

**FLAVIO FAUSTO DE ALMEIDA MANZOLI
GUILHERME SALGUEIRO DE ABREU**

**Protótipo para medida e análise de pressão arterial em
camundongos**

São Paulo
2015

**FLAVIO FAUSTO DE ALMEIDA MANZOLI
GUILHERME SALGUEIRO DE ABREU**

**Protótipo para medida e análise de Pressão Arterial
em camundongos**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia

Orientador: Prof. Dr. Henrique Takachi Moriya

São Paulo
2015

**FLAVIO FAUSTO DE ALMEIDA MANZOLI
GUILHERME SALGUEIRO DE ABREU**

**Protótipo para medida e análise de pressão arterial
em camundongos**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia

Área de Concentração: Engenharia Elétrica e
Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Henrique Takachi Moriya

São Paulo

2015

AGRADECIMENTOS

Agradecemos a nossos familiares, por todo o suporte e apoio dado durante o decorrer não só deste projeto, mas de todo o curso e de nossas vidas; aos nossos professores por todos os conhecimentos transmitidos e toda a disposição que tiveram para nos ajudar; aos técnicos que trabalham no almoxarifado da faculdade, que por muitas vezes deixaram de atender a seus compromissos para poderem nos ajudar, seja com empréstimo de material, seja com a realização de algo que estivéssemos com alguma dificuldade; também a nossos amigos, por sempre estarem presentes nos momentos de dificuldades e a Beatriz e Larissa, por estarem sempre lá quando era preciso, seja para uma ajuda em algo que não dominávamos ou para liberar nossas cabeças de todas as preocupações inerentes à formatura.

Resumo

A crescente demanda por novas drogas e produtos capazes de desempenhar diversas funções no organismo humano de forma segura impulsionaram as pesquisas em animais nas últimas décadas. Um dos principais animais hoje usados como cobaias para tais testes são os camundongos. O trabalho desenvolvido propõe um sistema de aquisição de pressão arterial invasiva para camundongos com objetivo de ser usado em ambientes de pesquisa fisiológica. O protótipo consiste de um aparato que realiza a aquisição de sinais, sua amplificação e transferência para o computador; além de um software que realiza a comunicação com o sistema e oferece diversas funcionalidades para processamento e manipulação dos sinais.

Palavras-chave: protótipo, biomedicina, engenharia, pressão arterial, camundongos

Abstract

The growing demand for new drugs and products capable of performing various functions in the human organism in a safe way have propelled the animal researches in the past decades. One of the main species used as laboratory animals for those tests is mice. The project proposes an acquisition system for invasive blood pressure on mice with the goal of being used in physiological research; The prototype consists of a device that does the signal acquisition, its amplification and transfers it to the computer; and a software which provides the communication between system and PC and offers diverse functions for signal processing and manipulation.

Key words: prototype, biomedicine, engineering, blood pressure, mice

SUMÁRIO

Abstract.....	7
1. Objetivos.....	11
2. Identificação do Problema.....	11
2.1 Identificação das Necessidades do Cliente.....	12
2.2 Declaração de Necessidades do Cliente.....	13
2.3 Declaração dos Objetivos do Projeto	14
3. Análise de tecnologias relevantes e competidores.....	15
3.1 Análise de tecnologias existentes.....	15
3.2 Amplificador de instrumentação AD620	16
3.3 Transdutor de pressão	25
3.4 Labview	32
3.5 NI 6008	35
4 Metodologia.....	38
4.1 Árvore de Objetivos.....	38
4.2 Especificação de Requisitos de Engenharia	39
4.3 Requisitos de Marketing.....	39
4.4 Restrições Técnicas	41
4.5 Benchmark Competitivo.....	42
4.6 Tabela de Conceitos.....	42
4.7 Análise de Forças e Fraquezas	43
4.8 Decomposição Funcional	44
4.8.1 Nível 0	44
4.8.2 Nível 1	45

4.9 Análise de Acoplamento e Coesão	48
4.10 Etapas e atividades do projeto	49
4.10.1 Carta de Gantt	52
4.11 Riscos ao projeto	53
4.11.1 Matriz de Riscos.....	54
5 Desenvolvimento e resultados	55
5.1 Prova de conceito	55
5.2 Software de aquisição	58
5.2.1 Funcionalidades	59
5.2.2 Painel Frontal	61
5.2.3 Painel de Calibração	63
5.2.4 Painel de aquisição	66
5.2.5 Arquivo de saída	70
5.3 Testes do circuito final	71
5.4 Montagem do Sistema.....	78
5.5 Encapsulamento	87
6 Bibliografia	93

Introdução

A experimentação animal em pesquisas científicas tem contribuído fortemente para o avanço científico e tecnológico, sendo responsável nos últimos anos pelo desenvolvimento de diversas medidas profiláticas e tratamentos usados em humanos. Embora diversas espécies sejam usadas, a mais comum e profundamente conhecida é a *Mus Musculus* (camundongos). Esse animal já esteve presente em diferentes descobertas significativas, como a descoberta do DNA, desenvolvimento de antidepressivos, interpretação do código genético e desenvolvimento de terapia genética.

As motivações para uso do camundongo são: sua reprodução rápida, pequeno volume necessário para armazenamento, baixo custo de manutenção, genoma plenamente mapeado e fisiologia semelhante ao ser humano. Essa última característica se mostra extremamente importante nos estudos laboratoriais, nos quais os animais são usados para simular doenças e alterações genéticas que ocorreriam de maneira análoga em seres humanos. Para o trabalho aqui desenvolvido, temos que a pressão arterial média desses roedores (147/106 mmHg) (Woodbury & Hamilton, 1937) é conhecida e próxima à encontrada em seres humanos.

Devido à extensiva utilização de camundongos em ambientes laboratoriais, surge a demanda de ferramentas de monitoramento de funções fisiológicas para tais animais, contexto no qual se insere este trabalho.

O objetivo do trabalho aqui desenvolvido é criar um protótipo capaz de medir a pressão arterial de camundongos durante experimentos laboratoriais. Como o objetivo é obter a maior precisão possível, a forma de experimentação escolhida é a invasiva, que insere o transdutor de pressão na artéria do animal sedado, obtendo assim a maior precisão possível e evitando perturbações causadas pelo movimento do animal.

1. Objetivos

2. Identificação do Problema

O problema apresentado consiste na medida de pressão arterial invasiva em camundongos. Que é hoje um dos animais mais importantes da pesquisa biológica e médica num geral, devido a sua similaridade anatômica, fisiológica e genética com humanos. Mais de 95% do genoma dos camundongos é igual ao humano [1], e este já foi plenamente mapeado, o que nos abre a possibilidade de realizar alterações genéticas para estudar doenças específicas cujos genes causadores são conhecidos. Os estudos em camundongos são hoje os de melhor custo benefício para pesquisas farmacêuticas, além de pequenos, possuem rápida reprodução e ciclo de vida acelerado, o que torna o espaço, custo e tempo para pesquisa bastante acessível.

A pressão arterial invasiva é medida através de um cateter totalmente preenchido com líquido introduzido na artéria do animal. Um transdutor de pressão do tipo gauge fica em contato com o líquido no interior do cateter que por sua vez está em contato com o sangue do animal. Essa medida de pressão arterial é de suma importância em estudos e experiências em laboratório, tanto com humanos quanto com animais. A utilização da pressão arterial em experiências com camundongos é devido à necessidade de detecção e monitoramento dos sinais vitais do animal, para que sejam evitadas medidas em animais mortos, as quais invalidariam a pesquisa; bem como estudar se efeitos que deveriam aumentar ou diminuir a pressão arterial estão, de fato, ocorrendo conforme planejado. O problema do cliente remete ao fato de que a maior parte dos medidores do mercado serem não invasivos, que é um método menos preciso e que envolve dificuldades em adquirir o sinal.

2.1 Identificação das Necessidades do Cliente

O cliente precisa de um novo sistema, que seja capaz de realizar medidas confiáveis de pressão arterial em camundongos na faixa entre 10-400mmHg, e que seja acompanhado de um software capaz não apenas de fazer conexão entre o aquisitor e o computador, mas também realizar as análises sobre os sinais recebidos.

O produto será usado no monitoramento das funções vitais de camundongos durante experimentos em laboratório, para que os estudos sobre efeitos fisiológicos possam ser feitos de maneira correta e confiável. Estudos estes, que requerem que o animal permaneça vivo durante o experimento. Muitas vezes, a simples observação de animais ventilados mecanicamente não consegue diferenciar animais vivos ou mortos, por isso a monitoração da pressão arterial é crítica, já que um animal morto apresenta pressão arterial não pulsátil e próxima de 0 mmHg.

Como o cliente realiza experiências em animais vivos, pode-se pensar que haja alguma necessidade de uma licença ou aprovação do projeto pelo conselho de ética, entretanto tal licença cabe ao cliente que fará os experimentos e nada implica na fabricação do protótipo.

Uma demanda típica para o uso do produto seria durante o teste de uma droga qualquer. Digamos que a demanda seja testar efeitos adversos de uma nova droga para o tratamento de câncer. Para tal, precisamos do monitoramento constante da pressão arterial do animal, tanto para saber se houve variação de pressão (que é um efeito extremamente importante de ser propriamente avaliado) quanto para garantir que o animal continua vivo durante o experimento. Essa segunda demanda surge pelo fato do coração ser um órgão bastante independente do resto do corpo, sendo possível que o coração continue batendo mesmo após ser extraído completamente.

Neste momento, nosso cliente não possui um produto que realize tal função e possa ser comparado.

Nosso cliente tem a necessidade de obter a medição de pressão arterial com a maior precisão possível. O que implica em uma implementação invasiva que é considerado o tipo mais preciso de medição de pressão[2], e é muito menos suscetível a erros que a não invasiva.

No mercado atual prevalecem os medidores de pressão não-invasivos caudais, que além de menos confiáveis devido a aquisição feita exteriormente ao corpo, ainda apresentam artefatos de medição devido a movimentos do animal e dificuldade de obtenção de medidas devido à colocação da calda no dispositivo. Para obter medidores invasivos em geral é necessário fazer uma encomenda particular a uma empresa especializada. Tal processo faz com que medidores desse tipo tenham preços bastante elevados e que muitas vezes não possuam softwares abertos, criando assim mais limitações para o cliente.

As características mais impactantes na hora de adquirir tal produto e decidir entre um modelo seriam, além do preço; a quantidade de canais, a confiabilidade de suas medidas e sua robustez.

2.2 Declaração de Necessidades do Cliente

Nosso cliente possui uma demanda por um medidor de pressão arterial em camundongos, para auxiliar nos estudos fisiológicos que realiza. Portanto, nosso principal objetivo seria a implementação de um protótipo capaz de suprir as necessidades supracitadas, que deve ser acompanhado por um software auxiliar capaz de processar o sinal e fazer análises convenientes.

2.3 Declaração dos Objetivos do Projeto

O principal objetivo desse projeto é desenvolver um protótipo que supra as necessidades do nosso cliente. Isto é, o monitoramento do sinal de pressão arterial em animais (camundongos), durante experimentos de laboratório, de maneira precisa e confiável, para que os dados obtidos em tais estudos sejam válidos perante a comunidade científica.

3. Análise de tecnologias relevantes e competidores

3.1 Análise de tecnologias existentes

Atualmente existe uma grande variedade de sistemas de aquisição e transdutores para medidas de sinais vitais, no entanto, estes variam de acordo com o animal que se pretende estudar. Assim, embora uma grande diversidade de sistemas de aquisição exista, aqueles específicos para camundongos formam um conjunto mais restrito. Ao analisarmos esse grupo mais fechado de tecnologia chegamos a diferentes limitações: funcionalidades específicas, softwares fechados e altos custos. Assim, uma das motivações de nosso projeto é criar um sistema que seja capaz de fazer aquisições de forma precisa, com um software agregado que possua as funcionalidades e praticidades desejadas por nosso cliente, mantendo também um custo abaixo dos aplicados por grandes empresas no mercado.

Durante a implementação, usaremos um transdutor descartável de pressão arterial [2] que é barato e relativamente fácil de adquirir. Esse componente é inserido dentro da artéria do animal, e será responsável pela conversão da pressão arterial para um sinal elétrico. Que passará então por um circuito elétrico que amplificará o sinal e transmitirá o sinal para o aquisitor.

Figura 1 - Transdutor de pressão



Fonte: http://www.meditec.cn/mall/index.php?main_page=product_info&products_id=256

Usaremos como aquisitor uma placa multifunção (NI USB-6008, National Instruments, EUA) [3], um sistema multiplexado, barato e de fácil manuseio. A escolha por esse sistema se deu pelo seu baixo custo e suas especificações suficientes para a implementação desejada (taxa de amostragem de 10Kb/s, 12 canais de entrada e possibilidade de uso de entradas diferenciais) e sua interface simples implementado ou em um ambiente matemático computacional (Matlab, The MathWorks, EUA) ou em um ambiente de instrumentação virtual (LabVIEW, National Instruments, EUA).

3.2 Amplificador de instrumentação AD620

Umas das partes mais importantes do protótipo a ser desenvolvido é o circuito amplificador baseado no amplificador de instrumentação AD620. Tal processo é necessário para que os sinais recebidos do transdutor de pressão, vindos dos sinais

vitais dos camundongos, sejam amplificados com precisão e posteriormente analisados da maneira desejada pelo software desenvolvido.

O amplificador de instrumentação é um modelo diferente de amplificador, pois ele é desenvolvido a partir de um arranjo de outros amplificadores, tradicionalmente envolvendo características bastante distintas quando comparado a um AmpOp de uso comum, como 741, também presente no protótipo desenvolvido.

É importante alertarmos que nem todo amplificador presente em um instrumento de medição necessariamente é um amplificador de instrumentação. Isto dependerá muito das necessidades do projeto, em especial com as características do sinal que será amplificado e posteriormente processado.

Os amplificadores de instrumentação possuem aplicações mais restritas, entretanto, possuem a capacidade de desempenhar sua função com resultados superiores se comparado a um AmpOp tradicional. De uma maneira simples, um AmpOp tradicional é extremamente flexível, podendo se adequar à maioria das necessidades através da realimentação. Um amplificador de instrumentação por sua vez atuará somente como amplificador em uma faixa específica e delimitada de ganho.

Mesmo um amplificador de precisão pode ter seu CMR (*common mode rejection* "rejeição de modo comum", ou seja, a medida na flutuação da voltagem de saída quando uma mesma voltagem é aplicada a ambas as entradas do amplificador) degradado pela impedância série da fonte de sinal. Os amplificadores de instrumentação surgem como grandes aliados conseguindo agregar características, tais como: elevado CMR, elevada impedância nas entradas, baixo offset. Em resumo, podemos dizer que agrega a maior quantidade possível das características mais desejadas pelos projetistas. [6] [7]

O amplificador de instrumentação usado será o AD620. O AD620 é um amplificador de instrumentação de baixo custo e alta precisão que necessita de apenas um resistor externo para obter ganhos variando entre 1 e 10000. Com sua precisão de não

linearidade máxima de 40ppm e baixa voltagem de offset de 50uV, bem como uma flutuação de offset de no máximo 0,6uV/°C, o AD620 é ideal para sistemas de aquisição de dados de alta precisão, tais quais as interfaces de transdutores. [5]

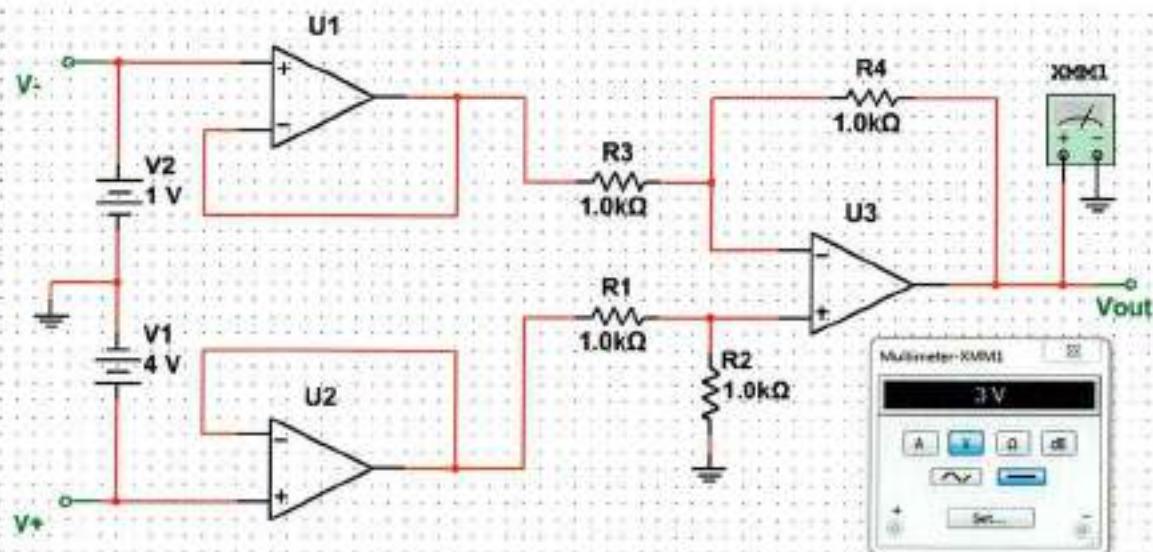
Uma questão importante é o porquê da utilização de um amplificador de instrumentação ao invés de um simples amplificador diferencial. Podemos enxergar o amplificador diferencial como o modelo mais simples de um amplificador de instrumentação. Entretanto existem 3 pontos críticos:

A impedância da fonte de sinal influencia no CMR;

A impedância das entradas é dependente dos resistores;

A impedância das entradas vista pelas fontes não é simétrica.

Figura 2 - Amplificador de instrumentação com 3 AmpOp's – Buffers na entrada

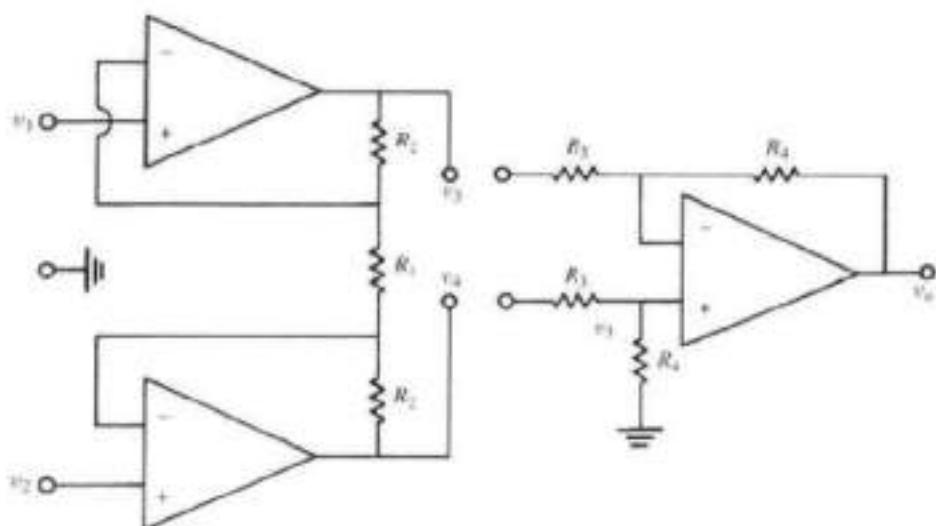


Fonte: <http://www.embarcados.com.br/amplificador-operacional-amplificador-de-instrumentacao/>

Felizmente estes três pontos podem ser facilmente melhorados com a utilização de dois AmpOp's adicionais na configuração de buffer. Com isso isolamos a fonte do sinal da entrada do amplificador diferencial, garantindo alta impedância de entrada. A baixa impedância de saída do buffer afetará pouco o CMR, tornando-o primordialmente dependente da precisão dos resistores do AmpOp diferencial. Este circuito é apresentado na figura 2

Necessita-se de uma alta impedância de entrada para que tenhamos um curto virtual entre as duas entradas do amplificador operacional, uma solução é a conexão entre as resistências de dois amplificadores não inversores e a eliminação de suas conexões com o terra, como mostrado na Figura 3.

Figura 3 - O lado direito mostra um amplificador operacional diferencial, mas como tal possui baixa impedância de entrada, no lado esquerdo temos como 2 amplificadores adicionais podem fornecer alta impedância e ganho



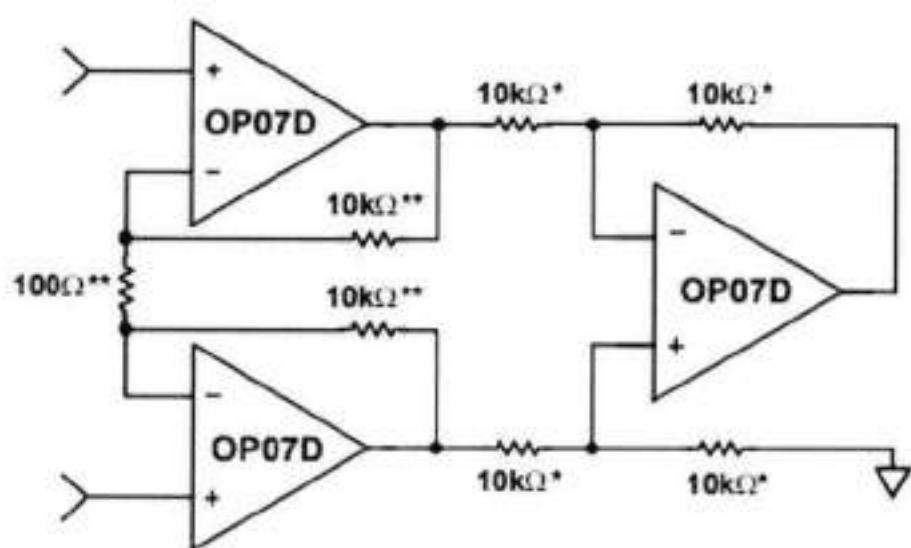
Fonte: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

A tensão v_1 aparece em ambas as entradas negativas, fazendo com que haja a mesma tensão nos terminais de R_1 tendo então corrente zero através de tal resistência. Como a corrente através das resistências R_2 é zero, temos que v_1 aparece na saída de ambos os amplificadores operacionais então temos o ganho igual a 1. A combinação dos lados direito e esquerdo da figura 3 é chamado de amplificador de instrumentação e possui a alta impedância de entrada e alto CMR desejados (common mode rejection "rejeição de modo comum", ou seja, a medida na flutuação da voltagem de saída quando uma mesma voltagem é aplicada a ambas as entradas do amplificador) bem como a possibilidade de ajuste do ganho com a resistência R_1 . (MEDICAL INSTRUMENTATION, WEBSTER, 2010) [4]

Abaixo seguem algumas características técnicas do AD620 (Em inglês para que seja mantida a relevância e veracidade das informações). [5]

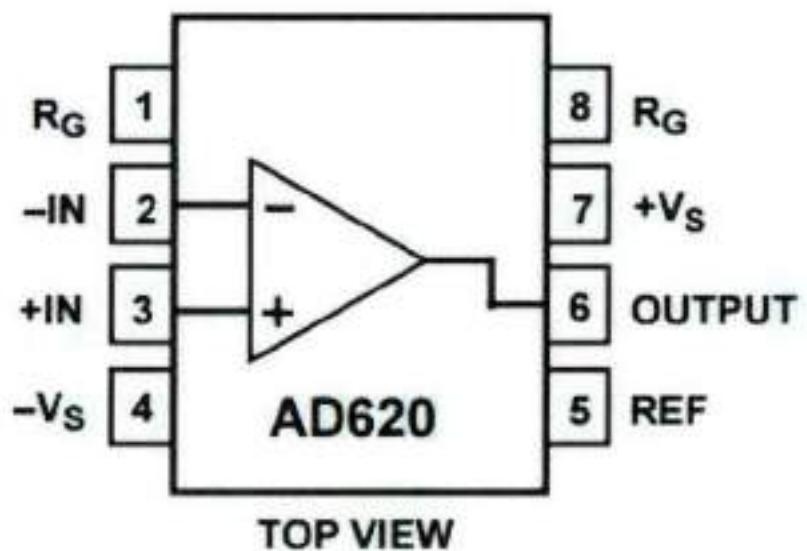
- **Easy to use**
 - Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
 - Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
 - Higher performance than 3 op amp IA designs
 - Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
 - Low power, 1.3 mA max supply current
- **Excellent dc performance (B grade)**
 - 50 μ V max, input offset voltage
 - 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
 - nA max, input bias current
 - 100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)
- **Low noise**
 - 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise
 - 0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)
- **Excellent ac specifications**
 - 120 kHz bandwidth (G = 100)
 - 15 μ s settling time to 0.01%

Figura 4 - Esquema com 3 AmpOps equivalente ao Amplificador de Instrumentação



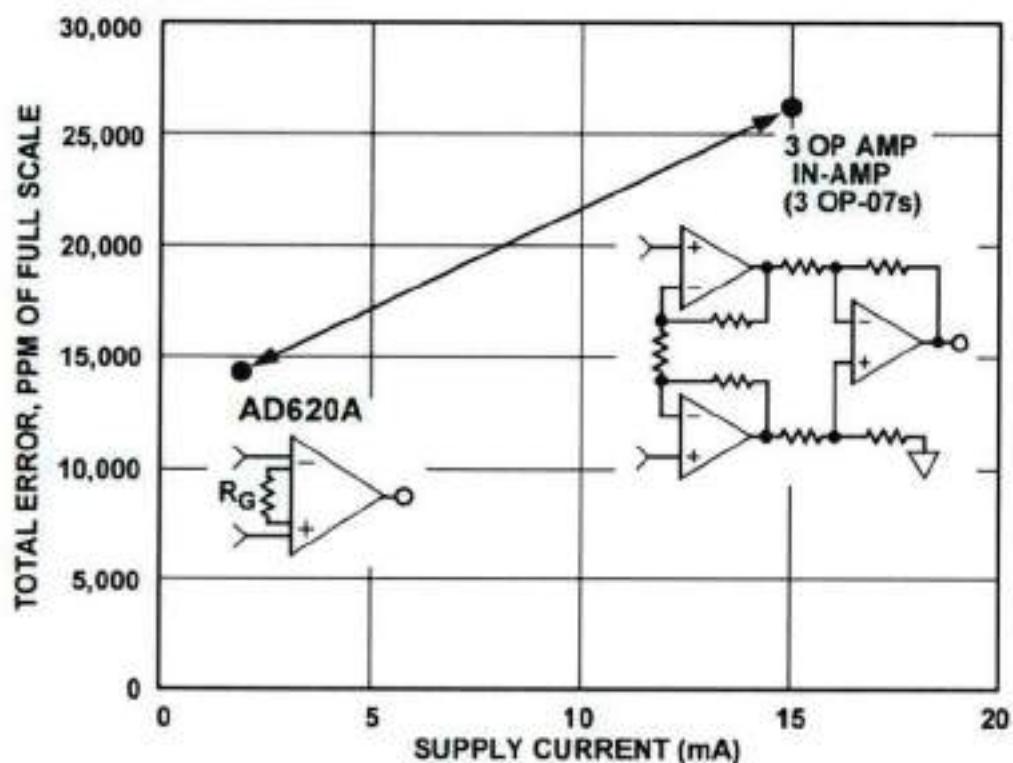
Fonte:<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

Figura 5 - Encapsulamento e pinagem do AD620



Fonte:<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

Figura 6 - Comparativo entre o Amplificador de Instrumentação e seu equivalente com AmpOps tradicionais



Fonte: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

3.3 Transdutor de pressão

O aparelho em questão é um transdutor médico de pressão arterial que fornece a um monitor informações que abrangem as características do transdutor. O monitor pode usar a informação para decidir entre a execução funcional do transdutor ou a calibração do mesmo. O transdutor pode fazer parte de um sistema descartável de monitoramento da pressão arterial e pode incluir dois transdutores colocados bem próximos para fornecer duas saídas idênticas. Desta maneira, o transdutor pode ser conectado a ambos monitores, do paciente e da saída cardíaca, ao mesmo tempo, medidores de uma mesma linha podem ser simultaneamente fornecidas a dois aparelhos de monitoramento diferentes. O identificador do transdutor pode ser um circuito, especificamente, um RC (Resistência/Capacitância) que possui uma constante de tempo característica.

O transdutor em questão será utilizado no monitoramento de pressão arterial em camundongos, essenciais para pesquisas na área biomédica. A escolha da medida da pressão arterial de modo invasivo se dá pelo fato do mesmo possuir uma taxa de erro próxima a 1% (um por cento), além de facilitar o monitoramento contínuo da pressão arterial, permitindo assim, rápida detecção de mudanças cardiovasculares; imprescindíveis ao bom andamento das pesquisas.

Em sistemas de monitoramento de pressão arterial invasiva, um cateter é inserido no sistema circulatório do animal, com a ponta do cateter criando uma abertura no fluxo sanguíneo. Uma solução acoplada ao cateter fornece uma coluna de fluido através da qual pulsos de pressão são transmitidos e um transdutor de pressão posicionado ao longo da coluna de fluido monitora tais pulsos. O transdutor percebe flutuações de pressão e os converte em sinais elétricos que são transmitidos ao sistema de amplificação e posteriormente demonstração. [8]

O Transdutor de Pressão Descartável é composto por corpo de policarbonato com ou sem sistema de retrolavagem, um sensor de pressão piezo-elétrico e um cabo elétrico com conector.

O Transdutor de Pressão Descartável é indicado para medir hidrostaticamente a pressão de camundongos que necessitem de um monitoramento da pressão durante cirurgias ou durante os testes de novas drogas, visto que, o escopo do projeto foca na necessidade do monitoramento da pressão em experimentos e estudos realizados em camundongos.

Tal tipo de transdutor possui as características técnicas gerais mostradas na Tabela 1

Tabela 1 – Especificações do Transdutor de pressão

Faixa Operacional de Pressão:	-30 a +300 mm Hg
Faixa Operacional de Temperatura:	15° a 40°C
Sensibilidade:	5.0 μ V/V/mm Hg \pm 1%
Impedância de Excitação:	300 \pm 10%
Impedância de Entrada:	1800 a 3300
Zero Offset:	\pm 25 mm Hg
Histerese e Não linearidade:	\pm 1,5%
Tolerância de Pressão:	-400 a +4000 mm Hg
Corrente de fuga:	<2 μ A 120V RMS 60Hz
Resposta de frequência do sensor:	1200 Hz

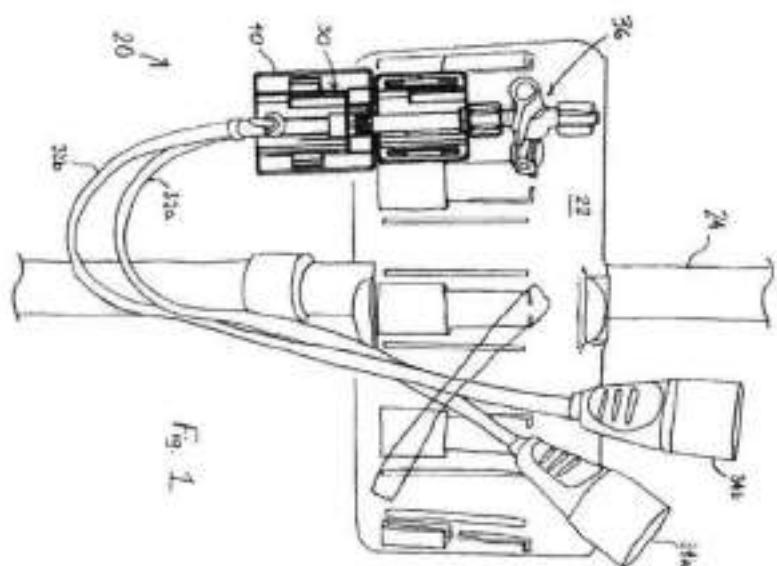
Fonte: <http://www.google.com.br/patents/US7604602>

Figura 7 - Transdutor de pressão



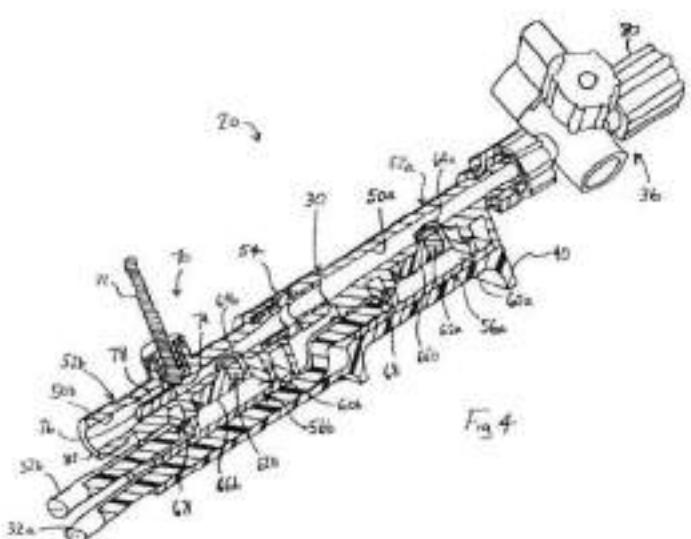
Fonte:<http://catalogohospitalar.com.br/transdutor-de-pressao-descartavel.html>

Figura 8 - Desenho do transdutor



Fonte:<http://catalogohospitalar.com.br/transdutor-de-pressao-descartavel.html>

Figura 9 - Corte transversal da parte interna do transdutor



Fonte:<http://catalogohospitalar.com.br/transdutor-de-pressao-descartavel.html>

Figura 10 - Corte Longitudinal da parte interna do transdutor

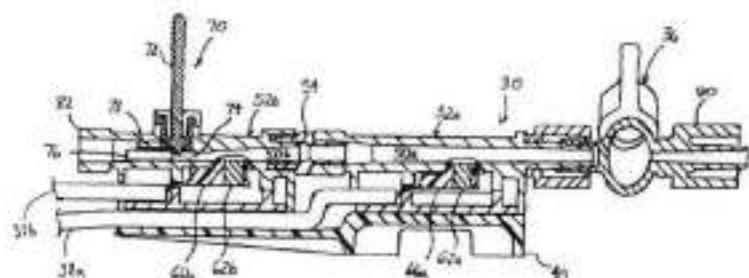


Fig. 5

Fonte: <http://catalogohospitalar.com.br/transdutor-de-pressao-descartavel.html>

3.4 Labview

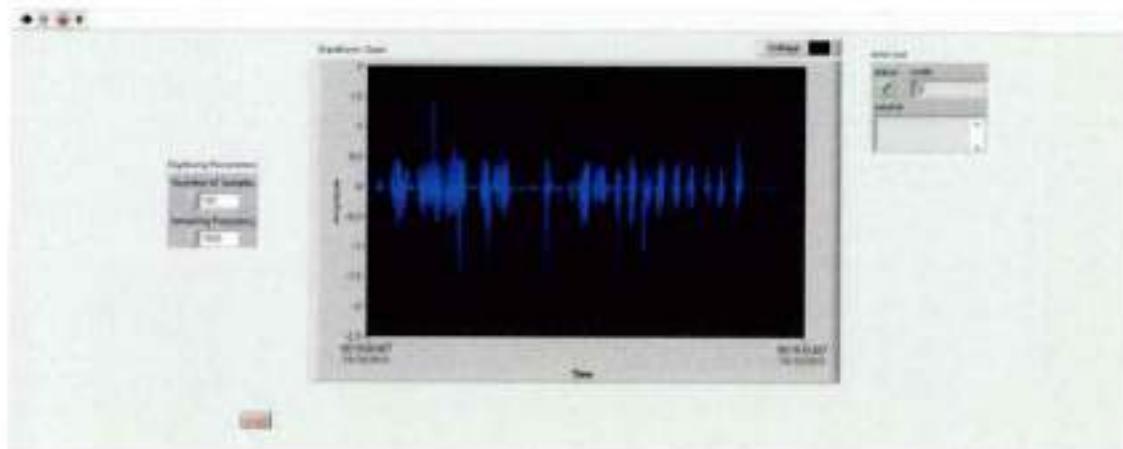
Labview (acrônimo para *Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) é um ambiente de desenvolvimento criado especificamente para acelerar a produtividade de engenheiros e cientistas. Sua sintaxe consiste primariamente de uma interface gráfica, onde programas de diferentes funcionalidades podem ser implementados de maneira simples. O sistema é especialmente comum em ambientes de controle e medição, devido a sua integração com sistemas de aquisição produzidos pela *National Instruments* e a existência de diversos blocos para implementação de sistemas.

Programas em labview são compostos por 2 painéis. O painel frontal, onde ocorre a interação com o usuário. E o diagrama de blocos, onde ficam contidos subprogramas, funções, constantes, estruturas e fios; responsáveis pela implementação da maior parte da lógica de programação. Ambos são interligados, sendo suficiente posicionar um terminal no painel frontal para que o bloco equivalente surja no diagrama de blocos e vice-versa.

Embora a programação em labview seja implementada majoritariamente através da interface gráfica, o sistema possui pacotes adicionais que permitem a utilização de diferentes tipos de linguagem. Como o pacote MathScript RT, que permite a utilização de linguagem .m, nativa do matlab dentro de um bloco textual; assim como o formula node, que utiliza uma linguagem nativa do Labview.

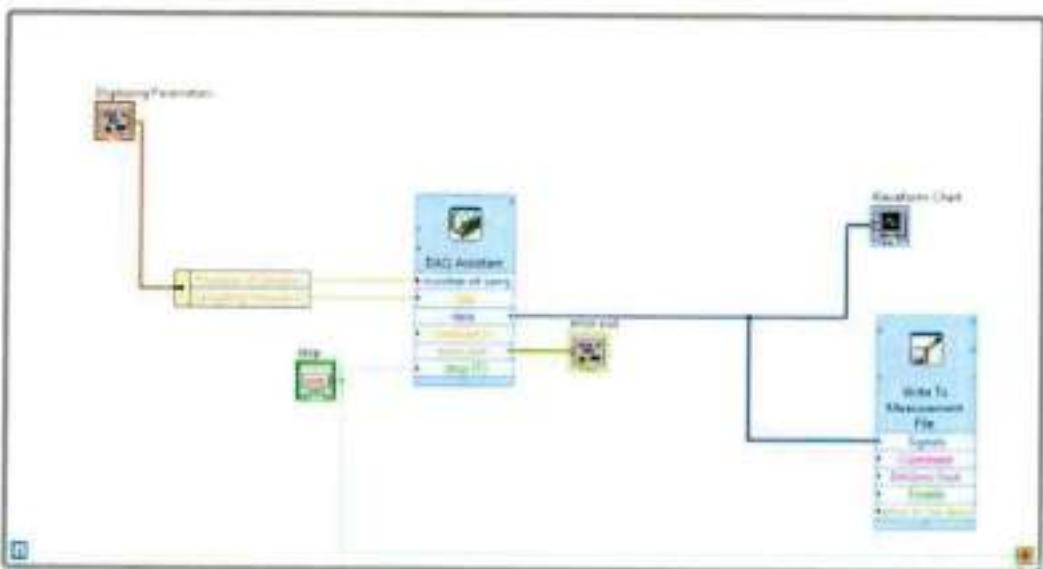
A escolha do Labview para o desenvolvimento do projeto se deveu a diversos pontos: a integração simples da linguagem com o sistema de aquisição desejado pelo cliente (NI 6008), linguagem simples e bastante comum no ambiente laboratorial, interação simples com o usuário e oportunidade de aprendizagem de uma nova linguagem e método de programação.

Figura 11 - Exemplo de front panel



Fonte: Autor

Figura 12 - Exemplo de diagrama de blocos

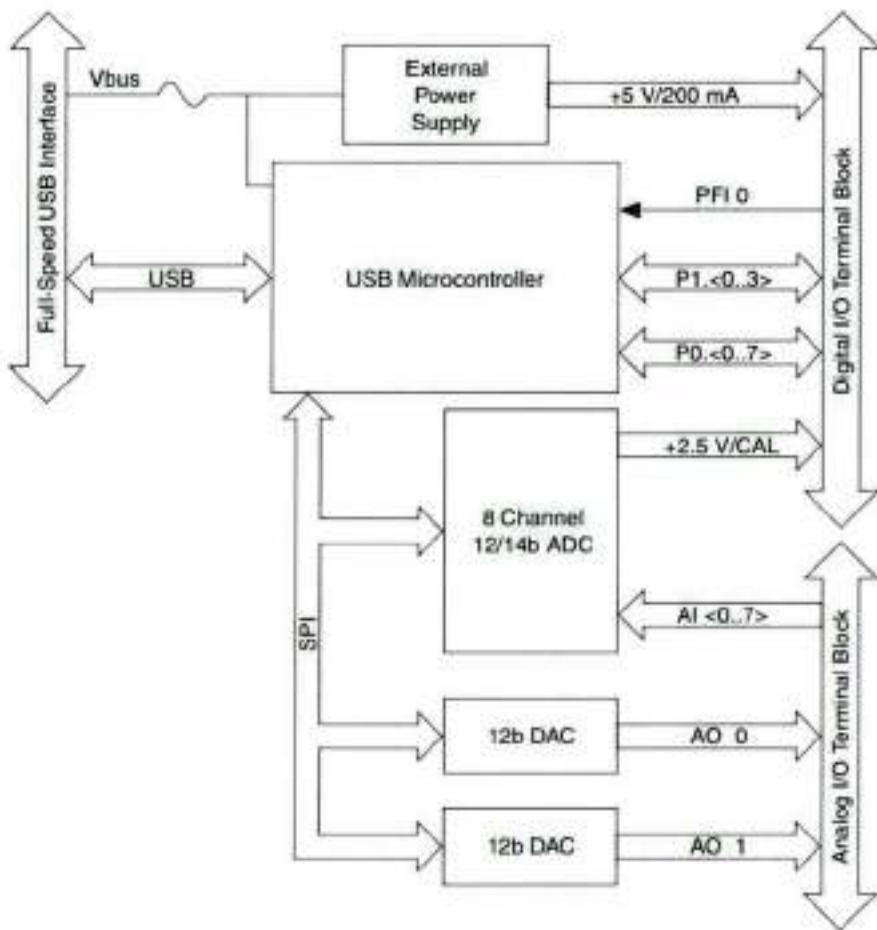


Fonte: Autor

3.5 NI 6008

O NI 6008 consiste de um sistema de aquisição multifunção de baixo custo produzido pela National Instruments. Possui 8 entradas analógicas de terminal único, duas saídas analógicas, 12 canais digitais capazes de funcionar como entrada ou saída e um contador de 32 bits. Oferecendo uma resolução de 12 bits diferenciais e 11 bits simples, além de uma resolução máxima de amostragem de 10KS/s.

Figura 13 - Diagrama de Blocos NI 6008



Fonte: <http://www.ni.com/pdf/manuals/371303n.pdf>

Descrição de portas

Esse sistema é capaz de receber 4 entradas analógicas diferenciais e 8 de terminal simples. Entradas diferenciais são aquelas onde tanto o sinal alto quanto o baixo (high and low) são flutuantes em relação ao terra analógico, o que significa que cada entrada acaba usando 2 portas. Isso permite que o cálculo da diferença de tensão com um terra comum, o que faz com que esse método tenha maior rejeição a ruído com o custo de dividir à metade a quantidade de nós de entrada. Essa configuração é sugerida sempre que ruído for um problema em potencial.

Figura 14 - Mapa de portas NI 6008

+5 V	34	33	PFI 0
D GND	32	31	P1.3
P1.2	30	29	P1.1
P1.0	28	27	P0.7
P0.6	26	25	P0.5
P0.4	24	23	P0.3
P0.2	22	21	P0.1
P0.0	20	19	D GND
LED	18	17	D+
VREFS	16	15	D-
AI GND	14	13	AI GND
AI 4 (AI 0-)	12	11	AI 0 (AI 0+)
AI 5 (AI 1-)	10	9	AI 1 (AI 1+)
AI 6 (AI 2-)	8	7	AI 2 (AI 2+)
AI 7 (AI 3-)	6	5	AI 3 (AI 3+)
AI GND	4	3	AI GND
AO 1	2	1	AO 0

Fonte: <http://www.ni.com/pdf/manuals/371303n.pdf>

4 Metodologia

4.1 Árvore de Objetivos



Tabela 2 – Pesos e decisão

	Preço	Integração	Precisão	Praticidade	Mg	w
Preço	1	3	1/2	2	1,316	0,3
Integração	1/2	1	1/3	1/2	0,985	0,11
Precisão	2	3	1	1	1,565	0,36
Praticidade	1/2	2	1	1	1	0,23

Fonte: Autor

4.2 Especificação de Requisitos de Engenharia

- **Robustez:** O sistema deve possuir resistência a ruídos e à influência de outros aparelhos que possam estar funcionando na mesma localização
 - O sistema deve manter sua tensão de alimentação estável em +5V e -5V
- **Funcionalidade:** O sistema fará a aquisição e análise da pressão arterial em camundongos
 - O sistema analisará as medidas de pressão por meio de software
- **Desempenho:** O sistema deve ser capaz de detectar quaisquer mudanças na pressão arterial dos camundongos analisados

4.3 Requisitos de Marketing

1. **Portabilidade:** O sistema deve funcionar independentemente e deve possuir o mesmo desempenho se usado em situações diferentes para a mesma finalidade
2. **Praticidade:** O sistema deve possuir uma interface que facilite a comunicação com o usuário
3. **Econômico:** O sistema deve apresentar um baixo custo de montagem e implementação

Tabela 3 - Requisitos

Requisitos de Marketing	Requisitos de Engenharia	Justificativa
2,3	Robustez	As medidas devem ser precisas e de fácil obtenção por meio da interface com o usuário e com o maior custo benefício possível
1,2,3	Funcionalidade	O design e a praticidade do aparelho são de extrema importância para que o profissional que usar o aparelho possa manuseá-lo de maneira adequada
1,2	Desempenho	O funcionamento correto e preciso diante de diferentes aplicações do sistema, bem como sua facilidade de uso

Fonte: Autor

4.4 Restrições Técnicas

A restrição técnica imposta ao projeto foi a necessidade de que sua interface seja compatível com o software LabView; para a aquisição, análise e manutenção dos dados provenientes dos estudos para os quais o sistema será utilizado

4.5 Benchmark Competitivo

Aqui se tem produtos semelhantes encontrados no mercado, seu custo e características técnicas, comparado com o que estamos propondo, entretanto, não se encontra no mercado tal produto, que atenda às especificações do nosso cliente, com facilidade. Só é possível encontrar empresas que fabriquem um produto semelhante e sob encomenda, com custos muito maiores e complexidade muito acima do necessário.

4.6 Tabela de Conceitos

Tabela 4 – Análise de opções

Robustez	Funcionalidade	Desempenho
LM7805	LabView	Circuito próprio
Círculo retificador	Sistema próprio de aquisição de dados	Sistema montado encontrado no mercado

Fonte: Autor

Quanto à robustez, foram realizados testes usando o regulador de tensão LM7805 e foi visto que embora ele mantenha a tensão no valor desejado, ainda há interferência de ruído, logo, uma implementação que minimize esse ruído, com a utilização de componentes com bom custo benefício é ideal. O desenvolvimento de um software ou em ambiente matemático computacional (Matlab, The MathWorks, EUA) ou em ambiente de instrumentação virtual (LabVIEW, National Instruments, EUA) é imprescindível ao produto, pois tal programa possui facilidade de programação e interface com o usuário de simples manuseio, além de ser versátil, de alta qualidade e largamente utilizado.

4.7 Análise de Forças e Fraquezas

Após uma descrição inicial das opções levantadas, será feita uma tabela para decidir a viabilidade de tais opções e qual delas se encaixa melhor na realidade do projeto.

Tabela 5 – Forças e fraquezas

Método	FORÇAS	FRAQUEZAS
Círcuito Próprio	<ul style="list-style-type: none">• Baixo custo +++• Design simples +• Maior adaptação às necessidades do cliente ++	<ul style="list-style-type: none">• Maior dificuldade de implementação --• Suporte técnico mais complicado --
Sistema encontrado no mercado	<ul style="list-style-type: none">• O sistema já está pronto, basta integrar com o software ++• Suporte por parte do fabricante ++	<ul style="list-style-type: none">• Alto custo ---• Sem possibilidade de customização -• Limitado às especificações do fabricante --

Fonte: Autor

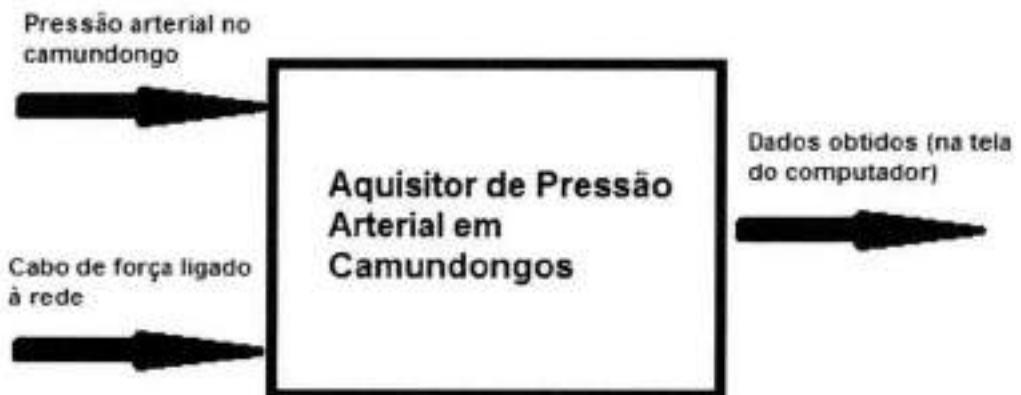
Fazendo o balanço dos conceitos acima, tem-se que a solução mais vantajosa seria usar um protótipo de montagem própria, visto que, um dos mais importantes conceitos, o custo, possui grande diferença entre as duas opções.

4.8 Decomposição Funcional

Abaixo será feita uma decomposição funcional dos principais módulos de operação do produto descrito

4.8.1 Nível 0

Figura 15 - Decomposição funcional de nível 0



Fonte: Autor

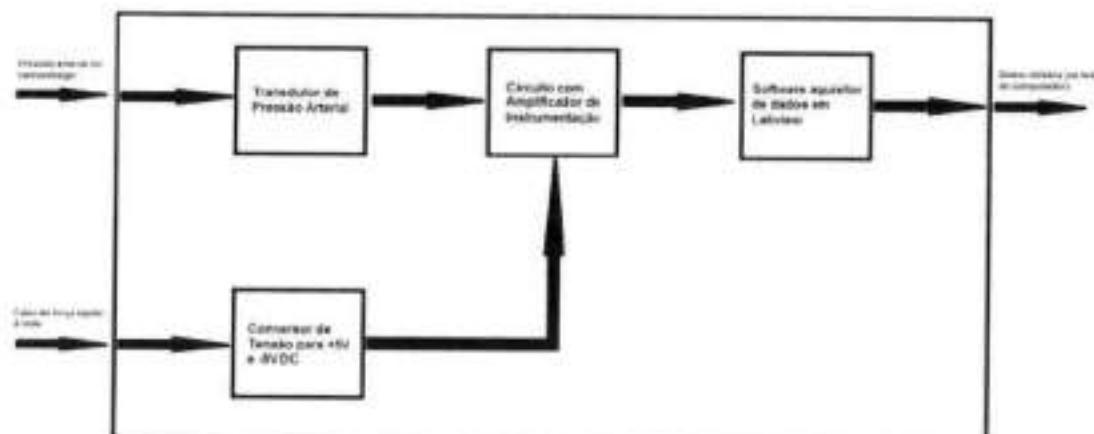
Tabela 6 – Nível 0 Módulos

Módulo	Aquisitor de pressão arterial em Camundongos
Entradas	<ul style="list-style-type: none"> Pressão arterial do Camundongo Alimentação ligada à rede: 127V AC, 60Hz
Saídas	<ul style="list-style-type: none"> Dados de pressão arterial do Camundongo, analisados por software.
Funcionalidade	Mostrar os dados de pressão arterial obtidos, para monitoração das funções vitais do Camundongo e análise de efeitos de estudos realizados com o animal.

Fonte: Autor

4.8.2 Nível 1

Figura 16 - Decomposição Funcional de nível 1



Fonte: Autor

Tabela 7.1 – Nível 1 Módulos

Módulo	Transdutor de pressão arterial
Entradas	<ul style="list-style-type: none">▪ Pressão arterial do Camundongo
Saídas	<ul style="list-style-type: none">▪ Sinal de pressão arterial do Camundongo convertido para sinal elétrico
Funcionalidade	Obter a medida de pressão arterial do Camundongo e converter o sinal de pressão em sinal elétrico

Fonte: Autor

Tabela 7.2 – Nível 1 Módulos

Módulo	Circuito com Amplificador de Instrumentação
Entradas	<ul style="list-style-type: none">▪ Sinal elétrico da pressão arterial do Camundongo, convertido anteriormente▪ Alimentação de +5V e -5V DC
Saídas	<ul style="list-style-type: none">▪ Sinal elétrico amplificado da pressão arterial do Camundongo
Funcionalidade	Amplificar e tratar o sinal elétrico vindo do transdutor para a posterior análise pelo software

Fonte: Autor

Tabela 7.3 – Nível 1 Módulos

Módulo	Software aquisitor de dados em LabView
Entradas	<ul style="list-style-type: none">Sinal amplificado proveniente do circuito com amplificador
Saídas	<ul style="list-style-type: none">Dados de pressão arterial do Camundongo, obtidos pelo software
Funcionalidade	Mostrar os dados de pressão arterial obtidos, para monitoração das funções vitais do Camundongo e análise de efeitos de estudos realizados com o animal

Fonte: Autor

Tabela 7.4 – Nível 1 Módulos

Módulo	Conversor de tensão
Entradas	<ul style="list-style-type: none">Alimentação ligada à rede: 127V AC, 60Hz
Saídas	<ul style="list-style-type: none">Alimentação de +5V e -5V DC
Funcionalidade	Converter o sinal da rede elétrica para alimentar o circuito amplificador de maneira correta

Fonte: Autor

4.9 Análise de Acoplamento e Coesão

Para analisar o acoplamento, será usada uma fórmula que indica qual seria o número máximo de conexões entre os módulos, dado o próprio número de módulos (n).

$$\text{CONEXÕES}_{\text{MAX}} = (N(N-1))/2$$

Temos então que para $N=4$ (quatro), ou seja, o número de módulos existentes, o número máximo de conexões desejado seria 6(seis). Como o número de conexões não excede o máximo, pode-se perceber que o sistema é pouco acoplado, o que facilitaria a reprojeção de um módulo; entretanto desencorajaria a reutilização dos módulos.

Quanto à coesão, temos que os módulos podem ser usados individualmente em outras aplicações, além de serem facilmente testados para buscar erros e substituir algum componente, sem prejudicar o funcionamento dos outros módulos. Portanto pode-se chegar à conclusão de que é um sistema coeso.

4.10 Etapas e atividades do projeto

Figura 17 - Mapa de atividades



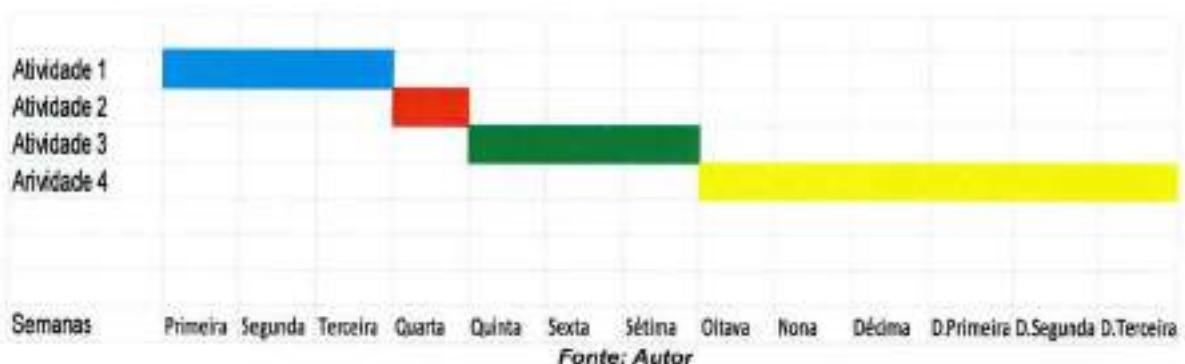
Fonte: Autor

- **Atividade:** Projeto do circuito
 - **Descrição:** Completar o projeto detalhado e verificar-lo
 - **Deliverables/Checkpoints:** 1) Esquemático do circuito
 - **Duração:** 21 dias
 - **Pessoas:** Flavio e Guilherme
 - **Recursos:** PC, Simuladores SPICE e EAGLE
 - **Predecessores:** nenhum
-
- **Atividade:** Compra de componentes e confecção das placas
 - **Descrição:** Comprar os componentes e montar a placa do circuito
 - **Deliverables/Checkpoints:** Placa do circuito
 - **Duração:** 7 dias
 - **Pessoas:** Flavio e Guilherme
 - **Recursos:** Simulador EAGLE, laboratório, ferramentas, almoxarifado
 - **Predecessores:** Projeto do circuito
-
- **Atividade:** Aquisição de conhecimento da linguagem
 - **Descrição:** Aprender como programar o software desejado em LabView
 - **Deliverables/Checkpoints:** Nenhum
 - **Duração:** 21 dias

- **Pessoas:** Flavio e Guilherme
 - **Recursos:** Software LabView
 - **Predecessores:** Nenhum
-
- **Atividade:** Desenvolvimento do Software
 - **Descrição:** Escrever o programa de aquisição de dados em LabView
 - **Deliverables/Checkpoints:** Código do programa
 - **Duração:** 42 dias
 - **Pessoas:** Flavio e Guilherme
 - **Recursos:** PC, Software LabView
 - **Predecessores:** Aquisição de conhecimento da linguagem

4.10.1 Carta de Gantt

Figura 18 - Carta de Gantt



4.11 Riscos ao projeto

Estão detalhados na tabela abaixo os maiores riscos que podemos encontrar na continuação do desenvolvimento do protótipo, suas implicações e soluções para que tais riscos possam ser mitigados.

Tabela 8 - Riscos

Riscos	Efeito	Mitigador de risco
Implementação do Software	Atraso no cronograma	Prazo estendido para acomodar possíveis problemas
Implementação do hardware	Atraso no cronograma/ Aumento de custos	Testes antecipados
Ruído ambiente mais agressivo que o esperado	Necessidade de ajustes no projeto	Testes antecipados no ambiente
Satisfação do cliente com a interface	Atraso no cronograma	Manual detalhado e amigável Testes com público leigo

Fonte: Autor

4.11.1 Matriz de Riscos

Tabela 9 – Matriz de riscos

Frequente(100%)	0	0	0	0
Provável(80%)	0	0	0	0
Alto(60%)	1	0	0	0
Médio(40%)	0	1	0	0
Baixo(20%)	0	0	0	0
	Baixo	Médio	Alto	Muito Alto

Fonte: Autor

5 Desenvolvimento e resultados

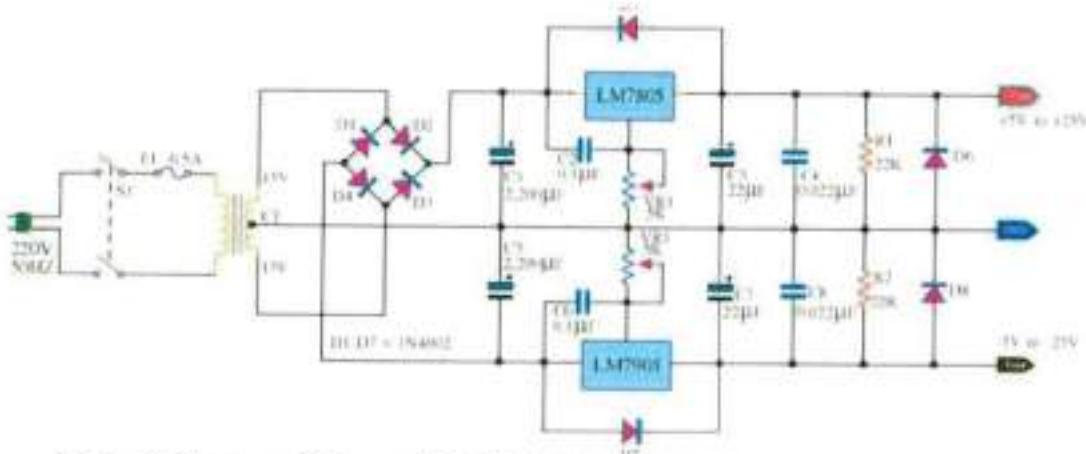
5.1 Prova de conceito

As partes mais críticas para o bom andamento do projeto se resumem em 3 partes principais:

- Circuito de alimentação com regulador de tensão;
- Circuito com amplificador de instrumentação AD620;
- Implementação de software em LabView.

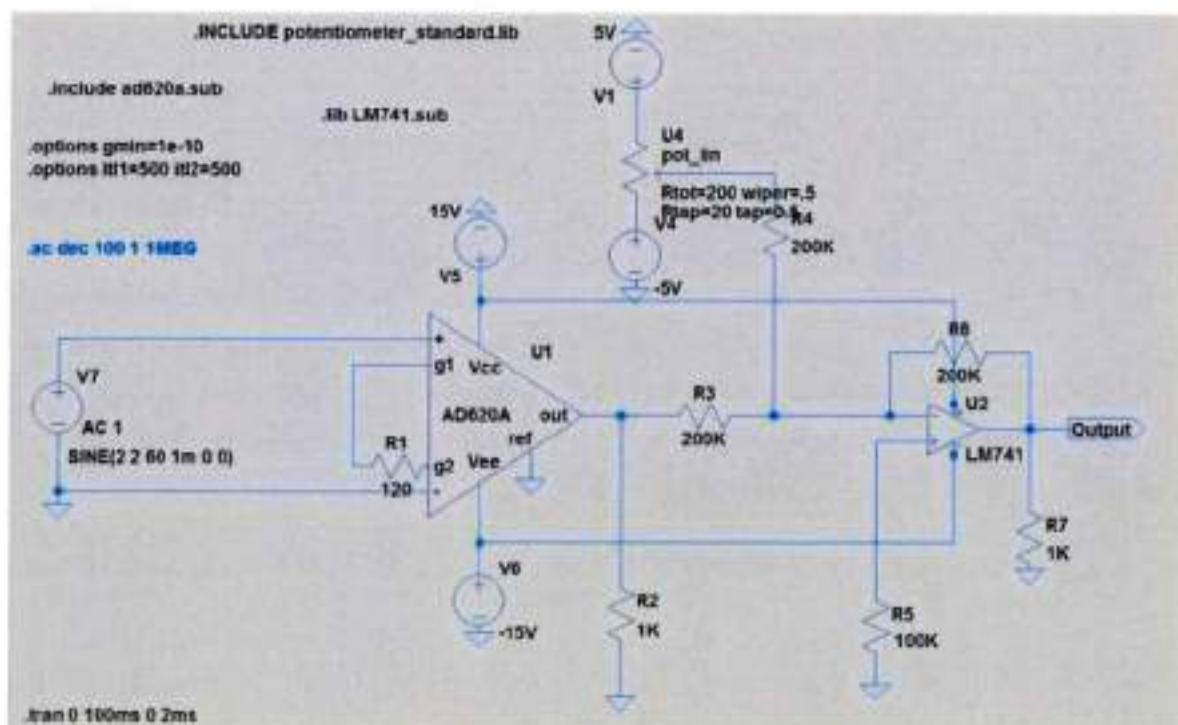
O primeiro consiste num circuito que irá converter a tensão da rede em alimentação DC(+5V e -5V, +12V e -12V, etc) e que seja imune a ruído

Figura 19 - Circuito de regulação de tensão



Fonte: <http://mtqreeg29.blog.com/2011/11/01/7805-regulator-ic/>

Figura 20 - Circuito Amplificador no Spice

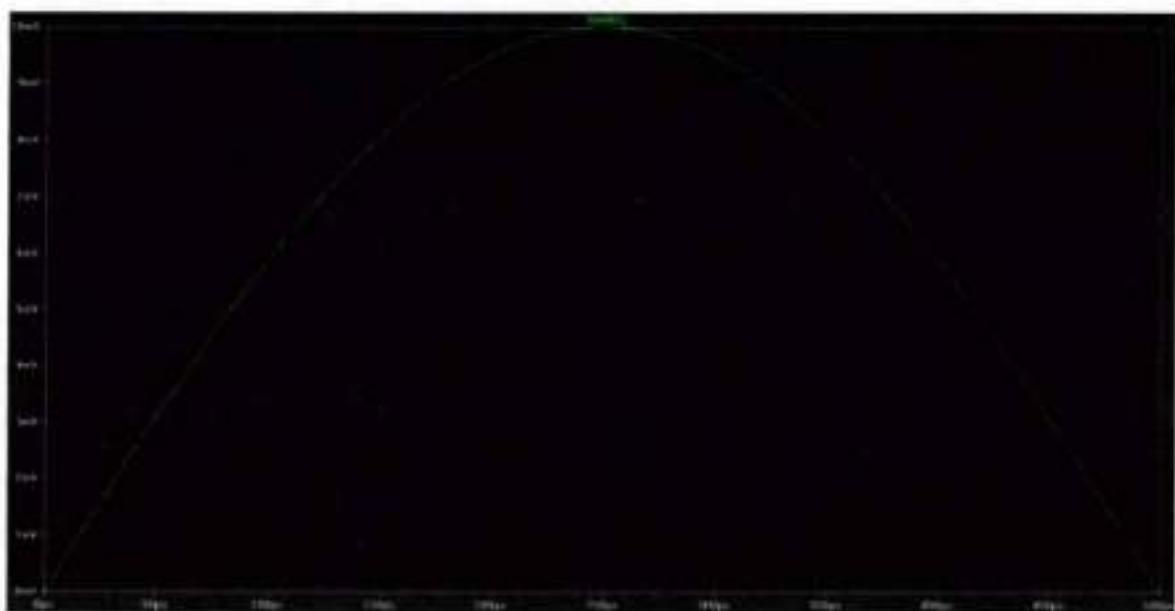


Fonte: Autor

O circuito amplificador foi montado e simulado usando o software LTSPICE e consiste num amplificador de instrumentação com ganho ajustável e um AmpOp LM741 para que o circuito tenha alta impedância de saída e não haja problemas de acoplamento com as outras partes do protótipo

Foram feitos alguns testes com o circuito acima e seus resultados serão explicitados nas figuras 21 e 22

Figura 22 - Entrada Senoidal de 10mV de Amplitude



Fonte: Autor

Figura 21 - Saída Amplificada com 5,5V de Amplitude



Fonte: Autor

Para testar a funcionalidade do AD620, foi simulada uma entrada senoidal com 10mV de pico e foi analisada a saída produzida, no caso, uma saída senoidal com 5V de pico, o que está dentro do esperado que seria até 10 ou 15V

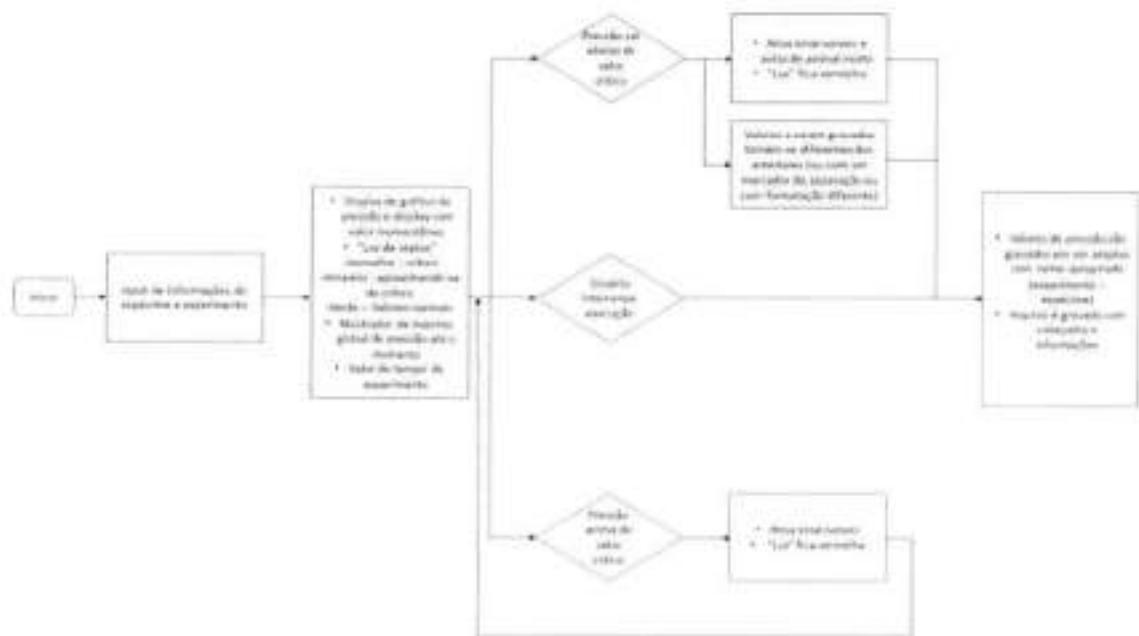
Por fim temos a implementação de software e da interface com o usuário em LabView. Tendo em vista a utilização da placa de captura e aquisição NI6008 da National, foi escolhida a plataforma LabView para trabalho nessa área do projeto, pois esta plataforma é extremamente compatível com a placa que utilizaremos.

5.2 Software de aquisição

Como citado anteriormente, o software para aquisição de dados e sua análise foi desenvolvido utilizando-se a plataforma labview. Foram planejadas inicialmente algumas funções a serem desenvolvidas antes, durante e após a aquisição dos dados, sendo algumas delas essenciais ao funcionamento apropriado do programa, e outras ferramentas complementares para tornar mais fácil a análise de dados e acompanhamento do experimento.

5.2.1 Funcionalidades

Figura 23 – Fluxograma de funcionalidades do software



Fente: Autor

Exibição de gráfico da pressão: Uma funcionalidade extremamente importante do software é que ele seja capaz de exibir um gráfico que seja atualizado continuamente com as informações de pressão em tempo real, possuindo eixo Y (leitura de pressão) variável de acordo com a pressão presente, e eixo X (tempo) com duração mínima de um minuto para facilitar a interpretação pelo usuário.

Calibração de medidas: Ao iniciar o programa, o usuário deve entrar com 2 pontos de pressão conhecidos para que o programa seja capaz de fazer uma calibração através de uma aproximação linear ($y = a \cdot x + (y_0 - a \cdot x_0)$) usando as tensões associadas lidas pelo aquisitor.

Pontos notáveis: O programa mantém durante a duração do experimento três valores na tela: Máximo, mínimo e média. Que são atualizados continuamente com o uso de contadores e shifters.

Caminho de gravação: Existe um campo no painel frontal onde pode-se selecionar o caminho desejado para a gravação do arquivo, além de campos para o nome do animal e número do teste para facilitar a identificação.

5.2.2 Painel Frontal

Figura 24 – Painel frontal do Software de aquisição

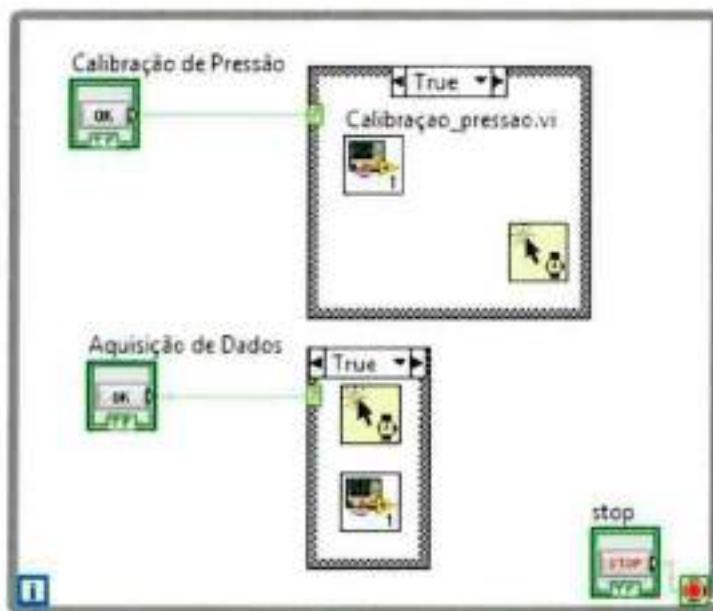


Fonte: Autor

O painel frontal tem como principal funcionalidade chamar as VIs responsáveis pelas etapas de calibração e de aquisição, além de fornecer ao usuário instruções de como deve ser utilizado o programa.

Sua composição é bastante simples e tem como objetivo apenas convocar as outras VIs. Assim, seu diagrama de blocos estrutural consiste da ligação dos botões com a chamada de cada uma das VIs auxiliares, conforme apresentado na figura 25.

Figura 25 – Diagrama de blocos do painel frontal



Fonte: Autor

Como visto na figura 25, a VI em questão consiste de um loop que envolve todo o sistema para garantir que o programa continue executando durante todo o trajeto até que seu processo seja manualmente interrompido. Dentro do while em questão, temos dois botões associados à chamada das outras funções associadas a um bloco de espera de atividade do painel frontal.

5.2.3 Painel de Calibração

Figura 26 – Painel de Calibração do software de aquisição



Fonte: Autor

O painel de calibração tem como objetivo solicitar ao usuário a entrada de 2 pontos de pressão conhecidos, com o objetivo de aproximar linearmente a relação da pressão com a tensão medida. Esse processo é extremamente importante para a realização de medidas condizentes com a realidade, dado que estamos medindo um sinal elétrico proporcional à pressão desejada.

Figura 27 – Diagrama de blocos janela de calibração



Fonte: Autor

A programação de funcionalidades do painel é feita com base em uma estrutura de sequência simples, que executa o interior de cada compartimento antes de passar à próxima etapa. Assim, temos duas fases de aquisição do sinal, nas quais a tensão atual é mostrada no voltímetro equivalente à etapa sendo executada para facilitar a utilização pelo usuário assim como mostrado na figura 28. A amostragem do sinal é feita de forma contínua até que o usuário pressione o botão que indica ao sistema que o valor atual de pressão (inserido manualmente pelo usuário) e o valor de tensão lido pelo sistema são equivalentes. Fazendo assim com que o sistema grave esses valores para uso posterior.

Após cada etapa de leitura e aquisição, o sistema possui um passo dedicado apenas à transformação das variáveis locais em globais, facilitando assim seu uso, como indicado na figura 29.

Figura 28 – Implementação lógica da etapa de aquisição dos sinais de calibração



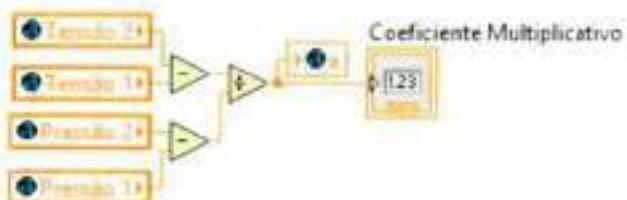
Fonte: Autor

Figura 29 – Conversão de variáveis locais em globais



Fonte: Autor

Figura 30 – Cálculo do coeficiente multiplicativo final da calibração



Fonte: Autor

Com todos os dados disponíveis, a VI acessa as variáveis globais associadas aos valores de tensão e pressão, e calcula um coeficiente de proporcionalidade dado pela fórmula:

$$a = \frac{\text{Tensão 2} - \text{Tensão 1}}{\text{Pressão 2} - \text{Pressão 1}}$$

Com o coeficiente multiplicativo calculado, esse dado torna-se agora acessível à VI de aquisição, que o usa para adquirir e exibir o gráfico de pressão arterial associado.

5.2.4 Painel de aquisição

Figura 31 – Painel de aquisição do software de aquisição



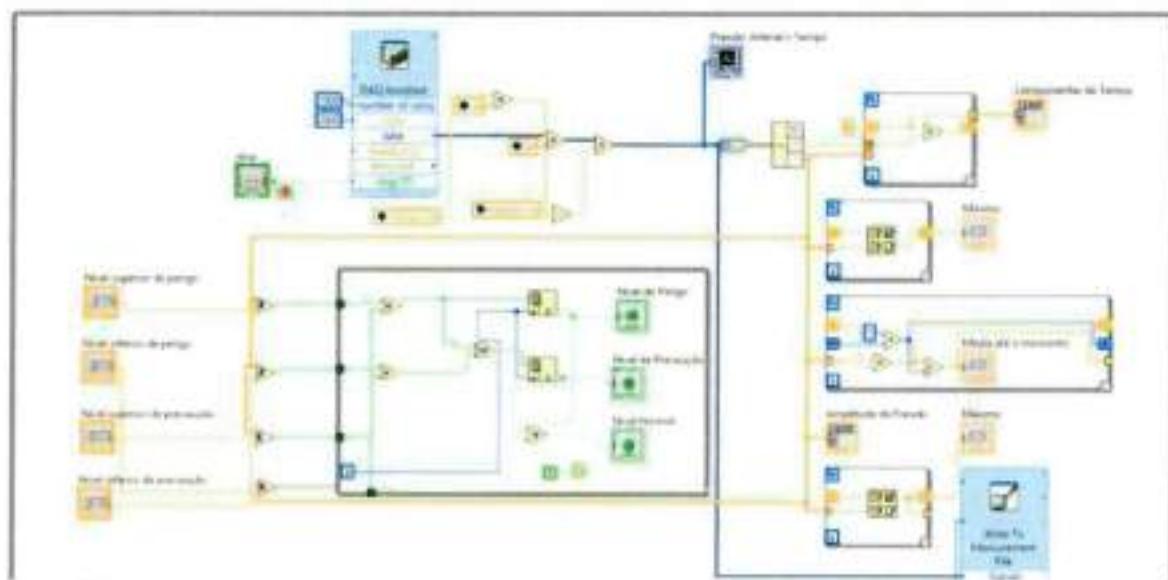
Fonte: Autor

O painel de aquisição é responsável pela apresentação contínua do sinal, por luzes de monitoramento, além da exibição de cálculos de média, máximo e mínimo. O

painel apresenta o local para a gravação do arquivo e a possibilidade de editar o nome do arquivo de saída com o nome do animal e o número do experimento.

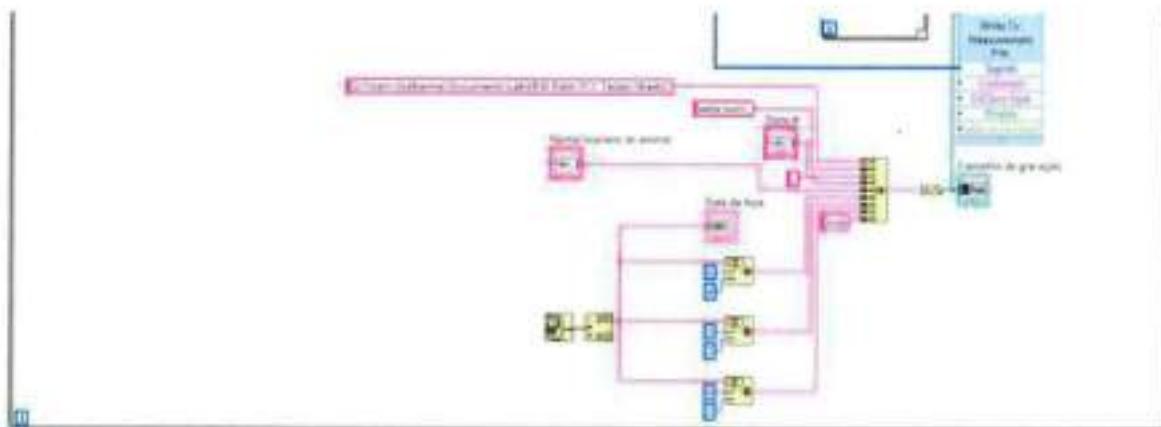
As funcionalidades do sistema foram implementadas conforme mostrado no diagrama de blocos decomposto nas figuras 32 e 33.

Figura 32 – Diagrama de blocos do painel de aquisição parte 1



Fonte: Autor

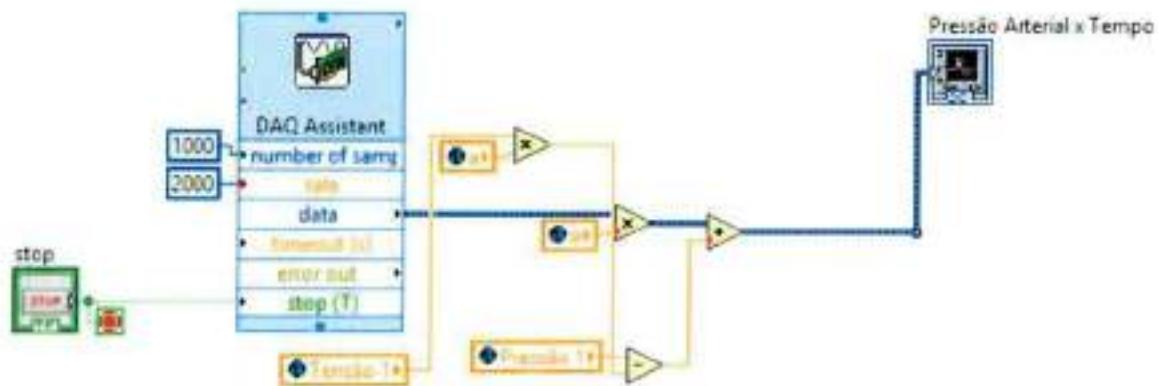
Figura 33 – Diagrama de blocos do painel de aquisição parte 2



Fonte: Autor

Quando tratamos das funcionalidades do painel de aquisição, temos que a principal delas é a aquisição contínua de dados e sua exibição no painel frontal. Na figura 34, vemos a parte do diagrama de blocos responsável por essas funções.

Figura 34 – Seção de aquisição de dados e exibição de resultados



Fonte: Autor

Inicialmente, o programa utiliza o auxiliar de aquisição de dados DAQ Assistant, para adquirir os dados com frequência de amostragem e número de amostras pré determinados. O sinal resultante é então multiplicado pelo fator resultante da etapa de calibração, para garantir que o valor exibido corresponda à pressão, e não à tensão resultante do sistema. Com o valor de pressão agora calculado, o sinal é levado ao bloco responsável pela plotagem. Isso faz com que os dados de pressão sejam exibidos no painel frontal de forma adequada. Para facilitar a utilização da ferramenta, o gráfico resultante do painel frontal é configurado de forma a guardar valores adquiridos no último minuto, e substituí-los continuamente. Isso é realizado configurando o bloco no modo varredura (sweep mode) e configurando o eixo dos tempos para ter tamanho de um minuto.

5.2.5 Arquivo de saída

Figura 35 – Exemplo de arquivo de saída

X_Value	Voltage
0	-0,059772
0,002	-0,034867
0,004	-0,04981
0,006	-0,009962
0,008	0,034867
0,01	-0,004981
0,012	-0,054791
0,014	-0,079696
0,016	-0,054791
0,018	-0,054791
0,02	-0,009962
0,022	-0,014943
0,024	0,074715
0,026	-0,014943
0,028	-0,004981
0,03	-0,059772
0,032	-0,079696
0,034	-0,054791
0,036	-0,069734
0,038	-0,029886

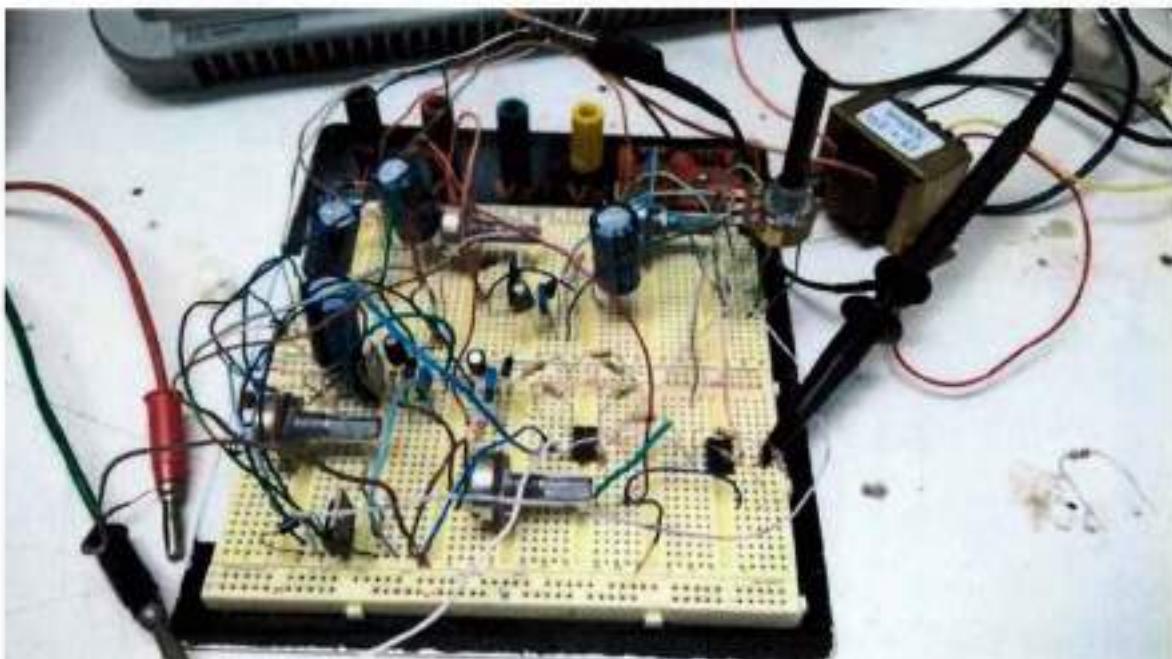
Fonte: Autor

O arquivo resultante do programa tem formato .lmv e pode ser lido com qualquer tipo de software voltado para apresentação de tabelas. Apresentando os dados lidos ponto a ponto com a frequência de amostragem selecionada.

5.3 Testes do circuito final

Foram realizados inúmeros testes para validar o funcionamento correto do acoplamento do circuito amplificador (com o amplificador de instrumentação AD620) com as fontes projetadas, de +5VDC, -5VDC, +12VDC e -12VDC. A montagem de tal circuito na protoboard está presente na figura 36.

Figura 36 - Circuito amplificador na protoboard



Fonte: Autor

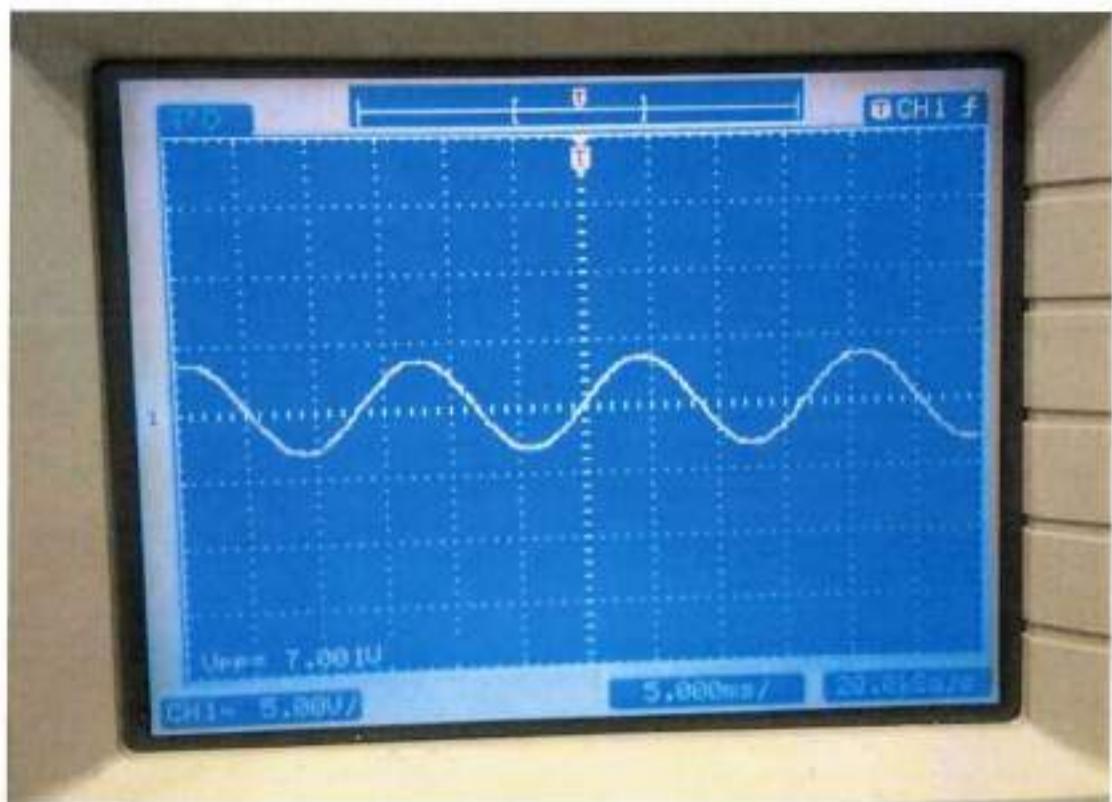
Nas figuras 37 a 42, serão mostrados alguns testes para validar a amplificação do sinal de entrada. Para a realização de tais testes, foi fixado um ganho por volta de 11.

Figura 37 - Senóide de 600mVpp e frequência 60Hz



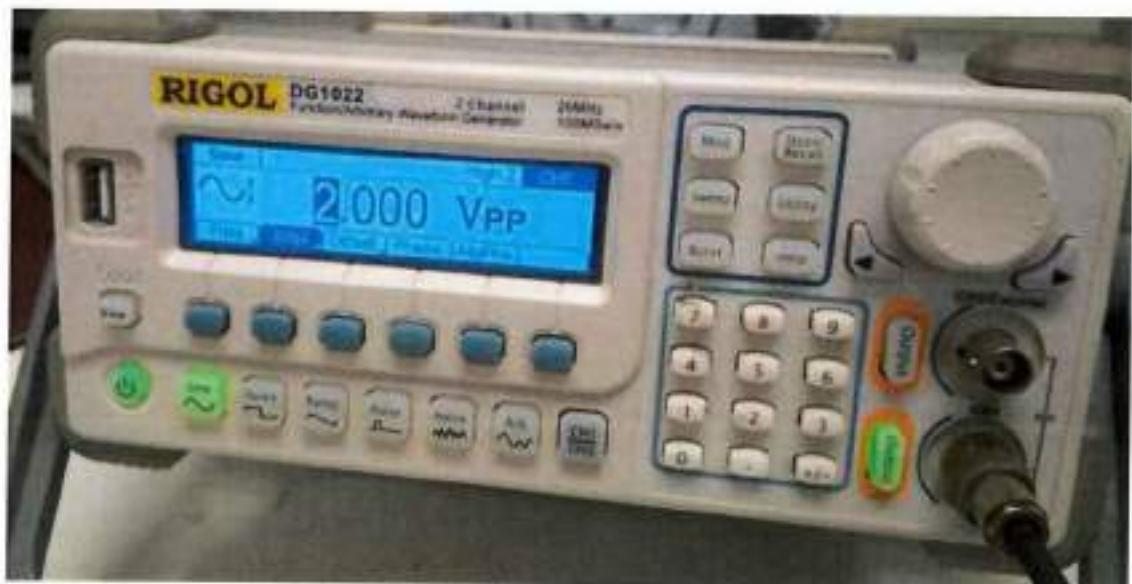
Fonte: Autor

Figura 38 - Saída do circuito amplificador referente à entrada da figura 36



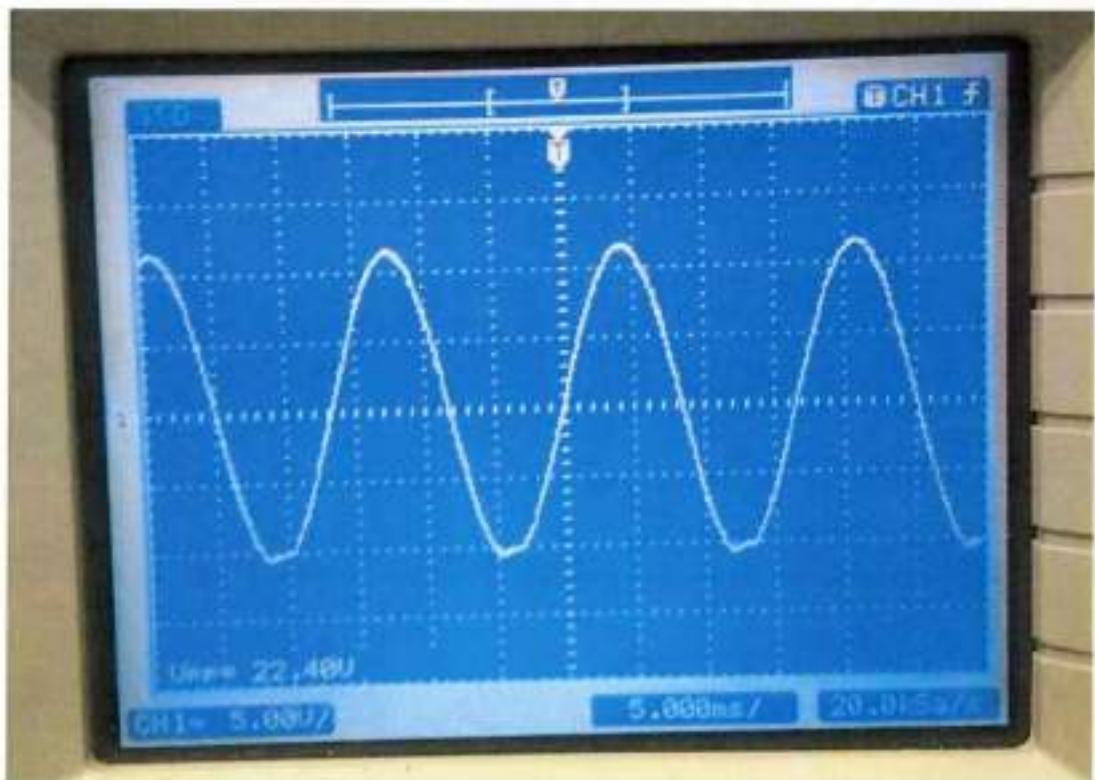
Fonte: Autor

Figura 39 - Senóide de 2Vpp e 60Hz como entrada teste



Fonte: Autor

Figura 40 - Saída do amplificador referente à entrada apresentada na figura 38



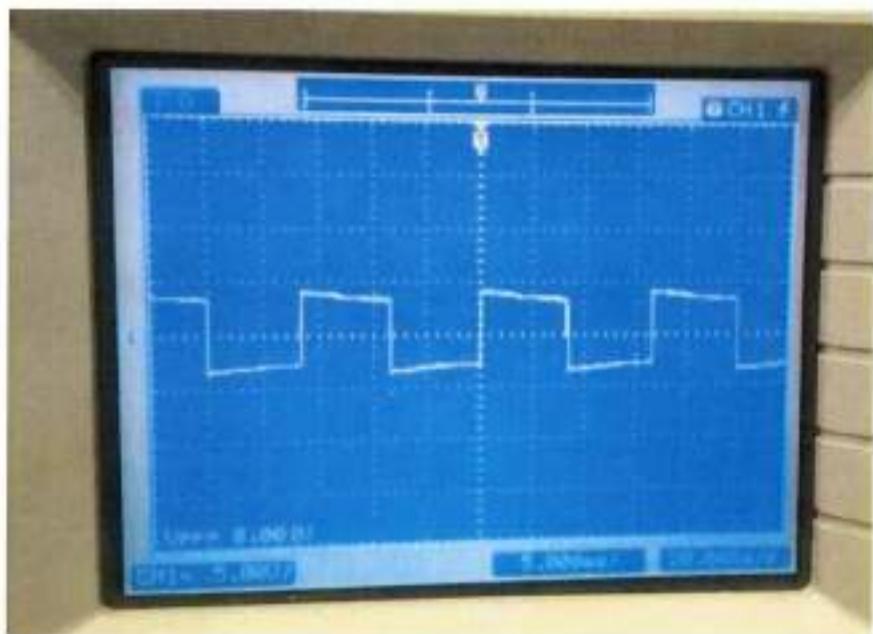
Fonte: Autor

Figura 41 - Entrada onda quadrada 600mVpp e 60Hz



Fonte: Autor

Figura 42 - Saída do amplificador referente à entrada presente na figura 40

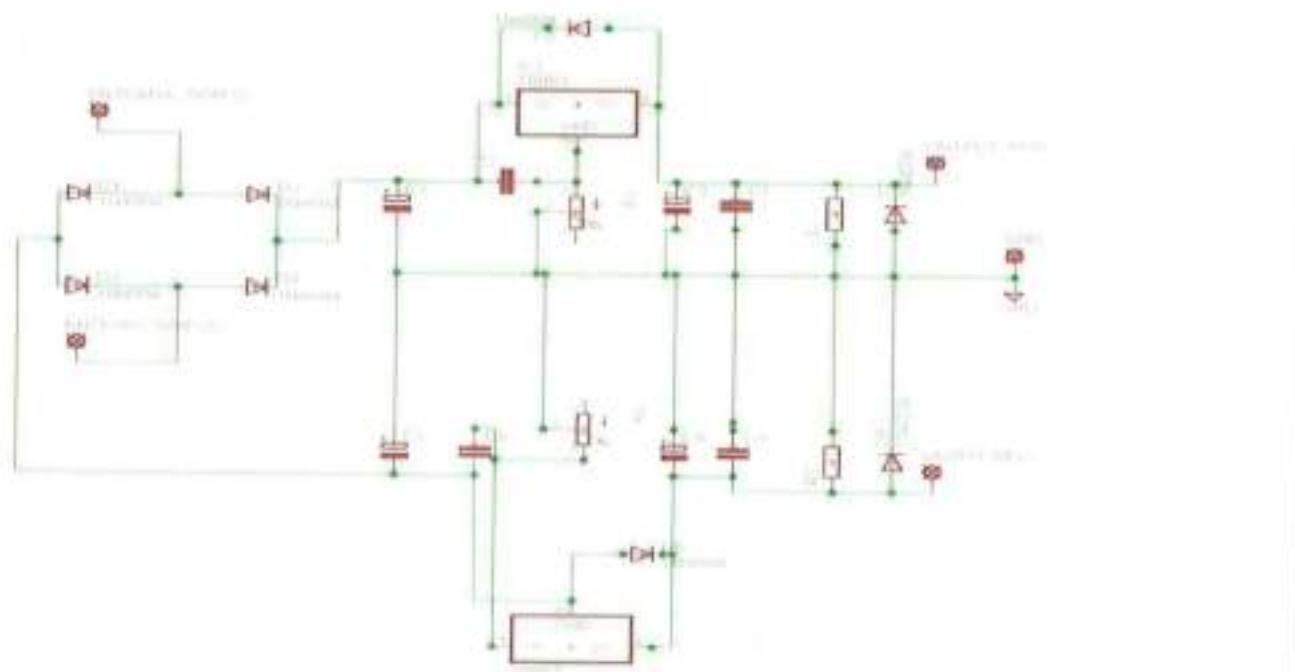


Fonte: Autor

5.4 Montagem do Sistema

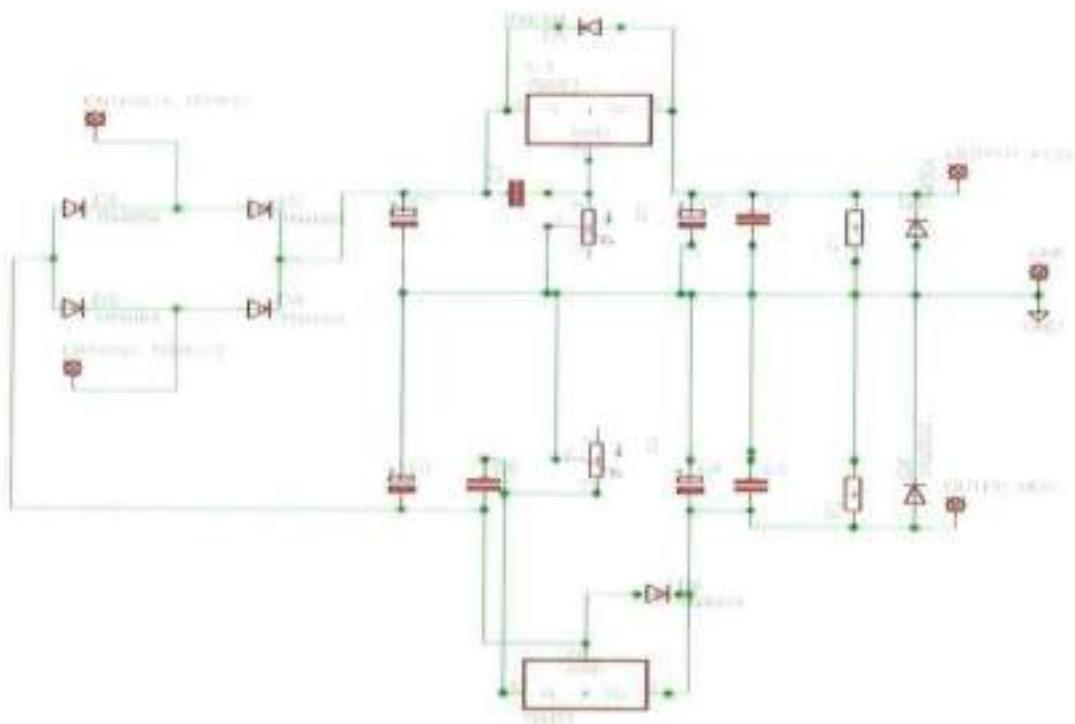
Mediante as informações validadas e devidamente testadas assim como explicitado na seção 5.3 deste documento, partiu-se à fabricação do sistema de aquisição de pressão arterial invasiva em camundongos. O processo consistiu no design das placas de circuito impresso por meio do software de eletrônica Eagle, da CadSoft. Os esquemáticos das placas: a fonte DC de +5V e -5V, a fonte DC de +12V e -12V e o circuito amplificador (usando o amplificador de instrumentação AD620); são mostrados nas figuras 43, 44 e 45, respectivamente.

Figura 43 - Esquemático fonte +5V



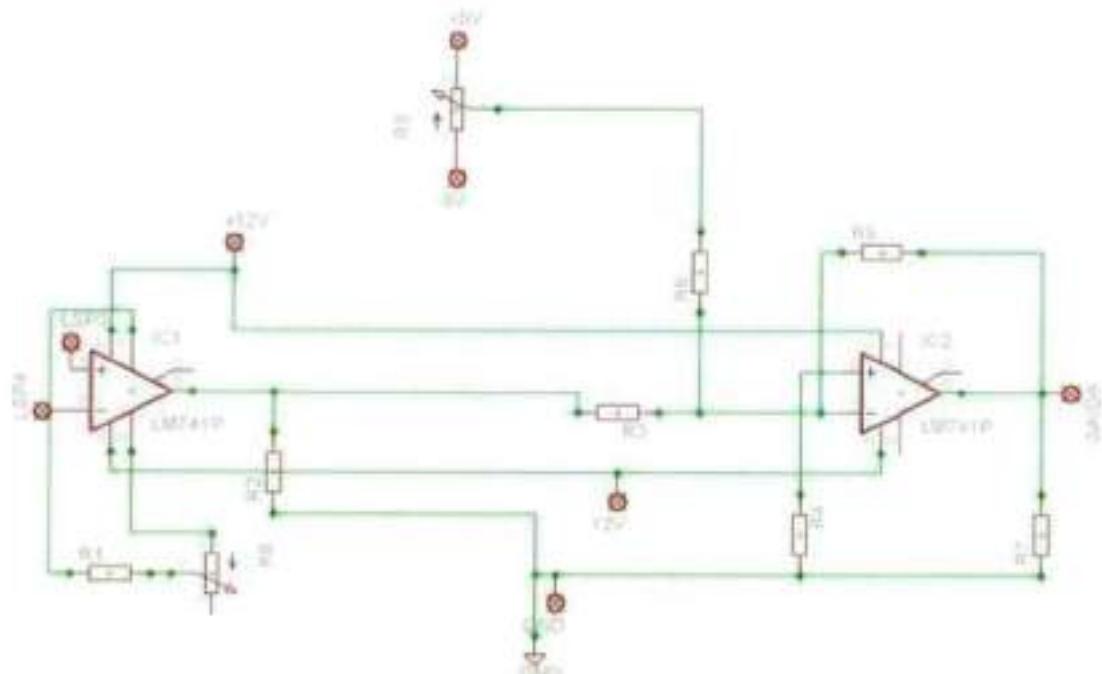
Fonte: Autor

Figura 44 - Esquemático fonte +12V



Fonte: Autor

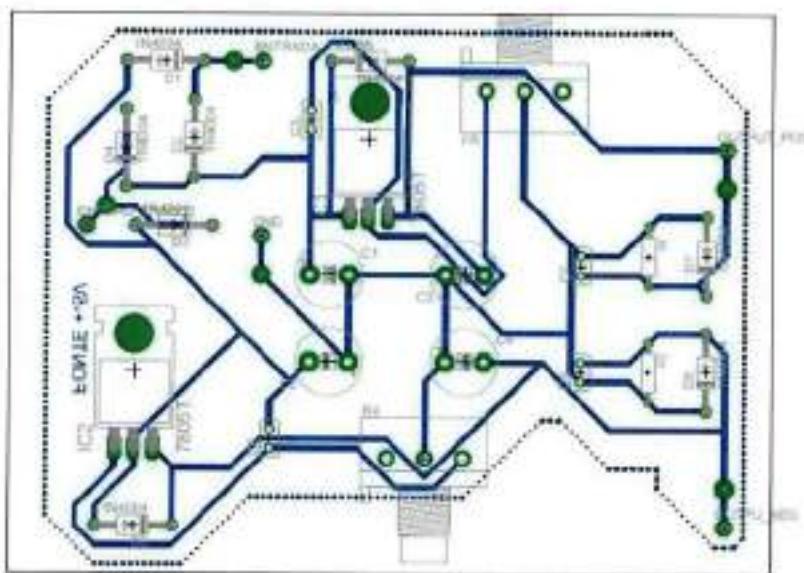
Figura 45 - Esquemático Amplificador



Fonte: Autor

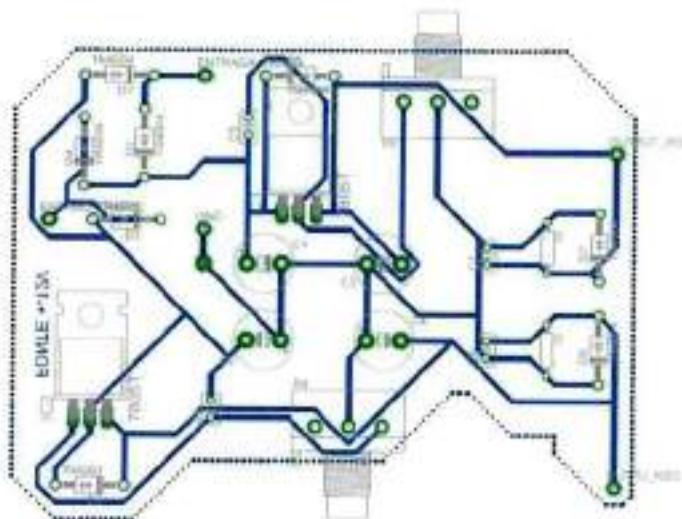
Após o desenho do esquemático, foram organizadas as placas no software Eagle e o design para a fonte de 5V, a fonte de 12V e o circuito amplificador, encontram-se, respectivamente nas figuras 46, 47 e 48.

Figura 46 - Placa da fonte +5V



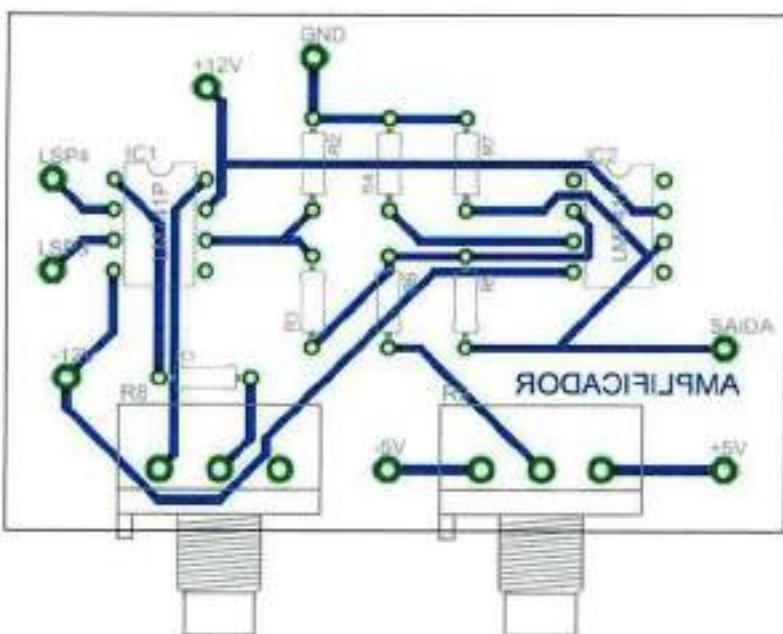
Fonte: Autor

Figura 47 – Placa da fonte +12V



Fonte: Autor

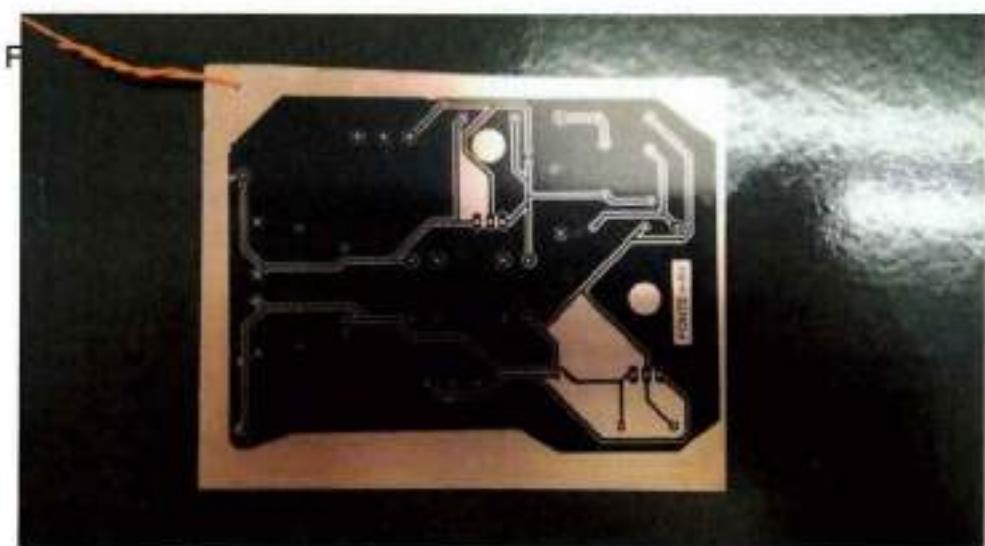
Figura 48 - Placa do circuito amplificador



Fonte: Autor

Terminados os designs das placas, tem inicio o processo de impressão e de posterior corrosão das placas de cobre numa solução de água e percloroato de ferro para a fabricação das placas físicas. Uma etapa intermediária da confecção da placa de +5V, está explicitada na figura 49.

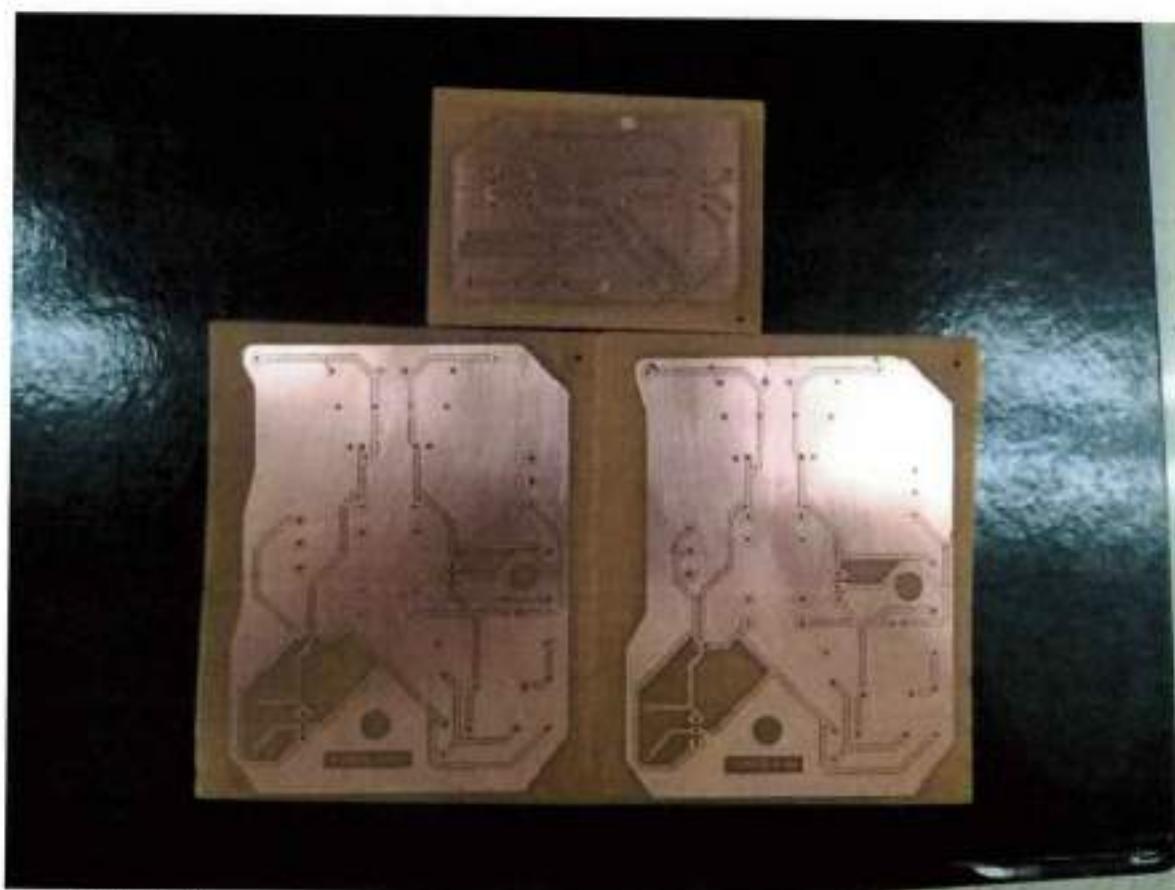
Figura 49 - Placa da fonte de +5V antes da corrosão



Fonte: Autor

Na figura 50, é mostrado o resultado final das 3 placas de circuito impresso usadas no sistema sendo fabricado, após a corrosão e realização dos furos onde serão feitas as soldas dos componentes.

Figura 50 - Placas de cobre das fontes de +5V, +12V e circuito amplificador



Fonte: Autor

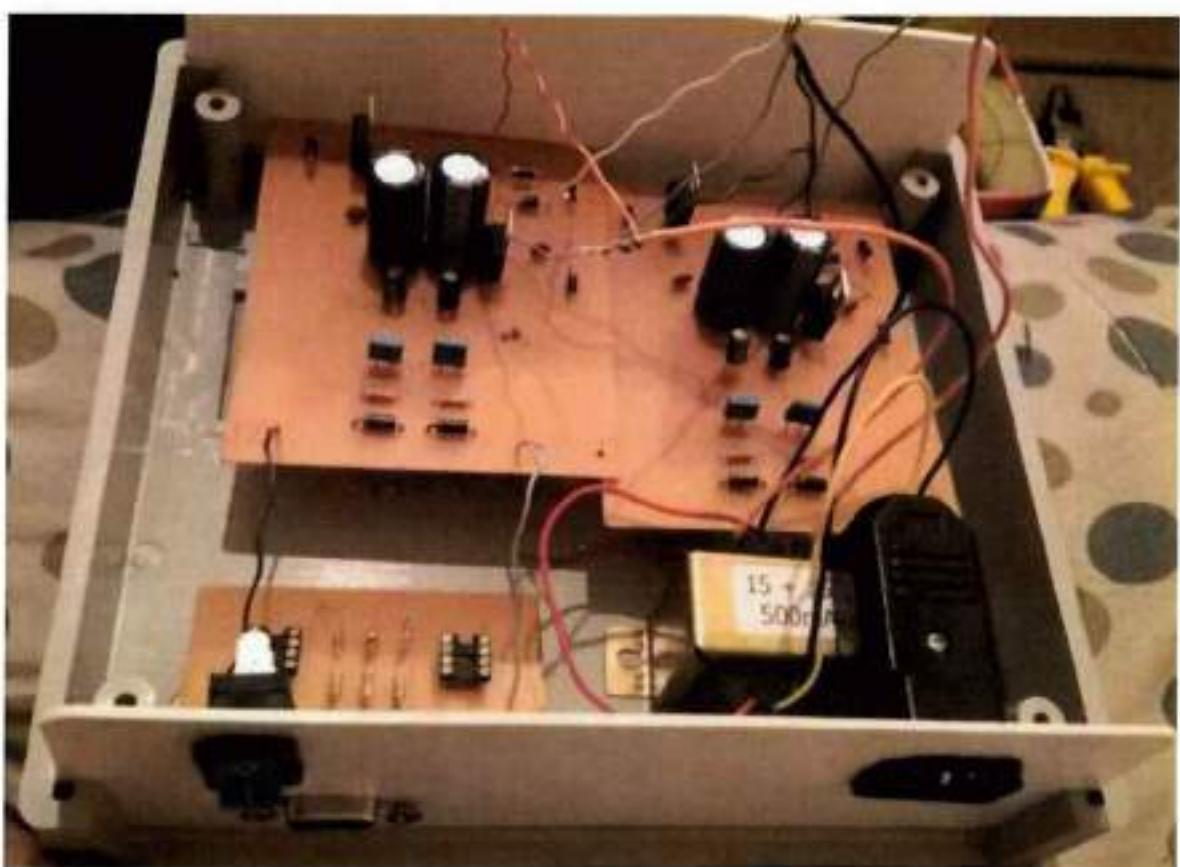
Por fim, as placas serão colocadas no encapsulamento, conforme disposição mostrada nas figuras 51 e 52.

Figura 51 - Encapsulamento com chave liga/desliga, entrada para cabo de força 110V e entrada para o transistor



Fonte: Autor

Figura 52 - Exemplo dos componentes e placas dispostos no encapsulamento



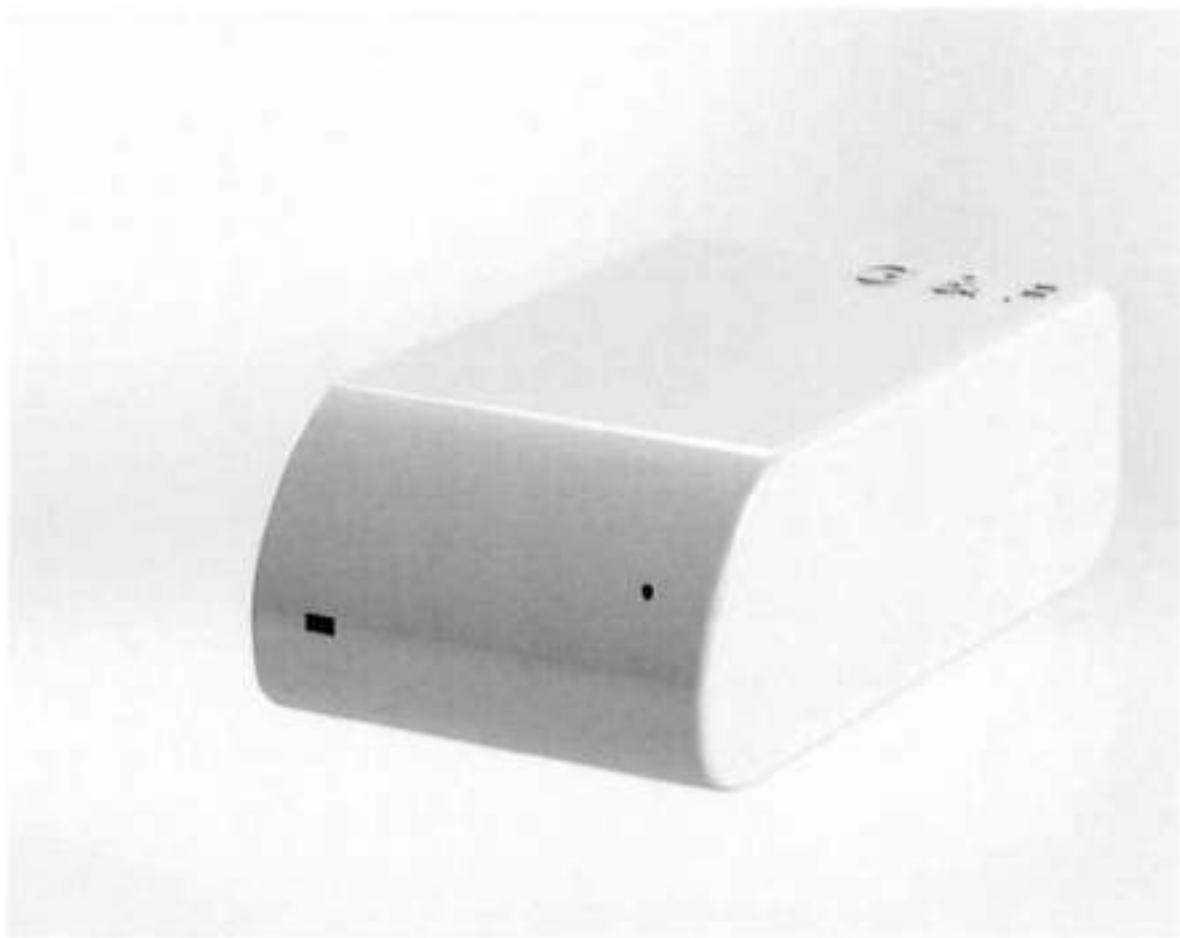
Fonte: Autor

5.5 Encapsulamento

Além da caixa simples e já industrializada que usamos para montar nosso protótipo funcional, criamos também um layout de como seria o produto. No caso de uma produção em escala. Inicialmente, planejava-se que o encapsulamento fosse confeccionado com uma impressora 3D, no entanto, ao tentar orçamentos em vários lugares, vimos que sua impressão seria inviável, seja pelo período muito longo de impressão (40 horas) ou pelo custo que seria de milhares.

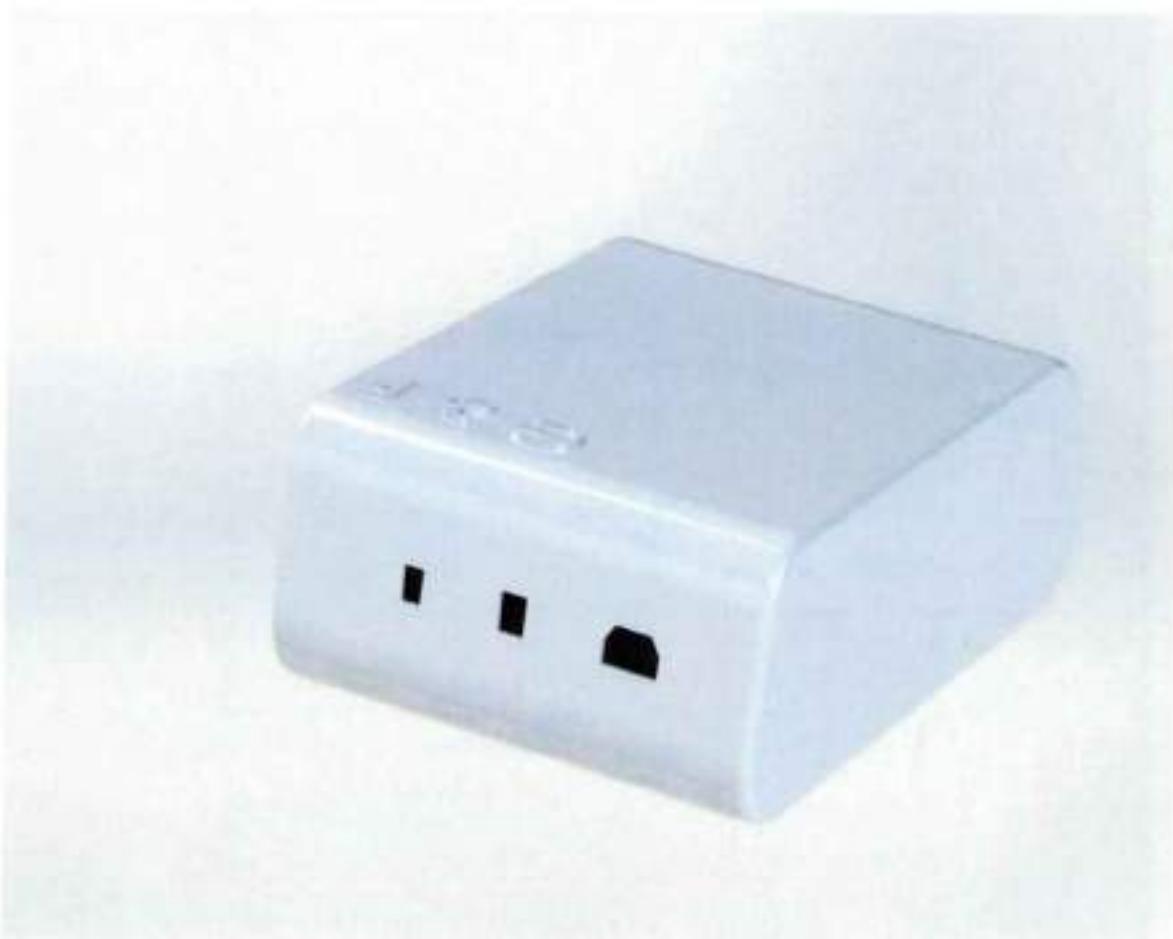
O encapsulamento foi projetado usando o software SolidWorks da CAD. Seu objetivo é envolver os circuitos amplificador e retificador de tensão, além de facilitar a ligação do sistema à rede elétrica e facilitar o controle de offset e controle de ganho. Para permitir que o encapsulamento fosse produzido usando moldes de injeção, um método bastante comum em alta escala de produção, particionamos a capsula em 2 partes, enquanto evitamos que hajam ângulos negativos, que dificultam a produção, conforme mostrado nas figuras 55 e 56.

Figura 53 – Visão frontal da proposta de encapsulamento



Fonte: Autor

Figura 54 – Visão traseira da proposta de encapsulamento



Fonte: Autor

Figura 55 – Parte inferior do corte realizado para produção



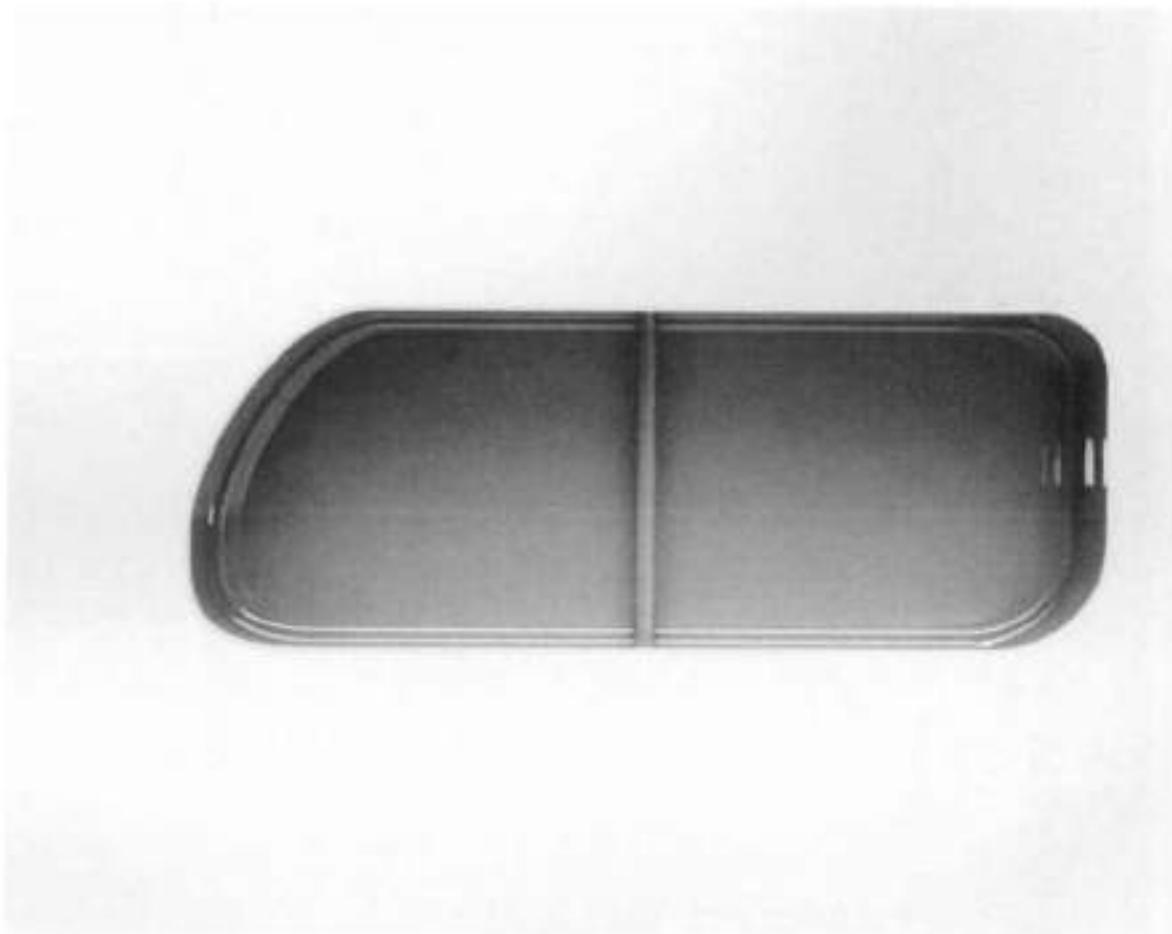
Fonte: Autor

Figura 56 - Parte superior do corte realizado para produção



Fonte: Autor

Figura 57- Corte transversal do encapsulamento



Fonte: Autor

6 Bibliografia

[1]PICKERING, T.G. Ambulatory Monitoring and Blood Pressure Variability. Science Press:1991 Local: Science Press, 1991

[2]Edwards Lifesciences Corporation., Invico (CA), U.S. Disposable blood pressure Transducer and monitor interface: 2009

[3]National Instruments,. User guide and specifications NI USB-6008/6009.

[4]WEBSTER, J.G. Medical instrumentation : applications and design . 4th ed. 2010

[5] Datasheet <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/datasheets/AD620.pdf>

[6] http://www.analog.com/media/en/training-seminars/design-handbooks/5825056692105123236Appendix_A.pdf

[7] <http://www.embarcados.com.br/amplificador-operacional-amplificador-de-instrumentacao/>

[8] Patente do transdutor da Edwards TrueWave, disponivel em

<http://www.google.com.br/patents/US7604602>

[9]<http://www.braile.com.br/epronto/UserFiles/BraileBiomedica/Produtos/Tra nsdutorDePressaoDescartavel.pdf>

[10] Datasheet 6008 National Instruments

<http://www.ni.com/pdf/manuals/371303n.pdf>

Anexo 1

Guilherme: Você poderia começar se apresentando, por favor?

Maria: Eu sou Maria Aparecida, sou especialista em laboratório aqui do departamento de farmacologia já há 27 quase 28 anos e trabalhei por muito tempo na área de cardiovascular, mais vascular, né? Com ênfase em hipertensão e diabetes e agora há um ano e meio venho trabalhando com dinâmica pulmonar junto com o professor Henrique aqui no laboratório de patologia de inflamação pulmonar.

Guilherme: Você tem experiência então com equipamentos de medidas de pressão, correto?

Maria: Sim.

Guilherme: Você tem algum tipo preferido de sistema? Mais especificamente entre o caudal e o invasivo?

Maria: Na verdade, o caudal acaba sendo mais simples, dado que você tem a possibilidade de fazer um acompanhamento mais longo da pressão arterial. Por exemplo, se você trabalha com o modelo de hipertensão. Você induz o modelo de hipertensão tem a possibilidade de medir essa pressão arterial antes da indução e depois nesse mesmo animal fazer a indução de pressão arterial e fazer o acompanhamento da pressão arterial e ir acompanhando a pressão por 14 dias, normalmente os modelos que trabalhávamos lá embaixo eram até mais longos, cerca de 30 dias. Então a pressão caudal te dá essa possibilidade, já que você não tem a necessidade de nenhum tipo de cirurgia, não é invasivo. Já a pressão direta, por ser invasiva, e normalmente a gente faz por meio de introdução de cânula de polietileno ou na carótida ou na veia femoral, já é um experimento que não dura por tantos dias, já que a cânula normalmente entope, você costuma pedir por 2-3 dias e depois disso essa cânula entope e já a medida de pressão fica um pouco mais difícil, né? Então esse tipo

de controle de pressão em um mesmo animal é mais complicado quando você faz esse tipo de medida em relação à indireta.

Guilherme: E você já teve algum tipo de problema de precisão com as medidas caudais?

Maria: Eu acredito que a invasiva seja bem mais precisa. Até porque existe uma discussão na literatura, sobre qual a pressão que você de fato aquisita quando usamos a caudal. Aquela medida, que pressão é aquela? É a média, é a diastólica? Então, muitas vezes você vê na literatura que as pessoas falam pressão arterial caudal, porque você não tem condições de afirmar se aquela pressão é a sistólica, a média, ou se é alguma pressão arterial entre as duas. Já na medida de pressão arterial direta você tem condições de dizer "Essa é minha pressão diastólica, ou sistólica e etc".

Guilherme: Legal.

Henrique: Então você não tem acesso às curvas então quando você mede com o cuff?

Maria: Então, na verdade ele até de dá uma curva.

Henrique: Mas ela é muito deformada?

Maria: Isso, ela é um pouco mais deformada. Não sei se tenho algum exemplo aqui. É, acho que eu não tenho. Ela é um pouquinho mais deformada, e você não pode dizer se é uma pressão arterial sistólica ou não. Você vê muito na literatura, tem gente que fala que é sistólica. E eu não vejo muitas críticas em relação a isso. Tem pessoas que se referem como pressão arterial sistólica, e tem gente que já fala que é a caudal, porque ai a pessoa que é da área já sabe como é a metodologia, a forma como é feita essa medida.

Guilherme: Você poderia explicar mais ou menos como é um experimento normal em que você se preocupa com a pressão arterial? Por exemplo, qual um experimento comum que você faz com animais que você precisa ficar monitorando isso?

Maria: Pode ser tanto a direta quanto a indireta?

Guilherme: Sim

Maria: Quando a gente faz medida de pressão arterial direta, tem duas formas de serem feitas: A primeira é fazer a medida com o animal anestesiado, que muitas vezes não é o ideal, porque tem vários anestésicos que abafam a medida da pressão arterial. Então o ideal é fazer a medida com o animal acordado. Então de que forma isso é feito: um dia antes da medida da pressão, a gente anestesia o animal, faz uma abertura aqui na região do pescoço, isola a artéria carótida direita, aí introduz uma cânula, aí depois expõe essa cânula no dorso do animal. Isso tudo claro com o animal sob anestesia. E prende essa cânula e ela fica isolada. Aí esse animal volta para o biotério, e depois de 24 horas depois que ele já estiver acordado, quando a gente não tiver mais a influência da anestesia, aí esse animal vai para o aparelho e aí a gente consegue fazer a medida de pressão arterial dele sem o efeito da anestesia. Esse é o método mais comum que a gente usa e a caudal também é usada com frequência mas a medida de pressão direta é feita dessa forma.

Guilherme: Nesses sistemas que você conhece, o que você acha ideal que eles tenham?

Maria: Bom, primeiro é claro a canulação do animal, para que a gente possa ligar essa cânula com o transdutor de pressão. A gente usa, não sei se vocês conhecem, um equipamento chamado power... antigamente a gente fazia... o transdutor é obviamente imprescindível, mas a forma de registrar e de gerar esse sinal, antigamente, isso bem antigamente, a gente fazia com um fisiógrafo, de tinta mesmo. A gente tinha um transdutor de pressão, ligava ele em um fisiógrafo e aí a gente fazia o registro de pressão arterial pelo registro com a pena. Aí a gente vinha com a régua depois e media

a pressão arterial sistólica, diastólica e a pressão média. Ai, com a tecnologia as coisas foram melhorando e hoje a gente usa o PowerLab, fabricado pela TheInstruments. Ele captura o sinal e a gente tem um amplificador, transforma esse sinal de milivolts para milímetros de mercúrio. Antes é feita uma calibração com uma medida conhecida, com uma coluna de mercúrio. E ai a gente faz o registro no PowerLab.

Guilherme: E tem alguma coisa nesse sistema que você sente falta? Talvez algum monitoramente constante de alguma outra coisa? Ou ele é suficiente?

Maria: Olha, para esse tipo de medida eu acho que ele é suficiente. Porque o que a gente precisa ali é a gente precisa medir a pressão arterial e a frequência cardíaca, são os parâmetros que a gente usa com maior frequência. Ou por exemplo, se a gente quiser fazer uma análise espectral e fazer os cálculos depois baseado nessa análise espectral. Você obedecendo os parâmetros que cada medida exige você consegue depois fazer depois essas mensurações, essas medidas. Eu não vejo nada que possa... no caso do que a gente usa hoje em dia, que é o transdutor, mais o sistema de PowerLab com amplificador. Captura de sinal e amplificador mais o programa de computador, eu acho que está suficiente a gente consegue ter as medidas, tirar a pressão arterial média, sistólica e diastólicas, frequência cardíaca. Contempla o resultado que a gente quer, as nossas expectativas.

Guilherme: Você tem uma noção de preço? De quanto custa todo o sistema, o software e etecetera?

Maria: Atualmente, olha, o transdutor de pressão. A gente vai aprendendo com a prática, né? Porque antes a gente usava um transdutor de pressão que era chamado... eles chamam de transdutor permanente, né? Que é um transdutor muito caro, saia na faixa de U\$1200,00. Hoje em dia tem alguns transdutores descartáveis no mercado, que para a gente não é tão descartável assim, a gente consegue utilizar por bastante tempo, ele sai bem mais barato. A gente consegue inclusive comprar aqui no Brasil. Da última vez que a gente comprou a gente pagou na faixa de uns R\$200,00 mais ou

menos, algo assim. A gente usava além dessa função na medida de pressão arterial a gente usava também para fazer um outro tipo de estudo de medida de reatividade vascular por pressão de difusão, mas que é a mesma pressão né. Um transdutor de pressão. Ele sai bem mais barato para a gente. O PowerLab eu não tenho muita noção, eu posso até olhar porque eu tenho algumas cotações aqui, mas eu não tenho muita ideia de quanto sairia.

Henrique: Você tem cotações do PowerLab para pressão arterial?

Maria: Tenho, tenho sim. Posso até dar uma olhada, não é tão recente assim, mas eu posso olhar aí eu passo para vocês. Não é um sistema muito barato, né? Eu sei que hoje em dia, a gente usa esse método do PowerLab, a gente tem que fazer animal por animal, isso acaba sendo um problema, né? Porque acaba sendo um procedimento mais longo, se você tem 4 ou 5 animais para fazer medição de PA você tem que fazer animal por animal, tanto na pressão direta como na indireta. Agora eu sei que pelo menos para a pressão arterial indireta, eu sei que existem sistemas nos quais você pode colocar vários animais ao mesmo tempo para fazer o registro.

Henrique: Aqueles telemétricos, ou...?

Maria: Eu vi na FESB, tinha um lá.

Henrique: Mas era pela cauda?

Maria: Sim! Pela cauda dá para fazer. Tem alguns sistemas. Deixa eu tentar lembrar a empresa agora. A gente acaba se restringindo. Às vezes você usa sempre o mesmo sistema. Lá embaixo, por exemplo, a gente usa muito o PowerLab. Então para fazer medida de pressão arterial, pressão de profusão, para fazer atividade vascular, programas de tensão. O PowerLab é um sistema bom, assim é um lab chart...

Henrique: É bem amigável, né?

Maria: Exatamente, é amigável. Ai os alunos vão se adaptando, um vai passando para o outro, o aprendizado vai sendo difundido, vai ficando mais fácil, ai você acaba não mudando de forma. Mas eu sei que pelo menos com medida de pressão arterial indireta você consegue fazer medida de pressão arterial de vários animais.

Henrique: Será que não é Henka?

Maria: Não, acho que não é não.

Henrique: Porque eles fazem um monte de coisa.

Maria: Eu posso até olhar e depois te passo.

Henrique: Eu posso tirar uma dúvida com ela antes?

Guilherme: Claro.

Henrique: O sistema que a gente usa, é um transdutor, você tem uma foto do transdutor aí?

Guilherme: Tenho.

Henrique: Ele tem que ser conectado um lado ao cateter o outro lado é geralmente uma coluna de pressão, uma coluna pressurizada. Eles inclusive têm um *cuff* para ficar apertando o soro fisiológico, é o mesmo sistema que vocês usam?

Maria: A perinha né? É o mesmo sistema. É o que a gente faz, você tem o transdutor de pressão e a saída para a cânula e você tem a saída pro manômetro de mercúrio.

Guilherme: É esse aqui ó:

Foi então mostrada a imagem colocada no próprio relatório.

Maria: Esse é o transdutor que eu falei para você, o que é mais barato.

Henrique: O de 200, né? Então, na verdade a gente consegue esse em UTI, quando o pessoal descarta, às vezes nem usam.

Maria: É então, eles falam que é descartável, mas dá para usar um tempão. Ele dura muito.

Henrique: Então, esse sistema de pressão é importante ter, né?

Maria: É importante, porque você precisava fazer a calibração. Não só para a calibração. Por exemplo, na pressão caudal, o manômetro a gente usa para fazer a calibração. Você tem uma leitura conhecida em mmHg fazer a conversão lá.

Henrique: Mas aquele cuff para ficar apertando o soro fisiológico?

Maria: Aí você precisa como se fosse a medida de pressão para fazer oclusão.

Henrique: E qual o valor de pressão que você tem que usar? É próximo da pressão lida ou não?

Maria: Para a gente depende muito do modelo que a gente usa. Pro animal normotensão, a gente não precisa insuflar tanto. Já o animal hipertenso, você tem que insuflar mais.

Henrique: O que costuma estragar lá fácil, é aquela conexão, o flush que você faz. Você consegue fazer uma conexão direta com esse soro. Então, as vezes em alguns é um negócio meio mole, para outros é um flush mais duro um pouco. O que estraga para vocês normalmente? Apesar de ser uso único quantas vezes vocês usam por animal?

Maria: O transdutor é difícil de estragar. Fica mais de um ano. A gente costuma usar o transdutor permanente. Ele é maior, tem diafragmas diferentes, é mais resistente, todo de metal.

Henrique: E o sinal é mais estável?

Maria: Não faz diferença, tem um outro laboratório aqui na fisiologia, da professora Rosne, e ela dá até preferência a esse tipo de transdutor. Porque ela fala que o transdutor permanente vai ficar velho, vai tendo vazamentos.

Henrique: E o outro vocês fazem autoclave ou algo assim? Por que o outro é mais caro?

Maria: Ele é mais caro porque ele é mais robusto, usa materiais melhores. Mas o resultado é o mesmo.

Henrique: E nesse mais barato quanto tempo em média vocês usam?

Maria: Ummm chutando, eu diria que um ano, mas dá para usar mais que isso. Porque o que usávamos lá embaixo, usávamos para outro tipo de experimento. Usávamos o transdutor para isolar o leito e fazer medida de pressão de perfusão. Ai não usávamos todo dia, é aquela coisa, tem épocas que você faz um experimento todo dia, mas tem épocas que você não trabalha com isso. Nisso, usávamos há mais de um ano, chutando bem baixo diria um ano.

Henrique: E a manutenção? Você só lavavam?

Maria: Sempre lavar, e é bom preencher com água, porque a solução acaba cristalizando um pouco. E tem que evitar coagulação também.

Guilherme: Segundo, você tem familiaridade com o Labview, especificamente?

Maria: Labview?

Guilherme: É uma plataforma de desenvolvimento de software.

Maria: Não, não conheço não.

Guilherme: E com Excel?

Maria: Sim, tenho trabalhado mais com o Excel recentemente.

Henrique: Os dados da TheInstruments, você trabalha no próprio software ou você exporta pro Excel?

Maria: Então, as leituras. Eu posso abrir aqui e te mostrar.

Maria abriu então um exemplo de medição.

Maria: O que eu costumo fazer: eu faço a medida da pressão arterial, tudo isso usando LabChart. Para ter um registro da pressão arterial, aqui você pode ver tanto o registro da pressão arterial quanto a frequência cardíaca. Aí desse jeito eu consigo medir a pressão arterial máxima, média e mínima. Aí essa média do circuito máximo é a pressão arterial sistólica, já a do ciclo mínimo é a diastólica. Qual era a sua pergunta mesmo?

Guilherme: Se você teria familiaridade com o Excel.

Maria: Ahhh eu tenho sim, todos esses dados que resultam aqui eu jogo no Excel. Mas pelo próprio programa eu já faço esses cálculos. Mas no Excel caso a gente precise fazer alguma reatividade vascular, que exige cálculos e tudo mais. Ou a porcentagem de relaxamento ou de dilatação a gente usa o Excel. Basicamente, o próprio programa para aquisição e os dados trabalhados no Excel.

Guilherme: Mais alguma pergunta, professor?

Henrique: A priori não.

Maria: A gente usa com frequência esse programa, mas os grupos da fisiologia não trabalham muito com o PowerLab.

Henrique: Você poderia mostrar para ela como funciona o seu programa e ver se ela tem algum tipo de feedback, se não for te atrapalhar Cida.

Maria: De maneira nenhuma.

Foi então aberto o programa para demonstração prática à Maria.

Henrique: Labview é uma plataforma de desenvolvimento muito usada para criar protótipos em engenharia, então existem certos programas que são feitos com base em Labview.

Guilherme: Esse é o painel inicial, onde você tem algumas instruções sobre como utilizar o programa e tem esses dois botões. Inicialmente você precisa calibrar a pressão, certo? Então você pode clicar no botão de calibração. Essa é a cara inicial dele com dois manômetros. Aqui você tem que dar dois pontos conhecidos de pressão para ele.

Maria: Geralmente a gente dá 0 e 200mmHg.

Guilherme: Aqui você pode colocar qualquer valor de pressão conhecido que você estiver acostumada.

Henrique: Qual vocês costumam usar no outro programa?

Maria: Normalmente usamos o 200. As vezes pode ser em escadinha.

Henrique: Quantos pontos o PowerLab usa?

Maria: É um ponto só, zero e um ponto conhecido.

Henrique: Qual um intervalo de pressão que você costuma observar em animais normotensos?

Maria: Normotensos costumam ficar em torno de 120-125mmHg por 90 mmHg, que dá um range de 30 mmHg.

Henrique: E o hipertenso?

Maria: Depende muito da idade do animal.

Henrique: Na verdade estamos preocupados com o pico, quanto é o máximo comum?

Maria: Por volta de 200.

Henrique: E o hipotenso? Ou o animal normal que entra em choque?

Maria: Em ratos nós nunca trabalhamos com animais hipotensos, mas quando trabalhava no Encore, usávamos choque hemorrágico, ai nessa situação nós chegávamos a mínimos de 40 mmHg.

Guilherme: Segundo então, você coloca os seus 2 pontos, e recebe esse coeficiente multiplicativo que é o fator usado para converter a tensão medida em pressão.

Henrique: Isso atrapalha vocês, não atrapalha? Essa informação que não é necessariamente relevante.

Maria: Na verdade eu acho interessante, você acha que é muita informação?

Henrique: Pelo meio que eu vejo vocês trabalharem, eu não sei o quão bom é, porque eu sei que você fica preocupada com a calibração, ai você poderia fazer um tracking, e reagir caso houver alguma mudança muito drástica.

Maria: Num geral quando faço as calibrações das medidas eu sempre fico muito preocupada com a leitura em milivolts, porque num geral ela tem que ser uma coisa relativamente constante. Quando tem uma variação grande eu posso falar "opa, tem alguma coisa errada". Eu gosto de fazer esse tipo de acompanhamento, gosto desse tipo de parâmetro.

Henrique: Está vendo por que manter o mostrador é importante?

Guilherme: Ai assim que acaba a etapa de calibração, você pode fechar essa tela e você tem a sua etapa de aquisição. Na interface de aquisição você tem 3 mostradores de LED, que diz caso o sinal esteja dentro de uma faixa considerada normal. Porque na verdade aqui do lado direito você pode colocar valores que você gostaria de ser

avisada caso atinja esses valores de pressão. Nos outros campos você pode colocar valores que você considera de cuidado, que vão avisar em amarelo caso o valor passe.

Então, basicamente você teria um marcador que indica se ele está perto da morte ou algo do gênero. Aqui você tem a média, o valor de mínimo e de máximo.

Maria: Então você já tem esses valores diretos? Legal, comparado com o PowerLab, onde eu tenho que calcular no registro.

Henrique: Quanto de tempo você está usando para calcular esse parâmetros?

Guilherme: O tempo total do experimento.

Henrique: Talvez isso seja ruim, é melhor você definir um range, dentro do qual vale a pena calcular. Quanto seria uma boa faixa, Cida?

Maria: Normalmente a gente pega em torno de um rangezinho de uns 2 minutos mais ou menos, depende se o animal está um pouco melhor ou pior. Mas normalmente eu pego um range de uns 2 minutos e calculo dentro desse range a máxima e mínima. Porque na aquisição direta, por exemplo, o animal está acordado, então ele pode estar se mexendo o que dificulta o estudo, às vezes ele dorme e você aquisita sinais maravilhosos.

Henrique: E o animal fica tranquilo com a incisão?

Maria: Fica, fica sim. Aí qualquer coisa a gente trata.

Henrique: Então você tem artefatos de movimento?

Maria: Sim, temos sim.

Henrique: E como você trata?

Maria: Na verdade nós só pegamos trechos melhores para calcular.

Henrique: Então vocês não passam filtro nem nada?

Maria: O ideal é não passar filtro, para não perder nada.

Henrique: E você acha relevante esses LEDs com informação? É relevante para vocês?

Maria: Para a gente não faz tanta diferença, mas para alguns outros estudos que nós não fazemos aqui onde você injeta drogas hipertensoras ou hipotensoras. Aí nesse caso é bem relevante. No caso em que só analisamos a pressão arterial simplesmente essas variações seriam devido ao fato de o animal se mexer ou coisas assim, aí nós adicionariamos um comentário.

Henrique: Isso é uma coisa que não tem no seu. Um meio de inserir comentários em pontos específicos do arquivo de saída.

Guilherme: Seria bom mesmo adicionar isso. Aqui é um lugar onde você pode colocar o nome do animal e o número do teste, e isso vai diretamente para o nome do arquivo.

Maria: Isso também é bem útil, são coisas que normalmente eu teria que fazer na mão.

Henrique: Ele já marca com o formato certinho, assim que você colocar para salvar o arquivo já vem com data, nome e número. Já faria tudo sozinho.

Maria: Ahhh legal.

Henrique: Tem algo mais que você acha que falta nele?

Maria: Inserir comentários seria muito bom. Esse esquema de monitorar com luzes é bastante útil.

Henrique: O importante para vocês seria ver algo maior e mais claro de longe, né?

Maria: Sim, precisamos olhar para o monitor de longe as vezes, então seria bom que fosse bastante claro.

Henrique: É bom então que o traçado fosse mais grosso, ainda que a linha fique relativamente distorcida em relação a antes. Uma dúvida, qual o tamanho da janela que você vê? Porque o sweep vai progressivamente apagando o sinal e colocando o novo.

Maria: Então não dá para voltar, né? Bom, quando eu faço medida de pressão eu gosto de acompanhar neste intervalo. Então eu uso cerca de 20 minutos de registro.

Henrique: Mas quando o teste está online, qual a janela que você costuma usar?

Maria: Isso depende muito do tipo de registro que eu quero fazer. Quando eu estou olhando a medição da pressão pulmonar, as vezes o registro fica muito abafado, o que causa essas espículas, que me dizem que esse sinal não está legal. Isso pode ser causado por vários motivos, no caso da cânula, por exemplo, já faz um tempo que eu venho tendo problemas com isso.

Henrique: O ideal então, digo, o que o PowerLab faz, é te dar a opção de editar a escala de tempo. Então seria bom você definir um método para seleção do tamanho da escala de tempo durante o programa.