



## CALIBRAÇÃO E CÁLCULO DA INCERTEZA PARA UM MEDIDOR DIGITAL DE PRESSÕES RESPIRATÓRIAS

*José Leonardo Ferreira*<sup>1</sup>, *Nadja Carvalho Pereira*<sup>1</sup>, *Marconi de Oliveira Júnior*<sup>1</sup>, *João Lucas da Silva*<sup>1</sup>, *Raquel Britto*<sup>2</sup>,  
*Verônica Franco Parreira*<sup>2</sup>, *Flávio Henrique Vasconcelos*<sup>1</sup>, *Carlos Julio Tierra-Criollo*<sup>1</sup>

<sup>1</sup> UFMG, Belo Horizonte, Brasil – Núcleo de Estudos e Pesquisa em Engenharia Biomédica (NEPEB) – Departamento de Engenharia Elétrica

<sup>2</sup> UFMG, Belo Horizonte, Brasil – Departamento de Fisioterapia

**Resumo:** Neste artigo são mostrados os resultados da calibração e do cálculo da incerteza da medição realizada para um medidor digital de pressões respiratórias desenvolvido pelo Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica (NEPEB) da Escola de Engenharia da UFMG. O manovacuômetro digital inclui um módulo de aquisição dos sinais de pressão e um módulo de conversão A/D. O equipamento foi submetido a um procedimento de verificação a fim de que fosse realizada sua calibração. Um modelo para o cálculo de sua incerteza da medição foi proposto. Para a pressão de 26,7 kPa, as incertezas padrão combinada e expandida foram estimadas em 0,80 e 1,6 kPa, respectivamente.

**Palavras chave:** calibração, incerteza de medição, medidor de pressões respiratórias, conversor A/D.

### 1. INTRODUÇÃO

Quando se relata o resultado de uma grandeza física, é preconizado por organismos nacionais e internacionais ligados ao processo metrológico que seja dada alguma indicação quantitativa da qualidade do resultado, de forma tal que aqueles que o utilizam possam avaliar sua confiabilidade. No Brasil, o Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO) é o órgão executor das políticas de metrologia, e é quem estabelece critérios e regras gerais relacionados à expressão de incertezas associados aos processos de medição [1]. O INMETRO constitui, ainda, o órgão responsável pelo gerenciamento dos sistemas brasileiros de credenciamento de laboratório de calibração e de ensaios e de organismos de certificação (produtos, sistemas de qualidade e pessoal) e inspeção [2].

O Ministério da Saúde (MS), por força da Portaria 2043, de 12/12/1994, tornou compulsória a certificação dos equipamentos médico-hospitalares (EMH), não apenas atribuindo condições para uma maior credibilidade de seus usos, mas também criando demanda de serviços de calibração [2]. A não calibração de equipamento eletromédico pode conduzir a erro no diagnóstico clínico, terapias errôneas que poderão levar a ocorrência de uma iatrogenia no paciente.

A regulamentação do processo de certificação de qualidade de EMH no Brasil é hoje definida por dois documentos normativos: a resolução nº 444 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), publicada em agosto de 1999 [3] e o Regulamento de Avaliação da Conformidade para Equipamentos Eletromédicos, anexo da portaria nº 86 do INMETRO, de abril de 2006 [4]. O primeiro define os contornos políticos da certificação, enquanto o segundo descreve os detalhes técnicos que condicionam aquela ação.

O Núcleo de Estudos e Pesquisas em Engenharia Biomédica da Escola de Engenharia da UFMG (NEPEB/UFMG) desenvolveu um sistema de mensuração digital das pressões respiratórias máximas exercidas pelos músculos do sistema respiratório. Por ser um equipamento com finalidades eletromédicas de diagnóstico e tratamento, para que o protótipo desenvolvido possa ser utilizado, futuramente, em nível comercial, torna-se necessária a sua avaliação metrológica conforme a portaria 2043 do MS. Assim, o sistema deve passar por um processo de certificação que envolve, dentre outras exigências, a sua calibração e avaliação da sua incerteza da medição.

Tabela 1. Características do Sensor MPX5050

Característica	Símbolo	Mínimo	Média	Máximo	Unidade
Faixa de variação de pressão	$P_{CP}$	0	-	50	kPa
Tensão de alimentação	$V_F$	4,75	5,00	5,25	Vdc
Corrente de alimentação	$I_o$	-	7,0	10,0	mAdc
Offset de pressão mínima (0 to 85 °C) @ $V_F = 5,0$ Volts	$V_{off}$	0,088	0,20	0,313	Vdc
Saída de fundo de escala (0 to 85 °C) @ $V_F = 5,0$ Volts	$V_{FSO}$	4,587	4,70	4,813	Vdc
Span de fundo de escala (0 to 85 °C) @ $V_F = 5,0$ Volts	$V_{FSS}$	-	4,5	-	Vdc
Exatidão	-	-	-	+/- 2,5%	$V_{FSS}$
Sensitividade	V/P	-	90	-	mV/kPa
Tempo de resposta	$t_R$	-	1,0	-	ms
Corrente de saída de fundo de escala	$I_{o+}$	-	0,1	-	mAdc
Tempo de <i>Warm-Up</i>	-	-	20	-	ms
Estabilidade de <i>offset</i>	-	-	+/- 0,5	-	% $V_{FSS}$

### 1.1. O medidor de pressões digital

A mensuração das pressões respiratórias máximas durante a inspiração (pressão inspiratória máxima – P<sub>I</sub>max) e durante a expiração (pressão expiratória máxima – P<sub>E</sub>max) caracteriza uma importante variável para o diagnóstico funcional dos músculos respiratórios. A medida reflete a força máxima que os músculos do sistema respiratório são capazes de exercer. Com isso, a progressão de doenças neuro-musculares pode ser quantificada. Estas pressões podem ser utilizadas também para avaliação de alterações de força muscular durante o processo de envelhecimento. A eficiência de um tratamento fisioterápico, da mesma maneira, pode ser avaliada com tal mensuração. Além disso, trata-se de uma maneira simples, não-invasiva e reprodutível para a quantização da força dos músculos do sistema respiratório [5]. Tais fatores caracterizam as P<sub>I</sub>max e P<sub>E</sub>max como importantes medidas em estudos e tratamentos do sistema respiratório.

As pressões respiratórias máximas são frequentemente medidas por um manovacúmetro analógico. Tais manovacúmetros possuem várias limitações como as listadas a seguir: os equipamentos são analógicos e permitem apenas uma mensuração pontual da pressão inspiratória máxima (P<sub>I</sub>max) e da pressão expiratória máxima (P<sub>E</sub>max) e não da curva de pressão exercida pelo sujeito. Possuem um procedimento de calibração complexo por se tratar de um equipamento cuja mensuração é mecânica [6]. Tal procedimento não é acessível aos seus usuários e somente pode ser executado pelo fabricante. A leitura dos valores de P<sub>I</sub>max e P<sub>E</sub>max é dificultada devido ao fato de o sujeito examinado conseguir exercer a pressão máxima durante um pequeno período de tempo. A pessoa que efetua a mensuração deve, portanto, ficar extremamente atenta ao valor indicado, aumentando a subjetividade da medida e erros de leitura. A faixa de mensuração dos manovacúmetros para avaliação de força muscular é pequena (até aproximadamente 300 cm de H<sub>2</sub>O) e às vezes insuficiente para certos tipos de indivíduo, por exemplo, atletas.

Em face às dificuldades encontradas pela medição das pressões respiratórias realizada por meio do medidor analógico, o NEPEB/UFMG optou por desenvolver um sistema completo de mensuração digital das pressões P<sub>E</sub>max e P<sub>I</sub>max (Manovacuumetria) [7]. O sistema inclui o módulo de aquisição dos sinais analógicos de pressão e um módulo de conversão do sinal analógico para digital, permitindo que os dados digitalizados sejam adquiridos por qualquer microcomputador IBM compatível através de sua interface USB, amplamente disseminada.

### 1.2. Características do medidor desenvolvido

O módulo de aquisição dos sinais analógicos de pressão, denominado manovacúmetro, utiliza dois sensores de pressão diferencial (um para P<sub>I</sub>max e outro para P<sub>E</sub>max), modelo MPX5050 do fabricante Freescale Semiconductor Inc. (Austin, Texas). Algumas características desse sensor podem ser encontradas na Tabela 1. O sensor possui duas tomadas de pressão (Figura 1) e o valor medido corresponde à pressão diferencial entre essas duas tomadas. É importante salientar, todavia, que a pressão em uma das tomadas (P<sub>1</sub>) deve ser sempre maior que na segunda (P<sub>2</sub>).

O sensor de pressão MPX5050 é piezorresistivo; ou seja, a pressão aplicada gera uma variação na resistência do elemento sensível (*strain-gauge*) que possibilita uma mudança na tensão de saída. O *strain-gauge* é implantado ionicamente em um diafragma de silicone. Ele é integralmente composto também de silicone monolítico. Isso permite que não haja efeitos da temperatura pelas diferentes expansões térmicas do diafragma e do *strain-gauge*. Todavia, existe uma compensação de temperatura no sensor que se deve aos seus outros elementos. Essa compensação permite a utilização do sensor em aplicações com variação de temperatura de 0 a 85°C. Uma vez submetido a diferentes pressões (P<sub>1</sub>>P<sub>2</sub>), o diafragma se distende e, como consequência, o *strain-gauge* muda seu valor resistivo gerando uma variação de tensão. É utilizado apenas um *strain-gauge*, o que elimina a necessidade de pareamento entre mais elementos sensitivos ou de calibração quando é utilizada uma ponte de Wheatstone. Além disso, o *offset* dependente apenas de

quão alinhada está a tensão transversa. O sinal produzido no elemento sensível é posteriormente amplificado. Isso possibilita que a faixa de tensão de saída seja condicionada a aproximadamente 0,2 a 5V. Tal característica dispensa uma posterior amplificação externa.

As características do sensor utilizado satisfazem os requisitos estipulados para o sistema: fundo de escala mínimo de 400 cm de H<sub>2</sub>O. Como consta em [8], a faixa de variação do fluxo respiratório varia de 0 a 40 Hz. Assim, a frequência mínima de amostragem deve ser maior que 80 Hz (teorema de Nyquist).

### 1.3. Conversão A/D do sinal – módulo USB

Para a conversão analógica/digital (A/D) do sinal de tensão proveniente do medidor de pressão, utilizou-se o microcontrolador PIC18F4550 da Microchip [9]. Este PIC possui um conversor A/D de 13 canais, 10 bits efetivos e emula o protocolo de comunicação RS232 através da porta USB [10, 11]. No projeto desenvolvido, para aquisição de sinais da pressão pulmonar são utilizados dois canais, um para inspiração e outro para expiração. A frequência de amostragem é de 500 Hz. Após ser digitalizado, o sinal é transmitido ao computador através da porta USB e é, então mostrado na tela do micro por meio de uma interface gráfica.

## 2. OBJETIVO

O objetivo deste trabalho consiste em realizar a calibração do manovacuômetro digital e construir um modelo metrológico por meio do qual se possa calcular a incerteza de medição do equipamento, avaliando-se, assim a sua confiabilidade.

## 3. MÉTODO

### 3.1. Protocolo para calibração do medidor

Procedeu-se à calibração do manovacuômetro digital utilizando-se o protocolo do “Procedimento de Verificação de Esfigmomanômetros do Tipo Aneróide” do INMETRO [12]. Duas foram as motivações para o emprego de tal procedimento: (i) os esfigmomanômetros do tipo aneróide constituem um dos poucos equipamentos clínicos que possuem normalização, regulamentação e controle por parte do INMETRO; (ii) apesar daquela normalização ser especificada para os esfigmomanômetros do tipo aneróide, estes medidores mensuram o mesmo tipo de grandeza que o vacuômetro.

Foram realizados dois ensaios para que se calibrasse o equipamento desenvolvido: o ensaio para determinação do erro máximo de indicação e o ensaio de histerese.

De acordo com o procedimento de verificação, devem ser aplicados valores crescentes e decrescentes de pressão ao medidor. Onze valores de pressão foram aplicados (Tabela 2). Na saída do manovacuômetro, registraram-

Tabela 2. Valores de pressão aplicados ao medidor

Pressão (kPa)		
4,0	9,3	12,0
13,3	20,0	26,7
33,3	40,0	46,7
53,3	60,0	-

se durante aproximadamente cinco segundos, os valores da tensão (e o respectivo valor médio) para cada valor de pressão aplicado. Os ensaios foram realizados quatro vezes, levantando-se assim quatro curvas de tensão de saída pela pressão aplicada.

O instrumento utilizado para gerar e medir a pressão aplicada ao protótipo foi um outro manovacuômetro digital (manômetro de referência) da marca Ecil, cuja incerteza de medição expandida é igual a  $\pm 0,03\%$ , com fator de abrangência  $k=2$  e rastreabilidade a um padrão de referência certificado pelo INMETRO. A Figura 1 ilustra o esquema da montagem implementada em laboratório para calibração do protótipo.

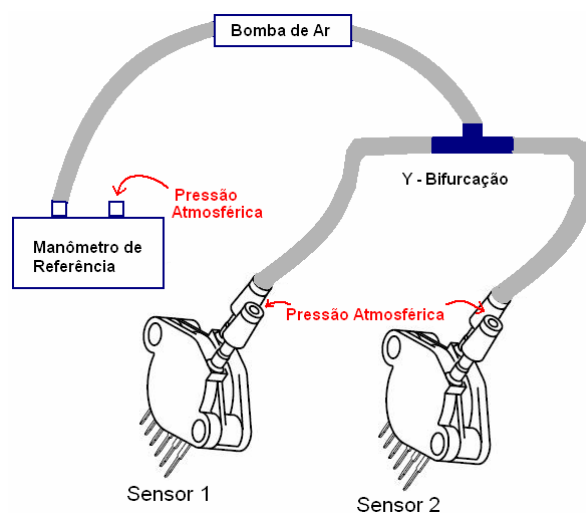


Fig. 1. Esquema da montagem implementada para realização da calibração do protótipo

### 3.1. Protocolo para cálculo da incerteza de medição

O modelo estabelecido para se calcular o valor da incerteza da medição foi construído com base no Guia para Expressão da Incerteza da Medição do INMETRO [1]. Nesse sentido, foram obtidas as incertezas padrão do Tipo A e B e, em seguida, calculadas as incertezas padrão combinada e expandida.

## 4. RESULTADOS

As curvas de calibração para os sensores 1 e 2 do manovacuômetro desenvolvido mostraram linearidade até 53,3 kPa (figuras 2 e 3).

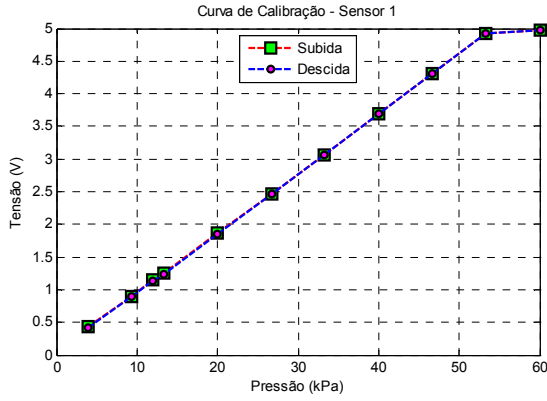


Fig. 2. Uma das quatro curvas de calibração obtidas para o sensor 1

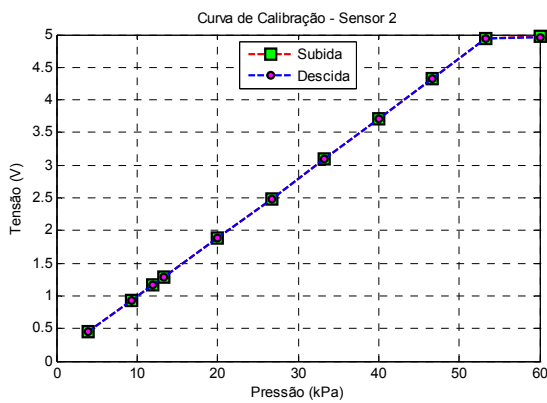


Fig. 3. Uma das quatro curvas de calibração obtidas para o sensor 2

Para o cálculo da incerteza de medição do sistema desenvolvido, inicialmente procurou-se estabelecer uma relação funcional  $f$  que relacionasse o mensurando  $Y$ , que no caso é a pressão medida pelo sistema, com  $N$  outras grandezas de entrada  $X_1, X_2, \dots, X_N$ , conforme sugerido em [1]:

$$Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N) \quad (1)$$

Pela inspeção do *datasheet* do sensor de pressão [13] encontra-se a seguinte expressão que relaciona o valor da pressão com a tensão medida na saída do manovacuômetro desenvolvido:

$$V_S = V_F(P \times 0,018 + 0,04) \quad (2)$$

onde  $V_S$  é a tensão de saída do sensor;  $V_F$  é a tensão de alimentação do sensor; e  $P$  é a pressão aplicada ou medida pelo sensor. De (2) obtém-se:

$$P = \frac{500(V_S - 0,04V_F)}{9V_F} \quad (3)$$

Portanto, essa expressão permite calcular o valor da pressão a ser mensurada pelo protótipo com base na tensão medida em sua saída. Quando se considera a incerteza de medição correspondente ao erro do manovacuômetro de referência,  $\Delta P$ , encontra-se a relação funcional  $f$ :

$$P = \frac{500(V_S - 0,04V_F)}{9V_F} + \Delta P \quad (4)$$

A incerteza de medição foi calculada em relação a um ponto específico, escolhido arbitrariamente, das quatro curvas da calibração, região ascendente (subida), do sensor 2, correspondentes à pressão de 26,7 kPa. A média de tensão para esses quatro pontos ( $n=4$ ) é  $V_m = 2,4955$  V, com desvio padrão  $u_V = 0,0100$  V.

A incerteza do Tipo A corresponde à variabilidade da medição da tensão lida na saída do medidor –  $u_{V_m}$ , cuja estimativa está associada ao desvio padrão da média das leituras e é calculada por:

$$u_{V_m} = \frac{u_V}{\sqrt{n}} = \frac{0,0100}{\sqrt{4}} = 0,0050V$$

Com efeito, a Incerteza do Tipo A = 0,0050 V.

Para estimativa da incerteza do Tipo B são observados os seguintes fatores de variabilidade: (i) exatidão do valor lido da tensão –  $u_E$ , relacionada a grandezas de influência como temperatura, linearidade e à própria pressão, conforme informado no *datasheet* (aqui, optou-se por utilizar o valor associado a 2,5 vezes  $V_{FFS}$ , que corresponde ao valor máximo atribuído a essa contribuição, segundo o fabricante, para a faixa de variação de temperatura entre 0 e 85°C); (ii) estabilidade de *offset* (deriva) –  $u_D$  (relacionada a 0,5 vezes  $V_{FFS}$ ); (iii) variabilidade da fonte de alimentação –  $u_{FA}$  (foi considerada, neste caso, a fonte de alimentação do computador que foi usada para alimentar o sensor e cuja variabilidade média estimada é de 0,1 V). Um outro fator de variabilidade relevado aqui para o cálculo da incerteza do tipo B é aquele ligado à resolução de leitura do instrumento, que no caso do protótipo é de 0,0001V, mencionado aqui como  $u_R$ . As distribuições de probabilidade para os fatores (i), (iii) e aquela relacionada a  $u_R$  foram consideradas como sendo uniformes e, portanto:

$$u_E = \frac{0,1125}{\sqrt{3}} = 0,0650V$$

$$u_{FA} = \frac{0,1}{\sqrt{3}} = 0,0577V$$

$$u_R = \frac{0,0001}{\sqrt{3}} = 0,00006V$$

O valor de  $u_D$  foi inferido conforme indicado na Tabela 1, como sendo igual 0,0225 V.

Estes quatro últimos valores mais a incerteza de medição associada ao manovacuômetro de referência ( $u_M = 0,03\%/2$  da pressão medida, que é igual a 0,0040 kPa quando a pressão de referência é igual a 26,7 kPa) constituem a Incerteza do Tipo B do modelo proposto.

Tomando-se as derivadas parciais de (4), pelas grandezas de entrada (assumindo-se independência estatística, ou seja, decorrelação entre elas), encontra-se a incerteza padrão combinada como:

$$u_c^2(P) = \left(\frac{\partial P}{\partial V_S}\right)^2 u_S^2 + \left(\frac{\partial P}{\partial V_F}\right)^2 u_F^2 + \left(\frac{\partial P}{\partial \Delta P}\right)^2 u_{\Delta P}^2 \quad (5)$$

onde

$$u_S^2 = u_{V_m}^2 + u_E^2 + u_R^2 \Rightarrow u_S = 0,0652V,$$

$$u_F^2 = u_{F_A}^2 + u_D^2 \Rightarrow u_F = 0,0620V \text{ e } u_{\Delta P} = u_M = 0,0040kPa;$$

$$\frac{\partial P}{\partial V_S} = \frac{500}{9V_F} = 11,11 \frac{kPa}{V}, \quad \frac{\partial P}{\partial V_F} = -\frac{500V_S}{9V_F^2} = -5,546 \frac{kPa}{V} \text{ e}$$

$$\frac{\partial P}{\partial \Delta P} = 1$$

O valor de  $V_F$  utilizado no cálculo de  $u_c(P)$  é o valor médio de alimentação da fonte, igual a 5 V. Igualmente, o valor médio é usado para a grandeza  $V_S = V_m = 2,4955$  V.

**A incerteza padrão combinada é estimada, então, como sendo  $u_c(P) = 0,80$  kPa.**

A incerteza padrão expandida foi calculada considerando-se um intervalo com nível de confiança igual a 95,45%. A fórmula de Welch-Satterthwaite [1], foi utilizada para o cálculo dos graus de liberdade efetivos  $v_{eff}$ :

$$v_{eff} = \frac{u_c^4(y)}{\sum_{i=1}^N \frac{u_i^4(y)}{v_i}} \quad (6)$$

Os graus de liberdade associados a  $u_E$ ,  $u_R$ ,  $u_{F_A}$  e  $u_D$  foram considerados como  $\rightarrow \infty$ . Para  $u_{V_m}$ ,  $v = n-1 = 4-1 = 3$ , e, para  $u_M$ , o número de graus de liberdade foi estimado com sendo também  $\rightarrow \infty$ . Assim:

$$v_{eff} = \frac{(0,80)^4}{\frac{(0,0652)^4}{3}} = 67997,17 \rightarrow \infty$$

Para o intervalo de confiança de 95,45%, o valor encontrado para  $v_{eff}$  indica um fator de abrangência de  $k=2$ .

**Finalmente, calculando-se a incerteza padrão expandida,  $U = k \times u_c(P) = 2 \times 0,80$  kPa = 1,6 kPa.**

## 5. DISCUSSÃO

As curvas de calibração dos sensores do vacuomanômetro digital desenvolvido apresentam linearidade até 53,3 kPa e mostraram alta repetitividade de medição nos quatro ensaios realizados.

O valor máximo encontrado para a histerese, em valor absoluto, nos quatro ensaios foi de 0,0190 V para o sensor 1 e de 0,0187 V para o sensor 2. A avaliação de conformidade do sensor [5], utilizando-se o valor para a sensibilidade (Tabela 1) de 90 mV/kPa para o cálculo da pressão medida pelo protótipo, revela que os valores encontrados para histerese são muito menores dos preconizados pelo INMETRO para os esfigmomanômetros do tipo aneróide.

Uma inspeção visual da curva *tensão x pressão* no *datasheet* do sensor revela algumas diferenças em relação às curvas de calibração levantadas neste trabalho. Isso sugere ser necessária uma avaliação da maneira utilizada para conversão da tensão medida para a pressão mensurada pelo protótipo, que foi implementada utilizando-se o valor considerado para a sensibilidade de 90 mV/kPa. Em trabalhos futuros, verificar-se-á a existência de uma expressão que represente melhor a relação entre aquelas grandezas e cujos parâmetros sejam extraídos das próprias retas de calibração, por exemplo, utilizando-se o método dos mínimos quadrados. Tais ações possivelmente poderão minimizar os eventuais erros de conversão mencionados. Outro detalhe que merece ser destacado é que o procedimento de calibração utilizado é específico para esfigmomanômetros do tipo aneróide, o que pode introduzir algum tipo de discrepância nos resultados ao se analisar medidores de pressão similares ao aqui estudado.

Do mesmo modo como discutido acima, a relação funcional  $f$  estabelecida neste trabalho (4) pode não estar representando adequadamente o mensurando em função das *grandezas de entrada* aqui consideradas, o que deverá ser investigado. Conseqüentemente, esse fato pode estar comprometendo o modelo proposto aqui para o cálculo da incerteza de medição. Mas, mesmo que isso seja confirmado, o valor de incerteza padrão expandida encontrado para o protótipo é bem inferior àquele sugerido em [6] para os medidores de pressão analógicos, ou seja, 12 kPa.

Alguns pontos também devem ser levados em consideração: nesse modelo não foram incluídas outras fontes de incerteza como aquelas associadas ao conversor A/D e ao fato da possível correlação entre as grandezas de entrada. Finalmente, outras suposições aqui consideradas poderão ser mais profundamente analisadas, como o melhor valor para a variabilidade da fonte de alimentação utilizada para alimentação do sensor e uma melhor avaliação de quanto a temperatura influencia para a variabilidade de medição do protótipo.

## 6. CONCLUSÃO

A calibração do vacuomanômetro digital desenvolvido pelo NEPEB/UFMG implementada neste trabalho permitiu o levantamento de curvas que relacionam a tensão medida pela pressão aplicada aos sensores do protótipo. Entretanto, por meio da inspeção visual das curvas levantadas e sua comparação com aquela apresentada *datasheet* do equipamento, percebem-se diferenças entre elas. A construção de um novo modelo poderá ser útil para comprovar se essas diferenças comprometem, de alguma forma, a verificação de conformidade apresentada em [12], utilizada neste trabalho.

Por meio do modelo proposto, foram calculadas as incertezas padrão combinada e expandida para o equipamento, cujos valores foram 0,80 e 1,6 kPa, respectivamente, para uma pressão de referência de 26,7

kPa. Esses valores são bastante inferiores aos estabelecidos pelo INMETRO para medidores de pressão analógicos de acordo com [6]. Entretanto, o modelo proposto para a relação funcional  $f$  baseado nas expressões (2) e (3), utilizada no cálculo da incerteza de medição, deverá também ser substituído por outros modelos, em trabalhos futuros, a fim de avaliar sua qualidade para o cálculo da incerteza do protótipo.

## AGRADECIMENTOS

Ao pessoal do CETEL /SENAI/FIEMG, nas pessoas de Luiz Henrique, Marcus Vinicius e Reiner que gentilmente cederam o laboratório e o manovacuômetro de referência para que as medições pudessem ser realizadas, e a Rômulo Martini, da FHEMIG, pelas informações prestadas.

## REFERÊNCIAS

- [1] INMETRO, SBM, *Guia para expressão da incerteza de medição*. ABNT, Rio de Janeiro, 1998. 120p
- [2] CORRÊA, A.B., *Confiabilidade metrological do setor de saúde no Brasil*. 2001. 144f. Dissertação (Mestrado em Metrologia para a Qualidade Industrial). Programa de Pós-Graduação em Metrologia para a Qualidade Industrial, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- [3] MINISTÉRIO DA SAÚDE. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, Dispõe sobre a certificação de EHM. Resolução N° 444 de 31 de agosto de 1999.
- [4] MINISTÉRIO DO DESENVOLVIMENTO, INDÚSTRIA E COMÉRCIO EXTERIOR. INMETRO, Dispõe sobre a avaliação da conformidade para equipamentos eletromédicos. Portaria N° 86 de 3 de abril de 2006.
- [5] BLACK, L.; HYATT, R., *Maximal respiratory pressures: normal values and relationship to age and sex*. Am. Rev. Resp. Dis., v. 99: 696-702, 1969.
- [6] INMETRO, *Orientações para a realização de calibração de medidores analógicos de pressão*. Documento de caráter informativo. INMETRO, Rio de Janeiro, 2006. 13p
- [7] SILVA, J, *Desenvolvimento de um sistema digital de medição das pressões respiratórias máximas*. 2006. 59f. Monografia (Bacharelado em Engenharia de Controle e Automação) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.
- [8] WEBSTER, John G.; CLARK, John W. *Medical instrumentation: application and design*. 3rd ed. New York: Wiley, 1998. 691 p.
- [9] PIC18FUSB, *About Microchip USB PIC (PIC18F2550, PIC18F4550...)*. Disponível em: <<http://pic18fusb.online.fr/wiki/wikka.php?wakka=WikiHome>>. Acesso em: 01 mai. 2007.
- [10] MICROCHIP, *Migrating Applications to USB from RS-232 UART with Minimal Impact on PC Software*. Disponível em: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00956b.pdf>>. Acesso em: 01 mai. 2007.
- [11] MICROCHIP, *Emulating RS-232 over USB with PIC18F4550 - Microchip Technology Inc*. Disponível em: <[http://techtrain.microchip.com/webseminars/documents/EmulatingRS-232overUSB\\_121004.pdf](http://techtrain.microchip.com/webseminars/documents/EmulatingRS-232overUSB_121004.pdf)>. Acesso em: 01 mai. 2007.
- [12] INMETRO, *Procedimento de verificação de esfigmomanômetros do tipo aneróide*. INMETRO, Rio de Janeiro, 1997. 10p
- [13] FREESCALE, *Sensor data book*. Disponível em: <[www.freescale.com](http://www.freescale.com)>. Acesso em: 01 mai. 2007.