

DAS Departamento de Automação e Sistemas
CTC Centro Tecnológico
UFSC Universidade Federal de Santa Catarina

Projeto e desenvolvimento de sistema embarcado de monitoração de pressão arterial

*Relatório submetido à Universidade Federal de Santa Catarina
como requisito para a aprovação da disciplina:
DAS 5511: Projeto de Fim de Curso*

Pablo Pompilio Andreus

Florianópolis, Janeiro de 2018

Projeto e desenvolvimento de sistema embarcado de monitoração de pressão arterial

Pablo Pompilio Andreus

Esta monografia foi julgada no contexto da disciplina

DAS 5511: Projeto de Fim de Curso

e aprovada na sua forma final pelo

Curso de Engenharia de Controle e Automação

Prof. Marcelo Ricardo Stemmer

Banca Examinadora:

Nicholas Roberto Drabowski
Orientador na Empresa

Prof. Marcelo Ricardo Stemmer
Orientador no Curso

Prof. Ricardo José Rabelo
Responsável pela disciplina

Marina Enricone Stasiak, Avaliador

Leonardo Schevz de Werk, Debatedor

Henrique Eduardo Felipini, Debatedor

Agradecimentos

Gostaria de deixar registrado aqui meus sinceros agradecimentos a todos e todas as pessoas que fizeram parte desta etapa tão importante na minha vida, a graduação. Primeiramente agradeço aos meus pais, João e Ely, pelo apoio e confiança que depositaram em mim, sem os quais não seria possível a realização deste curso e deste trabalho. Juntamente a eles, agradeço ao meu irmão Juan, e a toda minha família, por sempre terem me dado forças e me incentivado a ir em frente.

Expresso também aqui minha gratidão à minha parceira, Alessandra, a qual foi sempre muito paciente durante todo o desenvolvimento desse projeto, e esteve sempre presente quando ajudas se fizeram necessárias. Agradeço também meus amigos Leonardo, Renê, Michael, Victor, Daniel, Pedro e todos os outros que tiveram alguma influência durante o período de graduação, e que sempre estiveram prontos para ajudar nos momentos difíceis.

Deixo aqui também meus humildes agradecimentos aos meus colegas na empresa InPulse, pelo aprendizado que estes me propiciaram, e aos sócios Lucas, Gabriel e Jonatas por tornarem possível meu estágio na empresa e por depositarem sua confiança em meu trabalho.

Por último, mas não menos importante, gostaria de agradecer a todos os professores da Universidade Federal de Santa Catarina que de alguma forma participaram e colaboraram no meu processo de formação. Gostaria de deixar um agradecimento especial ao professor Hector Bessa Silveira, o qual muito me ajudou, assim como a outros alunos, com a prática da atenção plena e com sua forma de lidar com os alunos.

Deixo também um agradecimento especial para meus orientadores, professor Marcelo Ricardo Stemmer, por sua paciência e compreensão, além de sua orientação, e Nicholas Roberto Drabowski, que muito me ensinou e por quem tenho muita admiração.

A todos e todas, muito obrigado!

Resumo

Este documento relata o desenvolvimento de um monitor de pressão arterial não invasivo, na empresa InPulse Animal Health. A InPulse desenvolve equipamentos eletrônicos para exames destinados à telemedicina veterinária. Com eles, é possível para um veterinário ou técnico realizar um exame e enviá-lo a um especialista, que irá fazer o laudo do exame e retornar os resultados ao primeiro. Desta forma, a realização de exames em medicina veterinária se tornou facilitada e mais palpável.

A empresa conta hoje com dois eletrocardiógrafos, o InCardio e o Agile, e está desenvolvendo um monitor multiparamétrico. O monitor multiparamétrico inclui, além do eletrocardiograma, três novos módulos: o de temperatura, oximetria e pressão arterial não invasiva. Durante o desenvolvimento deste, a empresa observou que o mercado veterinário carece de bons equipamentos para medição de pressão arterial não invasiva, e viu a oportunidade de lançar um produto separado do monitor multiparamétrico.

O foco deste projeto foi a criação do novo produto da empresa InPulse, o InPani. Para a criação deste produto foi feito um levantamento de requisitos, a fim de satisfazer as necessidades do mercado. Foram cumpridas as especificações do órgão regulamentador Inmetro, bem como foram atendidos os anseios de veterinários que são clientes da empresa. Além disso, foram utilizados, desde o início do projeto, conceitos de *design for manufacture and assembly* (design para manufatura e montagem) procurando conceber um produto de fácil manufatura, robusto, levando em conta a diminuição de custos de produção do mesmo.

O projeto resultou em um monitor de pressão com comunicação USB para o computador, seguindo o padrão dos outros produtos da empresa, tornando possível futuramente a realização de laudos pela plataforma de telemedicina da empresa. O produto final cumpriu com todos os requisitos levantados, e a utilização da metodologia de design para manufatura foi de grande valia durante o processo de desenvolvimento.

Palavras-chave: Oscilometria, Pressão arterial não invasiva, Design para manufatura, Telemedicina.

Abstract

This document reports the development of a non invasive blood pressure monitor, in the company InPulse Animal Health. InPulse develops electronic equipments destined to veterinary telemedicine. With these equipments, it is possible for a veterinarian or a technician to perform exams and send them to a specialist, who will produce a medical report and send it back to the veterinarian. This made the execution of exams easier and more tangible for veterinary.

Today, the company has two electrocardiographs, the InCardio and the Agile, and has a multiparametric monitor in development. The multiparametric monitor includes the electrocardiograph, as well as a temperature monitor, an oximeter and a non invasive blood pressure monitor. During the development of this monitor, the company observed that the veterinary market lacks good equipments for non invasive blood pressure measurements, and saw the opportunity to launch a separate product in order to supply that need.

The aim of this project was to create a new product for the company InPulse, the InPani. To create this product, it was made a requirements gathering, in order to satisfy the market needs. The specifications of the regulatory agency Inmetro were fulfilled, as well the wishes of veterinary clients of the company. Besides, since the beginning of the project, the concept of design for manufacture and assembly was used to create an easily and robust manufacturable product that took into account the decrease in production costs.

The project resulted in a blood pressure monitor with USB communication with a software for a computer, following the patterns of the other products of the company, enabling future works for medical reports using the telemedicine platform of the company. The final product complied all of the gathered requirements, and the use of a design for manufacture and assembly methodology was of great value during the process of development of the product.

Keywords: Oscillometry, Non Invasive Blood Pressure, Design for Manufacture and Assembly, Telemedicine.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Exemplo de um sistema oscilométrico de medição de pressão.	16
Figura 2 – Fluxograma de comunicação do monitor multiparamétrico da InPulse. .	17
Figura 3 – Níveis de abstração de projeto.	19
Figura 4 – Tabela de custos	36
Figura 5 – Case do produto	37
Figura 6 – Protótipo da placa	38
Figura 7 – Protótipo do case	38
Figura 8 – Alteração do transdutor de pressão	41
Figura 9 – Filtro de condicionamento de sinal	41
Figura 10 – Remoção do conversor analógico-digital	42
Figura 11 – Vista superior da placa de circuito impresso	43
Figura 12 – Vista inferior da placa de circuito impresso	43
Figura 13 – Designs em CAD dos componentes eletromecânicos e mecânicos do circuito.	44
Figura 14 – Visualização 3D da PCI.	45
Figura 15 – Pseudocódigo referente ao funcionamento do botão.	49
Figura 16 – Pseudocódigo referente ao ajuste de zero do transdutor.	50
Figura 17 – Pseudocódigo referente ao procedimento de calibração.	52
Figura 18 – Montagem da placa de circuito impresso.	53
Figura 19 – Montagem final do produto.	54
Figura 20 – Tela de calibração: ajuste do zero	55
Figura 21 – Tela de calibração: ajuste do ganho	55
Figura 22 – Tela de calibração: setar valor de pressão.	56
Figura 23 – Tela de aferição: exemplo de procedimento de medição.	57
Figura 24 – Seleção de intervalo de tempo do modo automático.	57
Figura 25 – Projeto de CAD do <i>case</i> da TEKO Enclosures.	64

Lista de abreviaturas e siglas

DFMA Design for Manufacture and Assembly

RTM Regulamento Técnico Metrológico

Inmetro Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia

PWM Pulse Width Modulation

CI Circuito Integrado

DAC Conversor Digital-Analógico

Ampop Amplificador Operacional

ADC Conversor Analógico-Digital

CAD Computer Aided Design

Sumário

1	INTRODUÇÃO	15
2	METODOLOGIAS UTILIZADAS	19
3	LEVANTAMENTO DE REQUISITOS	21
3.1	Requisitos Funcionais	21
3.1.1	Ligar/Desligar	21
3.1.2	Aferir Pressão Arterial	21
3.1.3	Calibrar Equipamento	22
3.1.4	Comunicar com Computador	22
3.2	Requisitos Não Funcionais	22
3.2.1	Consumo	23
3.2.2	Custo	23
3.2.3	Dimensões	23
3.2.4	Desempenho	24
4	ESPECIFICAÇÃO DO PRODUTO	25
4.1	Funcionalidades	25
4.1.1	Botão Ligar/Desligar	25
4.1.2	Conectar	26
4.1.3	Executar procedimento	26
4.1.4	Executar ajuste de zero	26
4.1.5	Executar Calibração	27
4.1.6	Cancelar procedimento	27
4.2	Software	27
4.2.1	Conexão e comunicação	28
4.2.2	Interface	28
4.2.2.1	Aferição	29
4.2.2.2	Calibração	29
4.3	Hardware	30
4.3.1	Potência	30
4.3.2	Unidade de processamento	30
4.3.3	Medição	31
4.3.4	Atuação	31
4.3.5	Design	31
4.4	Firmware	31

4.4.1	Configurações iniciais	32
4.4.2	Aferição	32
4.4.3	Ajuste de zero	33
4.4.4	Calibração	34
4.5	Autonomia	34
5	CUSTOS E DESIGN	35
5.1	Análise de custos	35
5.2	Concepção do design	36
6	PROJETO DO HARDWARE	39
6.1	Escolha do Microcontrolador	39
6.2	Circuito eletrônico	40
6.3	Placa de circuito impresso	42
7	PROGRAMAÇÃO DO MICROCONTROLADOR	47
7.1	Funcionalidades do Botão	47
7.2	Funcionalidades de Calibração	48
8	RESULTADOS	53
9	CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS	59
	REFERÊNCIAS	61
A	ANEXO	63

1 Introdução

A pressão arterial sanguínea é representada pela força exercida pelo sangue contra qualquer unidade de área da parede celular, ou seja, é o produto do fluxo sanguíneo pela resistência (Guyton, 2006) [1]. Na prática clínica da veterinária, a medição da pressão arterial se torna importante tanto para o monitoramento da hipertensão quanto da hipotensão. A hipertensão é uma doença que causa um aumento persistente da pressão sistêmica sistólica e/ou diastólica, podendo acarretar em danos nos órgãos internos como o coração, rins e nos vasos sanguíneos cerebrais. Além do mais, ela é um fator de risco para hemorragia cerebral e insuficiência cardíaca e renal tanto em humanos quanto em animais.

Segundo Brown & Henik (1998) [2] é possível mensurar a pressão arterial nos seguintes grupos de pacientes veterinários: todos; pacientes que possuem sinais clínicos relacionais a hipertensão ou então, aqueles que possuem riscos de desenvolver hipertensão arterial sistêmica de forma secundária a outras patologias ou relacionadas ao uso de fármacos como aminoglicosídeos, glicocorticoides entre outros. (Brown et al. 2007) [3]. Além do mais, animais submetidos a anestésias que estão sujeitos a hipotensão também devem ter a pressão arterial monitorada (Mazzaferro & Wagner, 2001) [4].

A pressão arterial em animais pode ser mensurada de forma invasiva ou não invasiva. O padrão ouro é a medição invasiva realizada por meio da introdução de um transdutor de pressão conectado a um cateter, que é introduzido em uma artéria periférica. Entretanto, apesar dos valores mais precisos de pressão arterial, esta técnica apresenta desvantagens por ser realizada de forma invasiva, por requerer um alto preparo técnico, por ser dolorosa ao animal e também por ocorrer riscos de complicações como hematomas, infecções e trombose (Waddell, 2000; Mazzaferro & Wagner, 2001; Brown et al. 2007) [3–5]. Já as medições não invasivas são geralmente preferidas para o uso veterinário devido a sua facilidade de execução, pela possibilidade de repetição em pequenos intervalos de tempo, além de causarem menos estresse aos animais (Mishina et al. 1997) [6]. Contudo, estes métodos não invasivos também apresentam desvantagens como o aumento da ansiedade dos animais além de serem menos precisos e sensíveis que o método direto quando a pressão sanguínea é baixa, ou se o animal se movimenta de forma excessiva (Mishina et al. 1997; Brown et al. 2007) [3, 6].

A medição de pressão arterial não invasiva é realizada pelos métodos: auscultatório, Doppler vascular, fotopletismografia e oscilométrico (Brown & Henik, 1998) [2]. Entretanto será abordado a seguir somente o método oscilométrico. Durante a sístole e a diástole o fluxo sanguíneo na artéria causa uma onda de pressão. Esta onda é detectada como oscilações por um manguito colocado em volta de um membro periférico do animal (Brown

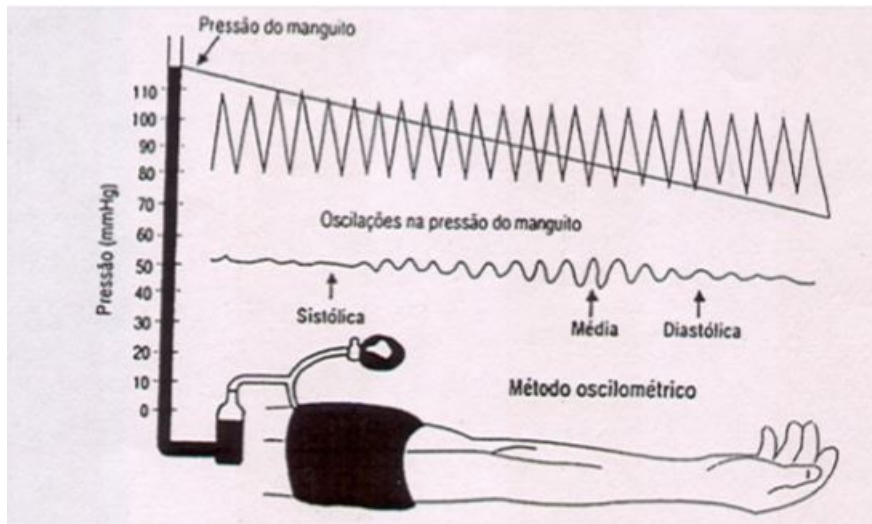


Figura 1 – Exemplo de um sistema oscilométrico de medição de pressão. [7]

& Henik, 1998; Mazzaferro & Wagner, 2001) [2, 4]. O método fornece uma leitura digital da pressão sistólica, diastólica e pressão arterial média. A mensuração das pressões é feita por meio de um algoritmo, que realiza os cálculos utilizando um sinal adquirido por um transdutor conectado a um manguito.

O processo começa com o enchimento rápido do manguito até uma pressão que esteja acima da sistólica (PAS). Então, o manguito é esvaziado linearmente, e é possível observar o aparecimento de pequenas oscilações referentes às pulsações cardíacas, à medida que a pressão chega próxima à sistólica. Essas oscilações aumentam de amplitude gradativamente, até que a pressão no manguito se coincida com a pressão arterial média (PAM). Após esse ponto, a amplitude das oscilações começa a diminuir até que o manguito se esvazie por completo (Figura 1).

O sinal adquirido é então filtrado a fim de obter apenas as oscilações referentes à pulsação sanguínea, a denominada curva oscilométrica. A partir desta curva um algoritmo estima as pressões sistólica (PAS), diastólica (PAD) e média (PAM). Este método tem sido estudado e validado para uso em cachorros e gatos. (Bodey et al, 1996, Mishina et al. 1997; Brown & Henik, 1998; Bodey & Sansom, 1998; Meurs et al, 2000; Tebalbi et al, 2012) [2, 6, 8–11]. O método oscilométrico apresenta vantagens em relação ao método direto pois não tem potencial de complicação para o animal, requer pouca habilidade técnica, além de ser um método barato (Mazzaferro & Wagner, 2001) [4]. Entretanto ainda apresenta limitações para o uso em animais de pequeno porte, e cães com vasoconstrição extrema e bradicardia (Brown & Henik, 1998; Mazzaferro & Wagner, 2001) [2, 4].

O projeto de fim de curso foi realizado como uma sequência do estágio obrigatório em Engenharia de Controle e Automação, na empresa InPulse Animal Health, uma empresa brasileira que produz equipamentos para realização de exames veterinários. A empresa

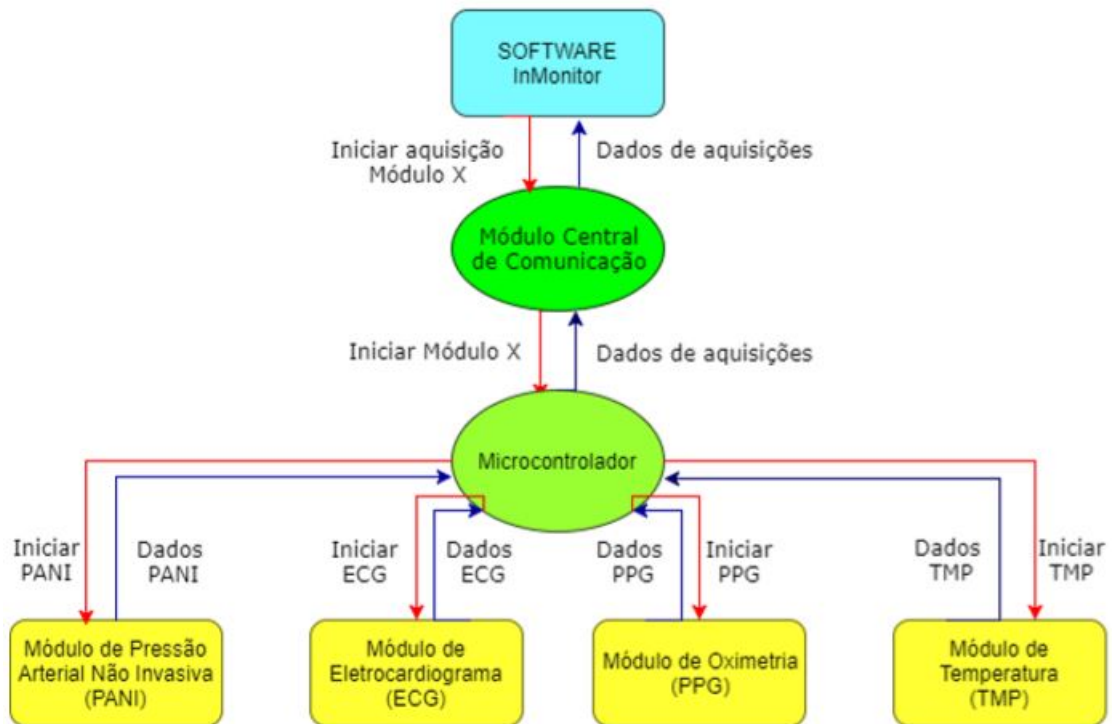


Figura 2 – Fluxograma de comunicação do monitor multiparamétrico da InPulse.

conta no seu portfólio com dois tipos de eletrocardiogramas portáteis integrados com a telemedicina. Atualmente está desenvolvendo um monitor multiparamétrico, que inclui o eletrocardiograma, pletismografia, medidor de temperatura e um aferidor de pressão arterial não invasiva (PANI) acoplados a um módulo central de comunicação (Figura 2). Durante o estágio foi realizado o controle da pressão no manguito da PANI, além de melhorias no processamento dos dados e cálculo da pressão arterial.

O desenvolvimento do projeto de fim de curso nasce, após a realização do estágio obrigatório, da ideia de transformar a PANI em um aparelho avulso, a fim de lançar um produto que venha suprir as necessidades do mercado brasileiro: um equipamento confiável, com menor custo, tendo interface com o computador por meio de conexão USB. Portanto, o objetivo deste trabalho é produzir uma PANI avulsa para uso veterinário. As etapas realizadas para desenvolver este produto são: adaptar o projeto do monitor multiparamétrico produzido pela empresa; levantar os requisitos e especificação do novo produto conforme regulamentação brasileira; realizar análise e redução de custos do equipamento; conceber o design do produto levando em conta a metodologia de *design for manufacturing and assembly* e realizar as modificações de *hardware* e *firmware* necessárias para o funcionamento da PANI de forma avulsa. O intuito deste projeto é obter um produto pronto para a inserção no mercado veterinário.

2 Metodologias utilizadas

Para realização deste projeto, foram utilizados o conceito de *Design for Manufacture and Assembly* (DFMA) e uma metodologia de desenvolvimento de sistemas embarcados por níveis de abstração. A primeira, diz respeito ao processo de design de um produto, visando desde as fases iniciais facilitar a manufatura e montagem do produto final. De acordo com Boothroyd (1994) [12], a fase de design é onde a maioria das decisões importantes, que afetam o custo de produção, são tomadas. Segundo ele, um tempo extra gasto no período inicial de concepção do produto reflete em um ganho considerável de tempo na etapa de prototipagem.

A segunda metodologia é voltada para o desenvolvimento de *softwares* embarcados, onde geralmente há várias funcionalidades a serem cumpridas. O uso desta metodologia permite ao desenvolvedor se organizar de forma a estar ciente do estado em que se encontra o projeto, tendo sempre em mãos o que foi feito e o que deve fazer. Além disso, o método facilita a comunicação entre os membros da equipe, sendo sempre claro o que cada um deve fazer (Wolf, 2012) [13].

O método consiste na realização do projeto por etapas, ou níveis de abstração, em que conforme seguem-se as etapas, o produto final se torna mais palpável. A figura 3 apresenta o fluxo adotado na metodologia com os respectivos níveis de abstração.

O primeiro nível, denominado de requisitos, é onde se capta as informações descritivas do que se deseja do produto, normalmente sendo feito por meio de entrevistas com os clientes e prováveis consumidores. Os requisitos podem ser divididos em dois tipos: funcionais e não funcionais. O primeiro representa as funcionalidades que se espera do

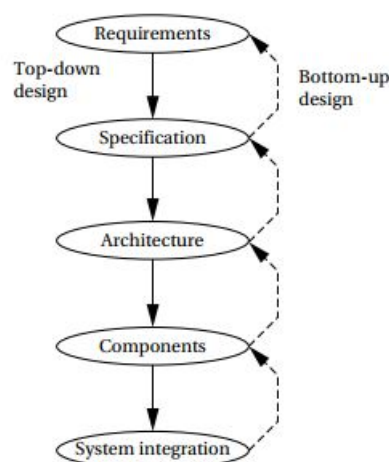


Figura 3 – Níveis de abstração de projeto (Wolf, 2012) [13].

sistema a ser projetado, e o segundo tipicamente inclui questões de performance, custo, tamanho, entre outros (Wolf, 2012) [13].

A especificação, segundo nível de abstração, é onde são formalizados os requisitos, de forma a torná-los compreensíveis ao desenvolvedor, já que muitas vezes há um grande lacuna entre o que o cliente deseja do produto e o que o desenvolvedor necessita saber para o design do sistema. A especificação, portanto, serve como um contrato entre o cliente e o desenvolvedor (Wolf, 2012) [13].

A arquitetura é onde se dá início ao desenvolvimento em si, onde se planeja a estrutura geral do sistema, criando-se uma ideia mais próxima do quê e de como deverão ser feitos os projetos de *hardware* e *software*, a fim de cumprir todas as especificações geradas na fase anterior. Nesta etapa deve-se levar em consideração os requisitos não funcionais de custos, já que aqui se determina boa parte do que é projetado.

A etapa designada como componentes é a etapa em que se realiza o projeto de *hardware* e a programação do *software*, de acordo com a arquitetura e a especificação. Ao fim dessa etapa, inicia-se a integração do sistema, onde são feitos os testes e *debug*. Esta etapa é normalmente complicada, já que é nela que aparecem os problemas e erros de projeto, os quais muitas vezes são difíceis de encontrar.

3 Levantamento de Requisitos

Os requisitos de um sistema podem ser funcionais (RF) ou não funcionais (RNF). Os RF são aqueles que definem o que o sistema é capaz de fazer, ou seja, as funções do sistema. Os RNF são as características que o produto necessita para que suas funcionalidades e objetivos sejam alcançados. [13]

3.1 Requisitos Funcionais

Os requisitos funcionais do InPani foram divididos em setores, responsáveis pelas funcionalidades que o aparelho deve oferecer, sendo elas:

1. Ligar/Desligar;
2. Aferir pressão arterial;
3. Calibrar equipamento;
4. Comunicar com computador.

Cada uma das funcionalidades citadas possui uma série de requisitos que devem ser cumpridos a fim de alcançar os objetivos do equipamento de acordo com os desejos do consumidor.

3.1.1 Ligar/Desligar

Assim como a maioria dos equipamentos eletrônicos, o InPani deve possuir um botão para ser ligado e desligado. Além disso, por se tratar de um equipamento médico, existe ainda um fator de segurança a ser considerado. De acordo com a norma técnica do Inmetro n.º 096, item 5.11.1, os equipamentos automático de medição de pressão arterial que utilizam o método oscilométrico devem possuir uma chave ou botão que interrompa uma aquisição, de forma que a pressão seja liberada rapidamente.

Sendo assim, o botão será utilizado também para o cancelamento de uma aquisição, e deverá ser posicionado de forma que seja de fácil acesso ao profissional que está manipulando o equipamento.

3.1.2 Aferir Pressão Arterial

A principal funcionalidade do InPani é executar o procedimento de medição de pressão arterial. Para fazer isso de forma totalmente automática, o aparelho deve se capaz

de inflar um manguito até uma pressão determinada, e posteriormente desinsuflá-lo de forma a obter uma rampa linear, detectando a pulsação sanguínea do paciente por meio das variações na pressão interna do manguito.

A pressão depois de calculada deverá ser mostrada em uma tela, assim como o sinal dos pulsos (curva oscilométrica), para avaliação visual da qualidade do sinal adquirido e validação do exame.

Deve ser possível ao usuário definir um intervalo de tempo para aferições sequenciais sem necessidade de intervenção do mesmo. Isso se deve à possibilidade de uso do aparelho para auxílio em procedimentos cirúrgicos ou outros tipos de monitoramento.

3.1.3 Calibrar Equipamento

Seguindo ainda o Regulamento Técnico Metrológico do Inmetro n.º096, item 7.1.1.1, o equipamento deve conter um procedimento para entrar em modo de ensaio, onde é possível realizar a medição estática da pressão.

Ainda, por se tratar de um equipamento metrológico, o aparelho deve possuir uma rotina de calibração e ajuste de zero do transdutor, a fim de minimizar erros sistemáticos às medições. Por ajuste de zero entende-se um procedimento que corrige um desvio de leitura de 0 mmHg à pressão atmosférica.

3.1.4 Comunicar com Computador

O InPani, assim como os outros produtos voltados a medicina veterinária da empresa, deve ser capaz de se comunicar com o computador, para monitoramento do exame através da tela do mesmo, e para salvar os dados das aferições para posteriores manipulações.

Deverá portanto haver um *software* que possa comandar o equipamento, podendo realizar pedidos de aferição da pressão arterial e efetuar o cálculo da mesma, a partir dos dados recebidos do aparelho, disponibilizar a curva oscilométrica e os resultados da medição, iniciar e auxiliar o procedimento de calibração.

3.2 Requisitos Não Funcionais

Os requisitos não funcionais do InPani, assim como os funcionais, foram divididos em setores, sendo eles:

1. Consumo;
2. Custo;

3. Dimensões;
4. Desempenho.

3.2.1 Consumo

Considerando o uso rotineiro do aparelho em consultórios veterinários, não é desejável que o mesmo necessite ser carregado frequentemente, ou seja, o equipamento deve ter autonomia suficiente para que suas cargas não sejam um inconveniente para o usuário.

Além disso, existe a possibilidade do aparelho ser utilizado durante procedimentos cirúrgicos, que podem durar várias horas, isso reforça a necessidade de uma grande autonomia. Portanto, a bateria do equipamento deverá ser dimensionada levando em consideração um período de pelo menos 12 horas de utilização sem precisar de uma nova carga.

3.2.2 Custo

Uma das motivações da empresa para a criação do InPani é fornecer um produto de alto custo benefício, oferecendo um equipamento de alta qualidade sem exigir um investimento muito grande por parte do cliente, aumentando a possibilidade de acesso a produtos de confiança para o consumidor.

Sendo assim deve ser feita uma análise de custos de produção, a fim de reduzi-los, sem afetar a qualidade do equipamento. Dessa forma, é possível atingir uma boa margem de lucro para a empresa ao mesmo tempo que oferece um aparelho confiável e com potencial para concorrer com outros produtos já existentes no mercado.

3.2.3 Dimensões

O estado emocional dos animais pode muitas vezes dificultar a realização de exames, e para medição de pressão arterial esse pode ser um fator crucial. Quando um animal não se encontra parado ou calmo a realização do exame pode ser impossibilitada. Portanto, é ideal que o aparelho seja fácil de manusear por parte do veterinário, para que o mesmo possa estar atento ao animal podendo utilizar suas mãos para imobilizá-lo.

Além disso, o veterinário pode desejar carregar consigo o aparelho para o ambiente onde se localiza o paciente, para diminuir os fatores relacionados ao estado do animal. Portanto, o equipamento deve ser pequeno e leve, de preferência podendo ser segurado e manuseado com apenas uma mão, deixando o usuário mais confortável e confiante no momento da aferição.

3.2.4 Desempenho

Grande parte dos aparelhos para medição de pressão que utilizam o método oscilométrico não são confiáveis para cães de raças pequenas ou em gatos. Isso se deve muitas vezes ao sinal desses animais ser muito pequeno, confundindo-se com tremedeiras ou pequenos movimentos devido ao desconforto.

Portanto um grande diferencial do InPani seria possibilitar o exame nesses tipos de animais. Sendo assim, o procedimento de aferição deve ser rápido e o enchimento do manguito deve ser silencioso, de forma a não assustar o animal evitando possíveis complicações.

4 Especificação do Produto

O processo de especificação do produto, no que diz respeito à confiabilidade e segurança do aparelho, se deu com base no Regulamento Técnico Metrológico (RTM) referido na Portaria Inmetro n.º 096, de 20 de março de 2008. A portaria estabelece as condições técnicas e metrológicas essenciais a que devem atender os esfigmomanômetros eletrônicos digitais de medição não-invasiva, destinados a medir a pressão arterial humana.

As especificações de usabilidade e funcionalidades, no entanto, foram adaptadas às necessidades e desafios da medicina veterinária para adquirir boas aferições, e visaram o conforto e a simplicidade no uso do dispositivo, descritas anteriormente no capítulo de requisitos.

O documento de especificação foi então dividido em cinco partes. São elas:

- Funcionalidades;
- Software;
- Hardware;
- Firmware;
- Autonomia.

Cada seção é escrita de forma a esclarecer ao desenvolvedor o que se espera do produto final, de maneira a suprir todos os requisitos do sistema, diminuindo a possibilidade de erros e facilitando o processo de desenvolvimento.

4.1 Funcionalidades

O sistema deve ser projetado de forma a atender todas as especificações relacionadas às funcionalidades do aparelho, explicitadas a seguir.

4.1.1 Botão Ligar/Desligar

O aparelho deverá possuir apenas um botão, cujas finalidades serão ligar e desligar o aparelho ou iniciar e cancelar um procedimento. As funcionalidades mencionadas deverão ser implementadas da seguinte forma:

Caso o aparelho encontra-se ligado:

- Desligar, caso o botão seja pressionado por mais que 3 segundos;
- Iniciar aferição, caso o botão seja pressionado por menos que 3 segundos e não haja um procedimento em andamento;
- Cancelar aferição, caso o botão seja pressionado por menos que 3 segundos e haja um procedimento em andamento.

Caso o aparelho encontra-se desligado:

- Ligar, caso o botão seja pressionado por mais que 3 segundos.

A funcionalidade de início de aferição só poderá ter efeito caso o equipamento esteja devidamente conectado ao computador, ou seja, caso o aparelho esteja ligado porém sem conexão, nada deve ocorrer ao ser pressionado o botão por menos que 3 segundos.

Qualquer outra possível combinação de eventos no botão deve ser ignorada.

4.1.2 Conectar

O aparelho deve estar pronto para se conectar com o *software* de monitoramento no máximo 3 segundos após ser ligado. Somente após conexão com o *software* o aparelho pode permitir o início de um procedimento de aquisição.

O equipamento deve checar periodicamente o estado de conexão com o *software* e deve cancelar o procedimento caso a conexão seja perdida em seu decorrer.

4.1.3 Executar procedimento

Uma aferição deve ser executada sempre que um pedido for enviado pelo *software*, caso não esteja no decorrer de outro procedimento ou de uma calibração. A medição também poderá ser iniciada pelo botão nas mesmas condições citadas anteriormente. A sequência de execução será explicitada posteriormente neste documento na seção relacionada ao firmware

4.1.4 Executar ajuste de zero

O ajuste de zero é o procedimento realizado automaticamente para determinar a pressão atmosférica como 0 mmHg. Isso deve ocorrer sempre que o dispositivo for ligado ou antes de ser efetuada uma calibração.

4.1.5 Executar Calibração

Deve haver um pedido através do *software* para que o equipamento entre em modo de calibração, onde o aparelho simplesmente enviará ao *software* o valor de pressão lido pelo transdutor de forma contínua. Esse modo só pode ser ativado através do *software*, enquanto houver uma conexão ativa.

Ao final da calibração, deve ser possível enviar parâmetros para ajuste de conversão da pressão lida, calculados através do *software* ou manualmente pelo usuário. Esses parâmetros devem ser salvos na memória do equipamento e não poderão ser apagados ou sobrescritos automaticamente de forma alguma.

Caso haja um valor salvo na memória, este será sobrescrito quando do envio de um novo parâmetro. Assim, para resetar o valor da memória para o default, deve-se enviar o valor 0 (zero).

4.1.6 Cancelar procedimento

O dispositivo deve cancelar qualquer procedimento em andamento (aferição ou calibração) caso ocorra algum evento extraordinário, sendo considerados eventos extraordinários os seguintes:

- Pressão no manguito exceder a máxima determinada por firmware;
- Falha na conexão com *software* de monitoramento;
- Pedido de cancelamento via *software*;
- Botão pressionado durante aquisição ou calibração.

Ao cancelar qualquer procedimento, a bomba de ar deve ser desligada e a válvula de deflação deve ser totalmente aberta até a pressão no manguito se esvaziar completamente. Após isso, o equipamento deve ficar pronto para iniciar um novo procedimento ou se conectar ao *software*, caso desconectado.

4.2 Software

Esta seção é dedicada as funcionalidades que o *software* deve possuir para possibilitar a comunicação com o equipamento e para demonstrar os resultados das aferições, e também para viabilizar o procedimento de calibração.

A implementação do *software* não fará parte do escopo deste documento, pois foi realizada por outra parte da equipe, porém serão descritas aqui suas especificações por serem necessárias para o andamento do projeto e apresentação dos resultados.

4.2.1 Conexão e comunicação

O *software* deve possibilitar a comunicação com o aparelho de forma a garantir uma conexão estável e segura. Para isso deve ser implementado um protocolo de mensagens a ser seguido por ambas as partes.

A seguir são definidas as mensagens a serem enviadas e recebidas pelo *software*, e suas respectivas aplicações:

- Connect - Iniciar conexão com aparelho;
- Disconnect - Finalizar conexão;
- Ping - Mensagem enviada periodicamente para verificar se a conexão ainda existe;
- Pong - Resposta recebida a cada envio de Ping;
- Start Procedure - Iniciar aferição de pressão;
- Start Calibration - Iniciar modo de calibração;
- Cancel Procedure - Cancelar qualquer procedimento em andamento;
- Button Started - Mensagem recebida quando uma medição de pressão é iniciada pelo botão;
- Button Cancelled - Mensagem recebida quando uma medição é cancelada pelo botão;
- Set Calibration Parameters - Mensagem com os dados de calibração para ajuste de conversão;
- Get Calibration Parameters - Mensagem enviada pelo *software* para ler o parâmetro de calibração atual na memória do aparelho;
- Acknowledge - Confirmação recebida pelo *software* para cada mensagem enviada;
- Non Acknowledge - Mensagem de erro por impossibilidade de efetuar algum pedido.

4.2.2 Interface

A interface deve ser dividida em duas partes, uma delas para a execução de procedimentos de medição e outra para a realização da calibração. Ambas as partes devem ser acessíveis por meio da janela inicial do *software*.

4.2.2.1 Aferição

A interface de aferição da pressão arterial deve possuir ícones para executar as funções de início e cancelamento. Além disso, deve ser possível ajustar um intervalo de tempo para aferições automáticas.

Os ícones de início e cancelamento só podem ser disponibilizados quando se fizer possível o uso dos mesmos, ou seja, quando o equipamento estiver pronto para executar uma aferição ou enquanto um procedimento está em andamento, respectivamente.

Adicionalmente, a curva oscilométrica (curva em que se visualiza a variação dos pulsos sanguíneos conforme a pressão interna do manguito) deve ser disponibilizada durante todo o decorrer da aferição, tornando possível ao usuário avaliar a qualidade da medição.

Ao final do procedimento, um gráfico com a curva oscilométrica completa, filtrada, deve ser disponibilizado, assim como os valores calculados de pressão arterial sistólica, diastólica e média. Em caso de medições subsequentes, os resultados devem aparecer conforme os intervalos entre elas.

4.2.2.2 Calibração

A interface de calibração deve ser simples e objetiva. Nela haverão dois valores a serem mostrados continuamente, um deles o valor da pressão estática lida pelo transdutor e outro o valor atual de conversão salvo na memória do equipamento.

Além disso, deve haver um campo para setar um novo ganho de conversão, se for o caso, e um ícone para envio desse valor. Caso não seja necessário um ajuste no ganho de conversão, o usuário pode simplesmente fechar a janela de calibração e o *software* deverá enviar uma mensagem de cancelamento ao aparelho.

O valor do ganho de conversão é um valor multiplicativo ao ganho do transdutor, e deve ser calculado manualmente pelo usuário. O valor deve ser dado em percentual subtraído de 100, ou seja:

$$P_{real} = P_{medido} * A + B \quad (4.1)$$

Onde,

$$G = (A * 100 - 100)\% \quad (4.2)$$

Na equação 4.1, P_{real} é a pressão lida em um equipamento calibrado, ou seja, a pressão mais próxima da real no manguito. P_{medido} representa a pressão medida pelo equipamento a ser calibrado, ou seja, a pressão lida pelo dispositivo. Os parâmetros A e B representam o fator de inclinação da reta e *offset* do transdutor, respectivamente. Idealmente, A deve ser igual a 1 e B igual a 0, ou seja, a pressão medida é igual à pressão medida e o *offset* do transdutor é nulo.

A equação 4.2 demonstra como deve ser calculado o novo ganho de conversão, dado por G . O parâmetro B (*offset* do transdutor de pressão) seria utilizado para ajustar o zero do transdutor manualmente, porém isso não se faz necessário, já que o equipamento faz o ajuste automaticamente quando a calibração é iniciada.

4.3 Hardware

O projeto de *hardware* é uma das etapas mais cruciais para um bom desempenho do sistema sendo desenvolvido. Portanto, uma boa especificação deve auxiliar o projetista a tomar as decisões corretas.

A especificação de *hardware* será dividida em módulos, os quais são responsáveis por cada funcionalidade do aparelho, sendo:

1. Potência;
2. Unidade de processamento;
3. Medição;
4. Atuação;
5. Design.

4.3.1 Potência

A parte de potência é responsável por assegurar o fornecimento de energia ao sistema, garantindo segurança e isolamento para com a rede elétrica ou outra fonte de energia para carregamento da bateria.

Além disso, deve ser considerado na hora do projeto que os módulos 2, 3 e 4 deverão ser isolados uns dos outros, a fim de evitar influências entre eles devido a ruídos.

4.3.2 Unidade de processamento

A unidade de processamento deve ser escolhida de forma a garantir suporte às necessidades dos módulos de medição 3 e atuação 4, assim como às de comunicação. Também deve ser levado em conta a experiência da empresa e as ferramentas disponíveis para sua utilização.

4.3.3 Medição

O circuito de medição deve ser projetado de forma a garantir um sinal de alta qualidade, buscando um transdutor de pressão com baixo erro e com a faixa de medição mais próxima da desejada (0 - 300 mmHg).

É necessário também alta resolução e frequência de amostragem para o conversor analógico digital, para que o sistema de medição seja capaz de detectar pulsos com amplitude baixa, como as de animais pequenos.

4.3.4 Atuação

O circuito de atuação é dividido em duas partes, o acionamento da bomba de ar e o controle de corrente da válvula de deflação. O primeiro, pode ser acionado por meio de PWM (*Pulse Width Modulation*), e não possui muita restrição quanto à sua potência.

O controle de corrente, por sua vez, deve ser feito através de um conversor digital analógico, o qual deve ser considerado na escolha da unidade de processamento.

Para o projeto de ambas as partes devem ser consideradas a tensão e corrente máxima de funcionamento para o correto dimensionamento dos componentes.

4.3.5 Design

O design da placa de circuito impresso (PCI) deve levar em consideração o case em que será colocada, assim como as conexões mecânicas dos tubos que conectam os componentes eletromecânicos do circuito (transdutor de pressão, válvula, bomba).

Também deve ser minuciosamente analisado o posicionamento de cada componente, incluindo um espaço para fixação da bateria, para que não haja dificuldades imprevistas no momento de montagem da placa com o case.

Além das necessidades de posicionamento dos componentes, o produto deve ter uma aparência agradável e para manter o padrão de seus produtos, deve-se levar em conta o posicionamento dos LEDs para iluminação da logomarca da empresa.

4.4 Firmware

Além de atender as especificações relacionadas às funcionalidades descritas em 4.1 e as que dizem respeito à comunicação em 4.2.1, o *firmware* deverá realizar outras funções, voltadas ao funcionamento de cada componente controlado por ele.

Entre eles, estão o sistema de medição, o de atuação, e o controle de potência dos mesmos. O *firmware* deverá ser responsável por realizar todos os passos referentes ao procedimento de aferição da pressão, salvo o cálculo final, que será feito pelo *software*.

Será responsável também por controlar o fluxo do procedimento de calibração, protegendo o sistema contra possíveis erros.

Além disso, o *firmware* deverá configurar as portas de entrada e saída conforme o projeto do *hardware*, e será responsável também por comandar os CIs periféricos, como o conversor analógico digital.

Sendo assim, a especificação do *firmware* fica dividida em quatro partes:

1. Configurações iniciais;
2. Aferição;
3. Ajuste de zero;
4. Calibração.

4.4.1 Configurações iniciais

Ao ser iniciado, o *firmware* deve fazer todas as configurações necessárias para o funcionamento da unidade de processamento, entre elas:

- Módulos de comunicação;
- *Clock*;
- *Timers*;
- Portas de entrada e saída;
- Gerenciadores de potência;
- Conversores analógico - digitais;
- Ajuste de zero.

Após essas configurações, o aparelho deve estar pronto para se conectar com o *software* e posteriormente realizar aquisições.

4.4.2 Aferição

Quando o *firmware* recebe um pedido de aferição de pressão arterial, este deve iniciar o envio dos dados de medição para o *software* e executar a sequência de aquisição.

A sequência executada pode ser representada por uma máquina de estados da seguinte maneira:

i DESOCUPADO

- Aparelho em espera por pedido de aquisição
- Periféricos de atuação e medição desativados

ii INFLANDO

- Periféricos de atuação e medição são ativados
- Começa a enviar os dados de leitura para o *software*
- Fecha válvula de deflação
- Ativa bomba de ar para inflar manguito até pressão desejada

iii PICO

- Desativa bomba de ar e mantém válvula fechada
- Espera pressão no manguito e filtros utilizados para controle se estabilizarem
- Inicia deflação

iv CONTROLANDO

- Controla corrente da válvula durante deflação
- Finaliza controle quando a pressão no manguito atinge um limiar predeterminado

v FINALIZANDO

- Abre válvula até manguito se esvaziar totalmente
- Volta ao estado inicial desocupado

Também deve ser implementado no *firmware* um sistema de controle para controlar a taxa de deflação do manguito durante o estado [iv](#).

4.4.3 Ajuste de zero

O ajuste de zero deve ser implementado de forma a adicionar apenas um estado à máquina de estados do sistema, AJUSTANDO ZERO, do qual ele só sai ao termino do procedimento.

O procedimento deve consistir da aquisição de 3 conversões do conversor analógico digital, e faz-se a média. O valor da média é então considerado como o *offset* (tensão de saída do transdutor para uma entrada de pressão nula) do transdutor e é subtraído no cálculo de conversão para pressão, efetuando assim o ajuste do zero.

4.4.4 Calibração

O procedimento de calibração deve ser implementado de forma a adicionar também um estado à máquina de estados, EFETUANDO CALIBRAÇÃO, do qual o sistema pode sair caso haja um pedido de cancelamento ou caso ela seja realizada com sucesso, ou seja, um novo parâmetro de ganho tenha sido recebido.

Caso o ganho tenha sido alterado, no termino da calibração deve haver uma função que ajusta o novo valor de conversão internamente, e que salva esse valor na memória da unidade de processamento, de forma a não ser apagado ao desligar o equipamento.

Ao final desse processo, o sistema deve voltar ao estado inicial: DESOCUPADO.

4.5 Autonomia

O cálculo da carga mínima necessária para a bateria do equipamento foi feito de forma superestimada, de maneira a garantir com folga o cumprimento das restrições de autonomia impostas.

Considerou-se uma utilização do aparelho em modo de monitoramento contínuo, com intervalos de 5 minutos entre medições, durante um período de 8 horas, totalizando 96 aquisições.

Estimou-se uma média de consumo de 350 mA durante a medição, com um tempo máximo de 1 minuto e 30 segundos, considerando o início do enchimento do manguito até o final do esvaziamento, ou seja, todo o decorrer do procedimento. Assim, no pior caso de uso do equipamento, será necessária uma bateria com uma carga mínima de 840 mAh.

5 Custos e Design

Neste capítulo será feita inicialmente uma análise de custos para definição do modo de conectividade do aparelho com o computador e posteriormente será demonstrada a concepção do design do produto, definindo-se o case de acordo com as especificações descritas no capítulo anterior.

5.1 Análise de custos

Como foi dito anteriormente, o circuito eletrônico do medidor de pressão arterial oscilométrico já havia sido desenvolvido, em conjunto com outros módulos, em outro produto da empresa, o monitor paramétrico. Sendo assim, serão necessárias apenas algumas mudanças nesse circuito para funcionamento do sistema como um módulo único.

Entre essas mudanças está a forma de comunicação, anteriormente feita através de uma plataforma computacional que oferecia conectividade Wi-Fi e Bluetooth. Porém, para a primeira versão do aparelho de pressão avulso, InPani, deseja-se um produto simples, de baixo custo e assim não há necessidade de conectividade Wi-Fi.

O Bluetooth no entanto é uma opção que deve ser pensada, pois oferece algumas vantagens sobre a conexão apenas por cabos. Portanto, foi feita uma análise de custos de produção do equipamento caso se desejasse conectividade Bluetooth ou somente via USB.

Nessa análise foram considerados todos os componentes eletrônicos do circuito, além dos componentes mecânicos (mangueira, manguitos, maleta), cabos, case, custo de produção da PCI, entre outros.

Os valores dos componentes foram pesquisados nos sites dos fornecedores mais comuns da empresa, e estão representados na figura 4 em porcentagem do custo total de produção do equipamento.

A primeira parte da tabela representa o custo do aparelho caso não fosse utilizada bateria para alimentação do circuito, ou seja, o computador forneceria toda a corrente necessária para o funcionamento do aparelho e este se encontraria desligado sempre que desconectado. Porém, o consumo do equipamento quando a bomba de ar é ligada é maior que a porta USB do computador pode fornecer (500 mA), portanto essa opção torna-se inviável.

A segunda parte da tabela inclui os componentes necessários para inclusão da bateria. Este é o valor considerado mínimo viável para produção do equipamento. Por fim, é apresentado o aumento no percentual do custo caso fosse escolhido utilizar também

OPÇÃO DE CONEXÃO	ITEM	QTDE	Percentual
CRU (APENAS CABO USB SEM BATERIA)	Entrada carregador	1	0,39%
	Isolador dados	1	5,17%
	Isolador de potência	1	9,10%
	Cabo USB	1	0,79%
	Manguito	5	10,08%
	Conector manguito	5	3,36%
	Mangueira + conector painel fêmea	1	6,72%
	Conector painel macho	1	1,34%
	Case	1	5,93%
	Maleta	1	4,15%
	Placa	1	3,36%
	Válvula	1	3,36%
	Bomba	1	4,03%
	Transdutor	1	7,86%
	Driver bomba PWM	1	0,93%
	Amplificadores Operacionais	2	2,61%
	Transistor de potência válvula	1	0,36%
	Conversor AD	1	5,85%
	Diodo 1	1	0,30%
	Diodo 2	1	0,30%
	Microcontrolador	1	6,48%
	Regulador de Tensão 1	1	0,48%
	Regulador de Tensão 2	1	1,06%
Regulador de Tensão 3	1	1,03%	
Capacitores + resistores	1	1,34%	
TOTAL			86,39%
APENAS USB COM BATERIA	Carregador	1	0,96%
	Indicador de carga	1	2,40%
	Bateria Li-ion 1 célula	1	5,93%
	Carregador USB	1	3,73%
	Cabo On The Go	1	0,59%
TOTAL			100,00%
USB E BLUETOOTH COM BATERIA	BT121	1	13,44%
	BT900	1	19,69%
	TOTAL		

Figura 4 – Tabela de custos.

a conectividade por Bluetooth. Decidiu-se por não aderir a esta última funcionalidade, pois haveria um aumento de 33,13% no valor final de produção do aparelho, o que não apresenta custo benefício suficiente para suas vantagens.

5.2 Concepção do design

Para definição do case do equipamento, buscou-se pelos fornecedores da empresa um produto que se encaixava nas especificações, de forma a cumprir os requisitos de robustez, tamanho, ergonomia e preço. Com essas informações foram encontradas algumas possibilidades, das quais uma foi escolhida para ser avaliada.

O case escolhido foi o da Teko Enclosures (figura 5), cujo projeto de CAD encontra-se no apêndice do presente documento. Inicialmente o case cumpriu com os requisitos de tamanho e robustez, por ser feito de metal, com encaixe próprio para placas eletrônicas, sendo pequeno o suficiente para ser manipulado com uma mão, além de cumprir o quesito de preço, sendo aproximadamente o valor estipulado na análise de custos.

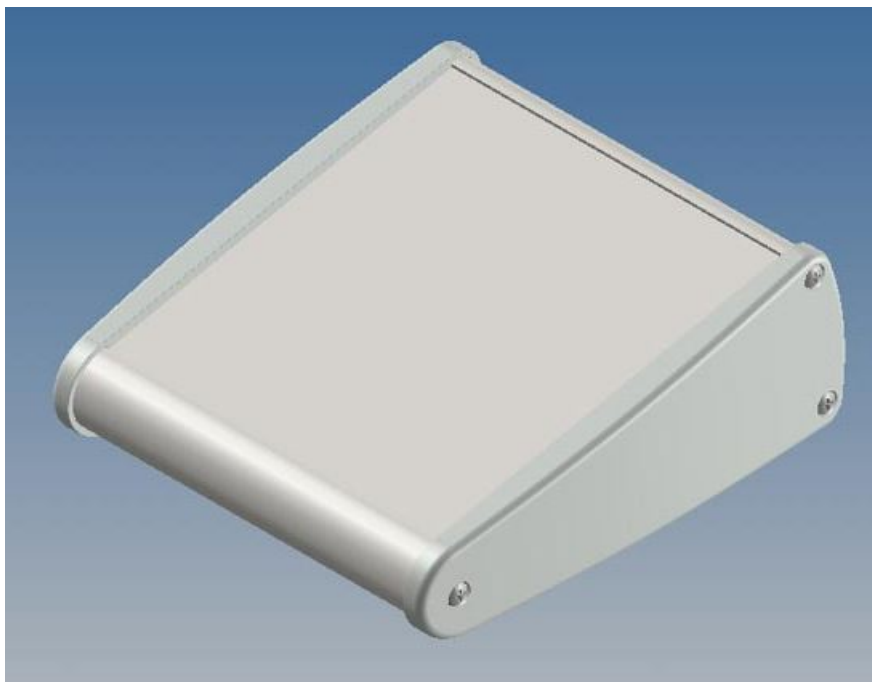


Figura 5 – Case do produto. Imagem disponibilizada no site da Teko Enclosure.

Conforme especificado, o design do produto deve seguir um padrão, possuindo a logo "IN" da empresa no centro da vista frontal do equipamento, iluminado por LEDs internos.

Sendo assim, deu-se início a avaliação de design, para examinar se seria possível o posicionamento de todos os componentes eletromecânicos e mecânicos, de forma a não prejudicar sua aparência.

Para isso produziu-se um protótipo do case, com as dimensões exatas do mesmo, e uma placa com uma configuração inicial do posicionamento dos LEDs e dos componentes que poderiam influenciar no design. Além disso, como pode ser verificado na figura 5, a parte inferior do case é mais baixa, exigindo que os componentes maiores se localizem na parte superior.

Com isso foram elaborados os protótipos, que podem ser vistos nas imagens 6 e 7. Assim, foi aferido que o case poderia ser utilizado para conceber o produto e foi feito o pedido de uma amostra do mesmo, e também se definiu o posicionamento dos principais componentes para o design da PCI.

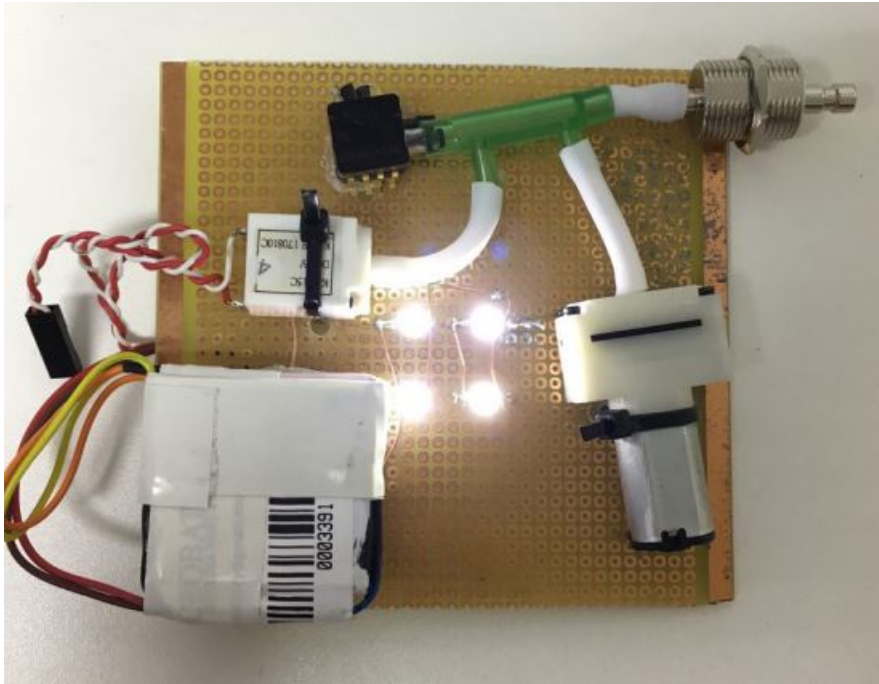


Figura 6 – Protótipo da placa de circuito impresso apenas com o posicionamento dos LEDs e componentes eletromecânicos, mecânicos e bateria.



Figura 7 – Protótipo do case com a placa em seu interior, validando a possibilidade de utilização do mesmo sem interferir no design.

6 Projeto do Hardware

Como mencionado, o circuito do monitor de pressão fazia parte de um outro projeto da empresa, o monitor multiparamétrico, em que ele funcionava paralelamente a outros três módulos, o eletrocardiograma, a oximetria e a temperatura.

Neste projeto, havia uma plataforma computacional IoT responsável por intermediar a comunicação entre o microcontrolador e com o *software*, transmitindo os dados adquiridos através de Wi-Fi ou Bluetooth. No entanto, para o desenvolvimento do monitor de pressão autônomo, optou-se por uma redução de custos, simplificando a maneira de comunicação para USB.

Para realizar essa mudança, foram necessárias algumas adaptações no *hardware*, incluindo a substituição do microcontrolador utilizado. Outra alteração realizada para reduzir custos, foi a remoção de circuitos integrados (CIs) que se faziam desnecessários ou a substituição por CIs equivalentes mais baratos.

Uma delas foi o conversor digital-analógico (DAC) que fazia a conversão do sinal de controle da válvula proporcional, calculado pelo microcontrolador de forma digital, para a tensão analógica equivalente, utilizada para uma fonte de corrente controlada por tensão. Este poderia ser incluído como um requisito na escolha do novo microcontrolador.

Além disso, foi constatada a presença de dois amplificadores operacionais (Ampops) duplos (dois amplificadores em um CI), dos quais um era utilizado no circuito de medição como buffer e outro no circuito de atuação para controle de corrente da válvula proporcional. Estes foram substituídos portanto por Ampops equivalentes do tipo simples, já que suas aplicações não permitiam a utilização de um Ampop duplo.

A última alteração feita no *hardware*, foi a substituição do transdutor de pressão por um que se encaixava mais nas necessidades do equipamento, por possuir a tensão de saída amplificada, dentro da faixa de leitura do conversor analógico digital, e por ter compensação de temperatura, importante para diminuir o erro de medição devido a variações na temperatura ambiente.

6.1 Escolha do Microcontrolador

Depois de verificadas as modificações a serem feitas no circuito eletrônico, faltou definir então o microcontrolador que atendesse às novas exigências aferidas, sendo elas: dar suporte à comunicação USB e incluir um conversor digital analógico.

Essa decisão deveria ser tomada levando em conta também o tempo de desenvol-

vimento que seria necessário para a programação do *firmware* do mesmo. Portanto, foi buscado um microcontrolador de características semelhantes, do mesmo fornecedor, de forma a aproveitar-se parte do *firmware* do CI anterior.

Assim, foi escolhido o MSP430F5636, da Texas Instruments, que atende a todas as especificações desejadas, sendo da mesma linha que o anterior (MSP430FR5969), porém incluindo suporte para comunicação USB e possuindo dois DACs. Iniciou-se a partir desse momento o desenvolvimento do circuito eletrônico e design da placa de circuito impresso.

6.2 Circuito eletrônico

Nesta seção serão apresentadas apenas as mudanças descritas anteriormente, não sendo demonstrado todo o funcionamento do circuito, como não foi o foco deste trabalho.

A principal alteração no circuito eletrônico, foi a substituição do transdutor de pressão, juntamente com seus filtros de condicionamento do sinal. O transdutor anterior, o MPX53GP, tinha como saída um diferencial de tensão, $V_{out+} - V_{out-}$, o que necessitava um filtro para cada saída. Além disso, o full scale span (diferença entre tensão de saída para a pressão máxima de medição e a tensão para a pressão mínima) do transdutor era de apenas 60 milivolts, necessitando de um alto ganho de amplificação do conversor analógico-digital (ADC), tornando o sistema muito mais suscetível a ruídos.

Portanto, este foi trocado pelo MP3V5050DP, cujo código representa as características: tensão de alimentação 3 V, pressão diferencial máxima 50 kPa, equivalente a aproximadamente 375 mmHg. A faixa de tensão de saída deste transdutor é de 0 a 2,7 V, tornando desnecessária amplificação do ADC, fazendo com que o sistema seja mais robusto quanto à questão do ruído. Além disso, a saída do MP3V5050DP é da forma $V_{out} - GND$, ou seja, é necessário apenas um filtro para a saída do mesmo.

A figura 8 apresenta a alteração do transdutor, onde a parte superior da figura demonstra o circuito antigo, do InMonitor (monitor multiparamétrico) e a parte inferior mostra o circuito com a substituição feita no InPani.

Podemos observar na figura 9, a mudança nos filtros de condicionamento do sinal de saída do transdutor, e conseqüente retirada de três amplificadores operacionais, dois deles referentes aos buffers da saída V_{out-} , e outro deles é o segundo buffer na saída do filtro de V_{out+} , que observou-se desnecessário.

A figura 10 refere-se à modificação quanto ao DAC, que agora é incluído no microcontrolador, portanto foi retirado o CI responsável por essa finalidade. As alterações necessárias para troca do microcontrolador não serão apresentadas aqui, pois foram basicamente apenas mudanças nas conexões dos pinos, e o circuito para funcionamento por USB, que é disponibilizado no datasheet do microcontrolador.

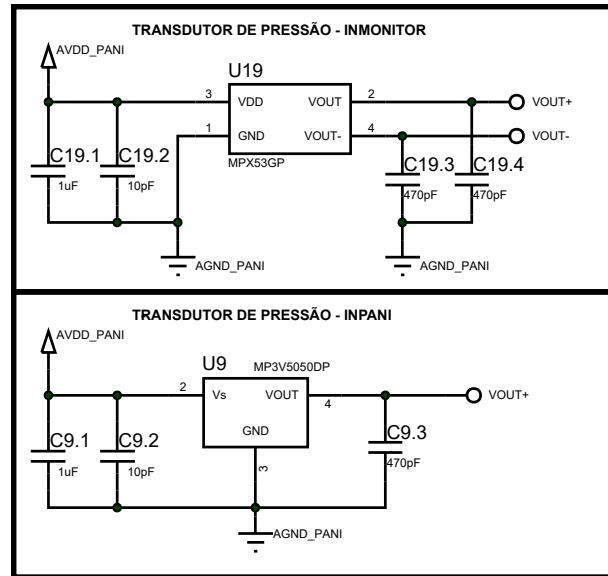


Figura 8 – Alteração do transdutor de pressão. Parte superior: MPX53GP, com saída diferencial $V_{out+} - V_{out-}$. Parte inferior: MP3V5050DP, com saída diferencial $V_{out} - GND$

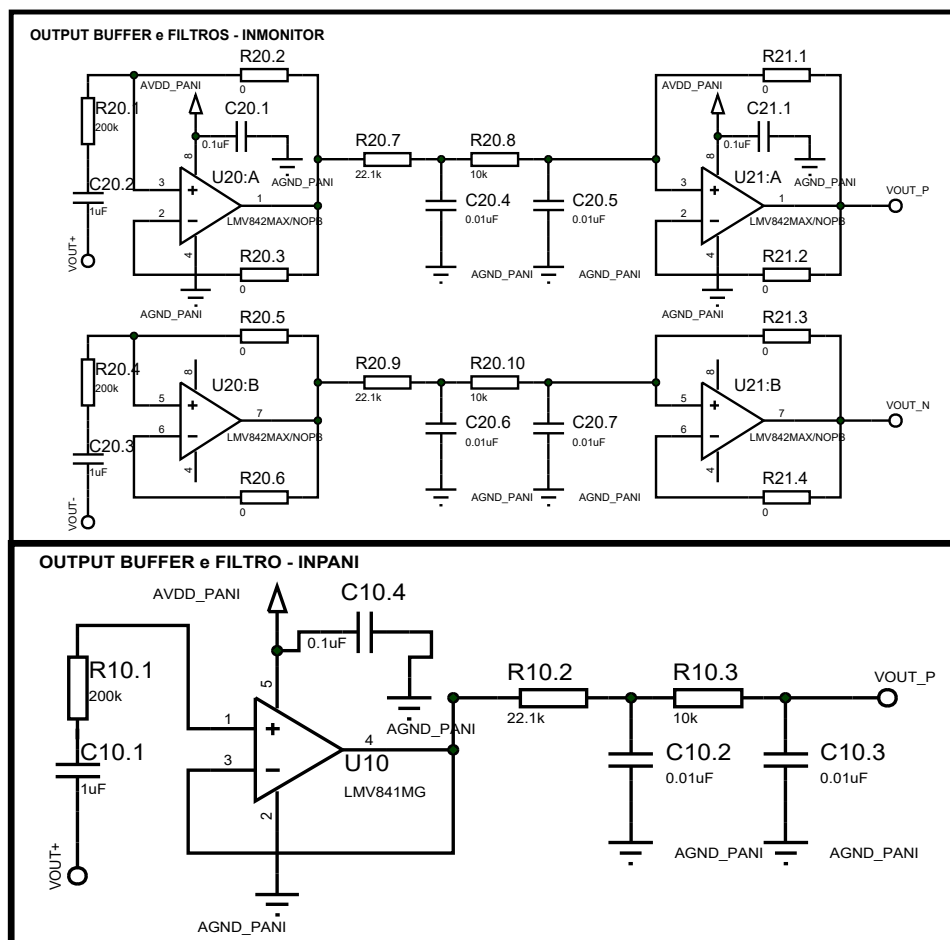


Figura 9 – Filtro de condicionamento de sinal. Parte superior: filtros para o transdutor antigo, para V_{out+} e V_{out-} , e respectivos buffers. Parte inferior: filtro do InPani, sem buffer de saída, com redução de três Ampops.

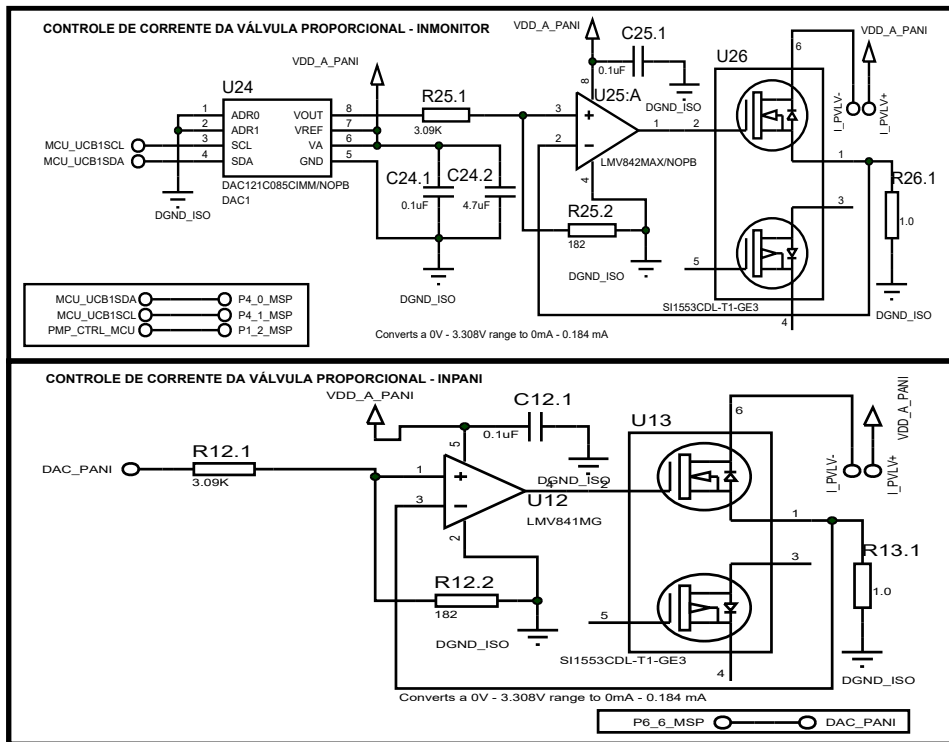


Figura 10 – Remoção do conversor analógico-digital.

6.3 Placa de circuito impresso

Concluídas as adaptações no circuito eletrônico, deu-se início ao design da PCI, levando em consideração como ponto de partida o posicionamento dos componentes maiores, como no protótipo apresentado anteriormente na figura 6.

A figura 11 representa a vista de cima da PCI projetada, com os componentes eletromecânicos e outros CIs cujas alturas exigiam que fossem posicionados na parte superior (conector USB e isolador de potência) pintados em vermelho, e os diferentes tons de verde equivalem aos planos de terra, isolados fisicamente e eletronicamente por meio de ferrites. A parte cinza é onde foram posicionados os LEDs responsáveis por iluminar a logo no centro do case. A parcela branca da imagem não possui plano de terra, e foi designada para a fixação da bateria.

Os outros CIs, mais baixos, foram posicionados na parte inferior da placa, facilitando o design, já que o espaço na vista superior se tornou escasso (Figura 12).

Para possibilitar a visualização 3D dos componentes eletromecânicos e mecânicos (transdutor de pressão, válvula proporcional, bomba, botão, tubos e conectores) no *software* Proteus, os pacotes de extensão .3ds, utilizados pelo mesmo, foram desenhados com as dimensões exatas em um programa de CAD (Google SketchUp), e convertidos para a extensão desejada (Figura 13). A visualização 3D do Proteus pode ser observada na figura 14.

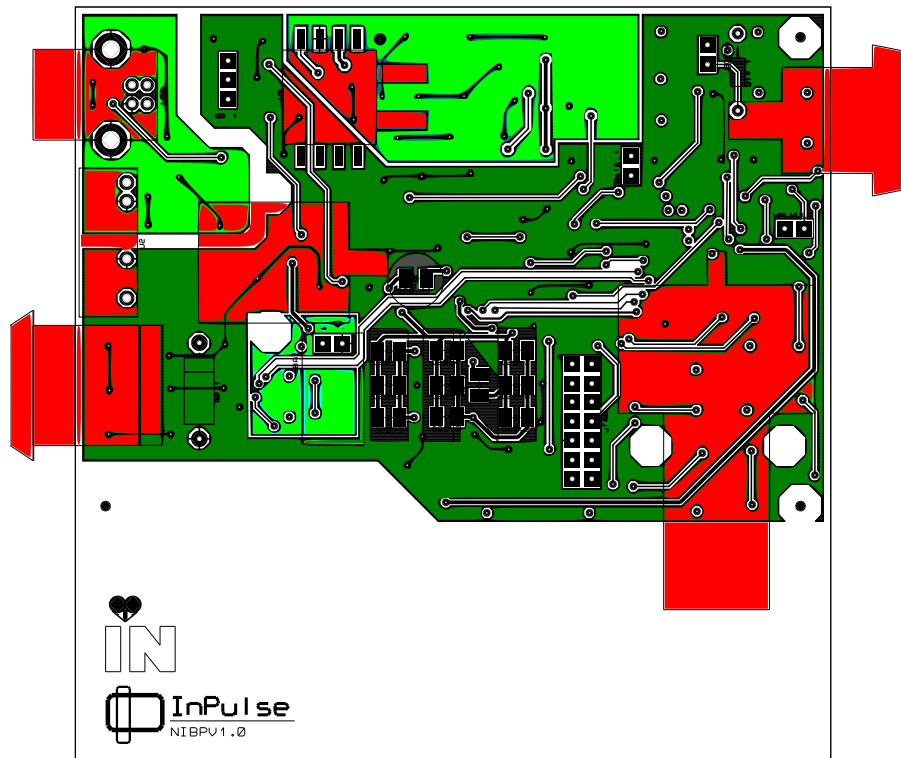


Figura 11 – Vista superior da placa de circuito impresso. Vermelho: Componentes eletromecânicos e outros CIs. Verde: Planos de terra. Cinza: LEDs de iluminação da logo. Branco: posicionamento da bateria.

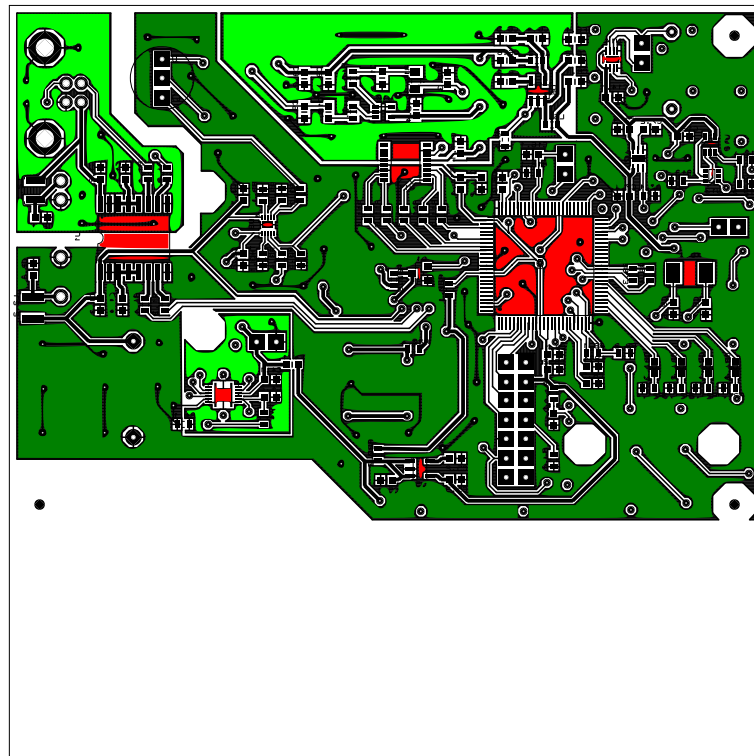


Figura 12 – Vista inferior da placa de circuito impresso. Vermelho: Circuitos integrados. Verde: Planos de terra. Cinza: resistores, capacitores, indutores e ferrites.

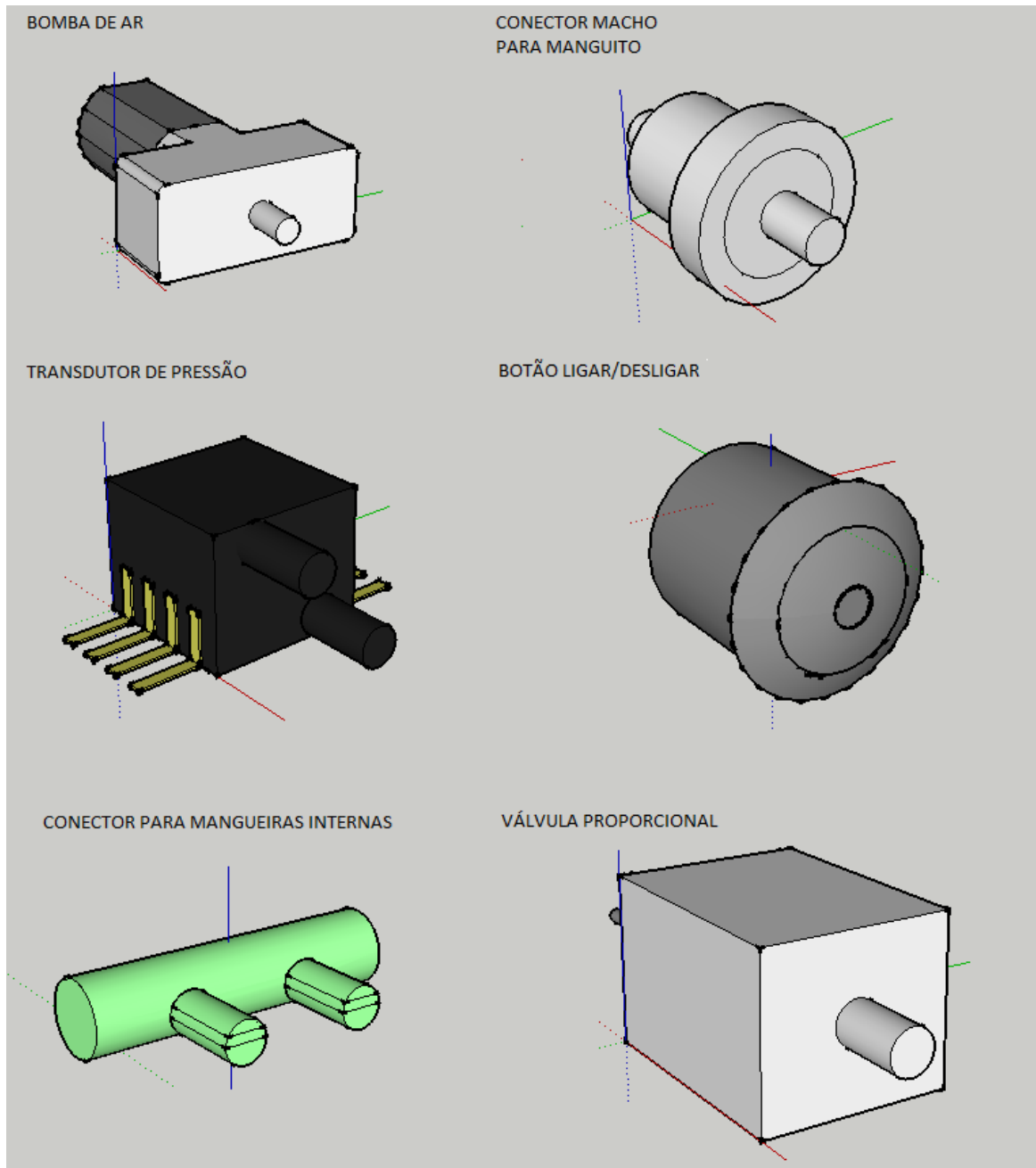


Figura 13 – Designs em CAD dos componentes eletromecânicos e mecânicos do circuito.

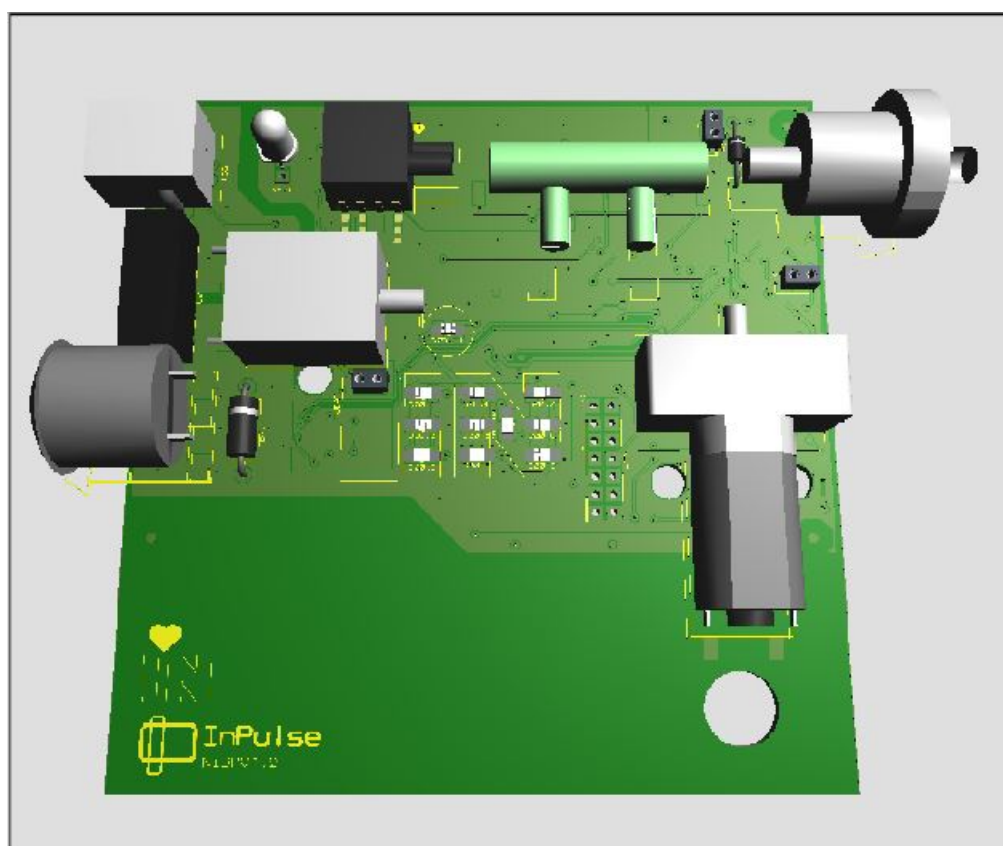


Figura 14 – Visualização 3D da PCI, gerada no Proteus.

7 Programação do Microcontrolador

Para integrar os componentes do InPani, o dispositivo conta com um *firmware* que também foi desenvolvido no escopo desse projeto. Vale esclarecer aqui ao leitor que o termo *firmware* é utilizado neste documento como o código do microcontrolador programável, responsável por gerenciar o *hardware* e as funcionalidades do dispositivo, descritas em 4.1 e 4.4.

O microcontrolador utilizado no projeto, MSP430F5636, foi escolhido por disponibilizar bibliotecas em C para comunicação por USB, além da empresa possuir experiência com a programação de microcontroladores dessa família.

Parte do *firmware* foi implementado com base nos códigos de outros módulos desenvolvidos na empresa, fazendo as devidas adaptações às diferenças no *hardware*. Além disso, foram incluídas as novas funcionalidades ao sistema, referentes ao procedimento de calibração do equipamento.

Este capítulo descreve brevemente a arquitetura e implementação do *firmware* e apresenta mais detalhadamente os maiores desafios enfrentados na implementação do mesmo junto às soluções propostas.

Seguindo o que foi especificado na seção 4.4, o *firmware* deve conter as funcionalidades de: comunicação, responsáveis por enviar os dados das aquisições ao *software* e receber comandos do mesmo; potência, responsáveis por controlar os módulos de atuação e medição, além das funcionalidades do botão (ligar/desligar); aferição, responsáveis por controlar o procedimento de medição da pressão arterial; calibração, responsáveis por garantir que os parâmetros de calibração sejam gravados e lidos propriamente, diminuindo possíveis erros de medição.

Porém, como os procedimentos de calibração e aferição possuem grande parte das funcionalidades em comum, ambas foram combinadas, de forma a fazerem uso das mesmas funções quando possível. Os códigos da parte de comunicação do equipamento com o *software* foram adaptados de outros equipamentos da empresa que possuem as mesmas funcionalidades, sendo necessárias apenas a adição de algumas mensagens no protocolo de comunicação, referentes ao procedimento de calibração. Portanto, estes não foram explicitados no escopo deste trabalho.

7.1 Funcionalidades do Botão

O botão, como dito, possui duas funcionalidades, ligar/desligar o aparelho ou iniciar/cancelar uma aquisição. Para ligar e desligar o dispositivo, foi utilizada uma das

configurações de *low power mode* (modo de baixa potência) oferecidas pelo microcontrolador. Ao entrar em *low power mode*, o MSP (microcontrolador) desabilita sua CPU (Unidade Central de Processamento) sem a necessidade de desconfigurar as portas, podendo ainda ser "acordado" (sair do modo de baixa potência) por uma interrupção em um pino configurado para esta finalidade. Ao ser acordado, o MSP é então *resetado*, e é executada a rotina de configuração geral do sistema.

A funcionalidade de iniciar ou cancelar aquisição pelo botão foi implementada também dentro do tratamento da interrupção do pino do mesmo. Portanto, a fim de diferenciar a função a ser executada (desligar o aparelho ou iniciar/cancelar uma aquisição), foi utilizado um contador o qual é somado a cada iteração enquanto o botão se encontra pressionado. Foi estipulado então um limite para este contador, que equivale a aproximadamente três segundos com o botão pressionado, conforme especificado em 4.1.1.

Além dessa diferenciação, o dispositivo só é permitido a iniciar uma aquisição caso este esteja conectado e se comunicando com o devido *software*. Portanto, foi implementada uma *flag*, a qual é *setada* ao receber uma mensagem de conexão vinda do *software* (4.2.1), e é *resetada* caso o dispositivo deixe de receber mensagens de "*ping*" por um certo tempo, ou caso seja recebida uma mensagem para se desconectar. Assim, garante-se que um procedimento de aquisição só será iniciado quando o InPani estiver se comunicando devidamente com o *software*.

Para diferenciar se um procedimento deve ser iniciado ou cancelado, basta verificar se o sistema encontra-se no estado DESOCUPADO, ou seja, o sistema pode iniciar uma aquisição. Caso contrário, o dispositivo já está realizando uma medição, portanto, esta deve ser cancelada. É apresentado na figura 15 um pseudocódigo referente as funcionalidades descritas nesta seção.

7.2 Funcionalidades de Calibração

A principal alteração feita para o *firmware* do monitor de pressão, considerando-se o que foi aproveitado do monitor multiparamétrico, foi a inclusão de uma rotina para ajuste do zero e calibração do equipamento. A inclusão desta rotina se fez de extrema importância, já que isso possibilita uma maior acurácia das medições, tornando o sistema mais robusto e confiável.

Para a implementação desta funcionalidade, a máquina de estados do sistema foi adaptada, incluindo inicialmente dois novos estados, AJUSTANDO ZERO e CALIBRANDO. O sistema pode entrar no estado AJUSTANDO ZERO de duas formas, a primeira feita automaticamente durante a configuração inicial do microcontrolador, quando este é ligado, e a segunda por meio de um pedido de calibração vindo do *software*.

```
1  /* PSEUDOCÓDIGO REFERENTE AO FUNCIONAMENTO DO BOTÃO */
2
3  tratar interrupcao
4  {
5      se (low_power_mode)
6      {
7          resetar_CPU();
8      }
9      senao
10     {
11         desabilitar_modulos_potencia();
12
13         enquanto (botao_pressionado);
14         {
15             tempo_pressionado++;
16
17             se (tempo_pressionado > 3)
18             {
19                 low_power_mode = true;
20             }
21         }
22
23         se (estado_desocupado e comunicacao_ok)
24         {
25             iniciar_aquisicao();
26         }
27         senao
28         {
29             cancelar_aquisicao();
30         }
31     }
32 }
```

Figura 15 – Pseudocódigo referente ao funcionamento do botão.

Neste estado, o módulo de medição do *hardware* é ativado e o ADC é configurado para o modo de operação de conversão contínua, onde este faz conversões sequenciais até receber um comando para parar. A válvula de controle de pressão é aberta para garantir que a pressão lida pelo transdutor se equivale à ambiente. São adquiridas então três medições consecutivas e faz-se a média dos valores computados pelo ADC. Esta média é portanto utilizada como a tensão de *offset* do transdutor, ou seja, a tensão de saída do transdutor para uma pressão diferencial em suas entradas igual a 0 mmHg. Como esse ajuste é feito sempre que o microcontrolador é *resetado*, este valor não precisa ser guardado na memória não volátil do mesmo, sendo salvo portanto apenas em uma variável na memória RAM.

Ao ser finalizado o ajuste do zero, o microcontrolador verifica qual foi o evento que levou à ocorrência do ajuste. Caso tenha sido por meio da configuração inicial, o estado seguinte é o DESOCUPADO, onde sistema encontra-se pronto para um novo pedido de aquisição ou de calibração. Um pseudocódigo com as funções implementadas é apresentado na figura 16.

```
17  /* PSEUDOCÓDIGO REFERENTE AO AJUSTE DE ZERO DO TRANSDUTOR*/
18
19  iniciar_ajuste_de_zero()
20  {
21      estado_da_máquina = AJUSTANDO_ZERO;
22      abrir_valvula_de_controle();
23      ativar_modulo_de_medicao();
24      iniciar_conversao_continua();
25  }
26
27  calcular_tensao_offset(amostra)
28  {
29      se (indice_da_amostra < 3)
30      {
31          vetor_de_amostras[indice_da_amostra] = amostra;
32          indice_da_amostra++;
33      }
34      senao
35      {
36          media = calcular_media_das_amostras();
37          tensao_offset = media;
38
39          desativar_modulo_de_medicao();
40          parar_conversao_continua();
41
42          estado_da_máquina = DESOCUPADO;
43      }
44  }
```

Figura 16 – Pseudocódigo referente ao ajuste de zero do transdutor.

Quando o que ocasionou o ajuste foi um pedido de calibração, o estado subsequente ao AJUSTANDO ZERO é o CALIBRANDO. Neste, o módulo de medição e o ADC são novamente ativados, e a pressão lida pelo transdutor é enviada continuamente ao *software* no computador, onde é possível visualizá-la e realizar o procedimento de calibração. Para isso, a válvula de controle é fechada totalmente, a fim de permitir que o operador do equipamento infle o manguito por meios externos, como por exemplo com a utilização de um diafragma comumente utilizado para este fim.

O processo de calibração de equipamentos metrológicos pode variar, dependendo das ferramentas disponíveis ao operador e da natureza do equipamento em questão. Em se tratar de monitores de pressão arterial não invasivos, este processo pode se dar de forma mais automatizada, com o auxílio de um simulador de sinais vitais por exemplo, os quais possuem um manômetro digital, ou de forma manual, com uma bomba de diafragma e um manômetro analógico.

Para realização do procedimento, um manguito com dois tubos é acoplado simultaneamente ao dispositivo que está sendo calibrado e ao equipamento calibrador. O operador observa portanto os valores lidos nos dois equipamentos, averiguando se a leitura feita pelo dispositivo testado se equipara à do calibrador. O manguito então é inflado para

diferentes pressões, e caso seja observada uma diferença entre os valores medidos pelos dois equipamentos, é feito um ajuste no aparelho a ser calibrado.

De posse dessas informações, foi proposta então mais uma funcionalidade a fim de auxiliar o procedimento: a de *setar* através do *software* uma pressão para a qual o manguito deve ser inflado, sendo desnecessário ao operador a utilização de uma bomba de diafragma. Esta função não foi definida como um requisito do sistema, porém, pela facilidade de sua implementação, optou-se incluí-la como um adicional.

Ao final do processo, como já mencionado, o operador pode setar um valor de ajuste, chamado neste documento de "ganho de calibração" (4.2.2.2), dado pela equação 4.2. Este valor é enviado pelo *software* ao dispositivo, e é salvo na memória não volátil do microcontrolador. Assim, sempre que o microcontrolador é *resetado* o valor da posição de memória onde foi guardado o ganho de calibração é lido, e salvo em uma variável para utilização nas conversões.

Por questões de segurança, e para a inicialização do valor da memória não volátil, foi estipulado um limite de 10% para o valor de ganho permitido pelo *firmware*. Isso serve como uma forma de facilitar a produção do equipamento, de maneira a não ser necessário executar uma calibração em cada aparelho produzido. Dessa forma, na primeira vez em que o microcontrolador é inicializado, ele lê o valor salvo na memória não volátil e, se este se encontra fora do limite estipulado, o valor *default* de ganho de calibração (zero) é *setado*.

Foi implementada também uma função para enviar ao *software* o ganho de calibração atual gravado na memória do microcontrolador, a fim de verificar se o valor foi corretamente salvo. Podemos ver na figura 17 um pseudocódigo que representa as funções de calibração que foram aqui descritas.

```
1  /* PSEUDOCÓDIGO REFERENTE AO PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO*/
2
3  ler_ganho_de_calibracao()
4  {
5      ganho = ler_endereco_da_memoria();
6
7      se (ganho*ganho > 100)
8      {
9          .....
10         setar_ganho_de_calibracao(0);
11     }
12 }
13
14 iniciar_calibracao()
15 {
16     iniciar_ajuste_de_zero();
17
18     estado_da_máquina = CALIBRANDO;
19     fechar_valvula_de_controle();
20     ativar_modulo_de_medicao();
21     iniciar_conversao_continua();
22 }
23
24 setar_ganho_de_calibracao(ganho) `
25 {
26     se (ganho*ganho > 100)
27     {
28         .....
29         ganho = 0;
30     }
31
32     atualizar_variaveis_de_conversao();
33     gravar_variavel_na_memoria(ganho);
34 }
35
36 enviar_ganho_atual()
37 {
38     ganho = ler_endereco_da_memoria();
39     retornar ganho;
40 }
```

Figura 17 – Pseudocódigo referente ao procedimento de calibração.

8 Resultados

Como resultado deste trabalho, obteve-se um aparelho automático de medição de pressão arterial para uso veterinário, que se comunica com o computador via USB, apresentando as aferições de forma mais transparente por mostrar a curva oscilométrica obtida, dando mais confiabilidade e poder de decisão ao médico veterinário, diferenciando-se da maioria dos equipamentos presentes no mercado.

Atendendo as especificações apresentadas anteriormente, foi obtido um equipamento pequeno e robusto, tornando fácil seu manuseio. A utilização do método de *design for manufacturing and assembly* durante o processo de concepção do produto foi de grande valia, tornando desnecessárias iterações no projeto. As figuras 18 e 19 apresentam respectivamente a montagem da placa de circuito impresso e do produto completo com a placa em seu interior.

Os resultados referentes à programação do dispositivo serão apresentados com auxílio do *software* desenvolvido paralelamente por outra parte da equipe. Será verificado primeiramente se o processo de calibração é feito como esperado, realizando o ajuste do zero, e conferindo se o valor do ganho ajustado é salvo na memória do microcontrolador.

Pode-se observar na figura 20 que o ajuste do zero é feito corretamente ao se iniciar

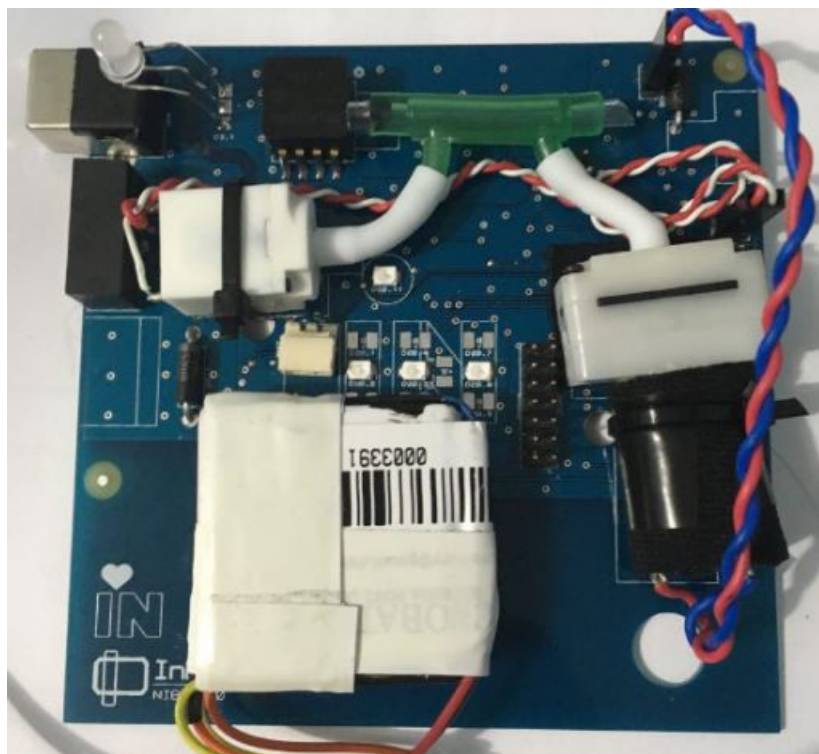


Figura 18 – Montagem final da placa de circuito impresso.



Figura 19 – Montagem final do produto.

o procedimento de calibração. A pressão lida pelo equipamento quando encontra-se com o manguito completamente vazio é de 0,05 mmHg, sendo considerado permitido um erro de leitura de até 1 mmHg pela regulamentação do Inmetro.

Ainda nesta figura, é possível verificar que o ganho de calibração setado no microcontrolador é zero, ou seja, o valor salvo na memória do microcontrolador é nulo (default), pois ainda não foi ajustado. A figura 21 demonstra um ajuste de 5% no ganho de calibração, que foi realizado com sucesso como pode-se observar no canto superior direito da imagem.

Ainda, é possível setar um valor de pressão para o qual o dispositivo deve inflar o manguito, a fim de avaliar, com a ajuda de um equipamento calibrador ou manômetro, se a pressão lida equivale à real. Verifica-se na figura 22 que o manguito foi inflado até a pressão desejada, validando esta funcionalidade. Com isso, são alcançadas todas as especificações relacionadas à calibração do dispositivo.

A seguir são apresentados os resultados referentes à aferição de pressão arterial, onde mostra-se a tela do *software* responsável por apresentar o gráfico da curva oscilométrica, juntamente com os valores calculados de pressão sistólica, diastólica e média.

Na figura 23, é demonstrado o resultado de uma aferição feita nos dedos do desenvolvedor, onde é possível visualizar a curva oscilométrica na parte inferior da imagem, com as pressões representadas por barras. À direita, verifica-se as pressões sistólica,



The screenshot shows a software window titled "NIBP CALIBRATION" with a close button in the top right corner. The window is divided into two main sections: "DADOS DO EQUIPAMENTO" and "CALIBRAÇÃO".

DADOS DO EQUIPAMENTO

Pressão lida: 0,05 Ganho: 0

CALIBRAÇÃO

Pressão: mmHg SET

Novo Ganho: % SET

Finish

Figura 20 – Tela de calibração: ajuste do zero. Verifica-se que o ajuste do zero é feito corretamente, sendo lida uma pressão de 0,05 mmHg à pressão atmosférica.



The screenshot shows the same "NIBP CALIBRATION" window. The "DADOS DO EQUIPAMENTO" section now displays "Pressão lida: 0,06" and "Ganho: 5".

DADOS DO EQUIPAMENTO

Pressão lida: 0,06 Ganho: 5

CALIBRAÇÃO

Pressão: mmHg SET

Novo Ganho: % SET

Finish

Figura 21 – Tela de calibração: ajuste do ganho. O ganho de calibração foi setado para 5%, e salvo na memória com sucesso.



Figura 22 – Tela de calibração: setar valor de pressão.

diastólica e média aferidas, representadas na forma: "*Sistólica/Diastólica(Média)*". A parte superior da tela apresenta os resultados das medições anteriores, sendo possível observar a variação da pressão do animal durante um período de tempo no modo de monitoramento contínuo.

Ainda na tela de aferição, clicando-se no quadro onde são mostrados os resultados, é possível setar um intervalo para medições subsequentes, para o monitoramento contínuo do animal. A imagem 24 apresenta a tela onde se ajusta o tempo de intervalo para monitoramento contínuo.

Não é possível demonstrar por meio de imagens o funcionamento do botão, porém os resultados obtidos do mesmo foram satisfatórios, cumprindo todos os requisitos mencionados anteriormente. O cancelamento através do botão se dá de forma rápida e prática, tornando seu uso seguro e confiável.

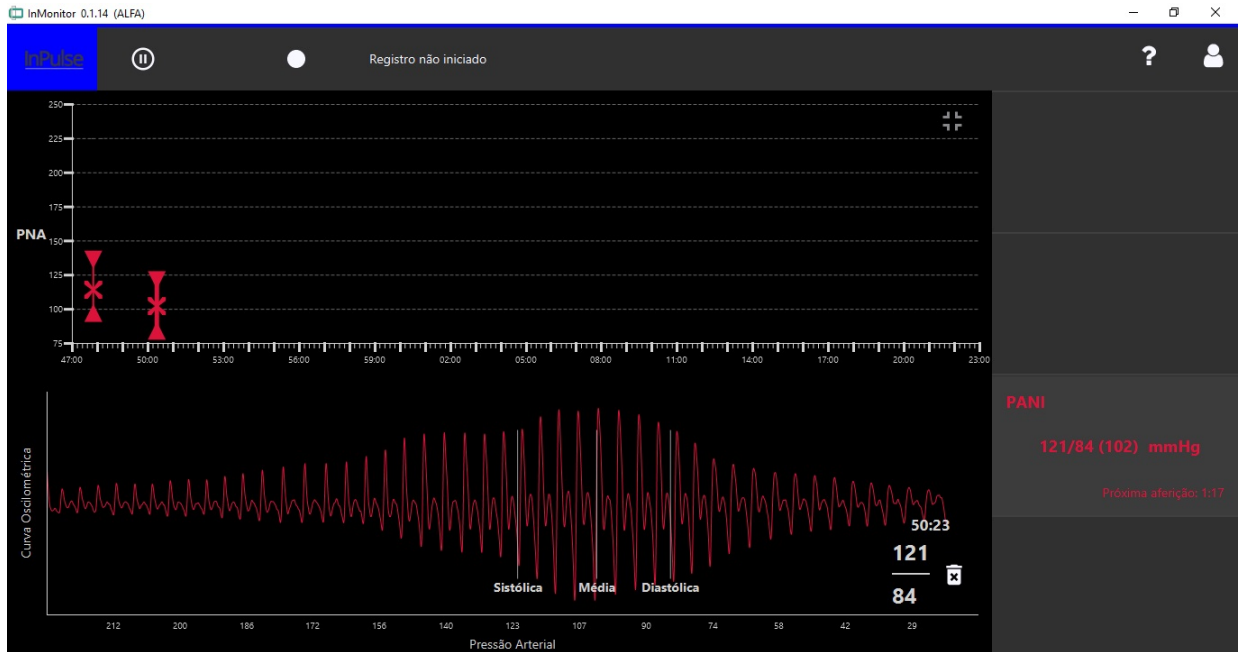


Figura 23 – Tela de aferição: exemplo de procedimento de medição.



Figura 24 – Seleção de intervalo de tempo do modo automático.

9 Conclusões e Perspectivas

A utilização e seguimento da metodologia de desenvolvimento de sistemas embarcados por níveis de abstração foi eficiente, tornando as etapas do projeto bem definidas, de maneira a se cumprir todos os prazos definidos para estas. Além disso, a aplicação dos conceitos de DFMA, se fez muito vantajosa, propiciando um processo rápido e eficaz, e diminuindo as possibilidades de erros e imprevistos no decorrer do projeto.

O trabalho resultou no desenvolvimento completo de um novo equipamento para a empresa InPulse Animal Health, no que diz respeito ao design, *hardware* e *firmware*. O produto cumpriu todas as especificações levantadas no início do projeto e obteve-se um equipamento pronto para injeção no mercado. São necessários ainda aperfeiçoamentos no *software* para computador que irá se comunicar com o produto.

Para realizações futuras, seria importante a validação do método de cálculo da pressão arterial utilizado pelo *software* da empresa, por meio da realização de testes em animais, comparando-o ao padrão ouro. Além disso, para o constante aprimoramento do produto pode-se trabalhar na detecção da frequência cardíaca do animal, tornando o sistema mais completo.

Referências

- 1 GUYTON, A. C.; HALL, J. E.; GUYTON, A. C. *Tratado de fisiologia médica*. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2006. Citado na página 15.
- 2 BROWN, S. A.; HENIK, R. A. Diagnosis and treatment of systemic hypertension. *Veterinary Clinics: Small Animal Practice*, Elsevier, v. 28, n. 6, p. 1481–1494, 1998. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.
- 3 BROWN, S. et al. Guidelines for the identification, evaluation, and management of systemic hypertension in dogs and cats. *Journal of veterinary internal medicine*, Wiley Online Library, v. 21, n. 3, p. 542–558, 2007. Citado na página 15.
- 4 MAZZAFERRO, E.; WAGNER, A. E. Hypotension during anesthesia in dogs and cats: recognition, causes and treatment. *Compendium*, v. 23, n. 8, p. 728–737, 2001. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.
- 5 WADDELL, L. S. Direct blood pressure monitoring. *Clinical techniques in small animal practice*, Elsevier, v. 15, n. 3, p. 111–118, 2000. Citado na página 15.
- 6 MISHINA, M. et al. A clinical evaluation of blood pressure through non-invasive measurement using the oscillometric procedure in conscious dogs. *Journal of veterinary medical science*, Japanese Society of Veterinary Science, v. 59, n. 11, p. 989–993, 1997. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.
- 7 DIMAVE, A. *Pressão Não Invasiva - Acessórios para Monitores Multi-parâmetro / Dimave*. 2017. Disponível em: <<http://dimave.com.br/produtos/acessorios-multiparametricos/pressao-nao-invasiva/>>. Citado na página 16.
- 8 BODEY, A. et al. Comparison of direct and indirect (oscillometric) measurements of arterial blood pressure in conscious dogs. *Research in veterinary science*, Elsevier, v. 61, n. 1, p. 17–21, 1996. Citado na página 16.
- 9 BODEY, A.; SANSOM, J. Epidemiological study of blood pressure in domestic cats. *Journal of small animal practice*, Wiley Online Library, v. 39, n. 12, p. 567–573, 1998. Citado na página 16.
- 10 MEURS, K. et al. Arterial blood pressure measurement in a population of healthy geriatric dogs. *Journal of the American Animal Hospital Association*, Am Animal Hosp Assoc, v. 36, n. 6, p. 497–500, 2000. Citado na página 16.
- 11 TEBALDI, M. et al. Estudo da pressão arterial pelo método indireto oscilométrico (petmap®) em cães domésticos não anestesiados. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Escola de Veterinária, p. 1456–1464, 2012. Citado na página 16.
- 12 BOOTHROYD, G. Product design for manufacture and assembly. *Computer-Aided Design*, Elsevier, v. 26, n. 7, p. 505–520, 1994. Citado na página 19.
- 13 WOLF, M. *Computers as components: principles of embedded computing system desing*. 3rd. ed. [S.l.]: Elsevier, 2012. Citado 3 vezes nas páginas 19, 20 e 21.

A Anexo

O figura 25 apresenta o projeto de CAD do *case* utilizado para o produto, fornecido no *website* da TEKO Enclosures.

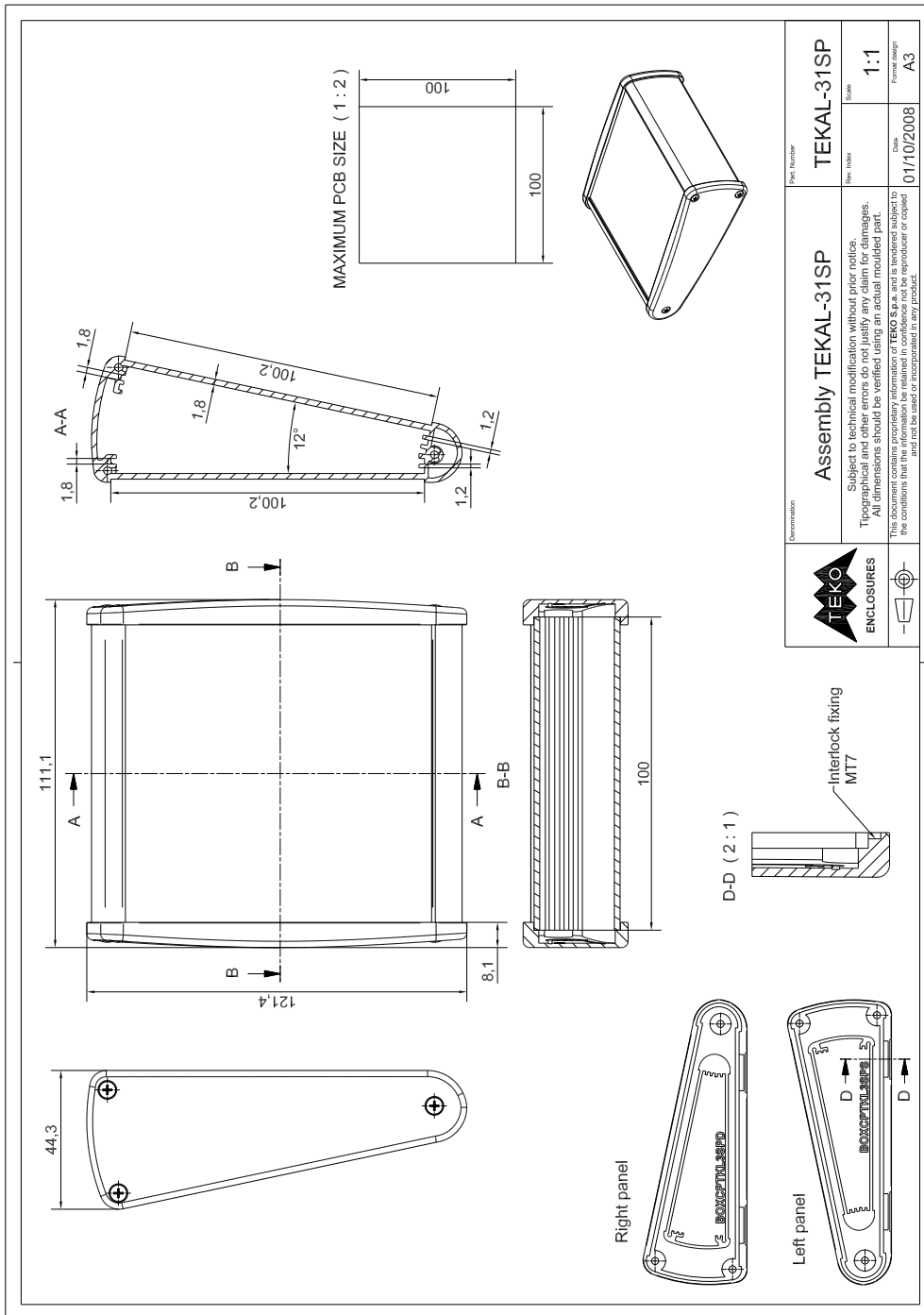


Figura 25 – Projeto de CAD do case da TEKAL-31SP Enclosures.