

# WBAN 안테나 설계 기술

윤영중 | 이상훈 | 김기준

연세대학교

## 요약

본고에서는 최근 많은 연구가 진행되고 있는 분야인 WBAN(Wireless Body Area Network)과 이에 사용되는 안테나 기술에 대해 언급하고자 한다. WBAN은 응용 분야에 따라 medical WBAN과 non-medical WBAN으로 구분할 수 있고, 디바이스 위치에 따라 wearable WBAN과 implant WBAN으로 구분 지을 수 있다. WBAN의 가장 큰 특징은 인체 내부 또는 인체와 매우 근접한 환경에서 시스템이 동작한다는 것인데, 이 같은 경우 인체 매질에 의한 영향을 고려해야 한다. 특히 안테나는 주변 매질 특성에 의해 동작특성이 크게 좌우되므로 인체 매질 특성을 고려한 안테나 설계가 요구된다.

이를 위해 서론에서 WBAN 기술에 대해 간단히 소개하고, 본론에서는 WBAN 안테나 설계 시 고려해야 할 전파 환경 특성 및 WBAN에 적합한 안테나 설계 기술에 대해 정리하고 몇 가지 사례를 들어 분석한다. 그리고 결론에서 WBAN 안테나 설계 기술에 관한 정리 및 WBAN 안테나 분야에서 향후 연구해야 할 내용에 대해 언급하기로 한다.

## 1. 서론

통신 서비스의 종류가 다양화되고 통신 사용자의 요구사항을 충족시키기 위한 고속 멀티미디어 데이터 통신기술이 요구됨에 따라 사용되는 네트워크 환경은 점점 다양화 되고

있다. 따라서 새로운 네트워크 환경에 대한 연구가 현재 활발히 진행되고 있는데 기존에 백 미터 내외에서 사용되던 WLAN(Wireless Local Area Network) 기술과 십 미터 내외에서 사용되는 WPAN(Wireless Personal Area Network) 기술에 이어 수 미터 내외 및 인체 내에서 사용되는 WBAN 기술에 관한 연구가 주목을 받고 있다[1].

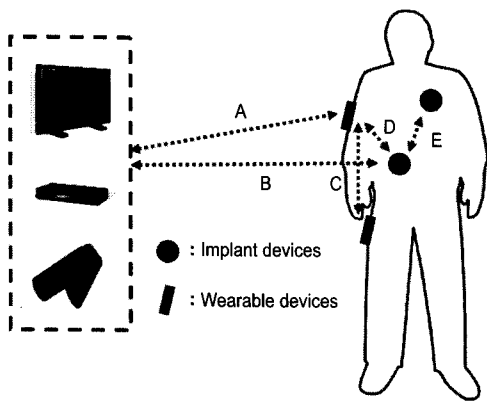
WLAN은 1990년대부터, WPAN의 경우 2000년대부터 시작하여 이미 많은 연구가 진행되었고, IEEE 표준이 제정되어 Wi-Fi와 Bluetooth 기술 등을 이용한 다수의 상용화 제품들이 시장에 출시되었다. 현재 WBAN의 경우 표준화 작업 중에 있으며 최근 주목을 받고 있는 무선 의료 서비스, 엔터테인먼트 및 스포츠 트레이닝 분야에서 활용도가 높을 것으로 기대되고 있기 때문에 이와 관련된 연구가 활발히 진행되고 있다.

WBAN의 용도로 사용될 주파수는 <표 1>과 같이 정리할 수 있다. 생체 정보에 관련된 데이터 등 저용량 통신의 경우 기존의 의료용 장비의 주파수인 MICS(Medical Implant Communications System) 대역과 WMTS(Wireless Medical Telemetry Service) 대역이 있고, 영상 및 이미지 신호를 송수신하기 위한 고용량 통신의 경우 ISM 및 UWB 대역을 사용한다[1][2].

<표 1> 디바이스 위치에 따른 WBAN 주파수 대역

디바이스 위치	용량	주파수 대역
Implant WBAN	고용량	ISM, UWB band
	저용량	MICS(402-405MHz) band
Wearable WBAN	고용량	ISM, UWB band
	저용량	WMTS(608-614 MHz, 1395-1400 MHz, 1427-1432 MHz) band

WBAN은 현재까지 연구되고 있는 무선 네트워크 환경 중 인체 특성을 가장 많이 고려해야 하는 환경이다. 전파 도달 거리가 기존의 통신과는 달리 인체를 포함한 공간에서 수 미터 이내 또는 인체 내부가 되므로 높은 유전율과 도전을 특성을 지니는 체내 매질을 고려하여 네트워크 환경을 구현하여야 한다. 특히 안테나는 안테나가 포함되어 있는 공간의 근역장 매질 특성에 따라 안테나의 방사 특성 및 반사손실 특성이 좌우되기 때문에 인체 매질에 의한 채널 특성의 변화를 고려하여 안테나를 설계하여야 한다. 채널 특성은 디바이스 위치와 통신 방향에 따라 달라지며 이에 따른 WBAN의 분류는 (그림 1) 같이 정리될 수 있고 그 내용은 <표 2>와 같다. Implant 디바이스를 이용한 B, D, E 채널의 경우 주로 의료용, wearable 디바이스를 이용한 A, C 채널의 경우는 엔터테인먼트 등의 용도로도 활용될 가능성이 높다. 특히 wearable 디바이스간의 통신을 이용한 C 채널의 경우 다양한 형태의 휴대용 전자제품을 사용하는 소비자에게 여러 형태의 서비스를 제공할 수 있는 가능성을 제시한다. 이와 같은 내용을 바탕으로 본문에서는 WBAN의 전파 환경에 대한 분석 및 WBAN 디바이스 위치에 따른 안테나 설계 기술에 대해 정리하도록 한다.



(그림 1) 채널 특성에 따른 WBAN 분류

<표 2> 채널 특성에 따른 WBAN 분류

분류	내용	응용분야
A	인체 외부와 인체 표면	바이오센서, 무선의료기기
B	인체 외부와 인체 내부	심장박동기, 소형로봇
C	인체 표면과 인체 표면	Wearable devices
D	인체 표면과 인체 내부	바이오센서, 캡슐내시경
E	인체 내부와 인체 내부	소형로봇, sensor network

## II. WBAN의 전파 환경

서론에서 언급하였듯이 WBAN의 전파 환경에 가장 많은 영향을 미치는 것은 인체 매질이므로 WBAN 안테나 설계 시 이를 고려해야 한다. 안테나의 위치와 통신 방향에 따라 인체 매질에 의한 영향이 달라지는데, 안테나가 인체 표면에 부착되어 인체외부의 전자장비와 통신을 하는 경우 인체 바깥 방향으로 통신을 하기 때문에 비교적 인체 매질에 의한 영향을 적게 받는다. 하지만, 인체 내부간의 통신이나 인체 내부에서 인체 표면이나 인체 외부와 통신을 하는 경우 전파 환경에 미치는 인체의 영향은 매우 크다. 인체는 뼈, 근육, 피부, 내장 기관 등의 다양한 조직으로 구성되어 있고 각각의 조직은 서로 다른 유전율과 도전을 특성을 가지고 있기 때문에 인체 내부의 위치에 따라 이 값들은 서로 다르다 [3].

이식형 심장 박동기처럼 인체 내부나 표면의 특정 부위에 부착되는 WBAN 안테나의 경우 그 주변 인체 조직의 전기적 특성을 고려하여 설계하면 되지만, 캡슐 내시경 등과 같이 안테나가 인체 내부의 불특정 부위에 위치할 경우에는 인체 전파 특성을 고려한 인체 모델 시뮬레이터를 사용하거나 사용하는 주파수에 맞는 인체매질 등가모델을 사용하여 설계해야 한다[4][5]. 인체모델 시뮬레이터의 경우 인체 각 부위에 대한 전기적 특성이 반영되므로 인체 내부의 전파 특성을 예측하고 파악하는데 매우 유용하다[4]. 반면에 인체 매질 등가모델은 인체를 하나의 물질로 등가화하기 때문에 전파 특성을 예측하기보다는 WBAN 안테나 설계 시 인체에 의한 안테나 특성 변화를 반영하기에 적합한 모델이다.

<표 3> 주파수에 따른 인체매질 등가모델의 유전율과 도전을 [5]

Frequency (MHz)	Body	
	$\epsilon_r$	$\sigma$ (S/m)
300	58.2	0.92
450	56.7	0.94
835	55.2	0.97
900	55.0	1.05
915	55.0	1.06
1450	54.0	1.30
1610	53.8	1.40
1800-2000	53.3	1.52
2450	52.7	1.95
3000	52.0	2.73
5800	48.2	6.00

인체매질 등가모델의 유전율과 도전율 값은 <표 3>과 같이 주파수에 따라 달라진다[5]. 유전율은 주파수가 증가함에 따라 감소하고, 도전율은 증가한다. 인체 내부의 높은 유전율로 인해 WBAN 안테나는 협대역 특성을 나타내게 되므로 고용량의 데이터 통신을 위한 광대역 안테나 설계 기법이 요구된다. 그리고 도전율에 의한 인체 내부의 손실 및 주파수에 따른 안테나 효율을 고려하여 손실이 적은 동작 주파수를 결정하도록 한다.

### III. WBAN 안테나 설계 기술

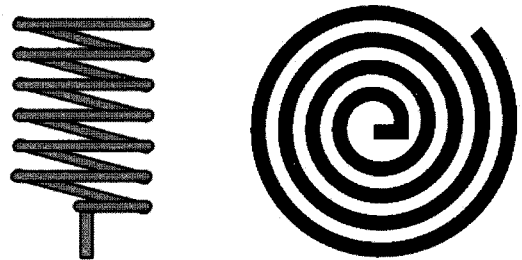
#### 1. Implant WBAN 안테나 설계기술

Implant WBAN 안테나는 인체 내부에서 인체 외부로 통신하는 경우와 인체 표면에서 인체 외부의 장치로 신호를 송수신 하는 경우로 구분할 수 있다. 전자의 경우 캡슐 내시경이나 이식형 심장 박동기, 후자의 경우 MICS 대역을 사용하는 의료기기가 대표적인 예가 된다. 어떠한 경우이던 인체 내부에 삽입되는 구조이므로 소형화가 필요하며, 인체 매질의 유전율 값에 의한 주파수 이동을 고려한 설계가 요구된다. 또한 전자파가 인체에 미치는 영향을 고려한 설계가 필요하다.

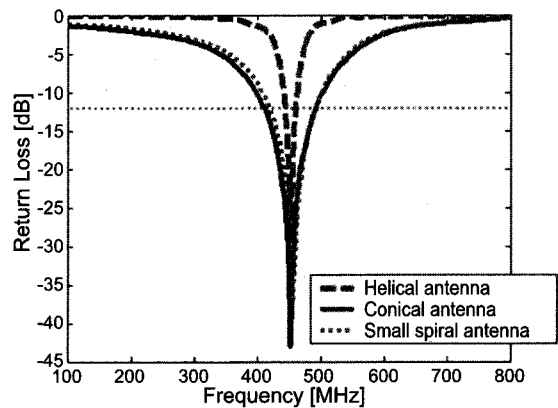
인체 내부와 외부의 통신, 인체 내부간의 통신에서는 부득이하게 인체 내부를 경유하여 통신이 이루어지므로 인체에 미치는 영향을 줄이기 위해 저전력 통신을 해야 한다. 하지만, 인체 표면에서 외부장치와의 통신, 인체 표면간의 통신에서는 인체 내부로의 방사를 줄이기 위한 지향성 및 SAR를 줄일 수 있는 안테나를 설계하는 기술이 필요하다.

인체 내부에서 인체 표면으로 통신하는 캡슐 내시경안테나의 경우 (그림 2)와 같은 helical 안테나, spiral 안테나가 소개되었다[6][7]. 이러한 형태는 캡슐이라는 작은 공간에 400 MHz 대역의 공진 주파수를 가지면서도 물리적인 길이를 유지할 수 있기에 매우 적합한 형태이다. 캡슐 내시경 안테나는 사람이 입으로 삼킬 수 있는 크기의 캡슐 내부에 장착되어야 하므로 지름 1 cm 내의 크기를 가져야 한다. 특히 (그림 3)과 같이 spiral 안테나는 helical 안테나보다 광대역 특성을 가지고 있기 때문에 이미지와 같은 고용량 신호전송에

유리하다[7].



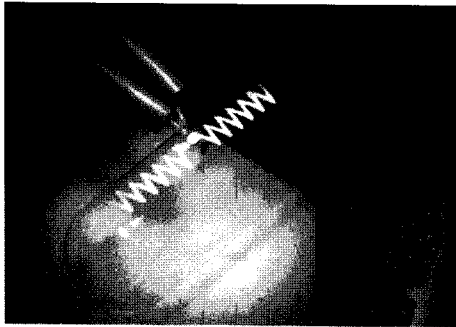
(그림 2) Helical 안테나와 spiral 안테나



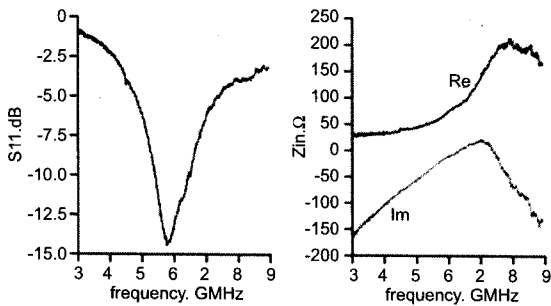
(그림 3) Helical 안테나와 Spiral 안테나의 반사손실 특성

수 GHz에서 동작하는 ISM band를 사용하는 캡슐 안테나의 경우 다이폴 안테나의 형태로 제작이 가능하다. (그림 4)는 캡슐 표면에 안테나 패턴을 구현한 형태로 상용 캡슐인 00 size gelatin capsule(지름 8.53 mm, 높이 23.3 mm) 표면 위에 silver conductive ink를 사용하여 제작된 17×3 mm 크기의 안테나이다[8]. 이는 지그재그형태의 다이폴 안테나로 5.8 GHz ISM band에서 동작하고 13.75%의 3 dB 대역폭을 가진다. 반사손실 및 임피던스 특성은 (그림 5)와 같다.

캡슐 내시경과 같이 인체 내부에 위치하는 경우 소형화 특성이 매우 중요하지만 인체 표면에서 인체 외부 장치와 신호를 송수신하는 implant WBAN 안테나의 경우 사이즈의 제약을 상대적으로 적게 받는다. 하지만 피부나 장기에 삽입되는 형태이므로 안테나 높이가 낮아야 하고 인체와 생물학적으로 거부반응을 일으키지 않는 재질로 만들어져야 한

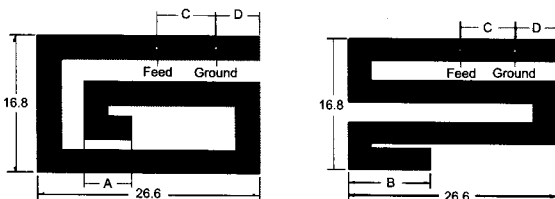


(그림 4) Zigzag dipole



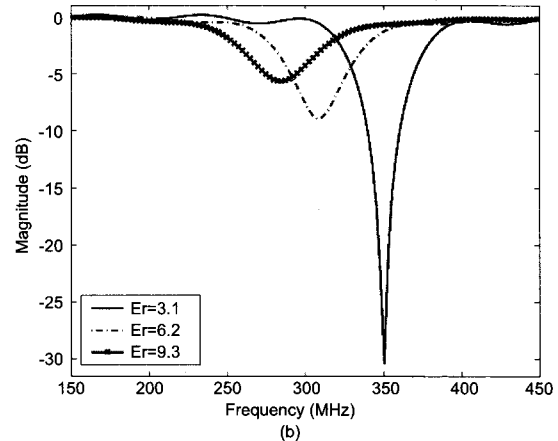
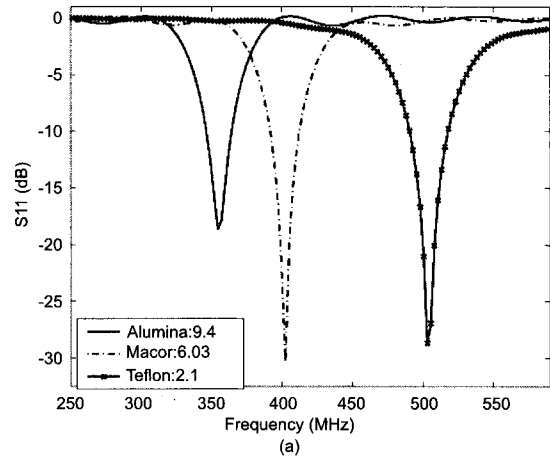
(그림 5) Zigzag dipole의 반사손실 및 임피던스 특성

다. 이러한 형태의 안테나로 (그림 6)과 같은 spiral과 serpentine 모양의 implant WBAN 안테나가 있다. 두 안테나 모두 사이즈를 줄이기 위해 변형된 형태의 monopole 안테나이고, PIFA 안테나와 같이 shorting pin을 가지고 있다. 이때 전체 길이(A, B) 또는 급전 위치(C, D)를 바꿈에 따라 동작 주파수 및 반사손실 특성을 조절할 수 있으므로 (그림 7)과 같이 안테나 주변 매질 특성을 고려하여 이러한 값들을 설정한다. 안테나 주변 매질로는 인체와 거부반응을 일으키지 않는 물질로 알려진 Alumina, Macor, Teflon, Silicon등을



(그림 6) Spiral 안테나 및 serpentine 안테나

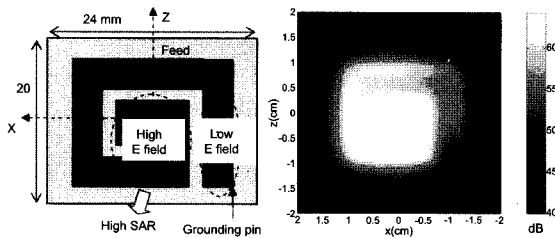
사용할 수 있다. 이러한 안테나는 먼저 주변매질의 유전율을 정의하고 안테나와 유전체의 크기를 고려하여 원하는 대역에서 공진할 수 있도록 최적화를 시도한다. 이후에 접지와 급전 위치를 조절하여 매칭을 시킬 수 있다.



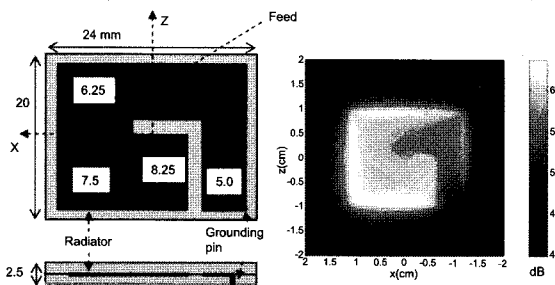
(a) Substrate 물질 (b) Superstrate 물질  
(그림 7) 주변물질에 따른 반사손실 비교

인체 외부의 장치와 통신을 하는 implant WBAN 안테나의 경우 SAR 특성이 매우 중요한 변수가 된다. 따라서 SAR 특성을 개선하는 기법이 필요한데 이는 안테나 근역장에 생성되는 최대 전계의 세기를 줄여줌으로써 구현할 수 있다. 이러한 특성을 가지는 안테나로 제안된 형태가 (그림 8)과 같은 400 MHz 대역에서 동작하는 MICS용 spiral 안테나이다 [10]. 선폭이 일정한 일반적인 spiral 안테나의 경우 중심부분에 강한 전계가 생성됨을 알 수 있는데 이것이 높은 SAR 값

을 야기시킨다. 따라서 (그림 9)와 같이 전류 분포면을 확장하여 전류 흐름의 불연속면인 부분을 감소시켜 강한 전계가 걸리지 않도록 바꾸어 주면 (그림 8)보다 약한 전계가 걸림을 확인할 수 있다. 그 결과 310 mW/g의 1-g SAR 값이 210 mW/g으로 감소되었음을 확인하였다.



(그림 8) Spiral implant 안테나



(그림 9) SAR 특성 개선을 위해 변형된 spiral implant 안테나

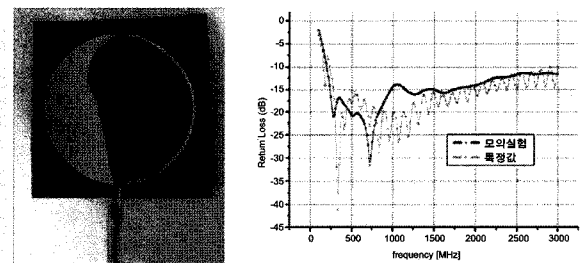
## 2. Wearable WBAN 안테나 설계 기술

Wearable 안테나는 주로 체내에 있는 implant 안테나와 통신하거나 또는 인체 외부 장치들과 통신하는데 사용된다. 전자의 경우 인체 내부의 센서들에서 수집된 생체 정보를 얻기 위한 수신 안테나가 해당되며 이때 통신 방향은 인체를 향한다. 후자의 경우 엔터테인먼트나 스포츠 트레이닝 분야에 활용될 수 있는 wearable 안테나가 해당되며 통신 방향은 인체 바깥쪽을 향한다. 따라서 implant 안테나와의 통신을 위한 MICS 대역[11], 800~2200 MHz의 이동통신 대역, 그리고 네트워크 통신을 위한 2.45 GHz와 5~6 GHz대역에서 동작하는 wearable 안테나들이 개발되고 있다[12] [13]. Wearable WBAN 안테나는 응용 가능한 서비스가 다양할 것으로 예상되므로 초광대역, 다중대역 안테나 설계 기술도

필요할 것으로 판단된다.

체내에 있는 implant 안테나 또는 센서와 통신을 하기 위해 인체 방향으로 통신을 하는 wearable 안테나를 설계할 때 가장 중요한 것은 인체 내부 매질 특성을 고려하는 것이다. 일반적인 안테나 설계 시 자유공간상에서 사용하고자 하는 주파수 대역의 반사손실과 방사패턴 특성을 만족하도록 해야 하는 반면 wearable 안테나의 경우 인체에 부착된 상태에서 이러한 특성을 만족하도록 설계하여야 한다. 또한 불필요한 외부 신호에 의한 간섭을 줄이기 위해 인체 바깥 방향으로의 방사는 줄여야 한다. Implant WBAN 안테나는 크기 제한으로 인하여 선형 편파를 갖는 경우가 대부분인데 인체 내부의 어떠한 위치에서 수직편파로 동작하는지, 수평 편파로 동작하는지 파악하기 어려우므로 이러한 implant WBAN 안테나와 통신을 하는 wearable WBAN 안테나는 원활한 통신을 위해 원형편파를 갖도록 설계하여야 한다.

이러한 형태로 제작된 안테나 중 캡슐 내시경 수신안테나를 예로 들 수 있다[11]. 이 안테나는 인체와 같이 다중손실 매질에서 효과적으로 전파를 수신하기 위해 루프 형태로 제작되었고, 급격한 임피던스 부정합 특성을 개선하기 위해 buffer-layer를 사용하여 임피던스 정합 특성을 향상 시켰다. 또한 인체에 부착하기 용이하도록 PI 필름을 사용하여 제작하였다. 제작된 안테나 형태 및 반사손실은 (그림 10)과 같고 인체내의 캡슐 안테나의 송신 전력을 효과적으로 수신하기 위해 단일 안테나가 아닌 5~6개의 안테나로 수신하는 것이 효과적이다.



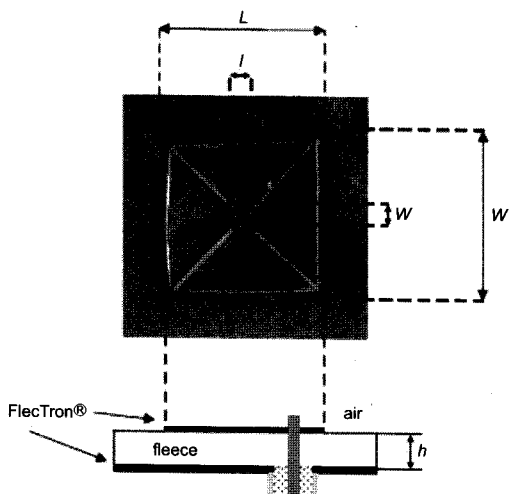
(그림 10) 캡슐 내시경 송신 안테나 및 반사손실

다음으로 인체 외부 장치들과 통신하기 위한 wearable 안테나의 경우 인체 내부에 장착되어 사용되는 implant

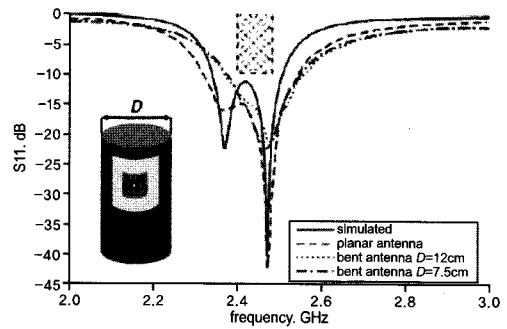
WBAN 안테나와 달리 인체 매질에 의한 영향은 적게 받는다. 반면에 인체의 움직임이나 옷에 의해 그 형태가 가변적이기 때문에 안테나 형태의 변형이 발생하기 쉬우므로 이에 따른 특성 변화에 대한 고려가 필요하며, 착용감을 고려하여 기존의 딱딱한 형태가 아닌 유연한 형태로 안테나를 제작하도록 해야 한다. 따라서 구부리기 쉬운(flexible) 기관이나 직물(textile)을 이용한 안테나가 많이 연구되고 있다[13]. 또한 인체 내부와의 통신이 이루어지는 형태가 아니므로 인체 방향으로의 방사가 억제되고 SAR값을 고려하여 설계하여야 한다.

(그림 11)은 FlecTron® 천을 사용하여 제작한 안테나이다 [13]. 이 천은 두께가 얇고(0.006 inch) 유동적이며 가벼운 구리로 도금된 나일론으로 짠 천이다. 또한 높은 도전율(surface resistivity <math>< 0.1 \Omega/\text{sq}</math>)을 가지며 취급이 쉽기 때문에 wearable 안테나에 유용하게 사용될 수 있다. 제안된 안테나는 대각선에 급전 위치를 잡음으로써  $TM_{01}$  모드와  $TM_{10}$  모드가 서로 직교방향으로 발생하면서 원형 편파를 구현할 수 있다.

측정된 대역폭은 (그림 12)와 같이 230 MHz이고 안테나가 휘는 정도에 따른 특성을 알아보기 위하여 안테나를 직경이  $D=12\text{ cm}$ ,  $D=7.5\text{ cm}$  인 원통에 부착한 경우를 측정해 보았다. 원통의  $D$ 값이 작아짐에 따라 안테나의 곡률이 커져 형태 변형이 보다 많이 발생하지만 여전히 2.45 GHz대역을 완



(그림 11) 동축 급전을 사용한 직물 안테나

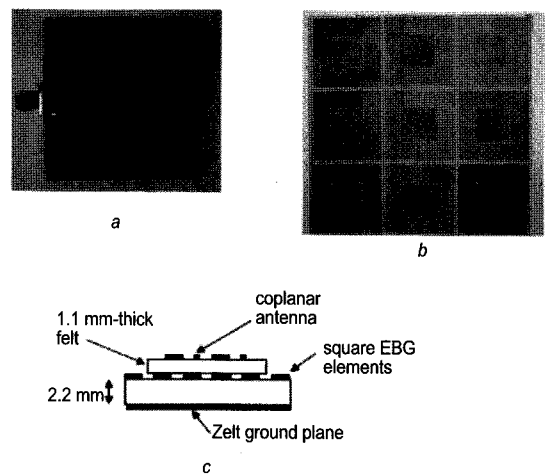


(그림 12) 시뮬레이션과 측정된 반사손실

전히 커버하고 있다.

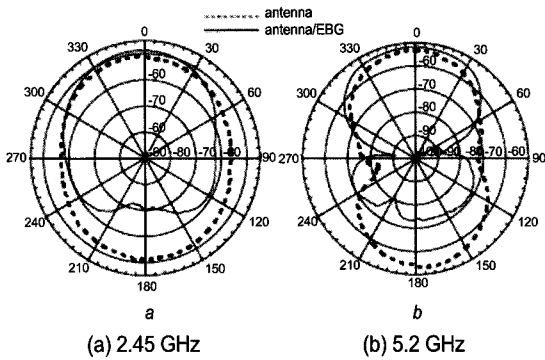
인체 외부 장치와 통신을 하는 implant WBAN 안테나와 마찬가지로 인체 외부장치와 통신을 하는 wearable WBAN 안테나도 SAR값이 중요하다. 두 안테나 모두 통신 방향이 인체 외부를 향하므로 안테나 방사패턴의 backlobe가 SAR 값에 중요한 영향을 미치게 된다.

따라서 이를 개선하기 위한 기술이 요구되는데 (그림 13)과 같이 EBG(Electromagnetic Band Gap) 구조를 활용하는 방법이 가능하다. (그림 13)의 안테나는 이중대역 coplanar patch 안테나에 EBG 구조를 추가하여 2.45 GHz와 5.5 GHz 대역에서 동작하며 인체에 흡수되는 전자파를 줄이고 이득을 향상시킨 안테나이다[14]. (그림 13)의 a에서 하나의 이중대역 coplanar 안테나의 전체 크기는  $55 \times 55\text{ mm}$  이고 안의



(그림 13) 이중대역 wearable 안테나의 구조

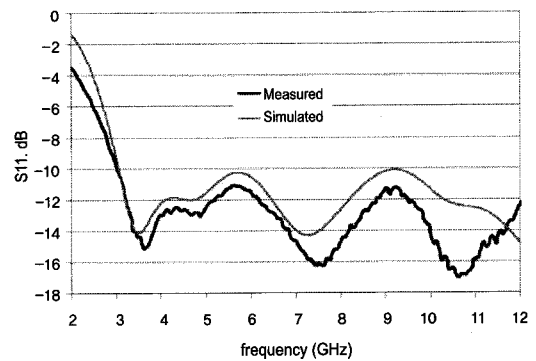
patch는  $21 \times 17$  mm이다. 안쪽 사각링 기생 안테나는  $32 \times 28$  mm이며 유전체의 두께는 1.1 mm이고 유전율은 1.38, loss tangent는 0.02이다. (그림 13)의 b의 EBG 유전체의 크기는 전체  $120 \times 120$  mm 이고 각각의 셀은  $37 \times 37$  mm, 안쪽의 사각형은  $17 \times 17$  mm이며, 유전체의 두께는 2.2 mm 이다.



(그림 14) 각 대역에서의 측정된 H-plane의 방사패턴

(그림 14)는 EBG 유무에 따른 방사패턴을 나타낸 것으로, EBG 구조에 의해 180도 방향으로의 방사(인체에 흡수되는 방향의 방사)가 10 dB 이상 감쇄 한 것을 확인할 수 있고, 지향방향으로 3 dB 정도의 이득 증가 효과를 얻을 수가 있다.

UWB 안테나 또한 wearable 안테나 형태로 구현하기 위해 많은 연구가 진행되고 있다. 일반적으로 높은 도전율을 가지는 직물로 광대역 패치 모노폴을 이용한 UWB 안테나에 관한 연구가 가장 활발히 이루어지고 있지만, (그림 15)와 같이 옷에 부착되는 단추를 이용한 wearable UWB 안테나에 관한 연구도 진행되었다(15). 제안된 UWB 안테나는 PTFE 재질로 만들어진 단추 아래 부분의 원형 금속판이 패치 모노폴의 역할을 해서 (그림 16)과 같은 초광대역 특성을 나타낸다.

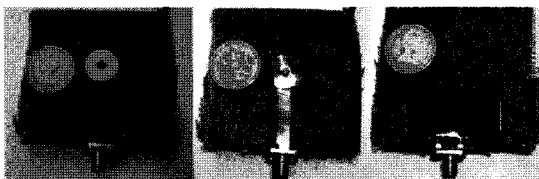
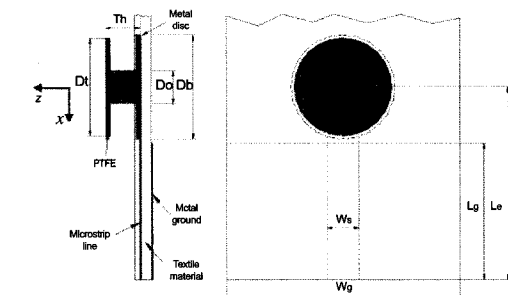


(그림 16) Wearable UWB 안테나의 반사손실 특성

#### IV. 결 론

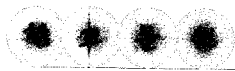
WBAN은 현재 이슈가 되고 있는 USN(Ubiquitous Sensor Network) 환경을 구축하기 위해 인간과 가장 가까운 환경에서 구현되는 네트워크를 기술이다. 특히 IT와 BT를 결합하여 언제, 어디서나, 누구나 건강관리 및 의료서비스를 이용할 수 있는 환경을 구현하는 U-healthcare 서비스를 위해 반드시 필요하기 때문에 점점 더 각광을 받고 있는 분야이다. 이러한 WBAN을 구현하기 위해 WBAN 안테나 기술은 매우 중요하며 인체를 중심으로 통신 환경이 형성되므로 이를 고려한 안테나 설계가 필요하다.

지금까지 WBAN에 대한 간략한 소개 및 WBAN 디바이스 위치에 따른 안테나 설계 기술에 대해 언급하였다. WBAN 안테나는 인체와 매우 근접한 또는 인체 내부 환경에서 통신이 이루어지므로 인체 유전율과 도전율을 고려하여 동작



(그림 15) Wearable UWB 안테나

주파수를 결정해야 한다. 또한 인체내부에 삽입하거나 착용 가능해야 하므로 소형화, 광대역화를 구현해야 하고, 채널 특성에 따라 편파 및 지향성, 그리고 SAR를 고려하여 설계하여야 한다. 현재까지 WBAN 안테나에 관한 연구는 wearable 안테나 분야와 이식형 심장 박동기 및 캡슐 내시경 안테나 분야에서 주로 이루어지고 있지만, 궁극적으로 인체의 혈관에 들어갈 정도의 초소형 기기와 그 기기들과 통신하기 위한 초소형 안테나 제작 기법이 필요할 것으로 판단된다. 이를 위해서 칩 안테나 및 MEMS 기술을 응용한 안테나에 관한 연구가 필요하다.



- [1] 구재일, 안준오, "MICS 주파수 및 기술기준," 주간기술동향 1326호, 2007.12.
- [2] MICS 주파수 연구반, "체내이식 무선 의료기기용 주파수 연구반 결과," 한국전자진흥협회, 2007.9.
- [3] Kim, J.; and Rahmat-Samii, Y.; "Implanted antennas inside a human body: simulations, design, and characterization," *IEEE Transactions on microwave theory and techniques*, Vol. 52, Issue 8, pp. 1934-1943, 2004.
- [4] 김보미, 김영식, 김세윤, "인체 내부 소스에 의한 전파 특성," 한국 전자과학회 논문지, 제17권, 제3호, pp. 259-266, 2006. 3.
- [5] Federal Communication Commission Office Engineering and Technology Supplement C (Ed. 01-01) to OET Bulletin 65(ED. 97-01), Evaluating Compliance with FCC Guideline for Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, Additional Information for Evaluating Compliance of Mobile and Portable Devices with FCC Limits for Human Exposure to Radiofrequency Emissions, Washington, DC, June 2001.
- [6] Kwak, S.I.; Chang, K.; and Yoon, Y.J.; "The helical antenna for the capsule endoscope system," *IEEE Antennas and Propagation Society Symposium*, Vol. 2B, pp. 804-807, July 2005.
- [7] Kwak, S.I.; Chang, K.; Yoon, Y.J.; "Small spiral antenna for wideband capsule endoscope system", *Electronics Letters*, Vol. 42, Issue 23, pp. 1328 - 1329, Nov. 2006.
- [8] Yu, H.; Irby, G.S.; Peterson, D.M.; Nguyen, M.-T.; Flores, G.; Euliano, N.; Bashirullah, R.; "Printed capsule antenna for medication compliance monitoring," *Electronics Letters*, Vol. 43, Issue 22, pp. 1179-1181, Oct. 2007.
- [9] Soontornpipit, P.; Furse, C.M.; You Chung Chung, "Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants," *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on* Vol. 52, Issue 8, Part 2, pp.1944-1951, 2004.
- [10] Jaehoon Kim; Rahmat-Samii, Y.; "SAR reduction of implanted planar inverted F antennas with non-uniform width radiator," *Antennas and Propagation Society International Symposium 2006*, pp.1091-1094, 2006.
- [11] 김홍석, 오민석, 천창율, "캡슐 내시경의 외부 수신기용 UWB 안테나 설계," 한국 전자과학회 논문지, 제16권, 제8호, pp. 290-296, 2005. 8.
- [12] Mittra, Raj; Bringuier, Jonathan; Yoo, Kyungho; "Modeling and Design of Wideband Antennas For Body Area Networks (BANs)," *TENCON 2006. 2006 IEEE Region 10 Conference*, pp.1-3, 2006.
- [13] Tronquo, A.; Rogier, H.; Hertleer, C.; Van Langenhove, L.; "Robust planar textile antenna for wireless body LANs perating in 2.45 GHz ISM band," *Electronics Letters*, Vol. 42, Issue 3, pp. 142-143, Feb. 2006
- [14] Zhu, S.; Langley, R.; "Dual-band wearable antennas over EBG substrate," *Electronics Letters*, Vol. 43, Issue 3, pp. 141-142, Feb. 2007.
- [15] Sanz-Izquierdo, B.; Batchelor, J.C.; Sobhy, M.I.; "Compact UWB Wearable Antenna," *Antennas and Propagation Conference, 2007. LAPC 2007. Loughborough*, pp.121-124, 2007.



약 력



1981년 연세대학교 전자공학과 (공학사)  
1986년 연세대학교 전자공학과 (공학석사)  
1991년 Georgia Institute of Technology (공학박사)  
1992년 ~ 1993년 ETRI 위성통신기술 연구단  
1993년 ~ 현재 연세대학교 전기전자공학부 교수  
관심분야: 마이크로파 소자, 안테나, 전파전파, EMI/EMC

운 영 중



2004년 연세대학교 전기전자공학부 (공학사)  
2006년 연세대학교 전기전자공학부 (공학석사)  
2006년 ~ 현재 연세대학교 전기전자공학부 박사과정  
관심분야: 초고주파 회로설계, 초고출력 안테나 시스템,  
UWB 안테나

이 상 훈



2007년 연세대학교 전기전자공학부 (공학사)  
2007년 ~ 현재 연세대학교 전기전자공학부 석사과정  
관심분야: 마이크로파 소자, 마이크로스트립 안테나

김 기 준

