



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Departamento de Física

Desenvolvimento de um Equipamento para Calibração de Esfigmomanómetros Automáticos

Por
Tiago André Freitas do Vale

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da
Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Doutor Orlando M. N. D. Teodoro

Lisboa
2010

Agradecimentos

Gostaria de começar este documento, agradecendo a todos aqueles que permitiram que este trabalho chegasse a este ponto.

À minha irmã Inês, à minha mãe, ao meu pai, aos meus avós e a toda a minha família, pelo apoio que me deram desde sempre. Novamente ao meu pai, por todos os conselhos e ideias que sugeriu e explicou, assim como técnicas de trabalho que me foi ensinando.

Ao professor Orlando, orientador deste projecto, que propôs a sua ideia fundamental, por todo o apoio e empenho assim como por todos os meios necessários que disponibilizou, sem o quais não se atingiriam as metas que se conseguiram alcançar.

Ao João Morgado, colega e amigo, parceiro de trabalho que realizou toda a componente de controlo e aquisição deste equipamento, sem a qual não passaria de uma peça obsoleta.

Ao senhor João Faustino, por todas as explicações que me deu sobre o funcionamento e manuseamento das máquinas da oficina assim como as sugestões que fez para o equipamento, mas principalmente por todo o trabalho de torno e fresa por ele desenvolvido que deu ao protótipo final o aspecto e funcionalidade que tem actualmente.

Ao senhor José Carlos Mesquita, pelo apoio que deu no Laboratório de Projecto e por ter disponibilizado os componentes electrónicos utilizados no trabalho, assim como conselhos e ajuda na sua montagem e utilização. E pelo martelo.

Ao António Jordão e Tiago Araújo, colegas e amigos, com quem iniciámos esta, inicialmente, aventura, de construir este equipamento, por sugestão do professor Orlando.

Ao elementos do METROVAC e do Laboratório de Superfícies pelo apoio e material disponibilizado.

A todos os meus amigos ,com quem partilhei estes dias de trabalho e que partilharam os deles também, tornando todo este tempo mais divertido (Presidente!).

A todas as pessoas que contribuíram com ideias e sugestões.

Finalmente, gostaria de agradecer ao meu avô António, a quem dedico esta dissertação, por tudo o que me ensinou, pelo apoio que sempre me deu e pela sua extraordinária lição de vida. Acresce ainda que, sem o que me ensinou desde pequeno, não teria os requisitos técnicos necessários para realizar a maioria do trabalhos manuais necessários, nem ultrapassar as dificuldades que surgiram.

Resumo

Dados os elevados números de medições de pressão arterial obtidos com bastantes erros, torna-se absolutamente necessário o despiste destes erros, de modo a evitar diagnósticos incorrectos e consequentes tratamentos. Estes erros podem ser provenientes das mais diversas origens, desde o receio da medição, inerente aos pacientes, à qualidade e calibração do material utilizado, na maioria dos casos os esfigmomanómetros. Sendo muitos dos erros não controláveis, pois derivam do inconsciente do paciente, é essencial que se detenha no último ponto: a exactidão do aparelho de medição de pressão arterial.

Através de calibrações de esfigmomanómetros é-nos possível aumentar a exactidão das suas medições. A utilização de calibradores é o método mais simples e economicamente mais viável de calibração de esfigmomanómetros. Actualmente estes são produzidos internacionalmente mas exigem na sua maioria um método invasivo sobre o equipamento de medição de pressão, afectando a sua garantia e integridade. Desta forma, a proposta desenvolvida exige apenas que o esfigmomanómetro seja utilizado tal como seria num braço.

O equipamento é constituído por uma câmara de ar que é sujeita à pressão do esfigmomanómetro. A existência de uma ligação entre a pressão exercida pelo esfigmomanómetro e a pressão no interior do tubo permite obter a pressão indirectamente. No interior da câmara de ar existe ainda um mecanismo de variação de pressão, controlado por computador, que reproduz as pulsações arteriais através de ligeiras variações de pressão. Os valores de pressão no interior da câmara são lidos por um computador através de uma placa de aquisição. Este protótipo laboratorial em fase final de testes é uma boa base para um equipamento comercial.

Este trabalho aborda apenas a componente mecânica e os circuitos de electrónica analógica do projecto, que engloba também uma componente de controlo e aquisição desenvolvida por outro autor.

Abstract

Given the large numbers of blood pressure measurements obtained improperly, it becomes absolutely necessary to supervise these errors in order to avoid incorrect diagnoses and subsequent treatments. These errors may come from many different parameters: since the measurement fear to the quality and calibration of the equipment used to measure. In most cases those equipments are sphygmomanometers. Since most variables are not controllable, because they come from patient's unconscious, it is essential to grant the accuracy of the blood pressure monitor.

Through calibration of sphygmomanometers it is possible to increase the accuracy of measurements. Currently there are some NIBP simulators produced outside Portugal but mostly require an invasion of the equipment, affecting their security and integrity. The developed proposal just requires using the sphygmomanometer as it should be used in an arm.

The equipment is constituted by an air chamber which will be the subject of a sphygmomanometer pressure. The pressure in the chamber is related with the pressure made by the sphygmomanometer's cuff. Within this chamber, there is a mechanism controlled by computer which produces slight variations of pressure inside the chamber reproducing the arterial pulse. The pressure values are sent to a computer. This laboratory prototype is at the final stage of testing and can be a good start for a commercial equipment.

This document addresses only the mechanical component and electronic analog circuits. The acquisition and control by computer component is made by another author.

Índice de Matérias

1	Introdução	7
1.1	Conceitos Base	7
1.2	Equipamento para Calibração de Esfigmomanómetro	7
2	Princípios de Anatomia e Fisiologia	10
2.1	Sistema Cardiovascular	10
2.1.1	Coração	10
2.1.2	Ciclo Cardíaco	11
2.1.3	Artéria Braquial	12
2.2	Pressão Arterial	12
2.2.1	Efeitos da Pressão Arterial	12
2.2.2	Pressão Arterial Média	14
2.3	Hipertensão Arterial	14
3	Medição da Pressão Arterial	17
3.1	Medição da Pressão Arterial na História	17
3.2	mmHg, a unidade de pressão arterial	18
3.3	Método Auscultatório e Método Oscilométrico	18
3.3.1	Método Auscultatório	18
3.3.2	Método Oscilométrico	19
3.4	Esfigmomanómetros	19
3.4.1	Esfigmomanómetro de Mercúrio	20
3.4.2	Esfigmomanómetro Aneróide	20
3.4.3	Esfigmomanómetro Automático	21
3.5	Métodos Invasivos	21
4	Calibração de Esfigmomanómetros	22
4.1	Porquê?	22
4.1.1	Erros de Medição Associados à Biologia do Paciente	23
4.1.2	Erros de Medição Associados aos Aparelhos de Medição	23
4.1.3	Consequências de Más Medições	24
4.2	Calibradores de Esfigmomanómetros	24
4.3	Norma IEC-ISO	28
5	Desenvolvimento do Protótipo	29
5.1	Protótipo I	29
5.1.1	Testes de Métodos para Variação de Pressão	29
5.1.2	Testes de Câmaras de Ar	30
5.2	Protótipo II	32

6	Protótipo Final – PreSphygmós	34
6.1	Aspecto Global do Equipamento	34
6.2	Estrutura e Câmara de Ar	34
6.2.1	Câmara de Ar – Zona de Acção	36
6.2.2	Câmara de Ar – Suporte e Vedação	37
6.2.3	Suporte	40
6.3	Mecanismo de Variação de Pressão na Câmara de Ar	41
6.3.1	Electroímã de Movimento Linear	41
6.3.2	Conversão do Movimento Horizontal em Vertical	41
6.3.3	Suporte Interno	44
6.4	Circuitos Electrónicos Analógicos	45
6.4.1	Sensor de Pressão	46
6.4.2	Circuito Amplificador do Sensor de Pressão	48
6.4.3	Circuito de Controlo do Electroímã	50
6.4.4	Fontes de Alimentação	51
6.5	Funcionamento do Protótipo Final	51
6.5.1	Preparação do Equipamento	51
6.5.2	Preparação da Calibração	53
6.5.3	Funcionamento	53
6.6	Resultados	54
6.6.1	Pressão na Câmara de Ar <i>versus</i> Pressão na Braçadeira de um Esfigmomanómetro	54
6.6.2	Variação de Pressão na Câmara de Ar	57
7	Aspectos a Melhorar no Protótipo Final	58
7.1	Estrutura e Câmara de Ar	58
7.1.1	Câmara de Ar – Zona de Acção	58
7.1.2	Câmara de Ar – Estrutura e Suporte	58
7.2	Mecanismo de Variação de Pressão na Câmara de Ar	59
7.2.1	Electroímã de Movimento Linear	59
7.2.2	Conversão do Movimento Horizontal em Vertical	59
7.2.3	Suporte Interno	59
7.3	Circuitos Electrónicos Analógicos	60
8	Conclusão	61

Índice de Figuras

1.1	PreSphygmós – equipamento protótipo desenvolvido	9
2.1	Anatomia do Coração	11
2.2	Eventos que ocorrem durante o ciclo cardíaco	13
2.3	Artéria braquial	14
2.4	Gráfico de Variação de Pressão nos Vasos	15
3.1	Envelope oscilométrico obtido em laboratório	19
4.1	<i>SC-5 SimCube</i> [®]	26
4.2	<i>AccuPulse</i> [™]	26
4.3	<i>AccuPulse</i> [™] <i>HandHeld</i>	27
4.4	<i>Rigel BP-SIM Hand-held</i>	27
5.1	Protótipo I	30
5.2	Técnica de dobras	31
5.3	Braçadeira Plástica com Dobras	31
5.4	Técnica de pregas	32
5.5	Protótipo II	33
6.1	PreSphygmós – equipamento protótipo desenvolvido	35
6.2	PreSphygmós – vista explodida	35
6.3	PreSphygmós – vista em corte	36
6.4	Fuga de Ar	37
6.5	Câmara de Ar – Suporte e Vedação	38
6.6	Topo – união das peças do topo – vista em corte	38
6.7	Encaixe para Fixação de Tela	39
6.8	Isolamento por <i>o-ring</i>	39
6.9	Método de variação de pressão	40
6.10	Electroímã de Movimento Linear – 24 V de tensão máxima	42
6.11	Mecanismo de Conversão de Movimento Horizontal em Vertical	43
6.12	Vista frontal e vista lateral do mecanismo de conversão	43
6.13	Mecanismo de Conversão de Movimento Horizontal em Vertical Prévio	44
6.14	Introdução do suporte interno no interior do tubo	44
6.15	Método de montagem do mecanismo de variação de pressão	46
6.16	Sistema de encravamento do mecanismo de variação de pressão	47
6.17	Esquema de ligações	47
6.18	Sensor de Pressão SDX05 da <i>Sensym</i>	48
6.19	Circuito Amplificador do Sensor de Pressão - Amplificador de Instrumentação	49
6.20	Circuito de Controlo do Electroímã Prévio	50

6.21	Circuito de Controlo do Electroíman	51
6.22	Esquema simplificado do funcionamento do protótipo PreSphygmos e respectivas ligações	52
6.23	Gráficos de $P(t)$ e $Pe(Pc)$ – I	55
6.24	Gráficos de $P(t)$ e $Pe(Pc)$ – II	55
6.25	Gráficos de $P(t)$ e $Pe(Pc)$ – IV	56
6.26	Gráficos de $Ps1(Ps2)$	56
8.1	Dimensões do Topo Interior	66
8.2	Dimensões do Topo Exterior	67
8.3	Dimensões do Tubo de Acrílico	67
8.4	Dimensões do Suporte	68
8.5	Dimensões do Suporte Interno	68
8.6	Dimensões do Electroíman	69

Índice de Tabelas

2.1	Classificação da Pressão Arterial	15
3.1	Tabela de Conversão de Unidades Pressão	18

Prefácio

Este projecto teve as suas bases no início do ano de 2009, quando o professor Orlando propôs ao António Jordão, João Morgado, Tiago Araújo e a mim que iniciássemos os estudos para um calibrador de esfigmomanómetros automáticos. Apesar do pouco tempo que nos restava após as aulas, conseguimos analisar (abrindo, desmontando, soldando... mas nunca estragando!) um esfigmomanómetro automático e construir toda a estrutura e gerador de impulsos do protótipo I. Chegada a altura de escolher as respectivas teses de mestrado o João e eu resolvemos continuar e evoluir o trabalho feito até então.

Dividiu-se o projecto em dois, cabendo o controlo do equipamento e aquisição de dados por computador ao João e a componente mecânica e de electrónica analógica a mim. Trabalhando simultaneamente, conseguimos chegar ao equipamento tal com ele é actualmente.

A maior dificuldade e, também, desafio deste projecto foi ter de construir todo o equipamento a partir do zero. Tratando-se de um projecto de alto teor experimental, nomeadamente mecânico, sempre que uma montagem não servia o propósito para que se queria, uma nova tinha de ser desenvolvida, caso a anterior não pudesse ser adaptada. Assim, inúmeros objectos foram desenvolvidos, ficando a maior parte pelo caminho. Tudo isto levou a muitos dias passados na oficina, ora a ajudar (e principalmente a observar “como se faz”) o senhor Faustino na construção de algumas peças mais complicadas, ora a trabalhar noutras mais simples, tal como no laboratório de projectos, construindo os componentes que não precisassem de “maquinaria pesada” e desenvolvendo os circuitos electrónicos.

Para que se pudessem representar nesta dissertação as peças mais relevantes para que se entenda correctamente as funções e características do equipamento desenvolvido, houve a necessidade de utilizar (e aprender a utilizar) programas específicos de desenho assistido por computador e de desenho vectorial. Desta forma, todos os desenhos apresentados ao longo desta dissertação foram concebidos em SolidWorks e Inkscape.

Em suma, este foi um projecto que tive muito gosto em fazer e que alcançou resultados, que apesar de não serem os ideais, acabam por constituir uma base bastante sólida de partida (quase de chegada) para um equipamento comercial. Em termos pessoais, desenvolvi as minhas capacidades técnicas ao nível de utilização de instrumentos de trabalho de oficina e bancada e em electrónica analógica (especialmente os “truques”), adquiri novos conhecimentos em relação à fisiologia do aparelho circulatório, aos métodos de medição de pressão arterial e os princípios por que se regem, entre muitos outros. Concluindo, foi um projecto enriquecedor a todos os níveis.

Tiago André Freitas do Vale
2010

Capítulo 1

Introdução

Será dada, nesta introdução, uma ideia muito geral dos conceitos e objectivos que se prenderam a este trabalho. O equipamento produzido para calibração de esfigmomanómetros automáticos vai ser explicado de forma concisa, indicando os conceitos a que se prende e, de forma resumida, o seu funcionamento e características.

1.1 Conceitos Base

A medição da pressão arterial é um método clássico, utilizado em meios clínicos, de auxílio ao diagnóstico. Valores de pressão abaixo ou acima do intervalo de valores padrão poderão corresponder a um sintoma de determinada patologia, embora a pressão arterial medida não seja um valor absolutamente estável, dependendo de algumas variáveis, como o estado físico e psicológico do paciente. Deste modo, torna-se imperativo que as medições sejam o mais exactas possível, de forma a minimizar os erros de diagnóstico que podem prejudicar os intervenientes.

A grande maioria das medições é efectuada, de forma indirecta, através de equipamentos denominados de esfigmomanómetros. Dentro desta categoria estão envolvidos diversos tipos, desde manuais, onde a pressão é lida num manómetro ou coluna de mercúrio a partir do método auscultatório, aos automáticos que recorrendo a algoritmos que determinam a pressão arterial pelo método oscilométrico. É comum a todos a utilização de uma braçadeira insuflável que envolve o braço, onde a pressão será medida na artéria braquial.

Os esfigmomanómetros manuais são facilmente calibráveis pois apenas o instrumento usado para medir a pressão e o estado de conservação da braçadeira necessitam de revisão, cabendo o resto do processo à experiência e técnica do executante. Com os esfigmomanómetros automáticos não se passa o mesmo. A variação de algoritmos, de acordo com marca e modelo, assim como todo o sistema electrónico associado, retiram ao sensor de pressão a exclusiva responsabilidade de erros, tornando-se evidente a necessidade de uma avaliação ao método de medição na sua totalidade. Surge assim o principal objectivo deste trabalho.

1.2 Equipamento para Calibração de Esfigmomanómetro

Como objectivo deste trabalho tem-se a produção de um equipamento para calibração de esfigmomanómetros automáticos. Como foi já escrito, os esfigmomanómetros automáticos diferem, em grande parte, no seu algoritmo de medição e dependem de um circuito

electrónico para efectuarem uma medição de pressão arterial sem intervenção exterior¹. Atendendo a este facto, torna-se claro que o melhor método para verificar a validade das suas medições é através de um equipamento que reproduza a informação necessária à maioria dos esfigmomanómetros automáticos para que produzam resultados que produziriam com uma pessoa.

A partir deste conceito desenvolveu-se um protótipo laboratorial. Consiste num cilindro em tela plástica, vedado em ambos os topos, formando uma câmara de ar que é envolvida com a braçadeira do esfigmomanómetro a ser testado (tal como num braço). A pressão no seu interior é medida por computador. A partir da pressão obtida no interior desta câmara, obter-se-á a pressão na braçadeira do esfigmomanómetro através de uma relação processada por computador. De forma a reproduzir as variações de pressão causadas pelo pulso construiu-se um mecanismo baseado num electroímã que actuará na câmara de ar.

A principal vantagem deste calibrador em relação à maioria dos outros que existem em mercado, é a possibilidade de avaliar um esfigmomanómetro sem necessidade de o invadir, *i.e.*, abri-lo ou colocar bifurcações para medição da pressão. **Nunca se afectará a integridade do instrumento de medição de pressão arterial.**

Este protótipo laboratorial pode ser a base de um equipamento comercial para calibração de esfigmomanómetros automáticos.

O projecto possui duas componentes diferentes: a componente mecânica e de circuitos de electrónica analógica e a componente de controlo e aquisição de dados por computador, atribuídos a dois autores, que trabalharam em cooperação. Apenas a parte mecânica e os circuitos electrónicos anexos a este conteúdo são abordados nesta dissertação, não envolvendo a componente de controlo e aquisição de feita por computador, desenvolvida pelo colega João Morgado.

¹pode encontrar-se este tópico mais desenvolvido no Capítulo 3

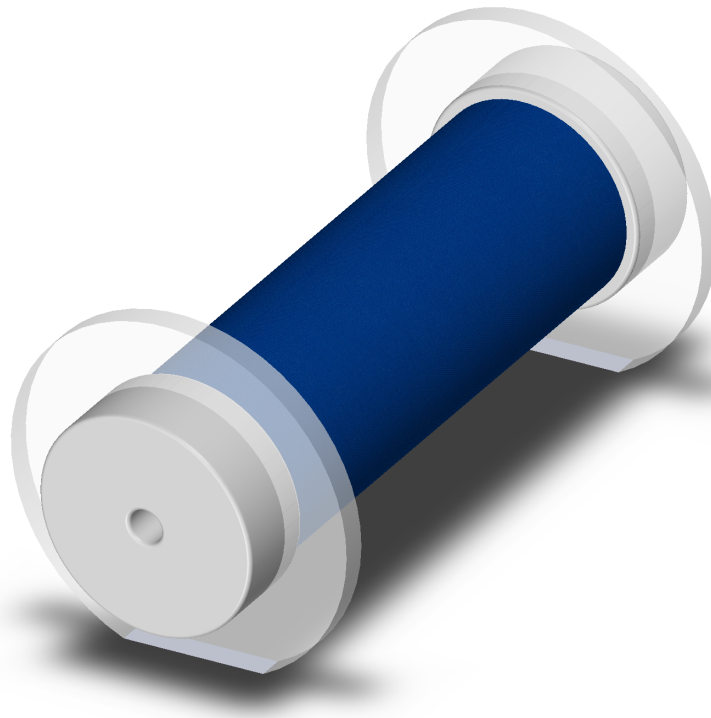


Figura 1.1: PreSphygmos – equipamento protótipo desenvolvido

Capítulo 2

Princípios de Anatomia e Fisiologia

A medição da pressão arterial vem sendo uma das principais ferramentas de diagnóstico, utilizadas na medicina actual. A partir dos valores obtidos é possível determinar-se irregularidades no funcionamento do organismo. A elevada pressão arterial, possível sinal de diversas doenças graves, é também chamada de “assassino silencioso”, pois raramente é sentida pelo paciente, sendo apenas detectada com recurso à sua medição. Neste capítulo falar-se-ão dos conceitos fisiológicos relacionados com a pressão arterial, começando por uma muito breve descrição do sistema circulatório e da pressão arterial e doenças ligadas a níveis anormais da mesma. Será feita ainda uma referência à artéria braquial, onde normalmente se mede a pressão arterial. A hipertensão será também abordada, pois é a alteração dos valores normais de pressão mais frequente e representa uma forte ameaça à saúde.

2.1 Sistema Cardiovascular

Chama-se de **sistema cardiovascular** ao conjunto de órgãos que tem como função distribuir o sangue por todo o organismo, permitindo que processos vitais tais como manter a temperatura do corpo constante e transportar até às células o oxigénio e nutrientes necessários tenham lugar. Efectua, portanto, funções de regulação e manutenção.

O sangue é então bombeado a partir do coração, órgão principal deste sistema, para as artérias onde chegará ao seu destino, regressando novamente ao coração pelas veias. Dois tipos de circulação podem ser identificados. A circulação sistémica que leva o sangue rico em oxigénio até às células do organismo e a circulação pulmonar que envia o sangue até aos pulmões para que seja oxigenado.

2.1.1 Coração

O **coração** é o órgão que bombeia todo o sangue pelo corpo humano. Tem aproximadamente as dimensões de uma mão fechada, a forma de um cone truncado e situa-se no mediastino.

Cavidades Cardíacas

O coração é composto por duas **aurículas** e dois **ventrículos**. A aurícula esquerda e direita estão ligadas ao ventrículo esquerdo e direito, respectivamente. As cavidades da esquerda comunicam pela válvula bicúspide e as da direita pela válvula tricúspide, chamadas também de válvulas auriculoventriculares. Não existe comunicação entre as

cavidades situadas à esquerda do coração e as situadas à direita, estando separadas por dois septos.

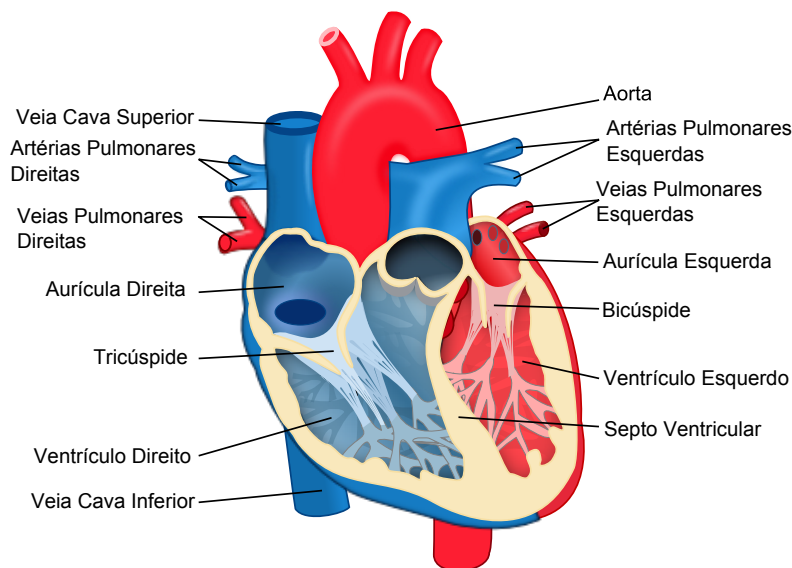


Figura 2.1: Anatomia do Coração – adaptado de [2]

O sangue proveniente do corpo entra para a aurícula direita, através das **veias cavas superior e inferior** e é bombeado até aos pulmões pelo ventrículo direito, de onde sai pela **artéria pulmonar**. Nos pulmões liberta CO_2 e é oxigenado, dirigindo-se para a aurícula esquerda, onde entra pelas **veias pulmonares**. É desta vez bombeado pelo ventrículo esquerdo para todo o corpo, partindo pela **artéria aorta**, continuando o ciclo. A aorta e artéria pulmonar estão separadas dos ventrículos pelas **válvulas semilunares**.

2.1.2 Ciclo Cardíaco

O **ciclo cardíaco** é um conjunto de movimentos, tal como o nome indica, repetitivos, de contracção e relaxamento das cavidade cardíacas. O sangue parte do coração, onde a contracção provoca um aumento da pressão, para o resto do corpo onde a pressão é menor. Tenha-se em conta que a contracção é também chamada de **sístole** e o relaxamento adjacente de **diástole**. Especificamente, a sístole ventricular identifica a contracção do miocárdio dos ventrículos e a sístole auricular a contracção do miocárdio auricular. Da mesma forma, na diástole ventricular e na diástole auricular, dá-se o relaxamento dos respectivos miocárdios. Quando os termos diástole e sístole não são acompanhados da cavidade a pertencem, toma-se como ventricular, dado serem estas as câmaras responsáveis pela ejeção do sangue para o organismo.

O ciclo cardíaco pode ser dividido em cinco períodos distintos, que se repetem pela ordem apresentada, não cabendo a nenhum o lugar de primeiro nem último:

- *Sístole: Período de contracção isovolumétrica*
A contracção ventricular faz com que as válvulas aurículo-ventriculares encerrem, o que representa o início da sístole ventricular. As válvulas semilunares estavam encerradas na diástole anterior e permanecem encerradas durante este período.

- *Sístole: Período de ejeção*
A continuação da contração ventricular força o sangue a sair dos ventrículos, causando a abertura das válvulas semilunares.
- *Diástole: Período de relaxamento isovolumétrico*
O refluxo do sangue para os ventrículos relaxados faz com que as válvulas semilunares encerrem, o que representa o início da diástole ventricular. Note-se que as válvulas aurículo-ventriculares também estão encerradas.
- *Diástole: Enchimento ventricular passivo*
As válvulas aurículo-ventriculares abrem e o sangue passa para os ventrículos relaxados, contribuindo para a maior parte do enchimento ventricular.
- *Diástole: Enchimento ventricular activo*
As aurículas contraem e completam o enchimento ventricular.¹

2.1.3 Artéria Braquial

A **artéria braquial ou umeral**, é a continuação da artéria axilar, a partir do músculo redondo maior, que por sua vez é a continuação da artéria subclávia, que provém directamente da aorta. Esta percorre o braço todo até ao cotovelo onde se divide nas artérias radial e cubital. O pulso de sangue nesta artéria é palpável e é nela que se utilizam os esfigmomanómetros para a medição da pressão arterial.

2.2 Pressão Arterial

A **pressão arterial** é a força por unidade de área exercida pelo sangue contra as paredes dos vasos e tem como referência padrão o manómetro de mercúrio (Hg), que mede a pressão em milímetros de mercúrio (mmHg). Se a pressão arterial for de 100 mmHg, é suficiente para elevar 100 mm de uma coluna de mercúrio. A pressão é medida relativamente à pressão atmosférica. **Trata-se de uma pressão relativa.** Quando o ventrículo esquerdo bombeia o sangue presente na sua cavidade para a aorta, a pressão deste vaso aumenta. À pressão máxima da artéria aorta, obtida após a contração do ventrículo esquerdo, chama-se de **pressão sistólica**. No momento prévio à contração do ventrículo esquerdo (quando cheio de sangue), verifica-se a pressão mínima na aorta, denominada de **pressão diastólica**. A existência de pressão sanguínea é essencial ao bom funcionamento do organismo de forma a que a homeostase deste seja mantida, proporcionando uma eficiente regulação da temperatura, oxigénio, nutrientes entre outros. É fundamental que estas pressões se situem entre determinados valores, como será apontado mais à frente neste documento.

2.2.1 Efeitos da Pressão Arterial

Os **barorreceptores** são sensores de pressão que se encontram convenientemente localizados em diversos vasos do sistema circulatório, entre eles a aorta e as carótidas. Os **reflexos barorreceptores** detectam variações na pressão arterial, processando a informação no centro cardio-regulador, situado no bolbo raquidiano. São então enviados potenciais de acção para o coração que alterará a sua frequência e força de contração conforme necessário.

¹texto integral de [1]

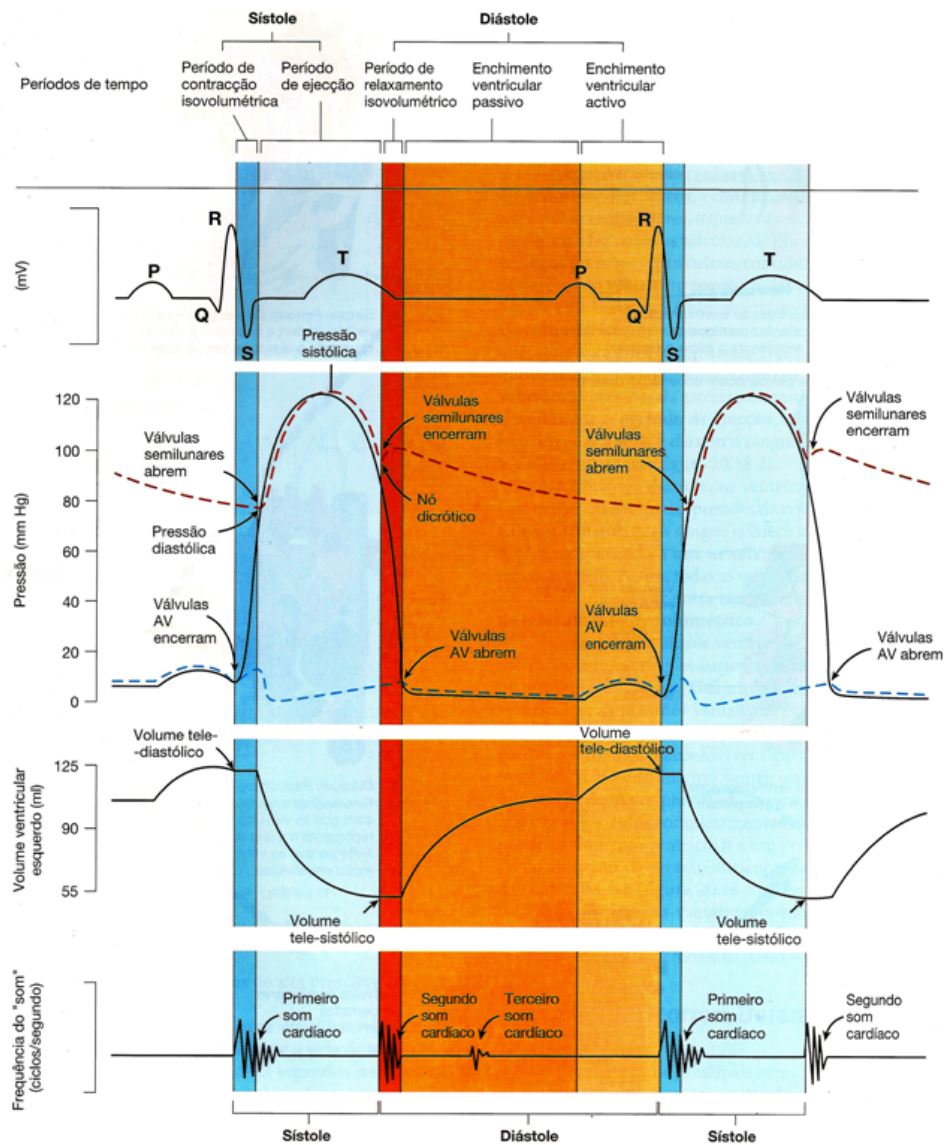


Figura 2.2: Eventos que ocorrem durante o ciclo cardíaco – a figura mostra a variação de pressão na aurícula esquerda (linha azul), no ventrículo direito (linha preta) e na aorta (linha vermelha), para além de outros eventos, deixados por curiosidade – retirado integralmente de [1]

Numa situação de diminuição da pressão arterial, os reflexos barorreceptores respondem com um incremento da estimulação simpática e diminuem a parassimpática (ambas sistema nervoso autónomo) a nível do coração, causando um aumento da frequência e da força de contração cardíacas e assim da pressão arterial.

Inversamente, um acréscimo súbito na pressão arterial levará os reflexos barorreceptores a aumentar a estimulação parassimpática, diminuindo a simpática, provocando uma diminuição da pressão arterial, consequência da diminuição da frequência e força de contração do coração.

Na mesma perspectiva, os reflexos quimiorreceptores monitorizam os níveis de dióxido de carbono, pH e oxigénio no sangue, que são ajustados através da regulação da ventilação, vasoconstrição e frequência cardíaca.

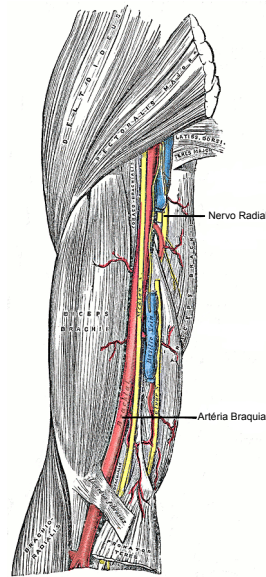


Figura 2.3: Artéria braquial – na figura é observável a artéria braquial, artéria onde é medida a pressão arterial – imagem adaptada de [3]

2.2.2 Pressão Arterial Média

Calculando a média entre a pressão sistólica e a pressão diastólica, na aorta, obtém-se a **pressão arterial média (PAM)**, para ritmos cardíacos elevados. Em situações de descanso, a pressão arterial média é dada, de forma aproximada, por:

$$PAM = \frac{1}{3}P_S + \frac{2}{3}P_D,$$

onde P_S é a pressão sistólica e P_D a pressão diastólica.

Pode também ser calculada por:

$$PAM = DC \times RP + PVC,$$

onde **DC** é o **débito cardíaco**, *i.e.* e **RP** é a **resistência periférica** do vaso. **PVC** refere-se à **pressão venosa central**.

O gráfico da figura 2.4 retirado de [1], demonstra uma queda na pressão arterial média, conforme se distancia do coração. Observa-se claramente, que a queda de pressão da aorta para as outras artérias é mínima, reforçando a ideia de que quando a pressão é medida na artéria braquial, se obtêm valores muito próximos da pressão na aorta.

2.3 Hipertensão Arterial

Quando os valores de tensão arterial de uma pessoa se encontram acima dos níveis padrão, diz-se que sofre de **hipertensão arterial**. Consideram-se valores de tensão arterial sistólica superiores ou iguais a **140 mmHg** e/ou valores de tensão arterial diastólica superiores ou iguais a **90 mmHg** como indicadores de hipertensão arterial. Se apenas os valores sistólicos se encontram elevados chama-se de **hipertensão arterial sistólica** (frequente em idades avançadas). Caso sejam apenas os valores diastólicos, denomina-se de **hipertensão arterial diastólica**.

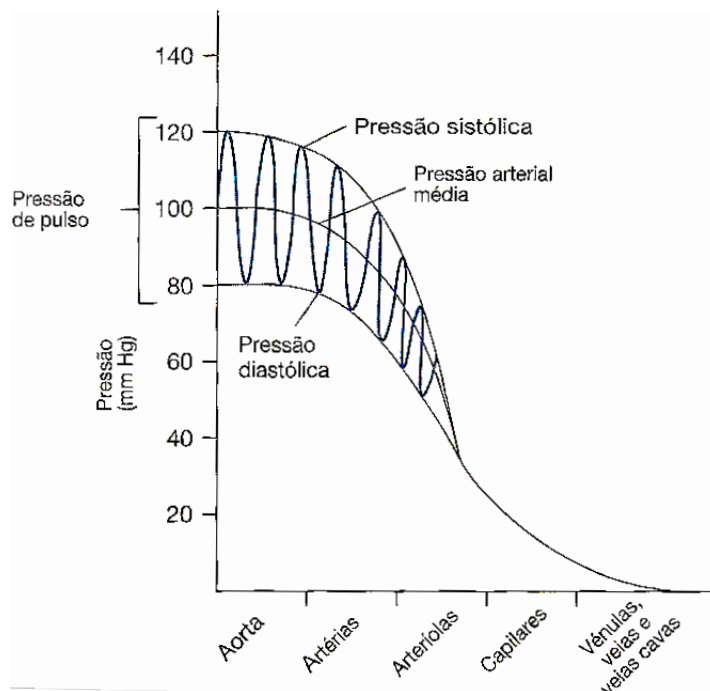


Figura 2.4: Gráfico de Variação de Pressão nos Vasos – sendo a artéria braquial uma artéria, a queda de pressão até esta, em relação à aorta, é pequena

Categoria	P. Sistólica (mmHg)		P. Diastólica (mmHg)
Normal	menos de 120	<i>e</i>	menos de 80
Pré-Hipertensão	120–139	<i>ou</i>	80–89
Hipertensão			
Estágio 1	140–159	<i>ou</i>	90–99
Estágio 2	160 ou mais	<i>ou</i>	100 ou mais

Tabela 2.1: Classificação da pressão arterial para adultos com idade superior a 18 anos[5]

Segundo o Ministério da Saúde, em Portugal existem cerca de **dois milhões de pessoas** (20% da população) com a pressão arterial elevada, sendo que metade desconhece a patologia). 25% dos hipertensos são medicados para a sua condição e apenas 16% estão controlados [6]. Na América do Norte (Estados Unidos e Canadá) a prevalência de pessoas hipertensas é de cerca de 28% e na Europa de 44%. Entre os países europeus, a Alemanha e a Finlândia encontram-se entre os países com prevalência de hipertensão mais alta, afectando 55% e 49% das suas populações, respectivamente [7].

Estudos epidemiológicos apontam para uma relação entre a hipertensão arterial e a doença coronária, AVC (Acidente Vascular Cerebral) e insuficiência renal. 40% e 25%, respectivamente, são os números apontados pelos médicos para a prevenção de AVC e enfarte do miocárdio, através uma medição regular e controlo da pressão arterial [8].

A 90% dos casos de hipertensão não é possível associar uma causa concreta. Sabe-se que a hereditariedade e a idade são duas variáveis bastante importantes. No caso da idade, a estatística indica que aproximadamente dois terços das pessoas com mais de 65 anos são hipertensas. Factores como a obesidade, o excesso de sal e álcool na alimentação, estilo de vida sedentário e stress devem ser também tidos em conta.

Embora com valor estatístico menos relevante, é importante referir que determinadas

doenças provocam o aumento da pressão arterial, de que são exemplo a apneia de sono, doença renal crónica, hiperaldosteronismo primário, a hipertensão renovascular, síndrome de Cushing ou terapêutica esteróide, feocromocitoma, coarctação da aorta ou a doença tiroideia e paratiroideia.

A hipertensão não apresenta quaisquer sintomas na pessoa que padece da doença durante os primeiros anos. Em casos especiais, dores de cabeça, tonturas e mal-estar manifestam-se, mas estes são sintomas bastante comuns a outras doenças. Ao fim de alguns anos, a elevada pressão pode danificar vasos sanguíneos e órgãos vitais, provocando, já nesta fase, sintomas diversos.

Diagnóstico e Tratamento

Dada a ausência de sintomas em fases prévias da doença, o diagnóstico da mesma é apenas possível recorrendo à medição da pressão arterial, normalmente através de um esfigmomanómetro. Apenas se considera como hipertenso, alguém que em três avaliações diferentes, tenha valores elevados de pressão arterial. O bom senso e experiência do médico deverão ser preponderantes no diagnóstico.

A hipertensão é crónica e não dispõe de cura, mas normalmente é facilmente controlável, especialmente com “força de vontade”, evitando os factores de risco enumerados anteriormente e fazendo mais exercício físico, evitando exercícios que provoquem uma elevação brusca de pressão arterial. Caso não seja suficiente, existem fármacos que ajudam a controlar a pressão arterial que deverão ser prescritos por um médico.

Capítulo 3

Medição da Pressão Arterial

Pretende-se, neste capítulo, dar a conhecer os diversos métodos de medição da pressão arterial com especial foco no esfigmomanómetro, instrumento directamente ligado com o tema deste trabalho. Abordar-se-á resumidamente a sua história e os passos dados até se tornar no que é actualmente. A diversidade de esfigmomanómetros no mercado é enorme mas pode ser facilmente dividida em dois grupos: os esfigmomanómetros manuais e os esfigmomanómetros digitais ou automáticos, que serão devidamente abordados aqui.

3.1 Medição da Pressão Arterial na História

Pensa-se que a medição da pressão arterial no ser humano data desde o ano 2698 a.C. na China Antiga, onde o ministro Chi Po, para responder aos inquéritos do imperador Amarelo, postula que a pressão de pulso é o elemento principal do estado Yin e Yang (se a pressão fosse elevada e o pulso definido predominava o Yang, caso contrário predominaria o Yin). Não obstante, a primeira medição quantitativa da pressão arterial obteve-se em 1711 por Steven Hales, clérigo alemão, que inseriu um tubo de latão na artéria femoral de uma égua, por sua vez conectado a tubo de vidro de cerca de 3 metros e notou que a coluna de sangue alcançava um nível de 2.5 metros em cada batimentos cardíaco (aproximadamente 190 mmHg).

Em 1828, um estudante francês de medicina, Jean Leonard Marie Poiseuille publicou a sua tese sobre o funcionamento de um hemodinamómetro. Este instrumento era formado por um tubo manómetro em forma de U, enchido com mercúrio, que conectaria com uma artéria, para que pudesse quantificar de maneira precisa a pressão arterial que Hales havia medido na sua coluna de vidro. Demonstrou ainda que a pressão arterial se modificava com a respiração e que a dinâmica de fluídos era determinada pela resistência e viscosidade do sangue (Lei de Poiseuille). Posteriormente, em 1875, Etienne J. Marey, também ele francês, descreveu o seu trabalho em *Transmissão Esfigmográfica*, na qual registou e ampliou a pressão que exercia o pulso de uma artéria, que futuramente se tornaria a base do método oscilométrico, presente nos esfigmomanómetros automáticos. Vinte anos depois, em 1896, o italiano Scipione Riva-Rocci, criou o primeiro esfigmomanómetro aneróide, aceite clinicamente, utilizando uma braçadeira de borracha insuflável através de uma pêra também ela de borracha e unida a um manómetro que possibilitava a leitura dos valores de pressão. Segundo palavras do mesmo, este instrumento podia medir a pressão necessária para impedir a progressão da onda de pulso. Nascia assim o princípio do esfigmomanómetro.

Em 1905, graças à investigação de Nicolai-Sergievic Korotkoff, médico russo, pôde-se combinar o equipamento de Riva-Rocci ao método auscultatório. Korotkoff estudou e

descreveu os sons que se escutam durante a auscultação da pressão arterial produzidos pela distensão instantânea das artérias cujas paredes, em virtude da braçadeira colocada em seu redor.¹

3.2 mmHg, a unidade de pressão arterial

Para a medição de pressão arterial não são utilizadas unidades do Sistema Internacional. A unidade utilizada para a medição deste sinal biológico é o **milímetro de mercúrio, mmHg**. A sua utilização deve-se-á, fundamentalmente, a motivos históricos. Como foi já referido, as primeiras leituras de pressão arterial foram feitas com recurso a tubos de mercúrio, cuja continuidade neste acto permaneceu até hoje. Justifica-se com este facto, que ao longo de todo este documento a única unidade de pressão referida seja o **mmHg**, mesmo que seja correspondente ao torr (Torr), dado que todas as referências a pressão arterial são dadas nessa unidade. Se o leitor desejar converter um valor em mmHg para outras unidades, como o pascal (Pa), do Sistema Internacional, pode consultar a tabela 3.1.

	Pa	mbar	atm	psi	Torr
mmHg	133.322	1.333	1.3158×10^{-3}	1.9336×10^{-2}	1

Tabela 3.1: Tabela de Conversão de Unidades Pressão

3.3 Método Auscultatório e Método Oscilométrico

Existem dois métodos diferentes de se obter a pressão arterial: o **método auscultatório** e o **método oscilométrico**. Ambos são aplicados sobre o pulso de sangue, principalmente na artéria braquial.

3.3.1 Método Auscultatório

O **método auscultatório** é o método mais antigo de medição de pressão arterial de forma não invasiva. Em regra, utiliza-se um esfigmomanómetro, composto por uma braçadeira e um dispositivo de medição de pressão, de que se falará adiante. A braçadeira é colocada de forma a envolver o braço do paciente, logo acima do cotovelo. Entre o braço e a braçadeira, sobre a artéria braquial, é colocado um estetoscópio. A braçadeira é insuflada até a artéria braquial colapsar por completo. Nesta altura não é possível ouvir qualquer som no estetoscópio, por inexistência de circulação nesta artéria. Lentamente, diminui-se a pressão na braçadeira de forma contínua. Durante a sístole o sangue volta a circular na artéria braquial, antes completamente colapsada mas agora apenas comprimida. Neste momento o fluxo é turbulento e produz vibrações no sangue, vaso e tecidos anexos que são facilmente audíveis no estetoscópio. A estes sons pulsáteis chamam-se de **sons de Korotkoff**. A pressão a que estes sons são reconhecidos pela primeira vez numa medição identifica-se como pressão sistólica.

Mantendo a diminuição de pressão na braçadeira, os sons vão variando em intensidade até chegar a um ponto em que desaparecem. Aqui é determinada a pressão diastólica. O vaso volta a ter fluxo laminar, tal como tinha antes de ser comprimido pela braçadeira.

Este método depende muito da capacidade técnica e audição do seu executante, no que respeita à distinção e classificação do sons audíveis.

¹texto adaptado de [9]

3.3.2 Método Oscilométrico

Associados aos sons de Korotkoff estão **oscilações de pressão** na braçadeira. As oscilações, de diferentes amplitudes, começam aproximadamente no ponto de pressão sistólica e continuam até ao de diastólica, sendo a pressão onde a variação é máxima, a pressão arterial média. A medição efectiva da pressão sistólica e diastólica é estimada de forma indirecta, através de um algoritmo deduzido empiricamente. Na figura 3.1 observa-se um envelope oscilométrico. Tanto a pressão arterial sistólica como diastólica são obtidas durante a diminuição de pressão na braçadeira. A pressão sistólica é obtida antes do pulso de máxima amplitude e a diastólica depois. É neste aspecto que surgem as principais diferenças nos algoritmos. A pressão arterial sistólica corresponderá ao primeiro pulso de pressão de cuja amplitude seja superior a uma percentagem do pulso maior. Da mesma forma, a pressão arterial diastólica será dada pelo último pulso, cuja amplitude seja inferior a uma percentagem do pulso maior. Estas percentagens diferem entre os esfigmomanómetros automáticos, fazendo diferir os algoritmos, dificultando as suas calibrações.

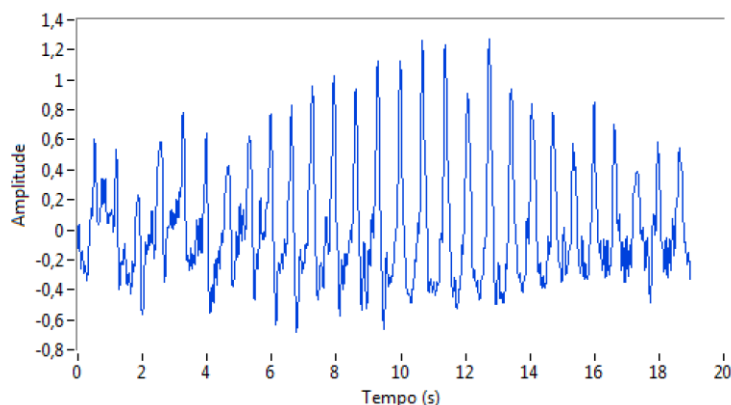


Figura 3.1: Envelope oscilométrico obtido em laboratório – imagem cedida por João Morgado

Os pulsos de pressão são uma constante durante toda a medida mas os externos ao intervalo entre o pulso de pressão sistólica e de pressão diastólica possuem, efectivamente, uma amplitude inferior.

Este método tem como vantagem não necessitar de um transdutor colocado sobre a artéria braquial (como o estetoscópio no caso do método auscultatório). Derivada desta vantagem surgem também a maior imunidade a ruídos externos (excepto vibração mecânica de baixa frequência) e uma alargada facilidade de utilização e manuseamento do equipamento. Deste modo, a medição da pressão em regime ambulatorio é facilitada, permitindo ao utilizador, pôr e tirar o medidor de pressão arterial quando se entender necessário. A maior desvantagem do método oscilométrico é o facto de caso os dados sejam recolhidos durante actividade física, estes estejam repletos de artefactos de movimento. [10]

Devido às suas vantagens, esta técnica é aplicada em esfigmomanómetros automáticos utilizados nos ambientes clínicos, em ambulatorio ou mesmo em casa, para medição regular.

3.4 Esfigmomanómetros

esfigmomanómetro

(grego *sphygmós*, -ou, pulsação + *manómetro*)

s.m.

Med. Aparelho que mede a pressão sanguínea e especialmente a pressão arterial.²

Um **esfigmomanómetro** é um instrumento clínico cuja principal função é a de medir a pressão arterial. É facilmente identificável pela sua braçadeira insuflável regulável, que difere ainda em modelos de diferentes perímetros, para que possa ser utilizada por pessoas de diversas fisionomias. Os valores de perímetros de braçadeiras mais comuns rondam os 20 - 30 cm. É, actualmente e há largos anos, **uma peça fundamental no equipamento de diagnóstico** de qualquer clínico. É utilizado por médicos, enfermeiros, em ambulatório e em casa, para controlo. Existem três tipos fundamentais: o de mercúrio, aneróide e automático.

3.4.1 Esfigmomanómetro de Mercúrio

O **esfigmomanómetro de mercúrio** é dos aparelhos de medição de pressão arterial mais antigos e nos últimos 80 - 90 anos vem permanecendo quase inalterado, pelo menos no seu método de funcionamento. É constituído por uma coluna de mercúrio, onde é lida a pressão da braçadeira que se envolve no braço da pessoa. A pressão sistólica e diastólica é dada pelo técnico que efectua a leitura em conformidade com os sons de Korotkoff, ou seja, pelo **método auscultatório**. As versões mais recentes, são menos susceptíveis de libertar mercúrio em caso de quedas [10].

Dada a toxicidade do mercúrio e o risco que pode representar, caso seja libertado, para as pessoas e ambiente, a venda e utilização pública de esfigmomanómetros de mercúrio foram proibidas em Portugal por decreto-lei de 28 de Abril de 2008, publicado no *Diário da República* [12]. Curiosamente, após uma pequena pesquisa na *internet* verificou-se que à corrente data ainda é possível comprar este equipamento em estabelecimentos comerciais nacionais. A proibição de esfigmomanómetros de mercúrio está também presente noutros países da Europa.

Apesar de tudo, continua a ser o mais fiel medidor de pressão e por tal é ainda defendida a sua reintegração nos instrumentos permitidos [13], pois o número de ocorrências de acidentes com mercúrio de esfigmomanómetros é bastante baixo, ao contrário dos termómetros do mesmo elemento.

A sua calibração é bastante simples, pois basta ligar a coluna de mercúrio, utilizando uma união em T ou similar, a um outro medidor de pressão calibrado, comparando as pressões obtidas.

3.4.2 Esfigmomanómetro Aneróide

Os **esfigmomanómetros aneróides** são neste momento vistos como o substituto mais directo aos de mercúrio, pois a única diferença está na forma de medir a pressão. A coluna de mercúrio é neste caso substituída por um **manómetro**, que indica por um ponteiro a pressão no interior da braçadeira. Apesar das semelhanças, a precisão deste instrumento é muito inferior, contribuindo mais efectivamente para erradas medições.³ A sua calibração é idêntica ao de mercúrio e permanece também o método auscultatório.

²*Dicionário Priberam da Língua Portuguesa*

³pode encontrar-se este tópico mais desenvolvido no Capítulo 4

3.4.3 Esfigmomanómetro Automático

Este tipo de esfigmomanómetro executa a medição da pressão arterial automaticamente, sem a necessidade de qualquer prática clínica, tornando-se dispositivos ideais para a medição de pressão arterial em casa e em regime ambulatorio. Como todos os outros, possuem uma braçadeira insuflável mas fazem a leitura de pressão através de um sensor electrónico e a pressão arterial é determinada por um circuito que recorre a diferentes algoritmos. Utiliza desta forma o **método oscilométrico**. Na maioria dos casos é capaz de armazenar dados recentes e indicar a pulsação.

Esfigmomanómetros Automáticos de Pulso

Os medidores de pressão arterial de pulso apresentam algumas vantagens em relação aos de braço, especialmente em pessoas obesas, pois o factor obesidade tem pouca influência no diâmetro do pulso, contrariamente ao que acontece no braço. A sua principal desvantagem é o erro sistemático introduzido pelo efeito hidrostático da diferença de posição do pulso em relação ao coração. A medição pode sempre ser feita à altura do coração, mas a existência de erros não é despidável. Contudo, estes esfigmomanómetros possuem algum potencial.

Existem também esfigmomanómetros de dedo, mas a sua utilização é desaconselhada, por enquanto, devido à enorme quantidade de erros que acarretam [10].

3.5 Métodos Invasivos

Há diversas formas de medir a tensão arterial, dividindo-se globalmente em dois grandes grupos: os **métodos invasivos** e os **não invasivos**. A informação obtida através dos métodos invasivos é sempre considerada mais fíavel[14], mas poderão implicar complicações. Por isso, são sempre realizados em ambiente hospitalar. É bastante útil quando se prevêem rápidas variações de pressão (instabilidade cardiovascular, efeitos de fármacos, etc.) ou quando não é possível a utilização de métodos não invasivos, como por exemplo em caso de obesidade e arritmias. Por vezes, este método é utilizado como padrão, em calibrações de esfigmomanómetros.

Normalmente é desempenhado introduzindo uma cânula intra-arterial, desviando o sangue da artéria para um transdutor de pressão.

No panorama actual, pela facilidade e velocidade de utilização, os métodos não-invasivos dominam as medições de pressão arterial, principalmente através de esfigmomanómetros. Mesmo não sendo tão precisos como os anteriores, estudos indicam que a medição de pressão arterial, em ambiente clínico, feita por um médico, sob as condições correctas, é um dos meios mais poderosos e fíaveis de diagnóstico [14] de várias patologias.

Capítulo 4

Calibração de Esfigmomanómetros

A calibração de instrumentos é uma actividade essencial na sua manutenção, de forma a que prolonguem o seu tempo de vida e executem a sua tarefa nas melhores condições. Frequentemente a polícia calibra os seus radares de velocidade, chefes de culinária calibram os seus termómetros em gelo e mecânicos calibram algumas das suas máquinas. [15] Deste modo, como estão envolvidos instrumentos ligados à saúde e que determinam um diagnóstico correcto ou errado, é prioritário que os esfigmomanómetros estejam calibrados e efectuem correctamente as suas medições, para eliminar mais uma fonte de erro, das diversas que rondam a medição da pressão arterial.

Neste capítulo, procurar-se-á mostrar algumas das diversas fontes de erro que afectam a medição da pressão arterial, focando as fontes relacionadas com a má calibração dos equipamentos e mostrar algumas das consequências das más medições. Para concluí-lo, será apresentada a norma *IEC 80601-2-30* que regula os parâmetros relacionados com os esfigmomanómetros automáticos e apresenta testes úteis à sua funcionalidade.

4.1 Porquê?

“Se, pelo menos, os cardiologistas medissem correctamente a pressão arterial”

é, nada mais nada menos, do que o título de um artigo publicado por entidades clínicas, instrumentais e epidemiológicas, respeitadas no mundo da cardiologia, no *Journal of the American College of Cardiology*[16, 14]. Do mesmo artigo, citando, no entanto, outro, é escrito[14]:

“A medida da pressão arterial é o procedimento clínico de maior importância, efectuado da forma mais descuidada”.

Estas duas afirmações indicam de forma explícita a **existência de irregularidades claras na medição de pressão arterial, mesmo em ambiente clínico.**

Os valores obtidos na medição da pressão arterial de uma pessoa variam de minuto para minuto, hora para hora e dia para dia, devido a duas causas fundamentais: variação biológica da pressão ou erro de medição [15].

Muitos mais são os factores que provocam medições erradas da pressão como o uso indiscriminado de esfigmomanómetros descalibrados, *offset* em relação ao zero de pressão, período de tempo decorrido desde uma colheita de sangue para análise, períodos de descanso do paciente, tamanho da braçadeira entre bastantes outros [17].

Sendo a medição da pressão arterial, como foi citado anteriormente, um método bastante poderoso de diagnóstico e de tão frequente utilização, está claro que os instrumentos

em uso, neste caso os esfigmomanómetros, deverão ser o mais exactos possível, necessitando de calibrações periódicas.

De todos estes factores nasce uma necessidade imperiosa de verificar o correcto funcionamento dos esfigmomanómetros, pela sua calibração, possibilitando uma redução imediata de uma das principais fontes de erro.

A calibração é já feita há muitos anos através de validações clínicas, mas a sua complexidade e altos custos abrem um lugar à introdução de calibradores comerciais de esfigmomanómetros, como o que se quer desenvolver [18].

4.1.1 Erros de Medição Associados à Biologia do Paciente

A presença de um médico jovem durante a medição da pressão arterial aumenta os seus valores em 4.8 e 1.7 mmHg. No caso do paciente ter menos de 35 anos, e assim uma probabilidade muito inferior de ser hipertenso, quando avaliado nestas condições, tem o dobro da probabilidade de ser considerado como tal [17]. Apenas esta constatação mostra como **o valor da pressão arterial está sujeito a diversas flutuações, ligadas apenas à biologia da pessoa em que é medida**. São completamente independentes do instrumento que se usa para medir. Sendo o sistema circulatório um sistema de regulação do organismo, a pressão arterial vai variar conforme as necessidades do corpo, podendo os seus valores não corresponder aos valores necessários para diagnóstico. Um esforço prévio à medição, um estado psicológico especial ou mesmo o receio dos valores obtidos na medição podem aumentar a pressão cardíaca do paciente. A ansiedade, respiração, alimentação recente, tabaco, álcool, temperatura, idade, raça e altura do dia são outros factores que afectam a pressão arterial[19]. Sabe-se ainda que a variação da pressão arterial de um indivíduo no seu dia-a-dia ronda os 8%, em relação à sua pressão normal e pode ser muito maior. Isto significa que quando é efectuada uma medição que nos indica 140 mmHg, esse valor pode estar cerca de 11 mmHg acima ou abaixo, em relação à pressão que se queria medir.

Estudos indicam que a pressão medida no braço esquerdo é, em muitos casos, diferente da pressão medida no direito, não havendo consenso em qual dos dois medir. Novos protocolos de medição foram sugeridos defendendo que a primeira medição deve ser bilateral e, caso a variação da pressão entre ambos seja no caso da sistólica, 20 mmHg e da diastólica, 10 mmHg, o paciente deve ser submetido no futuro a novas medições bilaterais[19].

4.1.2 Erros de Medição Associados aos Aparelhos de Medição

Um estudo, publicado no *Journal of Human Hypertension*, mostra que um quarto dos aparelhos utilizados num hospital académico, num total de 127 dispositivos (18 de mercúrio, 62 aneróides e 47 automáticos, num total de 22 modelos diferentes), não estão em condições de efectuar medições correctas. A partir daqui, sabendo tratar-se de um dos mais respeitadas centros hospitalares ingleses (St.Thomas' Hospital, Londres), pode-se generalizar, com as devidas precauções, que grande parte dos dispositivos de medição arterial dos hospitais efectuem medições de pressão arterial erradas[20].

Mais especificamente, neste mesmo estudo, apenas 4 aparelhos respeitam a Norma Europeia para a taxa de fuga de ar (< 4 mmHg) e, incrivelmente, 6 esfigmomanómetros de mercúrio, 14 aneróides e 7 automáticos apresentavam fugas superiores a 60 mmHg/min.

No que toca à precisão da medida de pressão, 25% dos esfigmomanómetros não respeitam os valores estabelecidos pela Norma Europeia (± 3 mmHg). Concretamente, 31% dos equipamentos aneróides, 26% dos automáticos e 6% dos de mercúrio. Tal como seria de esperar, os esfigmomanómetros de mercúrio são os mais exactos. Finalmente, detectou-se que os er-

ros de calibração dos esfigmomanómetros automáticos tendem a indicar pressões inferiores às reais.

Como consequência da existência de diversos algoritmos de processamento¹ de acordo com marca ou modelo, cada um dos diversos tipos tem que ser validado para que se saiba se a pressão arterial é ou não bem interpretada. Só no Reino Unido, os esfigmomanómetros automáticos são distribuídos por 40 empresas diferentes (90 modelos distintos)[20]. Este dado demonstra a necessidade de um método de calibração universal, que possa actuar sobre qualquer um dos dispositivos automáticos, independentemente da marca ou modelo, *i.e.*, independentemente dos algoritmos incorporados. Uma das possibilidades é a medição em vários pacientes e comparação com a pressão arterial obtida por outro métodos fiáveis, mas esta é uma alternativa bastante dispendiosa e exaustiva. Foi neste ponto que nasceu a necessidade de calibradores de esfigmomanómetros (qualquer tipo) que façam a calibração de forma rápida e precisa. **Este aspecto demonstra a importância deste trabalho.**

4.1.3 Consequências de Más Medições

Erros na medição da pressão arterial, mesmo que no limite de 3 mmHg, aumentam o número de pacientes classificados como hipertensos em 24% e não permitem detectar 19% das pessoas com hipertensão sistólica[20]. No caso de um paciente apresentar hipertensão, o médico receitar-lhe-á medicamentos anti-hipertensivos para a regularização da situação. Mas se a hipertensão da pessoa resultar apenas de medições irregulares ou das naturais flutuações de origem biológica, o medicamento fará o mesmo efeito, diminuindo a pressão arterial desnecessariamente. Ora, não é só a hipertensão que acarreta consequências para o organismo, mas também a hipotensão que provoca cansaço, sensação de debilidade, sonolência, excesso de transpiração, digestões pesadas e obstipação, náuseas ou vertigens, dores de cabeça, palidez e falta de sensibilidade cutânea[21]. Sabe-se que a diminuição de pressão arterial desencadeada pelos medicamentos é, em média, de 9.1 mmHg na correspondente sistólica e 5.5 mmHg na diastólica[17]. Ainda, extrapolando um pouco mais, se, numa futura medição após a administração de medicação, devido aos mesmo erros a pessoa permanecer com o errado estatuto de hipertenso, a medicação pode ser alterada, agravando ainda mais a situação resultante de um diagnóstico errado, devido a medições irregulares de pressão arterial. Um esfigmomanómetro não calibrado causará sucessivas medidas erradas da pressão dos pacientes.

Segundo um modelo apresentado por Rouse e Marshall, [15] quase todas as mulheres com idade inferior a 35 anos, que representam o grupo menos propício à hipertensão, estão erroneamente classificadas com hipertensas, devido a medições imprecisas.

Observando por uma perspectiva inversa, uma pessoa que seja hipertensa pode não ser classificada como tal devido a más medições. Torna-se possível que o estado clínico desta pessoa evolua desfavoravelmente, por ausência de tratamento.

A utilização de equipamentos de esfigmomanometria não calibrados terá, então, consequências na saúde pública e de contornos éticos para os médicos.

4.2 Calibradores de Esfigmomanómetros

A maioria das calibrações feitas a esfigmomanómetros automáticos são realizadas através de inúmeras medições a pacientes com posterior comparação com as medições feitas por um profissional com um esfigmomanómetro de controlo calibrado. Para que se desenvolvesse

¹pode encontrar-se este tópico mais desenvolvido no Capítulo 3

algo novo foi necessária a obtenção de informação sobre o mercado da calibração de esfigmomanómetros em Portugal. Inicialmente buscou-se por instrumentos de calibração, semelhantes ao que se queria construir e não foram identificados nenhuns no nosso país. Alterou-se então o tipo de pesquisa e tentou-se localizar empresas ou institutos que tivessem a calibração de esfigmomanómetro automáticos na sua lista de serviços.² Foram efectuadas chamadas telefónicas e alguns contactos por *email* para diversos centros de calibração, mais concretamente, de instrumentos de pressão e apenas um dos correspondidos confirmou a calibração de esfigmomanómetros automáticos (*ISQ*, segundo protocolos internos). Entre as instituições contactadas estavam o *ISQ – Instituto de Soldadura e Qualidade*, *CATIM – Centro de Apoio Tecnológico à Indústria Metalomecânica*, *Servimetro* e o *Instituto de Meteorologia*, todas com serviços de metrologia e calibração de instrumentos de pressão. Com base nesta pequena investigação pode-se concluir que a calibração de esfigmomanómetros automáticos em Portugal é ainda um mercado em vias de desenvolvimento com boas perspectivas de ascensão, com a introdução de normas que visem a regulação destes equipamentos de medição para melhoria dos serviços de saúde. Dada esta área específica, a sua implementação deverá ter lugar em breve.

A nível internacional, o caso é bastante diferente. Através de uma pesquisa ligeira na *internet* foram identificados diferentes equipamentos de calibração de esfigmomanómetros, inclusive automáticos. São conhecidos por *NIBP³ Simulators* e simulam, por diferentes métodos, a pressão arterial medida no braço, de forma a confirmar a validade da medição feita pelos medidores de pressão. Dos pesquisados, os de maior relevância serão aqui indicados. Um artigo publicado em 2009, *A procedure for evaluation of non-invasive blood pressure simulators*[18] apresenta a análise a um grupo de calibradores deste género. O simuladores *AccuPulse* e *SimCube*, que são descritos de seguida, são analisados neste artigo. É discutido que o ideal para este tipo de simuladores é a replicação do sinal de onda do pulso de sangue de um paciente, mas ainda não é o que consegue com estes aparelhos. São usados principalmente para testes rápidos de precisão, fugas de ar e sobre-pressão em esfigmomanómetros, estando ainda longe de conseguir replicar com alguma exactidão a pressão arterial de um braço.

SC-5 SimCube® NIBP Simulator – Pronk Technologies, Inc.

Trata-se de um calibrador de pressão arterial capaz de actuar em quatro modos (Manómetro, Neonatal, Hipertenso e Hipotenso). Funciona através da introdução de uma bifurcação no tubo do instrumento de medição, tornando de algum modo, invasivo, e simula a pressão arterial através de alterações de pressão feitas pelo mesmo, através de um mecanismo engenhoso. Possui modo de detecção de fugas e de validação de ECG, tornando-se apto para avaliação de monitores de sinais vitais. As suas dimensões são bastante reduzidas, proporcionando uma boa portabilidade. Não incorpora um suporte para a braçadeira. O seu manómetro é válido até uma pressão de 400 mmHg com uma precisão de 0.1 mmHg. Simula também a pressão para métodos invasivos de medição de pressão arterial [22]. A figura 4.1 ilustra este aparelho.

²Os esfigmomanómetros manuais são de fácil calibração, por isso calibráveis em diversos laboratórios de calibração de instrumentos de pressão

³*Non-Invasive Blood Pressure*, usado como referência aos dispositivos não-invasivos de medição de pressão arterial, como os esfigmomanómetros



Figura 4.1: *SC-5 SimCube*[®] – simulador de pressão arterial da *Pronk Technologies, Ink.*

AccuPulse[™] *NIBP Simulator* – *Clinical Dynamics Corporation*

Este simulador tem como *slogan*: "*Simulação de pressão arterial para medidores não invasivos com precisão... Finalmente, números que realmente coincidem!*"⁴, que demonstra implicitamente a falta de eficácia da maioria destes calibradores. Está equipado com um suporte para a braçadeira de adulto que pode ser substituído por um de neonatais, uma bomba interna e bateria. O controlo do equipamento é feito por teclado e um ecrã *LCD* de boa resolução. A pressão máxima suportada é de 400 mmHg com uma precisão 0.5 mmHg. A ligação ao esfigmomanómetro faz-se a partir de uma bifurcação. É pouco portátil [23]. A figura 4.2 ilustra este aparelho.



Figura 4.2: *AccuPulse*[™] – simulador de pressão arterial da *Clinical Dynamics Corporation*

⁴adaptado de "*Accurate NIBP Simulation... Finally, Numbers That Match!*"

AccuPulse™ HandHeld NIBP and Patient Simulator – Clinical Dynamics Corporation

Foi desenvolvido e é fabricado pela mesma empresa que o simulador anterior e talvez por isso possua os mesmos atributos técnicos em relação ao manómetro. A principal diferença está no seu formato compacto e a possibilidade de o envolver com uma manga de borracha e de seguida com a braçadeira, possibilitando uma medição não-invasiva da pressão[24], método semelhante ao utilizado no equipamento desenvolvido, projectado antes do conhecimento deste simulador. A figura 4.3 ilustra este aparelho.



Figura 4.3: *AccuPulse™ HandHeld* – simulador de pressão arterial da *Clinical Dynamics Corporation*

Rigel BP-SIM Hand-held NIBP Simulator – Rigel Medical

Trata-se de mais um simulador de pressão, portátil com a capacidade de simular as variações de pressão para medidores oscilométricos, de adulto e criança. Como em todos os outros, a pulsação é ajustável e tem uma base de dados de simulações para medições. Funciona também com uma bifurcação feita com o dispositivo de medição de pressão. Possui tecnologia *Bluetooth* para ligação sem cabos a um computador e possibilitar actualização das bases de dados, assim como gravação dos testes efectuados. O seu manuseamento parece ser mais complexo que os seus pares e está equipado com uma bomba interna, bateria e ecrã de cristais líquidos que proporciona uma visualização directa dos gráficos de calibração [25]. A figura 4.4 ilustra este aparelho.



Figura 4.4: *Rigel BP-SIM Hand-held* – simulador de pressão arterial da *Rigel Medical*

4.3 Norma IEC-ISO

Em Janeiro de 2009, foi lançado pela *IEC*⁵ um Standard Internacional, o *IEC 80601-2-30*[26], que consiste num conjunto de regulamentações que se aplicam à segurança básica e performance de esfigmomanómetros automáticos, que utilizam uma braçadeira insuflável para medir de forma indirecta a pressão arterial. Cobre, na generalidade, equipamentos eléctricos de medição de pressão arterial de forma não-invasiva automáticos, incluindo os de uso caseiro e ainda aconselha como utilizar os simuladores de pressão arterial (como o calibrador que se construiu) na verificação dos esfigmomanómetros. Esta norma pode ser ainda investigada de forma a obter valores de determinados parâmetros que o calibrador deverá conseguir medir para poder indicar o estado de funcionamento de um esfigmomanómetro. Após uma leitura atenta, os principais elementos desta norma que servem directamente os interesses deste trabalho e podem servir de auxiliar no estabelecimento de parâmetros para os requisitos mínimos deste calibrador podem ser encontrados de seguida.

- É recomendado que a performance de um esfigmomanómetro seja verificada a cada 2 anos e, se necessário prestar-lhe manutenção ou reparação, utilizando o modo de manómetro, que deverá ter, verificando a pressão a 50 mmHg e 200 mmHg
- Dentro do intervalo de temperatura de 10° e 40°, com uma humidade relativa de 15% a 85%, o erro máximo para a medição de pressão na braçadeira de um esfigmomanómetro, terá de ser inferior ou igual a ± 3 mmHg, ou 2% da leitura.
- O esfigmomanómetro automático deve ser capaz de indicar a pressão arterial diastólica no intervalo de 20 mmHg a 60 mmHg no modo neonatal e entre 40 mmHg e 130 mmHg para o resto.
- O esfigmomanómetro automático deve ser capaz de indicar a pressão arterial sistólica no intervalo de 40 mmHg a 110 mmHg no modo neonatal e entre 60 mmHg e 230 mmHg para o resto.
- A pressão máxima que se poderá atingir durante o funcionamento de um esfigmomanómetro automático não deverá exceder os 150 mmHg no modo neonatal e os 300 mmHg para o resto.

Deve ser colocado um dispositivo de protecção para prevenir que os valores máximos sejam ultrapassados em +10% por mais de 3 s.

Deve ser colocado um dispositivo de protecção para prevenir que os valores máximos sejam ultrapassados durante mais de 15 s.

O items citados constituem uma parte do total que pode ser útil para o futuro deste projecto, mas os presentes pareceram ser os que mais se adequaram ao desenvolvimento do projecto actual.

Sabe-se da existência de mais normas que tentam regular estes aparelhos de medição de pressão arterial, como a norma europeia EN 1060, que data do ano de 2004 e engloba um conjunto de testes à fiabilidade dos aparelhos não invasivos de medição de pressão arterial, mas resolveu-se incluir apenas esta, pois é bastante recente e proveniente de uma entidade respeitável.

⁵acrónimo de *International Electrotechnical Commission*

Capítulo 5

Desenvolvimento do Protótipo

Até que se obtivesse a peça final, que está próxima do estado que se desejava a princípio, efectuaram-se diversos testes e construíram-se alguns protótipos, na sua maioria pequenos equipamentos para testes. Portanto, serve este capítulo para descrever estas peças e a sua importância no desenvolvimento da peça final. Foram levados a cabo muitos outros testes, assim como a construção de peças de auxílio, de que são exemplo os diversos suportes produzidos, mas descrever-se-ão apenas os elementos fundamentais, que tiveram um papel chave na evolução até ao **PreSphygmós**, o protótipo final.

5.1 Protótipo I

O primeiro protótipo foi um elemento de testes sobre a influência de diferentes agentes sobre o funcionamento de um esfigmomanómetro automático.

Iniciou-se pela construção de um suporte para a braçadeira. Cedo se optou por seguir a geometria do braço, tendo sido escolhido um tubo de acrílico de 100 mm de diâmetro, que equivale a um perímetro de cerca de 31.4 cm, medida dentro dos perímetros comuns de braços. Este tubo era encaixado, por uma das extremidades num suporte em forma de L, onde uma tampa podia ser aparafusada. A outra extremidade do tubo estava fechada e vedada.

5.1.1 Testes de Métodos para Variação de Pressão

Tentaram-se, a partir deste suporte, diferentes métodos para efectuar uma variação de pressão na braçadeira do esfigmomanómetro. Ao tubo onde se aplicava a braçadeira foi feita uma cavidade e coberta por uma tela de borracha. Começou-se por testar o efeito de um altifalante aplicado no tubo, vedado. Para que a variação de pressão fosse sentida, fez-se passar um sinal de baixa frequência. Apesar da utilização dos vários altifalantes que estavam disponíveis, os resultados obtidos não foram satisfatórios.

Efectuaram-se alguns testes directos no esfigmomanómetro automático e verificou-se que aplicando uma força directamente sobre a braçadeira, neste caso manualmente, durante a função de medição da pressão arterial, ele detectava a variação de força produzida. Avançou-se então para a opção electroímán por poder replicar os testes efectuados. Foi construído um suporte que permitisse a aplicação do electroímán no interior do tubo de acrílico, já sem a tela de borracha e introduziu-se o conjunto no seu interior. O electroímán utilizado funcionava com uma tensão de 15 V, não tendo uma potência elevada. Os resultados obtidos foram irregulares, detectando umas vezes e outras não, mas estava estabelecido um princípio válido para a sua aplicação. Para um teste mais prático construiu-se um cir-

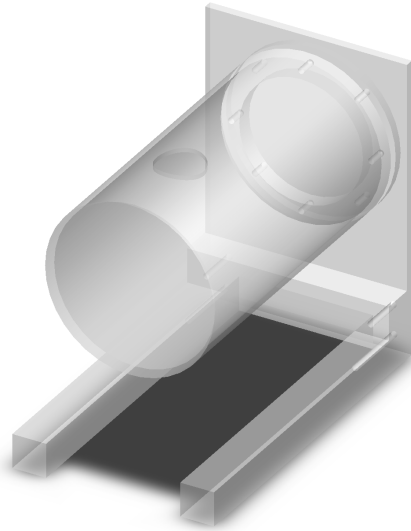


Figura 5.1: Prototipo I – primeiro protótipo de testes construído que foi sujeito a inúmeras alterações que permitiram a evolução deste trabalho

cuito capaz de produzir impulsos com frequência variável, com base num *timer LM555* e um transistor *MOSFET*.

A utilização de um motor, cujo movimento rotacional seria convertido em linear, ainda foi equacionada mas não se vislumbrou nenhuma forma pouco complexa de controlar a intensidade e frequência do movimento através da tensão fornecida.

5.1.2 Testes de Câmaras de Ar

A medição da pressão do esfigmomanómetro necessita de avaliação e para tal deve saber-se a real pressão no interior da braçadeira. **A opção da bifurcação com a mangueira do esfigmomanómetro ficou imediatamente fora de questão, por, em certa parte, constituir uma invasão à integridade do aparelho.** Portanto, buscou-se uma opção indirecta mas que fosse igualmente precisa. Abordou-se o problema investigando como os esfigmomanómetros medem a pressão no interior da artéria braquial. Ora, se o esfigmomanómetro lê a pressão real da artéria numa braçadeira que a envolve, também, a pressão no interior da braçadeira será a mesma que a exercida na artéria. Assim, a pressão medida numa câmara de ar envolta pela braçadeira, será aproximadamente a mesma que a da braçadeira. O próximo passo foi projectar uma câmara de ar que pudesse ser colocada entre a braçadeira e o tubo de acrílico.

Uma câmara de ar, em forma de almofada, enrolada em torno do tubo não é viável, pois, como não se quer que ambos os lados da câmara expandam quando insuflada, a sua confecção seria extremamente difícil.

Chegou-se a um formato bastante útil, que quando testado funcionou tal como se desejava. A câmara de ar seria feita com dois rectângulos de plástico. O que seria a face inferior do tubo permanecia esticado enquanto o outro seria sujeito a dobras essenciais (figura 5.2). Assim, quando insuflada, a câmara de ar expandiria para o exterior, mantendo a sua face interior/inferior em contacto pleno com o tubo de acrílico. Perto de uma das extremidades teria um furo, sem influenciar a sua vedação, para que o electroíman pudesse bater direc-

tamente na braçadeira do esfigmomanómetro.

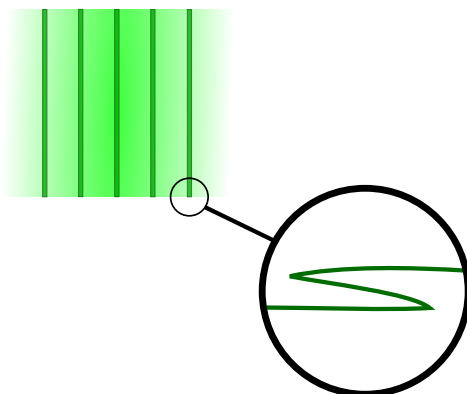


Figura 5.2: Técnica de dobras – aplicada na produção de uma câmara de ar em forma de braçadeira

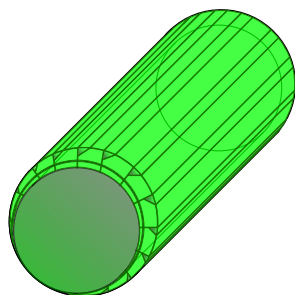


Figura 5.3: Braçadeira Plástica com Dobras – A aplicação da técnica de dobra permite que a braçadeira esteja folgada, para quando insuflada, a sua geometria crescer para o exterior

A solução era a mais adequada, mas surgiram problemas com o material. A princípio usou-se um plástico bastante fino e frágil que demonstrou ser péssimo, surgindo fugas ao mínimo aperto. Passou-se para um mais resistente com o qual ainda se fizeram diversos testes, mas não suportou pressões mais elevadas. Por fim, optou-se pela tela apresentada no capítulo 6, que é bastante mais qualificada para a tarefa que qualquer um dos plásticos utilizados até então, mas bastante mais difícil de vulcanizar, especialmente nas zonas com dobras, devido à sua espessura. É importante informar que mesmo que as dobras fossem feitas com cola criar-se-ão uma quantidade assinalável de pontos de fuga de ar. Por não ser possível replicar a geometria anterior com o novo material, fez-se a alteração para que servisse os mesmos interesses. Usaram-se dois rectângulos de tela exactamente iguais e tentou formar-se um tubo com câmara de ar tubulares, unindo com cola os dois rectângulos formando pregas, como na figura 5.4. Assim seria mais facilmente insuflada em torno do tubo de acrílico, em relação a uma “almofada” simples.

Os resultados obtidos durante os testes com este método não foram satisfatórios por

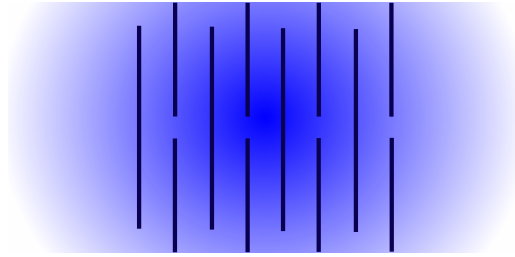


Figura 5.4: Técnica de Pregas – nesta figura pode observar-se a tela esticada com pregas aplicadas com cola, como meio de formação de uma câmara de ar, com divisões tubulares

produzir muitos volumes vazios mas foi identificada uma nova forma de fazer variar a pressão na braçadeira: uma variação de pressão na câmara de ar é também transferida para a braçadeira e detectada pelo esfigmomanómetro.

5.2 Protótipo II

No segundo protótipo a aplicação da câmara de ar, foi ligeiramente modificada. Ao invés de ter uma câmara de ar removível, em torno de um tubo de acrílico, o tubo de acrílico seria parte integrante da câmara de ar, isto é, o tubo de acrílico teria em cada extremidade um elemento sólido que serviria de suporte e fixador da manga, vedando ao mesmo tempo. Serviu este protótipo apenas para testar a validade desta geometria.

Construíram-se no torno dois anéis de Ertalon, que eram encaixados e colados em cada uma das extremidades de um tubo de acrílico. O tubo de acrílico utilizado possuía um diâmetro inferior ao do tubo do protótipo anterior, para que com a tela mantivesse uma medida aproximada da média dos perímetros dos braços. Dois novos anéis, bem menos espessos, cujo diâmetro interno correspondia ao externo dos anteriores, eram colocados sobre estes, com a tela e uma massa amarela de vedação entre eles, de modo a fixá-la. Para melhor entender o aspecto da peça, observe-se a figura 5.5.

Os resultados deste teste foram bastante satisfatórios em relação à integridade da câmara ar. Foram efectuadas algumas medições da pressão no seu interior em comparação com a da braçadeira do esfigmomanómetro que a envolvia. Não foram feitas quaisquer tentativas para se obter uma relação válida, pois observou-se que a braçadeira, a uma determinada pressão, apertava o tubo de acrílico. Esta é a principal razão da concepção do protótipo final com dimensões maiores e mais seguras em relação a este.

A sua integridade deteriorou-se ao fim de algum tempo, pois após uma decente quantidade de utilizações, começou a deteriorar-se. A tela, a pouco e pouco, foi deslizando das zonas que a fixavam originando fugas e uma geometria irregular. Apesar de tudo, foi um teste bastante importante para se chegar ao protótipo final.

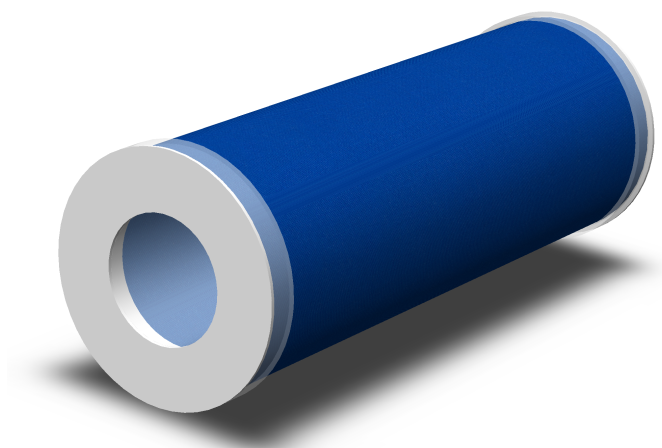


Figura 5.5: Prototipo II – segundo protótipo de testes construído predecessor do PreSphygmos

Capítulo 6

Protótipo Final – PreSphygmós

O capítulo 5 tem como objectivo expor toda a componente mecânica e de electrónica analógica do protótipo final, o **PreSphygmós**. O nome deriva das palavras “precisão” e *sphygmós*, que significa pulso em grego e é também a origem de “esfigmomanómetro”; foi atribuído por João Morgado e pelo autor desta dissertação, em concordância. Trata-se de um equipamento constituído por diversos componentes, com várias funções específicas, que atribuem à peça as suas potencialidades. Cada um destes componentes será descrito pormenorizadamente, com indicações dos métodos e instrumentos utilizados na sua construção. Os circuitos de electrónica analógica utilizados para obter os valores de pressão e controlar um mecanismo de variação de pressão são também aqui expostos e analisados detalhadamente. No final deste capítulo, encontram-se uma breve descrição do modo de funcionamento do equipamento e os resultados obtidos.

A peça foi projectada e construída de modo a que a substituição da maioria dos seus componentes fosse possível em caso de danos ou introdução de melhores componentes. É desmontável, quase por completo, de forma simples, recorrendo a roscas e encaixes pouco complexos.

6.1 Aspecto Global do Equipamento

Serve este subcapítulo para dar uma ideia geral do protótipo desenvolvido e seus componentes. É essencialmente constituído por imagens.

Na figura 6.1 está representado o protótipo na sua totalidade, tal como é utilizado e na figura 6.2 a vista explodida do mesmo, com as suas componentes principais identificadas.

Para uma visão mais detalhada dos componentes identificados na figura 6.2, observe-se a vista de corte de todo o equipamento, como a apresentada na figura 6.3.

O mecanismo de variação de pressão, responsável por variar a pressão na câmara de ar e que é detalhadamente analisado neste capítulo não está representado em qualquer das figuras, apenas o seu suporte interno.

6.2 Estrutura e Câmara de Ar

O equipamento desenvolvido possui uma câmara de ar que é vedada do exterior. De modo a permitir que a braçadeira do esfigmomanómetro exerça pressão sobre si, como que sobre um braço, com a menor dissipação possível de energia, que não seja para a compressão do ar no seu interior, esta tem de ser produzida num material vedante, inelástico mas bastante flexível.



Figura 6.1: PreSphygmos – equipamento protótipo desenvolvido

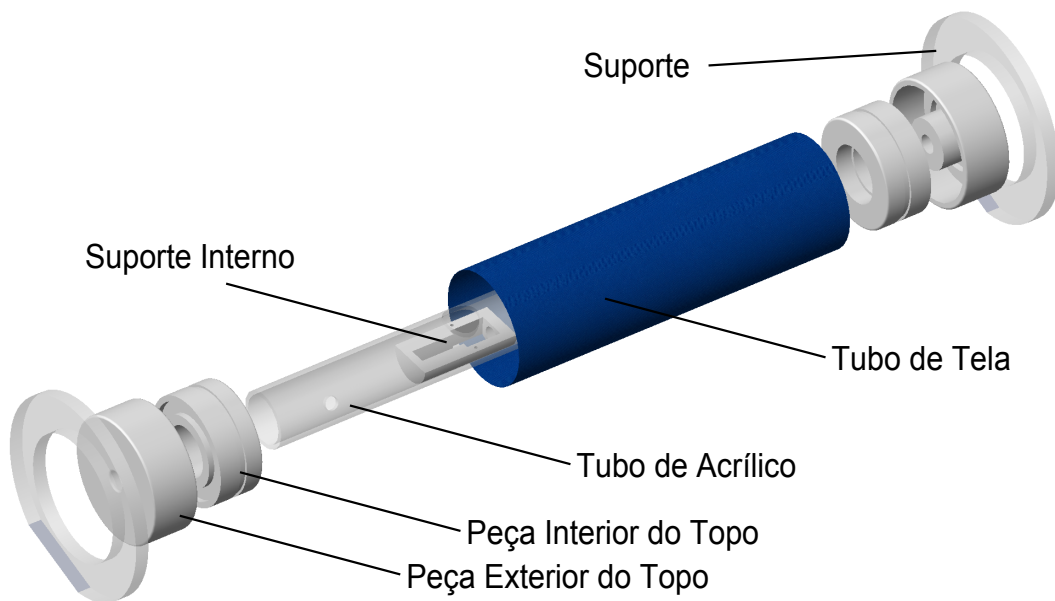


Figura 6.2: PreSphygmos – vista explodida

A câmara possui um formato cilíndrico. A sua face lateral é constituída por uma tela com as propriedades citadas acima, e os topos, simétricos, são fabricados num polímero de elevada dureza e resistência.

No interior da câmara de ar encontra-se um tubo de acrílico que conecta os dois topos,

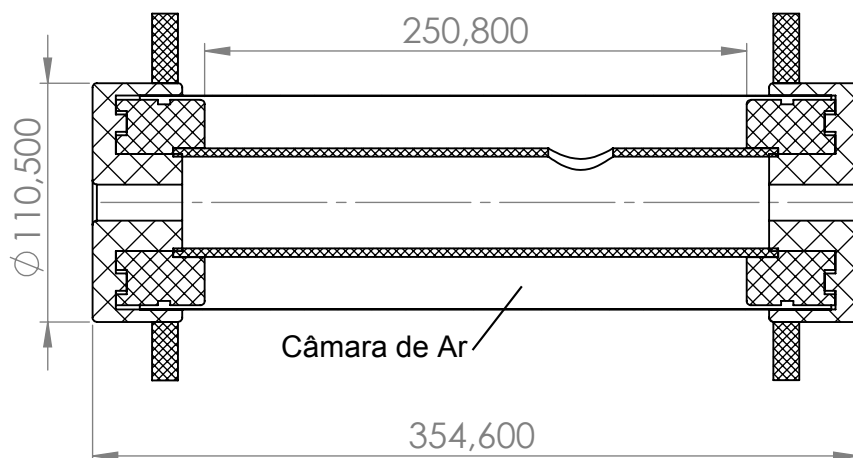


Figura 6.3: PreSphygmós – vista em corte

pelo centro, cujo interior é vedado em relação à câmara pois comunica com o exterior. Esta união, apesar de ser essencial para o mecanismo de variação de pressão de que se falará adiante, confere uma estrutura sólida ao aparelho.

6.2.1 Câmara de Ar – Zona de Acção

Designa-se de **zona de acção** da câmara de ar o tubo produzido com um pedaço de tela flexível sobre a qual actuará a braçadeira do esfigmomanómetro. A tela é enrolada em tubo e inserida sobre ambas as peças internas dos topos do equipamento. As peças externas serão depois enroscadas nas internas fixando a tela. As propriedades de alta flexibilidade e baixa elasticidade da tela permitem que esta seja apertada dissipando pouca energia devido à resistência mecânica do material, sendo a maioria da força aplicada na compressão da câmara de ar. O tubo de tela tem um diâmetro de 95 mm (um perímetro de $\simeq 29.8$ cm) para o equilíbrio de dois pontos: ser o mais aproximadamente possível semelhante ao perímetro de um braço e não permitir que seja comprimida contra o tubo que une ambos os topos, cujas funcionalidades serão explicadas na próxima secção. Os valores do seu diâmetro são os mesmos da peça interna do topo com *o-ring* para que a câmara de ar permaneça bem vedada, como se verá mais à frente. A sua espessura é de 0.3 mm.

Para prever o nível de compressão que o volume de ar pode sofrer, recorreu-se à *Lei de Boyle-Mariotte*, com temperatura e quantidade de matéria constantes:

$$P_i V_i = P_f V_f,$$

correspondendo V_i e P_i , respectivamente, aos volume e pressão iniciais da câmara de ar antes da compressão com a braçadeira de um esfigmomanómetro e V_f e P_f aos volume e pressão durante a compressão. Segundo a norma *IEC 80601-1-30*, um esfigmomanómetro pode exercer uma pressão máxima de 300 mmHg, portanto a pressão máxima aplicada na

câmara de ar será a pressão ambiente somada a esta pressão. Então,

$$P_i = 760\text{mmHg} \quad P_f = (760 + 300)\text{mmHg} = 1060\text{mmHg},$$

logo,

$$760\text{mmHg} \times V_i = 1060\text{mmHg} \times V_f \Leftrightarrow V_f \simeq 0.72V_i$$

Dar-se-á, no máximo, uma diminuição de cerca de 28%, do volume inicial. Este cálculo foi feito majorado, já que dificilmente um esfigmomanómetro automático ultrapassa os 250 mmHg (neste caso diminui 25%).

A tela tem que ficar **ligeiramente** folgada, para que quando a braçadeira do esfigmomanómetro insufla sobre a câmara de ar, a força seja na sua maioria aplicada para comprimir o ar no seu interior, de tal modo que a pressão no seu interior seja muito próxima da da braçadeira, e muito pouca força seja aplicada na zona de fixação.

Materiais e Concepção

Como tela plástica flexível e não elástica, impermeável ao ar, de elevada resistência, foi utilizado o mesmo material de que se fazem os toldos para lojas, varandas, etc., cuja referência é 2T7, adquirida num estabelecimento comercial da especialidade, em Lisboa. Trata-se de uma tela plástica de enorme resistência à tracção devido a uma fibra flexível muito resistente que lhe serve de esqueleto. Esta fibra é revestida de ambos os lados por um plástico, que a torna impermeável. Este plástico é também bastante útil para que a tela possa ser vulcanizada, e assim melhor vedada na construção do cilindro. Não foi o que se passou neste caso, pois registaram-se algumas dificuldades com o equipamento de vulcanização tendo sido necessário utilizar uma cola de cianoacrilato específica para plásticos e borrachas. A utilização desta cola não permitiu uma vedação ideal (ver figura 6.4) que foi alcançada com recurso a uma massa moldável usada na vedação de sistemas de vácuo. Todo o trabalho sobre a tela foi feito manualmente.

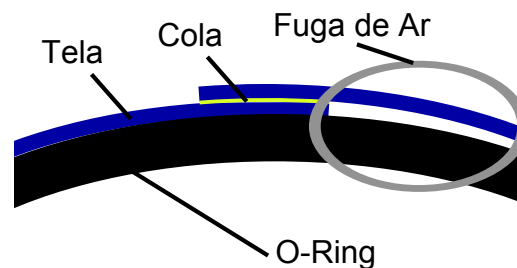


Figura 6.4: Fuga de Ar – a figura mostra a possibilidade de fuga de ar devido à sobreposição de tela e utilização de cola

6.2.2 Câmara de Ar – Suporte e Vedação

Os dois topos e o tubo que os une foram projectados com o objectivo principal de suportar e vedar a tela plástica onde a braçadeira do esfigmomanómetro apertará. O tubo de acrílico é inserido em cavidades presentes em cada um dos topos com o exacto objectivo de o fixar e permitir a passagem de cabos para o exterior. Para visualizar espacialmente o

objecto observe-se a figura 6.5.

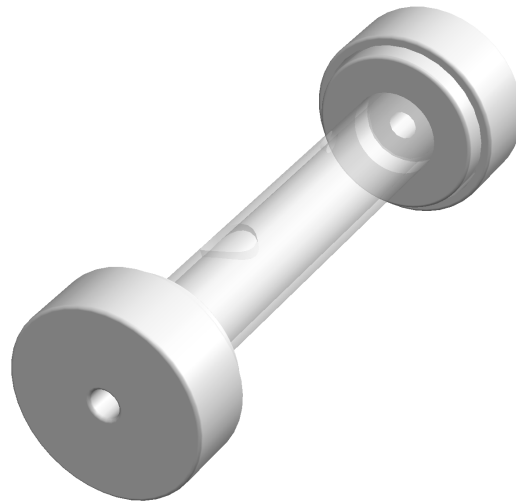


Figura 6.5: Câmara de Ar – Suporte e Vedação - constituído pelos topos interiores e exteriores e pelo tubo de acrílico

Cada topo é constituído por duas peças diferentes: uma interna e outra externa. A peça interna é a que fixa o tubo de acrílico e possui uma cavidade que atravessa esta peça em toda a sua profundidade, mas com dois diâmetros que diferem em milímetros e a peça exterior do topo enrosca na interior através de uma saliência cilíndrica roscada que possui. Observando a figura 6.6, corte da união das duas peças do topo, ter-se-á uma melhor percepção da sua geometria. As roscas não são mostradas nesta figura.

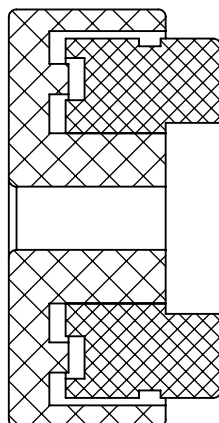


Figura 6.6: Topo – união das peças do topo – vista em corte

Em relação à cavidade da peça interior, na zona de maior diâmetro, o tubo de acrílico

é encaixado, ocupando perto de um quarto do comprimento total da cavidade. O segundo diâmetro é inferior de forma a possibilitar um encaixe firme e perpendicularmente correcto do tubo acrílico. Na zona da cavidade com diâmetro inferior está presente uma rosca interna na qual enrosca a peça exterior do topo.

Na extremidade desta peça, que fica virada para a peça externa que nela enrosca, está uma caixa interior com alguns milímetros e a uma distância do centro de aproximadamente meio raio. Esta caixa é emparelhada com uma caixa exterior (“saliência”), na extremidade da peça externa, que fica voltada para a interna. Serve este encaixe para fixar o cilindro de tela plástica, que envolve a sua face, por esmagamento entre as duas peças de cada topo como pode ser observado na figura 6.7.

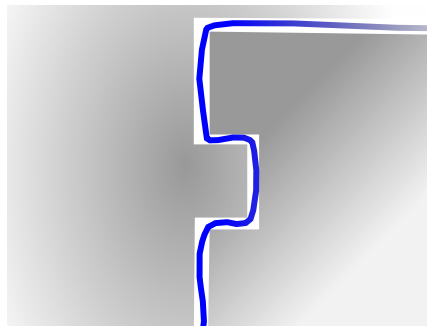


Figura 6.7: Encaixe para Fixação de Tela – Conforme o topo exterior é enroscado no topo interior, a tela é comprimida na caixa da segunda peça mencionada

Na sua face lateral está presente uma caixa para *o-ring*. O *o-ring* tem como função vedar a câmara de ar. Quando a peça exterior do topo enrosca na interior a tela plástica é pressionada contra o *o-ring*, comprimindo-o. A caixa para *o-ring* tem uma profundidade equivalente a cerca de metade da secção do *o-ring*, permitindo a compressão do mesmo sem que saia da sua posição (figura 6.8). A câmara de ar ficaria assim vedada e bem fixada, mas após algumas tentativas concluiu-se que esta vedação não era suficiente. Para corrigir este aspecto colocou-se uma massa moldável, usada em sistemas de vácuo, entre a tela e a peça interior do topo, resolvendo assim o problema, proporcionando uma vedação muito eficaz.

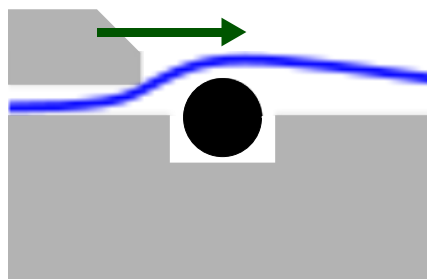


Figura 6.8: Isolamento por *o-ring* – quando o topo exterior enrosca sobre o interior a tela é comprimida com o *o-ring* isolando a câmara de ar

Como foi escrito, os dois topos são unidos pelo tubo de acrílico. As extremidades do tubo são inseridas nas respectivas cavidades de cada topo. Apesar do encaixe estar bem dimensionado, é necessária a utilização de cola para manter a fixação quando a pressão no

seu interior atinge valores elevados. A cerca de um quarto do tubo foi feita uma abertura circular que se vedou com um círculo de tela plástica. Serve este pormenor para, com o impacto de um mecanismo no seu interior, aproveitando a flexibilidade da tela, permitir variar a pressão no interior da câmara de ar (figura 6.9), tal como necessita o método oscilométrico. Tem ainda um orifício mais pequeno, onde se introduz uma bifurcação em T, para numa das pontas ligar o sensor de pressão e na outra uma válvula para controlar o volume de ar na câmara de ar.

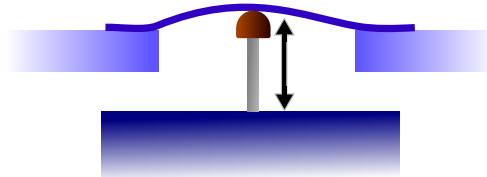


Figura 6.9: Método de variação de pressão – conforme a tela é elevada a pressão dentro da câmara de ar é elevada, dado tratar-se de um volume fechado

Materiais e Concepção

Ambos os topos foram construídos a partir de Ertalon, trabalhados com recurso a trabalho de torno, fresa e inicialmente serra. As duas peças que compõem cada um dos topos foram as de mais difícil e complexa concepção do trabalho.

O tubo, referido como união entre as duas peças e suporte do mecanismo de variação de pressão, é feito em acrílico e foi trabalhado com recurso a serra, lixadeira e engenho de furar, para executar as perfurações.

A tela usada para vedar a cavidade maior do tubo é exactamente do mesmo tipo utilizado na chamada zona de acção.

A bifurcação utilizada na segunda cavidade é uma bifurcação para mangueiras de 6 mm e necessitou de algumas alterações.

O tubo e a bifurcação foram fixados aos topos e próprio tubo, respectivamente, com cola de cianoacrilato específica para borrachas e plásticos.

A massa utilizada como auxílio à vedação é uma massa, amarela, própria para vedações de sistemas de vácuo.

6.2.3 Suporte

O suporte de todo o equipamento foi idealizado e construído sobre três pontos principais: suportar de forma coesa todo o equipamento, ser fácil de colocar e retirar e manter todo o equipamento esteticamente agradável.

Aproveitando a geometria do protótipo, um cilindro, construíram-se dois anéis cujo diâmetro interno é o mais próximo possível do diâmetro externo dos topos externos do aparelho de forma a encaixarem neste. O diâmetro externo foi projectado de forma a que qualquer braçadeira de esfigmomanómetro, quando insuflada, nunca toque na superfície onde é colocado o equipamento. Para que todo o conjunto não role, os anéis são cortados, obtendo-se uma superfície plana.

Sendo possível a sua remoção, torna-se mais fácil introduzir as braçadeiras de esfigmomanómetro que não podem ser estendidas, assim como em esfigmomanómetros de farmácia, embora neste caso o equipamento precise de um aperfeiçoamento.

Materiais e Concepção

Os suportes foram produzidos a partir de duas placas circulares de plástico acrílico e trabalhados unicamente com o torno e serra.

6.3 Mecanismo de Variação de Pressão na Câmara de Ar

Para que se possa verificar o método oscilométrico em qualquer esfigmomanómetro automático, é sempre necessário recorrer a variações de pressão, da mesma maneira que, num braço apertado por uma braçadeira, com o colapsar da artéria braquial, o sangue circula aos pulsos, variando a pressão. Um esfigmomanómetro que aplique o método oscilométrico, deverá detectar variações de pressão mínimas de 1 - 1.5 mmHg¹. Para tal, foi desenvolvido um mecanismo, que possibilita o aumento da pressão na câmara de ar, com controlo de intensidade e frequência do pulso. Todo o mecanismo foi concebido em torno da utilização de um electroímã, capaz de gerar movimento linear. Por questões de dimensionamento do tubo de acrílico, o electroímã teve que ser colocado na horizontal levando a um posterior desenvolvimento de um mecanismo de conversão de movimento horizontal em vertical. Resumidamente, o electroímã proporciona uma batida, no interior do tubo de acrílico, onde está colocado, sob o círculo de tela plástico, que sendo elevado faz aumentar a pressão na câmara de ar.

6.3.1 Electroímã de Movimento Linear

Para alcançar os objectivos traçados para este mecanismo, a solução mais simples e consistente é a utilização de um electroímã que provoca movimento linear num êmbolo metálico. A intensidade do movimento do êmbolo está dependente da tensão que lhe é fornecida. Quanto maior a tensão, maior a força aplicada pelo êmbolo ao objecto em que embater. Na figura 6.10 pode-se observar a geometria e perceber o modo de funcionamento deste tipo de electroímã.

No mercado existem inúmeros componentes deste tipo. Inicialmente, testou-se o impacto de um electroímã (como será daqui em diante referido o conjunto electroímã / êmbolo) na superfície de tela, a que se aplicou uma tensão de 15 V (consumindo cerca de 1 A), maior tensão suportada. A variação de pressão na câmara de ar não era suficiente para ser reconhecida pela maioria dos esfigmomanómetros, *i.e.*, era inferior a 1 mmHg. Note-se que já era utilizado um mecanismo de conversão de movimento vertical em horizontal, que será descrito num subcapítulo seguinte, que contrariava a força aplicada com algum atrito, mas mínimo. Assim, adquiriu-se um electroímã de maior potência e consequentes dimensões, cuja tensão máxima de funcionamento é de cerca de 24 V, com correntes na ordem de 1.5 A. A força aplicada por este electroímã revelou-se suficiente para aplicar uma variação de pressão na câmara de 1 mmHg. Por questões de adaptabilidade ao suporte interno, foi retirada uma estrutura metálica externa que o electroímã possuía, perdendo um pouco das suas capacidades magnéticas e, assim, força. Ainda assim perdeu bastante pouco.

6.3.2 Conversão do Movimento Horizontal em Vertical

Devido à necessidade de um reduzido diâmetro do tubo de acrílico onde é colocado todo o mecanismo de variação de pressão, não é possível colocar o electroímã na posição vertical, no seu interior, de forma a embater directamente no círculo de tela plástica. Note-se

¹informação extrapolada da fonte [27] através de um gráfico referente a simuladores de pressão arterial

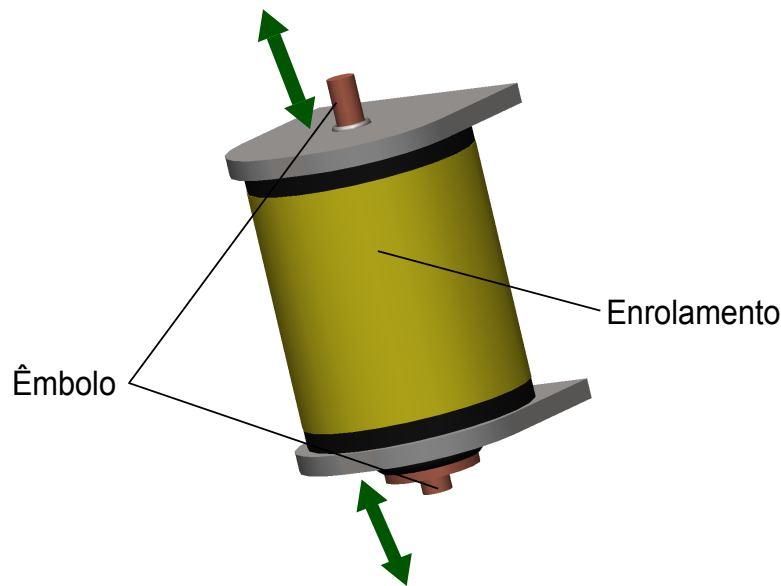


Figura 6.10: Electroímã de Movimento Linear – 24 V de tensão máxima

que o outro electroímã citado, de dimensões e potência inferiores, não podia ser colocado também na posição vertical e este mecanismo foi originalmente desenvolvido para este electroímã, sendo posteriormente adaptado para o electroímã mais potente. Para que o mecanismo interno fosse funcional foi necessária a construção de um mecanismo que permitisse ao electroímã actuar na horizontal e a batida no círculo de tela fosse aplicada verticalmente. Como tal, desenvolveu-se um pequeno mecanismo, exclusivamente através de princípios mecânicos, que converte o movimento horizontal em vertical com recurso à conversão de movimento linear em rotacional e posteriormente em linear novamente.

Com rodas dentadas e cremalheiras efectuou-se a construção de uma pequena caixa, em que o electroímã bateria numa das faces, e o movimento aí efectuado seria transferido para a face situada a 90° . A melhor descrição possível do engenho é feita visualmente, a partir da figura 6.11. O electroímã embate no bloco inferior, cuja sua cremalheira fará girar a roda dentada. Por sua vez, no mesmo instante, a barra colocada na vertical sobe a mesma distância que a primeira se deslocou para a esquerda, no caso da figura. O sistema foi projectado para obter a mínima dissipação de energia, por comparação com a colocação vertical do electroímã. A maior parte das fontes de atrito foram minimizadas: a roda dentada gira sobre rolamentos, os blocos com cremalheira são produzidos em acrílico e são, por isso, leves, podendo mesmo ser lubrificadas e as dimensões de toda a peça foram optimizadas.

Para optimizar o deslocamento da peça, ou seja, a altura máxima de elevação do bloco vertical, o mecanismo é facilmente desmontável dando a possibilidade de o regular através da posição dos blocos com cremalheira no seu interior, assim como pela substituição das pontas do electroímã e do bloco vertical, por outras de diferentes dimensões.

Como o electroímã é originalmente projectado para trabalhar na vertical, não é necessária nenhuma preocupação para fazer descer o êmbolo: a força gravítica encarrega-se do mesmo. Trabalhando na horizontal, caso não seja puxado (ou empurrado, dependendo

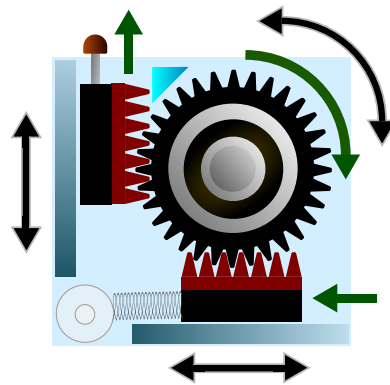


Figura 6.11: Caixa de Conversão de Movimento Horizontal em Vertical – este mecanismo converte, com pouco atrito, um movimento linear na direcção horizontal num vertical

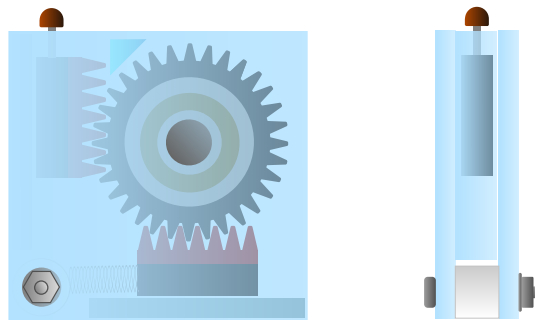


Figura 6.12: Vista frontal e vista lateral do mecanismo de conversão

da direcção) o êmbolo permanecerá sempre no estado em que ficou. De forma a evitá-lo, colocou-se uma mola no interior da caixa de conversão, entre o bloco horizontal e a sua parede interna. Teve-se todo o cuidado para que a mola não fosse demasiado forte e assim a força exercida pelo electroímán fosse, na sua maioria, utilizada para vencer o atrito e força elástica da mola. Foi escolhida uma mola com uma constante elástica bastante baixa. Assim, o electroímán pode actuar com diversos níveis de força, conforme a tensão aplicada, e quando não exercida tensão, o êmbolo regressa à origem. Com o electroímán previamente utilizado não era necessária a utilização de uma mola no interior deste mecanismo, pois o próprio possuía uma estrutura própria para que a mesma lhe fosse aplicada.

Materiais e Concepção

A caixa de conversão do movimento horizontal em vertical é composta por diversos componentes de materiais diferentes. Começando pela roda dentada, esta resulta de uma muito maior, metálica, que foi trabalhada de forma a reduzir a sua altura e possibilitar a colocação de um rolamento no seu centro, para que o atrito fosse reduzido. Todo o resto da peça foi produzido com diversos plásticos. Utilizou-se cola de cianoacrilato para colar as pequenas peças que ficam fixas e um parafuso une as duas paredes laterais. Sempre que necessário pode ser retirado para calibração do mecanismo.

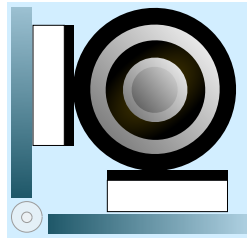


Figura 6.13: Mecanismo de Conversão de Movimento Horizontal em Vertical Prévio – antes de construído o mecanismo definitivo, este foi desenvolvido baseando-se no atrito entre duas borrachas, em vez de em rodas dentadas e cremalheiras. Cada bloco deslizante possui uma camada de borracha em contacto com um *o-ring* de borracha que envolve um rolamento. Devido aos constantes deslizamentos entre a borracha, esta peça foi abandonada

A roda dentada foi trabalhada num torno eléctrico e tudo o resto foi construído manualmente, com recurso a ferramentas de bancadas, engenho de furar, jogos de limas, lixas, machos e caçonetes.

6.3.3 Suporte Interno

O suporte interno é a peça introduzida no interior do tubo de acrílico (figura 6.14) que serve, tal como o nome indica, de suporte ao electroímã e caixa de conversão, que possui ainda um sistema de encravamento, de modo a tornar imóvel todo o conjunto no interior do tubo.

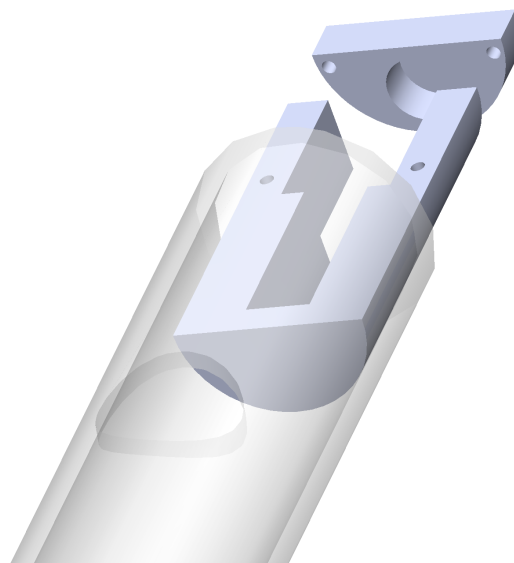


Figura 6.14: Introdução do suporte interno no interior do tubo

O suporte em si é produzido num polímero, a partir de um volume cilíndrico com o diâmetro interno do tubo de acrílico, cortado ao meio, um pouco abaixo da sua linha de diâmetro. Diversas cavidades foram fresadas no plástico de forma a introduzir a caixa de conversão e o electroíman com coesão. Um dos extremos da peça foi cortado exactamente no sítio onde fica o extremo do electroíman introduzido (figura 6.15), para que a parte cortada possa servir de tampa removível. Todos os componentes são facilmente introduzidos e removidos do suporte mas a existência desta tampa é fundamental com se verá.

O tubo apresenta uma parede com uma determinada espessura e o retalho de tela é colado na superfície externa do tubo. A distância que o êmbolo consegue atingir além da extremidade do electroíman é de aproximadamente 6.5 mm. Este valor e a espessura da parede do tubo são valores próximos. Como o deslocamento é o mesmo, a ponta da caixa de conversão tem de ser ajustada para ficar externa à mesma. Assim consegue efectuar o seu trabalho efectivamente na face do círculo de tela. A caixa de conversão tem quase o diâmetro do tubo, logo, com a ponta de fora, não será possível colocá-la no interior do mesmo tubo. Para solucionar o problema a peça no topo do suporte é removível, permitindo que o conjunto seja inserido correctamente. Se se ajustarem os blocos no interior da caixa de conversão é possível que a ponta fique em baixo, ficando o bloco horizontal parcialmente de fora. Introduce-se todo o conjunto no interior do tubo, com o electroíman afastado. Quando abaixo da cavidade onde se encontra o círculo de tela, o suporte é fixado e ao aparafusar a parte removível neste mesmo suporte o electroíman é pressionado contra a caixa de conversão fazendo subir a sua ponta para a posição correcta. Este exemplo é ilustrado pela figura 6.15.

Sistema de Encravamento

Para que o conjunto de elementos inseridos no tubo fiquem estáveis e imóveis, foi necessário que se projectasse algo que o fixasse. Chegou-se a uma solução simples, com a criação de um sistema de encravamento composto por um parafuso de ponta cónica e um êmbolo inseridos num pequeno cubo de plástico, colocado na face superior do suporte interno. O êmbolo possui uma cabeça revestida com borracha. Quando o parafuso de ponta cónica é enroscado, já com o suporte no interior do tubo de acrílico, o êmbolo é comprimido contra a parede superior, fixando todo o suporte. Para uma melhor compreensão deste componente, ver figura 6.16.

Materiais e Concepção

O suporte plástico foi construído com recurso ao torno e fresa. Para o suporte amovível utilizou-se a serra e o engenho de furar. O fixador foi todo ele trabalhado manualmente, recorrendo a um jogo de limas, engenho de furar e ferramentas de bancada. Utilizou-se plástico acrílico e um pedaço de borracha, para além dos parafusos.

6.4 Circuitos Electrónicos Analógicos

Para fazer o controlo e aquisição de dados com processamento por computador, o autor da dissertação que relata o controlo e aquisição de dados do equipamento, João Morgado, seleccionou uma placa de aquisição da *National Instruments* que possui entradas e saídas analógicas e é ligada ao computador por *USB*. Esta placa terá como *input* o *output* de um amplificador aplicado ao sensor de pressão, podendo receber no máximo 5 V. O seu *output*

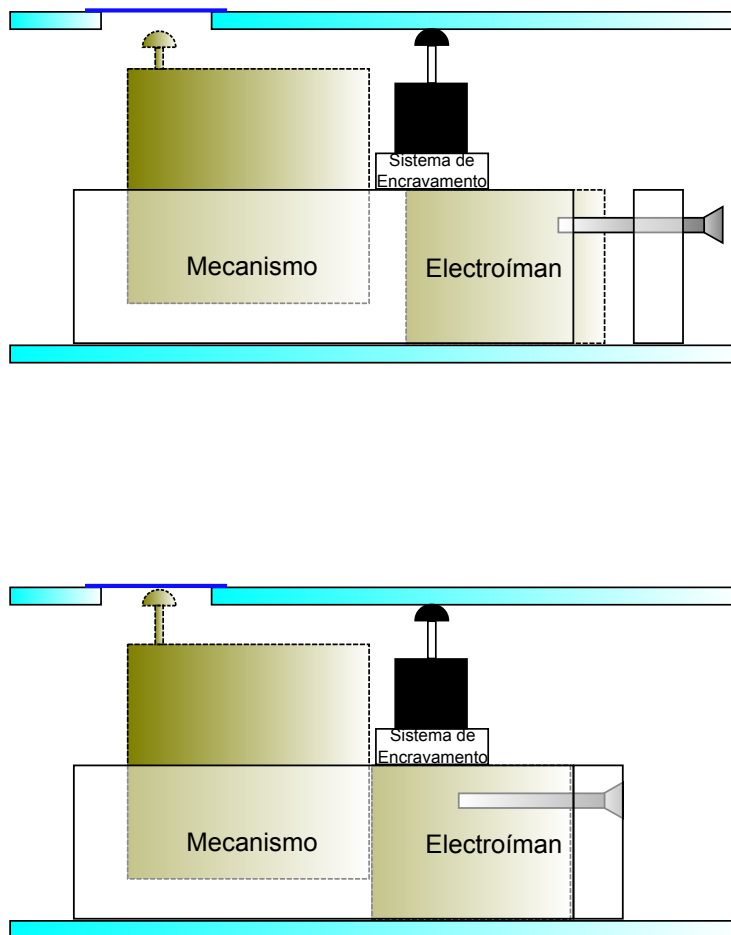


Figura 6.15: Método de montagem do mecanismo de variação de pressão – as duas figuras demonstram como introduzir o suporte para os componentes do mecanismo de variação de pressão no interior do tubo de acrílico

será ligado ao *input* do circuito de controlo do electroíman, podendo o seu sinal atingir de 0 a 5 V. Para melhor entender as ligações aconselha-se a observação da figura 6.17.

6.4.1 Sensor de Pressão

É necessária a utilização de um sensor de pressão para que um computador possa, através da placa de aquisição, obter os valores de pressão no interior da câmara de ar. A pressão que este mede deverá ser relativa, tal como a pressão que é medida pelos medidores de pressão arterial. Procurou-se pelos sensores com melhor relação qualidade-preço exist-

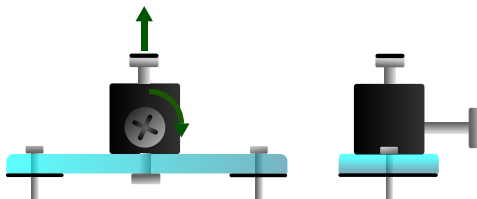


Figura 6.16: Sistema de encravamento do mecanismo de variação de pressão – Quando o parafuso vertical é apertado, a peça vertical comprime a borracha, que tem, no tubo de acrílico, fixando todo o mecanismo

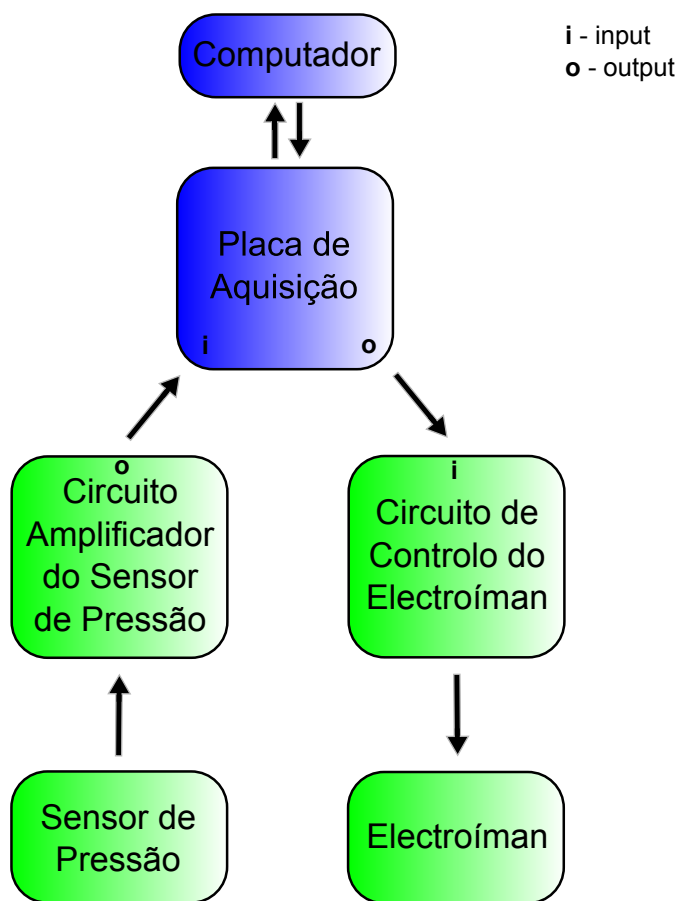


Figura 6.17: Esquema de ligações

tentes no mercado, cujas características fossem as necessárias para as medidas a efectuar. Após a análise de vários sensores, dois tipos ficaram sob um estudo mais detalhado, já que as suas propriedades eram mais específicas para o que se queria.

- SDX05
- SCX05

Antes de mais, convém referir que se deu preferência a sensores de 5 psi (aproximadamente 260 mmHg), pois, apesar da pressão máxima alcançada por um esfigmomanómetro automático, permitida por norma, ser de 300 mmHg, estes raramente ultrapassam os 250 mmHg. O tipo de sensor seguinte na lista pode medir até 15 psi (cerca de 776 mmHg), valor desnecessário.

A sua saída é diferencial e à pressão de 5 psi, apresentará um tensão de 60 mV. A sua alimentação pode ser feita com 15 V sem influência nos valores medidos.

Ambos os sensores pertencem ao mesmo fabricante *SenSym* e a séries bastante similares, SDX e SCX. As suas características são muito semelhantes mas os da série SCX são ligeiramente superiores e por isso o seu preço é o dobro. Ainda assim, os parâmetros do SDX05 são bastante aceitáveis para o desenvolvimento de um protótipo. Numa fase mais avançada, a substituição deste pelo SCX05 deverá ser tida em conta.



Figura 6.18: Sensor de Pressão SDX05 da *Sensym*

Para melhor perceber as características de ambos os modelos, as fichas técnicas de ambos podem ser consultadas na secção de anexos.

6.4.2 Circuito Amplificador do Sensor de Pressão

O sinal máximo obtido pelo sensor escolhido é indicado pelo fabricante como sendo 60 mV, valor bastante baixo e sempre sujeito a ruído por parte dos instrumentos de medição, mas acima de tudo, bastante inferior aos 5 V desejáveis para as entradas analógicas da placa de aquisição utilizada. Era necessário o desenvolvimento de um circuito de amplificação bastante preciso e estável. A amplificação deveria ser também diferencial, já que o sinal produzido pelo sensor de pressão o é. O **amplificador de instrumentação** é um tipo de circuito amplificador que preenche todos os requisitos.

Este tipo de amplificador é conhecido pelo seu elevado ganho de tensão em corrente contínua, entrada diferencial e saída singular e pelo seu elevado factor de rejeição de modo comum, que permite eliminar ganho de modo comum, de sinais externos.

A configuração usada como amplificador de instrumentação necessita de três amplificadores operacionais e cada um do *inputs* é feito pelas entradas não-inversoras de dois deles. Estes dois amplificadores operacionais proporcionam um ganho diferencial elevado, um ganho de modo comum unitário, tal como se pretende, e comportam-se como um pré-amplificador. Neste primeiro estágio, o ponto entre as resistências R_1 comporta-se como uma terra virtual para o sinal de entrada diferencial e um ponto flutuante para o sinal de

modo comum, amplificando apenas o sinal diferencial. No segundo estágio, o amplificador operacional possui ganho unitário e é dele que se obtém o sinal de saída (*output*). A figura 6.19 demonstra o circuito construído.

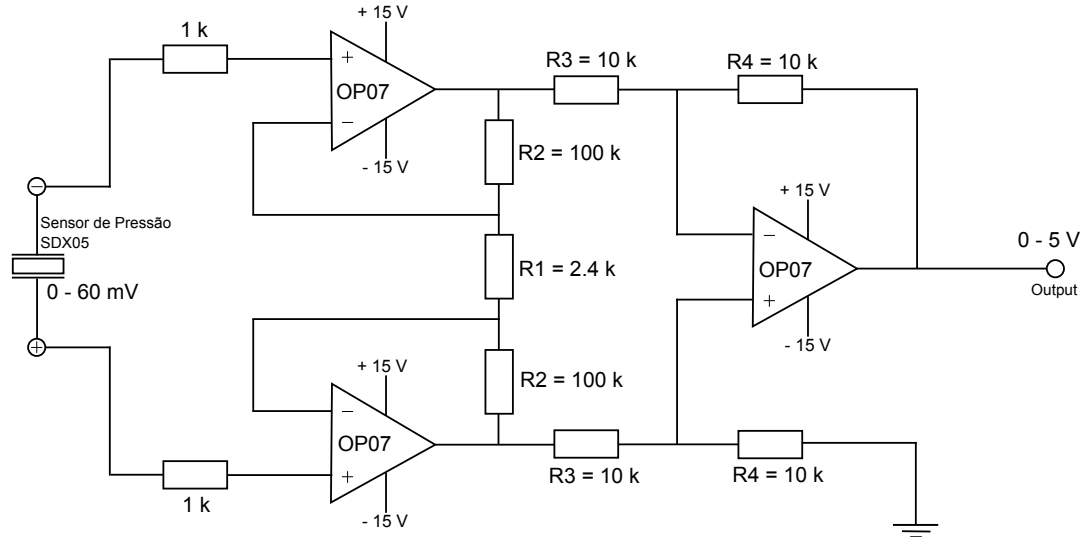


Figura 6.19: Circuito Amplificador do Sensor de Pressão - Amplificador de Instrumentação – os valores apresentados para as resistências apresentam-se em Ω

O ganho de tensão do circuito, A_u , é dado pela expressão:

$$A_u = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \frac{R_4}{R_3}$$

O valor máximo de saída do sensor de pressão, funcionando dentro dos padrões para que foi fabricado, é de aproximadamente 60 mV. O *input* máximo ideal para a placa de aquisição é de 5 V, portanto o ganho deverá ser de:

$$A_u = \frac{5V}{0.060V} \simeq 83.33$$

Se se tomar $R_4 = R_3 = 10k\Omega$ obtém-se:

$$A_u = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right)$$

Portanto, com $A_u \simeq 83.33$, faça-se:

$$R_2 = A_u \frac{R_1}{2} \Leftrightarrow R_2 = 83.33 \frac{R_1}{2}$$

As resistências utilizadas para que o circuito funcionasse como se queria foram:

$$R_1 = 2.4k\Omega \quad R_2 = 100k\Omega \quad R_3 = 10k\Omega \quad R_4 = 10k\Omega$$

Os amplificadores operacionais aqui utilizados são *OP07* por serem amplificadores de precisão com um bom factor de rejeição de modo comum, alimentados por +15 V e -15 V. O circuito foi soldado numa placa, e devidamente equipado com fichas de ligação para conexões simples com a placa de aquisição e com a fonte de alimentação. Este circuito é colocado no interior do tubo de acrílico, de maneira a que a pressão seja medida o mais próximo possível da câmara de ar

6.4.3 Circuito de Controlo do Electroíman

O circuito de controlo do electroíman terá que receber uma tensão de entrada entre 0 e 5 V e controlar o electroíman que funciona com tensões até cerca de 24 V. O sinal virá pela placa de aquisição e controlo e terá, por norma, a forma de um impulso, normalmente com uma duração máxima de 0.2 s. Por consequência, o circuito construído tem de ter um tempo de resposta quanto basta para poder atender às variações provocadas por impulsos.

O circuito que inicialmente se projectou e testou, representado na figura 6.20, era funcional o suficiente para o electroíman utilizado até então. Era constituído por um amplificador operacional *LM741* e um transístor bipolar BD139, capaz de suportar uma corrente máxima de 1.5 A. O amplificador operacional era realimentado na sua entrada inversora e o seu ganho era de 3, de forma a conseguir fornecer 15 V máximos ao electroíman, colocado no colector do transístor, quando a placa de aquisição aplicava 5 V na entrada do transístor. Tratava-se de um electroíman de até 12 V, que realizados testes, suportava perfeitamente uma tensão de 15 V. O facto de se utilizar um transístor bipolar, mesmo que de potência, torna este circuito inviável quando na presença de um electroíman com maiores necessidades de corrente.

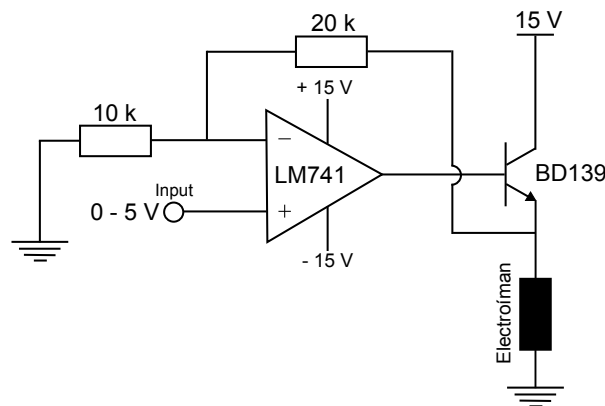


Figura 6.20: Circuito de Controlo do Electroíman Prévio – os valores apresentados para as resistências apresentam-se em Ω

Na figura 6.21 é observável o circuito que se construiu para dar resposta às necessidades apresentadas. Neste circuito, o transístor bipolar foi substituído por um *MOSFET*², *IRF520*. Este transístor suporta tensões na ordem dos 100 V e correntes máximas de 9.2 A. O electroíman é ligado ao dreno do transístor e a realimentação do amplificador operacional é feita pela entrada não-inversora, incorporando um *trimmer* para fazer variar o ganho. A tensão na entrada não-inversora do amplificador operacional controla a diferença de potencial no electroíman, que variará de 0 a 24 V, conforme a entrada varie de 0 a 5 V. O condensador de $1 \mu F$ e a resistência de $200 k\Omega$ em paralelo com as resistências de realimentação executam a função de filtro passa-baixo, para eliminar ruído de altas frequências. A resistência de $1 M\Omega$ serve para descarregar a carga que se acumula na porta do transístor e o díodo em paralelo com o electroíman, para descarregar a energia que se acumula no electroíman, que pode provocar picos de tensão no dreno do transístor, danificando-o. Como o electroíman utiliza cerca de 1.5 A, o transístor acaba por aquecer.

²transístor de efeito de campo

Para o evitar, foi colocado um pequeno dissipador no transistor, que se revelou suficiente.

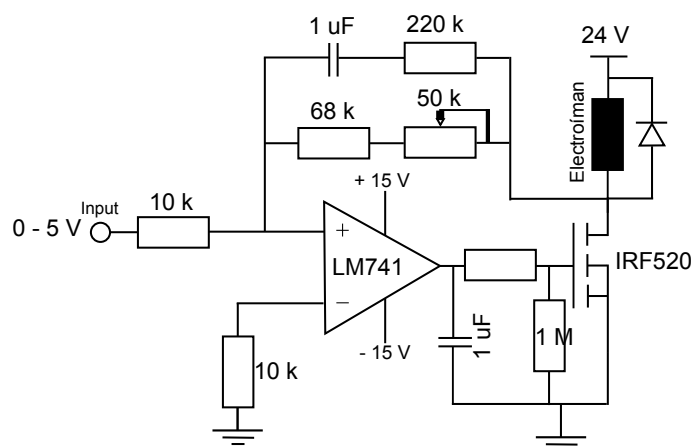


Figura 6.21: Circuito de Controlo do Electroíman – os valores apresentados para as resistências apresentam-se em Ω

Actualmente, este circuito está colocado externamente ao protótipo devido às suas dimensões.

6.4.4 Fontes de Alimentação

As fontes de alimentação utilizadas até então não foram projectadas pelo autor. Utilizaram-se duas fontes de corrente contínua separadas. Uma das fontes, a mais potente, fornece 24 V, utilizados, conforme necessário, para activar o electroíman, que pode provocar correntes na ordem dos 1.5 A. A segunda fonte utilizada pertence a uma caixa de montagem e fornece +15 e -15 V aos amplificadores operacionais. O ponto zero de ambas as fontes é comum. A principal razão da utilização de duas fontes de alimentação é evitar interferências no sinal obtido pelo circuito amplificador do sensor de pressão, assim como no amplificador operacional do circuito de controlo, devido à elevada corrente utilizada pelo electroíman quando activado.

6.5 Funcionamento do Protótipo Final

Este é um sub-capítulo que pretende apenas exemplificar o modo de funcionamento do equipamento PreSphygmom e enquadrar algumas das decisões tomadas na sua concepção com os princípios fisiológicos da pressão arterial e tecnológicos referentes aos esfigmomanómetros, nomeadamente do tipo automático. Para que se entenda correctamente o meio de funcionamento do protótipo, é sugerido que se observe a figura 6.22

6.5.1 Preparação do Equipamento

Esteja o equipamento completamente desmontado. O seguinte texto estabelece a ordem de associação das diversas peças, tornando-o num auxiliar para qualquer operação que obrigue a substituição ou manutenção de peças.

Reduzido o calibrador às peças elementares, tem-se:

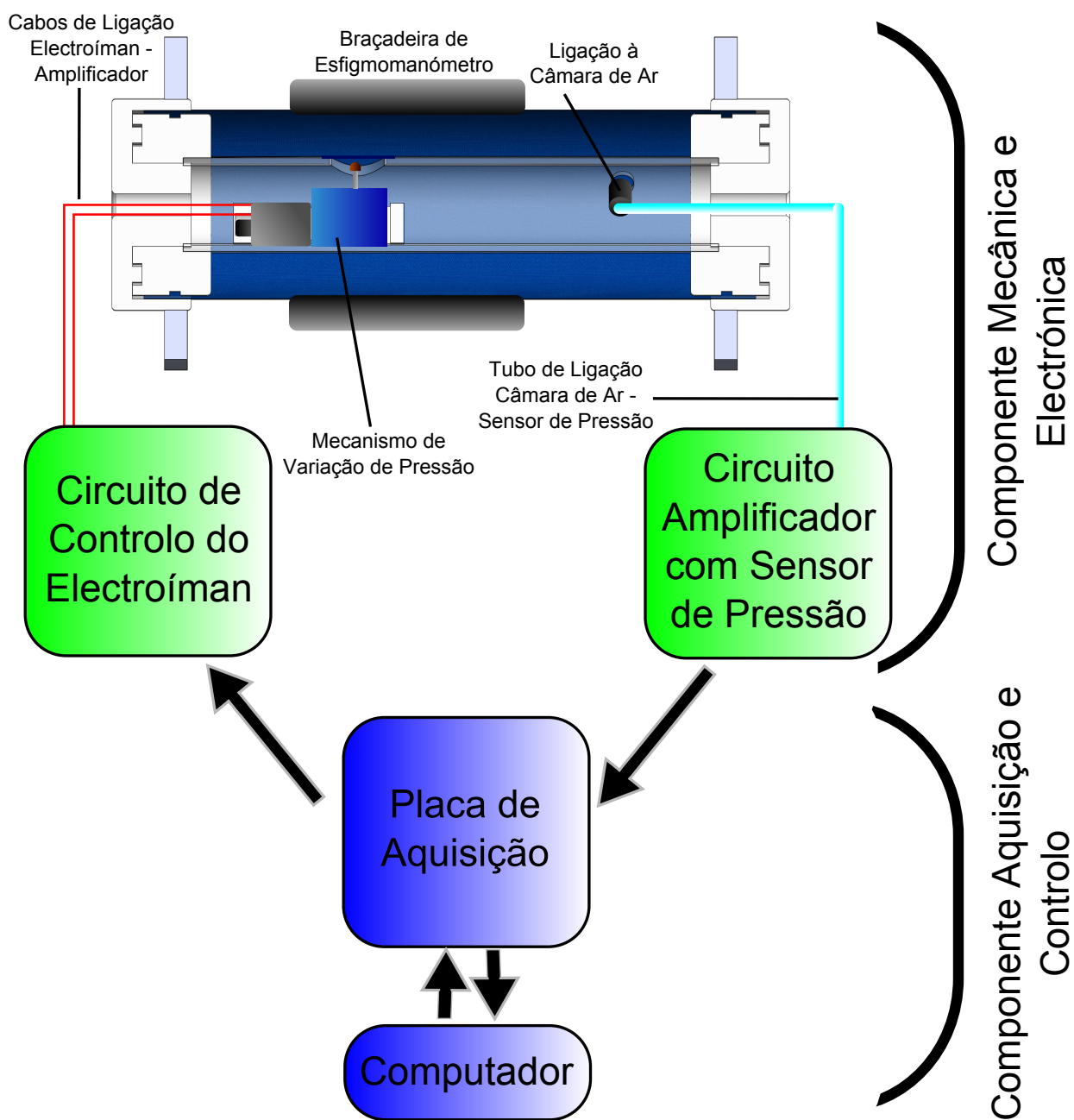


Figura 6.22: Esquema simplificado do funcionamento do protótipo PreSphygmós e respectivas ligações

- Conjunto tubo-topos interiores
- Dois topos exteriores
- Tubo de tela plástica
- Suporte interno
- Fixador
- Electroíman

- Caixa de conversão
- Suporte

Para efectuar a montagem, inicia-se colocando a caixa de conversão e o electroíman no suporte, com respectivo fixador, com a secção removível do suporte afastada mas minimamente aparafusada. Introduce-se todo o conjunto no interior do conjunto tubo-topos. Centra-se a ponta superior da caixa de conversão com a cavidade circular do tubo coberta com tela e apertam-se completamente os parafusos da secção removível. Ajuste-se até se achar correcto e por fim aperte-se o parafuso do fixador.

Faz-se agora a introdução da tela plástica sobre o conjunto anterior, de modo a que as suas extremidades, que fiquem de “fora”, tenham o mesmo comprimento. Para conferir um melhor isolamento, colocar pasta amarela de vedação no intervalo tela-topo, nas extremidades.

Enroscar agora os topos externos sobre os internos, tendo o cuidado de fazer passar pelos mesmos a tubagem e cablagem necessárias. Aconselha-se que esta tarefa seja levada a cabo por duas pessoas, para um aperto mais firme e assim uma melhor vedação da câmara de ar.

Por fim, basta colocar os suportes e estabelecer as ligações necessárias com os circuitos. Para conferir uma ainda melhor protecção a fugas de ar, pode ser colocada massa de lubrificação sobre os *o-rings* e sobre as extremidades da tela.

6.5.2 Preparação da Calibração

A utilização deste aparelho é bastante simples a nível de preparação para a sua utilização. Basta introduzir a braçadeira do esfigmomanómetro sobre a zona de acção (tela plástica), com a mangueira que parte da mesma para o esfigmomanómetro virada para a extremidade do equipamento de onde saem os cabos para os circuitos. Numa das extremidades do equipamentos encontra-se uma válvula na qual pode ser ligada uma bomba de ar (neste caso manual) para encher ligeiramente a câmara de ar³. Com as ligações aos circuitos e sensor de pressão correctamente efectuadas, assim como da placa de aquisição ao computador, pode-se iniciar a calibração, recorrendo a um programa informático desenvolvido por João Morgado.

6.5.3 Funcionamento

O controlo do electroíman é efectuado por computador. Os dados do sensor de pressão são lidos e enviados para o computador pela placa de aquisição citada no capítulo anterior. Interpretando os dados de pressão que lhe são fornecidos, o programa informático controla a frequência e intensidade do pulso transmitido pelo electroíman à câmara de ar. O electroíman está preparado para efectuar variações até 1 mmHg, na câmara de ar, simulando assim a pulsação da artéria braquial. A pressão na câmara de ar pode ser convertida na pressão da braçadeira através de cálculos matemáticos. Através de algoritmos, o programa interpreta a pressão na câmara, que convertendo dá a pressão na braçadeira do esfigmomanómetro e transmite um envelope oscilométrico, com pulsos de diversas intensidades simulando os princípios fisiológicos da pressão arterial, que será efectuado pelo electroíman.

³nunca acima de 20-30 mmHg para que possam ser simulados valores de pressão arterial acima dos níveis referidos.

Calibração Estática

Muitos dos esfigmomanómetros automáticos presentes nos mercados possuem um modo de calibração estática, chamado de modo manómetro, que possibilita a calibração do seu sensor de pressão, através de outro. O equipamento desenvolvido permite também a aplicação deste modo sobre o mesmo. Basta para isso colocar a braçadeira no equipamento, insuflá-la e comparar as pressões, obtidas no computador e no modo de calibração estática do esfigmomanómetro.

Na mesma linha de raciocínio, os esfigmomanómetros de mercúrio e aneróides poderão também ser calibrados, com especial ênfase os aneróides, já que os de mercúrio costumam ser os mais precisos.

6.6 Resultados

Durante a realização do projecto foi ainda possível a aquisição de alguns dados. As constantes alterações efectuadas ao protótipo ou elementos de teste e correspondentes circuitos não permitiram a obtenção de mais. Foram apenas obtidos e analisados os dados referentes à pressão de forma a relacionar a pressão no interior da câmara de ar com aquela que é exercida exteriormente pela braçadeira do esfigmomanómetro e dados referentes à variação de pressão provocada pelo mecanismo de variação de pressão. Todavia, estes são resultados bastante importantes que demonstram que o caminho que se percorreu até aqui é o correcto e que este protótipo pode ser efectivamente a base de um produto eficaz e robusto. Serve este capítulo para apresentar estes resultados e, quando se entende correcto, o tratamento a que foram sujeitos.

As medições de pressão foram efectuadas pelo *software* programado por João Morgado, através da placa de aquisição ligada ao amplificador do sensor de pressão.

6.6.1 Pressão na Câmara de Ar *versus* Pressão na Braçadeira de um Esfigmomanómetro

Com dois circuitos idênticos ao apresentado como Amplificador do Sensor de Pressão obtiveram-se diversas medições da pressão no interior da câmara de ar, durante uma comum medição de pressão arterial, apertada pela braçadeira de um esfigmomanómetro, cuja pressão foi também medida simultaneamente, em função do tempo. A aquisição foi feita por computador e nos gráficos da esquerda das figuras 6.23, 6.24 e 6.25 podem ser observados os resultados das medições conjuntas. Os gráficos da direita representam $Pe (Pc)$, ou seja, a pressão na braçadeira do esfigmomanómetro em função da pressão na câmara de ar. É exactamente esta a relação que se pretende obter, para que se possa saber indirectamente a pressão na braçadeira, sabendo apenas a da câmara de ar. Se se atentar nos gráficos da esquerda é visível logo no princípio o período em que a braçadeira é insuflada, onde os resultados apresentam muito ruído, proveniente da bomba de ar do esfigmomanómetro utilizado neste teste. No final quando a válvula do esfigmomanómetro abre por completo a pressão diminui quase instantaneamente. Estas zonas não interessam à análise e foram removidas dos gráficos da direita para que a relação seja melhor estabelecida.

A medida de pressão foi inicialmente obtida em unidades de tensão, lida pelo computador no sensor de pressão, mas foram posteriormente convertidas para unidades de pressão, como representado nos gráficos. Sabe-se que o sensor medirá, quando apresentar uma tensão de 5 V à saída do seu amplificador, uma pressão de 5 psi. Como o sensor é linear, pode-se estabelecer uma proporção entre os valores de tensão e os valores de pressão. A relação de unidades de tensão (V) para unidades de pressão (psi) é unitária, ou seja,

$1V = 1psi$. Como $1psi \simeq 51.71mmHg$, então $1V = 51.71mmHg$.⁴

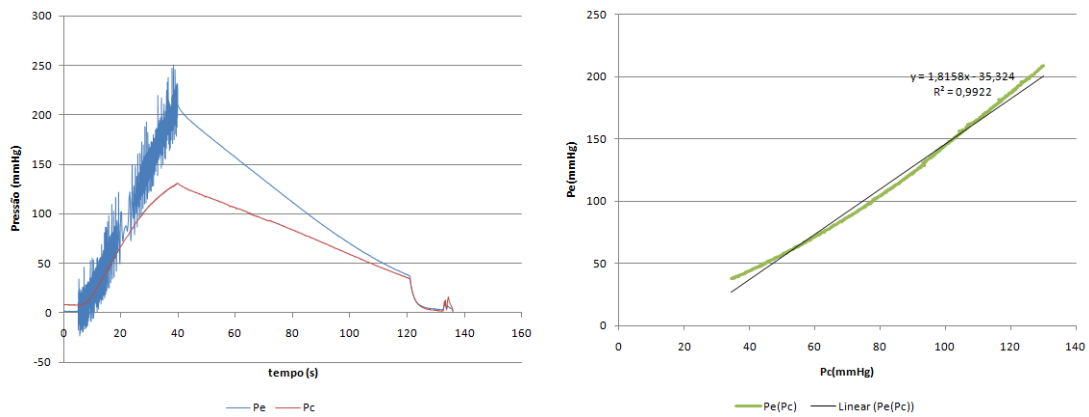


Figura 6.23: Gráficos de $P(t)$ e $Pe(Pc)$ – I – o primeiro gráfico é uma representação de Pe (pressão no esfigmomanómetro) e Pc (pressão na câmara de ar) em função do tempo e o segundo Pe em função de Pc

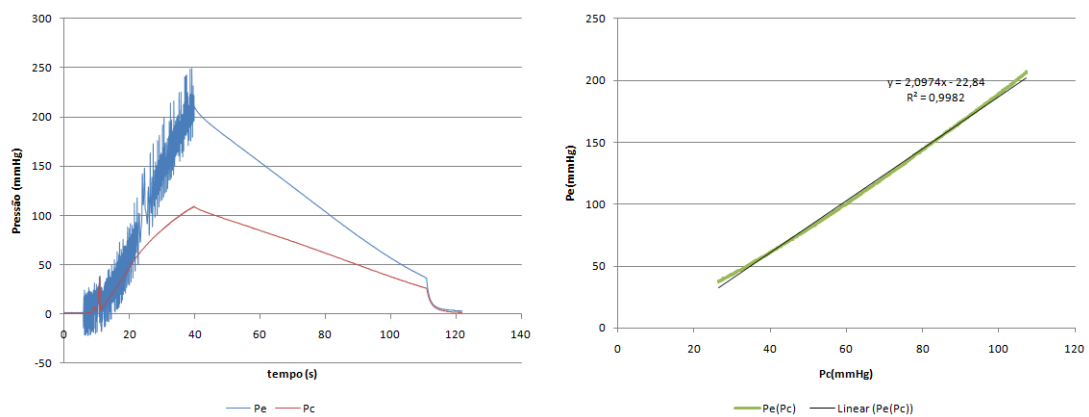


Figura 6.24: Gráficos de $P(t)$ e $Pe(Pc)$ – II – o primeiro gráfico é uma representação de Pe (pressão no esfigmomanómetro) e Pc (pressão na câmara de ar) em função do tempo e o segundo Pe em função de Pc

As relações, estabelecidas nas medições mostradas, são bastante semelhantes para os três casos. Os parâmetros das regressões lineares apresentam valores bastante próximos, onde a inclinação da recta é próxima do valor 2 nos três casos e as constantes são também elas próximas. Estes resultados mostram que é possível estabelecer uma relação directa entre a pressão na câmara de ar e a pressão na braçadeira do esfigmomanómetro, tal como se previra. Ainda assim, o número de medições efectuadas não é suficiente para tirar quaisquer conclusões e deveriam ter sido feitas mais para que se pudesse estabelecer um algoritmo empírico correcto de conversão da pressão no interior no interior da câmara de ar na pressão na braçadeira do esfigmomanómetro que insufla à sua volta. Os resultados não refutam a aplicação deste método indirecto de pressão e assim não se opõem à realização de mais testes. Acrescente-se ainda que o tipo regressão aplicada não foi a mais correcta,

⁴esta relação é uma aproximação que é suficiente para a análise que se quer fazer, mas para o equipamento comercial será necessária uma calibração do sensor

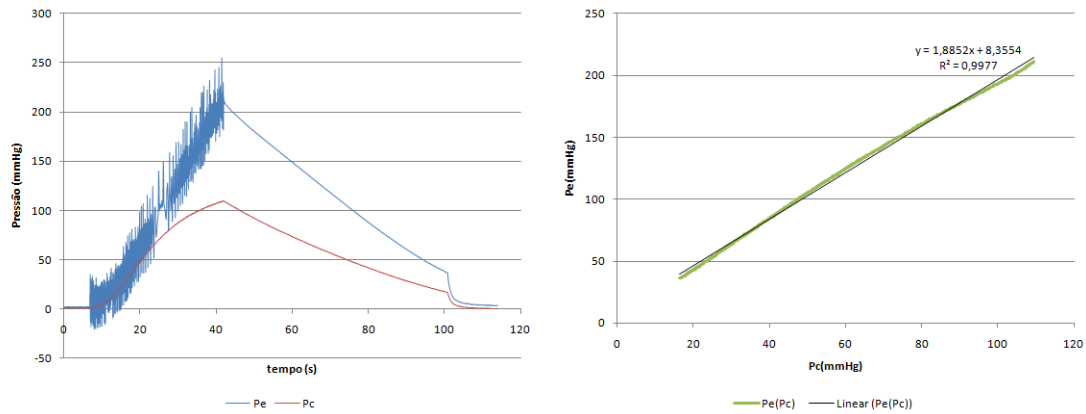


Figura 6.25: Gráficos de $P(t)$ e $P_e(P_c)$ – IV – o primeiro gráfico é uma representação de P_e (pressão no esfigmomanómetro) e P_c (pressão na câmara de ar) em função do tempo e o segundo P_e em função de P_c

porém suficiente para a situação em causa. A aplicação de um regressão exponencial ou polinomial de segundo grau deve se equacionada em futuras aquisições de resultados.

Diferenças entre os circuitos utilizados

A utilização de dois circuitos diferentes com dois diferentes sensores de pressão podem levar à ocorrência de pequenas discrepâncias na medição. Por isso, efectuaram-se medições da pressão num mesmo volume com os dois circuitos em simultâneo. Os resultados estão na figura 6.26 e foram tratados da mesma maneira que os anteriores. P_{s1} refere-se à pressão de um sensor num circuito e P_{s2} à pressão de outro sensor no outro circuito.

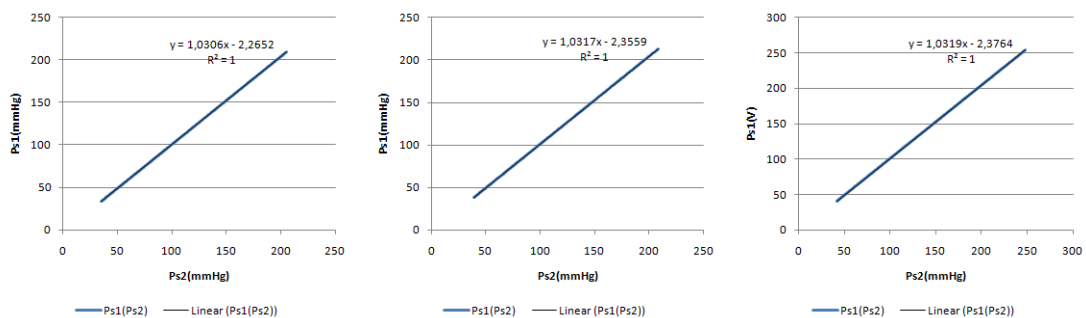


Figura 6.26: Gráficos de $P_{s1}(P_{s2})$ – em três medições diferentes em pressões diferentes. P_{s1} refere-se à pressão de um sensor num circuito e P_{s2} à pressão de outro sensor no outro circuito.

Os parâmetros da equação indicam uma ligeira diferença entre os valores medidos num e noutro sensor, mas nada de extraordinário, quando comparado com os valores analisados para estabelecimento de uma relação entre as pressões. Numa futura análise com os dois circuitos, estas diferenças devem ser parte integrante da análise, aplicando sobre as pressões medidas num dos sensores, uma média das equações obtidas por regressão linear.

6.6.2 Variação de Pressão na Câmara de Ar

Foram feitas medições da variação de pressão na câmara de ar, produzidas pelo movimento do electroíman. Os resultados, apesar de não terem sido os ideais, são bastante satisfatórios, pois demonstram uma variação, com valores já convertidos, de 1 mmHg, valor mínimo de detecção para esfigmomanómetros automáticos. O conjunto de valores necessários para a construção de um gráfico não foram guardados.

Capítulo 7

Aspectos a Melhorar no Protótipo Final

Qualquer projecto de engenharia, seja ele qual for, está sempre sujeito à introdução de melhoramentos fazendo evoluir para um equipamento com maior qualidade e o caso deste protótipo não é excepção. O próprio nome, protótipo, indica que ainda está longe de ser um equipamento completo e com a sua qualidade maximizada, dentro dos parâmetro possíveis. Muitas alterações estão neste momento projectadas para que o aparelho sofra uma melhoria substancial, pois dentro do tempo regulamentar para a execução deste trabalho, não foi possível aplicá-las. Serve este capítulo para as referir assim como as prováveis consequências da sua implementação.

7.1 Estrutura e Câmara de Ar

A estrutura e a câmara de ar estão entre a peças que mais alterações sofreram no decorrer deste trabalho. Apesar de tudo continuam ainda longe da perfeição.

7.1.1 Câmara de Ar – Zona de Acção

A zona de acção é exclusivamente constituída pela tela plástica, onde se aplicam as braçadeiras do esfigmomanómetro. Em termos de construção há um pormenor muito importante que deverá ser alterado. A substituição da cola utilizada para formar o tubo pelo método de vulcanização, como já se indicou no capítulo 4, é essencial, mas é também importante que a vulcanização possa ser feita de modo a que não seja necessário sobrepor duas camadas de tela, *i.e.*, unir pelas extremidades. Assim as fugas que se verificaram devido à sobreposição de duas camadas eram, de certo modo, evitadas. Se a vulcanização fosse melhorada este problema desapareceria. O comprimento total da tela também poderia ser diminuído, como se verá de seguida.

Embora mais complicada de se atingir, por dificuldades técnicas, fica como sugestão aplicar de novo o método de dobras aplicado em protótipos prévios, que apresentou óptimos resultados não fosse a fragilidade dos materiais utilizados.

7.1.2 Câmara de Ar – Estrutura e Suporte

Em relação a este conjunto, há muitos aspectos que se poderiam melhorar. Os topos, principalmente os internos, são bastante pesados, em contraste com o tubo de acrílico que

os une, provocando alguma fragilidade neste, em casos de impactos bruscos. Diminuindo as suas dimensões, sem lhe retirar capacidade de fixação e vedação, torna-los-ia mais leves.

Os topos externos apertam a tela contra o *o-ring*, comprimindo-o. Como a face que executa esta tarefa é cilíndrica a compressão do *o-ring* está limitada ao diâmetro da peça. Para melhor fixação e vedação da câmara de ar, sugere-se que, num próximo protótipo, a sua face interna seja cónica, para que se possa comprimir e vedar o máximo possível.

Em relação ao comprimento do tubo, este pode ser diminuído, tornando menor o volume da caixa de ar. Assim, a variação de pressão provocada pelo mecanismo de variação será superior à actual, aumentando o intervalo de pressões que pode fazer variar, uma das falhas do protótipo actual. Ainda no que se refere ao tubo de acrílico, a cavidade e a tela que o cobre deverão ter um diâmetro superior, para que a força exercida pelo engenho no interior do tubo, não seja dissipada pela zona de fixação. Outra forma de o evitar será não fixar a tela tão esticada como agora.

7.2 Mecanismo de Variação de Pressão na Câmara de Ar

O mecanismo construído, responsável pela variação de pressão na câmara de ar, deverá sofrer alterações de forma a melhorar o seu desempenho e atingir maiores variações de pressão. As modificações podem ser feitas na maioria dos seus componentes.

7.2.1 Electroíman de Movimento Linear

A solução mais óbvia neste contexto é a substituição do electroíman actual por um de maior potência, capaz de aplicar uma força superior. Esta troca, muito provavelmente traria dimensões maiores neste componente anexadas, tornando necessária a reformulação da estrutura que o suporta, podendo ser, inclusive, transportado para o exterior. Idealmente, o mecanismo deverá fazer variar a pressão no interior da câmara comportando-se da mesma forma que artéria braquial[18]. Com o electroíman utilizado, não nos é permitida uma suavidade de movimentos para tal: um electroíman com maior controlo de movimento seria uma aquisição a ter em conta.

7.2.2 Conversão do Movimento Horizontal em Vertical

O mecanismo utilizado para o efeito descrito no título, poderá ser bastante optimizado. O utilizado actualmente foi previamente projectado para trabalhar com um electroíman de menores dimensões, sendo posteriormente ajustado para o agora presente. Uma optimização na suas dimensões, para acolher correctamente o electroíman corrente, incrementaria melhorias na variação da pressão.

Caso o electroíman seja colocado externamente, este mecanismo torna-se obsoleto para este projecto.

7.2.3 Suporte Interno

Tal como a anterior, esta peça também se torna dispensável caso o electroíman seja aplicado externamente. Ainda assim, será necessária a construção de outro suporte. Se tal não suceder, este suporte deverá ser refeito, pois, também como o anterior, sofreu apenas ajustes para poder acolher o electroíman novo. A alteração do mecanismo de conversão obrigará também a tal.

Sistema de Encravamento

O sistema de encravamento desenvolvido é um mecanismo bastante primitivo que poderá ser melhorado ou mesmo substituído por mecanismos fabricados para o efeito, assim como por molas de fixação.

7.3 Circuitos Electrónicos Analógicos

A principal alteração a ser feita nestes circuitos é a sua constituição num circuito impresso para maior segurança do próprio circuito, evitando cabos soltos e curto-circuitos.

A montagem de duas fontes de tensão chegou a estar prevista no início do projecto, mas por muitas circunstâncias de ordem técnica (constantemente testes de tensão e mudança de electroímã, alterações de circuitos, etc.) foi adiada. Assim a construção de uma fonte de + 24 V e outra de +15 e - 15 V, será essencial para um desenvolvimento futuro.

O amplificador de instrumentação construído pode ainda ser substituído por um componente único, que facilitaria a organização das componentes do equipamento.

Inicialmente, ainda se tentou atribuir uma vertente *stand alone* ao equipamento, que embora muito menos precisa que o processamento informático, poderia ser utilizada em casos excepcionais. Comparadores, transístores bipolares e um gerador de sinal, também ele projectado e já anteriormente enumerado, eram os componentes principais deste. O circuito foi testado mas apresentava alguns problemas de histerese. O autor optou por não colocar o seu esquema nesta dissertação. Não obstante, a introdução de um modo de funcionamento independente no equipamento, para além do processamento informático já existente, seria um aperfeiçoamento bastante bem-vindo, já que adicionava novas capacidades ao instrumento.

Capítulo 8

Conclusão

Este projecto tinha como objectivos iniciais o desenvolvimento de um calibrador de esfigmomanómetros automáticos, nomeadamente a componente mecânica e de electrónica analógica para controlo e aquisição, ficando a componente de controlo e aquisição digital por computador a cargo de João Morgado. Logo, qualquer referência ao equipamento nesta conclusão, refere-se apenas à componente desenvolvida pelo autor desta dissertação.

A investigação feita aponta para a necessidade do desenvolvimento de um equipamento deste tipo, de forma a responder à enorme lacuna que existe no mercado da calibração destes aparelhos, nomeadamente em Portugal. A medição de pressão arterial apresenta, também ela, diversas imprecisões devido a factores fisiológicos, que unidas à falta de calibração dos aparelhos de medição, poderão resultar em diagnósticos e tratamentos errados. Assim, recorrendo a instrumentos como o desenvolvido, diminui-se uma das maiores fontes de erro.

Todo o equipamento foi construído de raiz, tendo como base os princípios fisiológicos e físicos relacionados com a medição de pressão arterial, assim como os princípios anexos ao esfigmomanómetro automático, instrumento que mede a pressão arterial. Este último instrumento foi alvo de alguns testes, aplicando forças na sua braçadeira durante uma medição, testando o método oscilométrico.

Ao longo do projecto foram construídos alguns protótipos que dissiparam muitas dúvidas e permitiram testar princípios. O protótipo final construído apresenta já alguma fiabilidade em relação a todos os anteriores e foi um passo maior no desenvolvimento de um equipamento preciso e eficaz na calibração de esfigmomanómetros, principalmente automáticos. Contudo, muitos aspectos têm que ser melhorados até que este equipamento atinja a plenitude das suas funções e possa ser comercializado.

O princípio de medição de pressão de forma indirecta, pela câmara de ar, que é envolvida pela braçadeira do esfigmomanómetro, carece ainda de uma confirmação efectiva, pelo menos para este modelo de protótipo, já que o princípio é fiável e utilizado na própria medição da pressão arterial. Ainda assim, os escassos resultados obtidos apontam que o caminho é o correcto.

Em relação à variação de pressão necessária para reconhecimento por parte do esfigmomanómetro e para que assim meça a pressão arterial simulada pelo equipamento, tem vindo a ser discutida ao longo deste documento e facilmente se conclui que deverá ser superior. Vinque-se que a variação de pressão de 1 mmHg deve ser absolutamente ampliada.

Concluindo, o protótipo desenvolvido, apresenta já alguma utilidade, mas ainda não possui a capacidade de simular o sinal biológico da pressão arterial de forma a que qualquer esfigmomanómetro automático consiga medi-la. Não é possível ainda estabelecer uma relação efectiva entre a medição da pressão na câmara de ar do equipamento e a pressão exercida pela braçadeira sobre a primeira. Contudo, o passo necessário para transpor estas

barreira é bastante pequeno, conseguindo-se com mais algum tempo de desenvolvimento atingir o patamar desejado, tornando o protótipo PreSphygmos num equipamentos completamente funcional. As principais ideias para este salto qualitativo foram enumeradas num capítulo próprio.

Em termos comerciais, as perspectivas nacionais para um protótipo como este são bastante boas, dada a escassez de soluções em relação à calibração de esfigmomanómetros em Portugal. A legislação relativa a esta matéria em Portugal é inexistente e com a evolução dos serviços de saúde em termos de qualidade as propostas de lei estarão iminentes. Acrescente-se a portabilidade do equipamento desenvolvido, que o torna atraente para ambientes clínicos, necessitando apenas do, que por agora é, protótipo e de um computador portátil.

Para finalizar, o desenvolvimento do equipamento foi bastante proveitoso, ainda que se tenham enfrentado bastantes dificuldades, resultando num instrumento perto da total funcionalidade com boas perspectivas futuras.

Referências Bibliográficas

- [1] Seeley R., Stephens T., Tate P. *Anatomia & Fisiologia – 6.ª edição*, Lusociência, 2005
- [2] *Heart*, Wikipedia, Disponível Online em:
<http://en.wikipedia.org/wiki/Heart>
Data de Acesso: 16/10/2010
- [3] *Brachial Artery*, Ganfyd, Disponível Online em:
http://www.ganfyd.org/index.php?title=Brachial_artery
Data de Acesso: 19/10/2010
- [4] *Mean Arterial Pressure*, Wikipedia, Disponível Online em:
http://en.wikipedia.org/wiki/Mean_arterial_pressure
Data de Acesso: 17/10/2010
- [5] *Blood Pressure Levels*, American Heart Society, Disponível Online em:
<http://www.americanheart.org/presenter.jhtml?identifier=4450>
Data de Acesso: 12/10/2010
- [6] Ministério da Saúde, *Hipertensão Arterial*, Portal da Saúde, Disponível Online em:
<http://www.portaldasaude.pt/portal/conteudos/enciclopedia+da+saude/doencas/doencas+do+aparelho+circulatorio/hipertensao+arterial.htm>
Data de Acesso: 26/09/2010
- [7] Wolf-Maier, K. et al. *Hypertension Prevalence and Blood Pressure Levels in 6 European Countries, Canada, and the United States*, American Medical Association, JAMA 2003; 263/18: 2363–2369
- [8] Grilo R. *Doenças Cardiovasculares*, Médicos de Portugal – Saúde Sapo, Disponível Online em:
http://medicosdeportugal.saude.sapo.pt/utentes/doencas_cardiovasculares/doencas_cardiovasculares_sao_principal_causa_de_morte_nos_paises_desenvolvidos
Data de Acesso: 09/10/2010
- [9] Casas F. *Monitoria de la Presión Arterial*, Anestesiologia e Reanimação, Universidade de Antioquia 2010
- [10] Pickering T.G. *Measurement of Blood Pressure In and Out of the Office: Techniques for BP Measurement*, Medscape, Disponível Online em:
http://www.medscape.com/viewarticle/499973_2
Data de Acesso: 07/10/2010
- [11] *Esfigmomanómetro*, Dicionário Priberam da Língua Portuguesa, Disponível Online em:

- <http://www.priberam.pt/dlpo/default.aspx?pal=esfigmoman%C3%B3metro>
Data de Acesso: 06/09/2010
- [12] Portugal, Ministério da Economia e da Inovação, *Decreto-Lei 76/2008*, Diário da República 2008: 2431–2432
- [13] Jones D.W. et al. *Mercury Sphygmomanometers Should Not be Abandoned: An Advisory Statement From the Council for High Blood Pressure Research*, American Heart Association, Hypertension 2001; 37: 185–186
- [14] Messerli F., White W, e Staessen J. *If Only Cardiologists Did Properly Measure Blood Pressure - Blood Pressure Recording in Daily Practice and Clinical Trials*, Journal of the American College of Cardiology 2002; 40: 2201–2203
- [15] Rouse A. e Marshall T., *The extent and implications of sphygmomanometer calibration error in primary care*, Journal of Human Hypertension 2001; 15: 587–591
- [16] O'Rourke M. *Accurate measurement of arterial pressure*, Journal of Human Hypertension 2003; 17: 445–447
- [17] Marshall T. *Blood Pressure measurement: the problem and its solution*, Journal of Human Hypertension 2004; 18: 757–759
- [18] Gersak, A., Zemva A. e Drnovsek J. *A procedure for evaluation of non-invasive blood pressure simulators*, Med Biol Eng Comput 2009; 47: 1221–1228
- [19] O'Brien, Eion; et al., *European Society of Hypertension recommendations for conventional, ambulatory and home blood pressure measurement*, Journal of Hypertension 2003; 21: 821–848
- [20] de Greeff A. et al *Calibration accuracy of hospital-based non-invasive blood pressure measuring devices*, Journal of Human Hypertension 2010; 24:58-63
- [21] *Hipotensão arterial*, Medipedia – Conteúdos de Saúde, Disponível Online em: <http://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=129>
Data de Acesso: 06/10/2010
- [22] *SC-5 SimCube®*, Pronk Technologies, Disponível Online em: <http://www.pronktech.com/simcube-nibp-simulator-pronk.htm>
Data de Acesso: 10/10/2010
- [23] *AccuPulse™ NIBP Simulator*, Clinical Dynamics Corporation, Disponível Online em: <http://www.clinicaldynamics.com/accupulse.htm>
Data de Acesso: 10/10/2010
- [24] *AccuPulse™ HandHeld NIBP and Patient Simulator*, Clinical Dynamics Corporation, Disponível Online em: <http://www.clinicaldynamics.com/accupulsehandheld2.htm>
Data de Acesso: 10/10/2010
- [25] *Rigel HandHeld NIBP and Patient Simulator*, Rigel Medical, Disponível Online em: http://www.rigelmedical.com/products/Rigel_BP_SIM_Hand_held_NIBP_Simulator.asp
Data de Acesso: 10/10/2010

- [26] Internacional Electrotechnical Commission *IEC 80601-2-30 – International Standard*, Edition 1.0, 2009-01
- [27] Sims A.J. et al. *Oscillometric blood pressure devices and simulators measurements of repeatability and differences between models*, Journal of medical Engineering & Technology 2005; 29/3: 112–118

Anexos

Dimensões

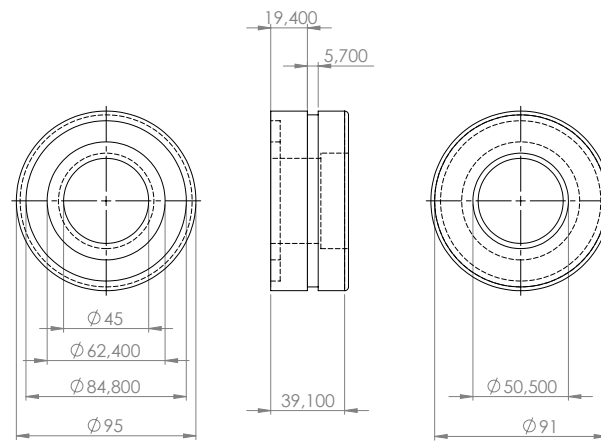


Figura 8.1: Dimensões do Topo Interior

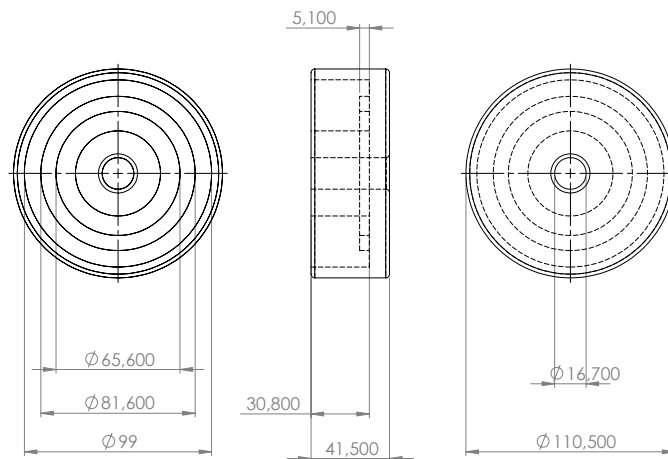


Figura 8.2: Dimensões do Topo Exterior

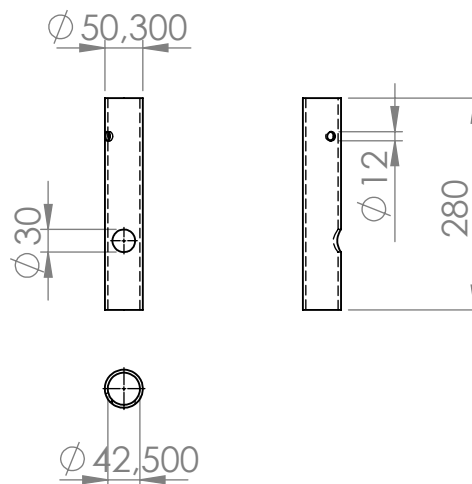


Figura 8.3: Dimensões do Tubo de Acrílico

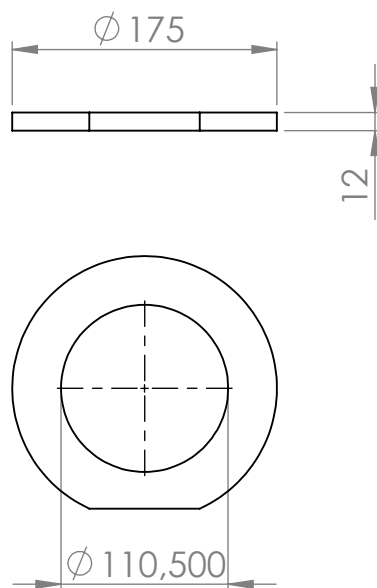


Figura 8.4: Dimensões do Suporte

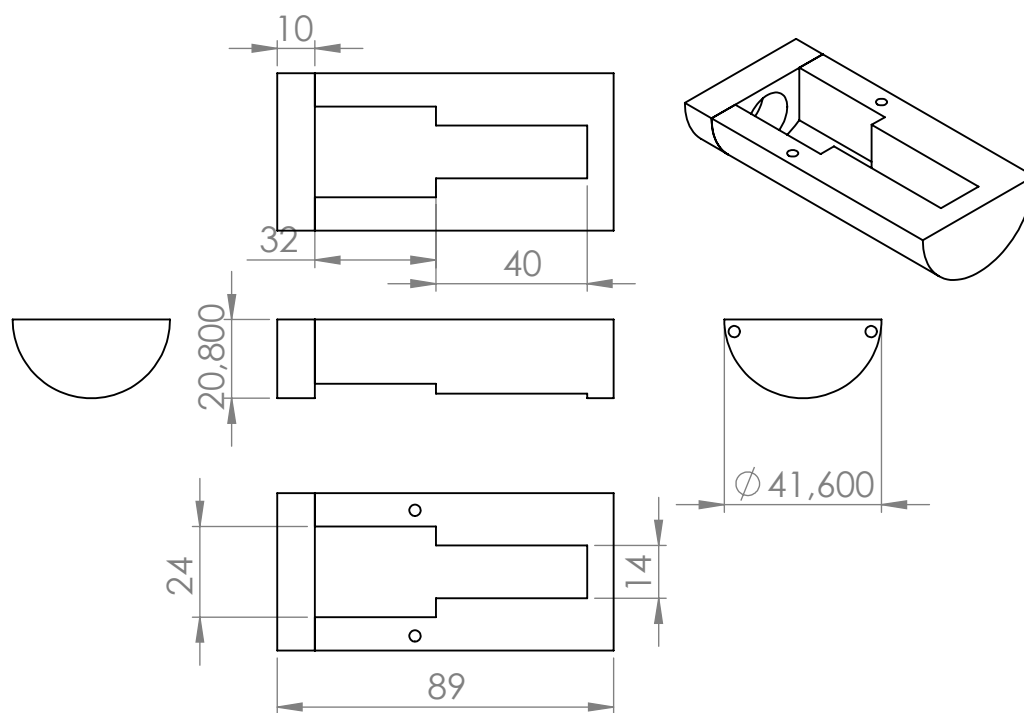


Figura 8.5: Dimensões do Suporte Interno

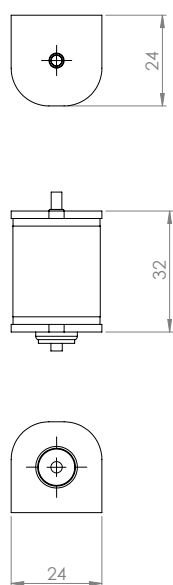


Figura 8.6: Dimensões do Electroíman