

CURSO DE ODONTOLOGIA

Aline Maske

**INTERFERÊNCIAS DE APARELHOS ODONTOLÓGICOS EM DISPOSITIVOS
CARDÍACOS ELETRÔNICOS IMPLANTÁVEIS**

Santa Cruz do Sul
2016

Aline Maske

**INTERFERÊNCIAS DE APARELHOS ODONTOLÓGICOS EM DISPOSITIVOS
CARDÍACOS ELETRÔNICOS IMPLANTÁVEIS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso, do Curso de Odontologia da Universidade de Santa Cruz do Sul – UNISC.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Suziane Maria Marques Raupp.

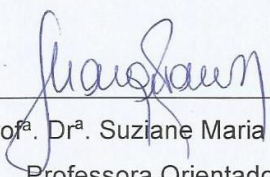
Santa Cruz do Sul

2016

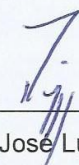
Aline Maske

**INTERFERÊNCIAS DE APARELHOS ODONTOLÓGICOS EM DISPOSITIVOS
CARDÍACOS ELETRÔNICOS IMPLANTÁVEIS**

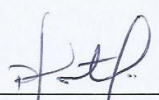
Este trabalho foi submetido ao processo de avaliação por banca examinadora do Curso de Odontologia da Universidade de Santa Cruz do Sul – UNISC, como requisito para a obtenção do título de Cirurgiã-dentista.



Prof.^a. Dr.^a. Suziane Maria Marques Raupp
Professora Orientadora – UNISC



Prof. Dr. José Luiz Piazza
Professor Examinador – UNISC



Prof. Me. Ricardo Sartori
Professor Examinador – UNISC

Santa Cruz do Sul
2016

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pela graça da vida, pelas oportunidades que eu tenho tido a chance de abraçar e pela proteção durante minha trajetória.

À minha mãe Anelise Reinke, meu maior exemplo de vida, quem abdicou, muitas vezes, de suas próprias vontades para que as minhas pudessem ser feitas. Obrigada por se fazer presente em todas as horas e acreditar em mim, mesmo quando eu não acreditava. À minha família, ao incentivo constante, ao amor dedicado e ao conforto nos momentos difíceis. Aos meus amados irmãos, que encham de amor meu coração e trazem mais alegria aos meus dias. Ao meu namorado, por compreender minha ausência devida à dedicação necessária a este trabalho e por suas palavras de carinho e apoio. Amo muito todos vocês.

À minha médica, Dr^a. Estela Suzana Kleiman Horowitz, quem considero como uma mãe, e a todos profissionais da saúde que cuidaram de mim em algum momento de necessidade durante a minha graduação. Muito obrigada pelo carinho e atenção.

À minha querida orientadora e referência de profissional, Prof^a. Dr^a. Suziane Maria Marques Raupp, que esteve presente em cada vírgula deste trabalho e sempre à disposição para me ajudar. Obrigada por ter topado me orientar, obrigada pela paciência, pelo carinho, pelo apoio e compreensão nas horas difíceis que vivenciamos durante esses últimos dois anos. Contribuístes de maneira significativa na minha formação acadêmica e pessoal. Moras no meu coração.

Às minhas amigas e colegas de curso, maior presente que a vida me deu, que choraram comigo nos momentos difíceis, sorriram comigo nas conquistas e me deram o prazer de ter suas companhias. Obrigada por tudo que passamos juntas e por estarem presente quando eu mais precisei. Amo vocês.

À coordenação e aos professores do curso de Odontologia, por todo o conhecimento compartilhado, pela amizade e vivência maravilhosa, pelo carinho e compreensão de minhas faltas, em alguns momentos. Serão sempre todos lembrados com muito amor.

Aos queridos pacientes, pela paciência e colaboração. E a todos que de alguma forma contribuíram para a realização desse sonho. Muito obrigada!

*“Tudo acontece na hora certa. Tudo acontece,
exatamente quando deve acontecer”.*

Albert Einstein

RESUMO

Dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis (DCEIs) são estimuladores artificiais, constituídos por um gerador de pulso e cabos-eletrodos, utilizados no tratamento de arritmias cardíacas. Apresentam como função principal a detecção da atividade intrínseca do coração e, para que isso seja possível, são dotados de circuitos amplificadores que possam vir a amplificar sinais advindos de fontes de interferência. O objetivo deste estudo foi avaliar se existe interferência no funcionamento de DCEIs quando submetidos à interação com aparelhos odontológicos. O trabalho se configura em uma revisão de literatura, sendo realizada a busca de evidências atuais nas bases de dados PubMed, Science Direct, Scielo, e Portal de Periódicos da Capes, nos idiomas português, inglês, espanhol e alemão. De acordo com os achados, o eletrocautério monopolar é a fonte mais comum de interferência eletromagnética e de interação sobre os DCEIs, sendo os efeitos mais frequentemente encontrados a inibição de estimulação em marca-passos e a terapia de choque inapropriada em cardioversores desfibriladores implantáveis. O uso do ultrassom tem sido apontado como fonte de interferência eletromagnética, porém, sua utilização vêm causando controvérsia na literatura. Embora a possibilidade de interferência eletromagnética de localizadores apicais eletrônicos sobre DCEIs cause grande preocupação para os cirurgiões-dentistas, existe uma série de estudos que sugerem que sua utilização é segura. Outros aparelhos, comumente encontrados no consultório odontológico, como cadeira odontológica, aparelho de radiografia, motores de alta e baixa rotação, amalgamador, fotopolimerizador, *laser*, escova elétrica, teste de vitalidade pulpar elétrico, termoplastificadores de guta-percha e motores rotatórios de endodontia, parecem não ocasionar efeito deletério sobre os DCEIs. Foi possível concluir que, embora existam relatos antigos de interferências eletromagnéticas em DCEIs, a maioria dos relatos mais recentes sugerem um efeito pequeno sobre sua função. Porém, ainda devem ser tomadas medidas de precaução para a segurança dos pacientes e cirurgiões-dentistas portadores desses dispositivos.

Palavras-chave: Dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis; Aparelhos eletrônicos odontológicos; Interferências eletromagnéticas.

ABSTRACT

The implantable electronic cardiac devices (IECD's) are artificial pacemakers, composed of a pulse generator and electrode leads, used in treating cardiac arrhythmias. Their main function is the detection of the heart's intrinsic activity and, for this function, they are endowed with amplifier circuits that may amplify signals coming from sources of interference. The aim of this study was to evaluate if there is interference on the operation of IECD's when they interact with dental devices. The study is a literature review, and the evidences were collected on databases PubMed, Science Direct, Scielo and Capes' Periodical Portal; in portuguese, english, spanish and german. According to the findings, the monopolar electrocautery is the most common source of electromagnetic interference and of interaction on the IECD's, where the most frequently encountered effects are the inhibition of pace on pacemakers and the inappropriate shock therapy on implantable cardioverter defibrillators. The use of ultrasonic scaler has been suggested as a source of electromagnetic interference, however, its use is controverse in the literature. Although the possibility of electromagnetic interference of electronic apex locators on IECD's causes a big concern to the dentists, there are a number of studies that suggest that their use is safe. Other devices, commonly found at the dental office, as dental chair, dental x-ray, high and low speed engines, amalgamator, curin light, laser, electric toothbrush, electric pulp tester, guta-percha heat carrier and endodontics's rotatory motors, do not seem to cause deleterious effect on IECD's. It was possible to conclude that, even though there are old reports of electromagnetic interferences on IECD's, most of the recent studies suggest little effect on cardiac devices function. However, caution is still needed to the safety of patients and dentist carrying IECD's.

Key-words: Implantable electronic cardiac devices; Electronic dental devices; Electromagnetic interference.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AV	Atrioventricular
bpm	Batimentos por minutos
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CDI	Cardioversor Desfibrilador Implantável
DCEI	Dispositivo Cardíaco Eletrônico Implantável
DECA	Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial
ECA	Estimulação Cardíaca Artificial
ECG	Eletrocardiograma
FC	Frequência Cardíaca
FV	Fibrilação Ventricular
IC	Insuficiência Cardíaca
IEM	Interferência Eletromagnética
LAE	Localizador Apical Eletrônico
Li/I	Lítio/Iodo
MP	Marca-passo
MSC	Morte Súbita Cardíaca
PubMed	US National Library of Medicine
RC	Ressincronizador Cardíaco
SA	Sino-atrial
SBC	Sociedade Brasileira de Cardiologia
SBCCV	Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular
TRC	Terapia de Ressincronização Cardíaca
TV	Taquicardia Ventricular

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	09
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	11
2.1	Estimulação cardíaca.....	11
2.2	Dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis.....	13
2.2.1	Marca-passo convencional.....	15
2.2.1.1	Indicações para o implante de marca-passo convencional.....	17
2.2.2	Cardioversor desfibrilador implantável.....	18
2.2.2.1	Indicações do cardioversor desfibrilador implantável.....	20
2.2.3	Ressincronizador cardíaco.....	22
2.2.3.1	Indicações para o implante de ressincronizador cardíaco.....	23
2.2.4	Associação do CDI com o RC.....	24
2.3	Fontes de interferência eletromagnética em DCEIs.....	24
2.4	Aparelhos odontológicos.....	26
2.4.1	Ultrassom.....	28
2.4.2	Localizador apical eletrônico.....	29
2.4.3	Eletrocautério.....	30
2.5	Consequências clínicas da interferência eletromagnética.....	34
2.6	Estudos <i>in vivo</i> da interferência eletromagnética de aparelhos odontológicos em DCEIs.....	38
2.7	Estudo de modelo animal da interferência eletromagnética de aparelhos odontológicos em DCEIs.....	44
2.8	Estudos <i>in vitro</i> da interferência eletromagnética de aparelhos odontológicos em DCEIs.....	45
3	METODOLOGIA.....	59
3.1	Delineamento de pesquisa.....	59
3.2	Seleção do material bibliográfico.....	59
4	DISCUSSÃO.....	60
5	CONCLUSÃO.....	64
	REFERÊNCIAS.....	65

1 INTRODUÇÃO

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), algumas cardiopatias requerem o uso de dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis. Conforme o Registro Brasileiro de Marca-passos, Desfibriladores e Ressincronizadores Cardíacos, foram cadastradas 306.886 cirurgias até 31 de dezembro de 2014, sendo 190.747 marca-passos, 13.725 cardiodesfibriladores, 6.683 ressincronizadores, 4.052 cardiodesfibriladores com ressincronização, 90.349 trocas de dispositivos e 1.330 procedimentos sem informações (ASSUMPÇÃO et al., 2016). Como os DCEIs estão sujeitos a fontes de interferências, existe uma grande preocupação quanto ao funcionamento desses dispositivos em ambientes que contêm equipamentos com potencial de interferir sobre sua função (SANT'ANNA, 2007; DADALTI et al., 2016).

As evidências científicas disponíveis têm-se mostrado insuficientes, no que se refere a estudos clínicos de interferências eletromagnéticas dos aparelhos odontológicos sobre DCEIs, em função dos aspectos éticos que envolvem esse delineamento de pesquisa. Nesse sentido, pesquisas que não apresentam essa peculiaridade devem explorar mais amplamente o tema para que os pacientes e cirurgiões-dentistas portadores de DCEI possam ser submetidos com segurança a tratamentos odontológicos e manuseio desses aparelhos, respectivamente (MILLER; LEONELLI; LATHAM, 1998; MAIORANA et al., 2013; MAHESHWARI et al., 2015; DADALTI et al., 2016).

Atualmente, o uso de DCEIs tornou-se uma importante modalidade de tratamento para pacientes cardiopatas que apresentam ritmos cardíacos irregulares, denominados de arritmias, como bradicardia, taquicardia e fibrilação. Os DCEIs emitem sinais elétricos ao coração por eletrodos e fios condutores através dos quais o ritmo cardíaco é monitorado e tratado. Detectar a atividade elétrica intrínseca do coração é função essencial desses dispositivos e, para que isso seja possível, esses aparelhos são dotados de potentes circuitos amplificadores sintonizados nas frequências dos sinais biológicos. Esses circuitos, no entanto, podem amplificar sinais advindos de fontes de interferência (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; MAHEHSWARI et al., 2015; KAMAL; DAHIYA; SAINI, 2016).

Os dispositivos cardíacos modernos são extremamente confiáveis e cada vez mais seletivos na detecção dos sinais biológicos. Embora a evolução tecnológica

tenha proporcionado um número cada vez maior de equipamentos eletrônicos que envolvem o espectro eletromagnético, reascendendo o interesse sobre as IEMs nos portadores de dispositivos implantáveis, paralelamente, os fabricantes de DCEIs têm aprimorado esses aparelhos isolando-os em cápsulas metálicas, construindo filtros e desenvolvendo eletrodos bipolares (CROSSLEY et al., 2011).

Em suma, a Odontologia tem avançado na área diagnóstica e terapêutica nos últimos anos e muitos aparelhos odontológicos utilizados geram campos eletromagnéticos. O cirurgião-dentista que irá submeter o paciente portador de dispositivo cardíaco à algum tratamento deverá se informar a respeito ou solicitar a avaliação de um cardiologista antes de realizar o procedimento que poderia levar a complicações se fosse realizado em condições inadequadas e sem as devidas precauções. Ressalta-se que o profissional portador de DCEI também é alvo de interferência, havendo uma preocupação ainda maior devido à proximidade da área do implante do dispositivo cardíaco com a manipulação do instrumento odontológico (MILLER; LEONELLI; LATHAM, 1998; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; DADALTI et al., 2016).

Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar se existe interferência no funcionamento de dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis quando submetidos à interação com aparelhos odontológicos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

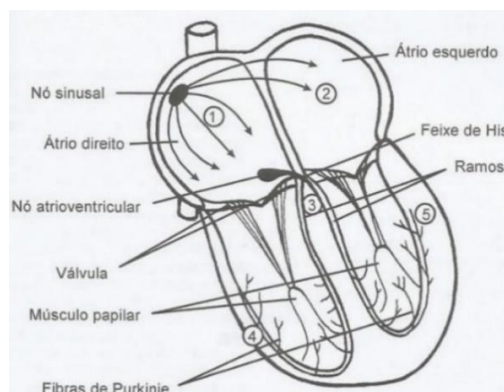
2.1 Estimulação cardíaca

O coração é constituído por duas bombas distintas, a direita, responsável por bombear o sangue pelos pulmões, e a esquerda, responsável por bombear o sangue pelos órgãos periféricos. Cada uma dessas bombas é composta por duas câmaras, o átrio e o ventrículo. O átrio funciona, principalmente, como reservatório de sangue e via de entrada. O ventrículo, por sua vez, é a principal fonte da força que propõe o sangue pela circulação pulmonar ou pela periférica.

Através de uma sequência de contração e relaxamento, o músculo cardíaco bombeia o sangue pelo corpo. Isto assegura o suprimento de oxigênio e de nutrientes para os diversos tecidos e órgãos. Para isso, o coração precisa ser estimulado por pequenos impulsos elétricos intrínsecos que se deslocam da câmara superior à câmara inferior. O ritmo cardíaco é controlado por uma pequena área situada na massa atrial direita do coração, o nó SA, conhecido como “marca-passo natural”, fonte geradora dos impulsos elétricos cardíacos.

Para uma eficiente contração cardíaca global, o encurtamento das diversas partes do coração deve ser coordenado. Para isso, o coração apresenta um sistema especializado de geração e condução do estímulo elétrico. A partir do nó SA, a onda de excitação despolariza o átrio direito e, depois, o átrio esquerdo. Após um pequeno retardo no nó AV, os impulsos são conduzidos pelo feixe de His até o ápice do coração, a partir daí os sinais elétricos são enviados para a rede de Purkinje, que propaga a onda de excitação pelos ventrículos (Figura 1) (GOTTSCHELL, 2005).

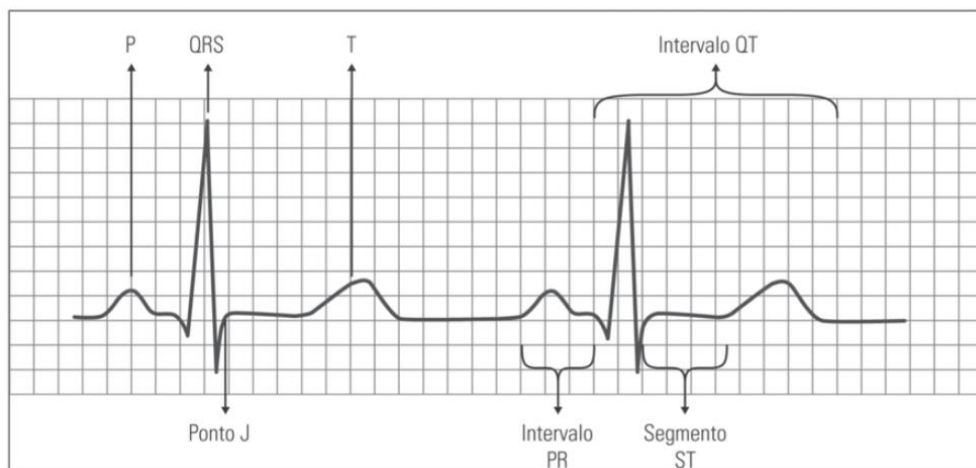
Figura 1 – Sistema de geração e condução do estímulo elétrico



Fonte: Gottschall (2005, p. 99).

A atividade elétrica intrínseca do coração pode ser registrada através do exame de eletrocardiograma. O ECG expressa todos os potenciais de ação produzidos pelas células do miocárdio (Figura 2). Cada onda, que o compõe, representa um evento do ciclo elétrico cardíaco. A onda P representa a despolarização dos átrios, definindo um ritmo sinusal. A contração atrial, ou sístole atrial começa logo após a onda P, e o segmento PQ representa o tempo de condução do pulso elétrico desde o nó SA até o nó AV. O complexo QRS marca o impulso do nó AV e representa a despolarização dos ventrículos. O segmento ST reflete o platô de potencial de ação do miocárdio e acontece quando os ventrículos contraem e bombeiam o sangue. A onda T representa a repolarização dos ventrículos, antes do relaxamento ventricular ou diástole ventricular (HENARES; ABREU, 2014).

Figura 2 – Composição do traçado eletrocardiográfico



Fonte: Henares e Abreu (2014, p. 16).

A arritmia é um ritmo cardíaco anormal, podendo ser considerado assim quando rápido demais, lento demais ou quando tiver início em uma área do coração diferente do nó SA. Alterações no nó SA ou bloqueio de seu sinal elétrico podem fazer com que o coração bata muito devagar, denominado bradicardia. Por vezes, o coração apresenta ritmo muito acelerado. Essa situação é designada como taquicardia ventricular, provocada por sinais provenientes da câmara inferior do coração. Durante uma TV, o coração bate de forma tão acelerada que suas câmaras não conseguem ficar cheias de sangue entre os batimentos. Por essa razão, são bombeados menos sangue e oxigênio para o corpo, provocando tonturas, desmaios ou mesmo uma parada cardíaca.

O tipo de arritmia mais perigosa é a fibrilação ventricular, na qual são emitidos muitos sinais elétricos a partir das câmaras inferiores do coração. Esses sinais fazem com que o coração “treme” em vez de bater normalmente. Devido a esse tremor, pouco sangue é bombeado para o corpo. Uma pessoa que sofre uma FV perde rapidamente a consciência, sendo necessário aplicar imediatamente um choque elétrico para restabelecer o ritmo cardíaco normal (REOLÃO, 2007).

A estimulação cardíaca é possível e, relativamente fácil, devido à natureza sincicial do miocárdio, que funciona como uma única célula. Deste modo, um estímulo aplicado em qualquer parte do coração se propaga facilmente por condução muscular em todas as células sem necessidade de inervação ou mediadores químicos, devido a existência dos discos intercalares entre as células miocárdicas que funcionam como verdadeiras sinapses elétricas altamente eficazes (MATEOS et al., 2015).

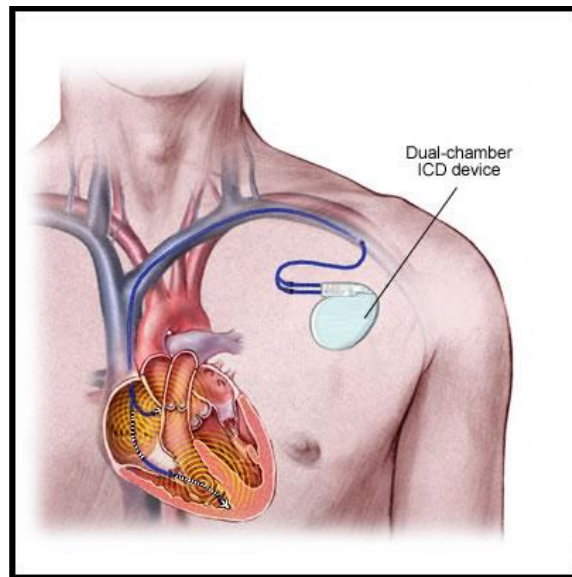
Assim, a ECA, iniciada na década de 1960, mostrou excelentes resultados mesmo com sua primeira geração de MPs implantáveis, altamente limitados. Desde essa época, houve uma extraordinária evolução da tecnologia e hoje os DCEIs representam um dos maiores avanços da Medicina (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2005).

2.2 Dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis

A evolução da bioengenharia, com o desenvolvimento de micro-sistemas computadorizados, permitiu o surgimento de novas formas de estimulação cardíaca, como ressinchronizadores para o tratamento de insuficiência cardíaca, os cardioversores desfibriladores implantáveis para o tratamento de taquicardia e os ressinchronizadores desfibriladores implantáveis para o tratamento de insuficiência cardíaca com alto risco de morte súbita.

Inicialmente, tinham porte considerável de aproximadamente 200g com cabos-eletrodos de aplicação epicárdica, atualmente são constituídos de minúsculos geradores capazes de comandar o ritmo cardíaco com grande precisão, utilizando finos eletrodos implantados no coração, geralmente através do sistema venoso, sendo a maioria absoluta dos implantes realizada sem toracotomia (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2005).

Figura 3 – Imagem ilustrativa do implante de CDI



Fonte: Sociedade Brasileira de Cardiologia

O grande avanço da microeletrônica favoreceu a formação da programação não-invasiva dos MPs após o implante, através da telemetria. Dentre os diversos parâmetros programáveis destacam-se: o modo de estimulação, as câmaras sendo estimuladas e/ou monitoradas, a frequência, a sensibilidade, a intensidade do choque de desfibrilação, etc. Isso permite que se tenha um acompanhamento do paciente obtendo, quando necessário, uma avaliação detalhada dos limiares de estimulação e de sensibilidade, das condições da bateria e do eletrodo, sendo possível ajustes e correções conforme o quadro clínico, proporcionando uma estimulação cardíaca com segurança, conforto e eficiência (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2005).

Em virtude do surgimento de novas terapias proporcionadas pelos dispositivos eletrônicos, a Sociedade de Arritmias Cardíacas, Departamento da Sociedade Brasileira de Cardiologia (SOBRAC-SBC), e o Departamento de Estimulação Cardíaca da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular (DECA-SBCCV) elaboraram um documento na forma de guia específico sobre os Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis (SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA – SBC, 2007).

O quadro a seguir classifica e descreve os DCEIs:

Quadro 1 – Classificação e descrição dos DCEIs.

Classificação dos DCEI	Capacidade principal	Função principal
Marcapasso (MP)	Estimulação/Sensibilidade no Átrio e/ou Ventrículo	Terapêutica de bradiarritmia
Cardiodesfibrilador Implantável (CDI)	Cardioversão/Desfibrilação por choque ou estimulação rápida	Terapêutica de TV/FV
Ressincronizador Cardíaco (RC)	Estimulação multi-sítio (biventricular)	Ressincronização ventricular (terapêutica da ICC)
CDI + RC	Cardioversão/Desfibrilação por choque ou estimulação rápida + Estimulação multi-sítio (biventricular)	Terapêutica de TV/FV + Ressincronização ventricular (terapêutica da ICC)

Fonte: Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007, p. 214). MP – Marca-passo; CDI – Cardiodesfibrilador implantável; RC – Ressincronizador cardíaco; TV – Taquicardia ventricular; FV – Fibrilação ventricular; ICC – Insuficiência cardíaca congênita.

2.2.1 Marca-passo convencional

Em 1930, Hyman idealizou um MP com gerador elétrico manual e publicou trabalhos pioneiros a respeito do tratamento elétrico da parada cardíaca, antecipando a utilidade da estimulação cardíaca artificial quando cessa a atividade espontânea. No ano de 1958, Senning realizou o primeiro implante de MP cardíaco com fonte interna de energia. Já em 1959, Furman demonstrou a possibilidade de estimulação endocárdica por via transvenosa consolidando as bases da moderna ECA. Mais recentemente, em 1965, Adib Jatene e Décio Kormann, no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (São Paulo, SP), desenvolveram e começaram a produzir os primeiros MPs e cabos-eletrodos nacionais largamente utilizados em nosso meio e em toda a América do Sul.

Os primeiros MPs corrigiam a frequência cardíaca nas bradicardias, elevando-a a níveis fisiológicos eliminando os sintomas de baixo débito, como tonturas, síncope, e insuficiência cardíaca, e reduziam a mortalidade mesmo sem recursos básicos, como função de sensibilidade (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2005).

Os MPs convencionais são sistemas que monitoram constantemente o ritmo cardíaco, estimulando ininterruptamente o coração desde que a frequência cardíaca espontânea seja menor que a programada (MATEOS et al., 2015).

São compostos basicamente por uma fonte de energia, um circuito eletrônico, e cabos-eletrodos. A fonte de energia e o circuito são acondicionados dentro de uma cápsula de titânio, hermeticamente fechada, constituindo o gerador de pulso. Esta fonte de energia, ou bateria do MP, é responsável por alimentar o circuito eletrônico e fornecer a energia de cada pulso durante toda vida útil do sistema (SANT'ANNA, 2007; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2005). Ainda, de acordo com Sant'anna (2007), os dispositivos apresentam uma bateria de sal de lítio, com carga operacional superior a 6 anos.

Assim, o gerador de pulso produz a emissão do impulso elétrico que estimula o coração quando este não apresenta atividade elétrica intrínseca adequada. Os MPs são conectados ao coração por meio de cabos-eletrodos, que são filamentos condutores revestidos por material isolante, biologicamente inerte, que conduzem os pulsos do gerador ao coração e os sinais cardíacos do coração ao gerador. O condutor é constituído por ligas metálicas especiais altamente resistentes e o isolante, geralmente é de silicone ou de poliuretano. O circuito é o componente fundamental, responsável por suas funções. Os modelos atuais conciliam grande complexidade, diversidade de funções e baixíssimo consumo de energia (SANT'ANNA, 2007; MATEOS et al., 2015).

Os MPs podem ser temporários (utilizados para o tratamento de bradicardia reversível) ou definitivos (para tratamento de bradicardia irreversível). De acordo com o número de polos em contato com o coração, podem ser unipolares, quando somente um polo está em contato (polo negativo); ou bipolares, quando os dois polos estão em contato (MATEOS et al., 2015; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2005; SANT'ANNA, 2007).

Quanto à estimulação, quando o MP opera no modo unipolar, a carcaça do aparelho atua como polo positivo e a ponta do eletrodo como polo negativo. Desse modo, tem-se maior suscetibilidade a interferências eletromagnéticas do que aqueles que operam no modo bipolar, onde ambos os polos de estimulação se encontram na extremidade cardíaca do eletrodo (SANT'ANNA, 2007).

Os dispositivos são denominados unicameriais, ou de câmara única, quando somente átrios ou ventrículos são estimulados e bicameriais, ou de dupla câmara, quando átrios e ventrículos são estimulados e monitorados pelo mesmo sistema (SANT'ANNA, 2007; MATEOS et al., 2015).

MPs de demanda respeitam o ritmo próprio do paciente e são denominados “não competitivos” ou “sincrônicos”. Já, os sistemas “competitivos” ou “assincrônicos” não respeitam a FC intrínseca e estimulam de forma permanente e independente a presença de ritmo próprio do paciente.

Dispositivos unicamerais, geralmente, operam no modo de demanda ou síncronico, onde a estimulação ocorre somente quando a frequência cardíaca espontânea for reduzida abaixo daquela pré-determinada para o MP. O dispositivo de dupla câmara, dotado de eletrodos no átrio e no ventrículo, apresenta capacidade de estimular de modo sequencial ambas as câmaras cardíacas. O intervalo atrioventricular é ajustável tornando a estimulação ainda mais fisiológica. O dispositivo pode ser ajustado em frequência fixa ou em demanda (SANT’ANNA, 2007).

Em relação a posição dos eletrodos, os sistemas podem ser endocárdios (implantados por via transvenosa) ou epicárdios (implantados por toracotomia). Quanto à sua capacidade de programação, podem ser não-programáveis, programáveis (quando apresentam até dois parâmetros programáveis) ou multiprogramáveis (quando apresentam mais de dois parâmetros programáveis); sendo os dois primeiros obsoletos, não encontrados mais no mercado (MATEOS et al., 2015).

2.2.1.1 Indicações para o implante de marca-passo convencional

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), o MP tem como capacidade principal a sensibilidade e estimulação no átrio e/ou no ventrículo, sendo sua função principal a terapêutica de bradicardia.

A FC normal varia de 60 bpm a 100 bpm. Ritmos com frequência cardíaca inferior a 60 bpm são definidos como bradicardia, que pode ser assintomática ou sintomática. Bradicardias sintomáticas têm características clínicas comuns, marcadas, sobretudo, pela síndrome do baixo fluxo cerebral e/ou sistêmico, cujos sintomas mais comuns são tontura, pré-síncope, síncope, fadiga, dispnéia de esforço e bradipsiquismo, sendo comumente ocasionadas por doença do nó SA e bloqueio atrioventricular. As bradicardias assintomáticas, geralmente, são de causas fisiológicas. Fatores extrínsecos também podem causar bradicardia, como uso de fármacos, os quais deprimem o sistema de condução ou distúrbios metabólicos ou endócrinos, como hipotireoidismo, hiperpotassemia e hipotermia. Considerando que não há fármacos

adequados para o tratamento das bradicardias sintomáticas irreversíveis, o implante de marcapasso definitivo é o tratamento mais indicado para essas afecções (DEPARTAMENTO DE ESTIMULAÇÃO CARDÍACA ARTIFICIAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE CIRURGIA CARDIOVASCULAR – DECA/SBCCV, 2015).

A Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), classifica as condições de disfunção do nó sinusal, a síndrome do seio carotídeo, o bloqueio atrioventricular, o bloqueio intraventricular, a cardiomiopatia hipertrófica obstrutiva, e síndromes neuromediadas ou vasovagais, como indicação de uso da terapia de MP.

6.2.2 Cardioversor desfibrilador implantável

Implantado em humanos pela primeira vez em 1980, por Mirowski, o cardioversor desfibrilador implantável trouxe, inicialmente, ceticismo por ser uma novidade, pelo alto custo envolvido e pela pequena quantidade de evidências clínicas existentes (MIROWSKI et al., 1981). Atualmente, após mais de um quarto de século, há evidências abundantes da alta qualidade científica e experiência internacional confirmada (LORGA; LORGA FILHO, 2005).

A desfibrilação elétrica é um procedimento que depende essencialmente de voltagem, corrente e distribuição espacial do campo elétrico. O pulso deve ser de alta voltagem, alta corrente e seu campo elétrico eficaz deve englobar todo o miocárdio ventricular. A partir do surgimento do CDI, muitos desafios foram vencidos devido ao rápido avanço da tecnologia e, atualmente, o dispositivo dispõe de cabos-eletrodos para cardioversão e desfibrilação endocárdica altamente eficazes, confiáveis e de reduzido diâmetro (MATEOS; PACHÓN, 2015).

O desenvolvimento da tecnologia de cabos-eletrodos permitiu, a partir de 1993, o surgimento de desfibriladores endocárdicos. A possibilidade de implante sem toracotomia é um avanço inquestionável que reduz a mortalidade e a morbidade cirúrgicas e, também, diminui os custos e o tempo de internação necessários ao procedimento (DECA/SBCCV, 2015; MATEOS; PACHÓN, 2015).

Atualmente, a técnica do implante do CDI é muito semelhante à do implante de MP. Os CDIs atuais, em sua maioria, são implantados na posição subcutânea ou, eventualmente, submuscular no tórax, naqueles pacientes com anatomia venosa adequada para colocação dos cabos-eletrodos, com isso, o risco de morte relacionado ao acesso endovenoso é mínimo (DECA/SBCCV, 2015). Em contraste com os antigos

dispositivos implantados por toracotomia, em que a mortalidade cirúrgica atingia de 5% a 7%, incluindo os primeiros 30 dias de pós-operatório (MIROWSKI, 1985).

O desfibrilador está inserido numa caixa de titânio que contém o circuito eletrônico e a bateria. Os cabos-eletrodos transmitem sinais elétricos entre o coração e o desfibrilador, monitoram o ritmo cardíaco natural, e, na presença de taquiarritmia ventricular, ou fibrilação ventricular, desencadeiam choques elétricos no coração. Os circuitos eletrônicos realizam o monitoramento do ritmo do coração, ordenam o envio dos choques quando necessário, determinando sua energia, e mantêm registros do ritmo cardíaco e dos choques liberados (MIROWSKI, 1985; SANT'ANNA, 2007).

O dispositivo é programado para monitorizar continuamente a atividade elétrica cardíaca, reconhecer prontamente taquiarritmias graves e, então, automaticamente deflagrar impulsos elétricos que corrijam essas arritmias, quando e onde elas ocorrerem. Basicamente, esse dispositivo é destinado a proteger pacientes com alto risco de morte súbita cardíaca (LORGA; LORGA FILHO, 2005).

De acordo com Santana (2007), o CDI apresenta as mesmas características do desfibrilador externo, somado a algoritmos especiais que lhe conferem a capacidade de detectar taquicardia e responder, automaticamente, a ela. Assim, o gerador de pulso é constituído por algoritmo de detecção, um sistema de terapia e memória.

Em suma, o algoritmo de detecção representa o modo como o dispositivo vai se comportar diante do ritmo cardíaco. Através de telemetria o CDI é programado indicando qual faixa de frequência cardíaca irá considerar como taquicardia ou bradicardia, o modo da terapia e as estratégias para evitar terapias inapropriadas.

Já, o sistema de terapia é representado pelas funções de estimulação antibradicardia, antitaquicardia e pós-choque. A estimulação antibradicardia tem a função de prevenir bradiarritmias (função de MP). A terapia de antitaquicardia pode utilizar o recurso da cardioversão/desfibrilação, característica do dispositivo. E a função de pós-choque ocorre por alguns batimentos após o paciente ser desfibrilado, caso ocorra bradicardia/assitolia transitória neste período.

Ainda, a memória possibilita que o dispositivo armazene informações referentes a eventos arrítmicos tratados, características e resultados das terapias e até alguns eletrogramas intracavitários. Essas informações são importantes para identificar e corrigir problemas que podem ocorrer, como choques inapropriados (SANT'ANNA, 2007).

6.2.2.1 Indicações do cardioversor desfibrilador implantável

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), o CDI tem como indicação principal para terapêutica de fibrilação e taquicardia ventriculares, devido sua capacidade de cardioversão/desfibrilação por choque ou estimulação rápida.

O implante do CDI é recomendado para a prevenção primária de morte súbita cardíaca e prevenção secundária da MSC em pacientes com cardiopatia estrutural. Em situações especiais, também, é indicado para taquicardia ventricular polimórfica catecolaminérgica, síndrome de QT longo congênito, síndrome de brugada, cardiomiopatia hipertrófica e cardiomiopatia arritmogênica de ventrículo direito (SBC, 2007).

No Brasil, apesar dos dados sobre mortalidade serem pouco precisos, estima-se que, anualmente, cerca de 212 mil pessoas faleçam de MSC. Um levantamento realizado em 2009 pela Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas, pelo Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular e pelo Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, constatou 21 mil casos de morte súbita cardíaca no município de São Paulo (MARTINELLI et al., 2012).

Em 2006, o *American College of Cardiology*, a *American Heart Association* e a *Heart Rhythm Society* definiram MSC como a cessação repentina da atividade cardíaca com conseqüente deterioração do estado de consciência, levando a ausência de atividade respiratória e circulação sanguínea (ZIPES et al., 2006).

Uma característica da MSC é a presença de arritmia, que, em última análise, compromete a perfusão tecidual. Apesar do amplo espectro de condições etiológicas, os mecanismos mais comumente relacionados à ocorrência de morte súbita cardíaca são a fibrilação ventricular e as taquiarritmias ventriculares (HUIKURI; CASTELLANOS; MYERBURG, 2001).

O achado clínico, comumente associado à MSC, é a doença arterial coronária, que está presente em cerca de 80% dos casos. Outros 10% a 15% ocorrem em portadores de outras cardiomiopatias, tais como: hipertrófica, dilatada, displasia arritmogênica do ventrículo direito e doenças infiltrativas do miocárdio. Os demais casos resultam de alterações cardíacas estruturais congênitas ou acometem pacientes com coração estruturalmente normal, mas com anormalidades elétricas (DECA/SBCCV, 2015).

No entanto, a MSC pode ser combatida de três maneiras: com medidas profiláticas que evitem condições que favoreçam seu aparecimento; com antiarrítmicos específicos para evitar arritmias potencialmente mortais; e com providências para recuperar os pacientes acometidos dessas arritmias (LORGA; LORGA FILHO; 2005). Das mortes súbitas, 85% a 90% são devidas a um primeiro evento arrítmico e 10% a 15% a eventos recorrentes (HUIKURI; CASTELLANOS; MYERBURG, 2001).

Assim, Lorga e Lorga Filho (2005), afirmam que, para o controle de morte súbita é importante tomar medidas preventivas contra o primeiro evento e medidas preventivas que evitem a repetição do evento arrítmico.

O Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial (2015) classifica as indicações de CDI como secundárias ou primárias. A indicação primária é para o paciente que apresenta alto risco de taquiarritmia ventricular grave, porém ainda não manifestou episódio espontâneo. A prevenção primária de morte súbita cardíaca representa um desafio, pois nem sempre é possível identificar pacientes com risco elevado para arritmias fatais. É considerada indicação secundária quando o CDI é recomendado para o paciente recuperado de morte súbita ou àquele que tenha apresentado taquiarritmia ventricular grave ou síncope.

A terapia utilizada inclui medicamentos antiarrítmicos, ressecção cirúrgica, ablação endocárdica por cateter e o uso do dispositivo cardíaco. O dispositivo monitora o ritmo cardíaco e estimula o coração caso ocorra bradicardia, permanecendo inibido se houver ritmo próprio adequado. Na presença de taquicardia ventricular, o CDI tentará revertê-la por estimulação ventricular programada (períodos curtos de 4 a 10 batimentos com frequência superior à da taquicardia) ou através de choque de cardioversão sincronizado, conforme a programação preestabelecida. Caso seja detectada fibrilação ventricular, o CDI aplica um choque não sincronizado de alta energia para desfibrilação. A aplicação de choques de alta energia para cardioversão ou desfibrilação é bastante desconfortável, porém a maioria dos pacientes tolera as descargas em decorrência do rebaixamento momentâneo da consciência pelo baixo débito ou, principalmente, porque percebe a segurança que representam para sua vida.

Diversos estudos de grande porte demonstraram que o CDI trata efetivamente os eventos de taquicardia ventricular e fibrilação ventricular, reduzindo a mortalidade quando comparado com fármacos antiarrítmicos isoladamente. Atualmente, esses

dispositivos dispõem de terapia antitaquicardia, cardioversão com baixa energia, desfibrilação com alta energia e função antibradicardia de *backup*.

Assim, a facilidade de implante e as baixas taxas de morbidade e mortalidade cirúrgicas têm alterado a direção dos estudos de avaliação da eficácia da terapia. As investigações iniciais restringiam-se a pacientes considerados de muito alto risco de parada cardíaca, enquanto as mais recentes têm incluído populações com riscos moderado e baixo. Os resultados dos grandes estudos clínicos randomizados realizados mais recentemente têm posicionado o CDI como arma terapêutica obrigatória para pacientes com risco de MSC. O número de CDIs utilizados no mundo ultrapassa 250 mil por ano, com aumento exponencial na última década (DECA/SBCCV, 2015).

6.2.3 Ressincronizador cardíaco

A condução normal do estímulo elétrico do coração é capaz de coordenar a melhor relação de ativação cardíaca nas câmaras atriais e ventriculares. Esse processo é designado como sincronismo cardíaco e dele depende a sequência de ativação mecânica do coração, que na presença das fibras miocárdicas contráteis normais garante a eficiência funcional do órgão.

Os processos fisiopatológicos que alteram ou retardam a condução do estímulo, incluindo processos degenerativos, isquêmicos, infecciosos, inflamatórios e traumáticos, podem interferir na coordenação contrátil atrial e/ou ventricular levando a um assincronismo cardíaco. Portanto, diminuindo a performance miocárdica, principalmente em pacientes com insuficiência cardíaca.

Através da estimulação artificial, que além de corrigir a frequência cardíaca, é capaz de recuperar o sincronismo mecânico das câmaras cardíacas, o qual foi prejudicado por algum tipo de retardo no sistema de condução. Sendo assim, a estimulação multissítio tem papel fundamental no tratamento de dissincronia ventricular em pacientes com IC avançada (COSTA; SILVA; LIMA, 2005).

Atualmente, MPs multicamerais são conhecidos como Ressincronizadores Cardíacos (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004). A tecnologia desenvolvida nas últimas décadas e incorporada nos MPs convencionais foi, também, assimilada pelos RCs. No entanto, estes, diferentemente, possuem um segundo canal independente

para estimular o ventrículo esquerdo nos dispositivos recentemente comercializados. Por isso, esses dispositivos apresentam uma diversidade de programação.

De modo similar aos MPs convencionais, o sistema de estimulação dos RCs é composto basicamente por dois componentes: o gerador de pulsos e cabos-eletrodos. A técnica de implante dos cabos-eletrodos tem sido, preferencialmente, transvenosa. A loja do gerador é realizada sobre o músculo peitoral maior e, em alguns casos, se utiliza a localização sub-muscular (COSTA; LIMA; SILVA, 2005).

6.2.3.1 Indicações para o implante de ressinchronizador cardíaco

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), o ressinchronizador cardíaco apresenta estimulação multissítio (biventricular), e tem como indicação principal a ressinchronização ventricular na IC.

A IC é uma significativa causa de morbidade e mortalidade em todo o mundo, com prevalência de 2,4% dos adultos. Embora a sobrevivência após o diagnóstico tenha melhorado nas duas últimas décadas, as taxas de morte e hospitalização por IC permanecem altas e aproximadamente 50% dos pacientes morrem dentro de 5 anos do diagnóstico (GO et al., 2014).

Visto que, é uma doença progressiva, causada por uma disfunção ventricular esquerda, a mesma leva a redução da tolerância ao exercício e piora a qualidade de vida com redução da expectativa de vida. Apesar do significativo progresso da terapia farmacológica, a IC permanece como uma patologia incapacitante com alta morbidade e mortalidade, ficando clara a necessidade de novas terapias.

A disfunção ventricular é, frequentemente, relacionada à dilatação do ventrículo e leva à ativação de diversas vias de compensação, como o aumento da sobrecarga ventricular associado à hipertrofia e ao remodelamento do miocárdio, provocando alterações na condução elétrica intracardíaca (ZYTYSKI; BOCCHI, 2003).

O tratamento atual da síndrome da insuficiência cardíaca está direcionado à interferência sobre os mecanismos neuro-hormonais, que a perpetuam e a agravam com o passar do tempo. Além dos cuidados relacionados aos hábitos de vida, especialmente os dietéticos, vários medicamentos interferem de forma favorável no curso natural da doença aumentando a longevidade e proporcionando novas perspectivas de vida aos seus portadores.

Casos refratários à terapêutica clínica podem se beneficiar de procedimentos intervencionistas, sendo o transplante cardíaco ortotópico considerado o padrão-ouro de tratamento. Entretanto, esse procedimento beneficia um pequeno número de pacientes, por sua dependência de doadores compatíveis. Além das alternativas terapêuticas existentes, a estimulação cardíaca artificial surgiu como tratamento útil na melhora da qualidade de vida e na redução da mortalidade (COSTA; LIMA; SILVA, 2005).

Recentemente, foi introduzida a Terapia de Ressincronização Cardíaca para pacientes com disfunção ventricular grave, estágios de insuficiência cardíaca avançados e refratários ao tratamento medicamentoso convencional. A TRC é uma modalidade da ECA que tem o propósito de corrigir disfunções eletromecânicas em pacientes com IC avançada, por meio do implante de RC associado ou não ao CDI. Essa alternativa terapêutica surgiu a partir da observação de que a presença de bloqueio de ramo esquerdo poderia proporcionar dissincronismo intra e interventricular e comprometimento funcional do miocárdio (SBC, 2007).

2.2.4 Associação do CDI com o RC

A MSC é responsável por até 50% dos óbitos em pacientes com IC moderada a severa e é, em boa parte dos casos, atribuída à TV. Desta forma, pode-se presumir que uma parte significativa dos pacientes com IC necessitaria de prevenção para MSC (ZTYNSKI; BOCCHI, 2003).

Em pacientes selecionados, a associação do CDI com a TRC oferece possibilidade de melhora da função ventricular esquerda e redução da morbidade e da mortalidade (SBCCV/DECA, 2015).

2.3 Fontes de interferência eletromagnética em DCEIs

Novas tecnologias surgem a todo instante, envolvendo o uso cada vez maior do espectro eletromagnético, reascendendo o interesse sobre as IEM nos portadores de DCEIs. Paralelamente, a indústria de MPs também evolui, incorporando filtros e melhorando os novos geradores de pulso (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

Interferências eletromagnéticas são definidas como sinais elétricos de origem não fisiológica e que podem afetar a função normal do MP. Embora várias formas de

meios de interferências sejam possíveis, hoje o desenvolvimento de novos circuitos permite que os geradores sejam, relativamente, imunes às IEM externas (MONTEIRO FILHO, 2002).

Detectar a atividade elétrica intrínseca do coração é uma função essencial para os MPs e CDIs e, para que isso seja possível, esses aparelhos são dotados de potentes circuitos amplificadores sintonizados na frequência dos sinais biológicos.

Esses circuitos, no entanto, podem amplificar sinais advindos de fontes de interferência situadas no próprio corpo, como potenciais de músculos esqueléticos, ou externas, como equipamentos capazes de gerar sinais elétricos ou vibrações mecânicas (SANTOS, 2007; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

Considerando os recursos atuais sobre os DCEI, as interferências que podem ocorrer nesses dispositivos podem ser de natureza elétrica, magnética ou mecânica (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), são consideradas interferências sobre DCEIs, a presença de sinais elétricos, fenômenos mecânicos ou químicos extrínsecos, que apresentam capacidade de promover modificações no funcionamento dos dispositivos.

As IEM podem ser classificadas como conduzidas, irradiadas e radiadas. As conduzidas têm sua propagação através de um meio físico; já as irradiadas independem da presença desse meio; e as radiadas podem ser ionizantes, como no caso de raios gama, ou não-ionizantes, como as ondas de rádio. As interferências mecânicas podem decorrer de vibrações ou mesmo variações de temperatura (SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA, 2007).

Ainda, conforme Mateos, Mateos e Mateos (2007), as interferências elétricas e eletromagnéticas são decorrentes da circulação da corrente elétrica através do dispositivo que pode ser gerada da indução por proximidade de um campo eletromagnético, sendo caracterizada como interferência eletromagnética, ou pelo contato direto do paciente com a fonte da corrente, que seria a interferência elétrica propriamente dita.

Monteiro Filho (2002), classifica as interferências em endógenas (potenciais musculoesqueléticos) e exógenas (provenientes de ambiente hospital ou doméstico), que podem ser oriundas do marca-passos, do coração, do paciente ou do meio ambiente.

De acordo com Gauch et al. (1997), existem 4 possibilidades de interferências: 1) por contato: quando existe contato físico entre o paciente e o aparelho, permitindo a passagem de uma corrente elétrica; 2) por campo elétrico: ocorrendo mesmo na ausência de contato físico, sendo induzidas à distância, por um campo elétrico; 3) por ação magnética: quando há presença de ímãs ou de campos magnéticos no equipamento interferente atuando sobre o marcapasso e provocando alterações no seu funcionamento; 4) por ação mecânica: quando vibrações mecânicas produzidas pelo equipamento interferente podem alterar a frequência de MPs dotados de sensores de movimento.

Os geradores de pulso são providos de filtros que rejeitam certas frequências, embora existam interferências que são parecidas com os sinais do próprio coração, e possuem um circuito detector de ruídos que monitora o sistema reconhecendo sinais repetitivos como não provenientes do coração (MONTEIRO FILHO, 2002).

A Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), classifica as fontes de IEM de acordo com o grau de risco e recomendações para proteção em: aceitável, segura e inofensiva, onde não há riscos de danos; não aceitável, podendo provocar danos e sem consenso sobre riscos e segurança, mesmo sob cuidados específicos de proteção; e inaceitável, de consenso geral que são prejudiciais e, exceto em condições especiais, proibitivas.

2.4 Aparelhos odontológicos

Aparelhos odontológicos podem afetar o funcionamento de DCEIs se gerarem campos elétricos, campos magnéticos e vibrações mecânicas nas formas contínua ou pulsátil. Destas, as de vibrações pulsáteis têm maior capacidade de interferência (GAUCH, 1997).

Pacientes cardiopatas controlados, sob medicação otimizada, podem ser submetidos a procedimentos odontológicos de forma segura com os cuidados habituais de rotina (SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA – SBC, 2011). Indivíduos portadores de dispositivos cardíacos não sofrem alterações ao uso do micromotor de alta e baixa rotação, amalgamador, teste de vitalidade pulpar elétrico, *laser*, escova dental elétrica, ultrassom, e aparelho de radiografia (ST JUDE MEDICAL, 2002; BIOTRONIK, 2010; SBC, 2011). O *laser* poderá ser utilizado livremente, desde que não seja direcionado sobre a loja do gerador de pulso. O jato

de bicarbonato, acionado por sistema pneumático, também não apresenta restrições em portadores de DCEIs (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

As radiografias dentárias não interferem no funcionamento dos dispositivos cardíacos por terem baixa quantidade de energia. Porém, na necessidade de radioterapia na região de cabeça e pescoço, o gerador deverá ser protegido com placas de chumbo. Caso o DCEI esteja na região alvo da radioterapia, este deverá ser reposicionado cirurgicamente antes de se iniciar o tratamento. A radioterapia tem efeito cumulativo, podendo gerar danos irreversíveis aos circuitos dos geradores e desgaste prematuro da bateria. O dispositivo cardíaco poderá apresentar falhas aleatórias ou intermitentes, impedindo que se faça qualquer prognóstico quanto à dose de radiação e ao risco para o paciente (FERREIRA, PIVOTTO; HORVATH, 1988; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

Embora a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2011), considere seguro o uso de muitos aparelhos odontológicos, alguns trabalhos mencionam que pode ocorrer IEM no uso de alguns aparelhos que produzem vibrações mecânicas, particularmente, motores de baixa rotação e escovas dentárias elétricas, podendo ocorrer inibição transitória pela proximidade do instrumento com o gerador de pulso (MONTEIRO FILHO, 2002; GAUCH et al., 1997).

O motor de alta rotação utiliza turbina pneumática, não gerando campos eletromagnéticos, sendo assim, permitido sem restrições. Já o sistema de baixa rotação pode causar maiores vibrações, suficientes para aumentar a FC indevidamente, porém, esse aumento é limitado e não acarreta desconforto maior além de eventuais palpitações. O uso da baixa rotação de forma intermitente poderá minimizar esses sintomas (GAUCH et al., 1997; MONTEIRO FILHO, 2002; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

As escovas elétricas devem ser evitadas porque podem promover uma aceleração indevida da frequência de estimulação, sendo classificadas como IEM aceitável com risco (SBC, 2007). Porém, as alterações observadas sobre os DCEIs não acarretam alterações hemodinâmicas maiores, manifestando-se clinicamente como palpitações sentidas durante o uso do equipamento (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; GAUCH et al., 1997).

Com relação às cadeiras odontológicas, algumas delas contêm ímãs localizados no encosto da cabeça. Se o dispositivo cardíaco estiver programado para responder a um ímã e a força magnética estiver muito próxima do paciente, este não deve sentar

nesse tipo de cadeira, pois o funcionamento do dispositivo pode ser afetado (BOSTON SCIENTIFIC CORPORATION, 2009).

De acordo com Luker (1982), o instrumento utilizado, rotineiramente, em cirurgia oral, capaz de causar danos permanentes aos MPs, é aquele que utiliza do processo da diatermia. A diatermia é definida como um método terapêutico que consiste na elevação da temperatura no interior dos tecidos, através da aplicação externa de um campo de alta frequência (radiação eletromagnética, corrente elétrica ou ondas ultrassônicas). Esse processo pode gerar interferências nos DCEIs ocasionando arritmias cardíacas, tais como taquicardia e fibrilação, além de queimaduras no miocárdio, deflagração de terapias inapropriadas e lesões irreversíveis aos geradores de pulso. O seu uso deve ser evitado se a fonte de diatermia estiver direcionada para a região do DCEI ou se possuir potência elevada (GAUCH, 1997; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

A Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), afirma que a diatermia dental pode causar interferências nos DCEIs, e recomenda que seja respeitada a distância mínima de 35 cm de sua fonte quando da sua utilização. De acordo com St. Jude Medical (2002), o portador de DCEI não poderá se submeter a procedimentos de diatermia, mesmo com o dispositivo desligado.

2.4.1 Ultrassom

O princípio do ultrassom é a utilização de ondas sonoras de alta frequência para produzir vibrações em pontas especiais. Estas vibrações atingem entre 15.000 a 50.000 ciclos por segundo, dependendo do modelo. O ultrassom é classificado de acordo com a tecnologia de conversão de energia.

Os primeiros modelos de aparelho ultrassônico foram baseados no princípio físico denominado efeito magnetoestrutivo, onde a vibração é obtida a partir da ativação de um campo eletromagnético que altera as dimensões de um núcleo metálico, formado por palhetas conectadas à ponta. As palhetas vibram em frequência ultrassônica de 18.000 a 45.000 ciclos por segundo e transmitem a vibração para a ponta num padrão elíptico. O núcleo metálico vibrátil gera calor, necessitando, assim, refrigeração líquida para a peça de mão e para os tecidos.

A segunda geração dos instrumentos ultrassônicos é representada pela unidade piezoelétrica, que usa um cristal de quartzo que se deforma com a eletricidade

gerando vibração. A frequência de uso destes aparelhos está na faixa de 25.000 a 50.000 ciclos por segundo, num padrão linear. Como não há fadiga estrutural do cristal, ao contrário do núcleo metálico do aparelho magnetoestrutivo, a eficiência do aparelho piezoelétrico se mantém ao longo do tempo. Estes aparelhos geram menos calor e não necessitam de refrigeração interna.

Os destartarizadores sônicos usam ar comprimido da peça de mão do equipo odontológico para mover um sistema de rotação cerca de 3.500 a 9.000 ciclos por segundos, num padrão elíptico. Os destartarizadores sônicos podem provocar calor nos tecidos, exigindo, portanto, refrigeração líquida. Esse sistema é usado somente para trabalhos rápidos, pois, a maioria dos destartarizadores sônicos produzem uma destartarização insuficiente (GOTTEHRER; REYNOLDS, 1997; DRISKO et al., 2000).

De acordo com Mateos, Mateos e Mateos (2004), o ultrassom poderá promover interações com os DCEIs, especialmente, quando estiver situado próximo ao gerador de pulso. Além disso, vibrações geradas pelo aparelho podem prejudicar a função do dispositivo cardíaco. Desse modo, é recomendado que se evite o uso do ultrassom para procedimentos como profilaxia.

Embora a Boston Scientific Corporation (2009), indique que seus dispositivos não sofrem interferências de aparelhos ultrassônicos odontológicos, devido à falta de estudos, sugerem precaução ao uso desses aparelhos até que seja comprovada a sua indicação segura.

2.4.2 Localizador apical eletrônico

Endodontistas, rotineiramente, dependem de dispositivos elétricos para auxiliar no diagnóstico e no tratamento de dentes endodonticamente comprometidos. No caso de o paciente com MP cardíaco, aparelhos odontológicos, tais como o teste de vitalidade pulpar elétrico e o LAE podem criar um dilema para o tratamento clínico, porque eles podem interferir com a função do DCEI e colocar o paciente em uma situação de risco de vida (BEACH; BRAMWELL; HUTTER, 1996).

Sunada (1962), na tentativa de superar limitações na área da endodontia, deu início à busca por um meio mais simples, seguro, preciso e confiável para o cirurgião-dentista na obtenção do comprimento de trabalho dos dentes, desenvolvendo assim, os LAEs. O trabalho objetivou o desenvolvimento do método eletrônico a partir do

princípio da constância de corrente elétrica entre a mucosa oral e o ligamento periodontal. Os aparelhos de primeira geração, eram denominados tipo resistência.

A partir desse estudo, o método elétrico da resistência foi aferido em diversos trabalhos, indicando diferentes índices de sucesso nas medidas. A maior desvantagem desses aparelhos de primeira geração residia no fato da imprecisão das leituras diante da umidade no interior do canal radicular. Dessa forma, estudos que continham algum índice de sucesso nesse método foram executados em canais sem umidade.

A imprecisão dos resultados alcançados pelo método da resistência em canais com umidade determinou o desenvolvimento de aparelhos capazes de detectar a posição da constrição apical sob quaisquer condições, surgindo então os aparelhos de segunda e de terceira geração (MCDONALD, 1992).

Em seguida, foram desenvolvidos os aparelhos de segunda geração, que operavam com o princípio físico de impedância e trabalhavam com a utilização de uma sonda que deveria ser isolada em toda a sua superfície com exceção da ponta. Estes dispositivos toleravam melhor a umidade no interior do conduto, porém, tinham como principais desvantagens a necessidade de preparar o conduto previamente para a utilização desta sonda e, também, de utilizar uma corrente elétrica alta, gerando desconforto para o paciente em alguns casos.

A evolução do método eletrônico e a necessidade de precisão e confiabilidade determinaram o desenvolvimento dos LAEs de terceira geração, os LAEs do tipo impedância frequência-dependente. Estes aparelhos funcionam sob o princípio de que exista diferença de impedância entre os eletrodos e trabalham, especificamente, com o princípio físico do cálculo das diferentes impedâncias no interior do canal radicular através de sinais de frequência. A diferença de impedância é identificada pela movimentação da lima no interior do canal (MCDONALD, 1992; KOBAYASHI, 1995).

2.4.3 Eletrocautério

O eletrocautério é um dos equipamentos de maior risco no que diz respeito às interferências em DCEIs em função de utilizar corrente alternada de alta densidade, na faixa de radiofrequência de 100-5000 kHz. A corrente é liberada de forma constante, para promover corte, ou sob a forma de pulsos decrementais, produzindo

coagulação dos tecidos (GAUCH et al., 1997; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; MISIRI et al., 2012).

Existem dois modos diferentes de eletro-cirurgia de alta frequência que, basicamente, se distinguem pelo caminho por onde segue a corrente elétrica. Na eletro-cirurgia unipolar, o tecido cortado e/ou coagulado faz parte de um circuito elétrico, onde a corrente flui entre a lâmina do bisturi e uma placa de dispersão, posicionada na superfície corporal. Já na eletro-cirurgia bipolar, a corrente elétrica flui entre as duas hastes do bisturi, que apresenta formato de pinça.

Então, na utilização do eletrocautério bipolar, parece haver chance mínima de interferência sobre DCEIs. Porém, a utilização do eletrocautério bipolar é menos comum do que o monopolar, pois o bipolar é útil apenas para coagulação e não para dissecação. Obviamente, na conformação unipolar o campo elétrico é de grande extensão, originando interferência nos DCEIs. Na conformação bipolar, no entanto, esse campo é muito reduzido e localizado, com pouco efeito sobre os geradores de pulso atuais (GAUCH et al., 1997; MONTEIRO FILHO, 2002; MISIRI et al., 2012).

O eletrocautério monopolar é utilizado para a maioria dos procedimentos cirúrgicos. Neste, a corrente elétrica é aplicada via um pequeno eletrodo ativo “caneta ou estilete” para o campo operatório, e então flui para o corpo do paciente. A eletro-cirurgia monopolar é a fonte mais comum de IEM e de interação em DCEIs. Essas interações incluem inibição, desencadeamento de tratamento para taquiarritmia desnecessário e, em algumas situações, reinicialização elétrica do gerador de pulso. Porém, quando as precauções apropriadas são tomadas, essas reações não são frequentes (CROSSLEY et al., 2011; MISIRI et al., 2012).

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), o eletrocautério é classificado conforme o grau de risco sobre o paciente como “aceitável com riscos”. Assim, é relevante a busca por alternativas, como o uso bisturi convencional ou bisturi a *laser*, que não apresentam capacidade de gerar IEM.

Devido a capacidade de IEM do eletrocautério bipolar ser tão pequena e não interagir com os DCEIs, ele pode ser utilizado sem recomendações especiais (MISIRI et al., 2012). Já, no uso do eletrocautério unipolar, devem-se seguir rigorosamente algumas recomendações (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; SANT’ANNA, 2007; MISIRI et al., 2012).

É recomendada a monitoração cardiológica contínua com monitor de ECG e, também, com oxímetro de pulso, através das quais pode-se acompanhar o ritmo

cardíaco mesmo durante a aplicação do aparelho (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; SBC, 2011). Sant'anna (2007), salienta que, pelo fato da eletro-cirurgia poder afetar o sinal do ECG, é importante monitorizar o pulso arterial do paciente de modo contínuo. A monitorização reduz a possibilidade de complicações.

A placa de dispersão deve ser posicionada longe da loja do dispositivo cardíaco, e de preferência, próximo ao campo cirúrgico, fazendo com que o campo elétrico formado seja o menor possível. Nunca posicionar a placa de forma que o dispositivo cardíaco se situe entre a placa e o local da cirurgia. Deve-se direcionar a corrente elétrica para longe do gerador de pulso. Dessa forma, em uma cirurgia na região da cabeça, a placa de dispersão deve ser colocada no pescoço. O DCEI e os seus cabos-eletrodos deverão ficar sempre distantes do campo elétrico gerado pelo eletrocautério (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; SANT'ANNA, 2007; SBC, 2011; MISIRI et al., 2012). Além disso, é importante que o eletrocautério não seja ativado antes que esteja corretamente posicionado para ser utilizado. O eletrodo ativo do eletrocautério pode induzir interferências no gerador de pulso mesmo não estando em contato com o paciente (SANT'ANNA, 2007).

A aplicação do eletrocautério deve ser de forma intermitente e em pulsos de curta duração (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; SANT'ANNA, 2007; SBC, 2011; MISIRI et al., 2012). Sant'anna (2007), recomenda ainda, que a utilização do eletrocautério seja a uma distância superior a 5 cm da loja do dispositivo cardíaco. Porém, distâncias maiores do que 12 cm são mais seguras.

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2011), o uso do eletrocautério deve ser, preferencialmente, no paciente com o MP em programação assíncrona, com frequência de estimulação superior a própria do paciente.

Em MPs não programáveis, é possível evitar a IEM com a colocação de um ímã sobre o gerador, transformando-o em assíncrono. Caso ocorra bradicardia ou taquicardia durante a aplicação do eletrocautério, devido à IEM, é aconselhado colocar um ímã sobre o MP, somente nos momentos da aplicação do eletrocautério, retirando-o logo em seguida (MONTEIRO FILHO, 2002; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; SBC, 2011; MISIRI et al., 2012).

Já em MPs programáveis, pode ser realizada uma programação prévia para um modo assíncrono antes da utilização do eletrocautério (MONTEIRO FILHO, 2002). Nos MPs programáveis, a colocação do ímã, apesar de tornar o gerador assíncrono, aciona o circuito de programação na maioria dos modelos, tornando-o passível de

programações anômalas, ocasionadas pela interferência. Mesmo sendo esse fato raramente observado, é preferível a programação para o modo assíncrono (caso este seja tolerado pelo paciente) ao invés da colocação do ímã (GAUCH et al., 1997; SANT'ANNA, 2007).

Durante o emprego do eletrocautério, um gerador de pulso programável poderá se reprogramar, ou desligar, temporária ou permanentemente. O uso do modo de frequência fixa, induzido por um ímã, deve ser considerado quando efeitos de IEM forem previstos. E, ainda assim, podem ser observadas interações (SANT'ANNA, 2007).

A resposta magnética de cada MP pode ser diferente e, em alguns casos, ela pode não existir (estar desligada por programação). Uma boa prática é fazer alguns testes antes da cirurgia, mas com o paciente já monitorado, permitindo, assim, observar a resposta magnética do aparelho. Adicionalmente, o comportamento magnético do MP de cada paciente deve ser informado pelo seu cardiologista, pois isto depende da programação do dispositivo (GAUCH et al., 1997; MONTEIRO FILHO, 2002; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

Em pacientes portadores de RC, a presença de um maior número de cabos-eletrodos no coração, inegavelmente, aumenta a possibilidade de complicações por IEM sobre o sistema de estimulação cardíaca. A maior parte dos eletrodos de estimulação utilizados no sistema venoso do ventrículo esquerdo é unipolar e esses são mais suscetíveis às IEM, em especial às produzidas pelo eletrocautério. No entanto, há uma tendência atual de utilizar eletrodos bipolares. Ainda assim, muitos eletrodos unipolares já foram implantados e permanecerão por muitos anos. A presença de mais eletrodos e de eletrodos unipolares obriga os médicos a tomarem cuidados mais rigorosos, dispensando maior atenção aos sinais de que estejam ocorrendo interferências sobre o sistema de estimulação multissítio. Adiciona-se a isto, o fato desses pacientes serem de maior risco em decorrência da IC que apresentam.

Procedimentos com eletrocautério em pacientes portadores de CDI só podem ser realizados depois da terapia antitaquicardia ser desligada e sob acompanhamento do médico. Um CDI pode desencadear terapia de choque por interferência gerada pelo eletrocautério, sendo indicada a reprogramação do aparelho antes da intervenção. O CDI deve ser reprogramado como modo de monitorização exclusiva,

sendo desligada a terapia para taquicardia durante o uso do aparelho (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; SANT'ANNA, 2007).

A complexidade e a diversidade de comportamento dos CDIs e o risco de arritmias graves durante a operação, além da possibilidade da interação com IEM, como as do eletrocautério, leva a recomendar-se que seja considerada, sempre que possível, a presença do cardiologista junto com o programador e equipamento de programação do CDI, na sala de operação, permitindo o ajuste do mesmo durante a intervenção, de acordo com as necessidades do paciente.

Com a função de antitaquicardia desligada, o paciente estará desprotegido, e o médico deverá estar preparado para tratar uma arritmia de alto risco, por meio de um desfibrilador externo e/ou de drogas antiarrítmicas. No período pós-operatório, o paciente deverá ser monitorado, principalmente, enquanto a função antitaquicardia do CDI estiver desligada.

Após a aplicação do eletrocautério, ou, do período de recuperação pós-operatório, o paciente portador de DCEI deverá ser orientado a fazer uma avaliação de seu dispositivo cardíaco com o técnico programador de seu fabricante, para que as funções do dispositivo sejam reavaliadas e, se necessário, que sua programação normal seja restabelecida (SBC, 2011).

2.5 Consequências clínicas da interferência eletromagnética

Interferências eletromagnéticas causando mau funcionamento de DCEIs têm sido descritas na literatura. O período perioperatório é, particularmente, problemático no momento em que pacientes são expostos a um número de fontes de energia e aparelhos que podem gerar IEM, além de interagir com um DCEI, variando entre diferentes efeitos. A significância de comportamento anormal visto nos dispositivos cardíacos quando expostos a IEM depende da força, da duração, e do tipo particular de interferência. O impacto clínico sobre o paciente depende das indicações clínicas de seus dispositivos, da frequência intrínseca do paciente e da função de frequência. Bem como do funcionamento do circuito de proteção feito para filtrar correntes elétricas estranhas e de algoritmos específicos desenvolvidos para minimizar efeitos clínicos adversos (CROSSLEY, 2011).

Os efeitos das interferências sobre os DCEIs são dependentes da intensidade do campo eletromagnético, do espectro de frequência do sinal, da distância e da

posição do aparelho em relação à fonte, da configuração do(s) eletrodo(s) (unipolar ou bipolar), das características não-programáveis do gerador, de parâmetros programáveis e das características do paciente (NIEHAUS; TEBBENJOHANNNS, 2001; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; SANTOS, 2007; MISIRI et al., 2012).

A presença desses fatores combinados, ou até mesmo isolados, é o que determina o grau de interferência sobre os dispositivos e, também, a resposta clínica do paciente. Uma interferência mínima pode ocasionar apenas a inibição de um único batimento, sem importância clínica, já exposições mais prolongadas ao agente de interferência e a localização próxima do paciente à fonte geradora podem provocar manifestações mais importantes.

A dependência do paciente ao dispositivo é fundamental na determinação da resposta clínica à interferência. O paciente que apresenta bom ritmo de escape poderá não apresentar sintomas, já o paciente dependente poderá sofrer graves consequências.

O comportamento do DCEI diante de uma IEM é definido pelo fabricante e pode variar de um modelo para outro. A extensão observada, depende da força, da duração e do tipo particular de interferência. A programação do dispositivo, a forma pela qual foi implantado e o tipo de eletrodo utilizado são fatores determinantes do grau de suscetibilidade às interferências. As interferências são comuns à maioria dos aparelhos, em função da impossibilidade de o mesmo diferenciar uma interferência externa de um evento biológico (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

As IEM podem produzir cinco principais tipos de alterações no funcionamento dos dispositivos: inibição do estímulo; deflagração inapropriada; reversão assíncrona; detecção inapropriada de taquiarritmia; e *power-on reset*, sendo todas consequências da ação da IEM em diferentes componentes do sistema instalado (MONTEIRO FILHO, 2002; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

Crossley et al. (2011), classificam as interferências em *oversensing*, que pode resultar em inibição do estímulo nos dispositivos cardíacos em geral, e em um problema adicional em desfibriladores implantáveis de falsa detecção de taquicardia resultando em choque inapropriado; em *reset*, que pode provocar danos ao gerador de impulsos e danos na interface tecido-eletrodo.

A interação mais frequente sobre o DCEI é o *oversensing*, que resulta na inibição inapropriada de estímulo do gerador de pulso, e, apresenta um problema adicional

sobre o CDI de falsa detecção de taquiarritmia, possivelmente, levando a um tratamento inapropriado de choque.

Os CDIs requerem uma certa duração de contínua sensibilidade para a detecção de arritmia (normalmente vários segundos ou mais). Portanto, pequenas aplicações da eletro-cirurgia, que são pontuadas por pausas de vários segundos, são menos prováveis de resultar na falsa detecção de taquicardia do que aplicações contínuas prolongadas. Assim, aplicações do eletrocautério limitadas de 4 a 5 segundos são improváveis de resultar um comprometimento hemodinâmico significativo para a maioria dos pacientes. Portanto, uma abordagem que limita o uso de eletrocautério pode ser mais segura para o paciente do que qualquer reprogramação do DCEI, ou colocação de ímã sobre o gerador de pulso (CROSSLEY et al., 2011;).

A resposta mais comum à IEM é a inibição da estimulação. Em um período prolongado, podem ocorrer consequências graves nos portadores de DCEI. No paciente que apresenta um forte ritmo adjacente, a inibição do estímulo pode ser inconsequente. Enquanto um paciente dependente de MP pode passar por um ritmo adjacente hemodinamicamente instável com a inibição do estímulo prolongada. Conforme o tempo de inibição e o tempo de surgimento de um ritmo de escape, o portador do DCEI pode sentir uma leve tontura, síncope ou ser levado à óbito. Porém, inibições prolongadas são pouco frequentes devido aos MPs modernos terem incorporados algoritmos de proteção, sendo essa situação mais comum em MPs antigos. É importante o cuidado pois, alguns desses aparelhos antigos continuam implantados até os dias de hoje. Portadores de CDIs dependentes da estimulação formam um grupo mais crítico, porque esses aparelhos funcionam com sensibilidade máxima (0.3 mV ou 0,2 mV), permitindo facilmente a detecção de interferência (MONTEIRO FILHO, 2002; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

A dependência do MP funcional em pacientes portadores de RCs também pode influenciar a estabilidade hemodinâmica e deve ser considerada. Porém, a maioria dos pacientes que utilizam a TRC não são dependentes de MP, e assim, não irão passar por dificuldades hemodinâmicas se o estímulo biventricular for interrompido. No entanto, alguns pacientes sofrem descompensação aguda de sua falha cardíaca congestiva quando a TRC é inibida por longos períodos de tempo por conta de reversão para uma ativação elétrica dessincronizada de seus corações. Esse é o tipo de informação que somente poderá ser fornecida pela equipe médica e pelo fabricante do dispositivo do paciente (CROSSLEY, 2011).

Quanto a deflagração sincrônica, nos MPs bicamerais, programados no modo de frequência fixa, a detecção de interferências pode provocar uma estimulação com frequência cardíaca alta, próxima da máxima programada. Caso o gerador esteja ajustado com mudança automática de modo, pode haver ausência temporária de sincronismo. Essa programação, permite que o MP evite a estimulação com frequência elevada na presença de IEM. O aumento de frequência de estimulação pode provocar palpitações, hipotensão e angina.

Na presença de IEM com alta frequência, os MPs apresentam reversão assincrônica (competitiva) com o objetivo de prevenir a inibição prolongada. Normalmente, ocorrem períodos de inibição alternados com períodos de reversão assincrônica, devido às oscilações na frequência da IEM.

A reversão assincrônica, embora segura, não é totalmente inócua, pois pode promover competição, caso exista ritmo próprio do paciente, provocando sintomas relacionados à irregularidade do ritmo ou a indução de arritmias com potencial maligno. Em portadores de arritmias, a reversão é indesejável, sendo altamente prejudicial.

Quando a interferência percebida pelo dispositivo cardíaco se encontrar dentro da faixa de frequência biológica, ela pode ser interpretada como uma taquicardia. Nos MPs, essa detecção pode promover a inibição da estimulação. Já nos CDIs, o quadro é mais criterioso, pois pode desencadear uma terapia inapropriada de choque, provocando o desgaste da bateria, morbidade psicológica e pró-arritmia. Quando a programação da terapia é do tipo “não comprometida”, o desfibrilador confirma se a “arritmia” ainda está presente após a carga dos capacitores, imediatamente antes de liberar o choque. No caso de interferência intermitente, poderá haver um desvio de terapia evitando choques desnecessários.

Dispositivos modernos apresentam memória interna e armazenam eventos detectados de taquicardia que, muitas vezes, podem não ter existidos. Por isso, é extremamente importante a avaliação criteriosa dessas condições, principalmente, em aparelhos que não apresentam o sistema de memória e não permitem a confirmação do diagnóstico automático (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

O modo *reset* acontece infreqüentemente e é mais comumente causado por radiação ionizante do que por IEM. A reinicialização de MPs tem sido, raramente, relatada após exposição à eletro-cirurgia (CROSSLEY et al., 2011).

Uma forte IEM, de forma momentânea, poderá causar a interrupção na leitura da memória volátil do DCEI (onde ficam armazenadas as informações de programação) e/ou do microprocessador, levando o gerador a reverter para modos básicos de funcionamento, condição de *power-on reset* (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

De acordo com Mateos, Mateos e Mateos (2004), quando essa situação ocorre, é importante a reprogramação do MP a fim de restabelecer o seu funcionamento normal. Clinicamente, o portador do dispositivo poderá apresentar palpitações, cansaço e tonturas, sendo o diagnóstico confirmado através de um ECG.

Os DCEIs são, rigorosamente, fabricados com proteção para fontes de energia elétrica como eletro-cirurgia, que são, normalmente, encontradas na sala de operação. No entanto, é possível causar falha ou dano permanente ao dispositivo na aplicação da eletro-cirurgia tanto próxima ou diretamente no gerador de pulsos. Em modelos de MPs mais antigos, falhas eram mais prováveis de acontecer quando a bateria do dispositivo estava no final da carga (CROSSLEY et al., 2011).

2.6 Estudos *in vivo* da interferência eletromagnética de aparelhos odontológicos em DCEIs

Elayi et al. (2015), motivados a determinar se aparelhos odontológicos interferem em MPs e CDIs, selecionaram 32 pacientes, com idades entre 32 e 88 anos, indiferentemente da raça e do sexo, assintomáticos e não dependentes de MP para o seu estudo. Doze pacientes eram portadores de MP e 20 portadores de CDI, sendo os DCEIs de diferentes fabricantes e configurações. Entre os aparelhos odontológicos testados, estava uma escova elétrica operada a bateria Sonicare Xtreme (Philips, Amsterdã, Holanda), um sistema de limpeza por ultrassom Quantrex Q140H (L&R Manufacturing, Kearny, Estados Unidos da América), um ultrassom Cavitron Select SPS (Dentply, Milford, Estados Unidos da América), um teste de vitalidade pulpar elétrico operado a bateria Digitest (Parkell Electronics, Farmingdale, Estados Unidos da América), e um fotopolimerizador Optilux Demetron 380 (Kerr, Bioggio, Suíça).

Um cirurgião-dentista testou, individualmente, esses dispositivos simulando o seu uso clínico habitual, ligando e desligando, operando em todos os níveis de potência e em diferentes distâncias, entre 0 e 45 cm, do dispositivo cardíaco. Durante o teste foram impressos ECGs pelo programador do fabricante, correspondente ao

dispositivo cardíaco avaliado, através de telemetria. Além disso, também foram registrados ECGs de superfície.

Foram observados apenas pequenos eventos de IEM, que ocorreram tipicamente a uma distância menor de 45 cm, com a utilização do ultrassom e do sistema de limpeza por ultrassom, em todos os pacientes. Eventos de menor IEM durante o funcionamento do aparelho odontológico incluiu ruído de fundo no ECG e a perda completa do sinal de telemetria.

Não foi observada qualquer interferência clínica significativa em funções de detecção e de estimulação em qualquer paciente. No entanto, os pesquisadores observaram menor interferência, sem impacto clínico, sobre a telemetria a partir da unidade de programação cardíaca durante a utilização do ultrassom e do sistema de limpeza por ultrassom.

As conclusões deste estudo sugerem que os aparelhos odontológicos, comumente utilizados, não interferem na detecção e estimulação de MPs e CDIs. Porém, interferem com a telemetria mas, sem qualquer impacto clínico sobre a segurança do paciente.

Maiorana et al. (2013) testaram a capacidade de IEM do aparelho odontológico miniMaster (E.M.S. Electro Medical Systems S.A., Nyon, Suíça) sobre CDIs. O aparelho examinado foi um ultrassom multifuncional, piezoelétrico, de uso clínico habitual na prática odontológica, recomendado para tratamento periodontal, endodôntico ou restaurador.

Foram selecionados um total de 12 pacientes para o estudo, sendo testados cinco CDIs diferentes, entre eles, o Atlas VR (St. Jude Medical, Sylmar, Estados Unidos da América), o Current +VR (St. Jude Medical, Sylmar, Estados Unidos da América), o Consulta (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América), o Concerto CRT (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América) e o Otavio DR (Ela Medical, Florença, Itália). Os dispositivos cardíacos estavam programados com terapias para bradicardia e taquicardia, e não foi realizada nenhuma alteração de suas configurações.

Nesse estudo, o aparelho de ultrassom foi configurado à máxima potência, os pacientes estavam acordados com a pá de telemetria posicionada sobre o implante e ECGs, de superfície e intracardíaco, foram continuamente impressos e avaliados por um cardiologista durante o teste.

Após as gravações, cada CDI foi examinado para verificação de possíveis alterações e todos os ECGs foram reavaliados após a realização do protocolo. Não foram encontrados eventos adversos ou sintomas cardiovasculares em nenhum dos pacientes. Especificamente evidências de *reset*, inibição, desfibrilação ou terapia de taquicardia não foram observadas. A frequência de estimulação permaneceu inalterada, em todos os testes, indicando o sucesso de filtragem de ruídos dos CDIs. Os aparelhos operados, como o esperado, funcionaram ao longo dos procedimentos.

No pós-operatório os CDIs foram submetidos a testes funcionais de fabricação, indicando que os procedimentos realizados não afetaram o *hardware* nem o *software*. Nenhum evento foi detectado no exame de ECG intracardíaco.

Os resultados desse estudo mostram que o uso do ultrassom odontológico não interfere com a função dos CDIs modernos. Porém, são necessários mais trabalhos clínicos para confirmar os achados dessa pesquisa e proporcionar, aos cirurgiões-dentistas e pacientes, orientações definitivas.

Wilson et al. (2006) avaliaram a interferência do LAE e do teste de vitalidade pulpar elétrico em MPs e CDIs. Foram selecionados 27 pacientes para o estudo, com idades entre 18 e 90 anos, de ambos os sexos, com MP ou CDI ativo. Inicialmente, cinco pacientes selecionados foram colocados sob sedação consciente, anestesiados localmente, como protocolo habitual, e o dispositivo cardíaco foi exposto. Dessa forma, com o dispositivo exposto, mas, ainda no bolso do tecido, a pá de telemetria foi colocada sobre ele, envolta por um plástico estéril, para a realização teste. Após os primeiros cinco pacientes, todos os resultados foram revisados, para quaisquer eventos adversos, por um cardiologista. Não foi encontrado nenhum evento e, assim, pacientes adicionais foram incluídos no estudo.

Os aparelhos odontológicos testados foram o LAE Root ZX (J. Morita Corporation, Irvine, Estados Unidos da América) e o Endo Analyzer 8005 (Sybronendo, Orange, Estados Unidos da América) que tem função dupla de LAE e teste de vitalidade pulpar elétrico.

Com a varinha de telemetria posicionada, ECGs de superfície e intracardíaco foram continuamente impressos e o ritmo cardíaco foi constantemente observado por um cardiologista. O protocolo do estudo compreendeu 7 fases, cada uma com duração de 30 segundos. A fase 1 foi registrada com os aparelhos odontológicos desligados para servir como base de função normal dos dispositivos cardíacos. A fase 2 foi registrada durante o estímulo do Root ZX, seguida pela fase 3 sem estímulo. A fase 4

foi durante o estímulo do Endo Analyzer 8005 no modo de LAE, seguida pela fase 5 sem estímulo. A fase 6, durante estímulo do Endo Analyzer 8005 no modo de teste de vitalidade pulpar elétrico, seguida pela fase 7, sem estímulo. Após os registros, em cada aparelho, foram checadas mudanças de programação, de modo ou detecção de taquiarritmias, sendo que, as terapias para taquicardia estavam ativadas.

Todos os pacientes conseguiram completar o protocolo do estudo e nenhum deles reclamou de desconforto significativo durante ou depois dos testes. Vinte e três (85%) dos aparelhos implantados eram CDIs e 4 (15%) eram MPs. Cinco aparelhos estavam implantados no abdômen esquerdo, enquanto todos os outros implantados na região peitoral esquerda. Os cabos-eletrodos dos dispositivos cardíacos testados representaram uma gama de tipos e fabricantes.

Não foi observado nenhum sintoma cardiovascular ou efeito adverso durante o uso de LAE e do teste de vitalidade pulpar elétrico em nenhum dos 27 pacientes. Nenhum artefato foi registrado nos exames de ECGs. Especificamente, não houveram momentos de detecção anormal por nenhum MP ou CDI. Assim, baseado nas descobertas desse estudo, os autores concluem que esses aparelhos são seguros para o uso em pacientes com MPs e CDIs.

Patel et al (2005), testaram os efeitos de 7 aparelhos odontológicos em diferentes modelos de MPs implantados em pacientes utilizando o monitoramento de ECG intracardíaco, por telemetria, e o ECG de superfície. Doze pacientes dependentes de MP foram submetidos aos aparelhos durante as gravações de ECGs, com a pá de telemetria posicionada sobre o dispositivo cardíaco. O grupo incluía oito mulheres e quatro homens, com idades entre 14 e 61 anos. Dez pacientes eram portadores de MP dupla câmara, biventricular; um paciente era portador de MP de câmara única, atrial, e o outro paciente de MP de câmara única, ventricular. Os dispositivos cardíacos pertenciam aos fabricantes Medtronic, Guidant, ou St. Jude Medical.

Entre os aparelhos odontológicos utilizados no estudo encontrava-se o ultrassom SONICflex 2000N (KaVo, Biberich, Alemanha), o ultrassom Cavitron 3000 (Dentply, Milford, Estados Unidos da América), o eletrocautério PerFect TCS (Coltene Whaledent Incorporation, Cuyahoga Falls, Estados Unidos da América), o LAE Root ZX (J. Morita Corporation, Tustin, Estados Unidos da América), um teste de vitalidade pulpar elétrico Digitest D626D (Parkell Electronics, Farmingdale, Estados Unidos da

América), 1 fotopolimerizador Optilux Demetron 400 (Kerr, Bioggio, Suíça), e um *laser* detector de cárie Diagnodent (Kavo, Biberich, Alemanha).

Os aparelhos foram testados dentro da cavidade bucal e afastados da mesma a 15 cm e 30 cm de distância. As gravações foram obtidas com os MPs nas configurações basais dos pacientes e repetidas após definir sensibilidade máxima em todas as câmaras, sem outras alterações.

O ultrassom resultou na perda do sinal de telemetria em 8 pacientes em condições basais, mas os ECGs e as funções dos MPs mantiveram-se inalteradas. Reaparecendo o sinal, de telemetria, quando o aparelho odontológico foi colocado a 15 cm da boca do paciente. O eletrocautério causou interferência no ECG de superfície em três pacientes, mas a função dos MPs e ECGs intracardíacos mantiveram-se inalteradas. Os demais aparelhos odontológicos não tiveram efeito sobre o sinal de telemetria, o ECG de superfície e a função do MP.

Os 7 aparelhos odontológicos testados não tiveram qualquer efeito sobre a função do MP, como determinado a partir dos registros de ECGs. Com base nos resultados, os autores sugerem que a utilização destes 7 aparelhos odontológicos parece ser segura nesta população.

Beach, Bramwell e Hutter (1996), relataram o caso de um paciente examinado em caráter de emergência com queixa de dor no quadrante superior esquerdo. O diagnóstico era de necrose pulpar do dente 15, com periodontite perirradicular aguda. O paciente, que apresentava MP, foi encaminhado ao seu cardiologista para avaliação e liberação para o tratamento endodôntico.

Durante o tratamento endodôntico foi difícil determinar radiograficamente um comprimento de trabalho adequado. Então a utilização de um LAE Neosono-MC (Amadent, Cherry Hill, Estados Unidos da América) foi considerado para confirmar os comprimentos de trabalho estimados. O manual de instruções, no entanto, advertiu que este aparelho eletrônico não deveria ser usado em portadores de MP.

O cardiologista do paciente foi contatado por telefone e informado sobre o funcionamento do LAE. A partir dos dados, o médico liberou o uso do LAE porque a sua tensão e corrente não eram altas o suficiente para interferirem com o MP do paciente, de taxa fixa. Além de que o paciente apresentava, ainda, um ritmo cardíaco de fuga, um coração funcional subjacente capaz de vencer o MP totalmente desligado. O tratamento do paciente foi completado sem intercorrências, e os comprimentos de trabalho para os canais foram estabelecidos utilizando o LAE.

Zappa et al. (1991), avaliaram interações entre aparelhos odontológicos e MPs em 26 pacientes, de ambos os sexos, com idades entre 20 e 91 anos. Foram avaliados 12 MPs ProgramalithIII (Pacesetter Systems Incorporation, Califórnia, Estados Unidos da América), 6 MPs Pasys (Medtronic, Mississauga, Canadá), 6 MPs Activitrax-SX (Medtronic, Mississauga, Canadá), e 6 MPs Spectrax-SX (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América). Estes dispositivos eram de câmara única, ocorrendo a estimulação do coração através do ventrículo direito, em sistema de demanda.

Os aparelhos odontológicos envolvidos no estudo eram um ultrassom SONICflex 2000N (KaVo, Biberich, Alemanha), um ultrassom piezoelétrico acoplado em um sistema de profilaxia Piezon (E.M.S. Electro Medical Systems S.A., Nyon, Suíça), um ultrassom Sonus II (Equipment Outreach Incorporation, Temecula, Estados Unidos da América), um teste de vitalidade pulpar elétrico Vitality Scanner (Analytic Technology, Orange, Estados Unidos da América) e um eletrocautério Odontosurge (Goof, Dinamarca, Alemanha).

Antes da aplicação dos aparelhos odontológicos, o MP foi avaliado por telemetria, e, o estado da carga de bateria foi registrado. Em seguida, a configuração do MP foi alterada para o modo de frequência fixa.

O ultrassom SONICflex 2000N e o Piezon foram manipulados, com máxima intensidade, durante dois minutos, na arcada inferior e superior. Além disso, cada aparelho foi posicionado diretamente sobre a loja do MP durante o mesmo tempo. O teste de vitalidade pulpar elétrico foi utilizado em dentes não vitais, ou sobre um dente protético. O eletrodo foi coberto com gel eletrolítico antes da aplicação, e, após dois minutos, alcançou alta tensão. O eletrocautério foi avaliado na cavidade bucal, e, em seguida, manipulado diretamente sobre o MP.

A monitorização cardíaca foi realizada por um cardiologista. Foram registrados exames de ECGs em três fases: imediatamente antes, durante e após a aplicação de cada aparelho odontológico. A frequência do pulso foi determinada por palpação em momentos adequados, sendo avaliada a força do pulso e a frequência da atividade cardíaca.

Após a conclusão da investigação, a configuração do MP foi testada novamente. Em seguida, os dispositivos cardíacos foram reprogramados para os valores específicos de cada paciente, que existiam antes do experimento. Os registros de ECGs foram examinados para sinais de irregularidades durante a aplicação dos aparelhos odontológicos.

Os resultados mostraram que nenhum dos aparelhos alterou a função dos MPs. Assim, os autores sugerem que MPs mais recentes não são afetados por esses aparelhos odontológicos. Porém, dispositivos cardíacos mais antigos e defeituosos podem sofrer danos. Dessa forma, é de extrema importância que o cirurgião-dentista tenha o conhecimento do paciente ser portador de MP e contatar seu cardiologista antes de submetê-lo a algum tratamento com aparelhos odontológicos.

2.7 Estudo de modelo animal da interferência eletromagnética de aparelhos odontológicos em DCEIs

Woolley, Woodwoth e Dobbles (1974), conduziram uma experiência piloto com o objetivo de conseguir respostas provisórias às questões sobre IEMs em MPs cardíacos e, também, determinar possíveis modelos experimentais para testes futuros. Neste estudo foi utilizado um Labrador Retriever com um MP ventricular Starr-Edwards 8114 (Edwards Laboratories, Santa Ana, Estados Unidos da América), implantado 19 meses antes do experimento.

Foram avaliados quatro testes de vitalidade pulpar elétricos, entre eles o Pulp Tester 2-A (S. S. White, Pennwalt Corporation, Filadélfia, Estados Unidos da América); o Sensitron A (Ritter Company, Rochester, Estados Unidos da América); o Burton Vitalometer 205 MB (Cavitron Corporation, Los Angeles, Estados Unidos da América); e o Vitapulp KO (Pelton & Crane, Charlotte, Estados Unidos da América).

Durante o teste, cada aparelho odontológico foi aplicado como recomendado pelo fabricante e, também, sobre a área do implante do MP. Um ECG foi utilizado para monitorar a atividade cardíaca continuamente. Dentre os testes de vitalidade pulpar elétricos, quando utilizados como habitualmente recomendados, somente o Pulp Tester causou IEM e modificou a função normal do MP. Já, quando aplicados sobre o implante do MP, todos os aparelhos causaram IEM e modificaram a função normal do dispositivo cardíaco.

Algo interessante ocorreu quando o manipulador, inadvertidamente, encostou no cachorro com uma mão enquanto estava segurando o Sensitron A na outra. Embora o aparelho estivesse desligado, uma interferência foi registrada no ECG. Sendo descoberto assim, que um vazamento de corrente elétrica é suficiente para causar interferência e modificar a função normal do MP. Vazamentos óbvios não foram aparentes nos outros instrumentos testados, e então nenhuma avaliação

adicional desse perigo potencial foi realizada. Foi determinado, no entanto, que futuros experimentos deveriam incluir essa questão para avaliação.

A experiência piloto simplesmente confirma as suspeitas sobre a possibilidade de interferência com MPs cardíacos. Porém, não responde questões que tratam dos riscos que possam ser criados por esse tipo de interferência, tais riscos dependem de outros fatores, como a condição do coração do paciente e do tipo de dispositivo cardíaco utilizado.

2.8 Estudos *in vitro* da interferência eletromagnética de aparelhos odontológicos em DCEIs

Dadalti et al. (2016), com o objetivo de avaliar IEMs sobre DCEIs frente ao uso de aparelhos endodônticos, elaborou um estudo baseado no modelo de Miller et al. (1998), porém com modificações. Os MPs Adapta ADDR01 (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América), Entovis DR-T (Biotronik, Berlim, Alemanha) e o CDI Secura VR (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América) foram imersos em solução salina, e os eletrodos dos dispositivos de dupla câmara, Adapta AADR01 e Secura VR, foram colocados a uma distância de 20 cm e 30 cm a partir do gerador de pulso, para simular a sua posição no corpo humano. O eletrodo do dispositivo de câmara única, Entovis DR-T, foi posicionado a uma distância de 20 cm do gerador. Um cardiologista, especialista no acompanhamento e controle da estimulação cardíaca, monitorou os DCEIs e analisou os resultados em um aparelho de telemetria.

O recipiente com solução salina e os dispositivos foram posicionados em uma cadeira odontológica B-Safe (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil). Um total de 12 equipamentos odontológicos, utilizados em endodontia, foram testados. Entre eles, um laser TwinFlex (MM Optics, São Paulo, Brasil); três LAEs, um Bingo-1020 (Dent Corp, White Plains, Estados Unidos da América), um Novapex (VDW, Munique, Alemanha) e um iPex (NSK, Tóquio, Japão); um microscópio óptico D.F. Vasconcellos (D. F. Vasconcellos, São Paulo, Brasil); três motores rotatórios de endodontia, um Easy Endo SI (Easy Endo, Belo Horizonte, Brasil), um X-Smart Plus (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), e um VDW Gold (VDW, Munique, Alemanha); um termoplastificador de guta-percha System B (SybronEndo, Orange, Estados Unidos da América); uma pistola de guta-percha Obtura II (Exceed Corporation, Fenton,

Estados Unidos da América) e um ultrassom Nac Plus (Adiel Comercial, São Paulo, Brasil).

Para avaliar o efeito cumulativo de campos eletromagnéticos, a cadeira odontológica permaneceu ligada durante todos os testes, comprovando ausência de IEM. No caso de qualquer interferência percebida, a cadeira era desligada e os testes repetidos. Inicialmente, um controle negativo foi realizado com os aparelhos desligados, a fim de eliminar interferências externas. Um controle positivo foi conduzido pelo contato direto do eletrodo com a ponta de uma lima endodôntica anexada ao LAE. Os dispositivos cardíacos foram definidos para a sensibilidade máxima, e, na sequência, para sensibilidade mínima. Os testes foram realizados em distâncias de 2 cm do gerador, eletrodo e arco de detecção, e, no caso da IEM, os testes foram realizados em distâncias de 5 cm, 10 cm e 15 cm, respectivamente. Cada aparelho endodôntico foi ligado, desligado e operado por 10 segundos, sendo empregados em duas orientações definidas como horizontal e vertical em relação ao eixo formado pelos componentes do dispositivo cardíaco. Cada gravação foi repetida três vezes.

Depois de cada teste, os DCEIs foram verificados para garantir o seu correto funcionamento. Os resultados foram classificados como: (1) IEM-0: ausência de IEM; (2) IEM-1: presença de IEM, sem alterações no funcionamento do DCEI (ruído); e (3) IEM-2: presença de IEM, com a mudança no funcionamento do DCEI (inibição de estimulação). Os resultados foram semelhantes nos 3 testes. Para o controle positivo, IEM-2 resultou em inibição do estímulo dos dispositivos cardíacos. O *laser*, o microscópio óptico, os motores rotatórios, a pistola de guta-percha e o ultrassom foram classificados como IEM-0 em todos os DCEIs testados.

Nenhum aparelho endodôntico causou IEM quando colocado próximo ao arco de detecção e gerador dos DCEIs, e não interferiu com o MP da Biotronik. Ocorreu interferência apenas quando o clipe labial e o suporte da lima do LAE, e a peça de mão da termoplastificadora de guta-percha foram posicionados próximo ao eletrodo.

Todos os LAEs causaram IEM-1 quando foram posicionados na horizontal em relação ao eixo formado pelos componentes do MP da Medtronic, e, quando o LAE iPex e o termoplastificador de guta-percha foram posicionados horizontalmente em relação ao eixo formado pelos componentes do CDI da Medtronic. Todos os LAEs causaram IEM-1 com o MP da Medtronic definido em ambos os modos, unipolar e bipolar, e em sensibilidade máxima.

Na avaliação do efeito cumulativo de campos eletromagnéticos, independentemente da cadeira odontológica estar ligada ou desligada, todos os LAEs, continuaram a causar IEM-1 com o MP e o CDI da Medtronic, respectivamente. No entanto, o termoplastificador de guta-percha não causou IEM-1 com o CDI da Medtronic quando a cadeira odontológica estava desligada. Nenhum aparelho endodôntico causou danos permanentes aos DCEIs testados.

Com base nos resultados, verificou-se que os motores de instrumentação rotatória, o microscópio óptico, o *laser*, a pistola de guta-percha e o dispositivo de ultrassom piezoelétrico não causaram IEM nos DCEIs. Embora nenhum aparelho odontológico tenha causado danos permanentes aos dispositivos cardíacos, os LAEs e o termoplastificador de guta-percha causaram IEM, que variou dependendo da distância, tipo e configuração de sensibilidade dos geradores de pulso. Assim, recomenda-se que um mínimo de aparelhos eletrônicos devem ser mantido ligados no consultório odontológico durante o tratamento de pacientes portadores de DCEIs.

Sriman et al. (2015), avaliaram os efeitos de três LAEs, um Root ZX (J. Morita Corporation, Tustin, Estados Unidos da América), um ProPex (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), e um Mini Apex Locator (SybronEndo, Anaheim, Estados Unidos da América); um teste de vitalidade pulpar elétrico Pulp Vitality Tester (Parkell, Farmingdale, Estados Unidos da América); e um aparelho de diatermia, o eletrocautério Neomed 250B (Sagar Surgical, Sagar, Índia) sobre a função do MP Kappa KVDD901 (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América).

O dispositivo cardíaco, bipolar, foi configurado a 50 pulsos/minutos e avaliado em máxima sensibilidade, 0,1 mV. O estudo constituiu-se na aplicação direta do eletrodo do MP com os aparelhos odontológicos operados no topo de uma bancada plana. A pá de telemetria foi posicionada sobre o gerador de pulso para monitorar o padrão de estimulação num período de 30 segundos.

O estudo foi dividido em 12 fases. A fase 1 foi registrada em repouso, para servir como uma linha de base da função normal do MP. As fases seguintes foram realizadas, individualmente, com cada aparelho odontológico, sendo 1 ensaio com ele operando, e outro, com ele desligado. A atividade do dispositivo cardíaco foi registrada continuamente pelo programador de telemetria em leituras de ECG para avaliação de inibição de estimulação, de ruído de fundo e de inadequados pulsos elétricos.

Os 3 LAEs não mostraram interferências sobre o MP durante a sua função ou em repouso. As leituras do ECG mostraram que na utilização do teste de vitalidade

pulpar elétrico ocorreram diferentes níveis de ruído de fundo na estimulação do dispositivo, no entanto, isso não afetou o padrão de ritmo normal e o intervalo de estimulação permaneceu constante. Ao uso do eletrocautério, as leituras de ECG indicaram um aumento no intervalo de estimulação (estimulação de padrão irregular) seguido de uma inibição completa do sistema de estimulação.

A partir dos resultados pode-se concluir que a utilização do LAE e do teste de vitalidade pulpar elétrico é segura em pacientes portadores de MPs. Já, o eletrocautério é capaz de interagir com o gerador de pulso e resultar em inibição de estimulação, assim, deve ser evitado.

Lahor-Soler et al. (2015), avaliaram a influência de um eletrocautério XO Odontosurge (XO Care, Hørsholm, Dinamarca); um teste de vitalidade pulpar elétrico Denlux B1000 Pulppen (Dental Electronic, Ballerup, Dinamarca); um ultrassom piezoelétrico Satelec Suprasson P5 Booster (Acteon Group, Mérignac, França); um LAE Root ZX (J. Morita Corporation, Irvine, Estados Unidos da América); e duas ferramentas de monitoramento de osteointegração, Periotest M (Medizintechnik Gulden, Modautal, Alemanha) e Osstell ISQ (Osstell AB, Gotemburgo, Suécia), sobre três MPs, um Adapta ADDR01 (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América), um Insignia I Ultra (Boston Scientific, Natick, Estados Unidos da América) e um Estella SR-T (Biotronik, Berlim, Alemanha); e três CDIs, um Secura DR (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América), um Teligen 100 (Boston Scientific, Natick, Estados Unidos da América), e um Lumax 540 VR-T DX (Biotronik, Berlim, Alemanha).

Este estudo foi realizado com a utilização de um modelo de plástico reproduzindo o tamanho natural das estruturas anatômicas de referência, como o tórax, pescoço e mandíbula, preenchido com solução salina, de modo a obter impedância elétrica semelhante à do corpo humano. Os DCEIs, com seus respectivos eletrodos, foram colocados em posições correspondentes aos locais onde seriam posicionados *in vivo*.

Os aparelhos foram manipulados em diferentes distâncias do dispositivo cardíaco, durante diferentes períodos de tempo de aplicação, sendo ligados e desligados e operados em máxima potência. Os DCEIs foram programados para o modo de máxima sensibilidade. Um controle positivo foi registrado com a utilização do eletrocautério em contato direto com um dispositivo cardíaco, com a indução de IEM estabelecida. O controle negativo correspondia ao funcionamento normal dos DCEIs registrado em ECG. Todos os testes foram realizados três vezes para cada um dos aparelhos odontológicos estudados e, monitorados com conexões específicas de

telemetria para cada DCEI. Os resultados do ECG foram impressos e avaliados com a ajuda de um eletrofisiologista.

Os aparelhos odontológicos estudados exibiram diferenças significativas na sua capacidade de provocar IEM, na quantidade de interferência registada em relação a diferentes fabricantes, tipo de implante cardíaco, e à distância de aplicação, mas não com o tempo de aplicação.

Em resumo, o modelo *in vitro* permitiu uma reprodução exata das condições *in vivo* pelas experiências realizadas. A possibilidade de se realizar testes extremos próximo aos DCEIs e às pontas dos eletrodos, demonstraram que, sob certas condições, alguns aparelhos odontológicos podem provocar IEM em MPs e CDIs. Os resultados mostram que a uma distância de aplicação clínica de 20 cm, os aparelhos odontológicos testados provocaram apenas ruído de fundo nos DCEIs examinados, independentemente do fabricante. Portanto, conclui-se que os aparelhos odontológicos analisados no estudo podem ser utilizados no tratamento odontológico para pacientes com MPs e CDIs.

Maheshwari et al. (2015), avaliaram os efeitos de diferentes aparelhos odontológicos em CDIs. Foram testados *in vitro* 9 aparelhos dentários eletrônicos, entre eles, um fotopolimerizador (Ultradent, South Jordan, Estados Unidos da América); um teste de vitalidade pulpar elétrico (SybronEndo Corporation, Orange, Estados Unidos da América); um motor elétrico (Austin Dental Equipment Company, Irvine, Estados Unidos da América); um termoplastificador de guta-percha (B&L Biotech Incorporation, Fairfax, Estados Unidos da América); três pistolas de guta-percha, uma B&L (B&L Biotech Incorporation, Fairfax, Estados Unidos da América), uma Calamus Flow (Dentsply, Clifton, Estados Unidos da América) e uma Obtura (Obtura Spartan Endodontics, Algonquin, Estados Unidos da América); um LAE (J. Morita Corporation, Irvine, Estados Unidos da América); e um eletrocautério (Ellman International Incorporation, Hicksville, Estados Unidos da América), quanto à sua habilidade de interferirem ou danificarem a função de dois CDIs de câmara única, Protecta VR e Viruoso (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América) e de dois CDIs de dupla câmara, Protecta-CRTD e Consulta-CRTD (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América).

Todos os CDIs capturaram alguma IEM ao uso do motor elétrico, do fotopolimerizador, do teste de vitalidade pulpar elétrico e do eletrocautério. Porém, apenas o CDI de dupla câmara, Consulta CRT-D, foi afetado pela IEM durante o uso

do eletrocautério, descarregando tratamentos para FV quando não estava presente. Durante o uso da pistola de guta-percha, do termoplastificador de guta-percha e do LAE, nenhuma interferência foi detectada.

Os resultados deste estudo sugerem que o eletrocautério unipolar produz distúrbio eletromagnético com resultados clínicos significantes representados por choques desnecessários. O LAE, o teste de vitalidade pulpar elétrico, o motor elétrico, o fotopolimerizador, as pistolas de guta-percha e o termoplastificador de guta-percha não forneceram evidências de interferência ou distúrbios eletromagnéticos na função dos CDIs e, baseado nessas informações, podem ser considerados seguros para uso clínico em pacientes portadores desses dispositivos.

Idzahi et al. (2014), testaram o efeito eletromagnético de quatro LAEs, o Root ZX Mini (J. Morita Corporation, Irvine, Estados Unidos da América), o Apit 11 (Osada Group, Tóquio, Japão), o Root ZX II (J. Morita Corporation, Irvine, Estados Unidos da América), e o VDW Gold (VDW, Munique, Alemanha) sobre três CDIs comumente utilizados, o Lumax 540 VR-T (Biotronik, Berlim, Alemanha), o Cognis 100-D (Boston Scientific, Natick, Estados Unidos da América), e o Protecta XT CRT-D (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América).

Os CDIs foram programados para a sensibilidade máxima, e os LAEs foram colocadas a uma distância de 2,5 cm de cada um deles. O clipe labial e o cabo de medição do LAE foram colocados diretamente contra o dispositivo cardíaco. Como controle negativo, CDIs foram operados sem qualquer outro equipamento elétrico nas proximidades, servindo como base de referência para a função normal do dispositivo. Um eletrocautério VIO 300 D (Erbe, Marietta, Estados Unidos da América), serviu como controle positivo para a IEM sobre os CDIs. O eletrocautério foi posicionado a distância de 5 cm do dispositivo e ligado durante 30 segundos. A atividade do CDI foi monitorada, continuamente, por telemetria durante a experiência. Após a conclusão, um ECG foi impresso e examinado. Os resultados foram classificados da seguinte forma: IEM-0 = sem presença de IEM; IEM-1 = presença de IEM sem a aplicação de choque; IEM-2 = presença de IEM com aplicação de choque.

Os quatro LAEs e o controle negativo não conseguiram produzir IEM sobre nenhum dos CDIs testados em nenhum dos testes. Estes resultados foram categorizados como IEM-0. Já durante a operação do eletrocautério, os três CDIs detectaram interferências, diagnosticadas como episódios de taquicardia ventricular,

resultando na descarga de choques desnecessários. Estes resultados foram categorizados como IEM-2.

Neste estudo, os 4 LAEs testados não produziram IEM sobre os CDIs utilizados. Assim, dentro das limitações da pesquisa, os dados sugerem que LAEs podem ser usados com segurança em pacientes com CDIs, especialmente quando precauções gerais são seguidas para manter aparelhos elétricos pelo menos entre 10 cm e 15 cm de distância de um CDI e seus cabos-eletrodos. No entanto, consultar o cardiologista do paciente permanece aconselhável.

Gomez et al. (2013a), testaram quatro unidades de ultrassom piezoelétricas, o Piezosurgery3 (Mectron Medical Technology, Carasco, Itália), o Piezotome e o Piezotome2 (Acteon Satelec, Mérignac, França) e Variosurg (NSK, Tochigi, Japão), e duas unidades magnetoestrictoras, Piezotome e Piezotome2 (Acteon Satelec, Mérignac, França). O MP selecionado para o teste foi a Sensia SESR01 (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América). O dispositivo foi programado para a sensibilidade máxima possível (1,0 mV) e na configuração unipolar para torná-lo mais vulnerável a IEM. As unidades de ultrassom foram programadas na potência máxima.

Um teste de controle negativo foi realizado com o ultrassom desligado, e outros quatro ensaios foram conduzidos das seguintes maneiras: R1, gravação com ultrassom a menos de 2 cm da ponta do eletrodo; R2, gravação com o ultrassom a menos de 2 cm do gerador; R3, gravação com o ultrassom a menos de 2 cm do arco de detecção; e R4, gravação com o ultrassom a 15 cm do arco de detecção. Este último teste foi levado a simular a distância mínima à qual o ultrassom e o MP interagem na forma *in vivo*. Durante os testes, a pá de telemetria foi posicionada diretamente abaixo do MP, fora do banho de solução salina, e fora da linha de emissão do ultrassom.

Os resultados foram classificados como: 1) IEM-0, onde nenhuma presença de IEM foi encontrada; 2) IEM-1, onde ocorreu IEM, porém, sem efeito sobre o MP (ruído de fundo); e 3) IEM-2, onde a IEM produziu interferências no funcionamento do MP. Um controle positivo para a presença de IEM-2 foi realizado fazendo um contato direto entre o eletrodo, ou o gerador de pulso, com o ultrassom ligado. Neste ensaio, a IEM-2 resultou na detecção de falsa atividade elétrica do miocárdio, pelo MP.

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, nenhuma evidência de IEM foi observada, exceto no controle positivo. No entanto, quando as unidades de ultrassom foram desligadas o MP retomou sua atividade normal. Nesta situação,

nenhuma das unidades, piezoelétricas e magnetoestrictoras, produziram qualquer alteração permanente no dispositivo cardíaco. Assim, o resultado do estudo sugere que algumas formas de ultrassom possam ser usadas com segurança. Os autores aconselham que o cardiologista do paciente seja consultado antes de iniciar o tratamento e que sejam considerados fatores que incluem o modelo de MP e a dependência do paciente ao dispositivo.

Gomez et al. (2013b), avaliaram a capacidade da IEM de 6 LAEs, o Mini Apex Locator (Sybron Dental Specialties, Glendora, Estados Unidos da América), o Dentaport ZX (J. Morita Corporation, Osaka, Japão), o Novapex (VDW, Munique, Alemanha), o Root ZX mini (J. Morita Corporation, Osaka, Japão), o Raypex5 (VDW, Munique, Alemanha) e o Justy II (Yoshida Dentcraft, Tóquio, Japão), sobre o MP Identity ADxSR 5180 SSIR (Saint Jude Medical, Sylmar, Estados Unidos da América).

O MP foi programado para a sensibilidade máxima possível (0,5 mV) e na configuração unipolar para torná-lo mais vulnerável a IEM. Um teste de controle negativo foi realizado com o LAE desligado, e outros quatro ensaios foram conduzidos seguindo o mesmo protocolo do estudo anterior, sendo os testes realizados a distâncias diferentes do gerador, do eletrodo e do arco de detecção. Os resultados, igualmente, foram classificados da mesma forma.

De acordo com os resultados obtidos para R1 (cabos do LAE a menos de 2 cm do eletrodo), o Dentaport ZX, o Justy II, o Raypex5, o Novapex e o Root ZX mini produziram ruído de fundo (IEM -1). Com o Mini Apex Locator sob a condição de R1, foi detectada IEM-2 de atividade cardíaca falsa. No R2 (cabos do LAE a menos de 2 cm do gerador), o Mini Apex Locator produziu ruído de fundo (IEM-1). As gravações de ECG não mostraram evidência de sinais produzidos pelo Dentaport ZX, Justy II, Raypex5, Novapex ou Root ZX mini, assim, estes resultados foram categorizados como IEM-0. Durante o ensaio R3 (cabos do LAE a menos de 2 cm do arco de detecção) e R4 (cabos do LAE à 15 cm do arco de detecção), as gravações não foram afetadas por qualquer um dos LAEs testados (IEM-0).

Portanto, a IEM-2 foi detectada com apenas um dos LAEs, o Mini Apex Locator, e esta ocorreu sob a condição de R1. A IEM-1 ocorreu mais frequentemente quando os LAEs foram usados na proximidade da ponta do cabo-eletrodo do que na proximidade do gerador. Quando os LAEs foram desligados e os fios removidos, as gravações voltaram ao normal e o MP retomou a sua atividade, sem qualquer alteração permanente.

Assim, a IEM só foi observada quando o cabo do LAE foi posicionado a menos de 2 cm da ponta do eletrodo. Nenhuma IEM foi detectada quando o LAE foi colocado perto do arco de detecção (R3) ou, há 15 cm do arco de detecção (R4), e não ocorreram alterações permanentes no funcionamento do MP.

Brito et al. (2012), testaram quatro modelos de LAEs sobre o MP bipolar Sensia SEDR01 (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América), monitorado por seu programador. Os LAEs testados foram o Apex DSP (Septodont, Barueri, Brasil), o NovApex N-21 (Forum Technologies, Rishon Lezion, Israel), o RomiApex A-15 (Romidan, Kiryat Ono, Israel), e o C-Root I (COXO, Guangdong, China).

Durante o experimento realizado, com o MP programado para sensibilidade de 0,2mV, diferentes IEMs foram notadas sobre o funcionamento do dispositivo cardíaco, com algumas alterações significativas, como *oversensing*, inibição, reinício de ciclo e deflagração precoce. O ruído produzido pelos 4 LAEs foi detectado pelo dispositivo cardíaco sempre que seus eletrodos eram mergulhados ou retirados da solução, exceto o C-Root I a uma distância de 30 cm.

Nos testes realizados com o MP programado para sensibilidade de 2,0mV, nenhum dos LAE foi capaz de provocar interferências notáveis através do aparelho de telemetria. Além disso, nenhum LAE foi capaz de provocar, mesmo a curtas distâncias, reversão para assíncrono ou desprogramação, independente da sensibilidade do MP.

O MP 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 LAEs. Portanto, os resultados deste estudo corroboram com resultados prévios *in vitro* e *in vivo*, sugerindo que é seguro o uso do LAE em pacientes portadores de MP.

Roedig et al. (2010) testaram 9 aparelhos odontológicos com relação às suas habilidades de interferirem com a função de um MP de câmara única Sigma SR (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América) e um MP de dupla câmara Kappa KDR701 (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América), de um CDI dupla câmara Marquis DR 7274 (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América) e um CDI biventricular InSync II Marquis (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América).

Dentre os aparelhos odontológicos encontrava-se um amalgamador Promix 400 (Dentsply, York, Estados Unidos da América), um fotopolimerizador operado à bateria

SmartLite IQ2 (Denstply, Milford, Estados Unidos da América), um teste de vitalidade pulpar elétrico Vitality Scanner 2006 (SybronEndo, Orange, Estados Unidos da América), uma escova dentária elétrica Braun Triumph Professional Care 9000 (Oral-B Procter & Gamble, Cincinnati, Estados Unidos da América), um eletrocautério Sensimatic 600SE (Parkell Electronics, Farmingdale, Estados Unidos da América), uma caneta de alta rotação (Kavo Dental, Lake Zurich, Suíça), uma caneta de baixa rotação (Kavo Dental, Lake Zurich, Suíça), um sistema de limpeza por ultrassom L&R Transistor/Ultrasonic (L&R Manufacturing Company, Kearny, Estados Unidos da América) e um ultrassom Cavitron Select SPS (Denstply, Milford, Estados Unidos da América).

Os dispositivos cardíacos foram programados em sensibilidade máxima. Com a pá de telemetria posicionada diretamente sobre os dispositivos, cada aparelho foi operado continuamente em todos os níveis de potência. Os aparelhos foram posicionados diretamente sobre o MP ou CDI e lentamente movidos para longe deles até alcançarem 92 cm, ou até não detectarem interferência. Durante os testes foram impressos ECGs e avaliados por cardiologistas a fim de verificar padrões de estímulo intrínseco normal e interferências na função do aparelho.

Os dados foram analisados em relação às diferenças na interferência para o modo de estímulo unipolar e bipolar do MP, sendo detectada inibição da atividade de estímulo ao uso de três aparelhos odontológicos, quando operados próximos aos MPs. O uso de ultrassom interferiu na atividade de ambos MPs, sendo detectada interferência a 15 cm do MP de câmara única em ambos modos de estímulo, unipolar e bipolar, e a 17 cm do MP de dupla câmara em modo bipolar, e a 23 cm do modo unipolar. O uso do sistema de limpeza por ultrassom causou interferência em ambos os MPs, de câmara única e dupla câmara, de 9 a 12cm e de 15 a 23cm, respectivamente, do gerador. O uso do fotopolimerizador inibiu a atividade de estímulo de 7 a 10 cm do gerador para o MP de dupla câmara, e a 3 cm do gerador para o MP de câmara única. Também foi observada interferência da função de estímulo do CDI durante a operação do ultrassom, com a inibição da atividade a 7 cm dos cabos-eletrodos, e do fotopolimerizador de 2 a 3 cm dos cabos-eletrodos.

Frequência de estímulo e ritmo continuaram normais para ambos MPs e ambos CDIs durante o uso de amalgamador, do teste de vitalidade pulpar elétrico, da escova dental elétrica e do eletrocautério.

As descobertas deste estudo sugerem que se tenha cuidado no uso do ultrassom, do sistema de limpeza por ultrassom e do fotopolimerizador próximo aos pacientes e profissionais portadores de MPs e CDIs. Cirurgiões-dentistas deveriam saber que a IEM de aparelhos odontológicos é um campo no qual são obtidos diferentes resultados e interpretações, relacionados a diferentes dispositivos cardíacos, aparelhos odontológicos e configurações. Estudos com resultados *in vivo* são necessários para determinar quais aparelhos podem ser usados com segurança na prática odontológica. Até lá, é prudente ter precaução.

Brand et al. (2007), testaram 10 aparelhos odontológicos quanto à sua capacidade de interferirem no funcionamento de três CDIs. Foram testados uma unidade de tratamento Systematica (KaVo, Biberach, Alemanha); um eletrocautério (KaVo, Biberach, Alemanha); um ultrassom Sonosoft Lux (KaVo, Biberich, Alemanha); duas peças de mão, Intramatic LUX 2, 24 LN e Intramatic LUX 3, 7LH (KaVo, Biberich, Alemanha); dois amalgamadores, De Trey GB4 e De Trey GB12 (De Trey, Constança, Alemanha); e três sistemas de limpeza por ultrassom, Branson 200, Bransonic 221 (Branson, Danbury, Estados Unidos da América) e Sonorex RK 100 (Bandelin, Berlim, Alemanha).

Durante a primeira parte do estudo, os aparelhos odontológicos foram testados quanto à sua capacidade para interferir com a função correta de um CDI Vitality 2 EL VR T177 (Guidant, Houston, Estados Unidos da América). O CDI e os cabos-eletrodos foram monitorados por telemetria durante a utilização dos aparelhos odontológicos, operados de forma contínua e intermitente, em intervalos de 2,5 cm de distância do dispositivo cardíaco.

Conforme Pinski e Trohman (2002), a telemetria pode ser comprometida por IEM, mesmo quando a função do dispositivo cardíaco permanece normal. Por isso, foi realizada uma experiência adicional *off-line*. Três CDIs, Vitality 2 EL VR T177 (Guidant, Houston, Estados Unidos da América), Marquis DR 7274 (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América) e Marquis VR 7230 (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América), foram colocados em um simulador de ritmo cardíaco e os sistemas de limpeza por ultrassom foram operados de modo contínuo e intermitente. Após o experimento, os dados armazenados foram analisados por telemetria. Todas as experiências foram realizadas três vezes.

Na primeira parte do estudo, apenas o sistema de limpeza por ultrassom Branson 200 produziu IEM a uma distância de 12,5 cm, tanto durante a utilização contínua

quanto na intermitente. Durante o funcionamento do aparelho, o CDI detectou vários episódios de ruído de fundo. Além disso, episódios de interferência na telemetria, entre o CDI e o programador, também foram observados (ruído de fundo). No estudo subsequente, utilizando dados armazenados, o mesmo aparelho odontológico produziu IEM no CDI Marquis DR 7274, durante um dos três testes. Os outros dois sistemas de limpeza por ultrassom não produziram IEM em qualquer um dos CDIs.

Os resultados sugerem que a utilização clínica normal desses aparelhos eletrônicos não têm efeitos significativos sobre os CDIs testados. Porém, aconselha que o cirurgião-dentista, portador de CDI, tome cuidados durante sua manipulação, devido sua proximidade ao local de implante do dispositivo cardíaco. O que, provavelmente, está relacionado a tomada de precaução geral de manter aparelhos elétricos de 10 a 15 cm de distância do dispositivo e dos cabos-eletrodos (NIEHAUS; TEBBENJOHANNIS, 2001).

Garofalo et al. (2002), avaliaram a capacidade de cinco LAEs interferirem a função de MPS, incluindo o Root ZX (J. Morita Corporation, Tustin, Estados Unidos da América), o Justwo (Toei Electric Company, Kanagawa, Japão), o EIE (Analytic Endodontics, Orange, Estados Unidos da América), o Neosono (Amadent, Cherry Hill, Estados Unidos da América), e Bingo-1020 (Dent Corp, White Plains, Estados Unidos da América). Um MP unipolar Biotronik Actros DR+ (Biotronik, Berlim, Alemanha), com um cabo-eletrodo atrial, foi definido para 60 pulsos/min e avaliado em sensibilidade máxima (0,1 mV) no topo de uma bancada plana. A monitorização do estímulo foi efetuada com um programador da Biotronik EPR 1000 (Biotronik, Berlim, Alemanha) e um osciloscópio digital Tektronix TDS220 (Tektronix, Beaverton, Estados Unidos da América).

O estudo constitui-se em conectar diretamente o cabo do MP, o LAE e o osciloscópio através de um resistor. Com o LAE operando, a pá de telemetria foi posicionada diretamente sobre o dispositivo cardíaco para monitorar o padrão de estimulação num período de 25 a 30 segundos. Um controle negativo foi realizado apenas com a operação do MP, e um controle positivo com um simulador de ECG, Dynatech Nevada Medsim 300B (Dynatech Nevada, Carson City, Estados Unidos da América) ligado através do resistor, no lugar do LAE. Os ensaios de controle foram realizados durante 10 segundos, e a atividade do dispositivo cardíaco foi registrada continuamente na impressão de ECG do aparelho de telemetria. As gravações foram

examinadas quanto à inibição de estímulo, reversão de programação e pulsos impróprios do MP.

O controle negativo mostrou um padrão de estimulação normal. O controle positivo mostrou inibição de estímulo. O LAE Root ZX não causou interferência com a atividade do MP. Os registros de telemetria, durante a operação dos LAEs Justwo e EIE, mostraram a ausência de dois pulsos cardíacos, enquanto que, ao uso do LAE Neosono, cinco pulsos cardíacos não foram registrados. No entanto, os três LAEs mantiveram o ritmo normal no osciloscópio. E todos os dispositivos, com exceção do controle negativo, produziram graus variáveis de ruído de fundo nas gravações de telemetria.

Em conclusão, quatro dos cinco LAEs testados não apresentaram efeito deletério sobre a função do MP. Os resultados deste estudo sugerem que LAEs podem ser utilizados com segurança em pacientes com esses dispositivos cardíacos. No entanto, mais estudos *in vivo* são necessários para confirmar os achados.

Miller Leonelli e Latham (1998), estudaram a habilidade de 14 aparelhos odontológicos interferirem em dois MPs, sendo um bipolar de dupla câmara, Thera 7942 (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América) e outro, unipolar de câmara única, Minix 8340 (Medtronic, Minneapolis, Estados Unidos da América).

Os dispositivos cardíacos foram programados na máxima sensibilidade, (unipolar: 0,5mV e bipolar: 1,0mV) definidos com 60 batimentos/minuto e posicionados diretamente sob a pá de telemetria. Os cabos-eletrodos do MP e do exame de ECG foram imersos em solução salina, para simular a resistência elétrica do corpo humano e produzir sinais no ECG. Os aparelhos odontológicos foram ligados e desligados, operados em todos os níveis de potências, diretamente contra o MP e afastados dele até que não fosse registrada nenhuma interferência.

As gravações de telemetria foram consistentes para os três ensaios. Estimulação atrial e ventricular foram inibidas por IEM produzida pelo eletrocautério Sensimatic 300SE (Parkell Electronics, Farmingdale, Estados Unidos da América), e por três aparelhos de ultrassom, sendo dois magnetoestríctivos, o Cavitron (Dentsply, Milford, Estados Unidos da América) e o LeClean (Parkell Electronics, Farmingdale, Estados Unidos da América); e um piezoelétrico, Jelenko (Jelrus Technical Products Corporation, Oyster Bay, Estados Unidos da América).

A inibição da estimulação, de ambos os MPs, foi detectada a uma distância de 10 cm do eletrocautério, 15 cm do ultrassom magnetoestríctivo Cavitron e 37,5 cm do

ultrassom LeClean. Ocorreu interferência com a atividade do MP bipolar pelo funcionamento do ultrassom piezoelétrico a uma distância de 22,5 cm, enquanto que o MP unipolar apresentou interferência a uma distância de 30 cm.

A frequência de estimulação e o ritmo mantiveram-se normais para ambos os dispositivos durante a operação do amalgamador, do teste de vitalidade pulpar elétrico, do fotopolimerizador, dos motores odontológicos, da escova de dentes elétrica, da cadeira odontológica e refletor, do ultrassom endodôntico, do aparelho de Rx e do ultrassom.

Os resultados desse estudo sugerem que seja evitado o uso do eletrocautério, do ultrassom magnetoestrutivo e do ultrassom piezoelétrico em pacientes portadores de MPs, até que resultados sejam confirmados por testes *in vivo*. No entanto, o uso dos demais aparelhos testados parece ser seguro. Este conselho vale tanto para os pacientes, como para cirurgiões-dentistas, portadores de MP.

Diante do exposto é possível perceber que são necessários estudos contínuos sobre a interferência de aparelhos odontológicos em DCEIs, visto a velocidade de evolução e aprimoramento dessa tecnologia.

3 METODOLOGIA

3.1 Delineamento de pesquisa

Este trabalho foi uma revisão de literatura, que abrangeu os idiomas português, inglês, espanhol e alemão, com referências clássicas e atuais entre os anos de 1962 e 2016.

3.2 Seleção do material bibliográfico

A busca bibliográfica foi realizada através das bases de dados do Portal de Periódicos da Capes (<http://www.periodicos.capes.gov.br>), PubMed (<http://pubmed.com>), Scielo (<http://www.scielo.br>), Science Direct (<http://www.sciencedirect.com>), sendo alguns artigos solicitados por meio do Serviço de Comutação Bibliográfica (COMUT) na Biblioteca da Universidade de Santa Cruz do Sul.

As palavras-chave utilizadas na busca foram: dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis / implantable electronic cardiac devices, aparelhos eletrônicos odontológicos / electronic dental devices e interferências eletromagnéticas / electromagnetic interference.

4 DISCUSSÃO

Interferências eletromagnéticas que alteram negativamente o funcionamento de DCEIs têm sido amplamente discutidas na literatura (MAIORANA et al., 2013; MAHESHWARI et al., 2015; SRIMAN et al., 2015; DADALTI et al., 2016). O período perioperatório do paciente portador do dispositivo cardíaco é, particularmente, problemático no momento em que esses são expostos a fontes de energia e aparelhos que possam gerar campos eletromagnéticos (CROSSLEY, 2011). Uma exposição mínima à fonte de IEM pode ocasionar apenas a inibição de um batimento cardíaco, sem importância clínica, já exposições mais prolongadas podem provocar manifestações mais importantes, como descompensação aguda de falha cardíaca, podendo levar o paciente a óbito (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

Os resultados de estudos realizados até o momento deveriam auxiliar no desenvolvimento de orientações clínicas sobre a utilização de aparelhos odontológicos em pacientes portadores de DCEIs. Porém, as evidências científicas disponíveis têm se mostrado insuficientes no que se refere a estudos clínicos, em função dos aspectos éticos que envolvem esse delineamento de pesquisa (MAIORANA et al., 2013; MAHESHWARI et al., 2015; DADALTI et al., 2016).

Diretrizes para o uso de aparelhos odontológicos em portadores de dispositivos cardíacos ainda não estão disponíveis, o que, possivelmente, pode estar atribuído a evolução e grande complexidade dos dispositivos cardíacos encontrados no mercado atualmente.

A significância de comportamento anormal visto nos DCEIs quando expostos a IEM está relacionada ao tipo particular de interferência e o impacto clínico sobre o paciente depende da indicação e da configuração de seu dispositivo cardíaco (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; SANT'ANNA, 2007; CROSSLEY, 2011). Quanto à estimulação, quando o marca-passo opera no modo unipolar, o gerador de pulso do aparelho atua como polo positivo e a ponta do eletrodo como polo negativo. Assim, tem-se maior suscetibilidade a IEM do que naqueles que operam no modo bipolar, onde ambos os polos de estimulação se encontram na extremidade cardíaca do eletrodo (SANT'ANNA, 2007).

O eletrocautério monopolar é a fonte mais comum de IEM e de interação em DCEIs. As interações incluem a inibição da estimulação, o desencadeamento de tratamento para taquiarritmia desnecessário ou, ainda, a reinicialização elétrica do

gerador de pulso (CROSSLEY, 2011; MISIRI et al., 2012). Interferências sobre a atividade de DCEIs por unidades de eletrocirurgia tem sido relatadas na literatura, como sendo sugestivas de efeitos deletérios sobre o gerador de pulso, com resultados clínicos significativos ao portador do dispositivo cardíaco (LUKER, 1982; MILLER; LEONELLI; LATHAM, 1998; MAHESWARI et al., 2015; SRIMAN et al., 2015). Embora o estudo de Roedig et al. (2010) mostre o contrário, sugerindo o uso seguro deste equipamento odontológico. Seus resultados podem estar relacionados a melhora da blindagem do dispositivo cardíaco moderno.

Assim, é indicada a utilização do eletrocautério bipolar em pacientes portadores de DCEIs, sendo que, na impossibilidade de sua utilização e opção pelo uso do eletrocautério unipolar, é de extrema importância a tomada de algumas atitudes para prevenir possíveis complicações ao paciente. É recomendada a monitorização cardíaca contínua, com monitor de ECG e oxímetro de pulso. A placa de dispersão deve ser posicionada longe da loja do gerador de pulso e de preferência próximo ao campo cirúrgico. A aplicação do dispositivo odontológico deve ser a mínima possível, de forma intermitente e em pulsos de curta duração (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; SBC, 2011; CROSSLEY et al., 2011; MISIRI et al., 2012).

A resposta mais frequente e conhecida dos DCEIs frente a IEM é a inibição de estimulação, onde o estímulo do gerador de pulso é inibido inapropriadamente resultando em diferentes respostas, de acordo com o dispositivo cardíaco implantado. Portadores dependentes de MP convencional podem sofrer sérios danos quando a estimulação é inibida, como síncope e parada cardíaca, que pode levar o paciente a óbito. Alguns pacientes em TRC, mesmo não dependentes do MP funcional, sofrem descompensação aguda de sua falha cardíaca podendo passar por dificuldades hemodinâmicas quando o estímulo biventricular é cessado. Em relação aos CDIs, existe uma preocupação maior relacionada a detecção de falsas taquiarritmias podendo desencadear a terapia inapropriada de choque (MONTEIRO FILHO, 2002; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004; SANT'ANNA, 2007; CROSSLEY, 2011).

O uso do ultrassom tem sido apontado como fonte de interferência eletromagnética, porém, sua utilização vêm causando controvérsia na literatura (KAMAL; DAHIYA; SAINI, 2016). Embora alguns estudos *in vitro* tenham resultado em IEM e recomendem que seja evitado o seu uso, esses resultados estão relacionados às distâncias e formas de aplicação que não são encontradas *in vivo* (MILLER; LEONELLI; LATHAM, 1998; ROEDIG et al., 2010) Além disso, a maioria dos estudos

realizados sugerem ser segura a utilização de ultrassom odontológico em portadores de DCEIs (ZAPPA et al., 1991; PATEL et al., 2005; BRAND et al., 2007; MAIORANA et al., 2007; GOMEZ et al., 2013; ELAYI et al., 2015; LAHOR-SOLER et al., 2015; DADALTI et al., 2016;).

No estudo de Gomez et al. (2013), nenhuma das unidades, piezoelétricas e magnetoestrictoras, produziram qualquer alteração permanente à um MP cardíaco. Maiorana et al. (2013), avaliaram um ultrassom piezoelétrico e não encontraram nenhuma alteração sobre CDIs, em 12 pacientes, durante a sua manipulação. Zappa et al. (1991), também não encontraram nenhum efeito sobre MPs na utilização do ultrassom piezoelétrico. No estudo de Patel et al. (2005), embora o uso do ultrassom tenha resultado na perda do sinal de ECG por telemetria, a função do MP manteve-se normal. Resultados semelhantes foram encontrados no estudo de Elayi et al. (2015), onde foram avaliados dispositivos modernos de diferentes marcas e configurações, e embora tenha ocorrido a perda de sinal da telemetria, os dispositivos não sofreram nenhum efeito.

A possibilidade da ocorrência de IEM de localizadores apicais eletrônicos sobre DCEIs causa grande preocupação aos cirurgiões-dentistas e, embora ainda muitos fabricantes contraindiquem o uso desses aparelhos em portadores de dispositivos cardíacos, existe uma série de estudos que sugerem ser segura a sua utilização (BEACH et al., 1996; GAROFALO et al., 2002; PATEL et al., 2005; WILSON et al., 2006; BRITO et al., 2012; GOMEZ et al., 2013; IDZAHY et al., 2014; SRIMAN et al., 2015; MAHESWARI et al., 2015; LAHOR-SOLER et al., 2015).

Outros aparelhos, comumente encontrados dentro do consultório odontológico, como cadeira odontológica, fotopolimerizador, amalgamador, escova elétrica, laser, micromotor, canetas de alta e baixa rotação, teste de vitalidade pulpar elétrico, aparelhos utilizados para endodontia como termoplastificadores de guta-percha e motores rotatórios, parecem não ocasionar efeito deletério sobre os DCEIs (ZAPPA et al., 1991; PATEL et al., 2005; WILSON et al., 2006; BRAND et al., 2007; ROEDIG et al., 2010; SRIMAN et al., 2015; ELAYI et al., 2015; MAHESWARI et al., 2015; LAHOR-SOLER et al., 2015; DADALTI et al., 2016).

Dentre estudos *in vitro*, normalmente, IEMs registradas durante os testes, estão relacionadas a distâncias muito pequenas entre o aparelho odontológico e o dispositivo cardíaco. Quando o aparelho odontológico é manipulado diretamente sobre o dispositivo cardíaco, próximo aos cabos-eletrodos ou ao arco de detecção,

algum sinal de IEM é detectado, porém, na maioria das vezes, sem nenhum efeito sobre os DCEIs. Assim, estes resultados não são confiáveis, porém, deveriam encorajar o desenvolvimento de estudos *in vivo* sobre o assunto (MILLER; LEONELLI; LATHAM, 1998; ROEDIG et al., 2010; SRIMAN et al., 2015; LAHOR-SOLER et al., 2015).

Algumas vezes existe a presença de IEM, mas, esta não afeta o funcionamento dos dispositivos cardíacos. O que também é, frequentemente, observado e classificado como interferência, é a perda de sinal da telemetria pela utilização dos aparelhos odontológicos, porém, tal artefato não produz qualquer efeito sobre a função dos dispositivos cardíacos (PATEL et al., 2005; ELAYI et al., 2015).

Aparelhos odontológicos exibem diferenças significativas na sua capacidade de provocar IEM, na quantidade de interferência registrada em relação a diferentes fabricantes, ao tipo de implante cardíaco e à distância de aplicação (ROEDIG et al., 2010; LAHOR-SOLER et al., 2015).

Embora existam relatos mais antigos de respostas desagradáveis a IEM, a maioria dos relatos mais recentes sugerem um efeito pequeno na função do DCEI. Avanços feitos no design das guias e geradores e na resistência de IEM, assim como o desenvolvimento de novas ferramentas cirúrgicas, fizeram com que esses eventos se tornassem bem menores nos dias de hoje.

Algumas informações somente poderão ser fornecidas pela equipe médica e pelo fabricante do dispositivo do paciente. Um entendimento compreensivo entre o paciente e o profissional e um ambiente cirúrgico adequado deverão ser considerados no oferecimento de determinadas prescrições e recomendações (CROSSLEY, 2011).

Ainda não foram realizados estudos com o objetivo de avaliar a ocorrência de IEM no cirurgião-dentista, portador de DCEI. Porém, trabalhos sugerem que tenham cuidado durante a utilização de aparelhos odontológicos, que apresentam capacidade de gerar campos eletromagnéticos, devido à proximidade do aparelho ao local do implante do dispositivo (MILLER; LEONELLI; LATHAM, 1998; BRAND et al., 2007; ROEDIG et al., 2010).

5 CONCLUSÃO

Após uma ampla revisão das evidências científicas, conclui-se que é possível ocorrerem interferências eletromagnéticas ao uso de aparelhos odontológicos, sendo que os relatos mais recentes sugerem um efeito pequeno na função do DCEI, exceto na utilização do eletrocautério monopolar, onde a IEM pode causar danos deletérios ao dispositivo cardíaco e ao paciente.

Além disso, a avaliação de IEM é um campo no qual são obtidos diferentes resultados e interpretações. Aparelhos odontológicos exibem diferenças significativas na sua capacidade de provocar interferências, tanto na quantidade quanto na distância de aplicação, e seus efeitos variam nos diferentes DCEIs e suas configurações. As informações pertinentes, somente, poderão ser fornecidas pela equipe médica e pelo fabricante do dispositivo.

Sendo assim, ainda devem ser tomadas medidas preventivas para a segurança dos pacientes portadores de DCEIs. A intercomunicação entre o paciente, o cirurgião-dentista e o cardiologista, além de um ambiente apropriado, deverão ser considerados no oferecimento de determinadas prescrições e recomendações relativas ao tratamento odontológico.

REFERÊNCIAS

- ASSUMPÇÃO, A. C. et al. Algumas observações sobre a estimulação cardíaca no Brasil entre 2000 e 2014: 25 anos do RBM – Registro brasileiro de marcapassos, desfibriladores e ressinchronizadores cardíacos. **Revista Latino-Americana de Marcapasso e Arritmia**, v. 29, n. 1, p. 3-11, 2016.
- BEACH, C. W.; BRAMWELL, J. D.; HUTTER, J. W. Use of an electronic apex locator on a cardiac pacemaker patient. **Journal of Endodontics**, v. 22, n. 4, p. 182-184, 1996.
- BIOTRONIK. Terapia do ritmo cardíaco. Manual do paciente. O que você precisa saber sobre o seu marcapasso. Biotronik SE & Co. KG. Berlim, Alemanha, 2010, 45 p.
- BOSTON SCIENTIFIC CORPORATION. Dental equipment and implantable pacemakers and desfibrillators. 2009. Disponível em: <https://www.bostonscientific.com/content/dam/bostonscientific/quality/education-resources/english/ACL_Dental_Equipment_20090202.pdf>. Acesso em: 21 mai. 2015.
- BRAND, H. S. et al. Interference of electrical dental equipment with implantable cardioverter-defibrillators. **British Dental Journal**, v. 203, n. 10, p. 577-579, 2007.
- BRITO, D. I. et al. Interferência in vitro do localizador apical eletrônico em marcapasso cardíaco implantável. **Revista Brasileira de Odontologia**, v. 69, n. 2, p. 260-265, 2012.
- COSTA, R.; SILVA, R. T.; LIMA, C. A. B. Ressinchronização cardíaca como tratamento na insuficiência cardíaca. In: SERRANO JÚNIOR, C. V.; NOBRE, F. **Tratado de Cardiologia SOCESP**. São Paulo: Manole, 2005, p. 1677-1691.
- CROSSLEY, G. H. et al. The Hear Rhythm Society (HRS)/ American Society of Anesthesiologists (ASA) Expert consensus statement on the perioperative management of patients with implantable desfibrilators, pacemakers and arrhythmia monitors: facilities and patient management. **Heart Rhythm**, v. 8, n. 7, p. 1114- 1154, 2011.
- DADALTI, M. T. S. et al. Electromagnetic interference of endodontic equipments with cardiovascular implantable electronic device. **Journal of Dentistry**, v. 46, n. 11, p. 68-72, 2016.
- DEPARTAMENTO DE ESTIMULAÇÃO CARDÍACA ARTIFICIAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE CIRURGIA CARDIOVASCULAR – DECA/SBCCV. Diretrizes Brasileiras de Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis do Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial (DECA) da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular (SBCCV). **Revista Latino-Americana de Marcapasso e Arritmia**, v. 28, n. 2, p. 1-62, 2015.

DRISKO, C. L. Position paper: sonic and ultrasonic scalers in periodontics. Research, Science and Therapy Committee of the American Academy of Periodontology. **Journal of Periodontology**, v. 71, n. 11, p. 1792–1801, 2000.

ELAYI, C. S. et al. Interference between dental electrical devices and pacemakers or desfibrillators – Results of a prospective clinical study. **The Journal of the American Dental Association**, v. 146, n. 2, p. 121-128, 2015.

FERREIRA, A. S. A.; PIVOTTO, L. G.; HORVATH, A. R. Interferências eletromagnéticas em portadores de marcapasso – fontes exógenas. **Revista Latino-Americana de Marcapasso e Arritmia**, v. 1, n. 1, p. 39-46, 1988.

GAROFALO, R. R. et al. Effect of electronic apex locators on cardiac pacemaker function. **Journal of Endodontics**, v. 28, n. 12, p. 831-833, 2002.

GAUCH, P. R. et al. Orientações a respeito das interferências sobre marcapassos cardíacos. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 68, n. 2, p. 135-142, 1997.

GO, A. S. et al. Executive summary: heart disease and stroke statistics -- 2014 update: a report from the American Heart Association. **Circulation**, v. 129, n. 3, p. 399-410, 2014.

GOMEZ, G. et al. Effects of piezoelectric units on pacemaker function: an *in vitro* study. **Journal of Endodontics**, v. 39, n. 10, p. 1296-1299, 2013a.

GOMEZ, G. et al. The effects of six electronic apex locators on pacemaker function: an in vitro study. **International Endodontic Journal**, v. 46, n. 5, p. 399-405, 2013b.

GOTTEHRER, N; REYNOLDS, B. Power scalers: the new boom in contemporary periodontics. **Dentistry Today**, v. 16, n. 10, p. 100-105, 1997.

GOTTSCHALL, Carlos Antonio Mascia. Arquitetura da contração cardíaca. In: _____. **Dinâmica cardiovascular: do miócito à maratona**. São Paulo: Atheneu, 2005. p. 85-119.

HENARES, B. B.; ABREU, F. B. O eletrocardiograma normal do adulto. In: GONZALEZ, M. M. C.; GEOVANINI, G. R.; TIMERMAN, S. **Eletrocardiograma na sala de emergências – Guia prático de diagnóstico e condutas terapêuticas**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2014. p. 10-23.

HUIKURI, H.V.; CASTELLANOS, A.; MYERBURG, R. J. Sudden death due to cardiac arrhythmias. **The New England Journal of Medicine**, v. 345, n. 20, p. 1437-1482, 2001.

IDZAH, K. et al. Interference of electronic apex locators with implantable cardioverter desfibrillators. **Journal of Endodontics**, v. 40, n. 2, p. 277-280, 2014.

KAMAL, R.; DAHIYA, P.; SAINI, H. R. Dental treatment in patients with cardiac pacemakers: Is it a risky affair? **Journal of Dental Research and Review**, v. 3, n. 2, p. 76-78, 2016.

KOBAYASHI, Chihiro. Eletronic canal length measurement. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology**, v. 79, n. 2, p. 226-231, 1995.

LAHOR-SOLER, E. et al. Capacity od dental equipment to interfere with cardiac implantable electrical devices. **European Journal of Oral Sciences**, v. 123, n. 3, p. 194-201, 2015.

LORGA, A. M; LORGA FILHO, A. M. Benefícios dos desfibriladores cardíacos implantáveis nas arritmias: custo-efetividade. In: SERRANO JÚNIOR, C. V.; NOBRE, F. **Tratado de cardiologia – SOCESP**. São Paulo: Manole, 2005. p.1666-1676.

LUKER, Jane. The pacemaker patient in the dental surgery. **Journal of Dentistry**, v. 10, n. 4, p. 326-332, 1982.

MAHESHWARI, K. R. et al. Evaluating the effects of different dental devices on implantable cardioverter desfibrillators. **Journal of Endodontics**, v. 41, n. 5, p. 692-695, 2015.

MAIORANA, C. et al. Do ultrasonic dental scalers interfere with implantable cardioverter desfibrillators? An in vivo invastigation. **Journal of Dentistry**, v. 4, n. 1, p. 955-959, 2013.

MARTINELLI, M. et al. Sudden cardiac death in Brazil: study based on physicians perceptions of the public health care system. **Pacing and Clinical Electrophysiology**, v. 35, n. 11, p. 1326-1331, 2012.

MATEOS, E. I. P.; MATEOS, J. P. C.; MATEOS, M. G. P. Cuidados com os marcapassos e desfibriladores nas interferências, cirurgia geral, cardioversão elétrica e dentista. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo**, v. 14, n. 2, p. 260-272, 2004.

MATEOS, J. C. P. et al. Conceitos básicos na estimulação cardíaca. In: MELO, Celso Salgado. **Tratado de estimulação cardíaca artificial**. 5 ed. São Paulo: Manole, 2015. p. 81-100.

MATEOS, J. P. C.; MATEOS, E. I. P.; MATEOS, J. C. P. Marca-passo cardíaco artificial. In: SERRANO JÚNIOR, C. V.; NOBRE, F. **Tratado de cardiologia – SOCESP**. São Paulo: Manole, 2005. p.1639-1657.

MATEOS, J. C. P.; PACHÓN, C. T. C. Cardioversores-desfibriladores automáticos implantáveis. In: MELO, Celso Salgado. **Tratado de estimulação cardíaca artificial**. 5 ed. São Paulo: Manole, 2015; p. 447-452.

MCDONALD, Neville James. The electronic determination of working length. **Dental Clinics of North America**, v. 36, n. 2, p. 293-307, 1992.

MILLER, C. S.; LEONELLI F. M.; LATHAM E. Selective interference with pacemaker activity by electrical devices. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology**, v. 85, n. 1, p. 33-36, 1998.

MIROWSKI, M. et al. Clinical treatment of life-threatening ventricular tachyarrhythmias with the automatic implantable defibrillator. **American Heart Journal**, v. 102, n. 2, p. 265-270, 1981.

MIROWSKI, Michel. The automatic implantable cardioverter-defibrillator: An overview. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 6, n. 2, p. 461-466, 1985.

MISIRI, J. M. D. et al. Electromagnetic interference and implanted cardiac devices: the medical environment (part II). **Clinical Cardiology**, v. 35, n. 6, p. 321-328, 2012.

MONTEIRO FILHO, Mário Ypiranga. Interferências nos marcapassos cardíacos. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado do Rio de Janeiro**, v. 15, n. 2, p. 94-101, 2002.

NIEHAUS, M.; TEBBENJOHANNIS, J. Electromagnetic interference in patients with implantable pacemakers or cardioverter-defibrillators. **Heart**, v. 86, n. 3, p. 246-248, 2001.

PATEL, D. et al. Absence of in vivo effects of dental instruments on pacemaker function. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology**, v. 99, n. 4, p. 430, 2005.

PINSK, S. L.; TROHMAN, R. G. Interference in implanted cardiac devices, Part II. **Journal of Pacing and Clinical Electrophysiology**, v. 25, n. 10, p.1496-1509, 2002.

REOLÃO, José Basileu Caon. A vida no compasso do coração. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Rio Grande do Sul**, v. 16, n. 12, p. 1-2, 2007.

ROEDIG, J. J. et al. Interference of cardiac pacemaker and implantable cardioverter-defibrillator activity during electronic dental device use. **The Journal of the American Dental Association**, v.141, n. 5, p. 521-526, 2010.

SANT'ANNA, João Ricardo Michielin. Marcapasso cardíaco e cardioversor-desfibrilador implantável – orientações para realização de procedimentos diagnósticos e terapêuticos. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Rio Grande do Sul**, v. 16, n. 12, p. 1-10, 2007.

SANTOS, C. S. S. et al. Marcapasso cardíaco e cardioversor-desfibrilador implantável – orientações sobre interferências externas. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Rio Grande do Sul**, v. 16, n. 12, p. 1-5, 2007.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA – SBC. DECA: Diretrizes brasileiras de dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis (DCEI). **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 89, n. 6, p. 210-237, 2007.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA. II Diretrizes de avaliação perioperatória. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 96, n. 3, p. 01-68, 2011.

SRIMAN, N. et al. Interference of apex locator, pulp tester and diathermy on pacemaker function. **Journal of Conservative Dentistry**, v. 18, n. 1, p. 15-19, 2015.

ST. JUDE MEDICAL. Paz de espírito. St. Jude Medical, Incorporation. Califórnia, Estados Unidos da América, 2002, 35 p.

SUNADA, Imao. New method for measuring the length of the root canals. **Journal of Dental Research**, v. 41, n. 2, p. 375-87, 1962.

WILSON B. L. et al. Safety of Electronic Apex Locators and Pulp Testers in Patients with Implanted Cardiac Pacemakers or Cardioverter/Defibrillators. **Journal of Endodontics**, v. 32, n. 9, p. 847-582, 2006.

WOOLLEY L. H.; WOODWORTH J.; DOBBS J.L. A preliminary evaluation of the effects of electrical pulp testers on dogs with artificial pacemakers. **Journal of the American Dental Association**, v. 89, n. 5, p. 1099-1101, 1974.

ZAPPA, U. et al. Der effekt elektrisch betriebener dentaler geräte auf die herzschrítmacherfunktion beim Menschen. **Parodontologie**, v. 4, n. 2, p. 299-308, 1991.

ZIPES, D. T. et al. ACC/AHA/ESC 2006 guidelines for management of patients with ventricular arrhythmias and the prevention of sudden cardiac death: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force and the European Society of Cardiology Committee for Practice Guidelines (Writing Committee to Develop guidelines for management of patients with ventricular arrhythmias and the prevention of sudden cardiac death) developed in collaboration with the European Heart Rhythm Association and the Heart Rhythm Society. **Circulation**, v. 114, n. 10, p. 385-484, 2006.

ZYTYNSKI, L.; BOCCHI, E. A. Terapia de ressinchronização ventricular. In: BARRETTO, A. C. P.; BOCCHI, E. A. **Insuficiência cardíaca**. São Paulo: Segmento, 2003. p. 279-286.