

논문 2003-12-6-03

**비선형 연립방정식에 의한
체내 삼입형 초소형 텔레메트리 모듈의 3차원 위치추적 방법**
박종철*, 남혜원**, 박희준**, 송병섭***, 원철호****, 이승하**, 최현철**, 조진호****

**The Method for 3-D Localization of Implantable Miniaturized
Telemetry Module by Analysis of Nonlinear Differential Equations**

J. C. Park*, H. W. Nam**, H. J. Park**, B. S. Song***, C. H. Won****,
S. H. Lee**, H. C. Choi** and J. H. Cho****

요 약

환자의 체내에 삽입하여 여러 가지 생체정보를 무선으로 전송하는 형태의 텔레메트리 기술은 환자들의 불편함을 해소하고 기존의 진단 한계를 극복하는데 큰 기여를 할 것으로 기대되고 있다. 체내에서 생체신호를 외부로 전송하는 시스템의 경우, 정확한 질병지점을 판단하기 위해서는 체내의 텔레메트리 모듈의 위치를 체외에서 정확하게 파악할 수 있는 기술이 필수적이다. 본 논문에서는 8개의 안테나를 고정된 위치에 두고, 비선형 연립방정식의 해석을 통하여 체내에 삽입된 송신모듈의 위치를 결정하는 방법을 제안하고 해석하였다.

Abstract

The bio-telemetry technologies, that use the wireless miniaturized telemetry module implanted in the human body and transmits several biomedical signal from inside to outside of the body, have been expected to solve the problem such as the patient's inconvenience and the limit for diagnosis. In the case of transceiver system using the wireless RF transmission method, the method of three-dimensional localization for implantable miniaturized telemetry module is necessary to detect the exact position of disease. A new method for three-dimensional localization using small loop antenna in the implantable miniaturized telemetry module was proposed in this paper. We proposed a method that can accurately determine the position of telemetry module by analyzing the differences in the strength of signal, which is received at each of the small size RF receiver array installed on the body surface.

Key Words : bio-telemetry, localization, nonlinear differential equations.

-
- * 경북대학교 센서공학과(Dept. of Sensors Technology)
 - ** 경북대학교 전자전기컴퓨터학부(School of Electrical Engineering and Computer Science)
 - *** 경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소(Advanced Research Center for Recovery of Human Sensibility, Kyungpook National University)
 - **** 경일대학교 컴퓨터제어전기공학부(School of Computer Control and Electrical Engineering, Kyungil University)

<접수일자 : 2003년 10월 2일>

1. 서 론

환자의 체내에 삽입하여 여러 가지 생체정보를 무선으로 전송하는 형태의 텔레메트리 기술은 환자들의 불편함을 해소하고 기존의 진단 한계를 극복하는데 기여할 것으로 기대되고 있다. 특히, 최근에는 이스라엘의 GivenImging사에서 최초의 캡슐형 내시경인 M2A가 개발되었다.^[1-2] 이는 내장의 연동운동에 의하여 움직이며, 그 영상을 무선으로 체외로 전송하는 시스

템이다. 또한, 일본의 RF-Norika사에서 개발 중인 Norika-V3은 외부의 자계에 의해서 그 위치 및 자세가 조절되는 기능을 가지도록 설계되었다.^[3] 우리나라에서도 최근에 세계 최초로 양방향 통신이 가능한 캡슐형 내시경이 개발되었는데^[4], 이는 체내의 영상을 실시간으로 체외로 전송함과 동시에 체외 제어장치를 통해서 체내 캡슐형 내시경의 전원과 LED의 동작을 제어할 수 있다. 또한, 본 연구진에서는 양방향 통신 기술을 이용하여 체외에서 제어가 가능한 소화관 자극용 초소형 텔레메트리 캡슐을 구현하여 동물실험을 통해 기능을 검증하기도 하였다.^[5] 앞으로는 원하는 환부의 자세한 밀착 촬영과 MEMS 기술의 발달로 인한 위치 이동의 가능성과 위치 제어의 필요성의 부각에 따라, 캡슐형 내시경의 위치를 보다 정밀하게 추적하는 방법이 요구된다. 그러나, 이러한 필요에도 불구하고 최근까지 생체 내의 무선송신 시스템에서 나오는 근거리 장에서의 전파의 세기로부터 캡슐의 체내 3차원적인 위치를 효과적으로 추적하는 알고리즘은 제안되어 있지 않다.

기존의 광섬유 내시경에서는 삽입된 케이블의 길이로부터 진단 위치를 추정하였는데, 캡슐형 내시경에 있어서는 환자가 캡슐형 내시경을 복용한 이후 경과한 시간을 기준으로 캡슐의 대략적인 위치를 추정하고 있는 실정이다. 이는 환자의 상태에 따라 시술자의 주관적인 판단에 의하여 결정되므로 그 오차가 크다. 최근에 캡슐형 내시경에 삽입된 소형 루프안테나를 이용하여 체외에 부착된 여러 수신안테나에서 유도되는 전장의 세기에 대하여 삼각법의 해를 구하는 방식으로 초소형 무선 모듈의 위치를 추정하는 연구가 발표되었다.^[6] 그러나, 이는 초소형 루프안테나의 방사특성을 고려하지 않은 상태에서 근사화된 것이므로 역시 많은 오차를 수반한다.

본 논문에서는 소형 루프안테나의 지향성을 고려하여 변형된 전장의 식을 유도하고, 여러 개의 수신안테나를 통해 얻어진 비선형 연립방정식의 해를 구함으로써 체내에 삽입된 초소형 텔레메트리 모듈의 위치를 정확히 추적하는 방법을 제안하였다. 5개의 수신 위치에서 수신안테나에 도달하는 전장의 세기를 이용하여 비선형 연립방정식을 구성하고 해를

구하는 모의 실험을 실시한 결과, 추정된 무선 모듈의 위치와 실제 위치와의 차이가 무시할 수 있을 정도로 작음을 확인하였다.

2. 시스템의 구성 및 위치 추정 알고리즘

2.1 기존의 위치 추적 알고리즘

소스의 3차원적인 위치를 결정하는데 사용되는 가장 기본적인 방법은 삼각법(triangular method)이다. 이를 위한 3차원 위치 추적 시스템의 구조를 그림 1에서와 같이 나타내었다.

에러를 줄이기 위해서 8개의 수신안테나를 실린더 주위에 부착하였고, 수신된 8개의 다른 신호는 디지털 신호로 바뀌어 메모리에 저장된다. 수신 루프 안테나와 텔레메트리 모듈 사이의 거리는 측정된 각각의 안테나의 전압으로부터 계산될 수 있는데, 이 때 8개의 신호에서 3개를 선택함으로써 각기 다른 56개의 쌍을 얻을 수 있고, 최종적인 위치의 결정은 3차원에서 삼각법을 사용하여 추정된 56개 위치의 중간점을 찾음으로써 얻는다.

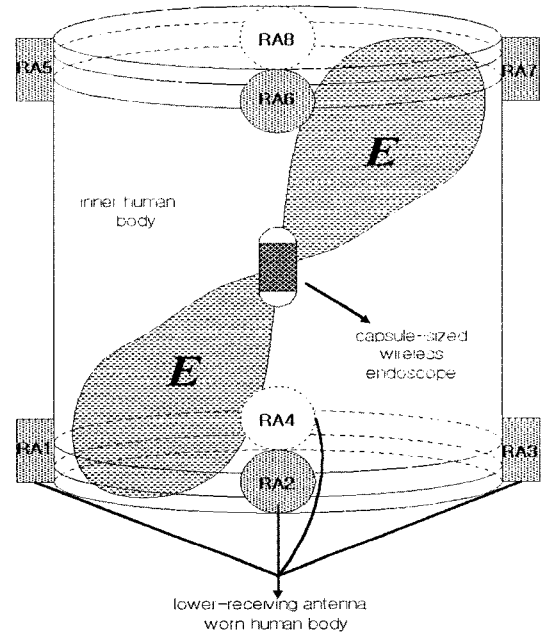


그림 1. 제안된 시스템의 구조

Fig. 1. Structure of the proposed system.

선택된 안테나의 위치를 각각 $P_a(x_a, y_a, z_a)$, $P_b(x_b, y_b, z_b)$, 및 $P_c(x_c, y_c, z_c)$ 라 하면 다음의 식을 얻을 수 있다.

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} x_b - x_a & y_b - y_a & z_b - z_a \\ x_c - x_b & y_c - y_b & z_c - z_b \\ x_a - x_c & y_a - y_c & z_a - z_c \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} r_a^2 - r_b^2 \\ r_b^2 - r_c^2 \\ r_c^2 - r_a^2 \end{bmatrix} \quad (7)$$

이 때, r_a , r_b , 및 r_c 는 각각 P_a , P_b , 및 P_c 에서 송신 루프 안테나까지의 거리이다.

2.2 송수신 회로 설계

캡슐 내의 송신 회로에서는 100 MHz의 캐리어 신호로 진폭 변조 방식을 사용하였고, 송신 안테나의 직경은 1 cm로 하였다. 설계된 수신 회로의 블록 다이어그램을 그림 2에서와 같이 나타내었다.

수신기 크기는 직경 3 cm이고 두께 5 mm로 소형 루프안테나, 저잡음증폭기(LNA), VCO, 및 중간주파수 증폭기를 포함하며, 반파 정류기는 필터링 커패시터를 가지는 비포화 정밀 정류기(non-saturating precision rectifier)로 구성하였다. 여기서, 출력 직류 전압의 리플은 이득이 2이고 최대치가 1V일 때 -35.4 dB로 측정되었다. 이 전압은 다음 단에서 직류 증폭되고, A/D 컨버터를 포함한 데이터 획득보드(data acquisition board)인 DT9802를 통하여 컴퓨터에 전송되어 아스키 파일로 저장된다.

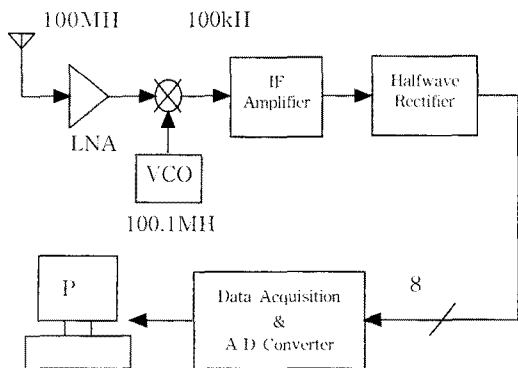


그림 2. 수신 회로 블록 다이어그램
Fig 2. Block diagram of the receiver circuit.

이러한 방법은 그 알고리즘이 간단하고 계산량이 적어 응답이 빠르지만, 루프 안테나의 방사특성을 전방향성이라고 가정하였기 때문에 실제의 경우에 적용하기에는 그 오차가 매우 크다. 따라서, 본 논문에서는 초소형 루프 안테나의 방사 특성을 고려하여 변형된 전장 방정식을 유도하고, 여러 개의 수신안테나로부터 비선형 연립방정식을 구성한 다음 이 해를 구하여 초소형 텔레메트리 모듈의 위치를 추정하고자 한다.

3. 소형 루프 안테나

3.1 소형 루프 안테나

체내에 삽입되는 캡슐형 내시경을 위한 텔레메트리 모듈은 최대한 소형화되어야 하므로 생체 신호의 전송을 위한 송신 안테나의 크기 또한 최대한 작게 하는 것이 중요하다. 초소형 안테나에는 여러 가지가 있는데, 본 논문에서는 소형화에 편리하고 구조가 간단할 뿐 아니라, 설계 조건에 비교적 민감하지 않은 소형 루프 안테나를 선택하였다. 소형 루프 안테나는 지향성이 그다지 뚜렷하지는 않지만, 방사특성상 영점을 지니므로, 전방향이라고 볼 수는 없다.

소형 루프 안테나의 원형 루프 좌표계를 그림 3에서와 같이 나타내었다. 그림에서 a 는 안테나의 반지름, r 은 안테나의 중심으로부터 관측점까지의 거리, R 은 루프상의 임의의 점에서 관측점까지의 거리이다. 좌표계를 이용하여 그림에 주어진 안테나의 퍼텐셜 함수 A 를 계산한 식은

$$\begin{aligned} A &\cong \hat{a}_\phi A_\phi = \hat{a}_\phi \frac{a^2 \mu I_0}{4} e^{-jkr} \left[\frac{jk}{r} + \frac{1}{r^2} \right] \sin \theta \\ &= \hat{a}_\phi j \frac{k \mu a^2 I_0 \sin \theta}{4r} \left[1 + \frac{1}{jkr} \right] e^{-jkr} \end{aligned} \quad (1)$$

와 같으며, k 는 위상상수, μ 는 투자율, 및 I_0 는 전류분포이다. 여기서, 자계성분을 구하면,

$$H_r = j \frac{k a^2 I_0 \cos \theta}{2r^2} \left[1 + \frac{1}{jkr} \right] e^{-jkr}, \quad (2)$$

$$H_\theta = -\frac{k^2 a^2 I_0 \sin \theta}{4r} \left[1 + \frac{1}{jkr} - \frac{1}{k^2 r^2} \right] e^{-jkr}, \quad (3)$$

$$H_\phi = 0 \quad (4)$$

이고, 이 때 η 는 매질의 고유 임피던스이다.

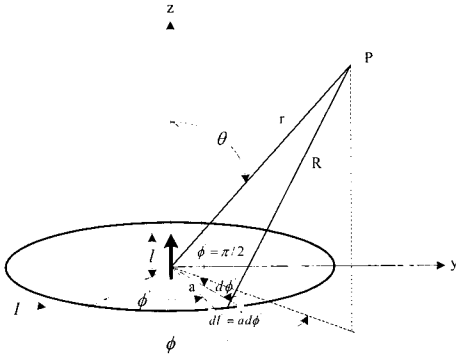


그림 3. 원형 루프 좌표계
Fig. 3. Circular loop geometry.

또한, $J=0$ 일 때 전계성분을 구하면,

$$E_r = E_\theta = 0, \quad (5)$$

$$E_\phi = \eta \frac{k^2 a^2 I_0 \sin \theta \sin \phi}{4r} \left[1 + \frac{1}{jkr} \right] e^{-jkr} \quad (6)$$

이다.

3.2 변형된 전장 방정식

소형 루프 안테나의 방사패턴에 의한 전장 방정식은 식 (6)과 같고, 그림 1에서 제안된 것과 같이 8개의 수신 어레이에서 각각

$$E_i(r_i, \theta_i) = A \times \frac{e^{-jkr_i}}{r_i} \left(1 + \frac{1}{jkr_i} \right) \sin \theta_i \hat{\psi}, \quad i=1,2,3, \dots, 8 \quad (7)$$

과 같다. 여기서 i 번째 수신안테나의 위치를 (a_i, b_i, c_i) 라 하면,

$$r_i = \sqrt{(x-a_i)^2 + (y-b_i)^2 + (z-c_i)^2} \quad (8)$$

이고, 이 때

$$A = \frac{\eta(ka)^2 NI_0}{4} \quad (9)$$

와 같다. 또한, η 는 매질의 고유 임피던스, k 는 위상상수, a 는 안테나의 반지름, N 은 안테나의 턴수, 및 I_0 는 전류분포이다. 그러나, 여기서 수신안테나를 3차원으로 배열하였을 때, 송신 모듈이 체내에서 이동하는 경우에는 각각의 고정된 수신안테나에 대하여 입체각의 변화 성분을 고려하여야 하므로 이러한 방법으로 비선형 연립방정식을 구성하였을 때 해를 구하는 것은 대단히 어렵다.

따라서, 본 논문에서는 새로운 하나의 벡터를 도입하여 8개의 수신안테나 사이의 새로운 관계식을 유도하였는데, 이를 그림 4에 나타내었다. 그림에서 벡터 \hat{n} 은 안테나의 면에 수직인 성분이며, 벡터의 크기 $\|\hat{n}\| = 1$ 이며, 원통의 $x, y,$ 및 z 축을 기준으로 안테나가 θ 와 ϕ 로 기울어진 정도를 나타내는 변수로 사용된다.

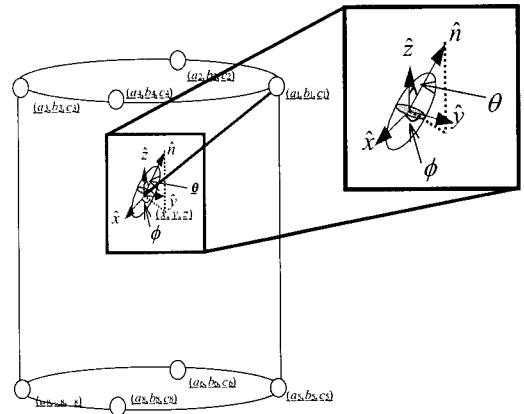


그림 4. 수신안테나와 벡터도

Fig. 4. The diagram of receiving antennas and new vector.

이 때, 안테나에서 방사되는 전장은 안테나의 법선 방향의 검출 위치가 이루는 각도와

안테나로부터의 거리의 함수로서, 벡터 \hat{n} 은

$$\hat{n} = (x + \sin \theta \cos \psi, y + \sin \theta \sin \psi, z + \cos \theta) \quad (10)$$

이고, 안테나의 법선 벡터 \hat{n} 과 벡터 \vec{r} 사이의 관계식은

$$\theta = \cos^{-1} \frac{\hat{n} \cdot \vec{r}}{\|\hat{n}\| r} \quad (11)$$

로 쓸 수 있으며, 수신안테나에 유도되는 전장은 다음과 같다.

$$\vec{E}(x, y, z, \theta, \phi) = A \times \left(1 + \frac{1}{j r_i}\right) \times \frac{e^{-j r_i}}{r_i} \times \sin \left\{ \cos^{-1} \frac{(x-a) \sin \theta \cos \phi + (y-b) \sin \theta \sin \phi + (z-c) \cos \theta}{r_i} \right\} \quad (12)$$

여기서, r_i 및 A 는 식 (8) 및 (9)에서와 같다. 즉, 임의의 수신안테나에 유도되는 전장의 세기에 대하여 5개의 다른 식이 주어진다. 이를 연립하여 식을 풀어낼 수 있다. 그러나, 이러한 비선형 연립방정식은 각각 독립적이지 않으므로 반드시 유일한 하나의 해를 가지지 않는다. 따라서, 본 논문에서는 이를 위한 해법으로 뉴턴-랩슨(Newton-Raphson) 반복법을 사용하였다.

3.3 뉴턴-랩슨(Newton-Raphson) 반복법

뉴턴-랩슨 반복법은 초기치와 점근선의 기울기를 필요로 한다. 주어진 기울기 $f'(x_i)$ 직선과 x 축이 만나는 점을 x_{i+1} 로 두고 이 점에서의 함수 값을 구하는 방법으로 함수 값이 정해진 범위 내에서 x 축에 접근할 때까지 반복하여 수행한다. 이 방법은 해에 접근해 가는 속도가 가장 빠르다는 장점이 있는 반면에, 미분방정식을 풀 수 없는 경우에는 이 방법을 적용할 수 없으며, 또한 실제의 해에 접근하기 전에 기울기가 0이 되는 점, 즉 극대점이나 극소점이 나타나면 더 이상 실제의 해에 접근하지 못하게 되므로 초기치를 해에 인접하게 설정하는 것이 무엇보다 중요하다. 본 논문에서 위치 추적을 목표로 하는 캡슐형 내

시경의 경우에는 그 이동속도가 매우 느리기 때문에 이전의 추정된 위치를 초기치로 하는 경우 이러한 문제는 해결될 수 있다.

뉴턴-랩슨 반복법은 비선형 방정식을 테일러 급수 전개에 의하여 선형화하여 해를 구하는 방법으로서, 해에 대한 초기치를 알고 있다면 다음 식

$$f_i(x_1, x_2, \dots, x_n) = 0, \quad i=1, 2, \dots, n \quad (13)$$

의 해는 $x_j = \hat{x}_j + \Delta x_j$ 이고 이 때, \hat{x}_j 는 초기 가정치, Δx_j 는 미지의 보정치이다. 이 식을 \hat{x}_j 주변에 1차로 단순화된 테일러 다항식으로 근사하고, 이를 행렬의 형태로 나타내면

$$J \Delta x = -f \quad (14)$$

와 같다. 여기서, J 는 행렬식 벡터(Jacobian vector)로 표현되며, 본 논문에서는 이 도함수들을 차분근사(differential approximation)에 의하여

$$\frac{\partial f_i}{\partial x_j} \approx \frac{f_i(\hat{x}_1, \dots, \hat{x}_j + \delta x_j, \dots, \hat{x}_n) - f_i(\hat{x}_1, \dots, \hat{x}_j, \dots, \hat{x}_n)}{\delta x_j} \quad (15)$$

와 같이 계산하였다. 여기서, δx_j 는 임의로 선택한 아주 작은 값이다.

4. 모의실험 결과 및 고찰

본 논문에서는 뉴턴-랩슨 반복법을 이용하여 비선형 연립방정식의 해를 구하는 모의실험을 실시하였다. 모의실험에서는 시작점과 시작기울기에 의해서 계산된 결과가 0.01%의 오차 범위 이내에 수렴될 때까지 반복해서 해에 접근하도록 하였다. 비선형 방정식은 초기 값을 기준으로 반복 계산하여 $f(x) \approx 0$ 인 x 의 값을 돌려주기 때문에 국소최소값(local minimum) 문제를 해결하기 위해서는 초기 값을 정확히 설정해 주는 것이 매우 중요하다. 본 논문에서는 먼저 가능한 모든 해의 범위를 설정하고 이에 따라 새로운 해의 범위를

축소하여 설정한 후, 반복하여 정확한 해를 구해 가는 방법을 사용하였다.

먼저, 임의의 위치 $(x, y, z) = (10, 20, 30)$ 에서 방사되는 전장에 의해 수신안테나에 유도되는 전장의 세기를 계산한 다음, 원통의 전체 범위 안에서 초기값을 다르게 주면서 송신 안테나의 위치를 추정하는 모의 실험을 실시하였다. 원통 내에서 5 cm 간격으로 초기값의 위치를 변화시켜 가면서 지름 30 cm, 높이 40 cm인 원통 전체에 걸쳐 모두 441번의 위치 추적 모의실험을 실시하였으며, 뉴턴-랩슨 반복법에 의하여 구해진 각각의 해의 위치와 그 해들의 분포를 그림 5와 표 1에 각각 나타내었다. 실험 결과 초기값을 해와 가까이 설정하였을 때 오차가 작게 나타났으며, 계산 수행시간도 짧게 나타났다. 또한, 초기값이 해와 많이 떨어진 경우에도 $(x, y, z) = (10, 20, 30)$ 의 주변에서 해가 많이 발견됨을 확인하였다.

그러나, 이러한 결과만으로 생체 내의 송신 안테나의 정확한 위치를 추정하기는 어렵다. 따라서, 초기값의 범위를 해에 가깝게 축소시키기 위해 계산된 해들의 평균을 기준으로 표준편차 내에 실제 해가 있다고 가정하여 축소된 구간 내에서 다시 뉴턴-랩슨 반복법을 이용하여 최종적인 해를 구하였다. 실험 결과를 그림 6에 나타내었으며, 표 2는 이러한 방법으로 구해진 해들의 분포를 나타낸 것이다.

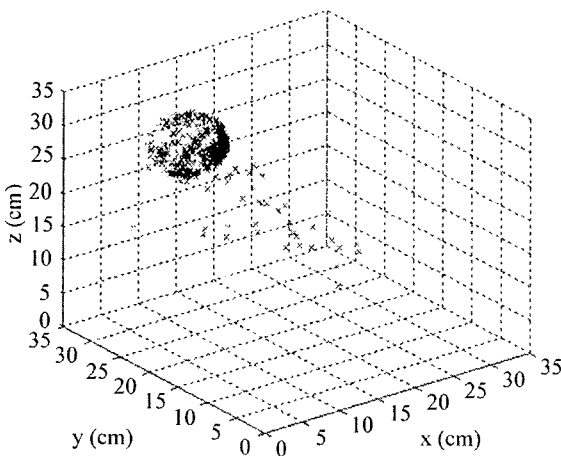


그림 5. 송신 안테나의 위치 추적 모의 실험 결과

Fig. 5. The simulation result of position detection for the transmitting antenna.

표 1. 그림 5에서의 해의 분포

Table 1. The distribution of solution in Fig. 5.

	x (cm)	y (cm)	z (cm)
Average	9.37	22.39	28.44
Error	0.63	2.39	1.56
Standard deviation	3.31	2.64	4.17

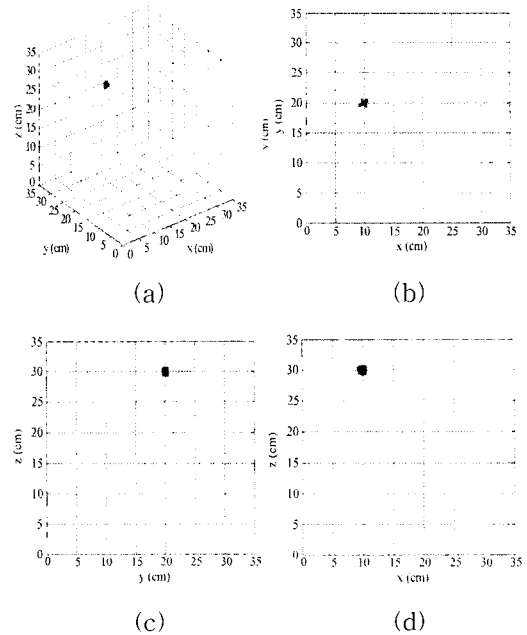


그림 6. 표준편차 범위 내에서 계산된 (a) 3차원 좌표, (b) xy 평면, (c) yz 평면, 및 (d) xz 평면에서의 해의 위치

Fig. 6. The location of solution calculated in the range of standard deviation in (a) three dimensional space, (b) xy plane, (c) yz plane and (d) xz plane.

실험 결과, 초기값을 해에 가깝게 들수록 오차가 줄어드는 것을 확인할 수 있었다. 표준편차의 범위 내에서 초기값을 다르게 주었을 때 계산된 해의 평균오차는 0.03 cm로 지름이 1 cm인 송신 모듈의 안테나 크기에 비해 무시할 수 있을 정도로 작게 나타났다. 이 오차는 프로그램 수행 시 반복되는 계산 중에 발생하는 오차와 뉴턴-랩슨 반복법에서 설정된 수렴오차에 기인한다.

표 2. 표준편차의 범위 내에서 계산된 해의 분포

Table 2. The distribution of solution calculated in the range of standard deviation

	x (cm)	y (cm)	z (cm)	θ (degree)	ψ (degree)
Average	9.97	20.02	30.01	0.06	2.04
Error	0.03	0.02	0.01	0.06	2.04
Standard deviation	0.27	0.19	0.30	0.02	0.33

실험 결과에서 보듯이 뉴턴-랩슨 반복법을 이용하는 경우 초기값을 어떻게 주는가에 따라 추정된 해의 위치가 달라지고, 계산시간에도 차이를 보인다. 생체 내에 삽입된 초소형 무선 모듈의 초기 위치를 결정하는 것은 매우 어려운 문제이며, 특히 초기 위치에 대한 아무런 정보가 없는 경우에는 많은 계산시간이 요구된다. 그러나, 생체 내에 삽입된 무선 모듈은 장의 연동운동에 의하여 매우 천천히 움직이므로, 이전에 계산된 무선 모듈의 위치를 초기값으로 설정하면 계산시간을 줄일 수 있는 동시에 새롭게 계산된 모듈의 위치는 보다 높은 정확도를 가진다. 그러나, 본 논문에서는 전장의 경계조건 및 매질의 조건을 생체의 경우와 맞게 적용하지 않고 공기 중에서의 조건으로 모의 실험을 실시하였으므로 생체에 적용 시에는 이를 고려하여야 한다.

5. 결 론

본 논문에서는 생체에 삽입된 초소형 텔레메트리 모듈의 송신 안테나에서 방사되는 전장을 원통 주위에 3차원으로 배열된 8개의 수신안테나에서 검출하여 무선 모듈의 위치를 추정하는 새로운 방법을 제안하였다. 또한, 소형 루프 안테나의 방사특성을 고려하여 새로운 좌표 벡터를 도입함으로써 변형된 전장 방정식을 유도하고, 이로부터 구성된 비선형 연립방정식의 해를 구함으로써 무선 모듈의 위치를 추정하는 방법을 제시하였다.

8개의 수신안테나에서 얻어지는 비선형 연립방정식으로부터 뉴턴-랩슨 반복법을 이용하

여 해를 구하는 모의 실험을 실시한 결과, 표준오차의 범위 내에서 추정된 무선 모듈의 위치와 실제 위치와의 평균 오차가 0.03 cm로 무시할 수 있을 정도로 작게 나타났다. 따라서, 본 논문에서 제안된 방법은 무선 내시경 모듈의 위치 추적뿐만 아니라, 향후 다양한 목적의 생체 계측용 초소형 텔레메트리 모듈의 모니터링에 광범위하게 적용될 수 있으리라 판단된다.

Acknowledgements

본 연구는 과학기술부 21세기 프론티어 연구개발 사업인 지능형마이크로시스템개발사업 (<http://www.microsystem.re.kr>)의 연구비 지원을 받아 수행되었음
과제협약번호 MS-02-123-01.

References

- [1] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky, and P. Swain, "WIRELESS CAPSULE ENDOSCOPY," *Nature* 2000, pp. 405-417, 2000.
- [2] M. Appleyard, Z. Fireman, A. Glukhovsky, H. Jacob, R. Shreiver, S. Kadirkamanathan, A. Lavy, S. Lewkowicz, E. Scapa, R. Shofti, P. Swain, and A. Zaretsky, "A randomized trial comparing wireless capsule endoscopy with push enteroscopy for the detection of small-bowel lesions," *Gastroenterology*, vol. 119, no. 6, pp. 1431-1438, Dec., 2000.
- [3] <http://www.rfnorika.com>: RF Co. Ltd., T/A RF SYSTEM Lab., Nagano, Japan.
- [4] H. J. Park, I. Y. Park, J. W. Lee, B. S. Song, C. H. Won, and J. H. Cho, "Design of Miniaturized Telemetry Module for Bi-Directional Wireless Endoscopes," *IEICE Trans., Fundamentals on Electronics, Communications and*

- Computer Sciences*, No. 6, pp. 1487-1491, 2003.
- [5] 박종철, 박희준, 이정우, 송병섭, 이승하, 조진호, "체의 제어 가능한 소화관 자극용 초소형 캡슐 구현," *센서학회지*, 제 12권, 제 4호, pp. 176-183, July, 2003.
- [6] H. J. Park, H. W. Nam, Y. H. Yoon, Y. S. Park, B. S. Song, J. H. Cho, "Technique for Position Detection of Miniatured Wireless Telemetry Module in the Human Body," *Proceeding of the 32nd ISR*, pp. 19-21, April, 2001.
- [7] H. Natio, C. Xin *et al*, "3-D Localizer for Ultrasound Endoscopy by Outside-body Markers", *Journal of SPIE*, vol. 3241, pp. 390-400, 1997.
- [8] John D. Kraus, *Antennas*, 2nd Ed., pp. 238-263, McGraw Hill, NY, 2001.
- [9] Douglas H. Werner, "An Exact Integration Procedure for Vector Potentials of Thin Circular Loop Antennas" *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 44, No. 2, Feb., 1996.
- [10] 김민찬, 윤도영, *Matlab을 이용한 수치해석 및 그래픽*, 아진, Jan., 2001.
- [11] Warren L. Stutzman and Gary A. Thiele, *Antenna Theory and Design*, 2nd Ed., Hohn Wiley & Sons, Inc., NJ, 1998.
- [12] C. A. Balanis, "Antenna Theory : A Review," *Proceedings of the IEEE*, vol. 80, No. 1, pp. 192-199, Jan., 1992.

著 者 紹 介

박 종 철

1980년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)

1985년 경북대학교 교육대학원 졸업 (교육학석사)

현 경북대학교 대학원 센서공학과 박사과정
주관심분야 : 생체진단용 바이오센서

남 혜 원

2001년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)

2003년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)

현 삼성전자 전파연구소 연구원
주관심분야 : 초소형 텔레메트리

박 희 준

1999년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)

2001년 금오공과대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)

현 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
주관심분야 : 초소형 텔레메트리, 생체신호처리 및 계측

송 병 섭

1995년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)

1999년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)

2002년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학박사)

현 경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소 연구교수

주관심분야 : 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리

원 철 호

『센서학회지 제6권 제4호』 논문 97-6-4-08 P.315 참조

1992년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)

1995년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)

1998년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학박사)

1998년 ~ 1999년 계명대학교 의과대학 의공학교실 연구장사

1999년 ~ 2002년 Univ. of Iowa, Post. Doc.

현 경일대학교 컴퓨터제어·전기공학부 조교수
주관심분야 : 의용계측, 의학영상처리, 컴퓨터 비전



이 승 하

1988. 2. 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)

1990. 2. 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업 (공학석사)

1995. 2. 한국과학기술원 전기및전자공학과 졸업 (공학박사)

현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 부교수
주관심분야 : 컴퓨터 제어 및 퍼지 제어, 자동화시스템

최 현 철

『센서학회지 제8권 제2호』 논문 99-8-2-16 p.202 참조

1982년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)

1984년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업 (공학석사)

1989년 한국과학기술원 전기및전자공학과 졸업 (공학박사)

현 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수
주관심분야 : 전자기파 해석, 마이크로웨이브, 전자기파의 전파 및 역산란, EMI/EMC



조 진 호

1977. 2. 경북대학교 공업교육학과 졸업 (공학사)

1979. 2. 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학석사)

1988. 2. 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업 (공학박사)

현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수
2002. 12. ~ 현재 경북대학교 첨단감각기능회복장치연구소장

주관심분야 : 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리, 생체계측시스템