

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

**DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA EMBARCADO
DE UMA PRÓTESE ROBÓTICA PARA
AMPUTADOS TRANSFEMURAIIS**

Por,
Caio Gustavo Mesquita Ângelo

Brasília, dezembro de 2012



**ENGENHARIA
MECATRÔNICA**
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia
Curso de Graduação em Engenharia de Controle e Automação

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA EMBARCADO
DE UMA PRÓTESE ROBÓTICA PARA
AMPUTADOS TRANSFEMURAIIS

Por,
Caio Gustavo Mesquita Ângelo

*Relatório submetido como requisito parcial de obtenção
de grau de Engenheiro de Controle e Automação*

Banca Examinadora

Prof. Antônio Padilha Lanari Bó, ENE/UnB _____
Orientador

Prof. Lélío Ribeiro Soares Júnior, ENE/UnB _____
Examinador interno

Prof.^a Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, _____
FGA/UnB
Examinador externo

Brasília, dezembro de 2012

FICHA CATALOGRÁFICA

ANGELO, CAIO GUSTAVO MESQUITA

Desenvolvimento do sistema embarcado de uma prótese robótica para amputados transfemurais, [Distrito Federal] 2012.

ix, 64p., 210 x 297 mm (FT/UnB, Engenheiro, Engenharia de Controle e Automação, 2012). Trabalho de Graduação – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

- | | |
|-------------------------------|-------------------|
| 1. Prótese de membro inferior | 2. Instrumentação |
| 3. Sistemas embarcados | |
| I. Mecatrônica/FT/UnB | |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ÂNGELO, C. G. M., (2012). Desenvolvimento do sistema embarcado de uma prótese robótica para amputados transfemurais. Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Publicação FT.TG-nº008/2012, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 64p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Caio Gustavo Mesquita Ângelo

TÍTULO DO TRABALHO DE GRADUAÇÃO: Desenvolvimento do sistema embarcado de uma prótese robótica para amputados transfemurais.

GRAU: Engenheiro

ANO: 2012

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste Trabalho de Graduação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desse Trabalho de Graduação pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Caio Gustavo Mesquita Ângelo

LARA - Laboratório de Automação e Robótica - Prédio SG-11

Departamento de Engenharia Elétrica (ENE) - FT

Universidade de Brasília (UnB) - *Campus* Darcy Ribeiro

CEP 70919-970 - Brasília - DF - Brasil

Dedicatória

Aos meus pais, Delmon e Rúbia.

Caio Gustavo Mesquita Ângelo

Agradecimentos

Eu não teria feito este trabalho, se estivesse sozinho. Pelo meu percurso de vida até chegar aqui, obtive apoio de diversas pessoas, que me ajudaram de formas diferentes em maior ou menor grau. E a elas tenho a honra de agradecer nesta página.

Antes de me dirigir a essas pessoas, quero agradecer a Deus, por proporcionar tudo que está a minha volta. Toda a “sorte” que tive em minha vida não é mera coincidência, e devo isso a Ele.

Em especial, agradeço a meus pais, Rúbia e Delmon, por todas as formas de apoio possíveis, desde o moral ao financeiro. O amor que me deram contribuiu fortemente a me tornar quem sou e, naturalmente, ter chegado até aqui. Ao restante da minha família eu dou também meu “obrigado”, por terem sido parte importante no meu crescimento.

Agradeço também ao Prof. Geovany Araújo Borges, por ter me dado a oportunidade de realizar este trabalho, e ao meu orientador Prof. Antônio Padilha Lanari Bó, que acompanhou de perto o desenvolvimento do meu trabalho. Aos demais docentes da UnB que fizeram parte da minha formação, meus mais sinceros agradecimentos, principalmente àqueles que se empenharam em seu papel de professor.

Eu não poderia deixar de agradecer também a todos os meus amigos e colegas, de curso e do LARA, que participaram de alguma forma dessa minha caminhada, seja compartilhando as mesmas experiências acadêmicas, seja me apoiando nessa trajetória. Em especial, agradeço ao Felipe Brandão, que forneceu grande apoio técnico ao meu trabalho, e ao Murilo Marinho e ao André Teles, por terem me ajudado de alguma forma na elaboração deste manuscrito.

Caio Gustavo Mesquita Ângelo

RESUMO

Este trabalho está inserido no projeto, em andamento no Laboratório de Automação e Robótica (LARA) da Universidade de Brasília, que visa o desenvolvimento de próteses robóticas transtibiais e transfemorais. Os objetivos deste trabalho incluem a instrumentação do primeiro protótipo de prótese transfemural atuada apenas no joelho, o desenvolvimento de um *software* inicial, capaz de realizar a comunicação do processador com os periféricos e uma interface de usuário para registro e visualização de dados, e a calibração da unidade de medição inercial utilizada na prótese. Para embasar o trabalho, é realizada revisão bibliográfica de conceitos fundamentais da biomecânica da marcha e do estado da arte das próteses. A primeira fase do desenvolvimento do sistema embarcado consiste na escolha dos principais componentes integrantes do sistema, no projeto dos circuitos eletrônicos e no desenho das placas de circuito impresso para fabricação. Em seguida, a implementação do *software* embarcado proposto e a calibração dos sensores inerciais são realizados com o apoio de uma plataforma de testes montada para simular parte do sistema proposto. Os resultados obtidos da calibração, assim como as características do *software* e o projeto das placas são apresentados.

Palavras Chave: Prótese, joelho, instrumentação, *software* embarcado, calibração de sensores inerciais.

ABSTRACT

This work is part of the project, in course at Automation and Robotics Laboratory (LARA) in University of Brasília, which aims to develop robotic transtibial and transfemoral prostheses. This work's objectives include the instrumentation of the first transfemoral prosthesis actuated only at the knee, the development of a initial software, which is capable of performing the communication between the processor and the peripherals and a user interface for recording and viewing data, and the calibration of the inertial measurement unit used in the prosthesis. To support this work, a literature review of basic concepts of the biomechanics of gait and the state-of-the-art in prostheses is performed. The first phase of the development of the embedded system consists in the choice of the main components of the system, the project of the electronic circuitry and the design of the printed circuit boards to be manufactured. Then, the implementation of the proposed embedded software and the calibration of the inertial sensors are done with the support of a test platform created to simulate part of the proposed system. The results obtained from the calibration, as well as the software's characteristics and the design of the boards are presented.

Keywords: Prosthesis, knee, instrumentation, embedded software, calibration of inertial sensors.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	2
1.3	OBJETIVOS DO PROJETO	2
1.4	RESULTADOS OBTIDOS	3
1.5	APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO	4
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1	BIOMECÂNICA DA MARCHA	5
2.1.1	CONCEITOS FUNDAMENTAIS EM BIOMECÂNICA	5
2.1.2	MARCHA HUMANA	5
2.2	PRÓTESES DE MEMBRO INFERIOR	6
2.2.1	CONCEITOS E COMPONENTES FUNDAMENTAIS	6
2.2.2	PRÓTESES MICROPROCESSADAS	11
2.3	SENSORIAMENTO	14
2.3.1	SENSORES	15
2.3.2	CALIBRAÇÃO DOS SENSORES DA UMI	18
3	DESENVOLVIMENTO DA PRÓTESE INSTRUMENTADA	21
3.1	INTRODUÇÃO	21
3.2	SOLUÇÃO MECÂNICA	22
3.3	DEFINIÇÃO DOS COMPONENTES PRINCIPAIS	22
3.3.1	MÓDULO CENTRAL DE PROCESSAMENTO	24
3.3.2	SENSOR DE POSIÇÃO ANGULAR	25
3.3.3	UNIDADE DE MEDIÇÃO INERCIAL (UMI)	26
3.3.4	SENSOR DE FORÇA/TORQUE	28
3.4	PROJETO DOS CIRCUITOS ELETRÔNICOS	30
3.4.1	ARQUITETURA ELETRÔNICA	30
3.4.2	CONVERSORES DE NÍVEL LÓGICO	32
3.4.3	CONVERSORES ANALÓGICO-DIGITAL (ADC) E DIGITAL-ANALÓGICO (DAC)	32
3.4.4	INTERFACE GUMSTIX-PC	34
3.4.5	CONDICIONAMENTO DOS SINAIS DA CÉLULA DE CARGA	34
3.4.6	ACIONAMENTO DO ATUADOR MAGNETO-REOLÓGICO	37
3.4.7	ALIMENTAÇÃO	38

3.5	PROJETO DAS PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO	39
3.5.1	RESTRIÇÃO MECÂNICA	39
3.5.2	PRINCÍPIOS DE PROJETO	39
3.5.3	CONECTORES	41
3.5.4	COMENTÁRIOS TÉCNICOS RELEVANTES.....	41
4	DESENVOLVIMENTO DE <i>Software</i>	43
4.1	INTRODUÇÃO	43
4.2	ARQUITETURA DE <i>Software</i>	43
4.3	IMPLEMENTAÇÃO.....	44
4.3.1	INTERFACE DE USUÁRIO	44
4.3.2	COMUNICAÇÃO COM OS PERIFÉRICOS	45
4.3.3	CALIBRAÇÃO DA UMI	46
4.4	EXPERIMENTAÇÃO	46
4.4.1	PLATAFORMA DE TESTES	46
4.4.2	CALIBRAÇÃO DA UMI	47
4.4.3	ENSAIO DE VALIDAÇÃO DA CALIBRAÇÃO DO ACELERÔMETRO	51
5	CONCLUSÕES	53
5.1	RESULTADOS OBTIDOS	53
5.2	TRABALHOS FUTUROS.....	54
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	55
	APÊNDICES.....	59
I	ESQUEMÁTICOS E <i>Layouts</i> DAS PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO	61
II	DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD	67

LISTA DE FIGURAS

2.1	Planos em relação ao corpo humano. Retirada de [1].	6
2.2	Etapas da marcha. Adaptada de [2].	7
2.3	Um dos modelos Flex-Foot: Assure. (Fonte: Össur).	8
2.4	Prótese desenvolvida anteriormente no LARA. Retirada de [3].	8
2.5	(a) Montagem de Greissinger (b) Tornozelo hidráulico Mauch. Fotos retiradas de [4].	9
2.6	Estabilidade por alinhamento do eixo de carga AA_1 . Adaptada de [5].	10
2.7	Mecanismos de joelho policêntricos. Retirada de [5].	10
2.8	Dispositivos de resistência à flexão do joelho. Retirada de [5].	11
2.9	Método CIC. Retirada de [6].	13
2.10	Método IEC. Retirada de [6].	13
2.11	Sensores de posição angular. (a) Potenciômetro (Adaptada de <i>allaboutcircuits.com</i>) (b) <i>Encoder</i> óptico incremental (Fonte: <i>labbookpages.co.uk</i>) (c) <i>Encoder</i> óptico ab- soluta (Fonte: <i>jeffreythompson.org</i>).	15
2.12	(a) Sensor FlexiForce da Tekscan (Fonte: Tekscan) (b) Célula de carga multiaxial da ATI (Fonte: ATI).	16
3.1	Solução mecânica proposta.	23
3.2	Gumstix Overo Fire (Fonte: <i>gumstix.com</i>).	24
3.3	Placa de expansão Pinto-TH (Fonte: <i>gumstix.com</i>).	25
3.4	<i>Encoder</i> absoluto AMT203. Retirada do <i>datasheet</i> do AMT203.	26
3.5	UMI 9GDL da Sparkfun código SEN-10724 (Fonte: <i>sparkfun.com</i>).	28
3.6	Sensor de força/torque 6GDL M3223. Adaptada do <i>datasheet</i> da M3223.	29
3.7	Esquema da arquitetura eletrônica das placas de interface e de instrumentação.	31
3.8	Arquitetura eletrônica detalhada das duas placas projetadas.	33
3.9	Esquemático do circuito de condicionamento de um sinal da célula de carga.	35
3.10	Circuito de acionamento do atuador magneto-reológico.	37
3.11	Localização da caixa com a eletrônica embarcada na prótese do joelho.	40
4.1	Estrutura do <i>Software</i> .	44
4.2	Exemplo de visualização geral do usuário.	45
4.3	Esquemático da plataforma de testes.	47
4.4	Plataforma de testes.	48
4.5	Aquisição dos valores brutos do acelerômetro durante o procedimento de calibração.	49
4.6	Aquisição dos valores brutos do magnetômetro durante o procedimento de calibração.	50
4.7	Resultado da dupla integração da aceleração sem calibração.	51

4.8	Resultado da dupla integração da aceleração com calibração. Deslocamento medido em Z e em X no mínimo 50 vezes menor que no ensaio sem calibração.	52
I.1	Parte 1 do esquemático da placa de interface.	62
I.2	Parte 2 do esquemático da placa de interface.	63
I.3	Placa de interface.	64
I.4	Esquemático da placa de instrumentação.	65
I.5	Placa de instrumentação.	66

LISTA DE TABELAS

3.1	Especificações do Gumstix Overo Fire.	24
3.2	Especificações do AMT203.	26
3.3	Especificações do ADXL345.....	27
3.4	Especificações do ITG3200.	27
3.5	Especificações do HMC5883L.....	27
3.6	Especificações da célula de carga M3223 da Sunrise Instruments.	29
3.7	Especificações do amplificador de instrumentação AD620A.	35
3.8	Valores das medidas da célula de carga.	37
4.1	Parâmetros de calibração da UMI para os valores brutos de medição.....	48

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

F	Força	[N]
M	Torque	[Nm]
G	Ganho	
R	Resistência	[Ω]

Símbolos Gregos

ω	Velocidade angular	[rad/s]
δ	Varição, erro, incerteza	

Grupos Adimensionais

\bar{v}	Vetor na forma de matriz coluna
$\vec{\theta}, \vec{c}$	Vetor

Subscritos

ref	referência
OSI	<i>Offset Input</i>
X, Y, Z	Relativo ao eixo X, Y ou Z
G	Relativo ao ganho G

Siglas

UnB	Universidade de Brasília
LARA	Laboratório de Automação e Robótica
FCE	Faculdade de Ceilândia
FGA	Faculdade do Gama
CD	Disco Compacto (<i>Compact Disk</i>)
SACH	<i>Solid Ankle Cushion Heel</i>
CRI	Centro de Rotação Instantâneo
CIC	Controle computacional intrínseco (<i>Computational Intrinsic Control</i>)
IEC	Controle interativo extrínseco (<i>Interactive Extrinsic Control</i>)
SMEM	Sistema Micro-Eleto-Mecânico
PC	Computador Pessoal (<i>Personal Computer</i>)
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
FTDI	<i>Future Technology Devices International Ltd.</i>
GDL	Graus de liberdade
CI	Circuito Integrado
PCI	Placa de Circuito Impresso
CS	Seletor de <i>Chip</i> (<i>Chip Select</i>)
PWM	Modulação por Largura de Pulso (<i>Pulse-Width Modulation</i>)
SPI	<i>Serial Peripheral Interface Bus</i>
I ² C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
A/D	Analógico Digital
D/A	Digital Analógico
SAR	<i>Successive Approximation Register</i>
SMD	<i>Surface Mount Device</i>
DIP	<i>Dual In-line Package</i>
LSB	Bit menos significativo (<i>Least Significant Bit</i>)
FINEP	Financiadora de Estudos e Projetos

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização

Amputação é a perda ou a retirada de um membro. No mundo, as amputações de membro inferior são muito comuns, tanto por motivos de doenças quanto traumáticos. As amputações por motivo de doença são realizadas em decorrência de diabetes, tumores e outras patologias. As amputações traumáticas, por sua vez, são comumente causadas por acidentes industriais e automobilísticos[7] e guerras. No Brasil, estima-se que sejam realizadas 13,9 amputações por 100.000 habitantes/ano, das quais 85% seriam de membro inferior[8], isso significa cerca de 24 mil amputações membro inferior por ano. A falta de um membro inferior incapacita sobremaneira o amputado em diversas atividades, por dificultar o próprio deslocamento.

Com o objetivo de devolver o máximo possível da habilidade de locomoção ao amputado, a área multidisciplinar da robótica de reabilitação estuda e desenvolve soluções de próteses que tentam substituir os membros perdidos.

Muitas foram as técnicas até hoje utilizadas para a confecção de juntas da perna. Para o joelho, em especial, foram desenvolvidos durante séculos vários mecanismos diferentes (monocêntrico ou policêntrico, dispositivos de frenagem, com uso ou não de molas ou amortecedores, etc). O uso de amortecedores ganhou espaço e os cilindros hidráulicos e os pistões pneumáticos foram muito explorados até o grande desenvolvimento da eletrônica. Computadores puderam ser embarcados às próteses, possibilitando controle em tempo real das resistências dos já consagrados atuadores hidráulicos e pneumáticos, além dos novos dispositivos que puderam ser usados, como motores elétricos e atuadores magneto-reológicos, contribuindo para uma marcha mais segura e natural ao amputado. Ainda assim, a tecnologia de próteses está em sua infância e, por isso, há muito a ser feito.

Contudo, no Brasil são produzidas apenas próteses passivas convencionais, que são bastante limitadas, restringindo a vida do usuário e o submetendo a desconfortos. As próteses controladas por computador, por sua vez, oferecem melhor qualidade de vida aos amputados de membro inferior. Porém, são muito caras, principalmente após a importação. Tendo isso em vista, o Laboratório de Robótica e Automação (LARA) criou um projeto para desenvolver uma prótese

ativa para amputados acima do joelho.

No LARA, foi desenvolvida prótese composta por três graus de liberdade (um no joelho e dois no tornozelo), atuados por motores elétricos e foi trabalhada por vários anos¹, permitindo alcançar diversos resultados do ponto de vista de controle. Contudo, ela nunca foi utilizada funcionalmente em um amputado. Um novo projeto surgiu com a proposta de desenvolver uma prótese que possa ser avaliada em uso para, inclusive, serem desenvolvidas técnicas de estimação e controle de marcha. E é no contexto desse novo projeto que este trabalho foi desenvolvido.

1.2 Definição do problema

O projeto no LARA tem por finalidade a proposta de próteses microprocessadas funcionais para amputados transtibiais e transfemorais, desde sua síntese mecânica e eletrônica até a pesquisa de algoritmos de estimação da marcha e detecção da intenção do usuário, além da avaliação clínica do uso da prótese em amputados. O projeto está sendo feito em parceria com a Fisioterapia da Faculdade de Ceilândia (FCE/UnB) e com a Faculdade do Gama (FGA/UnB). Trata-se portanto de um projeto complexo, em que muitas pessoas estão envolvidas.

Pelo projeto estar apenas se iniciando, precisou-se passar por todas as etapas de concepção e especificações, baseadas em extensa revisão bibliográfica acerca das possibilidades de projeto. Foi decidido que a prótese sofreria evolução no decorrer do tempo, à medida que os resultados anteriores fossem sendo validados, sempre buscando a funcionalidade em marcha real.

Em um primeiro momento, a prótese deve ser transfemural e atuada apenas no joelho. Definidos o mecanismo, o atuador e os principais tipos de sensores presentes, a implementação do projeto mecânico, eletrônico e de *software* é o próximo passo. Em seguida, serão incorporadas as demais peças: pé, tíbia e *socket*.

1.3 Objetivos do projeto

O objetivo a que se limita esse trabalho de graduação consiste em instrumentar o primeiro protótipo de prótese robótica em malha fechada e em implementar um conjunto mínimo de ferramentas de *software* embarcado que possibilite sua funcionalidade.

A instrumentação da prótese que o trabalho almeja consiste em:

1. Definir os componentes principais do sistema para sensoriamento, condicionamento e processamento;
2. Projetar os circuitos eletrônicos de interface com o processador, aquisição de dados e acionamento do atuador;
3. Projetar as placas de circuito impresso (PCI) para os circuitos eletrônicos projetados.

¹2004 a 2011 nos trabalhos [9], [10], [3], entre outros.

Quanto ao desenvolvimento de *Software*, objetiva-se:

1. Propor uma arquitetura de *Software* que permita adquirir dados dos sensores, executar algoritmos de estimação e controle e enviar comandos de atuação;
2. Implementar em C uma interface de usuário;
3. Implementar em C a comunicação com os periféricos;
4. Calibrar a unidade de medição inercial (UMI) utilizada na prótese.

Ao fim, deseja-se validar o trabalho desenvolvido.

1.4 Resultados obtidos

As placas de circuito impresso correspondentes à eletrônica projetada para a prótese foram projetadas com economia de espaço e com componentes adquiridos predominantemente em território nacional, o que era preferido no contexto de uso dos recursos do projeto. A eletrônica projetada será capaz de realizar o condicionamento dos sinais da célula de carga (único sensor analógico escolhido) e o acionamento do atuador, além de criar uma interface para uso da plataforma Gumstix, de acesso aos pinos a níveis lógicos de 3,3V e 5V no lugar dos originais 1,8V. O aumento do nível lógico, além de minimizar o prejuízo de ruídos no sinal, é necessário para a integração da placa da Gumstix com os demais componentes, que trabalham com 3,3V e 5V.

Além do projeto eletrônico, foram implementadas ferramentas de *software* (funções em C) que possibilitam a leitura de dados dos sensores e o envio de comandos de atuação, além de proporcionar uma interface de usuário.

Apesar do grande trabalho no desenvolvimento da eletrônica embarcada, não se pôde soldar os componentes eletrônicos às placas de circuito impresso projetadas, uma vez que isso dependia de encomendas nacionais e internacionais. Os componentes encomendados, porém, por causa de atrasos devido a processos burocráticos com relação aos recursos e às compras, não chegaram ao LARA antes da conclusão deste trabalho.

Em contrapartida, a implementação do sistema embarcado e a calibração da UMI puderam, em algum nível, ser testadas, graças à disponibilidade no LARA da plataforma Gumstix (para o microprocessamento) e da UMI. O *Software* até então feito pôde ser colocado à prova e ter seu funcionamento validado. A calibração dos sensores da UMI também pôde ser realizada e, para o acelerômetro, testada.

1.5 Apresentação do manuscrito

No Capítulo 2 é apresentada a revisão bibliográfica principal realizada pelo autor no contexto do projeto, tratando as tecnologias relacionadas às próteses de membro inferior, importante para a concepção inicial das próteses a serem desenvolvidas no projeto, e a metodologia de calibração da UMI.

A seguir, no Capítulo 3, são relatadas as etapas executadas do projeto relacionadas à instrumentação e ao projeto eletrônico, desde os requisitos básicos até a escolha dos dispositivos, o projeto dos circuitos eletrônicos e o projeto das placas de circuito impresso, além de apresentar o projeto mecânico proposto pela equipe.

O desenvolvimento do sistema embarcado e a calibração dos sensores da UMI são tratados no Capítulo 4, descrevendo a arquitetura de *Software* utilizada na implementação, a interface do usuário e esclarecendo os módulos de comunicação e calibração.

Por fim, este manuscrito é concluído no Capítulo 5.

Os materiais complementares, isto é, os projetos das PCIs e o conteúdo do CD, estão no Apêndice, ao final do manuscrito.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1 Biomecânica da marcha

2.1.1 Conceitos fundamentais em biomecânica

Antes de descrever a marcha humana, é importante expor alguns conceitos básicos em biomecânica.

Nessa área de estudo, utiliza-se a convenção de três planos relativos ao corpo humano: sagital, frontal e transversal. O plano sagital é qualquer plano paralelo ao plano sagital mediano, que divide o corpo humano em metades esquerda e direita. O plano frontal, por sua vez, é o plano maior que vai dos pés à cabeça e que é perpendicular ao plano sagital. Por último, o plano transversal é perpendicular aos outros dois. A Figura 2.1 esclarece cada um dos planos.

A tíbia é o osso mais importante do segmento da perna entre o tornozelo e o joelho. Por questão de nomenclatura, será utilizado o nome desse osso neste trabalho como representante do próprio segmento.

Quando se tratar de ângulos de juntas, durante a marcha, referir-se-á ao plano sagital. No caso do ângulo do joelho, será o de flexão, ou seja, o ângulo percorrido pela tíbia, partindo da extensão máxima (considerando que nesse caso, os dois grandes segmentos da perna estão paralelos). O ângulo do tornozelo, por sua vez, será em relação à posição de repouso do pé (perpendicular à tíbia).

2.1.2 Marcha humana

O ciclo de marcha é definido com a sequência simples de apoio e avanço de um único membro inferior. Esse ciclo é dividido em duas partes: apoio e balanço[11]. Em uma marcha normal (caminhada), a fase de apoio é maior que a de balanço, representando cerca de 60% da duração do ciclo[12], pois há períodos de duplo apoio, ao contrário da corrida, em que ocorre o contrário. A Figura 2.2 ilustra a marcha normal de um homem, cujas fases[2] são descritas a seguir.

A fase de apoio pode ser subdividido em cinco etapas. No contato inicial, o pé toca o chão

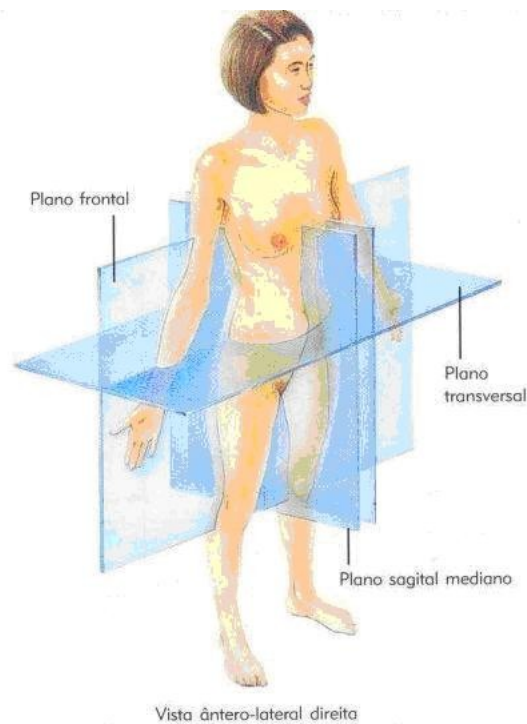


Figura 2.1: Planos em relação ao corpo humano. Retirada de [1].

(Figura 2.2(a)), preparando-se para a fase seguinte. Com a aterrissagem do pé (Figura 2.2(b)), ele absorve o impacto, cuja força de reação do solo chega a 130% do peso da pessoa, estando o pé oposto ainda apoiado. Na terceira etapa, já em apoio simples, o peso do corpo é transferido à sola do pé até chegar à posição mediana (Figura 2.2(c)), onde o tornozelo e o quadril estão em posição neutra e o joelho está apenas cerca de 5° flexionado, procurando assegurar a estabilidade enquanto a perna oposta em balanço passa à frente. A seguir, à medida que a pessoa avança, o pé recebe o peso mais na ponta, enquanto a perna oposta termina o balanço (Figura 2.2(d)). Por último, há o apoio duplo, terminando com a ponta do pé deixando de tocar o solo (Figura 2.2(e)).

Na fase de balanço, por sua vez, são identificadas três partes. No balanço inicial, o joelho atinge sua máxima flexão na marcha (65°), cuidando para que no avanço não haja arrastamento do pé no chão, haja visto que ele fica a menos de 1 cm do chão (Figura 2.2(f)). Na etapa posterior, o joelho se estende até a tibia ficar na posição vertical (Figura 2.2(g)). Na etapa final, o joelho continua se estendendo até o máximo (Figura 2.2(h)) e o tornozelo fica em posição natural (0°) já se preparando para a próxima aterrissagem, enquanto a tibia é desacelerada.

2.2 Próteses de membro inferior

2.2.1 Conceitos e componentes fundamentais

A busca pela melhor solução à perda de membros é milenar e, por isso, desenvolveram-se diversas montagens mecânicas que melhorassem de alguma forma a qualidade de vida do amputado. As próteses, dispositivos que visam reconstituir funcional e fisicamente partes do corpo humano

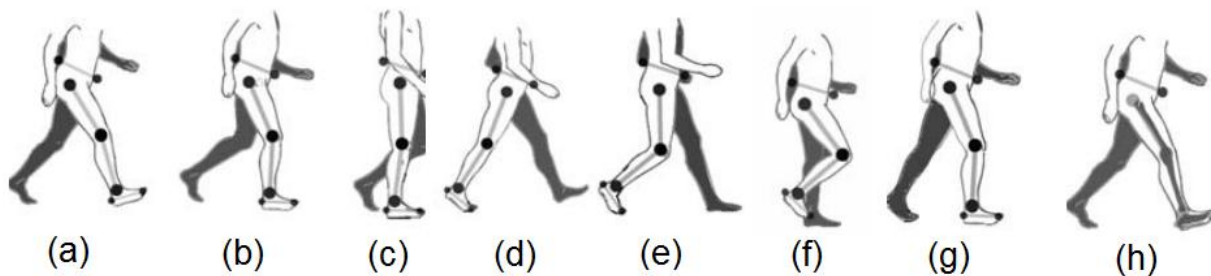


Figura 2.2: Etapas da marcha. Adaptada de [2].

(diferindo-se das órteses, que procuram recuperar apenas a função dos membros ainda existentes), são as soluções utilizadas ainda hoje. Tratando-se de próteses de membro inferior, objetivo deste trabalho, há dois principais tipos de próteses em relação ao nível de amputação do usuário: transtibial, para amputados abaixo do joelho, e transfemural, para amputados acima do joelho.

Qualquer que seja a prótese, é necessário que haja uma interface entre o aparelho mecânico e o corpo humano. Isso é realizado por meio do *socket*, que recebe o coto de amputação (parte remanescente do membro amputado) e é conectado à prótese por um encaixe padrão. Como é o *socket* que entra em contato direto com a pessoa, é de suma importância a boa qualidade da peça, em relação a material e desenho, além de fundamentais a fixação e o alinhamento personalizados.

Decerto há diversos tipos de próteses, desde parte do pé até perna completa, porém será tratado aqui mais especificamente o joelho e o pé/tornozelo.

A prótese transtibial consiste basicamente no conjunto pé/tornozelo, a tibia e o *socket*. O tornozelo pode se apresentar em várias configurações[4]. No que diz respeito a próteses de pés sem articulação no tornozelo, os pés de calcanhar amortecido com tornozelo sólido (SACH¹) predominam e consistem em uma estrutura rígida que vai do tornozelo a perto dos dedos, com material resiliente em volta para amortecimento e estética. São as próteses de pés dos quais se acham os mais esteticamente próximos aos naturais. Porém, são mais rígidos que os articulados, e possuem, em geral, flexibilidade apenas nos dedos. Há uma configuração especial (prótese *Flex-foot*, mostrada na Figura 2.3) que é formada por duas molas de lâminas, uma que chega aos dedos e outra que termina no calcanhar, dando maior flexibilidade e adicionando o efeito mola no plano frontal, assistindo o usuário na caminhada e na corrida principalmente, pois o efeito elástico produz estabilidade frente a perturbações em terrenos irregulares.

Tratando-se das próteses de pé articuladas, a mais simples é a uniaxial, que permite a rotação apenas no plano sagital. A multiaxial, por sua vez, é menos frequente e pode resultar em um tornozelo que tem liberdade nos três eixos (como é o caso da montagem de Greissinger) ou em adaptações de forma (como no tornozelo hidráulico Mauch), cujas fotos ilustrativas são mostradas na Figura 2.5. A prótese desenvolvida em trabalhos anteriores no LARA (Figura 2.4), por exemplo, possui dois eixos de atuação no tornozelo, um motor de corrente contínua no plano sagital e outro no frontal.

¹*Solid Ankle Cushion Heel*



Figura 2.3: Um dos modelos Flex-Foot: Assure. (Fonte: Össur).

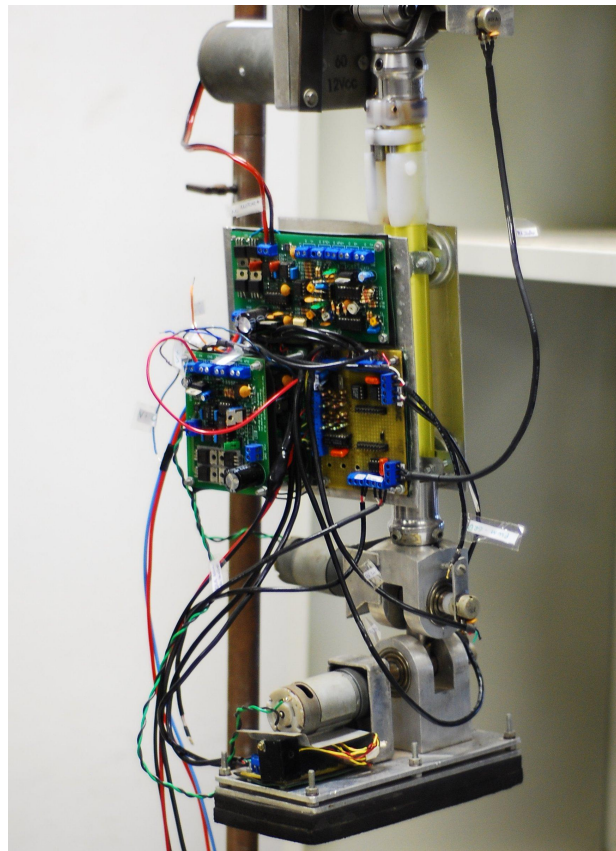
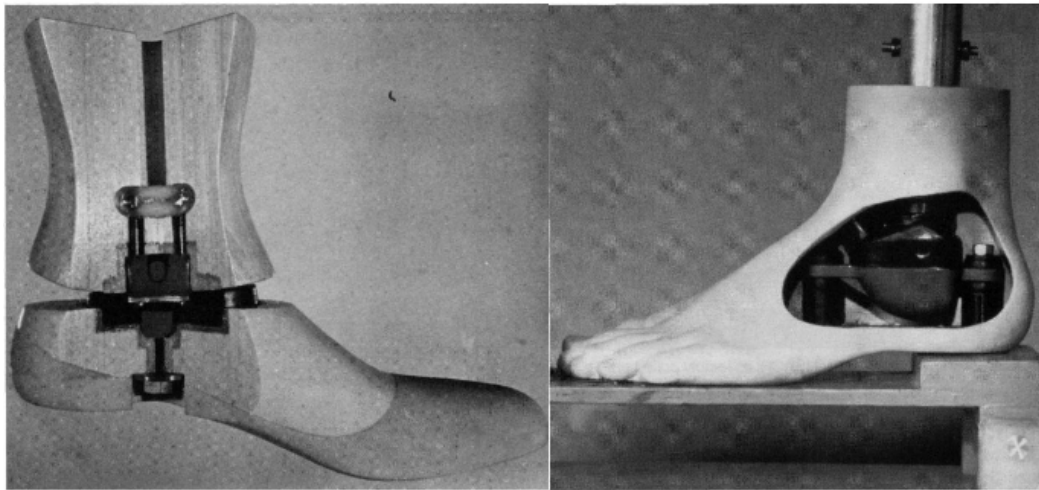


Figura 2.4: Prótese desenvolvida anteriormente no LARA. Retirada de [3].



(a)

(b)

Figura 2.5: (a) Montagem de Greissinger (b) Tornozelo hidráulico Mauch. Fotos retiradas de [4].

Quanto às próteses de joelho, a estabilidade da junta é a principal preocupação na confecção de qualquer prótese convencional. A forma mais básica de conseguir a estabilidade é localizando o eixo de carga sustentada pela prótese à frente do centro de rotação[5], como ilustrado na figura 2.6. Isso garante que, durante a fase de apoio da marcha, a prótese tenda a se estender, travando-se mecanicamente, ao contrário do que aconteceria se a linha de carga estivesse atrás do centro de rotação, proporcionando a flexão do joelho e, conseqüentemente, a desestabilização da marcha e possível queda do amputado.

Tendo a estabilidade da junta do joelho por essa estratégia do alinhamento do eixo de carga como principal objetivo, os joelhos policêntricos se tornam interessantes, pois possuem a característica de ter a localização do centro de rotação variando com o ângulo de flexão da junta. Isso possibilita melhoras no projeto de próteses e até maiores ângulos de flexão[5]. Há diferentes mecanismos policêntricos utilizados em próteses, e a figura 2.7 as exhibe. Como pode ser observado, há essencialmente três formas de se conectar o *socket* à prótese correspondente à tíbia: por pontos fixos de deslizamento (utilizados nos mecanismos A, B e C, em que B e C apresentam uma variação, trocando o ponto por um pivô deslizante), por barras (utilizadas em C, D, E, F e H) e por simples contato com uma superfície plana (presente em G, resultando em rolagem, e em H, por deslizamento). Além de expor as diferentes configurações, a figura 2.7 mostra como se acha o centro de rotação instantâneo (CRI) de cada mecanismo.

Dentre os diferentes tipos de joelho policêntrico apresentados, merece especial atenção o mecanismo de 4 barras (casos D, E e F), pois foi o escolhido para ser utilizado na prótese do projeto em que este trabalho está inserido. Trata-se de um mecanismo plano e constituído por 4 elos de uma cadeia cinemática fechada[13]. Desde o século XVIII esses mecanismos são utilizados e estudados[14], representando inclusive a maior parte de pistões de motores de combustão interna.

O CRI entre o *socket* e a prótese correspondente à tíbia, as quais representam duas barras contrapostas do mecanismo, é determinado pela intersecção das retas que contêm os outros dois elos, como mostrado na figura 2.7. As diferentes dimensões dos elos determinam como o CRI se

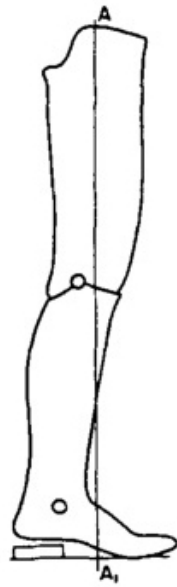


Figura 2.6: Estabilidade por alinhamento do eixo de carga AA_1 . Adaptada de [5].

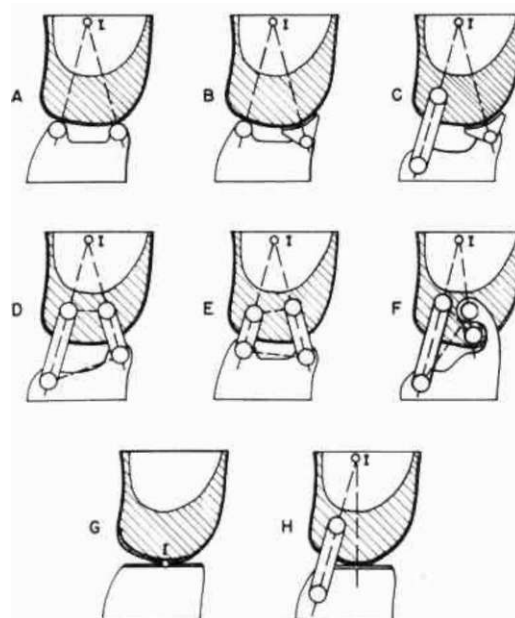


Figura 2.7: Mecanismos de joelho policêntricos. Retirada de [5].

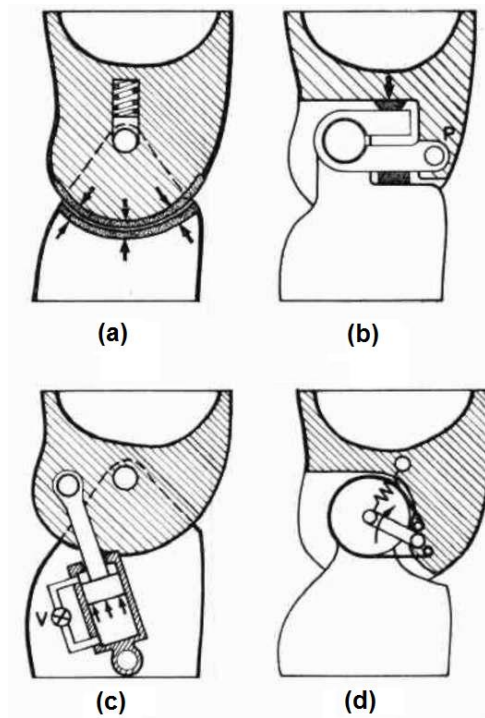


Figura 2.8: Dispositivos de resistência à flexão do joelho. Retirada de [5].

comporta em função da flexão do joelho, tornando o projeto do mecanismo importante para a estabilidade do joelho em uma marcha.

Para se alcançar a estabilidade da junta, desenvolveu-se também outro princípio, alternativo ao posicionamento da linha de carga para travamento por extensão do joelho, que é a introdução de dispositivos que travassem ou resistissem ao movimento de flexão da junta evitando, assim, o colapso na fase de apoio da marcha[5]. Uma variedade de soluções foram apresentadas, sendo utilizadas inclusive comercialmente, pois apresentaram melhores resultados em geral do que as próteses anteriores. A figura 2.8 ilustra algumas das formas de resistir à flexão da junta, inclusive com o uso de cilindros hidráulicos (Figura 2.8(c)), que geram torques de alta resistividade mecânica, sendo capazes de proporcionar segurança e estabilidade durante a fase de apoio[15]. O uso de cilindros ampliaram o horizonte de possibilidades, sendo utilizados também cilindros pneumáticos[16] e, com a tecnologia atual de próteses microprocessadas, atuadores magneto-reológicos.

Apesar das próteses puramente mecânicas citadas acima terem avançado muito por todos esses séculos, a partir da década de 70, com o desenvolvimento da eletrônica, começaram-se pesquisas para a confecção de próteses “inteligentes”[15], ou seja, dotadas de microprocessadores capazes de controlar, em tempo real, o atuador hidráulico, pneumático, eletromecânico ou magneto-reológico.

2.2.2 Próteses microprocessadas

Com o surgimento e o desenvolvimento das próteses controladas por computador, maiores benefícios foram atingidos para os usuários, como a diminuição do esforço durante a marcha e o aumento da naturalidade da marcha. Porém, a prótese anatomicamente completa está longe de ser uma realidade[6], restando ainda muito trabalho pela frente. Nesse contexto, o projeto em que este

trabalho está inserido tem como objetivo estudar algoritmos de estimação e controle de marcha em uma prótese microprocessada², projetada também no LARA.

2.2.2.1 Metodologias

Uma tentativa de classificação de metodologias utilizadas em próteses microprocessadas foi realizada por [6], identificando as principais formas de aquisição de dados e estratégias de controle e de atuação.

Há basicamente dois modelos de sistema de controle para próteses, em função dos dados de entrada. O controle computacional intrínseco (CIC) se baseia apenas em sensoriamento próprio da prótese, sem interagir diretamente com o usuário. O controle interativo extrínseco (IEC), por sua vez, decide a atuação juntamente com o cérebro, uma vez que utiliza dados eferentes (sinais emitidos do cérebro aos músculos) e são devolvidos sinais aferentes ao cérebro. As Figuras 2.9 e 2.10 esquematizam cada um dos métodos.

Com relação às estratégias de atuação, há dois grandes tipos: passivo e ativo. Os atuadores passivos foram evoluções naturais dos sistemas anteriores fluido-mecânicos, citados na Subseção 2.2.1, porém agora com controle de amortecimento e/ou rigidez feito(s) por computador embarcado. Os atuadores ativos, por sua vez, são capazes, não somente de resistir ou reagir ao movimento, mas também de introduzir energia positiva ao sistema. Ambos os tipos de atuação são utilizados comercialmente e serão abordados com mais detalhes na Seção 2.2.2.2.

Pode-se dizer que cada prótese desenvolvida possui um conjunto de habilidades, isto é, uma variedade de adaptações que seu controle é responsável por alcançar. Dentre essas adaptações, citam-se o controle em tempo real, alguns movimentos específicos (como sentar-se e subir escadas), acomodação de velocidade (carga variável), acomodação de força (impedância variável), acomodação de terreno (amplitude de movimento e posições variáveis) e simetria na marcha[6]. Essas capacidades são alcançadas dependendo do sensoriamento e da atuação empregados, juntamente com o controle desenvolvido. Esse controle, em geral, é com base em máquinas de estados finitos, também conhecido como *soft control*[15]. É baseado na comparação do estado atual da prótese e da marcha (identificado a partir dos dados dos sensores) com os modelos estatísticos pré-definidos de cada etapa da marcha, decidindo então a atuação segundo o caso.

2.2.2.2 Atuação

Os atuadores passivos (ou resistivos) ainda são os mais utilizados em próteses e se tratam do hidráulico, do pneumático e do magneto-reológico[17, 18]. Dentre as próteses comerciais, pode-se citar a C-Leg e a Compact (ambas da Otto Bock) e a Plié MPC (Freedom Innovations), que utilizam atuador hidráulico no joelho, a Smart IP (Endolite) e a SLK (Daw Industries), que usam pistão pneumático no joelho, e a Rheo Knee (Össur), baseada em atuador magneto-reológico. Há ainda associações de atuadores, como na Smart Adaptive (Endolite), que possui um pistão pneumático

²A integrante da equipe, Cláudia Patrícia Uchoa Diaz, estuda essas técnicas, concorrentemente ao projeto desenvolvido na prótese propriamente dita.

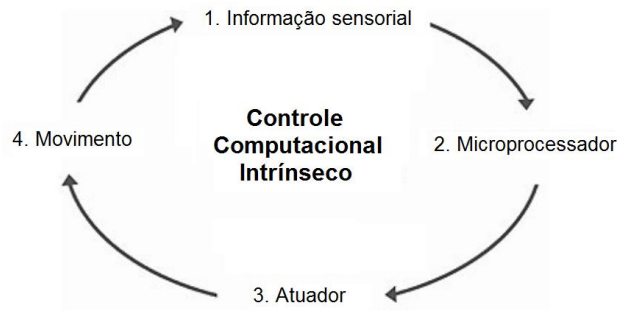


Figura 2.9: Método CIC. Retirada de [6].

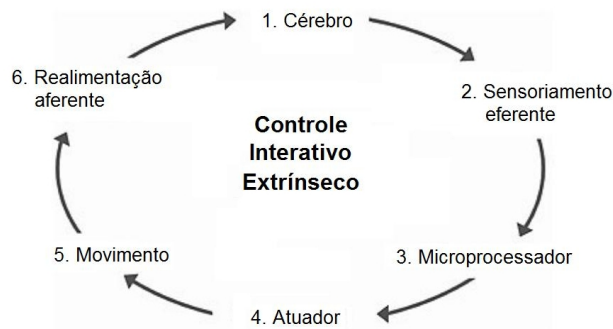


Figura 2.10: Método IEC. Retirada de [6].

para variação de resistividade na fase de balanço da marcha e um atuador hidráulico para a fase de apoio.

A resistência no atuador hidráulico é alterada por meio de uma válvula controlada por microprocessador que determina o diâmetro de passagem do fluido, o que dá a relação entre pressão e vazão. De forma similar, o pistão pneumático tem sua resistência (devido às diferenças de pressão surgidas com a movimentação do pistão) alterada por meio de uma válvula. O atuador magneto-reológico, no entanto, usa a propriedade de seu fluido para alterar a resistência mecânica: sua viscosidade varia em função do campo magnético aplicado, devido a pequenas partículas de ferro contidas no fluido.

A atuação ativa, por sua vez, conta com atuadores eletro-mecânicos[19] e músculos artificiais. A Össur desenvolveu próteses de joelho e de pé ativas, sendo a pioneira a lançar comercialmente o joelho ativo Power Knee em 2006. Contudo, insere limitações em termos de peso ou tempo de bateria (consumo de energia é maior que nos atuadores passivos).

Os atuadores eletro-mecânicos podem ser usados isolados ou em associação com mola, configuração que torna sua impedância variável ou complacente. Uma revisão de diversos mecanismos de atuadores complacentes é feita por [20].

2.2.2.3 Análise de desempenho

Em paralelo à vertente de estudos de sistemas de controle para as próteses controladas por computador, há também os estudos buscando analisar a performance dos diferentes tipos de prótese[15].

Uma das formas de analisar tecnicamente o desempenho de próteses é realizando testes de marcha em laboratório. Assim, é possível adquirir diversas variáveis por sensores, como os ângulos das juntas e as forças de reação do solo, possibilitando reconstruir computacionalmente o movimento da prótese e da perna sadia, o que serve de avaliação do quão próxima a prótese se encontra de uma perna natural.

Outro método, muito utilizado, para avaliar o desempenho é comparando com outras próteses, seja observando atividades efetuadas pelo usuário, seja considerando variáveis de energia, como o consumo de energia metabólica do amputado.

O uso de próteses “inteligentes” (controladas por microprocessador) reduz o custo de energia fisiológica, se comparado ao uso de uma prótese pneumática convencional[21]. A prótese comercial C-Leg já foi comparada às próteses mecânicas utilizadas pela população de teste e chegou-se à conclusão que, com a C-Leg, houve aumento da performance em atividades de descida de escadas e ladeiras, redução da frequência de quedas e preferência, por parte do usuário, pela C-Leg[22]. Uma avaliação clínica foi realizada por [23] para comparar Rheo Knee, C-Leg e Mauch SNS (prótese hidráulica convencional), e o resultado foi que o uso da prótese com atuador magneto-reológico diminuiu a taxa metabólica em 5% se comparado com o uso da Mauch, enquanto o uso da C-Leg diminuiu em 3% comparado com a mesma prótese convencional. Além disso, foi constatado que o uso da Rheo Knee e da C-Leg traz vantagens biomecânicas, entre as quais a maior suavidade da marcha e a diminuição do trabalho efetuado pelo quadril.

2.3 Sensoriamento

No método CIC, descrito anteriormente e utilizado pelas próteses comerciais e por boa parte das próteses em pesquisa, os sensores mais comuns são os de ângulo (potenciômetro, *encoder*), os de força/torque (extensômetros, células de carga) e os sensores inerciais (acelerômetros, girômetros). Em trabalho anterior no LARA[10], sensores de distância infravermelho foram utilizados na sola do pé da prótese para estimar a orientação desse segmento em relação ao solo. Os sensores no CIC podem ser usados tanto de forma direta no controle, como o sensor de ângulo, quanto indiretamente, fornecendo subsídio para a estimação do estado da próteses, como é o caso do sensor de força quando usado para estimar a fase da marcha.

Um sistema interativo com usuário (IEC), por sua vez, é caracterizado pelo uso de sensores que medem sinais fisiológicos, como eletrodos para sinais eletromiográficos (EMG). Contudo, há na literatura inconveniências com relação ao uso dos sinais EMG[24], incluindo variação da impedância da pele e problemas na localização do eletrodo (cabelo e choque externos prejudicam a fixação, além de músculos se movimentarem por baixo da pele). Além disso, a própria complexidade prática em montar o sistema faz com que próteses mais simples, seguindo o método CIC, sejam preferíveis geralmente.

2.3.1 Sensores

2.3.1.1 Sensores de posição angular

O mais simples e comum dos sensores de posição angular é o potenciômetro, utilizado na prótese anterior do LARA[9]. Trata-se de um resistor circular com três terminais: um em cada extremo e um intermediário variável mecanicamente por um pivô. Ao se girar o pivô, as resistências entre o terminal intermediário e os terminais extremos variam. Essa característica pode ser usada como um sensor de posição analógico, bastando excitar os extremos com uma tensão elétrica conhecida e adquirir a tensão entre o terminal intermediário e um dos extremos.

Outro sensor angular comum é o *encoder* rotacional. Trata-se de um dispositivo eletromecânico que gera pulsos elétricos a partir do movimento rotacional de seu eixo. Há alguns tipos de *encoders*, mas todos usam o mesmo princípio de contagem, alterando a variável física utilizada para a contagem. Essa contagem pode ser realizada de forma incremental (mais comum), contando pulsos que devem ser geradas a intervalos espaciais constantes, ou absoluta, por meio de uma codificação com algumas trilhas que torna única a leitura em cada intervalo. Quanto à variável física utilizada, podem ser óptico, magnético ou capacitivo. Uma das vantagens do *encoder* é que ele é essencialmente digital, evitando introdução de erros numa etapa de digitalização.

A Figura 2.11 ilustra os sensores abordados.

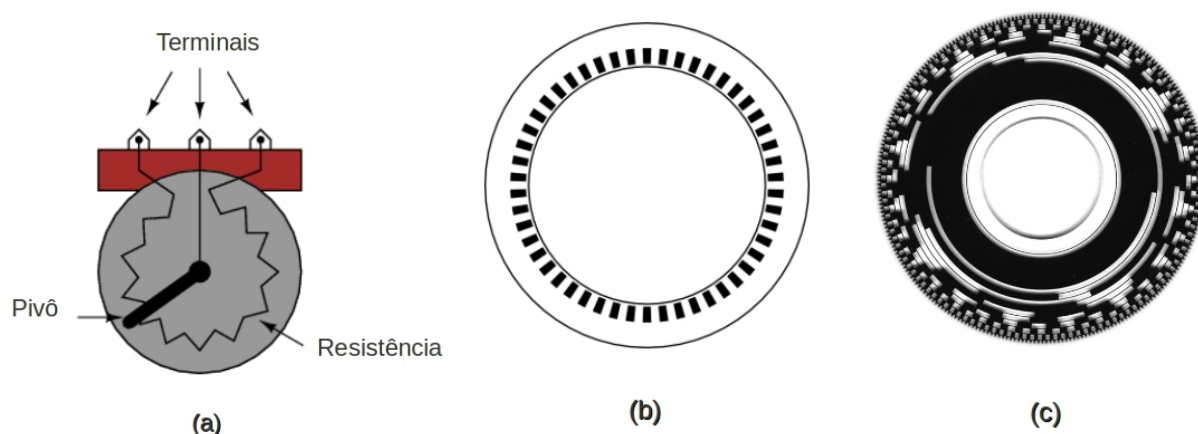


Figura 2.11: Sensores de posição angular. (a) Potenciômetro (Adaptada de allaboutcircuits.com) (b) *Encoder* óptico incremental (Fonte: labbookpages.co.uk) (c) *Encoder* óptico absoluto (Fonte: jeffreythompson.org).

2.3.1.2 Sensores de força/torque

Os sensores de força ou torque geralmente se baseiam no princípio da deformação de alguns materiais quando submetidos a tensões³. Aliado às tecnologias de extensômetros, sensores piezo-resistivos⁴, ou outros elementos que têm uma de suas características alterada com a deformação, é

³Densidade superficial de forças aplicadas em uma seção do material.

⁴Transdutores cuja resistência se altera em função da deformação.

possível medir a força à qual um corpo está submetido.

Pode-se encontrar sensores de força em muitas configurações diferentes. As mais úteis no contexto da prótese são as células de carga e os próprios extensômetros, porém em um formato especial: fitas resistentes, finas e flexíveis. Esses extensômetros, FlexiForce (Figura 2.12(a)), são produzidos pela Tekscan.

A célula de carga é um dispositivo sensorial formado por uma estrutura mecânica instrumentada com extensômetros em locais e posições adequadas para a medição de força(s) e/ou torque(s) sendo submetido(a)(s) nessa célula. Há desde as mais simples, uniaxiais, até as completas, multiaxiais com medição de força e torque nos 3 eixos (Figura 2.12(b)).

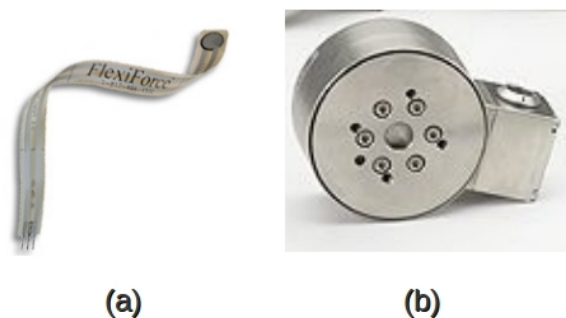


Figura 2.12: (a) Sensor FlexiForce da Tekscan (Fonte: Tekscan) (b) Célula de carga multiaxial da ATI (Fonte: ATI).

2.3.1.3 Acelerômetro

Trata-se de um SMEM (Sistema Micro-Eletro-Mecânico), o qual mede aceleração própria, que é definida como a experimentada pelo objeto, ou seja, relativa à queda livre. Então um acelerômetro ideal parado em relação à Terra mede a aceleração correspondente à gravidade, assim como mede zero em queda livre.

No contexto do uso para estimação de orientação, o acelerômetro tem o papel principal de indicar a direção vertical (direção da aceleração da gravidade). Apesar dos acelerômetros serem construídos para responderem linearmente à aceleração, há diversas fontes de erros estáticos[25], inserindo viés, fatores de escala, desalinhamento e ruído. Há também erros advindos de movimentos circulares, que introduzem componentes de aceleração. A única calibração que pode ser feita sem uma mesa dinâmica apropriada para tal é a correspondente aos erros estáticos.

O modelo de [26] considera as influências na medição citadas acima:

$$\vec{m} = C_a C_f (\vec{g} + \vec{a}_{rot} + \vec{a} + \vec{a}_b + \vec{a}_{noise}) \quad (2.1)$$

em que \vec{m} é a medição, C_a a matriz de alinhamento, C_f a matriz diagonal com os fatores de escala, \vec{g} a aceleração da gravidade, \vec{a}_{rot} a aceleração centrífuga devido à rotação do objeto, \vec{a} a aceleração linear, \vec{a}_b o viés, e \vec{a}_{noise} a componente relativa ao ruído.

Considerando apenas os erros de viés e fator de escala, para fins de calibração estática, além de supor que os eixos são ortogonais, o modelo simplificado a seguir para a aceleração real foi usado neste trabalho:

$$f_i = \frac{m_i - m_{i0}}{s_i} + \varepsilon_i \quad (2.2)$$

onde f_i é a força específica (aceleração do corpo adicionada da aceleração da gravidade) no eixo- i , m_i a medição, m_{i0} o viés, s_i o fator de escala e ε_i o ruído da medição, do respectivo eixo.

2.3.1.4 Girômetro

Girômetro é também um SMEM, capaz de medir a taxa de rotação. Idealmente, a saída deveria ser previsível a uma rotação constante, porém, na prática, a linearidade não é perfeita (há termos de ordens superiores) e há viés, fator de escala e ruído introduzidos[27], assim como no acelerômetro. Um modelo seria, para cada eixo,

$$\vec{m} = C_a C_f (\vec{\omega} + \vec{\omega}_b + \vec{\omega}_{noise}) \quad (2.3)$$

No contexto em que foi realizado este trabalho, só foi possível calibrar o girômetro em relação ao viés, uma vez que se precisaria girar o sensor a uma taxa de rotação constante para compensar o erro em fator de escala. O ruído, por sua vez, não é uma entrada modificante, sendo minimizada em um segundo momento, não mais na calibração, mas sim na estimação da orientação, assim como qualquer outro ruído em sensores da UMI.

2.3.1.5 Magnetômetro

Este sensor mede densidade de campo magnético, daí sua importância na estimação da orientação, pois, menosprezando campos magnéticos pequenos, ele é capaz de medir o campo magnético da Terra. Nesse caso, ele fornece um dado de orientação em relação à Terra importante, juntamente com o acelerômetro. Um método para determinar a atitude a partir do magnetômetro e do acelerômetro, utilizando o algoritmo TRIAD, é descrito em [28].

Assim como o acelerômetro, o modelo de medição conta com os erros estáticos de viés, fator de escala e desalinhamento, além de fontes de erros próprias do magnetômetro, devido à magnetização de metais, introduzindo a matriz C_{si} (devido aos erros de estrutura, *soft iron errors*) e o vetor \vec{B}_b (viés devido a metais magnetizados ou ímas, *hard iron errors*). O modelo utilizado em [29] é análogo ao do acelerômetro (Equação 2.2):

$$\vec{m} = C_a C_f C_{si} (\vec{B} + \vec{B}_b + \vec{B}_{noise}) \quad (2.4)$$

onde \vec{B} é o campo magnético local.

Simplificando o modelo, assumindo desprezíveis os erros introduzidos pelos *soft errors* em elementos não diagonais da matriz e supondo eixos ortogonais, a equação 2.2 também foi utilizada neste trabalho para calibrar o magnetômetro.

2.3.2 Calibração dos sensores da UMI

Esta seção descreve a metodologia de calibração dos sensores inerciais utilizada neste trabalho. Como o acelerômetro e o magnetômetro medem campo presente no ambiente de operação, o procedimento de calibração é similar. Em relação ao girômetro, sua calibração requer equipamentos que girem o sensor a velocidades conhecidas em diversas direções, para que o viés e o fator de escala possam ser determinados com precisão. Porém, tal aparelhagem não se encontra disponível no LARA, portanto o método de calibração do girômetro neste trabalho se restringiu ao viés.

Na calibração, não se leva em consideração o ruído, uma vez que supõe-se que sua média é nula. A minimização de seu efeito é feita em outra etapa, na estimação, quando se passa por filtros estocásticos.

O viés do girômetro pode ser calibrado enquanto esse é mantido imóvel ao se realizar diversas leituras do sensor. Após a etapa de aquisição, realiza-se a média das medidas em cada eixo, a qual representa o viés que deve ser subtraído do valor lido para ter sentido físico conforme Equação 2.3, juntamente com o fator de escala, que, devido à falta de equipamento, será utilizado o previsto no *datasheet* do sensor. O ruído total da medição, por sua vez, tem sua variância estimada pela média dos quadrados dos desvios de cada medida em relação à média.

A calibração do acelerômetro e do magnetômetro, por sua vez, será feita de forma pouco mais complexa. O método utilizado foi apresentado por [30] e é baseado no modelo da equação 2.2 e na suposição de que, durante o procedimento de calibração, a aceleração e o campo magnético são constantes. Para se conseguir tal condição, basta procurar com que a única aceleração sofrida pelo sensor seja a da gravidade e que o procedimento se dê no mesmo local, para que não haja expressiva mudança no campo magnético.

O método descrito a seguir se refere ao acelerômetro, mas o mesmo vale também para o magnetômetro, adaptando-se as grandezas ao caso. Dadas as condições citadas, podemos então dizer que

$$a_X \vec{i} + a_Y \vec{j} + a_Z \vec{k} = \vec{g} \quad (2.5)$$

em que \vec{i} , \vec{j} e \vec{k} são os vetores unitários nos eixos X, Y e Z respectivamente e \vec{g} é o vetor da aceleração da gravidade. Isso quer dizer que

$$a_X^2 + a_Y^2 + a_Z^2 = \|\vec{g}\|^2 = g^2 \quad (2.6)$$

Utilizando então o modelo de medição dado pela equação 2.2, temos que

$$\left(\frac{m_X - m_{X0}}{s_X}\right)^2 + \left(\frac{m_Y - m_{Y0}}{s_Y}\right)^2 + \left(\frac{m_Z - m_{Z0}}{s_Z}\right)^2 = g^2 \quad (2.7)$$

ou, ainda,

$$\left(\frac{m_X - m_{X0}}{r_X}\right)^2 + \left(\frac{m_Y - m_{Y0}}{r_Y}\right)^2 + \left(\frac{m_Z - m_{Z0}}{r_Z}\right)^2 = 1 \quad (2.8)$$

onde $r_i = s_i \cdot g$. A equação 2.8 corresponde à da elipsóide de centro (m_{X0}, m_{Y0}, m_{Z0}) e eixos i de comprimento r_i . Portanto, a determinação dos 6 parâmetros desejados recai na busca da elipsóide

que melhor se ajusta às medidas. Há diversos critérios que são utilizados para tal ajuste, mas neste trabalho foi escolhido o de minimização de quadrados da equação linear obtida da equação 2.8 quando aplicada a todas as n medidas após o desenvolvimento dos quadrados, ficando da forma:

$$A_X m_X^2 + A_Y m_Y^2 + A_Z m_Z^2 + B_X (2m_X) + B_Y (2m_Y) + B_Z (2m_Z) = 1 \quad (2.9)$$

onde

$$A_i = \frac{c}{r_i^2} \quad B_i = -\frac{c \cdot m_{i0}}{r_i^2} \quad \text{para } c = \left(1 - \sum \left(\frac{m_{i0}}{r_i}\right)^2\right)^{-1} \quad (2.10)$$

O conjunto de equações 2.9 para todas as medidas pode ser vista, de forma matricial, como sendo

$$M\bar{p} = \bar{u} \quad (2.11)$$

em que

$$M = \begin{bmatrix} \overline{m_X^2} & \overline{m_Y^2} & \overline{m_Z^2} & \overline{m_X} & \overline{m_Y} & \overline{m_Z} \end{bmatrix} \quad \bar{p} = \begin{bmatrix} A_X \\ A_Y \\ A_Z \\ B_X \\ B_Y \\ B_Z \end{bmatrix} \quad \bar{u} = \begin{bmatrix} 1 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ 1 \end{bmatrix}$$

Apesar de não haver uma solução que satisfaça a todas as equações, a matriz de parâmetros pode ser aproximada à solução do sistema normal:

$$M^T M \bar{p} = M^T \bar{u} \quad (2.12)$$

que é a solução de mínimos quadrados do sistema de equações 2.11. Então, após determinar os parâmetros da equação 2.9, é possível achar os parâmetros da equação 2.8, por meio das relações 2.10.

Capítulo 3

Desenvolvimento da Prótese Instrumentada

“Dictionary is the only place that success comes before work.” – Vince Lombardi

3.1 Introdução

A proposta do projeto de pesquisa no qual este trabalho está inserido é o projeto e a fabricação de protótipos de próteses robóticas para amputados acima do joelho e amputados transtibiais. Trata-se de um projeto em equipe, e em várias etapas. Em um primeiro momento, almeja-se a confecção de uma prótese controlada por computador embarcado para amputados transfemurais, atuada apenas no joelho. No decorrer dos estudos relativos à marcha e a partir do desenvolvimento da prótese, melhorias serão executadas para proporcionar, no fim, uma prótese completa para amputados acima do joelho, idealmente atuada no joelho e no tornozelo.

Como qualquer outro equipamento robótico, a prótese é composta por:

- parte mecânica: dispositivo físico que é a prótese propriamente dita, ou seja, o dispositivo que substitui o membro do amputado, incluindo o(s) atuador(es);
- parte eletrônica: *hardware* responsável pelo sensoramento, aquisição e primeiro processamento dos dados e acionamento do atuador, além de servir de meio para o *software*;
- parte computacional: *software* que realiza o processamento das informações fornecidas pelos sensores e o cálculo dos sinais de controle a serem usados pelos atuadores e
- componentes de conexão entre os níveis: atuadores e sensores (entre a mecânica e a eletrônica) e *drivers* (entre o *software* e a eletrônica).

Esse capítulo exhibe a solução mecânica proposta pela equipe e trata do desenvolvimento da eletrônica utilizada pelo primeiro protótipo com sistema embarcado funcional para amputados acima do joelho.

3.2 Solução mecânica

A concepção inicial da prótese foi feita em conjunto com todos os integrantes da equipe de projeto. Essa seção visa expor as definições feitas pela equipe com relação à parte mecânica.

Como forma de atuação, definiu-se que o joelho seria atuado por algum dispositivo de impedância regulável, porque um motor diretamente acoplado acarretaria pouco tempo de bateria (ou muito peso de bateria) e controle mais complexo, além de estar sendo utilizado atualmente tanto em pesquisa quanto comercialmente, com sucesso, trazendo resultados interessantes.

O mecanismo escolhido para o joelho foi o de 4 barras, por ser policêntrico, assim como um joelho humano. Isso o torna mais realístico, tendo vantagens inclusive na estabilidade da marcha.

Um tipo de atuador simples que funciona bem nesse tipo de mecanismo é o pistão, que é um atuador linear. Porém, há de várias naturezas: pneumática, hidráulica, magneto-reológica, etc. Sendo a impedância variável um requisito, escolheu-se a tecnologia de fluidos magneto-reológicos, por ter sua resistência (amortecimento) facilmente regulada por corrente elétrica.

O atuador deve atender a alguns requisitos:

- Suportar carga mínima de 10 vezes o peso de uma pessoa média: 7000N;
- Ter dimensões compatíveis com um mecanismo de 4 barras plausível para um joelho;
- Poder ser adquirido comercialmente para o projeto, de preferência, por compra em território nacional.

Foi escolhido então o amortecedor RD-8040-1 da Lord, que possui especificações de dimensões e amortecimento próximas a outros pistões já utilizados em joelhos que utilizam esse mecanismo. A Figura 3.1 ilustra o projeto mecânico proposta pelos membros da equipe Thiago Silva Rocha e Roberto de Souza Baptista.

Decidiu-se, ainda, que o restante da prótese seria a princípio adquirida comercialmente: uma peça correspondente à tíbia e um pé flexível que utiliza o princípio da Flex-foot apresentado na Seção 2.2.1.

O projeto mecânico se deu em conjunto com o sensoriamento e a instrumentação, cujos principais componentes tiveram que ser escolhidos em consonância com o projeto mecânico. A escolha desses componentes é tratada na próxima seção.

3.3 Definição dos componentes principais

Primeiramente, deve-se determinar quais dispositivos de sensoriamento e computação serão utilizados.

Com relação ao sensoriamento, as variáveis mais importantes para o controle de um membro são os dados cinemáticos e os esforços sofridos. Portanto, uma prótese bem instrumentada deve conter

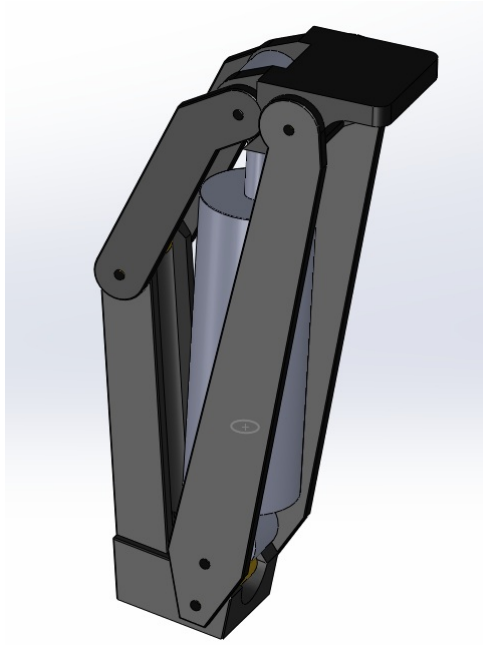


Figura 3.1: Solução mecânica proposta

sensores de posição para cada articulação, central inercial (composta por acelerômetro, girômetro e magnetômetro de 3 eixos cada) para situar a orientação da prótese no espaço e, ainda, sensores de força/torque para dar *feedback* da atuação e dos esforços sofridos pela prótese.

O projeto do *hardware* deve então proceder à, além da escolha dos componentes de sensoria-mento, concepção da eletrônica responsável pela transmissão de dados.

Por se tratar de um sistema mecatrônico que possivelmente sofrerá mudanças em seu desenvol-vimento no âmbito do projeto, a primeira prótese robótica concebida deve possuir uma eletrônica básica que deve ser base para expansões.

As diretrizes de projeto são:

1. Unidade única de processamento, se possível, para simplificação da arquitetura;
2. Comunicação entre o processador e os periféricos de forma digital;
3. Preferencialmente, sensores com saída digital, para facilitar seu uso pelo módulo de proces-samento digital;
4. Aquisição nacional de componentes eletrônicos, se possível, pela celeridade da compra e pela forma com que os recursos do projeto foram divididos;
5. Capacidade de aquisição dos dados dos sensores em 1 ms em uma rotina de período 10 ms;
6. Criação de uma plataforma básica de fácil expansão.

Para a escolha dos componentes, merecem especial atenção os dispositivos que serão responsáveis pelo sensoriamento da prótese e a unidade central de processamento, onde será embarcada a “inteligência” do sistema. Trata-se portanto dos seguintes elementos:

- Módulo central de processamento;
- Sensor de posição angular;
- Central inercial;
- Sensor de força/torque.

3.3.1 Módulo central de processamento

O processador digital escolhido foi o Gumstix Overo Fire, que é o módulo de processamento mais completo da plataforma Gumstix. A plataforma é utilizada atualmente no LARA e permite centralizar todo o processamento digital. Nela deve ser possível a execução de algoritmos de controle do(s) atuador(es) durante a operação da prótese, a partir dos dados advindos dos sensores. Suas especificações encontram-se na Tabela 3.1 e sua ilustração na Figura 3.2.

Arquitetura	ARM Cortex-A8
Processador	Texas Instruments OMAP3530
Módulo de potência	Texas Instruments TPS65950
Sistema operacional	Linux
Velocidade do processador	720 MHz
RAM	512 MB
Memória externa	microSD (foi adquirido cartão de 8 GB)
Comunicação sem fio	Bluetooth e WIFI 802.11b/g
Dimensões	58mm x 17mm x 4,2mm

Tabela 3.1: Especificações do Gumstix Overo Fire.



Figura 3.2: Gumstix Overo Fire (Fonte: *gumstix.com*).

Além desse módulo, é interessante também adquirir uma das placas de expansão da Gumstix para realizar o acesso aos pinos de entrada e saída do Overo Fire, haja visto que o acesso direto é feito por conectores de difícil soldagem em placa personalizada. Como o objetivo é que a placa de interface seja projetada para atender somente as necessidades da prótese, é necessário o uso de uma placa de expansão da Gumstix para disponibilizar os pinos do Overo, permitindo sua utilização nas PCIs projetadas neste trabalho. A placa de expansão escolhida foi a Pinto-TH, por ser a mais simples e menor, além de disponibilizar 60 pinos na forma DIP. Além de disponibilizar pinos do Overo, há também o conversor DC/DC TPS62111, cuja funcionalidade no sistema será descrita na Subseção 3.4.7. A Figura 3.3 ilustra a placa Pinto-TH.

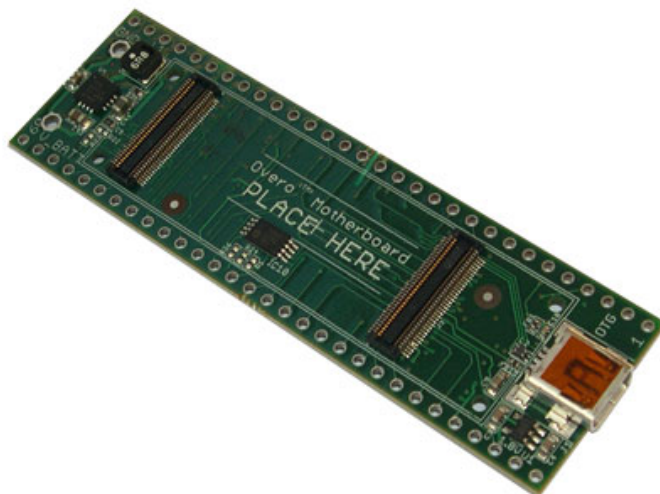


Figura 3.3: Placa de expansão Pinto-TH (Fonte: *gumstix.com*).

A associação do Overo e da Pinto-TH nos disponibiliza, entre outros pinos, portas seriais (TXD1/RXD1 e TXD3/RXD3), barramento SPI (MISO, MOSI, CLK, CS0, CS1 e NIRQ), barramento I²C (SDA3 e SCL3), seis saídas PWM (PWM0, PWM1, PWM8, PWM9, PWM10 e PWM11), oito portas I/O de uso geral dedicadas (GPIO64, GPIO65, GPIO66, GPIO67, GPIO68, GPIO69, GPIO168 e GPIO176) e pinos de *ground*, 3,3V e 1,8V. Vale informar que diversos outros pinos podem ser utilizados como portas GPIO no lugar da função primária.

3.3.2 Sensor de posição angular

A medição precisa do ângulo da junta do joelho é importante para o controle da prótese, que vai lidar com o estado dessa variável. Respeitando as diretrizes de projeto 2 e 3, decidiu-se escolher um sensor que oferecesse saída digital, de preferência SPI (por ser um protocolo de alta velocidade). A opção mais interessante para um sensor de posição de saída digital é do tipo *encoder* absoluto, para inclusive evitar erros de digitalização, já que o primeiro sinal de aquisição já é digital.

O *encoder* absoluto com saída SPI de maior resolução encontrado no mercado foi o AMT203 (Figura 3.4), cujos principais dados de desempenho se encontram na Tabela 3.2.

Parâmetro	Descrição/valor
Resolução	12 bits
Saída	Digital (SPI)
Período de atualização	48 μ s
Acurácia na posição	0,2°
Velocidade de rotação máxima	8000 rpm
Alimentação	5V
Consumo de corrente	8 - 10 mA

Tabela 3.2: Especificações do AMT203.



Figura 3.4: *Encoder* absoluto AMT203. Retirada do *datasheet* do AMT203.

3.3.3 Unidade de Medição Inercial (UMI)

Uma central inercial completa de 3 eixos que forneça subsídios para uma boa estimação da orientação, além da velocidade e da aceleração, é composta, normalmente, de três diferentes sensores: acelerômetro, girômetro e magnetômetro. Eles devem estar fixos sobre o mesmo suporte, preferencialmente com seus eixos ortogonais alinhados.

Desta forma, é preferível optar por uma UMI que já contenha os três sensores fixados. Há diversas alternativas disponíveis em CIs, porém muito caras. Optou-se pela UMI de 9 graus de liberdade da Sparkfun, SEN-10724 (Figura 3.5), disponível no LARA. Trata-se de uma *breakout* com um regulador de tensão 3,3V, um acelerômetro ADXL345, um girômetro ITG3200 e um magnetômetro HMC5883L, disponibilizando o barramento I²C comum aos três sensores, inclusive com os resistores *pull-up*¹.

As principais especificações do acelerômetro, do girômetro e do magnetômetro utilizados são exibidas nas Tabelas 3.3, 3.4 e 3.5 respectivamente.

¹Resistores *pull-up* são necessários em um barramento I²C.

Parâmetro	Valor
Alcance	$\pm 2, \pm 4, \pm 8, \pm 16$ g
Resolução	4 mg/LSB
Não-linearidade	$\pm 0,5\%$
Erro de alinhamento entre eixos	$\pm 0,1^\circ$
Saída para 0g (X_{out}, Y_{out})	± 40 mg típico e ± 150 mg máx.
Saída para 0g (Z_{out})	± 80 mg típico e ± 250 mg máx.
Taxa de dados na saída	6,25 - 3200 Hz
Corrente de alimentação a taxas de saída maiores que 100 Hz	145 μ A

Tabela 3.3: Especificações do ADXL345.

Parâmetro	Valor
Alcance	$\pm 2000^\circ/s$
Resolução do conversor AD	16 bits
Sensibilidade	14,375 LSB/($^\circ/s$)
Não-linearidade	0,2 %
Saída para 0 $^\circ/s$	± 40 $^\circ/s$
Ruído <i>RMS</i> total a 100 Hz	0,38 $^\circ/s$ -rms
Corrente de alimentação em operação	6,5 mA

Tabela 3.4: Especificações do ITG3200.

Parâmetro	Valor
Alcance	± 1 a ± 8 Gauss
Resolução do conversor AD	12 bits
Sensibilidade	0,73 a 4,35 mGauss/LSB
Não-linearidade a ± 2 Gauss	$\pm 0,1$ % FS
Histerese a ± 2 Gauss	± 25 ppm
Taxa de dados na saída em modo de medição contínua	0,75 a 75 Hz
Taxa de dados na saída em modo de medição simples	160 Hz
Período de medição após comando	6 ms
Tolerância de ganho	± 5 %

Tabela 3.5: Especificações do HMC5883L.

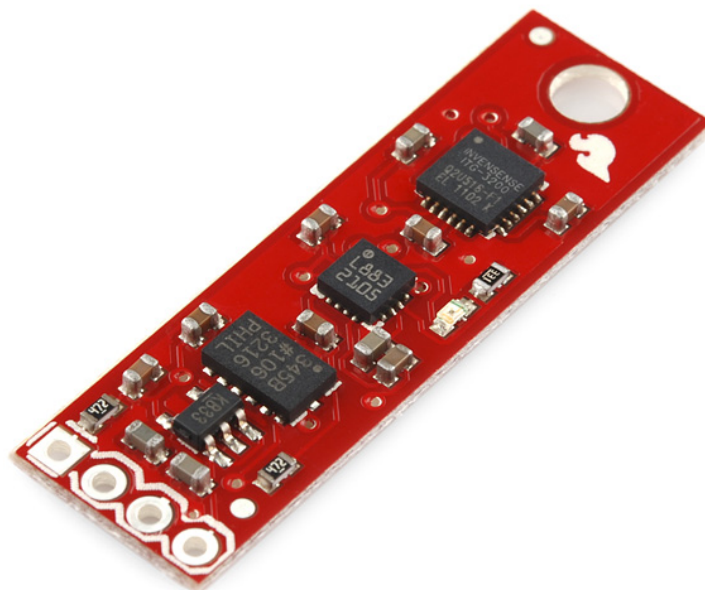


Figura 3.5: UMI 9GDL da Sparkfun código SEN-10724 (Fonte: *sparkfun.com*).

3.3.4 Sensor de força/torque

Esse sensor é responsável pelo *feedback* dos esforços sofridos pelo joelho tanto devido ao chão quanto devido ao usuário. As medições das forças e torques executados no joelho permitem melhor controle de impedância da junta, além da minimização do desconforto no coto.

Propôs-se a aquisição de células de carga de 6 eixos (forças e torques nos 3 eixos) para se ter certeza de que a medição seria completa. Dentre diversos fabricantes, voltados à robótica industrial e ao mercado de bonecos de teste (de colisão) em sua maioria, encontrou-se a célula M3223 da Sunrise Instruments (Figura 3.6), que atende aos requisitos de carga (de uma pessoa de até 100kg em uma marcha normal), além de apresentar custo reduzido.

O plano de maior interesse da prótese é justamente o correspondente à junta do joelho. Por isso, poder-se-ia optar por células de carga que medissem apenas as forças e o torque do plano sagital tanto abaixo quanto acima do joelho. Contudo, não foram encontrados, no mercado, produtos de preços que justificassem não escolher a célula de carga de 6 eixos da Sunrise Instruments. E como podem ocorrer esforços laterais no encaixe, optou-se manter a escolha da célula de carga de 6 eixos.

Nessa célula de carga multiaxial, há uma ponte de Wheatstone para cada força e torque. Pode-se acessar os 4 nós das pontes, os de excitação e os de sinal, totalizando 20 fios. A Tabela 3.6 mostra as especificações da M3223.

Parâmetro	Valor					
	F_x	F_y	F_z	M_x	M_y	M_z
Capacidade (N/Nm)	1800	1800	2700	60,0	60,0	60,0
Saída (mV/V)	2,6	2,6	0,7	2,6	2,6	2,7
Resistência da ponte (Ω)	350	350	350	350	350	700
Excitação máxima	15 V					
Capacidade de sobrecarga	150 % F.S.					
Não-linearidade	1,0 % F.S.					
Histerese	1,0 % F.S.					
Massa	0,12 kg					
Dimensões	$\text{Ø}45\text{mm} \times 21\text{mm}$					

Tabela 3.6: Especificações da célula de carga M3223 da Sunrise Instruments.

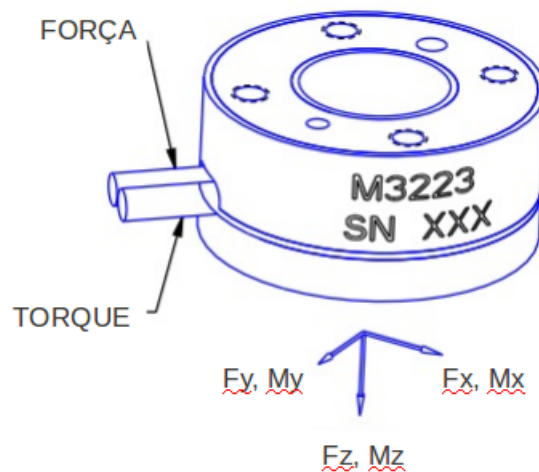


Figura 3.6: Sensor de força/torque 6GDL M3223. Adaptada do *datasheet* da M3223.

3.4 Projeto dos circuitos eletrônicos

Em relação às diretrizes do projeto eletrônico, procurou-se uma solução eletrônica miniaturizada (menor possível, utilizando componentes SMD, para não prejudicar a funcionalidade da prótese) e modular (para facilitar possível evolução do projeto) que tivesse qualidade e, ao mesmo tempo, pudesse ser montada com aquisições majoritariamente nacionais (por conta do prazo de aquisição e da divisão dos recursos do projeto).

Portanto, a escolha dos componentes se deu prioritariamente no mercado brasileiro, procurando ainda alternativas que disponibilizassem tanto em SMD (para soldagem em PCI) quanto em DIP (para fácil operação em *proto-board* ou placa perfurada, em caso de prototipagem na ausência das PCIs) alguns componentes chaves para o desenvolvimento do *software*.

Os esquemáticos completos que resultaram do projeto se encontram no Apêndice.

3.4.1 Arquitetura eletrônica

A partir das diretrizes abordadas anteriormente, decidiu-se que haveria duas placas. A primeira, a placa de interface, teria a função de criar os meios de comunicação entre a Pinto-TH e os demais dispositivos e placas periféricas, além de alimentar os componentes com as tensões corretas a partir da fornecida pela bateria. A segunda placa, a placa de instrumentação, deveria se conectar à placa de interface para realizar funções mais específicas, relacionadas com a instrumentação propriamente dita da prótese. A Figura 3.7 ilustra a arquitetura pretendida.

Tratando-se da placa de interface, uma característica do Overo é que os pinos de dados que ele disponibiliza são todos em nível lógico 1,8V, o que os torna mais suscetíveis a ruído e muitas vezes incompatíveis para uso direto com outros periféricos (normalmente 3,3V ou 5V). Uma das funções a serem implementadas, então, seria a de converter o nível lógico dos pinos de interesse para níveis utilizados pelos demais dispositivos, ou seja, para 3,3V no caso de comunicação com algum componente em 3,3V ou para 5V como padrão ou caso o dispositivo seja de 5V.

Além disso, é importante que haja circuitos de potência para fornecer a alimentação a todos os dispositivos e componentes eletrônicos, inclusive o Overo, a partir de uma alimentação primária de uma bateria, visto que o sistema será todo embarcado em uma prótese.

A comunicação do sistema embarcado com o PC também deve ser prevista e isso é feito por USB, utilizando portas seriais do Overo.

Ademais, para facilitar ao usuário, decidiu-se já deixar operantes um conversor analógico-digital e um conversor digital-analógico externos ao Overo. Além das entradas e saídas analógicas, os pinos de comunicação serial (SPI, I²C e serial), PWMs, de uso geral (GPIOs) e de tensão (1,8V, 3,3V e 5V) devem ser disponibilizados.

Com relação à segunda placa, a placa de instrumentação, em um primeiro momento, ela deve realizar o condicionamento dos sinais obtidos da célula de carga de 6 eixos, acomodar a UMI e, ainda, acionar o atuador magneto-reológico. A ideia é que essa placa seja substituída no futuro para se adequar às novas exigências de projeto, à medida em que forem surgindo.

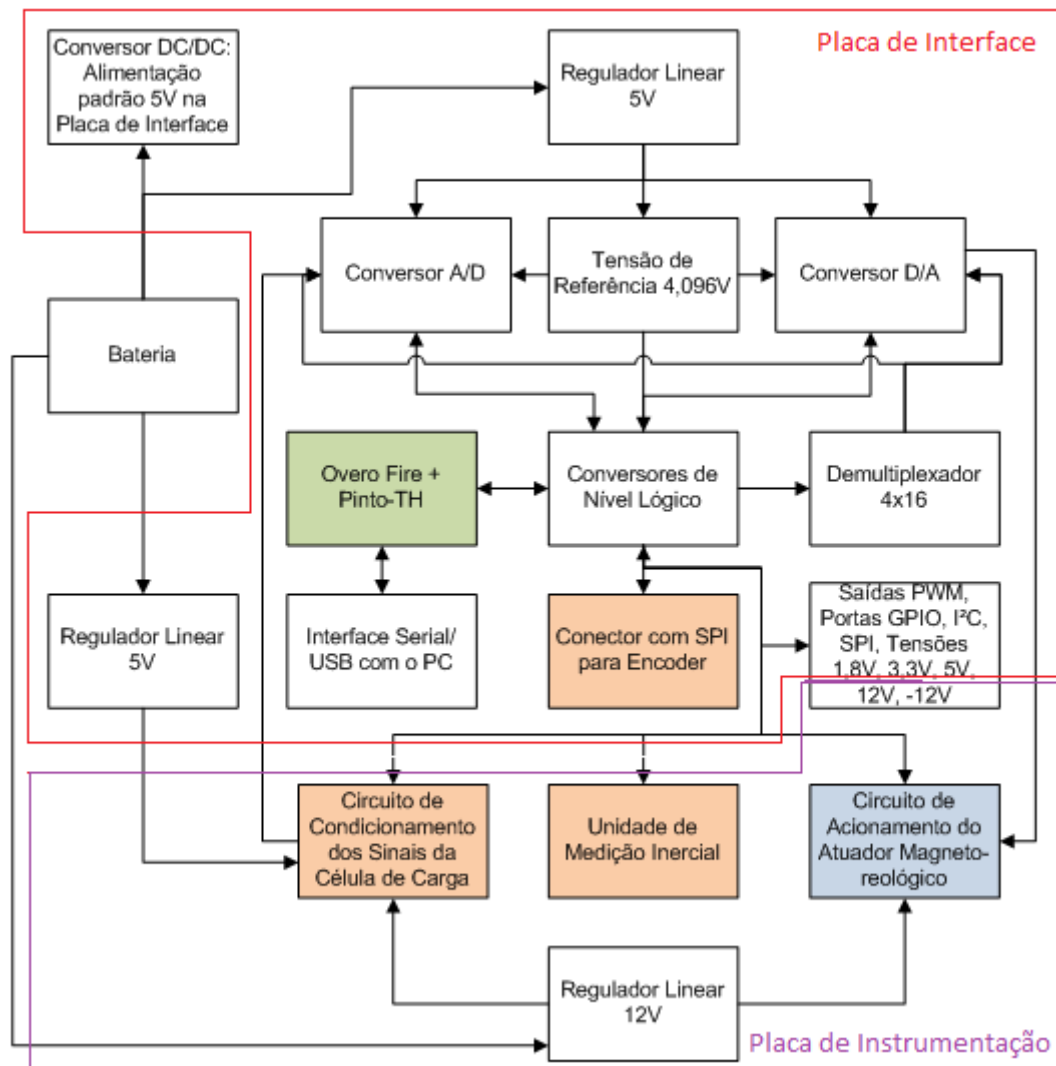


Figura 3.7: Esquema da arquitetura eletrônica das placas de interface e de instrumentação.

O esquemático da Figura 3.8 visa ilustrar a arquitetura eletrônica da placa filha e da placa de instrumentação, subentendendo as alimentações de cada componente.

3.4.2 Conversores de nível lógico

Há vários tipos de conversores de nível lógico, mas as principais características que devem ser observadas são a velocidade, a direção e a faixa de tensão admissível. São poucos os que convertem 1,8V, restringindo sobremaneira o universo de opções.

Como qualquer outro componente, esses conversores requerem um tempo de acomodação na saída. Esse tempo (resposta dinâmica) é determinante para a limitação da velocidade de transmissão de dados que se utilize desse conversor. É por esse motivo que para sinais como PWM e SPI optou-se pelos conversores da Maxim (MAX3379 e MAX3390) de alto desempenho já experimentados no LARA. Quanto ao barramento I²C, escolheu-se o PCA9306 da Texas Instruments, por ter sido projetado para esse propósito.

Com relação à direção, a maioria dos conversores são unidirecionais, ou seja, realizam a conversão apenas de sinais de entrada ou saída exclusivamente, do ponto de vista do processador. Os conversores da Maxim citados acima são exemplos de unidirecionais. Há conversores que são unidirecionais, mas que é possível escolher a direção por meio de um pino, como, por exemplo, o SN74LVC2T45 da Texas Instruments. Enfim, há os ditos bidirecionais, por realizarem a conversão em ambas as direções sem precisar configurar, como o próprio PCA9306 já citado e o TXB0108, também da Texas Instruments, usado para o Serial e maioria dos GPIOs.

Para os GPIOs, que costumam mandar ou receber apenas bits de controle, é importante observar a direção pretendida para cada sinal. No caso a direção de um pino já estar determinada, pode-se utilizar conversores unidirecionais. Para o caso de GPIOs sem ainda direção definida, é preferível convertê-los com bidirecionais. Nesse projeto, optou-se por usar os conversores de nível lógico aqui citados na placa de interface, segundo a aplicação.

3.4.3 Conversores analógico-digital (ADC) e digital-analógico (DAC)

Os requisitos utilizados na escolha dos conversores analógico-digital e digital-analógico foram a disponibilidade em mercado nacional nas formas SMD e DIP (para serem utilizados na PCI e para rápida utilização em *protoboard*, no caso da ausência da PCI), interface de comunicação em SPI, resolução mínima de 12 bits e não-linearidade máxima de 0,5%, visto que os erros de *offset* e ganho podem ser calibrados.

Os conversores encontrados que atenderam a esses requisitos foram o MCP3304 e o MCP4922, ambos da Microchip. O MCP3304 é um conversor analógico-digital de 13 bits (1 bit de sinal para o modo de entrada diferencial) do tipo aproximações sucessivas (SAR) de 8 canais de entradas, enquanto o MCP4922 é um conversor digital-analógico de 12 bits, com 2 canais de saída. A alimentação de ambos é realizada com 5V.

Esses conversores requerem uma tensão de referência para fins de comparação com os valores analógicos lidos ou disponibilizados pelos conversores, o que define a amplitude dos sinais analógicos

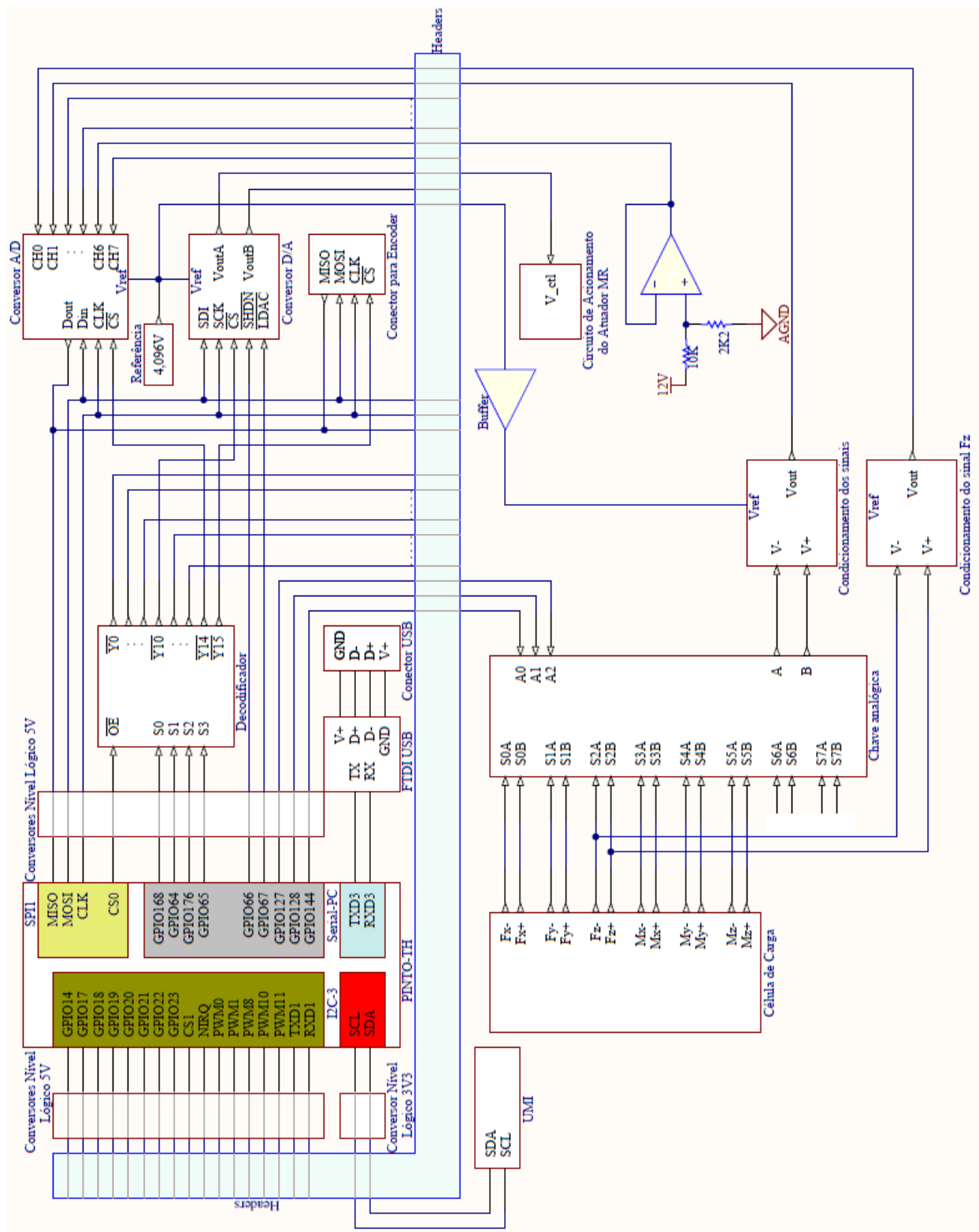


Figura 3.8: Arquitetura eletrônica detalhada das duas placas projetadas.

trabalhados pelos componentes. Decidiu-se pelo CI de tensão de referência REF198, cuja tensão de saída nominal é 4,096 V e não varia mais que 10 mV.

3.4.4 Interface Gumstix-PC

O desenvolvimento de *software* embarcado é essencialmente feito em PC. É necessário, pois, criar uma interface de comunicação entre o Gumstix Overo e o PC. A solução mais simples, inclusive utilizada na placa de expansão Tobi, é utilizar as portas USB e comunicar com as portas seriais do Overo.

Para isso, escolheu-se o circuito integrado FTDI² USB para Serial utilizado na própria Tobi (FT232R), com seus componentes de segurança de descarga eletrostática (USBLC6-2SC6) e diminuição de ruídos (indutores *choke* e supressores de ferrite).

3.4.5 Condicionamento dos sinais da célula de carga

O sensor contém, internamente, uma ponte de Wheatstone para cada grandeza de interesse (cada força e cada torque nos três eixos). Elas já realizam um primeiro condicionamento dos extensômetros, fornecendo um sinal diferencial ratiométrico (proporcional à tensão de alimentação) na saída, de acordo com os valores da Tabela 3.6. Para obter o melhor aproveitamento nesse ganho inicial, decidiu-se alimentar o sensor com 12V, tensão próxima à máxima permitida. O valor real de tensão submetido à célula de carga é medida pelo conversor A/D, após ser passado por um amplificador com ganho suficiente para resultar em uma tensão dentro da faixa de leitura do conversor. Esse *feedback* é importante para a correta interpretação dos sinais da célula de carga.

Mesmo alimentando o sensor com 12V, o fundo de escala obtido para a medida é muito pequeno ($2,7\text{mV/V} \times 12\text{V} = 32,4\text{mV}$ na melhor das hipóteses), exigindo então um amplificador para que o sinal se adeque melhor à faixa de entrada do conversor A/D (0 - 4095mV). Por se tratar de pequenos sinais, escolheu-se um amplificador de instrumentação de tensão *offset* de entrada muito pequena para não resultar em erros enormes quando se aplicar o alto ganho, além de uma corrente de polarização também a menor possível, para interferir o mínimo na ponte. O amplificador escolhido foi o AD620A, disponível nacionalmente. Suas especificações mais importantes se encontram na Tabela 3.7.

O sinal do sensor pode ser tanto positivo quanto negativo, porém o conversor A/D trabalha apenas com tensões positivas. Apenas o amplificador de instrumentação não resolve esse problema, precisando-se então de um segundo amplificador para realizar apenas o deslocamento do sinal para o semi-eixo positivo, adicionando a metade do fundo de escala. Isso é feito adicionando-se ao sinal de saída do AD620A metade da tensão de referência do conversor A/D com um amplificador na configuração somadora. Esse amplificador também deve ser de alta precisão e baixo ruído para garantir a qualidade do sinal do sensor. Foi escolhido, então, o LMP7731, cuja tensão *offset* de entrada é da ordem de μV .

²*Future Technology Devices International*, empresa escocesa criadora de dispositivos semicondutores, especializada na conversão de protocolos seriais em USB.

Parâmetro	Valor
Tensão <i>offset</i> de entrada (V_{OSI})	$30\mu V$ típico e $125\mu V$ máx.
Coefficiente térmico de V_{OSI}	$0,3\mu V/^{\circ}C$ típico e $1,0\mu V/^{\circ}C$ máx
Tensão <i>offset</i> de saída (V_{OSI})	$400\mu V$ típico e $1000\mu V$ máx.
Coefficiente térmico de V_{OSI}	$5\mu V/^{\circ}C$ típico e $15\mu V/^{\circ}C$ máx
Corrente de polarização	$0,5nA/^{\circ}C$ típico e $2,0nA/^{\circ}C$ máx
Ruído	$13nV/\sqrt{Hz}$ máx. entrada e $100nV/\sqrt{Hz}$ máx. saída
Erro de ganho (para $G=100$)	$0,30\%$ máx.

Tabela 3.7: Especificações do amplificador de instrumentação AD620A.

A Figura 3.9 mostra um dos circuitos de condicionamento projetados.

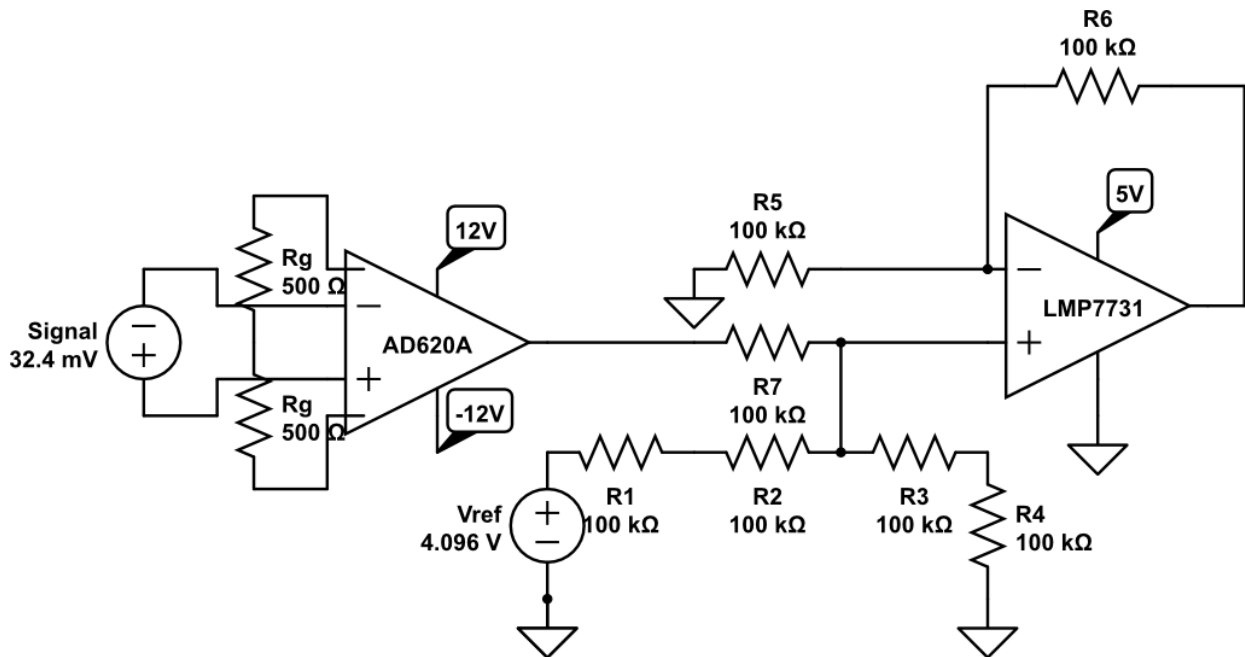


Figura 3.9: Esquemático do circuito de condicionamento de um sinal da célula de carga.

Por economia de espaço e recursos, foram implementadas apenas dois desses circuitos de condicionamento de sinais, um para o sinal de F_Z (circuito 1) de fundo de escala $0,7\text{ mV/V}$ e outro (circuito 2) para os demais sinais (que variam entre $2,6$ e $2,7\text{ mV/V}$). Para o uso do segundo circuito, é necessário que haja a multiplexação dos sinais da célula de carga; para isso foi utilizado a chave analógica ADG507, que atende a tensões de até 12V (importante observar que a resistência que a chave promove não influencia muito o pequeno de sinal de entrada, pois a corrente de polarização do amplificador de instrumentação é muito baixa, resultando em quedas de tensão de $1\mu V$ a $3\mu V$). Considerando a alimentação da célula de carga 12V , os fundos de escala se tornam $\pm 8,4\text{ mV}$ para o circuito 1 e $\pm 32,4\text{ mV}$ para o circuito 2. O objetivo é que, após o condicionamento, a faixa de valores de medição ficasse próxima à faixa de leitura do conversor A/D, portanto os ganhos G_i de cada circuito i puderam ser calculados:

$$G_1 = \frac{(4,095 - 0)V}{(8,4 - (-8,4))mV} = 243,75 \quad (3.1)$$

$$G_2 = \frac{(4,095 - 0)V}{(32,4 - (-32,4))mV} = 63,19 \quad (3.2)$$

O ganho G do amplificador de instrumentação é regulado por meio de um resistor de resistência R_G , segundo a relação descrita no *datasheet*:

$$G = \frac{49,4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (3.3)$$

As resistências a serem utilizadas nesses amplificadores puderam, então, ser calculadas para os ganhos definidos para os dois circuitos:

$$R_{G_1} = \frac{49,4k\Omega}{G_1 - 1} = \frac{49,4k\Omega}{243,75 - 1} = 203,5\Omega \quad (3.4)$$

$$R_{G_2} = \frac{49,4k\Omega}{G_2 - 1} = \frac{49,4k\Omega}{63,19 - 1} = 794,3\Omega \quad (3.5)$$

Todavia, mais importante que a faixa fique próxima da faixa de leitura do conversor A/D é a precisão do ganho. Para que distorções importantes não aconteçam ao amplificar esses pequenos sinais, com a variação de temperatura, é imprescindível que o(s) resistor(es) escolhido(s) tenha(m) um baixo coeficiente térmico. Tendo isso em mente, decidiu-se usar resistores de 500Ω encontrados na Farnell, cuja tolerância nominal é de $0,1\%$ e coeficiente térmico de apenas $\pm 10ppm/^\circ C$, o que significa que o erro na resistência não passa de $0,05\%$ considerando uma variação térmica de $50^\circ C$. As resistências R_{G_i} devem ser maiores ou iguais às calculadas em 3.4 e 3.5, para não extrapolar a tensão máxima permitida na entrada do conversor A/D, portanto decidiu-se colocar 250Ω (dois resistores em paralelo) no circuito 1 e $1k\Omega$ (dois resistores em série) no circuito 2. A partir desse valor, é possível calcular a incerteza acerca do ganho, devido ao fenômeno térmico no resistor:

$$\delta G = \left\| \left[\frac{\partial G}{\partial R_G} \right]_{R_G=R_{G0}} \right\| \times \delta R_G = \frac{49,4k\Omega}{R_{G0}^2} \times \delta R_G = \frac{49,4k\Omega}{R_{G0}} \times 5 \times 10^{-4} \quad (3.6)$$

Considerando os valores R_{G0} os valores nominais de cada resistência para se ter uma boa aproximação, já que não se tem acesso aos valores reais das resistências médias de cada resistor antes de adquirir, os ganhos G e seus respectivos erros δG encontrados em cada circuito foram

$$G_1 = 198,6 \pm 0,10 \quad (3.7)$$

$$G_2 = 50,4 \pm 0,03 \quad (3.8)$$

o que significa que o erro no ganho também é cerca de $0,05\%$. Com a escolha desses resistores, as leituras do conversor A/D e sua resolução passam a ser tal como mostra a Tabela 3.8.

Grandeza medida	Esforço máx.	Saída analógica máx.	Valor digital máx.	Resolução
F_Z	$\pm 2700N$	$\pm 8,4mV$	3336	$1,619N/LSB$
F_X, F_Y	$\pm 1800N$	$\pm 31,2mV$	3145	$1,145N/LSB$
M_X, M_Y	$\pm 60,0Nm$	$\pm 31,2mV$	3145	$0,038Nm/LSB$
M_Z	$\pm 60Nm$	$\pm 32,4mV$	3266	$0,037Nm/LSB$

Tabela 3.8: Valores das medidas da célula de carga.

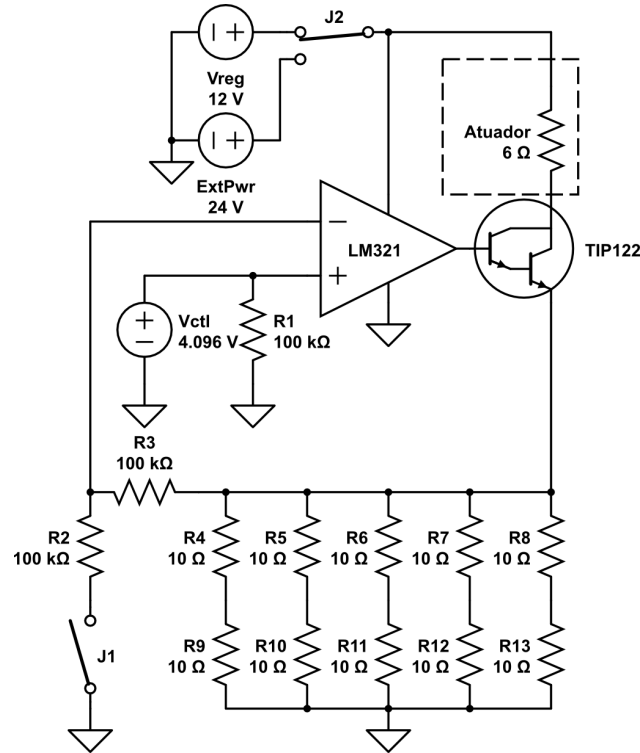


Figura 3.10: Circuito de acionamento do atuador magneto-reológico.

3.4.6 Acionamento do atuador magneto-reológico

Por se tratar de um atuador cuja variável de controle de seu coeficiente de amortecimento é a corrente elétrica (de no máximo 2A), decidiu-se por realizar o acionamento por meio de uma fonte de corrente controlada por tensão, em sua configuração mais básica, como mostrada na figura 3.10.

Esse atuador suporta o máximo de 1A continuamente e 2A de forma intermitente. O circuito de acionamento na PCI foi projetada para que no máximo 1A passe pelo atuador (forma segura de trabalhar com ele), com alimentação regulada de 12V. Contudo, caso haja a necessidade de se trabalhar com correntes mais altas, foram disponibilizados dois *jumpers* para permitir a alteração, conforme descrito a seguir.

O ganho do amplificador pode ser alternado entre unitário e dois, de acordo com a conveniência, por meio do *jumper* J1. Contudo, enquanto estiver sendo usado o regulador de tensão de 12V, a corrente não pode passar de 1A, pois a tensão não seria suficiente para o atuador (que sozinho poderia precisar de até 12V), o banco de resistores (poderia precisar de até 8V) e o transistor.

Então, para correntes maiores que 1A, é necessário alimentar com uma tensão de cerca de 24V não disponível na PCI, mas que, se disponível externamente, pode ser usada em lugar aos 12V por meio do *jumper* J2.

O transistor NPN escolhido foi o TIP122, disponível no laboratório, que atende bem aos requisitos de corrente (2A) e tensões (24V) máximas. Quanto ao amplificador, não pode ser o mesmo utilizado no restante do projeto, o LMP7731, uma vez que a máxima amplitude de alimentação desse amplificador é 5,5V; por isso, foi escolhido o LM321 que permite alimentação maior que os 24V. Contudo, esse amplificador não é de precisão, podendo chegar a ter 9mV de tensão *offset* de entrada (cerca de 0,2% da tensão de controle máxima, 4,096V), o que ainda seria menor que o erro introduzido pelo próprio conversor D/A.

O controle de corrente é feito por uma das tensões de saída do conversor D/A. Na condição normal do circuito (ganho unitário do amplificador e alimentação de 12V), a tensão de controle V_{CTL} é replicada no banco de resistores (de resistência equivalente R). A corrente máxima I_{MAX} que passa nos resistores é

$$I_{MAX} = \frac{V_{CTL_{MAX}}}{R} = \frac{4,095V}{R} \quad (3.9)$$

Portanto, com a corrente máxima de 1A, a resistência equivalente do banco de resistores deveria ser cerca de $4,095\Omega$. Por conveniência de projeto, foi determinado que R fosse 4Ω . Para se conseguir esse valor, foram utilizados resistores de 10Ω em configuração em paralelo e em série, como mostrada na figura 3.10. Essa configuração é interessante por permitir melhor dissipação de calor (maior área) e, também, obter como resistência equivalente um valor mais próximo do desejado, uma vez que, estatisticamente, os erros de cada um tenderiam a se cancelar.

3.4.7 Alimentação

Os circuitos integrados utilizados no projeto requerem alimentações de 1,8V, 3,3V, 5V, 12V e -12V. A placa de expansão Pinto-TH da Gumstix já possui conversor DC/DC de 3,3V (TPS62111) e regulador 1,8V, cujas saídas são disponibilizadas em pinos.

A alimentação do módulo de processamento e dos demais componentes de 5V da placa (com exceção dos conversores A/D e D/A) foi feita por meio de um conversor DC/DC chaveado (LM2575-5.0) para atingir boa eficiência (77% mesmo com tensão de entrada em 12V).

Para alimentar os conversores A/D e D/A com 5V, decidiu-se usar um regulador linear (LM7805) para evitar ruídos de alta frequência que surgiriam no caso de conversores DC/DC chaveados. O mesmo princípio foi utilizado para a alimentação dos amplificadores, já que lidam com dados analógicos. Desta forma, um regulador linear de 12V (LM7812) fornece a tensão de alimentação do amplificador do acionamento e dos amplificadores de instrumentação da célula de carga, e um outro regulador linear de 5V da placa filha alimenta os demais componentes da placa de instrumentação, inclusive os demais amplificadores. Para os amplificadores de instrumentação da célula de carga, é necessário alimentar ainda com a polaridade negativa, obtida a partir dos 12V por meio do conversor de tensão ICL7660A.

A bateria que alimentará todo o sistema deve fornecer tensão superior a 12V em no mínimo 2V (tensão *dropout* do regulador LM7812), para que o regulador linear de 12V funcione na tensão adequada.

3.5 Projeto das placas de circuito impresso

Os projetos das PCIs foram feitos no *software* Altium, seguindo princípios norteadores de projeto. Um requisito de importância, por se tratar de uma prótese, é a restrição mecânica. Outro ponto importante quando se lida com sensores de pequenos sinais e barramento de dados de alta velocidade, como é o caso do SPI, é a escolha de conectores. Esses assuntos são tratados a seguir, enquanto que os projetos se encontram no Apêndice.

Por questão de tempo, a fabricação das placas foi requisitada em uma empresa brasileira e ainda está em processo. A montagem e as soldagens nas placas serão feitas assim que as PCIs e os componentes comprados forem entregues.

3.5.1 Restrição mecânica

As placas eletrônicas devem ficar na prótese em algum local que não traga prejuízo à funcionalidade da mesma, uma vez que um dos objetivos é a utilização direta por pessoas. Além disso, por segurança e praticidade, as placas devem ser acomodadas em uma caixa, a qual deve ser fixada mecanicamente à prótese.

Para evitar colisões, decidiu-se que as placas seriam colocadas na parte posterior da prótese em um local que não prejudicasse a amplitude do movimento. Importante também que fosse em algum ponto da parte equivalente à tíbia, inclusive devido à UMI (para obter dados da orientação desse segmento diretamente), e, de preferência, em uma superfície plana para melhor fixação da caixa. Tendo isso em vista, a peça da prótese mais adequada é a da junta do joelho que se liga à prótese da tíbia em sua parte posterior, como mostrado na Figura 3.11.

A peça onde a caixa deve se fixar tem as dimensões 35mm x 127mm, isso signifique que as placas devem ser, preferencialmente, retangulares e estreitas. Como as dimensões padrões para fabricação de PCIs na Sseed Studio (empresa chinesa que costuma fabricar as PCIs encomendadas no LARA) são múltiplos de 50mm, decidiu-se projetar as placas de circuito impresso com as dimensões 50mm x 100mm.

Quanto à caixa, o ideal é que seja feita uma específica para o projeto, para otimizar espaço. Porém, isso não foi feito neste trabalho, já que o seria apenas após o a finalização da parte eletrônica. Em vista da possibilidade de necessitar de caixa padrão para fixar as placas, os furos de fixação das placas são compatíveis com a caixa PB-112 da Patola, a qual é ilustrada na Figura 3.11.

3.5.2 Princípios de projeto

Decidiu-se por fabricar placas de circuito impresso que fossem de duas camadas, uma vez que é a opção mais simples e comum que já permite a realização de qualquer circuito. Isso permitiu,

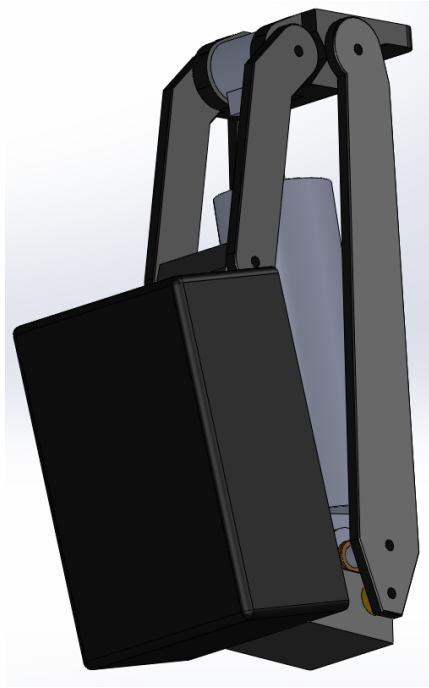


Figura 3.11: Localização da caixa com a eletrônica embarcada na prótese do joelho.

também, a utilização dos dois lados da placa para soldagem de componentes eletrônicos, tornando possível projetar nas dimensões especificadas os circuitos propostos para a placa de instrumentação e, principalmente, a placa de interface.

A criação de planos terra, em geral, é uma boa prática em projetos de PCI, porque permite uma grande área de condutor para o retorno da corrente elétrica para a alimentação. Isso evita disparidades no potencial visto no terra pelos diferentes componentes. Contudo, esses planos podem sofrer influência de sinais de alta frequência (próprio conversor DC/DC que alimenta quase toda a placa de interface, por exemplo). Para resolver esse problema, foram criados na placa de interface dois tipos de planos terra, um para os componentes alimentados pelo conversor DC/DC e um outro para componentes que trabalham com sinais analógicos e/ou são alimentados com regulador linear (a placa de instrumentação toda, por exemplo, possui esse mesmo plano terra).

O posicionamento dos componentes seguiu uma metodologia. Devido à susceptibilidade dos sinais 1,8V do microprocessador, os conversores de nível lógico foram posicionados o mais próximo possível dos pinos correspondentes da Pinto-TH. Os conversores A/D e D/A foram colocados próximos um do outro, para compartilharem a tensão de referência, garantindo que o CI da tensão de referência fiquem próximo de ambos os conversores. Além disso, puderam ser agrupados em uma “região analógica”, juntamente com o regulador dedicado a eles, compartilhando o mesmo plano terra, minimizando interferência dos sinais de alta frequência da placa. Quanto aos componentes de regulação de tensão, buscou-se agrupá-los em uma das pontas da placa, evitando muita dissipação de calor nos outros componentes. Por fim, os conectores foram colocados o mais próximo possível dos componentes correspondentes.

O roteamento foi realizado com algumas regras. A isolamento mínima entre as trilhas foi estipulada

em 10 mil³, aceito pela maioria dos fabricantes. A largura de trilha utilizada para pequenas correntes (alimentações em geral, na ordem de mA) foi de 10 mil. Quanto mais próximo do regulador (mais trilhas de 10 mil convergindo), mais largas as trilhas (15 e 20 mil).

Para filtrar componentes de alta frequência (devido a ruídos) das tensões de 1,8V, 3,3V e 5V, foram previstos capacitores cerâmicos de 100 nF próximos aos componentes que as usam. Próximas aos reguladores, foram colocados, além desses capacitores de 100 nF, outros tântalos de 10 μ F para filtrar componentes de baixa frequência também.

3.5.3 Conectores

A maior parte dos conectores presentes na placa de interface são responsáveis apenas pela transferência do sinal à placa periférica (de instrumentação), portanto, via de regra, *headers* serão dispostos para essa finalidade.

Contudo, é necessário disponibilizar na própria placa filha uma porta USB para a interface com o PC, o que foi feito com uma porta USB mini-B soldada diretamente à placa. Além disso, já prevendo o uso de ao menos um *encoder* AMT203, cuja comunicação é por barramento SPI, decidiu-se colocar um conector para disponibilizar o barramento com um *Chip Select*. Esse conector deveria conter no mínimo seis pinos (dois para alimentação e quatro para comunicação), o que é alcançado com um mini-DIN de 6 pinos, mesmo conector PS/2 encontrados para *mouses* e teclados. Essa conexão garante o *plugging* correto.

Para receber a alimentação da bateria, preferiu-se utilizar um conector que travasse, no caso *headers* com trava. A mesma solução foi utilizada no projeto da placa de instrumentação para receber os sinais da célula de carga.

3.5.4 Comentários técnicos relevantes

Após uma revisão dos projetos das PCIs, após já terem sido enviados para fabricação, observaram-se algumas limitações, apresentadas nessa seção para tratamento em trabalhos futuros, juntamente com outros comentários técnicos de utilização das placas.

A alimentação do atuador é realizada por um regulador linear de 12 V. Porém não foi previsto espaço para a fixação de algum dissipador de calor ao regulador. Esse problema é facilmente contornável se utilizar diretamente a alimentação da bateria para alimentar o atuador magneto-reológico, bastando configurar o *jumper* J2 no modo de alimentação por fonte externa (onde deve ser colocada a tensão da bateria). Isso retira a carga do regulador e permite o acionamento do atuador.

Importante observar que o circuito de condicionamento dos sinais da célula de carga projetado na PCI não condiz com o circuito teórico, apresentado na Seção 3.4.5, devido a erro no desenho do esquemático no Altium (vide Figura I.4). Apesar da necessidade do ajuste na placa caso queira se usar o circuito proposto, esse circuito ficou mais complexo que o necessário. Uma solução mais simples para o deslocamento do sinal para valores positivos, sugerida pelo professor Geovany Araújo

³Um mil equivale a um milésimo de polegada ou 0,0254 mm

Borges, é por meio de um divisor resistivo entre a saída do amplificador de instrumentação e a tensão de referência. Isso resulta em uma saída igual à média entre o sinal amplificado e a tensão de referência, então o ganho do AD620A deve ser o dobro do previsto para o método utilizado nesse trabalho. Além disso, é importante que esses resistores sejam de precisão, para não prejudicar o sinal. Essa otimização pode ser realizada, substituindo por curto-circuito os resistores R1, R2 e R6, e retirando os resistores R5 e R4, além de alterar a resistência de ganho do amplificador de instrumentação para se adequar à faixa.

Com relação às entradas do ADC e às saídas do DAC, não foram previstos *buffers* na placa de interface. Portanto, ao utilizar essas portas, deve-se observar as limitações de corrente ou colocar um *buffer* em cada porta utilizada, como projetado na placa de instrumentação.

É importante que a UMI fique bem fixada, utilizando-se o furo a ela destinada. Caso contrário, as medições comprometerão a estimação da orientação.

Por último, em trabalhos posteriores, é interessante que seja utilizado um conector mais apropriado para a célula de carga. Esse conector, fixado na caixa que conterá o sistema embarcado, aumentaria a segurança da conexão, mantendo a célula de carga desconectada da PCI mecanicamente.

Capítulo 4

Desenvolvimento de *Software*

“Software is like entropy. It is difficult to grasp, weighs nothing, and obeys the second law of thermodynamics; i.e. it always increases.” – Norman Ralph Augustine

4.1 Introdução

Este capítulo se destina a expor o *software* inicial implementado neste trabalho. Em suma, foram implementadas as comunicações da Gumstix com os periféricos (UMI em I²C e conversores A/D e D/A em SPI), o uso de GPIOs, o processamento dos dados da UMI (calibração dos sensores) e uma interface de usuário que permite registrar dados do programa e *feedback* visual de variáveis de interesse em semi tempo real.

Para esse desenvolvimento, foram realizados diversos procedimentos de preparação do ambiente de desenvolvimento. Foi configurada a conexão via *kermi*t do PC com a plataforma Gumstix, instalado o compilador para OMAP no PC *legprost1*, formatado e particionado um cartão de memória microSD, instalado e modificado o *boot* e o *kernel* do console *Linux* no cartão. Alguns pequenos tutoriais foram escritos para ajudar usuários que conhecem pouco de *Linux* a desenvolverem para Gumstix.

4.2 Arquitetura de *Software*

O *software* foi implementado como tendo um programa central, que é responsável por gerar e controlar a rotina de atividades, e diversos módulos em volta dele que são responsáveis por atividades especializadas, dentro do contexto de uma rotina de controle em malha fechada:

1. Comunicação com os periféricos (leitura dos sensores e atuação)
2. Calibração de sensores
3. Estimação de estado
4. Lei de controle

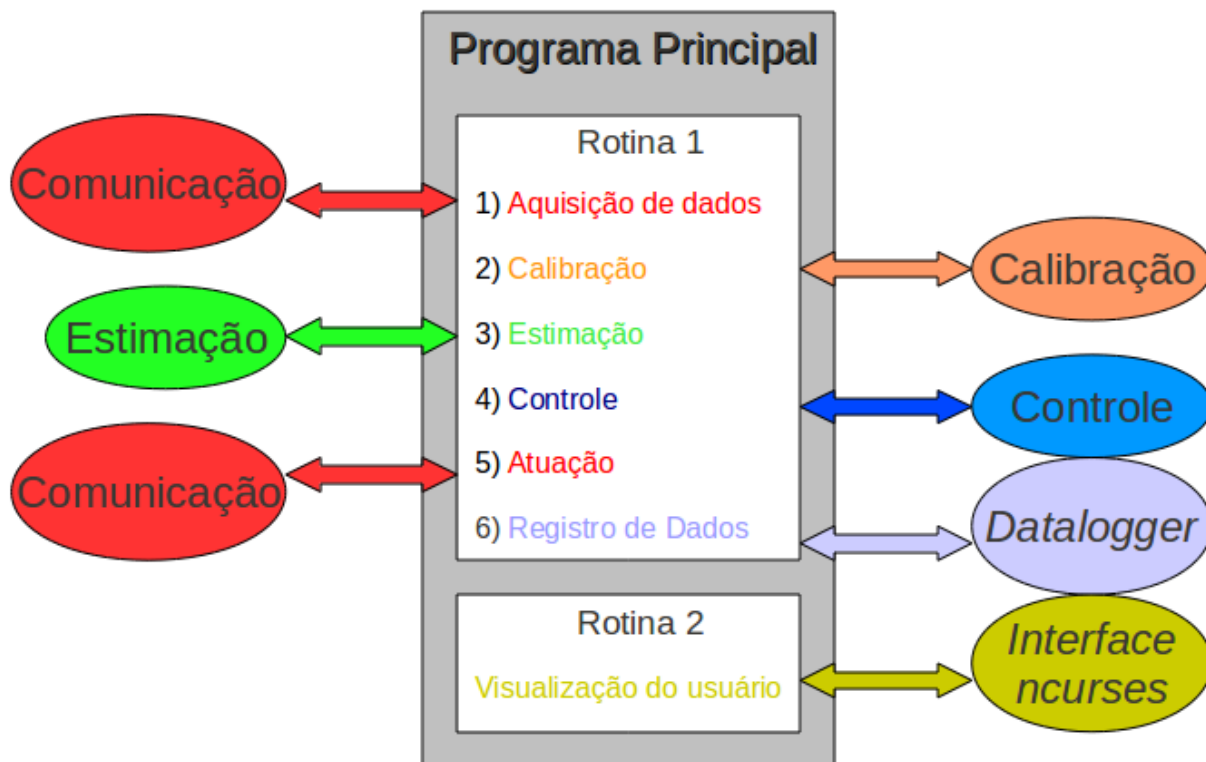


Figura 4.1: Estrutura do *Software*.

Além desses módulos voltados ao controle da prótese, há também os programas responsáveis pelo registro dos dados (*datalogger*) e pela interface do usuário em semi tempo real, citados anteriormente.

Foi implementada uma rotina periódica voltada para o controle da prótese e registro de dados e uma outra rotina, em paralelo, de frequência menor, para a visualização do usuário. O esquemático da Figura 4.1 ilustra a estrutura do *software*.

Foram implementadas a comunicação, a calibração da UMI, o *datalogger* e a visualização do usuário via *ncurses*.

4.3 Implementação

4.3.1 Interface de usuário

A interface do usuário foi adaptada do trabalho de [31]. Basicamente, há duas formas de visualização dos dados. Uma delas é em semi tempo real, em que os valores dos sensores são mostrados na tela a um período determinado, mas não garantido. Para isso, foi utilizado a biblioteca *ncurses*¹. A outra forma é registrando todos os dados em arquivos compatíveis com MATLAB, por meio do módulo *gdatalogger*, usado no LARA.

¹Documentado em <http://www.gnu.org/software/ncurses>


```

RLEG Data
Communication Statistics: Total = 11565 Failures = 0 Error Rate = 0.000
IMU Accelerometer (bits):      X: -35 Y: -5 Z: -266
IMU Gyrometer (bits):         X: -59 Y: 42 Z: 1
IMU Magnetometer (bits):      X: 218 Y: -191 Z: -24
IMU Accelerometer (g):        X: -0.20622 Y: -0.04205 Z: -0.97950
IMU Gyrometer (rad/s):        X: 0.00219 Y: 0.00233 Z: 0.00033
IMU Magnetometer (B):         X: 2.03955 Y: -0.64748 Z: -0.31765
Temp (bits): -15295           Temp (°C): 27.7517857
Fx (bits): 1912
Voltage Control Written (bits): 2275
Voltage Control Read (bits): 2165
Runtime: 231.28               Datalogger stopped
I: IMU                        F: Efforts                    M: Magneto-rheological Actuator
O: Overview                    D: Datalogger Start/Stop
Q: Quit

```

Figura 4.2: Exemplo de visualização geral do usuário.

Na tela de visualização, o usuário pode escolher qual conjunto de dados quer acompanhar (dados dos sensores, variáveis de controle, sinais de atuação ou quaisquer outras variáveis que o programador quiser disponibilizar). Nesse primeiro momento, pela falta dos dispositivos encomendados, só foi possível implementar e testar a visualização dos dados da UMI e dos conversores A/D e D/A, os valores calibrados da UMI e o tempo transcorrido desde o início da execução do programa. A Figura 4.2 ilustra a tela de observação geral do usuário.

No *datalogger*, o programador deve adicionar as variáveis que se deseja registrar, segundo a metodologia da biblioteca *gdatalogger*. Até este trabalho, foram adicionadas as mesmas variáveis exibidas ao usuário na tela de visualização, correspondentes aos dados cuja aquisição e processamento já foram implementados.

O registro, feito em arquivo compatível com MATLAB, pode ser transferido a um PC que tenha MATLAB e ser feita sua leitura, utilizando-se uma adaptação do programa *ReadData.m*².

4.3.2 Comunicação com os periféricos

Esse módulo é responsável pela aquisição de dados dos sensores e pelo envio do sinal de atuação. Como já dito anteriormente, os protocolos utilizados para comunicação com os periféricos foram o I²C e o SPI.

Como o I²C é um protocolo bem simples, baseado em um canal *half-duplex* de mensagens de 8 bits apenas, foi utilizada a função *ioctl()* para trabalhar com o dispositivo de *driver* I²C já presente no Linux que foi instalado no microprocessador. A comunicação é toda baseada em leituras e escritas de registradores de 8 bits, onde um deles é o registrador que recebe a mensagem. Em vista dessa característica do protocolo, foram criadas funções básicas de escrita e leitura em registradores, que serviram para criar as funções mais específicas de inicialização (e configuração de dispositivos) e leitura dos dados dos sensores.

²Escrito por Felipe Brandão Cavalcanti para o trabalho [31]

A comunicação por SPI, por sua vez, foi implementada utilizando os *drivers* de controle (McSPI) e de protocolo (Spidev) disponíveis no *kernel* construído para o Overo. Importante observar que, para utilizar o Spidev, precisou-se desabilitar no *kernel* dois dispositivos que já eram atribuídos aos dois *Chip Select*. Esse *driver* de protocolo trabalha com mensagens de 8 bits *full-duplex*. Também utilizando a função *ioctl()* para trabalhar com SPI, funções de inicialização do *driver*, de leitura do conversor A/D e escrita no conversor D/A foram implementadas em um só arquivo, responsável pelo protocolo.

As funções foram feitas separadamente para cada dispositivo ou grupo similar (funções para conversores A/D e D/A) em arquivos diferentes. Para facilitar a identificação, cada nome de função começa com a abreviatura do dispositivo a que se destina. Contudo, procurou-se agrupar rotinas de comunicação (como a leitura de todos os sensores e acionamento dos atuadores) em um único arquivo, que é central no módulo de comunicação. Esse arquivo central que deve ser utilizado, em geral, pelo programa central.

4.3.3 Calibração da UMI

Após a aquisição de dados, a função de calibração da UMI é chamada pelo programa principal. Essa função realiza simplesmente a retirada do viés e do fator de escala em cada eixo de medição do acelerômetro e do magnetômetro, segundo os parâmetros pré-determinados pelo programador, após realizado o procedimento para determinação desses parâmetros. Das medidas do girômetro, é apenas retirado o viés e multiplicado pelo fator de escala definido no *datasheet* do sensor.

Os dados com sentido físico são armazenados na mesma estrutura de dados que contém os dados brutos de toda a UMI, facilitando a compreensão do código, uma vez que as estruturas de dados são únicas para cada dispositivo e compartilhadas através do programa principal.

4.4 Experimentação

4.4.1 Plataforma de testes

Um dos objetivos deste trabalho era testar o protótipo projetado para validar o projeto eletrônico e a implementação em *software* da comunicação do microprocessador com os periféricos e do processamento das medidas da UMI. Contudo, devido a contratempos na aquisição dos materiais e na contratação dos serviços necessários para a construção do protótipo, os testes não puderam ser feitos no próprio protótipo.

Portanto, a fim de validar o *software* e parte da arquitetura, foi implementada uma plataforma de experimentação em *proto-board*, que simula, em parte, o sistema de comunicação da plataforma Gumstix com os demais dispositivos. Essa plataforma possui:

1. Gumstix Overo Fire conectado à placa de expansão Tobi;
2. UMI (mesma do projeto);
3. Conversor analógico-digital MCP3304;

4. Conversor digital-analógico MCP4922;
5. Decodificador (usado como demultiplexador) 74139;
6. Conversores de nível lógico da Sparkfun (código BOB-08745).

A Figura 4.3 mostra o esquemático básico de conexão da plataforma, ocultando as alimentações dos componentes. A foto do circuito montado, por sua vez, é exibida na Figura 4.4.

Uma limitação desse circuito é a frequência do sinal que o conversor de nível lógico transmite, tanto devido à capacitância do próprio conversor, quanto devido à capacitância do meio físico da conexão (*protoboard*), diferente no caso da PCI projetada, a qual proporcionará resultados melhores com os conversores de nível lógico escolhidos. Por esse motivo, trabalhou-se com frequências de 100 kHz e 46,8 kHz para os barramentos I²C e SPI, respectivamente, por resultarem em respostas dinâmicas não prejudiciais. Com as placas definitivas, o programador pode definir as frequências de operação dos protocolos de comunicação. Sugere-se o uso de 400 kHz para o I²C (máximo permitido pelo protocolo) e 1,5 MHz (possível de obter no Overo e, com essa frequência, daria para atender ao requisito de projeto de conseguir realizar a aquisição de dados em cerca de 1 ms).

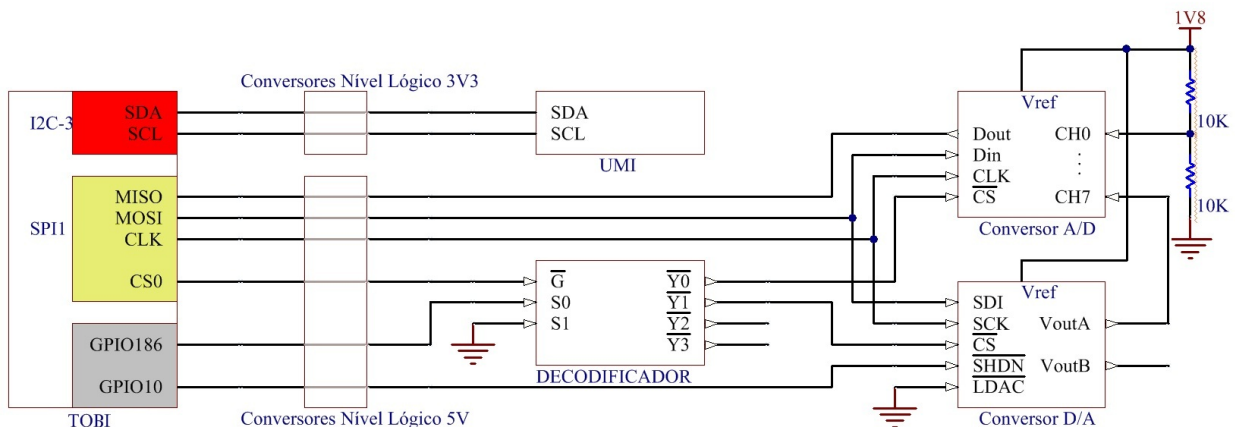


Figura 4.3: Esquemático da plataforma de testes.

4.4.2 Calibração da UMI

Para processar os dados da UMI, foi utilizado o método descrito na Seção 2.3.2. As medidas foram adquiridas enquanto a UMI era girada em diversas direções lentamente, procurando-se não transladar o magnetômetro, uma vez que o local de calibração, LARA, tem um campo magnético muito variado espacialmente, prejudicando a calibração com deslocamentos do magnetômetro da ordem de centímetros, como foi observado em ensaios.

Os dados registrados em arquivo MATLAB foram processados em um programa executado no MATLAB e obtidos os parâmetros de calibração dos sensores da UMI. Para o acelerômetro e o magnetômetro, foi realizado o ajuste à elipsóide, e para o girômetro, apenas o cálculo das médias das medidas.

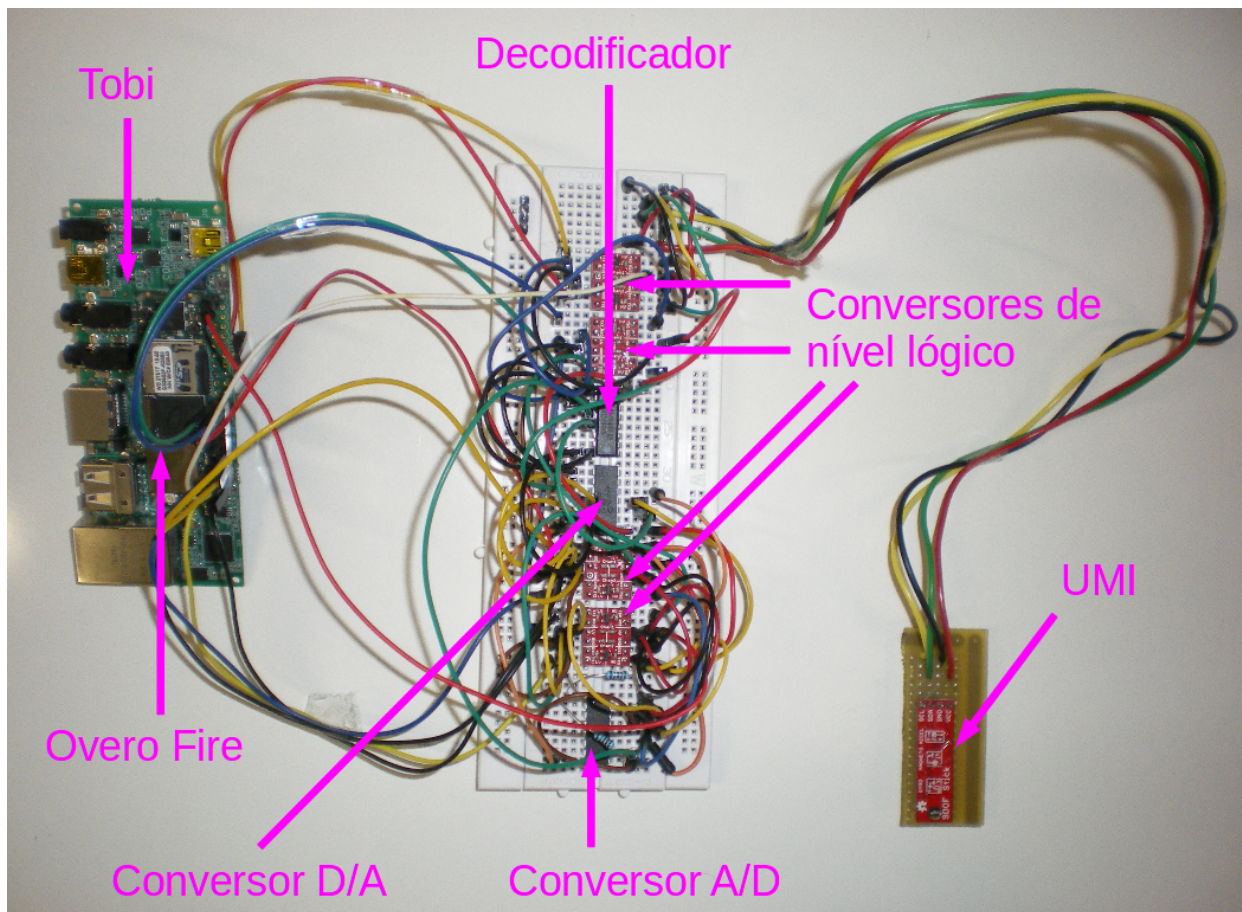


Figura 4.4: Plataforma de testes.

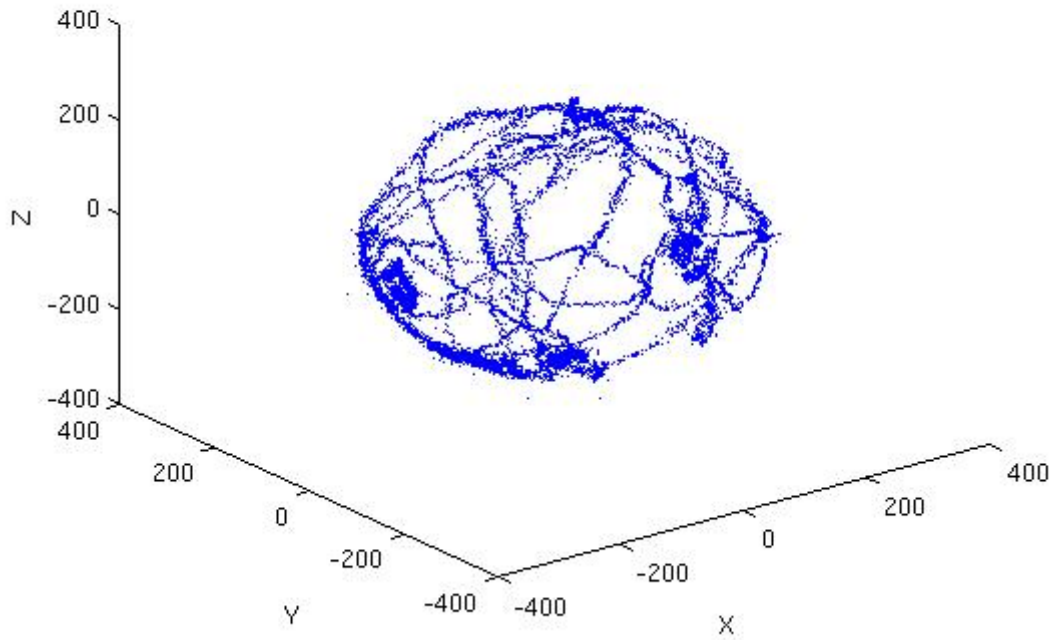
Os valores brutos (sem processamento) adquiridos experimentalmente são exibidos nas Figuras 4.5 e 4.6, juntamente com a elipsóide encontrada pelo programa no MATLAB.

Observou-se que, como já era de se esperar, os dados do magnetômetro são menos confiáveis, uma vez que o campo magnético sofre alterações em curtas distâncias. O ajuste do acelerômetro, por sua vez, foi quase perfeito. Isso levou o autor a questionar o uso do magnetômetro na estimação da orientação no caso da prótese (muito utilizada em ambientes *indoor*, suscetíveis a diversas interferências magnéticas), cuja retirada nem traria tanto prejuízo, haja visto que o acelerômetro e o girômetro já seriam suficientes se restrito o interesse apenas ao plano sagital. A tabela 4.1 mostra os parâmetros de calibração encontrados para cada um dos três sensores da UMI.

	Acelerômetro	Magnetômetro	Girômetro
Viés - X	19,2	-143	-60,9046
Viés - Y	6,024	-101	40,9062
Viés - Z	-18,97	3	0,8769
Fator de escala - X	262,82	177	0,001214142
Fator de escala - Y	262,15	139	0,001214142
Fator de escala - Z	252,20	85	0,001214142

Tabela 4.1: Parâmetros de calibração da UMI para os valores brutos de medição.

Dados adquiridos do acelerômetro em calibração



Dados do acelerômetro e elipsóide ajustada

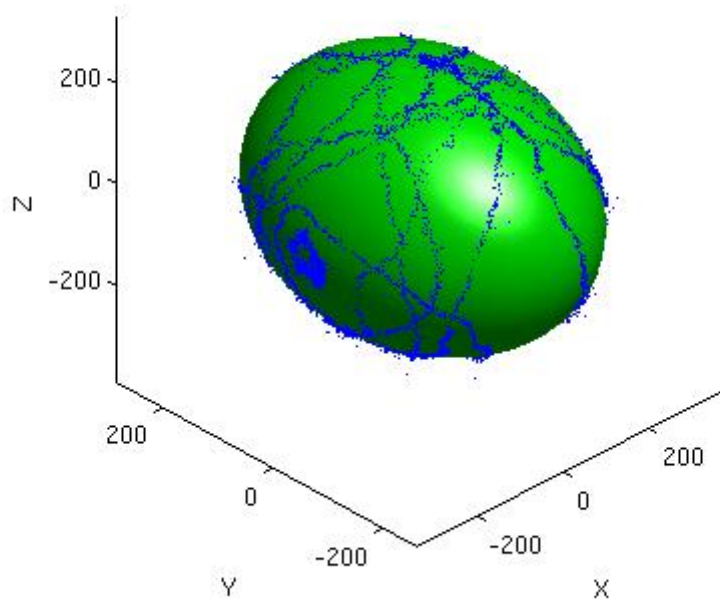
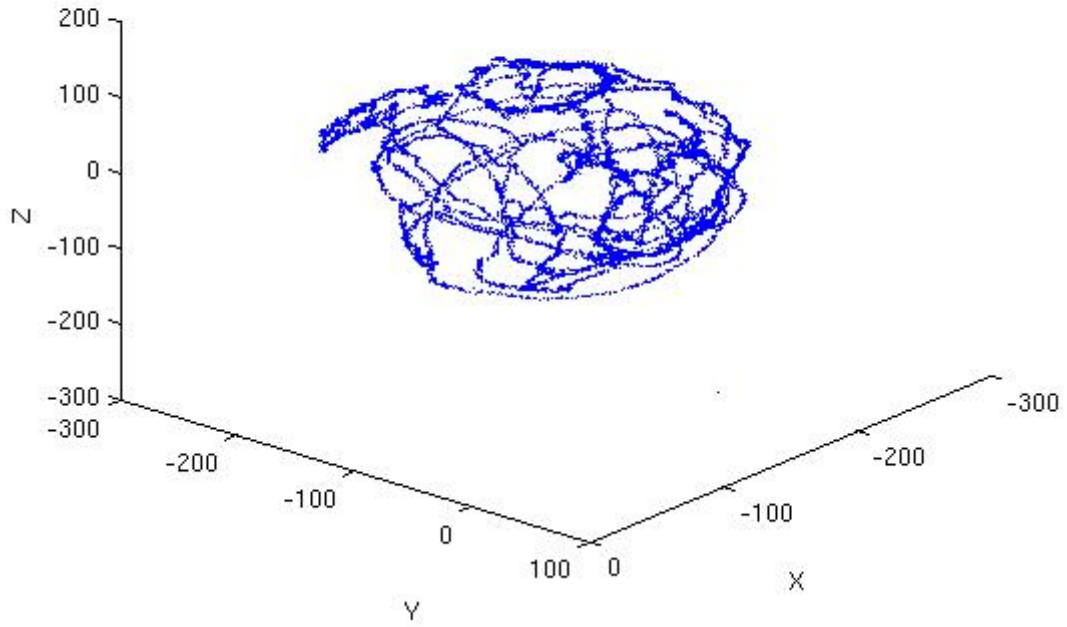


Figura 4.5: Aquisição dos valores brutos do acelerômetro durante o procedimento de calibração.

Dados adquiridos do magnetômetro em calibração



Dados do magnetômetro e elipsóide ajustada

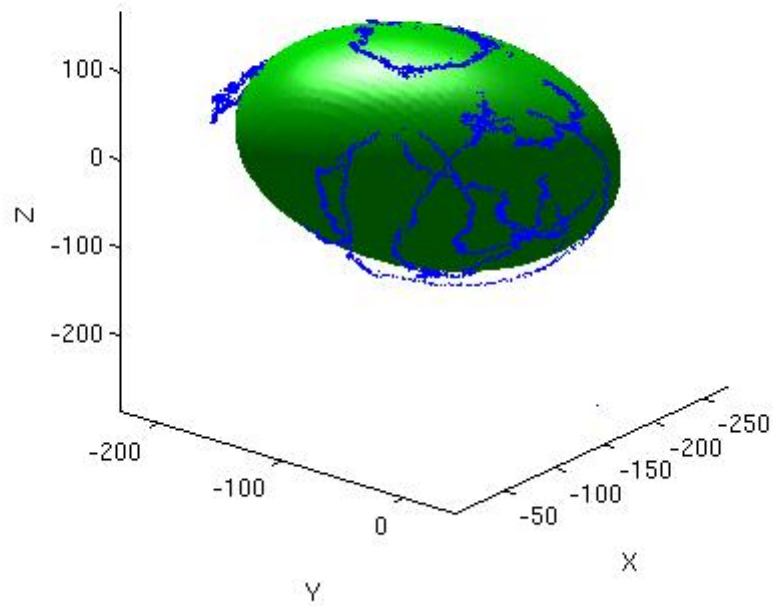


Figura 4.6: Aquisição dos valores brutos do magnetômetro durante o procedimento de calibração.

4.4.3 Ensaio de validação da calibração do acelerômetro

Com os parâmetros de calibração em mãos, foi feito um ensaio de validação com o acelerômetro. O procedimento consistiu em, inicialmente, deixá-lo em repouso por um minuto em uma posição em que o único eixo que medisse a aceleração da gravidade fosse o eixo Z. A aceleração \vec{a} e o deslocamento \vec{r} estão relacionados da seguinte forma:

$$\vec{a} = \frac{d^2\vec{r}}{dt^2} \quad (4.1)$$

Para obter o deslocamento em relação à posição inicial após o tempo t , com velocidade inicial nula, basta integrar a equação 4.1 duas vezes:

$$\Delta\vec{r}(t) = \int_0^t \int_0^t \vec{a} dt dt \quad (4.2)$$

Após adquirir os dados em repouso, integrou-se, em MATLAB, duas vezes a aceleração medida, tanto com quanto sem calibração, para obter os deslocamentos medidos em relação ao ponto de repouso. Os dados foram plotados e apresentados nas figuras 4.7 e 4.8.

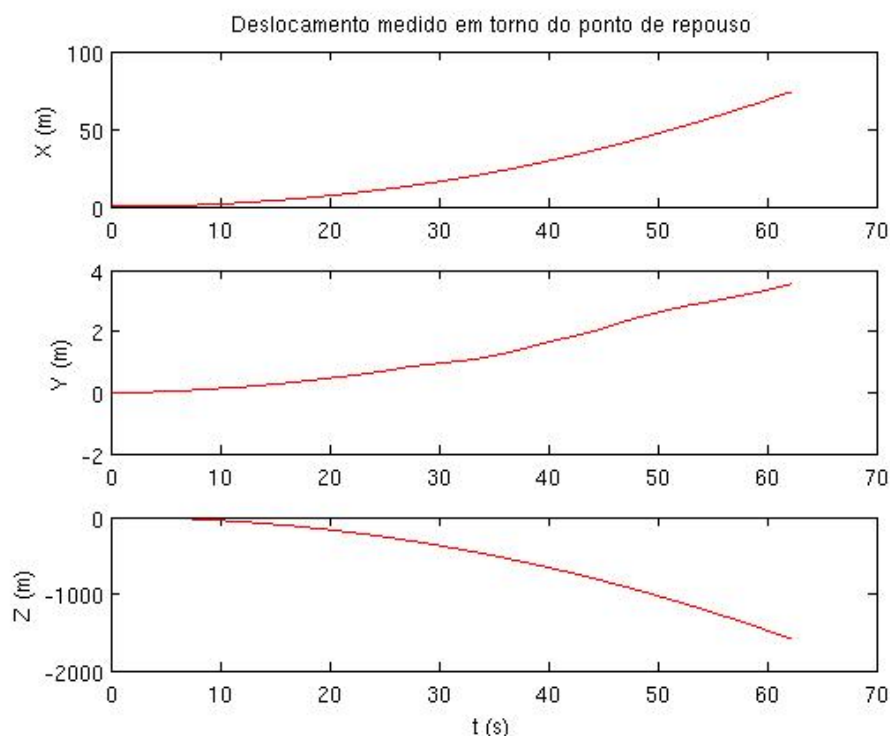


Figura 4.7: Resultado da dupla integração da aceleração sem calibração.

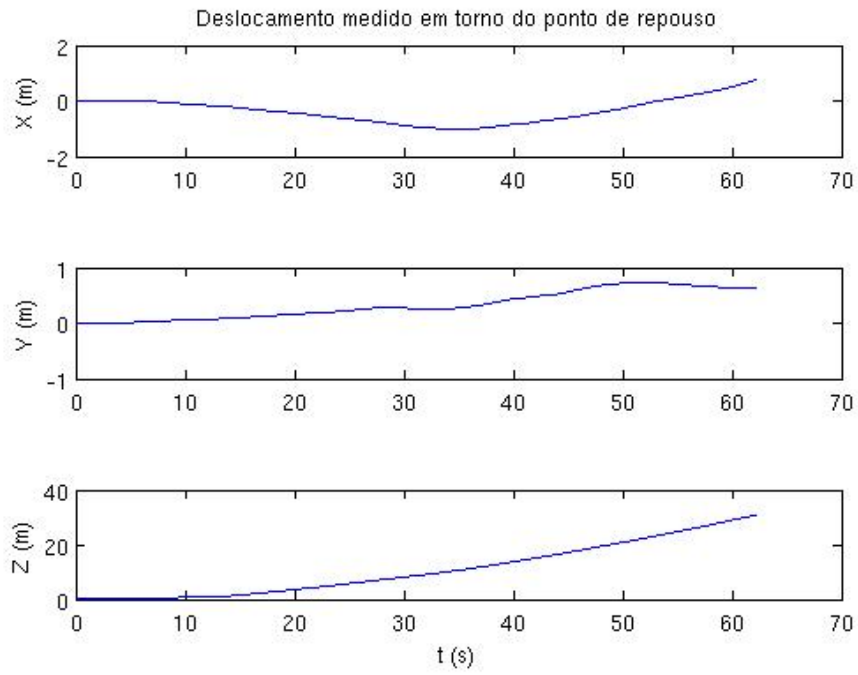


Figura 4.8: Resultado da dupla integração da aceleração com calibração. Deslocamento medido em Z e em X no mínimo 50 vezes menor que no ensaio sem calibração.

Com base nas figuras, pode-se inferir que a calibração não foi perfeita, mas teve uma melhora substancial, com a discrepância no eixo Z da ordem de 50 vezes menor, que era o eixo mais propício ao viés, por ser o eixo principal de atuação da gravidade no experimento.

Capítulo 5

Conclusões

Foi realizado e relatado nesse trabalho o desenvolvimento do sistema embarcado da primeira versão de prótese no novo projeto do LARA em parceria com a FCE e a FGA. O desenvolvimento se deu em duas etapas: projeto do sistema do ponto de vista eletrônico (escolha dos componentes, projeto dos circuitos e das placas de circuito impresso) e projeto e implementação do *software* embarcado (arquitetura, interface do usuário, comunicação com periféricos e calibração da UMI).

No contexto de projeto de pesquisa financiado pela FINEP, houve a necessidade de tornar realidade a ideia concebida pela equipe para começarem os trabalhos em campo (com indivíduos amputados). O projeto mecânico foi executado por Thiago Silva Rocha e Roberto de Souza Baptista, enquanto a tarefa de desenvolver o sistema embarcado foi o objetivo desse trabalho.

5.1 Resultados obtidos

Apesar do *hardware* não ter se concretizado, o projeto das placas de circuito impresso foi concluído com bom aproveitamento de espaço, utilizando-se apenas duas placas de 50mm x 100mm cada. Além disso, o projeto foi pensado para que permitisse fácil evolução, separando as funções entre a placa de interface e a placa de instrumentação. Na última, ficam os circuitos de alteração mais comum como o de acionamento do atuador, do qual pode ser alterada a estratégia no futuro, e o condicionamento dos sinais da célula de carga, além de acolher a UMI. A placa de interface, por sua vez, disponibiliza diversos pinos do Overo a níveis lógicos de interesse (5V em geral e 3,3V para o I²C utilizado pela UMI), trabalha com valores analógicos de tensão por meio de conversores A/D e D/A, realiza a regulação da tensão da bateria, disponibiliza o barramento SPI para o *encoder* por meio de um conector circular e, ainda, realiza a interface da Gumstix com o PC por meio da conversão de USB para comunicação serial.

O *software* embarcado na prótese foi implementado para que permitisse a comunicação do processador com os periféricos e calibrasse os sensores inerciais utilizados. Ademais, uma interface de usuário foi desenvolvida para que dados pudessem ser registrados em arquivo MATLAB e visualizados em semi tempo real na tela do PC, facilitando o trabalho do desenvolvedor da prótese. Para testar o programa e realizar a calibração da UMI, foi concebida uma plataforma para simular parte do sistema, composta pela Gumstix e alguns componentes eletrônicos (conversores de nível

lógico, conversores A/D e D/A, UMI e decodificador) montados em *proto-board*.

O procedimento de calibração da UMI descrito na Seção 2.3.2 foi realizado, resultando nos parâmetros de viés e fator de escala do acelerômetro e do magnetômetro, e nos parâmetros de viés do girômetro. A calibração do acelerômetro pôde ser avaliada por meio de um ensaio, em que integrou-se duas vezes as acelerações medidas em repouso por um minuto, para obter o deslocamento medido erroneamente. A comparação entre o deslocamento obtido a partir dos valores não calibrados do acelerômetro e o obtido a partir dos valores calibrados foi feita, validando a calibração.

Uma outra contribuição foi a preparação da plataforma Gumstix para uso, uma vez que foram feitas as instalações necessárias tanto no PC de desenvolvimento do LARA quanto no Overo, e a escrita de pequenos tutoriais para os futuros usuários do sistema.

5.2 Trabalhos futuros

Finalizado esse trabalho, resta ainda, em um primeiro momento, montar todo o sistema (mecânico e eletrônico) e realizar os testes de validação. Apesar do projeto eletrônico ser compatível com uma das caixas da Patola, sugere-se que seja confeccionada uma estrutura para abarcar as PCIs e a bateria. Posteriormente, a prótese estaria pronta para ser usada no desenvolvimento e implementação de algoritmos de estimação e controle da marcha, a serem testados em amputados.

Aos futuros usuários do sistema embarcado desenvolvido nesse trabalho, é imprescindível ler os comentários técnicos relevantes fornecidos na Seção 3.5.4. Os desenvolvedores que forem atualizar o sistema devem incorporar a seus projetos as soluções propostas ou criadas, a fim de manter a evolução do sistema.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] PORCIDES, A. J. *Manual do antedimento pré-hospitalar*. Curitiba, PR, 2006.
- [2] PASPARAKIS, D.; DARRAS, N. Normal walking- principles, basic concepts, terminology: 3-dimensional clinical gait analysis. *EEXOT*, v. 60, p. 183–194, 2009.
- [3] MARTINS, C. P.; CHAURAS, J. R.; ROCHA, T. S. *Controle de impedância adaptativo do joelho de uma prótese de perna para amputações transfemorais*. Trabalho de graduação. Brasília, julho 2011.
- [4] EDELSTEIN, J. E. Prosthetic feet: State of the art. *Physical Therapy*, v. 68, p. 1874–1881, 1988.
- [5] RADCLIFFE, C. W. Above-knee prosthetics. *Prosthetics and Orthotics International*, v. 1, p. 146–160, 1977.
- [6] MARTIN, J.; POLLOCK, A.; HETTINGER, J. Microprocessor lower limb prosthetics: Review of current state of the art. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, v. 22, p. 183–193, 2010.
- [7] ALVAREZ, F. S. et al. *Protocolos das unidades de pronto atendimento 24 horas*. Rio de Janeiro, 2009.
- [8] CARVALHO, F. S. et al. Prevalência de amputação em membros inferiores de causa vascular: análise de prontuários. *Arquivos de Ciências da Saúde da UNIPAR*, v. 9, p. 23–30, 2005.
- [9] CASCAO, C. A. J. *Prótese mecânica para reabilitação robótica*. Trabalho de graduação. Brasília, junho 2005.
- [10] BRASIL, D. A. *Controle de orientação do pé de uma prótese robótica para amputados acima do joelho*. Trabalho de graduação. Brasília, julho 2008.
- [11] PERRY, J. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, New Jersey: SLACK incorporated, 1992.
- [12] MURRAY, M. P.; DROUGHT, A. B.; KORY, R. C. Walking patterns of normal men. *The journal of bone and joint surgery*, v. 46, p. 335–360, 1964.
- [13] IBRAHIM, R. C. Síntese de mecanismos planos de 4 barras. USP. 2006.
- [14] HARTENBERG, R. S.; DENAVIT, J. *Kinematic synthesis of linkages*. USA: McGraw-Hill Book Company, 1964.

- [15] TORREALBA, R. R.; FERNANDEZ-LOPEZ, G.; GRIECO, J. C. Towards the development of knee prostheses: review of current researches. *Kybernetes*, v. 37, p. 1561–1576, 2008.
- [16] RADCLIFFE, C. W.; LAMOREUX, L. Uc-bl pneumatic swing-control unit for above-knee prostheses. *Bulletin of prosthetics research*, p. 73–89, 1968.
- [17] TORREALBA, R. R. et al. Through the development of a biomechatronic knee prosthesis for transfemoral amputees: mechanical design and manufacture, human gait characterization, intelligent control strategies and tests. *2010 IEEE ICRA*, p. 2934–2939, 2010.
- [18] HERR, H.; WILKENFELD, A. User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee. *Industrial robot: an international journal*, v. 30, p. 42–55, 2003.
- [19] Sup IV, F. C. *A powered self-contained knee and ankle prosthesis for near normal gait in transfemoral amputees*. Tese (Doutorado) — Graduate school of Vanderbilt University, 2009.
- [20] HAM, R. V. et al. Compliant actuator designs. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, p. 81–94, September 2009.
- [21] BUCKLEY, J. G.; SPENCE, W. D.; SOLOMONIDIS, S. E. Energy cost of walking: comparison of "intelligent prosthesis" with conventional mechanism. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 78, p. 330–333, 1997.
- [22] HAFNER, B. J. et al. Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 88, p. 207–217, 2007.
- [23] JOHANSSON, J. L. et al. A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 84, p. 563–575, August 2005.
- [24] KARLSSON, S. G. *User control of lower limb prostheses*. Dissertação (Mestrado) — Faculty of Industrial, Mechanical Engineering and Computer Science, University of Iceland, 2010.
- [25] NEEDHAM, J. R. L. *Calibration of Strapdown System Accelerometer Dynamic Errors*. Dissertação (Mestrado) — Massachusetts Institute of Technology, Annapolis, Maryland, 1994.
- [26] TITTERTON, D. H.; WESTON, J. L. *Strapdown Inertial Navigation Technology*. 2nd. ed. [S.l.]: The Institution of Electrical Engineers, The American Institute of Aeronautics and Astronautics, 2004.
- [27] LOONEY, M. *A simple calibration for MEMS gyroscopes*. Analog Devices, 2010.
- [28] BO, A. P. L. *Desenvolvimento de um sistema de localização 3D para aplicação em robôs aéreos*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Brasília, Brasília, julho 2007.
- [29] GEBRE-EGZIABHER, D. et al. A non-linear, two-step estimation algorithm for calibrating solid-state strapdown magnetometers. *Proc. Int. Conf. on Integrated Navigation Systems*, St. Petersburg, Russia, p. 290–297, May 2001.

- [30] CAMPOLO, D. et al. A novel procedure for in-field calibration of sourceless inertial/magnetic orientation tracking wearable devices. *IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Italy, p. 471–476, fevereiro 2006.
- [31] CAVALCANTI, F. B.; FLORIANO, V. de O. *Desenvolvimento de um pequeno veículo aéreo não-tripulado*. Trabalho de conclusão de curso. Brasília, julho 2012.

APÊNDICES

I. ESQUEMÁTICOS E *LAYOUTS* DAS PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO

Este Apêndice contém os esquemáticos e as ilustrações referentes às placas de circuito impresso desenvolvidas nesse trabalho: de interface e de instrumentação.

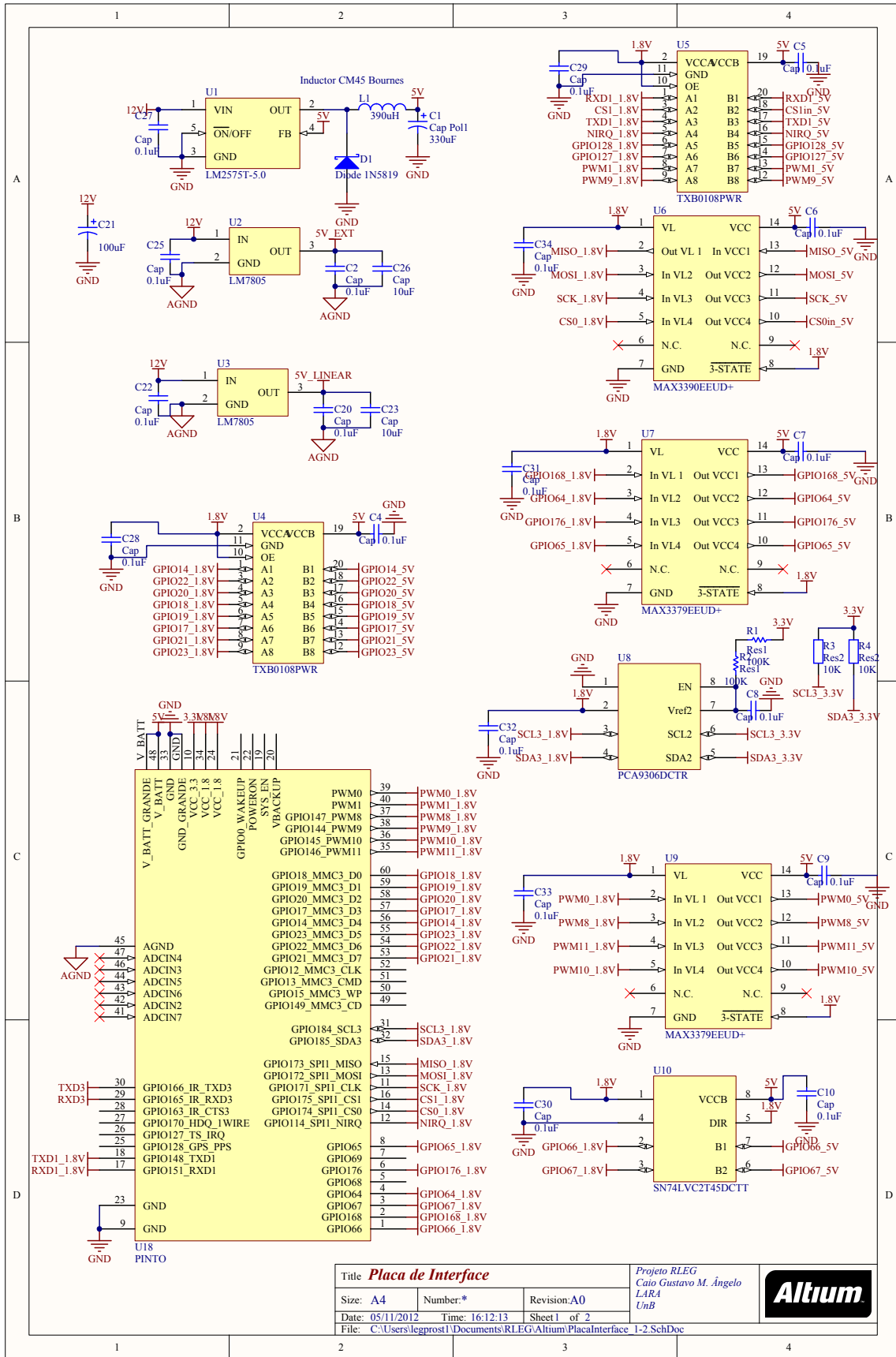


Figura I.1: Parte 1 do esquemático da placa de interface.

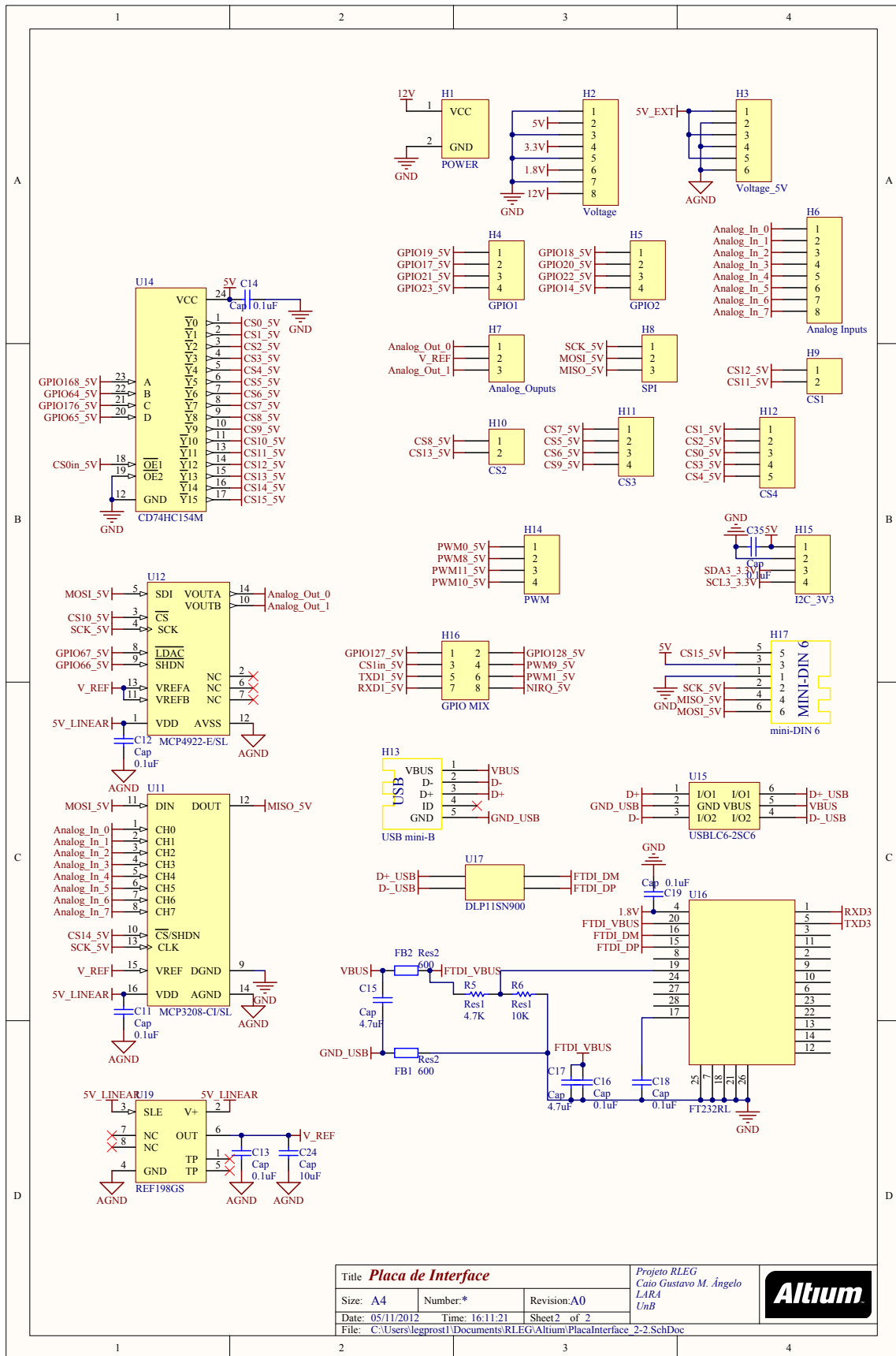
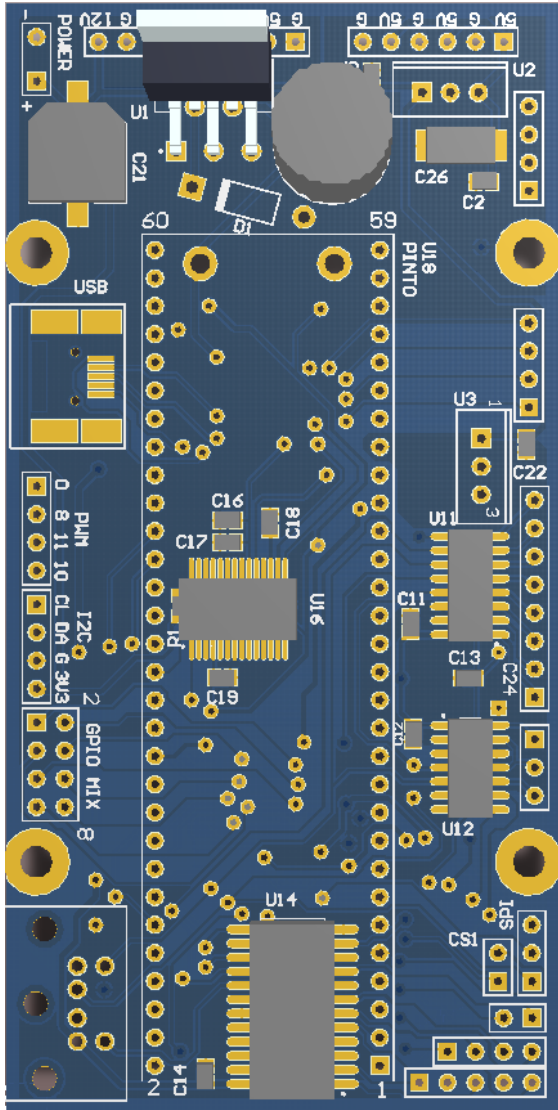
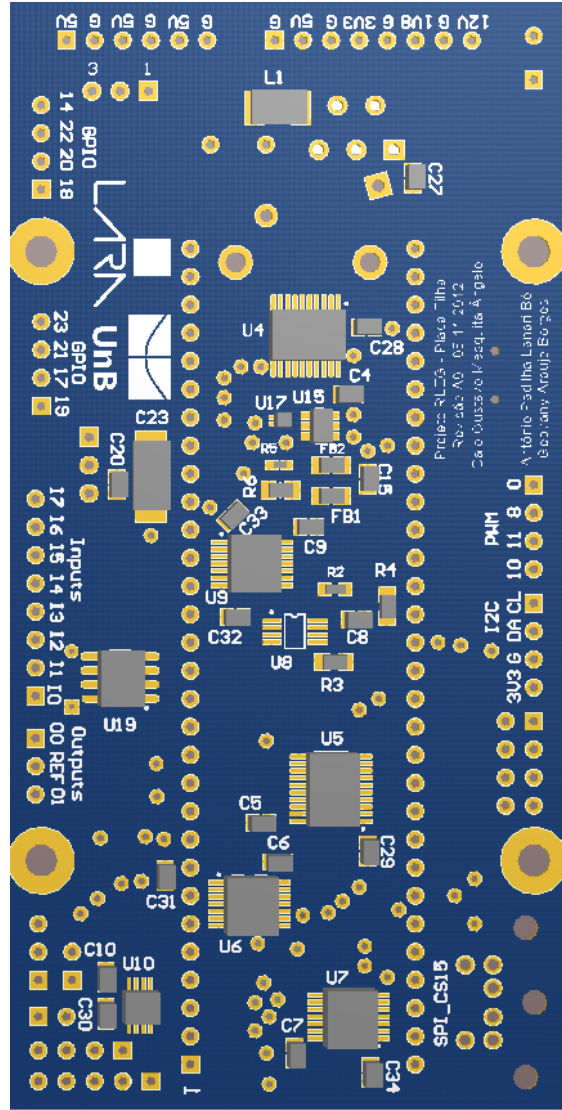


Figura I.2: Parte 2 do esquemático da placa de interface.



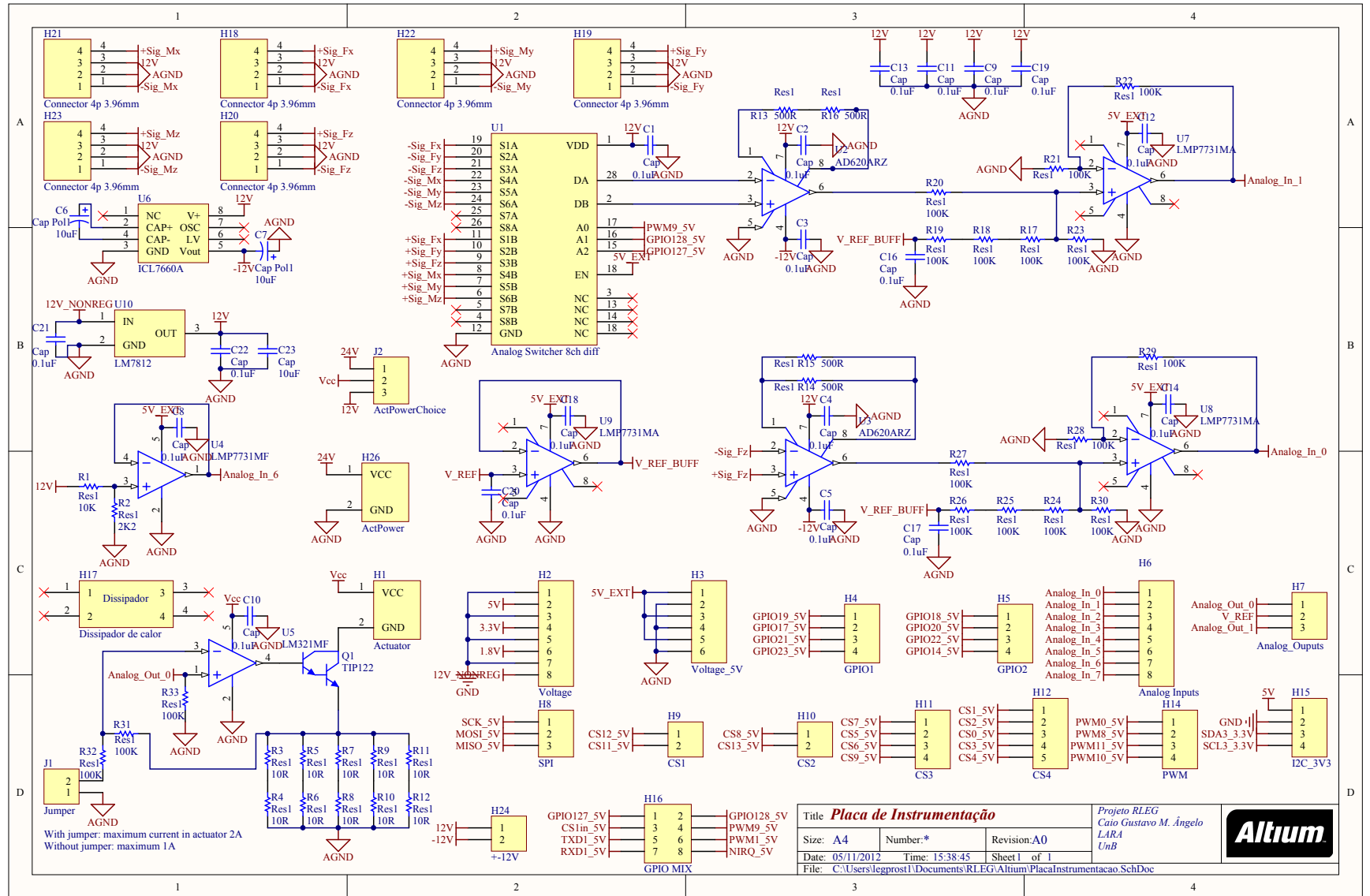
(a) Face superior



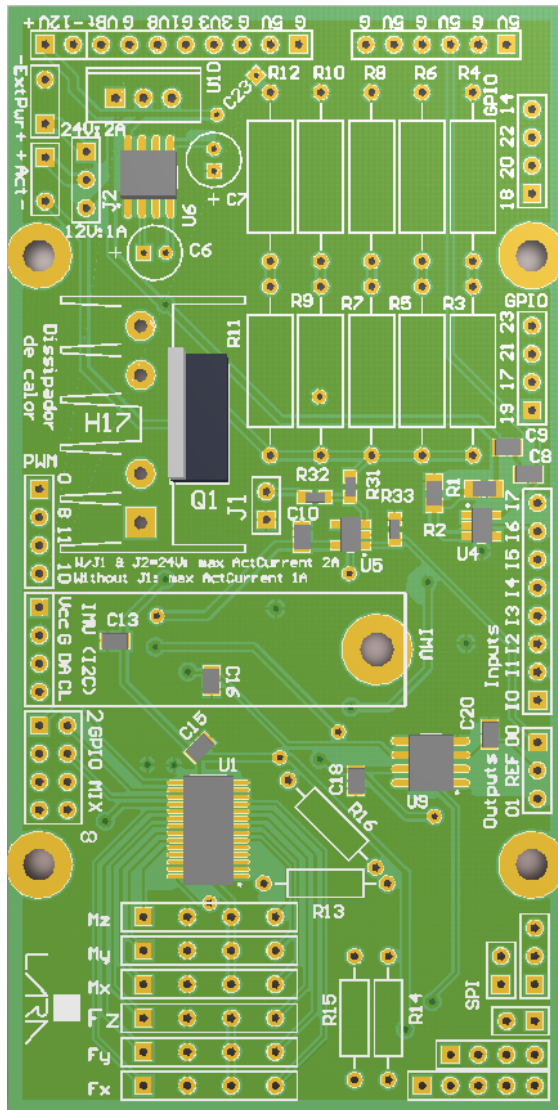
(b) Face inferior

Figura I.3: Placa de interface.

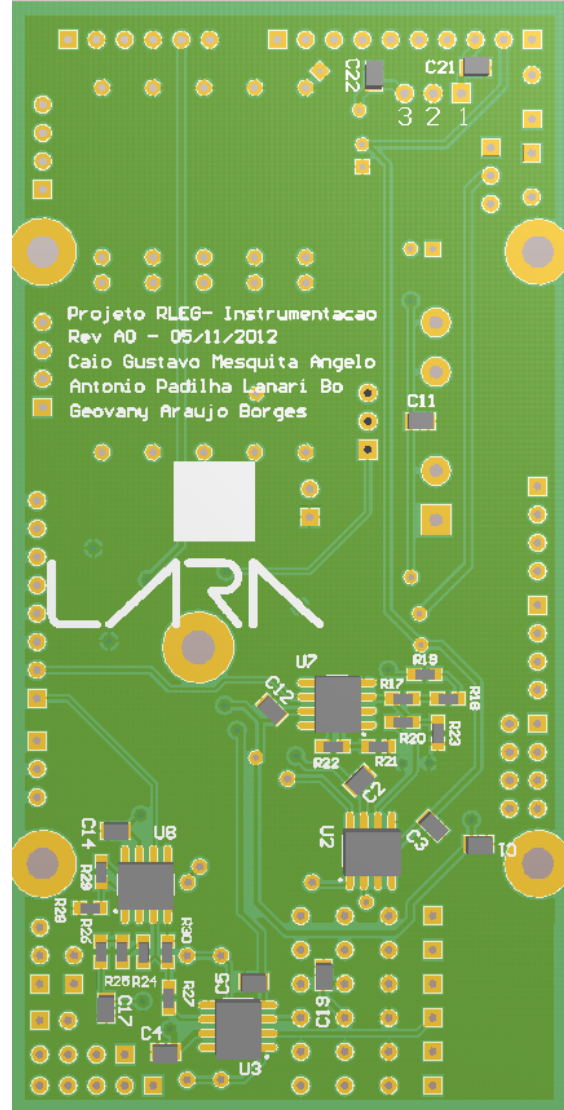
Figura 1.4: Esquemático da placa de instrumentação.



Title Placa de Instrumentação		Projeto RLEG Caio Gustavo M. Angelo LARA UnB		Altium
Size: A4	Number: *	Revision: A0		
Date: 05/11/2012	Time: 15:38:45	Sheet 1 of 1		
File: C:\Users\legprosti\Documents\RLEG\Altium\PlacaInstrumentacao.SchDoc				



(a) Face superior



(b) Face inferior

Figura I.5: Placa de instrumentação.

II. DESCRIÇÃO DO CONTEÚDO DO CD

O CD entregue com esse manuscrito contém:

- **leia-me.pdf**: Esta descrição do CD.
- **relatorio.pdf**: Versão digital do manuscrito.
- **Software**: Pasta contendo os códigos desenvolvidos e utilizados nesse trabalho.
- **Figuras**: Pasta contendo as figuras utilizadas nesse manuscrito.
- **Apresentação**: Pasta contendo o arquivo da apresentação do trabalho de graduação e as figuras utilizadas.
- **Referências bibliográficas**: Pasta contendo versões digitais das referências citadas e de outras fontes consultadas.
- **Dados**: Pasta contendo os dados adquiridos durante a calibração da UMI e os resultados do ensaio com o acelerômetro.