

각변위 방식을 이용한 캡슐의 오리엔테이션 측정 방법

Orientation Tracking Method based on Angular Displacement for Wireless Capsule Endoscope

유영선, 김명유, 유영갑
충북대학교 정보통신공학과

Youngsun Yoo(ysyoo@hbt.cbnu.ac.kr), Myungyu Kim(mykim@hbt.cbnu.ac.kr),
Younggap You(ygyou@cbnu.ac.kr)

요약

본 논문은 각변위 방식을 이용한 소화경로 모델링 및 경로에 대한 캡슐의 오리엔테이션 측정 방법을 제안하였다. 제안하는 방법은 캡슐 내시경의 자세를 3차원 방향벡터와 이의 회전성분으로 표현하였다. 소화경로에 대한 캡슐의 오리엔테이션 정보인 롤, 피치 그리고 요우 값은 각각 1.6° 이내의 오차를 보였다. 제안된 방법은 자기장을 이용한 오리엔테이션 측정에서 롤값 측정 문제를 해결하였다. 오일러 각을 이용한 기존의 오리엔테이션 측정 방식과 비교하여 알고리즘의 복잡도를 줄였다.

■ 중심어 : | 캡슐 내시경 | 오리엔테이션 | 오일러 각 | 각변위

Abstract

In this paper, we propose an orientation tracking method and a digestion path model based on angular displacement. The proposed method expresses a capsule's orientation as 3-dimension vectors and its rotation angle. Errors in roll, pitch, and yaw representing capsule's orientation information is down to 1.6° . Using the proposed method we can measure a roll which is not possible to be measured using the magnetic field method. We reduce algorithm complexity lower than a previous methods based on Euler angle.

■ keyword : | Capsule Endoscope | Moving Orientation | Euler Angle | Angular Displacement |

1. 서론

캡슐형 내시경은 소화기 질병을 진단하기 위해 고안된 영상 진단 장치이다[1]. 이 진단 장치는 8시간 동안 소화 경로를 따라 움직이면서 소화기 내부를 촬영한다. 촬영된 영상 정보는 의사에게 전달되어 판독된다[2][3]. 최근 진보된 캡슐형 내시경을 위해 판독 시간을 줄이

고, 소장 내 환부에 약물 투여 및 인체 샘플 채취를 하기 위해 많은 연구가 진행되고 있다. 판독 시간을 줄이기 위해서 영상의 재조합과 같은 영상처리 기술이 필요하다[4]. 이러한 영상처리를 위해서는 촬영된 영상의 위치 및 카메라의 초점 위치를 정확하게 알아야 하기 때문에 위치와 자세 측정이 선행되어야 한다. 또한, 소장 내 환부에 약물 투여 및 인체 샘플 채취를 위한 캡슐의

* 이 논문은 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(지방연구중심대학 육성사업/충북BIT연구중심대학육성사업단).

제어 기술은 캡슐의 위치와 오리엔테이션 정보를 필요로 한다.

캡슐내시경의 오리엔테이션 측정을 위해 초음파와 자기장을 이용한 방법이 주로 사용되었다. 자기장을 이용한 오리엔테이션 측정 방법은 피치와 요우 값을 얻기는 용이하지만 롤 값의 측정이 어렵다[5][6]. 이를 보완하기 위해 초음파 센서를 이용한 방법이 제안되었다[7]. 하지만 제안된 측정 방식은 알고리즘의 복잡도가 높은 단점을 갖는다.

캡슐내시경 시스템은 오리엔테이션 측정을 위해 인체 외부의 바인더시스템부와 캡슐부로 구성하였다. 바인더시스템부는 초음파 발신기, RF 수신기로 구성된다. 캡슐부는 3개의 초음파 수신기와 RF 송신기로 구성된다. 우리는 이 시스템을 이용하여 인체 내에서 1625m/s로 비행하는 초음파의 송·수신기 사이 거리를 얻는데 사용하였다. 얻은 거리 정보들은 ToA(Time Of Arrival) 알고리즘을 이용하여, 캡슐 부에 장착된 수신기들의 3D 좌표를 얻는데 사용되었다. 제안된 방식은 기존의 오일러 각을 이용한 방법[7] 비해 오리엔테이션 값의 신뢰성은 물론 알고리즘의 복잡도를 개선하고, 하드웨어에 대한 부담감을 줄였다.

II. 각변위 방식 기반의 자세 측정 알고리즘

캡슐의 자세 정보는 오일러 각 및 각 변위 표현 방식을 이용하여 표현할 수 있다. 오일러 각을 이용한 방식은 식 (1)과 같이 3개의 회전각을 이용하여 물체의 자세 정보를 표현하는 방식이다[7]. 식 (1)은 롤(θ), 피치(φ) 및 요우(ψ)와 캡슐좌표 성분(a, o, n)을 이용하여 캡슐의 자세를 계산하는 식이다. 기존의 오일러 각을 이용한 표현 방식은 측정 시 오차 성분이 전달되는 문제점을 갖고 있다. 즉, ψ 값 측정 시 오차가 발생하면 다른 두 개의 성분 φ, θ 에 영향을 미친다.

$$\begin{aligned} \text{Arbitrary direction} \\ = \text{Rot}(a, \Psi) \times \text{Rot}(o, \Phi) \times \text{Rot}(n, \theta) \end{aligned} \quad (1)$$

[그림 1]은 각변위 표현방식을 나타낸다. 각 변위를 이용한 표현 방식은 [그림 1]과 같이 법선벡터 \vec{n} 과 이

의 회전각 θ 를 이용한다. a, o, n 은 캡슐좌표계의 축을 의미하고, 롤(θ), 피치(φ) 및 요우(ψ)는 각각 a 축, o 축, 그리고 n 축에 대한 회전정보를 의미한다. 자세측정 알고리즘은 캡슐의 자세를 표현하는 파라미터 값 사이의 독립성을 보장하기 위해 식 (2)와 같이 표현되어야 한다. 식 (2)는 법선벡터 \vec{n} 과 이의 회전각 θ 를 사용하여 표현되며 식 (2)를 이용하여 캡슐의 자세를 계산할 수 있다.

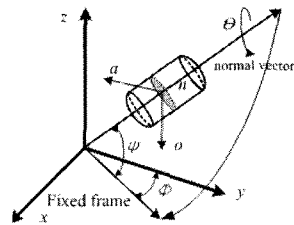


그림 1. 각 변위 표현방식

$$\begin{aligned} \text{Arbitrary direction} = \text{Rot}(n, \theta) \\ n = (n_x, n_y, n_z) \end{aligned} \quad (2)$$

파라미터 중 벡터성분은 캡슐의 자세를 대표해야 하고 유일하게 정의 가능해야 한다. 본 논문에서는 이 벡터를 얻기 위해 캡슐 상에 장착된 초음파 수신기 위치 정보를 이용한다. [그림 2]는 세 개의 초음파 수신기를 장착한 캡슐내시경을 보여준다. 이 초음파 수신기들은 P_a, P_b 및 P_c 의 위치하고 있다. 이 세 점이 한직선 상에 존재하지 않으므로 하나의 평면 P 를 정의할 수 있다. $x_{fix}, y_{fix}, z_{fix}$ 는 고정좌표계의 축을 의미하고 $a_{cap}, o_{cap}, n_{cap}$ 은 캡슐좌표계의 축을 의미한다. P_a, P_b, P_c 는 초음파 수신기의 위치를 의미한다.

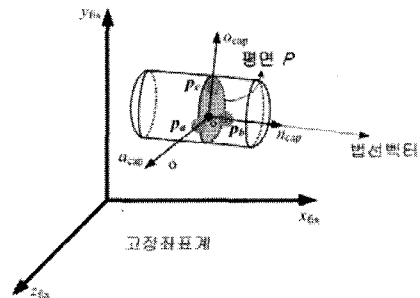


그림 2. 초음파 수신기를 이용한 캡슐좌표계 정의

이 평면 P에 대한 법선벡터는 식 (3)을 이용하여 유일하게 얻을 수 있다. 식 (3)은 수신기의 위치 정보 P_a , P_b 및 P_c 를 사용하여 법선벡터를 계산한다. 법선벡터는 고정좌표계 내에서 xy평면 및 yz평면과 특정한 각을 갖는다. 이 값들은 캡슐의 자세를 결정하는 값 중 피치와 요우에 해당한다. 피치와 요우의 값은 다음 식(4)를 이용하여 얻을 수 있다.

$$n = \frac{(P_c - P_a) \times (P_b - P_a)}{|(P_c - P_a) \times (P_b - P_a)|} = \begin{bmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$yaw = \arctan \theta \left(\frac{n_y}{n_x} \right), \quad pitch = \arctan \theta \left(\frac{n_z}{n_x} \right) \quad (4)$$

공간상에 물체의 자세를 표현하기 위해서는 적어도 세 개의 각이 필요하다. 하나의 각은 법선 벡터의 회전 성분으로 표현되는 롤 값이다. 롤 값은 식 (5)를 사용하여 계산할 수 있다.

$$Roll = -\tan^{-1} \left(\frac{\cos(yaw)}{\sin(pitch)} \right) \quad (5)$$

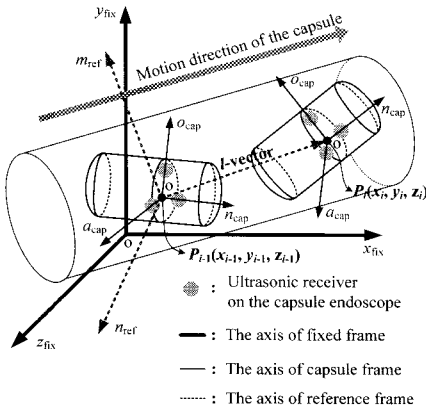


그림 3. I-벡터를 이용한 소장 모델링 방법

소화경로에 대한 캡슐의 자세각을 알기 위해서는 소화경로의 모델링이 필요하다. [그림 3]은 소화경로의 모델링에 대한 방법을 제시한다. [그림 3]의 I-벡터는 각변위 방식의 법선벡터 n의 역할을 수행하며 캡슐의 현

재 위치와 과거 위치를 사용하여 식(6)으로 계산할 수 있다. 이 I-벡터를 식(4)와 식(5)에 대입하면 고정좌표계 내에서 소화경로의 롤, 피치와 요우의 값을 얻을 수 있다.

$$\vec{l} = \overline{(x_{i-1} - x_i)} = \begin{bmatrix} x_{i-1} - x_i \\ y_{i-1} - y_i \\ z_{i-1} - z_i \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6)$$

우리는 고정좌표계 내에서 캡슐과 소화경로의 자세각을 얻었다. 수식(7)의 RPY는 롤(Roll), 피치(Pitch), 요우(Yaw)를 나타낸다. 수식(7)과 같이 소화경로에 대한 캡슐의 자세각은 소장좌표계와 고정좌표계의 오리엔테이션을 사용하여 계산할 수 있다.

$$RPY_{orientation}(\theta, \phi, \psi) = (RPY_{intestine})^{-1}(\theta, \phi, \psi) \times RPY_{fixed}(\theta, \phi, \psi) \quad (7)$$

수식 (7)의 RPY는 수식 (8)과 같은 4×4행렬 형태를 갖고 각 구성요소는 롤(θ), 피치(ϕ) 및 요우(ψ) 값에 의해 결정된다. 우리는 수식 (8)을 이용하여 RPY_{fixed} 행렬 및 $RPY_{intestine}$ 행렬을 계산할 수 있다. 수식 (8)에서 C는 코사인을 의미하고 S는 사인을 의미한다.

$$RPY(\theta, \phi, \psi) = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & P_x \\ n_y & o_y & a_y & P_y \\ n_z & o_z & a_z & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C\theta C\phi & C\theta S\phi S\psi - S\theta C\phi & C\theta S\phi C\psi + S\theta C\phi & P_x \\ S\theta C\phi & S\theta S\phi S\psi + C\theta C\phi & S\theta S\phi C\psi - C\theta S\phi & P_y \\ -S\phi & C\phi S\theta & C\phi C\theta & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

III. 실험 결과

전체 시스템은 [그림 4]와 같이 초음파센서를 장착한 캡슐부와 바인더시스템부를 구성하였다. 바인더시스템은 초음파를 발진시켜 캡슐부의 초음파 수신기까지 전

달하는 시간을 체크하여 거리를 얻는다. 이 거리 값을 ToA(Time of Arrival) 방식을 이용하여 각 수신기의 좌표를 획득하는데 사용되었다. 우리는 얻어진 수신기의 좌표를 이용하여 제안하는 오리엔테이션 값을 측정하였다.

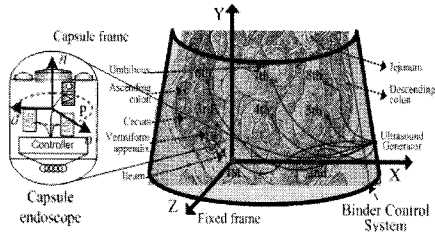


그림 4. 초음파 센서를 이용한 캡슐내시경 시스템

실험결과를 위한 시뮬레이션 조건은 [표 1]과 같다.

표 1. 시뮬레이션 조건

Parameter	Value
Simulation space (mm)	2100×2100×2100
Capsule endoscope size (mm)	Radius : 13 Length : 50
Relative error rate on distance measurement(%)	±10
Repeated times	2000

[그림 5]와 [그림 6]은 전체 환경에서 캡슐의 롤, 피치, 요우의 값을 보기 위한 시뮬레이션이다. 측정된 값은 실제 오리엔테이션 값과의 표준편차를 의미한다. 우선 z축의 성분을 위치 100mm에 고정시키고 xy 공간에서 오리엔테이션 값을 측정하였다. [그림 4]는 xy-거리 이동에 따른 각 성분들의 표준편차 값을 나타낸다. 공간에 [그림 5]는 z축의 변화에 따른 오리엔테이션 값의 정확성을 보기 위한 시뮬레이션 결과를 나타낸다. 실험 결과는 y축의 성분을 2m에 고정시키고 xz 공간에서 측정하였다. 실험 결과 1.6° 이내의 표준편차를 보였다.

[표 2]는 시뮬레이션 환경에서 worst-case인 (2m, 2m, 2m) 경우 측정에 위치할 때의 결과를 보여준다. 측정결과 각 성분에 대한 오리엔테이션 값 측정 시 표준

편차는 각각 0.9°, 1.3°, 1.6° 를 보였다. 오리엔테이션 측정을 위해 필요한 연산량은 제안된 방식이 오일러 각 기반 방식에[7] 비해 연산량이 전체적으로 감소한 것을 [표 3]에서 확인할 수 있다. 특히 나눗셈, 제곱근 및 삼각함수 연산 속도가 이전 연구에 대하여 각각 30%, 50% and 10% 감소되었다.

표 2. (2m,2m,2m) 영역에서의 오리엔테이션 측정 결과

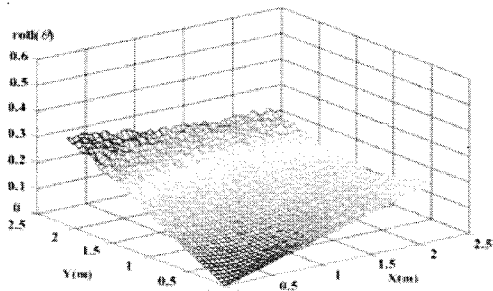
	roll (°,deg)	pitch (°,deg)	yaw (°,deg)
Real value	75.52°	31.40°	62.80°
measurement	75.55°	31.48°	62.73°
Max. error	2.71°	3.21°	4.3°
Standard deviation	0.94°	1.28°	1.56°

표 3. 이전 연구와 비교한 복잡도 계산 결과

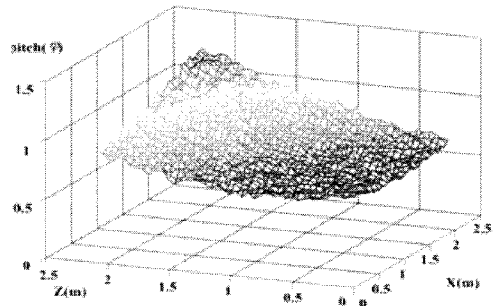
	오일러 각 기반방식[7]	Proposed	Reduction ration (%)
Addition	123	86	30.1
Multiplication	100	86	14.0
Division	10	7	30.0
Square	12	6	50.0
Square root	4	2	50.0
Trigonometric function	20	18	10.0

IV. 결론 및 고찰

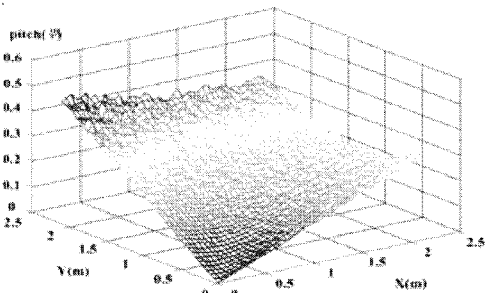
본 논문에서는 소화경로에 대한 캡슐의 자세정보를 얻기 위해 소장모델링 방법과 에러 전달이 없는 오리엔테이션 측정 알고리즘을 제안하였다. 실험 결과 제안된 알고리즘은 기존의 오일러 각을 이용한 알고리즘에 비해 복잡도를 전체적으로 감소시켰다. 또한 에러의 전달 현상도 줄어든 것을 확인할 수 있었다. 우리의 실험 결과는 향후 촬영된 영상의 이미지처리 부분, 캡슐 내시경을 이용한 인체 내의 약물 투여 및 샘플 채취와 같이 캡슐의 정확한 위치와 오리엔테이션 정보를 필요로 하는 부분에 도움을 줄 것으로 기대된다.



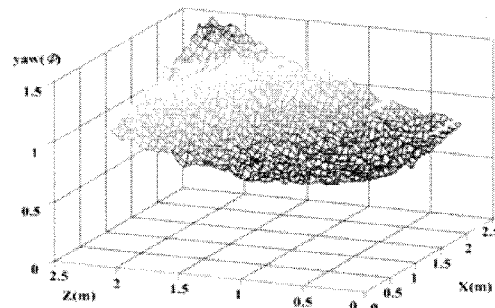
(a)



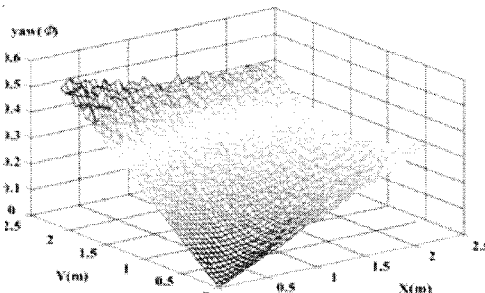
(b)



(b)



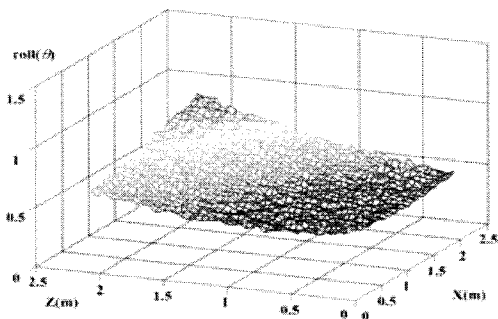
(c)



(c)

그림 6. $y = 2m$ 일 경우 오리엔테이션의 표준편차 값:
(a) 롤(θ), (b) 피치(ϕ), (c) 요우(ψ)

그림 5. $z=100mm$ 일 경우 오리엔테이션의 표준편차 값:
(a) 롤(θ), (b) 피치(ϕ), (c) 요우(ψ)



(a)

참고문헌

[1] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovskiy, and P. Swain, "Wireless capsule endoscopy," Nature, Vol.405, pp.417-420, 2000.

[2] H. J. Park, J. H. Lee, Y. K. Moon, Y. H. Yoon, C. H. Won, H. C. Choi, and J. H. Cho, "New method of moving control for wireless endoscopic capsule using electrical stimulus," IEICE Trans. on Fundamentals of Electronics, Communications and Computer Sciences, Vol. E88-A, Issue 6, pp.1476-1480, 2005.

[3] R. Shahidi, M. R. Bax, C. R. Maurer, J. A. Johnson, E. P. Wilkinson, B. Wang, J. B. West, M. J. Citardi, K. H. Manwaring, and R. Khandem, "Implementation, calibration and

accuracy testing of an image-enhanced endoscopy system," IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol.21, No.12, pp.1524-1535, 2002.

[4] S. Pongnumkul, R. Sagawa, T. Echigo, and Y. Yagi, "Deformable registration for generating dissection image of an intestine from annular image sequence," CVIBA 2005 LNCS3765, pp.271-280, 2005.

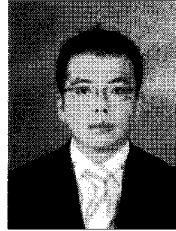
[5] C. Hu, M. Q. Meng, and M. Mandal, "Efficient magnetic localization and orientation technique for capsule endoscopy," 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robot and System, pp.628-633, 2005.

[6] X. Wang and M. Q. H. Meng, "Study of a position and orientation tracking method for wireless capsule endoscope," Vol.2, No.2, pp.113-121, 2005.

[7] M. Y. Kim, J. H. Lee, D. K. Kim, Y. D. Kim, and Y. G. You, "A position and orientation tracking of a capsule endoscope based on intestine model," WSEAS Trans. on Electronics, 2006

김 명 유(Myungyu Kim)

준회원



- 2006년 8월 : 충북대학교 전자공학과(공학사)
- 2006년 9월~현재 : 충북대학교 정보통신공학과 석사과정

유 영 갑(Younggap You)

정회원



- 1975년 8월 : 서강대학교 전자공학과(공학사)
- 1975년~1979년 : 국방과학연구소 연구원
- 1981년 8월 : Univ. of Michigan, Ann Arbor 전기전산학과(공학 석사)
- 1986년 4월 : Univ. of Michigan, Ann Arbor 전기전산학과(공학박사)
- 1986년 ~ 1988년 : 금성반도체(주) 책임 연구원
- 1993년 ~ 1994년 : 아리조나 대학교 객원교수
- 1998년 ~ 2000년 : 오레곤 주립대학교 교환교수
- 1988년 ~ 현재 : 충북대학교 정보통신공학과 교수 <관심분야> : VLSI 설계 및 Test, 고속 인쇄회로 설계, Cryptograph

저 자 소 개

유 영 선(Youngsun Yoo)

준회원



- 2006년 8월 : 충북대학교 정보통신공학과(공학사)
- 2006년 9월~현재 : 충북대학교 정보통신공학과 석사과정