

인체 삽입 의료기기용 무선 충전 전원 모듈

Wireless Power Transfer Technology for Implantable Medical Device

이성규 (S. Q. Lee) 나노융합센서연구실 책임연구원
 염우섭 (W. S. Youm) 나노융합센서연구실 선임연구원
 황 건 (G. Hwang) 나노융합센서연구실 책임연구원

미래 부품소재기술 특집

- I. 서론
- II. 기술 동향
- III. 산업 동향
- IV. 표준화 동향
- V. 결론

인구 고령화와 복지증진에 따라 인체 삽입형 의료기기에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며, 더 다양한 기능을 제공하는 제품들이 출시되고 있다. 반면, 이러한 다양한 기능의 요구로 인해 인체 삽입형 의료기기의 전력소모가 커지고 있어 일차전지만으로는 충분한 기능을 제공하지 못하거나 한정된 사용시간으로 말미암아 환자들이 삽입형 의료기기의 전원공급만을 위해서 추가적인 비용과 고통을 감수하고 있는 현실이다. 본고에서는 무선 전력 전송 기술을 활용하여 인체 삽입용 의료기기로 전력을 무선으로 전송하고 재충전이 가능한 인체 삽입용 의료기기의 기능과 사용 시간의 확대를 가능하게 하는 무선 충전 전원 모듈 기술의 동향과 전망을 살펴봄으로써 관련 국내 산업계가 기술 전환기를 대비하는데 필요한 기초 정보를 제공하고자 한다.

I. 서론

인체 삽입용 의료기기를 위한 무선 충전 전원 모듈이란 인체의 외부에서 인체 내부에 삽입된 기기로 전원을 공급함에 있어서 피부층을 통과하여 무선으로 전력을 전송하고 전송된 전력을 인체 내부 기기에서 충전하되 일정기간동안 사용한후 재충전을 통해서 지속적인 사용이 가능하도록 하는 전원 모듈이다. (그림 1)에서 보듯이 무선 충전 전원 모듈을 구성하기 위해서는 인체 외부에서 내부로 무선으로 전력을 전송하는 무선 전력송신소자와 인체 내부에서 전송된 전력을 받는 무선 전력수신소자, 받은 전력을 충전하는 이차전지 소자, 그리고 무선 충전을 전체적으로 관리제어하는 제어회로부로 구성된다.

인구 고령화와 복지증진에 따라 인체 삽입형 의료기에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며, 더 다양한 기능을 제공하는 제품들이 출시되고 있다. 반면, 현재 사용되고 있는 대표적 삽입형 의료기기인 뇌심부자극기나 삽입형 심장 제세동기의 경우 일차전지로 구동되는 의료기기를 삽입한다. 따라서 일정기간 사용한 후에는 전원 교체를 위한 재수술이 불가피 하다. 또한 인체 삽입용 기기의 요구기능이 다양해 질수록 전원사용시간이 줄어들므로 전원교체를 위한 재수술의 주기가 짧아져 환자들의 추가적인 비용부담과 신체적 그리고 심리적 부담이 커지는 것이 현실이다.

이러한 추가 수술에 따른 비용부담이나 심리적 고통을 덜어주는 지속가능한 전원 모듈의 개발은 인체 삽입용 의료기기의 더 다양한 기능 구현을 가능케 하는 필수



(그림 1) 인체 삽입용 무선 충전 전원 모듈 구성도

적인 요소 기술이다.

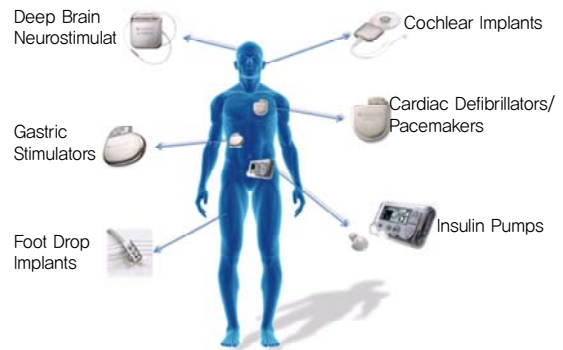
본고에서는 먼저 무선 전력 전송 기반의 무선 충전기술에 대한 전반적인 기술동향을 살펴보고, 한국전자통신연구원의 관련 연구성과와 관련하여 인체 삽입용 기기 응용을 위해 고려해야 할 기술적 요소들을 기준으로 기술의 장단점을 살펴보고자 한다. 또한 삽입형 의료기용 전원 모듈의 시장 및 산업 동향을 살펴보겠다.

II. 기술 동향

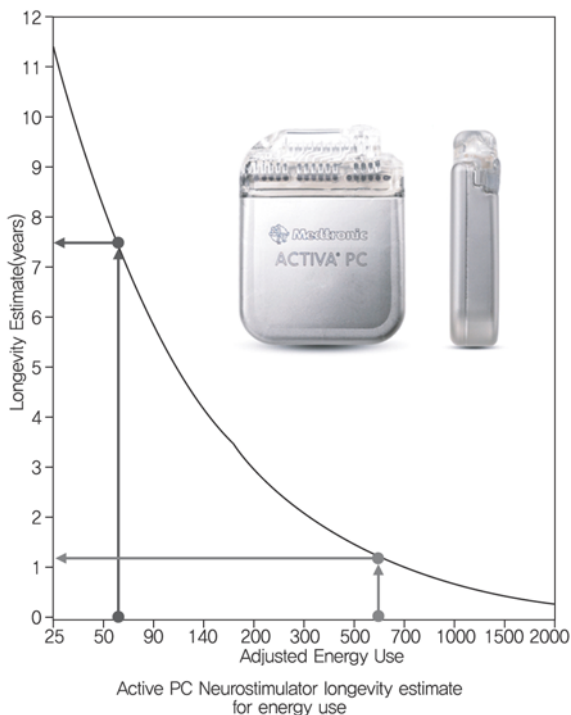
1. 인체 삽입용 의료장치와 전원 모듈

인구 고령화, 질병, 그리고 교통사고와 같은 불의의 사고로 인해 손상된 신체기능을 복구하거나 회복을 돕기 위한 삽입용 의료 기기의 사용은 날로 그 영역이 확대되어 가고 있다. 아래 (그림 2)에서와 같이 대표적인 삽입형 의료기기로는 DBS(Deep Brain Neuro Stimulator), Cochlear Implants, Implantable Cardiac Defibrillator(Pacemaker), Insulin Pump 등이 있다[1].

아래 (그림 3)에서는 미국 Medtronic 사에서 출시된 인체 삽입형 의료기기 제품 중 한 모델로 일차 전지를 전원으로 사용하는 모듈이다. (그림 3)에서 알 수 있듯이 환자의 상황에 따라 기기 전원의 수명이 6개월에서 6년 정도로 변화의 폭이 크다. 일례로, 환자에게 적용되



(그림 2) 인체 삽입용 의료기기의 응용 예



(그림 3) Medtronic사 제품의 사용량에 따른 사용기간

는 자극 펄스신호의 크기, 주파수, 신호폭, 그리고 자극기의 전기적 임피던스에 의해서 사용되는 에너지가 계산되는데, 그래프에서 보듯이 환자의 증후가 가벼운 경우 사용량이 대략 60에너지 단위이면 7.5년정도로 사용이 가능하나 환자의 상태가 심각하여 자주 자극 펄스가 인가되는 경우 (사용량이 600에너지 단위인 경우) 사용

기간이 줄어들어 1년 이내에 배터리를 교체해야 한다 [2].

2. 인체 삽입용 무선 전력 전송 기술

인체 내부로 전력을 무선으로 전송하는 기술로 현재 까지 여러가지 기술이 시도되고 있다. 크게 전자기파를 이용하는 1)전자기 유도방식과 2) 전자기공명방식 3)전자기파 방식, 그리고 4)초음파를 사용하는 초음파 방식이 있다[3][4].

〈표 1〉은 전자기파를 이용하는 방식들에 대한 특징을 비교 설명하고 있다[4]. 먼저 자기 유도방식은 송신부 코일과 수신부 코일 사이에서 전기가 유도되는 것을 받아내는 방식으로, 송신부 코일에서 자기장을 발생시키면 수신부 코일에서 그 자기장을 받아서 전기로 다시 유도한다. 이 방식은 전송 효율이 90%이상으로 매우 높으나 전송거리가 수 mm 매우 짧고, 코일의 중심이 서로 정렬되어 있지 않으면 전송 효율이 크게 줄어드는 단점이 있다. 2013년 삼성 갤럭시 S4에서 적용된 기술로, 공기 중 모바일 기기의 무선 전력 전송용으로 상용화가 되었다.

자기공명방식은 송신부에서 공진 주파수로 진동하는 자기장을 생성하여 동일한 공진 주파수로 설계된 수신부 코일로 전력이 전송되도록 하는 방식이다. 자기유도

〈표 1〉 전자기파를 이용한 무선 전력 전송 기술 특징[4]

	자기유도방식	자기공명방식	전자기파방식
개념도			
주파수	125kHz, 13.56MHz	수십 kHz~수MHz	2.45GHz, 5.8GHz
전송전력	주로 수W	주로 수십W	주로 수mW
전송거리 및 효율	수mm이내, 90% 이상 효율	1M에서 90%, 2M에서 40%	최대 수십 km까지 전송, 효율은 최대 10~50%
인체유해성	거의 무해	거의 무해	
표준화	WPC 표준 제정	표준화 추진 중	

방식과 달리 1m 거리에서 90% 정도의 전송 효율을 가지는데, 이는 소자의 직경크기와 비례하여 원거리 전송이 가능하다.

전자기파 방식은 송신부에서 전자기파를 발생시키면 수신부에서 여러 개의 렉테나(안테나와 정류기를 조합한 소자)를 이용하여 전자기파를 수신하여 전력으로 변환하는 것으로 먼거리 까지 전력을 보낼수는 있지만 수율이 낮고 전자기파 자체가 인체에 유해하다는 단점이 있다.

초음파 무선 전력 전송 방식은 강유전체의 압전효과를 이용한다((그림 4) 참조). 즉 압전체의 양단에 기계적인 외력인 압축력이나 인장력을 가하면 전기가 생성되며, 반대로 전기장을 가하면 수축이나 이완의 변위가 발

생하는데, 후자를 이용하면 초음파를 발생시킬수 있고, 전자를 사용하면 발생된 초음파 압력에 의해서 전기가 발생시킬수 있다[5]. 따라서 초음파 무선전력 전송방식은 이러한 압전현상을 이용하고 (그림 5)에서와 같이 외부에서 초음파를 생성하여 인체 내부로 전송한 후 내부의 압전체로 구성된 초음파 수신기가 음향에너지(초음파)를 전기에너지로 만들어 전력을 전송 하는 방식이다 [6].

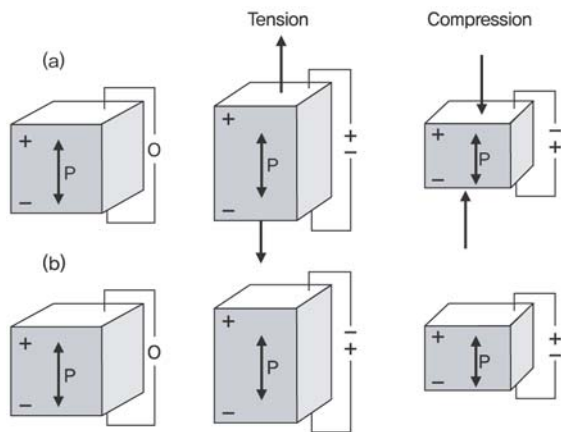
각 방식의 원리에 대한 자세한 내용은 앞에서 언급한 참고문헌들을 참고하기로 하고 본고에서는 인체 삽입형 의료기기에 적합한 무선 전력 전송을 위해서 고려되어야 할 요소들을 살펴보고 초음파 전송방식에 대해서 좀 더 자세히 살펴보도록 한다.

3. 인체 삽입용 무선 전력 전송 고려사항

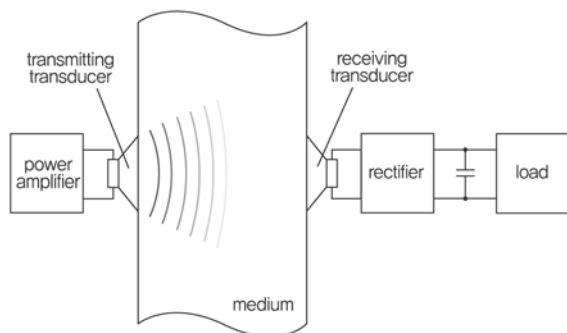
가. 매질의 에너지 흡수율 및 온도 상승

앞에서 설명된 전자기유도방식, 자기공명방식, 그리고 초음파 공진방식을 이용한 무선 전력 전송 기술을 인체 삽입용 무선 충전 전원 모듈에 적용하기 위해서는 우선적으로 인체 유해성 문제가 없어야 한다. 인체 유해성 문제를 판단하기 위해서는 각 기술이 무선 전력 전송을 위해 사용하는 물리적 수단 (전자기유도방식과 자기공명방식: 전자기파, 초음파 공진방식: 초음파/기계적 진동)이 인체에 미치는 영향과 정도에 대한 검토가 필요하다.

일반적으로 알려져 있는 전자기파 신호가 인체에 미치는 악영향(생체 기능적)에 대한 관점은 논란의 여지가 많다. 하지만 인체 삽입용 의료기기의 전원 모듈을 위한 무선 전력 전송 기술에 있어서는 송신소자와 수신소자 사이에 존재하는 인체 조직에만 전송되는 전력이 집중되며 이 부분에서 무선 전력 전송이 인체 조직에 미치는 영향에 대한 메커니즘은 비교적 확실하게 정립이 되어 있다.



(그림 4) 압전체의 특성 (a)기계적인 압축/팽창에 의한 전기발생, (b) 전기장에 의한 변위

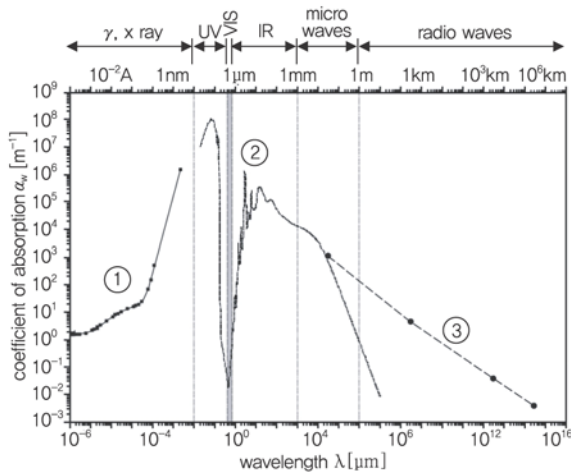


(그림 5) 초음파를 이용한 무선 전력 전송 개념도[6]

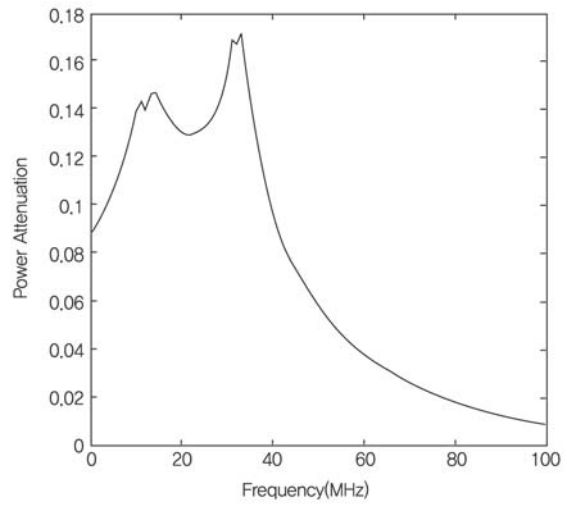
외부로부터 인체 조직이 영향을 받는 요인은 열 적인 요인과 기계적인 요인으로 크게 나눌수 있다. 인체를 매질로 하여 전력 전송할 경우 일부분의 전력이 인체 조직에서 흡수되고 이 흡수된 전력이 인체 조직의 온도를 일정 수준 이상, 그리고 일정 시간 이상 지속될 경우 해당 조직이 파괴되는 현상이 일어난다. 이러한 열적인 영향은 인체 유해성에 있어 대표적이고도 가장 심각한 요인이다[7].

이러한 열적인 요인은 전자기파와 초음파를 이용한 전력 전송에 공통적으로 적용된다. 또한 이러한 매질층에서의 흡수율은 전체 전력 전송의 효율에도 영향을 주지만 무엇보다도 매질층이 흡수한 에너지가 매질의 온도 상승으로 이어지기 때문에 단순히 전송 효율의 높고 낮음의 문제보다 안전성에 있어 더 중요한 문제가 된다.

다음의 (그림 6)은 물에서의 전자기파 흡수율 스펙트럼을 나타낸다[8]. 일례로 자기공명방식에서 사용되는 주파수인 40MHz 주파수의 전자기파가 1cm를 진행할 경우 흡수 계수와 흡수율은 해수의 경우 약 30m^{-1} , 26%이고 민물의 경우 약 0.01m^{-1} , 1%이다. 이와 같이 물에 흡수된 전자기파 에너지는 열로 변하여 주변의 온도 상승으로 이어진다.



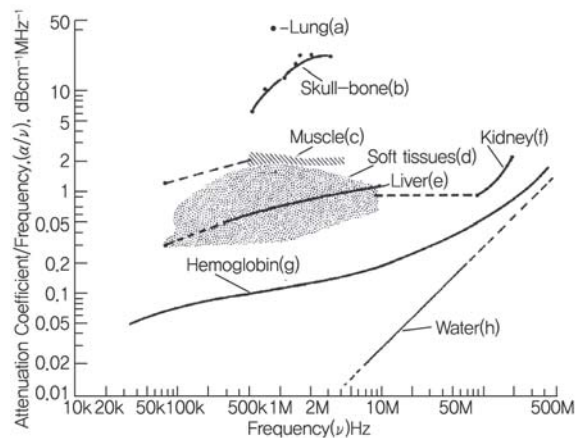
(그림 6) 물 (정수: ①, ② 및 해수: ③) 에서의 전자기파 흡수율 스펙트럼[8]



(그림 7) 생체 조직 (1mm 두께 피부, 1mm 두께 근육 조직으로 구성)의 전자기파 감쇄 주파수응답

물에서와 같이 인체 조직에서도 전자기파 에너지의 일부가 흡수되며 다음의 (그림 7)에서와 같이 1mm 두께 피부, 1mm 두께 근육 조직으로 구성된 생체조직에서의 주파수에 따른 에너지 감쇄율을 보여준다[9]. 그림에서 확인할 수 있듯이 상기한 물의 경우보다 1/5의 거리임에도 불구하고 40MHz 이하의 주파수에서 감쇄율이 약 10~17%가 되어 인체 조직의 전자기파 에너지 흡수율이 물의 경우보다 월등히 높음을 알 수 있다.

(그림 8)은 각종 인체 조직에서의 초음파 에너지 흡수



(그림 8) 인체조직 초음파 흡수율 스펙트럼[10]

계수 스펙트럼을 나타낸 것으로 초음파 공진을 이용한 무선 전력 전송의 경우에 인체에 대한 열적인 효과를 평가하기 위해 사용될 수 있다[10]. 일례로 1MHz 주파수(초음파-물리치료시스템 동작영역: 0.5~5MHz)의 초음파가 간 조직 1cm를 진행할 경우 흡수 계수와 흡수율은 약 11.5m^{-1} , 10.8%이고 2mm의 경우에는 흡수율이 2.3%로 상기한 전자기파 인체조직 흡수율의 약 1/5이다.

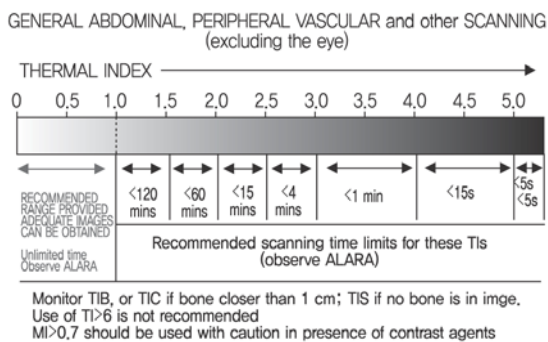
따라서 일반적인 작동 주파수 대역 및 동작 조건을 볼 때 초음파 공진 방식이 전자기파 방식에 비해 생체 조직이 매질인 경우 온도 상승 측면에서 더 유리하다고 할 수 있다. 하지만 초음파 에너지의 전송시 에너지의 일부가 흡수되어 주변 인체 조직의 온도가 상승하는 사실에는 변화가 없다. 이러한 전송 에너지 흡수에 따른 인체 조직의 온도 상승과 손상을 막기 위해 초음파에너지 전송 시 안전구동 조건에 대한 기준이 필요하다. 이러한 안전구동 조건은 다음의 (그림 9)와 같이 British Medical Ultrasound Society에서 권장하는 ‘의료용 초음파 계측장치 안전 사용 가이드 라인’을 초음파 에너지 전송 시에도 동일하게 적용하는 것이 바람직하다[11]. 여기서 Thermal Index는 초음파가 방사되는 주변 인체 조직의 온도 상승 정도를 나타낸다. 예를 들면 (그림 9)에서 Thermal Index가 1~1.5인 경우는 주변 인체 조직

의 온도가 1~1.5°C 상승하는 정도의 초음파 방사조건이며 안전을 위해 방사시간이 120분 이하로 유지하는 것이 권장된다.

외부로부터 인체 조직이 영향을 받는 두번째 요인인 기계적인 요인에 의한 영향은 전력 전송에 있어 기계적 진동이 유발되는 초음파 방식의 경우에만 발생한다. 액체에 기계적 진동(또는 압력 진동)이 입사될 경우 기포가 발생되고 이 기포가 불안정해지는 Cavitation현상과 같이 인체 조직에 기계적인 스트레스를 유발하여 조직에 손상을 일으키는 요인들이 기계적인 요인에 해당한다. 안전을 위한 기준으로 앞의 열적인 요인에서의 Thermal Index와 비슷하게 Mechanical Index에 대한 안전 사용 가이드라인 또한 British Medical Ultrasound Society에서 제안 되어 있다. 설치 위치와 조직 그리고 전송 면적 등을 제어하여 설치 수 있는 초음파 공진 방식 전력 전송 시스템의 특성상 일반적인 전송전력에서 기계적 요인의 영향을 예상하여 인체 조직의 기계적 안전성을 확보하는 것은 비교적 어렵지 않게 달성할 수 있을 것으로 보인다.



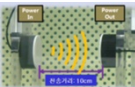
나. EMI(ElectroMagnetic Interference)과 인체 적합 패키징

전자기파 방식을 이용한 무선 전력 전송 시스템의 경우 앞에서 언급된 기계적 요인으로 인한 안전성 문제로부터는 자유롭다. 하지만 인체에 내장되는 전자기파 방식의 전력 수신기의 경우 자체가 특정 대역의 전자기파에 대한 안테나로 동작하게 된다. 이때 해당 대역의 주파수를 가지는 외부 전자기파 잡음이 존재할 경우 의도치 않은 동작을 발생하게 되는 EMI Malfunction 문제가 발생하게 된다. 전자기파 방식을 이용한 무선 전력 전송 시스템의 안전성을 확보하기 위해서는 이러한 EMI에 대한 세심한 대책 내지는 환자의 생활환경을 EMI 발생 예상 환경으로부터 격리하는 것이 필요하다.



(그림 9) British Medical Ultrasound Society 권장 의료용 초음파 계측장치 안전 사용 가이드 라인:(일반 복근, 말초혈관, 그리고 눈을 제외한 그외의 경우)[11]

〈표 2〉 삽입형 의료기기용 무선 전력 전송 기술 비교

방 식	삽입형 의료기기 적용 장점	삽입형 의료기기 적용 단점
자기유도 	· 높은 전달 효율@수mm	· 짧은 전송거리(<수mm) · EMI 간섭 → 오작동 · 금속 패키징 → 차폐 · 송/수신소자간 정렬
자기공명 	· 높은 전달 효율@수mm	· 큰 소자크기 · EMI 간섭 → 오작동 · 피부 열흡수 온도 상승 · 금속 패키징 → 차폐
초 음 파 	· 소자크기 대비 높은 전달효율 · 생체 적합 금속패키징(TI) · 낮은 피부 열흡수(1/5전자기파)	· 별도의 초음파 소자 공간 · 송/수신소자간 정렬

EMI를 막는 방법으로 가장 좋은 것은 금속 차폐이다. 금속 패키징을 통해 의료기기 내부 회로를 외부의 전자파로부터 차폐한다면 외부로부터의 갑작스러운 EMI를 막게되고 오작동의 위험도 없어지게 된다.

그러나, 무선 전력 전송 관점에서 보면, 금속류는 전자기파를 이용하는 방식에 있어서는 큰 방해가 된다. 금속은 전자기파가 전달되는 것을 차폐하는 효과가 있기 때문이다. 반면에 초음파 무선 전력 전송 방식의 경우에는 전기적인 특성이 아니라 진동특성을 이용하므로 파장보다 얇은 금속판을 통해 전력이 전달될 경우 초음파는 투과하여 기기 내부로 전달되므로 전력 전송관점에서는 유리하다.

패키징을 위한 생체 적합 재료는 크게 금속, 세라믹, 고분자로 분류되며 이외에도 다양한 종류의 재료들이 활용되고 있다[12]. 티타늄 합금류는 생체 적합성이 우수하고 강도가 높은 장점이 있다. 물론, 금속류는 MRI(Magnetic Resonance Imaging)의 강한 자장에 간섭현상을 일으키므로 시술 후 추적 관찰에 어려움이 있어 고분자재료를 사용하는 경우도 있으나, 티타늄을 비롯한 금속류는 강도가 높아 패키징 재료로 사용할 경우 외부의 충격에도 강하므로 현재까지 상용화된 제품에서는 금속류 패키징을 선호하여 적용하고 있다.

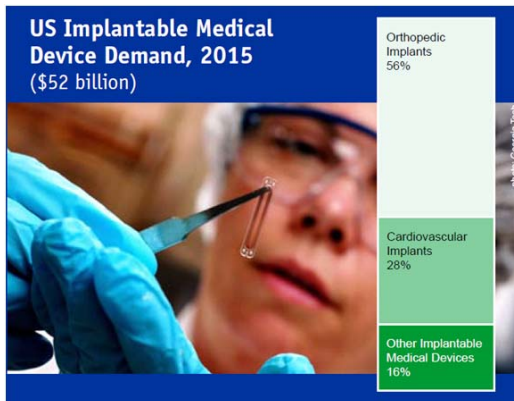
이상의 인체 유해성, 전자기파 간섭, 패키징 방식 등

을 고려하였을 때 무선 전력 전송방법을 서로 비교하여 보면 〈표 2〉와 같다. 자기유도방식은 짧은 거리에서 높은 전력 전송 효율을 보이나 삽입형 의료기기로 사용될 때 EMI 간섭에 의한 오작동과 금속 패키징 시 전자기파의 차폐로 전송이 불가능한 단점과 송수신소자의 정렬 문제 등이 있어 해결해야할 문제로 남아 있다. 자기공명식의 경우 원거리 전송이 가능하지만, 인체 내부에 장착되기 위해서는 수신 소자를 작게 만들어야 하는데, 소자가 작아지면 전송거리가 짧아지고 전송 효율도 낮아지게 된다. 또한 자기유도방식과 마찬가지로 EMI 간섭에 의한 오작동, 주변 금속물질에 의한 공진점 변화, 피부 매질에서의 에너지 흡수에 따른 매질 온도 상승 등의 단점이 존재하여 인체 삽입용 의료장치에 적용하기에 어려운 점들이 있다. 초음파 전송 방식은 자기유도나 자기공명방식보다는 전송 효율이 다소 낮으나 소자크기 대비 장거리, 고효율 무선 전력 전송이 가능하며, 초음파의 파장이 길어 금속 패키징을 하더라도 전송 성능 저하가 없다. 다만, 전자기 방식에서 코일로 해결할 수 있는 수신소자가 압전소재로 대체되어야 하므로 일정 부피를 차지해야 하는 공간적인 단점이 존재한다. 또한, 비록 전자기파의 1/5수준이긴 하지만 매질층에서의 에너지 흡수로 인한 피부 매질 온도 상승의 문제도 해결해야 한다.

III. 산업 및 업체 동향

1. 인체 삽입용 무선 충전 전원 모듈 동향

(그림 10)에서와 같이 Freedonia 2012년 자료를 살펴 보면, 미국에서의 인체 삽입 의료소자 시장은 연평균 7.7% 성장세를 보이고 있으며 2015년에는 520억불 규모가 될 것으로 예측하였다 (Freedonia, 2012. 3.). 이는 기술적인 진보와 더불어 사고, 질병이 많아지고, 고령화에 따른 환자수의 증가에 기인한다. 인체 삽입형 소자의 시장이 급격히 성장하고 있지만, 삽입형 소자의 응용 범위를 제한하는 요인중 하나는 전원 모듈이다. 대표적인 삽입형 의료기기인 DBS(Deep Brain Stimulator), ICD(Implantable Cardioverter Defibrillator), Pace Maker, Spinal Cord Stimulator 등은 모두 내부에 전원 모듈을 장착하고 있으며 주기적인 자극을 통해서 신체의 손상된 기능을 복원 혹은 유지해주는 장치이다.



(그림 10) 2015년 미국 삽입형 의료기기 시장 규모 (Freedonia 2013 예측)



(그림 11) 일차전지를 적용한 인체 삽입형 의료기기를

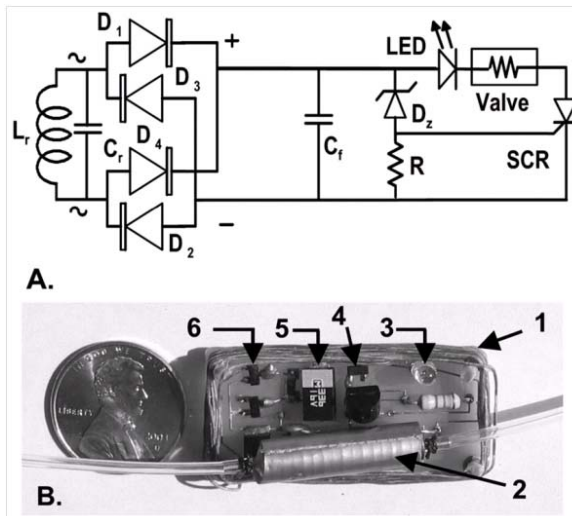
(그림 11)은 Boston Science, Medtronic, EnteroMedics사에서 개발한 대표적 인체 삽입형 자극기기들로 전원 모듈로는 모두 일차전지를 사용하고 있다[13]. 일차 전원을 사용하기 때문에 사용기간의 한계가 존재하며 환자의 상태에 따라 사용 빈도가 결정되고 한번 사용할 때 전력이 결정되므로 사용기간은 평균 3년 정도로 제한된다.

최근 들어 재충전이 가능한 이차전지와 무선 전력 전송 방법을 결합한 제품들이 시도되고 있다. 이는 사용기간을 평균 9년 이상이 되도록 하여 환자의 경제적, 신체적 고통을 경감시키기 위해서이다.

(그림 12)는 Neuromed사의 TIME이라는 제품으로 1988년도에 FDA(Food and Drug Administration) 승인을 받은 Spinal Cord Stimulator이다. 전원 모듈로는 일차전지를 사용하는 제품도 있지만, 외부에 코일을 형성하여 RF(Radio Frequency)를 통해서 무선 전력 전송이 가능하도록 하였다[13]. RF를 통한 무선 전력 전송 방식은 공개하고 있으나 전력 전송의 효율이나 전송량에 대해서는 정확하지 않다. 또한 코일이 외부로 들어난 것으로 보아 외부의 EMI에 노출되는 문제를 안고 있었다. 그외에도 Boston Science의 모델명 Precision, Medtronic사의 RestoreULTRA, ANS사의 Eon Mini 등의 인체 삽입형 장치에서 재충전형 전원 모듈을 사용하고 있으며 모두 자기 유도 방식을 채택하고 있다. 이들의 이차전지 용량은 약 50mAh급이며 평균 20일 정



(그림 12) Neuromed사의 초기 무선 전력 전송 기능을 적용한 Spiral stimulator(1988)

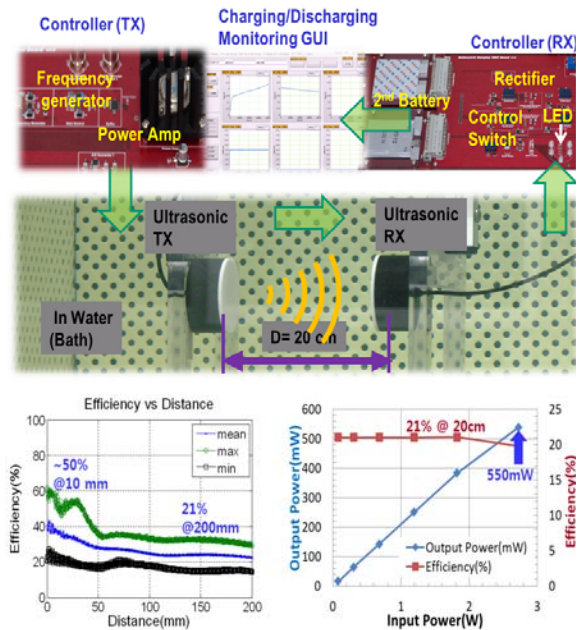


(그림 13) 쥐 심장 5cm 깊이에 삽입한 전자기 유도 방식의 전력 전송 모듈 : 1% 전송 효율

도 마다 충전을 하도록 설계되었다.

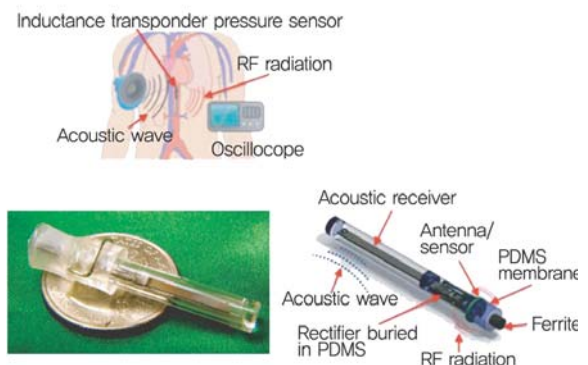
(그림 13)은 2006년 NIH(National Institutes of Health)에서 발표한 내용으로 외부에서 약 7.2W의 전력을 보내고 들쥐 심장 5cm 이하에 삽입된 수신부로 전력을 전송한 결과 수신부에서는 약 26~73mW 정도를 수신하여 1%의 전력 전송 효율을 보였음을 공개하였다. 코일에 요크가 없기 때문에 2MHz의 주파수에서는 낮은 효율이 얻어진다고 밝혔다. 대부분의 자기유도방식의 장치들은 공기중에서 실험을 하면서 높은 효율을 보고하고 있으나 NIH에서는 쥐 내부에 직접 삽입한 실험 결과로 실제적인 응용을 염두한 결과라는 측면에서 중요한 결과로 볼수 있다. 쥐 내부의 온도가 0.5C 이하의 온도 상승을 위해서는 60분 이내로 작동하길 권장하였다 [14].

물속이나 인체 매질에서의 전력 전송에 대해서 ETRI에서는 초음파 소자를 이용한 결과를 보고하였다. (그림 14)는 ETRI에서 개발한 물속 초음파 무선 전력 전송 시스템 구성도와 그 결과이다. 송신 소자에 가해지는 주파수를 수신소자(지름 50mm)의 임피던스에 맞추는 주파수 최적 제어 기술을 활용하여 가까운 거리인 10mm 수준에서는 전송 효율이 최대 50~60%, 먼거리인



(그림 14) ETRI에서 개발한 초음파 무선 전력 전송 시스템과 전력 전송 효율 및 전송량 실험결과

200mm에서도 최대 30% 수준의 전송 효율을 보였으며 200mm 거리에서 550mW 용량으로 전송되는 결과를 보였다. 피부매질을 통하여 초음파 전력 전송 결과도 발표하였는데[15], 약 20mm 거리의 돼지의 피부 조직을 통해서 약 20% 전력 전송 결과를 발표하였다. 물 매질 보다는 전송 효율이 작은 결과로 실제 피부조직의 흡수율과 물 매질의 흡수율의 차이에 의한 것으로 보고하였다.



(그림 15) Purdue대학에서 제시한 음파에 공진하는 캔틸레버 방식의 전력 전송 방식[16]

그 밖에도 아직 전송 효율이나 전송량이 작아 상용화 연구가 더 필요한 기술로, Purdue 대학에서는 (그림 15)에서와 같이 음파를 이용한 인체 삽입형 소자로의 전력 전송 모듈에 대해 발표하였다[16]. 또한, Standford대학에서도 인체 내부의 에너지 전달 효율이 높아 열상승 문제에 자유로운 초음파를 이용한 방식으로 심장 근처에 압전소자를 장착하고 원거리에서 초음파를 전송하여 전달된 초음파로부터 압전소자의 기전력을 이용하여 심장에 전기적 자극을 가하는 장치에 대해 보고하였다[17].

IV. 표준화 동향

현재까지 인체 삽입용 무선 충전 전원 모듈과 직접적으로 관련되어 제정되어 있는 국내, 국제 표준은 없는 상황이다. 무선 전력 전송에 있어서는 모바일 기기를 중심으로 전자기 유도방식에서만 WPC(Wireless Power Consortium), PMA(Power Matters Alliance), A4WP 등의 표준화 기구가 있으며 이미 WPC에서는 표준화가 완료되어 제품(Qi)인증까지 진행되고 있는 상황이다. 하지만 WPC의 표준은 일반 전자기기의 무선 충전을 위한 것이지 인체용에는 적용이 되지 않는다. 초음파 방식의 무선 전력 전송 관련 표준 역시 전무하다. 따라서 ETRI에서는 기존 초음파 진단 및 물리치료기의 의료용 전기 기기 표준으로 제정되어 있는 IEC(International Electrotechnical Commission) 60601-2-37, IEC 60601-2-5(2005년 이후로 국제표준을 번역하여 KS 규격으로 활용 중)를 기반으로 하여 인체 삽입용 무선 충전 전원 모듈의 기본 안전과 성능에 관한 개별 요구사항에 대한 표준화를 추진 중에 있다.

V. 결론

최근 인체 삽입형 의료기기 시장은 인구 고령화, 복지

정책의 활성화로 급속히 커지고 있다. 삽입형 의료기기는 인간의 취약한 기능을 보조하기 위해서 다양한 질병 치료 분야로의 응용이 확대되고 있으며 기기를 통한 능동적인 치료를 위해 전원 모듈이 점차 필수가 되고 있다. 그러나 일차전지로는 사용기간의 한계가 존재하며 기능이 다양할수록 또는 환자의 질환 상태가 심각할수록 배터리 교환주기는 더 짧아지게 되어 환자에게 경제적, 신체적, 심리적 고통을 주고 있다. 무선 전력 전송 기술이 활발히 연구되면서 스마트 기기이나 전자제품에서 상용화된 전자기 유도 기술이나 자기공명 방식 등 전자기파를 사용하는 방식을 인체 삽입형 장치로 적용하고자 하는 노력이 많이 시도되고 있으나, 낮은 주파수의 전자기파는 인체에서 흡수율은 적으나 전송거리가 짧고, 높은 주파수의 전자기파는 인체 흡수율이 커서 피부 조직의 온도 상승을 유발하여 응용에 제한이 있다. 또한 외부 EMI 문제에 대해 취약하며 인체 적합형 메탈 패키징을 적용하는데도 한계가 존재한다. 초음파 방식의 무선 전력 전송은 인체 삽입형 장치 응용에 있어서 다음과 같은 강점이 있다. 피부매질의 흡수율이 작아 온도 상승의 위험이 적고, 진동을 통한 전력 전달이므로 EMI나 메탈 패키징에 대한 제한이 없다. 현재 Medtronics, Boston Science, St. Jude 등의 업체들에서 인체 삽입형 장치에 적용되는 무선 전력 기술에 대한 요구가 증가되고 있다. 자기유도방식을 채택한 몇 가지 제품들이 출시되고 있으나 전송 효율이 낮고 온도 상승 문제로 말미암아 충전시간이 길어지는 불편함이 있어 더 효율적인 기술개발이 필요한 상황이다. 최근 초음파 무선 전력 전송 기술에 대해 연구가 국내 연구소를 중심으로 좋은 결과를 보이는 것은 고무적인 일로 향후 임상 테스트를 통해 실제 인체 적용에 까지 적극적인 노력을 경주해야 할 것이다.

약어 정리

DBS	Deep Brain Neuro Stimulator
ICD	Implantable Cardiac Defibrillator

EMI	ElectroMagnetic Interference
MRI	Magnetic Resonance Imaging
FDA	Food and Drug Administration
NIH	National Institutes of Health
RF	Radio Frequency
WPC	Wireless Power Consortium
PMA	Power Matters Alliance
IEC	International Electrotechnical Commission

참고 문헌

- [1] <<http://groups.csail.mit.edu/netmit/IMDShield/>>
- [2] Medtronic, "System eligibility battery longevity," <<http://www.medtronic.com/>>
- [3] 강승열 외, "무선에너지 전송 기술," 전자통신동향분석 제23권 6호, 2008
- [4] 김종대, "무선 전력 전송 - 마지막 남은 케이블로부터의 해방," LGERI 리포트, 2012.
- [5] A. Safari and E. K. Akdogan, "Piezoelectric and acoustic materials for transducer applications," Springer 2008, chapter 2
- [6] G. L. Maurice et al., "Acoustic Energy Transfer: A Review," IEEE trans. on industrial electronics, vol. 60, Jan. 2013, pp. 242-248.
- [7] G. Haar et al., "The safe use of ultrasound in medical diagnosis," The British Institute of Radiology, 2012, p. 13.
- [8] B. Woźniak and J. Dera, "Light Absorption in Sea Water," Springer, 2007, p. 63.
- [9] B. Nouredine, M. Mohamed, K. Smain, "Attenuation in Transferred RF Power to a Biomedical Implant due to the Absorption of Biological Tissue," World Academy of Science, Engineering and Technology 10, 2005.
- [10] P. N. T. Wells, "Review Absorption and dispersion of ultrasound in biological tissue," Ultrasound in Med. & Biol., vol. 1, pp. 369-376, 1975.
- [11] The British Medical Ultrasound Society, "Guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound equipment," 2009.
- [12] B.-H. Yoon, H.-E. Kim, "Development and Perspective of Biomaterials for Spinal Fusion," 2010, Korean J. Spine, 7(4) pp. 221-227.
- [13] <http://www.implantable-device.com>
- [14] H. William et al., "Transcutaneous RF-Powered Implantable Minipump Driven by a Class-E Transmitter," IEEE Trans Biomed Eng., 53(8), 2006, pp. 1705-1708.
- [15] S. Q. Lee, Y. S. Youm, G. Hwang, "Biocompatible wireless power transferring based on ultrasonic resonance devices," International Congress of Acoustics Proceeding, 2013.
- [16] M. Courtemanche, "Implantable MEMS sensor gets jiggy with self-powering design," Solid state technology, 2012.
- [17] <http://engineering.stanford.edu/print/node/36153>