

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

SISTEMA INTEGRADO DE INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS
PARA A REALIZAÇÃO DA CALIBRAÇÃO DE
ESFIGMOMANÔMETROS

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA (M. Eng.)

LUIZ EDUARDO SCHARDONG SPALDING

FLORIANÓPOLIS, FEVEREIRO DE 1996

**SISTEMA INTEGRADO DE INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS PARA A
REALIZAÇÃO DA CALIBRAÇÃO DE ESFIGMOMANÔMETROS**

Luiz Eduardo Schardong Spalding

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO
TÍTULO DE

MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ESPECIALIDADE ENGENHARIA BIOMÉDICA E APROVADA EM SUA FORMA
FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO



Carlos Inácio Zanchin - Orientador



Enio Valmor Kassick - coord. do curso

BANCA EXAMINADORA



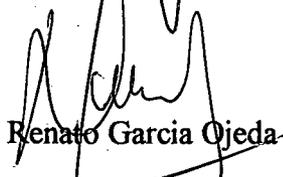
Carlos Inácio Zanchin - Presidente



Walter Celso de Lima



Paulo José Abatti



Renato Garcia Ojeda

OFERECIMENTO

Ofereço este trabalho à minha esposa Siomara, às nossas famílias e aos nossos amigos, que, de uma forma ou de outra, me apoiaram para que eu pudesse aprender um pouco mais.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi realizado com o apoio de várias instituições de fomento à pesquisa e à produção industrial: a CAPES possibilitou minha manutenção em Florianópolis; o programa RHAE/CNPq e a FAPERGS permitiram que se incluíssem alunos de curso de graduação de engenharia e alunos de curso técnico de eletrônica no projeto, multiplicando o número de pessoas que adquiriram o conhecimento pretendido; o SEBRAE-RS e a FINEP possibilitaram o repasse da tecnologia para a iniciativa privada, com a Incubadora Empresarial Tecnológica da Escola Estadual Cecy Leite Costa de Passo Fundo, RS; o Hospital São Vicente de Paulo de Passo Fundo e o Hospital Universitário de Florianópolis viabilizaram a avaliação qualitativa e quantitativa do trabalho, bem como sua aplicação, validando seu benefício para o sistema de saúde.

Fundamental, também, foi a colaboração da direção, de colegas e de alunos da Escola Estadual Cecy Leite Costa, de bolsistas e de estagiários, que não mediram esforços para que o Laboratório de Calibração de Esfigmomanômetros se tornasse uma realidade.

Agradeço, igualmente ao Ministério da Saúde, através do Departamento de Sistematização e Normas, ao INMETRO, à Rede Metrológica Gaúcha e à Fundação Certi pelo apoio na consultoria técnica e pela cedência de documentação.

Finalmente, agradeço aos professores, funcionários e colegas do Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) que me oportunizaram adquirir os conhecimentos aplicados neste trabalho.

ÍNDICE

	Pg.
Introdução	1
1- Revisão da literatura	2
1.1 Situação da instrumentação para calibração e ensaio de equipamentos médicos	2
1.2 Os programas do Ministério da Saúde relacionados com a qualidade dos equipamentos médicos	4
1.3 Dificuldades técnicas para a construção de um instrumento de calibração para a área médica	6
1.4 Razões da escolha do calibrador de esfigmomanômetro como impulsor da cultura metrológica nos hospitais	8
1.5 Informações sobre a esfigmomanometria	10
1.6 Tipos de esfigmomanômetros	12
1.6.1 Eletrônicos	12
1.6.2 Mecânicos	13
1.7 Aspectos metrológicos	17
2 - Materiais e métodos	18
2.1 Sistema integrado de instrumentos	18
2.2 Princípio de funcionamento	19
2.3 Procedimentos do laboratório de calibração	20
2.3.1 Condições físicas do laboratório	20
2.3.2 Padrões de referência	21
2.3.3 Rastreabilidade	21
2.3.4 Unidade de medida e faixa de operação	21
2.3.5 Classes de erro	23

2.3.6	Método de calibração	25
2.3.6.1	Normas de recepção, acomodação, utilização e entrega dos esfigmomanômetros	25
2.3.6.2	Normas gerais do laboratório	26
2.3.6.3	Norma específica de calibração	30
2.3.7	Levantamento dos tipos de erro	31
2.3.8	Documentação	33
2.4	Calibrador de esfigmomanômetros	34
2.4.1	Diagrama em blocos do calibrador	34
2.4.2	Sensor de pressão	35
2.4.3	Amplificador de instrumentação	35
2.4.4	Amplificador de ajuste de ganho	36
2.4.5	Filtro	36
2.4.6	Conversor A/D	36
2.4.7	Microcontrolador	36
2.4.8	Placa de comunicação com o PC	37
2.4.9	<i>Software</i>	37
2.4.10	Características técnicas do calibrador	38
3	- Análise dos resultados	39
3.1	Cálculo do erro do calibrador	39
3.2	Levantamento realizado no Hospital São Vicente de Paulo	41
4	- Discussão e conclusão	43
5	- Referências bibliográficas	48

SIMBOLOGIA

Abreviatura	Significado
°C	Graus Celsius
ABS	Valor absoluto
AMPOP	Amplificador operacional
DM	Dispersão da medição
E _g	Erro de ganho
E _L	Erro de linearidade
ES	Erro sistemático
E _z	Erro de zero
IM	Incerteza de medição
mmHg	Milímetros de mercúrio
P _m	Pressão média, equivale ao VMV
P _r	Pressão calculada pela reta de regressão linear
VFS	Valor de final de escala " <i>Value Full Scale</i> "
VM	Valor da medida
VMV	Valor médio verdadeiro

RESUMO

Neste trabalho, apresenta-se uma sistematização dos conhecimentos de Engenharia Clínica, de Medicina, de Metrologia e de Instrumentação Eletrônica para a implantação de um laboratório de calibração de esfigmomanômetros. Discute-se a realidade brasileira e os projetos do Ministério da Saúde para a área de controle da qualidade dos equipamentos médicos, visando à possível utilização deste trabalho como referência para a elaboração de procedimentos e para o desenvolvimento de equipamentos para calibração dos demais aparelhos médicos.

O laboratório foi concebido integrando-se um calibrador semi-automático com um conjunto de procedimentos metrológicos. Este laboratório foi implementado no H.U. de Florianópolis e no Hospital São Vicente de Paulo de Passo Fundo, RS (HSVP), onde realizou-se a calibração em 110 aparelhos. Detectou-se então quantos esfigmomanômetros possuíam erros sistemáticos acima de 4 mmHg (limite de aprovação dentro da faixa de 40 a 260 mmHg) e também quais os tipos mais comuns de erros: se de linearidade, de zero ou de ganho. Estes três últimos tipos de erros foram levantados tomando-se por base a construção de uma reta de regressão linear através do método dos mínimos quadrados.

O levantamento realizado nestes 110 esfigmomanômetros revelou que 41,82 % possuíam erros sistemáticos maiores que 4 mmHg, 28,18 % puderam ser ajustados e 30% foram colocados fora de circulação, pois não obtiveram, após o ajuste, um erro inferior ou igual a 4 mmHg. Também observou-se que 38,2% possuíam erros de linearidade, 10,9% de zero e 12,7 % de ganho.

Os números obtidos do levantamento representam uma realidade otimista, pois o HSVP possui um "Programa de gerenciamento da qualidade do equipamento médico hospitalar", embora não houvesse, até então, realizado um trabalho tão completo. A expectativa é que a realidade da grande maioria dos hospitais brasileiros seja ainda pior.

ABSTRACT

This project presents a systematization of the knowledge of Clinical Engineering as well as Medicine and Eletronical Instrumentation to the implantation of a calibration laboratory of sphygmomanometers. The brazilian reality and the projects of the Health Ministry of Brazil to the control area of the quality of medical equipments are discussed, in order to make possible the utilization of this project as a reference to the elaboration of procedures and development of equipments to calibration of the others medical instruments.

The laboratory was conceived by using together a semi-automatic calibrator with a metrological proceduring. This laboratory was developed at H.U. of Florianópolis, SC and the Hospital São Vicente de Paulo of Passo Fundo, RS, where was made a experience of calibration in 110 equipaments. From this test was detected how many sphygmomanometers had systematic error above 4 mmHg (the limit of error to aprove, between 40 and 260 mmHg). In this relation was possible to detect which kind of error was usual: if from linearity, zero or of the gain. The last three kinds of error was result of taking a regression strainght line by method of square minimum.

This experience shows that in 110 sphygmomanometers, 41,82% had systematics errors up to 4mmHh; 28,18% could be regulated and 30% was necessary to put out of acting because after to regulate the error do not keep lesser than or equal 4mmHg. Also, 38,2% had errors of a linearity, 10,9% of zero and 12,7% of the gain.

The numbers beyond question shows a optimistic reality, looking upon than the Hospital São Vicente de Paulo have a "Program of quality administration for hospital medical equipament", but at the same time a work complete like this was never fulfilled there before. It means by all that isn't difficult to believe that most of the brazilian hospitals are in a worse situation.

INTRODUÇÃO

Os esfigmomanômetros, ou instrumentos de medir a pressão arterial, são amplamente utilizados nos hospitais brasileiros, sendo, normalmente, responsáveis pelo primeiro diagnóstico médico. Muitas vezes estes aparelhos apresentam erros de medida capazes de induzir o médico a uma inadequada orientação de tratamento, mas, infelizmente, poucos hospitais brasileiros adotam procedimentos metroológicos para a devida calibração desses e de outros equipamentos médicos. Isto ocorre em função de dois problemas principais: não existe uma cultura metroológica dentro dos hospitais e, tampouco, equipamentos de calibração nacionais que se adaptem ao uso em ambientes hospitalares.

Por essas razões, o Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB), da UFSC, desenvolveu um procedimento e um equipamento de calibração de esfigmomanômetros que visa a levantar os erros de medida desses aparelhos e a promover a consolidação da cultura metroológica nos hospitais brasileiros.

O equipamento é composto por uma placa de aquisição e controle (desenvolvida especificamente para esta finalidade), um medidor de pressão na faixa de 0 a 310 mmHg, um microcomputador padrão IBM PC 386 e uma impressora. Na operação do equipamento, o técnico realiza três etapas de medida da pressão no manômetro a calibrar, feitas no descarregamento da pressão, ou seja, no período decrescente do ciclo de medição. O microcomputador adquire os dados da pressão vindos da placa de aquisição, efetua os cálculos necessários, imprimindo um relatório de calibração e uma tabela de conversão. Uma calibração realizada desta maneira pode ser efetuada em 10 minutos, um período de tempo seis vezes mais rápido do que o necessário para a calibração manual. Paralelamente a isso um relatório estatístico de todas as calibrações já realizadas é gerado, revelando os problemas mais comuns encontrados nos aparelhos: erros de zero, de linearidade, de ganho ou deformações incorrigíveis.

1- REVISÃO DA LITERATURA

1-1 Situação da instrumentação para calibração e ensaio de equipamentos médicos

No Brasil, a produção de equipamentos de calibração ainda é inexpressiva ^{[5] [11]} e as razões disso não estão ligadas à falta de potencial dos engenheiros e técnicos, mas sim à falta de motivação para que se voltem à área de instrumentação aplicada à metrologia.

A partir de 1990, com a implantação do Programa Brasileiro de Qualidade e Produtividade pelo Governo Federal ^[9], que busca a adequação das indústrias às normas internacionais de qualidade (ISO 9000), o interesse pela instrumentação de precisão aumentou sensivelmente. Neste mesmo compasso, as equipes técnicas de manutenção e de desenvolvimento dos hospitais perceberam que vários aparelhos médicos, importados e nacionais, não atendiam às mínimas condições de segurança e confiabilidade. Iniciativas para melhorar este quadro manifestaram-se em diferentes regiões do país e, aos poucos, descobriu-se que era possível minimizar o problema, pois a maior parte dos aparelhos médicos não exige uma "precisão" ⁱ melhor do que 5%, o que facilita a construção de instrumentos de baixo custo e com tecnologia nacional. Poucas empresas brasileiras dedicam-se, hoje, a essa tarefa e, talvez, não haja nenhuma que se dedique exclusivamente a ela, por uma razão já bem conhecida: não existe um cliente em potencial (hospitais).

É crescente, entretanto, o interesse de setores do Ministério da Saúde ^{[1][2][3]} em implantar procedimentos de metrologia nos hospitais, buscando, com isso, melhorar a confiabilidade dos diagnósticos e das terapias, além de aumentar a segurança do paciente e do corpo clínico. Por esta razão, os grandes hospitais brasileiros já estão investindo na

ⁱ *Precisão* é um termo não utilizado em metrologia, em que se consagra como mais correto o termo *incerteza da medição* ^[29].

compra de alguns aparelhos de calibração e de ensaio, demanda que está sendo atendida por equipamentos importados, principalmente da empresa Bio-Tek (EUA), representada no Brasil pela Distribuidora For Medical C. R. Ltda., de Campinas, e pela empresa Dynatech Nevada^[34], também americana. No Rio Grande do Sul, quatro hospitais já importaram (ou estão importando) esses equipamentos: Hospital de Clínicas de Porto Alegre; São Lucas da PUC; Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre e São Vicente de Paulo de Passo Fundo. No Paraná, o Centro Federal de Educação Tecnológica (CEFET-PR), de Curitiba, importou uma linha completa da Bio-Tek para implantar uma central de certificação de aparelhos médicos^[5]. Na Unicamp, no Centro de Engenharia Biomédica, existe em funcionamento um setor de conformidade no qual os aparelhos são ensaiados logo após a manutenção. Sabe-se, também, que alguns hospitais do Rio de Janeiro, Minas Gerais, Distrito Federal e Paraíba já adquiriram ou estão adquirindo estes equipamentos. Em Florianópolis, o GPEB, do Hospital Universitário, pretende equipar-se com alguns equipamentos da Bio-Tek para oferecer um atendimento metrológico aos hospitais da região.

Além disso, o GPEB mantém em andamento dissertações de mestrado, assim como a Unicamp, o CEFET-PR e outros, para o desenvolvimento de instrumentos de calibração e de ensaio de equipamentos médicos, uma vez que alguns instrumentos importados não se adaptam perfeitamente à realidade brasileira.

1.2 Os programas do Ministério da Saúde relacionados com a qualidade dos equipamentos médicos

O Ministério da Saúde lançou, em 1991, através da Secretaria Nacional de Assistência à Saúde, o Programa de Equipamentos Odonto-Médico-Hospitalares (PROEQUIPO)^[4], que faz parte dos esforços do Ministério para a construção do Sistema Único de Saúde (SUS). O PROEQUIPO foi dividido em cinco subprogramas:

- I- Formação e qualificação de recursos humanos^{[8][7]};
- II- Gerência e manutenção de equipamentos odonto-médico-hospitalares^[6];
- III- Normas e padrões técnicos^[5];
- IV- Qualidade^[5];
- V- Tecnologia.

Em todos esses subprogramas, fica evidente a preocupação do Governo Federal em diminuir o caos existente nos hospitais brasileiros em relação à situação dos equipamentos médicos, desde sua construção com qualidade até sua manutenção e administração.

Nesses subprogramas, ressalta-se, também, a necessidade de instrumentos de avaliação da qualidade dos aparelhos médicos em uso no Brasil. Se as metas do PROEQUIPO já tivessem sido atingidas hoje, portanto, três anos depois de ter sido lançado, os principais hospitais brasileiros estariam equipados quase que totalmente com instrumentos de calibração e de ensaio importados. Isso teria como consequência não apenas a sangria de divisas, mas também uma contínua dependência tecnológica (como já acontece com alguns dos hospitais citados). Além disso, perder-se-ia um ótimo e crescente mercado no exterior, pois o Brasil tem *know-how* suficiente para desenvolver uma vasta linha de aparelhos de metrologia para a área médica.

A indústria nacional, representada pela Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos, Odontológicos, Hospitalares e de Laboratórios (ABIMO) já assumiu sua parte na responsabilidade de melhorar a qualidade dos aparelhos médicos por ela fabricados. A ABIMO, juntamente com o Ministério da Saúde, com o INMETRO (IPEM), o Pró-Matre SP, a Fiocruz RJ, a USP, a Unicamp, a UFRJ, a UFSC e as Comissões de Estudo da CT - 62 do Comitê de Eletricidade da Associação Brasileira de Normas Técnicas (COBEI/ABNT), elaboraram um conjunto de normas^[2] que são a base para a construção de instrumentos de calibração e de ensaio para aparelhos médicos. Tais normas seguem a linha da ISO 9000 e da IEC 601, aceitas internacionalmente^[9]. Com relação aos esfigmomanômetros, está sendo elaborada, pelo INMETRO, a norma brasileira, em fase de harmonização com a européia EN 1060 "Nom Invasive Sfygmomanometers".

O programa PROEQUIPO não foi a única tentativa feita no sentido de melhorar a qualidade dos equipamentos médicos no Brasil (SEPLAN/CNPq^[11]), mas vai se desenvolvendo com muita rapidez^[3], pois, desta vez, o interesse não é só do governo ou das empresas fabricantes de aparelhos médicos, mas de ambos.

1-3 Dificuldades técnicas para a construção de um instrumento de calibração para a área médica

No universo da instrumentação de precisão, fabricar um aparelho de metrologia para calibrar e ensaiar equipamentos médicos é, na maioria das vezes, uma tarefa relativamente fácil, já que a maior parte dos equipamentos médicos não requer uma "precisão" melhor do que 5% do valor da medida (VM). Nem por isso, todavia, se deve negligenciar. É preciso garantir, com procedimentos corretos do ponto de vista metrológico, a confiabilidade do equipamento médico. As equipes médicas e as auxiliares terão confiança no equipamento que estão utilizando, se souberem que ele passa por uma avaliação periódica de suas condições de segurança e de parâmetros de entrada e/ou de saída. Não importa se a tolerância é grande, como de 5% VM, o que importa é que, para aquele procedimento médico, tal tolerância é aceitável e segura.

Além das facilidades técnicas, os instrumentos de calibração de aparelhos médicos têm, na maioria dos casos, preço acessível em relação ao preço destes. Lembre-se também que é comum ter-se um instrumento de calibração para vários aparelhos médicos do mesmo tipo. Para o esfigmomanômetro, por exemplo, uma relação aceitável é de cerca de 1/360ⁱⁱ.

Enfim, a ausência de grandes dificuldades para se projetar e se para industrializar um instrumento de calibração e de ensaio para aparelhos médicos constitui-se num excelente estímulo para as empresas de média capacidade tecnológica formarem uma equipe de

ⁱⁱ Para se chegar a esse número, deve-se fazer o seguinte cálculo:

- Com um equipamento semi-automático, como é o caso desta proposta, cada calibração se completa em 10 minutos. Em 2h de trabalho por dia, pode-se realizar 12 calibrações; em um mês, 240; em três meses, 720. Considerando que o manômetro deve ser calibrado trimestralmente (semestralmente no máximo), como é recomendado para manômetros de uso industrial^[13], chega-se a conclusão de que um equipamento de calibração é suficiente para 720 esfigmomanômetros. Entretanto, para este volume de serviço, é conveniente que o setor de metrologia do hospital possua um equipamento sobressalente, em função também do período em que o próprio calibrador (padrão local do hospital) fica sob vigilância do seu padrão superior, ou seja, o período em que ele mesmo será calibrado.

profissionais dedicados à instrumentação de metrologia e, com base nisso, alcancarem um nível tecnológico que as capacite a competir no mercado internacional.

1- 4 Razões da escolha do calibrador de esfigmomanômetro como impulsor da cultura metrológica nos hospitais

Muitas são as razões que justificam a escolha do esfigmomanômetro como impulsor da cultura metrológica nos hospitais. Inicialmente, poder-se-ia afirmar que o esfigmo (abreviatura que doravante será utilizada) é o aparelho médico presente em maior número nos hospitais, sendo comum a razão de um aparelho para cada dois ou três leitos (como é o caso do Hospital São Vicente de Paulo de Passo Fundo, RS)^[32]. Além dos aparelhos pertencentes ao hospital, existe um grande número de esfigmos de propriedade de médicos e de enfermeiros. Assim, sob o aspecto da quantidade, pode-se concluir que o calibrador tem uma alta taxa de utilização. Além disso, é importante salientar que o esfigmo é utilizado por vários tipos de profissionais da área da saúde, desde o médico até o atendente de enfermagem, e esta é a relação mais importante: grande quantidade e grande difusão entre os profissionais. Esta situação privilegiada apresenta-se como ideal para a disseminação da cultura metrológica dentro dos hospitais, levando os profissionais da área médica a questionarem, diariamente, se o aparelho que utilizam está ou não dentro das especificações, se existe ou não selo de aferição ou relatório de calibração.

De qualquer forma, não faria sentido controlar a qualidade de um aparelho como o esfigmo, se não existissem motivos para isso. De fato, há uma grande preocupação do corpo médico e dos serviços de enfermagem com a leitura da pressão arterial^[28], uma vez que este procedimento fornece, normalmente, o primeiro diagnóstico, identificando pressão normal, hipertensão ou hipotensão, o que resulta, em caso de hipo ou de hipertensão, na adoção de medicação correspondente. Desse modo, um erro de 20 mmHg pode determinar um diagnóstico errado e, conseqüentemente, a adoção de uma terapia inadequada. Por exemplo: se o paciente apresenta uma pressão de 12/8 (120mmHg/80mmHg), considerada normal, e o

esfigmo, entretanto, registra 14/10, que corresponde a pressão alta, o médico ministra medicação para baixar a pressão. O paciente, então sofrerá as conseqüências que poderão advir desse processo. A diferença, neste caso, está entre 14 e 20 % do valor de leitura, sendo muito comum encontrar, em um grande hospital, aparelhos com este erro^[28]. As principais causas disso são: 1) a não existência de procedimentos metrológicos de rastreabilidade, nos hospitais, que possibilitem a comparação de cada esfigmo sempre com um mesmo instrumento-padrão (normalmente, como método paliativo, utiliza-se o mais novo); 2) a fragilidade ao choque mecânico desses aparelhos, que contribui muito para que saiam, facilmente, das condições de operação aceitáveis (erro máximo de ± 4 mmHg, segundo a proposta deste trabalho).

Duas experiências de levantamento deste problema são conhecidas entre os técnicos de manutenção do HSVP-PF e do Hospital São Lucas da PUC-RS, as quais, infelizmente, não foram publicadas e que revelaram a existência de erros da ordem de 10 a 20 % na leitura na faixa de operação de 40 a 260 mmHg, nos piores casos (cerca de 3% dos aparelhos que chegam para manutenção)^{[32] [33]}.

Outras duas experiências relatam, cientificamente, as condições dos esfigmomanômetros encontrados em uso em hospitais e clínicas. A Liga de Hipertensão da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo realizou uma pesquisa^[28], analisando cerca de 350 esfigmomanômetros. Dos aparelhos aneróides que estavam em condições de uso nos hospitais públicos, constatou-se que 53% estavam descalibrados; nos consultórios particulares, a percentagem foi de 49%. Outra justificativa para a adoção do calibrador de esfigmomanômetro como impulsor da cultura de calibração e ensaio de equipamentos médicos é o baixo custo do calibrador (cerca de US\$ 600,00), o que o torna acessível aos hospitais menores, não exigindo alto investimento e tampouco pessoal especializado.

1.5 Informações sobre a esfigmomanometria

Os esfigmomanômetros são equipamentos médicos destinados a medir, de modo não invasivo, a pressão sanguínea arterial sistólica e diastólica do ser humano. *Pressão sistólica* é a medida máxima do ciclo de pressão cardíaca, resultado da ação bombeadora do coração; a *pressão diastólica* é a medida mínima. O método que utiliza o esfigmo é chamado *esfigmomanometria* ou *método auscultatório* ^[51]. A Figura 1 ilustra o procedimento, que é desencadeado pelo ato de inflar a câmara pneumática da braçadeira (comumente chamada de manguito) por meio de uma bomba de ar (também conhecida como *pêra* ou injetor de ar) até que a pressão sobre a artéria braquial do paciente seja tal que impeça o fluxo de sangue, normalmente acima de 200 mmHg. Atingido este nível, o ar é retirado gradualmente da câmara por meio de uma válvula unidirecional da bomba de ar, enquanto o médico ausculta, com o auxílio do estetoscópio, os sons produzidos no interior do corpo humano.

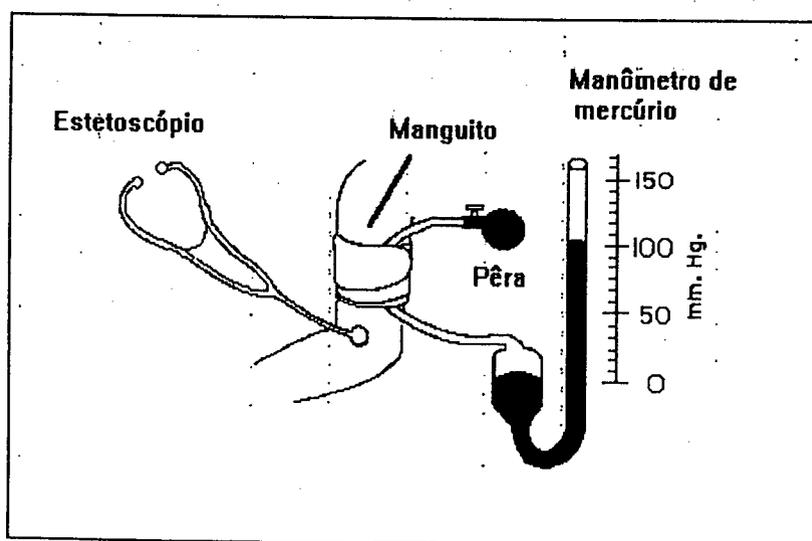


Figura 1 - Método auscultatório

No procedimento, o médico utiliza-se do estetoscópio para perceber o momento em que ocorre um som correspondente ao reinício da circulação do sangue na artéria braquial

(sons de Korotkoff), quando a pressão provocada pelo manguito é vencida pela pressão do sangue no interior da artéria. Esta é a pressão sistólica, medida por um manômetro ligado ao manguito (na figura, utiliza-se um manômetro de coluna de mercúrio). Para obter a pressão diastólica, basta continuar retirando o ar do manguito pela válvula unidirecional e observar, ainda com o estetoscópio, o momento em que cessam os sons correspondentes às pulsações provocadas pelo volume de sangue que força passagem pela área obstruída da artéria. Neste momento, a pressão do ar no interior do manguito não oferece mais resistência à circulação normal do sangue. Esta é a pressão diastólica. O método prevê ainda que, em cada paciente, sejam realizadas três medidas, fazendo-se uma média delas.

Em um jovem normal, as pressões sistólica e diastólica são de 120 mmHg e de 80 mmHg, respectivamente; em pessoas idosas, tendem a aumentar por causa de fatores, como o endurecimento das artérias, podendo causar pressões de pulso (diferença entre sístole e diástole) da ordem de 100 mmHg, quando o normal é de 40 mmHg. Doenças, como *insuficiência aórtica* (destruição parcial da válvula aórtica) e outras, por sua vez, podem provocar pressões diastólicas próximas de zero, sendo diagnosticadas imediatamente pelo simples uso do método auscultatório^[51]. Um erro de medida da ordem de 20 mmHg pode, então, determinar um diagnóstico incorreto, acarretando, por sua vez, a utilização de uma terapia inadequada.

1.6 Tipos de esfigmomanômetros

Os esfigmomanômetros diferem, basicamente, em relação ao tipo de sensor ou de mecanismo para medir a pressão. Pode-se classificá-los ^[16] da seguinte maneira:

1.6.1 Eletrônicos ⁱⁱⁱ

Estes esfigmos possuem sensores de pressão eletrônicos, podendo ser semicondutores, piezo-elétricos ou *strain-gages* ^[38]. Eles podem ser ainda:

a) Automáticos - Não necessitam do auxílio do estetoscópio. Normalmente, detectam a sístole e a diástole através da oscilação da pressão sobre o sensor eletrônico. A indicação das pressões sistólica e diastólica, de modo geral, é feita automaticamente através de um *display* de cristal líquido. Alguns apresentam também a frequência cardíaca.

b) Semi-automáticos - Utilizam o estetoscópio para detectar os sons. Apresentam, normalmente, os resultados das pressões em *display* de cristal líquido.

ⁱⁱⁱ Existe uma certa resistência por parte de médicos e de enfermeiros em relação ao uso de esfigmos eletrônicos, provavelmente por dois motivos:

1º) o médico prefere ouvir os sons de Korotkoff com o estetoscópio em detrimento do sistema automático, aparentemente, por uma questão de confiança e de segurança;

2º) mesmo nos aparelhos semi-automáticos, o incômodo da troca de pilhas e a característica “descartável” de alguns aparelhos faz com que o médico ainda prefira os mecânicos.

1.6.2 Mecânicos

a) Coluna de mercúrio - A Figura 1 mostra a utilização de um manômetro de vaso, aplicando-se o método auscultatório (não invasivo). A Figura 2 apresenta a forma de um manômetro em “U”, em que as duas colunas têm a mesma seção transversal. Nele, a leitura de pressão é direta, observando-se apenas a altura h em milímetros. Como, normalmente, em aplicações médicas, o líquido manométrico é o mercúrio, a leitura da altura h é feita em milímetros de mercúrio (mmHg).

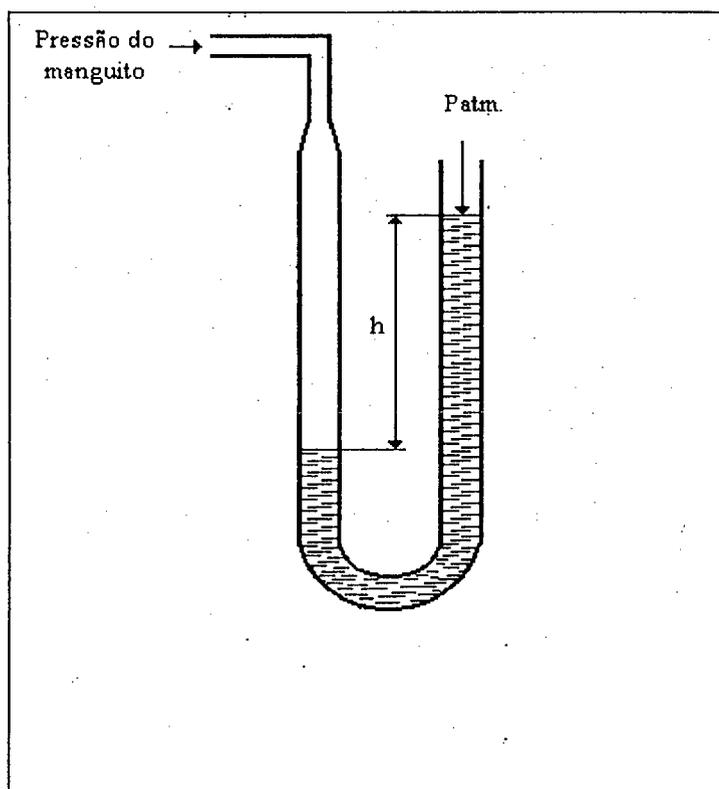


Figura 2 - Manômetro em “U” [13]

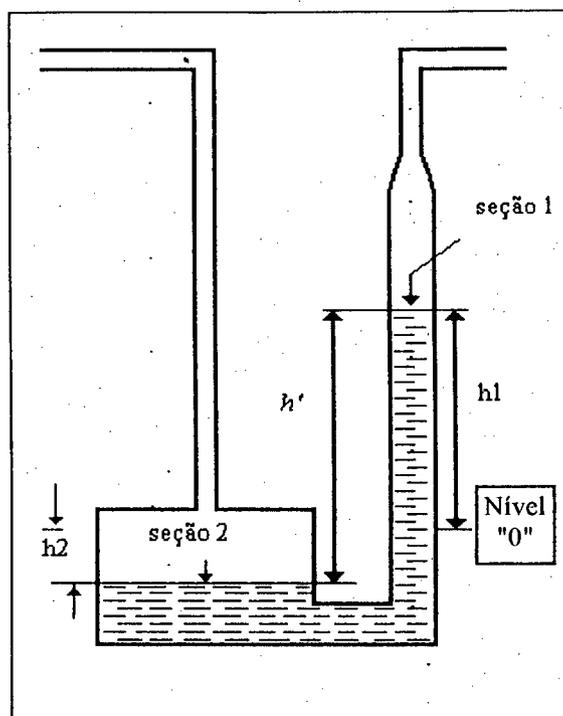


Figura 3 - Manômetro em vaso ^[13]

Já nos manômetros em vaso (Figura 3), existe uma diferença entre as áreas das seções transversais dos dois reservatórios, que faz a altura^{iv} h_1 ser maior que h_2 , para uma dada pressão aplicada. Neste modelo de manômetro, a parte de seção maior não é visível, sendo, por isso, desenhada, sob o vidro da coluna da direita, uma escala própria que corresponde à pressão aplicada em mmHg. Tal escala, todavia, pode gerar erros de medida, caso seja mal construída; já no caso do manômetro em “U”, o erro será apenas do operador.

A desvantagem deste tipo de manômetro (coluna de mercúrio) para o uso médico é a difícil portabilidade, pois ele deve permanecer sempre na posição vertical, tanto para a leitura quanto para o transporte. Além disso, o mercúrio tem sido condenado em ambientes hospitalares por ser uma substância tóxica.

^{iv} As alturas h_1 e h_2 são medidas a partir do nível "0"

b) Aneróide - Designa-se por *aneróide* o manômetro que se utiliza da propriedade elástica de alguns metais, normalmente ligas de cobre e de níquel, para medir a pressão. Este tipo de manômetro é o mais utilizado na área médica, pois possui um formato robusto, é de fácil operação e transporte, apresentando um custo comparativamente menor em relação aos outros. Existem várias formas de utilizar-se a propriedade elástica dos metais para ler pressões, apresentado-se algumas na Figura 4.

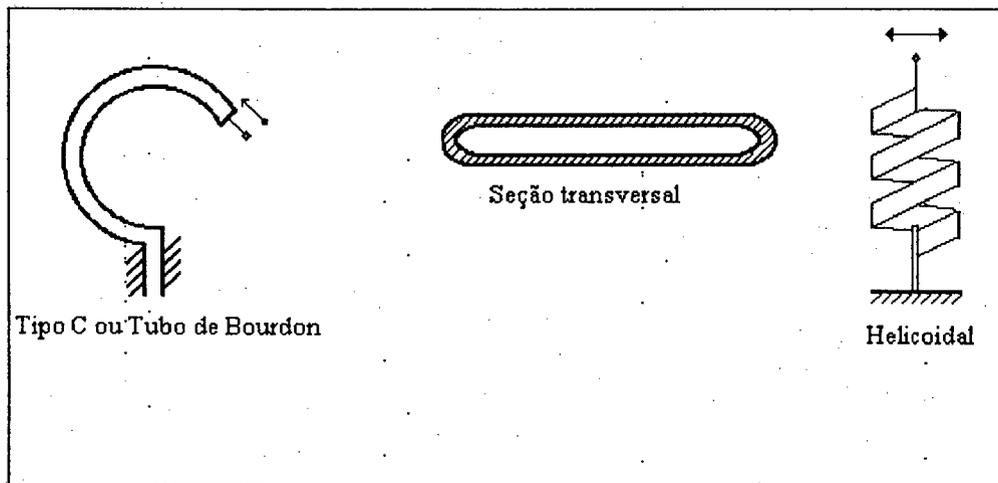


Figura 4 - Tipos de elementos elásticos ^[13]

Na área industrial^[26], dominam os manômetros em forma de C ou Tubo de Bourdon. Já na área médica, em que as pressões são menores e a faixa de pressão é estreita, entre 0 e 300mmHg, predominam os manômetros em forma de cápsulas corrugadas, como as mostradas na Figura 5.

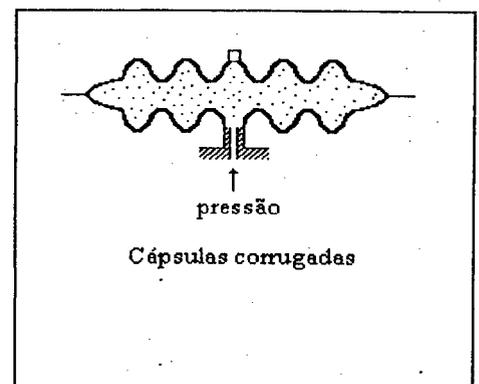


Figura 5-Cápsula corrugada ^[13]

Os manômetros aneróides recebem a pressão de um lado da câmara de expansão, a qual, por sua vez, estende-se e movimentada um mecanismo de engrenagens amplificadoras ligadas ao outro lado da câmara. Este mecanismo, além de amplificar, transforma o movimento linear em circular, deslocando o ponteiro sob a escala do esfigmomanômetro (0 a 300 mmHg).

Dos tipos de manômetros mais comumente encontrados nos hospitais, apenas os eletrônicos semi-automáticos e os mecânicos podem ser calibrados utilizando-se o instrumento desenvolvido neste trabalho. Os aparelhos eletrônicos automáticos não podem ser calibrados, porque não possuem um mostrador contínuo com valores de pressão, pois são projetados de forma a indicar apenas o resultado final da medida da pressão do paciente (sistólica e diastólica).

1.7 Aspectos metrológicos

A palavra *metrologia* significa estudo das medidas ou ciência da medição. Os procedimentos metrológicos são o conjunto de atitudes e de manipulações numéricas que, metodologicamente convencionados, transformam as medidas realizadas em sentenças compreensíveis e confiáveis em qualquer parte do mundo ^[13]. A metrologia começou a ter importância internacional com a ampliação das relações comerciais entre os países; hoje, está presente nas relações comerciais que se estabelecem entre empresas de um mesmo país. Além disso, no meio científico, ela é imprescindível para uniformizar os critérios de medida, possibilitando que pesquisas possam ser reproduzidas em qualquer parte do mundo, por qualquer outra equipe, laboratório ou instituto.

Para que houvesse uma medida única de uma grandeza física em todos os países, foi necessária a adoção de padrões internacionais, com base nos quais os diversos países formularam os seus, rastreados pelo internacional. O termo *rastreados* significa a comparação de um padrão com outro de “precisão” melhor^[29]. *Rastreabilidade* é o procedimento que une o padrão internacional ao padrão local mais singelo, no interior de uma fábrica ou de um centro de pesquisas, representando o requisito que garante a qualidade das medidas. Por essa razão, o sistema integrado de instrumentos para a calibração de esfigmomanômetros concebido baseou-se em procedimentos metrológicos e foi rastreado por um padrão com incerteza de medição (IM) melhor que a sua. A IM de um sistema de medição expressa o maior erro que esse poderá impor à medida ^[13].

Convém ressaltar, também, a diferença entre os termos *calibração* e *ajuste*^[29]: o primeiro refere-se ao procedimento de descobrir os erros de um instrumento e o segundo à operação (manuseio do instrumento) que torna o seu desempenho compatível com o uso.

2- MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Sistema integrado de instrumentos

Para obter-se o resultado da calibração de um esfigmomanômetro em um tempo de 10 minutos, é necessário que o sistema realize as seguintes tarefas:

- 1º) aquisição semi-automática dos valores de pressão aplicados, simultaneamente, ao esfigmo e ao calibrador (nome atribuído ao instrumento projetado e construído para ser o padrão de comparação com o esfigmomanômetro);
- 2º) cálculos metrológicos;
- 3º) impressão do relatório de calibração.

A Figura 6 apresenta o diagrama em blocos do Sistema Integrado de Instrumentos para a Calibração de Esfigmomanômetros capazes de realizar as tarefas descritas.

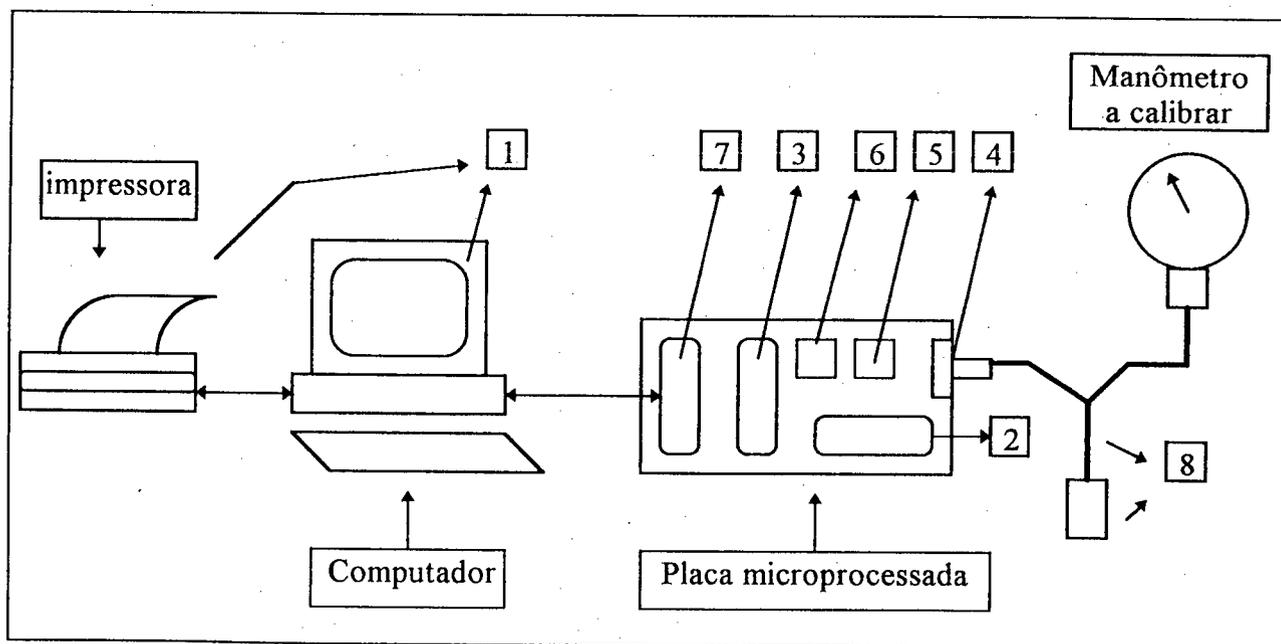


Figura 6 -Diagrama em blocos do Sistema Integrado de Instrumentos para a Calibração de Esfigmomanômetros

Os instrumentos utilizados no sistema são: um microcomputador tipo IBM PC e impressora (1), um circuito eletrônico microprocessado de aquisição de sinais analógicos

com mostrador digital (2), um circuito eletrônico condicionador do sinal de pressão (3) com respectivo sensor de pressão (4), amplificadores (5), filtros e circuitos auxiliares (6), uma placa eletrônica de comunicação serial (7) e um sistema de geração e comunicação de ar pressurizado (8).

2.2 Princípio de funcionamento

O princípio de funcionamento do Sistema Integrado de Instrumentos para a Calibração de Esfigmomanômetros baseia-se no método da comparação da pressão aplicada, ao mesmo tempo e da mesma forma, ao calibrador e ao manômetro a calibrar. A operação inicia-se quando é aplicada uma pressão ligeiramente superior a 300 mmHg sobre o calibrador, ligado ao microcomputador através da placa de comunicação, e sobre o esfigmomanômetro. O operador observa a leitura do manômetro a calibrar, enquanto, através de uma pequena válvula, solta lentamente o ar pressurizado. Quando o manômetro a calibrar indica que a pressão caiu para 300 mmHg, pressiona-se uma tecla do computador e ele registra a respectiva pressão. Da mesma forma, quando a indicação do manômetro a calibrar acusa 280 mmHg, a tecla é novamente pressionada e nova leitura é realizada, o que se repete, com decrementos de 20mmHg, até o valor de 20 mmHg. Todo este processo caracteriza um ciclo de medição. Outros dois ciclos são realizados de forma a obterem-se 15 leituras para cada ciclo, as quais são necessárias para se garantir confiabilidade no procedimento metrológico. Todas as leituras realizadas pelo computador, nos diversos ciclos, formam uma tabela de valores que serão trabalhados estatisticamente, obtendo-se os erros sistemáticos, a média de medidas, os desvios padrão, a dispersão da medição, os erros mínimos e máximos e a incerteza de medição.

O processo de leitura do valor obtido pelo calibrador, quando se pressiona uma tecla, realiza-se da seguinte maneira: um sensor eletrônico de pressão, tipo semicondutor como PX 136 Ômega, é carregado com a mesma pressão aplicada ao manômetro a calibrar. Quando a tecla é pressionada, o computador envia um comando ao calibrador para que ele faça a aquisição do valor de pressão contida nesse sensor de pressão. O valor de pressão é convertido em tensão elétrica no próprio sensor e esta tensão é convertida em um dado digital (byte) através do conversor analógico/digital de 8 bits. Este dado digital é enviado ao computador pela interface serial RS 232 e, chegando ao computador, é colocado em uma tabela juntamente com os demais. O *software* encarrega-se de realizar os cálculos metrológicos e de emitir o relatório de calibração.

2.3 Procedimentos do Laboratório de Calibração

Para se chegar a um procedimento metrológico compatível com as orientações da Rede Metrológica Gaúcha e do INMETRO ^[29] ^[13], modelou-se uma estrutura de calibração que abrange desde as condições físicas do laboratório que abriga o sistema até o relatório de calibração entregue ao usuário final (proprietário do esfigmomanômetro), a qual foi montada no Centro de Engenharia Biomédica do Hospital Universitário São Vicente de Paulo, de Passo Fundo, RS.

2.3.1 Condições físicas do Laboratório de Calibração

O Laboratório de Calibração compõe-se de uma sala de 8 m², restrita e climatizada nos limites de temperatura em torno de 20 °C ± 1°C e de umidade relativa em torno de 50%±

10%. O controle ambiental é manual e monitorado pelos próprios ocupantes do laboratório.

2.3.2 Padrões de referência

a) **Padrão local:** adotou-se um instrumento eletrônico para medir a pressão absoluta com incerteza de medição de 0,1% VFS (valor de final de escala), da marca Ômega, modelo PCL 200 A.

b) **Padrão de trabalho diário:** adotou-se, como padrão, um instrumento com incerteza de medição de 1% VFS, que é o calibrador descrito no subcapítulo 2.4.

Os padrões estão armazenados dentro do Laboratório de Calibração e são manuseados somente por pessoal habilitado, quando da realização das calibrações ou da manutenção mensal. Faz-se a identificação dos padrões com um selo, que contém as informações essenciais que autorizam seu uso para calibração e que é colado sobre o corpo.

2.3.3 Rastreabilidade

O padrão local foi rastreado pela Varig, de Porto Alegre, RS, que tem seus padrões rastreados pelo NIST (EUA) e que mantém o único laboratório no Brasil com condições para calibrar o padrão local (0,1% VFS). O INMETRO e o IPT de São Paulo foram consultados e não possuem padrões nesta faixa de pressão com a incerteza de medição apropriada (dez vezes maior, ou seja, 0,01% VFS). O período de rastreabilidade do padrão local (0,1%) é de 12 meses e é feito pela Varig. Já o padrão de trabalho diário (1%) é de três meses e é feito pelo próprio laboratório do HSVP.

2.3.4 Unidade de medida e faixa de pressão

Embora seja o pascal a unidade adotada pelo sistema internacional para medir pressões, não se mostra conveniente a adoção desta unidade, no Laboratório de Calibração,

já que ele é específico para os esfigmomanômetros, nos quais é usada, internacionalmente, a unidade milímetros de mercúrio (mmHg). O laboratório possui padrões dentro da faixa de 0 a +310 mmHg.

Como ilustração, a Tabela 1 apresenta as principais unidades de pressão e suas respectivas conversões.

TABELA 1
UNIDADES DE PRESSÃO E CONVERSÕES^[38]

	psi	pol. H ₂ O	pol. Hg	atmosf.	Kg.cm ²	cm H ₂ O	mmHg	bar	Pascal
psi	1	27,68	2,036	0,0680	0,0703	70,31	51,72	0,0689	7.142
pol. H ₂ O	0,036	1	0,0735	0,0024	0,0025	2,540	1,868	0,0024	256,4
pol. Hg	0,4912	13,6	1	0,0334	0,0345	34,53	25,4	0,0333	3.448
atm.	14,7	406,79	29,92	1	1,033	1033	760	1,0131	1,0x10 ⁵
Kg.cm ²	14,22	393,7	28,96	0,9678	1	1000	735,6	0,98	98100
cm H ₂ O	0,0142	0,3937	0,0289	0,00096	0,0010	1	0,7355	0,001	100
mmHg	0,0193	0,5353	0,0393	0,0013	0,0013	0,0013	1	0,0013	133
bar	14,5	408	29,99	0,987	1,02	1000	750	1	10 ⁵
Pascal	0,00014	0,0039	0,00029	0,98x10 ⁻⁵	0,102x10 ⁻⁴	0,01	0,0075	10 ⁻⁵	1

2.3.5 Classes de Erros

Referenciam-se e classificam-se os instrumentos para medir pressão segundo sua classe de erros, utilizando-se principalmente duas normas^[13], a DIN e a ANSI, que são apresentadas nas Tabelas 2 e 3.

TABELA 2
NORMA ANSI B40^{[18] [19]}

Tipo	Classe	Faixa de erros (% VFS)	Nº mínimo de pontos de Calibração
Indicação	DD	> 1,0	-
Digital	DC	0,6 a 1,0	5
	DB	0,06 a 0,59	10
	DA	0,006 a 0,059	10
Indicação	4A	0,1	10
Direta-	4A	0,25	8
Ponteiros	2A	0,5	5
e Escalas			
	A*	1,0	5
	B*	2,0	3
	C*	3,0	3
	D	5	3

TABELA 3
NORMA DIN^[21]

Classe de erro K	Manômetro novo	Manômetro velho
	Limites de erro de calibração (%VFS)	Limites de erro convencional (%VFS)
0.1	+/- 0.08	+/- 0.1
0.2	+/- 0.16	+/- 0.2
0.3	+/- 0.25	+/- 0.3
0.6	+/- 0.5	+/- 0.6
1.0	+/- 0.8	+/- 1.0
1.6	+/- 1.3	+/- 1.6
2.5	+/- 2	+/- 2.5
4.0	+/- 3	+/- 4.0

De acordo com a norma ANSI, o padrão local utilizado (0,1% VFS) está na classe DB e o padrão de trabalho diário (1%VFS), na classe DC. Com relação à norma DIN, o padrão local situa-se na classe K 0,1 e o de trabalho diário, na classe K 1,0.

2.3.6 Método de Calibração

2.3.6.1 Normas de recepção, acomodação, utilização e entrega dos esfigmomanômetros

Recebidos pelos atendentes do setor de Engenharia Biomédica e preenchida a ordem de serviço, os aparelhos são colocados em caixas de papelão que os protegerão contra choques mecânicos. Em cada caixa, podem ser acomodados até oito manômetros de um mesmo cliente, porém nunca deverão ser colocados aparelhos de clientes diferentes em uma mesma caixa.

Para evitar qualquer tipo de troca de aparelhos durante o processo de calibração, o metrologista deve ter a precaução de manter apenas uma caixa aberta sobre a mesa de trabalho, cada uma com uma etiqueta que identifica o cliente. É desta mesma caixa que se retirará o esfigmo no momento da sua entrega ao cliente.

2.3.6.2 Normas gerais do laboratório

Após serem selecionados oito esfigmomanômetros, estes serão calibrados um a um, no prazo máximo total de 90 minutos (1h e 30min). O metrologista, ou seu auxiliar, também deve verificar se as condições ambientais estão adequadas ($20\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ e UR $55\% \pm 10\%$), pois, em caso contrário, não se deve iniciar a calibração.

Estabeleceram-se os seguintes critérios gerais para o laboratório:

1º) o auxiliar, ou o metrologista, não deve permanecer mais do que 90 minutos em trabalho contínuo (uma sessão), sob pena de prejudicar o processo de leitura dos instrumentos. O período entre uma sessão e outra deve ser superior a 20 minutos, não sendo

permitidas mais de cinco sessões por dia, ou quarenta aparelhos para cada auxiliar ou metrologista;

2º) após cada calibração, o auxiliar ou o metrologista, emite dois relatórios de calibração idênticos (Figura 7): um é dobrado e colocado junto ao esfigmo que será entregue ao cliente; o outro é guardado no arquivo do laboratório;

3º) em caso de o erro sistemático, na faixa de 40 a 260 mmHg, superar 4 mmHg e/ou o erro de dispersão superar 6 mmHg, na mesma faixa, deve-se colocar o esfigmo e seu relatório na caixa indicada por *aparelhos para ajuste*. Após o ajuste, nova calibração deve ser feita. Havendo reincidência e/ou constatação de que o erro sistemático não será menor ou igual a 4 mmHg, deve-se assinalar, abaixo do relatório de calibração, à caneta, que o aparelho precisa ser utilizado com a tabela de conversão. Neste caso, a etiqueta adesiva deve conter, no lugar da assinatura do metrologista, a expressão *usar tabela*. Se, entretanto, após o ajuste, o erro de dispersão da medição for maior que 6 mmHg, deve o metrologista desaconselhar o uso do respectivo esfigmo, pois isto caracteriza um problema mecânico (normalmente existente na mola que traz o ponteiro de volta ao zero da escala), denominado defeito de repetitividade^[29] do instrumento;

4º) ficando o erro sistemático abaixo ou igual a 4 mmHg e o erro de dispersão abaixo ou igual a 6 mmHg, o esfigmo deve receber a etiqueta (Figura 8) e ser colocado, juntamente com seu relatório, na caixa de *aprovados*.

5º) em caso de interrupção de alguma calibração, o metrologista deve reiniciar o procedimento, visto que cada calibração leva somente 10 minutos.

O relatório de calibração mostrado na Figura 7 contém um conjunto de informações, distribuídas da seguinte forma:

- 1º) apresentação da instituição mantenedora do laboratório:
Hospital São Vicente de Paulo, Passo Fundo, RS; Centro de Engenharia Biomédica;
- 2º) identificação do esfigmomanômetro e de seu proprietário:
Nome do proprietário; endereço; fone; marca do esfigmo; modelo e nº de série;
- 3º) identificação do padrão utilizado:
Padrão: marca; modelo; nº de série; certificado nº ; IM; resolução e VFS;
- 4º) identificação da data e hora da calibração:
Data: 18 de fevereiro de 1996; hora: 5:26 PM;
- 5º) informações sobre a temperatura e a umidade relativa:
Temperatura ambiente = $20\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ e umidade relativa = $55\% \pm 10\%$;
- 6º) identificação do relatório e do metrologista:
Nº do relatório e assinatura do responsável;
- 7º) resultado final da calibração:
O esfigmomanômetro foi calibrado pelo método indireto ...;
- 8º) tabela de dados brutos e seu processamento:
São 15 colunas com os seguintes significados:
 - coluna 1: indica a pressão do esfigmomanômetro a calibrar;
 - colunas 2, 3 e 4: indicam os resultados dos três ciclos de medida da pressão lida no manômetro padrão;
 - coluna 5: indica a média aritmética dos valores das colunas 2, 3 e 4. Este é considerado o valor médio verdadeiro, (VMV);

- coluna 6: indica a diferença entre a coluna 1 e a 5, sendo chamado de erro sistemático absoluto;
- coluna 7: é o valor percentual da coluna 6 sobre o valor da medida, calculado como: $\% \text{ medido} = \text{coluna 6} \cdot 100 / \text{coluna 5}$;
- coluna 8: é o valor percentual da coluna 6 sobre o valor de final de escala. Calculado como: $\% \text{ VFS} = \text{coluna 6} \cdot 100 / \text{máx. valor da coluna 5}$;
- coluna 9: indica o erro absoluto da Dispersão da Medição que é calculado como: $\text{coluna 9} = \text{Desvio Padrão (colunas 2, 3 e 4)} \cdot 4,3$. Caso o desvio padrão seja zero, o valor da coluna 9 será igual ao incremento digital do calibrador, que, no caso do Callpress, é 2 mmHg. O valor 4,3 é o coeficiente de Student, quando se realizam três ciclos de medida para 95 % dos valores da curva de Gauss^[13];
- coluna 10: é o valor percentual da coluna 9 sobre o valor da medida, calculado como: $\% \text{ medido} = \text{coluna 9} \cdot 100 / \text{coluna 5}$;
- coluna 11: é o valor percentual da coluna 9 sobre o valor de final de escala. Calculado como: $\% \text{ VFS} = \text{Coluna 9} \cdot 100 / \text{máx. valor da coluna 5}$;
- colunas 12 e 13: estas duas colunas indicam a faixa de erros do manômetro e são calculadas somando-se e subtraindo-se, respectivamente, a coluna 6 e a 9. A última linha dessa coluna apresenta os valores máximos (ES+DM) e mínimos (ES-DM), entre os quais poder-se-á encontrar o erro do esfigmomanômetro;
- colunas 14 e 15: estas colunas apresentam a tabela de conversão, que poderá ser utilizada para corrigir os erros sistemáticos. É uma reprodução das colunas 1 e 5, respectivamente.

2.3.6.3 Norma específica de calibração

Adotou-se o método indireto ou comparação, que consiste na aplicação de pressão sobre dois sistemas de medição: um deles é o sistema de medição a calibrar (esfigmomanômetro) e o outro é o Padrão de Trabalho Diário.

As medidas são efetuadas no descarregamento^v da pressão, em três ciclos, sendo calculados os erros sistemáticos e a dispersão da medição para 95% dos valores.

Para analisar o processo de cálculo do erro, é necessário acompanhar os resultados de um relatório de calibração (Figura 7).

O primeiro passo consiste em se calcular o valor médio verdadeiro (VMV) para cada valor de pressão. Em seguida, calcula-se o valor absoluto^{vi} (ABS) do erro sistemático (ES), que é a diferença entre a pressão no esfigmo e o VMV. O próximo passo é encontrar o valor absoluto do erro de dispersão da medição (DM) para 95% dos valores^[13], que é obtido calculando-se o desvio padrão das três medidas (2^a, 3^a e 4^a colunas da Figura 7) e multiplicando-se este desvio padrão por 4,3, que é o coeficiente de Student ^{[13][14][20]}

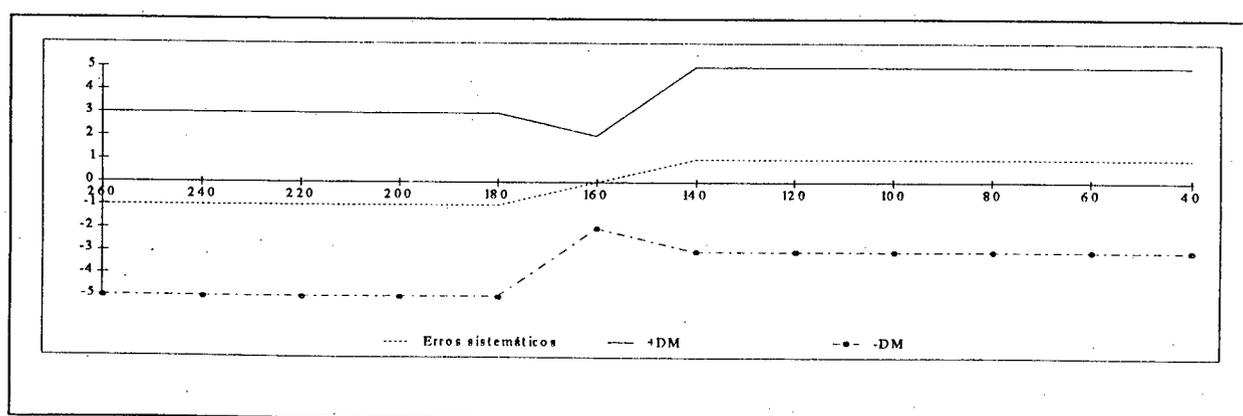


Figura 9 - Faixa de erros

^v O termo *descarregamento* refere-se ao trecho do ciclo de medição em que a pressão decresce de 300 para 0 mmHg. A calibração só é efetuada neste trecho, porque é somente nele que o médico realiza a leitura da pressão arterial do paciente.

^{vi} O termo *valor absoluto* é utilizado aqui para distinguir este valor dos valores percentuais, referentes ao valor medido (% medido) e referentes ao final de escala (% VFS). Não se deve confundir-lo, portanto, com o valor absoluto de um número, que é o seu valor positivo.

quando se utilizam três leituras para uma mesma pressão aplicada. O valor parcial da incerteza da medição (IM) é encontrado buscando-se o valor máximo entre a soma dos erros absolutos (sistemático e de dispersão) para cada valor de pressão. No exemplo da Figura 7, este valor é de 5 mmHg. Na Figura 9, mostra-se um gráfico com uma faixa de erros entre + 5 e - 5 mmHg.

Interpreta-se que o esfigmomanômetro apresenta erros dentro da faixa de +5 e - 5 mmHg, o que corresponde a 1,67 % VFS (300 mmHg).

Como o padrão utilizado para calibrar o esfigmo possui uma IM = 1% VFS, este valor deve ser somado (soma quadrática = raiz quadrada da soma dos quadrados), conforme estipula a teoria de erros dos procedimentos metrológicos^{[13][14][20]}, aos 1,67 % obtidos no processo de cálculo, resultando uma IM final de 1,94% VFS.

É interessante ressaltar que, caso o desvio padrão seja zero (veja 160 mmHg no exemplo), admite-se como dispersão absoluta o valor do incremento digital que, no caso, é de 2 mmHg.

2.3.7 Levantamento dos tipos de erros

De posse dos relatórios de todas as calibrações já realizadas, é possível fazer um levantamento dos tipos de erros mais comuns encontrados nos esfigmos. Selecionaram-se, neste levantamento, três tipos de erros: zero, ganho e linearidade. A forma para a obtenção dos erros está baseada na construção de uma reta de referência pelo método da regressão linear^{[12][13]}, pelo qual são encontrados os coeficientes de uma equação de reta, como, por exemplo:

$$Pr = a + b.P_{esfigmo} \quad , \text{ onde:}$$

- Pr é a pressão calculada pela reta de regressão;
- $P_{esfigmo}$ é o valor da pressão indicada no esfigmo.

- a e b são os coeficientes da reta Pr , encontrados através do método da regressão linear.

O erro de zero é definido diretamente pelo coeficiente a . $E_z = a$.

O erro de ganho é encontrado através do coeficiente b , que reflete a inclinação desta reta. O valor ideal para b é 1 (inclinação de 45°), pelo que se define como erro de ganho o valor obtido da relação: $E_g = (b-1)/1 \cdot 100$ (%). Um valor positivo de E_g indica uma reta com inclinação maior que 45° e vice-versa.

O erro de linearidade é obtido comparando-se Pr com $P_{esfigmo}$, ponto a ponto, observando-se a máxima diferença em valor absoluto. O valor deste erro em percentual de final de escala é calculado como: $E_L = (\text{máx. diferença absoluta de } P_{esfigmo} \text{ com } Pr, \text{ ponto a ponto}) / 300 \times 100$. A Tabela 4 apresenta um exemplo retirado da Figura 7.

TABELA 4
TABELA PROPOSTA PARA O CÁLCULO DO ERRO DE LINEARIDADE

$P_{esfigmo}$	Pr	$P_{esfigmo} - Pr$
20	18,60	1,40
40	38,80	1,20
60	59,00	1,00
80	79,20	0,80
100	99,40	0,60
120	119,60	0,40
140	139,80	0,20
160	160,00	0,00
180	180,20	-0,20
200	200,40	-0,40
220	220,60	-0,60
240	240,80	-0,80
260	261,00	-1,00
280	281,20	-1,20
300	301,40	-1,40
Máx.	=	1,40

Para este exemplo, $a = -1,6$, $b = 1,010$ e a máxima diferença entre P_r e P_{esfigmo} é de 1,4 mmHg. Logo:

$$E_z = -1,6 \text{ mmHg ou } -0,53\% \text{ VFS (VFS = 300 mmHg);}$$

$$E_g = (1,010-1)/1 \cdot 100 = 1,00 \%;$$

$$E_l = 1,4 \text{ mmHg ou } 0,46 \% \text{ VFS.}$$

O *software* desenvolvido para o calibrador realiza estes cálculos automaticamente e deixa-os armazenados em um arquivo para ser utilizado por um banco de dados. No capítulo 3, é apresentado o levantamento dos erros encontrados nos esfigmomanômetros do Hospital São Vicente de Paulo de Passo Fundo.

2.3.8 Documentação

Em um laboratório de calibração, são obrigatórios alguns documentos, dentre eles:

- *Manual da Qualidade do Laboratório de Calibração*: é o documento que explicita os critérios da Rede Metrológica do Rio Grande do Sul que, por sua vez, pretende ser o órgão credenciador do INMETRO no Rio Grande do Sul. Este manual é baseado nas Normas “ISO guide” 25 ^{[35][10]} e está disponível no CEB do HSVP e no GPEB do HU;

- *Relatório de Calibração*: é o relatório entregue ao cliente, impresso em uma folha tamanho A4; contém os dados do proprietário, os dados do esfigmomanômetro, do padrão, a planilha de dados brutos, de dados processados, uma tabela de conversão e o resultado da medição. Este relatório é apresentado na Figura 7;

- *Certificados de Calibração dos Padrões*: esta documentação compreende os certificados de rastreamento dos padrões locais emitidos, no caso do HSVP, pela Varig.

2.4 Calibrador de esfigmomanômetros

2.4.1 Diagrama em blocos do calibrador

A calibração de esfigmomanômetros, além de exigir procedimentos metrológicos adequados, como foi exposto no capítulo anterior, necessita também ser viável. A sua viabilidade está relacionada com o tempo necessário para a calibração de uma quantidade muito grande de aparelhos. De acordo com o exposto no subcapítulo 1-3, um hospital de grande porte possui em média um esfigmo para dois ou três leitos ^[32]. Como exemplo, foi citado o Hospital São Vicente de Paulo de Passo Fundo, que possui cerca de 350 esfigmomanômetros, sem contar os aparelhos pessoais de médicos e de enfermeiros, que chegam a 350 profissionais. Como cada um desses possui um aparelho, circulam, no hospital de seiscentos leitos, cerca de setecentos esfigmos. Levando-se em conta que cada calibração demora em média 1 hora, torna-se inviável a utilização de procedimentos metrológicos, pois precisaríamos setecentas horas para calibrar todos os aparelhos. Por essa razão foi desenvolvido um calibrador (Figura 10) capaz de realizar uma calibração em apenas 10 min.

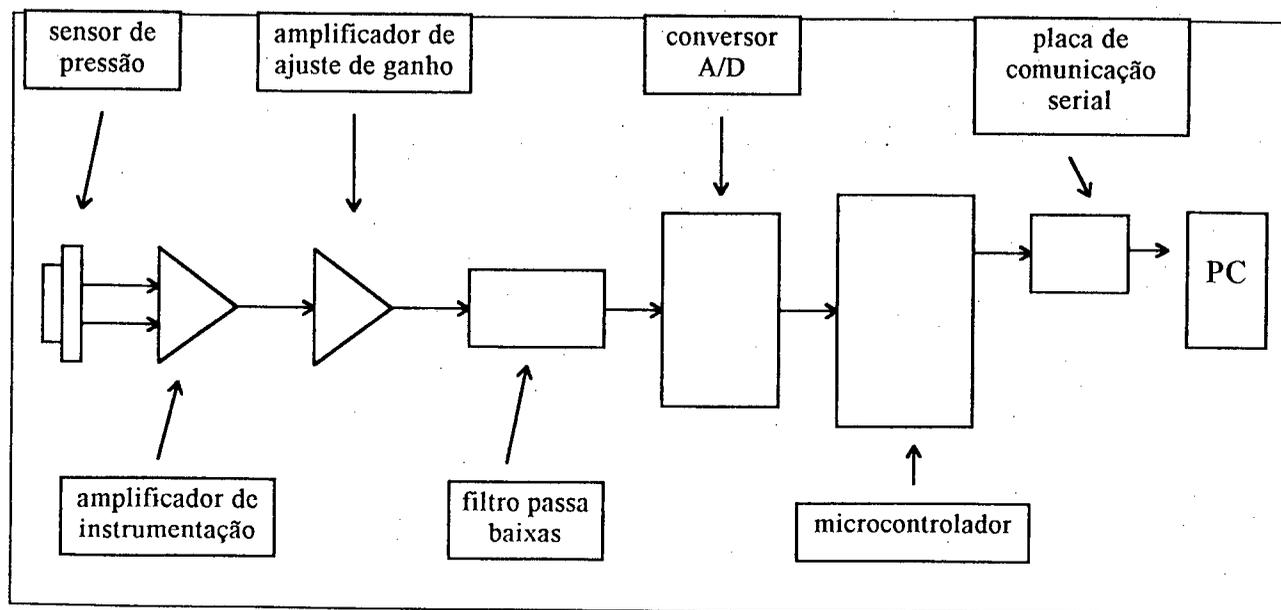


Figura 10 - Diagrama em blocos do calibrador

2.4.2 Sensor de pressão

A Tabela 5 apresenta as características técnicas do sensor eletrônico de pressão Ômega modelo PX136^[36]. Foi pesquisada também a utilização de outros sensores, como o BP 01 da Sensym,^[37] como uma alternativa em caso de ocorrência de um processo de descontinuidade na fabricação do sensor da Ômega. Portanto, a placa de condicionamento do sinal pode ser adaptada para o componente Sensym BP 01.

TABELA 5
CARACTERÍSTICAS DO PX136^[36]

Fabricante	Ômega Tecnology Company-USA
Modelo	PX 136 - 015A V
Alimentação	10 Vdc a 16 Vdc
Faixa de pressão	0 a 15 PSI ou 0 a 775,8 mmHg
Histerese & repetibilidade	0,15 % VFS
Flutuação de zero	2 mV
Saída	-100 a -170 mV (1 mV/10mmHg)

2.4.3 Amplificador de instrumentação

Utilizou-se o circuito integrado INA 102 KP, da Burr-Brown^{[39][40]}, com ganho 100 e alimentado com ± 15 V simétricos. Um circuito seguidor de tensão com o AMPOP LM324^{[44][45]} foi adicionado à entrada de *offset* do INA 102 para realizar o ajuste de zero. Este ajuste serve para o operador zerar a leitura do calibrador quando a pressão é nula. A saída deste estágio é uma tensão de 0 a 3 volts.

2.4.4 Amplificador de ajuste de ganho

Este estágio compõe-se de um AMPOP LM324^{[44][45]} na configuração não inversora, com ganho aproximado de 1,5 para obtenção, na saída do próximo bloco (filtro), de um sinal que varie de 0 a 5 volts, necessário ao conversor A/D.

2.4.5 Filtro

Constitui-se de um filtro passa-baixas^[27], formado por um AMPOP LM324 na configuração Sallen-Key, frequência de corte de 100Hz e com atenuação de 40 dB por década.

2.4.6 Conversor A/D

Utilizou-se o conversor de 8 bits ADC 0808 da Texas^{[46][47][48]}. Este A/D tem oito canais de entrada; já possui *sample and hold* interno e opera em 1 M Hz. Para a leitura da pressão é utilizado apenas um canal.

2.4.7 Microcontrolador

O microcontrolador INTEL 8031^{[23][24][25]}, de 12 Mhz, foi utilizado neste projeto, aproveitando-se suas potencialidades para a transmissão de dados seriais^{[41][42][43]} e também seu baixo custo, além de ser acessível e ter vasta documentação técnica.

2.4.8 Placa de comunicação

Para transferir as informações do calibrador para o PC, utilizou-se uma montagem padrão com o circuito integrado MAX 232, ^[36] ligado à interface serial do microcomputador PC. A taxa de comunicação é assíncrona de 1200 bps, paridade par com um *stop bit*.

2.4.9 Software

O *software* do calibrador foi desenvolvido em linguagem C ^{[49][50]}. A parte que está na *Eprom* do calibrador realiza a leitura do A/D, apresenta a pressão no *display* de cristal líquido e transfere as informações para o PC através da interface serial RS 232. O *software* do PC recebe os valores da entrada RS 232, armazena-os em um arquivo de extensão TXT, realiza os cálculos metrológicos e imprime um relatório de calibração. O *software* gera também um arquivo de extensão DBF que armazena, na forma de registros, cada resultado de calibração. Os arquivos do tipo TXT e o arquivo tipo DBF podem ser transportados para outros programas em ambientes DOS ou Windows, permitindo, desta forma, que o usuário utilize os dados obtidos para realizar pesquisas ou levantamentos estatísticos posteriores.

2.4.10 Características técnicas do calibrador

Após a implementação, o calibrador denominado Calpress apresentou as características técnicas e operacionais mostradas na Tabela 6.

TABELA 6
CARACTERÍSTICAS OBTIDAS DO CALPRESS

Alimentação	220/110Vac
Consumo	5 Watts máx.
Faixa de operação	0 a 310 mmHg
Incerteza de medição	$\pm 1\%$ VFS ou $\pm 3,00$ mmHg
Rastreabilidade	ÔMEGA modelo PCL 200 A
Incremento digital	2 mmHg
Tempo médio de calibração	10 minutos

A documentação técnica detalhada do calibrador, com seus esquemáticos, *lay-outs* e *softwares*, pode ser encontrada na biblioteca setorial do Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina.

3. ANÁLISE DOS RESULTADOS

3.1 Cálculo do erro do calibrador

Na fase de projeto de um instrumento de medir^{[29][15]}, é importante que se realize um levantamento preliminar dos erros máximos existentes em cada bloco deste instrumento. Isso ajuda a detectar qual é o bloco que merece maior atenção e também a levantar a viabilidade técnica do projeto. Tais cálculos já foram desenvolvidos em dissertações de mestrado anteriores^{[30] [31]}, utilizando-se os mesmos componentes eletrônicos ou similares. A Figura 11 apresenta um diagrama em blocos com os valores encontrados nos cálculos teóricos dos erros de cada bloco.

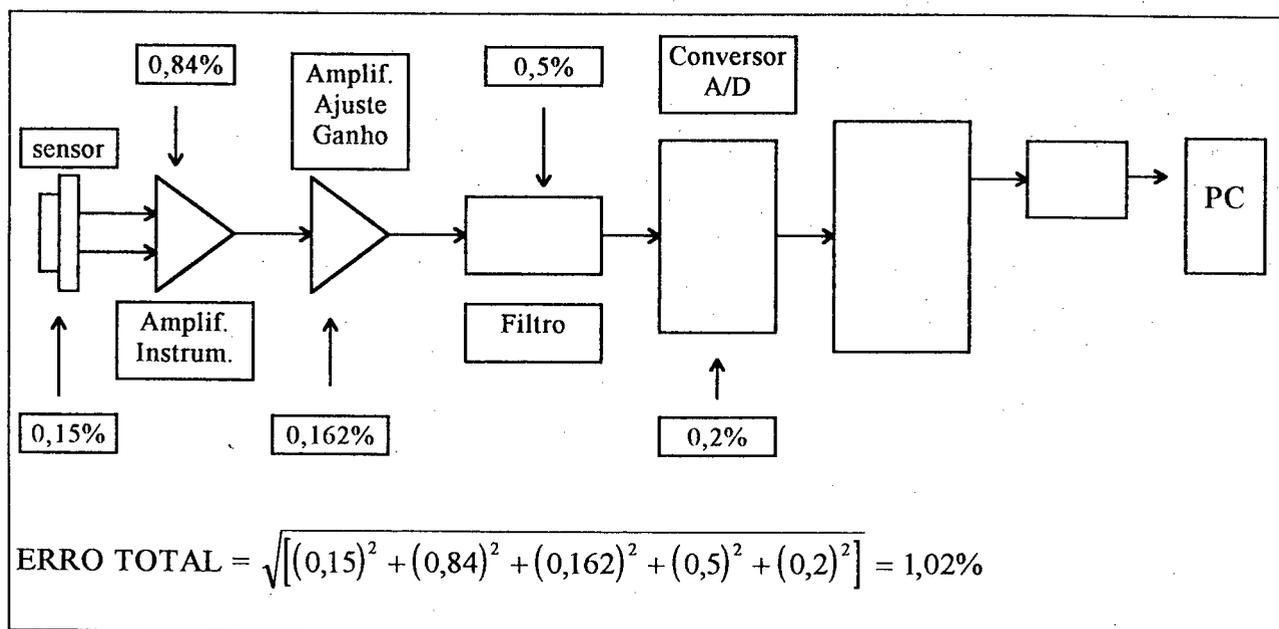


Figura 11 - Diagrama em blocos do calibrador e os erros de cada bloco

Não é este erro, entretanto, que vai determinar a incerteza de medição do calibrador. Para isso, utilizam-se os conceitos de metrologia e compara-se o calibrador com outro de incerteza de medição reconhecida oficialmente através de certificado de calibração.

Nesta análise, ocorreu a perfeita coincidência dos valores lidos no padrão local (aparelho Ômega PCL 200 A, rastreado pela Varig) com o calibrador desenvolvido e, quando isso ocorre, o erro não é zero. Admite-se, para esses casos, de acordo com o procedimento metrológico^[13], que o erro será o valor do incremento digital, somado (soma quadrática) ao erro do padrão pelo qual foi rastreado. Dessa forma, obtém-se um erro de 2 mmHg (incremento digital) mais a 0,1%, que é o erro do padrão. Como 2 mmHg equivale a 0,67% de 300 mmHg, a soma quadrática ficará em: $\text{erro} = \sqrt{[(0,67^2) + (0,1^2)]} = 0,68 \% \text{ VFS} \approx 1\% \text{ VFS}$. De acordo com a norma DIN (Tabela 3), o calibrador está na categoria DC e, segundo a norma ANSI (Tabela 2), na categoria K 1,0.

3.2 Levantamento realizado no hospital São Vicente de Paulo

Concluído o protótipo do calibrador e estabelecidos os procedimentos metrológicos para o laboratório de calibração, iniciou-se, paralelamente ao trabalho de calibração individual de cada esfigmo, o levantamento dos tipos de erros encontrados nos aparelhos pertencentes ao Hospital São Vicente de Paulo de Passo Fundo. A Tabela 7 apresenta os resultados dos dois levantamentos realizados.

TABELA 7
LEVANTAMENTO REALIZADO NO HSVP

Valores de erros encontrados na amostra		Quant. de esfigmos	%
ES \leq 4 mmHg e D.M. \leq 6mmHg, na 1ª calibração		46	41,82%
ES \leq 4 mmHg e D.M. \leq 6mmHg, na 2ª cal. (após ajuste)		31	28,18%
Deformações incorrigíveis (após tentativa de ajuste)		33	30,00%
Total =		110	100,00%

TIPOS DE ERROS ENCONTRADOS NOS ESFIGMOMANÔMETROS (Quant.)

Quantidades de uma amostra de : 110 aparelhos

	bom 0 a 1,53% VFS	regular 1,53 a 5% VFS	ruim maior que 5% VFS	Total regular + ruim	Total
linearidade	68	36	6	42	110
zero	98	12	0	12	110
ganho	96	14	0	14	110

TIPOS DE ERROS ENCONTRADOS NOS ESFIGMOMANÔMETROS (%)

Percentuais de uma amostra de : 110 aparelhos

	bom 0 a 1,53% VFS	regular 1,53 a 5% VFS	ruim maior que 5% VFS	Total regular + ruim	Total
linearidade	61,8%	32,7%	5,5%	38,2%	100,0%
zero	89,1%	10,9%	0,0%	10,9%	100,0%
ganho	87,3%	12,7%	0,0%	12,7%	100,0%

O levantamento da Tabela 7 foi realizado no ano de 1995, utilizando-se o calibrador e os procedimentos metroológicos sugeridos por este trabalho.

Como era esperado, de acordo com estatísticas anteriores^{[28][32][33]}, cerca de 60% (58,18%) dos esfigmos estavam fora da faixa de $ES \leq \pm 4$ mmHg. Desses, 28,18 % puderam ser recuperados e recolocados em uso; 30 %, entretanto, foram desativados por não ser possível o seu ajuste.

No outro levantamento, que procura diagnosticar quais os tipos de erros mais comuns, observa-se que o erro de linearidade predomina sobre os demais, o que é uma característica do elemento elástico utilizado nos manômetros aneróides.

A classificação *bom*, *regular* e *ruim* é uma sugestão deste trabalho, que procura evidenciar quais são os tipos de erros mais encontrados, segundo a metodologia adotada no sub-item 2.3.7. O valor de 1,53 % foi obtido, considerando-se a existência de apenas um erro de cada vez. Por exemplo: para os erros de zero e de linearidade, o valor de ± 4 mmHg, representa 1,66 % de 260 mmHg, que é o valor máximo da Faixa de Operação da esfigmomanometria. Para o erro de ganho, as inclinações de $\text{tg}(\text{arctg}((260+4)/260))=1,0153$ e de $\text{tg}(\text{arctg}((260-4)/260))=0,9846$, diferem de 1,00 (valor ideal) em $\pm 1,53\%$. Estes ângulos correspondem a um erro de ± 4 mmHg em 260 mmHg. Foi escolhido o valor de 1,53 % por segurança, visto que é o menor valor.

4- DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Este trabalho foi apresentado para especialistas nas áreas de metrologia (Fundação Certi de Florianópolis, Rede Metrológica Gaúcha de Porto Alegre, INMETRO do Rio de Janeiro e CETEMP/SENAI de São Leopoldo, RS e de medicina (Hospital São Vicente de Paulo, Hospital da Cidade e Hospital Municipal de Passo Fundo), sendo algumas de suas opiniões consideradas relevantes.

Os profissionais da Fundação Certi de Florianópolis, por exemplo, teceram algumas observações quanto ao relatório de calibração. Observaram que a recomendação da norma ANSI, para o número de leituras em cada ciclo de medida, é de, no mínimo, cinco e que o procedimento adotado neste trabalho contempla 15 medidas, aumentando em três vezes o tempo de calibração. Após uma análise mais profunda, entretanto, decidiu-se que, no primeiro lote de mil calibrações, mantenha-se o número de 15 medidas para se avaliar com exatidão os tipos de erro mais comuns nos aparelhos de medir a pressão. Também foi recomendado que fosse diminuída a quantidade de informações contidas no relatório de calibração, pois não é comum apresentarem-se os dados brutos ou até mesmo as colunas de $ES \pm DM$, nem mesmo os erros máximo e mínimo (apresentados abaixo da tabela principal da Figura 7). Nesse sentido, também decidiu-se que o relatório deve ser mantido neste formato por, pelo menos, um ano para que possa atuar como difusor da cultura metrológica, fomentando a idéia, entre os profissionais de saúde, de que é um procedimento científico e seguro.

O Laboratório de Calibração, quando de sua inauguração, foi apresentado à chefe do Setor de Grandezas Especiais do Departamento de Metrologia Legal (DIMEL) do INMETRO, RJ, bem como ao coordenador do Comitê de Pressão, Vazão e Nível e ao Secretário Executivo da Associação Rede Metrológica do Rio Grande do Sul. O INMETRO

elaborou uma proposta de norma para a calibração dos esfigmomanômetros que está à espera da aprovação do DIMEL e do Ministério da Saúde. A proposta de norma do DIMEL foi analisada com atenção e corresponde em todos os pontos com este trabalho, exceto no que diz respeito à calibração do ciclo de carregamento, ou seja, na fase de calibrar o esfigmomanômetro quando a pressão está subindo de 0 a 300 mmHg. Neste trabalho, optou-se por fazer a calibração apenas no descarregamento da pressão, opção que vem ao encontro da forma de utilização do esfigmo, pois o método da esfigmomanometria prevê a leitura somente no descarregamento, ou seja, quando a pressão cai de, aproximadamente, 300 para 0 mmHg. Uma justificativa apresentada em favor da leitura nos dois sentidos, oriunda de discussões com fabricantes, foi de que o levantamento dos erros, no carregamento e no descarregamento da pressão sobre o esfigmo, revelaria a amplitude da histerese mecânica, que, por sua vez, revelaria um defeito muito comum nos esfigmos aneróides, o enrolamento do “cabelo” (pequena mola responsável pelo retorno do ponteiro ao zero) ou até mesmo atrito excessivo (provocado comumente por corrosão). Lembrou-se, entretanto, que o relatório de calibração apresenta o erro da dispersão da medição para três ciclos de medida e que o presente procedimento também é capaz de detectar estes defeitos através do elevado desvio padrão entre as três medidas.

Os representantes da Rede Metrológica Gaúcha manifestaram suas dúvidas quanto ao número de ciclos de medição, aconselhando que o número de ciclos de medições deveria ser cinco ou, no mínimo quatro, de acordo com os procedimentos adotados no Laboratório de Calibração de Pressão do CETEMP-SENAI/RS. Sem dúvida, quanto maior o número de ciclos, maior será a qualidade da calibração e menor o Coeficiente de Student, diminuindo-se os erros aleatórios. Pretende-se, contudo, manter este número de ciclos, adotado pelo Laboratório de Pressão da Fundação Certi de Florianópolis, até que seja observado um número de mil calibrações e que seja constatado que se pode aumentar o número de ciclos e

diminuir o número de medidas por ciclo, conforme as recomendações da norma ANSI. Dessa forma, mantém-se o tempo de 10 minutos por calibração, aspecto fundamental para a viabilização dos laboratórios. Também foi sugerido que o calibrador fosse melhorado de forma a apresentar uma incerteza de medição próxima de 0,2 % , para melhorar a relação entre a incerteza de medição do manômetro padrão e do manômetro a calibrar, que está em torno de 3. Aceitou-se tal sugestão, estando o protótipo deste novo calibrador já em processo de montagem.

Paralelamente às avaliações feitas por especialistas da área de metrologia, foram feitas análises dos procedimentos por médicos e enfermeiros dos hospitais de Passo Fundo. A maior contribuição foi a adoção da Faixa de Operação que, no início do trabalho, era de 0 a 300 mmHg e que, agora, é de 40 a 260 mmHg. Isso resultou em uma nova postura metrológica, própria para o caso dos esfigmomanômetros. Os maiores erros dos aparelhos aneróides estão na faixa acima de 260 mmHg, dificilmente utilizada, e, quando eventualmente um paciente apresenta uma pressão sistólica nestes valores, a terapia adotada é exatamente igual àquela que seria aplicada caso ele tivesse uma pressão acima de 200 mmHg. Sem esta contribuição, mais de 50% dos aparelhos aprovados na pesquisa seriam reprovados por apresentarem erros superiores a ± 4 mmHg na faixa acima de 260 mmHg.

Com relação aos valores obtidos no levantamento feito no Hospital São Vicente de Paulo (HSVP) de Passo Fundo, observou-se que uma parcela significativamente grande de aparelhos (58,18 %) estavam fora de um limite de ± 4 mmHg , na faixa de 40 a 260 mmHg. Isso reflete uma realidade otimista, visto que o HSVP é um grande hospital, com um programa de qualidade total já implantado e com uma equipe de manutenção especializada e experiente. Acredita-se que a realidade da região, que está sendo também levantada, seja pior que a do HSVP.

Com relação ao manuseio do calibrador, observou-se que, durante a realização das medidas, os bolsistas que operam o calibrador reclamaram das operações de leitura e de geração manual da pressão, por considerá-las cansativas, embora possíveis de serem automatizadas.

Finalmente, uma dúvida levantada por ocasião da inauguração do laboratório foi a de certificação, pelo INMETRO, de laboratórios para a calibração de esfigmomanômetros. Conhecida a relevância e a importância da existência de laboratórios desse tipo para o sistema de saúde brasileiro e adotado um procedimento com equipamentos que viabilizem esta calibração, fica o desafio para que o poder público encontre mecanismos jurídicos para certificar oficialmente os laboratórios de calibração autônomos à Rede Nacional de Metrologia Legal (RNML), para que, finalmente, a cultura metrológica possa difundir-se com rapidez e eficiência nos hospitais brasileiros.

A proposta desta dissertação foi a de levantar uma realidade, elaborar um procedimento e construir um equipamento que tornasse viável a calibração de esfigmomanômetros. Espera-se que os resultados obtidos sejam aproveitados para que outros trabalhos similares possam ser desenvolvidos com aparelhos médicos. Nesse sentido, o trabalho apresentado vem ao encontro das iniciativas do Ministério da Saúde, através do PROEQUIPO, dentro de seus vários subprogramas, que tem procurado alertar os responsáveis pela metrologia legal no Brasil para a importância da descentralização dos laboratórios da RNML, certificando laboratórios em grandes instituições de saúde, o que se constituiria num grande incentivo à consolidação da cultura metrológica nos hospitais.

Com base nas discussões apresentadas sugerem-se alguns trabalhos, na tabela 8, que poderiam ser temas de dissertações de mestrado ou de pesquisas de iniciação técnica ou científica.

TABELA 8
POSSÍVEIS TEMAS DE TRABALHOS DE I. C. E MESTRADO.

TEMA	TIPO
- Melhoria da incerteza de medição do calibrador para 0,2 % VFS	- Iniciação técnica ou científica
- Realização automática da leitura através, talvez, do uso de leitores de código de barras ou CCDs.	- Iniciação técnica ou científica
- Automatização do processo de geração e de descarregamento da pressão para o calibrador	- Iniciação técnica ou científica
- Construção de um aparelho de ensaio para os esfigmomanômetros eletrônicos automáticos	- Dissertação de mestrado

5 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] SAÚDE, Ministério. SAS. *Diretrizes políticas em metrologia, normalização e qualidade de produtos médico-hospitalares.*, Brasília, julho de 1993.
- [2] SAÚDE, Ministério. SAS. *Normalização técnica de produtos médico-hospitalares.*, Brasília, outubro de 1993.
- [3] SAÚDE, Ministério. SUS-SAS/DTEC/CGNR - *Boletim Saúde e Tecnologia*, Ano 1 N°00, Brasília, março de 1994.
- [4] SAÚDE, Ministério. SAS. *PROEQUIPO.*, Brasília, 1991.
- [5] SAÚDE, Ministério. SAS. *PECES.*, Brasília, 1991.
- [6] SAÚDE, Ministério. SAS. *SISMEq.* Brasília, 1992.
- [7] SAÚDE, Ministério. SAS Departamento Sistematização e Normas. *Capacitação em Engenharia Clínica.* Brasília, janeiro de 1993.
- [8] SAÚDE, Ministério. SAS Departamento Sistematização e Normas. *Capacitação de Técnicas em manutenção de equipamentos médico-hospitalares*, Brasília, janeiro de 1992.
- [9] MORAES, J.C.T.B. *Normalização, qualidade e certificação dos equipamentos médicos no Brasil.* Anais do I SEMETRO, Curitiba, 1994.
- [10] INMETRO. *Critérios Gerais para o Credenciamento de Laboratórios de Calibração e Ensaios.* Duque de Caxias, RJ. SEPUB/CIDIT. 1994.
- [11] SEPLAN/CNPq. *A Instrumentação Biomédica e o Problema da Engenharia de Manutenção nos Hospitais Brasileiros.* Brasília, DF. Editora do Congresso Nacional. 1985.
- [12] BATTSCHULET E. *Introdução à Matemática para Biocientistas.* Rio de Janeiro, RJ, Interciência. 1978.

- [13] CERTI, Fundação. *Curso de Qualificação e Certificação de Instrumentos de Medição*. Florianópolis, SC. Editora da UFSC/LABMETRO/CERTI. 1993.
- [14] SCHNEIDER, C.A., SCHOELER, N. *Calibração e Aferição de Sistemas de Medição - Apostila do curso IBNQ*. Florianópolis, SC. LABMETRO/UFSC. 1993.
- [15] SIGHIERI, Luciano, NISHINARI, Ariyoshi. *Controle Automático de Processos Industriais - Instrumentação*. 2 ed. São Paulo, SP. Blücher. 1980.
- [16] SOUSA, Maria R.A. *Estudo básico de pressão e seus aparelhos medidores*. V.2, n 1. Duque de Caxias, RJ. SEPUB/CIDIT. janeiro de 1977.
- [17] LABTRON. *Esfigmomanômetro, Manual de operação*. São Paulo, 1993.
- [18] ANSI B40-1. *Gauges-Pressure: Indicating Dial Type-Elastic Element*. U.S.A., 1980
- [19] ANSI B40-2. *Gauges and Indicators: Pressure and vacuum - Indicating Digital Type*. U.S.A. 1977.
- [20] SCHNEIDER, C.A. *Sistemas de Medição*. Apostila do curso EMC-3239 da Pós-Graduação. Florianópolis, SC. LABMETRO/UFSC. 1993..
- [21] DIN 16005/1987. *Überdruckmeßgeräte mit elastischem Meßglied für die allgemeine Anwendung*. Alemanha, 1987.
- [22] AURÉLIO, B.H.F. *Dicionário da Língua Portuguesa*. Lagoa, RJ. Nova Fronteira. 1985.
- [23] PHILIPS. *Microcontrolador 8X575: Derivativo do 80C51 de alta integração com baixos níveis de EMI*. Components em notícias, nº 65, pg. 7. São Paulo, S P.Philips. Janeiro de 1994.
- [24] PHILIPS. *Interferência Eletromagnética - Parte I*. Components em notícias, nº 69, pg. 4. São Paulo, SP. Philips. Janeiro de 1995.
- [25] PHILIPS. *Interferência Eletromagnética - Parte II*. Components em notícias, nº 70, pg. 14. São Paulo, SP. Philips. Abril de 1995.

- [26] SOISSON E. H. *Instrumentação Industrial*. São Paulo, SP. Hemus.
- [27] PERTENCE, A.J. *Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos*. 4ª ed. São Paulo, SP. McGraw-Hill. 1990.
- [28] PIERIN, A.M.G, MION Jr.D., GUIMARÃES, A.R. *Esfigmomanômetro: Avaliação das condições em um Hospital de Ensino e em Consultórios*. Anais do IV Congresso da Sociedade Brasileira de Hipertensão. Rio de Janeiro,RJ. Junho de 1995.
- [29] INMETRO, *Vocabulário Internacional de Metrologia*. Portaria/PRESI/ nº 029 de 10 de março de 1995. Brasília, DF. 1995
- [30] BERTONHA, E. *Gravador Holter Digital*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Curso de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, SC. 1995.
- [31] ARDIGO, Julíbio David. *Polígrafo Computadorizado*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Curso de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, SC. 1994.
- [32] SPALDING, L.E.S. *Relatórios de Manutenção do Hospital São Vicente de Paulo*. Passo Fundo, RS. CEB/HSVP. 1991/1994.
- [33] NEVES, M. *Relatórios de Manutenção do Hospital São Lucas da PUC/RS*. Porto Alegre, RS. CEB/HSL_PUC. 1993.
- [34] DYNATECH, Nevada Inc. *Product Catalog, Volume 29*. Carson Cyti, Nevada, USA. 1994
- [35] INMETRO/SENAI. *Manual da Qualidade para Laboratórios*. 2ª edição. Rede de Metrologia do Rio de Janeiro., 1994.
- [36] ÔMEGA. *Catalog of Products*. U.S.A. Farnel Components. Abril de 1995.
- [37] SENSYM. *Catalog of Products*. U.S.A. Farnel Components. Abril de 1995

- [38] BUEY, J.M. *Transdutores y medidores Electrónicos*. Barcelona, Espanha. Marconbo. 1977.
- [39] BURR-BROW. *Integrade Circuits Data Book*. Vol. 33. USA. Burr-Brown. 1989.
- [40] BURR-BROW. *Integrade Circuits Data Book* Vol. 33 C. USA. Burr-Brown. 1989.
- [41] PHILIPS. *80c51- Based 8-bit microcontrollers*. USA. Philips. 1993.
- [42] PHILIPS. *Aplication Notes For 80c51- Based 8-bit microcontrollers*. USA. Philips. 1994.
- [43] SILVA, Vidal P. *Aplicações Práticas do Microcontrolador 8051*. São Paulo, SP. Edgar Blücher. 1994.
- [44] PHILIPS. *General Purpose/Linear Ics*. USA. Philips. 1993.
- [45] BERLIN, Howard M. *Projetos com Amplificadores Operacionais*. São Paulo, SP. Editele. 1977.
- [46] TEXAS INSTRUMENTS. *Interface Circuits*. U.S.A. Texas. 1987.
- [47] ANALOG DEVICES. *Transducers Interfacing Handbook*. U.S.A. 1981.
- [48] GARRET, Patrick H. *Aquisition: Conversion: Recovery*. U.S.A. Reston .
- [49] MESQUITA, Thelmo J. M. *Linguagem "C"*. São Paulo, SP. Érica. 1988.
- [50] SCHILDT, Herbert. *Linguagem "C", guia do usuário*. São Paulo, SP. Mc. Graw Hill. 1986.
- [51] GUYTON, Arthur C. *Fisiologia Humana*. 6 ed. Rio de Janeiro, RJ. Guanabrara Koogan. 1988.