

AVALIAÇÃO DO EFEITO DA TEMPERATURA NO DESEMPENHO DO BISTURI ELÉTRICO

Marco Tullio Alves Silva, Universidade Federal de Uberlândia, alves.marcotullio@gmail.com

Rosenda Valdés Arencibia, Universidade Federal de Uberlândia, rosenda.arencibia@ufu.br

Selma Terezinha Milagre, Universidade Federal de Uberlândia, selma.milagre@ufu.br

Resumo: O presente trabalho tem como objetivo avaliar o desempenho metrológico de bisturis elétricos fornecidos por diferentes fabricantes quando estes são submetidos a variações de temperatura ambiente. A investigação foi orientada através de um planejamento fatorial completo $5 \times 3 \times 3$, considerando cinco níveis da temperatura (20°C (-2), 22°C (-1), 24°C (0), 26°C (+1) e 28°C (+2)). Para a potência de corte foram avaliados os pontos 50 W (+1), 150 W (0) e 300 W (-1), no entanto, para a potência de coagulação foram considerados os pontos 30 W (+1), 80 W (0) e 120 W (-1). Por fim a variável fabricante assumiu três níveis (A (-1), B (0), e C (+1)). Os dados decorrentes do planejamento foram analisados através da ANOVA utilizando o STATISTICA7.0. Foi determinado o erro de indicação de cada equipamento, bem como, a exatidão, a repetibilidade e a incerteza de medição em cada ponto da faixa nominal avaliado para as diferentes condições. Pretende-se propor um fator para corrigir os efeitos provocados pela temperatura nos valores de potência de corte e de coagulação fornecidos pelo bisturi, bem como avaliar a confiabilidade metrológica dos bisturis elétricos.

Palavras-chave: potência de corte, potência de coagulação, confiabilidade metrológica

1. INTRODUÇÃO

A metrologia se fundamentou e evoluiu de forma vertiginosa tanto na área científica quanto na industrial, entretanto, mesmo com uma clara importância, sua aplicação é ainda precária na área da saúde. A realização de medições de diversos parâmetros fisiológicos é essencial para o diagnóstico, caracterização de riscos, tratamentos e registro da evolução clínica de pacientes (Faria, 2016). 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) e em segundo lugar e não menos importantes, a exatidão e a precisão dos mesmos (INMETRO, 2012).

O setor de saúde passou nos últimos anos por diversos aprimoramentos, a maioria deles através dos avanços e da inserção da tecnologia nesta área. Essa mudança no sistema de saúde se deve ao novo foco (pró-atividade, prognóstico, prevenção, diagnóstico antecipado, planejamento de assistência de médica, gerenciamentos de informação, entre outros), evidenciando uma revolução tecnológica para atender à necessidade desse novo sistema (Motta, Albuquerque, Cassiolato, 2000).

A incorporação de diversas tecnologias está criando um novo cenário de qualidade para os sistemas de saúde, que tem modificado a forma de desenvolvimento da tecnologia na área da saúde (Paho, 2006). Estas tecnologias incluem programas de registro e certificação de equipamentos, tecnovigilância, farmacovigilância, hemovigilância, acreditação de hospitais, sistemas de gestão de tecnologia, e sistemas de metrologia na saúde.

Como exemplo, tem-se o centro cirúrgico, que é um dos setores do hospital em que há alta concentração de tecnologia para prestar assistência efetiva à sentinela (Silvia, Rodrigues e Cesarreti, 2009). Um importante dispositivo frequentemente observado nos centros cirúrgicos é o bisturi elétrico. Este surgiu com o objetivo de sanar o problema da hemostasia, o qual provém desde a Idade Média, em que a cauterização era realizada com óleo fervente ou ferro em brasa (Arone, Philippi e Santos, 1994).

O bisturi elétrico, ou Unidade Eletrocirúrgica de Alta Frequência (UEAF), Fig. (1), não é um equipamento médico utilizado para medições de nenhum parâmetro fisiológico. Basicamente ele fornece corrente elétrica com uma determinada potência elétrica e frequência sob uma impedância de carga não indutiva determinada, utilizada para a realização da dissecação e coagulação de tecidos biológicos. Desta forma, apesar de não ser dedicado ao diagnóstico, sua importância é tão relevante quanto a de outros equipamentos médico-hospitalares, por se tratar de um dispositivo de tratamento e de possuir um alto potencial de risco ao paciente, o que evidencia a necessidade de uma avaliação periódica da confiabilidade metrológica desta tecnologia (Parra, Giannastasio e Diniz, 2012).



Figura 1: Bisturi eletrônico PRECISION TC4 - Deltronix (URL)

Os trabalhos destinados à investigação dos fatores de influência visando avaliar o desempenho metrológico dos bisturis elétricos são bastante raros na literatura nacional e internacional. Faria (2016) propôs um planejamento fatorial 3^2 , onde o efeito de dois fatores (potência e temperatura ambiente) nos valores de potência de corte (P_{corte}) e potência de coagulação ($P_{\text{coagulação}}$) foi investigado para um único equipamento. Os resultados do experimento mostraram uma perda da repetibilidade dos valores de potência ao passo que estes se aproximam do fim da faixa nominal do bisturi elétrico. Observaram-se também valores de erro de indicação expressivos, com tendência decrescente ao passo que a temperatura aumentou, o que pode comprometer o processo cirúrgico.

2. METODOLOGIA

Para investigar o efeito das variáveis potência, temperatura ambiente e fabricante nos valores de potência de corte e potência de coagulação indicados pelo bisturi elétrico, foi proposto um planejamento fatorial completo $5 \times 3 \times 3$. Foram considerados cinco níveis da variável temperatura (20°C (-2), 22 °C (-1), 24 °C (0), 26 °C (+1) e 28 °C (+2)). Para a potência de corte serão avaliados os pontos 50 W (+1), 150 W (0) e 300 W (-1), no entanto, para a potência de coagulação serão considerados os pontos 30 W (+1), 80 W (0) e 120 W (-1). Por fim a variável fabricante assumirá três níveis (A (-1), B (0), e C (+1)).

As Tabelas (1) e (2) mostram a matriz de planejamento dos ensaios para cada potência.

Tabela 1: Matriz de planejamento de experimento fatorial completo $5 \times 3 \times 3$ considerando a potência de corte.

Experimento	Temperatura °C	Fabricante	P_{corte} (W)
1	-2 (20)	-1 (A)	-1 (50)
2	-1 (22)	-1 (A)	-1 (50)
3	0 (24)	-1 (A)	-1 (50)
4	+1 (26)	-1 (A)	-1 (50)
5	+2 (28)	-1 (A)	-1 (50)
6	-2 (20)	0 (B)	-1 (50)
7	-1 (22)	0 (B)	-1 (50)
8	0 (24)	0 (B)	-1 (50)
9	+1 (26)	0 (B)	-1 (50)
10	+2 (28)	0 (B)	-1 (50)
11	-2 (20)	+1 (C)	-1 (50)
12	-1 (22)	+1 (C)	-1 (50)
13	0 (24)	+1 (C)	-1 (50)
14	+1 (26)	+1 (C)	-1 (50)
15	+2 (28)	+1 (C)	-1 (50)
16	-2 (20)	-1 (A)	0 (150)
17	-1 (22)	-1 (A)	0 (150)
18	0 (24)	-1 (A)	0 (150)
19	+1 (26)	-1 (A)	0 (150)
20	+2 (28)	-1 (A)	0 (150)
21	-2 (20)	0 (B)	0 (150)
22	-1 (22)	0 (B)	0 (150)
23	0 (24)	0 (B)	0 (150)

24	+1 (26)	0 (B)	0 (150)
25	+2 (28)	0 (B)	0 (150)
26	-2 (20)	+1 (C)	0 (150)
27	-1 (22)	+1 (C)	0 (150)
28	0 (24)	+1 (C)	0 (150)
29	+1 (26)	+1 (C)	0 (150)
30	+2 (28)	+1 (C)	0 (150)
31	-2 (20)	-1 (A)	+1 (300)
32	-1 (22)	-1 (A)	+1 (300)
33	0 (24)	-1 (A)	+1 (300)
34	+1 (26)	-1 (A)	+1 (300)
35	+2 (28)	-1 (A)	+1 (300)
36	-2 (20)	0 (B)	+1 (300)
37	-1 (22)	0 (B)	+1 (300)
38	0 (24)	0 (B)	+1 (300)
39	+1 (26)	0 (B)	+1 (300)
40	+2 (28)	0 (B)	+1 (300)
41	-2 (20)	+1 (C)	+1 (300)
42	-1 (22)	+1 (C)	+1 (300)
43	0 (24)	+1 (C)	+1 (300)
44	+1 (26)	+1 (C)	+1 (300)
45	+2 (28)	+1 (C)	+1 (300)

Tabela 2: Matriz de planejamento de experimento fatorial completo 5x3x3 considerando a potência de coagulação.

Experimento	Temperatura °C	Fabricante	P _{coagulação} (W)
1	-2 (20)	-1 (A)	-1 (30)
2	-1 (22)	-1 (A)	-1 (30)
3	0 (24)	-1 (A)	-1 (30)
4	+1 (26)	-1 (A)	-1 (30)
5	+2 (28)	-1 (A)	-1 (30)
6	-2 (20)	0 (B)	-1 (30)
7	-1 (22)	0 (B)	-1 (30)
8	0 (24)	0 (B)	-1 (30)
9	+1 (26)	0 (B)	-1 (30)
10	+2 (28)	0 (B)	-1 (30)
11	-2 (20)	+1 (C)	-1 (30)
12	-1 (22)	+1 (C)	-1 (30)
13	0 (24)	+1 (C)	-1 (30)
14	+1 (26)	+1 (C)	-1 (30)
15	+2 (28)	+1 (C)	-1 (30)
16	-2 (20)	-1 (A)	0 (80)
17	-1 (22)	-1 (A)	0 (80)
18	0 (24)	-1 (A)	0 (80)
19	+1 (26)	-1 (A)	0 (80)
20	+2 (28)	-1 (A)	0 (80)
21	-2 (20)	0 (B)	0 (80)
22	-1 (22)	0 (B)	0 (80)
23	0 (24)	0 (B)	0 (80)
24	+1 (26)	0 (B)	0 (80)
25	+2 (28)	0 (B)	0 (80)
26	-2 (20)	+1 (C)	0 (80)
27	-1 (22)	+1 (C)	0 (80)
28	0 (24)	+1 (C)	0 (80)
29	+1 (26)	+1 (C)	0 (80)
30	+2 (28)	+1 (C)	0 (80)
31	-2 (20)	-1 (A)	+1 (120)
32	-1 (22)	-1 (A)	+1 (120)
33	0 (24)	-1 (A)	+1 (120)

34	+1 (26)	-1 (A)	+1 (120)
35	+2 (28)	-1 (A)	+1 (120)
36	-2 (20)	0 (B)	+1 (120)
37	-1 (22)	0 (B)	+1 (120)
38	0 (24)	0 (B)	+1 (120)
39	+1 (26)	0 (B)	+1 (120)
40	+2 (28)	0 (B)	+1 (120)
41	-2 (20)	+1 (C)	+1 (120)
42	-1 (22)	+1 (C)	+1 (120)
43	0 (24)	+1 (C)	+1 (120)
44	+1 (26)	+1 (C)	+1 (120)
45	+2 (28)	+1 (C)	+1 (120)

De acordo com as Tabelas (1) e (2), serão executados 45 experimentos para cada uma das potências investigadas, sendo que cada um deles será efetuado cinco vezes, totalizando 225 testes. A Figura (2) apresenta a montagem experimental que será utilizada. O analisador de bisturi elétrico é do fabricante *Fluke* modelo RF303 e possui certificado de calibração com número L12199/14 emitido pelo órgão calibrador LRM Metrologia.



Figura 2: Bisturi elétrico (à esquerda) utilizado durante os experimentos, juntamente com o analisador de potência (à direita) do Fabricante A.

Todas as medições serão conduzidas a temperatura ambiente controlada por um termo-higrômetro digital com resolução de 0,1 °C e faixa nominal de (-20 a 60) °C. Este equipamento possui certificado de calibração N. R4996-13, emitido pelo Laboratório de Temperatura e Umidade da Elus Instrumentação. Para a temperatura, a incerteza expandida é de 0,3 °C para k igual a 2,00 e infinitos graus de liberdade.

Complementando a metodologia analítica, os dados recorrentes do planejamento fatorial serão estudados por meio de uma análise de variância ANOVA, através do *software* Statistica 7.0. Procura-se analisar e demonstrar quais são os fatores que produzem efeitos significativos nas variáveis de resposta. Para a avaliação da normalidade dos valores dos mensurandos será aplicado o teste de Shapiro-Wilk. Isto se justifica para a definição de qual metodologia de cálculo de incerteza de medição deve ser utilizada, de modo a contribuir para a rastreabilidade do resultado. Sendo os dados normais, deve se aplicar o método proposto no GUM (BIPM et al., 2008).

O modelo matemático para o cálculo da incerteza de medição da potência de corte e potência de coagulação é mostrado na Eq. (1).

$$PT = \overline{PT} + \Delta B + \Delta IC \quad (1)$$

Em que: $\overline{PT}$ - parâmetro de potência medido;

$\overline{PT}$ - variabilidade dos valores indicados pelo analisador de bisturi elétrico;

ΔB - correção associada à resolução do bisturi elétrico;

ΔIC - correção associada à incerteza-padrão da calibração do bisturi elétrico.

3. CONCLUSÕES

São raros os trabalhos destinados a avaliar o desempenho metrológico dos bisturis elétricos e para a sua calibração não existe nenhuma normatização vigente. Com a investigação por meio de um planejamento de experimentos poderá ser observado o efeito dos fatores (fabricante e temperatura) nos valores de potência de corte e de coagulação. Por conseguinte, a avaliação da temperatura no desempenho do bisturi pode se constituir em uma interessante contribuição científica para a área médica uma vez que nem sempre os sistemas de condicionamento de ar dos centros cirúrgicos são eficientes. Em alguns casos estes sistemas de condicionamento não existem.

Espera-se aprofundar o estudo sobre os bisturis elétricos em relação ao desempenho metrológico dos mesmos.

4. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, ao Programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica, à Bioengenharia do HCU-UFU e às instituições CNPq, CAPES e FAPEMIG pelo suporte financeiro.

5. REFERÊNCIAS

- Arone, E. M., Philippi, M., e Santos, D. S. Introdução à enfermagem médico-cirúrgica. São Paulo: SENAC, 1994.
- BIPM, IEC, IFCC, ILAC, ISO, IUPAC, IUPAP and OIML 2008 Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement JCGM 100:2008. 131p.
- Faria, V. N. R. Avaliação da incerteza de medição no setor médico-hospitalar. 2016. 170f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia.
- INMETRO. Sistema Internacional de Unidades SI. Rio de Janeiro, Brasil, 2012. 93p.
- Motta A. E.; Cassiolato, J. E. As especificidades do sistema de inovação do setor da saúde: uma resenha da literatura como introdução a uma discussão sobre o caso brasileiro. Belo Horizonte: FESBE, 2000.
- Paho. Infraestructura física y tecnología en los servicios de salud en Latino América y el Caribe: Papel da OPS/OMS. In: Seminário de Gestion Tecnológica Hospitalaria, 1, Equador, 2006. Anais. Equador, 2006.
- Parra, R.L.C; Giannastasio, M.B; e Diniz, T.R.Z. O conhecimento dos circulantes de sala sobre a utilização do bisturi elétrico. Revista SOBECC, São Paulo. 2012; 17(4):24-32.
- Silvia, M. A. P., Rodrigues, A. L., e Cesaretti, I. U. R. Enfermagem na unidade de centro cirúrgico. 2ª ed. São Paulo: EPU, 2009.
- URL. Banco de Dados: Produtos para Saúde. Disponível em: < http://www.anvisa.gov.br/scriptsweb/correlato/correlato_rotulagem.htm>. Acessado em Julho de 2016.

6. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.