

이어폰 및 헤드폰의 정자기장이 인공심장 박동기 및 이식형 제세동기에 미치는 영향

정재원^{1,2} · 최수범^{1,3} · 박지수^{1,4} · 김덕원^{1,2}

¹연세대학교 의과대학 의학공학교실, ²연세대학교 생체공학협동과정,
³연세대학교 의과대학 의과학과, ⁴연세대학교 의학전문 대학원

Effects of Static Magnetic Fields of Earphones and Headphones on Pacemakers and Implantable Cardioverter Defibrillators

J. W. Chung^{1,2}, S. B. Choi^{1,3}, J. S. Park^{1,4} and D. W. Kim^{1,2}

¹Department of Medical Engineering, Yonsei University College of Medicine

²Graduate Program in Biomedical Engineering, Yonsei University

³Brain Korea 21 PLUS Project for Medical Science, Yonsei University

⁴Department of Medicine, Yonsei University College of Medicine, Seoul, Korea

(Manuscript received 17 November 2014; revised 24 December 2014; accepted 7 January 2015)

Abstract: In this study, we evaluated the effects of static magnetic fields of earphones and headphones on pacemakers and implantable cardioverter defibrillators(ICDs). Five pacemakers and three ICDs were subjected to in-vitro test with three headphones which were an in-ear earphone, clip-on headphone, and closed-back headphone. Each implantable device was placed in close proximity(within 3 mm) to the ear-pad of each of the earphone and headphones for 3 min. As a result, no effects were observed on the pacemakers for the earphone and headphones during the test, but an effect was observed on one ICD for the clip-on and closed-back headphone during the test. When the ICD was placed in close proximity to the headphones, the ICD temporarily suspended functions of tachyarrhythmia detection and therapy. The effect was not observed in this study when the headphones were at least 2 cm from the ICD. Based on these findings, patients with ICDs should be advised to keep earphones and headphones at least 2 cm apart from their ICDs.

Key words: Earphone, Headphone, Pacemaker, Implantable cardioverter defibrillator, Malfunction

1. 서 론

최근 pacemaker나 ICD(implantable cardioverter defibrillator)를 이식 받는 환자들의 수는 증가하고 있는 추세이다. 미국에서는 1993년부터 2008년까지 약 300만 개의 pacemaker와 약 100만 개의 ICD가 이식 되었으며, 이

식된 pacemaker 및 ICD의 수는 매년 약 5% 씩 증가한 것으로 발표 되었다[1]. 특히, pacemaker와 ICD는 심장에 문제가 있는 환자들의 인체 내부에 이식되어 심장의 이상 유무를 진단하고 심장 박동에 도움을 주도록 사용되는 의료기기들인 만큼, 오동작이 발생할 경우 심장 기능에 문제가 있는 환자들에게는 치명적인 위험이 될 수 있다. 하지만, pacemaker나 ICD가 강한 정자기장에 노출될 경우 기기의 일부 기능이 제한되거나 설정이 갑자기 변경되는 등의 오동작이 발생할 수 있어 문제가 되고 있다[2]. 실제로, 2011년 ICD 환자가 심장 부위에 자석이 붙은 옷을 입은 동안 ICD에서 경고 알람이 울리며 빈맥성 부정맥(tachyarrhythmia)의 탐지 및 치료 기능이 일시적으로 중단되는 일이 반복적

Corresponding Author : D. W. Kim

서울특별시 서대문구 연세로 50 연세대학교 의과대학 의학공학교실
TEL: +82-2-2228-1920 / FAX: +82-2-364-1572

E-mail : kdw@yuhs.ac

본 연구는 2010년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(NRF-2010-0022374).

으로 발생한 사례가 보고되었다[3].

최근 MP3 플레이어 같은 휴대용 개인음향기들과 스마트폰의 사용이 증가함에 따라[4,5], 전기 신호를 음향 신호로 변환 할 수 있는 휴대용 장치들인 이어폰과 헤드폰의 사용 역시 증가하고 있다. 이어폰 및 헤드폰의 경우 전기 신호를 음향 신호로 변환하기 위해서 스피커를 진동시키기 위한 자석이 사용되기 때문에, 이어폰 및 헤드폰에서는 정자기장이 발생하게 된다. 더욱이, 일반적으로 강한 자성과 생산 비용이 저렴한 네오디움(neodymium) 자석이 이어폰 및 헤드폰에 사용 되는데, 네오디움 자석에서 발생하는 정자기장은 pacemaker 및 ICD의 기능에 영향을 미칠 수 있다[6]. 2007년 Barbarol 등은 4가지 다른 크기와 형태를 가진 네오디움 자석들이 총 41명의 pacemaker 환자와 29명의 ICD 환자 모두에게 영향을 미친 것을 관찰했으며, 네오디움 자석은 최대 3 cm 거리까지 pacemaker 및 ICD 환자에게 영향을 미칠 수 있다고 보고했다[7]. 따라서 이어폰 및 헤드폰에서 발생하는 정자기장도 일상생활 중 pacemaker 및 ICD 환자에게 영향을 미칠 가능성이 있어, 이어폰 및 헤드폰에서 발생하는 정자기장이 pacemaker 및 ICD에 미치는 영향에 대한 조사가 필요한 상황이다. 하지만, 이어폰 및 헤드폰에서 발생하는 정자기장이 pacemaker 및 ICD에 미치는 영향에 관하여 조사한 연구는 세계적으로 많지 않고, 특히 국내에서는 전무한 상황이다. 이에 본 연구에서는 이어폰 및 헤드폰에서 발생하는 정자기장이 pacemaker 및 ICD에 미치는 영향을 알아보기 위하여, 총 1개의 이어폰과 2개의 헤드폰에서 발생하는 정자기장의 세기를 거리 별로 측정하고, 각 이어폰 및 헤드폰의 정자기장이 총 5개의 pacemaker와 3개의 ICD에 미치는 영향을 ECG simulator를 이용한 in-vitro 실험을 통해 알아보고자 하였다.

II. 본 론

1. Pacemaker 및 ICD

본 연구에 총 5개의 pacemaker와 3개의 ICD가 실험에 사용 되었으며, 사용된 기기들은 모두 Medtronic사(Minneapolis, MN, USA) 제품이었다(표 1). Pacemaker의 경우, 단일방(single chamber)인 SSIR(single chamber pacing, single chamber sensing, single function, rate adaptive)형 pacemaker 1개, 이중방(dual chamber)인 DDDR(dual chamber pacing, dual chamber sensing, dual function, rate adaptive)형 pacemaker 2개, 그리고 이중방인 DDD형 pacemaker 2개가 사용 되었다. 모든 pacemaker들은 감지 배열(sensing configuration)을 단극성 감지(unipolar sensing) 또는 양극성 감지(bipolar sensing)로 프로그램적으로 설정 할 수 있는 기기들이었다.

표 1. Pacemaker 및 ICD 목록.

Table 1. Characteristic of the pacemakers and ICDs.

이식형 의료기기	제조사 및 모델	방	종류
Pacemaker (1)	Medtronic EnPulse	단일	SSIR
Pacemaker (2)	Medtronic EnPulse	이중	DDDR
Pacemaker (3)	Medtronic Adapta	이중	DDD
Pacemaker (4)	Medtronic Adapta	이중	DDDR
Pacemaker (5)	Medtronic KAPPA	이중	DDD
ICD (1)	Medtronic Virtuoso	단일	VVIR
ICD (2)	Medtronic Maximo	단일	VVIR
ICD (3)	Medtronic INSYNC III MARQUIS	삼중	DDDR

DDDR: dual chamber pacing, dual chamber sensing, dual function, rate adaptive; SSIR: single chamber pacing, single chamber sensing, single function, rate adaptive; VVIR: ventricular pacing, ventricular sensing, inhibited by ventricular event, rate adaptive.

ICD의 경우, 단일방인 VVIR(ventricular pacing, ventricular sensing, inhibited by ventricular event, rate adaptive)형 ICD 2개와 삼중방(triple chamber)인 DDDR형 ICD 1개가 사용 되었다.

2. 이어폰 및 헤드폰의 정자기장

이어폰 및 헤드폰에서 발생하는 정자기장이 pacemaker 및 ICD에 미치는 영향을 알아보기 위하여, 총 1개의 이어폰과 각각 다른 종류의 2개의 헤드폰이 사용 되었다. 이어폰은 삽입형 이어폰(GH59-11720A, Samsung, Korea) 1개가 사용 되었고, 헤드폰은 클립형 헤드폰(RP-HS46E-K, Panasonic, Japan)과 밀폐형 헤드폰(RP-DJ120, Panasonic, Japan)이 각각 1개씩 사용 되었다.

이어폰 및 헤드폰에서 발생하는 정자기장의 세기를 측정하기 위해서 gaussmeter(Model 9200, F. W. Bell, Orlando, FL, USA)를 사용했다. 측정 시, 이어폰이나 헤드폰의 이어패드(ear-pad)를 기준으로 0 cm부터 3 cm까지 1 cm 간격마다 각각 정자기장의 세기를 측정 하였다. 추가로, 실험실 주변 환경에서 gaussmeter를 사용하여 측정한 주변 정자기장의 세기는 0.03 ± 0.01 mT 이었다. 또한, ELF(extremely low frequency) 대역의 3축 정자기장 측정기 EHP-50C (Narda-STS, Italy)를 사용하여 측정한 주변 전기장 및 자기장 세기는 각각 1.8 ± 0.0 V/m와 0.02 ± 0.01 uT로 주변 정자기장의 세기가 미약함을 확인하였다.

3. In-vitro 실험 환경 구축

그림 1은 이어폰 및 헤드폰의 정자기장이 pacemaker 및 ICD에 미치는 영향을 in-vitro로 실험하기 위하여 사용된

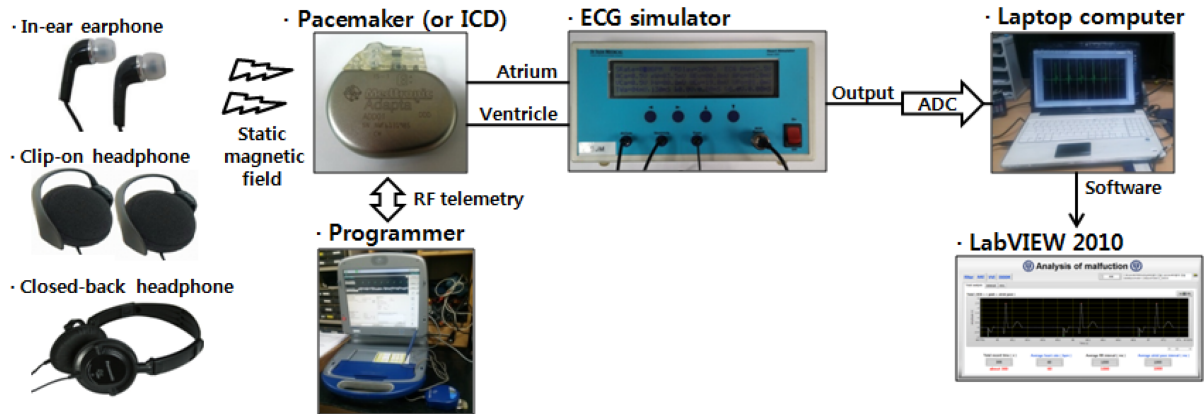


그림 1. In-vitro 실험을 위해 사용된 pacemaker(또는 ICD), ECG simulator, 노트북, 그리고 programmer간의 연결을 나타내는 블록 다이어그램.

Fig. 1. Block diagram of connection between pacemaker(or ICD), ECG simulator, laptop computer, and programmer for the in-vitro study.

pacemaker (또는 ICD), ECG simulator(Heart simulator Model 3550, St. Jude Medical, Inc., St. Paul, Minn.), 노트북, 그리고 programmer(Model 2090, Medtronic, Inc.)간의 연결을 나타낸다. ECG simulator는 실험 시 pacemaker나 ICD에 연결되어 실제 환자의 심장과 같은 역할을 하게 된다[8]. ECG simulator는 atrium 채널과 ventricle 채널을 통해서 pacemaker 및 ICD에 환자의 심장 박동을 의미하는 전기적 신호들을 입력하고, 이로 인해 pacemaker 및 ICD에서 방출되는 전기 신호들을 다시 입력 받는다. ECG simulator의 output 채널에서는 pacemaker 또는 ICD의 전기적 자극에 의해 변화된 심장 박동을 의미하는 체표면 ECG 신호가 출력 된다.

노트북(DV6-1101TU, Hewlett-Packard, Palo Alto, CA)은 ECG simulator의 출력 파형을 실험 중 실시간으로 관찰 및 저장하기 위하여 사용되었다. 노트북은 ADC(analog-to-digital converter)인 NI-USB 6009(National Instruments, Austin, TX)를 통해서 ECG simulator의 output 채널에 연결되었으며, LabVIEW 2010(National Instruments, Austin, TX)을 사용하여 ECG 신호를 실시간으로 관찰 및 저장했다.

Programmer는 RF(radio frequency) 통신을 통해서 pacemaker나 ICD의 설정을 변경하고 저장된 정보들을 확인 할 수 있는 장비이다. Programmer를 사용하여 정자기장 노출 전 실험 조건에 따라 pacemaker 및 ICD의 설정을 변경하였고, 정자기장 노출 후 각 pacemaker 및 ICD에 저장된 데이터를 확인하여 정자기장 노출에 따른 pacemaker 및 ICD의 오동작 여부를 확인 하였다.

4. 실험 방법

ECG simulator는 심박수만을 변화 시켰으며, 그 외의 설

정 값들은 모두 기본값으로 설정 하였다. Pacemaker는 주로 서맥성 부정맥(bradyarrhythmia) 환자들을 대상으로 사용되는 기기 이므로, pacemaker 실험 시 ECG simulator의 심박수는 40 bpm(beat per minute)으로 설정 하였다. ICD는 주로 심실 빈맥이나 심실 세동과 같이 심장 박동이 갑자기 비정상적으로 빨라지는 빈맥성 부정맥 환자들을 대상으로 사용되는 기기 이므로, ICD 실험 시 ECG simulator의 심박수는 70 bpm으로 설정 하였다.

Pacemaker의 모드는 임상에서 많이 사용되는 모드들을 고려하여 단일방 pacemaker는 AAI(atrial pacing, atrial sensing, inhibited by atrial event)와 VVI 모드로, 이중방 pacemaker들은 AAI, VVI, DDD(또는 DDDR) 모드로 각각 설정하여 실험 하였다[9]. Pacemaker는 심방 전위 감지 민감도(sensitivity)가 높을수록 전자기장에 영향을 받을 가능성이 높아지므로, pacemaker의 감지 민감도는 최대값으로 설정 하여 실험 하였다[8]. 또한, pacemaker는 감지 배열이 단극성 감지인 경우 양극성 감지 일 때 보다 전자기장에 의해 영향을 받을 가능성이 더 높다고 보고되어, 감지 배열은 단극성 및 양극성으로 각각 설정하여 실험하였다[10]. 그 외의 pacemaker의 설정들을 모두 기본값으로 설정하여 실험 하였다. ICD의 경우 심박동 조율(pacing) 기능이 동작하며 심장의 신호(또는 잡음)를 감지하는 동안 감지 민감도가 최대가 되며 전자기장에 의해 영향을 받을 가능성이 높아지므로, 실험 시 ICD의 심박동 조율 기능이 동작 하도록 심박동 조율의 최소 주기를 ECG simulator의 설정된 심박수인 70 bpm 보다 10 bpm 높은 80 bpm으로 설정하여 실험하였으며, 이후 ICD의 심박동 조율 기능이 동작하지 않도록 심박동 조율의 최소 주기를 40 bpm으로 설정하여 실험을 반복 하였다[11]. 그 외의 ICD의 설정들을 모두 기본값으로 설정하여 실험 하였다.

이어폰 및 헤드폰의 정자기장이 pacemaker 및 ICD에 미치는 영향을 평가하기 위해서 각 pacemaker 및 ICD를 이어폰 및 헤드폰의 이어 패드 지점에 최대한 근접(3 mm 이내) 시킨 후 각각 3분 동안 정자기장에 노출 시켰으며, 만약 정자기장에 의한 오동작이 관찰될 경우 해당 이어폰 또는 헤드폰과 오동작이 관찰된 pacemaker 또는 ICD와의 거리를 1 cm 씩 이격 시키며 오동작이 관찰되지 않을 때까지 실험을 반복 하였다.

이어폰 및 헤드폰의 정자기장이 pacemaker 및 ICD에 미치는 영향을 분석하기 위해서, 정자기장 노출 실험 후 LabVIEW 2010을 이용하여 실험 중 저장된 ECG simulator의 출력 파형인 ECG 신호에서 RR 간격과 pacemaker 또는 ICD에서 출력된 전기 신호들을 검출하여 설정한 조건대로 pacemaker 또는 ICD가 정상 동작하였는지 여부를 평가 하였다. 또한, programmer를 이용하여 pacemaker 및 ICD에 저장된 사건 히스토그램(event histogram)과 심박수 히스토그램(heart rate histogram)을 검토하였고, 각 기기의 설정에 변경이 있는지 확인했다.

III. 결 과

표 2는 삽입형 이어폰, 클립형 헤드폰, 밀폐형 헤드폰에서 발생하는 정자기장의 세기를 측정된 결과이다. 모든 이어폰 및 헤드폰에서 근접 할수록 강한 정자기장 세기가 측정 되었으며, 거리가 멀어 질수록 정자기장의 세기가 급격하게 감소하는 경향을 보였다. 측정된 이어폰 및 헤드폰 중 클립형 헤드폰에서 모든 거리에서 가장 강한 정자기장 세기가 측정 되었다. 클립형 헤드폰의 정자기장 세기는 0 cm 거리에서 35.1 mT이었으며, 이후 거리가 1 cm 증가할 때마다 평균 약 69% 씩 정자기장의 세기가 감소하였으며, 특히 0 cm에서 1 cm까지 정자기장 세기가 약 86% 감소하였다. 밀폐형 헤드폰의 경우 0 cm 거리에서의 정자기장 세기는 34.4 mT이었고, 이후 거리가 1 cm 증가할 때마다 평균 약 73% 씩 정자기장의 세기가 감소하였으며, 특히 0 cm에서 1 cm

표 2. 삽입형 이어폰, 클립형 헤드폰, 밀폐형 헤드폰의 정자기장 세기. Table 2. Static magnetic field strength of in-ear earphone, clip-on headphone, and closed-back headphone.

이어폰 및 헤드폰	정자기장 세기 (mT)			
	측정 장비와의 거리			
	0 cm	1 cm	2 cm	3 cm
삽입형 이어폰	2.0	0.2	0.0	0.0
클립형 헤드폰	35.1	5.0	1.3	0.7
밀폐형 헤드폰	34.4	1.3	0.5	0.2

까지 정자기장 세기가 약 96% 감소하였다. 삽입형 이어폰의 경우 클립형 헤드폰과 밀폐형 헤드폰에 비해서 상대적으로 미약한 세기의 정자기장이 측정되었으며, 0 cm 거리에서 최대 2.0 mT의 정자기장 세기가 측정되었다.

삽입형 이어폰, 클립형 헤드폰, 밀폐형 헤드폰의 정자기장이 pacemaker에 미치는 영향의 경우, 총 5개의 pacemaker를 최대 민감도로 설정한 후 AAI, VVI, DDD(또는 DDDR) 모드에서 단극성 및 양극성 감지로 각각 설정하여 각 이어폰 및 헤드폰에서 발생하는 정자기장에 3분간 노출 시킨 결과, 모든 pacemaker에서 정자기장으로 인한 어떠한 영향도 관찰할 수 없었다. 반면에 ICD의 경우, 총 3개의 ICD를 심박동 조율 기능이 동작하고 있을 때와 동작하고 있지 않을 때에 각 이어폰 및 헤드폰에서 발생하는 정자기장에 3분간 노출시킨 결과, 클립형 헤드폰과 밀폐형 헤드폰이 ICD (1)의 기능에 영향을 미친 것을 관찰했다. 클립형 헤드폰이나 밀폐형 헤드폰이 근처에 있을 경우 ICD (1)에서 내부 알람이 울리며 기기의 빈맥성 부정맥 감지 및 치료 기능이 일시적으로 중단되는 것을 관찰했다. 클립형 헤드폰의 경우 최대 1 cm 거리까지 ICD (1)에 영향을 미쳤으며, 2 cm 이상의 거리에서는 ICD (1)의 기능이 즉시 복구되는 것을 확인했다. 밀폐형 헤드폰은 0 cm 거리에서만 ICD (1)에 영향을 미쳤으며, 1 cm 이상의 거리에서는 ICD (1)의 기능이 즉시 복구되는 것을 확인했다. 또한, 클립형 헤드폰 및 밀폐형 헤드폰에서 발생하는 정자기장이 ICD (1)에 미친 영향은, ICD (1)의 심박동 조율 기능의 동작 유무와 관계없이 모두 동일하게 관찰 되었다. 그 외에는, 삽입형 이어폰, 클립형 헤드폰, 밀폐형 헤드폰에서 발생하는 정자기장이 총 3개의 ICD에 미친 어떠한 영향도 관찰할 수 없었다.

IV. 결 론

본 연구에서는 삽입형 이어폰, 클립형 헤드폰, 밀폐형 헤드폰에서 발생하는 정자기장이 총 5개의 pacemaker와 3개의 ICD에 미치는 영향에 대하여 조사하였다. 본 연구는 in-vitro 실험을 통해서 인체에 미치는 위험 없이 이어폰 및 헤드폰의 정자기장이 pacemaker 및 ICD에 미치는 영향을 평가할 수 있었다. 또한, 이전 관련 연구들에서 pacemaker의 경우 감지 민감도나 감지 배열의 설정에 따라서, ICD의 경우 심박동 조율 기능의 동작 유무에 따라서 정자기장이 미치는 영향이 달라진다고 보고되어[8,10,11], 해당 설정 조건들로 pacemaker 및 ICD의 설정을 각각 변경하며 이어폰 및 헤드폰에서 발생하는 정자기장에 노출 시켜 보았다. 실험 결과, 클립형 헤드폰과 밀폐형 헤드폰이 1개의 ICD에 영향을 미친 것을 확인 했으며, 더 강한 정자기장 세기가 측정된 클립형 헤드폰이 밀폐형 헤드폰보다 1 cm 더 떨어진

거리까지 ICD에 영향을 미친 것을 관찰했다.

클립형 헤드폰 및 밀폐형 헤드폰에서 발생하는 정자기장이 ICD에 영향을 미친 이유는, ICD의 내부에 programmer를 사용하여 비침습적 방법으로 환자에게 이식된 pacemaker나 ICD의 설정을 변경하고 저장된 정보들을 확인하기 위하여 설계되어 있는 자기 스위치(magnetic switch)가 헤드폰에서 발생한 정자기장에 의해서 활성화되었기 때문이다[12,13]. ICD 내부의 자기 스위치가 강한 정자기장에 의해서 활성화 될 경우, 본 실험에서 관찰된 것과 같이 ICD에서 내부의 알람이 울리며 기기의 빈맥성 부정맥 감지 및 치료 기능이 일시적으로 중단된다. 특히, ICD는 심장 돌연사의 주된 원인인 심실 빈맥이나 심실 세동 등의 치명적인 빈맥성 부정맥이 발생할 가능성이 높은 환자들에게 사용되는 기기인 만큼[14], 일상생활 중 강한 정자기장에 의하여 ICD의 빈맥성 부정맥 치료 기능이 일시적으로 중단되었을 때 환자에게 심실 빈맥이나 심실 세동 등이 발생한다면 환자는 치명적인 위험에 처할 수 있다[7]. 또한, 본 실험에서는 관찰할 수 없었으나 pacemaker 역시 내부에 자기 스위치가 설계되어 있으며, 강한 정자기장에 의해서 내부의 자기 스위치가 활성화 될 경우 pacemaker는 환자의 심박수와 관계없이 비동기성(asynchronous) 심박동 조율을 하게 된다[15]. 일상생활 중 pacemaker 내부의 자기 스위치가 강한 정자기장에 의해 활성화 되어 기기가 비동기성 심박동 조율을 할 경우 허혈성 심장질환 환자 같은 고위험군 환자들에게는 심실 부정맥과 같은 치명적인 위험이 발생할 가능성이 있다[16].

2009년 Lee 등은 총 45명의 pacemaker 환자와 55명의 ICD 환자를 대상으로 6개의 삼입형 이어폰과 2개의 클립형 헤드폰에서 발생하는 정자기장이 미치는 영향을 조사해 본 결과, 2 cm 거리에서 1 mT 이상의 정자기장의 세기가 측정된 2개의 클립형 헤드폰만이 약 20%의 pacemaker 환자와 약 38%의 ICD 환자에게 영향을 미쳤으며, 최대 2 cm 거리까지 pacemaker 및 ICD에 영향을 미쳤다고 보고했다[17]. 하지만, 본 연구에서는 클립형 헤드폰 및 밀폐형 헤드폰에서 발생하는 정자기장의 세기가 최소 5 mT 이상일 경우에만 하나의 ICD에 영향을 미친 것을 관찰했다. Lee 등의 연구에서는 pacemaker 및 ICD의 설정 조건은 고려하지 않았으나[17], 본 연구에서는 정자기장이 영향을 미칠 가능성이 높은 pacemaker 및 ICD의 설정 조건들을 고려하여 실험을 설계 하였고 in-vitro 실험으로 진행되었기 때문에 피부에 대한 영향 없이 실험 했다. 따라서 Lee 등의 연구와 비교해 봤을 때 본 연구에서 pacemaker 및 ICD가 정자기장에 영향을 받을 가능성이 더 높은 조건에서 실험을 했음에도, pacemaker 및 ICD는 정자기장에 더 적게 영향을 받은 것이 관찰 되었다[17]. 이는, pacemaker 및 ICD

의 자기 스위치로 외부 정자기장에 크게 영향을 받는다고 보고된 리드 스위치(reed switch)가 많이 사용 되었으나 [18], 최근 리드 스위치 대신에 외부 정자기장에 영향을 더 적게 받는 홀 센서(Hall sensor)나 거대 자기저항 회로(giant magnetoresistor circuit) 등이 사용됨에 따라[6,19], 최근에 사용되고 있는 pacemaker 및 ICD가 이어폰 및 헤드폰의 정자기장에 영향을 더 적게 받은 것으로 사료된다.

본 연구에서는 ICD가 이어폰 및 헤드폰과 최소 2cm 이상의 거리를 유지할 경우, 이어폰 및 헤드폰이 ICD에 미치는 어떠한 영향도 관찰할 수 없었다. 따라서 ICD 환자들은 이어폰 및 헤드폰과 최소 2 cm 이상의 거리를 유지해야 하며, 이어폰에 비해서 더 강한 정자기장 세기가 방출되는 헤드폰을 사용할 경우 더욱 주의할 것을 권고한다. 본 연구에서는 최소 5.0 mT 이상 세기의 정자기장만이 ICD에 영향을 미친 것을 관찰했지만, 실험에 사용된 이식형 의료기기들의 제조사인 Medtronic사에서는 pacemaker와 ICD를 0.5 mT 이상 세기의 정자기장에 노출시키지 말 것을 권고하고 있다 [20]. 이어폰 및 헤드폰에서 발생하는 정자기장은 거리에 따라 급격하게 감소하는 특성이 있으므로, 이어폰이나 헤드폰이 기기에 영향을 미칠 가능성을 최소화하기 위하여 pacemaker 및 ICD 환자들은 기기가 이식된 주위에 이어폰이나 헤드폰이 최대한 근접하지 않도록 해야 한다. 특히 이어폰이나 헤드폰을 목에 걸쳐 놓는다던가 셔츠에 있는 포켓에 집어넣는 등 이어폰이나 헤드폰이 pacemaker 또는 ICD에 장시간 근접할 수 있는 행동은 하지 않도록 주의해야 한다.

본 연구에서는 이어폰 및 헤드폰에서 발생하는 정자기장이 pacemaker 및 ICD에 미치는 영향을 평가하기 위하여 총 5개의 pacemaker와 3개의 ICD를 대상으로 한 in-vitro 실험만을 진행했기 때문에, 더 다양한 pacemaker 및 ICD를 대상으로 한 추가적인 in-vitro 및 in-vivo 연구가 진행되어야 한다. 본 연구 결과는 pacemaker 및 ICD 환자에게 이어폰 및 헤드폰으로 인해 발생할 수 있는 위험을 알리며, 현재 국내에는 마련되어 있지 않은 pacemaker 및 ICD 환자를 대상으로 한 이어폰 및 헤드폰에 대한 안전기준 마련에 도움이 될 것으로 사료된다.

Reference

- [1] A.J. Greenspon, J.D. Patel, E. Lau, J.A. Ochoa, D.R. Frisch, R.T. Ho, B.B. Pavri, and S.M. Kurtz, "16-year trends in the infection burden for pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators in the United States 1993 to 2008," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 58, no. 10, pp. 1001-1006, 2011.
- [2] K. Dyrda and P. Khairy. "Implantable rhythm devices and electromagnetic interference: myth or reality?," *Expert Rev. Cardiovasc. Ther.*, vol. 6, no. 6, pp. 823-832, 2008.
- [3] R. Beinart, M.L. Guy, and P.T. Ellinor, "Intermittent, erratic

- behaviour of an implantable cardioverter defibrillator secondary to a hidden magnetic source of interference,” *Euro-pace*, vol. 13, no. 10, pp. 1508-1509, 2011.
- [4] H.N. Hong, T.H. Kang, and B.N. Hong, “Survey on the Use of MP3 Players of High School Students and the Effect to Their Hearing Thresholds,” *The Acoustical Society of Korea*, vol. 32, no. 1, pp. 56-63, 2013.
- [5] Korea Communications Commission, *Korea Communications Commission Annual Report 2013*, 2014.
- [6] S. Ryf, T. Wolber, F. Duru, and R. Luechinger, “Interference of neodymium magnets with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators: an in vitro study,” *Technol. Health Care*, vol. 16, no. 1, pp. 13-18, 2008.
- [7] T. Wolber, S. Ryf, C. Binggeli, J. Holzmeister, C. Brunckhorst, R. Luechinger, and F. Duru, “Potential interference of small neodymium magnets with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators,” *Heart Rhythm*, vol. 4 no. 1, pp. 1-4, 2007.
- [8] E.H. Lucas, D. Johnson, and B.P. McElroy, “The effects of electronic article surveillance systems on permanent cardiac pacemakers: an in vitro study,” *Pacing Clin. Electrophysiol.*, vol. 17, no. 11, pp. 2021-2026, 1994.
- [9] A.D. Bernstein, J.C. Daubert, R.D. Fletcher, D.L. Hayes, B. Lüderitz, D.W. Reynolds, M.H. Schoenfeld, and R. Sutton, “The revised NASPE/BPEG generic code for antibradycardia, adaptive-rate, and multisite pacing. North American Society of Pacing and Electrophysiology/British Pacing and Electrophysiology Group,” *Pacing Clin. Electrophysiol.*, vol. 25, no. 2, pp. 260-264, 2002.
- [10] M.E. McIvor, J. Reddinger, E. Floden, R.C. Sheppard, D. Johnson, G.I. Becker, and M. Mayotte, “Study of pacemaker and implantable cardioverter defibrillator triggering by electronic article surveillance devices(SPICED TEAS),” *Pacing Clin. Electrophysiol.*, vol. 21, no. 10, pp. 1847-1861, 1998.
- [11] W.J. Groh, S.A. Boschee, E.D. Engelstein, W.M. Miles, M.E. Burton, P.R. Foster, B.J. Crevey, and D.P. Zipes, “Interactions between electronic article surveillance systems and implantable cardioverter-defibrillators,” *Circulation*, vol. 100, no. 4, pp. 387-392, 1999.
- [12] Medtronic, Inc. *Implantable pacemaker and defibrillator information: Magnets*, Mounds View, Minneapolis: Medtronic int., 2006, http://www.medtronic.com/rhythms/downloads/3215ENp7_magnets_online.pdf
- [13] Medtronic CRDM Technical Services, *Magnet Use For Suspending Medtronic ICD Detection*, Mounds View, Minneapolis: Medtronic int., 2014, http://www.medtronic.com/wcm/groups/mdtcom_sg/@mdt/@corp/documents/documents/crdm_sl_magnet_icd.pdf
- [14] N.H. Kim, K.H. Yun, and S.K. Oh, “Sudden Cardiac Death,” *J. Korean Med. Assoc.*, vol. 53, no. 3, pp. 214-227, 2010.
- [15] Medtronic CRDM Technical Services, *Magnet Use with Medtronic Pacemakers*, Mounds View, Minneapolis: Medtronic int., 2014, http://www.medtronic.com/wcm/groups/mdtcom_sg/@mdt/@corp/documents/documents/crdm_sl_magnet_ipg.pdf
- [16] M. Bilitch, R.S. Cosby, E.A. Cafferky, “Ventricular fibrillation and competitive pacing,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 276, no. 11, pp. 598-604, 1967.
- [17] S. Lee, K. Fu, T. Kohno, B. Ransford, and W.H. Maisel, “Clinically significant magnetic interference of implanted cardiac devices by portable headphones,” *Heart Rhythm*, vol. 6, no. 10, pp. 1432-1436, 2009.
- [18] R. Luechinger, F. Duru, V.A. Zeijlemaker, M.B. Scheidegger, P. Boesiger, and R. Candinas, “Pacemaker reed switch behavior in 0.5, 1.5, and 3.0 Tesla magnetic resonance imaging units: are reed switches always closed in strong magnetic fields?,” *Pacing Clin. Electrophysiol.*, vol. 25, no. 10, pp. 1419-1423, 2002.
- [19] R. Beinart and S. Nazarian, “Effects of External Electrical and Magnetic Fields on Pacemakers and Defibrillators From Engineering Principles to Clinical Practice,” *Circulation*, vol. 128 no. 25, pp. 2799-2809, 2013.
- [20] Medtronic CRDM Technical Services, *Electromagnetic Interference(EMI)*, Mounds View, Minneapolis: Medtronic int., 2013, http://www.medtronic.com/wcm/groups/mdtcom_sg/@mdt/@corp/documents/documents/crdm_sl_emi.pdf