

# 임플란트 환경에서 TENG 소자를 고려한 효율적인 에너지 저장 모니터링 시스템 개발

박현문\* · 황태호\* · 김동순\*\*

A Development of Energy Storage Monitoring System Architecture for Triboelectric Nanogenerator in the Implant Environment

Hyun-Moon Park\* · Tae-Ho Hwang\* · Dong-Sun Kim\*\*

## 요약

2012년에 에너지 하베스팅을 위한 새로운 에너지 획득 방안인 TENG가 제시되었다. 동작에 따라 마찰 혹은 진동으로 전력을 생산하는 TENG는 새로운 에너지 하베스팅의 발전방안으로 소자 측면에서 많은 연구가 되고 있다. 하지만, TENG는 높은 전압(Voltage)과 낮은 전류(Current)의 문제를 지닌다. 이에 따라서 에너지의 저장과 변환을 위한 반도체 소자 혹은 회로적인 다양한 접근방안이 요구된다. 특히 5Hz 이하의 비규칙적인 발전에서의 변환 저장 기술은 이론적 연구보다 많은 경험이 요구된다. 본 연구는 발전 플랫폼을 저장 기술과 함께 대형동물의 움직임에 따른 발전소자의 실시간 발전 정보를 능동적 BLE 제어를 이용하여 송수신하고 이를 검증하였다.

## ABSTRACT

In 2012, a new energy capturing method called TENG was suggested for energy harvesting applications. The TENG which captures electric energy in forms of friction or vibration has been researched as a new energy harvesting generation device. However, TENG works on rather high voltage and yields relatively low current, and this requires additional energy conversion and saving methods with either in semiconductive elements or circuitry for its application. Irregular generation from vibration sources rattle under 5Hz especially requires empirical studies. In this article, we suggest a electricity generation platform with energy storage methods. The platform is mounted on large sized animals, and the generation is actively monitored and controlled via Bluetooth-Low Energy to verify the platform.

## 키워드

TENG(Triboelectric Nano-Generator), Energy Harvesting, Energy Storage System, Energy Technology  
마찰식 소자, 에너지 하베스팅, 에너지 저장 시스템, 에너지 기술

## 1. 서론

헬스케어 서비스 제공을 위해 사용자 시계, 안경,

목걸이, 밴드 타입 등 다양한 부착형 장치가 증가하고 있지만, 배터리로 인한 헬스케어 디바이스 사용시간의 제약은 관련 산업 확산에 장애요소이다. 이러한 배터

\* 전자부품연구원 SoC 플랫폼 연구센터(kimagu@keti.re.kr, taео@keti.re.kr)

\*\* 교신저자 : 전자부품연구원, SoC 플랫폼연구센터  
dskim@keti.re.kr

• Received : Jan. 31, 2018, Revised : Mar. 09, 2018, Accepted : Apr. 15, 2018

• Corresponding Author : Dong-Sun Kim

SoC Platform Research Center, Korea Electronics Technology Institute  
Email : dskim@keti.re.kr

• 접수일 : 2018. 01. 31  
• 수정완료일 : 2018. 03. 09  
• 게재확정일 : 2018. 04. 15

리에 증속된 디바이스의 사용시간 증대 방안으로 주변 환경에서 에너지를 얻고 스스로 작동하는 에너지 하베스팅 관련 기술들이 관심을 받고 있다. 에너지 하베스팅 기술은 파워반도체를 통해 자연 에너지를 전기적 에너지로 변환되며, 대표적인 소형화된 자연 에너지원으로는 태양열(Photovoltaic)이나 열전(Thermoelectric), 압전(Piezoelectric), 전자기(Electromagnetic), 마찰(Triboelectric) 등 있다. 태양광은 실외에서 안정적인 전원을 제공할 수 있지만, 환경과 시간 그리고 공간적 제약을 받는다. 반면, 압전과 마찰식은 시간·공간적 제약이 없으며, 발전 소자를 얇(Flexible)게 제조하나 접을(Foldable) 수 있어 의료 분야의 근육이나 관절 등에 삽입되는 바이오센서와 신체 유체, 혈류, 심장박동, 근육의 수축 및 이완 그리고 인체 진동 등 신체로부터 다양한 에너지 수집이 가능하다. 이러한 이유로 신체의 임플란트 된 디바이스 전원을 공급 방안으로 압전과 마찰식 소자가 연구되고 있으며, 대표적인 압전 소자로는 피에조와 마찰 대전형 소자로 TENG(TriboElectric Nano-Generator) [1]가 있다.

마찰 대전형 소자의 선행연구[1-3]와 같이 비규칙적인 낮은 주파수를 지닌 환경에서  $\text{cm}^2$ 당 수백 V의 전압과  $\mu\text{A}$  수준의 낮은 전류(current)를 지닌다. 따라서 에너지 변환과 저장에 어려움이 있어 산업적 측면에서 관심이 매우 낮았다. 하지만, 최근 반도체 공정이 미세화와 설계기술의 발달로 고전압의 저장·변환 기술과 함께 에너지하베스팅 소자들이 에너지 변환과 저장 그리고 출력을 위한 PMIC(:Power Management Integrated Circuits) 및 DC-DC Converter IC의 전력 소모가  $1\text{mW}$ 이하로 개선됨에 따라 TENG는 물론 열전, RF 등을 활용한 에너지 하베스팅용 플랫폼[4-5]이 등장하고 있다. 또한, 의료 임플란트 분야에서도 임플란트 디바이스 배터리를 보조할 수 있는 시제품 가능성이 점차 커지고 있다. 선행연구에서 의료 임플란트 분야에 마찰소자 적용 연구[6]로 아직은 유선 기반 계측 장비로 측정하거나 특정한 진동조건과 최적의 환경 구성을 통해 측정[7]하였다. 이러한 선행 연구[6-7]들은 인위성과 최적화로 실제 환경의 활용성이 낮고 실험 객체가 고등동물일 경우에는 유선의 이질감과 제한된 동작으로 인해 발전량과 플랫폼의 유효성을 위한 결과 분석에 제약을 지닌다.

본 연구는 성균관대의 임플란트용 마찰소자를 이용

하여 에너지를 저장하는 발전·저장 플랫폼과 저장에너지를 전압을 측정하고 이를 무선 플랫폼과 연동 및 전송하는 에너지 하베스팅용 모니터링 플랫폼을 개발하였다. 이를 검증하기 위해서 마찰 소자 기반의 의료용 임플란트 플랫폼을 개발하고 서울대학교 병원과 협력하여 대형동물 이용한 전임상실험을 국내 최초로 진행하였다. 2장은 의료 임플란트에 필요한 마찰 대전형 소자인 TENG의 소자특성을 연구하고, 3장은 TENG에 적합한 1차 저장소 설계와  $0\sim 16\text{V}$ 까지 발생하는 저장소의 전압 모니터링 방안을 제시하였다. 4장은 대형동물의 전임상실험을 통해 동물 동작에 따른 에너지 발생 결과 분석을 통해 본 연구에서 제시한 TENG 에너지 모니터링 기술의 적합성을 검증하였다.

## II. 마찰 대전형 소자와 실험환경

본 연구에 사용된 마찰 대전 소자는 그림 1 같이 다층 구조[2],[8]를 지닌다. 두 개의 아크릴 안에 Ni 기반 나노 발전소자가 진동과 마찰을 통해 수직, 수평 에너지를 전압과 전류로 AC 출력한다. 다층 소자는 에너지 발생의 병렬화로 단층보다 높은 전력을 발생과 발생하는 전력 에너지도 긴 시간 동안 발생한다.

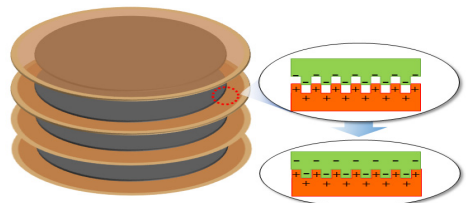


그림 1. 마찰 대전 소자 구조  
Fig. 1 Structure of triboelectric nano-generators

그림 1의 5층짜리 마찰대전 소자를 TENG 진동기계를 통해  $3\text{Hz}$ 로 동작시키고, 이를 DMM(:Digital MultiMeter)로 측정하여 그림 2와 같이 나타내었다. 그림과 같이 전압은  $\pm 40\text{V}$ 의 이상으로 높으며 전류는  $15\sim 30\mu\text{A}$ 로 매우 낮다. 그리고 발생하는 에너지 또한 일정하지 않다.

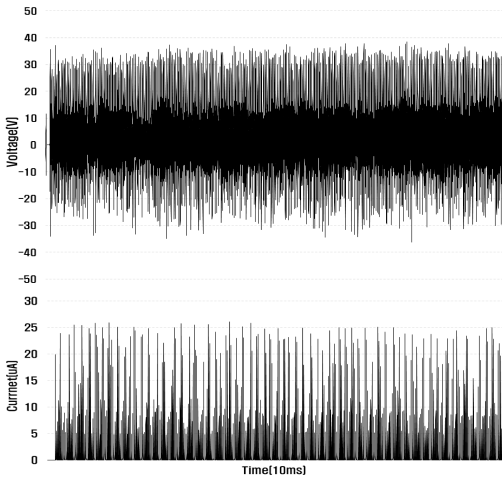


그림 2. 마찰 대전 소자에서의 전압과 전류 측정  
Fig. 2 Measurement of voltage and current on triboelectric nano-generators

5cm 높이에서 단일(Single Layer)과 5층으로 구성된 다층(Multi-Layer) 소자를 각각 임의적(non-linear) 진동에서 전압과 전류를 측정하였다. 그림 3과 같이 전류 최대값은 계층과 상관없이 같지만, 전류 RMS의 면적 대비 총량은 다층구조가 약 2.2배가 많았다. 반면, 전압은 단일 계층보다 5개로 구성된 다층 계층으로 구성된 소자가 약 5배 정도 높은 전압을 보였다.

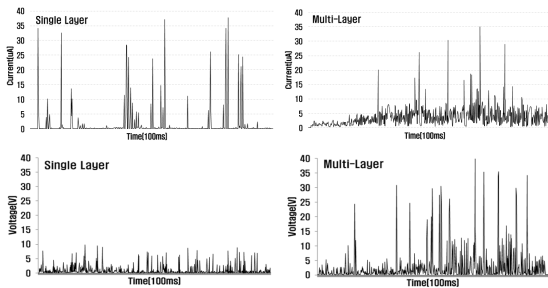


그림 3. 단일과 다층 TENG의 전압과 전류 비교  
Fig. 3 Comparison of voltage and current between single and multi-layer within the TENG source

따라서 본 연구에서 사용된 TENG 발전 소자의 총 에너지량은 손으로 임의적으로 흔들면 단일 계층의 RMS는 약  $6.8\mu A$ 로 매우 낮지만, 다층 계층에서는  $73.8\mu A$ 로 11배의 발전에너지 획득이 가능하다. TNEG

의 발전에너지 전압과 전류의 형태 분석에서도 다층화될 경우 단층보다 에너지 발생 시점에서 단층보다 넓은 탑 형태의 이등 삼각형 에너지가 발생하였다.

### III. 에너지 하베스팅 모니터링 시스템

#### 3.1 TENG의 에너지와 1차 저장소 설계

본 연구에 사용되는 TENG 하베스팅 소자는 2장에서 설명한 것 같이 RMS는 수십  $\mu A$  낮지만, 최대 발전량은  $1,575\mu A$ 로 수십 배 높다. 다층 계층일 때의 발생 에너지는 그림 4 같이 50~100ms 동안 에너지가 분포된 진동 에너지로 높은 이등변 삼각형 형태의 에너지가 발생된다. 따라서 다층 계층일 때 발생 주파수 ( $Hz$ )에 따른 에너지( $E$ )를 추론할 수 있다.

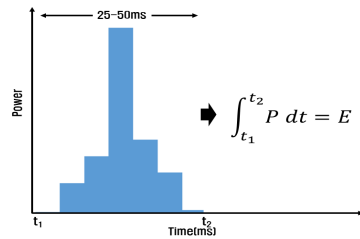


그림 4. 다층 TENG 소자의 파워 계산  
Fig. 4 Power calculation of multi-layer TENG

위에 그림 4를 정리하면, AC인 TENG 소자를 주파수 발생기( $\nu$ )를 이용한 AC 에너지( $E_{AC}$ )는 수식 1로 유도된다.

$$\int_{t_0}^{t_1} P dt \cdot \nu = E_{AC} \cdot \nu \quad (1)$$

AC 에너지( $E_{AC}$ )는 주파수에 따른 전압과 전류 위상을 가진  $\pm$  출력으로 브리지 정류기에 DC 출력은 한 사이클 동안 2번 발생한다. 따라서 브릿지 정류기에 DC 변환이 무손실로 가정한다면 수식 2와 같이 나타낼 수 있다.

$$E_{AC} \cdot \nu = 2E_{DC} \cdot \nu \quad (2)$$

가진기(Pulse Vibrator)를 20대 여자와 남자의 빠른 걷는 속도를 3Hz로 가정[12]하고 발전하면, TENG 발전소자 발전에너지는 1회에 약 50ms동안 지속하고, 1초 동안 최대 7.5mW의 전력이 발생할 수 있다. 하지만 앞서, 그림 3의 임의적 실험과 같이 비규칙 환경에서 최대 발생에너지는 가진기의 출력 대비 80% 이하로 측정됨에 따라 소자에 최대 발생에너지를 초당 6.0mW로 가정한 회로 설계가 요구된다. 선행 연구 [9-10]와 같이 회로에서 가장 크게 고려할 것은 커패시터(capacitor) 특성과 용량에 따른 저항이며 기생 성분(ESR : Equivalent Series Resistance)을 고려하여 저장된 에너지의 발전을 최소화되어야 한다. 또한, 에너지 저장소는 소자 발전 특성에 적합한 용량을 제공해야 한다. 선행연구[10-11]의 발생에너지별 커패시터 용량 연구에 따르면 커패시터가 큰 경우 낮은 전압으로 인해 PMIC 소자에 사용이 어렵고, 너무 작으면 커패시터 전압이 너무 빠르게 증가하여 커패시터가 과전압으로 터지거나 고전압 커패시터를 사용하더라도 별도의 DC 회로나 전압 모니터링 IC가 필요하다. TENG 발전소자의 RMS가 백  $\mu$ W수준 이하일 때의 수십 $\mu$ W를 사용하는 DC IC나 전압 모니터링 회로는 10~20%까지 큰 에너지 손실을 주게 된다. 따라서 발전 소자의 특성에 맞춘 수백 nW 이하를 소비하는 전력 스위치 IC와 이를 고려한 커패시터 저장량의 설계가 요구된다.

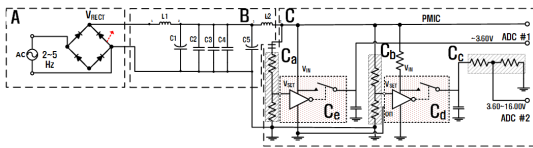


그림 5. TNEG의 저장과 모니터링을 위한 회로 설계  
Fig. 5 A Circuit design for storage and monitoring on triboelectric nano-generator

TENG의 저장과 모니터링을 위한 제안된 회로는 크게 3가지로 나뉜다. AC 전원을 DC로 바꾸는 블록 'A'와 이를 에너지 저장하는 블록 'B' 그리고 입력된 전압 따라 스위치 하는 블록 'C'로 구분된다. 'B' 블록의 커패시터 크기는 소자발전 에너지 공간과 PMIC에서 출력을 위한 2차 저장 커패시터의 전압모니터링을 위한 저장용량이 요구된다. 전자부품연구원에서 제작

된 PMIC는 DC-DC 벅(Buck)으로 에너지 발전과 저장을 위한 전체 동작에 약 630~980nA를 소비하지만, 2차 저장소의 극소 전압모니터링 블록에 에너지 소비는 약 0.2mW/s이다.

'B' 저장소에 커패시터 용량은 첫째 TENG소자의 발생에너지( $e_{TENG}$ )를 1차 저장하고, 둘째 PMIC에서 사용되는 전압 모니터링 에너지( $e_{PMIC}$ )의 합이다. 마지막으로 1차 저장 에너지를 PMIC의 2차 저장소에 저장하기 위한 용량까지 고려해야 한다. 소자의 발생 에너지( $e_{TENG}$ )는 시간 동안 변화된 전압의 차이이며, 이를 전압의 발전 시작시간( $V_{t_1}$ )과 종료시간( $V_{t_2}$ )으로 나타낼 수 있다. 이때 PMIC에서 소모된 에너지를 파워( $P_{PMIC}$ )로 볼 때 수식 (3)과 (4)로 정의할 수 있다.

$$E_B(J) = e_{TENG} + e_{PMIC} \tag{3}$$

$$E_B(J) = \frac{1}{2} CV_{t_2}^2 - \frac{1}{2} CV_{t_1}^2 + \int_{t_1}^{t_2} P_{PMIC} dt \tag{4}$$

만약, 선행 연구[10]와 같이 최대 16V까지 전압이 발생한다면, 걸리는 시간( $V_{t_2}$ )은 약 10초이다. 따라서 PMIC는 10초 동안의 전압 모니터링 에너지( $P_{PMIC}$ )가 요구되며, 발생 시간( $V_{t_1}$ )은 0이기 때문에 16V까지 발생한 시간( $V_{t_2}$ )만 고려하면 된다.

저장할 에너지는 60mW/s이지만, 일정 전압을 넘는 발생에너지는 PMIC 2차 저장소에 저장됨에 따라 일정 전압까지 발생하는 에너지로 정의한 6.0mW와 PMIC에서 1차, 2차 전압 모니터링에 따른 전압 소비를 시간에 따라 고려하면 된다. 따라서 약 10초일 때 PMIC의 전압 모니터링 소모량인 0.2mW/s로 가정하여 1차 저장에너지 용량은 총 6.2mW로 정의하였다. 에너지(E) 및 시간 상수(RC)는 전압이 16V이고, 부하 저항이 10M $\Omega$ 일 때 필요한 에너지가 6.2mW로 가정하면 약 49 $\mu$ F이 필요하다. 이에 따라 그림 5의 'B'에 필요한 총 커패시터 용량은 49 $\mu$ F로 알 수 있다. 이와 관련해서 그림 6과 같이 TENG의 발생에너지를 오실로스코프로 측정하였다. 측정값은 최대 16.5V에서 표준편차인 2.046V 범위에 스윙하면서 평균 14.95V를 나타내었다. 이것을 연속적 파워로 볼 때 약 10초에서

6.2mW, 20초는 6.8mW까지 발생하였다. 20초부터 더는 에너지 발생량이 증가하지 않아 PMIC의 2차 저장소에 저장되는 것으로 추론할 수 있다. 따라서 최종 저장을 필요한 용량은 6.8mW로 정의하여 그림 5의 'B'에 커패시터 총용량을 54μF로 수정하였다. 앞서 수식(1), (2)에서 7.5mW의 소자에 에너지값과의 0.7mW 차이는 실제상황에서 브리지 정류기의 AD-DC 변환 손실과 커패시터의 에너지누설로 판단된다.

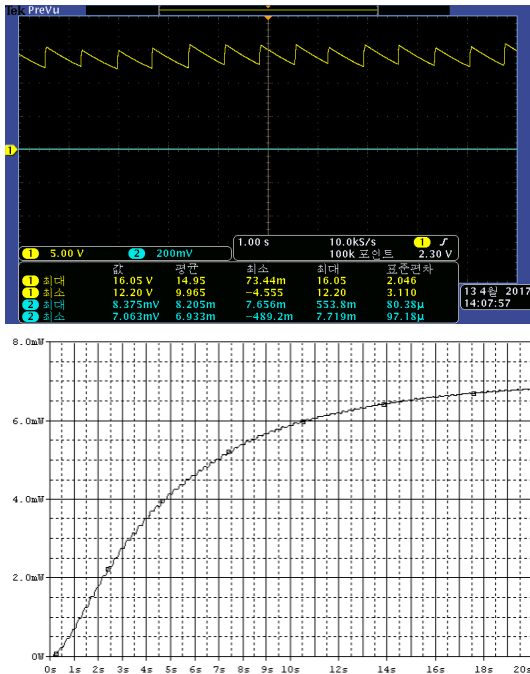


그림 6. TENG 3Hz일 때 저장소 'B'의 전압측정(위)과 시간에 따른 저장 에너지량(아래)

Fig. 6 The voltage(upper) and energy(lower) monitoring for energy storage circuits 'B' design within 3Hz pulse generator

### 3.2 저장된 에너지의 전압모니터링

그림 6에서 커패시터의 전압이 16V까지 상승함에 따라, 일반적인 무선통신이 통합된 SoC IoT 모듈들은 고전압을 측정하기 어렵다. 더욱이 본 연구에서 모니터링을 위한 BLE Soc인 블루이노 2의 ADC는 3.60V까지 최대 전압 범위이며, 전압분배 회로로 1/5까지 전압을 낮추면 16V 이상에도 측정은 가능하지만, 0.1V 이하의 낮은 전압의 발전 모니터링이 불가능한

단점을 갖는다. 그림 7의 제안과 같이 TENG 발생과 저장 전압에 따라 ADC 포트를 변경하는 이원화 방안으로 측정범위의 한계를 극복하였다. 그림 7의  $C_e$ 는 Vishay의 DG3257 스위치 IC로  $C_a$ 의 스위치 off의 한계치( $V_{th}$ )를 3.60V로 설정하면, 1차 저장 캡의 출력전압이 3.59V 이상이 되면 스위치 off가 되어 수신되는 ADC #1은 0V가 된다.  $C_d$ 의 스위치 IC는 CD74HC4066으로  $C_e$ 가 off 될 때 스위치 on 신호를 수신하게 되면, 3.60~16V까지 모니터링하게 된다.  $C_d$  또한 한계치( $V_{th}$ )에 의해 16V 이상이면 스위치가 off 된다. ADC#2는  $C_e$  전압분배 회로에 따라서 1/5수준인 0.72~3.00V를 수신하게 된다.

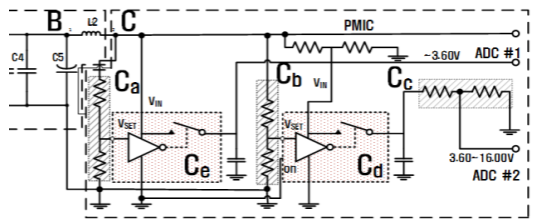


그림 7. TENG의 저장 에너지 모니터링을 위한 회로  
Fig. 7 A circuit design for energy saving condition monitor on the triboelectric nano-generators

## IV. 전원모니터링 및 전임상검증

### 4.1 모듈 구성 및 전원모니터링

그림 8은 수행된 대형잡전기반 전임상실험 환경 모형과 대형견 동작에 따른 에너지 발전 모니터링을 위한 임플란트 플랫폼의 세부적인 구조다. 그림과 같이 TENG 다층 발전소자(TENG Cell)와 에너지 하베스터 보드(Harvester Board), 블루이노2(BLE SoC) 마지막으로 배터리(Battery)로 4가지로 구성된다. BLE 기반 에너지 하베스팅 모니터링 플랫폼을 의료용 무독성 실리콘 패키징하고 대형동물에 임플란트함으로써 동물의 운동량에 따라 발전에너지를 스마트폰을 통해 모니터링 할 수 있다. 앞서 논의한 에너지 하베스터 보드에는 PMIC와 함께 3장에서 논의했던 1차 저장 커패시터와 전압을 모니터링할 수 있는 회로가 구성되어 있으며, 배터리는 전임상 동안 BLE SoC가 용해야할 전원으로 350mA/h로 구성된다. 발전 소자

의 전압 모니터링 ADC의 주기는 20ms이지만, BLE SoC의 RF 통신으로 인한 배터리 소모를 최소화하기 위해 3초마다 30개씩 변화된 전압의 데이터만 전송한다. 이를 스마트폰과 연계해서, 임플란트된 TNEG 소자에서 실시간 발생하는 전압을 모니터링 할 수 있다.

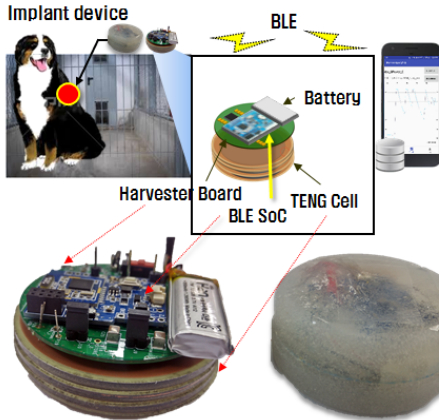


그림 8. 저장 에너지 모니터링을 위한 회로 구성  
Fig. 8 A circuit design for energy saving condition monitor on the triboelectric nano-generators

TNEG 소자의 에너지 발전에 따른 전압의 변화와 그림 7에서 전압변화에 맞춘 제안된  $C_a$ 의 스위치 동작과 ADC #2의 전압 변화량을 모니터링한 결과를 그림 9로 나타내었다.

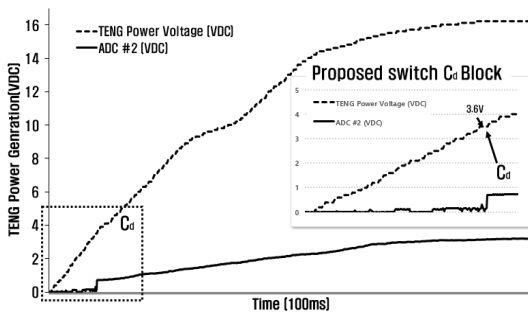


그림 9. 입력 전압에 따른 스위치 동작과 ADC #2의 전압 모니터링 검증

Fig. 9 The voltage monitoring verification according to proposed switch operation of TENG input and ADC #2

ADC #2는 3.6V 설정된 최소 한계치까지 0V로 off 되었다가 3.6V부터 스위치 on되어 TENG Power

Voltage의 상승에 따라 ADC #2에 입력전압이 수신되는 것을 확인할 수 있었으며, TENG의 발전 전압이 16V까지 지속해 증가하여도 ADC #2에 모니터링되는 것을 확인할 수 있었다.

#### 4.2 전임상실험을 통한 검증

3장에서 제안된 모니터링 기술을 바탕으로 서울대학교 병원의 순환기내과 전임상실험팀과 협업하여 대형동물기반의 전임상실험을 2017년도에 수행하였다.



그림 10. 이식된 자가발전 모니터링을 위한 임플란트 플랫폼

Fig. 10 The Implant platform for Harvest monitoring within a dog

그림 10과 같이 대형견에 임플란트 된 디바이스의 사진이며, 대형견의 등과 목 부분에 장착되어 동작에 따른 발전에너지의 모니터링을 수행하였다. 그림 11은 실제 대형견의 동작에 따른 실시간 에너지 발생 전압을 모니터링 사진으로 동물 동작에 따른 '실시간 BLE 전압 모니터링'의 결과를 3가지로 도출하였다. 첫째, 다층 TENG 소자는 대형동물의 가벼운 움직임에서도 지속적인 발전과 과장이 이루어졌다. 둘째, 전압 범위가 0.5x~1.6xV 사이의 낮은 전압이 발생하여 인체 내에서 발전량은 외부환경에 10/1 수준으로 관측되었다. 두 가지로 나뉠 수 있는데, 첫째는 전임상실험 공간이 협소로 인한 실험동물의 제약적 행동에 따른 발전 한계와 둘째는 저장공간을 좀 더 단순하게 설계하는 방안이 될 수 있다. 마지막으로 임플란트 된 디바이스에 발전소자의 상용화 가능성으로 대형동물의 동작으로도 충분히 디바이스에 전원 저장과 공급을 할 수 있음을 제공하였다. 특히, 그림 13과 같이 발생 전압이 1회에 수 초 이상 지속해서 발생하여 임플란트 디바이스에 전원 공급 소자로 유용성이 확인되었다.

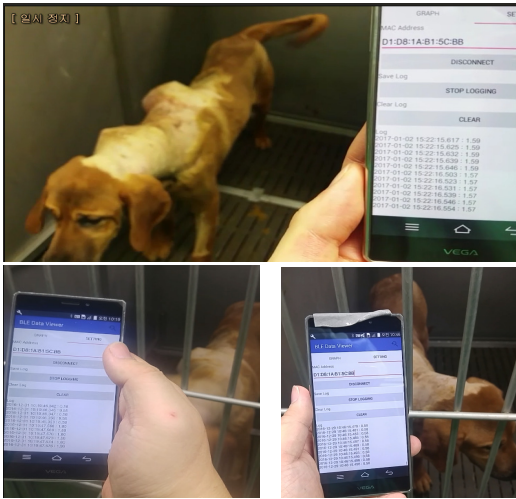


그림 11. 잠견 동작에 따른 발전 에너지 모니터링을 위한 BLE기반 시스템

Fig. 11 The BLE based on energy harvest monitoring have investigated impact power generation for a behavior of dog on implant energy harvest device platform

## V. 결 론

본 연구는 인체 내에 삽입되는 마찰·압력식 TENG소자 기반 임플란트 디바이스의 전원 공급 가능성을 검증하는 방안으로 에너지 하베스터의 무선 모니터링 플랫폼을 개발하였다. 세부적으로는 자가발전 소자 기반(TENG)의 활용을 위한 최적화된 1차 저장소와 전압 모니터링 플랫폼을 설계하고 이를 계측기에서의 검증을 통해, 개발된 기능에 유효성을 검증하였다. 또한, 국내 최초로 대형동물 전임상실험에서 동물의 동작에 따른 TENG의 발전과 사용 가능성을 BLE 모니터링을 통해 검증함으로써 현재까지 태양광이나 RF 중심에 에너지 저장 및 활용방안을 확장할 수 있는 계기가 되었다. 마지막으로 전임상실험을 통한 임플란트 플랫폼 상황에서 발전 상황 및 특성을 파악할 수 있었다.

## 감사의 글

본 논문은 산업통상자원부 산업융합원천기술개발 사업으로 지원된 연구결과입니다. [10052668, 심장 박동기를 위한 인체삽입형 웨어러블 자가발전 에너지원 및 극소전력 무선통신시스템 개발]

## References

- [1] F. Fan, Z. Tian, and Z. Wang, "Flexible triboelectric generator," *Nano Energy*, vol. 1, no. 2, Jan. 2012, pp. 328-334.
- [2] G. Zhu, Z. Lin, P. Bai, C. Pan, C. Yang, and Z. Wang, "Toward large-scale energy harvesting by a nanoparticle-enhanced triboelectric nanogenerator," *Nano letters*, vol. 13, no. 2, Jan. 2013, pp. 847-853.
- [3] S. Lee, S. H. Bae, L. Lin, S. Ahn, C. Park, S. W. Kim, and Z. Lang, "Flexible hybrid cell for simultaneously harvesting thermal and mechanical energies," *Nano Energy*, vol. 2, no. 5, Feb. 2013, pp. 817-825.
- [4] Linear Technology Inc., "Nanopower Energy Harvesting Power Supply," *Technical Report*, June 2016.
- [5] Stmicroelectronics Inc, "Power management Guide 2017," *Technical Report*, Sept. 2017.
- [6] J. Lee, R. Hinchet, T. Kim, H. Ryu, W. Seung, H. Yoon, and S. Kim, "Control of skin potential by triboelectrification with ferroelectric polymers," *Advanced Materials*, vol. 27, no. 37, 2015, pp. 5553-5558.
- [7] Z. Li, G. Zhu, R. Yang, and A. Wang. "Muscle driven in vivo nanogenerator," *Advanced Materials*, vol. 22, no. 23, 2010, pp. 2534-2537.
- [8] H. Choi, J. Lee, J. Jun, T. Kim, and H. Lee, "High-performance triboelectric nanogenerators with artificially well-tailored interlocked interfaces," *Nano Energy*, vol. 27, no. 1, Sep. 2016, pp. 595-601.

- [9] M. Shim, J. Kim, J. Jeong, S. Park, and C. Kim, "Self-Powered 30  $\mu$ W to 10mW Piezoelectric Energy Harvesting System With 9.09 ms/V Maximum Power Point Tracking Time," *IEEE J. of Solid-State Circuits*, vol. 50, no. 10, 2015, pp. 2367 - 2379.
- [10] H. Park, H. Kim, and D. Sun, "An multiple energy harvester with an improved Energy Harvesting platform for Self-powered Wearable Device," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 13, no. 1, 2018, pp. 155-161.
- [11] Z. Wang, J. Chen, and L. Lin, "Progress in triboelectric nano-generators as a new energy technology and self-powered sensors," *Energy & Environmental Science*, vol. 8, no. 8, 2015, pp. 2250-2282.
- [12] E. Kim, "A Way of Unusual Gait Cognition for Life Safety," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 11, no. 2, 2016, pp. 215-222.
- [13] H. Kim "A Study on ESS-based Clean Energy, Smart Home IoT Platform," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 13, no. 1, 2018, pp. 147-152.



**황태호(Tae-Ho Hwang)**

2000년 年 한국외국어대학교 컴퓨터 공학과 석사  
2013년 年 한국외국어대학교 컴퓨터 공학과 박사

2000년 ~ 현재 전자부품연구원 SoC플랫폼연구팀 수석 연구원

※ 관심분야 : 실시간 운영체제, 이기종 컴퓨팅, 뉴로 모픽 컴퓨팅



**김동순(Dong-Sun Kim)**

1997년 인하대학교 전자재료공학과 (공학석사)  
2013년 인하대학교 전자재료공학과 미디어시스템(공학박사)

1999년~현재 전자부품연구원 SoC플랫폼센터 센터장

※ 관심분야 : 임베디드 하드웨어, 멀티미디어 SoC Design

저자 소개



**박헌문(Hyun-Moon Park)**

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

2010년~2013년 한국전자통신연구원

2014년~현재 전자통신연구원 SoC플랫폼센터 책임연구원

※ 관심분야 : IoT시스템, 에너지하베스팅, 엣지컴퓨팅