

자가발전 심장박동기를 위한 에너지 수확 플랫폼 개발

박현문* · 이정철** · 김병수*

Development of Energy Harvesting Technologies Platform for Self-Power Rechargeable Pacemaker Medical Device.

Hyun-Moon Park* · Jung-Chul Lee** · Byunng-Soo Kim*

요약

나노 공정기술을 이용한 반도체 및 회로기술의 발전은 의료용 삽입형 기기(MID)의 소형화, 감도, 수명, 신뢰성을 더욱 향상했지만, 최근 MID의 지속적인 동작을 위한 전원의 지속적인 제공 여부가 중요한 도전과제 중 하나이다. 이러한 이유로 신체 내에서 다양한 생체 역학 에너지를 활용하는 자체 전원 이식형 의료기기가 최근에 많이 연구되고 있다. 본 논문에서는 TENG를 이용한 자가발전을 통해 재충전이 가능한 심장박동기를 개발하였다. 그리고 우리는 대형동물의 동작에 따라 삽입된 심장박동기에 내장된 TENG의 발전을 검증하였다. 동물의 움직임으로부터 수집되는 전력은 2.47V로 심장박동기에 센싱을 위해 필요한 전압(1.35V)보다 높은 전원을 획득할 수 있었다.

ABSTRACT

The advances of semiconductor and circuitry technology dovetailed with nano processing techniques have further enhanced micro-miniaturization, sensitivity, longevity and reliability in MID(Medical Implant Device). Nevertheless, one of the remaining challenges is whether power can sufficiently and continuously be supplied for the operation of the MID. Self-powered MID that harvest biomechanical energy from human motion, respiratory and muscle movement are part of a paradigm shift. In this paper, we developed a rechargeable pacemaker through self-power generation with the triboelectric nanogenerator. We demonstrate a fully implanted pacemaker based on an implantable triboelectric nanogenerator, which act as a storage as well as active movement on a large-animal(dog) scale. The self-power pacemaker harvested from animal motion is 2.47V, which is higher than the required pacemaker device sensing voltage(1.35V).

키워드

Medical Implant Device, Tribo-Electric Nano-Generator, Pacemaker, Preclinical Study, Renewable Energy System
의료 삽입형 기기, 마찰식 발전소자, 심장박동기, 전임상시험, 재생에너지 시스템

1. 서론

령화와 비만, 스트레스 등 현대질병(modern disease)으로 인해 다양한 질환 환자가 증가하고 있으며, 특히 체내삽입형기기(Implantable Medical Devices)는 고 심장박동관련 질병 분야는 연평균 6.48%로 증가속도

* 전자부품 SoC 플랫폼 연구센터(kimagu@keti.re.kr, bskim4k@keti.re.kr)

** 교신저자 : 전자부품연구원, SoC 플랫폼연구센터
• 접수일 : 2019. 05. 25
• 수정완료일 : 2019. 05. 31
• 게재확정일 : 2019. 06. 15

• Received : May. 25, 2019, Revised : May. 31, 2019, Accepted : Jun. 15, 2019

• Corresponding Author : Jung-Chul Lee

Dept. SoC Platform Research Center, Korea Electronics Technology Institute

Email : mflee00@keti.re.kr

가 더 빠르다. 이러한 질환 환자의 생명유지를 위한 수단으로 심장박동기가 사용되며, 수요 또한 2025년까지 7.2%의 증가가 예상된다. 하지만, 체내삽입형 심장박동기의 수명이 10년 내외로 인해 주 수요층인 40~60대의 경우 짧게는 3번 많게는 6회까지 주기적 교체가 필요하다. 기기가 삽입되었던 부위의 흡착 및 고형화 등 다양한 신체 반응성으로 인해 재수술이 어려운 문제도 있다. 메드트로닉, 에보트(Abbott), 보스톤 과학(Boston Scientific), 존슨앤존슨(Johnson and Johnson) 등 글로벌 의료기업들은 교체 주기를 줄이기 위해 소재, 에너지 반도체 등 다양한 분야에서 지속적인 연구가 진행했다.

가장 활발한 교체 주기 감소방안은 배터리를 지속해서 충전하는 방안이며, 이에 따라 과거 광충전 방법이 제시[1]되고, 근섬유/마찰 기반 발전 연구[2-3], 열전소자를 이용한 연구[4], 자기유도 무선에너지 전송[5] 등 다양한 이식형 충전 의료기기 연구와 함께 소동물과 대동물을 이용한 전임상시험이 이루어졌다. 하지만, 이러한 선행연구들은 아이디어를 검증하는 수준이며 동물의 생존율보다는 희생(sacrifice)을 근간으로 다양한 충전 방안을 실험하는 프로토타입 연구로 머물고 있다. 지난, 10년간 MID의 충전 분야 연구가 천여 건 있는 것에 비교해 실제 의료기기에 적용은 자기유도 방식 충전이 유일하고 다른 충전기술은 전임상시험 2기 이상을 찾아보기 어려울 정도로 한계를 지닌다.

본 연구는 신체움직임을 통해 반영구 발전이 가능한 나노발전소자를 이용해 MID의 지속적인 사용이 가능한 자가발전 심장박동기(nano-Generator Self-Power Pacemaker, GSPP)를 개발하였다. 이를 2015년부터 시제품과 전임상시험을 통해 점차 고도화, 안정화, 소형화하면서 검증하였다. 결과적으로 신체움직임을 통한 에너지 발전과 이를 이용한 플랫폼의 동작 가능성을 유의 의미한 수준에서 제시할 수 있었다.

2장은 기존 MID의 에너지 충전을 위한 선행연구를 크게 무선충전, 열전, 마찰소자발전을 각각 연구결과와 장점을 설명하고 극복해야 할 문제를 다룬다. 3장은 이를 해결하는 본 제시한 티타늄(Titanium) 기반 에너지 발전 및 충전시스템을 제시한다. 4장은 전임상시험과 심장박동기의 자가발전 실험 결과를 설명하고, 향후 개선될 시스템의 문제점과 한계를 설명한다.

II. MID 충전을 위한 선행연구들

MID에 충전 관련 연구는 1990년부터 제안[1]되었으나 반도체 및 소재 기술이 한계로 시제품 연구는 2000년대 중반부터 시작[8]하였다. MID와 연계된 자가발전 전임상시험이 동반된 연구는 2010년[2],[4],[6]부터 체내발전을 제시하면서 다양한 물리, 화학적 에너지 발전 소재를 이용한 플랫폼이 제안되었다.

최근에는 무선충전기술인 자기공진(Magnetic Resonant)과 자기유도(Magnetic Induction)를 이용한 MID 충전 연구가 활발[5]하며, 그 밖에는 열전[9]과 근섬유기반 발전[3],[7] 신체 운동성을 활용한 수직마찰발전 연구[10-13],[17]가 있다.

2.1 자기유도 기반충전

NFC(Near Field Communication)를 이용한 MID의 충전연구는 2012년부터 최근까지 연구되고 있다. 13.56MHz의 주파수를 근간으로 수 mm 이내에 장치가 가능한 척수자극기(Spinal cord stimulation, SCS) 관련 연구가 진행되고 있다. 2015년에 처음 보스톤 과학과 IDT(Integrated Device Technology)는 WPC(Wireless Power Consortium) 기반 충전기술을 만성 통증을 위한 무선충전용 척수 자극기로 개발하고 2016년부터 판매하고 있다. 하지만, 인체삽입에서는 WPC 방식의 무선충전 효율은 낮고, 패키지 소재의 특성, 부피, 체내침투도 등으로 근육층 포함하여 2~4cm 이내가 적합하다. 충전기와 수신기가 공기중에 4cm 이상 떨어지거나 빠나 혹은 장기 내에서는 충전이 어렵고 5cm 내외의 체내에 삽입은 혈액(Blood)의 RF를 효율적인 흡수성으로 인해 충전 효율성이 떨어진 다. 인체 내에 해가 없으면서도 충전 가능한 720mW 이상 전력이 필요하다. 720mW[15]는 충전 기능이 아닌 출력 전력으로 시간 평균 세기(spatial peak temporal average intensity, Ispta)으로 출력 불확실도인 의료기기 오차인 $\pm 25\%$ 가 반영하고, 신체 전달 물성 특성까지 고려한다면, 신체로 발신되는 출력은 600mW로 낮아지게 된다.

2.2 자기공명/전자기파기반 발전과 충전

수 MHz에서 수십 MHz 대역의 주파수를 사용하여 자기적 공명을 이루어 전력을 전송하는 기술로 인체

유해성에 자유롭지 못하다. 이러한 이유로 최근 MID의 무선충전연구에서는 자기공명식은 배제되고 있다.

2.3 열전 기반 발전과 충전

열전은 최근에 제안된 방안으로 역시 두 판막 소자의 온도 차로 발생하는 전압을 이용해 열에너지를 전기에너지로 변환하는 원리다. 선행연구들은 다수가 온도차가 발생 가능한 피부 아래[14]나 근육 운동으로 인한 열전발전이 연구되고 있으나 인체는 36.5도로 유지하려는 특성이 있으므로 열전이 인체 내 깊이 삽입될 경우 열평형 현상이 발생한다. 이에 따라 소동물 같이 열에너지 차가 큰 동물을 실험한 연구들이 발표되고 있지만, 대동물 실험은 검증되지 않았다.

2.4 근섬유기반 발전과 충전

마찰전기기반의 나노 발전은 MID를 위한 에너지 수확 장치로 제시[3],[7]되었으며, 발전소자 크기의 유연성과 경량화에 이점을 갖는다. 선행연구에서 심장과 근육은 발전 측면에서 주기성과 지속인 장점이 있어 유리하다. 하지만, 삽입된 소자를 체내에서 이물질로 반응하여 이를 경화시키거나 삽입한 조직의 주변이 딱딱해지는 ‘구형 구축’이 발생한다. 근섬유기반은 발전 소자의 높은 발전 특성을 위해 실리콘을 사용하게 되는데 고정된 실리콘의 경우 큰 영향이 없지만, 발전으로 인해 실리콘이 총황형상이 일어나면서 진동과 주변의 셀을 자극하게 된다. 면역세포가 자극에 의한 실리콘을 공격하게 되고 고분자 화합물인 실리콘이 제거될 수 없으므로 세포 단위에서 실리콘을 셀이 점점 섬유화로 딱딱해지면서 그 부위가 붕괴 된다. 이후에는 실리콘 구축된 발전 소자의 발전이 발생하지 않는다.

이처럼 실리콘 기반의 발전 소재 패키징은 실질적으로 부작용이 많으며, 글로벌 의료 기업들은 소재인 티타늄을 기반으로 니켈, 스테인리스(SUS 316L), 백금 소재 복합 합금과 실리콘을 이용하여 MID에 사용되고 있다. 스테인리스와 백금의 경우 인체 내 전도성 소재로 활용되고 있으며, 티타늄은 전기 및 열전도도가 낮은 소재로 외장에 사용된다. 즉, 다양한 발전방안이 존재하지만, MID 기기에 적용 가능한 충전기술은 티타늄 소재를 고려한 기술로 제약된다.

III. 신체동작기반 충전기술

본 제안 시스템은 티타늄 복합 합금의 외장으로 구성하고 내부 TENG(Tribo-electric Nanogenerator) 발전 소자를 통해 진동과 마찰에너지를 이용한 발전방안을 연구하고 제시하였다. [12]와 같이 이미 실리콘 기반에서 대동물 내부에서 발전할 수 있다는 것을 실시간으로 실험·검증하였다.

3.1 시스템 개요

본 제안은 에너지수집 장치와 저장관리 장치, 심장박동기 그리고 무선 정보 전달 장치로 네 가지로 구성된다.

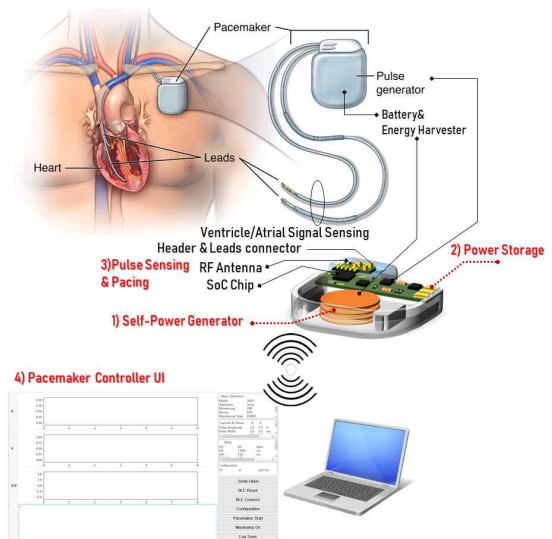


그림 1. 제안된 심장박동기의 전체시스템 구조도

Fig. 1 Overall system structure of the proposed pacemaker

첫째, 에너지수집 장치는 에너지 발전부로 사람의 동작으로부터 에너지를 획득할 수 있다. 자가발전(Self-Power Generator) 및 전력 변환 장치는 성균관대학교에서 개발된 복합 TENG의 AC 전원을 정류회로를 통해 DC로 변환 후 발전에너지를 커패시터에 저장한다. 둘째, 전력 저장(Power Storage) 및 관리 장치에서는 커패시터에 저장된 에너지를 효율적인 사용을 위해 PMIC가 요구되는 일정한 영역까지 저장이 필요하다. 저장된 전압(Voltage)을 관찰하여 일정한

전압 이상에서만 저장소에서 충전 가능한 전압과 전류로 변환하여 리튬폴리머 배터리로 저장한다. 셋째, 펄스측정(Pulse Sensing)과 자극(Pacing) 기능으로 심장박동기는 능동형 리드(Active Lead) 혹은 수동형 리드(Passive)가 심방(Atrial)과 심실(Ventricle)에 삽입되며, 두 곳의 심근으로부터 ECG 신호를 수집하고 이상이 발생하면 유니 폴라 자극(Unipolar pacing)을 통해 안정시키는 역할을 하게 된다. 마지막으로 심장박동기 제어 UI SW(Pacemaker Controller UI SW)는 심장박동기에 심방과 심실의 정보를 수집하고 제어, 자극을 주는 사용자 인터페이스로 되어 있다.

이러한 에너지의 전달과 전환과정은 심장박동기에 연결된 무선 정보 전달 장치를 통해 심장 모니터링 정보를 사용자 단말로 전달한다. 그림 1은 에너지수집부터 전달하는 과정을 나타내었으며, 그림 2는 상태에서 개발된 발전 소자를 근간으로 에너지를 저장하는 과정을 나타낸 것이다. 일련의 이러한 시스템 과정은 티타늄으로 완전히 포장되어 구조적 안전성을 높이면서 사람의 동작 혹은 동물 동작으로 인한 구조적 충격으로 IMD 기기가 손상되는 것을 방지한다. 그림 2와 같이 복합 TENG는 접촉 대전과 정전유도방식을 모두 사용하기 때문에, 수직과 수평 물리 에너지를 모두 전기에너지로 전환하는 장점을 지닌다.

본 제안된 충전 구조는 신체 동작을 기반을 둔 충전기술로 두 가지 장점을 지닐 수 있다. 첫째 수면을 제외하고는 지속적인 에너지 충전이 가능하며, 티타늄 구조체 안에서 발전하기 때문에 의료적으로 매우 안전하다는 것이다.

3.2 TENG 에너지 저장장치특성

에너지 발전장치의 접속면적과 밀도는 발전에너지에 출력에 상비례 특성을 지니며, 이에 따라 관련된 전압과 전류의 다양한 특성을 갖는다. 또한, 소자의 밀폐성에 따라 발전 특징이 다르다. [2]과 같이 일반적인 TENG는 높은 신뢰성과 안전성으로 수천 시간의 동작성에도 내구적 저하가 낮은 장점을 지닌다. 그림 2에 오른쪽은 개발된 심장박동기 티타늄 시제품이며, 왼쪽은 심장박동기에 내장되는 자가발전 소자이다. 발전 소자의 크기는 4.42x45.82x42.10mm (높이x가로x세로)로 구성된다.

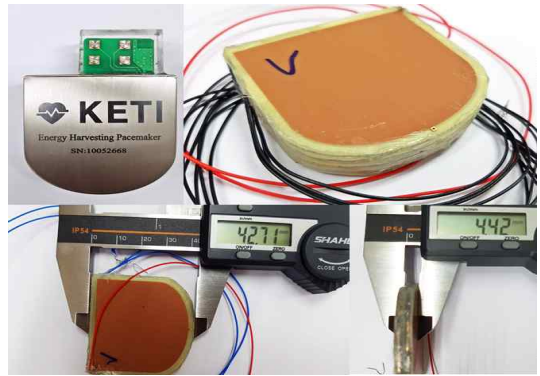


그림 2. 심장박동기 티타늄 시제품 및 내부에 사용되는 TENG 발전소자

Fig. 2 Built-in TENG generator source and titanium based prototype with the pacemaker

선행연구[12-13][16]에서 수차례 실험하였지만, 발전 소자는 매질, 소재, 형질 모형에 따라 발전 특성이 조금씩 다르다. 이번에 제작된 TENG의 특성은 3.3장에서 분석하였다.

3.3 제안된 TENG 발전과 시스템구조

그림 3은 TENG와 연계된 PMIC 구조를 나타낸 것이다. 발전 소자는 AC로 발전되며, 정류기를 통해 DC로 변환된다. PMIC에서는 Input Power에 저장되고 있는 입력단의 전압을 모니터링 한다. 입력 전력(Input Power)은 충전에서는 시정수 형태로 증가하고, 방전 혹은 충전이 없을 때 천천히 감소한다. PMIC는 입력 전원을 기준으로 전력 저장소(Storage Power)에 저장하게 된다.

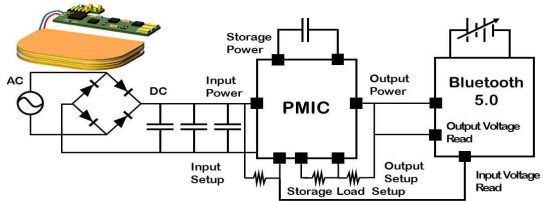


그림 3. TENG의 전력 변환 및 발전구조

Fig. 3 Power conversion and power generation structure associated with the TENG

PMIC는 전력 저장소의 전력을 감시하여 출력 전력(Output Power)에 합당한지 계산하게 된다. 다수의

PMIC들은 다양한 전력원에 따라 전압을 제공하기 때문에 그림의 저항으로 표시같이 출력 및 커패시터의 로드 전압을 환경에 따라 1.5~5.7V까지 설정한다. 본 시스템에서 소자의 발전과 출력 전력을 관찰하기 위해서 블루투스 5.0의 Cortex M4F와 결합한 노르딕사의 nRF2840 SoC에 ADC 12bit를 이용하여 TENG의 발전과 PMIC의 출력 전력을 측정하였다.

그림 4는 개발된 성균관대 TENG 소자의 3~5Hz에서 발전 특성을 보여준다. 그림 2, 3과 같이 다층소자로 이루어져 있어 발전전류가 특정 주기로 증폭된다. 개발된 소자는 약 60uA의 전류를 보이며, 평균 RMS는 48uA이다. 그리고 전압은 최대 8V로 RMS는 약 6.15V로 최대 전압의 76.9%를 갖는다. 발생하는 전력은 최대 0.480mW/s이지만 연속된 전원인 RMS로 볼 때 0.295mW/s로 낮은 전력이지만 심장박동기는 센싱을 위해 10uW/s[16]를 소비하기 때문에 TENG 발전으로도 심장박동기 센싱에 충분한 전원 공급이 가능하다.

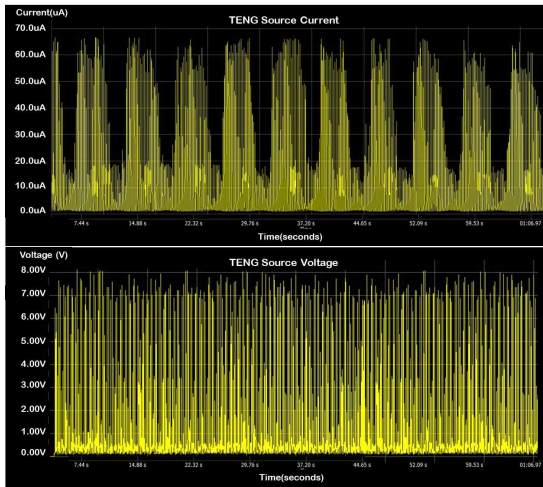


그림 4. 3~5Hz에서의 TENG 발전량 결과 (위, 전류/아래, 전압)

Fig. 4 TENG power generation results at 3~5Hz (Top, Voltage/Bottom, Current)

3.4 TENG 에너지 저장장치특성

그림 5의 왼쪽은 개발된 심장박동기 보드로 크게 센싱하는 영역(Pacemaker Sensing Part)과 TENG에 발생하는 에너지를 저장하고 이를 배터리로 혹은 심

장박동기 센싱부에 전력을 전달하는 영역(TENG Energy Harvesting Part)으로 구성된다. 오른쪽은 심장박동기 시제작품의 통합이전에 TENG 에너지 발전의 검증을 위해 제작한 것으로 크기는 27.72×12.05mm로 초소형으로 제작하여 TENG와 연동하여 그림 4, 6의 발전소자 및 PMIC 출력 분석과 같이 활용되었다.

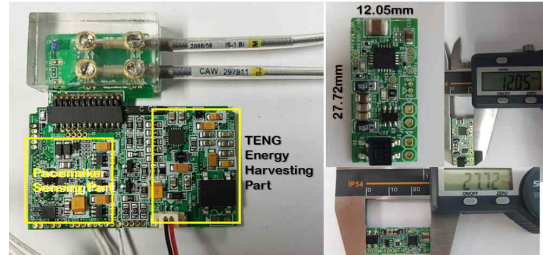


그림 5. 심장박동기 보드(왼쪽)과 TENG 하베스팅보드(오른쪽)

Fig. 5 Pacemaker(Left) and TENG Harvesting Board(Right)

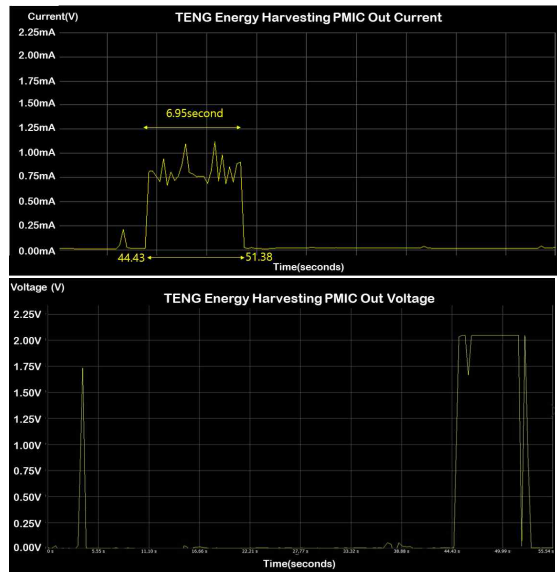


그림 6. TENG 하베스팅보드의 출력 전력 검증
Fig. 6 Output voltage and current of the TENG Harvesting Board

그림 6은 PMIC는 발전 소자로부터 44초 이후에 2.00V에 0.750~1mA로 약 7초간 출력한다. 3.3장에서 발전되는 소자 전력이 1초간 0.295mW일 때 44초는 12.98mW 발전되지만, PMIC의 지속적인 전력손실로

인해 실제 출력되는 전력은 약 2mW밖에 되지 않아 에너지효율은 15% 이내로 낮다. 변환시스템에 낮은 에너지효율 문제는 PMIC에서 기본적으로 사용되는 전력이다. 개발된 PMIC가 전력 변환에서 250uW/s 내외가 필요하며, 그림 6의 발전시간이 44초라면 약 10mW 내외의 PMIC 전력 소모가 요구된다. 이에 따라 발전 소자의 전력이 초당 2mW로 높아진다면, 지금보다도 높은 효율이 예상된다.

3.5 심장박동기 관리 시스템

그림 7과 8은 나뉜테크와 공동으로 개발하였으며 심장박동기의 센싱과 페이스 그리고 자가발전 발전상황을 관찰하기 위해 개발된 UI이다.

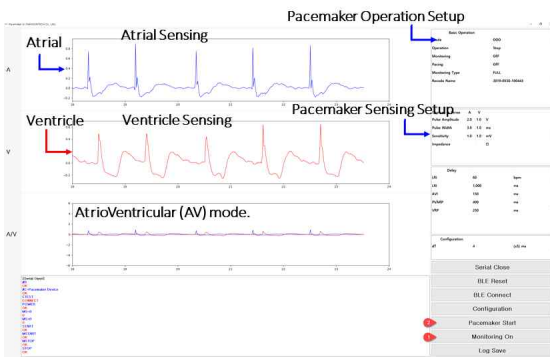


그림 7. 심장박동기 모니터링 인터페이스
Fig. 7 Pacemaker remote monitoring UI



그림 8. 심장박동기 설정 인터페이스
Fig. 8 Pacemaker device remote control UI

심장박동기 구동되는 AV(Atrial Sensing/Ventricular Sensing) 기능과 우심방 감지 및 조율인 AAI (Atrial

pacing, Atrial sensing, Inhibited by atrial event), 우심실의 감지와 조율을 하는 VVI (Ventricle pacing, Ventricle sensing, Inhibited by ventricular event), 심방과 심실에 각각 삽입되어 심방을 감지하고 조율하는 VDD(Ventricular pacing Dual chamber sensing Dual chamber function : inhibited and triggered)를 4가지 기능을 지원한다.

IV. 전임상시험 및 검증

그림 9와 같이 대형 동물 시험 모델에서 심장박동기 A와 B 타입을 시제품을 검증하기 위해 서울대학교병원과 협업하여 대형 잡견의 심장 근처에 이식했다. 두 종류의 장착은 기기에 견고성과 내구성을 확인하고, 하루 동안 동물실험장에서 잡견의 움직임에 따른 전압의 변화를 무선통신을 통해 다양한 검증하기 위함이다.

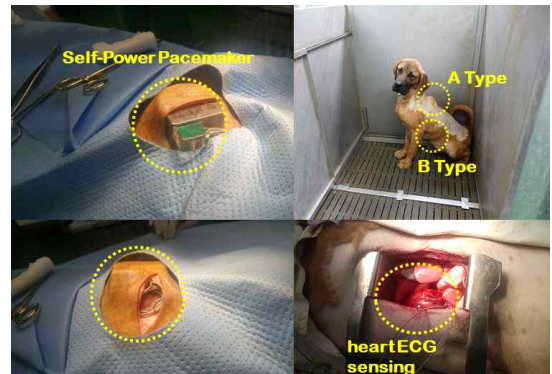


그림 9. 심장박동기의 전임상시험과 수술과정
Fig. 9 Preclinical study and animal operation of Pacemaker

심장박동기의 기능 검증과 함께 본 논문에서 제안한 발전 소자의 발전에너지가 동물의 움직임과 어떤 연관 관계를 지니는지 발전 비교를 하였다.

그림 10과 같이 18시간의 연속적인 모니터링 결과, 마취가 풀린 이후에 동작인 16:00와 잠건 기니(18:00, 08:00)의 전후에 지속적인 발전이 관측되었다. 초기에는 1.47V 그리고 1.65V 그리고 2.47V로 수술 이후 잠건의 상태가 호전됨에 따라 동작이 커지면서 발전량

이 증가했다. 24:00에 발전은 이물질인 심장박동기 이식에 따른 요인으로 잠건이 숙면하지 못하기 때문으로 추측되며, 다음날 04시경에 간헐적으로 발전이 발생하는 것으로 연계 유추가 가능하다. 식사 시간의 발전은 잠건의 동물실험장이 협소하여 연속된 큰 움직임에 한계가 있어 3.3장과 3.4장의 실험한 TENG 소자의 발전 최대값에 도달하기 어려움이 있다.

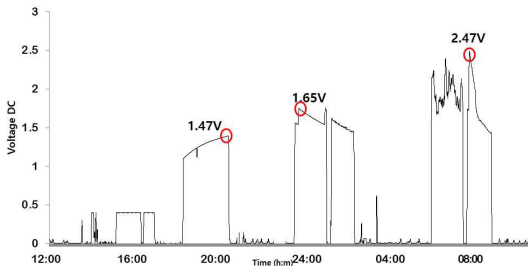


그림 10. 잠건 동작에 따른 자가발전 심장박동기 발전 전압 모니터링

Fig. 10 Generation voltage monitoring of the Self-powered pacemaker according by animal movement

V. 결 론

본 연구는 신체움직임을 통해 반영구 발전이 가능한 자가발전 심장박동기(nano-Generator Self-Power Pacemaker, GSPP)를 개발하고, 전임상시험을 통해 일정 조기에 발전 전력을 확보하였다. 심장박동기 기기 통합이전의 오픈 필드 검증 환경과 비교하면 낮은 전력량이었지만, 신체움직임을 통한 반영구 발전 가능성을 임플란트 상황에서 국내 최초로 검증하였다. 발생하는 전압 또한 지속적 심장의 심실과 심방의 센싱에 필요한 전압인 1V를 넘어서 제공할 수 있었다.

감사의 글

2018년도 산업통상자원부 및 산업기술평가관리원(KEIT) 연구비 지원에 의한 연구임. ('10052668', 심장박동기를 위한 인체삽입형 웨어러블 자가발전 에너지원 및 극소전력 무선통신시스템 개발)

References

- [1] K. Murakawa, M. Kobayashi, O. Nakamura, and S. Kawata, "A wireless near-infrared energy system for medical implants," *IEEE Engineering Medicine and Biology Mag.*, vol. 18, 1999, pp 70-72.
- [2] H. Ouyang, Z. Liu, N. Li, B. Shi, Y. Zou, F. Xie, Y. Ma, Z. Li, H. Li, Q. Zheng, X. Qu, Y. Fan, Z. L. Wang, H. Zhang, and Z. Li, "Symbiotic cardiac pacemaker," *nature communications*, vol. 10, no. 1, Dec. 2019, pp 1-20.
- [3] Q. Zheng, B. Shi, F. Fan, X. Wang, L. Yan, W. Yuan, S. Wang, H. Liu, Z. Li, and Z. Wang, "In Vivo Powering of Pacemaker by Breathing Driven Implanted Triboelectric Nanogenerator," *Advanced materials*, vol. 26, no. 33, July. 2014, pp. 5851-5856.
- [4] A. Amar, A. Kouki, and H. Cao, "Power Approaches for Implantable Medical Devices," *Sensors*, vol. 15, no. 11, Nov. 2015, pp. 28889-28914.
- [5] A. DeHennis, S. Getzlaff, D. Grice, and M. Mailand, "An NFC-Enabled CMOS IC for a Wireless Fully Implantable Glucose Sensor," *IEEE j. of biomedical and health informatics*, vol. 20, no. 1, Jan. 2016, pp 18-28.
- [6] R. Mahdi and S. Loius, "Energy sources and their development for application in medical devices," *J. of Expert Review of Medical Devices*, vol. 7. no. 5, Sept. 2010, pp. 693-709.
- [7] C. Sue and N. Tsai, "Human powered MEMS-based energy harvest devices," *J. of Applied energy*, vol. 93, May. 2002, pp. 390-403.
- [8] K. Selvan and M. Ali, "Micro-scale energy harvesting devices: Review of methodological performances in the last decade," *J. of Renewable and Sustainable Energy Reviews*, vol. 54, Feb. 2016, pp. 1035-1047.
- [9] J. Katic, S. Rodriguez, and A. Rusu, "A High-Efficiency Energy Harvesting Interface

for Implanted Biofuel Cell and Thermal Harvesters," *IEEE Trans. on Power Electronics*, vol. 33, no. 5, May 2018, pp. 4125-4134.

[10] Z. Yang, S. Zhou, J. Zu, and D. Inman, "High-performance piezoelectric energy harvesters and their applications," *J. of Joule*, vol. 2, no. 4, Apr. 2018, pp. 642-697.

[11] Q. Zheng, Y. Zou, Y. Zhang, Z. Liu, B. Shin, X. Wang, Y. Jin, H. Ouyang, Z. Li, and Z. Wang, "Biodegradable triboelectric nanogenerator as a life-time designed implantable power source," *Science Advances*, vol. 2, no. 3, Mar. 2016, pp. 1-6.

[12] H. Park, T. Hwang, and D. Kim, "A Development of Energy Storage Monitoring System Architecture for Triboelectric Nanogenerator in the Implant Environment," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 13, no. 2, Apr. 2018, pp. 473-480.

[13] H. Park, D. Kim, and B. Kim, "A Development of P-EH(Practical Energy Harvester) Platform for Non-Linear Energy Harvesting Environment in Wearable Device," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 13, no. 5, Oct. 2018, pp. 1093-1100.

[14] P. Kumar, V. Babu, A. Subramanian, A. Bandla, N. Thakor, S. Ramakrishna, and H. Wei, "The Design of a Thermoelectric Generator and Its Medical Applications," *J. of Designs*, vol. 3, no. 2, Apr. 2019, pp. 1-26.

[15] FDA, 'Ultrasound Imaging:Diagnostic ultrasonic transducer, 892.1570, 90-ITX', U.S, 2016.

[16] N. Jackson, Z. Olszewski, C. O'Murchu, and A. Mathewson, "Shock-induced aluminum nitride based MEMS energy harvester to power a leadless pacemaker," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 264, no. 1, Sept. 2017, pp. 212-218.

[17] H. Park, J. Kwon, D. Kim, and B. Kim, "Multi-Source Based Energy Harvesting

Architecture for IoT and Wearable System," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 14, no. 1, Feb. 2019, pp. 225-234.

저자 소개



박현문(Hyun-Moon Park)

2006년 국민대학교 전자통신학과 졸업(공학석사)
2010년 국민대학교 BIT학과 졸업(이학박사)

2010년~2013년 한국전자통신연구원
2014년~현재 전자통신연구원 SoC플랫폼센터 책임연구원
※ 관심분야 : IoT시스템, 에너지하베스팅, 엣지컴퓨팅



이정철(Jung-Chul Lee)

2010년 광운대학교 컴퓨터공학과 졸업(공학사)
2012년 광운대학교 대학원 컴퓨터공학과 졸업(공학석사)

2013년~2017년 (주) 테일이스 선임연구원
2017년~현재 전자부품연구원 SOC플랫폼연구센터 연구원
※ 관심분야 : 임베디드 소프트웨어, IoT시스템



김병수(Byung-Soo Kim)

2008년 인하대학교 정보통신공학과 졸업(공학석사)
2013년 인하대학교 정보통신공학과 졸업(공학박사)

2013년~현재 전자부품연구원 SoC플랫폼연구센터 선임연구원
※ 관심분야 : 임베디드 하드웨어, Spike Neural Network, Machine Learning