



¿LOS LOCALIZADORES APICALES ALTERAN EL FUNCIONAMIENTO DE LOS MARCAPASOS?

Trabajo de investigación

Requisito para optar al Título

De Especialista en Endodoncia

Residente: Dra. Ane Miren Cavagnaro Villar

Dra. María José Sanhueza Pincheira

Profesora guía:

Prof. Dra. Patricia Nazar Misleh

Directora del Programa:

Prof. Dra. Alicia Caro Molina

Cátedra de Endodoncia

VALPARAÍSO – CHILE

2019

INDICE

I.	INTRODUCCIÓN	3
II.	MARCO TEÓRICO	5
	1. Marcapasos	8
	a. Historia de los marcapasos	8
	b. Componentes de los marcapasos	9
	c. Implantación	15
	d. Profilaxis antibiótica	16
	2. Localizadores Apicales	16
	a. Historia	17
	b. Metodología de estudios	18
	c. Clasificación	18
	3. Interferencias electrónicas	20
III.	OBJETIVOS	
	a. General	23
	b. Específicos	23
IV.	MATERIALES Y MÉTODOS	
	a. Tipo de investigación	23
	b. Determinación de la muestra	23
	c. Palabras claves	24
	d. Criterios de inclusión	24
V.	RESULTADOS	25
VI.	DISCUSIÓN	29
VII.	CONCLUSIONES	33
VIII.	SUGERENCIAS	33
IX.	BIBLIOGRAFÍA	34

I. INTRODUCCIÓN

Establecer y mantener la longitud de trabajo es un paso de gran importancia en el tratamiento de Endodoncia. La constricción apical se recomienda como el límite fisiológico para la instrumentación y relleno de los conductos radiculares. La sub-instrumentación puede llevar a un insuficiente desbridamiento de los conductos radiculares y por el contrario la sobre instrumentación y relleno puede provocar daños en los tejidos periapicales impidiendo o retrasando la curación de estos (Ricucci D, 1998; Ricucci D. Langeland K, 1998).

El método tradicional para determinar la longitud de trabajo del conducto radicular se basa en radiografías con la interpretación de un instrumento dentro del conducto radicular (ElAyouti y col, 2001). El inconveniente de este método es la incapacidad de determinar la posición de la constricción y foramen apical con precisión. Además, sumar a las radiografías la interpretación bidimensional, sujeto a distorsión y superposición de estructuras anatómicas (Goldman y col, 1972; Pratten y Mc Donald 1996). Los LAE son útiles para determinar la longitud de trabajo durante la Endodoncia con una exactitud informada hasta del 93% (De vascondelos BC, Chaves RDV, Vivacqua -Gomez y col, 2015) es por esta razón que ha sido recomendado para medir la longitud de trabajo con mayor precisión (Pratten y Mc Donald 1996; D" Assuncao y col, 2007)

Según la asociación Estadounidense de Endodoncia se estima que cada año se realizan casi 16 millones de tratamientos de Endodoncia. Dentro de los cuales la población adulta va en aumento y es altamente probable que tengan alguna enfermedad crónica. (Am Association of Endodontics, 2004)

Según el estudio anual realizado por la Universidad de Washington, Global Burden of Disease del Instituto para la Métrica y Evaluación de Salud, donde se revisa de manera exhaustiva la carga mundial de enfermedades de más de 130 países, entre los que aparece Chile. El ránking de enfermedades principales que matan a los chilenos a partir de 2016 lo encabezan: Afecciones cardiovasculares, Cáncer, Diabetes, Trastornos neurológicos, Enfermedades respiratorias crónicas, Infecciones estomacales y otros, Cirrosis, Suicidios, Enfermedades digestivas, Lesiones no intencionales, accidentes de tránsito.

Dentro de la primera causa, afecciones cardiovasculares, tenemos a los portadores de dispositivos cardioimplantables (CIED), principalmente el marcapasos (MP).

La función de estos dispositivos puede verse afectada por las ondas electromagnéticas emitidas por dispositivos electrónicos (O. Erdogan, 2002). A pesar de que los MP tienen excelentes propiedades hoy en día de sellado hermético, equipados con filtros, circuitos de rechazo y modos bipolares deben evitarse la exposición de las personas a resonancia magnética y dispositivos de radiación ionizante en entornos médicos (Sabzevari K, 2017; Misiri J, y col 2012). Es por esto que surge la preocupación del uso de nuestros equipos electrónicos dentales, especialmente el LAE.

¿Qué hacemos cuando llega un paciente con MP a nuestra consulta dental?
¿Podemos hacer cualquier tratamiento? ¿Si hacemos un tratamiento, los equipos electrónicos que utilizamos pueden provocar algún problema?

En el caso específico de la endodoncia ¿Podemos usar el localizador apical?
A continuación, revisaremos la literatura publicada en los últimos diez años con respecto a la interacción que existe entre pacientes portadores de MP y el LAE

II. MARCO TEÓRICO

1. MARCAPASOS

El paro cardíaco es una de las causas importantes de mortalidad en las personas mayores, como resultado de alteraciones del ritmo cardíaco, taquicardia o fibrilaciones ventriculares (Moraes, 2016). Existen condiciones que presentan diversos síntomas que requieren de una estimulación cardíaca como requerimiento de primera necesidad, tales como síncope, insuficiencia cardíaca congénita y síndrome de bradicardia/taquicardia entre otras (Guía Clínica MINSAL, 2011)

A pesar de los avances farmacológicos de las arritmias, existe un tratamiento de suma importancia para estos pacientes: el marcapasos cardíaco implantable (MP) o Desfibriladores cardio implantables (DCI). Estos dispositivos producen una señal eléctrica precisa para restaurar el ritmo cardíaco normal. (Moraes, 2016)

La prevalencia de las enfermedades del nodo sinusal (SAN) y bloqueo aurículo ventricular (AV) completo es relativamente baja para requerimiento de un implante definitivo de marcapasos, con variabilidad diferente en poblaciones y aumenta significativamente con la edad (Guía Clínica MINSAL, 2011).

Con la aparición de estos dispositivos ha disminuido significativamente el porcentaje de fallecidos, según el estudio de Oter el año 2000, el primer año fallecían el 50% de los pacientes y al quinto año ya esta cifra había aumentado al 90% (Oter, 2000). Con la aparición de la estimulación cardíaca ya hace más de 50 años en Suecia (Guía Clínica MINSAL, 2011) se han logrado niveles de sobrevivencia del 93% el primer año y de un 66% el quinto año. (Oter, 2000)

En el año 2010 según J. Roedig se estima que existen más de 3 millones de personas en todo el mundo con MP y más de 500 mil en Estados Unidos, Canadá y México. (J. Roedig, 2010)

En los registros del departamento de estadísticas e información en salud (DEIS), en Chile ha ido en aumento progresivo en los últimos años la tasa de mortalidad por bloqueo AV. Así mismo en el grupo de 75 años y más, los trastornos de la conducción cardíaca y arritmias se ubican dentro de las primeras causas de AVISA (años de vida ajustados por discapacidad)

A mediados del año 2005 cuando se inició en el Auge la implantación de marcapasos en Chile este ha ido incrementando progresivamente, llegando a duplicarse en tan sólo 5 años en los pacientes Fonasa. Anterior a esta fecha cuando no estaba incorporado en el plan Auge en Chile sólo se implantaron 157 MP por millón de habitantes en los hospitales del Servicio nacional de salud y estos eran todos unicamerales (VVI) (Guía Clínica MINSAL, 2011)

Ha existido un gran avance en las últimas décadas en los MP inicialmente diseñados como terapia anti-bradicardia que fueron usados para evitar la muerte por asistolia. Estos avances han permitido mejorar la capacidad funcional, la calidad de vida y disminuir la mortalidad. Esta mejora ha permitido preservar la sincronía de la

contracción auriculoventricular (estimulación fisiológica), favorecer la conducción AV propia (conducción AV preferencial), modificar la frecuencia de descarga según las necesidades fisiológicas del paciente (respuesta de frecuencia), mejorar las condiciones hemodinámicas en pacientes con insuficiencia cardíaca (re sincronización cardíaca), monitorización permanente y registro de eventos, cambios de modo en respuesta a taquiarritmias supraventriculares, protocolos antitaquicardia, respuesta anti caída súbita de la frecuencia cardíaca (rate drop response), autocaptura lo que permite economizar batería. Otro gran avance es la incorporación en los últimos años de la monitorización del dispositivo a distancia, lo que ha permitido un vasto avance en el manejo de los pacientes (Guía Clínica MINSAL, 2011).

El auge de MP no sólo garantiza el acceso a todo paciente que lo requiera, además también incorpora los MP con estimulación fisiológica (modo DDD), que tienen una menor incidencia de fibrilación auricular, lo que otorga una mejor calidad de vida en comparación con la estimulación en modo VVI.

Según los datos de la guía clínica de MP del plan AUGE se confirma que en Chile en los últimos cinco años se ha producido un gran avance en la estimulación cardíaca. Es probable que en los siguientes años llegue a cifras cercanas a 400-500 MP por millón de habitantes, así como sucede en Uruguay y Argentina, países con las mayores tasas de implante de MP en Latinoamérica, seguidos de Chile (Guía Clínica MINSAL, 2011).

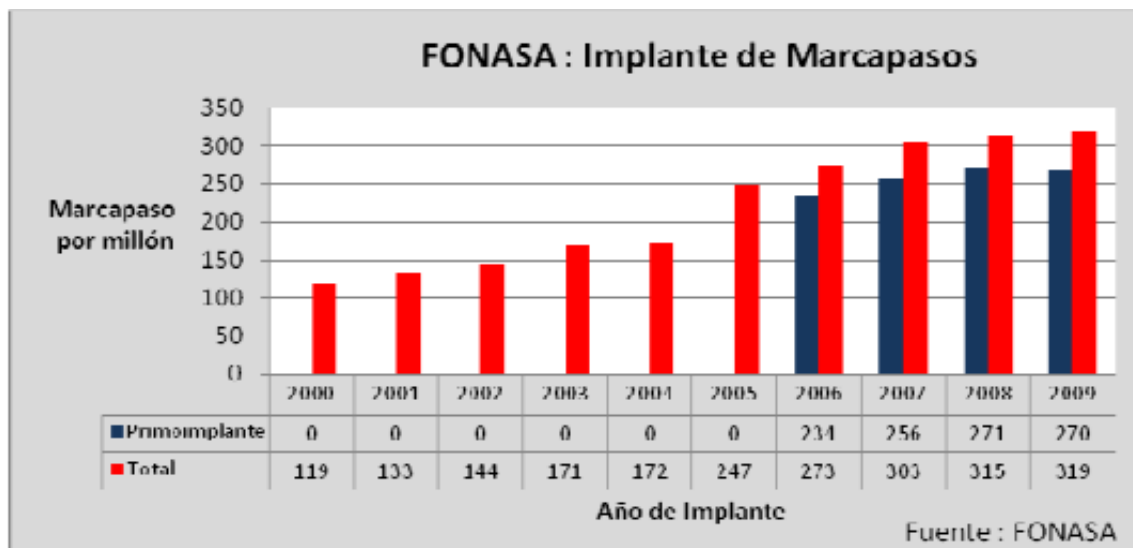


Fig. N° 1 Implante de MP en pacientes de FONASA entre los años 2000 y 2009. El total incluye primoimplante más cambio de generador. También se incluyen los pacientes de libre elección, MLE, 11% del total

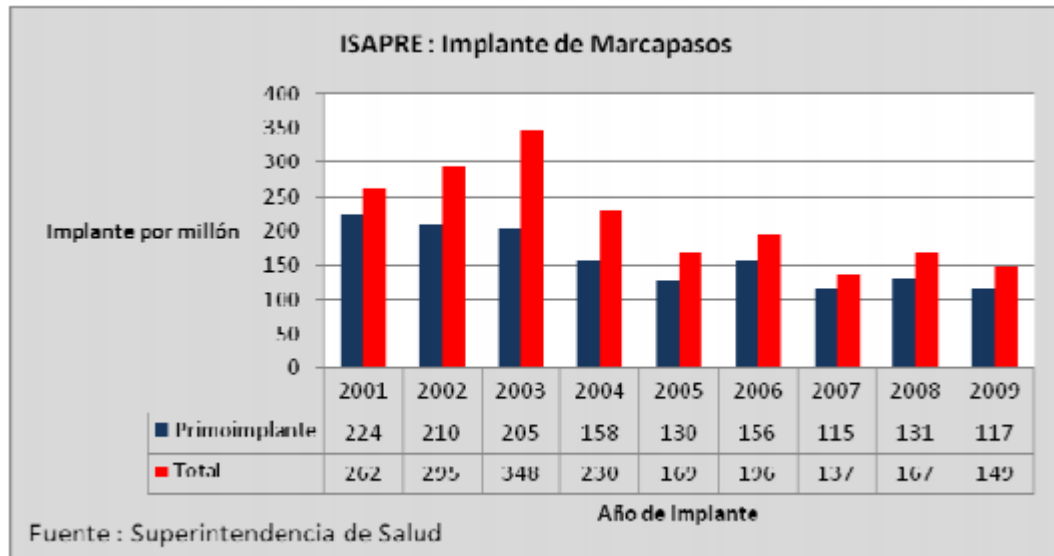


Fig. N°2 Implante de MP en ISAPRE 2001-2009. El total incluye primoimplante más recambio. Desde el año 2005 se incluyen sólo pacientes GES.

Definición: Los dispositivos electrónicos implantables cardiovasculares (CIED) son dispositivos electrónicos que funcionan con pequeñas baterías que se insertan quirúrgicamente debajo de la piel, generalmente cerca de la clavícula izquierda. (Idzahi, 2014; Cingolani, 2017) Tienen cables aislados que recorren las venas hacia el corazón y controlan la frecuencia cardíaca continuamente para detectar trastorno del ritmo cardíaco (Maheswari 2015; Boyer, 2015). Según describe la guía clínica del Auge de 2011 los trastornos de generación y/o impulso eléctrico del corazón, determinan asincronía entre la contracción auricular y ventricular, pudiendo generar alteraciones hemodinámicas, disfunción ventricular, embolias sistémicas y muerte súbita.

Estos trastornos se pueden presentar en las siguientes enfermedades:

- Enfermedad nodo sinusal
- Síndrome de braditaquicardia
- Bloqueo auriculoventricular
- Bloqueo bifasicular y trifasicular
- Infarto agudo de miocardio
- Hipersensibilidad del seno carotideo y síncope neurocardiogénico
- Trasplante cardíaco
- Enfermedad neuromuscular
- Insuficiencia cardíaca
- Miocarditis

BREVE HISTORIA DEL MARCAPASOS

Hace casi un siglo que se tiene conocimiento del MP. El año 1920 ya era posible estimular el corazón en situaciones agudas. Según describe Gutiérrez el año 2005, dos médicos en forma independiente inventaron el MP, Marck C. Lidwill y Albert S. Hyman. Quienes estimularon el corazón de sus pacientes salvándoles la vida. Pero en ese entonces no fue demostrado el interés médico por este aparato. Además, Hyman se enfrentó al escepticismo profesional, los litigios y las acusaciones de crear "una máquina infernal que interfiere con la voluntad de Dios ", y sumar además que jamás encontró un fabricante para su máquina (Gordon, 2004).

Ya en el decenio de 1950 se despertó el interés clínico por los MP. Según describe en su artículo Zoll el año 1973 una técnica de estimulación eléctrica que los médicos podían llevar a cabo y llamó la atención de los investigadores. Desde este momento comienza el avance de esos aparatos.

Los fisiólogos entendían cinco fenómenos que era indispensable comprender para la invención del MP desde que se tiene conocimiento de este, en el decenio de 1920:

1. El corazón que ha cesado de latir no necesariamente está muerto y puede ser reanimado.
2. No es forzosamente desastroso tocar o estimular eléctricamente el corazón vivo.
3. Los estímulos en la forma de "pulsos" eléctricos pueden reiniciar la frecuencia ventricular.
4. No es necesario que los ventrículos reciban la estimulación de su MP natural, que es el nodo sinusal, sino que pueden reaccionar a la estimulación directa.
5. No se necesita la contracción auricular para la función cardíaca y la vida activa.

Como resultado de la inflamación, calcificación, operación quirúrgica o lesión, las corrientes eléctricas producidas normalmente por el MP del propio corazón no pueden ser conducidas a los ventrículos, por bloqueo de la conexión entre aurícula y ventrículo. Esto ocurre en casi todos los casos de falla del MP natural. Esta función cardíaca reducida es insuficiente para bombear la cantidad de sangre necesaria a través del sistema circulatorio. El primer órgano que reacciona a esta escasez de sangre es el cerebro; como consecuencia se producen disnea e incluso episodios de desmayo, además de tener sensación de debilidad física general.

Hasta la mitad del siglo pasado, los ataques de Adams–Stokes, solamente se trataban por medio de medicamentos que estimulaban el MP "sustitutivo" del corazón a realizar una actividad aumentada. Resulta comprensible que el uso regular y constante de fármacos, frecuentemente durante años, causa una gran dependencia para los pacientes y afectación psicológica de medicarse a diario.

Por lo que la invención del MP era una gran posibilidad de recuperar la funcionalidad cardíaca y mejora de la calidad de vida.

Aunque esto era sólo el inicio, había un gran camino que recorrer para llegar a lo que es hoy en la actualidad un marcapasos.

a. MARCAPASOS Y SUS COMPONENTES

Los impulsos eléctricos generados por el miocardio estimulan el latido (contracción) del corazón. Esta señal eléctrica se genera en el SAN ubicado en la parte superior de la cavidad derecha del corazón (aurícula derecha). El SAN también se denomina el MP natural del corazón. Cuando este MP natural emite un impulso eléctrico, este estimula la contracción de las cavidades superiores del corazón (aurículas). A continuación, la estimulación pasa por el AVN. Este AVN detiene la señal un breve instante y la envía por las fibras musculares de las cavidades inferiores (ventrículos) estimulando su contracción. El SAN envía impulsos eléctricos con una frecuencia específica, pero, aun así, la frecuencia del corazón podría variar según las exigencias físicas o el nivel de estrés o debido a factores hormonales. A veces el SAN no funciona bien, ocasionando latidos demasiado rápidos, demasiado lentos o irregulares. En otros casos, las vías de conducción eléctrica del corazón se encuentran bloqueadas, lo cual también puede ocasionar un ritmo cardíaco irregular. (Hurst. 1994)

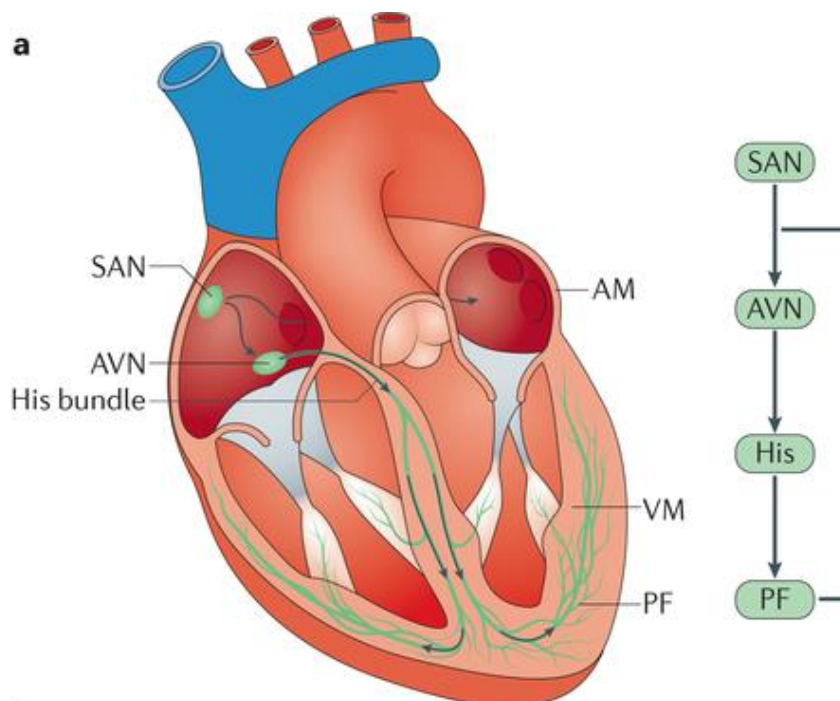


Fig. 3 Esquema Nodo Sinusal (Marcapasos Natural)

En el estudio de Gutiérrez el año 2005 se describe la definición de un MP como imprecisa, esencialmente una microcomputadora implantable que se puede adaptar en forma no invasiva a cualquier forma de estimulación o detección requerida. La

sociedad española del corazón la define como un pequeño dispositivo que envía impulsos eléctricos al corazón para ayudarle a latir con un ritmo constante (Sec y Fec). Contiene una batería y cables que viajan para contactar al miocardio para entregar un pulso de despolarización que estimula el corazón mediante impulsos eléctricos imprimiendo un ritmo regular. El número de impulsos producido por minuto es lo que se llama frecuencia. El MP puede estimular las aurículas, ventrículos o ambas.

Los MP pueden ayudar a regular el ritmo del corazón cuando falla la estimulación fisiológica o normal. Esto sucede en casos de frecuencia cardíaca lenta, rápida o irregular, o de bloqueo en el sistema de conducción eléctrica del corazón. (Sec y Fec)

El funcionamiento de un MP es similar a un circuito eléctrico. La energía provista por la batería viaja por el electrodo hasta el corazón, lo estimula y produce el latido cardíaco. La energía regresa a la batería ya sea, por electrodo o por el tejido del paciente.

Están compuestos de 2 partes:

1. Generador de impulsos eléctricos: contiene la pila o batería que es la fuente de energía, de una serie de circuitos eléctricos encargados de enviar en el momento y forma adecuada los impulsos que llegan al corazón.
2. Cable, llamado catéter: es un conductor metálico aislado que transmite estos impulsos al corazón provocando las contracciones.

Antiguamente las baterías de un MP eran nucleares, funcionaban con plutonio 238, teniendo una vida media de 87,7 años. Por temas ecológicos y movimientos nucleares tuvieron que quitarlos.

Hoy la batería es de litio. Tiene una vida media entre 5 a 15 años. Gracias a los de litio se sustituyeron las de mercurio, que debían cambiarse cada 2 años.

Gracias a chequeos regulares se puede detectar si la pila se está acabando. El médico procede a cambiar generador más la batería.

En respuesta a una señal intracardíaca detectada, un MP puede inhibir la salida, desencadenar salida o ritmo en una cámara diferente después de un retraso temporizado. Esta función es gobernada por el modo de estimulación programado. El modo de estimulación se describe con un código de 4 o 5 letras (por ejemplo, DDDR), en el que la primera posición identifica la cámara de ritmo (A para el atrio, V para el ventrículo, D para dual), la segunda posición indica la cámara detectada, la tercera posición denota respuesta del dispositivo a los eventos detectados (I para inhibir, T para desencadenar, o D para dual), la cuarta posición indica si la respuesta de frecuencia está activada, y la quinta posición (cuando se usa), indica si el ritmo multisitio es empleado en la aurícula (A), el ventrículo (V) o ambos (D). (Siva, 2017)

Con respecto a la respuesta del dispositivo (posición 3 en el código), la inhibición indica que un evento detectado inhibe la estimulación e inicia un nuevo ciclo de temporización. Si el ciclo de temporización (cuya duración está determinada por

velocidad de estimulación programada) transcurre antes que otra se detecta el evento, luego se producirá la estimulación.

Esto es más comúnmente utilizado con estimulación de una cámara, como VVI o VVIR (también llamado estimulación de la demanda); la presencia de una despolarización intrínseca por encima de la frecuencia de estimulación inhibe el ritmo. Si la tasa intrínseca cae por debajo de la velocidad programada, detecta actividad física, como el ejercicio, y aumenta funcionalmente el más bajo tasa (acorta la duración del ciclo) para estimulación. Con estimulación desencadenada, un evento detectado puede desencadenar un ritmo en la misma cámara o, típicamente después de un programa retraso, en la otra cámara. Un modo disparado sólo es poco común.

Con el modo dual (por ejemplo, DDDR) se usan tanto la activación como la inhibición. En la ausencia de un evento ventricular intrínseco, un peak ventricular de estimulación se activa; el evento ventricular intrínseco detectado inhibe el ritmo. En todos los modos de estimulación, un límite inferior de velocidad indica la frecuencia por debajo de la cual se marca el ritmo ocurre (esta es la frecuencia cardíaca más lenta que debería estar presente, aunque algunas características y algoritmos pueden permitir excepciones programables), y una tasa superior al límite indica la velocidad más rápida del ritmo del MP, aunque la actividad cardíaca intrínseca no tiene tal límite. (Siva, 2017)

Modos de estimulación comunes y su utilidad clínica:

- DDD. La estimulación bicameral estándar se usa cuando el SAN está intacto, pero la conducción AVN está deteriorada. La actividad sinusal se detecta y desencadenará estimulación ventricular después de un retraso AV programado (estimulación sincronizada p).
- DDDR. La respuesta de frecuencia se agrega cuando los senos AV y la función nodal son anormales; la tasa de respuesta proporciona respuesta cronotrópica. Los dispositivos más modernos usan sensores para determinar la capacidad de respuesta de la velocidad a las demandas fisiológicas.
- VVI Y VVIR. El MP solo ventricular se usa en pacientes con fibrilación auricular crónica, o pausas infrecuentes o bradicardias. El potencial de seguimiento arritmias auriculares se elimina. Respuesta de frecuencia proporciona soporte cronotrópico cuando sea necesario. (Siva, 2017)

Al inicio de los setenta los MP eran del tamaño de una caja de fósforos, tenían un peso de 120 g y su vida de servicio era de hasta 3 años. Los pacientes y la profesión médica reclamaron una mayor reducción en el tamaño y una vida del MP mayor, actualmente es de 42 a 51 mm con masa de 24 a 26 g. Los primeros MP implantables utilizaban como fuente de poder pilas de zinc–mercurio y funcionaban en promedio 2 años como ya se dijo; actualmente los fabricantes han desarrollado fuentes de poder más durables, la más empleada es la de yodo–litio que tiene longevidades de entre 6 a 10 años. (Gutiérrez, 2005)

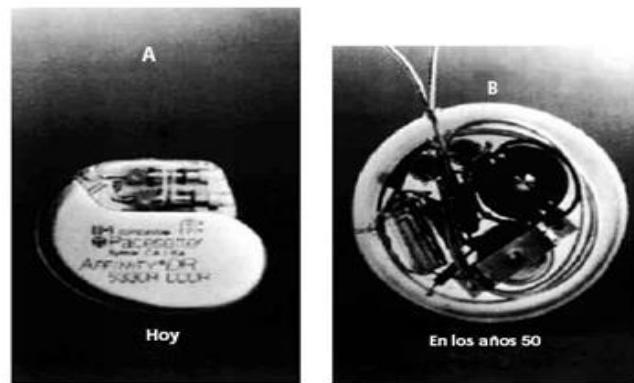


Fig. A. Marcapasos actual B. Marcapasos en los años 50

El generador de impulsos transmite pequeñas descargas eléctricas a través de la sonda al músculo cardíaco lo que lo hace contraerse. Este estímulo no es facilitado por el MP natural de la aurícula, sino que es generado por el circuito electrónico del generador de impulsos. La corriente necesaria la suministra, como ya se dijo, una pequeña batería. (Gutiérrez E. 2005)

El circuito electrónico y la batería están sellados herméticamente dentro de un encapsulado metálico de titanio, que se implanta en un bolsillo bajo la piel. La sonda conectada al MP se conduce a través de las venas hasta la cámara estimulada, donde se transmite el estímulo eléctrico al miocardio disparando la acción cardíaca. La frecuencia con que esto ocurre depende del tipo de MP utilizado y de la actividad inherente que quede todavía en el corazón. Si el corazón es incapaz de producir latidos por sí solo, el MP emite impulsos a la frecuencia programada. La frecuencia baja cuando la batería comienza a desgastarse. El MP deberá ser sustituido cuando su frecuencia haya caído por debajo de su valor predeterminado. (Gutiérrez E. 2005)

Aproximadamente la mitad de los pacientes que sufren bloqueo AV tienen interrupciones intermitentes o temporales en el sistema de conducción. Su pulso es solamente a veces demasiado lento; aparte de esto, su corazón late a un ritmo normal. Durante esta fase normal no se hace necesaria la estimulación artificial, únicamente cuando el pulso decae a una frecuencia demasiado baja. Para este tipo de bloqueos hay MP que entran en acción cuando la frecuencia cardíaca cae por debajo de un valor determinado, entonces se conectan automáticamente y estimulan el corazón, de acuerdo con el valor de frecuencia programado, hasta que el corazón comience a latir de nuevo a un ritmo adecuado. Estos dispositivos se denominan "marcapasos a demanda" puesto que funcionan solamente en caso de necesidad. En algunos casos particulares, determinados por el médico, el tipo más apropiado de MP a demanda es uno que, cuando el sistema natural de estimulación y conducción falla, no emite impulsos a la frecuencia preseleccionada por el fabricante sino a una frecuencia más favorable, programada por el médico en el hospital. Estos MP, llamados programables se diseñan de modo que el médico, utilizando un aparato programador especial, puede modificar algunos parámetros característicos del MP incluso después del implante, en los posteriores reconocimientos regulares. Muy

rara vez se implanta un MP a demanda que entregue los impulsos a la aurícula y no al ventrículo derecho. (Gutiérrez E. 2005)

Además de los MP a demanda no programables y programables, existen en la actualidad MP que entregan el impulso de acuerdo con el grado de esfuerzo físico y se llaman sistemas con respuesta de frecuencia o de ritmo adaptativo. (Gutiérrez E. 2005)

Asimismo, hay también otros instrumentos que, dependiendo de las necesidades, entregan impulsos hasta en dos o tres cámaras del corazón. Dentro de ellos encontramos: (Gutiérrez E. 2005)

- MP de una sola cámara:

Este tipo de MP tiene un cable que conecta el generador de impulsos a una cámara de su corazón.

Para la mayoría de las personas, se usa el MP de una sola cámara para controlar la estimulación cardíaca conectando el cable con el ventrículo derecho. Dependiendo de sus síntomas y del tipo de estimulación que necesite, conectamos la derivación a su aurícula derecha para estimular la estimulación en esa cámara. (HRS, 2013)

- MP de doble cámara:

Con dos cables, este dispositivo se conecta a ambas cámaras en el lado derecho de su corazón, la aurícula y el ventrículo derechos. El médico programa el MP de doble cámara para regular el ritmo de las contracciones de ambas cámaras.

Este MP ayuda a que las dos cámaras trabajen juntas, se contraigan y se relajen en el ritmo adecuado. Las contracciones permiten que la sangre fluya correctamente desde la aurícula derecha hacia el ventrículo derecho. (HRS, 2013)

- MP biventricular:

Este MP, también conocido como dispositivo de terapia de resincronización cardíaca (CRT), tiene tres conductores conectados a la aurícula derecha y ambos ventrículos. Utilizamos el MP biventricular para tratar a las personas con arritmias causadas por insuficiencia cardíaca avanzada. (HRS, 2013)

Para muchas personas con insuficiencia cardíaca, los ventrículos izquierdo y derecho no bombean al mismo tiempo. Los médicos programan el MP biventricular para coordinar las contracciones de los ventrículos, de modo que ambos se bombeen juntos. (HRS, 2013)

La coordinación de las contracciones de los ventrículos ayuda a que su corazón bombee sangre de manera más eficiente e incorpore sus síntomas de insuficiencia cardíaca. El tratamiento se conoce como terapia de resincronización cardíaca porque resincroniza la acción de bombeo de los ventrículos. (HRS, 2013)

Con estos aparatos, se pretende simular la estimulación y el sistema de conducción naturales. Con objeto de realizar esto de la forma más perfecta posible, estos dispositivos permiten también la modificación de varios parámetros del impulso de estimulación después del implante. Este tipo de dispositivo, dependiendo de los valores programados, da lugar a que el corazón lata lo más cercano a un órgano sano, más rápido o lento dependiendo del esfuerzo físico hecho por el paciente. En otras palabras, se adapta al ritmo natural del MP sinusal; sin embargo, no todos los tipos de MP son aptos para el tratamiento de cualquier paciente, cada MP es prescrito estrictamente de acuerdo con las necesidades médicas y después de una exhaustiva evaluación de los resultados arrojados por los exámenes efectuados por el paciente en cuestión. (Gutiérrez E. 2005)

Gutiérrez relata en su estudio del 2005 que la industria de MP desarrollará sistemas electrónicos implantables con múltiples propósitos, aunque algunos de ellos ya funcionan, ejemplo: Para estimular el corazón, diagnosticar y tratar las taquiarritmias y la fibrilación ventricular, identificar y corregir sus propias fallas electrónicas internas, ajustar sus niveles de salida tanto en energía de estímulo como en nivel de detección, de acuerdo con los niveles de umbral del corazón. Serán útiles como herramienta de diagnóstico electrofisiológico y reportarán su estado interno y su interacción con el corazón para hacer el seguimiento correcto del paciente. Algunas funciones se podrán ocultar o desconectar, mientras que otras estén operativas. (Gutiérrez E. 2005)

En el mercado encontramos una serie de marcas y modelos. Su elección depende de su disponibilidad en el país y del equipo médico. Según Healthbase encontramos las siguientes marcas y modelos:

- Biotronik pacemaker (Cylos dr-t, Philos dr-t, Ccc pacemaker, Argos series, Teros series, Apex series)
- Sorin group pacemaker implant (Reply dr, Symphony dr 2550, Ela rhapsody dr 2530 and dr 2510)
- Boston scientific (Altrua pacemaker family)
- Medico pacemakers (Easy, Ejection, Sophos, Millennium, Lindos)
- Medtronic pacemakers (Adapta, Enrhythm)
- St. Jude medical pacemakers (Affinity, Entity, Identity adx, Identity, Integrity adx, Integrity, Microny, Regency, Verity adx, Victory, Zephyr)
- Shree pacetronix pacemakers (Ventralite, Pinnacle, Charak)
- Vitatron pacemakers (Vitatron t-series, Vitatron c-series, a3 models, Vitatron c-series 2nd generation, Vitatron c-series, Vitatron crt 8000, Selection 9000 af3.0, Preventaf, Diagnoseaf, Clarity, Diamond 3, Ruby 3, Saphir 3, Topaz 3, Jade 3)

La sensibilidad del MP se define como la capacidad de un CIED para reconocer la actividad intrínseca del corazón y para filtrar las señales no deseadas. Aunque los valores de sensibilidad mas bajos aumentarán la sensibilidad del dispositivo para reconocer el latido intrínseco, mayor será la posibilidad de que el MP detecte una

señal externa como propia y produce una respuesta no deseada. Por esta razón los valores de sensibilidad del MP deben establecerse con un valor de umbral óptimo después de una evaluación cuidadosa por el cardiólogo (Chow AW. Buxton EA ,2006)

¿CÓMO SE REALIZA UN IMPLANTE DE MARCAPASOS?

Esta es una cirugía programada realizada por profesionales calificados en un lugar que cumpla los requisitos necesarios para así tener éxito. Esta se hace bajo anestesia local, sedación con midazolam y fentanyl en caso de que se requiera (Guía Clínica MINSAL, 2011).

El abordaje habitual es subclavio izquierdo, donde se realiza un bolsillo prepectoral y se denuda la vena cefálica o punciona la vena subclavia. Por lo general la mayoría de los implantes son endocavitarios con un alto porcentaje de electrodos de fijación pasiva, aunque hay algunos profesionales que usan únicamente electrodos activos (Guía Clínica MINSAL, 2011).

Luego de ubicados los cables mediante el analizador se determinan los parámetros. En pacientes con riesgo de pausas prolongadas o bradicardias extremas se aconseja implantar una sonda MP transitoria en forma previa (Guía Clínica MINSAL, 2011).

La medida de Amplitud debe tener un mínimo de 4 milivoltios en el ventrículo y de 1.0 milivoltio en la aurícula. Un Slew rate (Dv/dt) es de 2,5 en ventrículo y 1,5 Mv/ms en la aurícula, aunque valores de hasta 0,5 Mv/ms, pueden ser detectados por los MP hasta el 2011 fecha en la cual fue publicado en la guía del Minsal (Guía Clínica MINSAL, 2011).

Se consideran umbrales adecuados de captura para un ancho de pulso de 0,5 ms, en ventrículo = 1 Voltio y en aurícula = 2 Voltio como máximos. Es aconsejable estimular con 10 Voltios para descartar estimulación diafragmática a través del electrodo ventricular o del nervio frénico en la pared de la aurícula derecha.

La resistencia en electrodos convencionales se considera normal en rangos de 300 a 800 Ohms. En electrodos de alta impedancia se aceptan valores máximos de 200 Ohms. Durante el implante de MP unicamerales (VVI), debe descartarse conducción retrógrada AV, ya que esto puede ser causa posterior de síndrome de MP.

Al implantar un MP unicameral debe asegurarse en forma previa una conducción AV normal. En el ECG de reposo el PR y los complejos QRS deben ser normales, angostos y sin bloqueo de rama. Durante el implante debe confirmarse una conducción AV 1:1 normal (hasta 130-140 lpm).

Una vez finalizado el implante se aconseja dejar un vendaje compresivo durante las primeras 12 a 24 hrs para así evitar la formación de hematoma (Guía Clínica MINSAL, 2011).

Como en todo acto quirúrgico es obligatorio realizar un protocolo operatorio detallado, donde debe constar la vía de abordaje, tipo de MP y electrodos utilizados, activos o pasivos, con sus respectivos códigos y las complicaciones o problemas más importantes que se hayan presentado. Una copia irá al archivo de la Unidad de MP y la otra a la Ficha Clínica (Guía Clínica MINSAL, 2011).

b. ¿CUÁL ES LA PROFILAXIS ANTIBIÓTICA PARA EL PROCEDIMIENTO?

El riesgo de infección durante el implante de MP, es una complicación rara, pero grave y potencialmente fatal. Distintos estudios retrospectivos y prospectivos revelan cifras entre 0.13% y 3.2 % de infecciones en implantes de MP y desfibriladores automáticos implantables. Los resultados de un metaanálisis, dos estudios caso-control y un gran estudio prospectivo doble ciego apoyan claramente la profilaxis antibiótica según cita la guía clínica Minsal el año 2011.

Debe administrarse un antibiótico efectivo contra estafilococo como la cefazolina una hora antes. En caso de resistencia debe preferirse vancomicina administrada dos horas antes.

Habitualmente se mantienen los antibióticos vía endovenosa por lo menos 24 horas.

En pacientes alérgicos a las cefalosporinas se recomienda el uso de vancomicina o clindamicina.

Post operatorio inmediato

Los pacientes deben quedar monitoreados por lo menos 24 a 48 hrs del ritmo cardíaco, tampoco es aconsejable trasladarlos a otros centros asistenciales, hasta que exista certeza que el implante ha sido un éxito (Guía Clínica MINSAL, 2011).

Cambio de Marcapasos

Se debe considerar que el riesgo de infección, al cambiar un MP, es mucho mayor que en un neo implante, por lo cual las técnicas de asepsia deberán extremarse. Cuando un electrodo presente un umbral crónico sobre 3 Voltios, se aconseja implantar un nuevo electrodo, salvo que el paciente tenga una expectativa de sobrevida baja. Si hay criterios de fractura de electrodo (aumento brusco y significativo de la impedancia), deberá implantarse un nuevo electrodo (Guía Clínica MINSAL, 2011).

2. LOCALIZADORES APICALES

El LAE es un instrumento electrónico que opera basándose en la frecuencia, resistencia e impedancia. Consta de un monitor que se une mediante un cable, un gancho labial y un clip que conectado a una lima cierra el circuito eléctrico. De esta manera obtenemos la longitud que hay hasta el foramen apical. (Almendro, 2017)

No son instrumentos de reciente descubrimiento son aparatos que se empezaron a diseñar gracias al estudio de varios japoneses quienes fueron los mayoritarios aportadores para la creación de este. A continuación, veremos la evolución de estos dispositivos a través del tiempo.

a. HISTORIA DE LOS LOCALIZADORES DE ÁPICES ELECTRÓNICOS

Según el estudio de Gordon en el año 2004 el primer método electrónico para la determinación de la longitud del conducto radicular fue investigado por Custer en 1918, fue el primero en afirmar que el sistema de conductos radiculares podría ser medido a través de una corriente eléctrica. La idea fue revisada por Suzuki en 1942 que estudió el flujo de corriente directa a través de los dientes de los perros. Registraba valores consistentes en resistencia eléctrica entre un instrumento en un conducto radicular y un electrodo en la mucosa oral y especuló que esto medirá la longitud del conducto. (Gordon, 2004)

Sunada tomó estos principios y construyó un dispositivo simple que utiliza corriente continua para medir la longitud del canal radicular. Trabajó en el principio que la resistencia eléctrica de la membrana mucosa y el periodonto registró $6.0 \text{ k}\Omega$ en cualquier parte del periodonto, sin importar la edad de las personas o la forma y el tipo de dientes (Sunada 1962). Compara la resistencia entre un electrodo conectado a una lima con la de un electrodo situado en la mucosa bucal, la dentina actúa como aislante eléctrico, las resistencias de los tejidos periodontales tienen un valor conocido y el cuerpo del paciente es conductor y la corriente comienza a fluir.

El uso de corriente directa causó inestabilidad con la medición, y la polarización de la punta del instrumento alteró la medición. (Gordon, 2004)

Método de Sunada

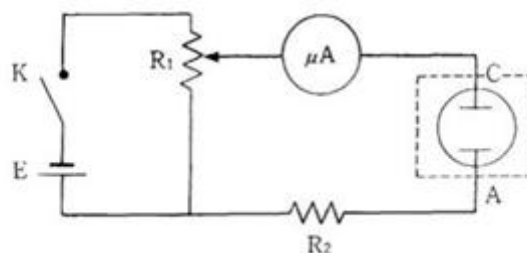


Fig. 5 Circuit of Sunada's method. A. Anode (Carr N° 1 reamer); C, cathode (oral mucus membrane electrode); E, battery; K, switch; variable resistor; R2, resistor; μA , galvanometer.

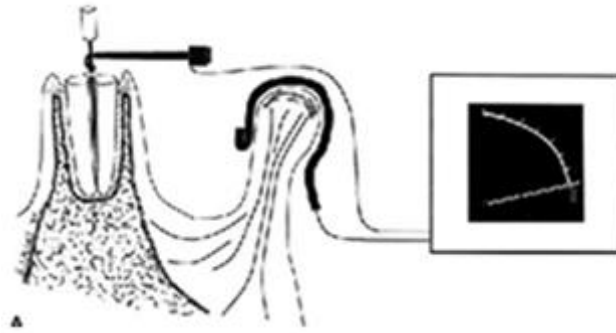


Fig. 6 Principio físico biológico del funcionamiento del localizador de ápice electrónico.

b. METODOLOGÍA DE ESTUDIOS DE LOS LOCALIZADORES DE ÁPICE

Los estudios in vivo son más representativos de la verdadera precisión de un LAE dado. Aquellos estudios que usan LAE para encontrar la longitud de trabajo coloca la lima en el conducto radicular, extraen el diente y ubican el instrumento bajo aumento en el canal radicular emulan lo que sucederá en la práctica clínica. Cuando la extracción del diente no ha sido posible, los estudios han utilizado radiografías para verificar la longitud del canal. Este método introduce los problemas asociados con la evaluación de la longitud de trabajo radiográfica y el trabajo en dos dimensiones con variación anatómica y distorsiones correspondientes. (Gordon, 2004)

Los estudios in vitro utilizan materiales electroconductores para simular la situación clínica. Los investigadores han encontrado que el alginato, la gelatina, el agar o la solución salina son medios que dan resultados predecibles con los LAE cuando se comparan con la longitud del diente. La desventaja de estos medios es que pueden filtrarse a través del foramen apical y causar lecturas prematuras. Parece que algunos experimentos in vitro ofrecen mayor precisión de la que se puede lograr clínicamente. (Gordon, 2004)

c. CLASIFICACIÓN DE LOS LOCALIZADORES APICALES SEGÚN FORMA DE FUNCIONAMIENTO.

- A. Primera generación: Resistencia
- B. Segunda generación: Impedancia
- C. Tercera generación: Dependientes de frecuencia
- D. Cuarta, quinta y sexta generación: frecuencia doble e impedancia comparativa

Generaciones de los localizadores apicales

El Root canal meter (Onuki Medical Co., Tokio, Japón) fue desarrollado en 1969 como localizador de primera generación. Este utilizó el método de resistencia y la corriente alterna como una onda senoidal de 150 Hz. El inconveniente de esta

generación es que dan lectura errónea en presencia de fluidos como pus, exudado o sangre. Además, el localizador original causaba dolor debido a corrientes altas, así que se realizaron mejoras y fue así como surgieron Endodontic Meter y Endodontic Meter S II (Onuki médico Co.) donde se utilizó una corriente de menor intensidad. Otros dispositivos de la primera generación incluyen el Dentometer (Dahlin Electromedicine, Copenhague, Dinamarca) y el Endo Radar (Elettronica Liarre, Imola, Italia). Estos dispositivos resultaron ser poco fiables en comparación con las radiografías, y muchas de las lecturas fueron significativamente más largas o cortas que la longitud de trabajo aceptada. (Gordon, 2004)

Los LAE de segunda generación eran del tipo que usaba medidas de impedancia en lugar de resistencia para medir la ubicación dentro del canal. A diferencia de la resistencia, la impedancia incluye los efectos de acumulación y eliminación de carga (capacitancia). Este efecto es apreciable al analizar la señal eléctrica implicada en el tiempo, esta es mayor en la zona apical del conducto y se desploma bruscamente cuando la lima alcanza los tejidos periodontales. (Gordon, 2004)

En el año 1971 Inoue desarrolló el método de medición de la frecuencia como el Sono-Explorer (Hayashi Dental Supply, Tokio, Japón). Posteriormente se desarrolló el Sono-Explorer Mk III que utiliza un medidor para indicar la distancia hasta el ápice. (Gordon, 2004)

Un dispositivo de medición de ondas de alta frecuencia (400 kHz), el Endocater (Yamaura Seisokushu, Tokio, Japón) fue introducido por Hasegawa et al. (1986). Con un electrodo conectado al sillón dental y una sonda exploradora cubierta con un material aislante, el cual brinda la facilidad de realizar mediciones en presencia de sustancias conductoras. El problema con este tipo de aparato fue que la sonda era muy ancha y no podía ser introducida en conductos estrechos, además el material aislante que lo cubría se descamaba, ya que no era resistente a la autoclave. (Gordon, 2004)

Ushiyama en 1983 propuso el uso de un electrodo bipolar concéntrico el cual media la densidad de la corriente emitida en un área específica del conducto, el potencial máximo al que se llega ocurre cuando el electrodo alcanza la constricción. Este método de medición basado en la variación del voltaje podía realizar lecturas en presencia de materiales electroconductores, pero su mayor limitación ocurría en conductos radiculares donde la constricción apical estaba ausente. Además, el electrodo no podía ser introducido en conductos delgados. (Gordon, 2004)

Se diseñó y comercializó un número creciente de LAE de segunda generación, pero todos sufrieron problemas similares de lecturas incorrectas con electrolitos en los canales y también en canales secos. (Gordon, 2004)

Los LAE de tercera generación son similares a la segunda generación, excepto que utilizan frecuencias múltiples para determinar la distancia desde el extremo del canal. Estas unidades tienen microprocesadores más potentes y son capaces de procesar el cociente matemático y los cálculos del algoritmo requeridos para dar lecturas exactas.

Es capaz de medir longitudes con electrolitos, pero tienen que ser calibrados en cada conducto. Ejemplos dentro de esta generación son Endex/apit, Root ZX, Apex finder AFA, Neosono Ultima EZ.

La principal deficiencia de los LAE era lecturas erróneas con electrolitos, pero fue superada por Kobayashi et al. En 1991 con la introducción del método de la relación y el posterior desarrollo de Root ZX autocalibrado (J. Morita, Tokio, Japón). El método de relación funciona en el principio de que dos corrientes eléctricas con diferentes frecuencias de onda sinusoidal tendrán impedancias que se pueden medir y comparar como una relación independientemente del tipo de electrolito en el canal. La capacitancia de un conducto radicular aumenta significativamente en la constricción apical y el cociente de las impedancias se reduce rápidamente a medida que se alcanza la constricción apical. Kobayashi y Suda (1994) mostraron que la proporción de diferentes frecuencias tiene valores definitivos, y que la razón de cambio no cambió con diferentes electrolitos en el canal. El cambio en la capacitancia eléctrica en la constricción apical es la base para el funcionamiento y precisión del Root ZX. Desde su introducción, la Root ZX ha recibido considerable atención en la literatura. Se ha convertido en el punto de referencia al que se comparan otros LAE. El Root ZX se ha probado exhaustivamente para la exactitud en muchas condiciones clínicas. Los resultados dan una precisión combinada de 90% a 0,5 mm del agujero apical o CDC, dependiendo del punto de referencia utilizado, con muchos estudios reportan 100% de precisión si se acepta 1,0 mm.

(Gordon, 2004)

El Root ZX también se ha combinado con una pieza de mano para medir la longitud del canal a medida que se usa un instrumento rotatorio (Kobayashi et al. 1997). Esto se comercializa como el Tri Auto ZX con pieza de mano integrada, y más recientemente como el Dentaport ZX. El Tri Auto ZX tiene una precisión reportada similar a la Root ZX del 95% (Grimberg et al. 2002) con la adición de algunas características de seguridad como el autoinverso cuando se alcanza la longitud de trabajo (Campbell et al. 1998).

La cuarta generación es muy similar a la tercera, la diferencia está en que estas unidades utilizan dos frecuencias separadas de 400 Hz y 8kHz. Los fabricantes afirman que la combinación de utilizar sólo una frecuencia a la vez y basar las mediciones en los valores cuadráticos medios de las señales incrementa la precisión de la medición y la fiabilidad del dispositivo. Aquí encontramos el Bingo 1020 / Ray-Pex 4: Un estudio in vitro del Bingo 1020 lo encontró tan confiable como el Root ZX y también fácil de usar (Kaufman et al., 2002). Dispositivos similares son el Propex (Dentsply/Maillefer) y el Apex Pointer (Micro-mega).

c. INTERFERENCIAS ELECTROMAGNÉTICAS

La función de los CIED puede verse afectada por las ondas electromagnéticas emitidas por los dispositivos electrónicos, un efecto referido como interferencia electromagnética (EMI) (Erdogan, 2002). Hoy los CIED generalmente están bien protegidos contra estas interferencias, ya que están en una carcasa herméticamente sellada, tienen filtros, circuitos de rechazo y modos bipolares. (Pinski, 2000)

Se define EMI según la guía clínica Minsal de MP del año 2011 aquella señal eléctrica y/o magnética capaz de interferir con el normal funcionamiento de un MP (Minsal, 2011; Dadalti, 2016). Los DCI también pueden ser afectados por la EMI. Por lo tanto, todo paciente con MP o DCI puede sufrir de interferencia. Son externas al cuerpo humano, a través de un contacto directo o a distancia del generador, y/o cable

electrodo que actúa como antena receptora, siendo a nivel intrahospitalario las más frecuentes e importantes. Ejemplo de estas tenemos el electrobisturí, la resonancia nuclear magnética, la ablación con radiofrecuencia, la litotricia, la radioterapia y la ultratermia (Guía clínica minsal 2011). También lo describe el año 1977 Rezai después de la implantación del primer MP el año 1958. (Rezai, 1977)

EMI en MP se produce cuando una señal externa interfiere con el dispositivo por inhibición temporal del MP, cambio temporal en la modalidad de estimulación o funcionamiento inadecuado del dispositivo cardíaco (Niehaus y Tebbenjohanns, 2001; Dawes y col, 2006). En odontología, hay una larga lista de equipos electrónicos capaces de interferir con el funcionamiento de un CIED. Dentro de los que no producen interferencia tenemos el amalgamador, pieza de mano, sillón dental. En los que se ha encontrado interferencia tenemos el ultrasonido, unidades de diatermia. Y también existen los que muestran controversia posiblemente debido a las diferentes marcas de equipos dentales probados y variaciones en el tipo y configuración de sensibilidad de los CIED dentro de los cuáles tenemos el vitalómetro y el LAE (J. Roedig, 2010, Miller, 1998, Maheshwari, 2015). Mientras que otros como transportadores de calor de gutapercha, pistolas de gutapercha, permanecen poco estudiados y otros nunca han sido investigados como láser, microscopio óptico (Manoela, 2016).

En la actualidad, hay cierta controversia en la literatura con respecto a la posible interferencia de estos instrumentos electrónicos con MP y/o DCI. (Lahor-Solae, 2015)

Las interferencias de estos dispositivos son una preocupación para los pacientes y motivo de consulta en los centros intrahospitalarios a pesar de que en la actualidad existen nuevos sistemas de protección de los dispositivos ante descargas de energía, de filtros de señales extracardíacas y de los cables electrodos de configuración bipolar se han reducido significativamente los problemas médicos.

El uso generalizado y creciente de MP es una causa de preocupación en relación con el uso de LAE, porque la interferencia puede provocar un mal funcionamiento del dispositivo, con el consiguiente daño al paciente (Gómez, 2013). Esto tiene directa relación con la proximidad del tercio inferior de la cara a la región infraclavicular, donde usualmente están posicionados los CIED. (Miranda, Rius 2016).

El MP frente a la EMI puede responder de las siguientes maneras: (Guía Clínica MINSAL, 2011).

- Inhibición inapropiada de la estimulación
- Activación inapropiada de la estimulación con aceleración de su frecuencia si la función con respuesta en frecuencia está en ON
- Asincronía de la estimulación
- Reprogramación del dispositivo con cambio en la modalidad de estimulación
- Daño del circuito de del generador y/o en la interfase cable electrodo-endocárdico con bloqueo de salida, falla captura y problemas de sensado.

El paciente que es dependiente de MP con cable unipolar, presenta mayor riesgo de sufrir una EMI y eventualmente quedar en asistolia.

En el caso del paciente portador de un DCI pueden observarse descargas inapropiadas o inefectivas por activación o inhibición inapropiada del dispositivo.

La guía clínica del Minsal recomienda mantener permanente contacto con el cardiólogo responsable y/o el personal técnico representante del dispositivo ya que las respuestas del MP frente a las interferencias será particular para cada marca y modelo (Guía Clínica MINSAL, 2011).

Recomendaciones para el paciente portador de MP que estará expuesto a EMI intrahospitalaria

De gran importancia para el paciente conocer el diagnóstico que motivó el implante de MP, fecha, marca y modelo, historia clínica de base, ECG de reposo, radiografía de tórax para ver el estado de los cables, telemetría del dispositivo: ritmo cardíaco de base, frecuencia cardíaca básica de estimulación y máxima de seguimiento (MP DDD) valores de la onda P y R, modalidad de estimulación estado de la batería, umbrales de estimulación, voltajes de salida y parámetros adicionales como la función R (respuesta en frecuencia), intervalos AV, autocaptura, porcentajes de estimulación, activación del cambio de modo, histéresis y funciones para minimizar la estimulación ventricular, entre otros. Es fundamental advertir al paciente del potencial riesgo de la interferencia asociada al procedimiento haciéndole ver el beneficio frente a las eventuales complicaciones secundarias a esta (Guía Clínica MINSAL, 2011).

Actualmente los pacientes con MP van en aumento por la incorporación de este al plan auge es de vital importancia, que un odontólogo conozca los cuidados específicos que debe tener con pacientes portadores de MP u otros dispositivos cardíacos. (Miller, 1998)

A pesar de que los CIED actuales poseen mecanismos protección que reconocen y filtran la mayoría de las formas de interferencia, las corrientes electromagnéticas pueden temporalmente afectar su funcionamiento (Miranda, 2016)

Actualmente, las instrucciones de los LAE contraindican la utilización en pacientes portadores de MP. Sin embargo, esta preocupación en cuanto a efectos posibles negativos está basada en la especulación sobre el riesgo potencial de las EMI, que más bien en pruebas empíricas.

III. OBJETIVOS

1. OBJETIVO GENERAL

- Realizar una revisión de la literatura, entre los años 2008 y 2018, con el fin de evaluar si el LAE altera el funcionamiento en pacientes portadores de marcapasos.

2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Consignar estudios que miden la compatibilidad de LAE con marcapasos.
- Reconocer las marcas de LAE y marcapasos que han sido mayormente estudiadas.
- Establecer si existen consideraciones, con respecto a la compatibilidad del uso de LAE en pacientes con marcapasos.

IV. MATERIALES Y MÉTODOS

1. TIPO DE INVESTIGACIÓN

Revisión bibliográfica

2. DETERMINACIÓN DE LA MUESTRA

Se realizó una búsqueda electrónica de las bases de datos de Pubmed, EBSCO, Web of Science, Scielo y Cochrane para los artículos publicados entre agosto del 2008 y agosto del 2018. La estrategia de búsqueda se centró en términos relacionados con el uso de LAE y pacientes portadores de MP. Se utilizaron combinaciones de palabras claves en todos los buscadores, utilizando los conectores boléanos AND/NOT. Se seleccionaron estudios in vitro, in vivo que informen si el LAE altera el funcionamiento en pacientes portadores de marcapasos.

3. PALABRAS CLAVES PARA LA BÚSQUEDA BIBLIOGRÁFICA

- Apex Locator / Localizador de ápices
- Electronic apex locator / Localizador electrónico de ápices
- Pacemakers / Marcapasos
- Cardiac pacemakers / Marcapasos cardíaco
- Electronic Interference / Interferencia electrónica
- Implantable cardioverter defibrillator / Desfibrilador cardíaco implantable

4. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

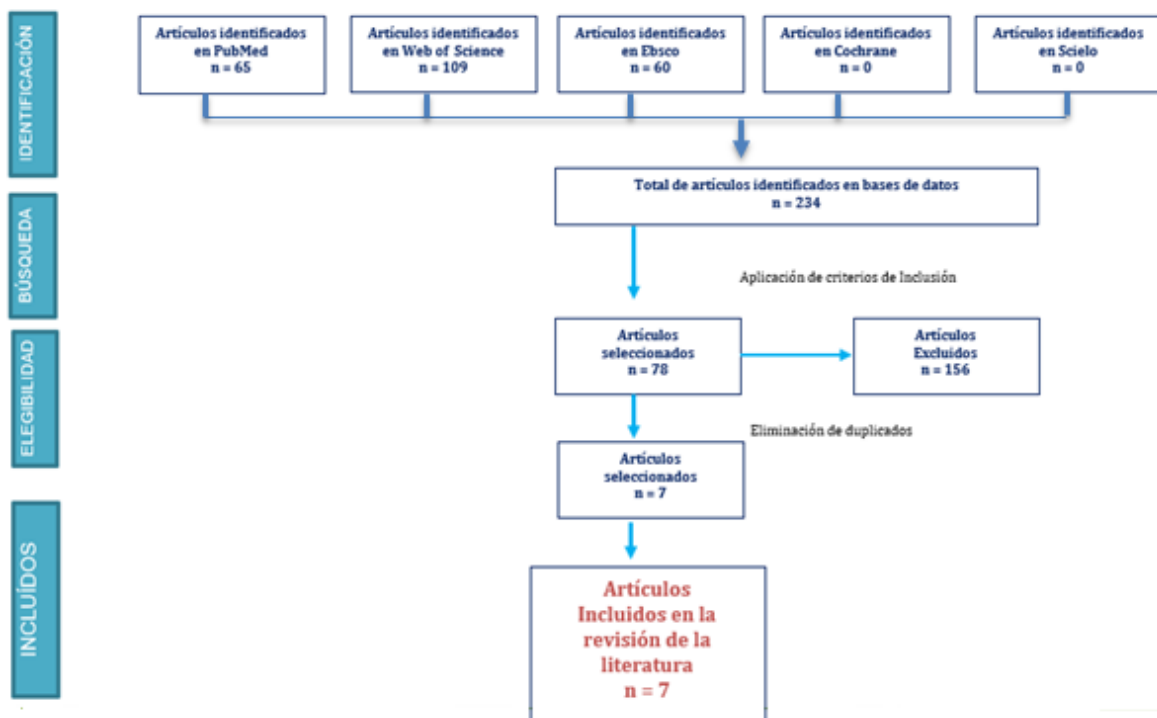
- Estudios que incluyan LAE y Marcapasos
- Estudios in vitro, in vitro, revisiones bibliográficas

Los títulos y resúmenes de los artículos identificados fueron revisados en forma separada por dos investigadores para definir la selección. Posteriormente los artículos seleccionados se evaluaron en forma exhaustiva para inclusión final en la revisión bibliográfica.

V. RESULTADOS

Al realizar la búsqueda inicial en las bases de datos mencionadas, se identificaron en total 234 artículos de los cuales en Pubmed fueron 65, Web of Science 109, en Ebsco 60, en Cochrane y Scielo no se obtuvo resultados positivos. Al aplicar los criterios de inclusión se seleccionaron 78 artículos, excluyendo a 156. Luego se realiza la eliminación de duplicados quedando con un total de 7 artículos seleccionados en esta revisión bibliográfica que cumplieron con los criterios de inclusión: cinco in vitro y dos in vivo. (Tabla I). La figura del diagrama de flujo resume la estrategia de búsqueda.

DIAGRAMA DE FLUJO



En la siguiente tabla (TABLA I) se resume los artículos seleccionados sin repetición, indicando el buscador donde se encontró, autores, título de la publicación, el año de publicación, tipo de estudio y se le asigna un código a cada uno según el orden de fecha publicado.

TABLA I: Resumen artículos seleccionados

BUSCADOR	AUTORES	NOMBRE	AÑO DE PUBLICACIÓN	CÓDIGO	TIPO DE ESTUDIO
Pubmed EBSCO W.O.S.	Gomez G, Duran-Sindreu F, Jara Clemente F, Garofalo RR, Garcia M, Bueno R, Roig M.	The effects of six electronic apex locators on pacemaker function: an in vitro study.	2013	1	In vitro
W.O.S.	Lahor-Soler E, Miranda-Rius J, Brunet-Llobet L, Sabaté de la Cruz X.	Capacity of dental equipment to interfere with cardiac implantable electrical devices	2015	2	In vitro
Pubmed EBSCO	Sriman N, Prabhakar V, Bhuvaneshwaran JS, Subha N.	Interference of apex locator, pulp tester and diathermy on pacemaker function.	2015	3	In vitro
W.O.S. EBSCO Pubmed	Miranda-Rius J, Lahor-Soler E, Brunet-Llobet L, Sabaté de la Cruz X.	Risk of electromagnetic interference induced by dental equipment on cardiac implantable electrical devices.	2016	4	In vitro
W.O.S. EBSCO	Dadalti MT, da Cunha AJ, de Araújo MC, de Moraes LG, Risso Pde A.	Electromagnetic interference of endodontic equipments with cardiovascular implantable electronic device.	2016	5	In vitro
W.O.S. EBSCO	Moraes AP, Silva EJ, Lamas CC, Portugal PH, Neves AA.	Influence of electronic apex locators and a gutta-percha heating device on implanted cardiac devices: an in vivo study.	2016	6	In vivo
Pubmed EBSCO W.O.S.	Conde-Mir I, Miranda-Rius J, Trucco E, Lahor-Soler E, Brunet-Llobet L, Domingo R, Tolosana JM, Mont L.	In-vivo compatibility between pacemakers and dental equipment.	2018	7	In vivo

En la tabla II se resume los artículos seleccionados indicando las marcas de LAE y MP estudiadas, el país donde se realizó, otros aparatos cardíacos u otros equipos dentales incluidos en dicho artículo.

TABLA II: Resumen artículos seleccionados

CÓDIGO ESTUDIOS	MARCAS DE LAE	MARCAS DE MARCAPASOS	LUGAR DE ESTUDIO	OTROS APARATOS ESTUDIADOS	OTROS DISPOSITIVOS CARDÍACOS
1	Mini Apex locator Raypex Dentaport ZX Root Zx Mini Novapex Justy II	Saint Jude Medical	Canadá	No aplica	No aplica
2	Root Zx	Medtronic Biotronik Boston Scientific	España	Electro bisturí Vitalómetro US Unidad de osteointegración	Desfibrilador
3	Root Zx Propex Mini apex locator	Medtronic	India	Vitalómetro Transportador de calor	No aplica
4	Root Zx	Medtronic Biotronik Boston Scientific	España	Electro bisturí Vitalómetro US Unidad osteointegración	Desfibrilador
5	Bingo 1012 Novapex Nsk Romi Apex A14	Medtronic Biotronik	Brasil	Motor rotatorio endodóntico Microscopio Pistola de gutapercha Transportador de calor US	Desfibrilador
6	Romi Apex A15 Novapex	Saint Jude Medical Medtronic	Brasil	Transportador de calor	Desfibrilador
7	Root Zx	Medtronic Biotronik Boston Scientific Livanova Abbott	España	US Vitalómetro	No aplica

En la tabla III se resume los dos artículos in vivo seleccionados indicando cantidad de MP estudiados, edad promedio y género de pacientes portadores de MP incluidos en el estudio, método de detección de EMI, si la configuración de MP fue modificada o no, marcas de los MP estudiados y como se valoró la EMI detectada.

TABLA III: Estudios In vivo

CODIGO	N° pacientes	EDAD	MP dependientes	METODO DETECCION EMI	GÉNERO	CONFIGURACION MP	FABRICANTE MP	MODO DE PRUEBA	DETECCION EMI
6	12 (10 con MP)	59	NO	Telemetría, ECC, Cardiólogo	30% F 70% M	Modificado	Medtronic 30% Saint Jude 70%	Fase activa 30 seg.	No Emi (.) Ruido (+) Pausa asintomática (++)
7	66	73	NO	Telemetría, ECC, Enfermera y electrofisiólogo, 2 cardiólogos evaluaron resultados	50% F 50% M	Modificado	Medtronic 33% Abbott 33% B. Scientific 19,7% Biotronik 3% Livanova 10,6%	Fase reposo 10 seg. Fase activa 10 seg.	Ruido (+): c/s consecuencia Sin Ruido (-)

En la tabla IV se resumen los cinco artículos in vitro, nombrando sus modelos de estudio, la sensibilidad aplicada a cada MP, método de detección de la EMI, las variables estudiadas, parámetros usados para medir las EMI, los resultados y conclusiones generales del estudio respecto del LAE.

TABLA IV: Estudios in vitro

	MODELO DE ESTUDIO	SENSIBILIDAD MP	METODO DETECCION	VARIABLES	PARAMETROS	RESULTADOS	CONCLUSIONES
1	Solución salina	Máxima	Telemetría	Distancia	R0: 15 seg LAE desconectado R1:< 2 cm electrodo R2:< 2 cm generador R3:< 2 cm arco detección R4: 15 cm arco detección	EMI 0 (.) EMI 1 (+): Presencia ruido EMI 2 (++) Alteración funcionamiento MP	EMI 2 en Mini Apex Locator sólo en R1 No hubo cambios permanentes
2	Modelo de fornets sumergido en solución salina	Máxima	Telemetría	Distancia Tiempo Tipo de equipo dental Tipo y fabricante de CIED Aislamiento cables	1 cm electrodo, 1 cm MP y 20 cm CIED 10 seg, con EMI se aumentó 60 segundos	Ausencia (.) Ligero (+) (Ruido eléctrico o Reinicio eléctrico) Moderado (++) (Desprogramación) Severo (+++) (Inhibición)	La distancia es significativa para todos los dispositivos No hubo diferencia según tiempo de aplicación Los MP presentaron más riesgo moderado severo Boston scientific: presenta mayor interferencia Dispositivos analizados se pueden usar en MP
3	Se conecto directo al electrodo del MP con varilla de telemetría	Máxima	Telemetría	Tiempo	Reposo: 25 30 seg. 10 Fases Intercaladas entre dispositivo cardiaco y dental.	0 (s/EMI) 4 (EMI Severa)	LAE y Vitalómetro no causan EMI Unidad diatermia interfiere con el funcionamiento normal, lo que conlleva a inhibición completa del sistema de estimulación
4	Modelo de fornets sumergido en solución salina	Máxima	Telemetría	Distancia Tiempo Tipo de equipo dental Tipo y fabricante de CIED Aislamiento cables	1 cm electrodo, 1 cm MP y 20 cm CIED 10 seg con EMI se aumentó 60 segundos	Ausencia (.) Ligero (+) (Ruido eléctrico o Reinicio eléctrico) Moderado (++) (Desprogramación) Severo (+++) (Inhibición)	El riesgo de la EMI difiere según equipo dental probado y tipo de marca de CIED El LAE tiene menos probabilidad de interferencia que los demás dispositivos probados
5	Solución salina	Máxima	Cardiólogo y telemetría	Cámaras MP Distancia	Unicameral Bicameral 2 cm del generador, electrodo y del arco de detección Si hay interferencia a 5, 10 y 15 cm respectivamente	EMI 0 (.) EMI 1 (+): Presencia ruido EMI 2 (++) Alteración funcionamiento MP Todos los LAE EMI 1	Transportador de calor, pistola de gutapercha y LAE causaron EMI Medtronic más propenso a interferencia que Biotronik La EMI varía según distancia y sensibilidad MP. No hubo diferencia por cámara Ninguno causó daño permanente

DISCUSION

De los estudios analizados, el 71, 4% corresponde a estudios in vitro y el 28,5% a estudios in vivo. Estos resultados nos indican que se buscan respuestas más específicas, pero llevarlos a cabo en pacientes significa un riesgo para su salud. Hoy en día, además, los comités de ética ponen más trabas para su realización. A través de los estudios in vitro se buscan respuestas lo más cercano a la realidad en un ambiente controlado, con menos variables y reacciones amplificadas, sin riesgos adyacentes. Los resultados son más específicos que en un testeo in vivo.

Los resultado in vitro son difícil de extrapolar a la realidad clínica, ya que se usan MP en su máxima sensibilidad, equipos dentales en su máxima potencia y equipos a estudiar se ponen en contacto directo con MP, suponiendo además una distancia real de uso, en la clínica real sabemos que no ocurren estas condiciones. En la actualidad los MP poseen un mecanismo de seguridad mucho más sensible en comparación a estudios de antaño, Los dispositivos modernos están generalmente bien protegidos, sus cubiertas herméticamente selladas contra la interferencia electromagnética y equipados con filtros, circuitos de rechazo y modos bipolares (Sabzevari, 2017). Todavía no se puede replicar las condiciones clínicas reales, como la composición corporal de los pacientes (piel, grasa, músculo, hueso y dientes) que puede resistir a las corrientes electromagnéticas, y la misma sensibilidad de sus MP.

Los estudios in vivo son escasos, y a pesar de que los MP tienen mejor protección y filtros de rechazo de interferencia, aun así, se han extremado la seguridad del paciente, siendo seleccionados aquellos pacientes “no marcapasos dependiente”, con control ambulatorio in situ en el ensayo, y posterior control con el cardiólogo.

Con respecto a los LAE, fueron analizados 12, de los cuales, el Root Zx ocupa el primer lugar, confirmando así, que sigue siendo el gold estándar a la hora de compararse con otros. Ha sido probado innumerables veces alcanzando una precisión del 100% según el punto de referencia utilizado (Pagavino et al., 1998).

En segundo y tercer lugar encontramos Novapex y Mini apex locator. Éste último según Gómez en el estudio donde comparó seis LAE, señaló que ocasiona interferencia que se detectó como falsa actividad del corazón a menos de 2 cms (Gómez y cols, 2013).

Los estudios tienen distintas conclusiones y estos han probado distintas marcas tanto de LAE como MP. Algunos autores coinciden que los LAE no interfieren con MP, tal como el estudio Gómez et al. el año 2013 donde se probaron 6 LAE, se produjo interferencia cuando fueron colocados cerca de la punta del electrodo y ocasionalmente cerca del MP. Sin embargo, cuando se colocó cerca o a 15 cm del arco de detección, en este laboratorio experimental, no se detectó interferencia.

Idzahi et al. en su estudio in vitro el año 2014, evaluó cuatro LAE concluyó que se pueden usar con seguridad, pero sí tener la precaución de usarlos a más de 10 - 15 cm, y siempre consultar con cardiólogo previamente.

Sriman el año 2015 demostró en su estudio que los localizadores Root Zx, Propex y Sybron endo mini no interfiere con la función del MP.

El año 2015, Dadalti estudió 4 dispositivos: Bingo 1012, Novapex, NSK, RomiApex A-14 de los cuales concluyó que todos presentaron interferencia con el MP Medtronic en su máxima sensibilidad.

Un estudio in vivo de Moraes el año 2016 demostró que los LAE RomiApex A-15 y Novapex son capaces de producir ruido en pacientes con MP, pero se observó que estos dispositivos presentaban menos interferencia que la pistola de gutapercha. La gravedad de la EMI dependerá de la sensibilidad preestablecida de cada dispositivo. Ningún dispositivo del presente estudio produjo cambio permanente.

En el estudio in vivo más reciente por Conde- Mir el 2018 se ha demostrado que los LAE son compatibles con los marcapasos.

Miranda Rius en el año 2016 observó que los localizadores apicales presentan menos probabilidad de inducir interferencias, a diferencia del vitalómetro que presenta mayor riesgo. Dadalti en un estudio in vitro en el mismo año concluyó que los LAE producen interferencias en MP y DCI.

En el estudio in vivo publicado recientemente el año 2018 por Conde-Mir se concluyó que el ultrasonido, LAE y vitalómetro son compatibles con MP, no causaron ruido y se mantuvo la función normal. Además, observó que no interfirieron en el electrocardiograma de 66 pacientes. No se presentó anomalía en el MP y su sensibilidad. No se observó diferencia en cuanto a marca, configuración o modo de aplicación del equipo dental.

Los MP fueron mencionados en el 100% de los estudios, ya que fue un criterio de inclusión. Además de estos, los autores aprovecharon de evaluar la compatibilidad de DCI, en el 57% de los estudios, debido a que estos dispositivos también producen EMI, y en estudios como el de Miranda-Rius y Lahor Soler comparan las probabilidades de interferencia entre estos y MP

Según el estudio de Miranda - Rius los MP presentan 37% menos probabilidad de presentar interferencia. Si analizamos el riesgo, los MP presentan menor riesgo leve-moderado, pero 3.5 veces mayor riesgo severo en comparación al DCI.

Según nuestra revisión los fabricantes más utilizados de marcapasos son: Medtronic con 35%, Biotronik, 25%, Boston Scientific 18% y Saint Jude Medical 12%.

De acuerdo con EvaluateMedTech, la cardiología sigue siendo la segunda área de dispositivos médicos por ventas. Más de uno de cada 10 dispositivos médicos vendidos es un dispositivo cardiovascular. Las compañías que lideran el mercado:

RANKING	COMPAÑÍA
1	Medtronic
2	St. Jude Medical
3	Boston Scientific
4	Edwards Lifesciences
5	Abbott Laboratories
6	Johnson & Johnson
7	Getinge
8	Terumo
9	W. L. Gore & Associates
10	Lepu Medical technology

Ranking Medical Devices and Diagnostic Industry

Según este ranking la mayoría de los dispositivos que están en el mercado son Medtronic, St. Jude Medical y Boston Scientific.

En el caso de Chile, según la Fiscalía nacional económica el año 2012, las principales empresas de marcapasos en Chile son: Saint Jude Medical, Medtronic, Biotronik y participación menor Boston Scientific. Estas son importadas por 3 empresas Kaplan, Arlab y Promex

En el análisis de los diferentes fabricantes de CIED, se observaron diferencias significativas para EMI. En los MP el porcentaje de interferencias fue de 26,4% para Boston Scientific, 13,4% para Biotronik, y 8,5% para Medtronic. (Lahor-Soler, 2015)

En el estudio in vitro de Dadalti el año 2016 ningún equipo dental causa EMI con marcapasos Biotronik, no sucedió lo mismo con el fabricante Medtronic que si presentó interferencia con los LAE.

Según, el estudio de Sriman et al., año 2015, Medtronic posee el ajuste de sensibilidad mayor disponible actualmente, no es dependiente del tiempo. No existen pausas estrictas que dicten el protocolo para el uso de dispositivos eléctricos en pacientes con MP.

En estudios como el de Miranda-Rius el 2016, indican que hay diferencias significativas con respecto a Boston Scientific, que son los que presentan 5 veces más de probabilidad de interferencia. Entre Biotronik y Medtronic no hay diferencias.

Dentro de los parámetros estudiados la distancia es el más estudiado y en la mayoría de los estudios el tiempo no es significativo en la presencia o no de EMI.

Lahor-Soler el 2015 menciona que el LAE no mostró diferencias significativas en cantidad de interferencia, de acuerdo con distancia de aplicación. El LAE y unidad electroquirúrgica no presenta diferencia, la EMI se asocia con distancias a 1 cm de la punta del electrodo. La distancia entre la región infraclavicular y cavidad oral son 20 cms.

Sriman el año 2015 estudió tres LAE los cuales no causaron interferencias en MP. Se señala que la distancia con el corazón tiene que ser de 25,4 a 30,48 cms.

En el estudio realizado por Dadalti el año 2016 se observó interferencia con LAE a 2 cms de distancia.

Dadalti concluyó en su estudio que LAE y pistola de gutapercha causó interferencia que varía según la distancia, tipo y ajuste de sensibilidad del dispositivo. Aunque ningún equipo dental causó daño permanente se recomienda mantener el mínimo de equipos eléctricos encendido.

Moraes el año 2016 en su estudio in vivo participaron en el estudio 12 pacientes de los cuales 9 presentaron ruido. De estos 9 pacientes, 6 fue por dispositivo endodóntico y de estos 3 presentaron interferencia grave. En conclusión, a los resultados obtenidos dice que debe ser con precaución el uso del dispositivo cerca. Ningún dispositivo del presente estudio produjo daño permanente.

VI. CONCLUSIONES

A medida que más pacientes viven con dispositivos cardio implantables, es imperativo que el dentista esté al tanto de los muchos problemas que estos pacientes y sus dispositivos les pueden presentar. Hay muchos dispositivos en la consulta dental que, al menos teóricamente, podrían interferir con estos dispositivos.

- Los estudios que se han realizado para evaluar la compatibilidad entre LAE y marcapasos, son en su mayoría in vitro, seguidos por los estudios in vivo. Aun así, siguen siendo escasos.
- Actualmente el Root ZX es el LAE más seguro de utilizar en pacientes con marcapasos siendo a la vez el más estudiado. Seguido de Novapex y Mini Apex locator.
- Las marcas de MP más estudiadas son Medtronic, Biotronik y Boston Scientific.
- Con respecto a las consideraciones sugeridas por los autores:
 - Utilizar al menos a 15 cm de distancia del MP.
 - Interconsulta con cardiólogo y posterior control con él.
 - La tendencia es que no causan daño permanente al MP
 - EMI depende de dispositivo dental utilizado, marca de MP y año de implantación
- Como conclusión ¿El localizador apical interfiere con el funcionamiento de Marcapasos?, la tendencia actual, es Si.

VII. SUGERENCIAS

Realizar estudios integrados a la Facultad de medicina (Medicina/Ingeniería Biomédica) de la UV, que consideren la realidad clínica y puedan establecer protocolos de atención para pacientes portadores de marcapasos

VIII. BIBLIOGRAFÍA

Almendro C, Ribera M, Longobardi V. Comparación in vitro de cuatro localizadores electrónicos de ápice. *Labor Dental Clínica*. 2013 jul; 14(3): p. 110-116.

Am Association of Endodontics, 2004. Aug 2001. Webpage: www.aae.org

Banizi PF, Vidal L, Montenegro JL. interferencias electromagnéticas en pacientes con marcapasos y cardiodesfibriladores implantados. *Rev Med Uruguay* 2004; 20:150-60.

Beach CW, Bramwell JD, Hutter JW. Use of an electronic apex locator on a cardiac pacemaker patient. *J Endod* 1996;22:182-

Boston Scientific corporation. Equipos de odontología y marcapasos y desfibriladores implantables. Febrero 2009.

Chow AW, Buxton EA (2006) *Implantable cardiac pacemakers and defibrillators: All you wanted to Know*. Oxford: Blackwell Publishing

Cingolani E, Goldhaber JI, Marbán E. Next-generation pacemakers: from small devices to biological pacemakers. *Nat Rev Cardiol*. 2017

Conde-Mir I, Miranda-Rius J, Trucco E, Lahor-Soler E, Brunet-Llobet L, Domingo R, Tolosana JM, Mont L. In-vivo compatibility between pacemakers and dental equipment. *Eur J Oral Sci* 2018; 126: 307–315.

Cutando Soriano, P. Galindo Moreno. La profilaxis antibiótica en pacientes odontológicos portadores de prótesis corporales. *medicina oral*. Vol 7. Num 5. Nov-Dic 2002.

Dadalti M, Da Cunha AJLA, de Araujó MCP, et al. Electromagnetic interference of endodontic equipments with cardiovascular implantable electronic, *J dent*, 2106

Della G, Mariani V, Moglie F. Experimental and numeric Investigation about electromagnetic interference between implantable cardiac pacemaker and magnetic fields at power the line frequency. *Ann Ist super sanità* 2007;43:248-53

De Vasconcelos BC, Chaves RDV, Vivacqua-Gomez N, et al. Ex vivo evaluation of the accuracy of electronic foramen locators in root canals with an obstructed apical foramen. *J. Endodo*. 2015; 41: 1551.1554

EI Ayouti A, Weiger R, Weiger R, Lost C (2001) Frequency of overinstrumentation with an acceptable radiographic working length. *Journal of Endodontics* 2, 49-52

Glikson M, Hayes DL. Cardiac Pacing. A review. *The medical clinics of North America* 2001;85:369-421.

Goldman M, Pearson AH, Darzenta N (1972) Endodontic success – who is reading the radiographs? *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics* 33. 432-7

Gómez. G., Duran-Sindreu. F., Jara F, Clemente, Garofalo R. R., Garcia M., Bueno R. &

Gordon MP, Chandler NP. Electronic apex locators. *Int Endod J.* 2004 Jul;37(7):425-37

Guía Clínica. Trastornos de generación del impulso cardíaco y conducción, en personas de 15 años más que requieren marcapasos. Minsal 2011.

Gutiérrez JL, Bagán JV, Bascones A, Llamas R, Llena J, Morales A, Noguerol B, Planells P, Prieto J, Salmerón JI. Documento de consenso sobre la utilización de profilaxis antibiótica en cirugía y procedimientos dentales. Octubre 2005

Gutiérrez, Efrén. Evolución de los marcapasos y de la estimulación eléctrica del corazón (Evolution of cardiac pacing and of electrical heart stimulation). *Archivo. Cardiología. México.* Vol.75 no.3 México jul. /sep. 2005

<https://www.healthbase.com/hb/cm/pacemaker-manufacturers-brands-models-cost-united-states-abroad.html>

Hurst JW, Schalant RC. *El corazón*, Vol:II Editores McGraw-Hill. México: 1994 2232-42

Hurst JW, Schlant RC. *El corazón*, Vol:I Editores McGraw-Hill. México: 1994 Pág 595-615

Idzahi K, De Cock CC, Shemesh H, et al. Interference of electronic apex locators with implantable cardioverter defibrillators. *J Endod.* 2014

J. Roedig, DMD; Jignesh Shah, MD; Claude Samy Elayi, MD; Craig S. Miller, DMD, MS. Interference of cardiac pacemaker and implantable cardioverter-defibrillator activity during electronic dental device use. 2010. JADA, Vol. 141

Lahor-Soler E, Miranda-Rius J, Brunet-Llobet L, Sabat_e de la Cruz X. Capacity of dental equipment to interfere with cardiac implantable electrical devices. Eur J Oral Sci 2015; 123: 194–201.

Maheswari KR, Nikdel K, Guillaume G, et al. Evaluating the effects of different dental devices on implantable cardioverter defibrillators. J Endo. 2015

Manoela Teixeira de Sant'Anna Dadaltia, Antônio José Ledo Alves da Cunhab, Marcos César Pimenta de Araújo, Luis Gustavo Belo de Moraesc, Patrícia de Andrade Risso. Electromagnetic interference of endodontic equipments with cardiovascular implantable electronic device. Journal of Dentistry 46 (2016) 68–72

Miller CS, Leonolli FM, Latham E. Selective interference with pacemaker activity by electrical dental devices. Oral Surg Oral Med Oral pathol Oral Radiol Endod 1998; 85:33-6.

Miranda-Rius J, Lahor-Soler E, Brunet-Llobet L, Sabat_e de la Cruz X. Risk of electromagnetic interference induced by dental equipment on cardiac implantable electrical devices. Eur J Oral Sci 2016; 124: 559–565.

Montiel J, Cay Diarte E, Madrid honsiko. Interferencias electromagnéticas en los pacientes portadores de marcapasos. Revista Arago de Cardiología 1996;1:17-23.

Moraes. P, Silva. E.J , Lamas C. C., Portugal P. H. & Neves. A. A. Influence of electronic apex locators and a gutta-percha heating device on implanted cardiac devices: an in vivo study. 2016. International Endodontic Journal, 49, 526–532.

Morita j. MFG. Corp. Apex Locator Root Zx Mini operation instructions. Osaka, Japan: J. Morita MFG Corp 2009:pp iii.

Niehaus M. Tebbenjohanns J (2001) Electromagnetic interference in patients with implanted pacemakers or cardioverter-defibrillators. Herat 86, 246-8

O. Erdogan, electromagnetic interference on pacemakers, Indian Pacing Electrophysiol. J. 2 2002 74- 78

Organización mundial de la salud. 2015.
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>.

Oter R, De Juan Montiel J et al. Guías de práctica clínica de la Sociedad española de cardiología en marcapasos. Rev Esp Cardiol 2000; 53:947-66.

Pinski SL, Trohman Rg. Interference with cardiac pacing. Cardiology Clinics 2000; 18:219-39.

Pratten DH, McDonald NJ (1996) Comparison of radiographic and electronic working lengths. Journal of Endodontic 22. 173-6

Rezai FR. Dental treatment of patient with a cardiac pacemaker. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1977; 44:66-5.

Ricucci D (1998) Apical limit of root canal instrumentation and obturation. Part 1. Literature review. International Endodontic Journal 31, 384- 93

Ricucci D Langeland K (1998) Apical limit of root canal instrumentation and obturation. Part 2 A histological study. International Endodontic Journal 31, 394-409

Roig. M. The effects of six electronic apex locators on pacemaker function: an in vitro study. 2013. International Endodontic Journal, 46, 399–405.

Sabzevari K, Oldman J, Herrey AS, et al. Provision of magnetic resonance imaging for patients with “ MR conditional cardiac implantable electronic devices an unmet clinical need. EP Europace. 201

<https://secardiologia.es/>

Silvestre García, Jorge, Aguado García. José M, García Guerrer. Juan J Infecciones en el sistema de marcapasos. Extracción de electrodos. Estimulación permanente por vía femoral. Rev Esp Cardiol Supl. 2007;7(G):145-156 - Vol. 7 Núm.Supl.G

Siva K. Mulpuru, MD, Malini Madhavan, MBBS, Christopher J. McLeod, MBCHB, PHD, Yong-Mei Cha, MD, Paul A. Friedman, MD. Cardiac

Pacemakers: Function, Troubleshooting, and Management Part 1 of a 2-Part Series. Journal of the American College of Cardiology 2017

Sriman, Prabhakar, Bhuvaneshwaran and Subha. Interference of apex locator, pulp tester and diathermy on pacemaker function. J conserv dent. 2015 jan-feb;18(1):15-9.

Wilson BL, Broberg C, Baumgartner JC, Harris C, Kron J. Safety of electronic apex locators and pulp testers in patients with implanted cardiac pacemakers or cardioverter/defibrillators. J Endod 2006; 32:847-52.