

내장형 및 부착형 인체센서네트워크의 연구동향 및 이슈

Sana Ullah | Henry Higgins* | 곽경섭
인하대학교, 영국 Zarlink Semiconductor Company*

요약

지능형 센서, 마이크로전자공학 및 집적회로, SoC (system-on-chip) 설계와 저전력 무선통신의 급속한 발달로 소형 지능형 센서노드의 개발을 촉진하여 왔다. 이러한 센서 노드는 인체센서네트워크(Body Sensor Network;BSN)의 개발에 초석이 되며, 향후 이 분야의 급속한 발전을 기대하게 된다. 초 저전력 RF 기술의 발전은 칩투식 및 비칩투식 장치들이 원격 단말과 데이터 전송을 가능케 하며, 환자를 장기간 모니터링하여 의료 전문가에게 실시간으로 피드백함으로써 건강관리 시스템의 일대 혁신을 일으키고 있다. 본 기고에서는 이식형 의료 장치들간의 무선통신 방법과 BSN 분야에서의 최근 기술적 발전동향에 주안점을 두어, 인체 내장형 및 인체 부착형 통신 네트워크 구조를 파악한 후, 이들 분야에서 미해결 쟁점과 난제에 관하여 분석하였다.

1. 서론

미국의 주요 사망원인은 심장병으로서 매년 약 652,486명 및 150,074명의 사람들이 각각 심혈관 질환과 뇌혈관 질환으로 사망하고 있다[1]. 한국에서는, 뇌혈관질환으로 인하여 전체 사망자수의 17%의 사람들이 사망한다[2]. 전세계 사망자의 약 30%가 심혈관 질환으로 사망하며[4], 영국은 사망자의 39%에 해당한다[5]. 미국의 보건 비용은 2009년도에는 2.9조 달러로 예상되고 2015년에는 4조 달러, 즉 국민총생산

(GDP)의 20%가 될 것으로 예상된다[3].

불규칙한 심장박동은 그러한 사망을 일으키지만 심장마비 발생 이전에 모니터링 할 수 있다. Holter 모니터는 실시간 피드백이 없이 오프라인 처리를 위해 심근리듬 장애를 수집하는데 사용되나 일시적인 이상은 때로는 포착하기 어렵다. 예컨대 많은 심근성 질병들이 연속적인 이상보다는 일시적인 혈압의 급상승, 발작성 부정맥, 심근성 국소빈혈의 일시적 유발과 같은 일시적인 증상과 관련이 있으며 그 시기는 예측이 불가능하다[6]. 이러한 순간을 정확히 예측하는 것은 삶의 질을 향상시킬 수 있다.

인체 센서 네트워크(BSN)는 순간적인 사건 또는 그 밖의 다른 비정상 상태를 모니터링함으로써 심근경색의 발생을 사전에 예방하는 핵심 기술이며, 환자를 장기간 모니터링하는데 사용될 수 있다. BSN이라는 용어는 런던 왕립대학의 Guang-Zhong Yang 교수가 처음으로 만든 신조어이다. BSN은 소형의 저전력 칩투식 또는 비칩투식 무선 바이오센서로 구성되어 있으며, 이것은 적응적 지능형 건강관리 시스템을 제공하기 위해 인체에 밀접하게 부착되거나 이식된다. 이렇게 소형의 지능형 무선센서를 밀접하게 결합하는 기술은 환자의 생명징후를 감시하고 실시간 피드백을 제공하는데 사용되며 진단절차, 실시간 상태의 유지, 수술 과정으로부터의 회복과 약물 치료효과를 모니터링하는 일부가 될 수 있다. 개개의 소형 무선 센서는 자체의 고유한 임무를 처리할 수 있으며 네트워크 접속장치 혹은 PDA와 통신을 수행한다. 네트워크 접속 장치는 상세한 분석을 위해 원격 서버에 환자 정보를 전송한다. BSN의 주요 연구목표는 생명을 위협하는 비정상 상태의 조기 검출과 만성질환의 상

태의 유지와 관리 목적을 수행함에 있다[9]. 환자가 집이나 병원에만 머물면서 치료를 받는게 아니라, 자연스럽게 일상적인 활동을 하는 가운데 환자의 상태를 장기적으로 모니터링을 통해 건강을 유지 시켜 환자의 삶의 질을 향상시킨다 [10].

뿐만 아니라, 치료 및 진단 목적의 이식(Implant)은 더욱 일반화되고 있다. 이것은 마비된 사지를 제어하고 회복시키며 방광 및 내장 근육 조절을 가능케 하며 정상적인 심장 리듬을 유지하고 그 밖의 많은 기능 회복에 이용될 수 있다. 또한, 이러한 이식은 많은 환자들의 삶의 질을 상당히 향상시킨다.

BSN 연구는 초기단계임에도 불구하고 진행중인 많은 연구들이 침투성 건강관리 시스템을 위한 여러 가지 혁신적인 시제품에 많은 기여를 하고 있다. 그러나, 연동성, 프라이버시 및 보안성, 저전력통신, 바이오센서 설계, 소비전력, 이식된 장치와 외부 감시 및 제어장비 사이의 통신 링크와 같이 수없이 많은 문제와 난제들로 인하여 BSN에는 표준이 여전히 존재하고 있지 않다. BSN의 범위는, 인체 외부 통신, 인체 표면 통신 및 인체 내부 통신이라는 3가지 부문에 걸쳐 있다. 인체외부 통신은 기지국에서 인체측에 있는 송수신기로의 통신을 의미하며, 인체표면 통신은 인체에 부착된 네트워크와 착용시스템 내의 통신을 의미한다. 인체내부 통신은 침투성 또는 이식장치와 기지국과의 통신이다. 본 기고

는 3가지 범주 측면에서 기술하며, 첫 번째 부분은 외부 모니터링 장비를 구비한 이식형 의료장치 사이의 무선통신 방법에 특히 주안점을 두어 침투성 혹은 인체내부 통신에 관하여 세부적인 동향을 진단한다.

두 번째 부분은 비침투성 혹은 인체표면 통신과 이 분야에서의 최신 기술 발전에 관한 최근 이슈를 제시한다. 세 번째 부분은 BSN에서의 미해결 쟁점과 난제들에 초점을 맞추고, 마지막으로 결론을 제시한다.

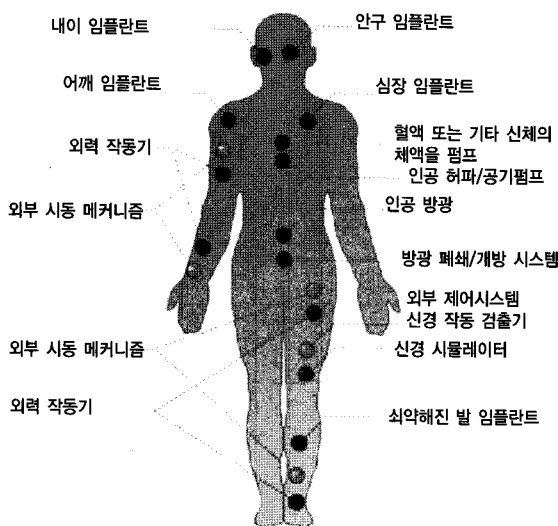
II. 인체내부 통신

이식 기술과 RF 통신의 급속한 발전은 원격 기지국과 침투성 또는 비침투성 장치간에 통신을 가능케 하고 있으며 (그림 1)과 같이 환자의 모든 부위를 모니터링할 수 있다. 이러한 새로운 이식 기술은 인체내부 장치와 외부의 모니터링 및 제어장치 사이에 통신 링크를 필요로 한다. Zarlink 반도체는 이식형 장치와의 통신을 위한 초고속 데이터 RF 링크를 지원하는 최초의 무선 칩을 소개하였다. ZL70101 초저전력 송수신기 칩은 이식형 통신시스템을 위한 전력 및 사이즈(size) 요구사항을 충족시키며 402-405MHz MICS (Medical Implantable Communications Service) 대역에서 작동한다 [12].

인체 이식장치와의 통신에는 여러 가지 방법이 있으며, 전자기 유도(무선주파수 인식, 즉 RFID와 유사함)를 이용하는 방법과 무선주파수(RF)를 이용하는 방법들이 포함된다. 두 가지 방법은 모두 무선으로서 그 용도는 적용분야에 따라 결정된다.

1. 유도 결합

다양한 응용분야에서 전자기적 결합을 이용하여 표피 바로 하부에 이식된 코일과 외부 코일간 통신 링크를 제공할 수 있다. 이식장치는 결합된 자장에 의해 전력을 공급받으며 통신을 위한 배터리를 필요로 하지 않는다. 이 교류장(Alternating field)은 전력을 공급할 뿐만 아니라 임플란트에 데이터를 전송하는 데에도 이용된다. 데이터는 이식된 루프의 임피던스를 변화시킴으로써 이식된 장치로부터 전송되



(그림 1) BAN 신기술에서 모니터링 가능한 주요 인체 부위[11].

어 외부 코일과 전자장치에 의해 검출된다. 이러한 방식의 통신은 전자 태그가 주입된 동물을 식별하는데 흔하게 이용된다. 전자기 유도는 연속적으로 장기간 통신을 필요로 할 경우에 이용된다.

전자기 통신의 기저대역은 일반적으로 13.56MHz 또는 28MHz이며 다른 주파수도 사용할 수도 있다. 그 사용은 최대 전자과 비흡수율(Specific Absorption Rate, SAR)에 대한 규제 대상이 된다. 유도 결합은 사이즈가 큰 송수신 코일을 사용할 때 최대의 전력을 전달할 수 있으나, 이 방식의 사용은 공간이 문제가 되거나 장치가 환자 내부 깊숙이 이식되는 경우에는 실용적이지 않다는 것을 의미한다. 이 방식은 아주 높은 전송속도를 지원할 수 없으며, 단방향 통신으로 인체 내부로부터 통신 세션을 시도할 수 없다. 자세한 내용은 Finkenzeller[13]을 참고할 수 있다.

2. 인체내부 RF 통신

유도 결합에 비하여 RF 통신은 매우 넓은 대역폭을 사용할 수 있으며 양방향 데이터링크를 설정할 수 있도록 해준다. 403MHz~405MHz 의료용 이식장치 통신서비스(MICS) 대역은 인체내부 사용을 위해 전세계적인 허가를 획득하고 있다 [14]. 이 대역은 대기 중에서 25 μW의 전력한계를 갖고 있으며 300kHz의 광대역 채널로 분할하여 사용된다. 인체는 무선 전송을 어렵게 하는 수많은 매질로 구성되어 있다. 인체는 예측할 수 없는 변화무쌍한 장기들로 구성되며 환자의 나이, 체중의 증가 또는 감소, 또는 자세의 변화에 따라서도 변한다. 자유공간 무선통신 설계를 위한 공식이 있지만 인체내부 통신 시스템에 대한 성능을 계산하는 것은 매우 어렵다. 설계의 난제를 가중시키는 것은 이식된 장치의 위치 또한 가변적이라는 점이다. 수술하는 동안에 임플란트는 주된 기능을 수행하기 위하여 최적의 장소에 놓이게 되어 무선통신 성능은 별로 중요하게 인식되지 않는다.

근육과 지방의 유전율(ϵ_r), 전도율(σ) 및 특성 임피던스(Z_0)의 일반적인 값들은 (표 1)에 나타나 있다. 유전율은 신호의 파장에 영향을 미친다. 대기 중에서 파장은 식 (1)에서 구할 수 있다(여기서 $\epsilon_r=1$). 그러나 다른 매질에서는 파장이 식 (2)처럼 감소된다.

$$\lambda = 300 \frac{10^6}{f} \quad (1)$$

여기서는 대기중 파장(m)이며 f는 주파수(Hz)이다.

$$\lambda_{medium} = \frac{\lambda}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2)$$

여기서 λ_{medium} 는 매질에서의 파장이다.

403MHz에서 대기 중 파장은 744mm이지만 근육 내부에서는 $\epsilon_r=50$ 이고, $\lambda_{medium} = 105\text{mm}$ 가 된다. 이것은 물리적 크기가 중요한 고려사항인 이식형 안테나를 설계하는데 매우 유용하다. 근육의 전도성은 0.82Sm^{-1} 인데 이것은 거의 0인 대기보다 크다. 이것의 효과는 임플란트 주위를 해수로 채운 것과 유사하며 통과하는 신호를 감쇄시킨다. 이것은 투과율의 감소를 일으킨다. 특성임피던스(Z_0)는 지방과 근육의 경계선에서 변화가 있을 때 관계되는 파라미터이다. 이것은 반사계수 Γ (식 3)에 의해 반사된 신호의 일부에 영향을 미친다.

$$\Gamma = \frac{Z_o - Z_r}{Z_o + Z_r} \quad (3)$$

여기서는 자유공간 임피던스(377Ω)이고, Z_r 은 매질의 임피던스(Ω)이다

이것은 입사 신호전력의 진폭 Γ 로 신호를 반사시킨다. 따라서, 근육-지방 경계에서는 신호의 $\Gamma = 80\%$ 가 반사된다. 임플란트는 접지를 갖지 않기 때문에, 케이스나 다른 전선 역시 전파를 방사시킨다. 이것은 신호가 안테나뿐만 아니라 임플란트와 관련된 다른 구조물로부터 방사된다는 것을 의미한다. 보다 자세한 내용은 Yang et.al [15]에 자세히 기록되어 있다.

3. 안테나 설계

인체내부 안테나는 지능형 송수신기를 사용하여 동조가 가능해야 한다. 이것은 회로에 결합된 안테나를 최적화하고 최대의 신호강도를 얻을 수 있도록 해준다. 사이즈의 제약은 종종 비공진 안테나를 선택하도록 요구된다. 비공진 안테나는 낮은 이득을 가지며 이에 따라서 수신감도가 낮고 송신기가 송출하는 전력을 적게 방사시킨다. 이것은 안테나

결합 회로의 설계를 더 한층 중요하게 만든다.

패치 안테나는 임플란트가 납작하고 짧은 전선을 설치할 여유가 없는 경우에 사용이 가능하다. 패치 안테나는 양면을 도체로 코팅한 납작한 재질로 구성된다. 재질은 보통 알루미늄 혹은 양면을 백금이나 백금/이리듐으로 코팅한 인체에 호환성 있는 유사한 재질이다. 상부 표면은 활성면이며 송수신기에 연결된다. 송수신기에 연결하기 위해서는 밀봉이 유지되는 케이스를 통하여 통과시켜야 하는 피드스루(feed-through)를 필요로 한다. 피드스루는 다른 장치에는 공통적인 필터 캐패시터를 갖지 않아야 한다. 패치 안테나는 ϵ_r 이 높은 매질에 삽입되기 때문에 물리적 크기보다 전기적 성질에 크게 좌우 된다.

(표 1) 인체의 전기적 성질

Frequency (Mhz)	Muscle			Fat		
	ϵ_r	$\sigma(S.m^{-1})$	$Z_o(\Omega)$	ϵ_r	$\sigma(S.m^{-1})$	$Z_o(\Omega)$
100	66.2	0.73	31.6	12.7	0.07	92.4
400	58.0	0.82	43.7	11.6	0.08	108
900	56.0	0.97	48.2	11.3	0.11	111

(출처: FCC 및 William Scanlon, Queens University Belfast)

만약 어떤 물질이 유전율이 높으면, 심지어 전기적으로 높은 값이 나오게 만들어 질수도 있다. 공진되지 않는 안테나는 패치형에 있어서 보통 수 옴(Ohm) 정도의 낮은 방사저항을 갖는다. 루프 안테나는 임플란트 케이스에 부착하여 설치할 수 있는 경우에 선택이 가능하다. 루프 안테나는 자기장으로 가장 잘 작동하는 반면에 패치 안테나는 전기장으로 잘 작동한다. 루프 안테나는 상당히 작은 크기에도 다이폴 안테나에 필적하는 성능을 발휘한다. 근육이나 지방의 자기 투자율 역시 상당한 변화를 보이는 유전율과는 다르게 대기의 투자율과 매우 비슷하다. 이 성질은 재동조의 필요성을 상당히 줄이면서 안테나를 설치하고 사용하도록 해준다. 루프 안테나는 생체에 적합한 구조로 된 케이스에 장착할 수 있다. 식 (4)와 (5)는 소형 및 대형 루프에 관련된 식이며, 다회전 루프 설계를 위하여서는 다른 수식들이 존재한다.

$$R_{rad} = 31200(A/\lambda^2)^2, A \leq \lambda^2/100 \quad (4)$$

여기서 R_{rad} 는 방사저항이며 A 는 루프 면적이고 λ 는 매질에서의 파장이다.

$$R_{rad} = 3270(A/\lambda^2)^2, A > \lambda^2/100 \quad (5)$$

안테나 설계에 관한 보다 자세한 내용은 Kraus [16] Fujimoto [17], Lee [18] 및 Krall [19]에서 찾아볼 수 있다.

인체 내부에 이식된 통신 시스템의 성능은 예측하거나 모의실험하기가 어렵다. 인체에 대한 근사체는 Yang이 저술한 책[15]에서 설명하는 인체-가상액체로 만들 수 있다. 대기 중의 적용과는 달리 사용할 수 있는 신뢰성 있는 공식이 없으며 따라서 제한적인 시뮬레이션 모델만이 가능하다. 다시 말하면, 시뮬레이션은 인체로부터의 전파전파에 대한 지침을 제공할 수 있지만 성능을 보장하기 위한 용도로는 사용될 수 없다.

III. 인체표면 통신

지능형 센서, 마이크로전자공학 및 집적회로, 시스템 온 칩 설계, 저전력 무선통신에 있어서의 급속한 발전은 소형의 비침투형 센서 노드의 개발을 가속화하고 있다. 이러한 비침투형 센서 노드는 인체 표면에 설치되어 인체표면 통신 네트워크 구성이 가능하게 되어, 환자의 이동형 건강감시용으로도 사용이 가능하다.

인체 내부에 장치가 이식되는 인체 내부 통신과는 달리 인체표면 통신망에서는 소형 센서들을 이식하지 않고 인체에 설치하여 장기간의 건강 모니터링을 제공하고 치명적인 사고발생을 방지한다. 환자 정보는 원격 서버와의 통신뿐만 아니라 환자와의 인터페이스를 제공하는 중앙의 지능형 노드 또는 PDA로 수집된다. BSN은 보통 3가지 레벨로 구성된다[20].

첫 번째 레벨은 센서 레벨로서 ECG (electrocardiogram, 심전도), SpO2 (oxygen saturation sensor, 산소포화센서), EMG (electromyography, 근전도 검사기) 및 EEG (electroencephalography, 뇌파계)와 같은 소형 저전력 센서로 구성된다. PDA 또는 중앙 지능형 노드로 불리는 두 번째 레벨은 환자 정보를 수집하고 원격 스테이션과 통신이다. 세 번째 레벨은 환자의 의료 기록을 유지하고 진단 권고사항을 제공하는 원격 기지국으로 구성된다[20]. GPRS 시스템을 사용하여 환자의 위치를 추적할 수 있다. CodeBlue[21],

MobiHealth[22] 및 Connect[23]와 같이 현재 진행중인 많은 프로젝트들은 인체표면 통신 네트워크의 연구를 촉진하고 있다.

무선 인체통신망의 시스템 구조는 [20]에 제시되어 있는 바와 같이, 안테나를 장착한 ZigBee형 무선장치와 연동된 기존의 Telos 플랫폼에 ISPM (Intelligent signal processing module) 모듈을 추가함으로써 개선되고 있다. 이 구조는 센서 데이터를 실시간 분석이 가능하고 원격진료 서버로 사용자 정보를 전달할 수 있다. UbiMon (Ubiquitous Monitoring Environment for Wearable and Implantable Sensors)으로 불리는 프로젝트는 지능적이고 저렴한 건강관리 시스템을 개발하는 것을 목표로 하고 있으며 6개의 구성 요소, 즉 센서, 원격 센싱 유닛, 국부 처리장치, 중앙서버, 환자 데이터베이스 및 워크스테이션을 사용하여 설계되어 있다[24]. BSN 노드는 침투형 건강관리 응용분야를 위한 융통성있는 환경을 제공하며 활성 모드에서 0.01mA의 전류를 요구한다.

BSN 노드는 저전력 통신 프로토콜로 IEEE 802.11.4 (Zigbee) 무선 링크를 사용한다. 그러나, 협대역 구현은 센서 노드의 에너지 소비 계획을 만족시키지 않으며 따라서 새로운 대안이 필요하다.

최근 부상하고 있는 UWB 기술이 최적의 대안으로 고려되는데, 이것은 센서 노드의 전력소모를 줄일 수 있기 때문이다. 인체표면 통신망용 펄스방식 UWB 기법[25], 인체 표면에 설치된 안테나에 의한 UWB 채널 측정[26] 및 BSN용 UWB 안테나[27]는 인체표면 네트워크의 통신용으로 UWB 기술을 고려할 것을 주장하고 있다.

IV. BSN에서의 쟁점 및 난제

BSN 시스템은 바이오센서의 설계, 출력고갈 문제, 저전력 RF 데이터 경로, 확장성, 무장애, 저전력 소비 프로토콜, 이동성, 연동성, 보안 및 프라이버시와 같은 많은 기술적 쟁점과 난제들의 해결책을 요구하고 있다. 엄청난 양의 환자 데이터의 관리와 증상 및 진단을 건강한 상태에서의 내력변수와 연결하는 것 또한 까다로운 문제이며 고도화된 데이터 마이닝 기법을 필요로 한다[7].

인체표면 통신망에서 생체교합성은 가장 중요한 문제이다. 바이오센서는 인체 표면에 장착되는 경우가 많으며 그 신뢰성은 센서와 조직 또는 혈액 사이의 인터페이스에 의존한다[28]. 수많은 바이오센서들이 개발되었으며, 예를 들면 Telos 플랫폼에 기반한 ECG 센서[29], BSN 노드에 기반한 SpO2 센서 및 ECG 센서[30], DNA 센서 [26], 3D 가속도계 및 자이로스코프[23], 압전저항 응력센서[31]를 들 수 있다.

또 다른 중요한 요인은 배터리 수명이다. 센서 설계, RF 설계 및 저전력 MAC 프로토콜과 같은 일부 기술문제의 해결책은 배터리 수명 연장에 기여한다. 리튬계 배터리는 1400-3600J/cc에서 작동할 수 있으며 수개월에서 수년에 이르는 장기간의 작동시간을 제공한다[32].

최근 개발된 Sony사의 제품인 “바이오 배터리”는 당분로부터 전기를 생산하는데 전력 고갈문제를 해결하는 유망한 후보가 될 수 있다[33]. IMEC는 열 마이크로 발전기를 개발했는데 이것은 열에너지를 전기에너지로 변환한다[34]. 무선 인터페이스 역시 주요한 난제이며 BSN에서 이것의 전력 소비는 에너지 고갈 한도(100μW) 이하로 감소되어야 한다 [25].

현재의 센서 노드는 대부분 RF 회로를 기반으로 한다. RF 송수신기의 전력소비를 줄이는 것은 센서의 수명을 증가시키는데 있어서 중요한 역할을 수행한다. UWB 기술은 센서의 작동시간을 증가시키는 최고의 해결책이다. 하지만, 실내용 응용분야를 위하여 연방통신위원회(FCC) 마스크 한계 이하에서 전력스펙트럼밀도(Power Spectral Density, PSD)가 만족되어야 한다.

소형 바이오센서들은 수집된 정보를 중앙 지능형 노드에 무선으로 전송한다. BSN을 위한 저전력 및 안전한 통신 프로토콜의 설계는 가장 중요한 쟁점이다. 원격 기지국에 데이터를 전송하기 위해 HTTP 프로토콜을 사용한다[35]. Chipcon CC2420은 센서들 사이에 생리적인 데이터를 전송하기 위해 IEEE 802.15.4 (ZigBee) 무선 링크를 사용한다.

무선 자동 구간설정 트리 프로토콜(WASP: Wireless Autonomous Spanning Tree Protocol)이라고 부르는 교차계층 프로토콜(MAC/네트워크 계층)은 스페닝 트리가 자동으로 설정되고 네트워크 트래픽이 트리를 통한 브로드캐스팅 기법을 사용하여 제어된다[36].

계어형 접속에 의한 계단식 정보검색(CICADA: Cascading

Information Retrieval by Controlling Access with Distributed Slot Assignment)이라고 부르는 WASP 프로토콜의 확장 버전이 제시되었는데, 이것은 낮은 지연과 이동성에 양호한 강인성을 보장한다[37].

V. 결론 및 향후 전망

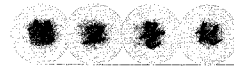
인체 센서 네트워크(Body Sensor Network, BSN)는 소형의 침투식 또는 비침투식 저전력 자동 센서 노드로 구성되는데, 이들은 적응성 지능형 건강관리 시스템을 제공하기 위해 인체에 밀접하게 부착되거나 이식된다. 성공적인 BSN 시스템은 많은 기술적 쟁점과 난제의 해결을 필요로 하며, 여기에는 연동성, QoS, 프라이버시 및 보안, 저전력 RF 데이터 경로, 전력 고갈 문제, 바이오센서 설계, 확장성 및 이동성이 포함되지만 이에 국한되지 않는다. 더욱이, 임플란트 통신에서 임플란트 송수신기는 최적 응답을 위하여 안테나를 동조시킬 수 있는 기능을 구비하여 수신감도가 매우 우수하여야 한다. 본 기고에서는 인체내부 및 인체 표면 통신망에 대하여 논의하였다. 이식된 의료장치와 외부 감시장비 사이의 무선통신 방법에 관해 기술하였고, 인체 표면 통신 네트워크 분야에서의 최근 기술추세에 중점을 두고 이에 대한 종합적인 문제점을 제시하였다. 또한, BSN에서의 기술적 쟁점과 난제를 진단하였다.

미래의 BSN 응용분야는 지능형 건강관리 서비스 및 원격 진료, 생명신호 감시를 위한 착용방식 기술, 지능형 가정간호, 비상통신 및 환자 데이터 유지관리가 포함된다. UWB와 같은 광대역 신호 기법은 센서 노드의 전력소비 계획을 충족시키는 유망한 후보이며, 많은 연구기관에서 연구 중이다. 하부에서 노드로의 상향링크 통신을 가능하게 하기 위해서는 WASP와 CICADA를 개선해야 한다.

Paul Marks가 최근에 기고한 "Bones could allow data swaps via handshake"라는 제목의 기사는 WBAN 연구자들에게 흥미로운 논쟁을 불러일으켰다. 이제는 '사람의 뼈가 통신 매체로 사용될 수 있다[38]'는 연구는 현재 휴스턴의 Rice 대학교에서 진행되고 있으며 이 대학의 과학자에 따르면 뼈는 디지털 데이터의 정확한 송신기로 사용할 수 있다.

향후에 이 기술은 BSN 응용을 위해 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

후기 : 본 연구는 정보통신부 및 정보통신연구진흥원 대학IT연구센터 지원사업의 연구 결과로 수행 되었음.



- [1] <http://thecommunityguide.org/nchs/fastats/lcod.htm>
- [2] http://www.who.int/whosis/mort/profiles/mort_wpro_kor_repopkorea.pdf
- [3] Borger, C., et al., "Health Spending Projections Through 2015: Changes on the Horizon," Health Affairs Web Exclusive W61: 22 February 2006.
- [4] <http://www.innovationmagazine.com/innovation/volumes/v7n3/feature2.shtml>
- [5] Barroso a, Benson j, et.al, the DSYS25 sensor platform, proceedings of the ACM sensys '04, 2004.
- [6] Benny Lo and Guang Zhong Yang, "Key Technical Challenges and Current Implementations of Body Sensor Networks", IEE Proceedings of the 2nd International Workshop on Body Sensor Networks (BSN 2005), pp. 1-5, April 2005
- [7] C. Otto, A. Milenkovic, C. Sanders, E. Jovanov, "System Architecture of a Wireless Body Area Sensor Network for Ubiquitous Health Monitoring," Journal of Mobile Multimedia, Vol. 1, No. 4, 2006, pp. 307-326
- [8] B. Lo, L. Atallah, O. Aziz, M. ElHelw, A. Darzi, GZ. Yang, Real time pervasive monitoring for post operative care, BSN 2007, Aachen, Germany.
- [9] B. Lo and G.Z. Yang, "Architecture for Body Sensor Networks", IEE Proceedings of the Perspective in Pervasive Computing, pp.23-28 Oct 25, 2005
- [10] A. Milenkovic, C. Otto, E. Jovanov, "Wireless Sensor Networks for Personal Health Monitoring: Issues and an Implementation," to appear in Computer Communi-

- cations, Elsevier, 29(2006), pp. 2521-2533
- [11] A. Sivard, P. Bradlet et. al, The challenge of designing in-body communications, Embedded Systems Desing (10/26/04, 05:16 PM EDT) <http://www.embedded.com/columns/technicalinsights/51200651?requestid=1012947>
- [12] http://products.zarlink.com/product_profiles/ZL70101.htm
- [13] Finkenzeller K., RFID Handbook, Second Edition, Wiley International, Second Edition, 2003, UK.
- [14] MICS Band, Australian Communications Agency Paper SP 6/03, October 2003.
- [15] Yang, et. al. "Body Sensor Networks", Springer, 2006.
- [16] Kraus JD, Antennas, Second Edition, McGraw Hill, Second Edition, 1988, USA.
- [17] Lee FL and Wei C, Microstrip and Printed Antennas, First Edition, Wiley, 1997, USA and Canada.
- [18] Fujimoto K, Henderson A, Hirasawa K and James JR, Small Antennas, 1987 Research Studies Press, 16 Coach House Cloisters, 10 Hitchin Street, Baldok, Hertfordshire, SG7 6AE, UK
- [19] Krall AD, McCorkle JM, Scarzello JF and Syeles AM, The Omni Microstrip Antenna: A New Small Antenna, IEEE Trans Antennas and Propagation, November 1979; Vol. AP27, pp. 850-853.
- [20] E. Jovanov, A. Milenkovic, C. Otto, P. de Groen, "A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation," Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, March 1, 2005, 2:6, 2005
- [21] <http://www.eecs.harvard.edu/~mdw/proj/codeblue/>
- [22] <http://www.mobihealth.org/>
- [23] http://www.cs.wustl.edu/~jain/cse574-06/ftp/medical_wireless/index.html
- [24] <http://www.ubimon.net>
- [25] Ryckaert, J.; Fort, A. and Gyselinckx, B. Ultra-wideband communication for wireless body area networks. In: International Workshop on UWB Technologies - IWUWBT. 2005
- [26] <http://www.imec.be>
- [27] Thomas Zasowski, Frank Althaus, Mathias Stager, A. Wittneben, and G. Troster, Uwb for non invasive wireless body area networks: channel measurements and results, IEEE Conference on Ultra Wideband Systems and Technologies, UWBST 2003, Reston, Virginia, USA, Nov. 2003
- [28] Benny Lo and Guang Zhong Yang, "Key Technical Challenges and Current Implementations of Body Sensor Networks", IEE Proceedings of the 2nd International Workshop on Body Sensor Networks (BSN 2005), pp. 1-5, April 2005
- [29] <http://www.ece.uah.edu/~jovanov/whrms/>
- [30] <http://vip.doc.ic.ac.uk/bsn/m185.html>
- [31] Hsieh M.C., Fang Y.K., Ju M.S., Chen G.S., Ho J.J., Yang C.H., Wu P.M., Wu G.S. and Chen T.Y. A BioMEMS Review: MEMS Technology for Physiologically Integrated Devices J. Microelectromech. Syst., 10, 121- 127
- [32] Yeatman E.M, Advances In Power Sources For Wireless Sensor Nodes, Proceedings of the 1st International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks April 6-7, 2004
- [33] <http://www.sony.net/SonyInfo/News/Press/200708/07-074E/index.html>
- [34] http://www.imec.be/wwwinter/research/en/human/ambulatory_eeg.pdf
- [35] JN. Dokovsky, A. van Halteren, I. Widya, "BANip: enabling remote healthcare monitoring with Body Area Networks", FIDJI 2003 International Workshop on Scientific Engineering of Distributed Java Applications, N. Guelfi, E. Astesiano, G. Reggio (eds), Nov. 27 - 28th 2003, Luxembourg, Springer Verlag LNCS 2952, pp. 62 - 72, 2004
- [36] B. Braem, B. Latre, I. Moerman, C. Blondia, and P. Demeester, "The Wireless Autonomous Spanning tree Protocol for multihop wireless body area networks," in

Proceedings of the First International Workshop on Personalized Networks, San Jose, California, USA: ICST, 2006.

- [37] Benot Latre, Bart Braem, Ingrid Moerman, Chris Blondia, Elisabeth Reusens, Wout Joseph, Piet Demeester, A Low-delay Protocol for Multihop Wireless Body Area Networks, Ghent University IMEC
- [38] http://www.medlaunches.com/gadgets/bones_to_allow_data_swap_thru.php

약 력



Sana Ullah

Sana Ullah is a PhD Student of Telecommunication Engineering at Inha University. He obtained his M.S. degree in Computer Science from University of Peshawar, Pakistan. He worked as a Research Associate at Otto-von-Guericke University Magdeburg, Germany. His research interest includes but not limited to Ad hoc network and body sensor network. Currently he is working on low power MAC protocol for body sensor network.



Henry Higgins

Henry Higgins is with Zartink's Microelectronics division and is involved in the design and development of RF links for medical applications that included synthesizer, modulator, amplifier blocks, and antennas. Henry holds an MS from the University of Bath, and is a corporate member of the IEE. He can be reached at henry.higgins@zartink.com.



곽 경 섭

1977년 인하대학교 전기공학 학사
 1981년 미국 USC 전기공학과 석사
 1988년 미국 UCSD 통신이론 및 시스템 박사
 1988년 ~ 1989년 미국 Hughes Network Systems 연구원
 1989년 ~ 1990년 미국 IBM Network Analysis Center 연구원
 2000년 ~ 2002년 인하대학교 정보통신대학원 원장
 2006년 한국통신학회 회장
 2000년 ~ 현재 인하대학교 정보통신공학부/정보통신대학원교수, 인하대학교 초광대역무선통신연구센터 (UWB-ITRC) 센터장

관심분야: 이동통신, UWB시스템, WPAN/WBAN

