

Micro Sensor de Temperatura para Aplicações Biomédicas

Alberto José C. M. Motta¹; Ingrid Munõs¹; Renan O. Schreiner¹; Carlos José de Lima¹; Renato Amaro Zângaro¹; Marcos Tadeu T. Pacheco¹.

¹ Universidade do Vale do Paraíba, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento – IP&D, Laboratório de Espectroscopia Biomolecular, Av.: Shishima Hifumi, 2911, Urbanova, CEP – 12244-000, São José dos Campos – SP, e-mail: bebetomotta@yahoo.com.br

Resumo- A temperatura no interior do corpo humano permanece constante, quando em condições normais, com variações de aproximadamente 0,6°C. O corpo humano então é perfeitamente capaz de manter sua temperatura constante, quando submetido a variações de temperatura ambiente, isso se estiver em perfeitas condições, porém em ambientes hospitalares nem sempre isso ocorre, em sua maioria, os pacientes encontram-se em condições debilitadas, e locais climatizados como CTI's podem causar grande influencia na termorregulação. Esse trabalho visa o desenvolvimento e implementação de um sensor de temperatura miniaturizado (STM) a base de um transistor para utilização em ambientes hospitalares. O dispositivo foi aplicado para monitorar a temperatura de pacientes submetidos a grandes cirurgias, através da medida de temperatura timpânica em Ambiente Hospitalar. Ao se observar a aplicação em campo, nota-se que o termômetro desenvolvido apresenta grande acurácia quando comparado com o termômetro padrão utilizado para verificação da temperatura dos pacientes. Assim afirma-se que o termômetro apresenta funcionamento adequado a essa aplicação.

Palavras-chave: Sensor, Temperatura, Tecnologia.

Área do Conhecimento: III- ENGENHARIAS

Introdução

A temperatura no interior do corpo humano permanece constante, quando em condições normais, com variações de aproximadamente 0,6°C. O corpo humano despido, exposto a temperatura de 13 a 54° C em ambientes secos, pode manter estável sua temperatura. A temperatura corpórea em condições normais está em torno de 36,7° C, quando medida na boca. Já no reto a temperatura é normalmente 0,6° C superior a temperatura medida na boca. - Guyton & Hall

No nosso organismo é completamente recoberto por receptores de calor. Os receptores para frio têm descargas de impulsos a temperaturas entre 25°-30°C e os receptores para calor têm descargas de impulsos a temperaturas entre 45°-50°C. Tegazzin (2005)

O nosso organismo constantemente produz calor, isso é o subproduto do nosso metabolismo. Mas quando por motivo externo ou interno, a temperatura se torna inferior a 34,4°C, há um prejuízo acentuado na capacidade do hipotálamo de regular a temperatura corpórea, havendo uma perda total dessa capacidade quando o corpo atinge temperatura igual ou inferior a 29,4°C. Um dos motivos dessa perda da termorregulação reside no fato de que a velocidade das reações químicas de produção de calor em cada célula encontra-se diminuída em consequência da baixa temperatura. Isso pode causar sonolência e até mesmo levar ao coma. A perda da regulação da

temperatura corpórea acelera ainda mais a diminuição da temperatura corporal, podendo levar a morte.

O corpo humano então é perfeitamente capaz de manter sua temperatura constante, quando submetido a variações de temperatura ambiente, isso se estiver em perfeitas condições, porém em ambientes hospitalares nem sempre isso ocorre, em sua maioria, os pacientes encontram-se em condições debilitadas, e locais climatizados como CTI's podem causar grande influencia na termorregulação. No caso de cirurgias à céu aberto, com grandes áreas expostas (vísceras, etc), o paciente em ambientes climatizados com temperaturas muito baixas, normalmente está sujeito a hipotermia acarretando complicação pós operatória.

Alguns efeitos fisiopatológicos desta hipotermia podem ser indesejáveis:

- aumento da infecção da ferida operatória,
- aumento do tempo de internação,
- aumento do tempo de ação do agente anestésico,
- alteração na cascata de coagulação,
- e aumento de perda sangüínea com maior necessidade de transfusão de sangue.

Por isso dispositivos para o monitoramento da temperatura corpórea durante esses procedimentos são muito importantes, o que justifica o desenvolvimento de um micro sensor de temperatura para aplicação Biomédica conforme expõe o presente trabalho. – Guimarães (2004)

Metodologia

O sensor de temperatura teve seu desenvolvimento baseado no transistor do tipo "SMD" modelo BC854, como visto na figura 1. O elemento sensor, foi adaptada a uma extremidade de um tubo de teflon com diâmetro de 1 mm e comprimento de 1 m. Este tubo, além de sustentar o sensor, permite que as vias de conexão sejam isoladas em seu interior. A fixação do transistor foi obtida com o recobrimento parcial do mesmo e parte do tubo com resina epóxi biocompatível (EPO-TEK 320).

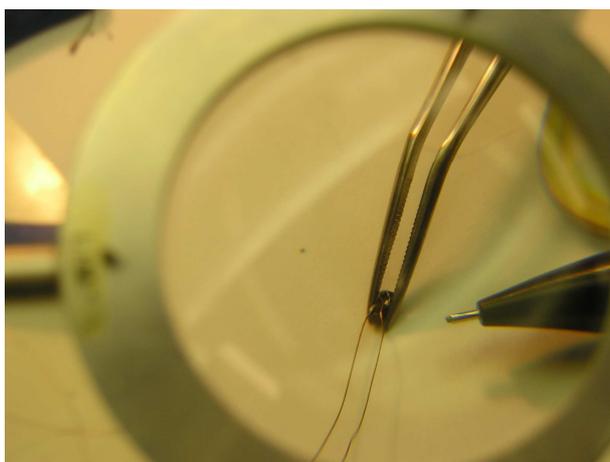


Figura 1: conexão do transistor

Para sua caracterização, o sensor foi conectado a um circuito de leitura digital de temperatura existente, e teve sua resposta de tensão monitorada via multímetro digital. Para calibração foi utilizado um termômetro de referência e um recipiente contendo água-gelo e uma estufa. No recipiente de água e gelo foi colocado o sensor e esperou por um minuto para estabilizar no ponto zero. Após a estabilização do ponto inicial colocou-se o recipiente com o sensor na estufa e a programou para estabilizar em cem graus Celsius. Com esses dados determinou-se o "0" e o "100" graus Celsius. Após isso, foi levantada a curva de linearidade (Tensão x Temperatura) do dispositivo. Tendo os dados da tensão obtidos pelo multímetro e os dados da temperatura obtidos pelo Circuito de leitura digital de temperatura.

Após o sensor calibrado, o mesmo foi aplicado para monitorar a temperatura de pacientes submetidos a grandes cirurgias, através da medida de temperatura timpânica. Neste caso, as medidas realizadas com o micro sensor são comparadas com as obtidas com um termômetro óptico comercial.

Resultados

Após o término do desenvolvimento do sistema obteve o sensor na ponta distal conforme a figura 2.

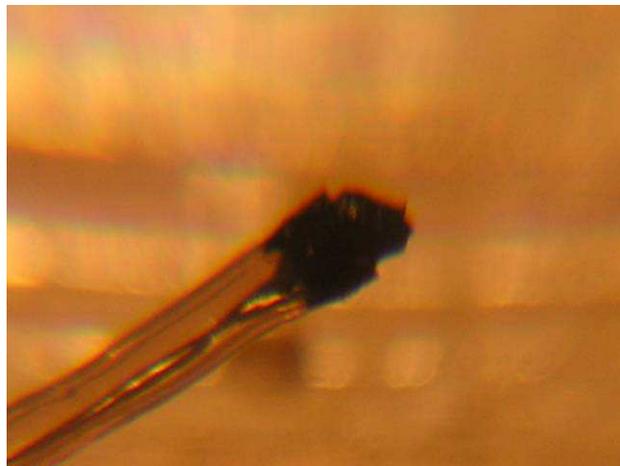


Figura 2: vista da ponta distal do cateter com o sensor.

Os testes de caracterização do sistema geraram os dados da figura 3.

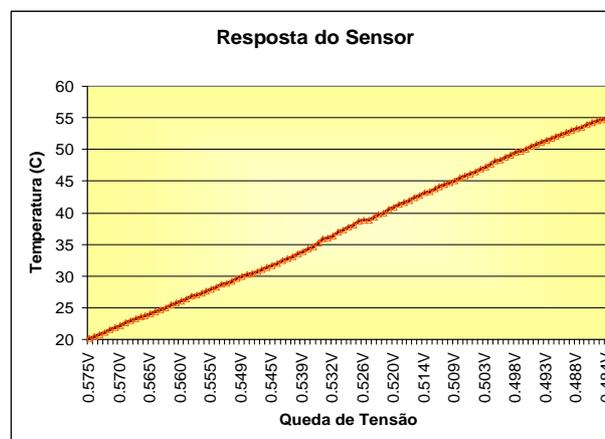


Figura 3: Queda de tensão do transistor por temperatura

Fator de Conversão

$$\frac{\Delta V}{\Delta T} = \frac{-0.026V}{9.8^{\circ}C} = -2.65 mV/^{\circ}C$$

Equação 1: Fator de conversão.

As Figuras 4 e 5 mostram a diferença das respostas da medida de temperatura entre o micro-sensor e um termômetro comercial operando na região do infravermelho próximo.

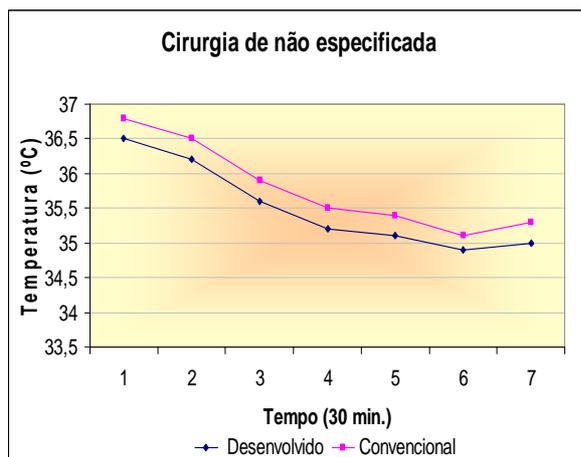


Figura 4: variação de Temperatura do sensor desenvolvido e do termômetro comercial. – Guimarães et. All (2004)

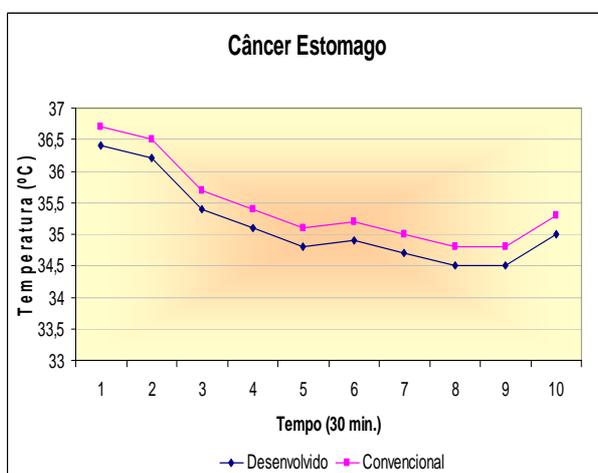


Figura 5: Variação de Temperatura do sensor desenvolvido e do termômetro comercial em cirurgia de Câncer de estomago. – Guimarães et. All (2004)

Discussão

No ensaio em laboratório observou-se que o sensor apresenta uma boa linearidade sendo que a relação entre a queda de tensão sobre o sensor e a temperatura por ele medida pode ser equacionada segundo a equação 1.

Essa constante é o fator de conversão utilizado pelo circuito de interface (termômetro digital).

Outra vantagem de se utilizar o semiconductor é a dimensão reduzida que se pode adquirir com componentes Surface Mount Device (SMD), permitindo o acesso à órgãos endoluminais de pequeno calibre ou locais como o reto e o tímpano, minimizando a evasividade. Essa dimensão reduzida permite também ao sensor ter um tempo de resposta muito pequeno e ter uma amostra de dados pontual.

Cada cirurgia representada nas figuras 4 e 5, foi realizada em ambiente adverso. Tanto foram

realizadas medidas em ambientes climatizados como também em locais sem climatização, apresentando grande variação na temperatura ambiente. Pode se observar o comportamento repetitivo do sensor em todos os casos, mesmo com variações de tempo de cirurgias como a variação de temperatura ambiente. Sendo que as medidas tinham início no pré-operatório e se estendiam até o pós-operatório próximo.

Para a esterilização, devem-se conhecer algumas propriedades mecânicas do material em questão, pois dependendo do tipo de esterilização, esta pode causar algumas mudanças estruturais ou químicas no material a ser utilizado. Sant'Anna em 2002 realizou estudos com protótipos de cateteres ópticos utilizando fibra óptica e adesivo óptico, verificando o processo referente a limpeza e esterilização química da extremidade distal do dispositivo, utilizando inóculos bacterianos (*Pseudomonas aeruginosa* e *Escherichia coli*). As especificações dos fabricantes da resina epóxi e do tubo de teflon atestam que os mesmos podem ser esterilizados por autoclave. O ensaio em autoclave do dispositivo completo, utilizando a proposta de Sant'Anna, ainda não foi testado.

Conclusão

A faixa de medida de temperatura corpórea permite a utilização de um semiconductor como sensor de temperatura, pois esse apresenta nessa boa linearidade na variação de sua "resistência".

Ao se observar os gráficos, 2 e 3, das aplicações em campo, nota-se que o termômetro desenvolvido apresenta grande acurácia quando comparado com o termômetro padrão utilizado, isso é afirmado com base na repetição da defasagem de 0,3°C presente entre todos os pontos relacionados. Assim afirma-se que o termômetro apresenta funcionamento adequado para essa aplicação.

A utilização do semiconductor neste caso mostrou-se extremamente satisfatório, pois a linearidade, a biocompatibilidade e as dimensões do mesmo satisfizeram os requisitos para a finalidade proposta, Sensor de Temperatura Miniaturizado. Contudo o projeto da margem para o estudo e aperfeiçoamento deste.

Agradecimentos

A Ana Paula Chaves Guimarães, do Hospital Municipal Dr José de Carvalho Florence em São José dos Campos, por seu projeto de pesquisa sobre INCIDÊNCIA DE HIPOTERMIA NÃO INTENCIONAL EM CIRURGIAS DE GRANDE PORTE, que realizou o teste prático do sensor de temperatura em ambiente hospitalar.

Referências

-Cassignol, E.,J; Semicondutores Física e Eletrônica; Ed. Edgard Blücher; 2ªed.

- Taub, H; Schilling, D; Eletrônica Digital; Ed. McGraw-Hill.

- Lima, C.J. Cateteres a Fibras Ópticas para Técnicas Espectroscópicas Ópticas, Tese de Mestrado, UNIVAP, São José dos Campos, 1998.

- Catálogo Geral Informativo Epo Tek.

- Manual Informativo Epo Tek 320;

-Sant'Anna, A.L.G.G. Limpeza e esterilização química da extremidade distal de um cateter de fibras ópticas, Tese de Mestrado, UNIVAP, São José dos Campos, 2002.

-BAFFI, S.L.; LACERDA, R.A. A busca de qualidade no reprocessamento e na reutilização de cateteres de hemodinâmica. Rev. SOBECC, São Paulo,v.5, n.6, p. 23-30, abr./jun., 2001.

- AORN. Reutilização de artigos de uso único. Rev. SOBECC, São Paulo, v.6, n.4, p.13-16, out./dez., 2001b.

- Paschoal, André, Tese de Mestrado- Estudo da Utilização de Polímeros Piezelétricos em Materiais para Implantes Ortopédicos, Escola de Engenharia de São Carlos, Instituto de Física de São Carlos, Instituto de Química de São Carlos.

- Guimarães, Ana Paula Chaves; Incidência de Hipotermia não Intencional em Cirurgias de Grande Porte, Hospital municipal Dr. José de Carvalho Florence em São José dos Campos-2004.

- Tegazzin, Vincenzo; Anesthesia in patients with neuromuscular disorders; Anais do V Simpósio Brasileiro de Hipertermia Maligna; Volume 13 – no 3 - 2005.

- Guyton, Arhur C.; Hall, John E.; Tratado de Fisiologia Médica; 9 ed., editora Afiliada.