Ultrasound Mediated Wireless Power Transfer Technology

Sunghoon Hur, Hyun Soo Kim, and Hyun-Cheol Song[†]

Korea Institute of Science and Technology 5 Hwarang-ro 14-gil, Seongbuk-gu, Seoul

초음파 기반의 무선전력전송기술

허성훈, 김현수, 송현철[†]

한국과학기술연구원

(Received August 12, 2021; Revised September 1, 2021; Accepted September 2, 2021)

Abstracts (초록)

Wireless energy transfer (WET) is the transmission of electric power without any physical connections such as wires. Currently, inductive coupling mediated by electromagnetic (EM) waves is the most common method of WET and is widely used to charge portable devices such as smartphones, Bluetooth earphones, electric shavers, and visual prostheses. However, its application is still limited due to a number of issues including low efficiency, short charging distance, heating problem, and limited choice of transmission medium. Due to these issues, EM-based WET cannot be applied to implantable medical devices, marine cable operation sensors, and electronic devices with electromagnetic interference shielding. Recently, as an alternative to EM-based WET, acoustic energy transfer mediated by sound waves becomes more attractive. Ultrasound offers advantages for transmission in dense media such as liquids or solids and is regardless of electromagnetic shielding. In this review, we investigate recent progress in acoustic power transfer technology in terms of acoustic energy conversion mechanism and provide the future research direction of acoustic power transfer technology.

Keywords: *Wireless energy transfer, Ultrasound, Acoustic Power Transfer, Piezoelectric, Triboelectric*

[†]Corresponding Author: hcsong@kist.re.kr

1. 서론

4차 산업혁명의 특징 중 하나는 우리 일상 주위에 있는 사물들에 서로 부착된 센서로부터 데이터를 받아들이고 이들간에 서로 통신을 함으로써 필요한 정보를 주고받게 된 점이다. 촘촘하게 연결된 각 센서 장비를 구동하기 위해서는 배터리를 사용하거나, 도선을 연결해서 전력을 공급해야된다. 이러한 배터리 교체 또는 복잡한 도선망 연결의 번거러움을 덜고자, 2000년대 후반부터 우리 주변에 버려지는 에너지를 수확해 필요한 전력을 직접 충당하는 에너지 하베스팅 기술에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 이처럼 에너지 하베스팅 기술은 주위 에너지원으로부터 곧바로 에너지를 수확해 쓰기 때문에 주기적인 배터리교체나 긴 도선 연결 문제로부터 해방시켜 줄 수 있다는 점으로 인해 큰 주목을 끌었다. 하지만, 주위에 사용할 수 있는 에너지원의 총량이 제한적이거나, 설치가 용이하지 않거나, 에너지원이 불규칙적이어서 안정적으로 에너지를 수확할 수 없는 경우에는 에너지 하베스팅 방식을 도입하는 것이 어려운 점이 있다.¹⁾ 이러한 상황에서 전력을 전달하는 대안으로 무선전력전송기술이 주목을 받고 있다. 무선전력전송기술은 번거로운 배터리교체나 긴 도선의 복잡한 연결없이, 비접촉식으로 필요한 전력을 전송해서 배터리를 충전 하거나 센서를 직접 구동할 수 있기 때문에, 시간 및 비용절감이 가능하다.

무선전력전송기술은 유래는 무선통신 및 전기보급이 시작될 시기였던 19세기 후반으로 거슬러 올라간다. 교류전기 도입에 선구자였던 니콜라 테슬라는 무선전력 전송기술을 최초로 시연했던 인물이기도 하다.²⁾ 그는 1893년 시카고 세계박람회에서 테슬라코일을 통해 무선으로 전구의 불을 밝히는 것을 처음 선보인 이후 발전소에서 생산된 전기를 각 소비가정으로 무선송전을 하고자 수십미터 높이의 송전탑(Wardenclyffe Tower)을 세우기도 했지만, 끝내 성공하지는 못했다.³⁾ 하지만 당시

Figure 1. A conceptual design of acoustic(vibration) energy transfer system

도입한 전자기유도방식(Electromagnetic induction)은 기술개발이 거듭되어 이제는 가장 보편적으로 사용되는 무선충전방식으로 자리잡았다. 이 방식은 코일 내부에 자기장이 변화하면 이를 상쇄하기 위해 코일에 유도전류가 생기는 현상을 이용한 것으로, 코일에 전류를 흘려주어 자기장을 유도하면 수신부에 있는 코일에 전자기유도현상을 통해 전류가 흐르고, 이를 통해 전력을 무선으로 전송하는 방식이다. 현재 우리가 사용하는 스마트폰, 전동칫솔, 무선이어폰의 충전은 모두 이 방식으로 되고 있다.

무선충전은 소형전자기기 충전에 제한적으로 활용되고 있으나, 앞으로 전기차, 인체삽입형 전자기기, 그리고 물속에서의 전자기기 구동 등에서 크게 활용이 기대된다. 그러나 이들은 현재 사용중인 무선전력전송방법인 전자기유도방식으로 충전하기에는 한계가 있다. 먼저, 전자기유도방식은 거리가 멀어질수록 전송효율이 현저히 떨어져 1cm 이내로 가까이 붙어야만 높은 효율로 에너지 전송이 가능하다. 그래서 전기차 충전과 같은 경우에는 먼 거리까지 에너지 전송이 가능한 '자기공명' 방식이 많이 시도되고 있다.⁴⁾ 그리고 공기나 진공이 아닌, 물과 같은 액체 또는 고체를 통해 에너지를 전송해야되는 경우에도 전자기장을 활용한 무선전력전송이 제한된다. 이뿐만 아니라 전자기유도방식은 먼저 높은 효율을 가지기 위해서 매우 많은 수의 코일을 사용해야하며, 이는 필연적으로 높은 발열을 수반하기 때문에 인체 내부와 같은 곳에는 적용할 수 없다. 나아가 대부분의 전자기기는 외부 전자기장에 의해 내부회로의 손

Figure 2. A schematic of piezoelectric principle

상을 막고자 전자차폐가 되어있는데, 이를 통과해서 내부에 무선전력송신을 한다는 것은 원리상 불가능한 일 이기에 이 또한 전자기유도방식의 무선전력전송기술의 사용을 제한하고 있다.

이런 상황에서 초음파를 활용한 전력전송(Acoustic Power Transfer, 이하 APT)기술이 주목을 받고 있다. APT는 기존의 전자기유도방식의 무선전력전송방식과 달리, 에너지를 소리, 즉 진동파로 전달한다. 이렇게 전달된 음파 에너지는 수신부에서 수확해서 필요한 전기 에너지로 전환하는 과정을 거치게 된다. 즉, Fig. 1에서 처럼 송신부에서는 전력을 이용해 소리 에너지를 발생시키고, 수신부에서는 파동 압력을 받아들여 에너지를 얻는 원리이며, 무선으로 전달되는 과정에서는 소리(진동) 에너지를 매개로 하는 점이 특징이다. APT는 여러 측면에서 장점이 있다. 먼저, 소리 또는 진동을 에너지 매개체로 사용하기 때문에 인체내부로 안전하게 에너지를 전달할 수 있다. 그리고 소리는 매질의 밀도가 공기에 비해 높은 물과 같은 액체나 고체에서 더 효과적으로 전달되며, 전자기차폐벽을 통과해서도 전달이 가능하다는 강점이 있다. 그래서 무선에너지전송 기술이 큰 이점을 가질 수 있는 생체삽입형 전자기기의 충전이나 해저 케이블의 상태를 파악하기 위한 수중센서 충전에 초음파 에너지전송이 적합할 것으로 예상된다.⁵⁾ 본 고에서는 초

음파에너지를 전기에너지로 변환하는 여러가지 메커니즘에 따른, 초음파에너지 전송 기술의 기본원리들과 최신 연구 결과들을 알아 보고, 앞으로의 초음파에너지전송 기술의 연구 방향에 고찰해 보고자 한다.

2. 압전체를 이용한 무선전력전송

2.1 압전효과 및 무선전력전송 원리

전기에너지와 소리(진동)에너지를 변환할 때는 압전 트랜스듀서를 이용할 수 있다. 압전재료는 가해지는 힘 방향으로 전압이 생성되는데, 예를 들어 압전재료로 주로 쓰이는 PZT(Lead zirconate titanate)의 경우, 힘이 가해지면 결정내에 위치한 Ti^{4+} 또는 Zr^{4+} (보라색)가 한 쪽방향으로 쏠려 극성을 띄게 되고, 이로부터 전기에너지가 생성된다 (Figure 2 참조). 반대로 압전재료에 전압이 가해지면, 압전재료의 전압방향으로 팽창이 일어나고, 이 진동으로 소리 에너지를 생성한다. 이렇게 생성된 소리(진동)에너지는 매질을 타고 퍼지게 되고, 수신부에 위치한 진동체가 소리 에너지를 받아들일 수 있다.

수신부에서는 송신부와 반대로 에너지 변환이 발생하는데, 수신부 압전체에 대해서는 조금 더 면밀히 살펴볼 필요가 있다. 기본적으로 압전체는 소리(진동)에너지를 받아 공진을 일으켜 진동을 극대화시킴으로써 전기에너

Figure 3. Concepts of acoustic energy transfer system through (a) human skin and (b) solid walls.

지 변환효율을 높이는 원리이기 때문에 들어오는 소리 에너지의 진동수에 수신부가 공진이 되도록 구조적 설계가 이루어져야 된다.

주목할 점은 압전체로 생성할 수 있는 전압의 세기는 압전체 크기(부피)가 아니라 두께에만 비례한다는 것이다. 그렇기에 큰 지름을 가져야 효과적인 에너지 전송이 가능한 전자기유도방식과는 다르게, 압전체는 작은 크기로도 충분한 전압을 생성할 수 있다. 그리고 압전체 수신부가 소리(진동)에너지를 받아 공진함으로써 전력을 생산함에 있어서도 음파는 유리하다. 전자기장에 비해 소리는 전달 속도가 현저히 느리기 때문에 (물속에서는 초당 약 1500m), 1MHz 음파의 경우 한 파장의 길이가 1.5mm에 불과하다. 그렇기 때문에 파장에 맞춰 공진할 수 있도록 구조를 설계해야하는 압전수신부의 크기를 작게 고안할 수 있다는 것도, APT의 강점이다.

이렇게 수신부에서 소리에너지를 보내면 반대편의 수신부에서 이를 받아 전력으로 다시 변환과정을 거치는 무선전송 개념은 1980년대 Cochran이 처음 제안했다.^{6, 7)} 그리고 2000년대 들어 Kawanabe와 Suzuki가 위 방식으로 전력과 신호를 생체삽입 의료기기에 무선전력충전이 가능함을 선보였다.^{8, 9)} 이들은 공통적으로 30 mm 거리에서 1MHz 주파수로 최대 20퍼센트의 효율로 에너지전송이 가능함을 보였다 (Figure 3 참고).

생체삽입형 센서에 전력을 전송하는 APT외에도, APT방식으로는 벽을 통과해서 에너지 전송 또는 데

이터 송수신도 가능한데, 이와 관련된 보고는 1997년 Connor가 낸 특허가 최초로 제시된다. 이는 두개의 압전 트랜스듀서가 벽을 마주보고 부착되어 있을때, 송신부 압전 트랜스듀서가 진동을 하게 되면 수신부 압전 트랜스듀서가 소리(진동)에너지를 받아 압전효과로 전력을 생산하는 방식이다.¹⁰⁾ 21세기에 들어서는 지금까지도 사용하는 체계적이고 상세한 모델 해석이 진행되었으며, 이론상으로는 70퍼센트까지 효율이 도달할 수 있다는 것을 보였고, 실제로도 100 W의 전력을 50퍼센트 이상 전환하는 효율을 달성하였다.¹¹⁻¹³⁾ 이러한 기술은 개발을 거듭해, 수년 뒤에는 87퍼센트나 되는 높은 효율로 1kW가량의 전력을 금속벽을 투과해 전송했다.¹⁴⁾

한편 압전재료에 주로 함유되어 있는 납은 인체에 해롭기 때문에, APT로 신체 내부로 에너지를 보내고자 할 때는 압전체 수신부는 생체내부에서도 효과적으로 작동하면서 동시에 생체안정성을 지니도록 고안해야한다. 2010년도에 들어 젤로 둘러싸고 강도가 높지않아 잘 변형되어 몸속에서도 안정적인 삽입형기기가 제안되었으며, 실제로 심분 내외로 배터리를 충전하는 실증 실험을 보였다.¹⁵⁾ 그리고 초음파에너지전송과, 전자기유도방식의 두가지 무선전력송신 방식의 성능을 비교계산하는 연구에 따르면 초음파에너지전송방식은 거리가 멀수록, 송수신부의 크기가 작을 때 전자기유도방식에 비해 효율이 높았다.¹⁶⁾ 이는 APT가 전자기유도에 비해 인체에 무해하다는 장점 외에도, 에너지 전송 효율 측면에서

Figure 4. (a) A schematic of “neural dust” anchored in a nerve (b) A neural dust on a coin, (Image courtesy of Iota Biosciences, Inc.)

도 크기가 작고 신체 깊숙한 곳에 위치한 생체삽입센서에 전력을 전송할 때 장점이 있음을 시사한다.

물론 APT의 단점도 존재한다. 초음파가 통과하는 매질의 임피던스(저항)차이에 따라 쉽게 반사가 될 수 있다. 재료별로 지닌 고유 음향 임피던스값이 다를 경우, 경계선에서 초음파가 통과하지 못하고 반사될 수 있는데, 특히 공기와 피부처럼 그 값 차이가 클 경우 대부분의 초음파가 물속으로 들어가지 못하고 반사되기에 실제로 초음파 영상을 촬영할 때에는 초음파 트랜스듀서 앞에 젤을 발라 임피던스 차이를 줄여준다. 이런 임피던스 차이를 이용해서 초음파 이미징에서는 내부 혈관, 뼈, 장기를 다른 조직과 비교해서 볼 수 있지만, 초음파 에너지 전송에서는 유의해야 한다.

2.2 압전원리를 이용한 무선에너지전송기술 동향

압전체를 이용한 소리(진동)에너지 전송기술 개발은 현재 여러 분야에서 활발히 수행 중이다. 특히, 가장 많이 주목을 받는 분야는 생체삽입 센서의 충전인데, 내부 이미징과 에너지 전송, 그리고 데이터 통신을 접목한 연구가 활발하다. 초음파는 주파수에 따라 의료용 치료 및 가열 (20 kHz ~ 1 MHz) 그리고 의료 영상 촬영용 (1 MHz 이상)으로 다양하게 사용된다. 또한 음파의 간섭현상을 이용하여 특정 부위에 매우 고강도로 음파를 집중시킬 수 있다. 이중에서 MHz 주파수대의 초음파 트랜스듀서를 이용하면 하나의 초음파기기로 내부 이미징과 에

너지전송이 모두 가능하다는 장점이 있다. 2015년 퍼듀 대학교에서는 1 ~ 2 MHz 영역대의 초음파 트랜스듀서를 이용해서 20 cm 거리에 떨어져있는 압전 수신부에 소리에너지로 전송했고, 약 1퍼센트 효율로 수확이 가능함을 보였다.¹⁷⁾ 그리고 같은 해, 인체삽입형 센서의 데이터를 외부로 내보냄으로써, 양방향으로 데이터를 주고받을 수 있는 시스템구현도 선보였다.¹⁸⁾ 이로써 소리에너지를 이용한 무선충전뿐만 아니라, 센서에서 감지한 데이터를 신체 외부의 기기로 전송함으로써, 우리 몸의 생리 활동에 대해 실시간으로 정확한 모니터링 및 혈당과 혈압 측정이 가능해졌다. 즉, 더 이상 현재의 불편하면서도 주기적으로 혈당과 혈압을 측정하는 방식을 대체할 수 있는 길이 제시된 것이다.

생체삽입형 전자기기의 소형화가 힘든 이유 중 하나는 바로 배터리의 소형화가 힘들다는 것이다. 만약 초음파를 이용해 외부에서 무선전력전송을 하게 되면 배터리 부피를 줄일 수 있기 때문에, 장치의 소형화가 가능하고, 이를 효과적으로 보여준 장치가 바로 Figure 4에서의 neural dust라고 불리는 밀리미터 크기의 칩이다.¹⁹⁾ 척수 또는 뇌에서 불규칙적으로 신경이 자극되어 통증을 느끼던 환자의 통증을 완화 용도로 개발된 신경자극장치(neural stimulator)에서 부피가 큰 배터리를 제외하고 필수적인 장치만 소형화시켜 만든 neural dust는 작은 크기와 생체적합성을 강점으로 실제로 임상에 활용이 되고있으며 코골이, 수면 무호흡증, 하반신 마비

Figure 5. Triboelectric series.

환자의 방광조절, 간질 치료에 효과적임을 보였다.²⁰⁾ 최근에는 이 neural dust에 추가적인 성능을 더한 stim dust가 소개되었으며, 크기도 1.7 mm^3 까지 소형화 되었다.²¹⁾

3. 마찰전기 이용한 무선전력전송

3.1 마찰전기현상

앞서 기술한 압전원리를 이용한 APT 외에, 최근에는 마찰전기(Triboelectricity)를 이용한 APT가 부상

하고 있다. 먼저 마찰전기에 대해 기술하자면 마찰전기는 약 기원전 600년경의 고대 그리스에서 호박(Amber)을 형겅으로 닦으면 주변의 먼지가 달라붙는 것을 탈레스가 발견한 시점까지 거슬러 올라간다. 이후로 연구가 진행되어 이것이 마찰에 의한 대전 현상이라는 것이 밝혀졌다. 그 이후 17세기 독일의 과학자 오토 폰 게리케(Otto von Guericke)에 의해 정전기 발생장치가 만들어지고, 독일의 에발트 게오르크 폰 클라이스트(Ewald Jurgens von Kleist)와 네덜란드의 피에터 반 뮅스헨브룩(Pieter van Musschenbroek)이 전기를 보관할 수 있는 '라이덴병(Leyden jar)'을 제작하면서 인류는 정전기(Static electricity)를 활용할 수 있게 되었다. 마찰전기(Triboelectricity)는 서로 다른 두 물질의 마찰에 의해 각기 다른 전하도 대전되는 고압의 정전기로, Fig. 5의 대전열표(Triboelectric series)로 그 경향성이 잘 알려져 있다.^{22, 23)} 고압의 마찰전기는 가스 폭발과 같은 사고의 원인이 되기도 하지만, 복사기나 먼지 흡착용 필터 등에서 유용하게 사용하기도 한다. 그리고 2012년 조지아 공과대학(Georgia Tech.)의 Zhong Lin Wang 연구그룹에서 마찰 전기 현상을 에너지 전환 기술로 사용할 수 있는 가능성을 보고한 후로, 소자 제작이 매우 간단하며, 저렴하게 제작할 수 있다는 장점에 힘입어 에너지 하베스팅 용도로 압전시스템과 더불어 매우 활발하게 연구되고 있다.²⁴⁾ 또한 산업 전반에 사용되는 다양한 소재들을 특별한 변형 없이 바로 사용이 가능하며, 기계적인 진동이 있는 모든 곳에 사용할 수 있다. 마찰전기 현상을 이용하면 두 물질 사이의 표면에 대전된 전하가 전기적 위치에너지(Electrical potential)를 발생시키며, 이를 상쇄하기 위하여 가까운 전극에 표면에 대전된 것과 반대의 전하가 유도되는 가리움 효과(Screening effect)에 의해 기계적인 진동 에너지가 전기 에너지로 전환된다. 일반적으로 유전율이 큰 물질을 사용하면 마찰전기의 에너지 전환 효율을 증가시킬 수 있으며, 높은 유전율을 위하여 주로 강유전체 세라믹 재료들을 활용하는 방법들이 연구되고 있다. 본 고에서는 마찰전기의 기본 원리와 마찰전기에서 강유전체 활용과 무선 에너지 송신 기술에 대해서 기술하고자 한다.

마찰전기가 발생하는 원인으로는 전자친화도(Electric affinity)와 표면전위(Surface potential)의 영향을 받는 것으로 알려져 있다.²⁵⁾ 전자친화도는 원자나 분자가 전자를 하나 얻을 때 방출하는 에너지를 말하며, 전자친화도가 클수록 전자를 얻기 쉽다. 주기율표에서 18족의 비활성 기체(Noble gas)를 제외하고 우측 및 위로 갈수록 그 경향성이 크다. 가장 흔히 사용되는 마찰전기 대전 소재인 테플론(Teflon)은 탄소(Carbon)와 불소(Fluorine)로 이루어진 합성수지로, 불소의 높은 전자친화도로 인하여 음성으로 대전되는 경향이 매우 큰 물질이다. 그리고 표면 전위는 마찰대전이 일어나는 물질의 표면의 전위를 나타내는 지표로, 물질의 구성 원소와 결합 형태 등에 영향을 받는다. 접촉 물질간의 표면 전위 차이로 인해 물질 간 전하가 이동하기때문에, 그 차이가 클수록 더 많은 전하가 이동한다. 알루미늄(Aluminum)은 표면 전위가 매우 큰 물질로, 양성으로 대전되는 경향이 매우 크다.

전자친화도와 표면 전위는 마찰전기 물질의 표면 물성(surface property)과 관련된 것으로, 표면 플라즈마 처리, UVO(Ultraviolet-ozone) 등의 처리를 통하여 표면의 구조나 구성 원소를 바꾸어 주거나, 물질 표면에 스퍼터링(Sputtering)이나 ALD(Atomic layer deposition) 등의 증착 방법을 사용하여 부피물성(bulk property)을 유지하면서 표면 특성만 바꾸는 연구들도 진행되고 있다.²⁶⁻²⁸⁾

3.2 강유전체를 이용한 마찰전기특성 향상

강유전체(ferroelectrics)는 외부의 전기장이 없어도 자발 분극(Spontaneous polarization)을 가지는 물질로, 외부의 전기장에 의해 분극 방향이 변하는 재료를 뜻한다. 페로브스카이트(Perovskite)는 가장 많이 활용되는 강유전성을 가진 물질로, 높은 유전율을 가지기 때문에 마찰전기 대전층에 파우더 형태로 섞어서 사용하거나, 얇은 층을 삽입하여 더 많은 마찰전기가 발생하도록 할 수 있다.²⁹⁾ 마찰전기 대전층에 약 100 nm 크기의 입방정계(Cubic) 형태와 200 nm 크기의 정방정계(Tetragonal) 형태의 2가지 BTO NPs(Barium

Titanate nanoparticles)를 사용한 경우, PDMS의 상대유전율(Relative permittivity)은 약 2.3으로 작지만 BTO NPs를 섞어주면 약 30 wt%에서 3.5 이상으로 증가시킬 수 있었으며, 동일한 기계적 진동 조건에서 BTO NPs를 섞지 않은 물질에 비해서 최대 5배까지 성능이 향상되는 것을 보였다.³⁰⁾

강유전체는 전기장을 이용하여 한쪽 방향으로 자발 분극을 정렬할 수 있으며, 이를 통해 주변의 물질에 전기장을 제공하는 층으로도 사용할 수 있다. Fig. 6은 강유전체의 잔류분극(Remnant polarization)을 이용하여 마찰전기 대전층의 표면 전위를 변화시켜 대전 성능을 향상시킨 연구이다.³¹⁾ Fig. 6는 분극이 정렬된 28 μm 두께의 PVDF(Polyvinylidene fluoride) 필름 위에 마찰전기 대전층으로 사용하는 PDMS층을 스핀 코팅하여 제작했다. PDMS의 두께는 약 11 μm 두께에서 최고 성능을 보여주었으며, PVDF가 없는 경우와 비교하여 약 35배 정도의 출력이 향상되었다. 여기서 PDMS의 표면 전위를 측정하기 위하여 Kelvin probe force microscopy(KPFM)를 사용했는데, KPFM은 금속 팁과 시료 간의 접촉전위차(CPD; Contact potential difference)를 측정 후 금속 팁의 일함수(Work function)를 이용하여 표면 전위를 계산할 수 있다. PDMS의 접촉전위차인 2.7 V와 비교하여 up 방향의 PVDF를 사용한 경우 5.7 V, down 방향인 경우 -2.6 V로 변화시킬 수 있었다. PDMS와 접촉하는 전극으로 사용된 ITO(Indium tin oxide)의 표면 전위인 0.67 V와 비교하여 분극이 정렬된 PVDF를 사용한 경우 그 차이를 매우 크게 증가시킬 수 있음을 보였다.

3.3 마찰전기를 이용한 무선에너지전송기술 동향

최근 전자기기의 배터리를 충전하기 위하여 무선 전력 송신의 사용이 증가하고 있으며, 특히, 인체 내부에 설치되어 있는 인공 심박동기 페이스메이커(Artificial cardiac pacemaker)와 같이 쉽게 접근할 수 없는 위치에 전력을 공급해야 하는 사례가 늘고 있다. 인위적으로 기계적 진동을 발생시키는 방법으로 진동 기반 에너지 전환 장치를 사용해 무선 에너지수송에 활용해온 압전

Figure 6. Ferroelectric polymer enhanced triboelectric generator. (a) Surface potential difference of PDMS by polarization direction of ferroelectric polymer. (b) Electrification direction by surface potential difference. (c) Triboelectricity performance and (d) total electrification charge by polarization direction, respectively. (Reproduced from Kim, H.S., et al. with permission of Wiley-VCH)[31]

체는 기계적인 공진 주파수 이외에서 매우 큰 성능 하락이 있다는 단점이 있다. 반면에 마찰전기는 단순히 접촉과 분리만 발생하면 되므로 구조적인 제약에서 자유로운 장점을 가진다.

특히, 성균관대학교 김상우 교수 연구팀이 수행한 매우 얇은 PFA 막(Perfluoroalkoxy membrane)을 사용하여 20 kHz 초음파 환경에서 작동이 가능한 마찰전기 기반의 무선에너지전송기술 연구가 주목할만하다.³²⁾ 이 연구에서는 PCB 기판 위에 전극으로 사용할 구리

전극을 증착하고, 전극이 초음파에 의해 진동할 수 있는 공간을 확보하기 위하여 받침대를 외곽에 설치하였다. 그 후 PFA 막을 마찰전기 대전층으로 사용하고, 물속이나 몸속에서 사용할 수 있도록 방수처리를 해주었다. 초음파 에너지 수송을 확인하기 위하여 물과 돼지고기를 이용하여 실험을 진행하였으며, 4.7 mF 용량의 축전기와 0.7 mAh 용량의 배터리를 충전할 수 있음을 시연하였다.

그리고 미세전자기계시스템 (MEMS; Micro-

Figure 7. Micro-electro-mechanical system ultrasound energy transfer. (a) Schematic design, (b) Fabrication of device, (c) Working principle in ultrasound environment. (Reproduced from *Chen, C., et al* with permission of *Springer Nature*)[33]

electro-mechanical systems) 기술을 활용하여 제작한 초소형 마찰전기 에너지 수송 시스템 또한 발표되었다(Figure 7참고).³³⁾ 실리콘을 이용하여 미세구조를 제작하고 금을 이용한 전극을 사용하였으며, 이를 규칙적으로 배치한 구조로 제작해 1 MHz에서 공진을 가지도록 제작한 구조물은 약 1 MHz의 초음파 발생기를 이용하여 에너지 수송에 적용하였으며, 최근에는 차세대 2차원 물질인 Transition-metal carbides, carbonitrides, and nitrides (Mxenes)을 기반으로 한 하이드로젤을 이용해 초음파에너지를 수확하는 연구도 보고되는 등, 마찰전기원리로 소리(진동)에너지를 수확하려는 연구는 현재 매우 활발하게 연구 중이다.³⁴⁾

강유전체 세라믹을 사용한 마찰전기 무선에너지전송 시스템 또한 높은 에너지 전송 효율을 보여준다. Fig. 8은 최근 한국과학기술연구원에서 개발한 PMN-PT 단결정과 PTFE를 사용한 마찰전기 기반의 초음파 에너지 수송장치이다. 기존의 무선 에너지 송신 기술들은 1

cm 이내의 매우 짧은 거리에서만 에너지 수송이 가능했으나, 큰 잔류분극을 가지는 <111> 방향으로 성장된 PMN-PT 단결정을 사용하여 약 6 cm의 거리에서도 접촉하여 에너지를 수송한 경우와 비교해 50% 이상의 효율을 보여주었다. 또한 6cm의 거리에서 수송된 에너지를 이용해 200개 이상의 LED (Light-emitting diode)를 밝은 실내에서도 확인할 수 있을 정도로 밝게 구동이 가능하였다. 6 cm 깊이의 물속에 있는 블루투스 센서를 에너지전송으로 실시간 구동할 수 있음을 성공적으로 시연하였다.

4. 결론

본고에서는 전자기장 기반의 무선전력전송기술의 한계를 보완하고자 개발 및 발전이 이루어지고 있는 APT 기술에 알아보았으며, 압전원리와 마찰전기원리를 이용해 소리에너지를 전력으로 전환하는 과정을 살펴봤

Figure 8. PTFE and PMN-PT based triboelectric ultrasound energy transfer. (a) Device structure. (b) Experimental setup using Langevin transducer. (c) Operating 50 LEDs by ultrasound energy transfer in the water.

다. 그리고 강유전체의 분극현상과 높은 유전률을 이용해 더 효과적인 APT를 기대할 수 있음을 보였다. 계속해서 재생에너지원으로 해상풍력발전의 설치가 늘어나고 데이터트래픽 증가로 광통신케이블이 더 촘촘히 깔림에 따라 해저에 수많은 케이블이 설치될 것이다. 그리고 페이스메이커를 필두로, 우리 몸에는 생체활동에 필요한 전기신호를 인위적으로 가하거나, 또는 생체활동 신호를 읽어 들이는 센서 삽입이 수명의 증가와 의료기술의 발전 및 생활수준이 나아짐에 따라 더 빈번해 질 것이다. 이렇게 늘어나는 해저케이블관리와 인체삽입센서들의 구동을 위한 무선충전기술의 필요성은 갈수록 더

커질 것이며, 전자기장을 활용하지 않는 APT를 활용한 무선충전기술의 지속적인 기술개발이 이루어질 것으로 기대된다.

REFERENCES

1. Lee, D., Yee, Y., Song, H., "Broadband Piezoelectric Energy Harvesting Technology" *Ceramist*. **22(1)**:56-69 (2019).
2. Dommermuth-Costa, C., "Nikola Tesla : a spark of genius." *Twenty-First Century Books*. (1994).
3. Marincic, A. S., "Nikola Tesla and the Wireless Transmission of Energy" *IEEE Transactions on Power Apparatus and Systems*, **101(10)**: 4064-4068 (1982).
4. Kurs, A., Karalis, A., Moffatt, R., Joannopoulos, J. D., Fisher, P., Soljačić, M., "Wireless Power Transfer via Strongly Coupled Magnetic Resonances" *Science*. **317(5834)**: 83-86 (2007).
5. 안창원, 조욱, "진동 에너지를 이용한 압전 에너지 하베스팅 (in Korean)" *Ceramist*. **18(4)**:22-26 (2015).
6. Cochran, G. V. B., Johnson, M. W., Kadaba, M. P., Vosburgh, F., Fergusonpell, M. W., Palmieri, V. R., "Piezoelectric Internal-Fixation Devices - a New Approach to Electrical Augmentation of Osteogenesis." *Journal of Orthopaedic Research*. **3(4)**: 508-513 (1985).
7. Cochran, G.V.B., Kadaba, M.P., Palmieri, V.R., "External Ultrasound Can Generate Microampere Direct Currents In Vivo from Implanted Piezoelectric Materials." *Journal of Orthopaedic Research*. **6(1)**: 145-147 (1988).
8. Suzuki, S., Kimura, S., Katane, T., Saotome, H., Saito, O., Kobayashi, K., "Power and interactive information transmission to implanted medical device using ultrasonic." *Jpn. J. Appl. Phys.* **41**: 3600-3603 (2002).
9. Kawanabe, H., Katane, T., Saotome, H., Saito, O., Kobayashi, K., "Power and information transmission to implanted medical device using ultrasonic.", *Jpn. J. Appl. Phys.* **40**: 3865-3866 (2001).
10. Connor, D. J., Cummings, G. F., Star, M.J. "Dynamotive Canada Corporation. Acoustic transformer with non-piezoelectric core." U.S.Patent 5,594,705, (1997).
11. Hu, Y. T., Zhang, X. S., Yang, J. S., Jiang, Q., "Transmitting electric energy through a metal wall by acoustic waves using piezoelectric transducers." *Ieee Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*. **50(7)**: 773-781 (2003).
12. Sherrit, S., Badescu, M., Bao, X. Q., Bar-Cohen, Y., Chang, Z. S., "Efficient electromechanical network models for wireless acoustic-electric feed-throughs." *Smart Structures and Materials 2005: Smart Sensor Technology and Measurement Systems*, **5758**: 362-372 (2005).
13. Sherrit, S., Sherrit, S., Doty, B., Badescu, M., Bao, X. Q., Bar-Cohen, Y., Aldrich, J., Chang, Z. S., "Studies of acoustic-electric feed-throughs for power transmission through structures." *Smart Structures and Materials 2006: Industrial and Commercial Applications of Smart Structures Technologies*. **6171** (2006).
14. Bao, X. Q., Biederman, W., Sherrit, S., Badescu, M., Bar-Cohen, Y., Jones, C., Aldrich, J., Chang, Z. S., "High-power piezoelectric acoustic-electric power feedthru for metal walls." *Industrial and Commercial Applications of Smart Structures Technologies 2008*, 6930 (2008).
15. Shih, P.J., Shih, W.P., "Design, Fabrication, and Application of Bio-Implantable Acoustic Power Transmission." *Journal of Microelectromechanical Systems*, **19(3)**: 494-502 (2010).
16. Denisov, A., Yeatman, E., "Ultrasonic vs. Inductive Power Delivery for Miniature Biomedical Implants." *2010 International Conference on Body Sensor Networks*. 84-89 (2010).
17. Song, S.H., Kim, A., Ziaie, B., "Omnidirectional Ultrasonic Powering for Millimeter-Scale Implantable Devices." *Ieee Transactions on Biomedical Engineering*, **62(11)**: 2717-2723 (2015).
18. Charthad, J., Weber, M. J., Chang, T. C., Arbabian, A., "A mm-Sized Implantable Medical Device (IMD) With Ultrasonic Power Transfer and a Hybrid Bi-Directional Data Link." *Ieee Journal of Solid-State Circuits*, **50(8)**: 1741-1753 (2015).
19. Seo, D., Neely, R. M., Shen, K., Singhal, U., Alon, E., Rabaey, J. M., Carmena, J. M., "Wireless Recording in the Peripheral Nervous System with Ultrasonic Neural Dust." *Neuron*, **91(3)**: 529-539 (2016).
20. Patch, K., "Neural dust swept up in latest leap for bioelectronic medicine." *Nature Biotechnology*, **39(3)**: 255-256 (2021).
21. Piech, D. K., Johnson, B. C., Shen, K., Ghanbari, M. M., Li, K. Y., Neely, R. M., Kay, J. E., Carmena, J. M., Maharbiz, M. M., Muller, R., "A wireless millimetre-scale implantable neural stimulator with ultrasonically powered bidirectional communication." *Nature*

- Biomedical Engineering*, **4**(2): 207-222 (2020).
22. Kim, Y. J., Lee, J., Park, S., Park, C., Park, C., Choi, H. J., "Effect of the relative permittivity of oxides on the performance of triboelectric nanogenerators." *Rsc Advances*, **7**(78): 49368-49373 (2017).
 23. Wu, C. S., Wang, A. C., Ding, W. B., Guo, H. Y., Wang, Z. L., "Triboelectric Nanogenerator: A Foundation of the Energy for the New Era." *Advanced Energy Materials*, **9**(1): 1802906 (2019).
 24. Fan, F.R., Tian, Z.Q., Wang, Z.L., "Flexible triboelectric generator." *Nano Energy*, **1**(2): 328-334 (2012).
 25. Xu, C., Zi, Y. L., Wang, A. C., Zou, H. Y., Dai, Y. J., He, X., Wang, P. H., Wang, Y. C., Feng, P. Z., Li, D. W., Wang, Z. L., "On the Electron-Transfer Mechanism in the Contact-Electrification Effect." *Advanced Materials*, **30**(15): 1706790 (2018).
 26. Yun, B. K., Kim, J. W., Kim, H. S., Jung, K. W., Yi, Y., Jeong, M. S., Ko, J. H., Jung, J. H., "Base-treated polydimethylsiloxane surfaces as enhanced triboelectric nanogenerators." *Nano Energy*, **15**: 523-529 (2015).
 27. Yu, Y.H., Li, Z. D., Wang, Y. M., Gong, S. Q., Wang, X. D., "Sequential Infiltration Synthesis of Doped Polymer Films with Tunable Electrical Properties for Efficient Triboelectric Nanogenerator Development." *Advanced Materials*, **27**(33): 4938-4944 (2015).
 28. Kim, D.Y., H.S. Kim, J.H. Jung, "Ar plasma treated polytetrafluoroethylene films for a highly efficient triboelectric generator." *Journal of the Korean Physical Society*, **69**(11): 1720-1723 (2016).
 29. Kim, M.P., Um, D. S., Shin, Y. E., Ko, H., "High-Performance Triboelectric Devices via Dielectric Polarization: A Review." *Nanoscale Research Letters*, **16**:35 (2021).
 30. Kwon, Y.H., Shin, S. H., Kim, Y. H., Jung, J. Y., Lee, M. H., Nah, J., "Triboelectric contact surface charge modulation and piezoelectric charge inducement using polarized composite thin film for performance enhancement of triboelectric generators." *Nano Energy*, **25**: 225-231 (2016).
 31. Kim, H.S., Kim, D. Y., Kim, J. E., Kim, J. H., Kong, D. S., Murillo, G., Lee, G. H., Park, J. Y., Jung, J. H., "Ferroelectric-Polymer-Enabled Contactless Electric Power Generation in Triboelectric Nanogenerators." *Advanced Functional Materials*, **29**(45): 1905816 (2019).
 32. Hinchet, R., Yoon, H. J., Ryu, H., Kim, M. K., Choi, E. K., Kim, D. S., Kim, S. W., "Transcutaneous ultrasound energy harvesting using capacitive triboelectric technology." *Science*, **365**(6452): p. 491-494(2019).
 33. Chen, C., Wen, Z., Shi, J. H., Jian, X. H., Li, P. Y., Yeow, J. T. W., Sun, X. H., "Micro triboelectric ultrasonic device for acoustic energy transfer and signal communication." *Nature Communications*, **11**(1):4143 (2020).
 34. Lee, K.H., Zhang, Y. Z., Jiang, Q., Kim, H., Alkenawi, A. A., Alshareef, H. N., "Ultrasound-Driven Two-Dimensional Ti3C2Tx MXene Hydrogel Generator." *Acs Nano*, **14**(3): 3199-3207 (2020).

특 집 ■■■ 허성훈, 김현수, 송현철

●● 허성훈

- 2014년 POSTECH 기계공학과 학사
- 2019년 Univ. of Michigan Ann Arbor 기계공학과 박사
- 2020년 ~ 현재 한국과학기술연구원 (KIST) 위촉연구원

●● 김현수

- 2017년 인하대학교 물리학과 학사
- 2017 ~ 2019 인하대학교 물리학과 석사
- 2019 ~ 현재 인하대학교 물리학과 박사과정
- 2019 ~ 현재 한국과학기술연구원 (KIST) 학연

●● 송현철

- 2004년 고려대학교 재료공학과 학사
- 2004 ~ 2006년 고려대학교 재료공학과 석사
- 2013 ~ 2017년 Virginia Tech, 재료공학과 박사
- 2006년 ~ 현재 한국과학기술연구원(KIST) 책임연구원