

# Interferência *in vitro* do localizador apical eletrônico em marcapasso cardíaco implantável

*In vitro interference of electronic apex locator on implantable cardiac pacemaker*

**Daniel Ibrahim Brito**

Mestre em Odontopediatria

Professor Associado FCMS/JF-SUPREMA, Disciplinas de Odontopediatria, Clínica Integrada Infantil e Pacientes com Necessidades Especiais

**Frederico Kleinsorge Daibert**

Doutorando em Doenças Infecciosas

Professor Associado FCMS/JF-SUPREMA, Disciplinas de Endodontia I e II e Microbiologia e Imunologia

**Álvaro Augusto Machado de Medeiros**

Mestrado e Doutorado em Engenharia Elétrica

Professor Assistente da UFJF

**Jhonny Ferraz Egidio**

**Patrícia De Carvalho Santos**

**Polyana Vitoi Barbosa Gouvêa**

Graduação em Odontologia FCMS/JF-SUPREMA

## RESUMO

Localizadores Apicais Eletrônicos (LAE) podem interferir com Marcapasso Cardíaco (MP) por gerarem interferência eletromagnética (IEM). O objetivo do artigo foi avaliar, *in vitro*, a IEM causada por LAE em um MP. Quatro LAE (Apex DSP, NovApex N-21, RomiApex A-15, C-ROOT I) tiveram seus eletrodos imersos em uma solução salina a distâncias de 10, 15, 20, 25 e 30 cm do eletrodo de um MP (Medtronic Sensia SEDR01) monitorado por telemetria. Com 0,2mV de sensibilidade, o MP sofreu interferência dos 4 LAE, apresentando inibição, reinício do ciclo ou deflagração. Com 2mV de sensibilidade, não houve interferências. Independente da sensibilidade do MP, nenhum LAE provocou reversão para assíncrono ou desprogramação. Quando em máxima sensibilidade, o MP sofreu interferências, porém esta não é uma situação observada *in vivo*.

Palavras-chave: marcapasso artificial; Endodontia; *in vitro*.

## ABSTRACT

Electronic Apex Locators (EAL) may interfere with Cardiac Pacemakers (PM) by electromagnetic interference (EMI). The purpose of this article was to evaluate, *in vitro*, the EMI caused by EAL on a PM. Four different EAL (Apex DSP, NovApex N-21, RomiApex A-15, C-ROOT I) had their electrodes immersed in a saline solution at distances of 10, 15, 20, 25 and 30 cm from the electrode of the PM (Medtronic Sensia SEDR01) monitored by telemetry. With 0.2 mV sensitivity, the PM had interference from all 4 EAL, with inhibition, stimulation recycle, and deflagration. With 2mV sensitivity, no interference was observed. Regardless the PM sensitivity, no EAL was able to lead, even at short distances, reversion to asynchronous or deprogramming. When set to maximum sensitivity, the PM suffered interference, although that wouldn't be a real *in vivo* situation.

Keywords: artificial pacemaker; Endodontics; *in vitro*.

## Introdução

Marcapassos cardíacos (MP) monitoram constantemente a atividade elétrica do coração, gerando um pulso elétrico quando um estímulo fisiológico não é detectado. Os aparelhos mais modernos operam com frequência em modo bipolar, com ambos os pólos de estimulação na extremidade cardíaca de um mesmo eletrodo, sofrendo menos interferência de fontes eletromagnéticas externas (1, 2, 3). São protegidos por uma cápsula metálica e possuem filtros passivos e ativos para rejeição de interferências. Apesar destas proteções, diferentes fontes de estímulos elétricos ou mecânicos ainda geram risco de interferência eletromagnética (IEM) para estes aparelhos (1, 2, 4, 5).

Periodicamente são publicadas as “Diretrizes Brasileiras de Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis” (6), em que estão previstas estas interferências e os cuidados com diversos equipamentos. São cinco os principais tipos de alterações no comportamento do MP: inibição do estímulo, deflagração inapropriada, reversão do gerador para o modo de funcionamento assíncrono, mudança de programação e aceleração indevida. Todas são consequências da ação da IEM em diferentes componentes do sistema instalado (7).

As porções do espectro eletromagnético que podem afetar os MP são ondas de radiofrequência (entre 0 e 10 Hz), ondas com corrente elétrica alternada (50 ou 60Hz), ondas curtas (frequência entre 10 Hz e 10 MHz) e ondas de rádio de alta frequência, como radar e fornos de micro-ondas (2,45x10 Hz). Porções do espectro de alta frequência, incluindo infravermelho, luz visível, ultravioleta, raios X e raios gama não interferem nos MP. Raios X terapêuticos de alta frequência podem, entretanto, danificar diretamente os circuitos do MP (7). As IEM podem ser influenciadas pela intensidade do campo, distância entre a fonte da interferência e o MP, frequência e a forma da onda do sinal, orientação física do MP, tipo de sistema implantado (unipolar, bipolar, dupla câmara), tipo de biodetector, programação da sensibilidade e o modo de funcionamento (deflagrado, inibido ou assíncrono) (1, 7).

Utilizados em Endodontia, os Localizadores Apicais Eletrônicos (LAE) realizam a medição do canal radicular através da impedância elétrica entre dois eletrodos (8). Diferente das primeiras gerações de LAE, em que a determinação era feita com base na corrente gerada, os novos modelos funcionam através da identificação de valores de resistência elétrica em função de duas frequências de corrente alternada (leitura da impedância frequência-dependente). A diferença entre as variações de impedância é identificada através da movimentação da lima no interior do canal (8, 9). Isto não apenas melhorou sua confiabilidade, como também aumentou sua segurança.

GAROFALO *et al.* (10) testaram *in vitro* o efeito de cinco diferentes LAE em um MP programado para o máximo de sensibilidade. Nenhum deles foi capaz de desprogramá-lo, mesmo em ligação direta. Em 2005, PATEL *et al.* (11) testaram sete dispositivos elétricos comuns no consultório odontológico, inclusive um LAE, sobre diversos modelos de MP implantados em 12 pacientes. O LAE não foi capaz de provocar alterações na telemetria dos MP nem no eletrocardiograma (ECG) destes pacientes. WILSON *et al.* (12) monitoraram, em 2006, 27 pacientes portadores de DCEI com ECG e telemetria do seu respectivo MP ou desfibrilador, durante o uso do LAE e outro aparelho

odontológico. Também não foram observadas interferências nos dispositivos. Mudanças observadas no ritmo cardíaco não foram estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) e foram atribuídas à oscilação natural do ritmo cardíaco.

Como ainda são poucos os estudos e baseados na possibilidade de IEM, os fabricantes ainda contraindicam o uso de LAE em pacientes com MP. Este estudo teve o objetivo de testar, *in vitro*, esta associação

## Material e Método

Quatro modelos de LAE (Tabela I) foram testados *in vitro* para avaliar a existência ou ausência de interferência em um marcapasso Medtronic Sensia SEDR01 (Medtronic, Minneapolis, USA) monitorado por seu programador (Medtronic 2090).

Modelo	Marca	Origem
Apex DSP	Septodont	Barueri, Brasil
NovApex N-21	Forum Technologies	Rishon Le-zion, Israel
RomiApex A-15	Romidan	Kiryat Ono, Israel
C-Root I (V)	COXO	Guangdong, China

Tabela I. Localizadores Apicais Eletrônicos testados

Inicialmente, uma solução salina foi manipulada para simular a resistência elétrica de tecidos humanos, sendo utilizados para isso água destilada e cloreto de sódio (0,5 g/L) à temperatura ambiente (20°C). A calibração da resistência foi realizada com um multímetro Hioki Junior 3002, a 1000  $\Omega$ -cm (Motoradio, Manaus, Brasil).

Um osciloscópio TDS 2024B (Tektronix, Beaverton, EUA) foi utilizado para medir o sinal emitido por cada LAE, com eletrodos mergulhados na solução salina, a uma distância de 10 cm. Depois, o mesmo osciloscópio mediu a interferência eletromagnética dos campos gerados pelos LAE, conforme esquema (Figura 1). Os polos dos eletrodos do osciloscópio foram posicionados dentro da solução salina, a 10 cm de distância entre si. Os polos dos LAE foram posicionados também dentro da solução salina, a uma distância entre si em que acusavam o ápice radicular e, sequencialmente, a 10, 15, 20, 25 e 30 cm dos eletrodos do osciloscópio.

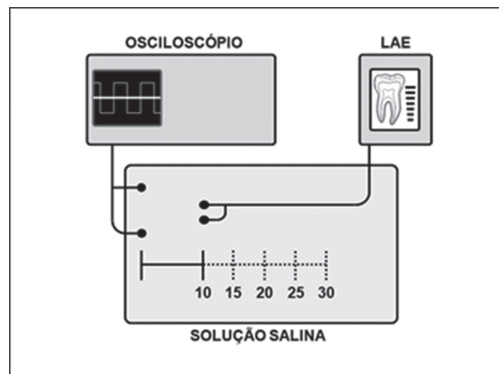


Figura 1. Esquema de medição do campo eletromagnético gerado pelos LAE

Em seguida, o eletrodo do MP, programado para o modo bipolar, foi mergulhado na solução salina e cada LAE e foi ligado com seus eletrodos a 10, 15, 20, 25 e 30 cm do eletrodo do MP, três vezes em cada distância, até acusarem o ápice radicular (Figura 2). O MP foi monitorado todo o tempo, inicialmente programado para 60 pulsos/min e sensibilidade ventricular e atrial de 0,2mV. Posteriormente, o experimento foi repetido com o MP reprogramado para sensibilidade de 2,0mV.

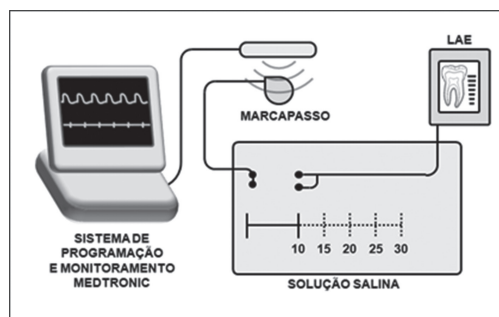


Figura 2. Esquema de avaliação da interferência dos LAE em MP ajustado para funcionamento bipolar

## Resultados

Diferentes sinais eletromagnéticos foram observados nos quatro LAE utilizados no estudo (Tabela II). Pouca variação foi observada nos sinais quando seus polos foram gradativamente afastados dos polos do osciloscópio nas distâncias pré-determinadas.

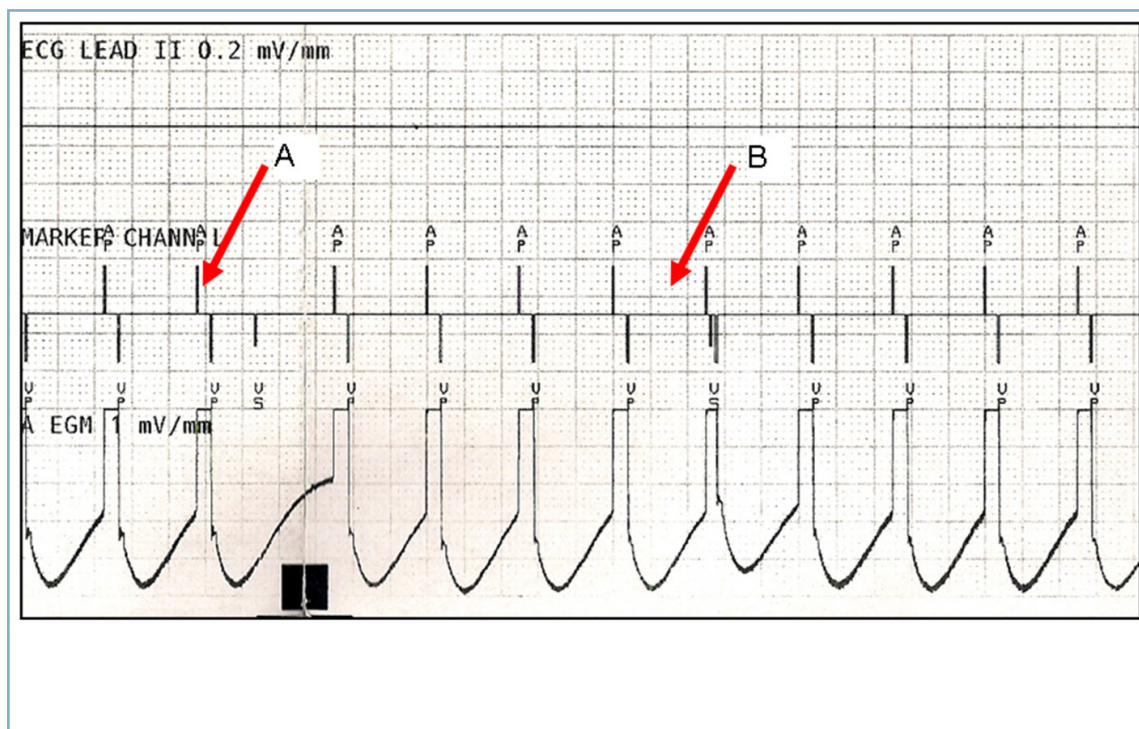
Modelo	Tensão (V)	Frequência
Apex DSP	3.0	5 Hz
NovApex N-21	3.0	3.378 Hz
RomiApex A-15	1,5	3 Hz
C-Root I (V)	1,5	46 MHz

Tabela II. Sinais eletromagnéticos dos LAEs testados

Durante o experimento realizado com o MP programado para sensibilidade de 0,2mV, algumas alterações significativas foram notadas (Tabela III; 0,2mV). O ruído produzido pelos quatro LAE foi detectado no canal de marca ventricular sempre que seus eletrodos eram mergulhados ou retirados da solução (exceto o 'C-Root I' a 30cm). Dependendo do momento de detecção, foi capaz de provocar diferentes interferências no funcionamento do MP. Quando detectado fora do período refratário, sendo então interpretado como oversensing ventricular, provocou inibição e reinício do ciclo de estimulação ou deflagração precoce (Figura 3). Quando detectado no período refratário, não gerou interferência na deflagração (Figura 4).

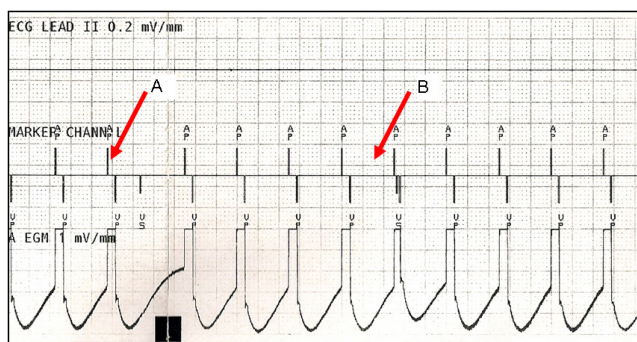
Quanto maior a proximidade entre os eletrodos dos LAE e do MP, maior a ocorrência de *sensing* (Tabela III). Nas distâncias menores, foi possível observar *sensing* consoante com o ciclo do MP, com manutenção da deflagração precoce durante todo o período de teste (figura 5).

Tabela III: IEM observadas no canal de marcas ventricular, avaliadas através de aparelho de telemetria. Teste realizado em triplicata para cada distância

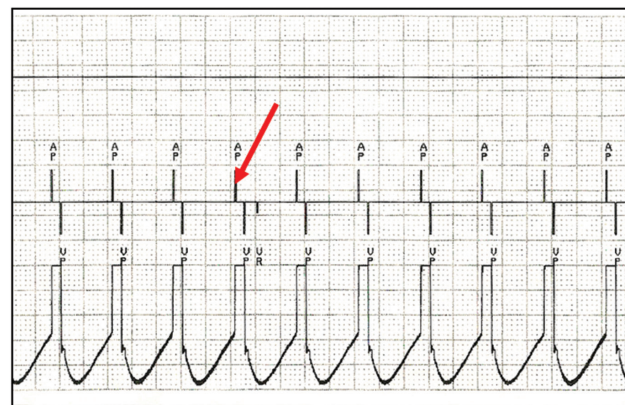


Nos testes realizados com o MP programado para sensibilidade de 2,0mV, nenhum dos LAE foi capaz de provocar interferências observáveis através do aparelho de telemetria. Em nenhuma das três vezes em que cada LAE foi testado em cada distância houve IEM suficientemente capaz de provocar inibição do estímulo, deflagração inapropriada ou aceleração indevida (Tabela III; 2,0mV).

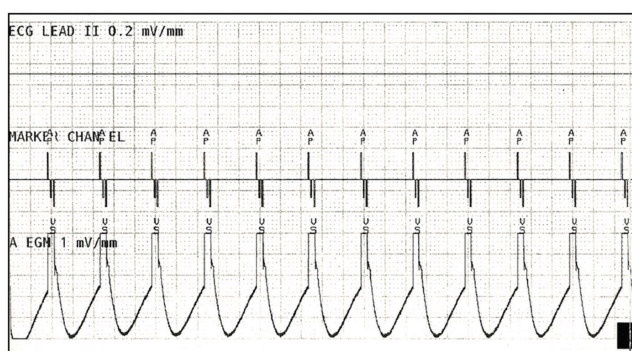
Independente da sensibilidade do MP, nenhum LAE foi capaz de provocar, mesmo a curtas distâncias, reversão para assíncrono ou desprogramação. Não foram observadas interferências no canal de marcas atrial.



**Figura 3.** Ruídos detectados pelo MP (canal de marcas; sensibilidade 0,2mV) durante a inserção dos eletrodos do LAE na solução salina (A) e retirada dos mesmos (B). Em ambos os casos houve *oversensing ventricular*, com inibição e reinício do ciclo de estimulação em 'A' e deflagração mais precoce do pulso em 'B'



**Figura 4.** Ruído produzido pelo LAE e detectado pelo MP (canal de marcas; sensibilidade 0,2mV) no período refratário do mesmo, que não gera inibição e reinício do ciclo de estimulação (seta)



**Figura 5.** Ruídos detectados pelo canal de marcas (sensibilidade 0,2mV) com deflagração precoce do estímulo ventricular durante todo o período de teste (*safety pacing*)

## Discussão

Localizadores modernos produzem fenômenos eletromagnéticos menores que os aparelhos considerados de risco aceitável, descritos pelas Diretrizes Brasileiras de DCEI (6). Além disso, deve-se considerar a resistência elétrica do corpo humano, de extrema importância para a diminuição de interações entre fontes internas e externas de IEM e o dispositivo implantado. Ainda assim, sua segurança para o uso nesses pacientes ainda não está bem documentada.

A ocorrência de IEM não é um fenômeno tempo-dependente, ou seja, ocorre em qualquer intervalo de tempo estudado (2). Por isso optou-se por testar cada modelo durante 5s, diferente de GAROFALO *et al.* (10), que utilizaram 10s. Este tempo mostrou-se eficaz para a observação das interferências ocorridas.

A dificuldade na simulação da resistência elétrica existente entre a boca e o mediastino deve-se, em primeira instância, à existência de diferentes tecidos neste espaço (músculo estriado, gordura, glândulas, sangue, tecido pulmonar, músculo cardíaco, espaço aéreo, vasos e nervos). Outra dificuldade da simulação é a variação desta distância entre os pacientes e a resistência é distância-dependente. Também deve-se considerar que a resistência depende da frequência da corrente testada e da temperatura da amostra (13).

Seguindo o modelo de estudo de MILLER *et al.* (14) e ROEDIG *et al.* (13), que avaliaram *in vitro* interferências de diversos dispositivos odontológicos em MP, uma solução salina foi manipulada para simular a resistência do tecido humano. Entretanto, o presente estudo utilizou uma solução de 1000  $\Omega$ -cm a 20° C. Além de ser um valor mais preciso que o intervalo previamente utilizado (400 a 800  $\Omega$ ), provavelmente representa melhor uma mistura de tecidos que envolvem gordura ( $\cong$  3000  $\Omega$ -cm) e espaço aéreo, e não apenas tecido muscular ( $\cong$  500  $\Omega$ -cm) (15).

No experimento de GAROFALO *et al.* (10), a resistência do corpo humano foi simulada por um resistor de 150  $\Omega$ , ligado diretamente ao eletrodo de um MP unipolar programado para sensibilidade de 0,1mV. Naquele estudo, os autores simularam uma situação que não acontece na prática clínica, uma vez que o LAE estava diretamente ligado ao MP. Apesar desta condição extrema, quatro dos cinco LAE analisados não interferiram na função do dispositivo; apenas um provocou

inibição do pulso, observado no osciloscópio. Estes resultados podem ser comparados aos do presente estudo, quando o MP foi programado para o máximo de sensibilidade (0,2mV), situação que não acontece *in vivo* e considerada também uma situação extrema. Nesta etapa do presente estudo, todos os LAE provocaram inibição do estímulo do MP em algum momento.

Modos de estimulação/sensibilidade unipolares são mais susceptíveis a IEM quando comparados aos bipolares, por abrangerem uma área de *sensing* maior, tanto às interferências externas quanto às internas (7). Entretanto, é cada vez mais rara a utilização deste modo. Por isso utilizamos apenas MP em modo bipolar.


Isto permite supor que, *in vivo*, o uso dos LAE não apresentaria risco. De fato, no estudo de WILSON *et al.* (12) não houve interferência entre LAE e MP em sensibilidade normal em nenhum dos 27 pacientes. No trabalho de PATEL *et al.* (11), o uso de LAE não provocou interferência nos MP de nenhum dos 12 pacientes, durante o teste com sensibilidade normal, nem quando os MP foram ajustados para o máximo de sensibilidade. Este último achado diverge dos presentes resultados e poderia ser explicado pelo fato de o presente estudo utilizar distâncias muito pequenas em alguns momentos do estudo, o que não ocorre *in vivo*. O protocolo de máxima sensibilidade normalmente utilizado em trabalhos *in vitro* tende a superestimular a ocorrência de IEM.

Os presentes resultados, que sugerem a segurança do uso dos LAE em portadores de MP, não podem ser extrapolados para portadores de Cardioversores Desfibriladores Implantáveis, que operam *in vivo* com grande sensibilidade (frequentemente com 0,1 ou 0,2mV).

### Conclusão

OMP sofreu interferência dos LAE apenas quando ajustado para máxima sensibilidade, que não é utilizada *in vivo*.

Quando ajustado para uma sensibilidade mais próxima à utilizada *in vivo*, o MP não sofreu interferência dos LAE.

Os dados deste estudo corroboram prévios resultados *in vitro* e *in vivo*, sugerindo que é seguro o uso de LAE em pacientes portadores de MP. Mais investigações *in vivo* são necessárias para confirmar estes achados. 

## Referências Bibliográficas

1. GAUCH, P. R., HALPERIN, C., GALVÃO FILHO, S. S. *et al.* Orientations regarding artificial pacemaker interferences. *Arq. Bras. Cardiol.* 1997; 68 (2): 135-42.
2. MATEOS, E. I. P., MATEOS, J. C. P., MATEOS, M. G. P. Cuidados com os marcapassos e desfibriladores nas interferências, cirurgia geral, cardioversão elétrica e dentista. *Rev. Soc. Cardiol.* 2004; 14 (2): 260-74.
3. SANT'ANNA, J. R. M. Marcapasso Cardíaco e Cardioversor-Desfibrilador Implantável - Orientações para realização de procedimentos diagnósticos e terapêuticos. *Revista da Sociedade de Cardiologia do Rio Grande do Sul.* 2007; XVI (12): 1-10.
4. HALPERIN, B. D., REYNOLDS, B., FAIN, E. S. *et al.* The effect of electrode size on transvenous defibrillation energy requirements: a prospective evaluation. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1997; 20 (4 Pt 1): 893-8.
5. MISIRI, J., KUSUMOTO, F., GOLDSCHLAGER, N. Electromagnetic interference and implanted cardiac devices: the nonmedical environment (part I). *Clin Cardiol.* 2012; 35 (5): 276-80.
6. SBC, DECA. Diretrizes Brasileiras de dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis (DCEI). *Arq. Bras. Cardiol.* 2007; 21 (1): e210-e37.
7. MONTEIRO FILHO, M. Y. Interferências nos marcapassos cardíaco. *Rev. SOCERJ.* 2002; XV (2): 94-101.
8. KOBAYASHI, C. Electronic canal length measurement. *Oral Surg.* *Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 1995; 79 (2): 226-31.
9. MAACHAR, D. F., SILVA, P. G., BARROS, R. M. G. *et al.* Avaliação da precisão do localizador apical Novapex: estudo in vitro. *Revista de Odontologia da Unesp.* 2008; 27 (1): 41-6.
10. GAROFALO, R. R., DORN, S. O., KUTTLER, S. Effect of electronic apex locators on cardiac pacemaker function. *J. Endod.* 2002; 28 (12): 831-3.
11. PATEL, D., GLICK, M., LESSARD, E. S. Z. Absence of in vivo effects of dental instruments on pacemaker function. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology.* 2005; 99 (4): 430.
12. WILSON, B. L., BROBERG, C., BAUMGARTNER, J. C. *et al.* Safety of electronic apex locators and pulp testers in patients with implanted cardiac pacemakers or cardioverter/defibrillators. *J. Endod.* 2006; 32 (9): 847-52.
13. ROEDIG, J. J., SHAH, J., ELAYI, C. S. *et al.* Interference of cardiac pacemaker and implantable cardioverter-defibrillator activity during electronic dental device use. *J. Am. Dent. Assoc.* 2010; 141 (5): 521-6.
14. MILLER, C. S., LEONELLI, F. M., LATHAM, E. Selective interference with pacemaker activity by electrical dental devices. *Oral Surg Oral Med. Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998; 85 (1): 33-6.
15. GEDDES, L. A., ROEDER, R. A. *Handbook of electrical hazards and accidents.* Tucson, AZ: Lawyers & Judges Pub. Co.; 2006.

Recebido em: 30/11/2012 / Aprovado em: 21/12/2012

**Daniel Ibrahim Brito**

Rua Santo Antônio, 1500/1101 - Centro

Juiz de Fora/MG, Brasil – CEP: 36016-211

E-mail: [ibrinbrito@yahoo.com.br](mailto:ibrinbrito@yahoo.com.br)