neste trabalho um sistema de baixo custo de rastreamento do movimento de membros inferiores. O sistema proposto consiste de uma IMU (*inertial measurement unit*) com três giroscópios e três acelerômetros para as medições, e o algoritmo de filtro de Kalman para reduzir os erros de estimação. Os resultados obtidos mostram que o equipamento, além de dimensões reduzidas de peso e volume, apresenta alto desempenho, com valores de correlação maiores que 99% com o dispositivo de referência, sendo uma alternativa a sistemas comerciais utilizados.

Palavras-chave: IMU. Filtro de Kalman. Posição de membros inferiores.

ABSTRACT

Motion tracking systems are widely used in many areas of knowledge, such as augmented reality applications, sports science and patient rehabilitation. Currently, there are several technologies for motion capture and analysis available in the market, however, the high costs of such technologies prevents hospitals, clinics and research groups from having access to this type of system. In this sense, a low-cost tracking system for lower limb movement is presented in this work. The system consists of an IMU (inertial measurement unit) with three gyroscopes and three accelerometers for the measurements, and the Kalman filter algorithm to reduce estimation errors. The results show that the equipment, in addition to reduced dimensions of weight and volume, presents high performance, with correlation values higher than 99% with the reference device, being an alternative to the reference system used.

Keywords: IMU. Kalman filter. lower limbs position.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Corrente de íons induzida no interior do tecido com o uso de eletrodos de superfície. 16
Figura 2 – Curva F-D para célula excitável. 17
Figura 3 – Forma de onda aplicada na FES. 18
Figura 4 – Ilustração do chip de um ADXL50 da Analog Devices. 20
Figura 5 – Ilustração do componente mecânico de um acelerômetro capacitivo. 22
Figura 6 – Acelerômetro utilizado como inclinômetro. 23
Figura 7 – Posição angular medida por acelerômetro parado. 24
Figura 8 – Ilustração efeito Coriolis. 25
Figura 9 – Principio de funcionamento de giroscópio MEMS. Em (a), as massas (braços do diapasão) apenas oscilam em direções opostas. Em (b), sob o efeito de movimento rotacional, surge a força de Coriolis que faz com que os braços defletam em direções opostas. 26
Figura 10 – Posição angular medida com o giroscópio. 27
Figura 11 – Montagem de um sistema inercial com giroscópio e acelerômetro tri-axiais. 28
Figura 12 – Fluxograma da execução do filtro de Kalman. 32
Figura 13 – Módulo GY-521 com MPU-6050. 33
Figura 14 – myRio-1900 com destaque de alguns componentes. 35
Figura 15 – Módulo HM-10 Keyes. 37
Figura 16 – Esquemático do circuito para comunicação sem fio. 38
Figura 17 – Placa de circuito impresso confeccionada para comunicação sem fio. 39
Figura 18 – Esquema da comunicação implementada. 40
Figura 19 – Barra instrumentada de Sanches (2013). 43
Figura 20 – Interface para exibição da posição angular medida pela barra instrumentada (gráfico a esquerda) e pela IMU (gráficos a direita). 43
Figura 21 – Montagem para testes da IMU na barra instrumentada. 44
Figura 22 – Comparação das medições entre barra instrumentada e o IMU/FK, com a presença de erro na posição de 0º. 45
Figura 23 – Montagem da IMU em horizontal com suporte, na barra instrumentada.. 46
Figura 24 – Nova medição de posição angular com o conjunto IMU/FK em comparação a barra instrumentada. 47

Figura 25 – Suporte confeccionado para o Módulo de comunicação. 48
Figura 26 – Teste de desempenho do conjunto IMU/FK com Módulo de Comunicação. 49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos giroscópios e acelerômetros do MPU-6050..... 34
Tabela 2 – Média e desvio padrão dos ângulos medidos pelo acelerômetro..... 41
Tabela 3 – Valores de erro médio, desvio padrão e erro máximo médio na comparação da barra instrumentada e IMU/FK..... 45
Tabela 4 – Valores médios do erro, desvio padrão, erro máximo e índice de correlação do segundo conjunto de testes. 48
Tabela 5 – Valores médios do erro, desvio padrão, erro máximo e índice de correlação do conjunto de testes com o Módulo de Comunicação. 50

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 11

1.1 JUSTIFICATIVAS 11

1.2 OBJETIVO 13

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TEXTO 13

2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL 15

2.1 DEFINIÇÃO 15

2.2 FORMAS DE ONDA DE ELETROESTIMULAÇÃO 18

3 SISTEMAS INERCIAIS 20

3.1 DISPOSITIVOS MEMS 20

3.2 ACELERÔMETROS MEMS 21

3.3 GIROSCÓPIO MEMS 24

3.4 UNIDADES DE MEDIÇÃO INERCIAL (IMU) 27

4 FILTRO DE KALMAN 29

4.1 O FILTRO 29

4.2 O ALGORITMO 29

5 MATERIAIS E MÉTODOS 33

5.1 SENSOR MPU-6050 33

5.2 PLATAFORMA myRIO-1900 35

5.3 IMPLEMENTAÇÃO DO FILTRO DE KALMAN 36

5.4 IMPLEMENTAÇÃO DA COMUNICAÇÃO SEM FIO 37

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO 41

6.1 TESTES ESTÁTICOS 41

6.2 TESTES DE COMPARAÇÃO 42

7 CONCLUSÕES 51

REFERÊNCIAS 53

1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo são discutidas as justificativas para realização da pesquisa e a metodologia usada para sua execução.

1.1 JUSTIFICATIVAS

O rastreio de trajetória e a captura de movimento de partes do corpo humano é de extrema importância em diversos campos de conhecimento, desde ciência do esporte, realidade aumentada, indústria de jogos, monitoramento de pacientes em ambientes hospitalares e reabilitação de indivíduos com deficiências motoras (ZIHAJEHZADEH; PARK, 2016).

Diversas tecnologias podem ser utilizadas com o objetivo de capturar a atividade motora humana, como sistemas ópticos de rastreio, goniômetros, sistemas ultrassônicos e magnéticos, além de sistemas de sensores inerciais (YUN; BACHMANN, 2006).

Os sistemas ópticos são considerados o padrão para esse tipo de medição, devido a sua alta precisão (MÜLLER et al, 2016). Geralmente são compostos por um arranjo de câmeras de alta velocidade e marcadores no corpo do usuário, permitindo estimar ângulos de articulações e outras características do movimento. Contudo, esses sistemas requerem locais apropriados para uso, são caros e necessitam grande expertise e tempo no tratamento dos dados, tornando-os inviáveis em diversas situações (MCGINNIS et al, 2015).

Dessa forma, os sensores inerciais utilizando tecnologia MEMS, do inglês *MicroElectroMechanical System*, são candidatos para realizar medições desse tipo. Esses sensores são, em geral, de baixo custo, pequenos, leves e com baixo consumo de energia facilitando o uso de forma embarcada (SABATINI et al, 2005).

Sabatini et al. (2006) mencionaram que sensores inerciais são uma ferramenta confiável para o reconhecimento de ciclos de marcha. Ao utilizar uma IMU (*Inertial Measurement Unit*) no pé do indivíduo conseguiram, com boa acurácia, realizar medições de velocidade e inclinação do plano de caminhada.

Sabatini (2006) desenvolve uma IMU com um giroscópio, um acelerômetro e um magnetômetro, todos de três eixos para a determinação da orientação de objetos, com um

algoritmo de Filtro de Kalman Estendido. Para evitar problemas de interpretação foi utilizada a descrição em quatérnios, e adaptações foram realizadas de forma a suportar grandes distúrbios nas medições de campo magnético e gravidade. Assim, o autor apresentou um sistema com desempenho semelhante ao de sistemas ópticos da VICON.

Yun e Bachmann (2006) implementaram um sistema para captura de movimento do corpo humano em tempo real com sensores inerciais triaxiais (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro). Um algoritmo baseado no Filtro de Kalman Estendido para quatérnios realizou a fusão sensorial entre os dados de velocidade angular e dados pré-processados, simplificando o sistema.

Bakhshi, Mahoor e Davidson (2011) apresentaram um sistema de medição e monitoramento de articulações utilizando IMUs cujos dados são enviados via *bluetooth*. Ao usar tecnologia sem fio foi possível tornar o equipamento um *wearable sensor*, isto é, o sensor era vestido no usuário. Os resultados encontrados são comparáveis aos de sistemas ópticos, apesar de não alcançar precisão para estudos clínicos.

Em Bennet, Odom e Asher (2013) foi implementado um sistema com duas IMUs Opal da APDM para estimação do ângulo do joelho. Foi utilizada uma rede neural artificial do tipo *feed-forward* com dados de referência obtidos por um eletrogoniômetro. Mostrou-se que o desempenho das duas IMUs em conjunto é superior ao das mesmas separadas, alcançando coeficiente de correlação de até 97% em relação a referência, o que indica que uma rede neural pode realizar essa estimação.

Em Sharma e Dani (2014) foi desenvolvido um sistema para estimação não-linear da marcha durante aplicação de estimulação elétrica funcional com auxílio de órtese. Mostrou-se que um algoritmo desenvolvido teve desempenho melhor que o de Filtro de Kalman Estendido, principalmente devido a convergência mais rápida para o valor real a partir dos dados coletados pelas unidades inerciais.

McGinnis et al. (2015) avaliaram a acurácia da estimação do ângulo da articulação coxofemoral por IMUs. O sistema desenvolvido apresentou desempenho superior ao de sistemas de unidades inerciais comerciais, como da Xsens e APDM. O resultado é atribuído ao algoritmo de fusão utilizado, entretanto é notável que o sistema não foi utilizado para medição em tempo real.

Em Zihajehzadeh e Park (2016), os autores apresentaram um algoritmo para a fusão sensorial de um sistema de IMUs e um sistema de localização por banda ultra-larga. Foi possível utilizar unidades inerciais que não dependem de magnetômetros para determinação do ângulo de guinada. O sistema teve desempenho comparável ao de

sistemas ópticos e apresenta melhores resultados que outros sistemas com magnetômetros sob influência de distúrbios eletromagnéticos.

No Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira têm sido realizadas pesquisas na área da engenharia de reabilitação e processamento de sinais bioelétricos, buscando resultados que contribuam com o desenvolvimento de métodos e dispositivos médicos e de reabilitação com custos mais acessíveis quando comparados aos equipamentos disponíveis comercialmente.

Sanches (2013) implementou um sistema com eletrogoniômetros, acelerômetros e giroscópios para monitorar o movimento dos membros inferiores visando utilização na realimentação de um sistema de estimulação elétrica funcional.

O sistema proposto por Sanches (2013) é composto por uma barra metálica na qual estão acoplados os sensores. No entanto, seu uso adiciona uma dinâmica ao sistema musculoesquelético do membro inferior, uma vez que possui massa e volume não desprezíveis, consequentemente modificando o modelo identificado do sistema, que diverge do modelo real da perna. Além disso, como o propósito da linha de pesquisa é alcançar a geração de marcha através da estimulação elétrica funcional (FES), a utilização de uma barra instrumentada não é recomendada, uma vez que limita os movimentos e impede que a marcha seja realizada.

1.2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema para medição do ângulo da articulação do joelho, utilizando um conjunto de IMUs e um algoritmo de Filtro de Kalman. O projeto visa substituição do equipamento empregado, barra instrumentada, na realimentação do controle em malha fechada de estimulação elétrica funcional, desenvolvido em Sanches (2013), reduzindo a influência externa no movimento.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TEXTO

O trabalho está dividido em 6 capítulos. No primeiro foi apresentada a justificativa, uma breve revisão bibliográfica e o objetivo do projeto. No Capítulo 2 são apresentadas, brevemente, noções sobre a estimulação elétrica funcional. Nos Capítulos

3 e 4 são explorados conceitos referentes ao desenvolvimento do trabalho, sistemas inerciais e o filtro de Kalman, respectivamente. O quinto capítulo descreve os procedimentos seguidos e como foram montados os testes realizados. Os resultados encontrados, bem como uma discussão sobre os mesmos, são mostrados no Capítulo 6. Por fim, as conclusões sobre o projeto, seu desenvolvimento e resultados são apresentadas no Capítulo 7.

2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

No Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB), da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, da UNESP, são desenvolvidas diversas linhas de pesquisa, uma das quais é a aplicação de estimulação elétrica funcional (*Functional Electrical Stimulation* - FES) para reabilitação de pacientes. Objetivando gerar movimento controlado, como em Kozan (2012, 2016) e Sanches (2013), faz-se necessário o conhecimento do sistema que modela os membros a serem estimulados e, também, alguma forma de realimentação com dados do movimento realizado.

Assim, o desenvolvimento de instrumentação que possa fornecer essas informações causando a menor influência no sistema musculoesquelético, como o proposto neste trabalho, é importante para a pesquisa. Por este motivo, nas seções seguintes é apresentado um breve resumo sobre FES.

2.1 DEFINIÇÃO

A estimulação elétrica funcional consiste na aplicação de pulsos elétricos nos nervos e/ou músculos a fim de gerar contração muscular (FARIA, 2006). Para que a contração ocorra, o estímulo deve ter características próximas às dos sinais fisiológicos. Os parâmetros da estimulação (duração e amplitude do sinal elétrico aplicado, por exemplo) devem ser, no mínimo, iguais ao do pulso produzido por mecanismos fisiológicos (SENE, 2011).

Os sinais de eletroestimulação são aplicados por meio de eletrodos, superficiais ou implantados (POPOVIC et al., 2001). Os eletrodos implantados apresentam como vantagem maior seletividade dos músculos/nervos estimulado utilizando menos potência do estimulador, quando comparado com o uso de eletrodos superficiais (FARIA, 2006).

Contudo, as dificuldades encontradas para fazer a implantação dos eletrodos com procedimentos cirúrgicos, e os riscos de reações de corpo estranho e de quebra dos mesmos, fazem com que os eletrodos de superfície sejam mais utilizados (FARIA, 2006).

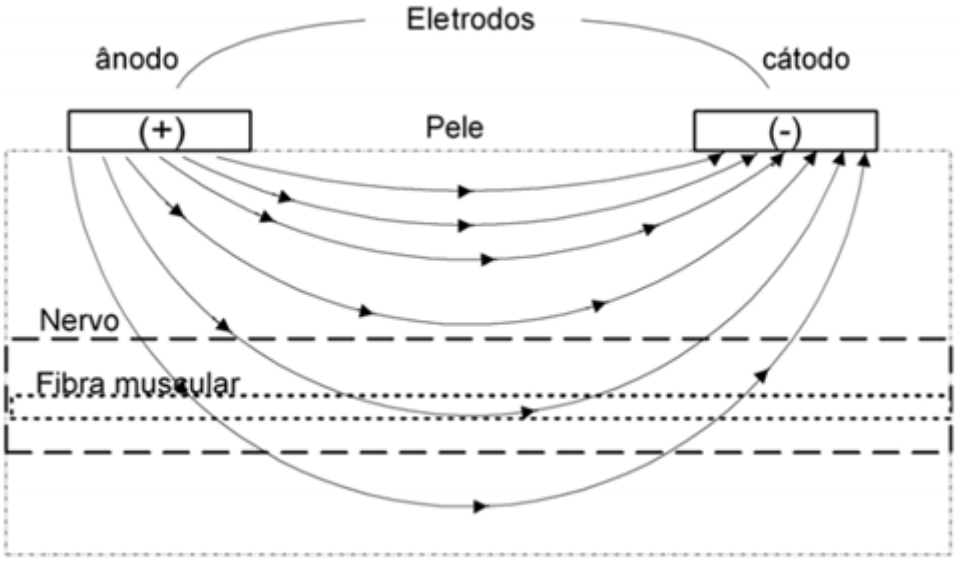
O uso de eletrodos superficiais também acarreta o surgimento de uma impedância eletrodo-pele que deve ser considerada nos resultados de estimulação, assim como o posicionamento dos eletrodos e os parâmetros do pulso gerado (KOZAN, 2012). Essa

impedância tem valor, aproximado, de 1 kΩ podendo variar entre 700 Ω e 1,2 kΩ, de acordo com o acoplamento eletrodo-pele e impedância própria do tecido.

A posição dos eletrodos deve ser sempre sobre os pontos de ativação dos músculos, proporcionando a maior contração muscular para tal estimulo. O tamanho dos eletrodos também é um fator importante, pois o uso de eletrodos pequenos pode causar irritação e lesões na pele devido à alta densidade de corrente aplicada. Se forem muito grandes, para o grupo muscular, a corrente pode se espalhar e estimular outros grupos musculares, prejudicando os resultados obtidos (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

Na aplicação da FES com eletrodos de superfície, a corrente de elétrons é convertida em uma corrente de íons no interior do tecido. Com os íons positivos se afastando do ânodo e sendo atraídos para o cátodo, surge um movimento de íons, que ao passar pelas membranas celulares pode induzir ao potencial de ação. Na Figura 1 é ilustrado o caminho da corrente sob a pele na estimulação.

Figura 1 – Corrente de íons induzida no interior do tecido com o uso de eletrodos de superfície.



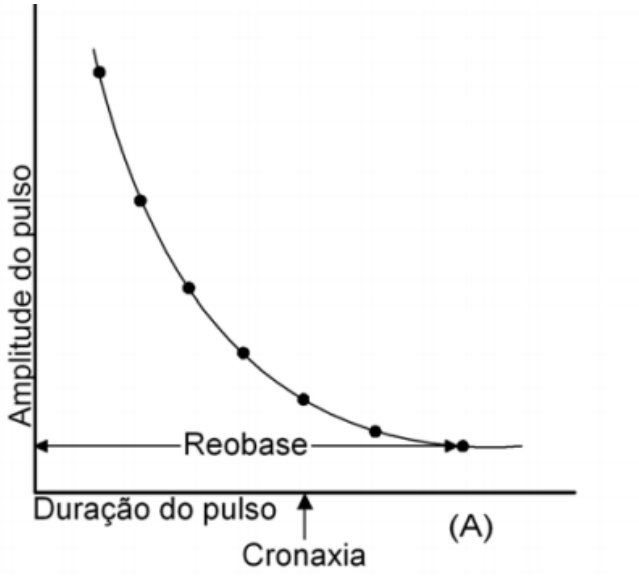
Fonte: Robinson e Snyder-Mackler (2001).

Se a corrente que atravessa a membrana for pequena, o potencial da membrana pode não alcançar o limiar e logo volta ao potencial de repouso. Caso ela seja suficientemente grande, o potencial ultrapassa o limiar e é desencadeado um potencial de

ação. Esse potencial de ação produzido é idêntico ao originário de um estimulo fisiológico (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

Existe, para uma única célula qualquer, uma família de estímulos com combinações F-D (força e duração) com a capacidade de disparar o potencial de ação. Na Figura 2, pode-se observar a curva que separa as combinações F-D do estímulo que tem essa capacidade, tal que, qualquer pulso cujos parâmetros se encontram acima da curva são capazes de levar a célula ao limiar de despolarização. Enquanto os sinais abaixo da curva, não produzem potenciais de ação (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

Figura 2 – Curva F-D para célula excitável.



Fonte: Robinson; Snyder-Mackler (2011)

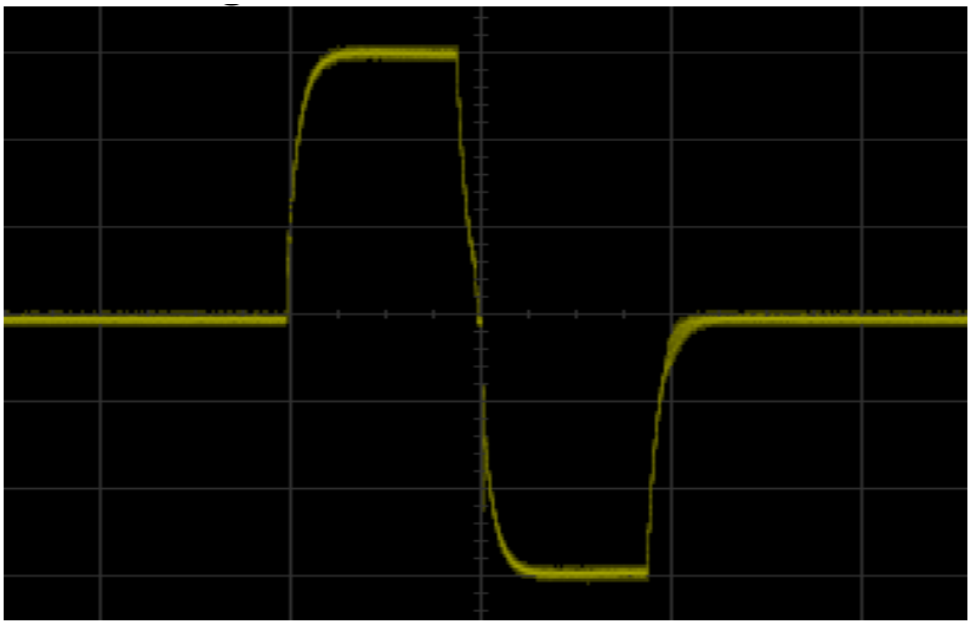
A principal diferença entre a contração muscular originada de eletroestimulação e a por meios fisiológicos é referente a ordem de recrutamento das fibras musculares. Na contração voluntária, as primeiras fibras recrutadas são as do tipo S (fibras lentas e resistentes), seguidas pelas FR (rápidas e resistentes) e, por último, as fibras FF (rápidas e fadigáveis). Na contração via FES, o recrutamento é no sentido oposto, e por isso o grupo muscular fadiga mais rapidamente (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

2.2 FORMAS DE ONDA DE ELETROESTIMULAÇÃO

Antes de abordar os tipos e parâmetros de ondas utilizados em FES, deve-se esclarecer algumas diferenças de nomenclatura utilizadas em relação a termos comuns a Engenharia Elétrica e Eletrônica. Em Eletrofisiologia, o termo fase está relacionado com o sentido do fluxo de corrente, e, por consequência, um sinal monofásico é um sinal em que a corrente flui em apenas um sentido, e bifásico o sinal cujo fluxo de corrente se dá nos dois sentidos.

Um sinal é equilibrado se a energia aplicada em um sentido, também o é no sentido contrário, e desequilibrado em caso negativo. E um sinal é simétrico se a forma do sinal nos dois sentidos de corrente for a mesma, e assimétrico se os formatos de ondas diferirem. Na Figura 3 observa-se uma forma de onda bifásica, simétrica e equilibrada como a utilizada na eletroestimulação.

Figura 3 – Forma de onda aplicada na FES.



Fonte: Elaborado pelo autor

Como estas ondas são balanceadas, não existe acúmulo de cargas em determinada região da estimulação. Estas formas de onda são vastamente utilizadas para gerar movimentos com FES (KOZAN, 2012).

Quanto à frequência de estimulação, quando inferior a 20 Hz não possibilita a geração de movimentos funcionais (PETROFSKY, 2004 e AGNE, 2005), e frequências

acima de 70 Hz causam desconforto para pacientes hígidos, segundo Braun (1988), Rooney, Currier e Nitz (1992) e Rabischong (1996).

3 SISTEMAS INERCIAIS

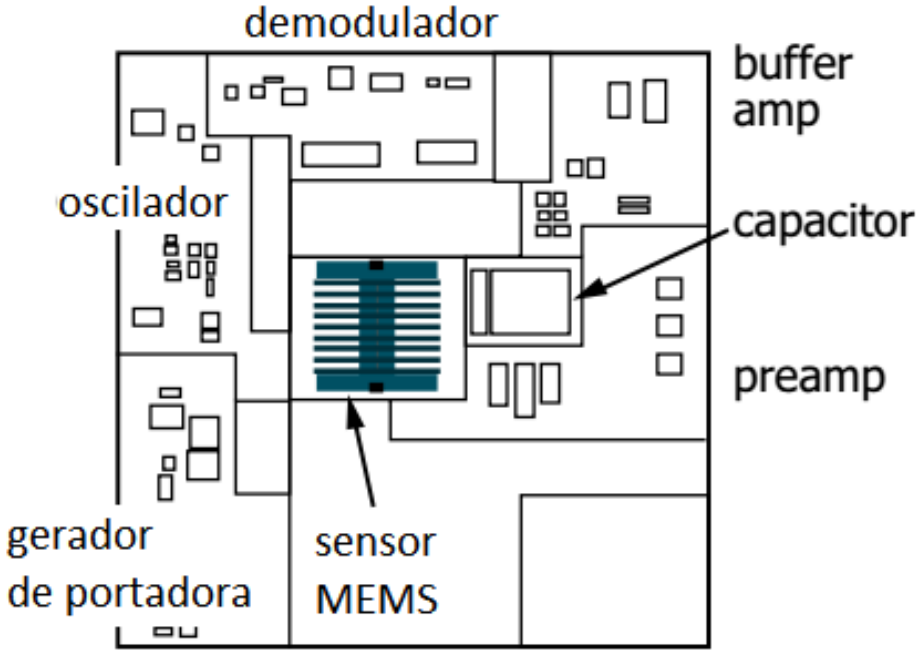
Neste capítulo abordam-se conceitos sobre o que são e como funcionam os sistemas inerciais, mencionando as dificuldades do uso de cada um dos sensores empregados.

3.1 DISPOSITIVOS MEMS

Descendente da indústria de circuitos integrados, a tecnologia de sistemas microeletromecânicos (MEMS, sigla do inglês *MicroEletroMechanical Systems*) surgiu oficialmente no final da década de 1950 nos Laboratórios Bell, com uma patente de *strain gauges* piezoresistivos de silício (GHODSSI; LIN, 2011).

Como indica o próprio nome, são dispositivos que combinam o uso de componentes elétricos e mecânicos em sistemas diminutos, menores que 1 mm (ADAMS; LAYTON, 2009). Devido a essa característica, esses dispositivos se tornam atrativos para utilização em sistemas embarcados, como neste trabalho. Na Figura 4, pode-se observar os componentes do circuito integrado de um acelerômetro capacitivo ADXL50.

Figura 4 – Ilustração do chip de um ADXL50 da Analog Devices.



Fonte: Adams e Layton (2009).

Além do tamanho reduzido, os dispositivos MEMS são uma solução para a interface entre as grandezas mundo físico e o poder computacional existente, seja como um sensor ou atuador. Devido à forma em que são fabricados (em lotes), tamanho e peso (reduzidos), são opções baratas, podendo ser até mais precisos que as versões macroscópicas (LEONDES, 2007).

Enquanto a maioria dos dispositivos MEMS apresenta componentes elétricos e partes móveis (componentes mecânicos), essa classe ainda engloba dispositivos que não possuem um ou o outro (ADAMS; LAYTON, 2009).

O desenvolvimento de tecnologias novas para produção e descoberta de novos materiais possibilitou que esses aparatos fossem utilizados nas mais diversas áreas, tais como, setor automotivo, jogos eletrônicos, impressoras, aplicações comunicação sem fio e por fibra óptica, laboratórios forenses, entre outros (GHODSSI; LIN, 2011; ADAMS; LAYTON, 2009).

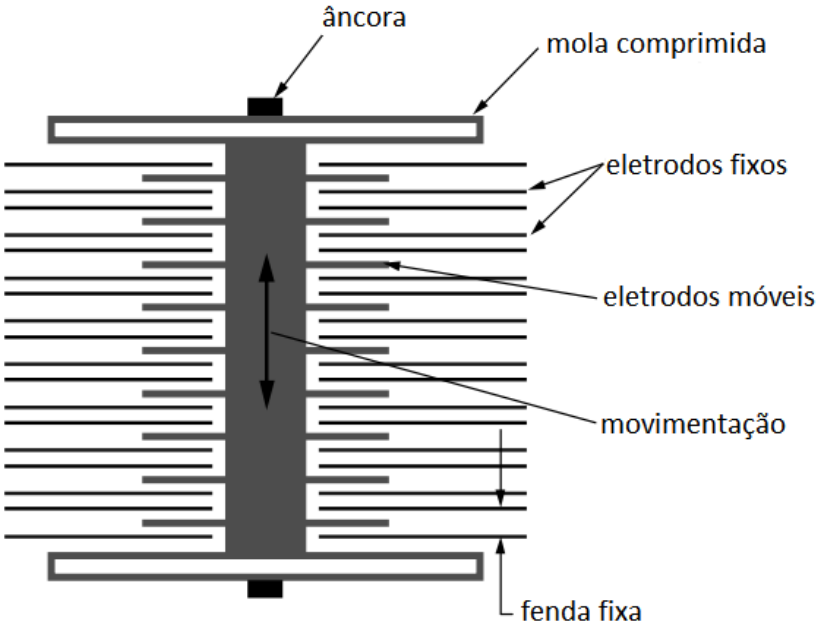
Por conta das características enunciadas acima, neste trabalho são utilizados acelerômetros e giroscópios de tecnologia MEMS, que serão descritos nas próximas seções.

3.2 ACELERÔMETROS MEMS

Acelerômetros são sensores utilizados para a medição da aceleração linear. Tanto os equipamentos macroscópicos, por exemplo acelerômetros de pêndulo, como os de tecnologia MEMS utilizam o princípio da Segunda Lei de Newton, diferindo na forma em que se é medida a movimentação de uma massa (ADAMS; LAYTON, 2009).

Assim um acelerômetro deve conter ao menos duas partes, uma delas móvel e outra fixa. Na Figura 5, ilustra-se um exemplo de estrutura para o sistema mecânico de um acelerômetro capacitivo. Para um dispositivo com esse funcionamento, terminais elétricos conectados aos eletrodos, fixos e móveis, permitem estimar a diferença de capacitância entre ambos os lados de uma haste móvel (LEONDES, 2007).

Figura 5 – Ilustração do componente mecânico de um acelerômetro capacitivo.

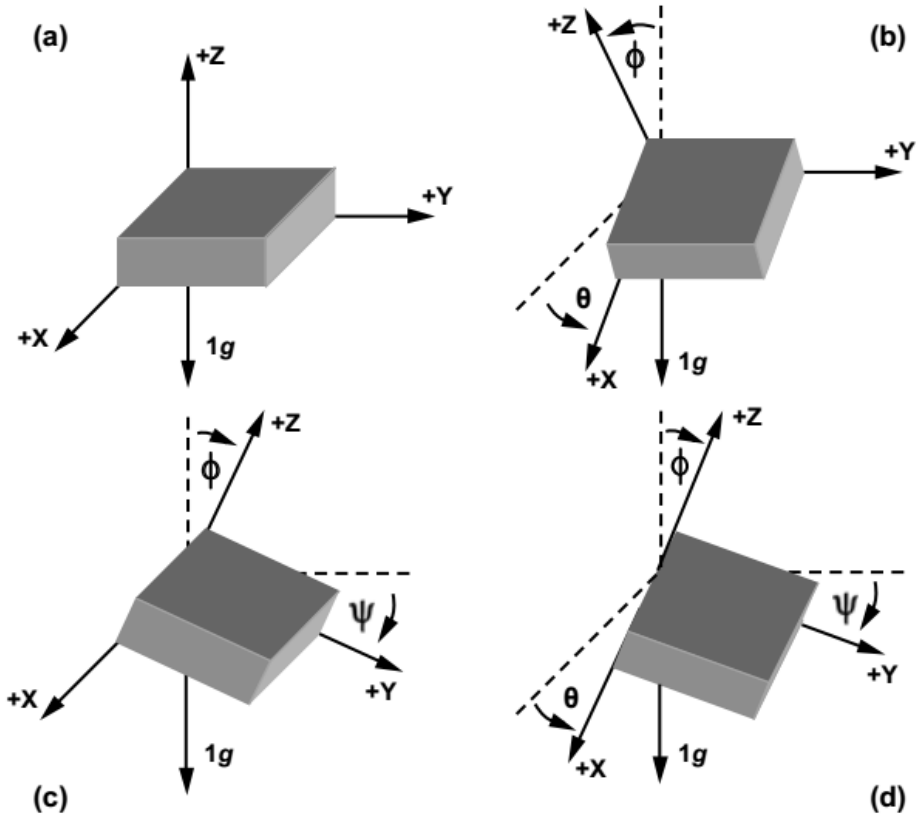


Fonte: Adaptado de Adams e Layton (2009)

O funcionamento de um acelerômetro MEMS capacitivo é baseado em um circuito de leitura, com um oscilador de alta frequência e baixa amplitude que excita cada uma das extremidades fixas do capacitor com fases opostas. Quando existe uma diferença de capacitância entre os lados do eletrodo móvel, há alteração do nível de tensão nesse eletrodo. Dessa forma, o sinal de saída é proporcional a discrepância das capacitâncias. Por fim, o sinal é demodulado, filtrado e amplificado, gerando o sinal de saída, que pode ser tanto um sinal analógico ou um sinal digital (MALUF; WILLIAMS, 2004).

Como mostrado em Fisher (2010), um acelerômetro pode ser utilizado para medir a inclinação de um corpo. Como os acelerômetros mensuram a aceleração da gravidade, é possível estimar o ângulo de inclinação do sensor pela projeção do vetor de aceleração gravitacional sobre os eixos do acelerômetro. Na Figura 6, ilustra-se a situação de um acelerômetro triaxial, que mede a aceleração em três diferentes eixos ortogonais, sendo utilizado para estimar a orientação do sensor.

Figura 6 – Acelerômetro utilizado como inclinômetro.



Fonte: Fisher (2010).

Por meio de relações trigonométricas é possível estimar os ângulos a partir das leituras de um acelerômetro triaxial, como mostrado nas equações (1) e (2).

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}}\right) \quad (1)$$

$$\Psi = \tan^{-1}\left(\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}}\right) \quad (2)$$

Onde A_x, A_y e A_z são as leituras de aceleração feitas em cada um dos eixos X, Y e Z, respectivamente. Os ângulos θ e Ψ representam os ângulos de rolamento e de arfagem, os quais são tomados em relação aos eixos X e Y, respectivamente.

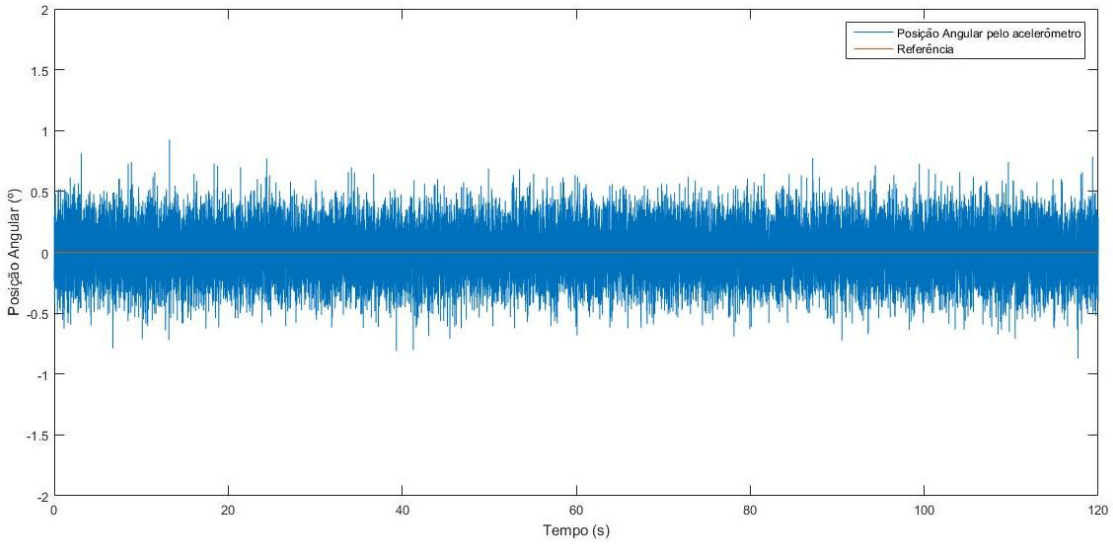
O ângulo Φ é tomado como o ângulo em torno de Z, ou guinada. Entretanto, com apenas um acelerômetro ocorre o fenômeno de singularidade conhecido como *Gimbal Lock*, fazendo com que seja impossível determinar qual a posição em torno desse eixo.

Para sobrepujar esse obstáculo pode-se fazer uso de outras coordenadas, como quatérnion, ou incremento de sensores, como um magnetômetro (SANTANA, 2005).

Neste trabalho o acelerômetro funcionará como inclinômetro, no entanto não será preciso definir o ângulo em torno do eixo Z, não sendo necessário recorrer à aplicação das soluções citadas.

O principal desafio da aplicação de acelerômetros MEMS é devido à baixa relação sinal ruído devido ao seu princípio de funcionamento. Sendo um sistema massa-mola, os dados de saída apresentam uma grande quantidade de ruídos e, por consequência, podem apresentar erros de leitura, principalmente em altas frequências. Os resultados de um teste de bancada, com o sensor parado na posição de referência (0º), fazendo a leitura do ângulo de rolamento (em torno do eixo X), são mostrados na Figura 7.

Figura 7 – Posição angular medida por acelerômetro parado.



Fonte: Elaborado pelo autor.

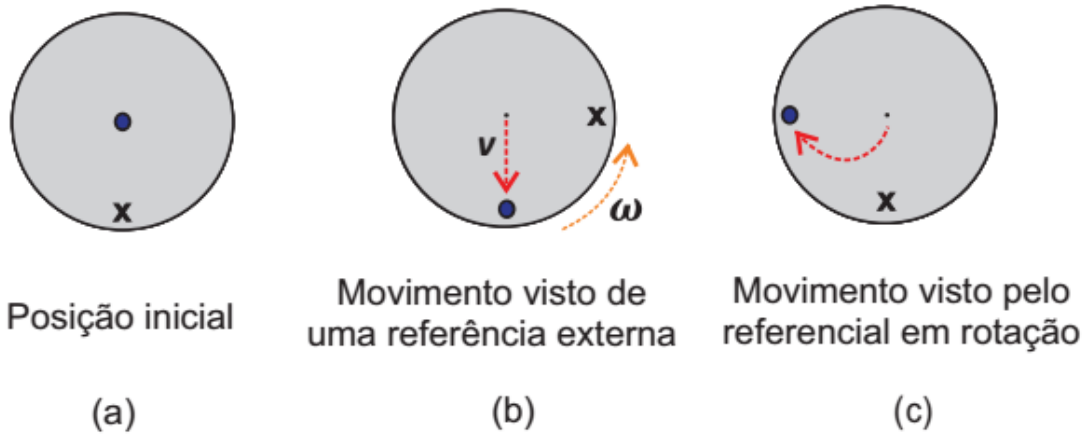
3.3 GIROSCÓPIO MEMS

Um giroscópio consiste em um sensor utilizado para aferir velocidade angular. Os giroscópios macroscópicos mecânicos utilizam um rotor com grande momento angular devido à massa e velocidade angular para manter orientação. Entretanto, as versões de tecnologia MEMS diferem no princípio de funcionamento, uma vez que, rotores miniaturizados apresentariam momento de inércia ínfimo e, consequentemente, momento

angular desprezível. Como alternativa, giroscópios MEMS usam o efeito Coriolis para realizar a detecção de rotações (MALUF; WILLIAMS, 2004).

Como explicam Choudhary e Iniewski (2013), o efeito Coriolis ocorre quando há o deslocamento linear de um objeto em um referencial em rotação. Essa situação pode ser ilustrada na Figura 8, na qual o observador externo percebe um movimento linear, enquanto que para o observador em rotação (a marca x, no disco) o ponto faz uma trajetória curva.

Figura 8 – Ilustração efeito Coriolis.



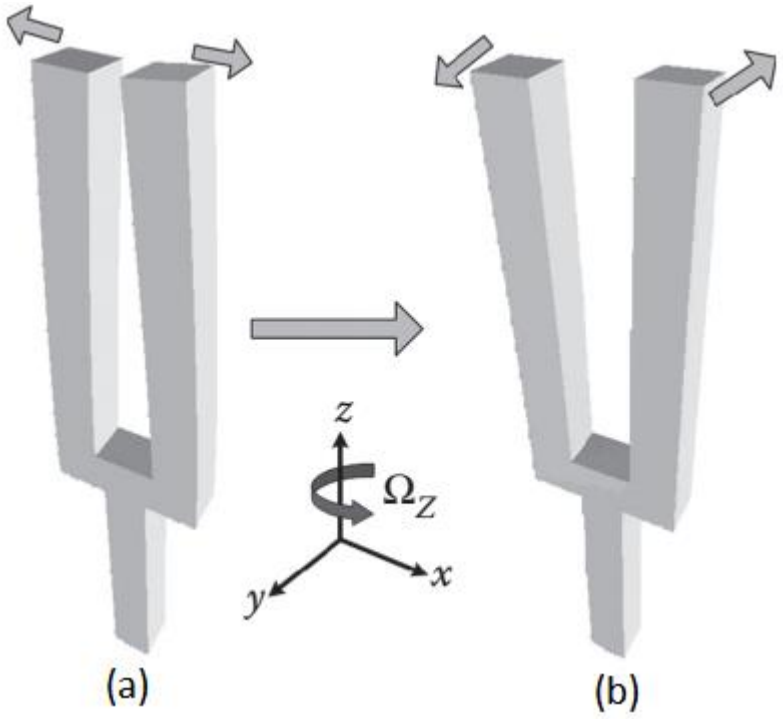
Fonte: Reis (2014).

Dessa forma, para o observador situado no referencial em rotação, o movimento relativo do objeto azul pode ser descrito como uma composição do movimento linear com uma força fictícia, resultando em uma trajetória curva. Define-se então, como força de Coriolis, essa força perpendicular ao movimento do objeto.

O princípio de funcionamento de um giroscópio MEMS baseia-se em duas massas suspensas oscilantes em direções opostas, as quais quando submetidas a rotação sofrem ação da força de Coriolis. Isto, por sua vez, faz com que as massas se desloquem perpendicularmente, tanto em relação a direção do movimento de oscilação quanto a direção do momento angular. Assim, utilizando sensores capacitivos pode-se medir o deslocamento dessas massas e, consequentemente, a velocidade angular.

Pode-se observar na Figura 9 o princípio de funcionamento utilizado em um giroscópio MEMS.

Figura 9 – Principio de funcionamento de giroscópio MEMS. Em (a), as massas (braços do diapasão) apenas oscilam em direções opostas. Em (b), sob o efeito de movimento rotacional, surge a força de Coriolis que faz com que os braços defletam em direções opostas.



Fonte: Adaptado de Choudhary e Iniewski (2013).

Uma característica presente nesse tipo de sensor é o *bias*, um sinal de saída composto por baixas frequências, não nulo, para uma situação de ausência de rotação. Assim, o valor do *bias* do sensor deve ser subtraído da resposta de saída do mesmo para obtenção do valor real medido. Em situações que o sensor é ativo por longos períodos, é necessária a recalibração e medição do *bias* (CHOUDHARY; INIEWSKI, 2013).

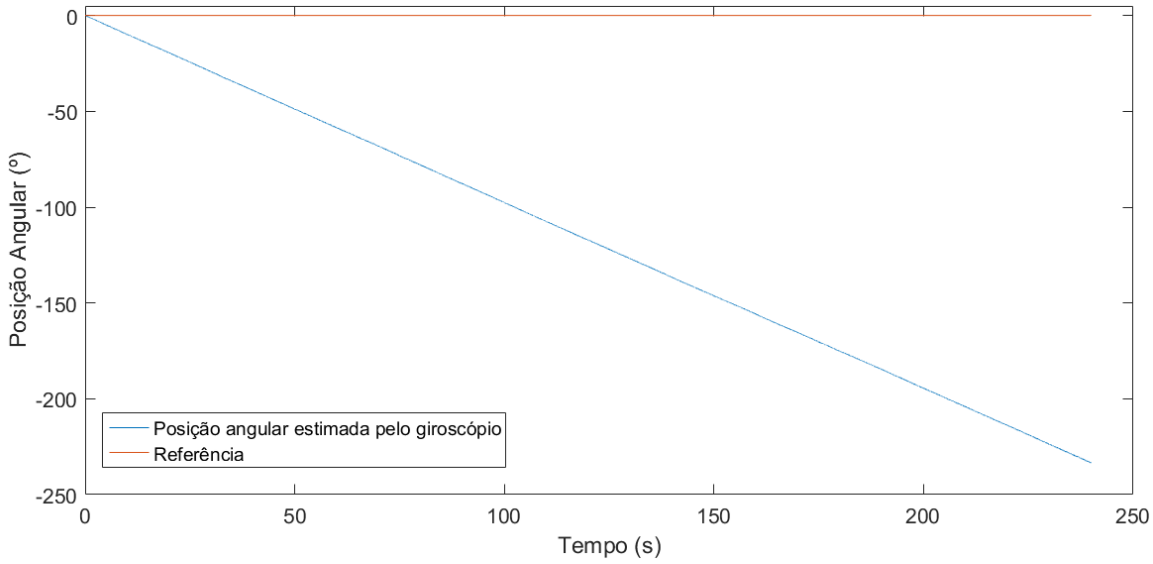
Outra característica intrínseca dos giroscópios MEMS é o *drift* ou deriva do *bias*, que depende tanto de componentes sistêmicas quanto aleatórias, como variação com temperatura, vibração e nível de ruído (CHOUDHARY; INIEWSKI, 2013). Por causa da deriva, quando o sensor está parado, ou em movimentos lentos, a variação do *bias* fará com que erros se acumulem no cálculo da posição angular.

Como o sensor fornece a velocidade angular à qual está submetido pode-se determinar a posição angular do sensor a partir da integração da leitura do sensor. Caso o sistema de aquisição seja digital, como neste trabalho, a integral deve ser feita numericamente, ponto a ponto. Para isso, podem ser utilizados os mais diversos métodos, como por exemplo a regra retangular, trapezoidal ou método de Simpson, dependendo

das ferramentas computacionais disponíveis. Neste trabalho, optou-se pela utilização o método retangular por ser mais facilmente implementável, e o método de Simpson pela sua maior acurácia.

Idealmente, para um teste com o sensor em repouso, os valores medidos de velocidade deveriam ser nulos. Porém, devido a presença do *bias* e do *drift* do *bias*, conforme observado na Figura 10, os resultados de um teste de bancada com o sensor em repouso apresentaram valores de velocidade próximos à referência mas não nulos. Consequentemente, a posição angular aferida cresce indiscriminadamente por toda duração do ensaio.

Figura 10 – Posição angular medida com o giroscópio.



Fonte: Elaborado pelo autor.

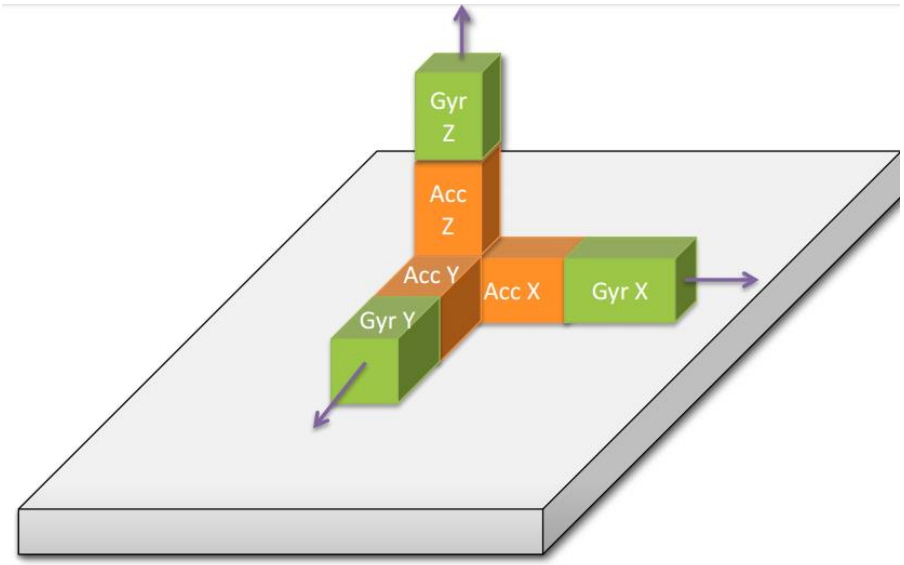
3.4 UNIDADES DE MEDIÇÃO INERCIAL (IMU)

A unidade de medição inercial ou *inertial measurement unit* (IMU) é o nome dado ao conjunto de sensores inerciais, os quais tem por objetivo medir velocidade, aceleração e orientação de um corpo. Os sensores que compõem uma IMU variam para cada modelo, mas geralmente são compostas por três giroscópios, três acelerômetros e, ocasionalmente, três magnetômetros (MORI, 2013).

Com o objetivo de corrigir alguns dos erros dos giroscópios e acelerômetros, outros sensores também podem compor uma IMU, tais como sistemas de GPS (*Global Positioning Systems*).

O desenvolvimento da tecnologia MEMS causou redução no tamanho e custo dessas unidades, além da abertura de novas possibilidades de projetos (CHOUDHARY; INIEWSKI, 2013). No caso de sensores MEMS, como cada sensor é construído e como são alocados na pastilha de silício é segredo industrial das fabricantes e motivo para disputa de patentes (SYSTEM PLUS CONSULTING; KNOWMADE, 2014). Na Figura 11 é ilustrado como pode ser a organização de uma IMU com três acelerômetros e três giroscópios.

Figura 11 – Montagem de um sistema inercial com giroscópio e acelerômetro tri-axiais.



Fonte: Mori (2013).

4 FILTRO DE KALMAN

Um resumo, contendo os principais fundamentos de filtro de Kalman necessários para execução da pesquisa, é apresentado nas próximas seções.

4.1 O FILTRO

Para reduzir os erros de medição dos sensores citados anteriormente, como o ruído e o *drift* na leitura, e, portanto, conseguir estimações mais precisas, podem ser utilizados algoritmos de fusão sensorial. Segundo Reis (2014), entre os algoritmos mais usados estão o filtro de Kalman (e suas variações) e o filtro Complementar, devido à sua facilidade de implementação e eficiência.

O filtro de Kalman (FK) é de um estimador de estados recursivo ótimo, do tipo preditor-corretor (KALMAN, 1960). Em seu trabalho Kalman propôs um filtro para aplicações em sistemas discretos e lineares, mas modificações ao algoritmo original ampliaram as possíveis aplicações, como o uso em sistemas contínuos (KALMAN; BUCY, 1961), o emprego em sistemas não lineares (Filtro de Kalman estendido). Além disso, em versões mais recentes, como o Filtro de Kalman *Unscented*, não é necessária a linearização do sistema como no FK estendido, aumentando a faixa de operação e ampliando o leque de sistemas que podem utilizá-lo (AGUIRRE, 2015).

4.2 O ALGORITMO

Nesta seção serão apresentadas as equações recursivas, bem como os passos necessários para a implementação do filtro de Kalman.

Objetivando-se encontrar a melhor estimativa para um vetor $\boldsymbol{x} \in \mathbb{R}^n$ de um processo dinâmico, deve-se primeiro modelar o sistema em variáveis de estado como explicitado nas equações (3) e (4).

$$\boldsymbol{x_k} = \boldsymbol{A x_{k-1}} + \boldsymbol{B u_k} + \boldsymbol{w_k} \tag{3}$$

$$\boldsymbol{z_k} = \boldsymbol{H x_k} + \boldsymbol{v_k} \tag{4}$$

Onde $\boldsymbol{x}_{k-1} \in \mathbb{R}^n$ é o vetor de estados, $\boldsymbol{u}_k \in \mathbb{R}^m$ é o vetor de entrada, $\boldsymbol{z}_k \in \mathbb{R}^q$ é o vetor de medições, enquanto $\boldsymbol{A} \in \mathbb{R}^{n\times n}, \boldsymbol{B} \in \mathbb{R}^{n\times m}$ e $\boldsymbol{H} \in \mathbb{R}^{q\times n}$ são matrizes constantes características do sistema.

Os vetores $\boldsymbol{w}_k$ e $\boldsymbol{v}_k$ representam, respectivamente, os ruídos de processo e de medição. Seus elementos consistem de variáveis aleatórias com distribuição gaussiana, médias nulas, cujas matrizes de covariância são mostradas nas equações (5) a (7).

$$E[\boldsymbol{w_k} \boldsymbol{w}_i^T] = \begin{cases} Q_k, & \text{k=i} \\ 0, & \text{k≠i} \end{cases} \tag{5}$$

$$E[\boldsymbol{v_k} \boldsymbol{v}_i^T] = \begin{cases} R_k, & \text{k=i} \\ 0, & \text{k≠i} \end{cases} \tag{6}$$

$$E[\boldsymbol{w_k} \boldsymbol{v}_i^T] = 0, \forall\, k, i \tag{7}$$

onde o operador $E[\cdot]$ é a esperança matemática, ou o valor esperado que a variável aleatória apresente quando o número de amostras tende a infinito.

Assume-se que exista uma estimativa inicial do processo no instante k, baseada no conhecimento do processo e aferições anteriores, como mostra a equação (8). Essa estimativa será conhecida como estimativa a priori, pois as medições do instante k ainda não foram agregadas a ela, e é denotada por $\hat{\boldsymbol{x}}_k^-$. Tal que, a ênfase "^" indica que é um valor estimado e "−" indica que é uma estimativa a priori (etapa de predição).

$$\hat{\boldsymbol{x}}_k^- = \boldsymbol{A}\hat{\boldsymbol{x}}_{k-1} + \boldsymbol{B}\boldsymbol{u}_k \tag{8}$$

Com as novas medições do instante k, é feita a atualização da estimativa, que será chamada estimativa a posteriori, denotada por $\hat{\boldsymbol{x}}_k$ e deve ser calculada como na expressão (9).

$$\hat{\boldsymbol{x}}_k = \hat{\boldsymbol{x}}_k^- + \boldsymbol{L}_k(\boldsymbol{z}_k - \boldsymbol{H}\hat{\boldsymbol{x}}_k^-) \tag{9}$$

Como $\boldsymbol{z}_k$ é um vetor conhecido, resta conhecer o valor do vetor $\boldsymbol{L}_k$. Esse vetor é o vetor ganho de Kalman (normalmente utiliza-se a letra "K" para denotá-lo, mas esta foi substituída para evitar equívocos com o índice da iteração) e está relacionado com a confiabilidade das medições para a atualização das estimativas, caracterizando a etapa de correção.

Conforme Brown e Hwang (2012), o desafio consiste em encontrar um vetor $\boldsymbol{L}$ que acarrete em uma estimativa ótima. Para tal, definem-se os erros das estimativas, a priori (e_k^-) e a posteriori (e_k), nas equações (10) e (11).

$$\boldsymbol{e}_k^- = \widehat{\boldsymbol{x}}_k^- - \boldsymbol{x}_k \tag{10}$$

$$\boldsymbol{e}_k = \widehat{\boldsymbol{x}}_k - \boldsymbol{x}_k \tag{11}$$

Na qual $\boldsymbol{x}_k$ representa o valor real do vetor de estados. Assumindo que os erros de estimação também apresentam distribuição gaussiana e média nula, pode-se calcular suas matrizes de covariância, conforme as equações (12) e (13).

$$\boldsymbol{P}_k = E[\boldsymbol{e_k} \boldsymbol{e}_i^T] \tag{12}$$

$$\boldsymbol{P}_k^- = E[\boldsymbol{e}_k^- \boldsymbol{e}_k^{-T}] \tag{13}$$

A partir das expressões descritas por (12) e (13), conforme mostrado em Aguirre (2015), pode-se chegar nas equações (14) a (16).

$$\boldsymbol{P}_k^- = \boldsymbol{A}\boldsymbol{P}_{k-1}\boldsymbol{A}^t + \boldsymbol{Q}_k \tag{14}$$

$$\boldsymbol{P_k} = (\boldsymbol{I} - \boldsymbol{L}_k\boldsymbol{H})\boldsymbol{P}_k^- \tag{15}$$

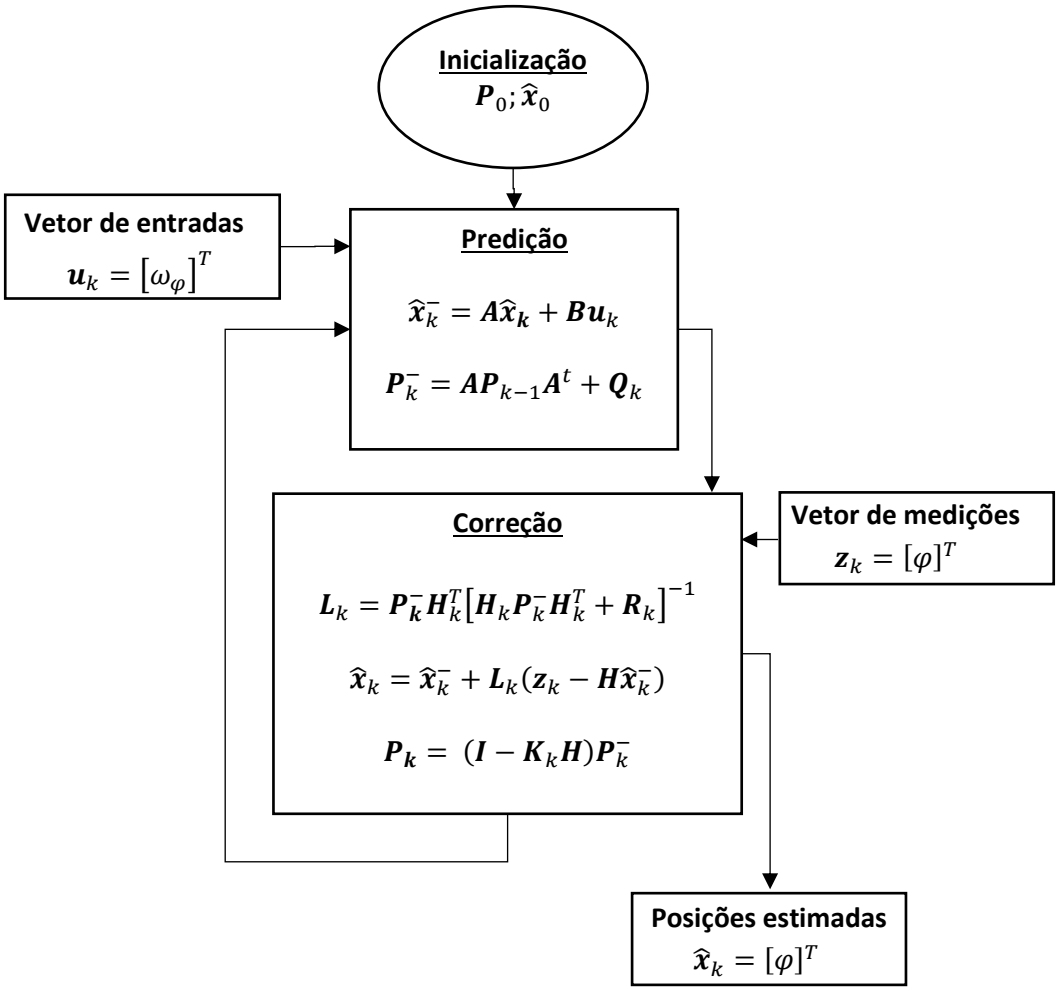
A partir da equação (14) calcula-se a covariância do erro da estimativa a priori, e nota-se que ela aumenta devido a presença da covariância do ruído Q do processo. Enquanto que na expressão (15) tem-se a covariância do erro a posteriori, sendo notavelmente menor que o calculado na equação (14) devido ao uso das informações (leitura dos sensores) desse instante.

Por fim, define-se a expressão do ganho $\boldsymbol{L}_k$. Como o objetivo é obter a menor covariância, deve-se realizar a minimização, cujo resultado é expresso em (16). Então, dispõe-se de todas as equações necessárias para calcular o ganho $\boldsymbol{L}_k$ e as estimativas $\widehat{\boldsymbol{x}}_k^-$ e $\widehat{\boldsymbol{x}}_k$.

$$\boldsymbol{L}_k = \boldsymbol{P_k^-}\boldsymbol{H}_k^T[\boldsymbol{H}_k\boldsymbol{P}_k^-\boldsymbol{H}_k^T + \boldsymbol{R}_k]^{-1} \tag{16}$$

onde $\boldsymbol{R}_k$ é a covariância do ruído de medição. Na Figura 12 ilustra-se em um diagrama o funcionamento do filtro de Kalman.

Figura 12 – Fluxograma da execução do filtro de Kalman.



Fonte: Adaptado de Reis (2014)

Em Brown e Hwang (2012) são fornecidas outras soluções para a expressão de $\boldsymbol{P}_k$, todas igualmente corretas e que resultam em uma solução ótima, variando apenas por conta das diferentes substituições. No entanto, como as aplicações e sistemas são diversos, alguma das soluções pode prover desempenho superior às outras. Os autores também sugerem que, para aplicações em que os sistemas ficam ativos por longos períodos, ou seja, com grandes valores de instantes k, deve-se utilizar a expressão com máxima precisão possível, pois como o filtro é um processo iterativo os erros são acumuláveis.

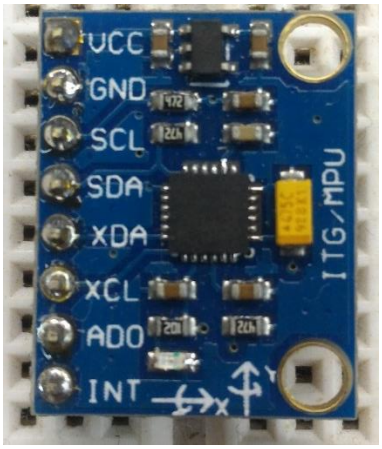
5 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo é dedicado à explanação de grande parte das escolhas e procedimentos tomados no desenvolvimento do projeto. Serão dados detalhes sobre o sensor utilizado e sua montagem, e serão feitas considerações pertinentes à implementação do FK nas plataformas escolhidas e os testes realizados.

5.1 SENSOR MPU-6050

O MPU-6050, mostrado na Figura 13, é uma IMU fabricado pela InvenSense, o qual combina um termômetro, um giroscópio triaxial e um acelerômetro triaxial em tamanho reduzido (4 x 4 x 0,9 mm). Para comunicação, apresenta um barramento I2C (*Inter-Integrated Circuit*), que pode operar em *fast mode* 400 kHz. Além disso, o sensor está disponível para utilização em paralelo com outros sensores, como, por exemplo, um magnetômetro, através de um barramento I2C auxiliar, eliminando a necessidade do uso de outro barramento do processador do sistema. (INVENSENSE, 2013a).

Figura 13 – Módulo GY-521 com MPU-6050.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O sensor contém no mesmo encapsulamento um conjunto de ADCs (do inglês, *Analog-to-Digital Converter*) de 16 bits, para a digitalização dos sinais dos giroscópios e acelerômetros. Estão presentes também filtros passa-baixas configuráveis para a saída dos giroscópios. É digno de nota que o MPU-6050 apresenta uma memória FIFO (*First In*,

First Out) de 1024 *bytes*, oferecendo, assim, a possibilidade de que o processador do sistema fique em estado de *low-power* enquanto o sensor continua coletando dados (INVENSENSE, 2013a).

Ademais, um conjunto de registradores permitem a configuração de variadas características de funcionamento dos sensores, como a escala dos giroscópios e acelerômetros, ativação do termômetro e frequência de amostragem (INVENSENSE, 2013b).

Na Tabela 1, são organizadas algumas características dos giroscópios e acelerômetros, onde "LSB" é o bit menos significativo da palavra (do inglês, *Least Significant Bit*) e "g" é a gravidade terrestre, aproximadamente 9,8 m/s².

Tabela 1 – Características dos giroscópios e acelerômetros do MPU-6050.

	Giroscópios	**Acelerômetros**
Escala	• ± 250 º/s; • ± 500 º/s; • ±1000 º/s; • ± 2000 º/s	• ±2 g; • ±4 g; • ±8 g; • ±16 g
Sensibilidade	• 131 LSB/(º/s); • 65,5 LSB/(º/s); • 32,8 LSB/(º/s); • 16,4 LSB/(º/s);	• 16384 LSB/g; • 8192 LSB/g; • 4096 LSB/g; • 2048 LSB/g;
Taxa de amostragem	4 Hz a 8000 Hz	4 Hz a 1000 Hz

Fonte: Adaptado de Invensense (2013a).

As escalas escolhidas foram as de ± 250 º/s e ± 2 g para os giroscópios e acelerômetros, respectivamente. Esta decisão foi tomada com base em observações de outros trabalhos do LIEB em que foram aferidas a aceleração e velocidade angular de membros inferiores, como em Kozan (2016) e Sanches (2013).

Algumas das motivações para a escolha dessa IMU são o baixo custo (aproximadamente 50 reais) a presença de todos os sensores necessários (um giroscópio triaxial e um acelerômetro triaxial), o tamanho, a possibilidade de usar diferentes escalas de medição e por apresentar saídas digitais.

5.2 PLATAFORMA myRIO-1900

Após a escolha do sensor, foram realizados testes de bancada para avaliar as características do mesmo. Foi utilizada a plataforma myRIO-1900, mostrada na Figura 14, para realizar as leituras do sensor. Uma das vantagens da plataforma escolhida é de utilizar linguagem LabVIEW (*Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench*) que permite rápida prototipagem de projetos e facilidade para leitura, processamento e registro dos dados da IMU.

Figura 14 – myRio-1900 com destaque de alguns componentes.

Fonte: Adaptado de National Instruments (2014).

O myRIO-1900 é uma plataforma de desenvolvimento da National Instruments, com entradas e saídas, tanto digitais quanto analógicas, um processador de tempo real ARM Cortex-A9 e um FPGA (*Field Programmable Gate Array*) de fabricação Xinlinx (NATIONAL INSTRUMENTS, 2014, 2016). Algumas das vantagens de utilizar essa plataforma é o fato de que a implementação de protocolos de comunicação, como I2C, UART e SPI, é simples e rápida. A presença de um processador de tempo real garante-se o tempo de execução de tarefas, evitando *jitter*, definido como o atraso ou não constância na entrega de pacotes em um protocolo de comunicação.

5.3 IMPLEMENTAÇÃO DO FILTRO DE KALMAN

Segundo Brown e Hwang (2012), após a dedução das equações recursivas para o uso do filtro de Kalman a tarefa de implementação pode parecer trivial à primeira vista. Entretanto, existem dificuldades no uso do algoritmo, principalmente na obtenção de um modelo que represente satisfatoriamente o processo com as equações (3) e (4).

Com este objetivo, o primeiro passo foi a obtenção da representação do sistema em variáveis de estado, para que então o filtro de Kalman pudesse ser devidamente projetado. Tomando a velocidade angular do giroscópio como entrada do sistema u_k, o ângulo calculado pelo acelerômetro compõe o vetor de medição z_k e, então, as matrizes $\boldsymbol{A}, \boldsymbol{B}$ e $\boldsymbol{H}$ também são montadas conforme mostrado nas equações (17) e (18).

$$\begin{bmatrix}\theta \\ \dot{\theta}\end{bmatrix}_k = \begin{bmatrix}1 & -\Delta t \\ 0 & 1\end{bmatrix}\begin{bmatrix}\theta \\ \dot{\theta}\end{bmatrix}_{k-1} + \begin{bmatrix}\Delta t \\ 0\end{bmatrix}\dot{\theta}_k + \begin{bmatrix}Q_\theta & 0 \\ 0 & Q_{\dot{\theta}}\end{bmatrix}\Delta t \tag{17}$$

$$\theta_k = \begin{bmatrix}1 & 0\end{bmatrix}\begin{bmatrix}\theta \\ \dot{\theta}\end{bmatrix}_k + R \tag{18}$$

A partir da determinação de $\boldsymbol{R}$ com os testes estáticos, resta apenas definir o valor da matriz de covariância de ruído de processo $\boldsymbol{Q}$. Segundo Mori (2013), encontrar os valores não é um processo trivial, por isso em Reis (2014) a autora calcula a matriz fazendo uma simulação do funcionamento do filtro, computando o erro quadrático encontrado para diferentes valores de $\boldsymbol{Q}$.

A matriz $\boldsymbol{Q}$ na expressão (14) altera diretamente o valor da covariância da estimação a priori. Por isso, quanto maior o valor de $\boldsymbol{Q}$ menor será a confiança do filtro em relação a estimativa a priori, e dessa forma o ângulo encontrado na filtragem será muito próximo do que é encontrado utilizando apenas o acelerômetro. Assim, na situação em que $\boldsymbol{Q}$ é muito pequeno, o sinal de saída deve acompanhar apenas os ângulos calculados pelo giroscópio.

Como realizado por Reis (2014), elaborou-se um software em Matlab para simular o funcionamento do filtro e calcular o erro quadrático ao variar o valor dos termos da matriz $\boldsymbol{Q}$. Dessa forma foram encontrados os termos da matriz de covariância de processo que levasse ao menor erro quadrático entre a medida de referência e a estimativa do filtro.

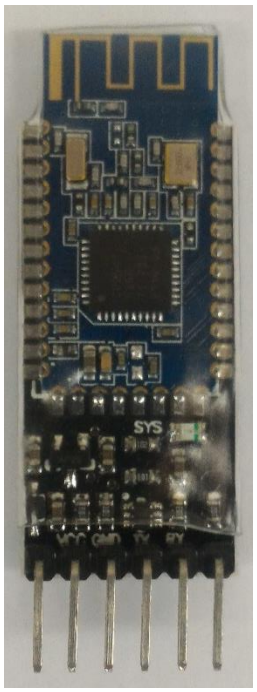
5.4 IMPLEMENTAÇÃO DA COMUNICAÇÃO SEM FIO

Para tornar o sistema ainda mais portátil foi implementado também uma interface de comunicação sem fio, removendo a necessidade de cabos para conectar a plataforma myRIO-1900 ao sensor. A interface a ser desenvolvida requisitava então coletar os dados do sensor e enviá-los para a plataforma principal, o myRio-1900.

O primeiro passo foi escolher o protocolo de comunicação sem fio dentre os disponíveis. Baseando-se nos trabalhos encontrados na literatura, escolheu-se utilizar o protocolo *bluetooth* 4.0 BLE, principalmente devido ao baixo consumo de energia, um fator de extrema importância para dispositivos portáteis e vestíveis.

O módulo HM-10 Keyes, mostrado na Figura 15, produzido pela JN Huamao é baseado no CI (circuito integrado) CC2540 da Texas Instruments. Apresenta pequenas dimensões (27 x 13 x 2,2 mm), baixo consumo de corrente (8,5 mA) em modo ativo, opera em 3,3 V, contém antena integrada e interface de configuração e comunicação por UART (JN HUAMAO, 2017).

Figura 15 – Módulo HM-10 Keyes.



Fonte: Elaborado pelo autor.

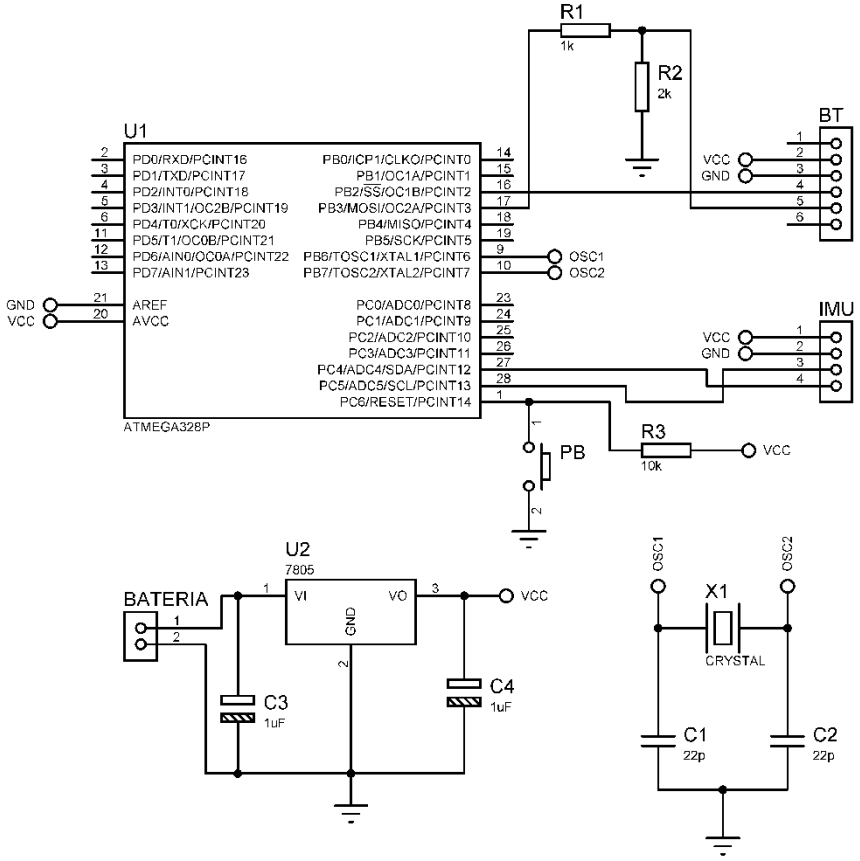
Dado que o módulo escolhido utiliza comunicação UART, dever-se-ia eleger um microcontrolador que apresentasse esse tipo de comunicação serial e também o protocolo

I2C usado para o MPU-6050. Optou-se por utilizar um ATmega 328P da Microchip em encapsulamento do tipo DIP de 28 pinos.

Esse microcontrolador apresenta 32 kB de memória, 1 canal de comunicação UART, 2 canais SPI e 1 canal I2C, opera com tensões de 1,8 a 5,5 V e 23 pinos de I/O para uso geral. Com essas características, o ATmega 328P pode ser utilizado para realizar as leituras no MPU-6050 através do barramento I2C e, quando requisitado, enviar por UART tais leituras para o módulo HM-10 que é encarregado de enviar por *bluetooth* as informações.

Na Figura 16, pode-se observar o esquemático do circuito montado com o microcontrolador, o cristal e conectores para o módulo HM-10 (indicado por BT na imagem) e para o sensor (indicado por IMU na imagem). O divisor de tensão formado pelos resistores R1 e R2 tem por objetivo reduzir o nível de tensão da saída do microcontrolador para 3,3 V, evitando assim danificar o módulo *bluetooth*.

Figura 16 – Esquemático do circuito para comunicação sem fio.



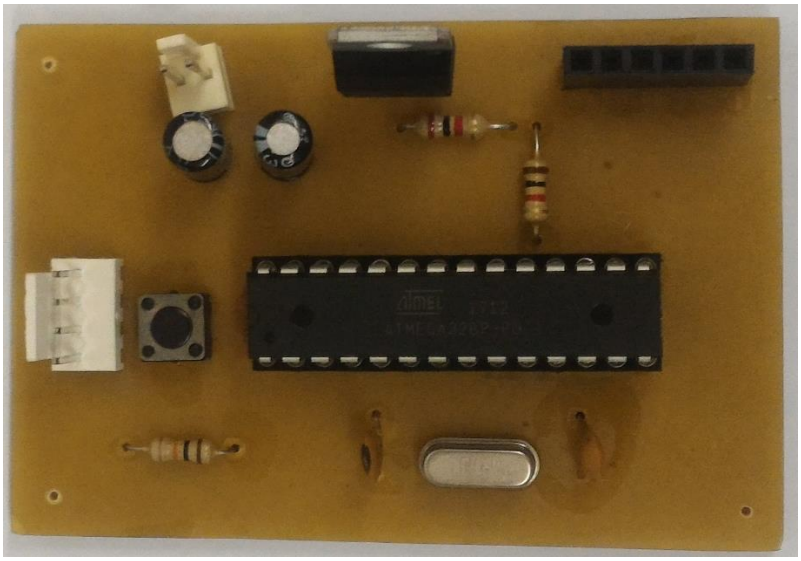
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a alimentação do circuito, foi escolhido um regulador de tensão 7805 alimentado por uma bateria de 9 V. Como o consumo é pequeno, não há nenhum LED além do presente no módulo de comunicação, um regulador linear com a bateria é capaz de manter o circuito energizado como esperado.

O desenvolvimento do circuito foi efetuado com o software Proteus Isis da LabCenter e o *layout* da placa de circuito impresso, com o software Proteus Ares, da mesma empresa.

A placa de circuito impresso, cujas dimensões são 69 x 47 x 20 mm, após a confecção e solda dos componentes é mostrada na Figura 17. Nas seções seguintes, esse equipamento será denominado Módulo de Comunicação.

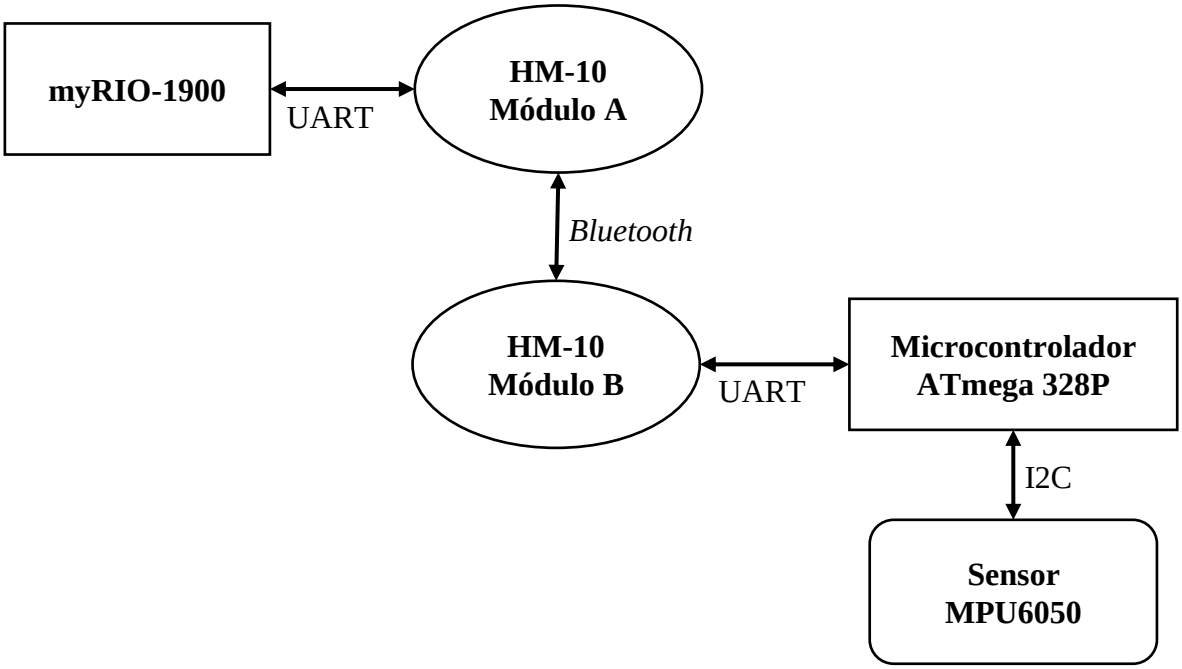
Figura 17 – Placa de circuito impresso confeccionada para comunicação sem fio.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao myRIO-1900 foi acoplado um módulo HM-10, uma vez que a plataforma da National Instruments não apresenta um canal de comunicação por *bluetooth* integrado. Dessa forma, o myRIO-1900 envia uma requisição de leitura do sensor para o microcontrolador, que por sua vez lê a saída de sinais do sensor e envia um pacote com os dados lidos. Na Figura 18 é mostrado um esquema da comunicação implementada.

Figura 18 – Esquema da comunicação implementada.



Fonte: Elaborado pelo autor.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Resultados experimentais para os testes estáticos, bem como, para os testes de comparação com a barra instrumentada são apresentados nesse capitulo. É demonstrada a eficácia do sistema diante do objetivo proposto de desenvolver um sistema para medição da trajetória de ângulo de membros inferiores.

6.1 TESTES ESTÁTICOS

Os primeiros testes realizados utilizaram a IMU parada, possibilitando analisar sua resposta em repouso, e ainda sem a implementação do filtro de Kalman. Essa etapa é importante pois permitiu encontrar as características que restavam para o uso do filtro.

Nesta etapa, foram feitos 25 ensaios com duração de 2 minutos cada, o sensor foi colocado sob uma superfície plana, paralela ao chão, para calcular a matriz de covariância $\boldsymbol{R}$, de ruído de medição. Essa matriz é composta pelo erro médio nos cálculos dos ângulos em torno dos eixos X (rolamento) e Y (arfagem) com os dados obtidos com os acelerômetros. Os dados dos três giroscópios e três acelerômetros foram coletados a uma frequência de 50 Hz e, então, tratados no *software* Matlab 2009a, da MathWorks.

Os valores médios e o desvio padrão médio para o cálculo da inclinação dos eixos X e Y, rolamento e arfagem, respectivamente são mostrados na Tabela 2.

Tabela 2 – Média e desvio padrão dos ângulos medidos pelo acelerômetro.

Eixo	**Média**	**Desvio padrão**
Rolamento	-0,0045	0,0035
Arfagem	-0,0251	0,003

Fonte: Elaborado pelo autor.

Conforme mencionado, esses valores compõem a matriz $\boldsymbol{R}$ de covariância de ruído. Essa matriz, que contém apenas um elemento, apresentará os valores indicados nas equações (19) e (20),

$$\boldsymbol{R_{rolamento}} = [-0{,}0045] \tag{19}$$

$$\boldsymbol{R_{arfagem}} = [-0{,}0251] \tag{20}$$

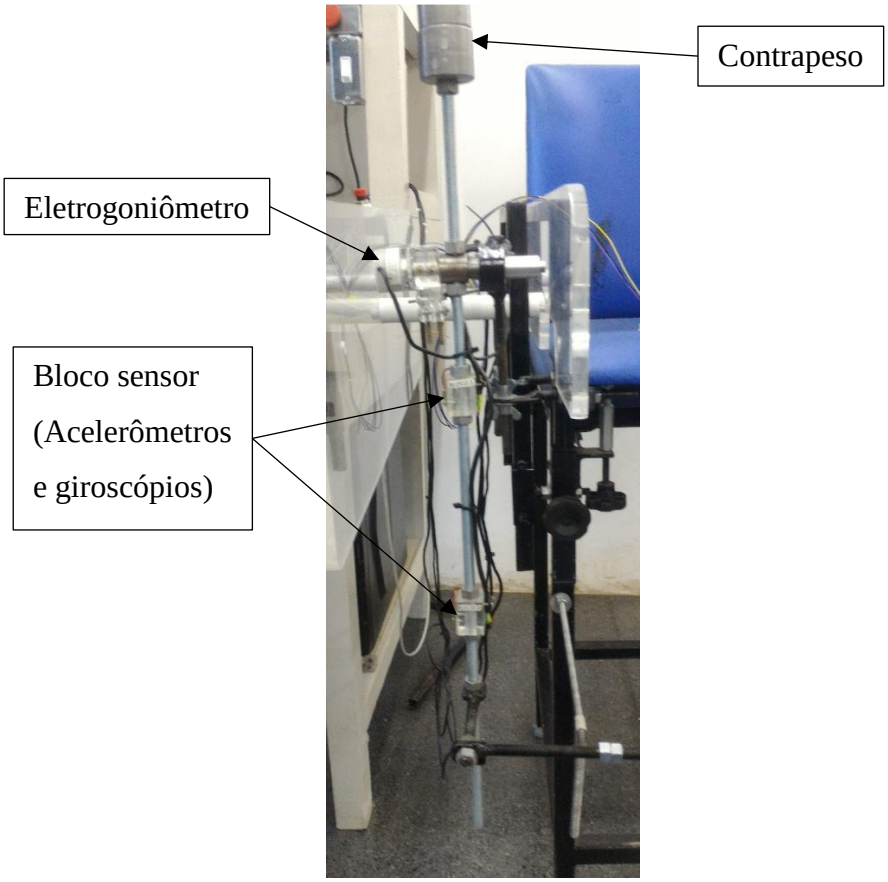
Restando apenas a determinação dos valores da matriz $\boldsymbol{Q}$, foram simulados os resultados do funcionamento do filtro. Fazendo a varredura dos valores dos elementos da matriz de covariância de processo, escolheu-se aqueles que forneceram o menor erro quadrático, mostrados na equação (21) tanto para rolamento, quanto para arfagem.

$$\boldsymbol{Q} = \begin{bmatrix} 0{,}068 & 0 \\ 0 & 0{,}013 \end{bmatrix} \tag{21}$$

6.2 TESTES DE COMPARAÇÃO

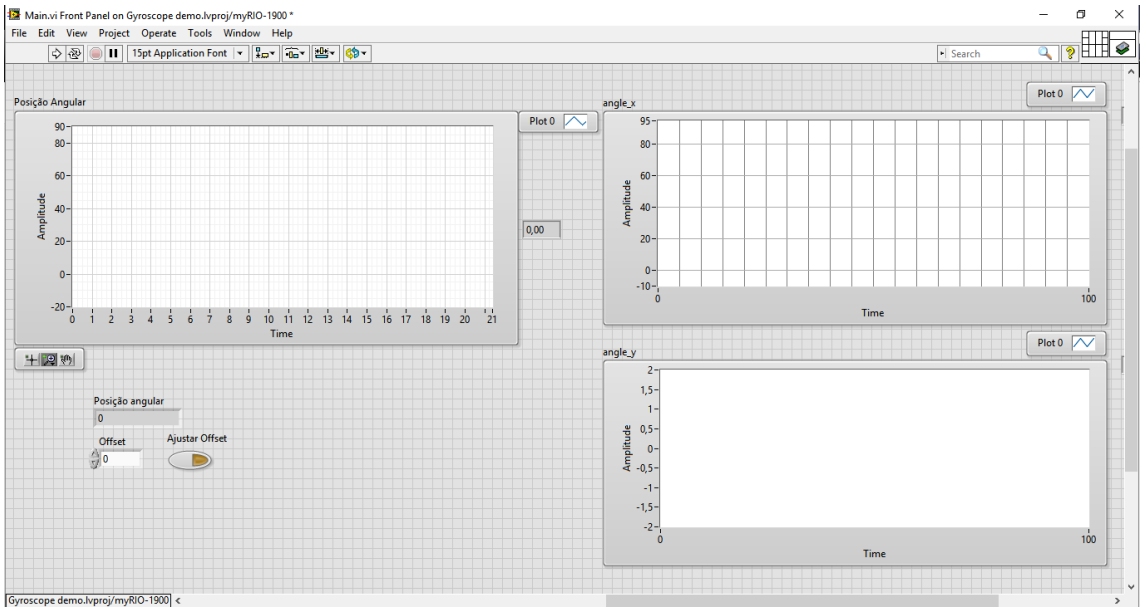
Depois da obtenção de todos os valores necessários para implementação do filtro de Kalman, o desempenho do conjunto IMU/filtro foi testado em comparação à barra instrumentada de Sanches (2013), mostrada na Figura 19. Então, desenvolveu-se um programa, cuja interface é mostrada na Figura 20, para que a plataforma myRIO-1900 fizesse as aquisições dos sinais dos sensores da barra instrumentada e, simultaneamente, dos dados da IMU.

Figura 19 – Barra instrumentada de Sanches (2013).



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 20 – Interface para exibição da posição angular medida pela barra instrumentada (gráfico a esquerda) e pela IMU (gráficos a direita).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Foram realizadas dois conjuntos de testes, cada um com 10 repetições, com a IMU acoplada à barra instrumentada. O protocolo de testes para o primeiro conjunto foi posicionar o sensor de forma que o eixo X dos giroscópios e acelerômetros estivesse paralelo ao movimento de rotação e, portanto, o deslocamento angular medido seria em torno desse eixo. Na Figura 21, observa-se a disposição da IMU junto a barra.

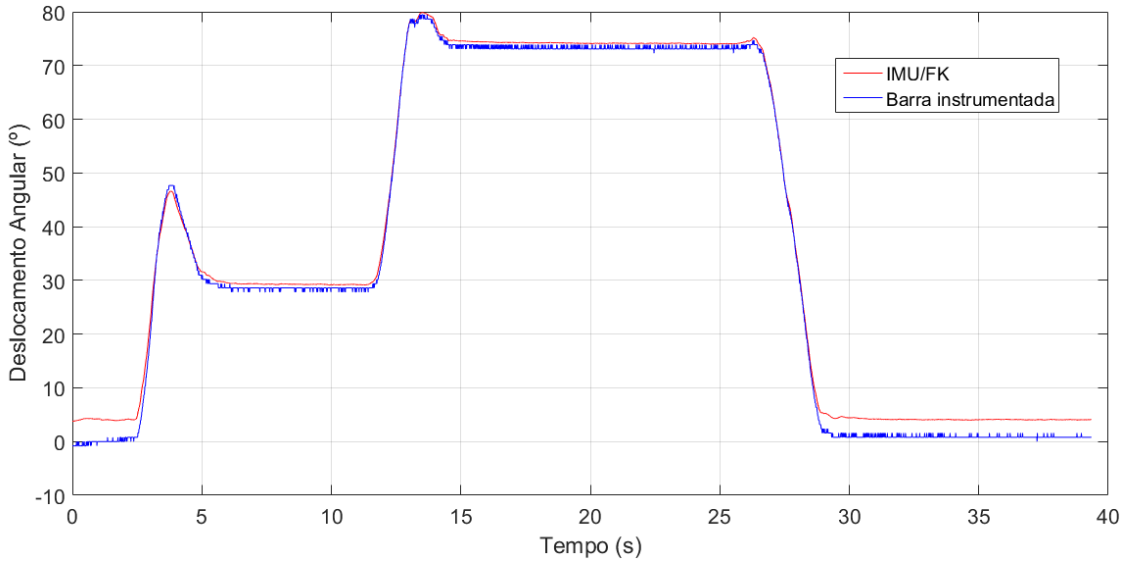
Figura 21 – Montagem para testes da IMU na barra instrumentada.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Devido a forma que os ângulos com dados dos acelerômetros são calculados, conforme as equações (1) e (2), a orientação dos sensores pode causar o surgimento de incongruências.

Durante os testes do primeiro conjunto, a IMU foi posicionada perpendicularmente ao chão. Dessa forma, deveria medir, em repouso, um deslocamento de 90º em torno do eixo X. Entretanto, o resultado obtido diverge uma vez que para o ângulo de 90º existe uma descontinuidade na tangente, que deveria ter valor infinito, e não pode ser medido com os acelerômetros pois nenhum deles irá medir um valor nulo, devido a ruídos e erros de ortogonalidade dos sensores. Essa ocorrência pode ser observada na Figura 22. Nota-se que apenas para os valores onde a medição deveria ser 0º aparece um *offset*.

Figura 22 – Comparação das medições entre barra instrumentada e o IMU/FK, com a presença de erro na posição de 0º.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Devido a essa diferença de cálculo em 0º, há o acréscimo do erro médio e desvio padrão. O valor de ângulo calculado através dos acelerômetros é mostrado próximo de 87º, quando deveria ser 90º, fazendo com que o sistema apresente um erro de aproximadamente 3º. Na Tabela 3 estão organizados alguns dados para comparação entre os dois sistemas.

Tabela 3 – Valores de erro médio, desvio padrão e erro máximo médio na comparação da barra instrumentada e IMU/FK.

Erro médio	2,12º
Desvio padrão médio	1,26º
Erro máximo	5,26º

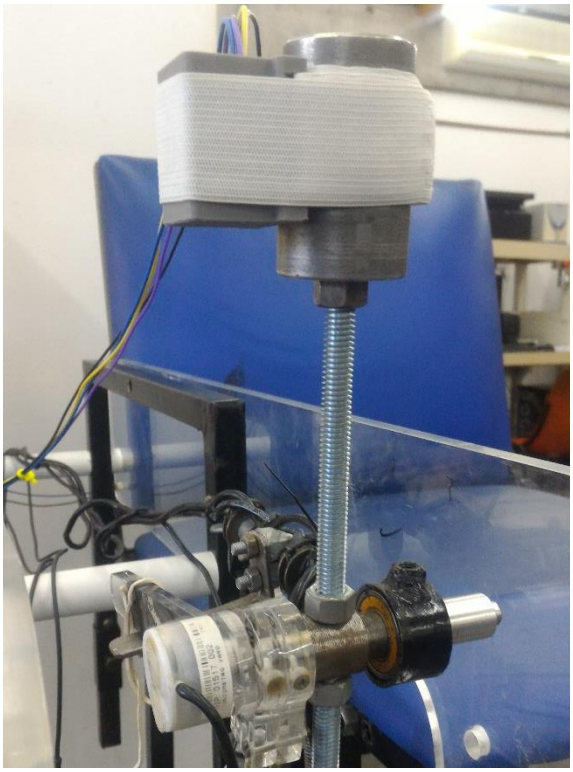
Fonte: Elaborado pelo autor.

Ainda assim, observa-se que o erro médio e o desvio padrão foram pequenos. Espera-se que nos próximos testes, ao rearranjar a disposição da IMU será possível obter erros menores, ou seja, um desempenho superior.

Objetivando-se melhorar a estimação da posição angular, o segundo conjunto de testes foi realizado. Nessa etapa, foi construído um suporte para a IMU com impressão 3D, permitindo que o sensor fosse colocado paralelo ao chão, conforme mostrado na

Figura 23. Assim, em repouso deve indicar inclinação nula, pois pelas equações (1) e (2), o sensor indicará que não haverá inclinação quando estiver paralelo ao chão.

Figura 23 – Montagem da IMU em horizontal com suporte, na barra instrumentada



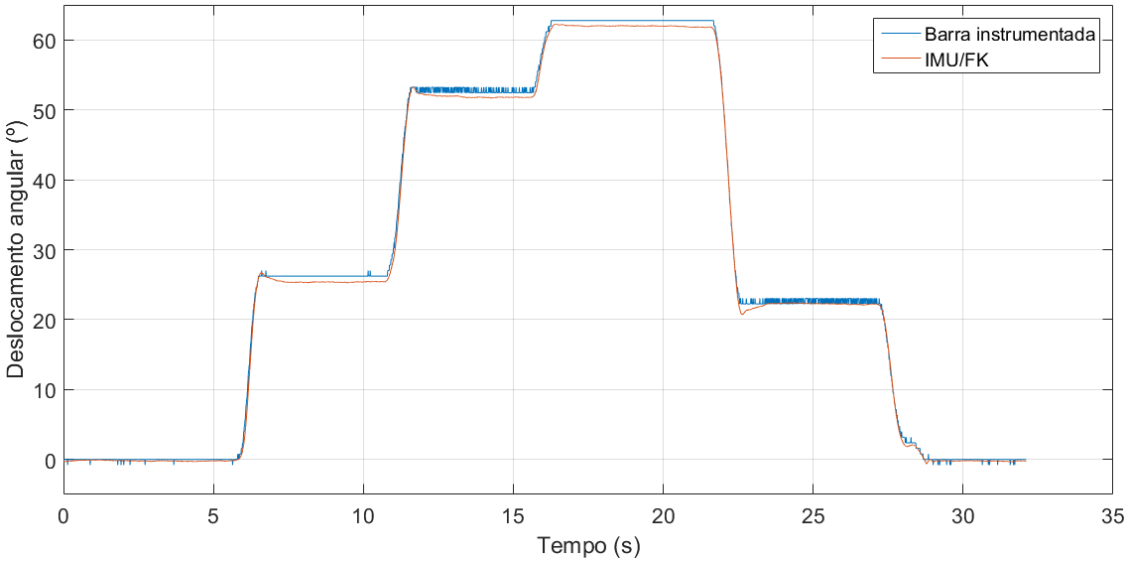
Fonte: Elaborado pelo autor.

O uso do suporte para a IMU ajuda a evitar que surjam erros devido a movimentação do sensor, tornando os dados mais confiáveis. Além disso, durante a confecção foi levado em consideração o possível uso futuro do mesmo em testes com pacientes. O desenho foi feito para maior conforto no usuário.

Após a mudança da posição da IMU, foram realizados novos testes. Na Figura 24 é apresentado o resultado de um dos 10 testes realizados. Observa-se que o sinal da nova instrumentação é muito próximo da referência (barra instrumentada).

Nota-se que o erro na medição da posição de repouso, apresentado no primeiro conjunto de testes, foi eliminado. O ponto que mostrar maior divergência entre as duas curvas ocorre quando há um deslocamento muito rápido devido à inércia dos sensores, mas que é rapidamente resolvida pelo algoritmo, voltando a uma estimativa muito próxima do valor indicado pela barra instrumentada.

Figura 24 – Nova medição de posição angular com o conjunto IMU/FK em comparação a barra instrumentada.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Nota-se que o erro na medição da posição de repouso, apresentado no primeiro conjunto de testes, foi eliminado. O ponto que mostrar maior divergência entre as duas curvas ocorre quando há um deslocamento muito rápido devido à inércia dos sensores, mas que é rapidamente resolvida pelo algoritmo, voltando a uma estimativa muito próxima do valor indicado pela barra instrumentada.

Contudo, os resultados dos testes apresentados na Tabela 4 são satisfatórios, com valores de correlação maiores que 99% com o dispositivo de referência e erro médio inferior a 0,5º. Os valores obtidos indicam que as medições realizadas pelo sistema de IMU/FK tem desempenho semelhante ao da barra instrumentada.

Mesmo com essa disposição física dos elementos, é possível que a IMU fique perpendicular ao chão. Entretanto, nas condições normais dos testes de estimulação elétrica funcional, os movimentos são contidos e o ângulo medido é inferior a 90º, situação em que o sensor está perpendicular ao solo.

Tabela 4 – Valores médios do erro, desvio padrão, erro máximo e índice de correlação do segundo conjunto de testes.

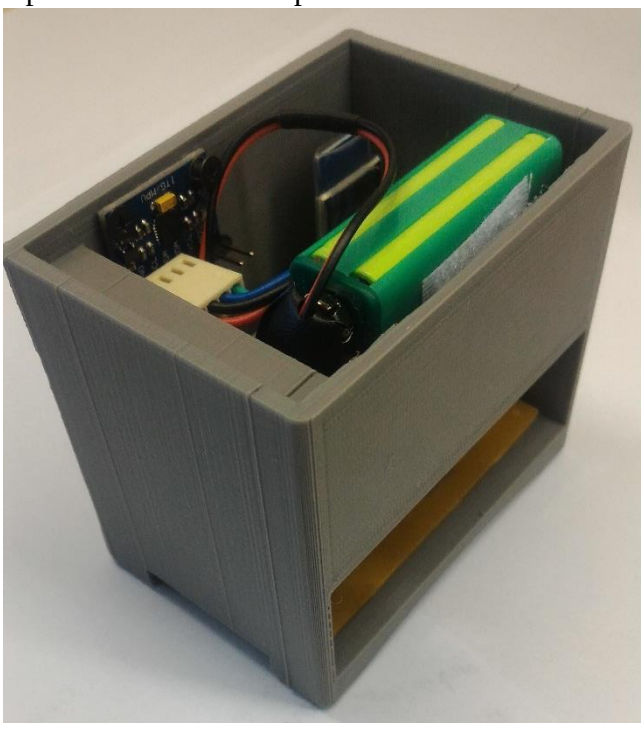
Erro médio	-0,4684º
Desvio padrão médio	0,4783º
Erro máximo	1,2855º
Índice de correlação	0,9998

Fonte: Elaborando pelo autor.

Com base nos resultados obtidos anteriormente foi possível inferir que a IMU consegue manter desempenho de medição semelhante à barra instrumentada. Assim, como demonstrado na Seção 5.4, foi implementada uma interface para comunicação sem fio, com tecnologia *bluetooth 4.0 BLE*.

Foi realizado outro conjunto de dez testes usando o Módulo de Comunicação ao invés dos cabos. Para facilitar a utilização do sensor foi confeccionado outro suporte para o Módulo e evitar erros pela movimentação do mesmo, mostrado na Figura 25.

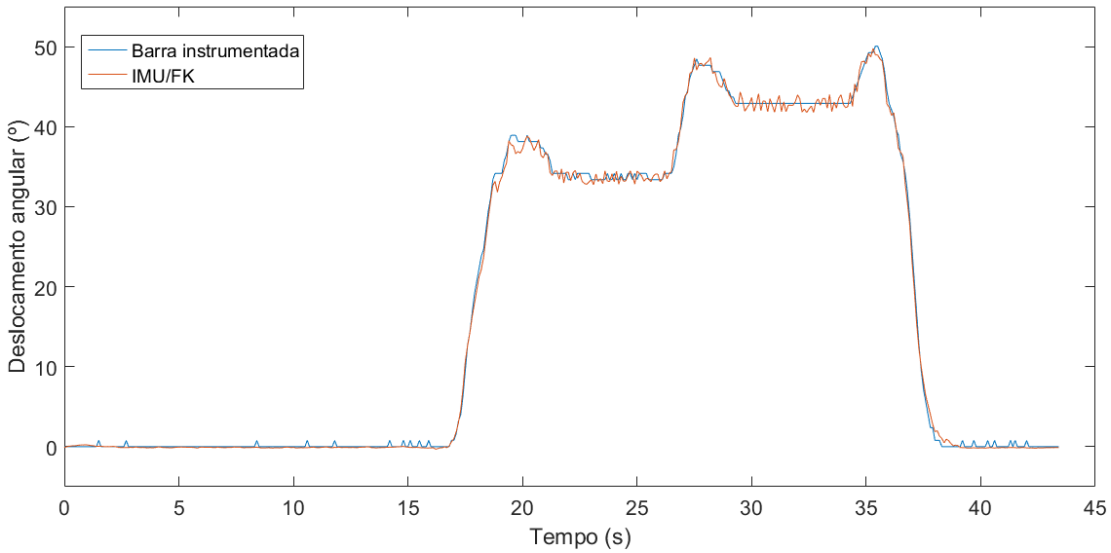
Figura 25 – Suporte confeccionado para o Módulo de Comunicação.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 26 pode-se observar o resultado de um dos testes realizados. É notória a redução do desempenho do sistema, já que as estimativas do filtro de Kalman são mais erráticas e oscilam em torno da referência.

Figura 26 – Teste de desempenho do conjunto IMU/FK com Módulo de Comunicação.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O motivo principal que levou a perda de performance foi a diminuição da frequência de amostragem, necessária para evitar *jitter*. Como o equipamento de estimulação elétrica funcional opera na frequência de 50 Hz, para aplicação do sinal e leitura do sinal de realimentação, nos testes de comparação anteriores foi utilizada a mesma frequência para uma situação mais parecida com o de um teste com FES. Devido a limitações na comunicação, foi preciso reduzir a frequência para 5 Hz.

Essa redução fez com que o filtro se tornasse mais instável, não oferecendo uma estimativa ótima. Entretanto, como pode ser constatado na Tabela 5 não houve uma redução tão grande de desempenho, visto que foram tomadas as médias de vários testes.

Ainda assim, o fato de que a frequência de amostragem foi reduzida drasticamente torna impossível o uso do equipamento para os trabalhos de FES, que requer funcionamento em tempo real na frequência de estimulação (50 Hz). Para situações em que a frequência de amostragem obtida (5 Hz) é suficiente, pode-se afirmar que o equipamento é uma boa opção de instrumentação.

Tabela 5 – Valores médios do erro, desvio padrão, erro máximo e índice de correlação do conjunto de testes com o Módulo de Comunicação.

Erro médio	-0,8554º
Desvio padrão médio	0,6035º
Erro máximo	2,1322º
Índice de correlação	0,9950

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em todos protocolos de testes, o conjunto barra/IMU foi movido com as mãos, emulando o movimento das pernas de um voluntário. Saindo da posição de repouso, o conjunto foi movido até um deslocamento angular máximo de aproximadamente 70º, deslocamento angular máximo permitido pelos softwares em testes de eletroestimulação, ficando em repouso por alguns instantes em posições aleatórias ao longo do movimento.

7 CONCLUSÕES

No presente trabalho foi implementado um sistema para rastreamento da posição de membros inferiores. Com ele realizou-se estimações de posição angular com desempenho semelhante ao sistema de referência, utilizando-se uma IMU de baixo custo, para realizar as medições de velocidade e posição angular, e um algoritmo de filtro de Kalman, de forma que as limitações dos sensores sejam reduzidas.

As IMUs de tecnologia MEMS apresentam como grandes vantagens o volume e peso reduzidos, tornando possível sua utilização para sistemas embarcados. Entretanto, foi observado que outras características dificultam seu uso, como os sinais de saída ruidosos e a presença de *bias* e *drift*, que deterioram a qualidade dos sinais de saída desses sensores.

Para mitigar as características indesejadas dos sensores, o algoritmo de filtro de Kalman foi implementado para realizar a fusão sensorial entre os giroscópios e os acelerômetros da IMU. A partir das leituras imprecisas e ruidosas dos sensores foi possível obter um sinal limpo e mais próximo do valor esperado, podendo-se afirmar que o desempenho do filtro foi satisfatório.

A realização dos testes estáticos possibilitou observar as características marcantes dos sensores, suas problemáticas, e, principalmente, caracterizar o ruído de processo necessário para a implementação do filtro de Kalman.

O primeiro conjunto dos testes de comparação foi essencial para demonstrar e entender os efeitos da disposição do sensor. Devido à forma como são calculados os ângulos de inclinação, foram acrescidos erros às medições realizadas.

O segundo conjunto dos testes de comparação promoveu uma situação propensa a avaliação do desempenho do sistema IMU/FK. Tomando como referência a barra instrumentada, o equipamento proposto alcançou uma diferença média de valor aferido menor que um grau e correlação entre as medições de 99%.

Ao utilizar o Módulo de Comunicação percebeu-se a redução no desempenho do sistema proposto. A necessidade de reduzir a frequência de amostragem causou impacto negativo na qualidade das estimativas do filtro de Kalman, ainda que os dados estatísticos mostrem que ainda há grande concordância entre os resultados obtidos e os obtidos com o sistema de referência.

Visando melhorar o desempenho, em trabalhos futuros, sugere-se mudar a tecnologia de comunicação sem fio utilizada, a forma como o protocolo foi implementado

e uma revisão do funcionamento do filtro com baixa frequência de amostragem, ou ainda a utilização de outra tecnologia, como sistemas ópticos, para mensurar o movimento.

REFERÊNCIAS

ADAMS, T. M.; LAYTON, R. A. **Introductory MEMS:** fabrication and applications. Dordrecht: Springer Science & Business Media, 2009.

AGNE, J. E. **Eletroterapia**: teoria e prática. Santa Maria: Orium, 2005.

AGUIRRE, L. A. **Introdução à identificação de sistemas–Técnicas lineares e não-lineares aplicadas a sistemas reais**. 4. ed. Belo Horizonte: Editora UFMG, 2015.

BENNETT, C. L.; ODOM, C.; BEN-ASHER, M. Knee angle estimation based on imu data and artificial neural networks. In: BIOMEDICAL ENGINEERING CONFERENCE (SBEC), 29th., 2013, Southern. **Proceedings…** Pistacaway: IEEE, 2013. p. 111-112.

BROWN, R. G.; HWANG, P. Y. C. **Introduction to random signals and applied Kalman filtering: with MATLAB exercises and solutions**. 4. ed. Nova York: Wiley, 2012.

CHOUDHARY, V.; INIEWSKI, K. (Ed.). **Mems:** fundamental technology and applications. Boca Raton: CRC, 2013.

FARIA, U. C. **Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares.** 2006. 199 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2006.

FERRARIN, M. et al. Model-based control of FES-induced single joint movements. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Pistacaway, v. 9, n. 3, p. 245-257, 2001.

FISHER, C. J. **Using an accelerometer for inclination sensing.** [S. l.]: AN-1057, Application note, Analog Devices, 2010.

GHODSSI, R.; LIN, P. (Ed.). **MEMS materials and processes handbook**. Dordrecht: Springer Science & Business Media, 2011.

INVENSENSE. **MPU:** 6000 and MPU: 6050 Product Specification Revision 3.4. California, 2013a. 52 f.

INVENSENSE. **MPU:** 6000 and MPU: 6050 Register Map and Descriptions Revision 4.2. Califórnia, 2013b. 46 f.

JN HUAMAO. **Bluetooth 4.0 BLE module datasheet**. [S. l.], 2017. Disponível em <http://www.jnhuamao.cn/bluetooth.asp?id=1 >. Acesso em: 03 out. 2017.

KALMAN, R. E. A new approach to linear filtering and prediction problems. **Journal of Basic Engineering**, New York, v. 82, n. 1, p. 35-45, 1960.

KOZAN, R. F. **Controle da perna de pessoas hígidas utilizando um controlador PID**. 2012. 96 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Ilha Solteira, 2012.

KOZAN, R. F. **Sistema de estimulação elétrica funcional para controle da posição da perna utilizando controlador LQG/LTR**. 144 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Ilha Solteira, 2016.

LAW, L. A. F.; SHIELDS, R. K. Predicting human chronically paralyzed muscle force: a comparison of three mathematical models. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 100, n. 3, p. 1027-1036, 2006.

LEONDES, C. T. (Ed.). **Mems/nems:(1) handbook techniques and applications design methods,(2) fabrication techniques,(3) manufacturing methods,(4) sensors and actuators,(5) medical applications and MOEMS**. Dordrecht: Springer Science & Business Media, 2007.

MALUF, N.; WILLIAMS, K. **An introduction to microelectromechanical systems engineering**. Boston: Artech House, 2004.

MCGINNIS, R. S. et al. Accuracy of femur angles estimated by IMUs during clinical procedures used to diagnose femoroacetabular impingement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Pistacaway, v. 62, n. 6, p. 1503-1513, 2015.

MORI, A. M. **O uso de sistema inercial para apoiar a navegação autônoma**. 180 f. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

MÜLLER, P. et al. Alignment-free, self-calibrating elbow angles measurement using inertial sensors. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, Pistacaway, v. 21, n. 2, p. 312-319, 2017.

NATIONAL INSTRUMENTS. f**rom student to engineer: preparing future innovators with the NI LabVIEW RIO architecture**. [S. l.], 2014. Disponível em <http://www.ni.com/white-paper/52093/en/>. Acesso em: 23 jul. 2017.

NATIONAL INSTRUMENTS. **User Guide and Specifications NI myRIO-1900**. [S. l.], 2016. 32 f.

PETROFSKY, J. S. Electrical stimulation: neurophysiological basis and application. **Basic Appl Myol**, [S. l.], v. 14, n. 4, p. 205-213, 2004.

POPOVIC, Milos R. et al. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, Pistcaway, v. 20, n. 1, p. 82-93, 2001.

REIS, G. L. **Controle de um manipulador robótico utilizando sensores inerciais e eletromiografia**. 2014. 121 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de São João del-Rei, São João del-Rei, 2014.

ROBINSON A. J.; SNYDER-MACKLER, L. **Estimulação elétrica do músculo: técnicas e aplicações**. Porto Alegre: Artmed; 2001.

SENE, M. O. **Efeitos da estimulação elétrica neuromuscular sobre o gasto energético de lesados medulares**. 2003. 134 f. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2003

SYSTEM PLUS CONSULTING; KNOWMADE. **9-Axis MEMS IMU technology and patente infringement risk analysis**. [S. l.], 2014. Disponível em <http://www.systemplus.fr/wp-content/uploads/2014/09/SK14001_9_Axis_MEMS_IMU_Technology-and-Patents_flyer.pdf>. Acesso em 18 julho 2017.

SABATINI, A. M. et al. Assessment of walking features from foot inertial sensing. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Pistcaway, v. 52, n. 3, p. 486-494, 2005.

SANCHES, M. A. A. **Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos em paraplégicos**. 2013. 184 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Ilha Solteira, 2013.

SANTANA, D. D. S. **Estimação de trajetórias terrestres utilizando unidade de medição inercial de baixo custo e fusão sensorial**. 2006. 159 f. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

SHARMA, N.; DANI, A. Nonlinear estimation of gait kinematics during functional electrical stimulation and orthosis-based walking. In: AMERICAN CONTROL CONFERENCE (ACC), 2014, [S. l.]. **Proceedings…** Pistcaway: IEEE, 2014. p. 4778-4783.

ZIHAJEHZADEH, S.; PARK, E. J. A novel biomechanical model-aided IMU/UWB fusion for magnetometer-free lower body motion capture. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems**, Pistacaway, v. 47, n. 6, p. 927-938, 2017

YUN, X.; BACHMANN, E. R. Design, implementation, and experimental results of a quaternion-based Kalman filter for human body motion tracking. **IEEE Transactions on Robotics**, Pistacaway, v. 22, n. 6, p. 1216-1227, 2006.