

Módulo eletrônico para transporte de órgãos em estado hipotérmico¹

Leonardo Erik Bohn²
Maurício Barcelos Haag³
Augusto Bemfica Mombach⁴

Resumo

Atualmente, o transporte dos enxertos é realizado por meio de caixas térmicas preenchidas com gelo, o que dificulta controlar a temperatura interna e não promove nível ótimo de hipotermia necessária para a preservação do órgão. O presente artigo descreve o desenvolvimento de um módulo para transporte de órgãos, em nível experimental, utilizando uma série de recursos tecnológicos, a fim de promover um controle autônomo de temperatura dentro da faixa desejada. Tendo em vista que a conservação dos órgãos depende da manutenção do estado hipotérmico em temperaturas próximas a 4 °C, é proposto um dispositivo que faz uso de células Peltier como sistema de refrigeração, efetuando o controle, através de sensores discretos associados a um microcontrolador. Além disso, foi desenvolvido um *software* para aquisição de dados que permite acesso ao histórico de temperatura, através de um cabo serial-USB, promovendo o *upload* dos valores para o computador. Esse recurso possibilita o acesso aos dados pela equipe de reimplante, trazendo maior confiabilidade ao processo.

Palavras-chave: Órgãos. Temperatura. Transplante.

Abstract

Nowadays, the transportation of the tissues is accomplished through coolers filled with ice, what makes it difficult to control the inner temperature and does not promote optimal hypothermia level needed to organ preservation. This article describes the development of a module for organs transportation, at experimental level, using a number of technological resources, in order to promote an autonomous temperature control within the desired range. Considering that the conservation of organs depends on the maintenance of the hypothermic state near 4 °C, it is proposed a prototype that uses Peltier cells, as a cooling system, keeping control, via discrete sensors associated with a microcontroller. In addition, a data acquisition system was developed, which allows access to the historical temperature information through a serial-USB cable, uploading data to a computer. This device provides access to data for the implant team, bringing greater reliability to the process.

Keywords: Organs. Temperature. Transplantation.

¹ Este artigo é resumo de trabalho de conclusão do curso técnico em Eletrônica, apresentado em 2013, na Fundação Escola Técnica Liberato Salzano Vieira da Cunha (FETLSVC), Novo Hamburgo, RS, Brasil

² Acadêmico de Engenharia Biomédica pela Universidade do Vale do Rio dos Sinos (UNISINOS), São Leopoldo, RS e técnico em Eletrônica pela Fundação Escola Técnica Liberato Salzano Vieira da Cunha (FETLSVC). E-mail: leonardo.ebohn@gmail.com

³ Acadêmico de Geologia pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, RS e técnico em Eletrônica pela Fundação Escola Técnica Liberato Salzano Vieira da Cunha (FETLSVC). E-mail: mauricio.barceloshaag@gmail.com

⁴ Acadêmico de Engenharia Elétrica na Universidade do Vale do Rio dos Sinos (UNISINOS), São Leopoldo e técnico em Eletrônica pela Fundação Escola Técnica Liberato Salzano Vieira da Cunha (FETLSVC). Auxiliar de Ensino na FETLSVC. E-mail: augusto.mombach@gmail.com

1 Introdução

O Brasil possui o maior sistema público de transplante de órgãos do mundo (PEREIRA, 2008) realizando, anualmente, cerca de oito (8) mil transplantes de órgãos vitais como rins, fígado, coração, pâncreas e pulmão, de acordo com a Associação Brasileira de Transplante de Órgãos (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE TRANSPLANTE DE ÓRGÃOS, 2015). Apesar do considerável aumento no número de transplantes efetuados com sucesso na última década, a fila de espera por um transplante ainda é extensa, contando com aproximadamente 38 mil pacientes de acordo com o Sistema Nacional de Transplantes (BRASIL, 2014). Paralelamente a isso, a falta de órgãos é atribuída à carência de doadores efetivos (FERNANDES; GARCIA, 2010), bem como fatores ligados à logística de captação e acondicionamento dos tecidos, durante o processo de transporte (CASTRO, 2005; ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE TRANSPLANTE DE ÓRGÃOS, 2009).

Atualmente, o transporte de tecidos e enxertos se dá por meio de caixas térmicas compostas por material isolante, usualmente poliestireno, preenchidas com gelo para manutenção do estado hipotérmico (AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 2009). De acordo com Watson e Dark (2011), o processo de resfriamento tem por objetivo a diminuição da atividade celular evitando, dessa forma, a deterioração acelerada do tecido. Se, por um lado, baixas temperaturas auxiliam na diminuição da taxa de deterioração do tecido transportado, por outro, temperaturas próximas a 0 °C comprometem as células, através da formação de cristais de gelo. Por esse motivo, é necessário um estreito controle sobre a temperatura no interior da caixa térmica, conservando valores próximos a 4 °C (WATSON; DARK, 2011; AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 2009), o que não é possível através do uso do gelo. Partindo desse problema, tem-se como objetivo do projeto de pesquisa a

construção de um dispositivo eletrônico, a nível experimental, que atenda aos parâmetros desejados para conservação de tecidos, durante o processo de transporte. Para tanto, propõem-se uma caixa térmica com temperatura interna controlada, fator determinante sobre o estado do tecido (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE TRANSPLANTE DE ÓRGÃOS, 2009).

Inicialmente, buscou-se um maior entendimento sobre a logística de captação de órgãos no Brasil, através de pesquisas sobre a legislação vigente e visitas à Central de Notificação, Captação e Distribuição de Órgãos do estado do Rio Grande do Sul (CNCDO/RS). Após a coleta de dados, foram definidos os parâmetros do protótipo, atendidos, através de medidas de engenharia, visando maior portabilidade, eficiência e segurança. Na etapa de testes, realizada nos laboratórios do curso técnico de Eletrônica da Fundação Escola Técnica Liberato Salzano Vieira da Cunha (Novo Hamburgo, RS), o protótipo foi avaliado em função da taxa de resfriamento e da manutenção da temperatura desejada, sendo realizados, ainda, ensaios com órgãos simulados.

2 Logística de captação de órgãos no Brasil

De acordo com a política que rege a doação de órgãos em território nacional, para que um transplante seja realizado, é necessária, inicialmente, a constatação da morte encefálica do doador, caracterizada pela perda total e irreversível, tanto das funções cerebrais, quanto do tronco cerebral, conforme Resolução nº. 1.480/97 do Conselho Federal de Medicina (2013). Após o diagnóstico a CNCDO, que tem atuação regional dentro de cada Unidade Federativa, é responsável, tanto pela realização da entrevista com os familiares da vítima, quanto pela coordenação das equipes, conforme apresentado na lei federal nº. 9.434/97 (BRASIL, 1997).

Dessa forma, a retirada dos órgãos é efetuada somente após o aceite familiar, seguindo os procedimentos *post mortem* específicos para retirada

de cada tecido (ROSÁRIO, 2013). Em função da causa *mortis* e da idade do doador, há a possibilidade da doação de múltiplos órgãos (RECH; RODRIGUES FILHO, 2007). Nesses casos, a ordem de retirada dos tecidos se dá de acordo com o tempo de permanência em isquemia fria, ou seja, o tempo compreendido entre o clampamento da aorta para perfusão dos fluídos de conservação e a retirada do enxerto do gelo para reimplante (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE TRANSPLANTE DE ÓRGÃOS, 2009). Tendo

em vista o tempo máximo de isquemia fria, a retirada dos órgãos segue a ordem apresentada na tabela 1. De acordo com a Resolução nº 66 de setembro de 2009, após a retirada, o tecido é imerso em solução de conservação fria (de tipo e quantidade variável, de acordo com o enxerto transportado) e envolvido por uma embalagem primária e duas secundárias; por fim, é inserido na embalagem terciária que se trata da caixa térmica preenchida com gelo (AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 2009).

Tabela 1 – Parâmetros de tempo e quantidade de solução para alguns órgãos e tecidos

Órgão	Tempo de isquemia fria	Volume total aproximado
Coração	4 horas	1 l
Pulmão	4 – 6 horas	3 l
Fígado	12 horas	1 l
Pâncreas	20 horas	1 l
Rins	24 horas	500 ml

Fonte: Adaptado de Associação Brasileira de Transplante de Órgãos (2009) e Saadi (2013).

A fim de conhecer mais sobre a logística empregada, foi realizada uma visita técnica a CNCDO/RS, no município de Porto Alegre (RS). A Central, que é a responsável por todo o processo de captação e coordenação do transporte de órgãos, determina a logística envolvida no processo junto aos hospitais e equipes autorizadas (BRASIL, 1997). Na visita realizada, os profissionais proporcionaram uma explicação detalhada de como ocorrem os processos de transportes de órgãos, permitindo acesso às embalagens primária e secundária, bem como às caixas térmicas utilizadas nos processos de transporte.

De acordo com Caruso (2013), médico regulador da CNCDO/RS, as caixas têm seu interior totalmente preenchido com gelo, a fim de manter o estado hipotérmico pelo maior tempo possível, fato que as tornam pesadas, dificultando a locomoção (informação verbal). Ainda de acordo com o médico, tendo em vista os procedimentos cirúrgicos, após a chegada da equipe no hospital transplantador, tem-se

um tempo hábil de 2 horas até a retirada do primeiro órgão, usualmente coração ou pulmão (informação verbal), conforme apontado pela tabela 1. A assistente social e especialista em saúde da CNCDO, Leirias (2013), complementa, afirmando que o processo de transporte dos tecidos se dá tanto por meio terrestre ou aéreo, o que traz a necessidade de um sistema de alimentação versátil para o protótipo proposto (informação verbal).

Por fim, algumas sugestões foram feitas, como a criação de um histórico da temperatura para auxílio da equipe de reimplante na avaliação do órgão recebido, considerando que informações referentes à variação de temperatura no interior da caixa são, em complemento aos exames biomédicos, importantes para avaliação da integridade do tecido (informação verbal). Dessa forma, a partir da integração entre os dados da literatura e a visita realizada foi construído um fluxograma, apresentado na figura 1, sobre a logística de captação, apresentando os principais aspectos.

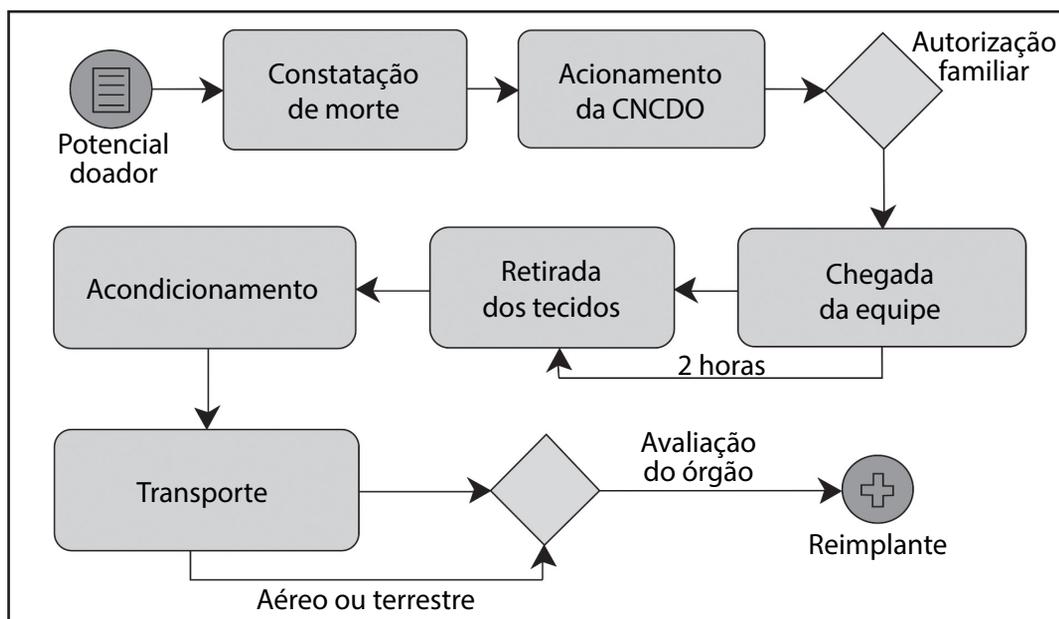


Figura 1 – Logística da captação e transporte de tecidos no Brasil
 Fonte: Brasil (1997).

3 Desenvolvimento

Partindo do levantamento de dados, foi possível estabelecer os parâmetros desejados para o protótipo em desenvolvimento. Definiu-se, portanto, que o protótipo contemplaria os seguintes requisitos: segurança, por meio do controle autônomo da temperatura, associado à geração de um histórico de temperatura acessível à equipe de reimplante; versatilidade, através de diferentes formas de alimentação dos circuitos elétricos, durante os meios de transporte possíveis; portabilidade, expressa através de dimensões e peso menores que os obtidos, através do estado da técnica atual.

3.1 Protótipo proposto

Através das dimensões de cada tecido, acrescidos de sua solução de preservação, apontada pela Associação Brasileira de Transplante de Órgãos (2009), é proposto um protótipo genérico, conforme apresentado na figura 2, com capacidade de 7 litros, consistindo em uma caixa, de base retangular, composta por poliestireno expandido (EPS), como material isolante. O tecido transportado é inserido na parte interna do módulo, onde também estão localizados os sensores de temperatura. Na parte externa, é provido o sistema de controle e acompanhamento do módulo, através de botões e *display*.



Figura 2 – Projeto do protótipo e sua construção em EPS
 Fonte: Os autores (2013).

Visando atender aos parâmetros elencados, para o sistema de refrigeração, representado na figura 3, optou-se pelo uso de pastilhas termoelétricas (2), as quais, através do efeito *Peltier*, promovem a transferência de calor, através de junções P e N (RIBERI, 2004). Por consequência, tem-se uma face fria, que é voltada para o interior do módulo e uma face quente, voltada para o ambiente externo. Costa (2015) aponta vantagens no uso de pastilhas termoelétricas, tais como: ser caracterizada totalmente no estado sólido (dispensando uso de fluidos) e apresentar versatilidade no controle do fluxo de calor, através do simples controle da polaridade.

Tendo em vista a melhoria do processo de troca térmica, foram aplicados dissipadores metálicos no interior (figura 3 - 1) e no exterior

(figura 3 - 3) da caixa, promovendo um resfriamento mais eficiente, através do aumento da área (LIENHARD IV; LIENHARD V, 2008). Ao dissipador externo, foi acrescentada ventilação forçada, através de um *cooler* (figura 3 - 4), favorecendo o arrefecimento da face quente da célula termoelétrica (figura 3 - 2) por convecção. Tendo em vista a necessidade de esterilização na parte interna da caixa térmica (AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 2009), não foram acrescentadas partes móveis (como um cooler) no interior do protótipo. Adotou-se, ainda, como metal do dissipador interno, o alumínio que possui condutividade térmica de $205 \frac{W}{m \cdot K}$ (YOUNG; FREEDMAN; FORD, 2012), valor satisfatório, quando comparado a outros metais industriais comercialmente acessíveis, como cobre e latão.

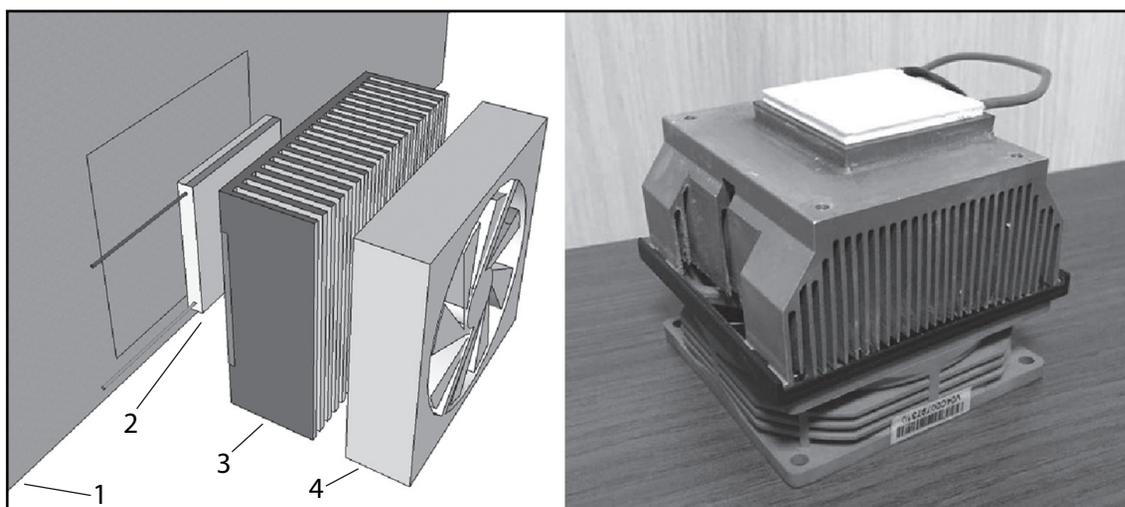


Figura 3 – Sistema de dissipador de calor e alocação da célula termoelétrica
Fonte: Os autores (2014).

3.2 Sistema eletrônico

A visão geral do sistema eletrônico é apresentada no diagrama de blocos da figura 4. Assim, o controle de temperatura é realizado através de sensores discretos integrados ao microcontrolador, formando um *loop* entre o atuador (sistema de refrigeração) e o sensor. Dessa forma, o sinal elétrico gerado pelo sensor, é amplificado (ganho fixo de 5) e, em seguida, adquirido, através do canal Analógico-Digital (AD) do microcontrolador com uma resolução de

10 bits (MICROCHIP TECHNOLOGY, 2006). Essa configuração permite, através dos sensores utilizados, uma resolução de $0,1 \text{ } ^\circ\text{C}$ (TEXAS INSTRUMENTS, 2015a). Tendo em vista a resposta, usualmente lenta de sistemas térmicos, é possível a implementação de um controle tipo ON/OFF (DOEBELIN, 1985), através de MOSFETS de potência, permitindo dois estados possíveis para o atuador, ligado ou desligado.

A entrada de dados constitui-se de botões de *start*, *upload* e *reset*. Através do botão *start*, o contador é acionado, dando início à exibição

de um relógio (em horas e minutos) através do *display* LCD, em conjunto com a temperatura lida pelos sensores no interior do módulo. O botão *start* também dá início à gravação dos valores de temperatura na memória EEPROM do microcontrolador, com uma resolução temporal de 60 segundos. Dessa forma, pressionando-se o botão *upload*, ao término do transporte, é possível transferir os

dados do microcontrolador para um computador, através do módulo EUSART (*Enhanced Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter*), o que possibilita a comunicação do módulo, através de um cabo serial-USB (MICROCHIP TECHNOLOGY, 2006; TEXAS INSTRUMENTS, 2015b). Por fim, o botão *reset* zera o contador e limpa os valores exibidos no *display*.

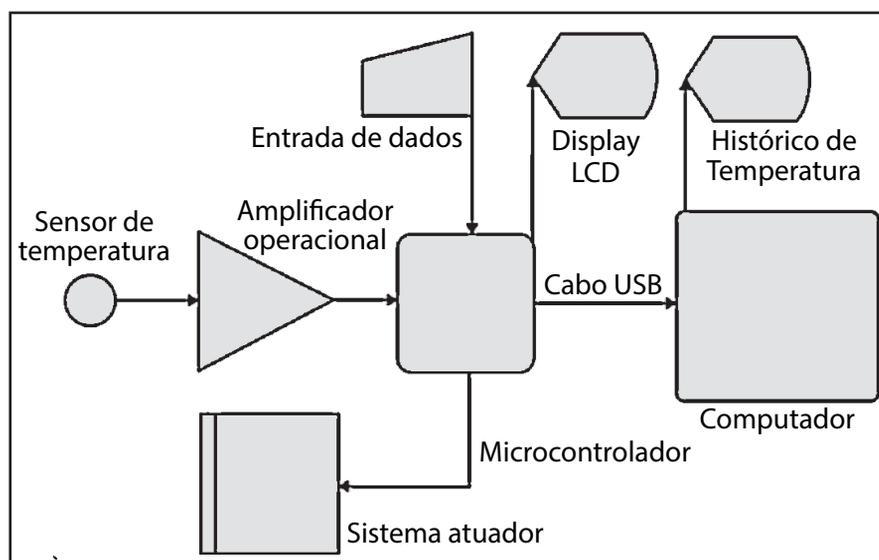


Figura 4 - Diagrama de blocos do sistema eletrônico
Fonte: Os autores (2014).

Para a criação do histórico de temperatura, foi elaborado um programa, desenvolvido em linguagem C, que recebe o histórico de temperatura do módulo de transporte, através da porta USB, por meio do protocolo de comunicação RS-232, gerando um arquivo independente em formato *.xls* - executável em [®]Excel. Dessa forma, são gerados campos, para que seja inserido o órgão transplantado, receptor, hospital de origem, data do processo, equipe responsável e outros fatores, considerados relevantes, ao registro.

Tendo em vista a tensão nominal dos componentes aplicados, o sistema opera com tensão de 12 V e em corrente contínua (CC). Por isso, para a alimentação, foram elaborados três métodos que contemplam as diferentes situações de transporte efetuadas. A primeira consiste em uma fonte chaveada que, ligada à rede 127/220 V

(~60 Hz), fornece 250 W, permitindo a alimentação do circuito, tanto no hospital, quanto no transporte aéreo. A segunda alternativa, quando realizado transporte terrestre, se dá através da tomada 12 V do automóvel, ligada à bateria. Finalmente, a terceira alternativa prevê o uso de bateria para trajetos curtos, como processos de embarque em aeroportos.

4 Testes e análise de dados

Foram realizados diferentes testes, visando o desempenho do módulo de transporte em situações específicas, tendo como *set point* o valor de 4 °C e um desvio aceitável de, no máximo, $\pm 1,5$ °C. Para verificação dos dados, foram utilizados termômetros, sensores de infravermelho, câmeras térmicas e o sistema eletrônico de aquisição de dados, projetado pela equipe (desde a parte de

sensoriamento até *upload* para o computador). Antes de cada teste, o sistema era aferido, através de medidas com termopar e multímetro padrão.

Com o objetivo de avaliar a distribuição do fluxo de calor, através do sistema de refrigeração, foram obtidas imagens em infravermelho, apresentadas na figura 5, através da câmera térmica modelo *FLIR E40*. A figura (A) apresenta o módulo fechado, permitindo observar o aumento de temperatura (junto ao

cooler, conforme escala térmica) gerado pelo ganho térmico da face quente da pastilha de *Peltier*. A figura (B) exhibe a distribuição térmica no interior do módulo (zona mais escura), permitindo observar o papel do dissipador interno na troca térmica. Embora a temperatura não seja uniforme em toda chapa de alumínio, fica evidente o papel positivo do dissipador no processo de transferência de calor, mantendo temperaturas próximas a 6 °C.

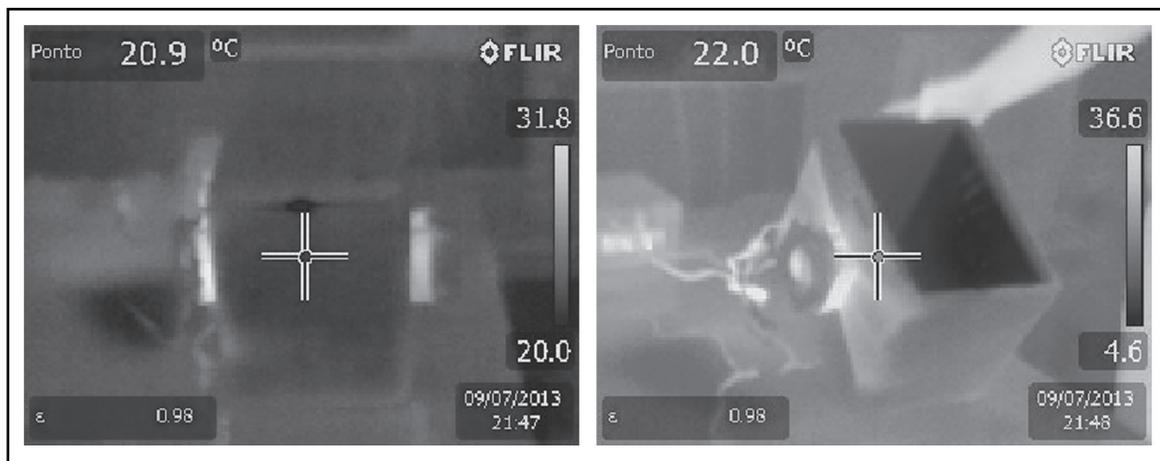


Figura 5 - Fotos térmicas do protótipo em funcionamento.
Fonte: Os autores (2013).

Para avaliar a taxa de resfriamento no interior do módulo, foi realizado teste, com duração de 60 minutos, com a caixa vazia, ou seja, sem carga térmica. Para o acompanhamento da temperatura, foi empregado o sistema de sensoriamento desenvolvido para o projeto, através de três sensores dispostos em regiões de fundo, meio e topo do interior da caixa, conforme fotografia disposta junto à figura 6, que exhibe a média de temperatura no interior do módulo. O teste 1 é caracterizado por uma temperatura inicial de 24 °C, enquanto que o teste 2 tem temperatura inicial de 16 °C. A eficiência do sistema de controle foi avaliada, após um período de 30 minutos em funcionamento. É possível expressar a precisão do controle, através dos valores de desvio padrão máximo em relação ao *set point* desejado, ou seja, 4 °C. Dessa forma, obteve-se um desvio máximo de $\pm 1,15$ °C, para o teste 1, e $\pm 0,87$ °C para o teste 2, valores aceitáveis e dentro de faixa estipulada de valor máximo ($<\pm 1,5$ °C).

Foram realizados testes com órgãos simulados, mimetizando um coração humano de 300 gramas (SKWAREK *et al.*, 2006), usando carne bovina. Dessa forma, os parâmetros relativos a trocas térmicas, como o calor específico, são mais bem atendidos, promovendo uma simulação com maior representatividade. Para o ensaio, teve-se, como base, o procedimento apresentado nas “Diretrizes básicas para captação e retirada de múltiplos órgãos e tecidos” da Associação Brasileira de Transplante de Órgãos (2009) que prevê tanto a infusão de solução gelada, quanto a imersão do coração, depois de retirado, em um (01) litro de solução de preservação a 4 °C (SAADI, 2013). Dessa forma, o enxerto simulado foi refrigerado a uma temperatura de 6 °C, antes de ser inserido, no interior do protótipo.

O teste realizado, representado pela figura 7, teve duração total de 200 minutos, permitindo observar a atuação do sistema de refrigeração sobre a

temperatura do enxerto simulado, após sua inserção no módulo. Após 60 minutos de resfriamento, ocorre a locação do órgão no interior do módulo (marcada pela seta vertical junto à figura 7), gerando ligeiro aumento de temperatura no interior do módulo. A recuperação da temperatura desejável ocorre, após um período de 30 minutos. Após esse período, é mantida, até a conclusão do teste, uma

temperatura média no interior do módulo de 4,6 °C, com desvio máximo em relação ao *set point* de $\pm 0,75$ °C. Por outro lado, o alcance da temperatura desejável no órgão simulado ocorre, cerca de 60 minutos, após sua colocação no interior do módulo, mantendo, a partir desse período, uma média de 4,8 °C com desvio máximo em relação ao *set point* de $\pm 0,7$ °C.

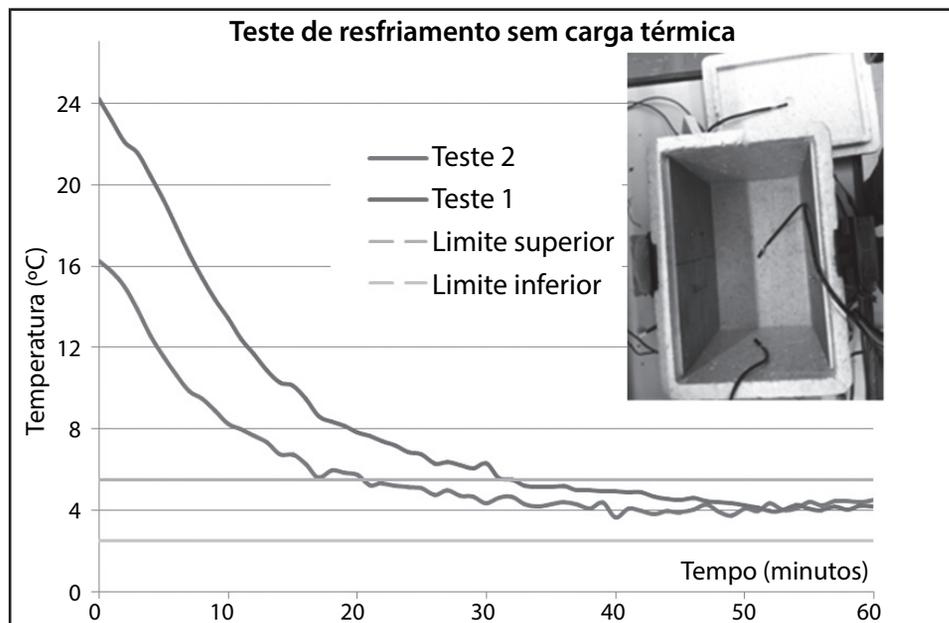


Figura 6 - Média da temperatura em função do tempo e alocação dos sensores
Fonte: Os autores (2014).

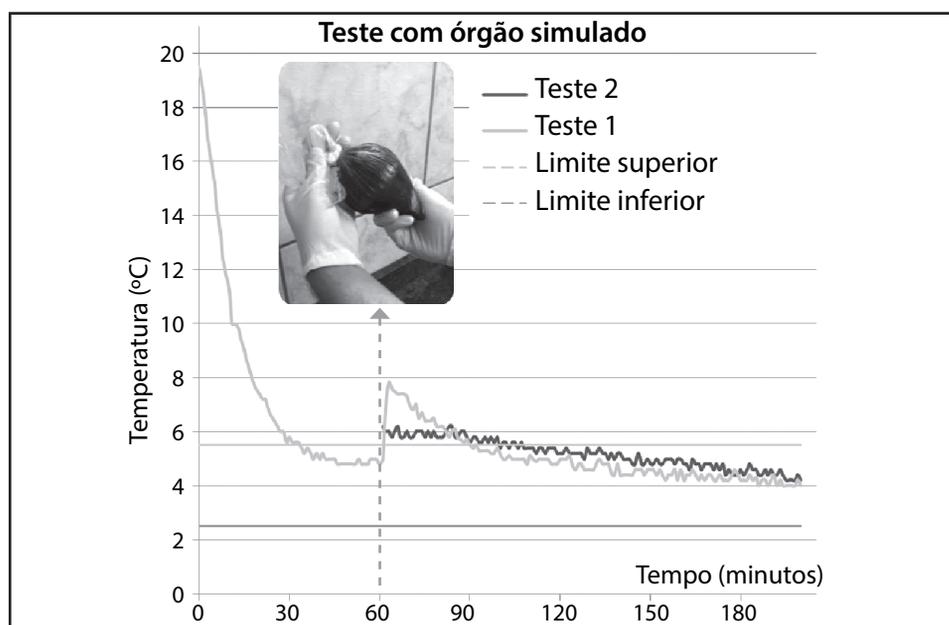


Figura 7 - Valores de temperatura em função do tempo no teste com órgão simulado
Fonte: Os autores (2014).

Por fim, o protótipo proposto foi pesado, obtendo-se uma massa total de aproximadamente 12 kg. É possível efetuar a comparação com o método atual, considerando caixas térmicas de 15 e 30 litros preenchidas com gelo, conforme apresentado na tabela 2.

Tabela 2 – Comparativo entre massas e volumes

Modelo de transporte	Volume (l)	Massa (kg)	Ganho aproximado
Protótipo proposto	7	12	-
Caixa térmica	15	20	33%
Método tradicional - caixa c/ gelo	30	50	66%

Fonte: Os autores (2013).

5 Considerações finais

O contato com a Central de Transplantes do Rio Grande do Sul (Porto Alegre) foi de suma importância para a realização deste trabalho, pois, através dele, pode-se conhecer melhor a logística de captação e transporte de órgãos, trazendo novas demandas ao protótipo. Além do controle da temperatura interna, o protótipo possibilitou a diminuição do peso das caixas, bem como suas dimensões, fatos que têm impactos diretos no processo de transporte, melhorando o trabalho das equipes de transplante e trazendo maior confiabilidade ao sistema. A manutenção da faixa de temperatura traz impactos diretos na sobrevivência do receptor, evitando o descarte de tecidos e permitindo um maior número de transplantes. Tendo em vista as dimensões continentais do Brasil, a funcionalidade do protótipo é evidenciada em processos que envolvem longas distâncias. Assim, a construção de um módulo eletronicamente controlado, compõe uma alternativa válida para a refrigeração de caixas térmicas, aplicadas ao transporte de órgãos em estado hipotérmico, trazendo melhorias ao processo.

Referências

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Resolução da Diretoria Colegiada - RDC nº 66, de 21 de dezembro de 2009. Dispõe sobre o transporte no território nacional de órgãos humanos em hipotermia para fins de transplantes. **Diário Oficial da União**, Brasília, 23 dez. 2009. Seção 1, p. 84.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE TRANSPLANTE DE ÓRGÃOS. **Diretrizes básicas para captação e retirada de múltiplos órgãos no Brasil**. São Paulo, 2009.

_____. **Registro brasileiro de transplantes: janeiro/junho 2015**. São Paulo, 2015.

BRASIL. Ministério da Saúde. Sistema Nacional de Transplantes. **Lista de espera: 2008 a 2014**. 2014. Disponível em: <<http://portalsaude.saude.gov.br/index.php/o-ministerio/principal/secretarias/368-sas-raiz/da-hu-raiz/transplantes-raiz/transplantes/12-transplantes/9455-estatistica>>. Acesso em: 17 mai. 2015.

_____. Presidência da República. **Lei n. 9.434, de 4 de fevereiro de 1997**. Dispõe sobre a remoção de órgãos, tecidos e partes do corpo humano para fins de transplante e tratamento e dá outras providências. 1997. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/LEIS/L9434.htm>. Acesso em: 12 mar. 2013.

CARUSO, R. **Entrevista com os profissionais da CNCDO/RS: depoimento**. [5 de maio 2013]. Entrevistadores: Leonardo Bohn e Maurício Haag.

CASTRO, M. C. R. Doação de órgãos: um transplante de vida. **Revista Viva Saúde Online**, set. 2005. Disponível em: <<http://revistavivasauade.uol.com.br/Edicoes/17/artigo10474-1.asp/>>. Acesso em: 05 fev. 2005.

CONSELHO FEDERAL DE MEDICINA. **Resolução nº 1.480/97**. Dispõe sobre os critérios aplicados à determinação de morte encefálica. 2013. Disponível em: <http://www.saude.ba.gov.br/transplantes/documentos_tx/CFM1480.pdf>. Acesso em: 20 mar. 2013.

- COSTA, V. A. **Efeitos termoeletricos em ligas e nanoestruturas de semicondutores IV-VI**. 2015. 126 f. Tese (Doutorado em Engenharia e Tecnologia Espaciais / Ciência e Tecnologia de Materiais e Sensores) - Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais, São José dos Campos, 2015.
- DOEBELIN, E. O. **Control system principles and design**. New York: John Wiley & Sons, 1985.
- FERNANDES, P. M.; GARCIA, V. D. Estado atual do transplante no Brasil. **Diagnóstico & Tratamento**, v. 15, n. 2, p. 51-52, 2010.
- LIENHARD IV, J. H.; LIENHARD V, J. H. **A heat transfer textbook**. 3. ed. Cambridge: Phlogiston Press, 2008.
- LEIRIAS, M. M. **Entrevista com os profissionais da CNCDO/RS: depoimento**. [5 de maio 2013]. Entrevistadores: Leonardo Bohn e Maurício Haag.
- MICROCHIP TECHNOLOGY. **PIC16F690 Data Sheet**. Chandler, 2006.
- PEREIRA, D. O. **Políticas públicas relacionadas à doação e realização de transplantes**. 2008. 48 f. Monografia (Graduação em Gestão de Políticas Públicas) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.
- RECH, T. H.; RODRIGUES FILHO, E. M. Manuseio do potencial doador de múltiplos órgãos. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, v. 19, n. 2, p. 197-204, 2007.
- RIBERI, R. M. **Projeto de uma micro adegá climatizada de baixo custo**. 2004. 58 f. Monografia (Graduação em Engenharia) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.
- ROSÁRIO, E. N. *et al.* Recusa familiar diante de um potencial doador de órgãos. **Cadernos Saúde Coletiva**, v. 21, n. 3, p. 260-266, 2013.
- SAADI, E. K. **Transplante cardíaco**. 2013. Disponível em: < <http://www.clinicasaadi.com.br/espaco-academico/protocolos/transplante-cardiaco/>>. Acesso em: 12 set. 2013.
- SKWAREK, M. *et al.* Basic axes of human heart in correlation with heart mass and right ventricular wall thickness. **Folia Morphologica**, v. 65, n. 4, p. 385-389, 2006.
- TEXAS INSTRUMENTS. **LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors**. Dallas, 2015a.
- _____. **MAX232x Dual EIA-232 Drivers/ Receivers**. Dallas, 2015b.
- WATSON, C. J.; DARK, J. H. Organ transplantation: historical perspective and current practice. **British Journal of Anaesthesia**, v. 108, n. 1, p. 29-42, Dec. 2011.
- YOUNG, H. D.; FREEDMAN, R. A.; FORD, A. L. **University physics**. 13. ed. São Francisco: Freedman, 2012.