

Interferencias electromagnéticas entre los desfibriladores automáticos y los teléfonos móviles digitales y analógicos

Adoración Jiménez, Antonio Hernández Madrid, Jesús Pascual*, José María González Rebollo, Eliseo Fernández**, Andrés Sánchez, Javier Ortega, Fernando Lozano, Rafael Muñoz y Concepción Moro

Unidad de Arritmias. Hospital Ramón y Cajal.

Departamento de Medicina. Universidad de Alcalá de Henares. Madrid. *Medtronic Inc. **CPI-Guidant.

arritmias/ campos electromagnéticos/ conducción cardíaca/ desfibriladores implantables/ electrocardiografía/ estudios experimentales/ teléfono

Introducción y objetivos. La interferencia funcional de los marcapasos por la telefonía móvil ha sido descrita con los sistemas analógicos y con mayor incidencia con los sistemas digitales, incluyendo inhibición y estimulación inadecuada. La influencia de ambos sistemas sobre el desfibrilador automático no ha sido aún completamente estudiada.

Pacientes y métodos. Estudiamos la influencia de los teléfonos móviles tanto de la red analógica como digital en pacientes con desfibrilador automático: en un modelo in vivo en un total de 72 pacientes, 50 con teléfono analógico y 22 con teléfono digital e in vitro con un simulador de arritmias conectado al propio desfibrilador de forma directa e indirecta con las sondas en un medio salino de impedancia similar a la del medio corporal (300-350 Ohmios). Analizamos diferentes modelos de desfibriladores, en un test estandarizado diseñado para lograr una gran sensibilidad del dispositivo con distintos modelos de teléfonos móviles y diferente energía de transmisión.

Resultados. Se documentaron interferencias en 14 pacientes, en 8 con teléfonos analógicos y en 6 con teléfono digital. En 11 de ellos, la interferencia se produjo exclusivamente en el canal del electrocardiograma de superficies obtenido desde el programador externo del desfibrilador. En 5 pacientes se constataron alteraciones en el canal de registro intracavitario, con pérdida intermitente de telemetría (con el programador externo en conexión al desfibrilador). En el modelo experimental, también se observó la pérdida ocasional de telemetría. Con el simulador de arritmias se introdujo un ritmo sinusal normal en el medio salino (y también en conexión directa) y fue sentido de forma correcta por el desfibrilador (sin interferencias). Posteriormente se introdujeron diferentes arritmias ventri-

culares sostenidas, que fueron correctamente diagnosticadas por el generador (con y sin la presencia del teléfono móvil, situado en múltiples posiciones). Se comprobó que la pérdida de telemetría observada previamente no había producido ninguna alteración en el generador, ya que contenía los intervalos RR de cada episodio y los electrogramas almacenados de forma correcta. Por tanto, no se documentaron alteraciones reales de sobresensado, ni infrasensado en ningún desfibrilador in vivo ni in vitro. No se observaron terapias inapropiadas. El posible efecto imán de estos teléfonos no se objetivó durante ninguna prueba, lo que hubiera podido inhibir la detección del episodio.

Conclusiones. a) no hemos observado en nuestra serie ninguna interferencia clínicamente significativa entre los desfibriladores y los teléfonos móviles de la red analógica ni digital, tanto en el paciente portador como en el modelo experimental, ya que las alteraciones observadas correspondieron exclusivamente a la telemetría entre el generador y el programador, sin afectar a la función intrínseca del dispositivo; b) el modelo in vitro empleado nos permite asegurar el funcionamiento correcto del dispositivo en caso de presentar arritmias ventriculares simultáneamente al uso del teléfono; c) por tanto, el uso de los teléfonos móviles no se ha demostrado que sea perjudicial en estos pacientes, y d) sin embargo, pueden ser aconsejables algunas normas sencillas, como mantener una distancia superior a 15 cm entre el desfibrilador y el teléfono móvil.

INTERFERENCE WITH CARDIAC DEFIBRILLATORS BY DIGITAL AND ANALOGIC CELLULAR TELEPHONES

Background and objectives. Functional pacemaker interference by mobile telephones has been described with analogical systems and with possible greater influence, digital systems, including inhibition and inadequate pacing. The influence of both systems has not been extensively studied in pa-

Correspondencia: Profra. C. Moro.
Unidad de Arritmias. Hospital Ramón y Cajal.
Ctra. Colmenar Viejo, km 9,100. 28034 Madrid.
Correo electrónico: concepcion.moro@hrc.es

Recibido el 12 de septiembre de 1997.

Aceptado para su publicación el 28 de enero de 1998.

tients with implantable cardioverter defibrillators (ICD).

Patients and methods. We studied the influence of mobile phones, both digital and analogic network, on the performance of several models of defibrillators, in a standardised test set up designed to provide high sensitivity. The purpose of our study was to establish whether there are any influences on ICD functions, both in in vivo and in vitro models. Several mobile phones, with different transmission powers, were moved towards the defibrillator and the electrode, under continuous documentation of defibrillator sensing and interrogation afterwards. The experimental model was performed with the aid of an arrhythmia simulator (Intersim®) and demo-defibrillators. The tests were repeated both in and out of a solution of saline water with an impedance within normal human limits.

Results. Partial loss of telemetry was found in 14 patients, 8 with analogical phones and 6 with digital phones. Fourteen patients showed alterations only on the surface electrocardiogram channel and five on the intracavitary channel. The same results were reproduced in the in vitro model. However, the in vitro test allowed us to simulate multiple ventricular arrhythmias, and demonstrate the normal sensing and functioning of the defibrillator during a «spontaneous» arrhythmia. After testing, we demonstrate that no real oversensing/undersensing was documented in any device. There was no evidence of ICD reprogramming or pacing inhibition. In particular, no inadequate therapies were delivered.

Conclusions. a) in our series, we have not demonstrated clinically significant electromagnetic interferences with mobile phones of digital or analogical networks; b) the in vitro model allowed us to conclude that even if a spontaneous arrhythmia appears, the function of the defibrillator is not altered; c) the use of mobile phones seems to be safe for defibrillator patients, and d) however, some basic rules, such as to maintain the phone at least 15 cm away from the defibrillator, are advised.

(Rev Esp Cardiol 1998; 51: 375-382)

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Las arritmias ventriculares malignas constituyen la causa más importante de muerte súbita en los países desarrollados. Entre las opciones terapéuticas, el desfibrilador automático implantable es, en la actualidad, una de las principales opciones de tratamiento, ya que ha demostrado una importante reducción en la incidencia de muerte súbita^{1,2}. Por este motivo, ha ido en aumento el número de pacientes que acceden a este tipo de terapéutica y son portadores de estos dispositivos.

Se ha descrito la posibilidad de múltiples interferencias electromagnéticas entre los marcapasos y los teléfonos móviles de la red digital. Algunas sociedades y empresas han aconsejado limitar o controlar el uso de estos sistemas en pacientes portadores de marcapasos. Estos consejos se han extendido a los pacientes con desfibriladores automáticos, a pesar de los escasos datos que tenemos en la actualidad de que realmente puedan afectar a estos dispositivos.

Existen dos sistemas principales de telefonía móvil en el mercado: los analógicos, que fueron los primeros en comercializarse, y los digitales. Estos teléfonos llevan incorporado un imán capaz de crear un campo magnético. Cualquier generador de impulsos a demanda puede verse afectado por señales magnéticas, eléctricas o electromagnéticas, por tanto, teóricamente son capaces de causar interferencias con los desfibriladores, aunque la potencia del imán es reducida. Los teléfonos móviles que actualmente se están introduciendo en el mercado son digitales y están diseñados para utilizarlos en la red GSM (Global System for Mobile Service). Estos teléfonos móviles operan con una energía máxima de 3 W. Los teléfonos digitales tienen, en funcionamiento, una potencia de transmisión máxima de 2 W. Cuando el teléfono está en marcha («en espera») es inferior a 2 W. La frecuencia se encuentra en torno a los 900 MHz, pero pueden existir distintas frecuencias para emisión y para recepción. En el caso de los teléfonos analógicos, los diferentes mensajes son transmitidos por modulación de la amplitud o de la frecuencia de las ondas electromagnéticas (se trata de ondas continuas). Por su parte, los teléfonos digitales transmiten sus mensajes en series de pulsos o ráfagas rápidas. La ventaja de los sistemas digitales es que permiten la transmisión de mensajes de distintos usuarios a la misma frecuencia y simultáneamente, incrementando la capacidad de los canales de transmisión. La antena de los teléfonos móviles es la fuente más importante de energía electromagnética. Generalmente, el campo eléctrico está localizado en los extremos de la antena, mientras que el campo magnético se localiza en la región central de la misma. Desde el punto de vista de las interferencias con los desfibriladores, el campo magnético es el más importante, ya que penetra en la piel e induce un campo eléctrico en los tejidos corporales. A pesar de que el 20-30% de la energía generada por ese campo se atenúa, la cantidad de energía que penetra puede llegar a ser significativa y potencialmente podría interferir con los desfibriladores implantables. La distancia a la antena repetidora también podría influir en la potencia de transmisión. Las antenas repetidoras crean un campo electromagnético que varía según la distancia, disminuyendo conforme aumenta ésta, aunque el campo que crean está descrito como de una intensidad mínima, según la normativa UNE.

Con objeto de valorar la influencia de los teléfonos móviles sobre los desfibriladores automáticos, creando

interferencias que pudieran ser causa de deficiencias en el sensado, o provocando terapias inadecuadas, se realizó este estudio considerando la preocupación creciente por las posibles y potencialmente peligrosas interferencias entre el desfibrilador automático y los teléfonos móviles, tanto de señal analógica, como digital³⁻⁵.

PACIENTES Y MÉTODOS

Modelo in vivo

Pacientes

Se estudiaron 72 pacientes portadores de desfibrilador automático implantable y sistema endocavitario, con capacidad de registrar el electrograma en tiempo real, y almacenar electrogramas intracavitarios, para conocer la posible interferencia sobre este dispositivo al utilizar un teléfono móvil, divididos en dos grupos según la tecnología de funcionamiento de dicha telefonía. Veintidós pacientes utilizaron un teléfono móvil que opera con tecnología digital, y cincuenta pacientes con otro que opera con tecnología analógica, ambos grupos lo utilizaron en función de apagado (*off*), encendido (*on*) y durante la transmisión.

Los desfibriladores estudiados fueron en el grupo digital (grupo I): Cadet Ventritex V-115, Medtronic Jewel Plus y MicroJewel II, PRxII y III de CPI-Guidant y Mini también de CPI-Guidant. Para el grupo II (teléfono analógico) se emplearon desfibriladores PRxII y III de CPI-Guidant, Jewel de Medtronic y 3 ATP 4215 de Teletronics. Todos estos sistemas empleaban sensado bipolar. Se trataba en su totalidad de sistemas transvenosos, pectorales o abdominales.

Material (desfibriladores y teléfonos)

Para el grupo I, el teléfono móvil digital utilizado fue de marca Ericsson, Modelo GH 388. Este tipo de teléfonos opera con una potencia de transmisión máxima de 2 W, y emite y recibe a frecuencias entre 900 y 940 MHz. Para el grupo II, analógico, se emplearon dos teléfonos móviles analógicos marcas Motorola y Ericsson.

Métodos en los pacientes portadores de desfibrilador

Se analizaron los desfibriladores de cada grupo de pacientes de forma individual, con el equipo programador de cada fabricante, e inicialmente se imprimieron los datos de programación completa de los mismos, antes y después de la prueba con el teléfono. Todos los registros fueron llevados a cabo en una habitación libre de equipos eléctricos y carente de posibles fuentes de radiación electromagnética. De forma si-

multánea, de cada paciente se obtuvo un electrocardiograma continuo. Así mismo, también se registró un electrograma previo al uso del teléfono. Las pruebas se realizaron con registro continuo de la telemetría, con el fin de valorar la presencia de interferencias en la señal de forma simultánea con el uso del teléfono móvil, y también retirando la pala de telemetría y aplicando directamente el teléfono sobre el desfibrilador.

Durante un mínimo de 60 s, el paciente mantenía el teléfono en contacto con su oreja derecha; posteriormente hacía lo mismo con su oreja izquierda; después con su boca, a continuación sobre el pecho, luego se mantenía el teléfono, durante el mismo tiempo, sobre el desfibrilador, finalmente tocando la antena, y un último registro no tocando la antena. Estas pruebas se realizaban en primer lugar con el teléfono apagado (*off*), después encendido (*on*) y, por último, con el teléfono transmitiendo y recibiendo.

Al finalizar la prueba, se reanalizaba el desfibrilador para comprobar si había ocurrido o no se había producido alguna alteración en su programación.

Modelo in vitro

Material

Se dispuso de dos desfibriladores de demostración («Demo») funcionantes de la empresa Medtronic, modelos Jewel Plus (7220) y MicroJewel II (7223Cx), y de un simulador «Intersim». Éste permite la conexión de los diferentes canales de detección y estimulación antitaquicardia (IS-1), así como la conexión de los conectores correspondientes a terapias de alta tensión del desfibrilador. Esto hace posible la simulación del episodio arrítmico y su interacción con el desfibrilador en lo que se refiere a su detección, tratamiento y administración de terapias. Se empleó el modelo Ventak Mini de la empresa CPI-Guidant. El teléfono móvil utilizado fue un Ericsson, modelo GH 388.

Diseño

Se llevó a cabo un contacto directo entre desfibrilador y simulador de arritmias a través de la sonda y también con contacto simulando un medio real, con dos marcas de desfibriladores disponibles comercialmente (fig. 1).

Medtronic

Se conectó directamente el desfibrilador de demostración al simulador de arritmias a través de unos electrodos. Se situó el teléfono móvil sobre el cabezal de telemetría del programador (modelo 9790, Medtronic) y éste, a su vez, encima del desfibrilador de demostración. También se realizaron las pruebas retirando la

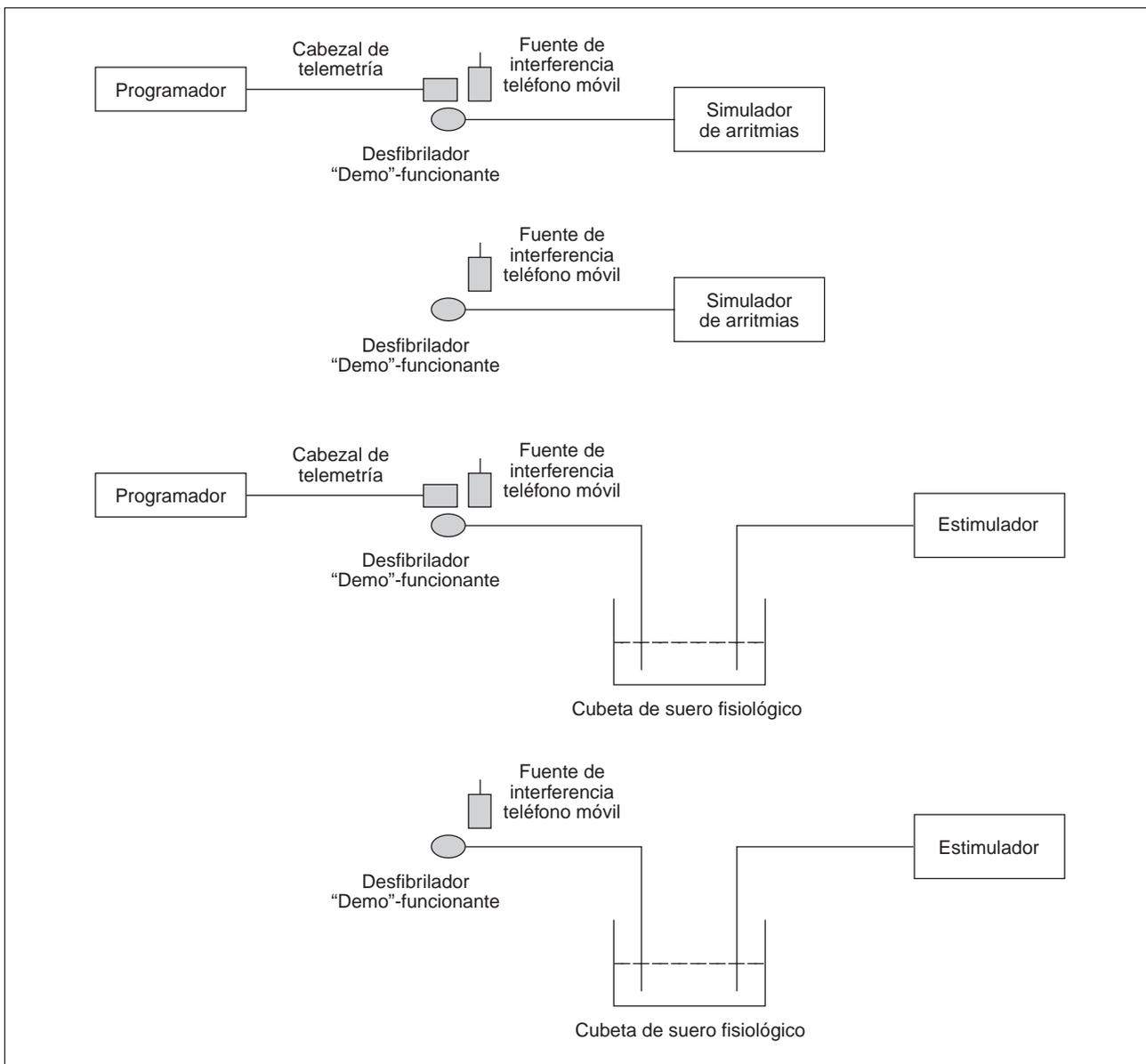


Fig. 1. En la figura se observa un esquema de las posiciones de cada elemento en el modelo in vitro. En la parte superior con el simulador de arritmias conectado al desfibrilador, con el cabezal del programador sobre el generador y lejos del mismo. En la parte inferior, con el estimulador y electrodos del desfibrilador introducidos en la cubeta de suero fisiológico.

pala de telemetría y aplicando directamente el teléfono sobre el desfibrilador. Con ayuda del equipo Intersim, se simulaban entonces varios tipos de taquicardias ventriculares con distintas longitudes de ciclo, diferentes morfologías y amplitud y múltiples episodios de fibrilación ventricular. Las pruebas se repitieron con el teléfono apagado, encendido y durante la transmisión (realización y recepción de llamadas).

Las pruebas se realizaron con dos dispositivos: Jewel Plus y MicroJewel II. Los datos de telemetría se registraron en papel a 25 mm/s, y se efectuó un análisis completo del equipo antes y después de la prueba.

CPI-Guidant

Este modelo se realizó con un equipo de simulación conectado directamente al desfibrilador, repitiendo las pruebas según el modelo descrito anteriormente.

En este caso, además, se intentaron simular las condiciones del medio en el que se encuentra el desfibrilador de forma real. Para ello, se introdujo el electrodo de detección y los de simulación, en el interior de una cubeta, inmersos en suero fisiológico, intentando reproducir las características corporales en cuanto a salinidad y osmolaridad del medio líquido. El desfibrilador de demostración quedaba fuera del líquido y conectado

al simulador de arritmias y, sobre él (interponiendo un material que intentaba simular las características del músculo, grasa y piel humanos), el cabezal de telemetría conectado al programador. En estas condiciones se comprobó que la impedancia de estimulación registrada estaba dentro de límites similares a los fisiológicos (300-350 Oh). En estas condiciones se provocaron múltiples taquicardias, con longitudes de ciclo entre 700 y 200 ms y con voltajes distintos de la señal provocada (5-0,1 mV). Las pruebas se realizaron para el dispositivo Ventak Mini. Se registraron en papel a 25 mm/s los datos de telemetría y se efectuó un análisis completo del equipo antes y después de la prueba.

RESULTADOS

Pacientes portadores de desfibrilador automático

En el grupo I, integrado por pacientes con desfibrilador automático implantable sometidos a la acción del teléfono móvil digital, se observaron interferencias en 6 pacientes en el ECG de superficie. La tira del electrocardiograma de superficie se registró utilizando el mismo programador. La telemetría del canal intracavitario se interrumpió de forma transitoria e intermitente en 3 pacientes. Estas alteraciones de la telemetría se observaron en el canal de electrograma intracavitario con sonda bipolar. No se observaron terapias inadecuadas en ningún caso. Tampoco se observaron alteraciones en la programación, tras el análisis del equipo, tanto cuando la pala de telemetría estuvo entre el teléfono y el desfibrilador, como cuando se retiró ésta y se analizó posteriormente el equipo.

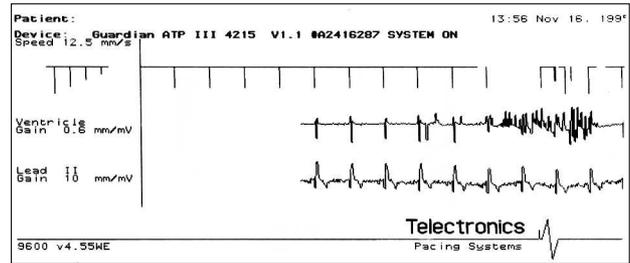


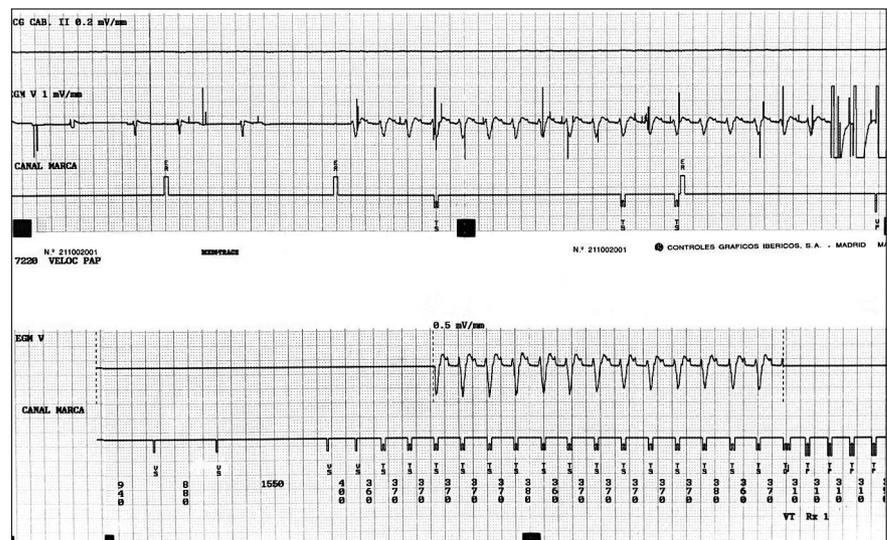
Fig. 2. En la figura superior se observa el sensado de interferencias, producidas por el teléfono analógico, en el electrograma del registro intracavitario, que se refleja en el canal de marcas por una pérdida de la telemetría, y se sensa como ruido en el electrocardiograma de superficie.

En el grupo II, formado por pacientes con desfibrilador automático implantable sometidos a la acción del teléfono analógico móvil, observamos interferencias electromagnéticas en 8 de los 50 pacientes. En dos pacientes, de forma episódica, se observaron interferencias en la detección de la telemetría, así como alteraciones en los canales de marcas y de señales intracavitarias, bipolares (fig. 2). En el resto de pacientes, sólo se observaron alteraciones en el electrocardiograma de superficie, en relación directa con el programador, y no con el generador de impulsos. No constatamos reprogramación en ningún paciente.

Modelo experimental

En las pruebas realizadas con el teléfono apagado (off) no se observaron interferencias en ningún caso. Con el teléfono encendido (on), tanto en espera o reposo como durante transmisión, se observaron interfe-

Fig. 3. En la figura se observan los registros correspondientes al electrograma de superficie y al canal de marcas, registrados en tiempo real. La fotografía corresponde a uno de los episodios de taquicardia ventricular (a una frecuencia de 150 lat/min) que se indujeron y durante el cual se produjeron interferencias con el teléfono digital. Se observan las interferencias como ruido en el electrograma intracavitario y la pérdida de la telemetría en el canal de marcas. En la parte inferior de la figura se observa el registro correspondiente al electrograma almacenado del mismo episodio (obtenido posteriormente mediante análisis del dispositivo), sin fallos de sensado, ruido en el electrograma intracavitario o en el canal de marcas; EGM V: electrograma intracavitario ventricular; ER: error de telemetría; TS: tachycardia sensing (detección de longitud de ciclo que cumple los criterios de corte para taquicardia ventricular); VS: ventricular sensing (sensado de la actividad ventricular normal); VP: ventricular pacing (estimulación ventricular del marcapasos VVI que lleva incorporado el desfibrilador); TD: tachycardia detection (detección de taquicardia ventricular, cuando ha cumplido todos los criterios y se dispone a administrar terapia); TP: tachycardia pacing (estimulación antitaquicardia).



rencias exclusivamente en la telemetría al situar el teléfono encendido encima del cabezal de telemetría del programador. Estas pérdidas de la telemetría consistían en alteración de los canales intracavitarios, con múltiples artefactos, y pérdida de las señales del canal de marcas de forma intermitente, o múltiples señales no fisiológicas (fig. 3). Tampoco se observaron alteraciones en la programación, tras el análisis del equipo, tanto cuando la pala de telemetría estuvo entre el teléfono y el desfibrilador, como cuando se retiró ésta y se interrogó posteriormente el equipo. No se documentaron interferencias en los episodios que el dispositivo había grabado ni alteraciones en la programación.

Se simularon múltiples episodios arrítmicos con la fuente de interferencia presente, como se ha descrito, y posteriormente se recuperó la información almacenada por el desfibrilador de estos episodios. En ningún caso se observó ninguna interferencia en el electrograma almacenado por el desfibrilador, ni tampoco ningún error en la detección de acuerdo con la información del canal de marcas. Tampoco se observaron alteraciones a la hora de aplicar terapias en el almacenamiento o en la programación del dispositivo.

DISCUSIÓN

Los desfibriladores de última generación, con desarrollo de los sistemas endocavitarios, los choques bifásicos, así como el peso y tamaño reducido, han posibilitado un aumento en el número de pacientes que se pueden beneficiar de esta terapia, al implantarse sin necesidad de toracotomía, y en la región subpectoral⁶⁻⁹. Esta localización pectoral los haría, en teoría, por su proximidad a la superficie corporal y cerca del pabellón auricular, más vulnerables a la influencia del campo electromagnético creado por este tipo de telefonía. La incorporación de los electrogramas archivados también ha permitido conocer mejor tanto las arritmias clínicas del paciente como la presencia de terapias inapropiadas y disfunción del dispositivo¹⁰⁻¹⁹. Sin embargo, también es cierto que estos teléfonos emiten además señales cuando están «en espera», generalmente en bolsillos próximos a la cintura pélvica, cercanos al lugar de implantación abdominal de muchos pacientes con desfibrilador, por lo que también podrían crear interferencias en esta situación.

Los actuales dispositivos están diseñados para asegurar protección frente a las interferencias más frecuentes; así, son capaces de filtrar determinadas interferencias, de forma que el sensado de éstas no afecte a sus funciones. Sin embargo, se sabe que los generadores pueden verse afectados por distintos campos magnéticos, eléctricos y por señales electromagnéticas²⁰. Las interferencias más comunes observadas con el desfibrilador automático pueden ser de tres tipos: eléctricas puras, electromagnéticas o magnéticas puras. Las eléctricas puras se deben a fugas de corriente alre-

dedor del paciente portador de un desfibrilador automático implantable, procedentes de algún equipo o sistema eléctrico utilizado, o circulación de corriente a través del propio paciente. Las más previsibles corresponden a la utilización de equipos conectados a la red eléctrica que no se encuentren neutralizados a tierra. Las interferencias electromagnéticas las suelen producir pequeñas emisoras y teléfonos móviles. Las emisoras de radiodifusión, maquinaria eléctrica e industrial y las casetas de transformación producen campos electromagnéticos intensos. Los electrodomésticos pequeños, con motores alimentados a pilas, no entrañan riesgos si se hace un uso correcto de ellos. En cuanto al tercer tipo, las magnéticas puras están provocadas por la presencia de un imán o electroimán en las proximidades del desfibrilador automático implantable. Podemos encontrarlas en juguetes, altavoces y auriculares, así como en pequeños motores eléctricos. La interferencia puede producirse cuando estos objetos se sitúan directamente sobre el desfibrilador. Las interferencias electromagnéticas de baja frecuencia como, por ejemplo, un dispositivo de estimulación nerviosa eléctrica transcutánea o campos de interferencias electromagnéticas fuertes pueden hacer que el generador de impulsos detecte incorrectamente y suministre una terapia inadecuada. Los efectos que estas interferencias pudiesen producir en el desfibrilador incluirían alteraciones en el sensado, inhibición, estimulación rápida y borrado parcial o total de los parámetros programados.

Fruto de estas observaciones, las empresas fabricantes de estos generadores de impulsos aconsejan a los pacientes portadores de estos dispositivos que eviten fuentes electromagnéticas que pudieran interferir con el funcionamiento normal del generador de impulsos, como equipos de soldadura de arco y gatos o elevadores automáticos, hornos de fundición eléctricos, transmisores de radiofrecuencia amplios como los radares o radiotransmisores, incluyendo los que se utilizan para dirigir coches o aviones de modelismo, o juguetes, teléfonos celulares, dispositivos electrónicos de vigilancia (sistemas antirrobo), fuentes de alimentación eléctrica, instrumentos electroquirúrgicos, equipos de diatermia terapéutica, etc. Así mismo, se debe informar a los pacientes que no deben inclinarse sobre un alternador de un coche cuando éste se encuentre con el motor funcionando.

Dado que la principal preocupación era que los teléfonos no interfirieran con el correcto sensado del desfibrilador, y que el artefacto ocasionado por el ruido que el campo electromagnético del teléfono pudiera crear no alterara ni la detección ni la aplicación de terapias, ideamos un modelo experimental. Este modelo permitió comprobar el funcionamiento del desfibrilador mientras se utilizaba el teléfono y a la vez se iniciaba una arritmia ventricular en el paciente. En estas condiciones se provocaron múltiples taquicardias, con voltajes distintos y se comprobó que no existía altera-

ción en el sensado ni en la aplicación de las terapias, aun en las más adversas condiciones teóricas (p. ej., una fibrilación ventricular con muy bajo voltaje, de 0,1 mV) y, aun así, se comprobó que el dispositivo no sufría interferencias que alteraran su sensado, la aplicación de las terapias o incluso su programación.

Destacamos que no hemos encontrado interferencias significativas en estos equipos, mientras que se han descrito con una gran incidencia (pero variable, entre el 0 y el 46% según modelos) para los marcapasos²¹⁻²⁸. Comparado con lo descrito para los marcapasos convencionales, las diferencias en el sensado podrían ser explicadas por filtros, diferentes en cada empresa, o por la diferente carcasa empleada. Nosotros no hemos encontrado interferencias entre la función de marcapasos que llevan incorporados todos los desfibriladores actuales y los teléfonos móviles. Ningún paciente presentó estimulación asincrónica del marcapasos (en VOO), ni tampoco inhibición de la detección, estimulación, ni ninguna otra alteración objetivable. Conviene aclarar que la presencia de interferencias en la señal de telemetría, que hemos detectado en nuestra serie, no indica de ningún modo que el desfibrilador hubiera captado ninguna señal anómala, es decir, que no se trata de una disfunción del desfibrilador.

Limitaciones del estudio experimental

El estudio se realizó en un medio no fisiológico, con unas condiciones en cuanto a atenuación y propagación de señales electromagnéticas diferentes a las del cuerpo humano, esto es, diferentes a las del ambiente en el que se van a encontrar el desfibrilador y los electrodos de detección.

Podría esperarse una menor influencia de posibles interferencias cuando el desfibrilador y su sonda de detección se encuentran correctamente alojados en el organismo debido a la atenuación propia del cuerpo humano. La situación en el modelo experimental empleado es más extrema, en cuanto a facilidad de aparición de interferencias que en el modelo in vivo.

También conviene comentar las limitaciones del estudio en cuanto a la ausencia de interferencias con la función de marcapasos del desfibrilador. Dado que no se realizaron pruebas en pacientes durante la estimulación del marcapasos, no se puede descartar un sensado inadecuado de interferencias con inhibición inadecuada de la estimulación. Este efecto parece muy improbable dado que la señal utilizada para sensar no parece sufrir artefactos, pero un efecto directo sobre los circuitos de filtro o procesado de la señal no puede descartarse por completo.

Debido a que los parámetros de funcionamiento de los teléfonos móviles deben cumplir los estándares marcados por normas internacionales, es poco probable que la elección de otros teléfonos ofrezca otros resultados diferentes, aunque para demostrarlo fehacien-

temente habría que utilizar todos los disponibles.

CONCLUSIONES

En nuestra serie de pacientes, sólo observamos interferencias aisladas, no significativas, y sin repercusión clínica, entre los teléfonos móviles analógicos y la telemetría. No se objetivaron alteraciones en la función de sensado ni de terapia. En la serie de teléfonos digitales tampoco observamos, igualmente, interferencias clínicas, salvo la pérdida ocasional de la telemetría con el generador. Tampoco se observaron alteraciones en el sensado ni terapias inapropiadas.

En el estudio experimental realizado con simuladores de arritmias sobre un generador en el laboratorio no observamos que estas interferencias afectasen a la detección del desfibrilador ni a su normal funcionamiento en el sensado y la terapia de las arritmias que se transmitieron al equipo desde el simulador.

Sin embargo, a pesar de la nula incidencia de problemas observados en nuestra serie, se pueden aconsejar unas normas sencillas a los pacientes como son colocar el teléfono en el lado opuesto al que está colocado el dispositivo, si es posible a más de 15-30 cm (algunos teléfonos emiten señales aunque no se estén utilizando, en modo de escucha o espera), y no colocar el teléfono en el cinturón si son portadores de un desfibrilador abdominal.

BIBLIOGRAFÍA

1. The Antiarrhythmics versus Implantable Defibrillators (AVID) Investigators. A comparison of antiarrhythmic drug therapy with implantable defibrillators in patients resuscitated from near-fatal ventricular arrhythmias. *N Engl J Med* 1997; 337: 1.576-1.583.
2. Mirowski M, Reid PR, Mower MM, Watkins L, Gott VL, Schauble JF et al. Termination of malignant ventricular arrhythmias with an implanted automatic defibrillator in human beings. *N Engl J Med* 1980; 303: 322-324.
3. Sanmartín M, Fernández I, Márquez J, Antorrena I, Bautista A, Silva L et al. Ausencia de interferencia entre los teléfonos móviles GSM y desfibriladores implantables: estudio in vivo. *Rev Esp Cardiol* 1997; 50: 715-719.
4. Hayes D, Carrillo R, Findlay G, Embrey M. State of the science: pacemaker and defibrillator interference from wireless communication devices. *PACE* 1996; 19: 1.419-1.430.
5. Madrid AH, Moro C, Bosch E, Fernández E, Sánchez A. Interferences between automatic defibrillators and slot-machines. *PACE* 1997; 20 (parte 2): 212-214.
6. Bardy GH, Hoffer B, Johnson G, Kudenchuck PJ, Poole JE, Dolack GL et al. Implantable transvenous cardioverter-defibrillators. *Circulation* 1993; 87: 1.152-1.168.
7. Winkle RA. The implantable defibrillator: progression from first to third generation devices. En: Zipes DP, Jalife J, editores. *Cardiac electrophysiology: from cell to bedside*. Filadelfia: Saunders, 1990; 963-969.
8. Klein SL, Miles WM, Zipes DP. Antitachycardia devices: realities and promises. *J Am Coll Cardiol* 1991; 18: 1.349-1.362.
9. Pannizzo F, Mercado AD, Fisher JD, Furman S. Automatic methods for detection of tachyarrhythmias by antitachycardia devices. *J Am Coll Cardiol* 1988; 11: 308-316.

10. Chapman PD, Troup P. The automatic implantable cardioverter defibrillator: evaluating suspected inappropriate shocks. *J Am Coll Cardiol* 1986; 7: 1.075-1.078.
11. Marchlinski F, Gottlieb C, Sarter B, Finkle J, Hook B, Callans D et al. ICD Data storage: value in arrhythmia management. *PACE* 1993; 16 (parte 2): 527-534.
12. Callan D, Hook B, Kleiman R, Mitra R, Flores BT, Marchlinski FE. Unique sensing errors in third generation implantable cardioverter defibrillators. *J Am Coll Cardiol* 1993; 22: 1.135-1.140.
13. Callans DJ, Hook BG, Marchlinski F. Use of bipolar recordings from patch-patch and rate sensing leads to distinguish ventricular tachycardia from supraventricular rhythms in patients with implantable cardioverter defibrillators. *PACE* 1991; 14: 1.917-1.922.
14. Fogoros R, Elson J, Bonnet C, Chenarides J. Classification of shocks by history versus classification by stored electrograms in patients with implantable defibrillators. *J Am Coll Cardiol* 1994; 23 (Supl A): 205A.
15. Grimm W, Flores B, Marchlinski F. Electrocardiographically documented unnecessary, spontaneous shocks in 241 patients with implantable cardioverter defibrillators. *PACE* 1992; 15: 1.667-1.673.
16. Roelke M, O'Nunain S, Trouton T, Oswald S, Garan H, Ruskin J. The clinical utility and limitations of stored electrograms in determining the appropriateness of implantable cardioverter-defibrillator therapy. *J Am Coll Cardiol* 1994; 23 (Supl A) 419A.
17. Hurwitz J, Hook B, Flores B, Marchlinski F. Importance of abortive shock capability with electrogram storage in cardioverter-defibrillator devices. *J Am Coll Cardiol* 1994; 21: 895-900.
18. Marchlinski FE, Hook BG. Electrical events initiating ventricular tachycardia requiring device therapy. *Circulation* 1990; 82 (Supl 3): 2.173.
19. Grimm W, Flores BT, Marchlinski FE. ECG-documented unnecessary, spontaneous shocks in 206 patients with implantable cardioverter defibrillators. *J Am Coll Cardiol* 1992; 19: 287A.
20. Fetter JG, Benditt D, Stanon MS. Electromagnetic interference from welding and motors on implantable cardioverter-defibrillators as tested in the electrically hostile work site. *J Am Coll Cardiol* 1996; 28: 423-427.
21. Carrillo R, Williams D, Traad E, Schor J. Electromagnetic filters impede adverse interference of pacemakers by digital cellular phones [resumen]. *Circulation* 1996; 15A: 901-922.
22. Hayes D, Wang P, Reynolds D, Mark Estes III NA, Griffith J, Steffens R et al. Interference with cardiac pacemakers by cellular telephones. *N Engl J Med* 1997; 336: 1.473-1.479.
23. Nowak B, Rosocha S, Zellerhoff C, Liebrich A, Himmrich E, Voigtländer T et al. Is there a risk for interaction between mobile phones and single lead VDD pacemakers? *PACE* 1996; 19: 1.447-1.450.
24. Wilke A, Grimm W, Funck R, Maisch B. Influence of D-net (European GSM-Standard) cellular phones on pacemaker function in 50 patients with permanent pacemakers. *PACE* 1996; 19: 1.456-1.458.
25. Irnich W, Batz L, Müller R, Tobisch R. Electromagnetic interference of pacemakers by mobile phones. *PACE* 1996; 19: 1.431-1.446.
26. Barbaro V, Bartolini P, Donato A, Militello C. Electromagnetic interference of analog cellular telephones with pacemakers. *PACE* 1996; 19: 1.410-1.418.
27. Irnich W. Mobile telephones and pacemakers. *PACE* 1996; 19: 1.407-1.409.
28. Hayes D. Wireless phones and pacemaker interaction. *PACE* 1996; 19: 1.405-1.406.