

VINÍCIUS NAVES REZENDE FARIA

**AVALIAÇÃO DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO NO
SETOR MÉDICO-HOSPITALAR**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2016

VINÍCIUS NAVES REZENDE FARIA

**AVALIAÇÃO DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO NO SETOR MÉDICO-
HOSPITALAR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA**

Área de Concentração: Materiais e Processos de Fabricação.

Orientadora: Profa. Rosénda Valdés Arencibia

Coorientadora: Profa. Selma Terezinha Milagre

UBERLÂNDIA-MG

2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

F224a
2016 Faria, Vinícius Naves Rezende, 1991-
Avaliação da incerteza de medição no Setor Médicohospitalar /
Vinícius Naves Rezende Faria. - 2016.
171 f. : il.

Orientadora: Rosénda Valdés Arencibia.
Coorientadora: Selma Terezinha Milagre.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Hospitais - Mobiliário e
equipamento - Medição - Teses. I. Valdés Arencibia, Rosénda. II.
Milagre, Selma Terezinha. III. Universidade Federal de Uberlândia.,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621

AGRADECIMENTOS

À DEUS e à espiritualidade que se fizeram e fazem presente em todos os momentos da minha vida.

À minha família. Em especial aos meus pais, Alexandre Miranda de Faria e Francisléia Naves Rezende Faria, os quais sempre estiveram do meu lado, me dão a honra de desfrutar do seu intenso amor e são a razão pela qual busco ser uma pessoa melhor. Aos meus irmãos Alexandre Naves Rezende Faria e Nicolás Naves Rezende Faria que me completam em todos os sentidos e fazem a minha vida mais feliz. À minha prima (irmã) Taianny Sícari Faria que sempre está ao meu lado me apoiando e dividindo comigo seu amor. Ao Sérgio Fernando Parreira Sastre que compartilha comigo todos os momentos da vida sempre com uma palavra de acalento e motivação. E por fim à minha avó Neusa Naves de Rezende (*in memorian*) que me guia como exemplo de bondade, amor e ética.

Aos meus amigos que sempre me dão muita alegria e suporte, dentre eles: Gustavo Moreira da Silva, Maria Paula Vianna, Karen Neres, Taciana Abdala Abraão, Issa Kalil e Pablo Sousa.

À família CEPMM por me ajudar na difícil missão de se tornar a cada dia uma pessoa melhor. Em especial à Mariza e ao Natal, exemplos no exercício de amor ao próximo. Agradeço ao apoio e suporte fundamental para a conclusão desta etapa.

À Gabriela Pinto Gonçalves pela amizade incondicional e parceria que me fortalece em todos os desafios da minha vida.

À Universidade Federal de Uberlândia (UFU), à Faculdade de Engenharia Mecânica (FEMEC), ao curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, ao Laboratório de Metrologia Dimensional (LMD) e à Bioengenharia do Hospital das Clínicas de Uberlândia - UFU pelo apoio e a disponibilização de recursos materiais para a realização dos experimentos.

À Engenheira Biomédica Carolina Mendes Godoi, da Bioengenharia da UFU, pelo apoio na realização dos experimentos e pelo conhecimento passado sempre com boa vontade e disposição.

Aos Engenheiros Marcos, Rômulo e Wesley, da Bioengenharia da UFU, pela disponibilização dos equipamentos para realização deste trabalho.

Ao setor de UTI neonatal do Hospital das Clínicas de Uberlândia - UFU pela disponibilização da balança neonatal.

À Bárbara Gama, Isabela Kayashima e Iraídes Moraes pelo pleno apoio e atenção para a realização dos ensaios com esfigmomanômetro aneroide.

À co-orientadora Profa Dra Selma Terezinha Milagre pela atenção e cuidado durante toda a realização deste trabalho. Agradeço por sempre depositar em mim confiança na realização de nossos trabalhos.

À minha professora e orientadora Profa Dra Rosénda Valdés Arencibia pelo cuidado, pelo carinho, pela atenção e pelos ensinamentos não só acadêmicos como de vida. Agradeço por me apresentar um trabalho de orientação pautado no profissionalismo, ética, competência e o principal: respeito. Por fim, agradeço por me acolher no meu momento de maior dificuldade durante a realização deste mestrado, me dando a possibilidade de concluir esta etapa. A levarei eternamente junto a mim como um exemplo não só de professora e orientadora, mas de ser humano com as mais belas e escassas virtudes.

FARIA, V. N. R. **Avaliação da incerteza de medição no setor médico-hospitalar**. 2016. 170f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

O presente trabalho objetiva avaliar a incerteza associada às medições realizadas por meio de esfigmomanômetro aneroide, balança eletrônica neonatal e bisturi elétrico. Para tanto foram desenvolvidas as etapas seguintes: realização de ensaios de repetibilidade em todos os equipamentos para a posterior execução de testes de normalidade utilizando Shapiro-Wilk; identificação dos fatores de influência que afetam o resultado da medição de cada mensurando; proposição de modelos matemáticos para o cálculo da incerteza de medição associada aos mensurando avaliados e à calibração da balança neonatal; avaliação da incerteza de medição; e desenvolvimento de um programa computacional na linguagem JAVA para sistematização dos cálculos de incerteza de calibração e da incerteza de medição. Foi proposto e realizado um planejamento fatorial 2^3 para o esfigmomanômetro aneroide visando investigar o efeito dos fatores temperatura, paciente e operador e outro planejamento 3^2 para o bisturi elétrico, onde se investigaram os efeitos dos fatores temperatura e potência elétrica de saída. A incerteza expandida associada à medição da pressão arterial reduziu de forma significativa a amplitude das faixas de classificação dos pacientes. Por sua vez, a incerteza expandida associada à medição de massa com balança neonatal indicou uma variação de aproximadamente 1% na posologia dos medicamentos aos neonatos. A análise de variância (ANOVA) e o teste Turkey indicaram efeitos significativos e indiretamente proporcionais do fator temperatura nos valores de potência de corte e de coagulação indicados pelo bisturi elétrico e nenhum efeito significativo dos fatores investigados para o esfigmomanômetro aneroide.

Palavras Chave: Esfigmomanômetro Aneroide. Balança Neonatal, Bisturi Elétrico. Metrologia. Incerteza de Medição.

FARIA, V. N. R. **Uncertainty of Measurement evaluation in the medical-hospital sector.** 2016. 170 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

This study aims to evaluate the uncertainty associated with measurements made by aneroid sphygmomanometer, neonatal electronic balance and electrocautery. Therefore, were performing repeatability tests on all devices for the subsequent execution of normality tests using Shapiro-Wilk; identification of influencing factors that affect the measurement result of each measurement; proposition of mathematical models to calculate the measurement uncertainty associated with measuring evaluated for all equipment and calibration for neonatal electronic balance; evaluation of the measurement uncertainty; and development of a computer program in Java language to systematize the calibration uncertainty of estimates and measurement uncertainty. It was proposed and carried out 2^3 factorial design for aneroid sphygmomanometer order to investigate the effect of temperature factors, patient and operator and another 3^2 planning for electrocautery, where it investigated the effects of temperature factors and output electrical power. The expanded uncertainty associated with the measurement of blood pressure significantly reduced the extent of the patient classification tracks. In turn, the expanded uncertainty associated with the mass measurement with neonatal balance indicated a variation of about 1% in the dosage of medication to neonates. Analysis of variance (ANOVA) and the Turkey test indicated significant and indirectly proportional effects of temperature factor in cutting power values and clotting indicated by electrocautery and no significant effect of factors investigated for aneroid sphygmomanometer.

Keywords: Aneroid Sphygmomanometer. Neonatal balance, Electrocautery. Metrology. Uncertainty of Measurement.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 -	Ciclo de vida de uma tecnologia de saúde. Adaptado ANTUNES et al., (2002).....	7
Figura 2.2 -	Déficit comercial no setor de equipamentos eletro médicos no Brasil. (URL 1, 2015).....	8
Figura 2.3 -	Monitoramento da PA durante 24 horas. Adaptado GREGORY et al., (2001).....	12
Figura 2.4 -	Adaptado GREGORY et al (2001). Ilustração mecânica do esfigmomanômetro aneroide	13
Figura 2.5 -	Diagrama causa-efeito para a medição de uma força peso (INMETRO, 2008).....	19
Figura 2.6 -	Distribuição Retangular (Adaptado BIPM et al., 2008).....	20
Figura 2.7 -	Distribuição Triangular (BIPM, et al., 2008).....	21
Figura 2.8 -	Resumo das etapas para aplicação do MMC (BIPM, et al.,2008).....	25
Figura 2.9 -	Modelo de distribuição Normal. (URL 4, 2016).....	26
Figura 2.10 -	Representação de um modelo geral de processo.....	28
Figura 3.1 -	Esfigmomanômetro Aneroide do fabricante A, modelo X.....	32
Figura 3.2 -	Processo de Medição realizado com o Esfigmomanômetro Aneroide.	33
Figura 3.3 -	Balança neonatal do fabricante D modelo W.....	35
Figura 3.4 -	Calibração da Balança Neonatal D modelo W.....	37
Figura 3.5 -	Ensaio para determinação dos erros de indicação e histerese para a balança eletrônica neonatal.....	37
Figura 3.6 -	Posição da massa padrão para o ensaio de excentricidade.....	39
Figura 3.7 -	Execução dos experimentos fatoriais para o bisturi elétrico.....	41
Figura 3.8 -	Montagem experimental utilizando-se o bisturi elétrico do fabricante B, modelo Y e o analisador do fabricante C, modelo Z	42
Figura 3.9 -	Diagrama de causa e efeito para o processo de medição da pressão arterial.....	43

Figura 3.10 -	Diagrama de causa e efeito mostrando os fatores de influência no processo de medição de massa.....	46
Figura 3.11 -	Diagrama de causa e efeito para o processo de medição da potência de corte e coagulação fornecida pelo bisturi elétrico.....	49
Figura 3.12 -	Esquema sequencial do ciclo de vida básico de um software.....	51
Figura 3.13 -	Plataforma de desenvolvimento do sistema, Maker 3.8.....	52
Figura 3.14 -	Planejamento dos testes de validação para o programa computacional.....	53
Figura 4.1 -	Gráfico de Probabilidade quantil-quantil para as medições de 1: PAS; e 2: PAD	56
Figura 4.2 -	<i>Boxplot</i> da pressão arterial sistólica média para os diferentes operadores.....	57
Figura 4.3 -	<i>Boxplot</i> da pressão arterial diastólica média para os diferentes operadores.....	57
Figura 4.4 -	<i>Boxplot</i> da pressão arterial sistólica média para as diferentes temperaturas de medição.....	58
Figura 4.5 -	<i>Boxplot</i> da pressão arterial diastólica média para as diferentes temperaturas de medição.....	58
Figura 4.6 -	Intervalos de classificação referente à hipertensão arterial para PAS. Em que ZC = zona de conformidade e U = incerteza expandida de medição.....	61
Figura 4.7 -	Intervalos de classificação referente à hipertensão arterial para PAD. Em que ZC = zona de conformidade e U = incerteza expandida de medição.....	62
Figura 4.8 -	Curva de calibração da balança neonatal.....	64
Figura 4.9 -	Gráfico quantil-quantil para os valores de massa indicados pela balança eletrônica neonatal.....	66
Figura 4.10 -	Histograma de Frequência dos valores de massa indicados pela balança eletrônica neonatal.....	68
Figura 4.11 -	Histograma de frequência da simulação Monte Carlo aplicada ao cálculo de incerteza de medição de massa utilizando-se balança eletrônica neonatal.....	69
Figura 4.12 -	1 - Gráfico quantil-quantil para a amostra de potência de corte. 2 - Gráfico quantil-quantil para a amostra de potência de coagulação.....	72
Figura 4.13 -	Gráfico das potências de corte avaliadas no planejamento fatorial 3^2	74

Figura 4.14 -	Gráfico das potências de coagulação avaliadas no planejamento fatorial 3^2	74
Figura 4.15 -	Diferenças significativas do teste de <i>Tukey HSD</i> para todas as potências analisadas.....	77
Figura 4.16	<i>Boxplot</i> das três amostras pareadas de potências de corte e coagulação medidas a partir do bisturi elétrico sob diferentes temperaturas.....	78
Figura 4.17 –	Formulário de <i>Login</i> do sistema executado no navegador Google Chrome.....	82
Figura 4.18 –	Formulário de <i>Log</i> do programa.....	83
Figura 4.19 –	Formulário Cadastro de Equipamentos.....	85
Figura 4.20 –	Barra superior dos formulários. A barra A apresenta os ícones ao entrar e navegar no formulário e a barra B os ícones ao incluir ou alterar um registro.....	86
Figura 4.21 –	Janela dos valores padrões dos formulários do programa.....	86
Figura 4.22 –	A aba “Localizar” dos formulários do programa.....	87
Figura 4.23 –	Formulário “Cálculo da Incerteza de Medição”.....	89
Figura 4.24 –	Formulário “Calibração”.....	90
Figura 4.25 -	Resultados mostrados pelo formulário “Calibração”.....	91
Figura 4.26 –	Comparação das incertezas de medições de PAS obtidas pelos cálculos em Microsoft Excel e pelo programa computacional desenvolvido.....	93
Figura 4.27 –	Comparação das incertezas de calibração no ponto 10 kg da balança neonatal, obtidas pelos cálculos em <i>Microsoft Excel</i> e pelo programa computacional desenvolvido.....	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 -	Classificação da pressão arterial para indivíduos sem tratamento anti-hipertensivo (WHO/ISH, 1999).....	10
Tabela 2.2 -	Fases, Características e significados dos sons de Korotkoff. Adaptado de Perloff et al. (1993).....	11
Tabela 2.3 -	Planejamento fatorial completo 2^3	30
Tabela 3.1 -	Matriz de planejamento de experimento fatorial 2^3 proposto para investigar o efeito de três fatores de influência nos valores de pressão arterial.....	32
Tabela 3.2 -	Características da Balança neonatal do fabricante D modelo W.....	35
Tabela 3.3 -	Valores convencionais de massas padrão utilizados na calibração da balança eletrônica neonatal.....	36
Tabela 3.4 -	Matriz de planejamento de experimento fatorial 3^2 , considerando a potência de corte.....	40
Tabela 3.5 -	Matriz de planejamento de experimento fatorial 3^2 , considerando a potência de coagulação.....	41
Tabela 4.1 -	Valores de pressão arterial sistólica e diastólica obtidos por meio do esfigmomanômetro aneróide.....	55
Tabela 4.2 -	Resultados no planejamento fatorial 2^3 para esfigmomanômetro aneróide.....	56
Tabela 4.3 -	Análise de Variância para a PAS.....	59
Tabela 4.4 -	Análise de Variância para a PAD.....	59
Tabela 4.5 -	Dados da avaliação da incerteza de medição da PAS.....	59
Tabela 4.6 -	Dados da avaliação da incerteza de medição da PAD.....	60

Tabela 4.7 -	Valores de massa obtidos durante a calibração da balança no sentido crescente do mensurando (sentido crescente da faixa nominal) em kg.....	62
Tabela 4.8 -	Valores de massa obtidos durante a calibração no sentido decrescente do mensurando (sentido decrescente da faixa nominal) em kg.....	63
Tabela 4.9 -	Média, desvio padrão e erro de indicação para os valores de massa obtidos no sentido crescente (IDA) e decrescente (VOLTA) durante a calibração da balança.....	63
Tabela 4.10 -	Cálculo da Incerteza de Calibração para os valores convencionais determinados (VC).....	65
Tabela 4.11 -	Erro máximo de histerese da balança neonatal.....	65
Tabela 4.12 -	Resultados do teste de excentricidade realizado com a balança eletrônica neonatal.....	65
Tabela 4.13 -	Resultados do ensaio de repetibilidade utilizando uma balança eletrônica neonatal.....	67
Tabela 4.14 -	Dados da avaliação da incerteza de medição da massa utilizando o método GUM.....	68
Tabela 4.15	Dados da avaliação da incerteza de medição da massa utilizando o Método Monte Carlo.....	70
Tabela 4.16 -	Resultados do ensaio adicional para potência de corte e de coagulação.....	71
Tabela 4.17 -	Valores obtidos do experimento fatorial 3^2 para potência de corte.....	72
Tabela 4.18 -	Valores obtidos do experimento fatorial 3^2 para potência de coagulação	73
Tabela 4.19 -	Análise de Variância para todos os pontos avaliados da potência de corte (Pcorte) e potência de coagulação (Pcoag).....	75
Tabela 4.20 -	Resultados do teste <i>Turkey HSD</i> . Em que: Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior; e LI = limite inferior.....	75
Tabela 4.21 -	Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de corte por meio do bisturi elétrico.....	79
Tabela 4.22 -	Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de coagulação por meio do bisturi elétrico.....	79

Tabela 4.23 -	Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de corte por meio do bisturi elétrico considerando a correção associada à incerteza da temperatura.....	80
Tabela 4.24 -	Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de coagulação por meio do bisturi elétrico considerando a correção associada à incerteza da temperatura.....	81

LISTA DE SÍMBOLOS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ANOVA	Análise de Variância
ANVISA	ANVISA
BE	Bisturi Elétrico
BIPM	<i>Bureau International de pesos e Medidas</i>
BPF	Boas Práticas de Fabricação
CC	Centro Cirúrgico
CEP	Controle Estatístico de Processos
CMP_{Ba}	Calibração da Balança
DM	Diferença de médias
EAS	Estabelecimento Assistencial de Saúde
Ex	Excentricidade
FDP	Função densidade de probabilidade
GTMH	Gestão de Tecnologias Médico-Hospitalares
GUM	Guia para Expressão da Incerteza de Medição
H	Histerese
H_0	Hipótese nula
HAS	Hipertensão Arterial Sistêmica
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
ISH	Sociedade Internacional de Hipertensão
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
JCGM	<i>Joint Committee for Guides in Metrology</i>
k	Fator de Abrangência
LI	Limite Inferior

LS	Limite Superior
LC	Largura de Classe
li	Largura de Intervalo
M	Massa
$\bar{m}$	Variabilidade das leituras da massa
$\bar{M}_i$	Média das indicações crescentes
$\bar{M}_v$	Média das indicações decrescentes
n	Número de Repetições
N	Número de fatores de influência
NBR	Norma Brasileira
NC	Número classes
NHANES	<i>National Health and Nutrition Examination Survey</i>
ni	Número de intervalos
OTA	<i>Office of Technology Assessment</i>
PA	Pressão Arterial
$\overline{PA}$:	Média dos valores de pressão arterial
PAD	Pressão Arterial Diastólica
PAS	Pressão Arterial Sistólica
P_{corte}	Potência de Corte
$P_{\text{coagulação}}$	Potência de Coagulação
Pe	Precisão
PE	Planejamento Experimental
PINTEC	Pesquisa Industrial de Inovação Tecnológica
PSM	Pedido de Serviço de Manutenção
PT	Potência Elétrica
$\overline{PT}$	Variabilidade da leitura de potência elétrica
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
$r(x_i, x_j)$	Grau de correlação entre x_i e x_j
SUS	Sistema Único de Saúde
s	Desvio Padrão Amostral
sL_{Ba}	Variabilidade das leituras de massa padrão
$s(x_i)$	Desvio Padrão dos valores do conjunto de repetições
T	Temperatura
TMH	Tecnologias Médico-Hospitalares
U	Incerteza Expandida

μ	Média populacional
UEAF	Unidade Eletrocirúrgica de Alta Frequência
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
$U(C)$	Incerteza expandida da calibração
$U(EI_{Ba})$	Incerteza expandida associada à variável CMP_{Ba}
$U(M)$	Incerteza expandida associada à massa
$U(PA)$	Incerteza expandida da PA
$U(PT)$	Incerteza expandida associada à potência elétrica
$u(Ex)$	Incerteza padrão associada à excentricidade
$u(\bar{m})$	Incerteza padrão associada à variável $\bar{m}$
$u(\overline{PA})$	Incerteza padrão associada à variável $\overline{PA}$
$u(\Delta R)$	Incerteza padrão associada à resolução da balança neonatal
$u(\bar{M})$	Incerteza padrão associada à variável sL_{Ba}
$u(x_i)$	Incerteza Padrão
$u(\Delta H)$	Incerteza padrão associada à histerese
$u(\Delta IC)$	Incerteza padrão associada à calibração
$u(\Delta I)$	Incerteza associada à calibração das massas padrão
$u(\Delta R)$	Incerteza padrão associa à resolução
$u_c(EI_{Ba})$	Incerteza combinada associada à variável CMP_{Ba}
$u_c(PA)$	Incerteza combinada associada à PA
$u_c(PT)$	Incerteza combinada associada à potência elétrica
$u_c(y)$	Incerteza Padrão Combinada de uma estimativa y
VC	Valor Convencional
v_{ef}	Grau de Liberdade Efetivo
VIM	Vocabulário Internacional de Metrologia
W	Coeficiente do teste <i>Shapiro-Wilk</i>
Y	Estimativa do mensurando
ΔIC	Correção associada à incerteza de calibração
ΔI_{MP}	Correção associada à incerteza de calibração das massas padrão
Δ_{Ex}	Correção associada à excentricidade
ΔH	Correção associada à histerese
ΔR_{Ba}	Correção associada à resolução da balança neonatal
ΔR	Correção associada à resolução
σ	Desvio Padrão populacional

SUMÁRIO

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Objetivos.....	3
1.1.1. <i>Objetivo Principal</i>	3
1.1.2. <i>Objetivos Secundários</i>	3
 CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	 5
2.1. Engenharia Clínica.....	5
2.2. Equipamentos Médico-Hospitalares.....	7
2.2.1. <i>Esfigmomanômetro, Pressão Arterial e Hipertensão</i>	9
2.2.2. <i>Balança Neonatal</i>	14
2.2.3. <i>Bisturi Elétrico</i>	16
2.3. Metrologia na área médica.....	17
2.4. Incerteza de Medição.....	18
2.4.1. <i>Método proposto no GUM</i>	18
2.4.2. <i>Método de Monte Carlo</i>	23
2.5. Teste de Normalidade.....	26
2.6. Planejamento dos Experimentos.....	27
 CAPÍTULO III – PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	 30
3.1. Planejamento dos Experimentos.....	31
3.1.1. <i>Esfigmomanômetro Aneróide</i>	31
3.1.2. <i>Balança Neonatal</i>	34
3.1.3. <i>Bisturi Elétrico</i>	39
3.2. Análise da Incerteza de Medição.....	43
3.2.1. <i>Cálculo de incerteza associada à medição com esfigmomanômetro aneroide</i>	43

3.2.2. Cálculo de incerteza associada à calibração da balança neonatal e medição da mesma.....	45
3.2.3. Cálculo de incerteza associada à medição com bisturi elétrico.....	48
3.3. Desenvolvimento do programa computacional.....	50
3.4. Validação do programa computacional.....	53
CAPÍTULO IV – RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	54
4.1. Resultados obtidos durante a realização dos ensaios com esfigmomanômetro aneroide.....	54
4.1.1. Resultados da incerteza associada à medição com esfigmomanômetro aneroide.....	59
4.2. Resultados obtidos da realização dos ensaios com balança neonatal.....	62
4.2.1. Resultados da incerteza associada à medição com balança neonatal.....	68
4.3. Resultados obtidos da realização dos ensaios com bisturi elétrico.....	70
4.3.1. Resultados da incerteza associada à medição com bisturi elétrico.....	79
4.4. Programa computacional.....	81
4.5. Validação do programa computacional.....	92
CAPÍTULO V – CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS..	94
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	97
ANEXOS.....	109
ANEXO 1. Certificado de calibração do termo-higrômetro digital.....	109
ANEXO 2. Certificado de calibração do esfigmomanômetro aneroide.....	11
ANEXO 3. Certificado de calibração das massas padrão.....	115
ANEXO 4. Certificado de calibração do bisturi elétrico.....	121
ANEXO 5. Certificado de calibração do analisador do bisturi elétrico.....	124
APÊNDICES.....	127
APÊNCIDE 1. Certificado de calibração da Balança Neonatal gerado pelo software Microsoft Excel.....	127
APÊNCIDE 2. Relatório de Medição com Esfigmomanômetro Aneroide.....	129
APÊNCIDE 3. Relatório de Medição com Balança Neonatal.....	133
APÊNCIDE 4. Relatório de Medição com Bisturi Elétrico.....	137
APÊNCIDE 5. Certificado de calibração do Esfigmomanômetro Aneroide gerado pelo programa computacional desenvolvido.....	141

APÊNCIDE 6. Certificado de calibração da Balança Neonatal gerado pelo programa computacional desenvolvido.....	145
APÊNCIDE 7. Certificado de calibração do Bisturi Elétrico gerado pelo programa computacional desenvolvido.....	149

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, o setor de saúde passou por diversos aprimoramentos, a maioria deles através do desenvolvimento e da inserção de novas tecnologias, possibilitando a automatização e informatização de muitos procedimentos. Isto, ainda agregou à área, uma menor demanda de profissionais, diminuindo, desta forma, a exposição aos riscos ocupacionais. Ressalta-se, também, a gama de novas possibilidades que a tecnologia aplicada aos cuidados com a saúde revelou, tanto em relação aos diagnósticos, quanto aos tratamentos, intervenções, gerenciamentos de informação e outras vertentes.

Configurando uma tendência global, a inoculação de tecnologias nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) trouxe consigo a nítida necessidade da gestão de qualidade relacionada às tecnologias médico-hospitalares (GTMH). Entretanto, apesar das tecnologias médicas serem aquelas de mais alto valor tecnológico agregado, a gestão das mesmas, na maioria dos EAS, se mostra muito aquém do esperado, se caracterizando pela utilização de métodos não padronizados ou não validados (LUCATELLI et al., 2003; OLIVEIRA, 2009). Pode-se somar o uso de equipamentos não calibrados e a ausência de avaliação e declaração da incerteza de medição, levando à falta de rastreabilidade metrológica.

A GTMH pode ser considerada como um conjunto de procedimentos realizados nos EAS visado à aquisição, instalação e manutenção das tecnologias médico-hospitalares e a garantia de sua exploração com contribuições de qualidade, segurança e custos efetivos. Esta gestão é de responsabilidade da Engenharia Clínica, considerada uma especialidade da Engenharia Biomédica (GRIMES, 2003; BRONZINO, 1992; MORAES, 2007). Deve-se evidenciar, que uma GTMH de qualidade deve garantir a realização de ensaios e calibrações com responsabilidade metrológica, visando a obtenção e resultados confiáveis, bem como, a manutenção de um parque tecnológico rastreável, com a clara definição de um plano de calibrações e de parâmetros de desempenho para análises e tomada de decisões.

Nos Estados Unidos da América (EUA), 7% dos gastos destinados para a saúde são despendidos para a realização de ensaios e calibrações com interesse na rastreabilidade metrológica, assegurando o bom funcionamento e contribuindo para a redução de riscos aos profissionais e pacientes (CÔRREA, 2001). Para que os resultados das medições sejam confiáveis é necessário, além de boas práticas, atender os requisitos técnicos especificados na ABNT NBR ISO/IEC 17025 (ABNT, 2005).

A confiabilidade dos resultados de medições é essencial nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde uma vez que ampara diversas necessidades corriqueiras na área médica, como na averiguação da eficácia de novos métodos de terapêutica e de equipamentos médico-hospitalares de assistência e manutenção da vida. Ainda, a realização de medições de diversos parâmetros fisiológicos é essencial para os diagnósticos, caracterização de riscos, tratamentos e registro da evolução clínica de pacientes.

Os resultados de medição são utilizados para diagnosticar diversas doenças como a osteoporose, a hipertensão, a fibrose pulmonar, a cifoescoliose, entre outras. Não obstante, a calibração dos equipamentos utilizados para efetuar as medições ainda é ineficaz e pouco usual no Brasil, o que é reforçado pela inexistência de políticas públicas, a fim de impor critérios mínimos de desempenho por meio de regulamentação e normatização. Ainda, pode-se destacar a carência de procedimentos normalizados, devidamente documentados e disponíveis para todos. Pode-se somar à anterior a falta de cultura metrológica, o desconhecimento de normas técnicas e de regulamentações que são aplicáveis em cada caso.

Vale ressaltar, ainda, os impactos sociais e econômicos gerados pela abordagem metrológica incipiente e de baixa confiabilidade, retratada por diagnósticos errôneos, procedimentos médicos malsucedidos, acidentes de trabalho e até mesmo a ocorrência de mortes. Infere-se, portanto, que a metrologia deve ser vista como um fator hegemônico para proteger profissionais e pacientes, além de agregar qualidade ao cuidado com a saúde, assegurando resultados de medição confiáveis. Neste âmbito, a garantia da rastreabilidade destes resultados é de importância ímpar.

A rastreabilidade impõe, dentre outros aspectos, a avaliação e declaração da incerteza de medição. A incerteza de medição é um parâmetro metrológico de extrema importância, pois, é indicativa da qualidade do resultado da medição e um requisito a ser atendido alcançar a rastreabilidade. A declaração da incerteza de medição pode ser considerada relevante para o diagnóstico de falso-positivos ou administração de medicamentos, por exemplo. De acordo com o JCGM 101 (BIPM, et al., 2008), a incerteza do resultado de uma medição reflete a falta de conhecimento exato do valor do mensurando e, portanto, em muitos casos pode alterar o diagnóstico resultante de uma análise.

No contexto descrito, surgiu a proposta deste trabalho que tem como objetivo aplicar critérios metrológicos na realização de ensaios efetuados na área de Engenharia Clínica, por meio do desenvolvimento de metodologias para avaliação da incerteza associada às medições com esfigmomanômetro aneroide, balança eletrônica neonatal e bisturi elétrico. Este trabalho também propõe o desenvolvimento de uma plataforma Web (ambiente JAVA) para o cálculo automatizado da incerteza associada às medições efetuadas com estes equipamentos.

1.1 Objetivos

2.2.1 *Objetivo Principal*

Avaliar a incerteza associada às medições realizadas por meio de esfigmomanômetro aneroide, balança eletrônica neonatal e bisturi elétrico.

2.2.1 *Objetivos Secundários*

- Identificar as fontes de erros presentes nas medições efetuadas com esfigmomanômetro aneroide, balança eletrônica neonatal e bisturi elétrico, bem como propor alternativas para minimizar os seus efeitos;
- Investigar por meio de um planejamento fatorial 2^3 o efeito das variáveis (paciente, operador e temperatura ambiente) nos valores de pressão sistólica e diastólica;
- Investigar por meio de um planejamento fatorial 3^2 o efeito das variáveis (nível de potência e temperatura) nos valores de potência de corte e coagulação;
- Estimar a contribuição da incerteza associada à medição visando diminuir os erros de diagnóstico;
- Implementar os roteiros de cálculo em plataforma Web (ambiente JAVA), automatizando os cálculos e a geração de relatórios de medição;
- Contribuir para a rastreabilidade dos resultados das medições efetuadas no setor médico hospitalar.

Este trabalho constitui-se por mais quatro capítulos organizados da seguinte forma:
 Capítulo 2: Revisão Bibliográfica sobre a engenharia clínica e os equipamentos médico-hospitalares abrangendo os conceitos e definições gerais, bem como a apresentação dos equipamentos de interesse deste trabalho e a conceituação e definição dos elementos relativos às medições com os mesmos. Apresentação dos métodos de cálculo da incerteza de medição e de noções básicas de teste de normalidade e planejamento de experimentos.

Capítulo 3: Apresenta a metodologia proposta para desenvolvimento do trabalho, a qual é composta das seguintes etapas: a) planejamento do experimento fatorial com esfigmomanômetro aneroide e o teste adicional para investigação da normalidade dos dados; b) teste adicional para verificação da normalidade para balança neonatal e execução da calibração deste equipamento; c) planejamento fatorial para o bisturi elétrico; d) cálculo da incerteza de medição para os equipamentos avaliados e e) desenvolvimento e validação do programa computacional para sistematização do roteiro de cálculo da incerteza de medição e de calibração.

Capítulo 4: Análise e discussão dos resultados obtidos por meio dos experimentos realizados.

Capítulo 5: Elaboração das conclusões e considerações finais, bem como, de sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo apresenta os fundamentos teóricos necessários para desenvolvimento do trabalho, são eles: Engenharia Clínica e suas aplicações; equipamentos médico-hospitalares, enfatizando as normas técnicas atualmente em vigor: R-16-1 (IOML, 2002), INMETRO/MDIC nº 153 de 2005 (INMETRO, 2005). INMETRO nº 236 de 1994 (INMETRO, 1994), R76-1 de 1992, (OIML, 1992), ABNT NBR-IEC 60601-1, (ABNT, 2010); incerteza de medição, testes de normalidade e planejamento de experimentos.

2.1 Engenharia Clínica

Nas décadas de 60 e 70, observou-se um significativo aumento do número de equipamentos médico-hospitalares inseridos nos EASS a nível global, especialmente nos EUA. Isto acarretou uma série de situações problemáticas, dentre elas uma elevação estimada em 50% de custo com saúde e um preocupante índice de mortes relacionadas a choques elétricos durante o uso dos equipamentos (CHRISTIANSEN, 1973; FRIEDLANDER, 1971; DALZIEL, 1972). Tais problemas estavam atrelados a um panorama onde não havia legislação sobre segurança elétrica ou certificação destes equipamentos, nem mesmo, conhecimento tecnológico para a correta instalação e utilização dos mesmos.

Este cenário propiciou que engenheiros fossem inseridos no ambiente hospitalar, a fim de aplicar os conhecimentos da área de engenharia, objetivando assegurar a implementação efetiva e segura das novas tecnologias. Neste contexto, observou-se o surgimento da profissão de Engenheiro Clínico nos EUA, que foi definido na época, como aquele profissional responsável pelo gerenciamento de equipamentos no hospital. Tal gerenciamento incluía consertos, capacitação de usuários, verificação de segurança e

desempenho ou até mesmo elaboração de especificações técnicas para aquisição (GORDON, 1990).

Já na década de 80, o Engenheiro Clínico passou a abranger também as questões de transferência de tecnologia, avaliação tecnológica e gerenciamento tecnológico (GOODMAN, 1989). Na década de 90, o Engenheiro Clínico foi definido com ênfase na parte administrativa, devido aos vertiginosos cortes de gastos com saúde nos EUA, inclusive no valor pago por consultas e intervenções. Logo, as tecnologias médico hospitalares tornaram-se ferramentas utilizadas por profissionais da saúde visando o atendimento de maior número de pacientes em menos tempo (FEDERAL, 1990). Evidenciou-se, portanto, uma forte atuação dos Engenheiros Clínicos, por meio da avaliação e gerenciamento das tecnologias, competências necessárias no auxílio da implementação e uso destas.

No Brasil, no final da década de 80, observou-se que aproximadamente 40% de todo o parque tecnológico médico hospitalar estava desativado por falta de manutenção ou até mesmo instalação (RAMIREZ et al., 2000). Os EASs do Brasil tinham problemas quanto à manutenção dos equipamentos, o que pode ser justificado pela falta de capacitação do corpo técnico, falta de documentação sobre segurança elétrica, dificuldade na aquisição de peças de reposição, falta de documentação técnica e uma forte burocracia governamental na importação de peças e/ou equipamentos. Apenas em meados da década de 90 surgiram os primeiros cursos de formação em Engenharia Clínica no Brasil e a primeira norma nacional, a ABNT NBR IEC 601-1 (ABNT, 1997), que dispunha sobre a segurança dos equipamentos eletro médicos.

Engenharia Clínica, então, seria o setor responsável pelo completo ciclo de vida de uma tecnologia da saúde, como ilustrado na Fig. 2.1, envolvendo o processo de aquisição, admissão, testes de aceitação, capacitação dos usuários, manutenção preventiva, alienação e todas as outras questões dos equipamentos do EAS. Desta forma, a atuação dos engenheiros clínicos não se restringia à manutenção corretiva dos equipamentos médico-hospitalares (GEISLER, 1999; GOMES e DALCOL, 2001).

Além desta forte dependência de importações dos equipamentos médico-hospitalares, principalmente em países em desenvolvimento, como o Brasil, a manutenção e calibração dos mesmos ainda se mostra onerosa devido a inexistente ou ineficiente gestão destas tecnologias por grande parte dos EAS (MORAES, 2007).

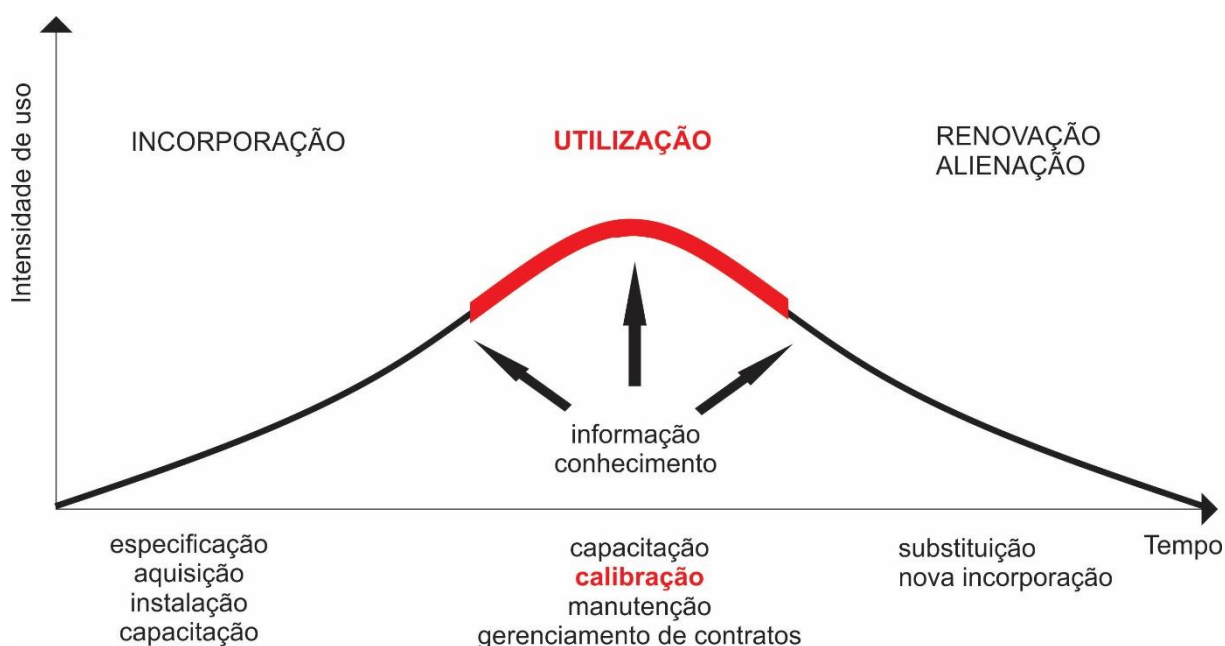


Figura 2.1 - Ciclo de vida de uma tecnologia de saúde. Adaptado de Antunes et al., (2002).

2.2 Equipamentos Médico-Hospitalares

A indústria brasileira de produtos médico-hospitalares surgiu na década de 50 e alcançou o seu ápice nos anos 70. A abertura de mercado na década de 90 transformou o modelo formal de substituição de importações e promoveu o surgimento de um novo ambiente concorrencial ao setor. A regulação do mercado promovida pelo Ministério da Saúde em 1992 e seus desdobramentos complementados pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) emergiu novos conceitos e exigência de padrões mínimos de qualidade para o setor. Isto é observado analisando-se os dados da Pesquisa Industrial de Inovação Tecnológica (PINTEC), do IBGE de 2001, onde o setor de fabricação de aparelhos eletromédicos aparece com a maior taxa geral de inovação, de 88,5% (IBGE, 2013). Atualmente, existem fortes conceitos regulatórios introduzidos no mercado: Boas Práticas de Fabricação (BPF) e Certificação Compulsória de equipamentos, no âmbito do Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO), (OLIVEIRA, 2010).

O setor de equipamentos médico-hospitalares figura entre aqueles que mais se desenvolvem no mundo, a uma taxa média de 10% ao ano (MORELI et al., 2010). No Brasil, a cadeia produtiva do setor da saúde mobilizou, em 2013, 740 milhões de dólares em exportações, além da geração de 58 mil empregos diretos. Porém, existe forte dependência de importações nos produtos de maior densidade tecnológica, evidenciada pelo montante

de aproximadamente 4,9 bilhões de dólares gastos com importações, neste mesmo ano, que levou a um déficit comercial no setor de 4,16 bilhões de dólares, Fig. 2.2.

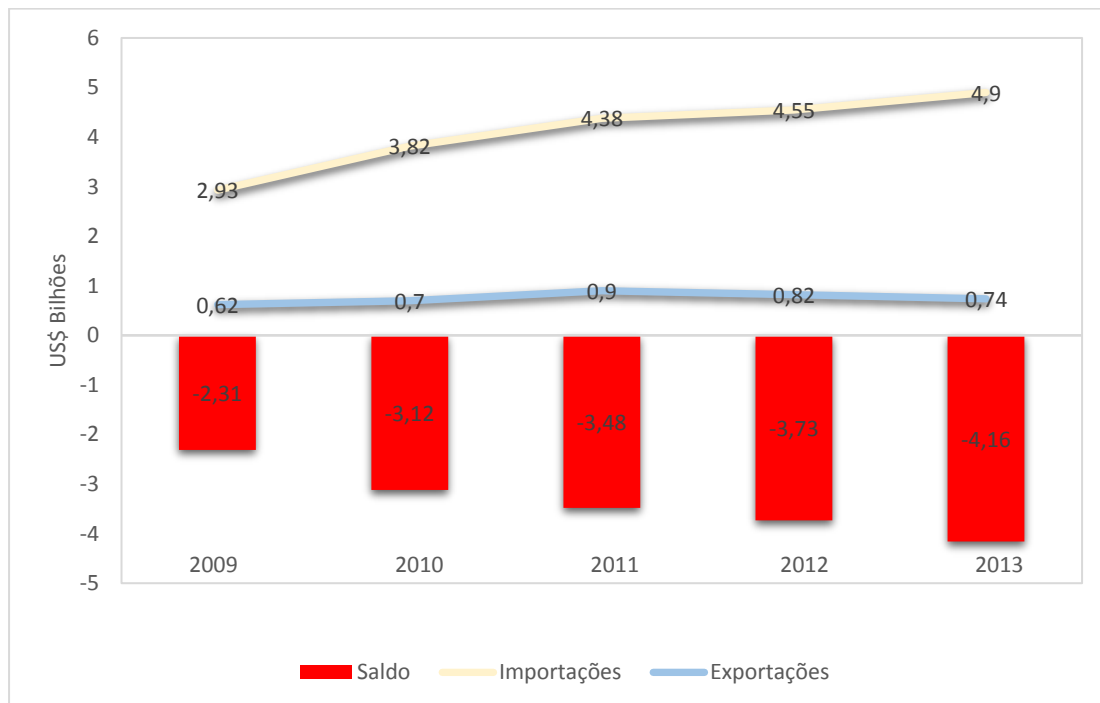


Figura 2.2 – Déficit comercial no setor de equipamentos eletro médicos no Brasil - (URL 1, 2015).

Segundo o *Office of Technology Assessment* (OTA), e o próprio Ministério da Saúde do Brasil, as tecnologias médico-hospitalares de assistência em saúde, a serem gerenciadas, são todos os métodos e práticas de prevenção, diagnóstico, tratamento, reabilitação, assim como os equipamentos, os sistemas de apoio organizacional e administrativo, as normas e a infraestrutura disponível. Ou seja, as TMH são quaisquer insumos e procedimentos utilizados na prestação dos serviços em saúde (PARTANEN, 2004; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2003; MORAES, 2007).

Para a finalidade desse estudo, o setor de Equipamentos Médico-Hospitalares, são constituídos por fabricantes de equipamentos, eletroeletrônicos ou que utilizam outra fonte de energia, inclusive energia potencial da gravidade, incluindo as partes aplicadas, sensores e dispositivos de controle e sistemas de proteção destinados à área da saúde. Abarcam também, os equipamentos e dispositivos utilizados no suporte aos diagnósticos e procedimentos médicos, ainda que não estabeleçam interação direta com os pacientes, como é o caso de equipamentos de laboratórios e os utilizados nos processos de limpeza, desinfecção e esterilização.

São diversos os equipamentos utilizados no setor médico-hospitalar. Neste trabalho serão abordados apenas o esfigmomanômetro aneroide, a balança eletrônica neonatal e o bisturi elétrico e por tal motivo é apresentada a seguir uma breve descrição dos mesmos.

2.2.1 Esfigmomanômetro, Pressão Arterial e Hipertensão

A maioria dos sistemas utilizados para realizar a medição da pressão arterial é dependente de uma característica comum, a oclusão da artéria de uma extremidade do corpo humano (braço, punho, dedo ou perna), empregando um manguito para proceder à medição, seja oscilometricamente ou pela detecção de sons de Korotkoff (GREGORY et al., 2001). Outras técnicas não dependentes da oclusão de membro, tais como a análise do pulso de forma de onda, podem ser aplicadas, porém, estas técnicas não são amplamente utilizadas na prática clínica. As técnicas disponíveis atualmente devem suas origens à técnica convencional de medição da pressão arterial auscultatória. Desde a introdução do esfigmomanômetro de mercúrio e do esfigmomanômetro aneroide, estes têm sido os mais utilizados para medir a pressão arterial.

Na prática clínica, a pressão arterial (PA) é conceituada nos termos de pressão arterial sistólica (PAS) e pressão arterial diastólica (PAD), que representam os dois pontos extremos do fenômeno pulsátil e que, de certa maneira, refletem a pressão da aorta e dos grandes vasos. A medição confiável da pressão arterial é essencial para classificar os indivíduos, para determinar os riscos relacionados com a pressão arterial, dentre eles, doenças cardiovasculares como a hipertensão arterial e doenças renais (BROWN et al., 2001). A medição da pressão arterial continua sendo uma etapa essencial na clínica médica.

No entanto, Alavarce et al., (2000) observaram que apenas 39% das consultas médicas registram o resultado desta medição, o que é preocupante devido à relevância do tema, ao alto índice de morbidade e mortalidade por doenças cardiocirculatórias e à forte correlação com a hipertensão arterial. Esta última pode trazer diversos detrimientos tanto em relação à qualidade de vida quanto em custo socioeconômico para o país e para a população.

Na prática clínica, o diagnóstico de hipertensão, é realizado rotineiramente pela medida indireta da pressão arterial. A hipertensão arterial sistêmica (HAS) é definida pela persistência de níveis de pressão arterial acima de valores definidos como limites de normalidade (MOURA et al., 2004; KANEL, 1990). Esta doença cardiovascular muito frequente é considerada o maior desafio de saúde pública para sociedades em transição socioeconômica e epidemiológica e um dos mais importantes fatores de risco de mortalidade cardiovascular, sendo responsável por 20% a 50% de todas as mortes (WHO, 1996).

De acordo com o *National Health and Nutrition Examination Survey* (NHANES), pelo menos 65 milhões de adultos americanos, ou cerca de um terço da população adulta dos Estados Unidos, tem hipertensão (BROWN et al., 2001). Um quarto dos adultos americanos tem pressão arterial na faixa pré-hipertensão, ou seja, um nível acima do normal ainda abaixo do intervalo hipertensivo (NEATON et al., 1992).

No Brasil, um quarto dos adultos tem de enfrentar a hipertensão. De acordo com a pesquisa Vigilância de Fatores de Risco e Proteção para Doenças Crônicas por Inquérito Telefônico (VIGITEL) (VIGITEL, 2012), 24,3% da população brasileira tem hipertensão arterial. Em 2012, o Sistema Único de Saúde (SUS) registrou 115748 internações no Brasil decorrentes de complicações da hipertensão, o que, complementado pelo fornecimento de remédios gratuitos à população pela rede, responde por grande parte dos gastos públicos nesta área.

A hipertensão tem seus valores de referência recomendados pela Organização Mundial da Saúde juntamente à Sociedade Internacional de Hipertensão (ISH), como mostra a Tab. 2.1. Para emitir o diagnóstico, os valores obtidos durante a medição de pressão devem ser comparados com aqueles apresentados na referida tabela (URL 3, 2016).

Tabela 2.1 - Classificação da pressão arterial para indivíduos sem tratamento anti-hipertensivo (WHO/ISH, 1999).

Classificação*	Sistólica (mmHg)	Diastólica (mmHg)
Ótima	<120	<80
Normal	<140	<90
Normal alta	130-139	85-89
Subgrupo limítrofe	140-149	90-94
HAS de grau 1 (leve)	140-159	90-99
HAS de grau 2 (moderada)	160-179	100-109
HAS de grau 3 (grave)	≥180	≥110
HAS sistólica isolada	≥140	<90
Subgrupo limítrofe	140-149	<90

*Quando as pressões sistólica e diastólica se situam em categorias diferentes a categoria de maior gravidade deve ser usada.

Erros na medição da pressão arterial podem levar ao diagnóstico incorreto de normotensão em indivíduos hipertensos, deixando-os sem tratamento e privando-os dos benefícios do mesmo. Por outro lado, o diagnóstico de hipertensão arterial em indivíduos normotensos pode submetê-los a riscos e efeitos adversos do tratamento anti-hipertensivo

inadequado (MESSERLI et al., 1985; MESSERLI, 1986; BYYNY, 1995; SGAMBATTI et al., 2000).

O padrão-ouro para medir a PA é o método direto ou invasivo (PERLOFF et al., 1993). Somente a partir dos anos 80 as respostas agudas circulatórias foram investigadas utilizando essa forma de medição. No entanto, o método auscultatório tem sido a base da medição da pressão arterial clínica desde que a mesma começou a ser medida. É surpreendente que quase 100 anos depois da descoberta da técnica de Korotkoff e do reconhecimento posterior de sua limitada precisão, a mesma continua sendo usada sem qualquer melhoria substancial (THOMAS, 2004).

Neste método, a artéria braquial é obstruída por um manguito colocado em torno do braço e inflado acima da pressão sistólica. Como é gradualmente esvaziado, o fluxo de sangue pulsátil retorna e os sons podem ser detectados por um estetoscópio posicionado na artéria imediatamente abaixo do punho. Os sons ouvidos durante o procedimento de medição são denominados ruídos de Korotkoff, sendo classificados em cinco fases, conforme a Tab. 2.2.

Tabela 2.2 – Fases, Características e significados dos sons de Korotkoff. Adaptado de Perloff et al. (1993).

Fases dos sons	Característica e significado
Fase 1	Primeiro ruído, claro e repetitivo, coincidindo com a identificação do pulso. Corresponde ao valor da pressão sistólica.
Fase 2	Ruídos leves e longos, com característica de murmúrio intermitente.
Fase 3	Ruídos firmes e altos.
Fase 4	Ruídos abafados. Correspondem à pressão diastólica.
Fase 5	O som desaparece completamente.

Independentemente do sistema de medição utilizado, deve reconhecer-se que a pressão arterial é um fenómeno hemodinâmico variável, que é influenciado por muitos fatores, não sendo menos as circunstâncias de medição propriamente ditas. A relativa deficiência do método auscultatório é reforçada por Gregory et al., (2001) visto que o tempo médio de medição da pressão arterial por esse procedimento é de 45 segundos, ocorrendo significativa alteração dos valores pressóricos dentro desse intervalo para fins de pesquisa, Fig. 2.3.

A Figura 2.3 mostra as variações da pressão arterial em um período de 24 horas para um paciente normal. Nesta figura, representa-se uma faixa relativa à hipertensão do avental

branco (*White Coat*), que é uma condição na qual um sujeito normotenso se torna hipertensivo durante a medição da pressão arterial, mas as pressões em seguida, se estabelecem normais fora do ambiente médico. Na mesma figura, uma faixa laranja representa a faixa de normalidade da pressão arterial sistólica (representada pela curva superior) e diastólica (representada pela curva inferior).

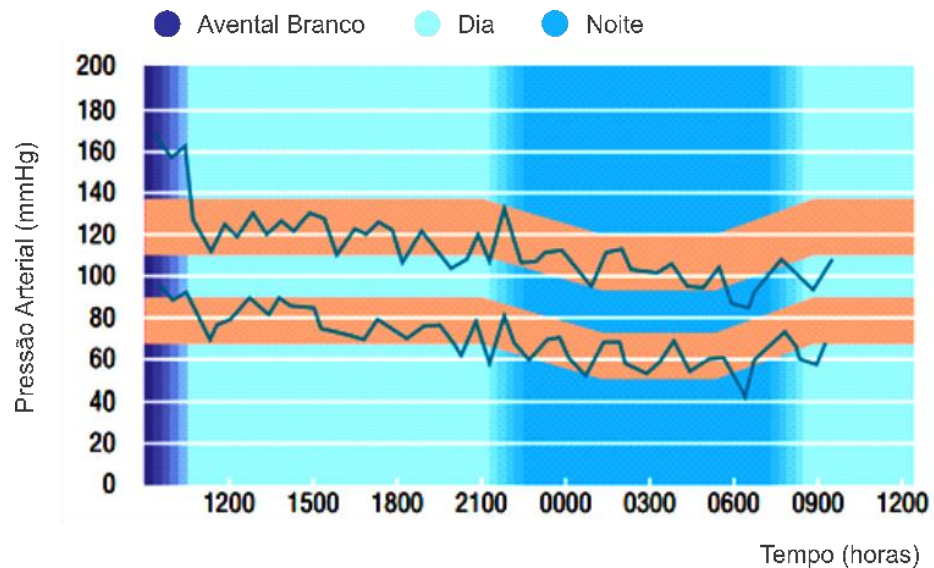


Figura 2.3 – Resultados do monitoramento da PA de um paciente durante 24 horas. Adaptado de Gregory et al. (2001).

De maneira geral, os esfigmomanômetros aneroides são muito utilizados em razão do seu menor preço e dimensões (PALOTA et al., 2004), aliado a isto, existe justamente a preocupação com a toxicidade do mercúrio contido nos antecessores denominados esfigmomanômetros de mercúrio. A toxicidade referida pode significar risco para os indivíduos que manipulam este aparelho, para os pacientes e para o meio ambiente (O'BRIEN, 1996; O'BRIEN, 1995; O'BRIEN, 2000).

Os esfigmomanômetros aneroides registram a pressão arterial por meio de um sistema de fole e alavanca, como representado na Fig. 2.4, que é mecanicamente mais complexo do que o reservatório de mercúrio e coluna. Devido a sua constituição mecânica e sua fragilidade, os choques e pancadas de uso diário podem afetar sua precisão e consequentemente a incerteza associada ao resultado de medição (BURKE et al., 1982; YAROWS et al., 2001).

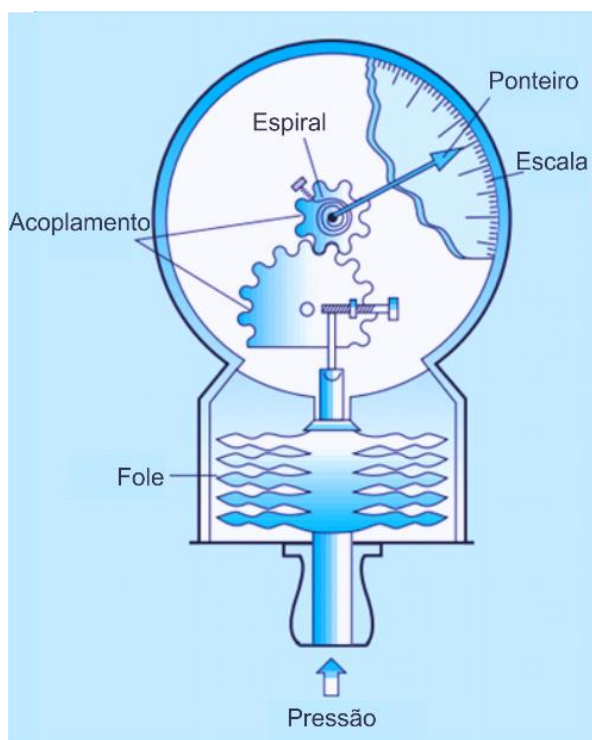


Figura 2.4 – Ilustração mecânica do esfigmomanômetro aneróide. Adaptado de Gregory et al., (2001).

Os poucos estudos encontrados sobre o esfigmomanômetro aneróide, como o de Canzanello et al., (2001), abordam a precisão do sistema de registro de pressão, sem prestar qualquer atenção ao erro associado ao operador. A parcela de erro associada ao operador pode ser significativa ao considerar a falta de capacitação, a inobservância dos protocolos, e os pequenos mostradores utilizados em muitos dos dispositivos (CANZANELLO et al., 2001; MION E PIERIN, 1998).

São diversos os fatores que podem afetar o resultado da medição de pressão arterial. Segundo Pierim et al., (2000) eles são relativos ao equipamento, ao paciente, à técnica e ao observador. Pode ser acrescentado um quinto fator relacionado com o ambiente.

Na literatura estudada existem poucos trabalhos aplicando critérios metrológicos e de processamento estatístico dos valores indicados pelo esfigmomanômetro aneróide que conduzam a uma interpretação confiável dos resultados de medição de pressão arterial e a sua rastreabilidade. De acordo com estudos realizados na Austrália, Inglaterra e Brasil foram detectados erros de indicação da ordem de até 4,4 kPa (33 mmHg) nos esfigmomanômetros aneróides avaliados, enquanto o erro máximo permitido pela recomendação R-16-1 (IOML, 2002) é igual a 0,5 kPa (4 mm Hg) (SILVA JUNIOR e MONTEIRO, 2008).

Silva Junior e Monteiro (2008) desenvolveram um modelo matemático para determinação da incerteza de medição do manômetro utilizado em esfigmomanômetros

aneroides. Estes autores consideraram fatores de influência relacionados principalmente ao equipamento, tais como: erro sistemático, histerese, incertezas tipo A e tipo B do padrão e resolução do esfigmomanômetro aneroide. Eles observaram que para os equipamentos que apresentavam erro menor que 0,5 kPa (4 mm Hg), dependendo da incerteza de medição este limite podia ser ultrapassado, conduzindo a um diagnóstico clínico errado ABNT NBR ISO/IEC 17025 (ABNT, 2005). Observa-se que este modelo não considerou variáveis relacionadas ao paciente nem ao ambiente de medição.

Outros autores destacam que as principais fontes de incertezas na medição da PA obtida por meio de esfigmomanômetro aneroide são: erros de medição e a variabilidade dos valores indicados pelo equipamento. Estes autores observaram a presença de *outliers* (pontos extremos) quando a medição é repetida (DE CARLO, 2007).

2.2.2 Balança Neonatal

Primeiramente deve-se elucidar a diferenciação entre massa e peso. A massa é uma propriedade intrínseca do corpo e não dependente do ambiente em que ele se encontra, é uma grandeza escalar que possui unidade referenciada no Sistema Internacional de Unidades (SI), publicado pelo INMETRO em 2012, denominada kilograma (kg). Toda via, o peso é uma força dependente da massa do objeto, da massa da Terra e da distância entre o objeto e o centro de massa da Terra. Portanto, o peso é uma grandeza vetorial com unidade também referenciada pelo SI como Newton (N). A Eq. (2.2) denota a expressão utilizada para o cálculo do peso (AFONSO; SILVA, 2004). Desta forma, a balança determina a massa de um objeto, e não o peso.

$$P = m.g \tag{2.2}$$

Na Equação (2.2), P representa a força peso, m representa a massa e g a aceleração da gravidade.

Sabe-se que a balança teve origem no Antigo Egito, e dentre as características construtivas a mesma possuía dois pratos. Desde a Antiguidade, a balança sempre encontrou emprego nas áreas comercial e econômica de diversos povos (RHEINBOLT, 1988). Devido a sua grande importância a mesma sofreu diversas modificações e agregou-se tecnologia à mesma, chegando às atuais balanças eletrônicas, intensamente utilizadas em muitos setores, como a indústria farmacêutica, a alimentar e os EAS.

As balanças eletrônicas possuem menor sensibilidade à vibração mecânica, além de superar as questões de colocação e recolocação de pessoas e problemas de leituras de escalas e conversões, quando comparadas às balanças mecânicas. A maioria das balanças

eletrônicas utiliza do princípio da aplicação de uma força restauradora eletromagnética ao suporte do prato da balança (VOGEL, 2002). Este prato é alocado sob um cilindro metálico oco envolto por uma bobina condutor, onde é induzido um campo magnético. Utilizando de fotocélulas para controlar o braço indicador da balança é possível, então, obter-se a massa do objeto colocado sobre o prato.

Compreende-se que há inúmeros campos de aplicação das balanças eletrônicas. Uma destas aplicações se dá na medição da massa de recém-nascidos, as denominadas balanças eletrônicas neonatais. Diversos estudos e pesquisas científicas com neonatos baseiam-se em medições realizadas com este instrumento, dentre eles podem-se citar Cardoso e Falcão (2007) e Ginovart et al. (2016).

Vale ressaltar a importância da rastreabilidade metrológica da balança neonatal visto a importância da medida da massa do neonato na prática clínica. Dentre os principais procedimentos baseados nesta medida estão a administração de medicamentos e a prescrição da alimentação. Estas práticas se tornam mais relevantes em crianças com período de gestação menor que 37 semanas, situação em que uma pequena variação no valor indicado pela balança, pode ter sério impacto na saúde da criança.

A Portaria número 236 do INMETRO de 22 de dezembro de 1994 (INMETRO, 1994), atualizou a legislação relativa aos instrumentos de medição de massa visando à proteção do consumidor, à facilidade de uso, à exatidão das medições de massa, à prevenção contra fraudes e à influências a que esses instrumentos estão sujeitos. Para tanto foi considerado a Recomendação Internacional R 76-1 (OIML, 2006) da Organização Internacional de Metrologia Legal da qual o Brasil é País-Membro. Esta portaria abrange, também, as balanças não-automáticas as quais requerem de um operador durante o processo de medição.

O Anexo 1 do Regulamento Técnico Metrológico (RTM) da Portaria de número 236 do INMETRO, especifica a determinação da massa na prática médica no que concerne à vigilância, diagnóstico e tratamento médico, abrangendo, portanto, a balança objeto de estudo neste trabalho.

Não foi encontrado nenhum trabalho que aplicasse os critérios para cálculo de incerteza de medição de massa utilizando-se a balança eletrônica neonatal. No entanto, o trabalho de Cruz et al. (2010) avaliou a incerteza de medição para a balança analítica digital, aplicando a lei de propagação das incertezas, onde observou-se que a incerteza final correspondeu a cerca de 10% do valor médio da massa do objeto de estudo. Pereira (2006), avaliou a incerteza de medição utilizando uma balança digital de pressão determinando que a incerteza correspondeu a 1% do valor médio da massa. Este autor também avaliou a incerteza de medição aplicando a lei de propagação das incertezas;

2.2.3 Bisturi Elétrico

De maneira geral, o Centro Cirúrgico (CC) é um dos setores do hospital em que há alta concentração de tecnologia para prestar assistência efetiva aos pacientes (SILVIA, RODRIGUES e CESARRETI, 2009). Bisturis elétricos (BE) são importantes dispositivos, frequentemente observados nos CC. Os BE surgiram com o objetivo de sanar a questão da hemostasia, um problema que provém desde a Idade Média, em que a cauterização era realizada com óleo fervente ou ferro em brasa (ARONE; PHILIPPI; SANTOS, 1994).

O advento do BE em 1920, nos EUA, teve grande impacto nas técnicas cirúrgicas. Este equipamento eletromédico da década de 20 utilizava-se de uma corrente de radiofrequência que percorria uma parte do corpo humano, produzindo efeitos de eletrodissecação e de eletrocoagulação. No entanto, logo após sua inserção nos EAS diversos acidentes relacionados a queimaduras e choque elétrico foram registrados (MORAES e PENICHE, 2003). Apenas em 1968, com o desenvolvimento da tecnologia de isolamento do gerador, tais problemas foram minimizados (SILVIA, RODRIGUES e CESARRETI, 2009).

O bisturi elétrico ou bisturi eletrônico é um equipamento eletro cirúrgico que funciona com altos fatores de corrente elétrica e tensão elétrica. É composto de eletrodos ativos e passivos. A corrente elétrica circulante entre os dois eletrodos é de forma alternada, sendo que, entre os eletrodos o valor da corrente é a mesma, porém de efeitos diferentes, tendo em vista os tamanhos das áreas de contato com o tecido humano (POSSARI, 2006).

A corrente elétrica de alta frequência aquece o eletrodo positivo que constitui a ponta do bisturi e passa através do paciente até ser eliminada pela placa dispersiva. Esta placa é também denominada placa neutra ou placa paciente, que está direta ou indiretamente ligada ao cabo de proteção (conhecido como terra). O sistema mais recente de monitorização do eletrodo de retorno (REM) tem a corrente elétrica retornando para o gerador, neste caso, se a placa se desconectar o gerador não mais envia corrente ao sistema, evitando-se o choque elétrico e assegurando o correto posicionamento da placa durante o funcionamento (PARRA, GIANNASTTASIO e DINIZ, 2012).

O bisturi elétrico monopolar é uma unidade eletro cirúrgica que, ao mesmo tempo em que corta os tecidos, promove a coagulação dos vasos sangrantes, abreviando o tempo cirúrgico. Este, utiliza em seu funcionamento, altos valores de corrente elétrica em alta frequência (300 kHz e 3 MHz) e trabalha com alta tensão, faiscamentos e geração de interferência eletromagnética. Esses fatores são intrínsecos a qualquer tipo de bisturi elétrico, gerando riscos para ambos, paciente e operador (BRASIL, 2004).

No modo bipolar, o uso da placa neutra é dispensado, tendo em vista que, a corrente eletro cirúrgica completa seu circuito através dos tecidos que fica entre os dois eletrodos ativos ou pinças, cortando e coagulando. Essa técnica se aplica a procedimentos minimamente invasivos onde o tecido trabalhado é localizado (POSSARI, 2006).

Referente à normatização, em 1998 a ABNT NBR IEC 60601-2-2 (ABNT, 2010) caracterizou-se como a norma particular de segurança do equipamento eletro cirúrgico de alta frequência, o bisturi elétrico. Além desta norma, destacam-se a ABNT NBR 5410 (ABNT, 2004) e a ABNT IEC 61643-1 (ABNT, 2007) para a realização dos projetos de Instalações Elétricas e a RDC n.º 50/MS de 2002 (ANVISA, 2002). Esta última adota a portaria do Ministério da Saúde de número 2662, de 22 de dezembro de 1995, como norma complementar para os projetos elétricos eletrônicos em EAS.

Os riscos a que estão sujeitos os profissionais que utilizam bisturi elétrico são o choque elétrico, incêndio e explosões. O paciente, por sua vez, além destes, está sujeito a queimaduras e paradas cardíacas (quando portador de marca-passo cardíaco). O risco dessa queimadura também está associado à colocação da placa neutra, bem como as instalações elétricas deficientes.

O BE não é dedicado a realizar medições de nenhum parâmetro fisiológico com fins de diagnóstico. Este dispositivo, basicamente, fornece corrente elétrica com uma determinada potência elétrica e frequência, sob uma impedância de carga não indutiva, utilizada para a realização da dissecação e coagulação de tecidos biológicos. Desta forma, apesar de não ser dedicado ao diagnóstico, os BE também exigem rastreabilidade metrológica por se tratar de um dispositivo intervencionista dedicado à terapêutica e por possuir um alto potencial de risco ao paciente e ao profissional que o opera. Desta maneira, através de um analisador de bisturi elétrico pode-se medir potência elétrica fornecida por este equipamento e, através do cálculo da incerteza de medição, garantir a rastreabilidade e confiabilidade deste equipamento.

2.3 Metrologia na área médica

A metrologia se fundamentou e evoluiu de forma vultuosa tanto na área científica quanto na industrial, entretanto, mesmo com uma clara importância, sua aplicação é ainda primitiva na área da saúde. A realização de medições de diversos parâmetros fisiológicos é essencial para o diagnóstico, caracterização de riscos, tratamento e registro da evolução clínica de pacientes. Desta forma, é evidente que as medições realizadas pelos sistemas dedicados a esta área devem garantir, em primeiro lugar, a obtenção de resultados

rastreáveis ao Sistema Internacional de Unidades (SI), (INMETRO, 2012b) e em segundo lugar e não menos importante, a exatidão e precisão dos mesmos.

Os equipamentos eletromédicos fabricados no Brasil devem possuir registro da ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) a fim de que possam ser comercializados. Isto se dá mediante a sua classificação quanto ao potencial de risco à saúde de seus usuários, sendo estes, os pacientes e os profissionais da saúde, ABNT NBR IEC 60601-1 (ABNT, 2010). Assim que um equipamento eletromédico possui autorização e registro para ser comercializado, não há nenhuma normatização que torne compulsória a calibração destes equipamentos afim da garantia da confiabilidade metrológica, por exemplo.

Porém, o termômetro clínico de mercúrio em vidro e o esfigmomanômetro aneroide e eletrônico de medição não-invasiva da PA, possuem regulamentação do Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia, assim como, os equipamentos que possuem tecnologias baseadas em radiações ionizantes (URL 3, 2016). Apenas os equipamentos de radioterapia e radiodiagnóstico possuem legislação através de normatizações da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e da Portaria 453, de 01 de junho de 1998, que obrigam o controle metrológico durante toda a vida útil do dispositivo (Ministério da Saúde, 1998).

A OIML (*Organisation Internationale de Métrologie Légale*) elabora recomendações metrológicas sobre as quais, em geral, se baseiam as RTM (Regulamentos Técnicos Mercosul) elaboradas pelo INMETRO. O Regulamento Técnico Mercosul tem por finalidade colocar sob o controle do Estado diferentes categorias de instrumentos de medição, fixando requisitos técnicos e metrológicos para utilização e verificação (MENEZES, 2003). As exigências dos Regulamentos Técnicos Mercosul conduzem ao controle metrológico dos instrumentos de uma forma mais ampla, tanto antes da entrada do produto médico no mercado, através da aprovação de modelo e verificação inicial, quanto durante o período da vida útil do mesmo, através da verificação periódica e eventual. No Brasil ainda há poucos Regulamentos Técnicos Mercosul dedicados especificamente aos equipamentos eletromédicos.

Dentre as diversas razões que justificam a necessidade de um afincamento metrológico na área de Engenharia Clínica, pode-se destacar, o controle de qualidade do parque tecnológico dos EAS, a proteção e redução de riscos e de acidentes com pacientes e profissionais da saúde, além de uma maior confiabilidade dos diagnósticos e dos tratamentos.

2.4 Incerteza de Medição

Há dois principais métodos de cálculo da incerteza de medição, o método que se baseia na lei de propagação de incertezas (GUM) (INMETRO, 2012b) e a simulação pelo método de Monte Carlo (ISO GUM 95) (INMETRO, 2008).

2.4.1 Método proposto no GUM

O objetivo de uma medição consiste em determinar o valor do mensurando, isto é, o valor da grandeza específica submetida à medição (INMETRO, 2012). Uma medição começa, portanto, com a especificação apropriada do mensurando (variável de saída), do método de medição e do procedimento de medição. Assim sendo, o mensurando deve ser definido com completeza suficiente, relativa à exatidão requerida, de modo que, para todos os fins práticos associados com a medição, seu valor seja único.

Seja qual for o mensurando e o sistema de medição utilizado todo processo de medição está sujeito a erros. Assim sendo o BIPM et al., (2008) indica que todas as grandezas que influenciam o resultado de medição devem ser identificadas na etapa inicial do cálculo da incerteza. Para tanto, deve-se realizar uma análise crítica a fim de identificar estas componentes de incerteza. A quantidade e o tipo de componentes variam de acordo com o sistema de medição, com o tipo de mensurando analisado e com o nível de exatidão requerido.

De forma geral tais componentes podem estar atreladas às condições ambientais, ao operador, aos equipamentos e aos padrões utilizados, ao método de medição, à amostragem, dentre outros fatores. Para a adequada identificação destes fatores é recomendada a elaboração de um diagrama de causa-efeito. A Figura 2.5 representa um diagrama causa-efeito para a medição de uma força (F), considerando um valor de massa obtido (m), um certificado de calibração de uma balança e a aceleração da gravidade no local (g) das medições (INMETRO, 2008).

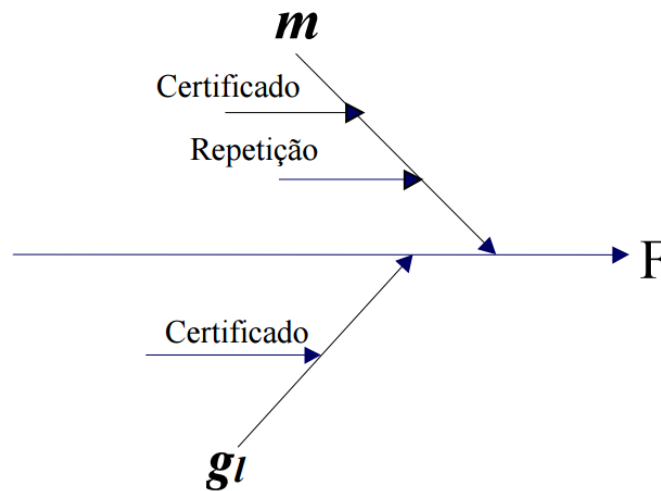


Figura 2.5 – Diagrama causa-efeito para a medição de uma força peso (INMETRO, 2008).

Uma vez identificados os fatores de influência ou variáveis de entrada um modelo matemático deve ser proposto, Eq. (2.3) (BIPM, et al., 2008). Este modelo é a base para aplicação da lei de propagação de incertezas.

$$Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N) \quad (2.3)$$

A partir da Eq. (2.3), obtém-se a estimativa do mensurando Y , designada como y , baseando-se em um conjunto de estimativas de entrada $x_1, x_2, \dots, x_N$ para os valores das N grandezas $X_1, X_2, \dots, X_N$. Assim a expressão resultante pode ser observada na Eq. (2.4).

$$y = f(x_1, x_2, \dots, x_N) \quad (2.4)$$

A estimativa das incertezas padrão é realizada para cada fonte de entrada de acordo com uma avaliação do tipo A ou do tipo B. Quando se dispõe de um conjunto de valores da variável de entrada x_i , em condições de repetibilidade, pode ser efetuada uma avaliação do tipo A da incerteza padrão, Eq. (2.5).

$$u(\bar{x}_i) = \frac{s(x_i)}{\sqrt{n}} \quad (2.5)$$

Em que, $s(x_i)$ é o desvio-padrão dos valores do conjunto de repetições e n é o número de repetições.

Neste caso pode ser adotada a distribuição normal ou a distribuição T -student com $n-1$ graus de liberdade. Basicamente, na avaliação do tipo A a incerteza padrão é obtida a

partir de uma função densidade de probabilidades, derivada da observação de uma distribuição de frequência, isto é, baseada em uma série de observações da grandeza.

A avaliação do tipo B para o cálculo da incerteza padrão é obtida por outros meios, que não a análise estatística de uma série de observações repetidas, tais como considerações de manuais, especificações de fabricantes, certificados de calibração ou a partir de experiências anteriores. Dependendo da quantidade de informação disponível e da forma como ela é apresentada, podem-se assumir diferentes distribuições de probabilidade para efetuar os cálculos.

A distribuição retangular, Fig. 2.6, é utilizada quando é possível estimar apenas os limites superior e inferior para X_i e estabelecer que a probabilidade de que o valor X_i pertença ao intervalo $(a-, a+)$ é um e a probabilidade para que o valor X_i esteja fora desse intervalo é zero. Se não houver conhecimento específico de possíveis valores de X_i dentro do intervalo, pode-se assumir que é igualmente provável que X_i esteja em qualquer ponto do intervalo, e consequentemente o seu grau de liberdade é infinito. Neste caso a incerteza padrão é dada pela Eq. (2.6):

$$u(x_i) = \frac{a}{\sqrt{3}} \quad (2.6)$$

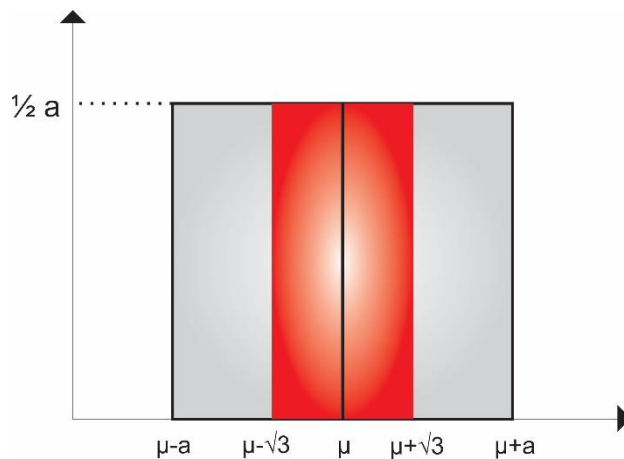


Figura 2.6 – Distribuição Retangular (Adaptado BIPM et al., 2008).

A função densidade de probabilidade desta distribuição retangular é dada pelo sistema da Eq. (2.7).

$$f(x) = \begin{cases} \frac{1}{2a}, & (\mu - a) \leq x \leq (\mu + a) \\ 0, & \text{restantes } x \end{cases} \quad (2.7)$$

Caso haja mais conhecimentos sobre a distribuição dos valores possíveis da grandeza, a distribuição de probabilidade retangular passa para uma triangular (Fig. 2.7), com infinitos graus de liberdade. Entendendo que x_i segue uma distribuição triangular em um intervalo $\pm a$, a estimativa da incerteza-padrão é definida por meio da Eq. (2,8).

$$u(x_i) = \frac{a}{\sqrt{6}} \quad (2.8)$$

A função densidade de probabilidade para a distribuição triangular pode ser representada pelo sistema da Eq. (2.9).

$$f(x) = \begin{cases} \frac{x+a}{a^2}, & -a \leq x \leq 0 \\ \frac{a-x}{a^2}, & 0 \leq x \leq a \\ 0, & \text{restantes } x \end{cases} \quad (2.9)$$

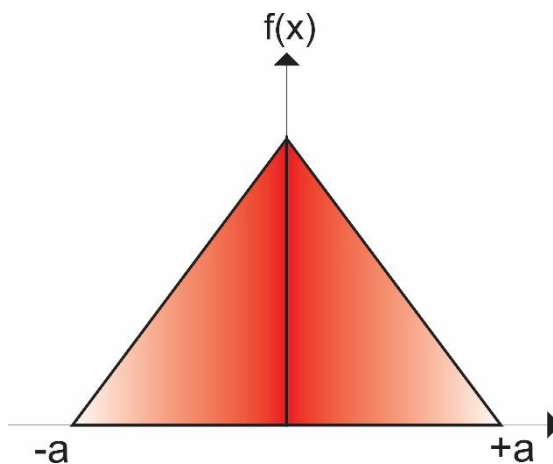


Figura 2.7 – Distribuição Triangular (BIPM, et al., 2008).

Vale ressaltar que quando a incerteza de uma fonte de entrada provém de um certificado de calibração, a estimativa da incerteza-padrão $u(x_i)$ deve ser definida como mostra a Eq. (2.10). Onde, $U(x_i)$ é a incerteza expandida de x_i e k é o fator de abrangência declarados no certificado de calibração. Neste caso, tanto a distribuição de probabilidades quanto o número de graus de liberdade devem estar disponíveis no certificado de calibração.

$$u(x_i) = \frac{U(x_i)}{k} \quad (2.10)$$

Para determinação da incerteza padrão combinada as grandezas de entrada são divididas em dois grupos, não correlacionadas e correlacionadas. Para o caso em que as grandezas de entrada são independentes, ou não correlacionadas, tem-se que a incerteza padrão combinada de uma estimativa y é representada por $u_c(y)$, desta forma, a raiz quadrada positiva da variância combinada $u_c^2(y)$ pode ser observada pela Eq. (2.11), (BIPM, et al., 2008).

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 u^2(x_i) \quad (2.11)$$

Onde, f é a função que modela matematicamente o processo de medição, representado na Eq. (2.3). Como pode ser observado, a Eq. (2.11) é baseada em uma aproximação de primeira ordem da série de Taylor e expressa a lei de propagação das incertezas. Quando as variáveis de entrada são correlacionadas, a expressão apropriada para a variância combinada, associada com o resultado de uma medição pode ser representada pela Eq. (2.12).

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} u(x_i, x_j) \quad (2.12)$$

Onde, x_i e x_j são as estimativas de X_i e X_j e $u(x_i, x_j) = u(x_j, x_i)$ é a covariância estimada. O grau de correlação entre x_i e x_j é caracterizado pelo coeficiente de correlação estimado pela Eq. (2.13).

$$r(x_i, x_j) = \frac{u(x_i, x_j)}{u(x_i)u(x_j)} \quad (2.13)$$

Por fim, a incerteza expandida, $U(y)$, associada à variável de saída y , é obtida, multiplicando-se a incerteza padrão combinada $u_c(y)$ por um fator de abrangência k , Eq. (2.14). Para determinar o valor de k deve-se calcular o número de graus de liberdade efetivos (v_{ef}), Eq. (2.15).

$$U(y) = k \cdot u_c(y) \quad (2.14)$$

$$v_{ef} = \frac{u_c(y)^4}{\left[\frac{u_{x1}^4}{v_1} + \frac{u_{x2}^4}{v_2} + \dots + \frac{u_{xN}^4}{v_N} \right]} \quad (2.15)$$

2.4.2 Método de Monte Carlo

O método de cálculo da incerteza de medição proposto pelo BIPM, et al. (2008) apresenta algumas limitações, como a necessidade de linearização do modelo, a suposição que o mensurando tem distribuição normal, a determinação dos graus de liberdade efetivos e o cálculo das derivadas parciais para a determinação da incerteza padrão combinada, que pode ser trabalhoso em função da complexidade do modelo matemático da medição. Desta forma, o método de simulação de Monte Carlo pode ser aplicado para a avaliação da incerteza de medição, como uma alternativa relativamente simples e mais abrangente quanto a sua aplicação.

O método de Monte Carlo (MMC) pode ser entendido como um método de simulação estatística que utiliza sequências numéricas aleatórias com o objetivo de desenvolver simulações. Ou seja, é um método numérico universal para resolver problemas por meio de amostragem aleatória combinando distribuições, propagando além de incertezas estatísticas (INMETRO, 2008). A avaliação da incerteza pelo método Monte Carlo pode ser compreendida nas seguintes etapas:

1. Definição do mensurando;
2. Elaboração do diagrama causa-efeito;
3. Estimativas das incertezas das fontes de entrada;
4. Identificação das funções densidade de probabilidade, correspondentes a cada fonte de entrada;
5. Seleção do número de iterações de Monte Carlo;
6. Escolha da função densidade de probabilidade $p(x_i)$;
7. Estimativa da incerteza expandida.

As três primeiras etapas da técnica Monte Carlo são similares aquelas desenvolvidas e explicitadas na metodologia de cálculo do BIPM, et al., (2008), o método ISO GUM 95. A etapa 4 da metodologia de Monte Carlo trata da identificação das funções densidade de probabilidades referentes a cada fonte de entrada (gaussiana, retangular, triangular, etc.). Cada função densidade de probabilidade (FDP) tem um intervalo no qual seu limite inferior é definido pelo valor mais provável da fonte subtraído da sua respectiva incerteza estimada, e o seu limite superior é calculado pelo valor mais provável da mesma fonte de entrada adicionado da sua estimativa da incerteza.

Propaga-se as FDP das variáveis de entrada X_i através do modelo de modo a obter a FDP de variável de saída Y . Para tanto, inicialmente, determina-se o número de simulações a ser efetuado para obter resultados consistentes, configurando a etapa 5. A cada número aleatório gerado que esteja compreendido no intervalo da FDP definida de cada fonte,

imediatamente é realizado o cálculo do mensurando, através da sua equação de definição. Ao final do número de iterações desejado, são obtidos tantos valores do mensurando quanto à quantidade de números que estavam contidos nos intervalos das FDP de cada fonte. Desta forma, é possível efetuar o cálculo da média e do desvio-padrão de todos os valores obtidos para o mensurando (INMETRO, 2008). A Fig. 2.8 esquematiza, resumidamente, das etapas para aplicação do método de Monte Carlo.

O modelo matemático proposto é avaliado para cada um dos valores de M retirados das FDP das X_i variáveis de entrada. Especificamente, deve-se denotar os M valores por $x_1, \dots, x_M$, onde a posição de número r , dada por x_r contém $x_{1,r}, \dots, x_{N,r}$, com $x_{i,r}$ retirado da FDP de X_i . Então, os valores do modelo são dados pela Eq. (2.16).

$$y_r = f(x_r), \quad r = 1, \dots, M. \quad (2.16)$$

A representação discreta da distribuição da função da variável de saída Y pode ser obtida através, primeiramente, da classificação os valores do modelo $y_r, r = 1, \dots, M$, fornecidos pelo método Monte Carlo em ordem crescente. Denotam-se os valores classificados do modelo por $y(r), r = 1, \dots, M$. Pode-se realizar perturbações numéricas para qualquer valor replicado do modelo $y(r)$ de modo que o resultado do conjunto de $y(r), r = 1, \dots, M$, forme uma sequência estritamente crescente.

Posteriormente, toma-se a FDP da variável de saída como o conjunto $y(r), r = 1, \dots, M$. A função $y(r)$, quando na forma de um histograma e com largura de classes adequada, forma uma distribuição de frequências que, quando normalizada para ter área unitária, fornece uma aproximação da FDP de Y . Este histograma é útil auxiliando na compreensão da natureza da FDP, como na extensão da sua assimetria.

A média da variável de saída é dada pela Eq. (2.17), enquanto que o desvio padrão, $u(\tilde{y})$ é determinado pela Eq.(2.18):

$$\tilde{y} = \frac{1}{M} \sum_{r=1}^M y_r \quad (2.17)$$

$$u(\tilde{y}) = \sqrt{\frac{1}{M-1} \sum_{r=1}^M (y_r - \tilde{y})^2} \quad (2.18)$$

A média é considerada como uma estimativa y de Y e o desvio padrão representa a incerteza padrão $u(y)$ associada a y . O intervalo de abrangência para Y pode ser determinado a partir da representação discreta da FDP. Por fim, deve-se determinar o valor de q pela Eq. (2.19), onde p representa a probabilidade e M o número de iterações.

$$q = pM \quad (2.19)$$

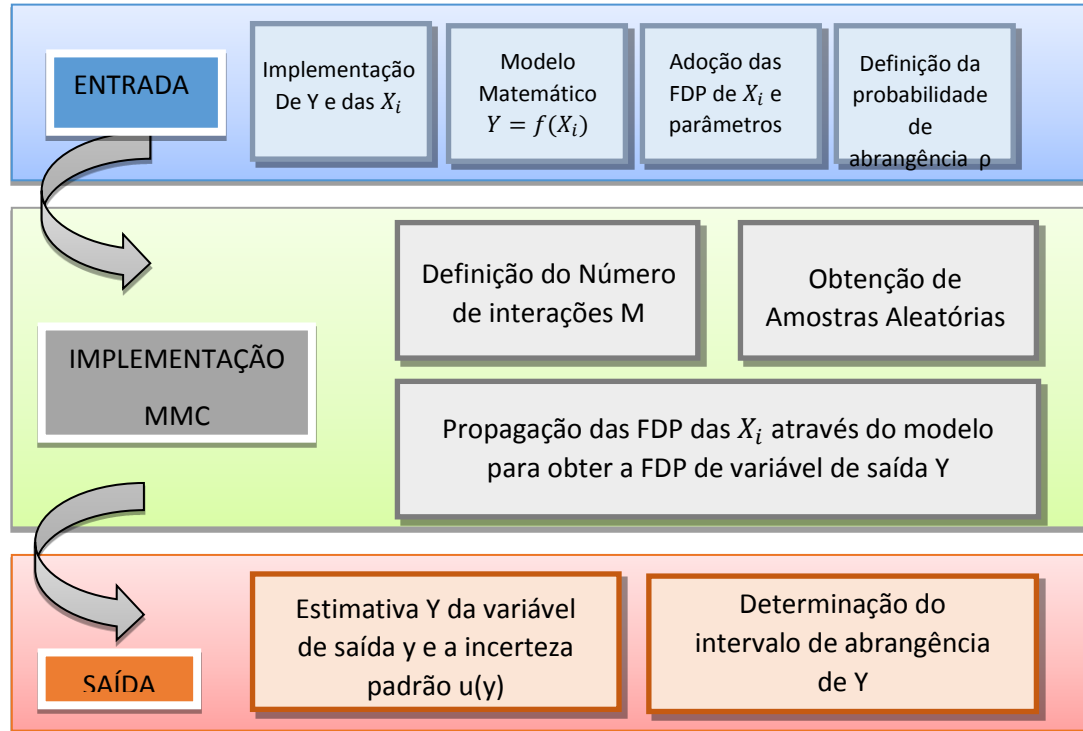


Figura 2.8 – Resumo das etapas para aplicação do método Monte Carlo (BIPM, et al., 2008)

A Eq. (2.19) é válida apenas quando q for um número inteiro. Caso contrário, q é determinado pela Eq. (2.20).

$$q = pM + \frac{1}{2} \quad (2.20)$$

Assim, o intervalo definido por $[y_{inicial}, y_{final}]$ possui uma abrangência de 100%.

2.5 Teste de Normalidade

A Estatística é uma ciência que possui procedimentos para coleta, apresentação e interpretação adequada de um conjunto de dados (BUSSAB e MORRETIN, 2002). A Estatística clássica está fortemente aliada à distribuição Normal dos dados e à ausência de valores extremos (*outliers*). Desta forma se aplicada à análise de um conjunto de dados não normais, obtém-se medidas de dispersão elevadas e com baixa confiabilidade, produzindo

ampos intervalos de aceitação, o que reduz a qualidade das interpretações (BIASOLI et al., 2007)

A distribuição Normal é uma importante distribuição de probabilidade da estatística, muitas vezes denotada como Distribuição de Gauss ou Gaussiana. Esta distribuição é representada pelo gráfico da Fig. 2.9, e descrita pela equação Eq. (2.21), na qual, podem-se observar os parâmetros média populacional (μ) e desvio padrão populacional (σ). Quando a média está no centro da distribuição e representa o mesmo valor da mediana e da moda, observa-se uma distribuição Normal (LOPES et al., 2013).

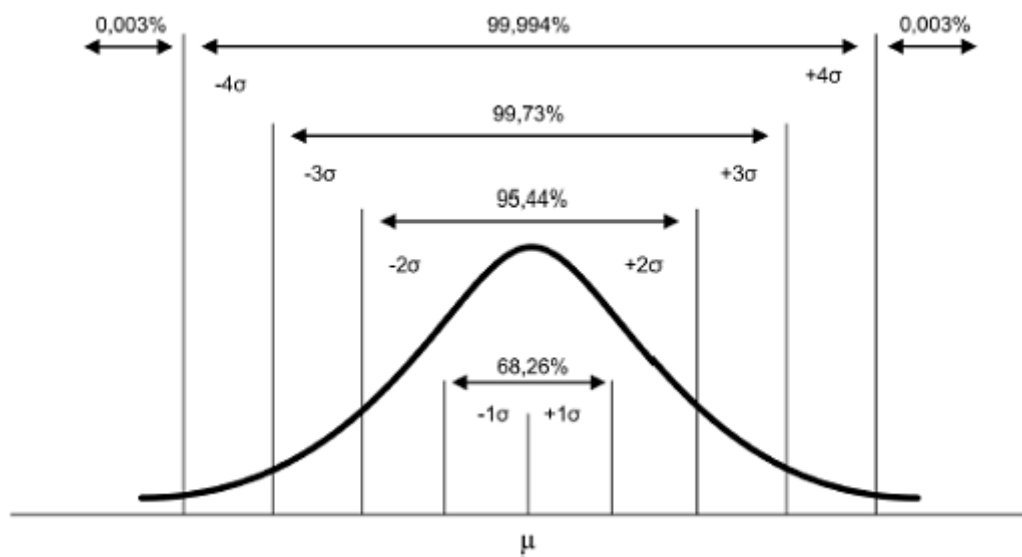


Figura 2.9 – Modelo de distribuição Normal (URL 4, 2016)

$$f(x) = \frac{e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)^2}}{\sigma\sqrt{2\pi}}, x \in R \quad (2.21)$$

Para avaliar a incerteza de medição por meio do GUM, a variável de saída ou mensurando deve possuir uma distribuição normal. Desta forma, resulta conveniente avaliar a normalidade dos valores do mensurando (CANTELMO E FERREIRA, 2007). Para tanto, existem alguns testes de normalidade que podem ser utilizados e diversos estudos publicados compararam a eficiência entre eles. Leotti et al. (2005) comparou os testes Kolmogorov-Smirnov, Cramer-von Mises, Anderson-Darling e Shapiro-Wilk, onde observaram que há equivalência entre estes testes para dados Normais, mas que o teste de Kolmogorov-Smirnov é menos sensível à verificação da Normalidade, sendo considerado o menos eficiente deles. Estes autores consideraram que o teste de Shapiro-Wilk é, aparentemente, o melhor teste de aderência à Normalidade. Este fato também é confirmado

pelos autores Cirillo e Ferreira (2003) e Öztuna et al., (2006). Shapiro e Wilk, (1965), desenvolveram o teste de Shapiro-Wilk mostrando que esse teste é eficiente para diferentes distribuições e tamanhos de amostras quando comparado aos resultados de outros testes.

Royston (1983) generalizou o teste univariado de Shapiro-Wilk para o caso multivariado. Este teste fornece o parâmetro valor de prova (valor- p , p -value ou significância), que pode ser interpretado como a medida do grau de concordância entre os dados e a hipótese nula (H_0), sendo H_0 correspondente à distribuição Normal. Quanto menor for o valor- p , menor é a consistência entre os dados e a hipótese nula. Então, a regra de decisão adotada, para saber se a distribuição é Normal, é rejeitar H_0 , primeiramente, se $p\text{-value} \leq \alpha$, rejeita-se H_0 , ou seja, não se pode admitir que o conjunto de dados em questão tenha distribuição Normal. Em segundo lugar, se $p\text{-value} > \alpha$, não se rejeita H_0 , ou seja, a distribuição Normal é uma distribuição possível para o conjunto de dados em questão (LOPES et al., 2013).

2.6 Planejamento dos Experimentos

Experimento é definido como um teste, ou um conjunto deles, em que há mudanças propositalmente em algumas características do processo, para observar e identificar as razões das mudanças observadas em uma variável resposta. Mason, Gunst e Hess (2003) compreendem a variável de resposta como uma observação do experimento.

O controle estatístico de processos (CEP) e o planejamento experimental (PE) são ferramentas importantes na busca da otimização dos processos experimentais. O PE é um método estatístico ativo, pois, realizam-se diversos ajustes no processo e nas variáveis de entrada, observando-se as mudanças correspondentes na variável de saída. O sucesso de um PE é fortemente correlacionado com sua estruturação e com sua execução. Entender claramente quais são os objetivos de realizar um experimento é necessário antes de qualquer ação para executá-lo (MONTGOMERY, 2004)

Segundo Montgomery (2004), as técnicas de PE são utilizadas a fim da melhoria das características de qualidade dos produtos e processos, para reduzir a quantidade de testes e para otimizar o uso dos recursos materiais e pessoais. Button (2012) agrega alguns objetivos secundários, como a identificação de variáveis do processo e a atribuição de valores às variáveis influentes do processo, minimizando a variabilidade da resposta de interesse e os efeitos das variáveis não controladas.

De maneira sintética, a experimentação, objetiva obter a relação de causa e efeito entre a variável resposta, ou saída, e as variáveis de entrada de um processo. A

esquematização deste processo pode ser visualizada na Fig. 2.10, onde as variáveis de entrada controladas ($x_1, x_2, \dots, x_n$) podem ser compreendidas como uma combinação de máquinas, métodos, procedimentos, pessoas ou outros tipos de recursos que transformam a entrada em saída. As variáveis não controláveis ($z_1, z_2, \dots, z_n$) são características experimentais não controladas pelo desconhecimento de sua existência ou pela inviabilidade de controle das mesmas (MONTGOMERY, 2009).

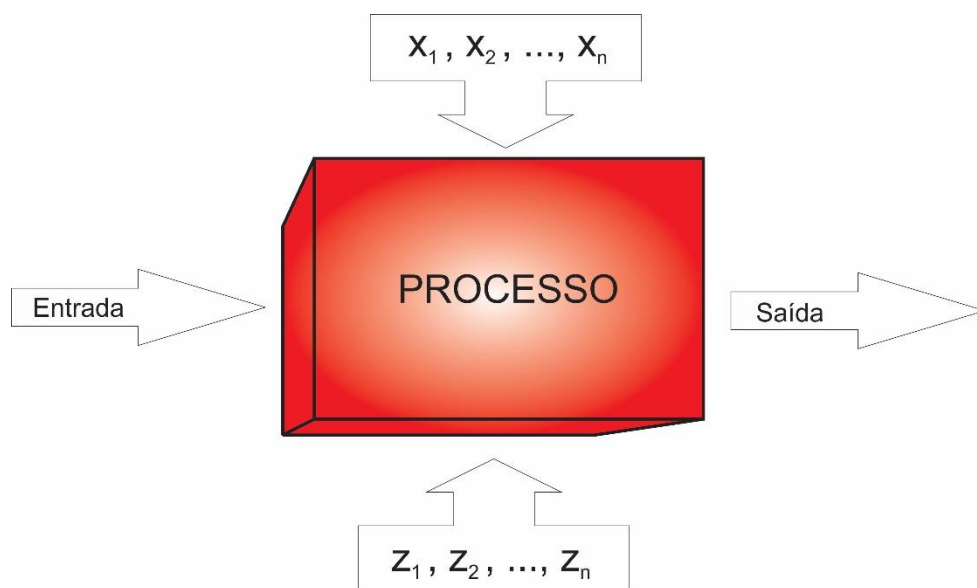


Figura 2.10 – Representação de um modelo geral de processo.

Existem diversos tipos de planejamento experimental, dentre eles, os sistemas de planejamento fatorial se destacam ao permitirem avaliar simultaneamente o efeito de um grande número de variáveis, a partir de um número reduzido de ensaios experimentais, quando comparados aos processos univariados (PERALTA-ZAMORA et al., 2005; BARROS NETO et al., 1996).

O planejamento fatorial é representado por b^k , em que, k representa o número de fatores e b representa o número de níveis escolhidos (NEVES et al., 2002). Por exemplo, se em um experimento com 3 fatores forem escolhidos 2 níveis (2^3), serão realizados 8 experimentos. Este planejamento com dois níveis é conhecido como planejamento fatorial 2^k . A execução de um planejamento 2^k é exemplificado pelo planejamento 2^3 da Tab. 2.3.

Tabela 2.3 – Planejamento fatorial completo 2^3

Ensaio	Fatores		
	A	B	C
1	-1	-1	-1
2	+1	-1	-1
3	-1	+1	-1
4	+1	+1	-1
5	-1	-1	+1
6	+1	-1	+1
7	-1	+1	+1
8	+1	+1	+1

Dentre as diversas vantagens da utilização do planejamento fatorial, destacam-se as seguintes (BUTTON, 2005):

- i. Redução do número de ensaios sem prejuízo da qualidade da informação;
- ii. Estudo simultâneo de diversas variáveis, separando seus efeitos;
- iii. Determinação da confiabilidade dos resultados;
- iv. Realização da pesquisa em etapas, em um processo iterativo de acréscimo de novos ensaios;
- v. Seleção das variáveis que influenciam um processo com número reduzido de ensaios;
- vi. Representação do processo estudado através de expressões matemáticas;
- vii. Elaboração de conclusões a partir de resultados qualitativos.

CAPÍTULO III

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Este capítulo apresenta a metodologia proposta para a identificação das fontes de erros e análise da incerteza de medição utilizando equipamentos médico-hospitalares, mais precisamente, o esfigmomanômetro aneroide, balança neonatal e bisturi elétrico. Para um melhor entendimento, a mesma foi dividida em quatro etapas, descritas a seguir: planejamento de experimentos; avaliação da incerteza de medição; desenvolvimento do programa computacional; e validação do mesmo. Por sua vez, os tópicos referentes ao planejamento dos experimentos e à avaliação da incerteza de medição foram divididos em função do número de sistemas de medição avaliados. Desta forma, o primeiro item é dedicado ao esfigmomanômetro aneroide, o segundo aborda a balança neonatal e por fim o terceiro é dedicado ao bisturi elétrico. Dessarte, o presente capítulo é estruturado como descrito a seguir:

- i. Planejamento dos Experimentos
 - a. Esfigmomanômetro Aneroide
 - b. Balança Neonatal
 - c. Bisturi Elétrico
- ii. Avaliação da incerteza de medição
 - a. Esfigmomanômetro Aneroide
 - b. Balança Neonatal
 - c. Bisturi Elétrico
- iii. Desenvolvimento do Programa Computacional
- iv. Validação do Programa Computacional

3.1 Planejamento dos Experimentos

Todas as medições foram conduzidas à temperatura ambiente de $(20 \pm 1) ^\circ\text{C}$, controlada por meio de um termo-higrômetro digital com resolução de $0,1 ^\circ\text{C}$ e faixa nominal de $(-20 \text{ a } 60) ^\circ\text{C}$. Este equipamento possui certificado de calibração N. R4996/13, emitido pelo Laboratório de Temperatura e Umidade da Elus Instrumentação (ANEXO 1). Para toda a faixa nominal de temperatura, a incerteza expandida é declarada como sendo $0,3 ^\circ\text{C}$ para k igual a 2,00 e infinitos graus de liberdade. A incerteza expandida de calibração da umidade, em toda sua faixa nominal a incerteza configura em 1,3% do valor medido para um k igual a 2,00 e infinitos graus de liberdade.

3.1.1 Esfigmomanômetro Aneróide

Para investigar o efeito dos fatores temperatura ambiente, paciente e operador nos valores de pressão sistólica e diastólica, medidos por meio de um esfigmomanômetro aneróide, foi proposto um planejamento fatorial 2^3 , onde três fatores (variáveis) foram avaliados em dois níveis cada. A Tabela 3.1 representa a matriz de planejamento dos ensaios.

De acordo com a Tab. 3.1, foram executados 8 experimentos, sendo que cada um deles foi efetuado três vezes, totalizando 24 testes. Os valores nos quais a variável temperatura (T) foi avaliada são $20 ^\circ\text{C}$ (-1) e $30 ^\circ\text{C}$ (+1). Com relação aos pacientes (P) foram avaliados: homem jovem com PA normal, com até 25 anos (-1) e homem com PA normal, com mais de 50 anos (+1). Por sua vez, a variável operador (O) considerou: operador capacitado e com vasta experiência no uso do equipamento (-1), operador capacitado porém com pouca experiência (1). A pressão arterial sistólica e diastólica foram medidas em todas as condições especificadas na Tab. 3.1 por meio do Esfigmomanômetro Mecânico Aneróide analógico, do fabricante A e modelo X, Fig. 3.1.

Este sistema de medição é composto por um manômetro aneróide, uma braçadeira, uma pêra e uma válvula manual de controle e saída de ar (manguito) e um estetoscópio para observar as pulsações dos vasos sanguíneos. O manguito possui 22 cm de comprimento e 12 cm de largura, a graduação do sistema de medição se dá em mmHg (milímetros de mercúrio) com faixa nominal de 300 mmHg, menor divisão de escala de 2 mmHg, e, portanto, resolução igual a 1 mmHg através de interpolação. A braçadeira, destinada a envolver o braço, é de tecido de *nylon*, ajustável e fixada no braço através de fecho e velcro, possui entre 22 cm e 28 cm quando fixada (tamanho adulto) com largura de 14,8 cm.

Tabela 3.1 – Matriz de planejamento de experimento fatorial 2^3 proposto para investigar o efeito de três fatores de influência nos valores de pressão arterial.

Teste	T	P	O	T (°C)	P	O
1	-1	-1	-1	20	<25 anos	Experiente
2	+1	-1	-1	30	<25 anos	Experiente
3	-1	+1	-1	20	>50 anos	Experiente
4	-1	-1	+1	20	<25 anos	Inexperiente
5	+1	+1	-1	30	>50 anos	Experiente
6	+1	-1	+1	30	<25 anos	Inexperiente
7	-1	+1	+1	20	>50 anos	Inexperiente
8	+1	+1	+1	30	>50 anos	Inexperiente

O esfigmomanômetro utilizado possui certificado de calibração número 269271 (ANEXO 2) emitido pelo Laboratório de Calibração do Hospital de Clínicas de Uberlândia da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU) o qual declara uma incerteza expandida associada de 1,39% para k igual a 2,09 e 95,45% de probabilidade de abrangência. O erro de histerese máximo é de 0,67% para uma pressão em torno de 120 mmHg.

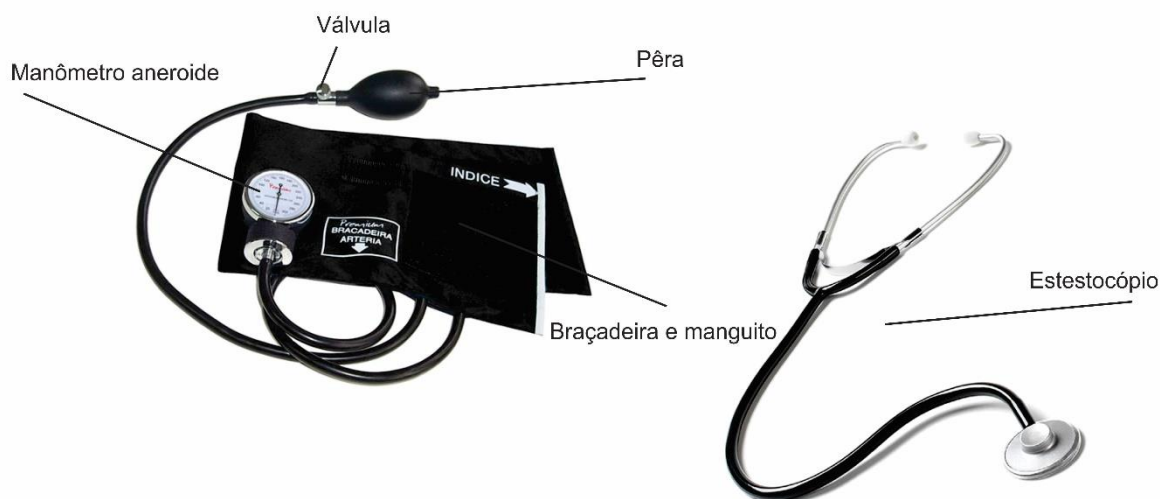


Figura 3.1 – Esfigmomanômetro Aneróide do fabricante A, modelo X.

Para garantir resultados de maior confiabilidade foi adotada o seguinte procedimento em todas as medições da Tab. 3.1. Antes do início das medições os voluntários foram orientados a permanecerem em repouso por 5 minutos. Qualquer compressão no braço pode levar a leituras incorretas, desta forma, foi retirada a roupa do braço e antebraço de forma a garantir que a braçadeira fosse posicionada diretamente sob a pele. Orientou-se

também que os voluntários não consumissem bebidas alcoólicas, café ou cigarro durante um período de 24 horas antes das medições, e ainda que não realizassem nenhuma atividade física que exigisse grande esforço físico por 90 minutos prévios às medições.

Os voluntários foram sentados em uma cadeira com encosto, com a braçadeira posicionada no braço esquerdo e fixada a aproximadamente 3 cm acima do cotovelo. O braço considerado foi apoiado de forma que a braçadeira estivesse no nível do coração e orientou-se aos mesmos para que mantivessem os dois pés apoiados no chão durante a medição. As medições foram realizadas sob um mesmo voluntário a intervalos de 5 minutos entre as medições, para se evitar efeitos de colapamento dos vasos sanguíneos. A Figura 3.2 ilustra o momento das medições realizadas no Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Uberlândia.



Figura 3.2 – Processo de medição realizado com o Esfigmomanômetro Aneróide.

Para garantir que a medição fosse realizada com minimização de fatores de influência a realização das mesmas seguiu o seguinte protocolo:

- Posicionar o diafragma do estetoscópio onde o operador possa sentir as pulsações da artéria;
- Fechar a válvula da pêra e inflar o ar no manguito até cessar as pulsações;
- Abrir a válvula e permitir que o ar escape lentamente a uma taxa de aproximadamente 2 mmHg por segundo;

- Fazer a leitura da pressão arterial sistólica ao ouvir o primeiro som das pulsações;
- Fazer a leitura da pressão arterial diastólica ao ouvir uma mudança abrupta na intensidade do som (surdo desaparecendo);
- Por fim, abrir toda a válvula para que o ar do manguito se esvaia, e, então, retirar a braçadeira do voluntário.

A análise dos resultados obtidos neste experimento fatorial foi efetuada utilizando-se a técnica estatística de Análise de Variância, ANOVA, por meio do *software* estatístico *R*. Esta análise é realizada com o objetivo de identificar se os fatores temperatura, paciente e operador produzem efeitos significativos nas variáveis resposta (pressão arterial sistólica e diastólica), bem como, identificar a relação existente entre uma variável dependente e uma ou mais variáveis independentes.

Após a análise de variância, foi realizado um experimento adicional a fim de se analisar a normalidade dos valores de pressão arterial sistólica e diastólica. Neste ensaio, a pressão arterial foi medida 35 vezes por meio do mesmo Esfigmomanômetro Mecânico Aneróide analógico utilizado para o planejamento fatorial 2³. O certificado de calibração deste equipamento (ANEXO 2) declara o erro de histerese de 0,67% para uma pressão em torno de 100 mmHg e 0,33% para uma pressão em torno de 70 mmHg. As medições foram conduzidas por um operador experiente, em um paciente saudável, com pressão arterial normal.

O experimento descrito foi realizado nos HCU-UFU sob condições controladas de temperatura (20 ± 1) °C, utilizando-se o termo higrômetro digital especificado no item 3.1. A partir dos resultados obtidos neste ensaio experimental, foi aplicado o critério de *Chauvenet* para eliminar possíveis valores extremos. Este teste é de suma importância na identificação de valores de pressão que não seguem a tendência dominante e, portanto, devem ser descartados. Posteriormente, foi avaliada a normalidade dos valores do mensurando por meio do teste de *Shapiro-Wilk*, utilizando o *software* de Estatística *R*, pois, este teste apresenta melhor aderência à normalidade.

O resultado do teste de normalidade direcionará a escolha do método para o cálculo da incerteza de medição para a variável pressão arterial.

3.1.2 Balança Neonatal

Referente à balança neonatal, não foram avaliados os efeitos de fatores que influenciam o resultado da medição da massa, pois este sistema de medição em questão é bastante conhecido e diversos estudos foram encontrados sobre este assunto, dentre eles Costa (2009) e Pereira (2006). A balança neonatal utilizada é do fabricante D, modelo W,

pertencente à Unidade de Terapia Intensiva (UTI) neonatal do HCU-UFU, Fig. 3.3. A Tabela 3.2 apresenta as principais características deste sistema de medição.



Figura 3.3 – Balança neonatal do fabricante D modelo W e massas padrão.

Tabela 3.2 – Características da Balança neonatal do fabricante D modelo W.

Característica	Indicação do Fabricante
Faixa Nominal	0,200 kg a 15,000 kg
Resolução	0,005 kg
Dimensões do prato	Largura 32 cm; Comprimento 58 cm.
Temperatura de operação	10 °C a 40 °C

Esta balança não estava calibrada e, portanto, os resultados das medições realizadas por meio da mesma não seriam rastreáveis. Desta forma a primeira providência tomada foi efetuar a calibração. Esta calibração contempla a realização de testes para a estimativa dos erros de indicação (tendência) e da repetibilidade, do efeito na indicação da aplicação excêntrica de uma carga, do erro no ponto zero e da histerese. Os testes referentes aos efeitos de convecção e empuxo do ar não foram avaliados, pois, tais efeitos não seriam relevantes para este caso em particular, visto que, este sistema de medição é caracterizado frequentemente por resolução mínima de 5 g.

A calibração se iniciou com a limpeza da balança, utilizando-se álcool isopropílico e flanelas limpas. Ainda, foi efetuada a limpeza do prato anatômico da balança e dos padrões de massa a serem utilizados. A balança e as massas-padrão foram deixadas por 12 horas no laboratório de Metrologia Dimensional da Universidade Federal de Uberlândia à temperatura de $(20 \pm 1) ^\circ\text{C}$.

Posteriormente, executou-se a análise visual da balança eletrônica neonatal. Foram verificados a presença de marcas de oxidação ou provocadas por impactos, a qualidade dos dígitos no visor, a estabilidade do zero, as condições do prato de medição e o nivelamento da balança. Para as massas padrão a análise visual é destinada à observação das condições de conservação, presença de riscos, marcas e sujeiras.

O procedimento de calibração da balança teve como principal objetivo determinar o erro de indicação da balança em cinco pontos da faixa nominal, além do ponto zero. Os valores convencionais de massa (VC) utilizados durante a calibração são mostrados na Tabela 3.3, bem como a incerteza expandida e o fator de abrangência (k) declarados nos certificados de calibração. O certificado de calibração para as massas de 0,5 kg, 1,0 kg, e as duas massas padrão de 2 kg possui número MA 290_07_15, o certificado de calibração para a massa padrão de 5,0 kg possui número MA 286_07_15 e o para a massa padrão de 10,0 kg possui número MA 287_07_15. Todos os certificados foram emitidos pelo Laboratório Padrão Balanças (ANEXO 3).

Tabela 3.3 – Valores convencionais de massas padrão utilizados na calibração da balança eletrônica neonatal.

Massa Padrão (kg)	0,50	1,50	3,50	5,50	10,50
Incerteza Expandida (kg)	0,0004	0,0008	0,0018	0,0023	0,0018
k	2,00	1,96	1,96	1,96	1,96

Os pontos da faixa nominal avaliados na Tab. 3.3 foram definidos seguindo a recomendação do documento DOQ-CGCRE-036 (CGA, 2012). Desta maneira, determinou-se um intervalo de pontos representativos da faixa nominal da balança, com 80 % dos valores da faixa nominal.

Também observadas as recomendações da Portaria INMETRO / MICT número 236 (INMETRO, 1994), possibilitando uma posterior análise estatística e a avaliação dos resultados obtidos. O procedimento seguiu as diretrizes promulgadas pela NBR ISO/IEC 17025 (ABNT, 2005) e a ASTM D2911 (ASTM, 2001). A Fig. 3.5 ilustra as massas padrão posicionadas no prato da balança durante a calibração da mesma.

O ensaio de repetibilidade se fez pela colocação repetida de uma massa padrão no receptor de carga, referido como prato anatômico. Este ensaio foi realizado sob condições idênticas de manuseio das massas padrão e do instrumento de medição, e sob condições ambientais de ensaio constantes, ou seja, temperatura ambiente controlada em $(20 \pm 1) ^\circ\text{C}$. Seguindo as orientações da Portaria INMETRO / MICT número 236 de 22/12/1994, Portaria INMETRO / MICT número 233 de 22/12/1994 e do Documento Orientativo DOQ-CGCRE-

036 de 2012, também do INMETRO, foram utilizadas massas padrão calibradas para a determinação de erros de indicação.



Figura 3.4 – Calibração da Balança Neonatal D modelo W.

Para determinação dos erros de indicação foram efetuados dez ciclos de medição no sentido crescente e no sentido decrescente do mensurando, utilizando as massas padrão mostradas na Tab. 3.3. A preparação para este ensaio passa pelo ajuste do zero. Em seguida, as massas padrão são adicionadas uma a uma de forma a obter valores crescentes de massa como mostra a Fig. 3.5. Foi adicionado um sétimo objeto, sendo que o valor da indicação neste caso não foi registrado. Este objeto foi retirado para começar a coleta dos dados no sentido decrescente do mensurando, para tanto as massas padrão foram retiradas uma a uma até o prato ficar vazio.

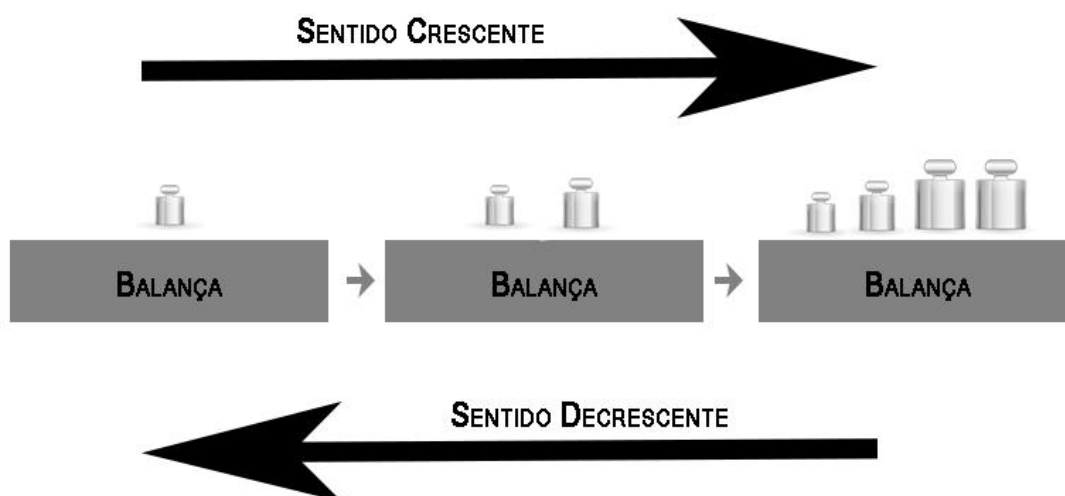


Figura 3.5 – Ensaio para determinação dos erros de indicação da histerese para a balança eletrônica neonatal.

Após a realização do procedimento descrito determinou-se o erro de indicação em cada ponto avaliado durante a calibração através da Eq. (3.1). Em que, E representa o erro de indicação; $\bar{M}$ a média dos resultados obtidos na medição referente a cada ponto; e VC o valor convencional da massa padrão.

$$E = \bar{M} - VC \quad (3.1)$$

A partir dos valores de erro de indicação (estimativa do erro sistemático ou tendência) foi possível construir a curva de erros da balança, avaliar a exatidão da mesma e o erro de não linearidade (EnL). Este último foi obtido aplicando-se o método dos mínimos quadrados, como mostram as Eqs. (3.2 - 3.4).

$$y = \beta_0 + \beta_1 x \quad (3.2)$$

$$\begin{cases} \hat{\beta}_1 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \\ \bar{\beta}_0 = \bar{y} - \hat{\beta}_1 \bar{x} \end{cases} \quad (3.3)$$

$$EnL = \bar{M} - Vreta \quad (3.4)$$

Em que, $\bar{M}$ é a média das massas e $Vreta$ o resíduo. O erro de histerese foi estimado através da Eq. (3.5).

$$Histerese = |\bar{M}_i - \bar{M}_v| \quad (3.5)$$

Em que $\bar{M}_i$ é a média das indicações na ida (sentido crescente) e $\bar{M}_v$ a média das indicações na volta (sentido decrescente). A precisão, Pe , em cada ponto avaliado da faixa nominal foi determinada por meio da Eq. (3.6) para uma confiabilidade de 95%. Em que, s , representa o desvio padrão amostral.

$$Pe = \pm 2s \quad (3.6)$$

Após a realização do procedimento de calibração da balança eletrônica neonatal foi elaborado um certificado de calibração (Anexo 3). Este documento inclui título, dados do

laboratório que efetuou a calibração, dados do cliente, especificação da balança a calibrar e dos padrões de massa, data da calibração, procedimentos de amostragem e método utilizado. O certificado de calibração emitido faz alusão às condições nas quais foram realizados os ensaios, como exemplo a temperatura ambiente. Foram ainda, declarados os resultados obtidos, assim como, a incerteza de calibração e a curva de calibração.

Por fim, foi realizado um teste para determinar o erro de excentricidade, o mesmo consistiu em posicionar uma determinada massa padrão em diferentes posições no receptor, orientadas pela OIML R-76 (OIML, 2006). Ao mudar a posição da massa padrão no prato da balança o centro de gravidade é alterado possibilitando a determinação do erro de excentricidade, Fig. 3.6.

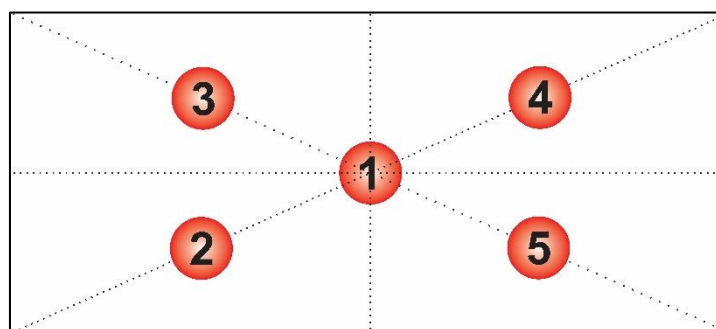


Figura 3.6 - Posição da massa padrão no prato da balança durante o ensaio de excentricidade

A massa padrão utilizada neste teste foi determinada através da orientação da Comissão Técnica de Massa (CT-10, 2007), em que, a massa do padrão deve representar pelo menos um terço do valor máximo da faixa nominal da balança em questão. Desta forma, utilizou-se uma massa padrão de 10 kg, calibrada. Antes da realização do ensaio, a balança neonatal foi zerada. A massa padrão foi posicionada, primeiramente, no centro (posição 1) ilustrada pela Fig. 3.6, e então removida. Em seguida a mesma foi posicionada de forma aleatória nas outras quatro posições, por fim, a mesma foi recolocada na posição 1 e o procedimento repetido.

O valor de excentricidade foi calculado como a diferença entre o valor médio das indicações em cada posição excêntrica e a indicação na posição central (posição 1). Foi adotado o máximo valor encontrado como sendo o erro de excentricidade.

3.1.3 Bisturi Elétrico

Trabalhos dedicados à investigação dos fatores de influência em relação à potência de corte e de coagulação fornecidas pelo bisturi elétrico não foram encontrados na literatura

nacional e internacional. Desta forma, foi proposto um planejamento fatorial 3^2 , onde dois fatores (variáveis) foram avaliados em três níveis cada.

Os fatores escolhidos para avaliação foram a potência e a temperatura. A temperatura (T) foi utilizada para se avaliar o funcionamento deste equipamento quando o mesmo opera em situações adversas, ou seja, em situações em que o controle de temperatura do centro cirúrgico se mostre ineficiente ou inexistente. A potência entregue pelo bisturi elétrico é de extrema validade na prática clínica dos cirurgiões, e, portanto, foram avaliados pontos na faixa nominal para a potência de corte (P_{corte}) e a potência de coagulação ($P_{\text{coagulação}}$) deste equipamento. A Tabela 3.4 representa a matriz de planejamento selecionada para a realização deste ensaio.

De acordo com a Tab. 3.4 foram executados 9 experimentos, sendo que cada um deles foi efetuado cinco vezes, totalizando 45 testes para a potência de corte. De forma similar se procedeu com a potência de coagulação como mostra a Tab. 3.5. Os valores nos quais a variável temperatura (T) foi avaliada são 18 °C (-1), 24 °C (0) e 30 °C (+1). Para a potência de corte foram determinados os pontos 50 W (+1), 150 W (0) e 300 W (-1), no entanto, para a potência de coagulação determinaram-se os pontos 30 W (+1), 80 W (0) e 120 W (-1). A Figura 3.7 mostra o bisturi elétrico e o analisador utilizados.

Tabela 3.4 - Matriz de planejamento de experimento fatorial 3^2 , considerando a potência de corte.

Teste	T	P_{corte}	T (°C)	P_{corte} (W)
1	-1	-1	15	50
2	0	-1	25	50
3	+1	-1	35	50
4	-1	0	15	150
5	0	0	25	150
6	+1	0	35	150
7	-1	+1	15	300
8	0	+1	25	300
9	+1	+1	35	300

A análise dos resultados obtidos neste experimento fatorial foi efetuada utilizando-se a técnica estatística ANOVA, por meio do *software* estatístico R.

Tabela 3.5 - Matriz de planejamento de experimento fatorial 3^2 , considerando a potência de coagulação.

Teste	T	P _{corte}	T (°C)	P _{coagulação} (W)
1	-1	-1	15	30
2	0	-1	25	30
3	+1	-1	35	30
4	-1	0	15	80
5	0	0	25	80
6	+1	0	35	80
7	-1	+1	15	120
8	0	+1	25	120
9	+1	+1	35	120

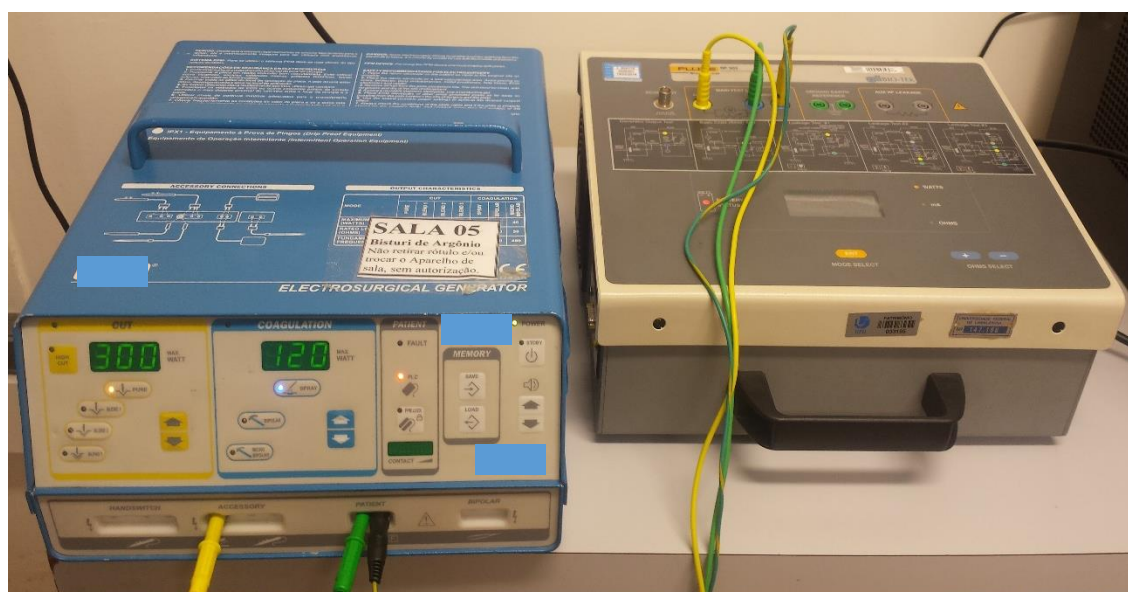


Figura 3.7 – Bisturi elétrico utilizado durante os experimentos.

A título de se avaliar a normalidade dos mensurandos potência de corte e potência de coagulação, foi aplicado um teste adicional utilizando-se o bisturi elétrico. Como mencionado no item 2.2.3, não há nenhuma normatização vigente que regule a calibração dos bisturis elétricos. Desta maneira, os valores da potência de coagulação e da potência de corte foram definidos de acordo com as principais potências utilizadas na maioria das cirurgias. Este experimento foi efetuado no Laboratório de Metrologia Dimensional da UFU. Para a potência de corte foram considerados os valores de 50 W, 100 W, 150 W, 200 W e 300 W, enquanto que para a potência de coagulação foram avaliados os pontos 30 W, 60

W, 80 W, 100 W e 120 W. As medições foram realizadas à temperatura ambiente de 25 °C e umidade relativa do ar de 36%, ambas variáveis controladas pelo termo higrômetro especificado no item 3.1. A Fig. 3.8 ilustra a montagem experimental este processo de medição.

As indicações obtidas após a realização do ensaio adicional proposto foram analisadas estatisticamente através da aplicação do critério de *Chauvenet* para eliminar valores extremos e do teste de normalidade Shapiro-Wilk, utilizando-se do *software* R. Assim como para o esfigmomanômetro aneroide, o objetivo desta análise foi a definição do método utilizado para se calcular a incerteza de medição para as potências de corte e coagulação indicadas pelo bisturi elétrico.

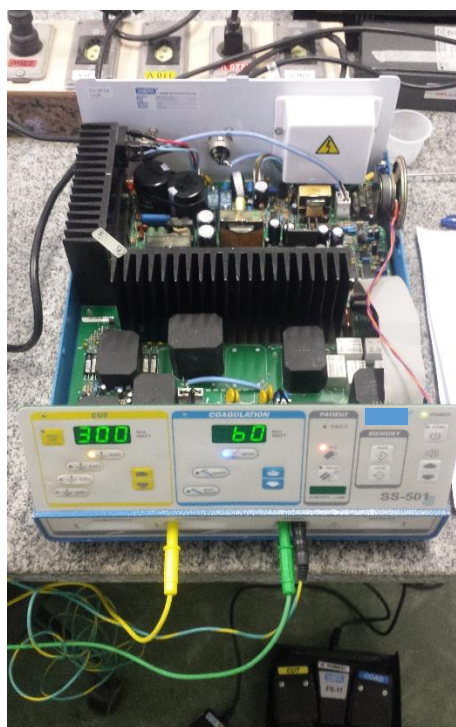


Figura 3.8 – Experimento adicional utilizando-se o bisturi elétrico do fabricante B, modelo Y e o analisador do fabricante C, modelo Z.

Tanto os experimentos fatoriais, quanto os experimentos adicionais, foram conduzidos no laboratório de LMD-UFU, utilizando-se o bisturi elétrico do fabricante B, modelo Y. O analisador de bisturi elétrico utilizado foi do fabricante C, modelo Z, com resolução de 0,1 W e faixa nominal de 400 W, temperatura de operação entre 15 °C e 35 °C e umidade máxima de 90%. O bisturi elétrico utilizado para os experimentos possui certificado de calibração de número 0283034 emitido pelo Laboratório de Bioengenharia da UFU em 01 de julho de 2016 (ANEXO 4). O analisador de bisturi elétrico possui certificado de calibração com número

L12199/14 emitido pelo órgão calibrador LRM Metrologia em 22 de fevereiro de 2016 (ANEXO 5).

3.2 Avaliação da incerteza de medição

A incerteza associada à medição dos mensurandos PAS, PAD, Potência de Corte e Potência de Coagulação, foi avaliada seguindo-se o método GUM. No entanto, a incerteza associada à medição da massa através da balança neonatal foi avaliada pelo método de Monte Carlo, pois, os valores do mensurando não apresentaram um comportamento normal devido à baixa resolução desse equipamento.

3.2.1. Cálculo de Incerteza associada à medição com esfigmomanômetro aneroide

Inicialmente foram identificadas as principais fontes de erros que podem afetar o resultado da medição de pressão arterial por meio de esfigmomanômetro mecânico aneroide. A Figura 3.9 ilustra o resultado desta identificação sob a forma de um diagrama de causa e efeito.

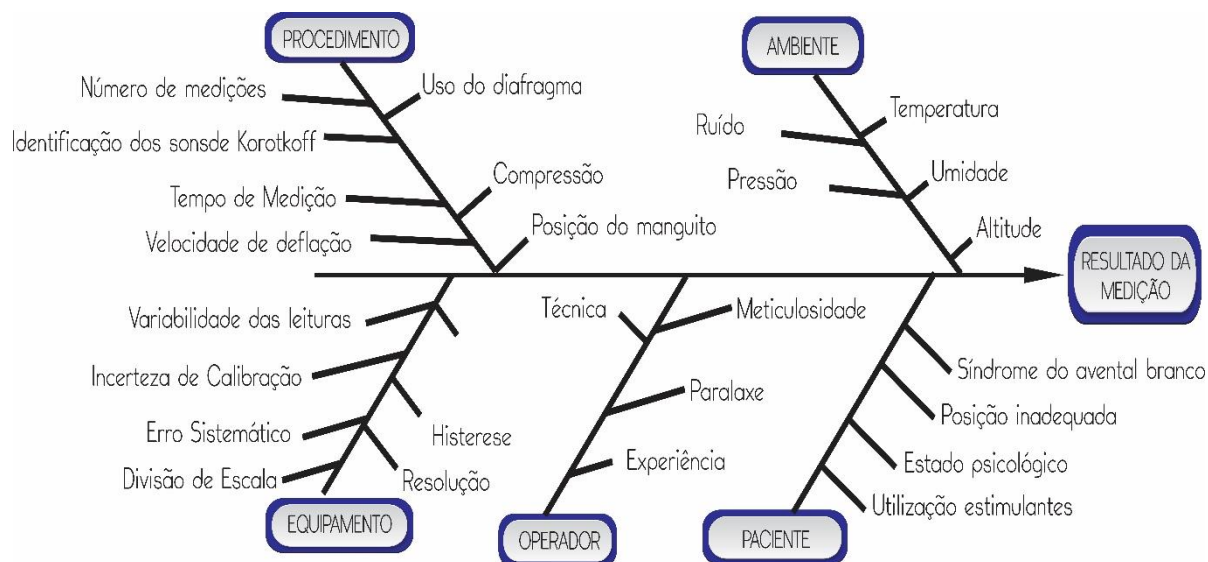


Figura 3.9 - Diagrama de causa e efeito com as fontes de erro presentes na pressão arterial por meio do esfigmomanômetro mecânico aneroide.

O modelo matemático proposto inicialmente para o cálculo da incerteza de medição da pressão arterial através do esfigmomanômetro aneroide é mostrado na Eq. (3.7). No entanto, vale ressaltar que após a análise do resultado do teste ANOVA, novos fatores de influência poderão ser considerados.

$$PA = \overline{PA} + \Delta R + \Delta H + \Delta IC \quad (3.7)$$

Em que, PA : mensurando (pressão arterial); $\overline{PA}$: variabilidade associada ao desvio padrão experimental dos valores indicados pelo esfigmomanômetro; ΔR : correção devida à resolução do esfigmomanômetro; ΔH : correção associada à histerese do esfigmomanômetro; ΔIC : correção associada à incerteza da calibração do esfigmomanômetro.

A incerteza padrão associada à variabilidade das leituras é estimada por meio de uma avaliação do tipo A, considerando uma distribuição *t-Student* com $n-1$ graus de liberdade, conforme mostra a Eq. (3.8). Nesta equação s representa o desvio padrão experimental e n o número de ciclos de medições que foram efetuados.

$$u(\overline{P}) = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (3.8)$$

A resolução do esfigmomanômetro aneroide, R , é de 1 mmHg. Para avaliar a incerteza padrão associada a esta variável, $u(R)$, foi adotada uma distribuição retangular com infinitos graus de liberdade. Devido ao fato do esfigmomanômetro ser analógico utiliza-se a Eq. (3.9).

$$u(R) = \frac{R}{\sqrt{3}} \quad (3.9)$$

A incerteza padrão associada à histerese, $u(H)$, é calculada conforme a Eq. (3.10), considerando uma distribuição retangular e infinitos graus de liberdade.

$$u(H) = \frac{H}{\sqrt{3}} \quad (3.10)$$

Para efeitos de cálculo foi adotado o valor máximo de histerese, H , declarado no certificado de calibração do esfigmomanômetro aneroide.

A incerteza padrão associada à calibração do esfigmomanômetro aneroide, $u(\Delta IC)$, é calculada através da Eq. (3.11), em que as variáveis, $U(C)$ e k , incerteza expandida e fator de abrangência, respectivamente, são declarados no certificado de calibração.

$$u(\Delta IC) = \frac{U(C)}{k} \quad (3.11)$$

A seguir procede-se ao cálculo da incerteza padrão combinada associada à pressão, $u_c(PA)$, para tanto a lei da propagação de incertezas foi aplicada no modelo matemático da medição, Eq. (3.7) e a Eq. (3.12) foi obtida.

$$u_c(PA) = \sqrt{u^2(\overline{PA}) + u^2(\Delta R) + u^2(\Delta H) + u^2(\Delta IC)} \quad (3.12)$$

Por fim a incerteza expandida associada aos resultados da medição de pressão pode ser determinada por meio da Eq. (3.13).

$$U(PA) = k \cdot u_c(PA) \quad (3.13)$$

3.2.2 Cálculo de incerteza associada à calibração da balança neonatal e medição da mesma

O cálculo de incerteza associada à calibração da balança neonatal possui três fatores de influência principais. São eles: erro de indicação (EI_{Ba}); correção associada à incerteza da calibração das massas padrão (ΔIMP_{ma}) e correção associada à resolução da balança (ΔR_{Ba}).

A partir desta definição é possível formular o modelo matemático para o cálculo da incerteza associada ao erro de indicação da balança, que foi definido conforme a Eq. (3.14).

$$EI_{Ba} = \overline{M}_{Ba} + \Delta I_{MP} + \Delta R_{Ba} \quad (3.14)$$

A incerteza padrão associada à variabilidade das leituras foi calculada conforme a Eq. (3.15), a partir da distribuição *t-Student*, pois, foram realizadas 10 medições. Caso fossem realizadas 30 ou mais medições poderia se adotar uma distribuição normal. Nesta equação, a variável $\overline{M}_{Ba}$ representa a média das massas, s o desvio padrão experimental e n o número de ciclos de medição que foi efetuado.

$$u(\overline{M}_{Ba}) = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (3.15)$$

Para avaliar a incerteza padrão associada à resolução da balança foi realizada uma avaliação do tipo B e adotada uma distribuição retangular, com infinitos graus de liberdade, conforme a Eq. (3.16), pois, os valores dessa correção podem se distribuir igualmente em qualquer região do seu intervalo. Vale ressaltar que o multiplicador dois no denominador da Eq. (3.16) é considerado, pois o sistema de medição é digital.

$$u(\Delta R_{Ba}) = \frac{R_{Ba}}{2\sqrt{3}} \quad (3.16)$$

A incerteza expandida associada à calibração das massas padrão ($u(\Delta I_{MP})$) possui distribuição *t-Student* e, portanto, a padronização da incerteza expandida é representada pela Eq. (3.17). Observa-se que a variável $U(EI_{Ba})$ é a incerteza expandida e k_{MP} é o fator de abrangência declarado no certificado de calibração.

$$u(\Delta I_{MP}) = \frac{U(EI_{Ba})}{k_{MP}} \quad (3.17)$$

Por fim, a partir da aplicação da propagação da lei das incertezas, foi calculada a incerteza padrão combinada, $u_c(EI_{Ba})$ associada ao erro de indicação, Eq. (3.18). Por fim a incerteza expandida, $U(EI_{Ba})$, é determinada por meio da Eq. (3.19).

$$u_c(EI_{Ba}) = \sqrt{u^2(\bar{M}_{Ba}) + u^2(\Delta R_{Ba}) + u^2(\Delta I_{MP})} \quad (3.18)$$

$$U(EI_{Ba}) = k \cdot u_c(EI_{Ba}) \quad (3.19)$$

Para o cálculo da incerteza de medição com balança neonatal devem-se observar os fatores de influência deste processo de medição. A medição da massa de qualquer objeto, inclusive de neonatos, envolve diversos fatores que exercem influência na confiabilidade dos resultados da medição, os quais são mostrados na Fig. 3.10 por meio de um diagrama de causa e efeito.

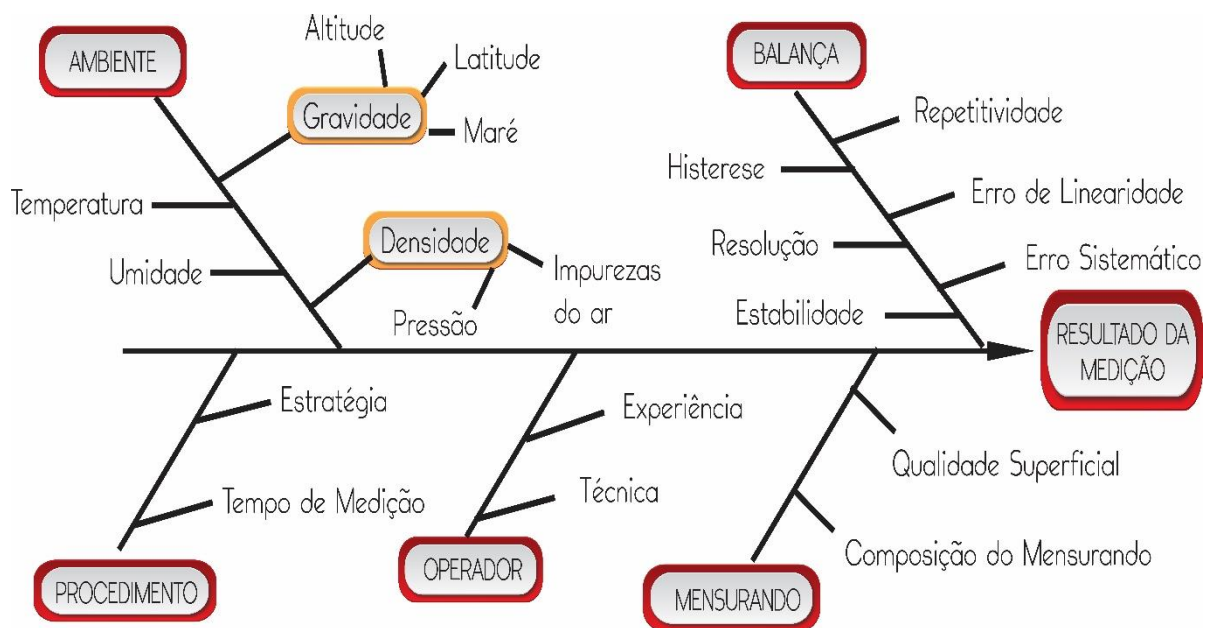


Figura 3.10 – Diagrama de causa e efeito mostrando os fatores de influência no processo de medição de massa.

Na Figura 3.10 é possível observar que diversos fatores de influência podem afetar o resultado de medição da massa, todos eles relacionados com o ambiente em que ocorre a medição, a rastreabilidade, o procedimento de medição, o equipamento, o operador e o mensurando. Cada um destes fatores agrupa diversas fontes primárias e até mesmo secundárias, como é o caso do fator de influência gravidade que é variável em relação à latitude, anomalia gravitacional, altitude e maré.

Os fatores levantados na Fig. 3.10 possuem determinada influência sobre o resultado de medição, porém, a estimativa da incerteza de medição nem sempre considera todos eles, isto se dá por duas condições. A primeira está relacionada com a dificuldade de se quantificar estes e a segunda está ligada à influência pouco significativa de alguns fatores perante o efeito de outros mais significativos.

Desta forma, para avaliar a incerteza associada à medição de massa com balança neonatal foi proposto o modelo matemático da Eq. (3.20).

$$M = \bar{m} + \Delta R + \Delta_{E_x} + \Delta H + \Delta IC \quad (3.20)$$

No modelo matemático da Eq. (3.20), M representa o mensurando (massa); $\bar{m}$ a variabilidade associada ao desvio padrão experimental dos valores indicados pela balança neonatal; ΔR a correção devida à resolução do equipamento; Δ_{E_x} a correção associada ao efeito da excentricidade na balança; ΔH a correção relacionada à histerese; ΔIC a correção associada à incerteza padrão da calibração da balança.

A incerteza padrão associada à variabilidade das leituras foi calculada conforme a Eq. (3.21), a partir da distribuição *t-Student* com $n-1$ graus de liberdade. Nesta equação, a variável s representa o desvio padrão experimental e n é o número de ciclos de medição que foi efetuado.

$$u(\bar{m}) = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (3.21)$$

A incerteza padrão associada à resolução da balança, $u(R)$, foi calculada por meio da Eq. (3.12). A incerteza padrão associada à calibração da balança eletrônica neonatal, ($u(\Delta IC)$), foi estimada considerando-se uma distribuição *t-Student* e, portanto, a padronização da incerteza expandida é representada pela Eq. (3.22). Observa-se que a variável $U(C)$ é a incerteza expandida e k o fator de abrangência correspondente.

$$u(\Delta IC) = \frac{U(C)}{k} \quad (3.22)$$

A incerteza padrão relacionada à excentricidade, $u(\Delta Ex)$, possui distribuição *t-Student*, pois, se dispõe de um conjunto de valores desta variável e é representada pela Eq. (3.23), com $n-1$ graus de liberdade efetivos.

$$u(\Delta Ex) = \frac{Ex}{\sqrt{n}} \quad (3.23)$$

A incerteza padrão associada à histerese, $u(\Delta H)$, possui distribuição retangular e é representada pela Eq. (3.24). Em que, H é considerada a histerese máxima obtida durante a calibração da balança neonatal.

$$u(\Delta H) = \frac{H}{\sqrt{3}} \quad (3.24)$$

Devido ao teste Shapiro-Wilk indicar uma possível não normalidade dos dados resultantes de medição de massa com a balança neonatal foi aplicado o método de Monte Carlo para o cálculo da incerteza. Foram efetuadas 1 000 000 de interações, respeitando a distribuição de probabilidade de cada variável de entrada presente no modelo matemático da Eq. (3.20). Posteriormente são obtidos os valores de máximo e mínimo para os valores de massa para permitir os cálculos da largura do intervalo (diferença entre os valores de máximo e mínimo), do número de classes (Eq. 3.25) e da largura de classe (Eq. 3.26). Isto

é realizado para viabilizar a construção do histograma de frequência. A partir da análise da assimetria deste histograma, ou seja, assimetria aproximadamente zero para uma distribuição normal, é possível afirmar que a incerteza expandida da medição é duas vezes o desvio padrão amostral dos dados de massa.

$$NC = \sqrt{ni} \quad (3.25)$$

$$LC = \frac{li}{NC} \quad (3.26)$$

Em que, NC é o número de classes, ni é o número de intervalos, LC é a largura de classe e li a largura de intervalo.

3.2.3 Cálculo de Incerteza associada à medição com o bisturi elétrico

O diagrama de causa e efeito mostrado na Fig. 3.11 apresenta de forma resumida os fatores que afetam o resultado da medição por meio do bisturi elétrico.



Figura 3.11 - Diagrama de causa e efeito para o processo de medição da potência de corte e coagulação fornecida pelo bisturi elétrico.

O modelo matemático proposto para a avaliação da incerteza de medição da potência de corte e potência de coagulação é representado pela Eq. (3.28).

$$PT = \overline{PT} + \Delta R + \Delta IC \quad (3.28)$$

Em que, PT representa o mensurando (potência de corte ou coagulação); $\overline{PT}$ é a variabilidade dos valores indicados pelo analisador de bisturi elétrico; ΔR é correção devida

à resolução do bisturi elétrico; e ΔIC é a correção associada à incerteza-padrão da calibração do bisturi elétrico.

A incerteza padrão associada à variabilidade das leituras, com distribuição *t-Student*, é calculada pela Eq. (3.2). A incerteza padrão relacionada à resolução do bisturi elétrico, com distribuição retangular é calculada pela Eq. (3.16), visto que o equipamento é digital. A incerteza padrão tocante à calibração do bisturi elétrico é calculada conforme a Eq. (3.11). Ao final, aplica-se a lei de propagação das incertezas e, portanto, calcula-se a incerteza padrão combinada $u_c(PT)$ conforme a Eq. (3.29) e a incerteza expandida, $U(PT)$, através da Eq. (3.30).

$$u_c(PT) = \sqrt{u^2(\overline{PT}) + u^2(\Delta R) + u^2(\Delta IC)} \quad (3.29)$$

$$U(PT) = k \cdot u_c(PT) \quad (3.30)$$

Finalmente, foi calculada a contribuição das variáveis de entrada consideradas nos modelos matemáticos propostos para avaliação da incerteza de medição final. Em relação ao esfigmomanômetro aneroide e à balança neonatal foi feita uma análise da incerteza de medição à luz dos diagnósticos médicos, a fim de avaliar o impacto deste parâmetro metrológico nos resultados.

3.3 Desenvolvimento do programa computacional

Para o desenvolvimento do programa computacional dedicado ao cálculo de incerteza de medição para os sistemas referenciados no item 3.1, foram determinadas técnicas de desenvolvimento de *software* para se atingir um resultado de qualidade, para isso, buscou-se a estruturação do mesmo e controle do desenvolvimento. Desta maneira, baseando-se na Engenharia de *Software*, o processo de desenvolvimento do sistema foi subdividido em ciclos de vida, onde foram tomadas as medidas necessárias para que o sistema tivesse boa qualidade.

A primeira etapa foi denominada Engenharia de Sistemas, em que se estabeleceram os requisitos técnicos do sistema (linguagem de programação, comunicação, banco de dados, etc.). A segunda etapa foi referente à Análise de Requisitos onde foi efetuado um levantamento de informações necessárias ao desenvolvimento do sistema, junto ao setor de Tecnologia da Informação e o setor de Bioengenharia do HCU-UFU. A terceira etapa se perfez pelo Projeto, em que se determinaram todos os passos que foram executados durante

o desenvolvimento, estabelecendo a arquitetura, estrutura dos dados, detalhes procedimentais e interface. A quarta etapa foi a Codificação propriamente dita, traduzindo-se o projeto para a linguagem computacional determinada. A quinta etapa é o Teste, ou seja, a validação do sistema, na busca de possíveis erros que possam prejudicar a execução do sistema. Por fim, foi proposta a sexta fase denominada Manutenção, em que se objetiva prever e corrigir problemas futuros, promovendo modificações sempre que necessárias. A Fig. 3.11 ilustra este processo.

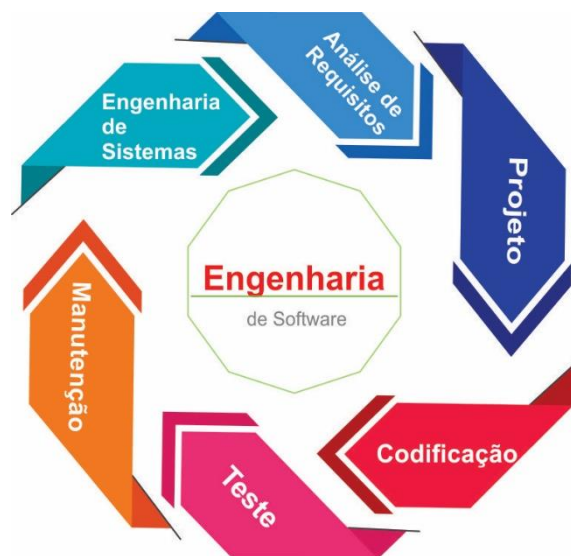


Figura 3.11 – Esquema sequencial do ciclo de vida básico de um *software*.

Existem diversos outros esquemas de Engenharia de *Software* disponíveis na literatura. Este foi escolhido devido à sua simplicidade e flexibilidade, visto que o desenvolvimento do programa computacional em questão não constitui o objetivo principal deste trabalho.

O programa foi desenvolvido utilizando a plataforma denominada *Maker 3.8*, da *Softwell Solutions*. Esta ferramenta possui uma linguagem de programação totalmente visual, possibilitando a rápida construção de sistemas de pequena, média e alta complexidade. A proposta desta plataforma passa pela ferramenta *Framework Maker* com o desenvolvimento de *softwares* baseado em fluxogramas. O *Maker* abstrai a parte de codificação e implementação, atribuindo o trabalho de desenvolver a solução sob a responsabilidade de um especialista no domínio que analisa o negócio e então começa a desenvolver o fluxograma que servirá de entrada para a ferramenta *Maker*. A Figura 3.12 representa a plataforma de desenvolvimento utilizada.

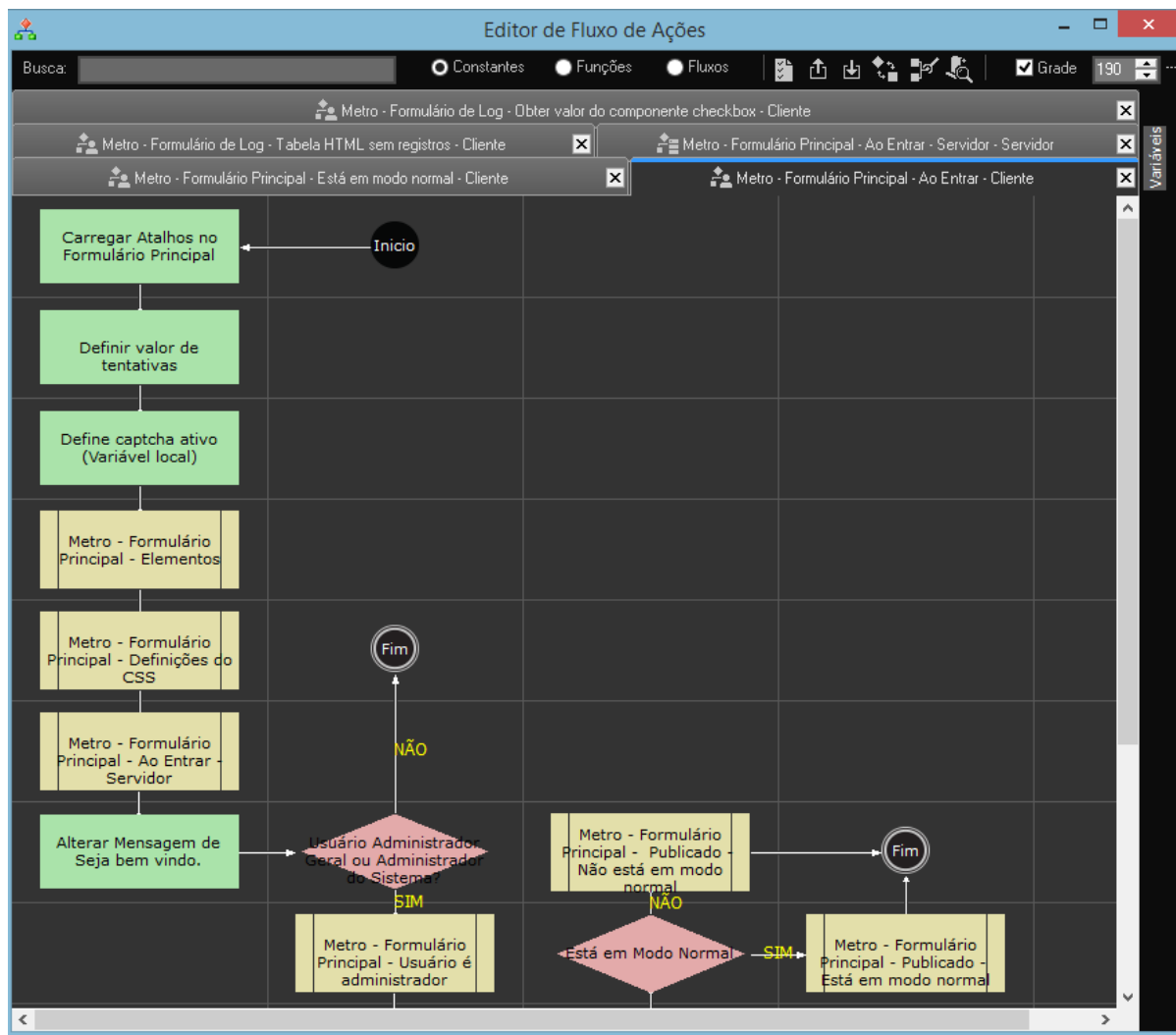


Figura 3.13 – Plataforma de desenvolvimento do sistema, Maker 3.8.

O programa computacional desenvolvido possui duas funcionalidades principais, a primeira é o cálculo da incerteza de medição associada à pressão arterial, à massa e à potência de corte e coagulação; a segunda é relacionada aos cálculos de incerteza de calibração e medição e à geração de certificados de calibração e relatórios de medição para estes mesmos equipamentos. Para melhorar a robustez na execução destas duas atividades, outras ações foram implementadas. Desta maneira, o programa computacional possui funções adicionais listadas a seguir: controle de usuários por grupo de acesso: formulário para cadastro de usuários, formulário para cadastro de grupos, função para designar acessos aos grupos de usuário, formulário de *login*, formulário de *log* do sistema – registro de atividades; e cadastro de Equipamentos: formulário para cadastro de equipamentos e função para acesso remoto com banco de dados externos (Banco SQL Server).

3.4 Validação do programa computacional

A validação do programa computacional desenvolvido para cálculo automatizado da incerteza de medição teve como objetivo a identificação de erros de implementação, a fim de determinar se o mesmo efetua o cálculo de forma adequada. Para efeito de comparação a incerteza, também foi calculada por meio de planilhas do Microsoft Excel e os resultados foram comparados.

Os testes foram executados baseando-se nos planos de testes como mostrado na Fig. 3.13. Em que, na etapa de Casos de teste, foi declarado o que seria testado, especificados as entradas para o teste e as saídas esperadas do sistema. Na fase de Dados de teste, foram geradas de fato as entradas para o sistema. Na etapa de Resultados de teste, observaram-se as saídas fornecidas pelo sistema e, por fim, na etapa de Relatório de teste, foram comparados os resultados do sistema com as saídas esperadas. Esta validação foi realizada para os três sistemas de medição esfigmomanômetro aneroide, balança e bisturi elétrico.

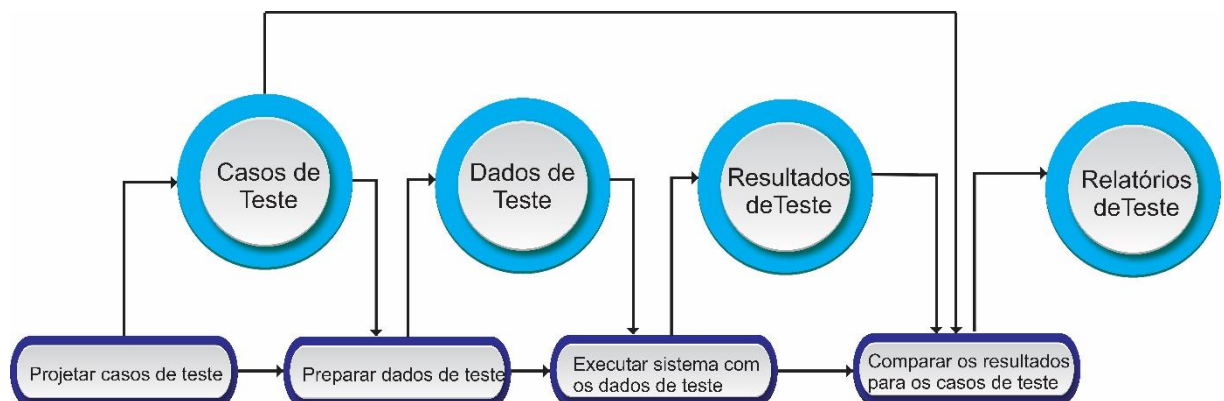


Figura 3.14 – Planejamento dos testes de validação para o programa computacional.

Os casos de testes para a execução dos testes de validação foram aqueles referentes às calibrações e medições efetuadas neste trabalho. Os resultados obtidos no *software Microsoft Excel* foram, portanto, comparados com os resultados obtidos pelo sistema desenvolvido neste trabalho.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Depois de apresentados os aspectos teóricos e os procedimentos utilizados no desenvolvimento deste trabalho, cabe fazer a apresentação e discussão dos resultados obtidos. Para tanto, este capítulo está dividido em quatro itens. No primeiro item são apresentados os resultados dos testes adicionais e do planejamento dos experimentos utilizando esfigmomanômetro aneroide e bisturi elétrico. Também são apresentados os resultados da calibração da balança neonatal. O segundo item mostra os resultados da avaliação da incerteza de medição dos diversos mensurandos. O item três apresenta os resultados do desenvolvimento do programa computacional destinado ao cálculo de incerteza de medição. Por fim, o item quatro mostra os resultados dos testes de validação do *software* desenvolvido.

4.1. Resultados obtidos durante a realização dos ensaios com o esfigmomanômetro aneroide

Os resultados obtidos a partir do experimento adicional realizado para investigar a normalidade dos valores de pressão arterial sistólica e de pressão arterial diastólica são apresentados na Tab. 4.1. São mostrados ainda o valor da média e do desvio padrão em cada caso.

Os valores de pressão arterial sistólica (PAS) possuem média igual a 110 mmHg e desvio padrão de 8 mmHg, já os valores de pressão arterial diastólica (PAD) apresentam média igual a 71 mmHg e desvio padrão de 6 mmHg. A baixa repetibilidade dos valores de PAS e PAD se justifica por diversos fatores, sendo os principais erros de execução do

procedimento de medição; posição do paciente durante a medição; efeitos fisiológicos diversos; e erros oriundos do próprio esfigmomanômetro.

Tabela 4.1 – Valores de pressão arterial sistólica e diastólica obtidos por meio do esfigmomanômetro aneróide.

	Sistólica (mmHg)	Diastólica (mmHg)
1	117	75
2	117	75
3	120	80
4	120	75
5	112	70
6	105	70
7	123	65
8	100	60
9	100	70
10	100	68
11	110	75
12	120	70
13	100	70
14	110	75
15	110	60
16	110	75
17	112	70
18	125	75
19	105	75
20	108	80
21	110	80
22	100	70
23	104	75
24	100	69
25	115	70
26	110	75
27	120	75
28	110	70
29	118	70
30	100	65
31	105	60
32	105	65
33	105	65
34	109	70
35	110	70
Média	110	71
Desvio Padrão	8	6

Não foi detectado nenhum ponto extremo quando aplicado o critério de Chauvenet, neste caso. O teste de normalidade Shapiro-Wilk, tanto para a PAS, quanto para a PAD, revelou um coeficiente W de 0,928 e p -value de 0,025 o que permite assumir com um nível de significância de 95%, que as amostras provêm de uma população normal. A Fig. 4.1 ilustra dois gráficos de probabilidade quantil-quantil que representam graficamente a normalidade das amostras.

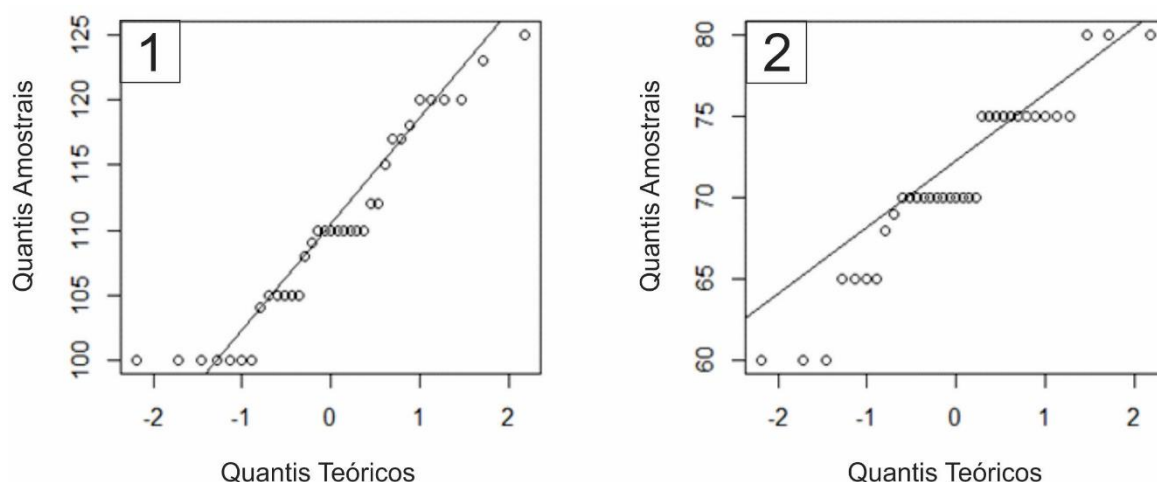


Figura 4.1 – Gráfico de Probabilidade quantil-quantil para as medições de 1: PAS; e 2: PAD.

Os resultados no planejamento experimental 2^3 realizado com o esfigmomanômetro aneroide são apresentados na Tab. 4.2.

Tabela 4.2 – Resultados no planejamento fatorial 2^3 para esfigmomanômetro aneroide

T (°C)	Paciente	Operador	PAS média	PAD média
20	<25 anos	Experiente	120,33	80,00
30	<25 anos	Experiente	118,33	75,00
20	>50 anos	Experiente	118,33	76,66
20	<25 anos	Inexperiente	113,33	73,33
30	>50 anos	Experiente	115,00	75,00
30	<25 anos	Inexperiente	121,66	76,66
20	>50 anos	Inexperiente	110,00	71,66
30	>50 anos	Inexperiente	110,00	71,66

Ao analisar a Tab. 4.2 observa-se que há uma tendência do operador inexperiente em subestimar a medida de pressão arterial em relação ao operador experiente, Figs. 4.2 e 4.3. Também é possível notar uma ligeira tendência de aumento da pressão arterial média sistólica e diastólica com o aumento da temperatura, Figs. 4.4 e 4.5.



Figura 4.2 – *Boxplot* da pressão arterial sistólica média para os diferentes operadores.

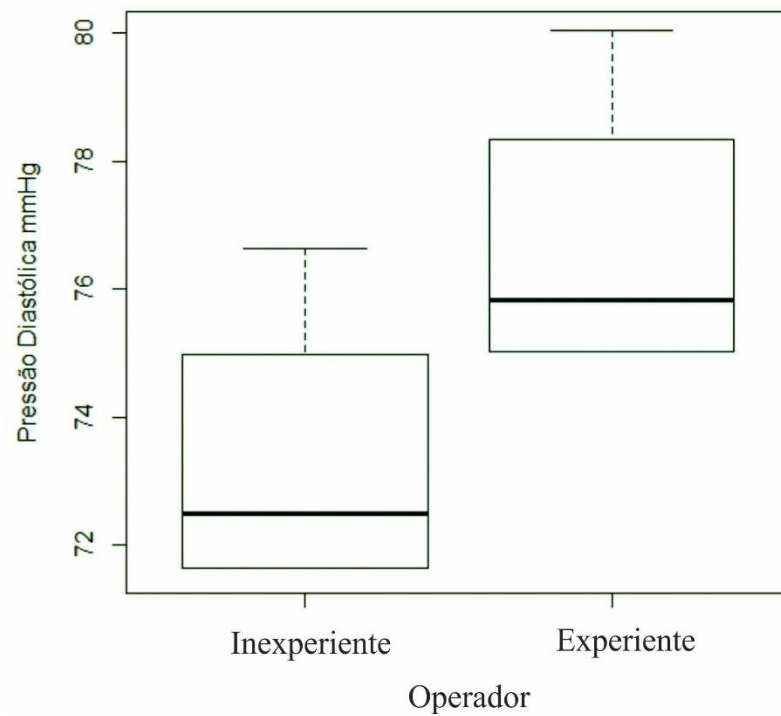


Figura 4.3 – *Boxplot* da pressão arterial diastólica média para os diferentes operadores.

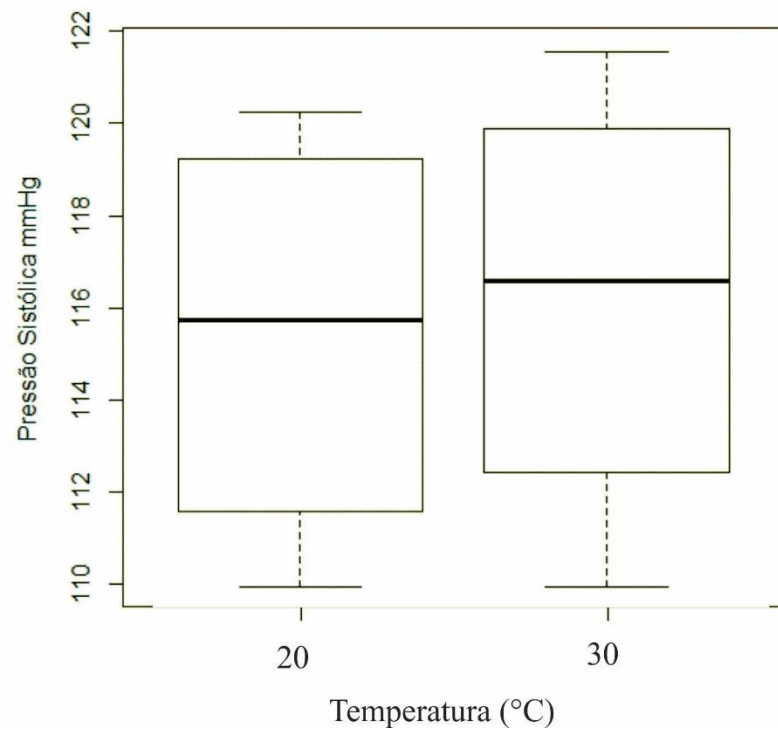


Figura 4.4 – *Boxplot* da pressão arterial sistólica média para as diferentes temperaturas de medição.

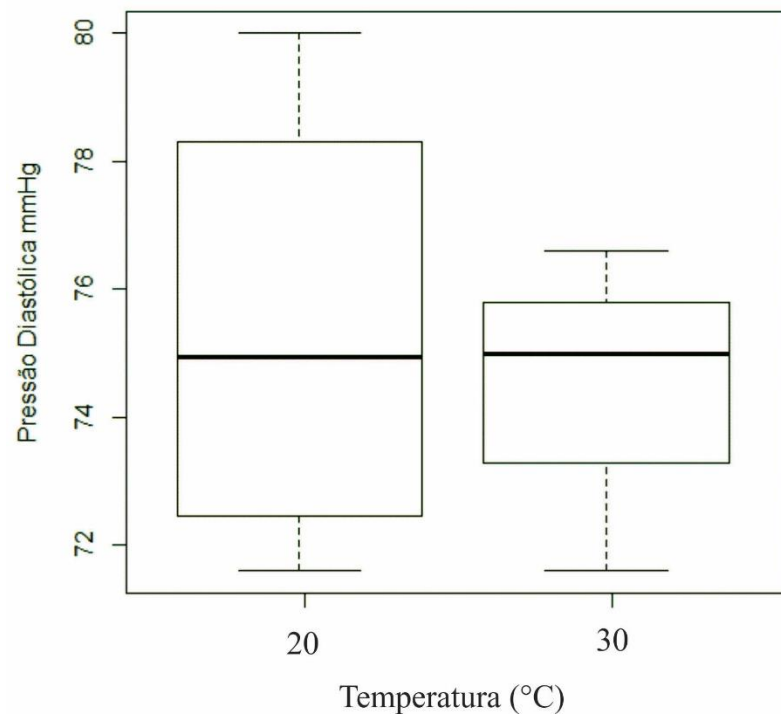


Figura 4.5 – *Boxplot* da pressão arterial diastólica média para as diferentes temperaturas de medição.

A análise ANOVA foi conduzida e os resultados podem ser sumarizados nas Tabs. 4.3 e 4.4 para a pressão arterial sistólica e diastólica, respectivamente. Nenhum fator avaliado mostrou influência significativa nos valores de pressão arterial sistólica ou diastólica com esfigmomanômetro aneroide, portanto, a partir do experimento realizado, nenhum destes fatores deve ser considerado no modelo matemático para o cálculo de incerteza de medição da pressão arterial.

Tabela 4.3 – Análise de Variância para a PAS

Parâmetro	<i>p</i> -valor	Hipótese
Temperatura	0,7838	Rejeita ($p > 0,05$)
Operador	0,1718	Rejeita ($p > 0,05$)
Paciente	0,1194	Rejeita ($p > 0,05$)

Tabela 4.4 – Análise de Variância para a PAD

Parâmetro	<i>p</i> -valor	Hipótese
Temperatura	0,62278	Rejeita ($p > 0,05$)
Operador	0,09505	Rejeita ($p > 0,05$)
Paciente	0,17868	Rejeita ($p > 0,05$)

4.1.1. Resultados da incerteza associada à medição com esfigmomanômetro aneroide

As Tabelas 4.5 e 4.6 expõem as informações referentes à avaliação da incerteza de medição da PAS e PAD, respectivamente. Sendo *G* (grandeza), *E* (estimativa), *DP* (distribuição de probabilidade), *GL* (grau de liberdade), *CS* (coeficiente de sensibilidade) e *u* (incerteza-padrão).

Tabela 4.5 – Dados da avaliação da incerteza de medição da PAS.

G	E (mmHg)	DP	GL	CS	u(mmHg)
$\overline{PA}$	110	Normal	34	1	1,248
ΔR	1,0000	Retangular	∞	1	0,577
ΔIC	1,39	Normal	32	1	0,695
ΔH	1,6700	Retangular	∞	1	0,866
Incerteza-padrão combinada ($u_c(PA)$) (mmHg)					1,750
Grau de liberdade efetivo (v_{ef})					131,47
Fator de abrangência (<i>k</i>)					2,00
Incerteza expandida ($U(PA)$) em mmHg					3,500

Tabela 4.6 – Dados da avaliação da incerteza de medição da PAD.

G	E (mmHg)	DP	GL	CS	u(mmHg)
$\bar{P}A$	71	Normal	34	1	0,893
ΔR	1,0000	Retangular	∞	1	0,577
ΔIC	1,3949	Normal	32	1	0,695
ΔH	0,3300	Retangular	∞	1	0,866
Incerteza-padrão combinada ($u_c(PA)$) (mmHg)					1,537
Grau de liberdade efetivo (v_{ef})					214,56
Fator de abrangência (k)					2,00
Incerteza expandida ($U(PA)$) em mmHg					3,074

A partir da Tab. 4.5 se conclui que a PAS medida é igual a (110 ± 4) mmHg com fator de abrangência de 2,00 e probabilidade de abrangência de 95,45%. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade das leituras sendo responsável por 51%, seguida da histerese com 24% de contribuição, da incerteza de calibração com 14 % e da resolução do esfigmomanômetro com 11%. A Tab. 4.6 permite concluir que a PAD medida é igual a (71 ± 3) mmHg com fator de abrangência de 2,00 e probabilidade de abrangência de 95,45%. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade das leituras sendo responsável por 34%, seguida da histerese 32% de contribuição, da incerteza de calibração com 21% e da resolução com 13%.

É possível analisar, através dos gráficos das Figs. 4.6 e 4.7, os impactos que a incerteza expandida associada à medição de pressão provocam nas faixas de classificação referentes à pressão arterial. Para efeitos de análise, somente foram consideradas algumas das faixas apresentadas na Tab. 2.1. Nestes gráficos foi inserida uma barra de erros referente à incerteza de medição final calculada na Tab. 4.3. Em relação à Fig. 4.2, observa-se que os intervalos de referência para a pressão arterial sistólica propostos por WHO/ISH (1999) apresentam amplitude de 19 mmHg, no entanto, ao considerar a incerteza expandida calculada, de 4 mmHg, as mesmas faixas de classificação são reduzidas em duas vezes o valor da incerteza expandida, resultando em um intervalo de 11 mmHg. A mesma avaliação é pertinente para a pressão arterial diastólica, Fig. 4.9, em que os intervalos variam de 9 mmHg e ao considerar incerteza expandida de 3 mmHg estes mesmos intervalos passam a variar de apenas 3 mmHg.

Pode-se constatar uma redução significativa dos valores dos intervalos de pressão arterial em que pode ser emitido um diagnóstico sem o risco de cometer erros. A redução

dos intervalos foi de aproximadamente 42% do intervalo de classificação da pressão arterial sistólica e de 67% do intervalo de classificação da pressão arterial diastólica.

Desta maneira, ao considerar a incerteza de medição, devido ao estreitamento das faixas de classificação dos pacientes, pode-se emitir um diagnóstico incorreto de normotensão em indivíduos hipertensos, deixando-os sem tratamento e privando-os dos benefícios do mesmo. Por outro lado, também pode haver o diagnóstico de hipertensão arterial em indivíduos normotensos, os submetendo a riscos e efeitos adversos do tratamento anti-hipertensivo inadequado.

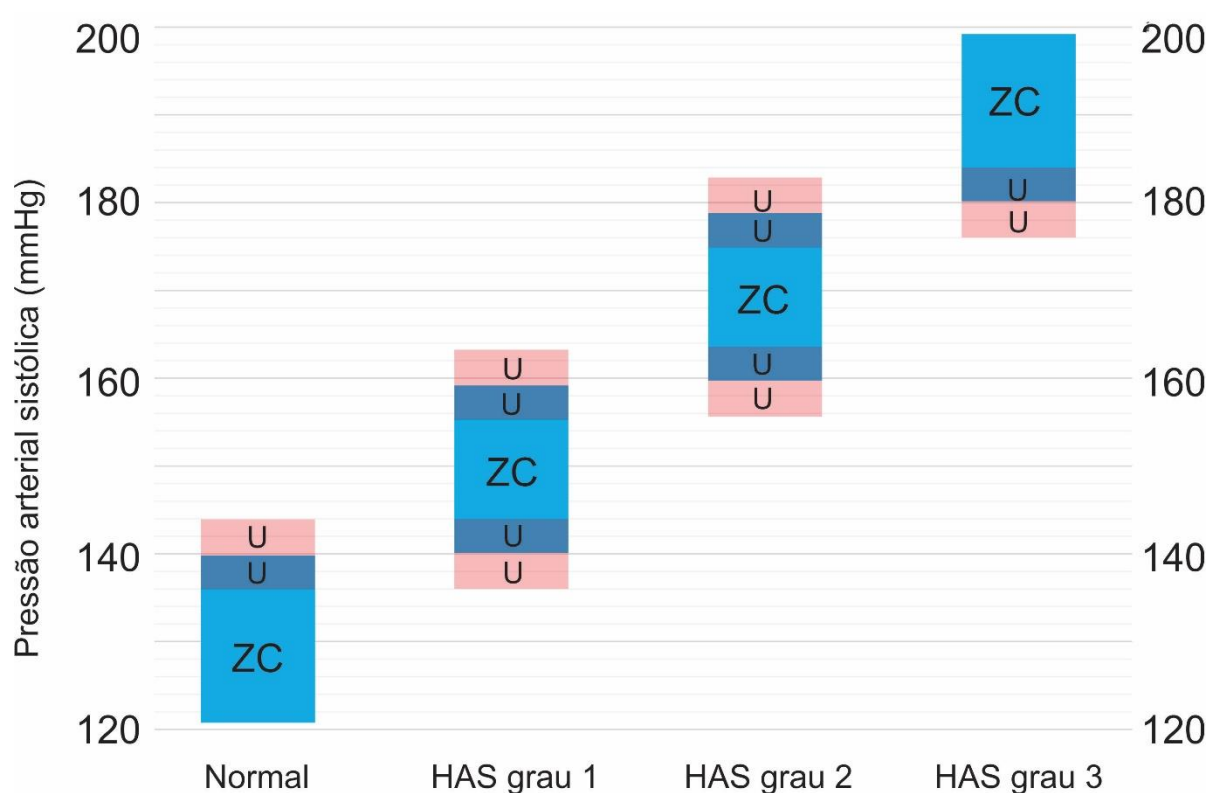


Figura 4.6 – Intervalos de classificação referente à hipertensão arterial para PAS. Em que ZC = zona de conformidade e U = incerteza expandida de medição.

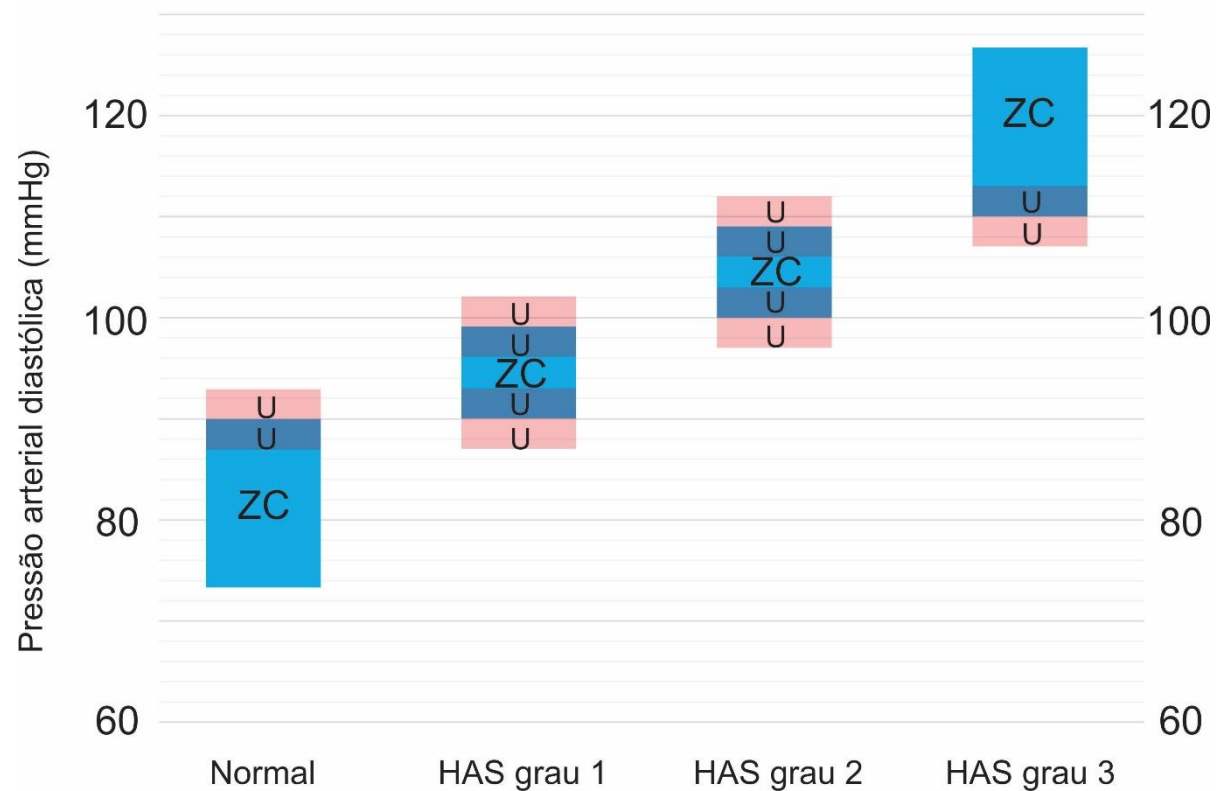


Figura 4.7 – Intervalos de classificação referente à hipertensão arterial para PAD. Em que ZC = zona de conformidade e U = incerteza expandida de medição.

4.2. Resultados obtidos da realização dos ensaios com o balança neonatal

As Tabelas 4.7 e 4.8 mostram os valores de massa observados em todos os pontos da faixa nominal avaliados nos sentidos crescente e decrescente durante a calibração.

Tabela 4.7 – Valores de massa obtidos durante a calibração da balança no sentido crescente do mensurando (sentido crescente da faixa nominal) em kg.

Ida 1	Ida 2	Ida 3	Ida 4	Ida 5	Ida 6	Ida 7	Ida 8	Ida 9	Ida 10
0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,500	0,500	0,500	0,500	0,500	0,500	0,500	0,500	0,500	0,500
1,500	1,500	1,500	1,500	1,500	1,500	1,500	1,500	1,500	1,500
3,500	3,500	3,500	3,500	3,500	3,500	3,500	3,500	3,500	3,500
5,495	5,500	5,495	5,500	5,495	5,495	5,500	5,500	5,495	5,495
10,495	10,490	10,495	10,505	10,495	10,495	10,510	10,500	10,495	10,500

Tabela 4.8 – Valores de massa obtidos durante a calibração no sentido decrescente do mensurando (sentido decrescente da faixa nominal) em kg.

Volta 1	Volta 2	Volta 3	Volta 4	Volta 5	Volta 6	Volta 7	Volta 8	Volta 9	Volta 10
0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,500	0,500	0,500	0,500	0,500	0,500	0,500	0,500	0,500	0,500
1,500	1,500	1,500	1,500	1,500	1,500	1,500	1,500	1,500	1,500
3,500	3,500	3,500	3,500	3,500	3,500	3,500	3,500	3,500	3,500
5,500	5,500	5,500	5,500	5,500	5,500	5,495	5,500	5,500	5,500
10,495	10,495	10,500	10,495	10,500	10,495	10,500	10,495	10,495	10,495

A partir dos resultados obtidos determinaram-se os valores de média, desvio padrão (s) e erro de indicação para todos os pontos da faixa nominal avaliados, tais resultados são expressos na Tab. 4.9. Posteriormente foi traçado o gráfico referente à curva de calibração, Fig. 4.8.

Através da Fig. 4.8 é possível observar que no início da faixa nominal (0 a 3,5 kg) o erro de indicação (tendência) é igual a zero nos quatro pontos avaliados. A partir de 3,500 kg a balança neonatal tem a tendência de fornecer valores menores que o valor real, apresentando erros de indicação negativos. Observa-se que até 3,500 kg a balança possui excelente repetibilidade, expressa pelo desvio padrão igual a zero. Por sua vez, para valores de massa maiores que 3,500 kg há uma perda significativa da repetibilidade, e a mesma se mostra pior no ponto 10,498 kg, onde o desvio padrão amostral é de 0,006 kg

Tabela 4.9 – Média, desvio padrão e erro de indicação para os pontos avaliados no sentido crescente (IDA) e decrescente (VOLTA) durante a calibração da balança.

IDA (kg)			VOLTA (kg)		
Média	s	Erro	Média	s	Erro
0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
0,500	0,000	0,000	0,500	0,000	0,000
1,500	0,000	0,000	1,500	0,000	0,000
3,500	0,000	0,000	3,500	0,000	0,000
5,497	0,003	-0,003	5,499	0,002	-0,001
10,498	0,006	-0,002	10,496	0,003	-0,004

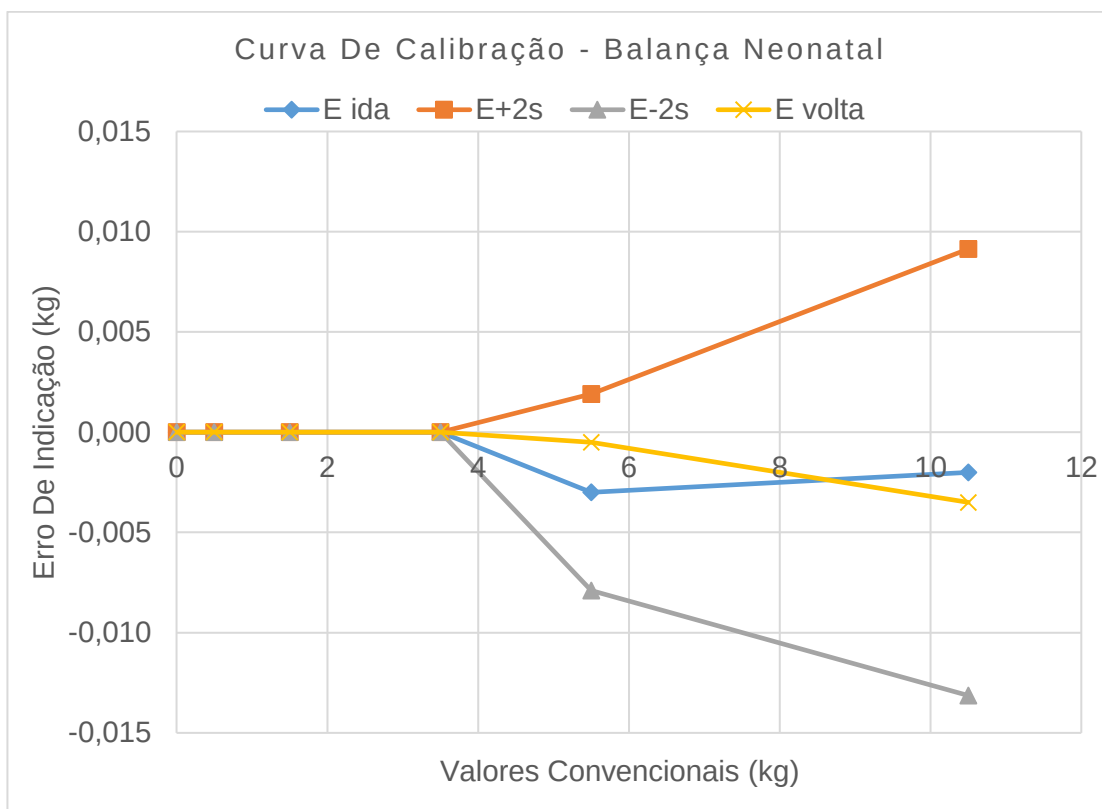


Figura 4.8 – Curva de calibração da balança neonatal.

Os dados da calibração foram utilizados para elaborar o certificado de calibração da balança neonatal, (Apêndice 1). A Tabela 4.10 mostra de forma resumida os cálculos efetuados, em que VC , representa o valor convencional, $u(\bar{M}_{Ba})$ é a incerteza associada à variabilidade das leituras, $u(\Delta R_{Ba})$ é a incerteza associada à resolução da balança, $u(\Delta I_{MP})$ é a incerteza associada à calibração das massas padrão, $u_c(EI_{Ba})$ é a incerteza padrão combinada associada à calibração da balança, v_{ef} são os graus de liberdade efetivos, k é o fator de abrangência e $U(EI_{Ba})$ a incerteza expandida da calibração da balança. Cabe ressaltar que foram adicionados dois algarismos a todos os resultados de cálculos intermediários para diminuir os erros devidos ao arredondamento.

A Tab. 4.10 permite afirmar que a incerteza associada à calibração da balança neonatal cresce à medida que a massa aumenta, ou seja, quanto mais próximo do fim da faixa nominal da balança, maior é a incerteza associada à calibração.

A Tabela 4.11 mostra os valores de histerese obtidos durante a calibração da balança. Observa-se que o maior valor de histerese é de 0,010 kg. Desta forma, é possível afirmar que esta característica deve ser considerada no cálculo de incerteza de medição da massa, de recém-nascidos, utilizando este equipamento.

Tabela 4.10 – Cálculo da Incerteza de Calibração para os valores convencionais determinados (VC).

VC kg	$u(sL_{Ba})$ kg	$u(\Delta R_{Ba})$ kg	$u(\Delta IMP_{Ba})$ kg	$u_c(C)$ kg	v_{ef}	k	U kg
0	0,000	0,002	0	0,00144	∞	1,96	0,00282
0,5	0,000	0,002	4,00E-7	0,00144	∞	1,96	0,00282
1,5	0,000	0,002	1,684E-06	0,00144	∞	1,96	0,00282
3,5	0,000	0,002	3,420E-06	0,00144	∞	1,96	0,00282
5,5	0,001	0,002	4,533E-06	0,00164	180,00	1,96	0,00321
10,5	0,0018	0,002	2,521E-05	0,00228	25,16	2,06	0,00469

Tabela 4.11 – Erro máximo de histerese da balança neonatal.

Ponto de calibração	Média Ida kg	Média Volta kg	Histerese kg
1	0,500	0,500	0,000
2	1,500	1,500	0,000
3	3,500	3,500	0,000
4	5,495	5,000	-0,005
5	10,510	10,500	0,010

Os valores do erro de excentricidade são mostrados na Tab. 4.12. Pode-se concluir que a excentricidade considerada, deste equipamento em questão, é de 0,005 kg.

Os resultados do ensaio de repetibilidade são apresentados na Tab. 4.13. Estes dados também foram utilizados para se verificar a normalidade dos valores do mensurando. A partir desta tabela é possível afirmar que a média dos valores medidos é de 9,997 kg, com um desvio padrão de 0,003 kg.

Tabela 4.12 – Resultados do teste de excentricidade realizado com a balança eletrônica neonatal.

Posição	Teste 1 kg	Teste 2 kg	Teste 3 kg	Teste 4 kg	Teste 5 kg	Média kg	Erro de excentricidade kg
1	10,000	10,000	10,000	9,995	9,995	9,998	0
2	10,010	10,005	10,005	9,995	10,000	10,003	0,005
3	10,005	9,985	10,000	10,010	10,000	10,000	0,002
4	10,010	10,000	10,000	10,000	10,000	10,002	0,004
5	9,990	9,995	9,990	9,995	9,995	9,993	-0,005

O Critério de Chauvenet foi aplicado e nenhum ponto extremo foi identificado. O teste de normalidade Shapiro-Wilk foi aplicado para os dados da Tab. 4.13 para investigar a

normalidade dos dados, obteve-se um coeficiente W de 0,754 com p -value de $1,05 \cdot 10^{-5}$, o que não permite assumir a normalidade dos dados visto que o coeficiente W é menor que o valor crítico de 0,934 da estatística W de Shapiro-Wilk para uma amostra com 30 valores. O gráfico quantil-quantil da Fig. 4.9 sugere a mesma conclusão.

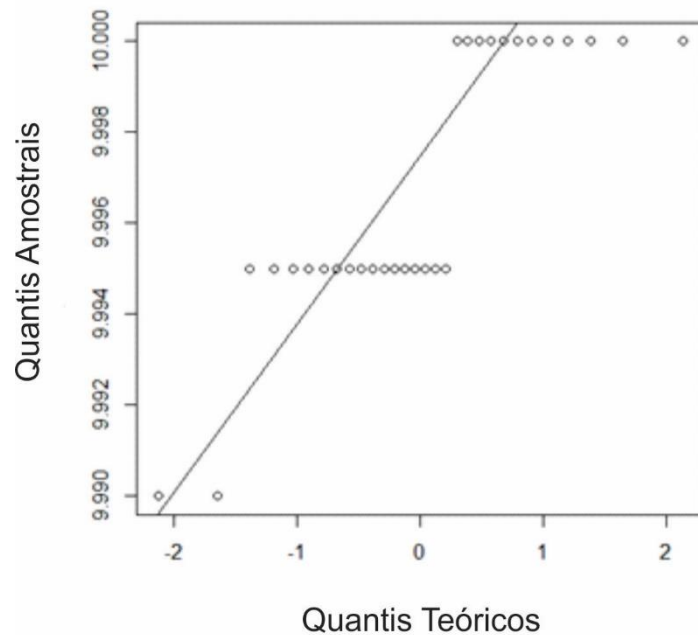


Figura 4.9 – Gráfico quantil-quantil para os valores de massa indicados pela balança eletrônica neonatal.

A Figura 4.10 ilustra o histograma de frequência dessa amostra. Pode-se observar que devido à resolução de 0,005 kg do equipamento utilizado, para a medição da massa, há pouca variabilidade dos resultados, dificultando a rejeição da hipótese de não normalidade dos dados. Portanto, o cálculo da incerteza associada à medição de massa com balança eletrônica neonatal foi efetuado através do método de Monte Carlo.

Tabela 4.13 – Resultados do ensaio de repetibilidade utilizando uma balança eletrônica neonatal.

Medida	Valor (kg)
1	10,000
2	9,995
3	10,000
4	9,995
5	10,000
6	9,995
7	9,995
8	10,000
9	9,995
10	10,000
11	9,990
12	9,995
13	9,995
14	9,990
15	10,000
16	9,995
17	9,995
18	9,995
19	9,995
20	9,995
21	9,995
22	10,000
23	10,000
24	9,995
25	10,000
26	10,000
27	10,000
28	9,995
29	9,995
30	10,000
Média	9,997
Desvio Padrão	0,003

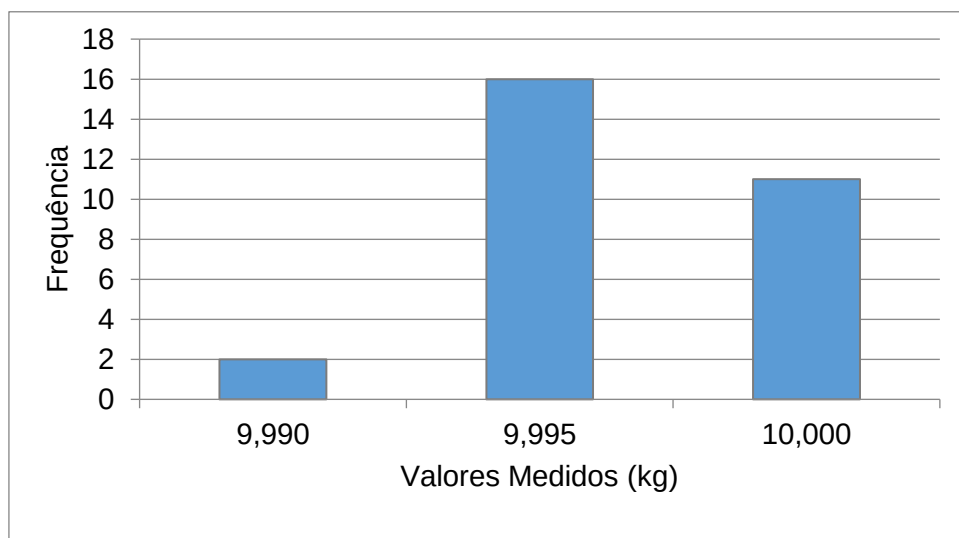


Figura 4.10 – Histograma de Frequência dos valores de massa indicados pela balança eletrônica neonatal durante o teste de repetibilidade.

4.2.1. Resultados da incerteza associada à medição com balança neonatal

Inicialmente realizou-se os cálculos da incerteza associada à medição com balança neonatal utilizando-se o método GUM. A Tabela 4.14 apresenta os resultados.

Tabela 4.14 – Dados da avaliação da incerteza de medição da massa utilizando o método GUM.

G	E (kg)	DP	GL	CS	u(kg)
$u(\bar{m})$	9,997	Normal	29	1	0,00053
$u(R)$	0,005	Retangular	∞	1	0,00144
$u(\Delta IC)$	0,001	Retangular	58,44	1	0,00227
$u(Ex)$	0,005	Retangular	∞	1	0,00091
$u(H)$	0,010	Retangular	∞	1	0,00288
Incerteza-padrão combinada ($u_c(PA)$) (mmHg)					0,00418
Grau de liberdade efetivo (v_{ef})					381,14
Fator de abrangência (k)					2,06
Incerteza expandida ($U(PA)$) em mmHg					0,00900

A partir da Tab. 4.14 pode-se observar que o resultado desta medição foi de $(9,997 \pm 0,009)$ kg. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a histerese com 48%, seguida da calibração com 34%, resolução 12%, excentricidade com 5% e variabilidade das leituras com apenas 1%.

Porém, a partir das análises realizadas no item 4.1.2 foi necessário efetuar o cálculo da incerteza associada à medição com balança neonatal utilizando-se o método de Monte Carlo. Para a aplicação deste método foi construído um histograma de frequência da simulação, o mesmo foi obtido a partir de 1 000 000 de interações e é apresentado na Fig. 4.11. Nesta figura é possível observar, qualitativamente, o comportamento normal da interação, que é reforçada pela assimetria de -0,0055.

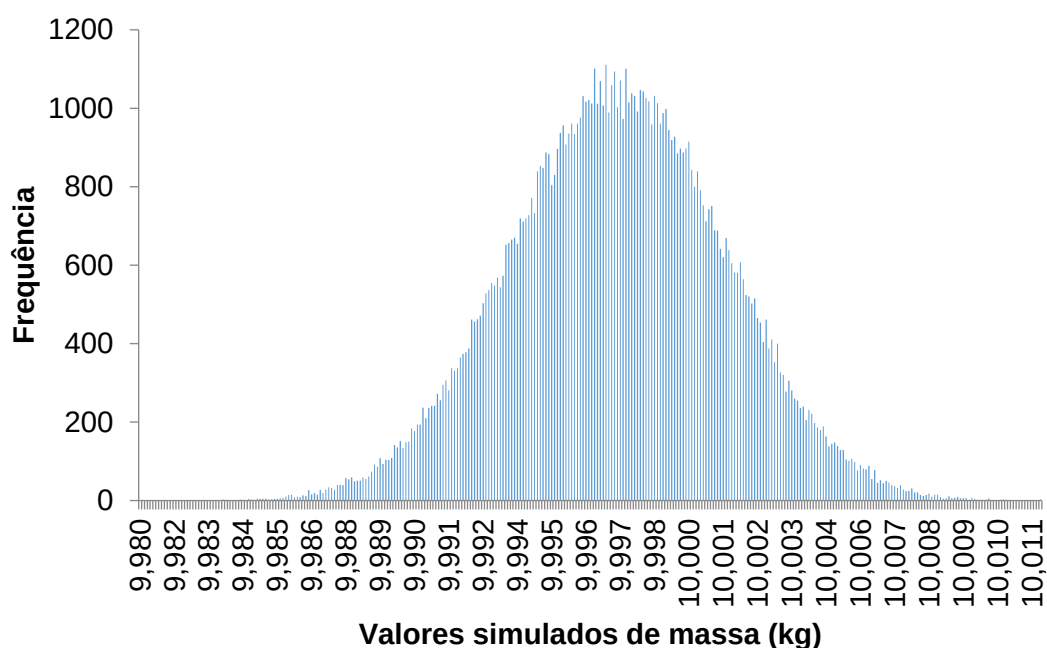


Figura 4.11 – Histograma de frequência da simulação Monte Carlo aplicada ao cálculo de incerteza de medição de massa utilizando-se balança eletrônica neonatal.

Os resultados são expressos na Tab. 4.14, onde se verifica uma incerteza expandida de 0,009 kg. Desta maneira, pode-se afirmar que o resultado desta medição é igual a $(9,997 \pm 0,009)$ kg. Observa-se, portanto, que os dois métodos apresentaram os mesmos resultados, como pode-se verificar nas Tabs. 4.14 e 4.15. Desta maneira, para o desenvolvimento do programa computacional foi adotada a resolução a partir do método de GUM a fim de otimização do processamento de dados.

Considerando a incerteza expandida de 9 g, vale ressaltar a importância da rastreabilidade metrológica da balança neonatal visto a importância da medida da massa do neonato na prática clínica. Dentre os diversos medicamentos prescritos aos neonatos, a morfina, um analgésico opióide extensamente utilizado, é caracterizada pela administração contínua, para recém-nascidos, de $20 \mu\text{g} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$ e, para recém-nascidos prematuros, de $10 \mu\text{g} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$. Isto posto, observou-se que pode haver uma variação de aproximadamente 1%

na posologia deste medicamento por hora de aplicação, o que, evidentemente, poderia afetar a saúde do neonato, principalmente, ao considerar uma infusão a longo prazo.

Tabela 4.14 – Dados da avaliação da incerteza de medição da massa por meio da balança eletrônica neonatal.

G	E (kg)	DP	GL	CS	u (kg)
$u(\bar{m})$	9,997	Normal	29	1	0,00053
$u(R)$	0,005	Retangular	∞	1	0,00144
$u(\Delta IC)$	0,001	Retangular	58,44	1	0,00227
$u(Ex)$	0,005	Retangular	∞	1	0,00091
$u(H)$	0,010	Retangular	∞	1	0,00288
Incerteza combinada ($u(M)$) em kg					0,00376
Fator de abrangência (k)					2
Incerteza expandida ($U(M)$) em kg					0,009

4.3. Resultados obtidos da realização dos ensaios com o bisturi elétrico

Os resultados obtidos durante a realização do experimento adicional são apresentados na Tab. 4.15.

Os resultados apresentados na Tab. 4.15 permitem concluir o resultado de medição da potência de corte de $(304,9 \pm 3,1)$ W, e da potência de coagulação de $(113,6 \pm 0,8)$ W. É possível concluir que a potência de corte obteve melhor exatidão, com um erro de indicação de 4,9 W e pior precisão, com desvio padrão de 3,1 W, em relação à potência de coagulação. Esta apresentou um erro de indicação de 6,4 W e um desvio padrão de 0,8 W.

Não foi detectado nenhum ponto extremo quando aplicado o critério de Chauvenet, neste caso. Utilizando os dados do experimento adicional da Tab. 4.15 foi realizado o teste de Shapiro-Wilk para verificação da normalidade, assim como a construção do gráfico quantil-quantil para visualização do comportamento dos elementos, Fig. 4.12. Referente à potência de corte, o teste de normalidade apresentou um coeficiente W de 0,949 e um p -value de 0,16, o que garante a normalidade para esta amostra de 30 valores com 95% de confiança. Em relação à potência de coagulação, o teste de normalidade apresentou um coeficiente W de 0,856 e um p -value de 0,0008, o que não garante a normalidade para esta amostra de 30 valores com 95% de confiança. No entanto, considerando a resolução de

apenas 0,1 W do analisador, e sabendo que a amostra de potência de corte foi normal, pode-se assumir comportamento normal para a potência de coagulação.

As Tabelas 4.16 e 4.17 apresentam os resultados obtidos, durante a realização do planejamento fatorial 3^2 , para a potência de corte e a potência de coagulação.

Tabela 4.15 – Resultados do ensaio adicional para potência de corte e de coagulação.

Medida	Potência de corte (W)	Potência de Coagulação (W)
1	308,5	115,0
2	303,2	114,3
3	308,5	114,3
4	307,1	114,3
5	308,5	113,4
6	305,8	113,4
7	303,2	115,0
8	304,4	114,3
9	304,4	114,3
10	304,4	113,4
11	307,1	112,7
12	300,6	113,4
13	305,8	115,0
14	301,8	114,3
15	300,6	112,7
16	307,1	113,4
17	303,2	112,7
18	305,8	112,7
19	307,1	112,7
20	299,2	113,4
21	298,0	113,4
22	300,6	112,7
23	304,4	112,7
24	309,7	112,7
25	305,8	113,4
26	303,2	113,4
27	308,5	112,7
28	307,1	114,3
29	305,8	113,4
30	305,8	114,3
Média	304,9	113,6
Desvio Padrão	3,1	0,8

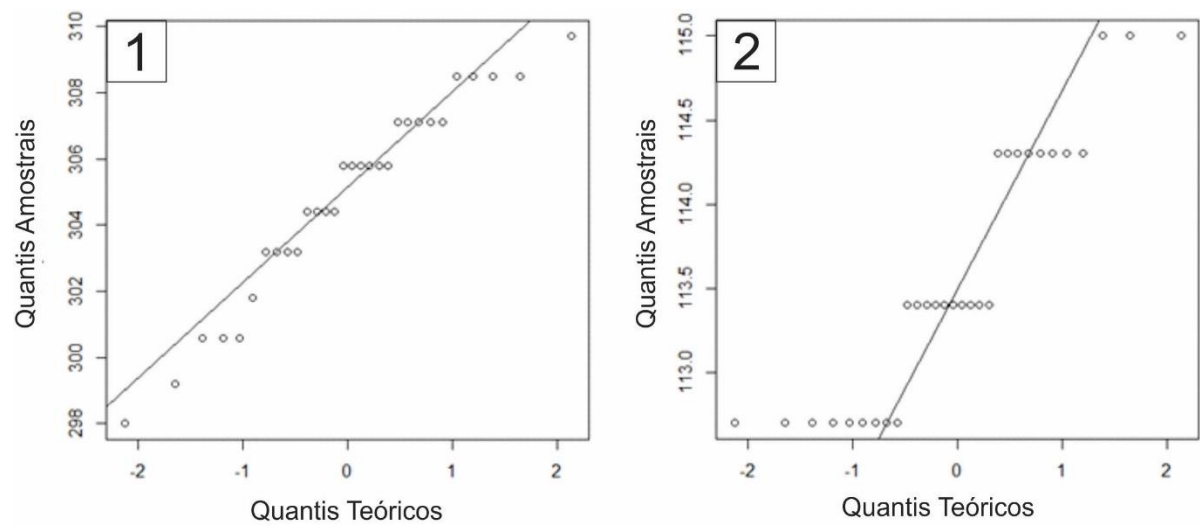


Figura 4.12 – 1 - Gráfico quantil-quantil para a amostra de potência de corte. 2 - Gráfico quantil-quantil para a amostra de potência de coagulação.

Tabela 4.16 – Valores obtidos do experimento fatorial 3^2 para potência de corte.

Valor Convencional	50,0 (W)	150,0 (W)	300,0 (W)
20 °C	47,5	159,1	320,6
	47,6	159,1	321,9
	47,6	159,1	320,6
	47,6	158,2	320,6
	47,8	159,1	317,9
Média	47,6	158,9	320,3
Desvio Padrão	0,11	0,40	1,47
24 °C	46,9	150,9	321,9
	47,2	152,9	319,2
	46,9	151,9	320,6
	47,2	150,7	317,9
	47,2	150,7	315,2
Média	47,1	151,4	319,0
Desvio Padrão	0,16	0,97	2,58
28 °C	47,2	150,6	316,3
	47,2	150,3	312,6
	47,2	149,7	316,5
	47,2	149,7	316,5
	47,2	149,4	317,9
Média	47,2	149,9	316,0
Desvio Padrão	0,0	0,5	2,0

Tabela 4.17 – Valores obtidos do experimento fatorial 3^2 para potência de coagulação.

Valor Convencional	30 (W)	80 (W)	120 (W)
20 °C	29,0	82,0	117,5
	28,8	81,4	117,5
	28,8	82,4	116,6
	28,8	82,0	116,6
	29,8	81,4	116,6
Média	29,0	81,8	117,0
Desvio Padrão	0,43	0,43	0,49
24 °C	28,8	83,4	118,3
	28,8	82,8	117,5
	28,6	81,7	115,9
	28,2	81,1	115,0
	28,4	81,1	115,0
Média	28,6	82,0	116,3
Desvio Padrão	0,26	1,04	1,50
28 °C	29,6	80,8	115,9
	28,2	80,5	114,3
	28,0	80,5	115,0
	28,0	80,8	113,4
	28,0	80,8	113,4
Média	28,4	80,7	114,4
Desvio Padrão	0,7	0,2	1,1

As Tabelas 4.16 e 4.17 permitem observar que há uma tendência do desvio padrão amostral aumentar ao passo que se aproxima do fim da faixa nominal do bisturi elétrico. A potência de corte em 300 W apresentou desvio máximo de 2,58 W enquanto em 50 W a mesma apresentou desvio máximo de 0,16 W. O mesmo é observado para a potência de coagulação que apresentou desvio máximo de 1,50 W para potência de 120 W ao passo que em 30 W o desvio máximo foi de 0,7 W.

A Figura 4.13 e 4.14 apresentam uma análise gráfica do comportamento do erro de indicação das potências de corte e potências de coagulação, respectivamente, para as diferentes temperaturas avaliadas. Observa-se claramente a tendência de o erro de indicação tornar-se mais negativo ao passo que a temperatura aumenta. Isto pode ser mais evidenciado pelas linhas de tendência lineares para cada potência avaliada, em que todas apresentam coeficiente linear negativo.

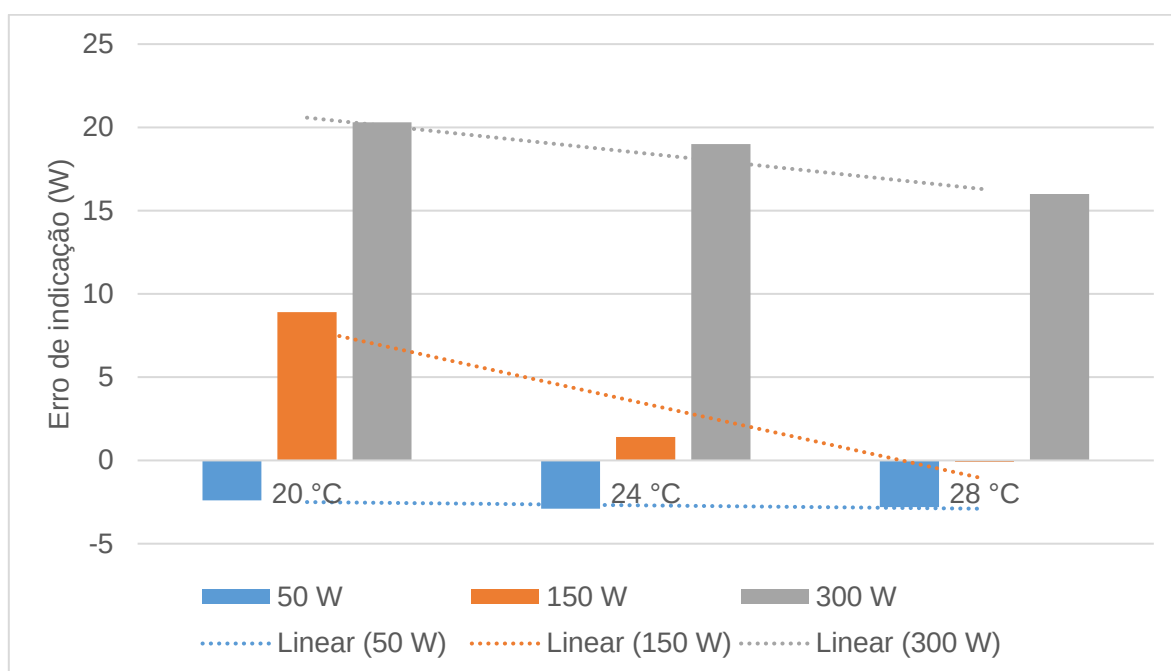


Figura 4.13 – Gráfico das potências de corte avaliadas no planejamento fatorial 3^2

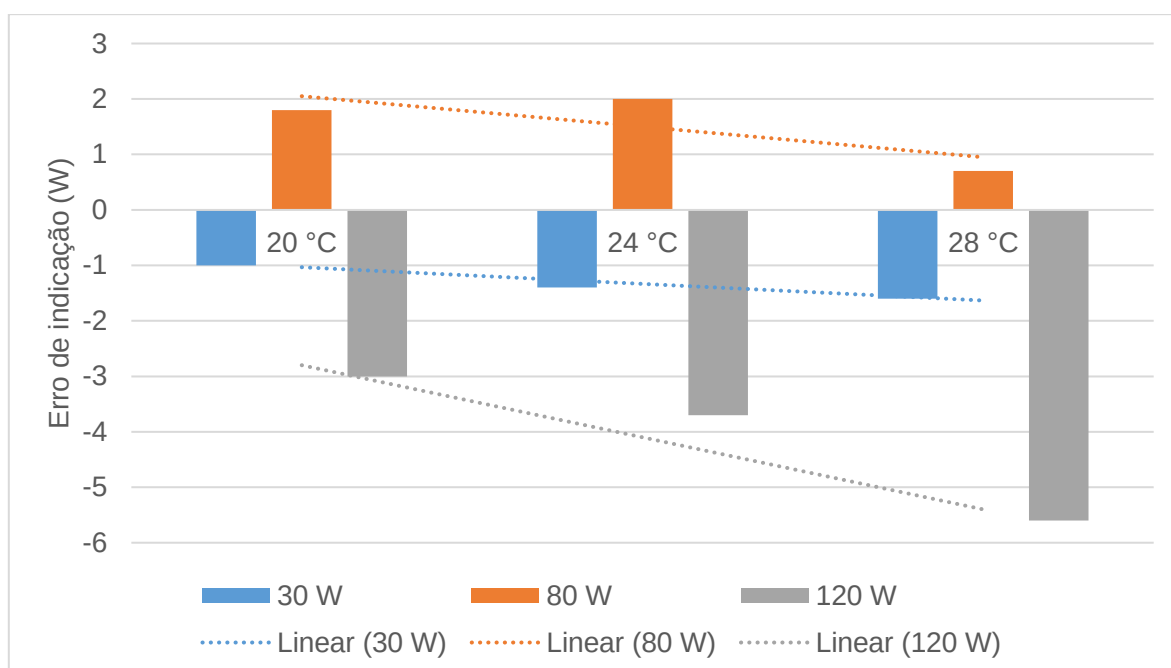


Figura 4.14 – Gráfico das potências de coagulação avaliadas no planejamento fatorial 3^2

A partir dos resultados expressos nas Tabs. 4.16 e 4.17 foi conduzido o teste de ANOVA utilizando-se do *software R*. Foram feitas as análises de variância para cada potência de corte (50 W, 150 W e 300 W) e potência de coagulação (30 W, 80 W e 120 W) medidas sob as diferentes temperaturas (20 °C, 24 °C e 28 °C). As análises foram realizadas desta maneira para observar a influência da temperatura em toda a faixa de potência de

corte e coagulação. A Tab. 4.18 apresenta os resultados do teste ANOVA para todas as potências de coagulação e de corte avaliadas. Em todos os pontos avaliados observou-se que a hipótese de que existe uma diferença significativa entre as médias das potências sob as diversas temperaturas foi aceita.

Tabela 4.18 – Análise de Variância para todos os pontos avaliados da potência de corte (Pcorte) e potência de coagulação (Pcoag).

Parâmetro	<i>p</i> -valor	Hipótese
Pcorte 50 W	1,84E-02	Aceita ($p < 0,05$)
Pcorte 150 W	1,32E-07	Aceita ($p < 0,05$)
Pcorte 300 W	0,01653	Aceita ($p < 0,05$)
Pcoag 30 W	0,01457	Aceita ($p < 0,05$)
Pcoag 80 W	0,01457	Aceita ($p < 0,05$)
Pcoag 120 W	0,008249	Aceita ($p < 0,05$)

Para verificar em qual par de temperatura ocorreram diferenças significativas, usou-se o teste *Turkey HSD* aplicado a cada potência avaliada, Tab. 4.19 e Fig. 4.15.

Tabela 4.19 – Resultados do teste *Turkey HSD*. Em que: Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior; e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	<i>p</i> -value
Pcorte 50 W	28-24	0,120000	-0,072382	0,312382	0,258247
	20-24	0,540000	0,347618	0,732382	0,000020
	20-28	0,420000	0,227618	0,612382	0,000223
Pcorte 150 W	28-24	8,980000	7,853584	10,106416	0,000000
	20-24	7,500000	6,373584	8,626416	0,000000
	20-28	1,480000	0,353584	2,606416	0,011190
Pcorte 300 W	28-24	3,010000	-0,467104	6,487104	0,092860
	20-24	1,360000	-2,117194	4,837104	0,565051
	20-28	4,370000	0,892895	7,847104	0,014712
Pcoag 30 W	28-24	0,200000	-0,640271	1,040271	0,804056
	20-24	0,480000	-0,360271	1,320271	0,314800
	20-28	0,680000	-0,160271	1,520271	0,119403
Pcoag 80 W	28-24	1,340000	0,232702	2,447297	0,018398
	20-24	0,180000	-0,927297	1,287297	0,902341
	20-28	1,160000	0,052703	2,267297	0,039957
Pcoag 120 W	28-24	1,940000	0,081154	3,798846	0,040708
	20-24	0,620000	-1,238845	2,478846	0,656607
	20-28	2,560000	0,701154	4,418846	0,008269

Através da Tab. 4.19 e Fig. 4.16 é possível identificar que em todas as potências analisadas houve pares de temperaturas com diferenças significativas. O par de temperaturas 20 °C e 28 °C revelou diferenças significativas em todos os pontos avaliados, $p\text{-value} < 0,005$, exceto para 30 W da potência de coagulação que apresentou $p\text{-value} = 0,119$. No entanto, este mesmo ponto não revelou diferença significativa para nenhum par de temperatura, em que nenhum limite inferior foi negativo e, portanto, todos os intervalos de significância cruzaram a linha zero, como mostra a Fig. 4.16.

Os resultados supracitados também podem ser explicitados através da Fig. 4.16, em que, por meio do *boxplot* é possível observar diferenças significativas nas médias dos valores de potência para as diferentes temperaturas. Através desta mesma figura pode-se observar uma tendência de diminuição das médias dos valores de potência ao passo que a temperatura do ambiente de medição aumenta.

Cabe ressaltar uma importante observação, referente à Fig. 4.16 e à Tab. 4.19, em relação ao par de temperaturas 20 °C e 28 °C, em que se observa um aumento na diferença de médias ao passo em que se aumenta o valor medido de potência, ou seja, na medida em que se aproxima do limite superior da faixa nominal do bisturi elétrico. Por exemplo, em relação à potência de corte de 50 W, constatou-se uma diferença de médias de 0,42 W, para o par de temperaturas 20 °C e 28 °C, no entanto, para potência de corte de 300 W, verificou-se uma diferença de médias de 4,37 W. A mesma observação pode ser notada para a potência de coagulação.

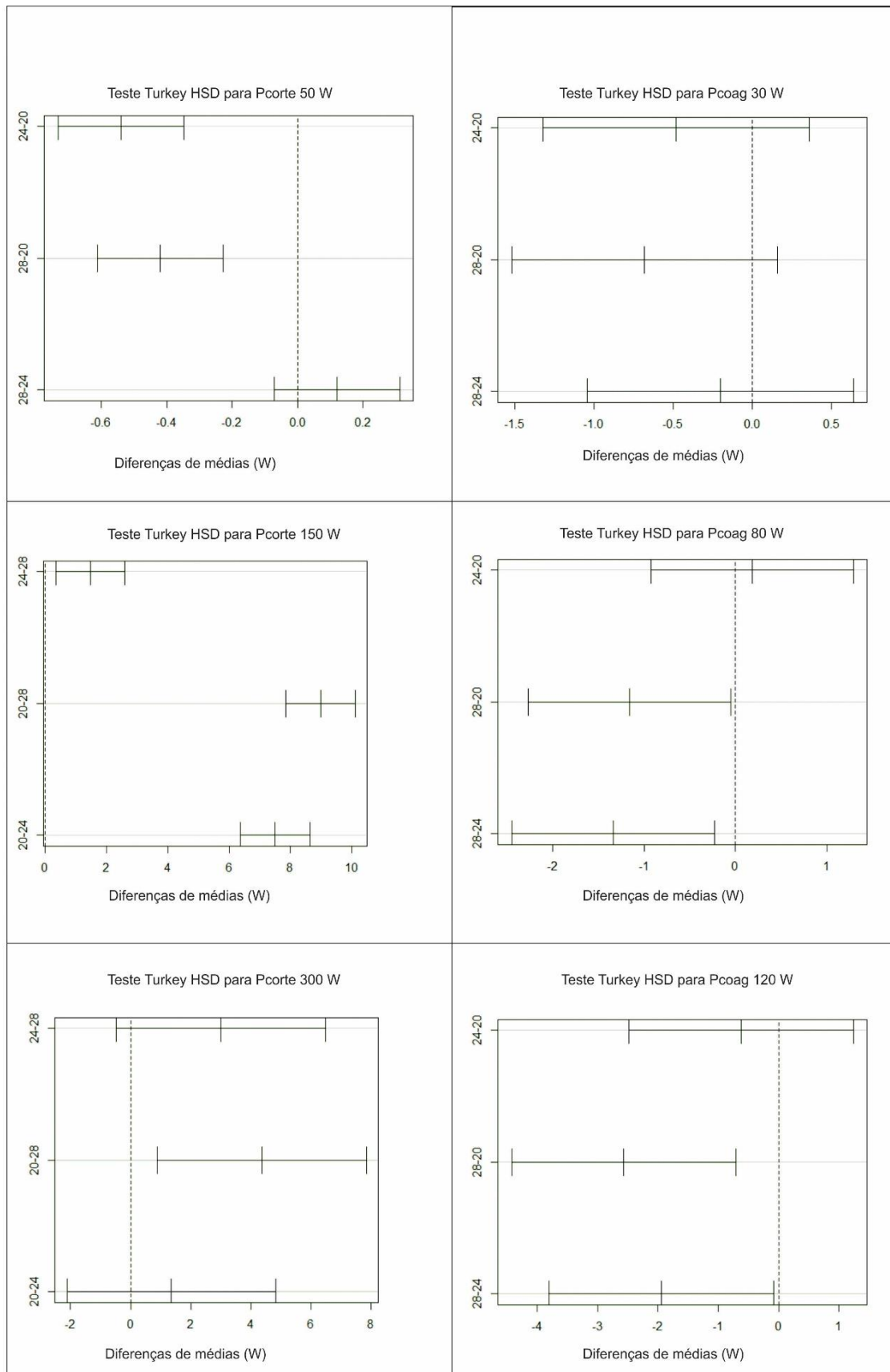


Figura 4.15 - Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências analisadas.

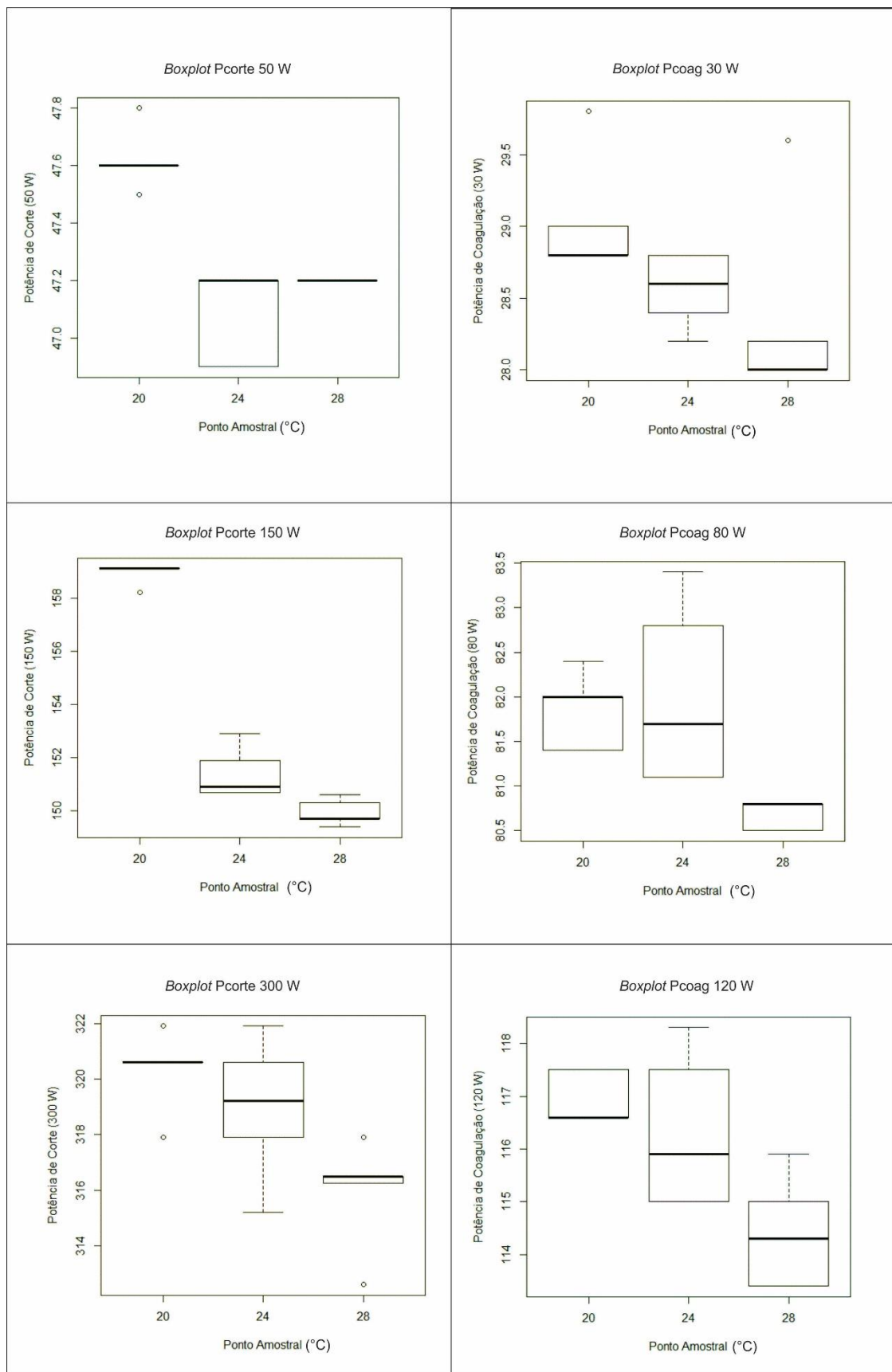


Figura 4.16 – *Boxplot* das três amostras pareadas de potências de corte e coagulação medidas a partir do bisturi elétrico sob diferentes temperaturas.

4.3.1. Resultados da incerteza associada à medição com bisturi elétrico

Os dados utilizados para o cálculo da incerteza de medição associada ao bisturi elétrico para a potência de corte e coagulação foram apresentados na Tab. 4.15. A Tab. 4.20 apresenta o resultado para a incerteza de medição da potência de corte e a Tab. 4.21 o resultado em relação à potência de coagulação. Estes resultados foram obtidos aplicando o modelo matemático exposto no item 3.2.3.

Tabela 4.20 - Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de corte por meio do bisturi elétrico.

G	E (W)	DP	GL	CS	u (W)
$u(\overline{PT})$	304,9	Normal	29	1	0,548
$u(\Delta R)$	0,100	Retangular	∞	1	0,028
$u(\Delta IC)$	1,055	Normal	4	1	1,055
Incerteza combinada $u_c(PT)$ em W					1,190
Graus de Liberdade Efetivo (v_{ef})					4,80
Fator de Abrangência (k)					2,57
Incerteza expandida ($U(PT)$) em W					3,1

Referente à avaliação da incerteza de medição da potência de corte apresentada na Tab. 4.20, pode-se representar o resultado da medição como $(304,9 \pm 3,1)$ W. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a incerteza de calibração do bisturi com uma contribuição de 78%. Em seguida a variabilidade das leituras contribuiu com 21% e a resolução com apenas 1%.

Tabela 4.21 - Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de coagulação por meio do bisturi elétrico.

G	E (W)	DP	GL	CS	u (W)
$u(\overline{P})$	113,6	Normal	29	1	0,142
$u(R)$	0,100	Retangular	∞	1	0,029
$u(\Delta IC)$	0,768	Normal	4	1	0,364
Incerteza combinada $u_c(PT)$ em W					0,392
Graus de Liberdade Efetivo (v_{ef})					22,49
Fator de Abrangência (k)					2,07
Incerteza expandida ($U(PT)$) em W					0,800

Referente à avaliação da incerteza de medição da potência de coagulação apresentada na Tab. 4.21, pode-se representar o resultado da medição como $(113,6 \pm 0,8)$ W. A variável que mais contribuiu para a incerteza final também foi a incerteza de calibração do bisturi com uma contribuição de 86%. Em seguida a variabilidade das leituras contribuiu com 13% e a resolução com apenas 1%.

Em decorrência da análise do item 4.3 fica evidenciado a necessidade da incorporação da correção da incerteza associada à temperatura ΔT no modelo matemático para o cálculo da incerteza associada à medição com bisturi elétrico. Desta maneira é proposto o modelo da Eq. (4.1).

$$PT = \overline{PT} + \Delta R + \Delta IC + \Delta T \quad (4.1)$$

Para avaliar a incerteza padrão associada à temperatura, $u(\Delta T)$, foi considerado o percentual médio do efeito da temperatura no erro de indicação das medidas. Tanto na potência de coagulação quanto na de corte este percentual está entre 1% e 2%. Desta maneira, o cálculo da $u(\Delta T)$ foi determinado como a Eq. 4.2. Em que a distribuição de probabilidades tem comportamento triangular e infinitos graus de liberdade.

$$u(\Delta T) = \frac{0,005 \cdot PT}{\sqrt{6}} \quad (4.2)$$

As Tabelas 4.22 e 4.23 apresentam os resultados dos cálculos da incerteza associada à medição com bisturi elétrico utilizando-se o modelo matemático proposto na Eq. (4.1).

Tabela 4.22 - Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de corte por meio do bisturi elétrico considerando a correção associada à incerteza da temperatura.

G	E	DP	GL	CS	u (W)
$u(\overline{PT})$	304,9 W	Normal	29	1	0,548
$u(\Delta R)$	0,100 W	Retangular	∞	1	0,028
$u(\Delta IC)$	1,055 W	Normal	4	1	1,055
$u(\Delta T)$	0,005 %	Triangular	∞	1	0,622
Incerteza combinada $u_c(PT)$ em W					1,343
Graus de Liberdade Efetivo (v_{ef})					10,37
Fator de Abrangência (k)					2,23
Incerteza expandida ($U(PT)$) em W					3,0

Referente à avaliação da incerteza de medição da potência de corte apresentada na Tab. 4.22, pode-se representar o resultado da medição como $(304,9 \pm 3,0)$ W. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a incerteza de calibração do bisturi com uma contribuição de 62%. Em seguida a incerteza da temperatura contribuiu com 21% a variabilidade das leituras com 16% e a resolução com apenas 1%.

Tabela 4.23 - Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de coagulação por meio do bisturi elétrico considerando a correção associada à incerteza da temperatura.

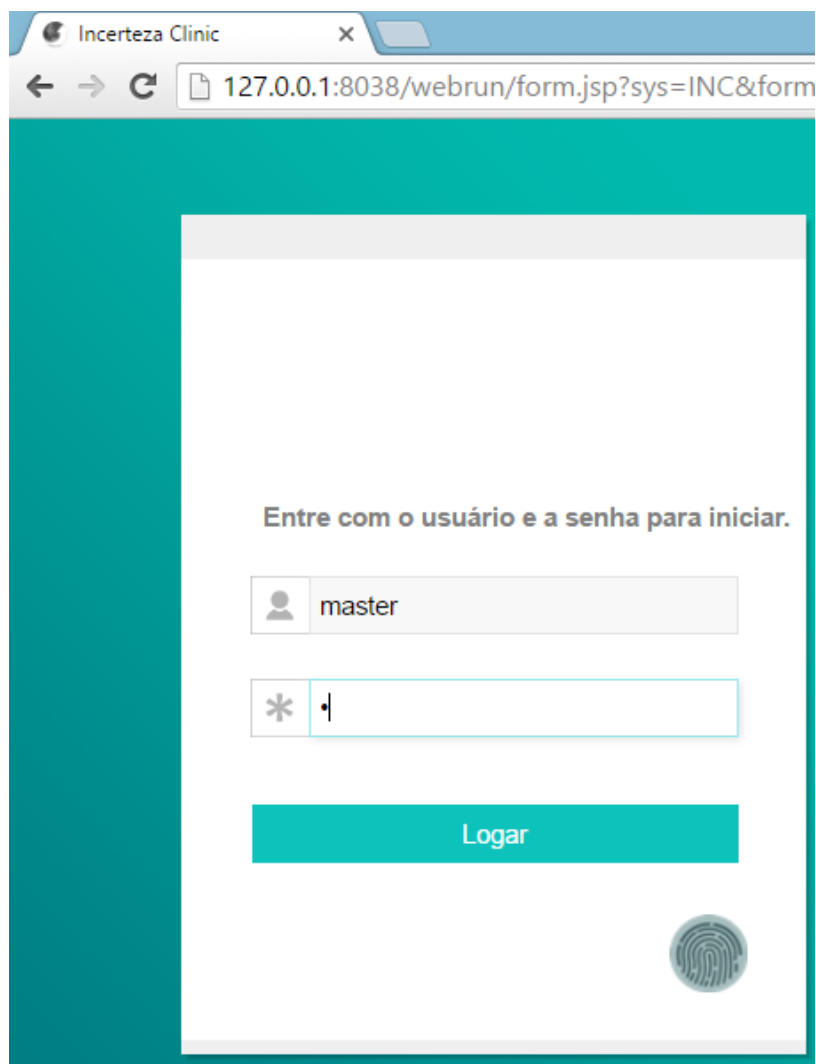
G	E	DP	GL	CS	u (W)
$u(\bar{P})$	113,6 W	Normal	29	1	0,142
$u(R)$	0,100 W	Retangular	∞	1	0,029
$u(\Delta IC)$	0,768 W	Normal	4	1	0,364
$u(\Delta T)$	0,005 %	Triangular	∞	1	0,232
Incerteza combinada $u_c(PT)$ em W					0,455
Graus de Liberdade Efetivo (v_{ef})					41,02
Fator de Abrangência (k)					2,02
Incerteza expandida ($U(PT)$) em W					1,0

Referente à avaliação da incerteza de medição da potência de coagulação apresentada na Tab. 4.21, pode-se representar o resultado da medição como $(113,6 \pm 1,0)$ W. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a incerteza de calibração do bisturi com uma contribuição de 64%. Em seguida a incerteza da temperatura contribuiu com 26% a variabilidade das leituras com 9% e a resolução com apenas 1%.

Pode-se observar, a partir das Tabs. 4.22 e 4.23, que devido aos graus de liberdade efetivos, a inserção da correção associada à incerteza da temperatura contribuiu para uma ligeira minimização da incerteza expandida associada à medição com bisturi elétrico de 4%. O mesmo não foi observado para a potência de corte, em que o efeito da temperatura contribuiu para o aumento de 25% nesta incerteza expandida calculada.

4.4. Programa computacional

O programa computacional foi desenvolvido em JAVA e, portanto, executável em qualquer navegador *web*. A Figura 4.17 representa a tela de *login* deste programa executada no navegador *Google Chrome*.



Incerteza Clinic

127.0.0.1:8038/webrun/form.jsp?sys=INC&form

Entre com o usuário e a senha para iniciar.

master

*

Logar



Figura 4.17 – Formulário de *Login* do sistema executado no navegador Google Chrome.

Como descrito no item 3.2, o programa computacional foi desenvolvido com controle de usuário. Foi desenvolvido um formulário para o cadastro de usuários em que o administrador do sistema define informações básicas dos usuários: *login*, senha, se este usuário é ou não administrador do sistema, nome do usuário, e-mail, imagem do usuário, impressão digital do usuário, limite de senha (se a senha deste usuário expira ou não, além da quantidade de dias para expiração). Neste formulário deve ser informado o sistema que o usuário pode acessar e se o acesso pode ser externo e ainda a qual grupo este usuário pertence. Os grupos de usuário podem ser em um formulário específico.

A criação de grupos de usuários tem a finalidade de separar os usuários quanto ao acesso ao sistema. A função “Modo Gerente”, que pode ser acessada através de um atalho na barra de menu, é responsável pela definição dos acessos que cada grupo. No mesmo menu onde se encontra o atalho Modo Gerente ainda há os atalhos para o Formulário de

Grupos, Formulário de *Log*, Formulário para executar *script SQL*, Formulário para criar uma conexão adicional à um banco de dados externo, Ação de Recarregar o Sistema, Ação para redefinição de propriedades csc (tamanho de letras, cor de componentes, entre outras) e por fim o Modo projeto. Este último é restrito às funções de desenvolvimento e manutenção do sistema.

Ao ativar-se a função Modo Gerente podem-se determinar as permissões de acesso para cada grupo de usuários. Neste formulário é possível determinar quais grupos podem visualizar no menu o formulário em questão, quais grupos podem abrir o formulário, para quais grupos este formulário abre na função apenas leitura, quais usuários podem incluir novos registros e quais usuários podem excluir algum registro. Assim como para os formulários do programa, a permissão de acesso também pode ser executada para campos específicos dos formulários.

O objetivo do controle de usuários desenvolvido também foi o de possuir um *log* do sistema, ou seja, um histórico de alterações. O formulário que gerencia este histórico é apresentado na Fig. 4.18. Neste formulário é possível realizar buscas no histórico do programa, desta maneira, é possível determinar sobre qual formulário deseja-se ver o histórico, qual campo deste formulário, qual ação foi realizada (inserção, alteração ou exclusão), o histórico de qual usuário e a quantidade de registro que deseja visualizar.

Uranus - Formulário de Log - Google Chrome

127.0.0.1:8038/webrun/form.jsp?sys=INC&action=openform&formID=8276&align=0&mode=-1&goto=-1&filter

Crítério de busca

☐ Log desse Registro
☒ Log Geral

Formulários:

Status:
 Usuário:

Campo:
 Valor:

Log Geral

Data	Hora	Tipo	Usuário	Formulário
04/07/2016	21:54:04	Inclusao	master	Cálculo Incerteza de Medição
04/07/2016	19:39:05	Inclusao	master	Cálculo Incerteza de Medição
04/07/2016	19:32:22	Inclusao	master	Cálculo Incerteza de Medição
04/07/2016	18:03:18	Inclusao	master	Cálculo Incerteza de Medição

Figura 4.18 – Formulário de *Log* do programa.

No menu principal é disponibilizado o formulário referente à Calibração, destinado ao cálculo da incerteza de calibração associada aos equipamentos investigados neste trabalho, o formulário de Cálculo da Incerteza de medição, também destinado aos equipamentos deste trabalho, e o formulário de Cadastro de Equipamentos.

O formulário de Cadastro de Equipamentos representado pela Fig. 4.19 traz as informações básicas referentes aos equipamentos utilizados para as medições ou calibrações. Os campos para preenchimento deste formulário estão de acordo com as recomendações do documento do Ministério da Saúde (2002). Dentre os principais itens pode-se destacar o nome do equipamento, a família a qual é pertencente, o fabricante, o modelo, o número de série, o número de patrimônio, data de aquisição, data de garantia, taxa de depreciação, tensão e potência nominal.

Assim como em todos os formulários do sistema há a aba “Cadastro” e a aba “Localizar” como pode ser visualizado na Fig. 4.19. A aba cadastro é a apresentada na Fig. 4.19 onde são realizadas as inserções de novos registros, alterações de registros existentes, navegação entre registros, exclusões, atualização do registro ou formulário, log do registro, valores padrões, ícone para ajuda e ícone para sair do formulário. Todas essas ações citadas são executadas através dos ícones apresentados nas barras superiores dos formulários. Esta barra pode ser visualizada na Fig. 4.20. Esta figura também apresenta a mesma barra superior no modo de inserção ou alteração do registro, em que há a opção de salvar o registro e incluir um novo, apenas salvar o registro e cancelar a ação.

O ícone “Log” leva ao Formulário de Log do sistema apresentado na Fig. 4.18, porém já filtrado no registro do formulário que chamou (Formulário Pai) o Formulário de Log (Formulário Filho). O ícone “Padrão” relaciona todos os campos do formulário e possibilita o usuário determinar valores padrões, o que facilita a utilização do formulário quanto a inclusão de novo registros, Fig. 4.21. O ícone “Ajuda” lista os principais comandos do sistema assim como a identificação dos ícones da barra superior dos formulários.

A aba localizar de todos os formulários segue a mesma padronização e pode ser visualizada na Fig. 4.22. Esta aba permite a localização de registros do programa, garantindo a rápida navegação. Nesta função do programa é possível filtrar o registro através de diversos campos. Os campos numéricos ou de data permitem a filtragem usando os marcadores: igual, maior, menor, maior ou igual e menor ou igual. Já os campos de texto permitem os marcadores: iniciando com, contendo, terminando com e igual.

Cadastro Localizar

Imagem do Bem

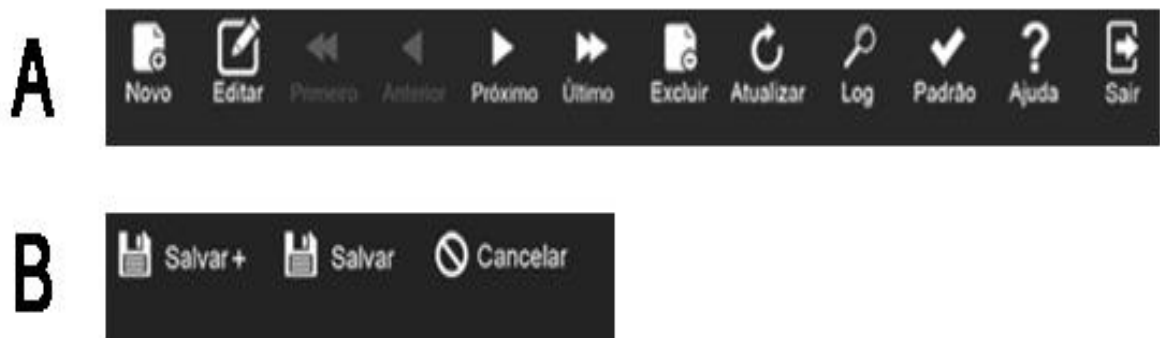


Figura 4.20 – Barra superior dos formulários. A barra A apresenta os ícones ao entrar e navegar no formulário e a barra B os ícones ao incluir ou alterar um registro.

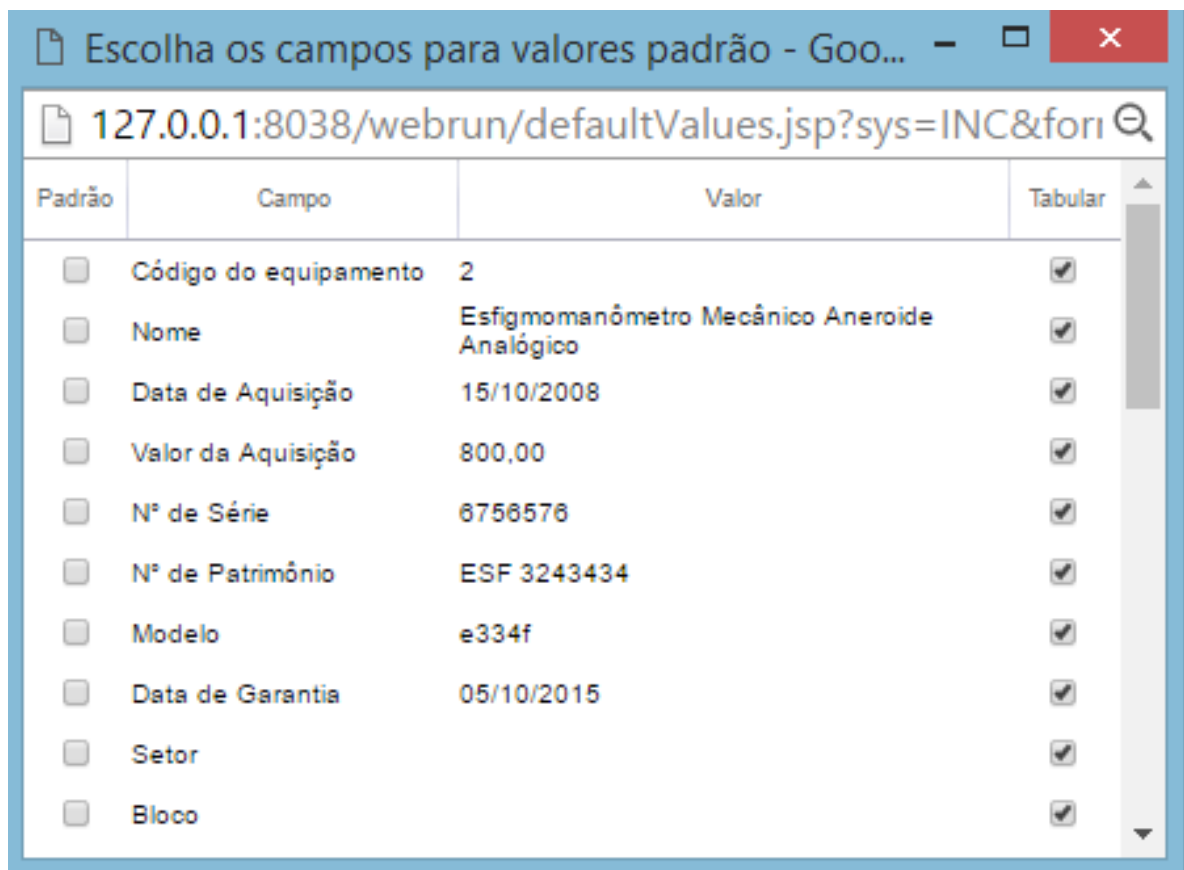


Figura 4.21 – Janela dos valores padrões dos formulários do programa.

Cadastro Equipamento

Cadastro

Localizar

Novo

Editar

Primeiro

Anterior

Próximo

Último

Excluir

Atualizar

Log

Padrão

Ajuda

Sair

Nome

Iniciando com

Fabricante

=

Setor

Iniciando com

Serie

Iniciando com

Patrimonio

Iniciando com

DATA_GARANTIA

=

Parâmetros para a busca

Resultados

HTML XML TXT

	CODIGO_EQUIPA...	Nome	Fabricante	Setor	Serie	Patrimonio	DATA_GARANTIA
1	1	Bisturi Elétrico		6	Centro Cirúrgio	97798	22/10/2015
2	2	Esfigmomanômetro Mecânic...		1		6756576	05/10/2015
3	3	Balança Neonatal		1		87897987	24/10/2019
4	6	Kit Massas Padrão		5		09213	
5	7	Analizador Fluke Medical				092830923	

Figura 4.22 – A aba “Localizar” dos formulários do programa.

A aba “Localizar” ainda permite a edição dos campos de resultado da busca, a exportação destes resultados para arquivos *html*, *xml* e *txt*, assim como a impressão em *.pdf* do resultado. Além dos campos pré-definidos para busca é possível personalizar uma busca com outros campos do formulário através da ação busca avançada. A busca avançada pode ser executada através do terceiro ícone no canto superior direito da Fig. 4.22.

O formulário Cálculo da Incerteza de Medição é apresentado na Fig. 4.23. Este formulário é dedicado ao cálculo da incerteza de medição associada às medidas realizadas com esfigmomanômetro aneroide, balança neonatal eletrônica e bisturi elétrico. Nesse formulário são inseridos os registros de data da medição, o equipamento utilizado, o valor convencional da medição, a resolução do equipamento, a incerteza expandida de calibração do equipamento, o fator de abrangência (k) da incerteza de calibração, a histerese e a excentricidade (estas duas últimas características são preenchidas quando o equipamento possui estas variáveis no seu modelo matemático). Na grade “Medidas” apresentada à esquerda na Fig. 4.23 são inseridas as medidas obtidas pelo equipamento. O botão “Calcular” realiza o roteiro de cálculo para incerteza de medição referente a cada equipamento como descrito nos itens 3.2.1 para o esfigmomanômetro aneroide, 3.2.2 para a balança neonatal e 3.3.3 para o bisturi elétrico.

Os resultados dos cálculos realizados são apresentados no mesmo formulário da Fig. 4.23 através da tabela central que apresenta a média, o desvio padrão amostral, os graus de liberdade efetivos (GDL), o fator de abrangência (k) e a incerteza combinada (u_c) e a incerteza expandida (U). O fator de abrangência k é encontrado através da tabela de distribuições de probabilidade *t-Student*, caso o número de medidas seja menor que 30, ou através da tabela de distribuições Normal, caso o número de medidas seja igual ou maior que 30. O gráfico “Contribuição das Variáveis” apresenta a porcentagem de contribuição para a incerteza de medição de cada fator de entrada do modelo matemático. Este gráfico permite observar as variáveis que mais contribuíram para a incerteza de medição.

Por fim, é apresentado o formulário de “Calibração” na Fig. 4.24. Neste formulário são inseridos os dados referente qual equipamento está sendo calibrado, a temperatura do ambiente no momento da medição, a umidade relativa do ar, a data de realização das medições, a data de elaboração do certificado de calibração, a incerteza de calibração do padrão utilizado, o fator de abrangência (k) da calibração deste padrão, a resolução do equipamento calibrado, a unidade de medida e o número de ciclos de medições. Na grade “Padrão” é informado os valores convencionais de medida para a calibração. Após a inserção destes valores, ao clicar no botão “Inserir Medidas” são criadas as grades “Medida Ida” e “Medida Volta”. Nestas últimas duas grades são informadas as medidas realizadas.

Operador

Vinicius Naves Rezende Faria

Local de Medição

Laboratório de Metrologia Dimensional - UFU

Unidade %

20

Temperatura °C

30

Considerar temperatura (Bistun Elétrico) ?

☐

Data

04/07/2016

Equipamento

Balança Neonatal

Valor Convencional

Resolução

10

Calibração

0,005

k calibração

2,08

Histerese

0,01

Excentricidade

0,005

Definição do Mensurando:

Massa padrão de 10.000 kg constituída de material aço inox.

Procedimento de Medição

O ensaio de repetibilidade se fez pela colocação repetida de uma massa padrão no receptor de carga, referido como prato anátomico. Este ensaio foi realizado sob condições idênticas de manuseio das massas padrão e do instrumento de medição, e sob condições ambientais de ensaio constantes, ou seja, temperatura ambiente controlada em $(20 \pm 1) ^\circ\text{C}$. Segundo as orientações da Portaria INMETRO / MICT número 236 de 22/12/1994, Portaria INMETRO / MICT número 233 de 22/12/1994 e do Documento Orientativo DOQ-CGCRE-038 de 2012, também do INMETRO, foram utilizadas massas padrão calibradas para a determinação de erros de indicação.

Calcular

Relatório

Medida

10

9,995

10

9,995

10

9,995

9,995

10

9,995

10

9,99

9,995

9,995

9,99

10

9,995

9,995

9,995

9,995

9,995

10

9,995

10

9,995

10

10

Média	Desvio	GDL	k	Incerteza Combinada	Incerteza Expandida
9.99667	0.00303	214.99	2.08	0.00418	0.009

Contribuição das Variáveis

%

Histerese: 47,8

Variabili...

Resolução

Calibração

Histerese

Excentri...

Temper...

Figura 4.23 – Formulário “Cálculo da Incerteza de Medição”.



Cálculo da Incerteza de Calibração

Patrimônio: BN0042 Equipamento: Balança Neonatal Padrão Utilizado: Kit Massas Padrão

Temperatura: 20,00 °C Umidade: 40,00 % Data de Realização das Medições: 05/07/2018 Data de Geração do Certificado: 05/07/2018

Incerteza da Calibração: k da calibração: 0,005 Unidade: kg Qtd de Ciclos: 10

Padrão

	Medida	Valor Convencional	Incerteza	k
1	1	0	0	2
2	2	0,5	0,0000004	2
3	3	1,5	0,00000168	1,984
4	4	3,5	0,00000342	1,984
5	5	5,5	0,00000453	1,984
6	6	10,5	0,00002521	1,984

Inserir Medidas

Calcular

Certificado

Medida Ida

	Valor Pa...	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
3	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5
4	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5
5	5,5	5,495	5,5	5,495	5,5	5,495	5,495	5,5	5,5	5,495
6	10,5	10,495	10,49	10,495	10,505	10,495	10,495	10,51	10,5	10,495

Medida Volta

	Valor Pa...	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
3	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5
4	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5	3,5
5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,5	5,495	5,5	5,5
6	10,5	10,495	10,495	10,5	10,495	10,5	10,495	10,5	10,495	10,495

Figura 4.24 – Formulário “Calibração”.

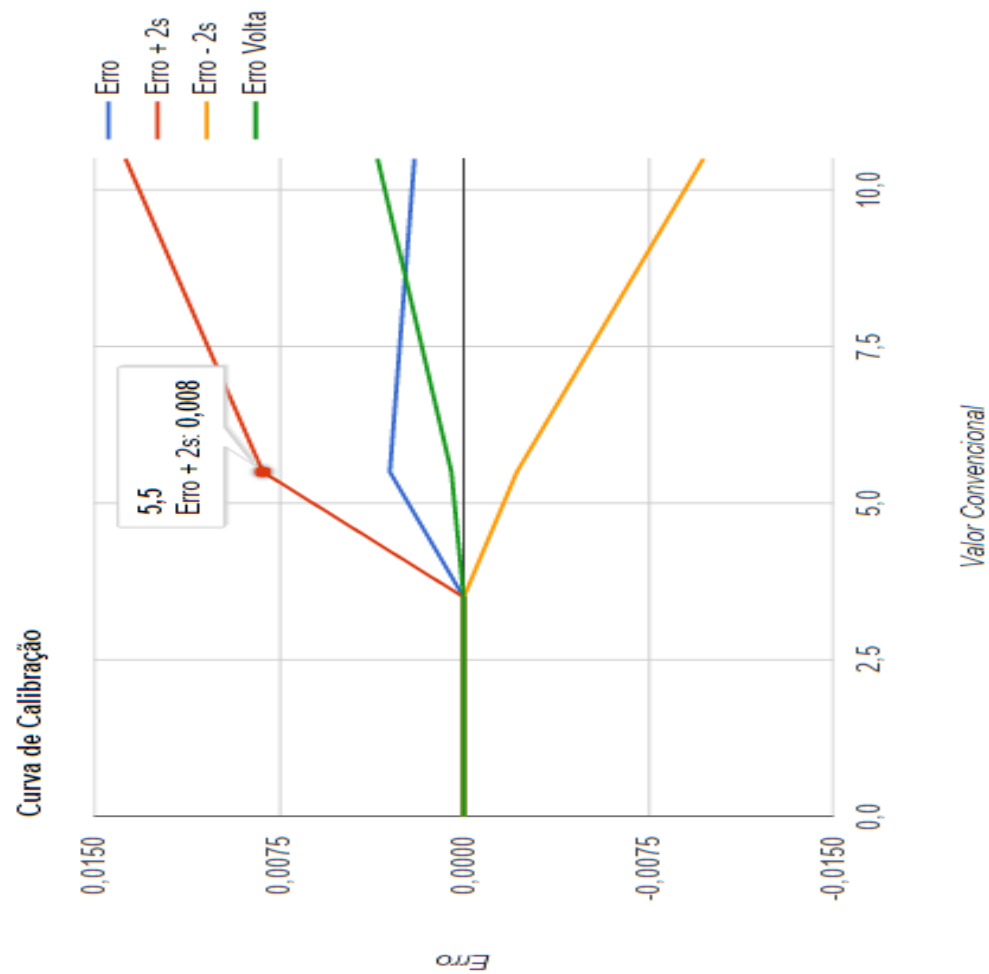
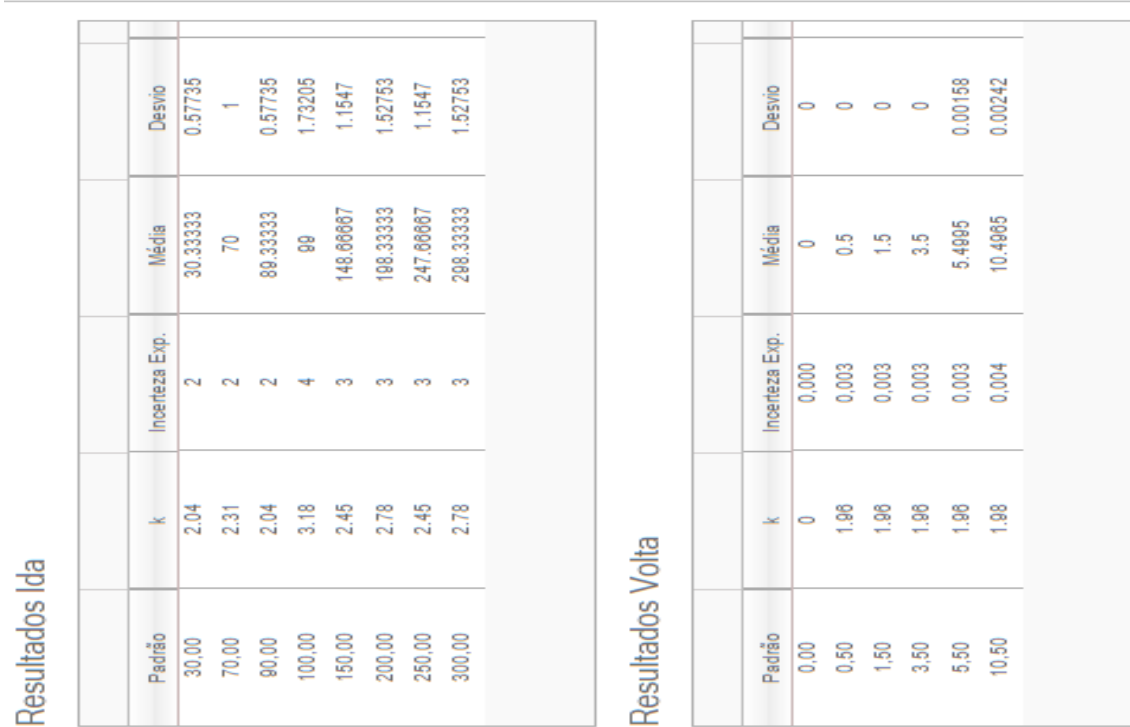


Figura 4.25 - Resultados mostrados pelo formulário “Calibração”.

Após a inserção das informações supracitadas é realizado o cálculo através do botão “Calcular”. O roteiro de cálculo realizado é o descrito nos itens 3.2.1, 3.2.2 e 3.3.3. No mesmo formulário da Fig. 4.24 são apresentados os resultados como mostra a Fig. 4.25. Nesta figura apresentam-se os resultados do fator de abrangência (k), a incerteza expandida, a média e o desvio padrão amostral para o ciclo crescente e decrescente nas tabelas “Resultados Ida” e “Resultados Volta”, respectivamente. Também é apresentada a curva de calibração, em que são mostradas as curvas do erro, erro mais duas vezes o desvio padrão e erro menos duas vezes o desvio padrão. O certificado de calibração pode ser gerado pelo botão “Certificado” da Fig. 4.24.

4.5. Validação do programa computacional

Para a validação do roteiro de cálculos do programa computacional, foram realizados os cálculos da incerteza de medição e calibração utilizando-se os dados dos experimentos descritos nos itens 3.1.1, 3.1.2 e 3.1.3. Também foi realizado dois experimentos fictícios para a calibração do bisturi elétrico e esfigmomanômetro aneroide afim de verificar o roteiro de cálculo implementado no programa. Desta maneira, no Apêndice 2 encontra-se o relatório de medição da pressão arterial sistólica com esfigmomanômetro aneroide mecânico; no Apêndice 3 encontra-se o relatório de medição de massa com balança neonatal eletrônica; no Apêndice 4 encontra-se o relatório de medição de potência de corte com bisturi elétrico; no Apêndice 5 encontra-se o certificado de calibração do esfigmomanômetro aneroide; e nos Apêndices 6 e 7 encontra-se o certificado de calibração da balança neonatal e do bisturi elétrico, respectivamente, gerados a partir de dados de medições fictícias.

Foi possível observar, a plena concordância entre os resultados apresentados nos itens 4.1, 4.2 e 4.3 e os resultados obtidos através do programa computacional desenvolvido. A Figura 4.26 apresenta um gráfico de comparação dos resultados obtidos para incerteza expandida de medição, para a PAS obtida pelo esfigmomanômetro aneroide, através do programa computacional desenvolvido e através dos cálculos no software *Microsoft Excel*. A Figura 4.27 apresenta um gráfico de comparação dos resultados obtidos para incerteza expandida de calibração, para a balança neonatal no ponto 10 kg, através do programa computacional desenvolvido e através dos cálculos no software *Microsoft Excel*.

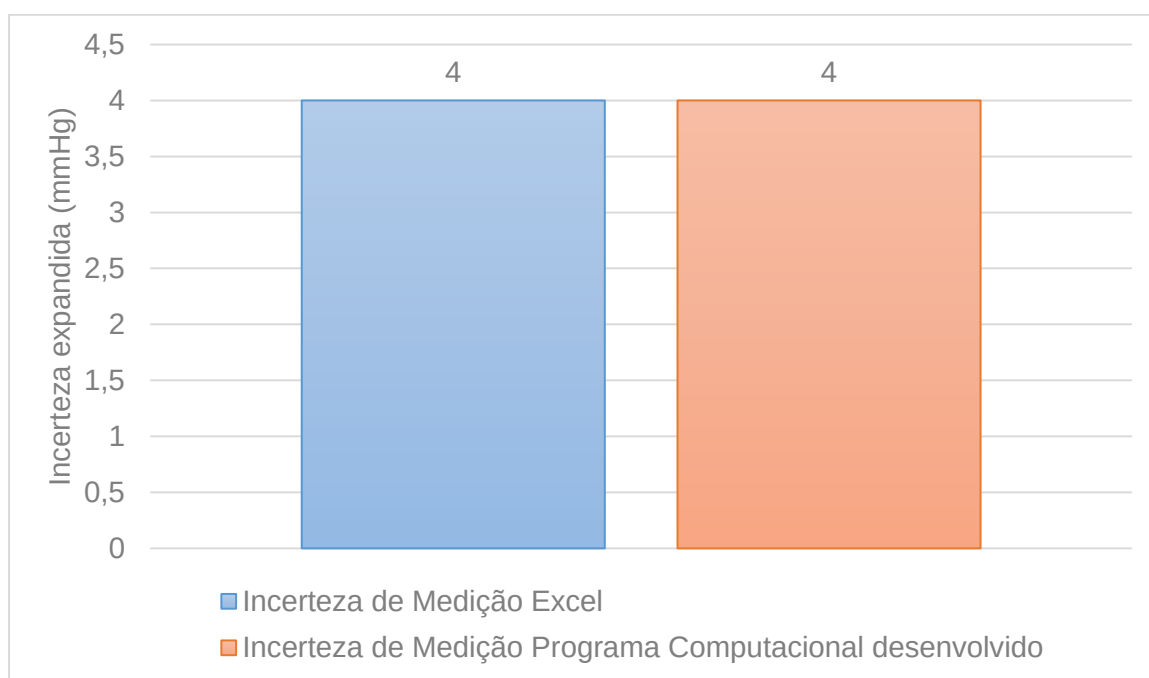


Figura 4.26 – Comparação das incertezas de medições de PAS obtidas pelos cálculos em *Microsoft Excel* e pelo programa computacional desenvolvido.

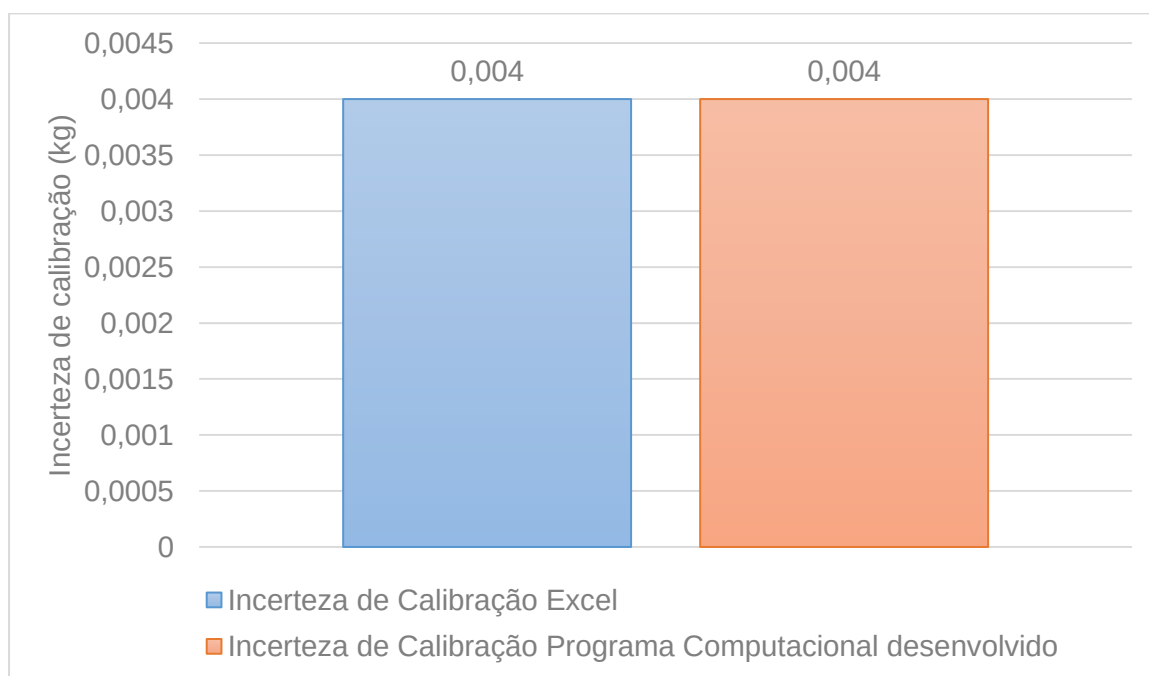


Figura 4.27 – Comparação das incertezas de calibração no ponto 10 kg da balança neonatal, obtidas pelos cálculos em *Microsoft Excel* e pelo programa computacional desenvolvido.

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

Finalizando o presente trabalho, as seguintes conclusões podem ser realizadas:

- A incerteza expandida associada à medição da pressão arterial reduziu de forma significativa a amplitude dos intervalos de referência para pressão arterial sistólica e diastólica, propostos por WHO/ISH (1999), em que pode ser emitido um diagnóstico sem o risco de cometer erros. A redução dos intervalos foi de 42% para a pressão arterial sistólica e de 67% do intervalo de classificação da pressão arterial diastólica. Desta maneira, pode-se ocorrer o diagnóstico incorreto de normotensão em indivíduos hipertensos, deixando-os sem tratamento e privando-os dos benefícios do mesmo. Por outro lado, também pode haver o diagnóstico de hipertensão arterial em indivíduos normotensos, os submetendo a riscos e efeitos adversos do tratamento anti-hipertensivo inadequado.
- Os resultados no planejamento experimental 2³ realizado com o esfigmomanômetro aneróide apontaram que há uma tendência do operador inexperiente obter valores de pressão arterial menores que aqueles resultantes da medição com um operador experiente. É possível notar uma ligeira tendência de aumento da pressão arterial média sistólica e diastólica com o aumento da temperatura. No entanto, a análise de variância não demonstrou efeito significativo das variáveis temperatura, operador e paciente para a medida de pressão arterial.
- Considerando a incerteza expandida de 9 g associada à medição de massa com balança neonatal, foi possível concluir a importância da rastreabilidade metrológica deste equipamento visto o impacto que o resultado da medição da massa do neonato tem na prática clínica. Dentre os diversos medicamentos prescritos aos neonatos, a morfina, um analgésico opióide extensamente utilizado, é caracterizada pela administração contínua, para recém-nascidos, de 20 µg.kg⁻¹.h⁻¹ e, para recém-nascidos prematuros, de 10 µg.kg-

1.h-1. Isto posto, conclui-se que pode haver uma variação de aproximadamente 1% na posologia deste medicamento por hora de aplicação, o que, evidentemente, poderia afetar a saúde do neonato, principalmente, ao considerar uma infusão a longo prazo.

- O erro de indicação das potências de corte e potências de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas permite concluir que há uma tendência deste erro tornar-se mais negativo ao passo que a temperatura aumenta.

- Os resultados no planejamento experimental 3² realizado com o bisturi elétrico apontaram que em todos os pontos de potência de corte e de coagulação avaliados a hipótese de que existe uma diferença significativa entre as médias das potências sob as diversas temperaturas foi aceita. O par de temperaturas 20 °C e 28 °C revelou diferenças significativas em todos os pontos de potência de corte e coagulação avaliados, p-value < 0,005, exceto para 30 W da potência de coagulação que apresentou p-value = 0,119. Desta maneira concluiu-se a necessidade de incorporação deste efeito no modelo matemático da medição de potência com o bisturi elétrico.

- O programa computacional desenvolvido para o cálculo das incertezas de medições e calibrações referentes ao equipamento esfigmomanômetro aneróide, balança neonatal e bisturi elétrico forneceu valores de incerteza iguais aqueles obtidos durante o cálculo efetuado manualmente. É um programa executável em qualquer navegador WEB, eficiente e prático. Através deste pode-se obter o relatório de medição com as contribuições das variáveis de influência no cálculo da incerteza de medição, assim como, o certificado de calibração com a curva de calibração.

PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Avaliar a incerteza associada à medição de outros mensurandos, tais como ângulo de Cobb usado para diagnóstico da cifose e da escoliose;

Investigar o efeito da variável temperatura ambiente nos valores de potência de corte e de coagulação fornecidos pelo bisturi elétrico, considerando os seguintes níveis 20 °C, 22 °C, 24 °C, 26 °C e 28 °C. Assim como, investigar o efeito de outras variáveis como a umidade relativa do ar.

Realizar planejamento fatorial com mais níveis (maior número de pacientes, operadores e temperaturas) para investigar o efeito destas variáveis nos valores de pressão arterial obtidos com o uso do esfigmomanômetro aneroide.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANTUNES, E., DO VALE, M., MORDELET, P., GRABOIS, V. **Gestão da tecnologia biomédica: tecnovigilância e engenharia clínica**. Paris: Ed. Scientifiques. ACODESS, 2002. (p. 210).

ALAVARCE, D. C.; PIERIN, A. M. C.; MION Jr, D. A pressão arterial está sendo medida? **Revista Escola de Enfermagem – USP**. v. 34, n. 1, p. 84-90, 2000.

AFONSO, J. C.; SILVA, R. M. A Evolução da Balança Analítica. **Química Nova**, v. 27, n.6, p. 1021-1027, 2004.

ARONE, E. M., PHILIPPI, M., SANTOS, D. S. **Introdução à enfermagem médico-cirúrgica**. São Paulo: SENAC, 1994.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS NBR 5462, **Confiabilidade e manutenibilidade**. 1994. 37p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS NBR-5410, **Instalações Elétricas em Baixa Tensão**. 2004. 217p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS NBR ISO/IEC 17025, **Requisitos gerais para competência de laboratórios de ensaio e calibração**. Rio de Janeiro, 2005, 31p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR IEC 60601-1, **Equipamento eletromédico - Parte 1: Prescrições gerais para segurança**. 2010. 111p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS NBR IEC 601-1, **Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições Particulares de Segurança, para equipamento cirúrgico de alta frequência**. 1997. 33p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS NBR IEC 61643-1, **Dispositivos de proteção contra surtos em baixa tensão. Parte 1: Dispositivos de proteção conectados a sistemas de distribuição de energia de baixa tensão - Requisitos de desempenho e métodos de ensaio**. 2007. 72p.

ANVISA, **RDC Nº50 de 21 de fevereiro de 2002**. Brasília, 2002. 2p.

ASTM D2911-94. **Standard Specification for Dimensions and Tolerances for Plastic Bottles**, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2001.

BARROS NETO, B.; SCARMINIO, I.S.; BRUNS, R. E. **Planejamento e otimização de experimentos**. 2ed. Campinas: Editora da UNICAMP, 1996. 299p.

BERRIMAN, A.E. **Historical Metrology: A new analysis of the archaeological and the historical evidence relating to weights and measures**. Londres: J. M. Dent & Sons, 1953.

BIASOLI V.; DOELLINGER, R.; COSTA, K.; PEREIRA, I.; ALBUQUERQUE, E. C. **Aplicação de Estatística Robusta em Ensaio de Proficiência**. 41º Congresso Brasileiro de Patologia Clínica/Medicina Laboratorial (CBPC/ML), Salvador, 2007.

BIPM, IEC, IFCC, ILAC, ISO, IUPAC, IUPAP and OIML, **JCGM 101 - Evaluation of measurement data - Supplement 1 to the Guide to the expression of uncertainty in measurement - Propagation of distributions using a Monte Carlo method**, 2008.

BRONZINO J. D. **Management of Medical Technology: A Primer for Clinical Engineers**. Editora Butterworth-Heinemann. United States of América, 1992.

BROWN, M. A.; DAVIS, G. K.; MCHUGH, L. The prevalence and clinical significance of nocturnal hypertension in pregnancy. **J Hypertens**. v.19, p. 1437–1444, 2001.

BURKE, M. J.; TOWERS, H. M.; O'MALLEY, K.; FITZGERALD, D.; O'BRIEN, E. Sphygmomanometers in hospitals and family practice: problems and recommendations. **BMJ**. v. 285, p. 469-471, 1982.

BUSSAB, W. O.; MORRETTIN, P. A. Estatística Básica. 5. ed. São Paulo, Saraiva, 2002.

BUTTON, S. T. **Metodologia Para Planejamento Experimental E Análise De Resultados**. 2005. Disponível em: <<http://www.fem.unicamp.br/~sergio1/pos-graduacao/IM317/im317.htm>> Acessado em marco de 2016.

BUTTON, S. T. **Metodologia para Planejamento Experimental e Análise de Resultados**. Programa Pós Graduação (Engenharia Mecânica), Campinas, SP, Brasil: UNICAMP 2012.

BYNY, R. L. **Hypertension in the elderly. Hypertension: Pathophysiology, Diagnosis and Management**. New York: Raven Press. 1995.

CANTELMO, N. F.; FERREIRA, D. F. Desempenho de Testes de Normalidade Multivariados Avaliado por Simulação Monte Carlo. **Ciências Agrotécnicas**, Lavras, v.31, n.6, p 1630-1636, 2007.

CANZANELLO, V. J.; JENSEN, P. L.; SCHWARTZ, G. L. Are Aneroid Sphygmomanometers Accurate in Hospital and Clinic Settings? **Arch Intern Med**. v. 161, p. 729 –731, 2001.

CARDOSO, L. E.; FALCÃO, M. C. Importância da avaliação nutricional de recém-nascidos pré-termo por meio de relações antropométricas. **Rev Paul Pediatría**. v. 25, n. 2, p. 135-41, 2007.

CHRISTIANSEN, D. The health care crisis. **IEEE Spectrum**, v. 10, n.4, p. 23, 1973.

CIRILLO, M. A.; FERREIRA D. F. Extensão do Teste para Normalidade Univariado Baseado no Coeficiente de Correlação Quantil-Quantil para o Caso Multivariado. **Revista de Matemática e Estatística**, São Paulo, v. 21, n. 3, p. 67–84, 2003.

CÔRREA, A. B. **Confiabilidade Metrológica no Setor da Saúde no Brasil – Estudo de caso: Qualidade Laboratorial na Saúde Pública e Controle Metrológico de**

Equipamentos Médico-Hospitais. 2001. Dissertação de Mestrado - Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, 2001.

COSTA, E. J. L. **Análise crítica de incubadoras neonatais a partir de medições de parâmetros dos ambientes interno e externo.** Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica), UFPB, 2009.

CRUZ, M. H. C. D. L., RODRIGUES, J. M., COUTO, P. R. G., CUNHA, V. S. D., & BREMSER, W. Estimativa da incerteza de medição em análise cromatográfica: Abordagem sobre a quantificação de carbamato de etila em cachaça The measurement uncertainty estimation in chromatographic analysis: approach on the quantification of ethyl carbamate in " cachaça". **Quim. Nova**, v. 33, n. 7, 2010.

DALZIEL, C. F. Electric shockhazard. **IEEE Spectrum**, v. 9, n. 2, 1972.

DE CARLO, L. T. On the Meaning and use of Kurtosis. **Psychological Methods. American Psychological Association**, v. 2, n. 3, p. 292-307, 1997.

DIAS, J. L. de M. **Medida, Normalização e Qualidade: aspectos da história da metrologia no Brasil.** Rio de Janeiro: Ilustrações, 1998.

EN 1060-2, European Standard (British Standard BSSEN 1060-2: 1996). Specification for non-invasive sphygmomanometers. Part 2. Supplementary requirements for mechanical sphygmomanometers. **European Commission for Standardisation**, Brussels, 1995.

FEDERAL Efforts at reducing health care costs: the effect on technology – part 1. **Biomedical Instrumentation & Technology**, v. 24, n. 3, 1990.

FRIEDLANDER, G. D. Electricity in hospitals: elimination of lethal hazards. **IEEE Spectrum**, v. 8, n. 9, 1989.

FROTA, M. N.; FINKELSTEIN, L. Educação em Metrologia e Instrumentação: Demanda Qualificada no Ensino das Engenharias. **Revista de Ensino de Engenharia**, v.25, n.1, p. 49-65, 2006.

FUCHS, W.R. **Física Moderna.** São Paulo: Editora Moderna (1972).

GEISLER, E. Mapping the knowledge-base of management of medical technology. **International Journal Healthcare Tecnology and Management**, v. 1, 1999.

GINOVART, G.; GICH, I.; VERD, S. Human milk feeding protects very low-birth-weight infants from retinopathy of prematurity: a pre-post cohort analysis. **J Matern Fetal Neonatal Med**. v. 26, p.1-6, 2016.

GOMES, L.; DALCOL, P. **O papel da Engenharia Clínica nos programas de gerência de equipamentos médicos: estudo em duas unidades hospitalares**. II Congresso Latinoamericano de Ingenieria Biomédica, Maio de 2001, Havanna, Cuba, 2001.

GOODMAN, G. The profession of clinical engineering. **Journal of Clinical enginnering**. v. 14, n. 1, 1989.

GORDON, G. J. Hospital technology management: the tao of clinical enginnering. **Journal of Clinical Enginnering**, v. 15, n. 2, 1990.

GREGORY, Y. H. L.; EOIN O'BRIEN. Blood pressure measurement Part I—Sphygmomanometry: factors common to all techniques Gareth Beevers. **BMJ** v. 322, p.981-985, 2001.

GRIMES, S. L. The Future of Clinical Engineering: The Challenge of Change. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 22, p.91-99, 2003.

HOPPE, E. **Histoire de la Physique**, Payot. Paris, 1928.

IBGE. **Pesquisa de Inovação 2001**. Rio de Janeiro, Brasil, 2013. 227p.

INMETRO. **Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados**. Rio de Janeiro, Brasil, 2012a. 95p.

INMETRO. **Sistema Internacional de Unidades SI**. Rio de Janeiro, Brasil, 2012b. 93p.

INMETRO. **A estimativa da incerteza de medição pelos métodos do ISO GUM 95 e de simulação de Monte Carlo**. INMETRO-DIMCI-DIMEC-LAPRE INMETRO. Nota técnica, 2008. 34p.

INMETRO. **Grupos de Trabalho de Regulamentação Metrológica**. Disponível em: <http://www.inmetro.gov.br/metlegal/comi_ssoestec.asp> Acesso em 15 jun. 2005.

INMETRO. **Portaria 236 de 22 de dezembro de 1994**. Brasília, 1994. 70p.

IOLM - International Organization Of Legal Metrology. **R-16-1:2002**: Non-invasive mechanical sphygmomanometers, 2002.

KACIUBA-USCILKO, H.; GRUCZA, R. Gender differences in thermoregulation. **Curr Opin Clin Nutr Metab Care**. v. 4, p. 533-536, 2001.

KANNEL, W. B. Contribution of the Framingham Study to preventive cardiology. **Journal of the American College of Cardiology**. v. 15, p. 206-211, 1990.

FONSECA, F. L. A.; LINO, L. H.; COELHO, P. G.; FILIPINI, R. Os benefícios da rede de balanço em incubadoras utilizadas em recém-nascidos na UTI neonatal: uma estratégia de humanização. **Revista Enfermagem**. v. 18., n. 01, 2015.

LEOTTI, V. B; BIRCK, A. R.; RIBOLDI, E J. **Comparação dos Testes de Aderência à Normalidade Kolmogorov-smirnov, Anderson-Darling, Cramer–Von Mises e Shapiro-Wilk por Simulação**. 11º Simpósio de Estatística Aplicada à Experimentação Agrônômica e a 50ª Reunião Anual da Região Brasileira da Sociedade Internacional de Biometria (RBRAS). Anais. Londrina, PR, Brasil, 2005.

LOPES, M. M.; CASTELO BRANCO, V. T. F; SOARES, J. B. Utilização dos testes estatísticos de Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk para verificação da normalidade para materiais de pavimentação. **Transportes**, v.21, n.1, p. 59-66, 2013.

LUCATELLI, M. V.; BATISTA, M. M. B.; SILVA, H. P.; GARCIA, R. **Engenharia Clínica e a Metrologia em Equipamentos Eletromédicos**. III Congresso Brasileiro de Metrologia. Setembro de 2003, Recife, Pernambuco, Brasil, 2003.

NEATON, J. D.; WENTWORTH, D. Serum cholesterol, blood pressure, cigarette smoking, and death from coronary heart disease. Overall findings and differences by age for 316,099 white men. Multiple Risk Factor Intervention Trial Research Group. **Archives of internal medicine**. v. 152, p. 56-64, 1992.

NEVES, C. F. C.; SCHVARTZMAN, M. M. A. M. Variables search technique applied to gas separation. **Química Nova**. v.25, n. 2, p.327-329, 2002.

MACARINI, José Pedro. A Política Econômica do Governo Médici: 1970-1973. **Nova Economia**, Belo Horizonte, n. 15, vol. 3, p. 53-92, Setembro-Dezembro de 2005.

MACEDO, H. C. M. **Físico-Química I**, Guanabara Dois: Rio de Janeiro, 1981.

MASON, R. L.; GUNST, R. F.; HESS, J. L. **Statistical Design and Analysis of Experiments: With Applications to Engineering and Science**. 2. Ed. John Wiley & Sons, New York. 2003. 760p.

MCDONALD, Daniel McLean. **The Origins of Metrology**. Cambridge: McDonald Institute for Archaeological Research, 1992.

McGEE, T. D. **Principles and Methods of Temperature Measurement**. John Wiley & Sons, New York, 1988.

MENEZES, C. I. C.; SALLES, M. T.; SILVA, M. A. S. **Uma Ferramenta para melhoria da Qualidade dos Instrumentos da Área da Saúde**. METROLOGIA-2003 – Metrologia para a Vida Sociedade Brasileira de Metrologia (SBM). p. 1-7, 2003.

MESSERLI, F. H. Osler's maneuver, pseudo-hypertension, and true hypertension in the elderly. **American Journal of Medicine**. v. 80, p. 906-19, 1986.

MESSERLI, F. H.; VENTURA, H. O.; AMODEO, C. Osler's maneuver and pseudohypertension. **The New England Journal of Medicine**. v. 312, p. 1548-51, 1985.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, **Organizações de Avaliação de Tecnologias em Saúde (ATS): Modelos e Experiências de Outros Países**, Secretaria de Políticas de Saúde (MS/SPS), Brasil, Brasília: MS/SPS/Decit, Documento interno. Não publicada, 13p, 2003.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: capacitação a distância**, Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde. Projeto REFORSUS / Ministério da Saúde, Brasília, 709p, 2002.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria 453 de 1 de junho de 1998**. Brasília, 1998. 59p.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portaria 2.662 de 11 de novembro de 2008**. Brasília, 2008. 2p.

MION, D.; PIERIN, A. M. How accurate are sphygmomanometers? **J Hum Hypertens**. v. 12, p. 245–248, 1998.

MONTGOMERY, D. C. **Introdução ao controle estatístico da qualidade**. 4. Ed. Rio de Janeiro: LTC, 2004, 516p.

MONTGOMERY, D. C. **Design and analysis of experiments**. 7. Ed. New York: John Wiley & Sons, 2008. 656p.

MORAES, L. **Metodologia para auxiliar na definição de indicadores de desempenho para a gestão da tecnologia médico-hospitalar**. 2007, 253 f. Dissertação (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2007.

MORAES, L. O., PENICHE, A. C. G. Assistência de enfermagem no período de recuperação anestésica: revisão de literatura. **Revista da Escola de Enfermagem USP**. 2003;37(4):34-42.

MORELI, E. C., FIGLIOLI, A., OLIVEIRA, J. P. L., PORTO, G. S. **Cenários Internacional e Nacional do Setor de Equipamentos Médicos, Hospitalares e Odontológicos**. Coordenadora G. S. Porto. – Ribeirão Preto: [s.n.], 2010. 36 p. il.

MOURA, A. A.; SILVA, M. A.; FERRAZ, M. R. M. T.; RIVERA, I. R. Prevalência de pressão arterial elevada em escolares e adolescentes de Maceió. **Jornal de Pediatria**. v. 80, n.1, 2004.

O'BRIEN, E. Ave atque vale: the centenary of clinical sphygmomanometry. **Lancet**. v. 348, p. 1569-1570, 1996.

O'BRIEN, E.; PETRIE, J.; LITTLER, W. A.; DE SWIET, M.; PADFIELD, P. D.; DILLON, M. J. **Blood pressure measurement: recommendations of the British Hypertension Society.** 3rd ed. London: BMJ Publishing Group, 1997.

O'BRIEN E. Replacing the mercury sphygmomanometer. **BMJ.** v. 320, p. 815-816, 2000.

O'BRIEN E. Will mercury manometers soon be obsolete? **J Hum Hypertens.** v. 9, p. 933-934, 1995.

ORGANISATION INTERNATIONALE DE MÉTROLOGIE LÉGALE R-76-1, **Non-automatic weighing instruments. Part 1: Metrological and technical requirements – Tests.** 2006. 144p.

OLIVEIRA, E. J. V. **Engenharia clínica aplicada à definição e implementação de uma proposta desenvolvimentista para o sistema nacional de inovação de produtos médicos.** 2010, 353 f. Dissertação (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Universidade Estadual de Campinas. Campinas, 2010.

OLIVEIRA, E. F. **Programa de gerenciamento de equipamentos médicos: noções de boas práticas de gerenciamento de equipamentos e acreditação hospitalar.** 2009, 61 f. Dissertação (Especialização Engenharia Clínica) – Escola de Saúde Pública do Ceará. Fortaleza, 2009.

ÖZTUNA, D.; ELHAN, A. H.; TÜCCAR, E. E. Investigation of four different normality tests in terms of type 1 error rate and power under different distributions. **Journal of Medicine Cincinnati.** v. 36, n. 3, p. 171–176, 2006.

PALOTA, L.; CORDELA, M.P; OLIVEIRA, S.M; CESARINO, C.B. A verificação da calibração dos manômetros e condições dos esfigmomanômetros aneróides: um programa de educação continuada para enfermeiros supervisores do Hospital de Base. **Ciência da Saúde,** São José do Rio Preto, v.11, n.2, (2004)

PARRA, GIANNASTTASIO e DINIZ, O conhecimento dos circulantes de sala sobre a utilização do bisturi elétrico. **Rev. SOBECC,** São Paulo, out/dez 2012; 17(4): 24-32.

PARTANEN P., PERÄLÄ M. L. Technology Assessment in Nursing: A Systematic Review of the Finnish and International Literature. **Finnish Office for Health Care Technology Assessment Report**. Helsinki: FinOHTA& STAKES (National Research and Development Centre for Welfare and Health), n. 8, 2004.

PERALTA-ZAMORA, P.; MORAIS, J. L.; NAGATA, N. Por que otimização multivariada? **Engenharia Sanitária e Ambiental**. v.10, n.2, p.106-110, 2005.

PEREIRA, A. F. **Cálculo da Incerteza de Medição na Calibração de uma Balança de Pressão**. 2006, 78 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso – Engenharia de Petróleo e Metrologia) – Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Natal, 2006.

PERLOFF, D.; GRIM, C.; FLACK, J.; FROHLICH, E.; HILL, M.; MCDONALD, M. Human blood pressure determination by sphygmomanometry. **Circulation**. v. 88, p. 2460-2467, 1993.

PIERIN, A. M. G., CABRAL, H. C., RABELLO, C. C., PEREIRA, M. G. de B., MION, D. Registro dos valores da pressão arterial: preferência por dígitos terminais. **Revista Hipertensão**. v.3, n.4. 2000.

PIRES, D. P. L.; AFONSO, J. C; CHAVES, F. A. B. A termometria nos séculos XIX e XX. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 28, n. 1, p. 101-114, 2006.

POLITO, M. D.; FARINATTI, P. T. V. Considerações sobre a medida da pressão arterial em exercícios contra-resistência. **Rev Bras Med Esporte**. v. 9, n. 1, 2003

RAMIREZ, E. F. F., CALIL, S. J. Engenharia Clínica: Parte I – Origens (1942-1996). **Semina: Ci. Exatas/Tecnologia**. Londrina, v. 21, n. 4, p. 27-33, 2000.

RHEINBOLDT, H.; **A História da Balança**, A Vida de J. J. Berzelius, Nova Stella Editorial e Ed. da Universidade de São Paulo: São Paulo, 1988.

ROYSTON, P. **A Toolkit for Testing for Non-Normality in Complete and Censored Samples**. Statistician. v. 42, n. 1, p. 37-43, 1993.

SILVA JUNIOR, S. H., MONTEIRO E.C. Incerteza de medição do manômetro usado em esfigmomanômetros. **IFMBE Proceedings**, v. 18, 2008, pp 890-894.

SILVIA, M. A. P., RODRIGUES, A. L., CESARRETI, I. U. R. **Enfermagem na unidade de centro cirúrgico**. 2ª ed. São Paulo: EPU, 2009.

SGAMBATTI, M. S.; ANGELA, M. G., PIERIN, D. M. Jr. A medida da pressão arterial no idoso. **Revista Brasileira Hipertensão**. v. 1, p. 65-70, 2000.

SHAPIRO, S. S.; WILK, M. B. An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples). **Biometrika Trust**, London, v. 52, p. 591–609, 1965.

THOMAS, G.; PICKERING, D. P. H. I. L.; JOHN, E.; LAWRENCE, J. A.; BONITA, E. F.; JOHN, G.; MARTHA, N. H.; DANIEL, W. J.; THEODORE, K.; SHELDON, G. S.; EDWARD, J. R. Recommendations for Blood Pressure Measurement in Humans and Experimental Animals Part 1: Blood Pressure Measurement in Humans: A Statement for Professionals From the Subcommittee of Professional and Public Education of the American Heart Association Council on High Blood Pressure Research. **Hypertension**. v. 45, p. 142-161, 2005.

URL 1 – **Dados de Mercado – O setor brasileiro de produtos para a saúde**. Disponível em: < <http://brazilianhealthdevices.com.br/market>>. Acessado dia 21/08/2015.

URL 2 - **Hipertensão atinge 24,3% da população adulta**. Disponível em: <<http://www.brasil.gov.br/saude/2013/11/hipertensao-atinge-24-3-da-populacao-adulta>>. Acessado dia 14/08/2016.

URL 3 - **Comissão Nacional de Energia Nuclear**. Normas. Disponível em: <[http://www.cnen.gov.br/seguranca/normas .asp](http://www.cnen.gov.br/seguranca/normas.asp)>. Acessado dia 21/08/2015.

URL 4 – **Distribuição Normal**. Disponível em: <<http://www.portalaction.com.br/probabilidades/62-distribuicao-normal>>. Acessado dia 05/03/2016.

VIGITEL. **Vigilância de fatores de risco e proteção para doenças crônicas por inquérito telefônico**. Ministério da Saúde, 2012. p. 136.

VITATERNA, M. H.; TAKAHASHI, J. S.; TUREK, F. W. Overview of circadian rhythms. **Alcohol Res Health**. 2001;25(2):85-93.

VOGEL, A. I.; **Análise Química Quantitativa**, 6a ed., Livros Técnicos e Científicos: Rio de Janeiro, 2002, p. 36-39.

WECKENMANN, A.; KNAUER, M., KILLMAIER, T. **Uncertainty of coordinate measurements on sheet-metal parts in the automotive industry**. J Mater Tech 115. P. 9-13, 2001.

World Health Organization - Expert Committee on Hypertension Control: Hypertension Control. Report of a WHO Expert Committee, **WHO Technical Report Series**. v. 862, p.1-83, Geneva, 1996.

World Health Organization/International Society of Hypertension. **Guidelines for the management of hypertension**. J Hypertens. 17. P. 151-183. 1999.

YAROWS, S. A.; QIAN, K. Accuracy of aneroid sphygmomanometers in clinical usage: University of Michigan experience. **Blood Press Monit**. v. 6, p. 101–106, 2001.

ANEXO 1



Certificado de Calibração

Laboratório de Temperatura & Umidade



Número do Certificado R4996/13 Folha 1 / 2

CONTRATANTE : Universidade Federal de Uberlândia - UFU
ENDEREÇO : Av. João N. de Ávila, 2121, Bl. 1M - Campus Sta. Mônica - Uberlândia - MG
INTERESSADO : O mesmo
ENDEREÇO : O mesmo
INSTRUMENTO : Termohigrômetro Digital
FABRICANTE :
MODELO :
IDENTIFICAÇÃO : Não especificado
NÚMERO DE SÉRIE : 06120362
DATA DA CALIBRAÇÃO : 19/06/2013
PRÓXIMA CALIBRAÇÃO : Determinado pelo cliente
DATA DA EMISSÃO : 20/06/2013
LOCAL DA CALIBRAÇÃO : Laboratório Elus
TEMPERATURA DO AR : 23°C ± 5°C
UMIDADE RELATIVA AR : 45%UR a 70%UR

PADRÕES UTILIZADOS :

Termohigrômetro Digital identificação EL-225 rastreado por Laboratório RBC - CAL 0439 em 28/02/2013 sob certificado R1678/13 válido até fevereiro/2014.

PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO :

- A calibração foi realizada pelo método comparativo contra padrões de referência, seguindo os procedimentos internos: PCT-003 rev. 01 / PCT-012 rev. 02.

OBSERVAÇÕES :

- Este certificado atende aos requisitos de acreditação pelo CGCRE, o qual avaliou a competência do laboratório e comprovou sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida.
- A calibração foi realizada em 3 medições por ponto. O Valor Verdadeiro foi herdado pela média de 3 medições obtidas pelo padrão em cada ponto.
- Os valores de temperatura apresentados estão em conformidade com a Escala Internacional de Temperatura de 1990.
- k = fator de abrangência (fator multiplicativo adimensional) / V_{eff} = graus de liberdade efetivo. / I.M. = Incerteza de Medição.

TÉCNICO EXECUTANTE: CAIO CESAR SILVA

Julio Cesar Pereira de Souza
 Gerente Técnico Substituto
 RODRIGO GOMES CORDEIRO
 GERENTE TÉCNICO

A reprodução deste certificado só poderá ser total, sem nenhuma alteração. Os Resultados deste certificado referem-se somente ao item calibrado ou ensaiado. Este certificado atende os requisitos estabelecidos pela norma NBR ISO/IEC 17025. A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão da medição multiplicada pelo fator de abrangência "k" que para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão de medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.

Rua Dendzeiro, 29 | Jd. Matarazzo | São Paulo | SP | 03813-130 | Tel 11 2214-0049 | Email: atendimento@elusinstrumentacao.com.br



Certificado de Calibração

Laboratório de Temperatura & Umidade

Número do Certificado R4996/13 Folha 2 / 2

Laboratório de Calibração acreditado pelo CGCRE de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CAL 0439.

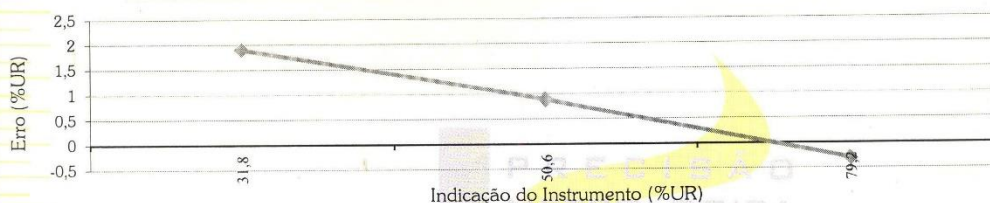
RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO :

UMIDADE RELATIVA DO AR SENSOR EXTERNO : TEMPERATURA DA CALIBRAÇÃO - 20°C

Sensor - Fabricante: Não especificado; Modelo: Não especificado; Id.: Não especificado; n°.s.: Não especificado

Faixa de medição: 0 ~ 100 %UR, divisão de escala: 0,1 %UR.

Indicação do Instrum. (%UR)	Valor Verdadeiro (%UR)	Erro (%UR)	I.M. (%UR)	k	Veff
31,8	29,9	1,9	1,0	2,00	∞
50,6	49,7	0,9	1,0	2,00	∞
79,2	79,5	-0,3	1,3	2,00	∞

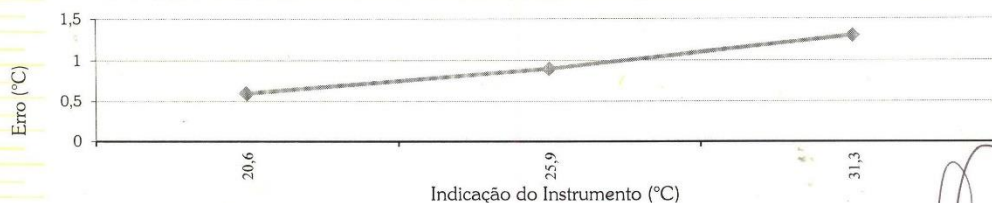


TEMPERATURA SENSOR EXTERNO :

Sensor - Fabricante: Não especificado; Modelo: Não especificado; Id.: Não especificado; n°.s.: Não especificado

Faixa de medição: -20 ~ 60 °C, divisão de escala: 0,1 °C.

Imersão (mm)	Indicação do Instrum. (°C)	Valor Verdadeiro (°C)	Erro (°C)	I.M. (°C)	k	Veff
---	20,6	20,0	0,6	0,3	2,00	∞
---	25,9	25,0	0,9	0,3	2,00	∞
---	31,3	30,0	1,3	0,3	2,00	∞



A reprodução deste certificado só poderá ser total, sem nenhuma alteração. Os Resultados deste certificado referem-se somente ao item calibrado ou ensaiado. Este certificado atende os requisitos estabelecidos pela norma NBR ISO/IEC 17025. A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão da medição multiplicada pelo fator de abrangência "k" que para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão de medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.

Rua Dendezeiro, 29 | Jd. Matarazzo | São Paulo | SP | 03813-130 | Tel 11 2214-0049 | Email: atendimento@elusinstrumentacao.com.br

ANEXO 2

**CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 269271**

Cliente:	Hospital de Clínicas de Uberlândia Universidade Federal de Uberlândia
Equipamento:	ESFIGMOMANÔMETRO
Fabricante:	-----
Modelo:	ANEROIDE
Nº de Série	971767
Patrimônio/Código:	9064

Data da Calibração:	19/06/2015	Temperatura do Ar (°C):	25,1
Próxima Calibração:	Determinada pelo cliente	Umidade Relativa do Ar (%):	60

Padrão Utilizado:	37903
Fabricante:	-----
Nº de Série:	-----
Órgão Calibrador:	LRM - Laboratório
Nº do Certificado:	113958/14
Data da Calibração:	04/06/2014
Próxima Calibração:	04/06/2015

Procedimento de Calibração:

A calibração foi realizada através de parâmetros no sistema interno do instrumento, onde foi aplicado formas de ensaio conforme o manual do fabricante, foram utilizados referências rastreadas e determinadas pelo fabricante para as escalas calibradas.

Observações:

#Realizado apenas calibração do equipamento em questão.
 #Valores obtidos correspondem à média de três medições.
 #A incerteza declarada foi fundamentada para o nível de confiança de aproximadamente 95%.
 #Os resultados apresentados neste certificado tem significação restrita e se aplicam somente ao instrumento em questão, na data da calibração, não sendo extensiva a quaisquer lotes. Sua reprodução somente poderá ser feita na íntegra, sem nenhuma alteração.



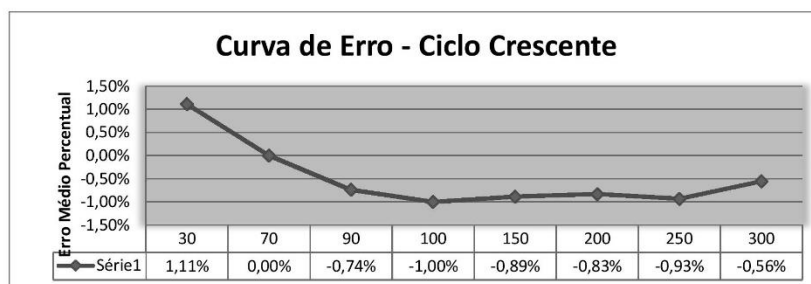
CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 269271

Resultados da Calibração:

Pressão - Ciclo Crescente

Unidade de Medida : mmHg

Valor Verdadeiro Convencional	Indicação no Instrumento	Erro Médio	Erro Médio (%)	Incerteza de Medição (%)	Fator de Abrangência K
30	30,33	0,33	1,11%	4,65%	2,09
70	70,00	0,00	0,00%	2,77%	2,37
90	89,33	-0,67	-0,74%	1,55%	2,09
100	99,00	-1,00	-1,00%	3,82%	3,31
150	148,67	-1,33	-0,89%	1,48%	2,52
200	198,33	-1,67	-0,83%	1,51%	2,87
250	247,67	-2,33	-0,93%	0,89%	2,52
300	298,33	-1,67	-0,56%	1,01%	2,87



Queda de Pressão (5 MIN) - mmHg	
Valor Médio	Situação
9,00	APROVADO



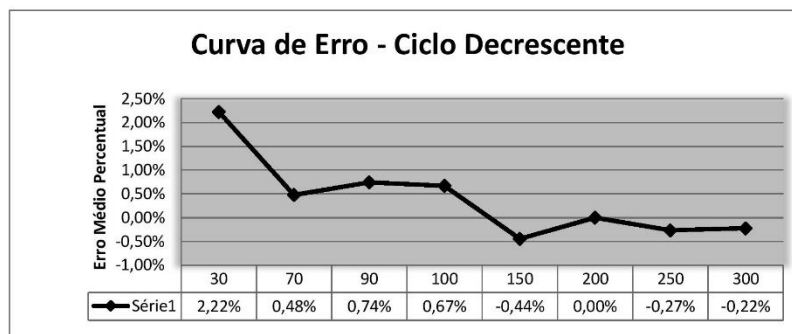
CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 269271

Resultados da Calibração:

Pressão - Ciclo Decrescente

Unidade de Medida : mmHg

Valor Verdadeiro Convencional	Indicação no Instrumento	Erro Médio	Erro Médio (%)	Incerteza de Medição (%)	Fator de Abrangência K
30	30,67	0,67	2,22%	4,65%	2,09
70	70,33	0,33	0,48%	1,99%	2,09
90	90,67	0,67	0,74%	1,55%	2,09
100	100,67	0,67	0,67%	1,39%	2,09
150	149,33	-0,67	-0,44%	1,48%	2,52
200	200,00	0,00	0,00%	0,97%	2,37
250	249,33	-0,67	-0,27%	0,56%	2,09
300	299,33	-0,67	-0,22%	0,47%	2,09



Valor Verdadeiro Convencional	Situação
30	APROVADO
70	APROVADO
90	APROVADO
100	APROVADO
150	APROVADO
200	APROVADO
250	APROVADO
300	APROVADO



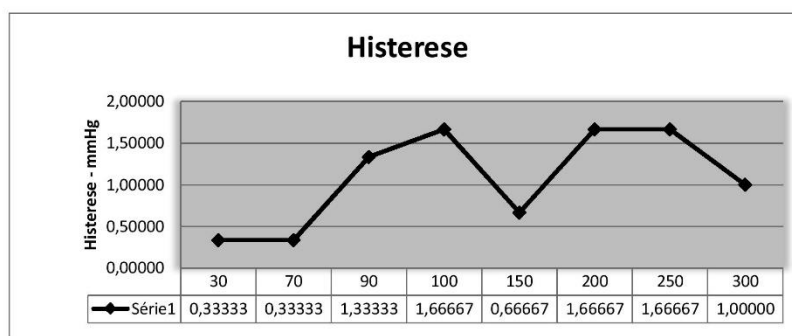
CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 269271

Resultados da Calibração:

Pressão - Histerese

Unidade de Medida : mmHg

Referência	Média	Desvio Padrão	Situação
30	0,33	0,58	APROVADO
70	0,33	0,58	APROVADO
90	1,33	0,58	APROVADO
100	1,67	1,53	APROVADO
150	0,67	1,15	APROVADO
200	1,67	1,15	APROVADO
250	1,67	0,58	APROVADO
300	1,00	1,00	APROVADO



Data da Emissão: 9 julho, 2016

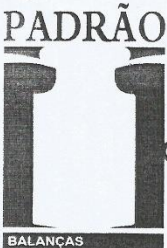
Técnico Responsável:

Marcelo Ferreira da Costa

*Hospital de Clínicas de Uberlândia - Universidade Federal de Uberlândia
Gestão de Bioengenharia - Fone: (34) 3218-2171*

Página 4 de 4

ANEXO 3



PADRÃO
BALANÇAS

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº MA 290_07_15



Solicitante:

FAEPU - Fundação de Assistência, Estudo e Pesquisa de Uberlândia
Rua Pedro Quirino da Silva, 1154 - Uberlândia / MG

Contratante:

☐ Mesmo
☐ Mesmo

Objeto Calibrado: Conjunto de Pesos Padrão 15 Peças

Descrição dos Objetos Calibrados	1 g a 2 kg	Identificação do Conjunto	Não Consta
Nome do Fabricante	Não Consta	Número de Série	Não Consta
Classe Declarada	F1	Número do Processo	2178.1-07/2015
Data do Recebimento	23/07/2015	Data da Emissão	30/07/2015



Gerente Técnico

Erick A. de Souza

Data da Calibração

29/07/2015

Técnico Executante

Bruno Soares

A calibração foi realizada conforme procedimento interno, por comparação direta com pesos de referência utilizando-se o método de dupla substituição "ABBA", com pesos de referência de classe superior ao objeto medido, segundo a classificação da OIML, conforme Instrução Técnica 022 do Manual da Qualidade da Padrão Balanças.

Rastreabilidade

Pesos Padrões Utilizados	Balanças Utilizadas
Conjunto de Pesos Padrão classe E2, Caixa 60, certificado nº MA 172_01_15, emitido por Padrão Balanças, válido até 23/01/2016	Comparador de Massa: BAL 001, calibrado em 23/07/2015, certificado nº BA 072_07_15, válido até 23/01/2016
Conjunto de Pesos Padrão classe E2, Caixa 61, certificado nº MA 171_01_15, emitido por Padrão Balanças, válido até 22/01/2016	Comparador de Massa: BAL 002, calibrado em 23/07/2015, certificado nº BA 077_07_15, válido até 23/01/2016

Condições Ambientais

Condições Ambientais Durante a Calibração:	Instrumentos Utilizados
Temperatura: 19,9 °C ± 0,7 °C	Termohigrômetro, TAG nº PA-TH 003, Certificado de Calibração nº TP-01-155/15 Emitido por Setting, válido até 20/01/2017
Umidade Relativa do Ar: 50,6 % ± 10 %	Barômetro, TAG nº PA-BAR 003, Certificado de Calibração nº PS12049/13 Emitido por Setting, válido até 18/12/2015
Pressão Atmosférica: 931 hPa ± 10 hPa	

FDR 021 REV. 09

Página: 1/2

Rua Rafael Ficondo, 826 - Vila Brasilina - São Paulo / SP - CEP: 04163-050
 Fone: 11 2969-1588 / 2947-1588 | padrao@padraobalancas.com.br | www.padraobalancas.com.br



BALANÇAS

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº MA 290_07_15

RESULTADOS DAS MEDIÇÕES

ITEM	MASSA NOMINAL	MARCAÇÃO	IDENTIFICAÇÃO	SEM AJUSTE		COM AJUSTE		MATERIAL	INCERTEZA
				Massa Convencional	Erro	Massa Convencional	Erro		
1	1 g	Não Consta	Não Consta	1.000,02 mg	+0,02 mg	-	-	Aço Inoxidável	0,03 mg
2	2 g	Não Consta	Não Consta	2.000,03 mg	+0,03 mg	-	-	Aço Inoxidável	0,04 mg
3	2 g	Ponto	Não Consta	2.000,02 mg	+0,02 mg	-	-	Aço Inoxidável	0,04 mg
4	5 g	Não Consta	Não Consta	5.000,00 mg	0,00 mg	-	-	Aço Inoxidável	0,05 mg
5	10 g	10 g	Não Consta	10.000,23 mg	+0,23 mg	9.999,99 mg	-0,01 mg	Aço Inoxidável	0,06 mg
6	20 g	20 g	Não Consta	19.979,18 mg	-20,82 mg	20.000,07 mg	+0,07 mg	Aço Inoxidável	0,08 mg
7	20 g	20 g - Ponto	Não Consta	20.000,07 mg	+0,07 mg	-	-	Aço Inoxidável	0,08 mg
8	50 g	50 g	Não Consta	49.645,85 mg	-354,15 mg	50.000,06 mg	+0,06 mg	Aço Inoxidável	0,10 mg
9	50 g	50 g - Ponto	Não Consta	49.999,96 mg	-0,04 mg	-	-	Aço Inoxidável	0,10 mg
10	100 g	100 g	Não Consta	99.345,72 mg	-654,28 mg	100.000,16 mg	+0,16 mg	Aço Inoxidável	0,15 mg
11	200 g	200 g	Não Consta	198.793,86 mg	-1.206,14 mg	200.000,49 mg	+0,49 mg	Aço Inoxidável	0,30 mg
12	500 g	500 g	Não Consta	500,0012 g	+1,2 mg	-	-	Aço Inoxidável	0,8 mg
13	1 kg	1 kg	Não Consta	1.000,0008 g	+0,8 mg	-	-	Aço Inoxidável	1,5 mg
14	2 kg	2 kg	Não Consta	2.000,0029 g	+2,9 mg	-	-	Aço Inoxidável	3,0 mg
15	2 kg	2 kg - Ponto	Não Consta	2.000,0010 g	+1,0 mg	-	-	Aço Inoxidável	3,0 mg

Observações:

- * O Serviço de Ajuste não faz parte do escopo de acreditação.
- * A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão da medição multiplicada pelo fator de abrangência $k = 2$, que para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza expandida da medição foi determinada de acordo com o Guia para Expressão da Incerteza de Medição.
- * Este certificado apresenta resultados que se referem, exclusivamente, ao objeto calibrado, não sendo extensivo a nenhum outro equipamento ou lote. A sua reprodução somente poderá ser feita se integral, reproduções parciais somente com autorização formal da Padrão Balanças.
- * A massa convencional é o valor de referência.
- * Este certificado atende aos requisitos de acreditação da CGCRE (NBR ISO/IEC 17025), o qual avaliou a competência de medição do laboratório e comprovou a sua rastreabilidade a padrões nacionais e internacionais de medidas.
- * Uma cópia deste certificado é arquivada durante 4 anos.
- * Esta calibração não isenta o instrumento do controle metroológico estabelecido na regulamentação atual.



CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº MA 286_07_15



Solicitante:

FAEPU - Fundação de Assistência, Estudo e Pesquisa de Uberlândia
Rua Pedro Quirino da Silva, 1154 - Uberlândia / MG

Contratante:

O Mesmo
O Mesmo

Objeto Calibrado: Peso Padrão 1 Peça

Descrição do Objeto Calibrado	5 kg	Identificação do Conjunto	Não Consta
Nome do Fabricante		Número de Série	2510
Classe Declarada	F2	Número do Processo	2178.1-07/2015
Data do Recebimento	23/07/2015	Data da Emissão	30/07/2015
Conferência	Gerente Técnico	Data da Calibração	29/07/2015
	Erick A. de Souza	Técnico Executante	Bruno Soares

A calibração foi realizada conforme procedimento interno, por comparação direta com pesos de referência utilizando-se o método de dupla substituição "ABBA", com pesos de referência de classe superior ao objeto medido, segundo a classificação da OIML, conforme Instrução Técnica 022 do Manual da Qualidade da Padrão Balanças.

Rastreabilidade

Pesos Padrões Utilizados	Balanças Utilizadas
Peso Padrão classe E2, Caixa 62, certificado nº MA 167_01_15, emitido por Padrão Balanças, válido até 23/01/2016	Comparador de Massa: BAL 009, calibrado em 23/07/2015, certificado nº BA 074_07_15, válido até 23/01/2016

Condições Ambientais

Condições Ambientais Durante a Calibração:	Instrumentos Utilizados
Temperatura: 19,8 °C ± 0,7 °C	Termohigrômetro, TAG nº PA-TH 003, Certificado de Calibração nº TP-01-155/15 Emitido por Setting, válido até 20/01/2017
Umidade Relativa do Ar: 44,9 % ± 10 %	Barômetro, TAG nº PA-BAR 003, Certificado de Calibração nº PS12049/13 Emitido por Setting, válido até 18/12/2015
Pressão Atmosférica: 931 hPa ± 10 hPa	

FOR 021 REV. 00

Página: 1/2

Rua Rafael Ficoendo, 826 - Vila Brasilina - São Paulo / SP - CEP: 04163-050
Fone: 11 2969-1588 / 2947-1588 | padrao@padraobalancas.com.br | www.padraobalancas.com.br

BALANCAS

RESULTADO DA MEDIÇÃO									
ITEM	MASSA NOMINAL	MARCAÇÃO	IDENTIFICAÇÃO	SEM AJUSTE		COM AJUSTE		MATERIAL	INCERTEZA
				Massa Convencional	Erro	Massa Convencional	Erro		
1	5 kg	5 F	Não Consta	5.000,022 g	+22 mg	-	-	Aço Inoxidável	25 mg

Observações:

- * O Serviço de Ajuste não faz parte do escopo de acreditação.
- * A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão da medição multiplicada pelo fator de abrangência $k = 2$, que para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza expandida da medição foi determinada de acordo com o Guia para Expressão da Incerteza da Medição.
- * Este certificado apresenta resultados que se referem, exclusivamente, ao objeto calibrado, não sendo extensivo a nenhum outro equipamento ou lote. A sua reprodução somente poderá ser feita se integral, reproduções parciais somente com autorização formal da Padrão Balanças.
- * A massa convencional é o valor de referência.
- * Este certificado atende aos requisitos de acreditação da CGCRE (NBR ISO/IEC 17025), o qual avaliou a competência de medição do laboratório e comprovou a sua rastreabilidade a padrões nacionais e internacionais de medidas.
- * Uma cópia deste certificado é arquivada durante 4 anos.
- * Esta calibração não isenta o instrumento do controle metrológico estabelecido na regulamentação atual



CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº MA 287_07_15



Solicitante:

FAEPU - Fundação de Assistência, Estudo e Pesquisa de Uberlândia
Rua Pedro Quirino da Silva, 1154 - Uberlândia / MG

Contratante:

- ☐ Mesmo
☐ Mesmo

Objeto Calibrado: Peso Padrão 1 Peça

Descrição do Objeto Calibrado	10 kg	Identificação do Conjunto	Não Consta
Nome do Fabricante		Número de Série	4810
Classe Declarada	M1	Número do Processo	2178.1-07/2015
Data do Recebimento	23/07/2015	Data da Emissão	30/07/2015
Conferência	Gerente Técnico	Data da Calibração	29/07/2015
	 Erick A. de Souza	Técnico Executante	Bruno Soares

A calibração foi realizada conforme procedimento interno, por comparação direta com pesos de referência utilizando-se o método de dupla substituição "ABBA", com pesos de referência de classe superior ao objeto medido, segundo a classificação da OIML, conforme Instrução Técnica 022 do Manual da Qualidade da Padrão Balanças.

Rastreabilidade

Pesos Padrões Utilizados	Balanças Utilizadas
Pesos Padrão classe F1, Caixa 73, certificado nº MA 169_01_15, emitido por Padrão Balanças, válido até 23/01/2016	Comparador de Massa: BAL 013, calibrado em 23/07/2015, certificado nº BA 078_07_15, válido até 23/01/2016

Condições Ambientais

Condições Ambientais Durante a Calibração:	Instrumentos Utilizados
Temperatura: 19,6 °C ± 0,7 °C	Termohigrômetro, TAG nº PA-TH 003, Certificado de Calibração nº TP-01-155/15 Emitido por Setting, válido até 20/01/2017
Umidade Relativa do Ar: 52,9 % ± 10 %	Barômetro, TAG nº PA-BAR 003, Certificado de Calibração nº PS12049/13 Emitido por Setting, válido até 18/12/2015
Pressão Atmosférica: 928 hPa ± 10 hPa	

FOR 021 REV. 09

Página: 1/2

Rua Rafael Ficondo, 826 - Vila Brasilina - São Paulo / SP - CEP: 04163-050
Fone: 11 2969-1588 / 2947-1588 | padrao@padraobalancas.com.br | www.padraobalancas.com.br



CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº MA 287_07_15

BALANÇAS				RESULTADO DA MEDIÇÃO					
ITEM	MASSA NOMINAL	MARCAÇÃO	IDENTIFICAÇÃO	SEM AJUSTE		COM AJUSTE		MATERIAL	INCERTEZA
				Massa Convencional	Erro	Massa Convencional	Erro		
1	10 kg	10 kg M	Não Consta	10.000,19 g	+0,19 g	-	-	Aço Inoxidável	0,15 g
		</							

Observações:

- O Serviço de Ajuste não faz parte do escopo de acreditação.
- * A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão da medição multiplicada pelo fator de abrangência $k = 2$, que para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza expandida da medição foi determinada de acordo com o Guia para Expressão da Incerteza de Medição.
 - * Este certificado apresenta resultados que se referem, exclusivamente, ao objeto calibrado, não sendo extensivo a nenhum outro equipamento ou lote. A sua reprodução somente poderá ser feita se integral, reproduções parciais somente com autorização formal da Padrão Balanças.
 - * A massa convencional é o valor de referência.
 - * Este certificado atende aos requisitos de acreditação da CGCRE (NBR ISO/IEC 17025), o qual avaliou a competência de medição do laboratório e comprovou a sua rastreabilidade a padrões nacionais e internacionais de medidas.
 - * Uma cópia deste certificado é arquivada durante 4 anos.
 - * Esta calibração não isenta o instrumento do controle metrológico estabelecido na regulamentação atual.

ANEXO 4

**CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 283034**

Cliente:	Hospital de Clínicas de Uberlândia Universidade Federal de Uberlândia
Equipamento:	
Fabricante:	
Modelo:	
Nº de Série	2392
Patrimônio:	213708

Data da Calibração:	15/01/2016	Temperatura do Ar (°C):	23,5
Próxima Calibração:	Determinada pelo cliente	Umidade Relativa do Ar (%):	0,55

Padrão Utilizado:	
Fabricante:	
Nº de Série:	
Órgão Calibrador:	LRM Metrologia
Nº do Certificado:	L12199/14
Data da Calibração:	12/08/2014
Próxima Calibração:	12/08/2015

Procedimento de Calibração:

A calibração foi realizada através de parâmetros elétrico no sistemas interno do instrumento, onde foi aplicado formas de ensaio conforme o manual do fabricante, foram utilizados referências rastreadas e determinadas pelo fabricante para as escalas calibradas.

Observações:

#Realizado apenas calibração do equipamento em questão.
 #Valores obtidos para a grandeza %O2 correspondem à média de cinco medições.
 #Valores obtidos para a grandeza frequência de pulso correspondem à média de três medições.
 #A incerteza declarada foi fundamentada para o nível de confiança de aproximadamente 95%.
 #Os resultados apresentados neste certificado tem significação restrita e se aplicam somente ao instrumento em questão, na data da calibração, não sendo extensiva a quaisquer lotes. Sua reprodução somente poderá ser feita na íntegra, sem nenhuma alteração.



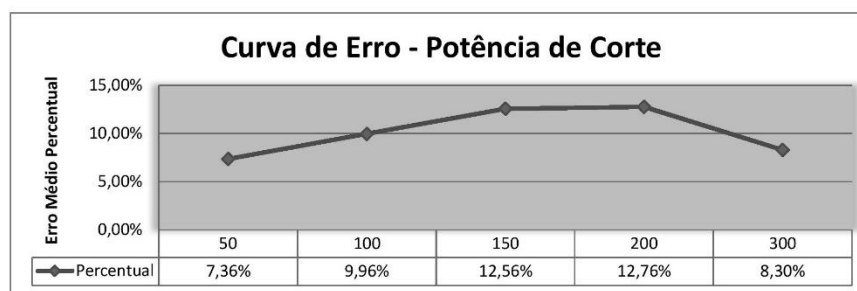
CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº #####

Resultados da Calibração:

Potência de Corte

Unidade de Medida : Watt

Valor Verdadeiro Convencional	Indicação no Instrumento	Erro Médio	Erro Médio (%)	Incerteza de Medição (%)	Fator de Abrangência K
50	53,68	3,68	7,36%	1,28%	2,03
100	109,96	9,96	9,96%	0,76%	2,09
150	168,84	18,84	12,56%	1,33%	2,65
200	225,52	25,52	12,76%	1,42%	2,87
300	324,90	24,90	8,30%	1,01%	2,87





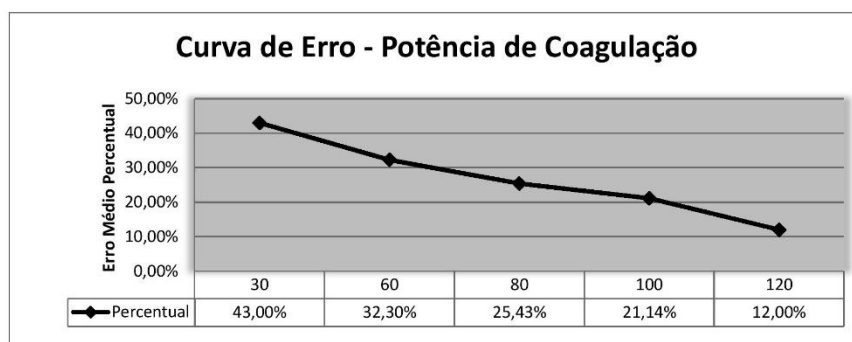
CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº #####

Resultados da Calibração:

Potência de Coagulação

Unidade de Medida : Watt

Valor Verdadeiro Convencional	Indicação no Instrumento	Erro Médio	Erro Médio (%)	Incerteza de Medição (%)	Fator de Abrangência K
30	42,90	12,90	43,00%	2,28%	2,05
60	79,38	19,38	32,30%	1,77%	2,28
80	100,34	20,34	25,43%	1,42%	2,32
100	121,14	21,14	21,14%	1,00%	2,25
120	134,40	14,40	12,00%	0,92%	2,87



Data da Emissão: 9 julho, 2016

Técnico Responsável:

Ronaldo Junio Souza Silva

ANEXO 5

**Laboratório de Eletricidade****Número do Certificado L 2041/16 Folha 01/03**

Contratante : **FAEPU - FUNDAÇÃO ASSISTÊNCIA ESTUDO E PESQUISA DE UBERLÂNDIA**
Interessado : **O mesmo**
Endereço : **Rua Pedro Quirino, 1154 - Umuarama - CEP: 38405-302 - Uberlândia/MG**

Instrumento :
Marca :
Modelo :
Identificação :
Número de série :

19/02/2016
Determinado pelo cliente
19/02/2016

Temperatura do Ar : **21,3°C ± 0,6°C** Local da Calibração: **Laboratório LRM**
Umidade Relativa do Ar : **59,7% ± 2%** Ordem de Serviço: **0153/16-07**

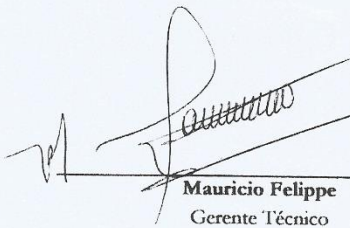
Procedimento de Calibração : O instrumento foi calibrado conforme procedimento PCE-01 revisão 01, utilizando um calibrador de Multiplas Funções, marca Fluke calibrada pela Labelo-RBC em 08/08/2014 sob certificado nº E1205/2014 com vencimento em Agosto/2017.

A calibração foi realizada através de geração de sinal elétrico do calibrador, indicando no instrumento e através do padrão, determinou-se os valores verdadeiros convencionais.

Os resultados apresentados neste certificado foram determinados pela média de três medições.

A incerteza expandida relatada é baseada em uma incerteza padronizada combinada, multiplicada por um fator de abrangência $k=2$, para um nível de confiança de aproximadamente 95,45%.

Técnico Executante: Maurício Felipe


Mauricio Felipe
Gerente Técnico

A reprodução deste certificado só poderá ser total e depende da aprovação por escrito da LRM Metrologia.

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivo a qualquer lote.

LRM - Laboratório de Referência Metrológica
Rua Drº Paulo de Andrade Arantes, nº 29 - Pq. Maria Luiza - Cep: 03451-090 - São Paulo-SP - Tel: 011 2958 8054



Laboratório de Eletricidade

Número do Certificado L 2041/16 Folha 02/03

Resultados da Calibração : Potência - (valores em W)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	k
6,0	5,985	0,015	0,250	0,003	2,00
10,0	9,970	0,030	0,300	0,003	2,00
20,0	19,975	0,025	0,125	0,003	2,00
30,0	29,978	0,022	0,073	0,003	2,00
35,0	34,960	0,040	0,114	0,003	2,00
40,0	39,910	0,090	0,225	0,003	2,00
42,0	41,878	0,122	0,290	0,003	2,00
50,0	49,860	0,140	0,280	0,003	2,00
55,0	54,833	0,167	0,304	0,003	2,00
60,0	59,785	0,215	0,358	0,003	2,00
70,0	69,733	0,267	0,381	0,003	2,00
75,0	74,561	0,439	0,585	0,003	2,00
80,0	79,442	0,558	0,698	0,003	2,00
95,0	94,125	0,875	0,921	0,003	2,00
100,0	98,815	1,185	1,185	0,003	2,00
120,0	118,685	1,315	1,096	0,003	2,00
130,0	128,530	1,470	1,131	0,003	2,00
150,0	148,522	1,478	0,985	0,003	2,00
170,0	168,345	1,655	0,974	0,004	2,00
190,0	188,152	1,848	0,973	0,004	2,00
200,0	197,885	2,115	1,058	0,004	2,00
210,0	207,446	2,554	1,216	0,004	2,00
250,0	247,125	2,875	1,150	0,004	2,00
270,0	266,805	3,195	1,183	0,004	2,00
300,0	296,495	3,505	1,168	0,004	2,00
350,0	346,275	3,725	1,064	0,004	2,00
400,0	394,596	5,404	1,351	0,004	2,00

A reprodução deste certificado só poderá ser total e depende da aprovação por escrito da LRM Metrologia.

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivo a qualquer lote.

LRM - Laboratório de Referência Metrológica
Rua Drº Paulo de Andrade Arantes, nº 29 - Pq. Maria Luiza - Cep: 03451-090 - São Paulo-SP - Tel: 011 2950 0054



Laboratório de Eletricidade

Número do Certificado L 2041/16 Folha 03/03

Resultados da Calibração : - Corrente - (valores em mA)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	k
100,0	100,020	-0,020	-0,020	0,002	2,00
150,0	150,032	-0,032	-0,021	0,002	2,00
200,0	200,050	-0,050	-0,025	0,004	2,00
300,0	300,075	-0,075	-0,025	0,004	2,00
400,0	400,091	-0,091	-0,023	0,005	2,00
500,0	500,125	-0,125	-0,025	0,005	2,00

Resultados da Calibração : Resistência - (valores em Ω)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	k
50,0	49,963	0,037	0,074	0,0002	2,00
100,0	99,952	0,048	0,048	0,0002	2,00
200,0	199,815	0,185	0,093	0,0002	2,00
300,0	299,446	0,554	0,185	0,0002	2,00
400,0	399,018	0,982	0,246	0,0004	2,00
500,0	498,785	1,215	0,243	0,0004	2,00

A reprodução deste certificado só poderá ser total e depende da aprovação por escrito da LRM Metrologia.

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivo a qualquer lote.

LRM - Laboratório de Referência Metrológica
Rua Drº Paulo de Andrade Arantes, nº 29 - Pq. Maria Luíza - Cep: 03451-090 - São Paulo-SP - Tel: 011 2958 8054

APÊNDICE 1

Laboratório de Metrologia Dimensional UFU	Data: 01/07/2016	Edição/Revisão 01/00
	Emitido por Vinícius Naves Rezende Faria	Página: 1 de 2

1. Solicitante do serviço

Cliente: Bioengenharia do HCU-UFU
 Endereço: R. Ceará – Umuarama
 Cidade: Uberlândia
 CNPJ/CPF: 25648387000207
 Telefone: (34) 3218-2308
 Contato: Carolina Godoi

CEP: 38400-902

UF: Minas Gerais
 Insc. Estadual:
 E-mail:
 Setor: Bioengenharia

2. Objeto de Calibração

Instrumento: Balança Neonatal
 Nº de Serie: 0356/05
 Faixa nominal: 0,200 kg à 15 kg
 Resolução (g): 0,005 kg
 Última calibração: 01/08/2015

Tipo: Neonatal
 Fabricante:
 Modelo: ;
 Identificação: 58455
 Localização: UTI Neonatal HCU-UFU

3. Calibração

Ordem do serviço: 01/2016
 Data do pedido: 01/07/2016
 Data da calibração: 01/07/2016

4. Padrões Utilizados

Cod. de Identificação	Rastreabilidade	Validade da Calibração
Não Consta	MA 290_07_15	29/07/2017
Não Consta	MA 286_07_15	29/07/2017
Não Consta	MA 287_07_15	29/07/2017

5. Condições ambientais

Temperatura: $(20 \pm 1) ^\circ\text{C}$ UR do Ar (%): 40

6. Método de Calibração

A calibração foi realizada através da comparação direta entre o valor de um padrão de referência e a média das leituras indicadas pelo instrumento, conforme procedimento específico (colocar nome do procedimento e referência).

A incerteza expandida relatada é declarada como a incerteza padrão combinada de medição multiplicada pelo fator de abrangência k, o qual para uma distribuição t corresponde a um nível de abrangência de aproximadamente 95,45%. A incerteza da calibração foi determinada de acordo com a terceira edição do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (ISO TAG 4WG3, 2008).

Esta medição não isenta o instrumento de controle estabelecido na regulamentação metrológica.

Sua reprodução só poderá ser completa, sem nenhuma alteração.

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

Laboratório de Metrologia Dimensional UFU	Data: 01/07/2016	Edição/Revisão 01/00
	Emitido por Vinícius Naves Rezende Faria	Página: 2 de 2

O presente certificado de calibração atende aos requisitos da NBR ISO/IEC 17025 (2005) e é válido apenas para o instrumento de medição acima caracterizado, não sendo extensivo a quaisquer instrumentos de medição, ainda que similares.

Uma cópia deste certificado ficará armazenada eletronicamente durante 5 anos.

7. Erros de indicação

Valor de Referência (kg)	Média das Leituras (kg)	Erro da Indicação (kg)	Incerteza Expandida U (kg)	Fator de abrangência (k)
0,000	0,000	0,000	0,000	0,00
0,500	0,500	0,000	0,003	1,96
1,500	1,500	0,000	0,003	1,96
3,500	3,500	0,000	0,003	1,96
5,500	5,497	0,003	0,004	1,98
10.500	10,498	0,002	0,005	2,09

Data da Emissão: Uberlândia, 01 de julho de 2016.

(Vinícius Naves Rezende Faria)
Responsável

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

Página 2

APÊNDICE 2

Data: 04/07/2016

Relatório de Medição

10/07/2016 14:21:43

Local: Bioengenharia UFU**Temperatura (°C):** 20**Umidade (%):** 30**Operador:** Vinícius Naves Rezende Faria**Equipamento:** Esfigmomanômetro Mecânico Aneróide Analógico**Fabricante:****Série:** 6756576**Resolução:** 1**FN inferior:** 1**FN superior:** 300**Unidade:** mmHg**Digital:** Não**Núm. Calibração:** 269271**Data Calibração:** 02/05/2016**Laboratório:** Metrologia Brasil**Definição do Mensurando:**

Pressão Arterial Sistólica de paciente não acometido por hipertensão arterial.

Procedimento de Medição:

Para garantir resultados de maior confiabilidade foi adotada o seguinte procedimento: Antes do início das medições os voluntários foram orientados a permanecerem em repouso por 5 minutos. Qualquer compressão no braço pode levar a leituras incorretas, desta forma, foi retirada a roupa do braço e antebraço de forma a garantir que a braçadeira fosse posicionada diretamente sob a pele. Orientou-se também que os voluntários não consumissem bebidas alcoólicas, café ou cigarro durante um período de 24 horas antes das medições, e ainda que não realizassem nenhuma atividade física que exigisse grande esforço físico por 90 minutos prévios às medições.

Data:04/07/2016

Relatório de Medição

10/07/2016 14:21:43

	Medida
1	117
2	117
3	120
4	120
5	112
6	105
7	123
8	100
9	100
10	100
11	110
12	120
13	100
14	110
15	110
16	110
17	112
18	125
19	105
20	108
21	110
22	100
23	104
24	100
25	115
26	110

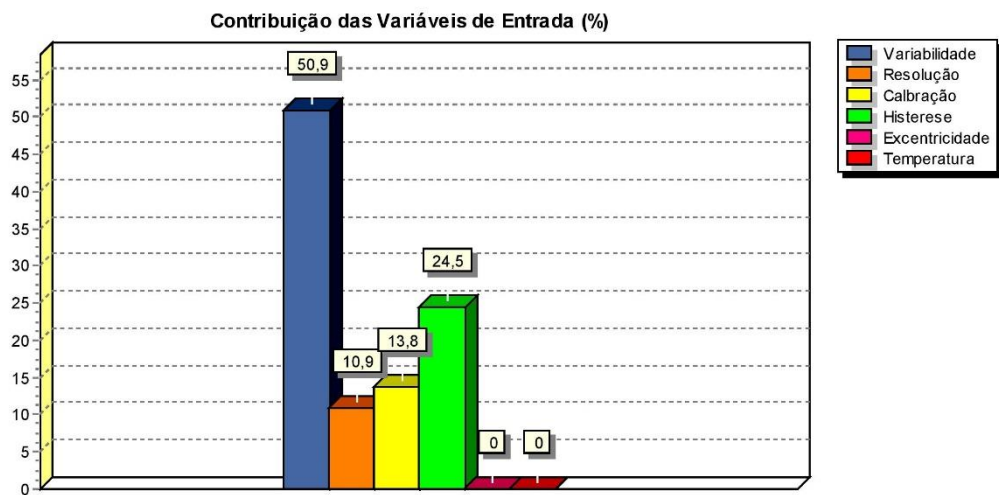
Data:04/07/2016

Relatório de Medição

10/07/2016 14:21:43

27	120
28	110
29	118
30	100
31	105
32	105
33	105
34	109
35	110

Média	Desvio P.	k	GDL	Incerteza Combinada	Incerteza Expandida
110	8	2	131,47	1,75045	4

Resultado da Medição: (110 $\pm$ 4) mmHg

Data: 04/07/2016

Relatório de Medição

10/07/2016 14:21:43

A incerteza expandida (U) relatada é declarada como a incerteza padrão combinada de medição multiplicada pelo fator de abrangência k , o qual para uma distribuição t corresponde a um nível de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza de medição foi determinada de acordo com a terceira edição do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (BIPM et al., 2008).

Data de Emissão: Uberlândia, 10/07/2016

Gerente Responsável

Operador

APÊNDICE 3

Data: 04/07/2016

Relatório de Medição

10/07/2016 14:22:31

Local: Laboratório de Metrologia Dimensional - UFU**Temperatura (°C):** 20**Umidade (%):** 30**Operador:** Vinícius Naves Rezende Faria**Equipamento:** Balança Neonatal**Fabricante:****Série:** 87897987**Resolução:** 0,005**FN inferior:** 0,200**FN superior:** 15,000**Unidade:** kg**Digital:** Sim**Núm. Calibração:** 1/2-4**Data Calibração:** 09/06/2015**Laboratório:** Laboratório de Metrologia Dimensional - UFU**Definição do Mensurando:**

Massa padrão de 10,000 kg constituída de material aço inox.

Procedimento de Medição:

O ensaio de repetibilidade se fez pela colocação repetida de uma massa padrão no receptor de carga, referido como prato anatômico. Este ensaio foi realizado sob condições idênticas de manuseio das massas padrão e do instrumento de medição, e sob condições ambientais de ensaio constantes, ou seja, temperatura ambiente controlada em $(20 \pm 1) ^\circ\text{C}$. Seguindo as orientações da Portaria INMETRO / MICT número 236 de 22/12/1994, Portaria INMETRO / MICT número 233 de 22/12/1994 e do Documento Orientativo DOQ-CGCRE-036 de 2012, também do INMETRO, foram utilizadas massas padrão calibradas para a determinação de erros de indicação.

Data:04/07/2016

Relatório de Medição

10/07/2016 14:22:31

	Medida
1	10
2	9,995
3	10
4	9,995
5	10
6	9,995
7	9,995
8	10
9	9,995
10	10
11	9,99
12	9,995
13	9,995
14	9,99
15	10
16	9,995
17	9,995
18	9,995
19	9,995
20	9,995
21	9,995
22	10
23	10
24	9,995
25	10
26	10

Data:04/07/2016

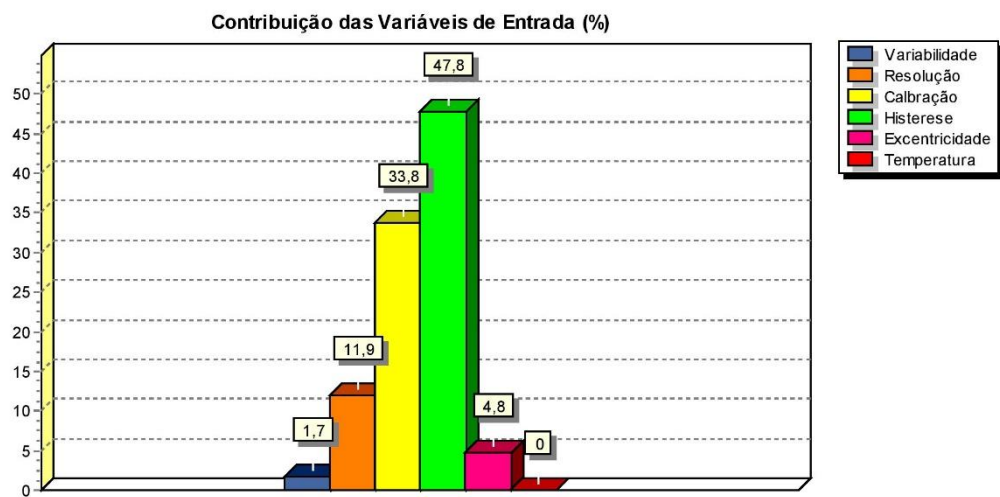
Relatório de Medição

10/07/2016 14:22:31

27	10
28	9,995
29	9,995
30	10

Média	Desvio P.	k	GDL	Incerteza Combinada	Incerteza Expandida
9,997	0,004	2,06	381,14	0,00418	0,009

Resultado da Medição: (9,997 $\pm 0,009$) kg



Data: 04/07/2016

Relatório de Medição

10/07/2016 14:22:31

A incerteza expandida (U) relatada é declarada como a incerteza padrão combinada de medição multiplicada pelo fator de abrangência k , o qual para uma distribuição t corresponde a um nível de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza de medição foi determinada de acordo com a terceira edição do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (BIPM et al., 2008).

Data de Emissão: Uberlândia, 10/07/2016

Gerente Responsável

Operador

APÊNDICE 4

Data: 05/07/2016

Relatório de Medição

10/07/2016 14:22:49

Local: Laboratório de Bioengenharia da UFU
Operador: Engenharia Clínica

Temperatura (°C): 20**Umidade (%):** 40**Equipamento:** Bisturi Elétrico**Fabricante:** 1**Série:** 97798**Resolução:** 0,1**FN inferior:** 0**FN superior:** 400**Unidade:** W**Digital:** Sim**Núm. Calibração:** 0283034**Data Calibração:** 01/07/2016**Laboratório:** Laboratório de Bioengenharia da UFU**Definição do Mensurando:**

Potência de Corte em 300 W.

Procedimento de Medição:

Conectar o cabo de alimentação na rede elétrica em 110V e os pedais. Para entrar no modo de medição do equipamento, é preciso pressionar simultaneamente as teclas do modo CUT: UP, DOWN, SELEÇÃO no painel dianteiro e ligar o equipamento na tecla ON/OFF no painel traseiro. No painel dianteiro, o display PROGRAM deve indicar a letra C. Colocar o analisador de bisturi em uma carga de 300 Ohms, utilizando as teclas + e - do analisador.

Data:05/07/2016

Relatório de Medição

10/07/2016 14:22:49

	Medida
1	308,5
2	303,2
3	308,5
4	307,1
5	308,5
6	305,8
7	303,2
8	304,4
9	304,4
10	304,4
11	307,1
12	300,6
13	305,8
14	301,8
15	300,6
16	307,1
17	303,2
18	305,8
19	307,1
20	299,2
21	298
22	300,6
23	304,4
24	309,7
25	305,8
26	303,2

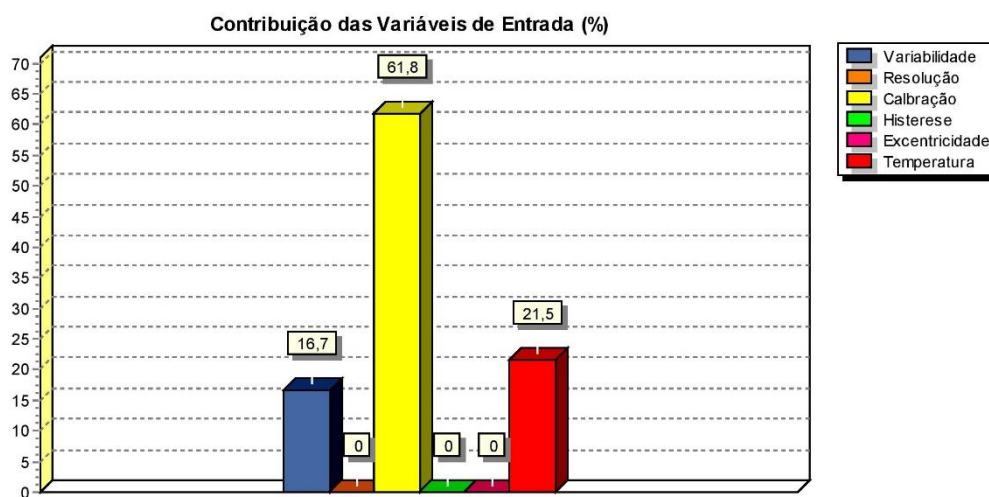
Data:05/07/2016

Relatório de Medição

10/07/2016 14:22:49

27	308,5
28	307,1
29	305,8
30	305,8

Média	Desvio P.	k	GDL	Incerteza Combinada	Incerteza Expandida
304,9	3,1	2,23	10,37	1,34287	3,0

Resultado da Medição: (304,9 $\pm 3,0$) W

Data: 05/07/2016

Relatório de Medição

10/07/2016 14:22:49

A incerteza expandida (U) relatada é declarada como a incerteza padrão combinada de medição multiplicada pelo fator de abrangência k , o qual para uma distribuição t corresponde a um nível de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza de medição foi determinada de acordo com a terceira edição do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (BIPM et al., 2008).

Data de Emissão: Uberlândia, 10/07/2016

Gerente Responsável

Operador

APÊNDICE 5

Certificado de Calibração Nº 10/7 7

Cliente: Hospital de Clínicas de Uberlândia Universidade Federal de Uberlândia		Fabricante:
Equipamento: Esfigmomanômetro Mecânico Aneróide Analógico		
Série: 6756576	Parimônio : ESF 3243434	
Temperatura do ar (°C): 21	Umidade Relativa do ar (%): 30	
Data de Emissão: 10/07/2016	Data da Calibração: 23/06/2016	
Padrão Utilizado:	Órgão Calibrador:	
Fabricante:	Data da Calibração: 07/06/2016	
Num. Série: 23446	Núm. Certificado de Calibração: MA 092/244	

Procedimento de Calibração

A calibração foi realizada através de parâmetros no sistema interno do instrumento, onde foi aplicado formas ensaio conforme o manual do fabricante, foram utilizados referências rastreadas e determinadas pelo fabricante para as escalas calibradas.

Resultados**Ciclo Crescente**

Unidade de Medida: mmHg

Valor Convencional	Indicação Média	Desvio Padrão	Incerteza Exp.	Fator k
30	31	0,577	2	2,04
70	70	1,000	2	2,31
90	90	0,577	2	2,04
100	99	1,732	4	3,18
150	149	1,155	3	2,45
200	199	1,528	3	2,78
250	248	1,155	3	2,45
300	299	1,528	3	2,78

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

Certificado de Calibração Nº 10/7 7

Valor Convencional	Erro	Erro + 2s	Erro - 2s
30	0,333	1,488	-0,821
70	0,000	2,000	-2,000
90	0,667	1,821	-0,488
100	1,000	4,464	-2,464
150	1,333	3,643	-0,976
200	1,667	4,722	-1,388
250	2,333	4,643	0,024
300	1,667	4,722	-1,388

Ciclo Decrescente

Unidade de Medida: mmHg

Valor Convencional	Indicação Média	Desvio Padrão	Incerteza Exp.	Fator k
30	31	0,577	2	1,96
70	71	0,577	2	1,96
90	91	0,577	2	1,96
100	1.001	0,577	2	1,96
150	150	1,155	2	1,96
200	200	1,000	2	1,96
250	250	0,577	2	1,96
300	300	0,577	2	1,96

Valor Convencional	Erro	Erro + 2s	Erro - 2s
30	0,667	1,821	-0,488
70	0,333	1,488	-0,821
90	0,667	1,821	-0,488
100	0,667	1,821	-0,488
150	0,667	2,976	-1,643
200	0,000	2,000	-2,000

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

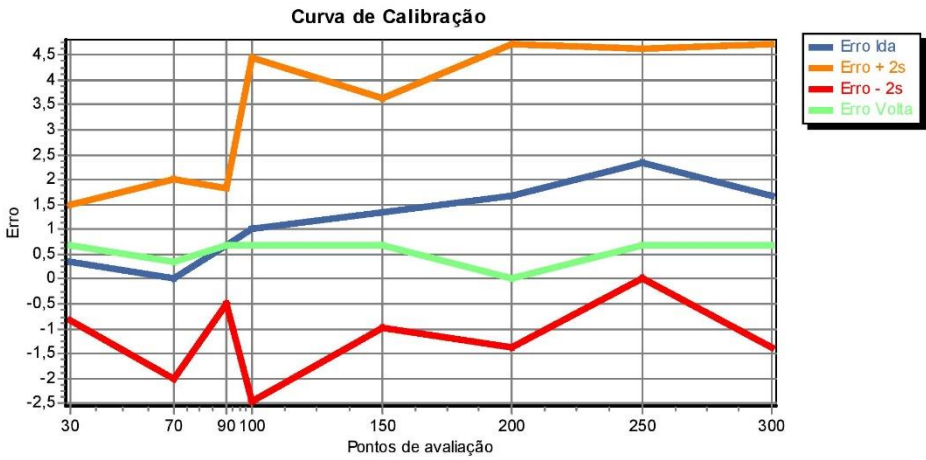
Certificado de Calibração N° 10/7 7

250	0,667	1,821	-0,488
300	0,667	1,821	-0,488

Histerese

Unidade de Medida: mmHg

Valor Convencional	Histerese Média
30	-1,000
70	-1,000
90	-2,000
100	-3,000
150	-2,000
200	-3,000
250	-2,000
300	-2,000



A incerteza expandida (U) relatada é declarada como a incerteza padrão combinada de medição multiplicada pelo fator de abrangência k, o qual para uma distribuição t corresponde a um nível de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza da calibração foi determinada de acordo com a terceira edição do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (BIPM et al., 2008).

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

Certificado de Calibração Nº 10/7 7

Data de Emissão: Uberlândia, 10/07/2016

Gerente Responsável

Operador

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

APÊNDICE 6

Certificado de Calibração Nº 10/7 12

Cliente: Hospital de Clínicas de Uberlândia Universidade Federal de Uberlândia		Fabricante:
Equipamento: Balança Neonatal	Parimônio : BN 0942	
Série: 87897987		
Temperatura do ar (°C): 20	Umidade Relativa do ar (%): 40	
Data de Emissão: 10/07/2016	Data da Calibração: 05/07/2016	
Padrão Utilizado: Kit Massas Padrão	Órgão Calibrador: Metrologia	
Fabricante: I	Data da Calibração: 29/07/2015	
Num. Série: 09213	Núm. Certificado de Calibração: 1/0-1	

Procedimento de Calibração

A calibração foi realizada através de parâmetros no sistema interno do instrumento, onde foi aplicado formas ensaio conforme o manual do fabricante, foram utilizados referências rastreadas e determinadas pelo fabricante para as escalas calibradas.

Resultados**Ciclo Crescente**

Unidade de Medida: kg

Valor Convencional	Indicação Média	Desvio Padrão	Incerteza Exp.	Fator k
0	0,000	0,000	0,000	0
0,5	0,500	0,000	0,003	1,96
1,5	1,500	0,000	0,003	1,96
3,5	3,500	0,000	0,003	1,96
5,5	5,500	0,003	0,004	1,98
10,5	10,500	0,006	0,005	2,09

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

Certificado de Calibração Nº 10/7 12

Valor Convencional	Erro	Erro + 2s	Erro - 2s
0	0,000	0,000	0,000
0,5	0,000	0,000	0,000
1,5	0,000	0,000	0,000
3,5	0,000	0,000	0,000
5,5	0,003	0,008	-0,002
10,5	0,002	0,014	-0,010

Ciclo Decrescente

Unidade de Medida: kg

Valor Convencional	Indicação Média	Desvio Padrão	Incerteza Exp.	Fator k
0,000	0,000	0,000	0,000	0
0,500	0,500	0,000	0,003	1,96
1,500	1,500	0,000	0,003	1,96
3,500	3,500	0,000	0,003	1,96
5,500	5,500	0,002	0,003	1,96
10,500	10,500	0,002	0,004	1,98

Valor Convencional	Erro	Erro + 2s	Erro - 2s
0	0,000	0,000	0,000
0,5	0,000	0,000	0,000
1,5	0,000	0,000	0,000
3,5	0,000	0,000	0,000
5,5	0,001	0,004	-0,003
10,5	0,004	0,008	-0,001

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

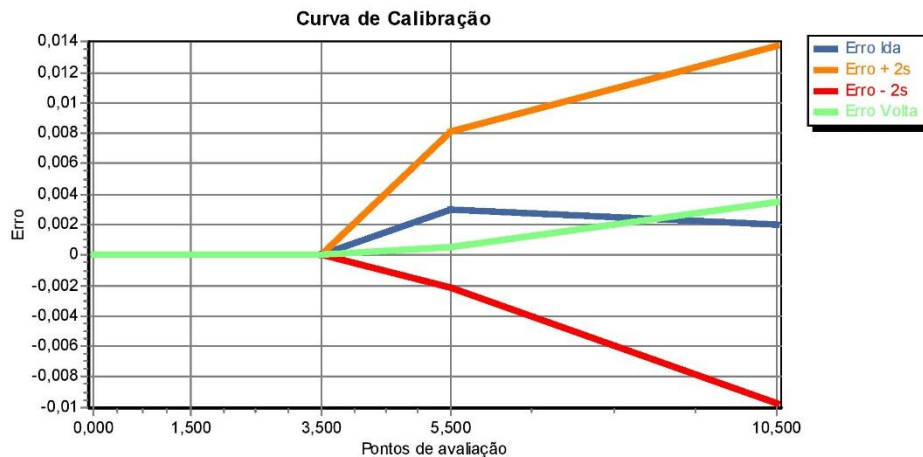
Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

Certificado de Calibração N° 10/7 12

Histerese

Unidade de Medida: kg

Valor Convencional	Histerese Média
0	0,000
0,5	0,000
1,5	0,000
3,5	0,000
5,5	-0,005
10,5	0,010



A incerteza expandida (U) relatada é declarada como a incerteza padrão combinada de medição multiplicada pelo fator de abrangência k, o qual para uma distribuição t corresponde a um nível de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza da calibração foi determinada de acordo com a terceira edição do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (BIPM et al., 2008).

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

Certificado de Calibração Nº 10/7 12

Data de Emissão: Uberlândia, 10/07/2016

Gerente Responsável

Operador

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

APÊNDICE 7

Certificado de Calibração Nº 10/7 13

Cliente: Hospital de Clínicas de Uberlândia Universidade Federal de Uberlândia		Fabricante:
Equipamento: Bisturi Elétrico	Parimônio : BE 2093	
Série: 97798		
Temperatura do ar (°C): 20	Umidade Relativa do ar (%): 30	
Data de Emissão: 10/07/2016	Data da Calibração: 12/07/2016	
Padrão Utilizado: Analisador I	Órgão Calibrador: Metrologia	
Fabricante:	Data da Calibração: 17/05/2016	
Num. Série: 092830923	Núm. Certificado de Calibração: 2312321	

Procedimento de Calibração

A calibração foi realizada através de parâmetros no sistema interno do instrumento, onde foi aplicado formas ensaio conforme o manual do fabricante, foram utilizados referências rastreadas e determinadas pelo fabricante para as escalas calibradas.

Resultados**Ciclo Crescente**

Unidade de Medida: W

Valor Convencional	Indicação Média	Desvio Padrão	Incerteza Exp.	Fator k
50,0	51,7	0,577	1,5	4,3
150,0	150,7	0,577	1,5	4,3
300,0	302,7	1,155	2,9	4,3

Valor Convencional	Erro	Erro + 2s	Erro - 2s
50,0	1,667	2,821	0,512
150,0	0,667	1,821	-0,488
300,0	2,333	4,643	0,024

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

Certificado de Calibração Nº 10/7 13

Ciclo Decrescente

Unidade de Medida: W

Valor Convencional	Indicação Média	Desvio Padrão	Incerteza Exp.	Fator k
50,0	50,4	0,577	0,7	1,96
150,0	152,4	1,155	1,1	1,96
300,0	299,7	0,577	0,7	1,96

Valor Convencional	Erro	Erro + 2s	Erro - 2s
50,0	0,333	1,488	-0,821
150,0	2,333	4,643	0,024
300,0	0,333	1,488	-0,821

Histerese

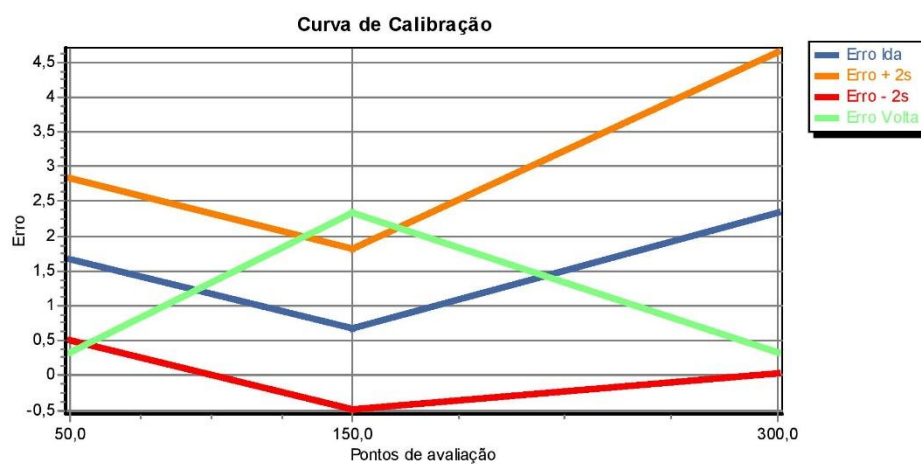
Unidade de Medida: W

Valor Convencional	Histerese Média
50,0	2,000
150,0	-3,000
300,0	4,000

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411

Certificado de Calibração Nº 10/7 13



A incerteza expandida (U) relatada é declarada como a incerteza padrão combinada de medição multiplicada pelo fator de abrangência k, o qual para uma distribuição t corresponde a um nível de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza da calibração foi determinada de acordo com a terceira edição do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (BIPM et al., 2008).

Data de Emissão: Uberlândia, 10/07/2016

Gerente Responsável

Operador

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido a calibração, nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, mesmo que similares.

Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - CEP 38400-902 Fone (34) 3239-4411