

# 연성 대장내시경의 형상추정을 위한 센서네트워크의 설계

이재우<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>울산대학교 기계공학과

## Design of Sensor Network for Estimation of the Shape of Flexible Endoscope

Jae-Woo Lee<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Mechanical Engineering, Ulsan University

**요약** 본 논문에서는 센서 네트워크를 이용하여 의사의 동작을 흉내 낼 수 있는 내시경 취급로봇의 형상 예측방법이 제안된다. 3축 지자기계와 3축 가속도 계로 이루어진 단위센서가 CAN버스 통신을 통하여 네트워크를 구성한다. 각각의 센서 유닛은 연성 튜브로 만들어진 로봇의 길이방향 위에 있는 점들의 각도를 검출하는 데 사용된다. 센서 네트워크로부터 수신된 신호들은 Butterworth lowpass filter를 이용하여 필터링 된다. 여기서 우리는 노이즈 제거를 위하여 버터워스 필터를 설계하였다. 최종적으로 로패스 필터에 의하여 노이즈가 걸러진 신호들을 처리하여 Euler 각이 추출된다. 이 Euler 각을 이용하여 sensor network 상에 있는 각 센서의 위치가 추정된다. 우리는 로봇 바디가 링크와 관절들로 구성되어 있다고 가정한다. 그러면 각 센서의 위치는 각 링크의 중심에 부착되어 있는 것으로 가정할 수 있다. Euler 각과 kinematics chain model로부터 링크의 위치를 결정할 수 있다. 각 링크를 매끈하게 연결할 수 있도록 하기 위해 각 센서의 위치사이에 보간이 수행되어 최종적으로 작동 중에 있는 내시경의 최종형상이 얻어진다. 실험 결과는 제시된 센서 네트워크에서 추정된 Euler angle과 kinematic chain model을 이용하여 추정된 serial link의 형상으로부터 내시경형상을 가시화 할 수 있음을 보여준다.

**Abstract** In this paper, a method of shape prediction of an endoscope handling robot that can imitate a surgeon's behavior using a sensor network is suggested. Unit sensors, which are composed of a 3-axis magnetometer and 3-axis accelerometer pair comprise the network through CAN bus communication. Each unit of the sensor is used to detect the angle of the points in the longitudinal direction of the robot, which is made from a flexible tube. The signals received from the sensor network were filtered using a low pass Butterworth filter. Here, a Butterworth filter was designed for noise removal. Finally, the Euler angles were extracted from the signals, in which the noise was filtered by the low path Butterworth filter. Using this Euler angle, the position of each sensor on the sensor network is estimated. The robot body was assumed to consist of links and joints. The position of each sensor can be assumed to be attached to the center of each link. The position of each link was determined using the Euler angle and kinematics equation. The interpolation was carried out between the positions of the sensors to be able to connect each point smoothly and obtain the final posture of the endoscope in operation. The experimental results showed that the shape of the colonoscope can be visualized using the Euler angles evaluated from the sensor network suggested and the shape of serial link estimated from the kinematics chain model.

**Keywords :** Butterworth filtering, Euler angle, IMU sensor, Sensor Network, Shape Estimation

### 1. 서론

식습관의 서구화, 사회경제적 불균형 등과 같이 수 세

기에 걸친 생활 습관의 혁명이 대장암의 발생빈도를 바꾸어 놓았다. 매년 세계적으로 발생하는 새로운 대장암의 케이스가 백만 건이 넘는다고 보고되고 있다. 그리고

\*Corresponding Author : Jae-Woo Lee(Ulsan Univ.)

Tel: +82-51-631-4890 email: jwlhee@gmail.com

Received January 5, 2016

Revised February 3, 2016

Accepted February 4, 2016

Published February 29, 2016

대장암의 퍼센트는 매년마다 증가하고 있다. 일본 국립 암센터의 보고서에 의하면 1998년의 대장암이 발생빈도는 2015년에는 2배가 될 것이라고 한다. 게다가 대장암의 퍼센트는 보고서에 의하면 다른 암에 비해 더 빠르게 증가할 것이라고 한다[1].

상업용 내시경은 몇 가지 측면에서 결점이 있다. 즉 상업용 내시경을 잘 다루는 법을 배우는 데 걸리는 시간이 매우 길다. 작동 시간은 의사의 기술에 따라 다르다. 환자에게 내시경 시술시 장벽의 천공 가능성도 존재한다. 게다가, 환자의 상태에 따라 고통이 수반될 수도 있다. 이 때문에 경우에 따라 시술시 통증을 줄이기 위해 진통제를 투여하는 경우도 있다. 보고서에 의하면 문제의 0.23%가 발생할 수 있으며, 그 가운데 93.9%는 장관의 천공으로부터 온다고 한다[2].

몇 가지 개선 방법이 대학의 연구소와 회사의 연구센터에서 도입되어 왔다. 주요 경향은 로봇 기술을 이용하여 장 내에서 잘 동작할 수 있는 합리적인 주행 메커니즘을 개발하는 것이다[3][4][5][6]. 자율적인 움직임의 기능을 내시경에 부여하는 것은 로봇기술에서 주요 관심분야 중 하나이다. 대장 내에서 운동성을 부여하기 위한 여러 가지 형태의 주행 메커니즘이 제안되어 왔다[6]: 인치웸형, 스테이크형, 다지형, 역나사형이 연구되고 있는 몇 가지 예제들이다.

여러 해에 걸쳐서 보다 더 나은 주행 메커니즘을 찾는 데 오래 동안 집중해 왔다. 그 가운데 역 스크류 형의 주행 메커니즘도 제안 되었다[7]. 우리는 오랜 시간동안 이 주행 메커니즘에 대해 큐슈대학의 의료팀과 협력하여 연구해왔다. *in vivo* 실험과 *in vitro* 실험을 여러 차례 수행하였으며 여러 형태의 로봇을 설계하여 주행 성능을 향상시킬 수 있었다.

하지만 이런 방법이 대장의 특성 때문에 더 이상의 성능향상이 어려워짐을 알았다: 대장 내부는 미끄럽고 수분이 많아서 로봇이 부드럽게 이동하기에는 너무 어려웠다. 게다가 대장은 자체적으로 탄력성도 있다[2]. 대장은 인체의 구조부에 단단히 부착되어있지는 않다. 대장 내에서 이동하는 동안 중요한 역할을 하는 마찰의 메커니즘이 대장 내부에서 잘 작동하지 않는다. 주행에 근거한 로봇 내시경은 그동안의 노력에 비해 더 좋은 결과를 가져오지 못했다.

그래서 우리는 이 문제를 극복하기 위한 대안을 시도하기 시작했다. 우리의 개념은 다음과 같다: 만약 로봇이

대장내시경 조작자의 운동을 모사할 수 있다면, 의사는 대장 내에서 부드럽게 움직일 수 있는 내시경 조작 로봇이라는 새로운 개념을 도입할 수 있다.

무엇보다도 먼저, 이 방법은 의사의 작업량을 줄일 수 있다. 내시경을 다루는 일은 의사의 집중력을 감소시킨다. 만약 로봇이 의사의 육체적 노동을 감소시킬 수 있다면 의사는 일에 집중할 수 있을 것이고 환자의 치료에 좀 더 집중할 수 있을 것이다. 둘째, 의사의 기술을 특정의 형태로 표준화할 수가 있다. 만약 의사의 시술행위가 표준화될 수 있다면, 내시경을 다루는 데 필요한 시간이 크게 감소될 수 있다. 게다가 사고의 가능성도 줄어들게 될 것이다.

이 시스템을 완성하기 위해서 여러 가지 기술들이 필요하다. 아래의 기술은 반드시 필요한 코어 기술들이다.

- 동작중인 내시경의 자세 인식기술
- 내시경 조작자의 동작해석
- 의료적으로 의미 있는 동작요소의 표준화된 표현
- 동작의 해석에 근거한 로봇구동의 합성
- 의사-로봇 간 상호작용

이 가운데에서 이 논문에서는 동작중인 내시경의 자세 인식기법에 대해 다룬다. 이 방법은 내시경이 다중링 크로 연결된 강체로 가정하며, 특정시간에서의 절대좌표계 상의 각 링크의 위치를 추정하여 전체 내시경의 자세를 인식한다.

이 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 내시경의 형상인식에 필요한 하드웨어 구성에 대해 설명하고 저수준의 센서 신호로부터 도입되는 노이즈의 제거방법과 Euler 각의 계산방법에 대해 다룬다. 3장에서는 kinematic chain 모델을 이용한 내시경 형상 추정 법을 다룬다. 4장에서는 실험 장치를 통한 실험과 실험결과로부터 제시된 이론의 타당성을 검증한다.

## 2. 형상 측정용 센서노드 설계

내시경은 기본적으로 환자의 대장 내에 삽입되어 운용된다. 이런 경우에는 카메라와 같은 영상을 활용하는 센서는 사용할 수 없다. 이를 해결하기 위하여 작동중인 내시경의 형상을 추정하고 이 추정결과를 의사에게 시각적으로 보여주기 위한 가시화방법을 개발하였다.

### 2.1 IMU sensing unit WE-3

Waseda 대학의 바이오계측 연구실의 Lin 등[9][10]은 WB-3로 알려진 IMU sensing unit를 개발하였다. 본 연구에서 설계된 센서 네트워크에는 Lin 등이 개발한 WB-3를 단위 sensing unit로서 사용한다.

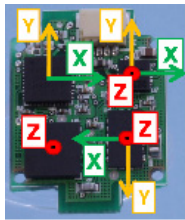


Fig. 1. WB-3 sensing unit(Takanishi Lab, Waseda, Japan)

Fig. 1은 와세다 대학 타카니시 랩에서 개발된 IMU sensing unit(WB-3)[10]이다. 이 sensing unit에는 3축의 가속도 센서, 3축의 자이로 센서 그리고 3축의 지구자기장 센서와 9개의 센서 요소로부터 들어오는 실시간 신호를 처리할 수 있는 MCU가 내장되어 있다. MCU와 9개의 센서 요소들이 하나의 IMU sensing unit를 구성한다. IMU sensing unit들은 내시경의 길이방향으로 배열되어 하나의 센서 네트워크를 형성한다[9].

### 2.2 가속도 센서의 노이즈 제거: IIR Filter

가속도 센서가 출력하는 측정값에는 여러 가지 요인에 의한 노이즈가 심하게 혼입되어 있다. 가속도 센서의 노이즈를 제거하고 유의미한 값을 얻기 위하여 digital IIR 필터를 사용하였다. digital IIR filter 가운데 일반적으로 사용되는 8<sup>th</sup> Butterworth filter를 구현하여 노이즈를 제거하였다. 이 필터는 저역통과 필터이며 고주파 성분을 절단한다. 노이즈는 주로 고주파성분이므로 이 필터를 통과하면 노이즈를 제거할 수 있다. 필터 설계에서 중요한 것은 pass와 stop 의 경계선인 cut-off frequency이다. 이상적인 경우에는 cu-off 구간이 0이겠지만 실제로는 pass band가 3dB 정도의 크기를 갖도록 설계한다. 또한 filter order는 얼마나 빨리 감소하게 하느냐의 기준이 되므로 최소의 filter oder를 선정해야 한다. 본 연구에서 설계된 필터의 사양과 결과는 Table 1.과 같다. Table 1. 에서 보는 바와 같이 Filter의 cut-off frequency는 노이즈의 mean sampling frequency가 90 mHz이므로 150mHz 근처로 설계하였고 filter설계 시

문제가 되는 반사효과인 aliasing effect를 없애기 위해 Nyquist frequency를 cut-off frequency의 2배인 300 mHz로 하였다.

Table 1. ButterWorth Filter specification

Spec.		mean/value	variation
Noise	sampling Freq.	90mHz	± 200mHz
	cut-off Freq	150mHz	-
Filter	Nyquist Freq.	300mHz	-
	min. order	8 <sup>th</sup>	-

### 2.3 준 정지 상태(quasi static)의 중력가속도 측정

가속도 센서에서 나오는 신호에는 여러 가지 노이즈원에서 나오는 노이즈가 섞여있다. 이 노이즈들은 주로 온도의 drift, common mode noise가 주원인들이다. 가속도 센서에서 물체의 운동방향을 검출하기 위해서는 가속도 센서가 가속도를 받는 상태에 있으면 안 된다. 물체가 가속운동을 하는 경우에는 가속도 센서가 물체의 운동 가속도를 계측하게 되므로 출력되는 가속도 센서의 값에는 물체의 운동에 의한 가속도 값과 중력 가속도 값이 복합되어 있다. 이를 수식으로 표현하면 아래와 같다.

$$a = a_{external} + a_{gravity} \quad (1)$$

앞의  $a_{external}$  항은 외부 가속도에 의한 가속도 센서의 계측 값이고 뒤의  $a_{gravity}$  항은 중력가속도에 의한 가속도 센서의 계측 값이다. 중력가속도는 시간에 따라 측정 위치인근에서는 일정하다고 가정한다. 가속도센서를 이용하여 물체의 방향을 계측하는 경우에는 중력가속도만 필요하다. 따라서 가속도 센서에는 외부 가속도에 의한 가속도 값은 출력되지 않도록 할 필요가 있다. 가속도 센서로부터 외부가속도가 감지되지 않을 정도의 속도변화 범위에 있는 경우 이를 준 정지(quasi-static)상태에 있다고 한다.

실제로 병원에서 내시경시술을 할 때 환자의 대장 내에서 내시경은 느리게 움직이므로 외부가속도가 계측될 확률은 작다. 하지만 내시경이 회전하거나 작은 곡률을 따라 이동하는 경우에 외부 가속도가 계측될 가능성은 존재한다. 이 부분은 결과적으로 센서의 방향을 계측하는 데 있어서 부정확한 결과를 초래하게 하는 원인이 될

수 있다. 내시경 시술의 경우에 내시경의 움직임이 느리고 일정하다고 가정한다. 이 경우에 아래와 같이 가정할 수 있다.

$$a = a_{gravity} \quad (2)$$

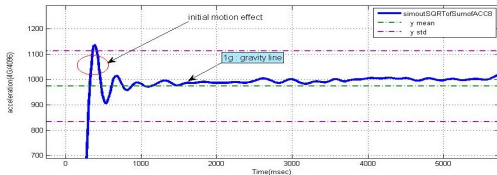


Fig. 2. external acceleration effect on the measurement of acceleration sensor

Fig. 2는 외부 가속도가 센서 측정치에 미치는 영향이 나타나 있다. Fig. 2에서 측정치는 1,000 bits에 접근하고 있는데 이 값은 중력가속도 값인  $1g = 9.8m/s^2$ 에 해당하는 값이다. 이 실험으로부터 준 정지 상태에서는 중력 가속도만이 측정치에 관여한다는 것을 실험적으로 알 수 있다.

Fig. 2에서 보는 바와 같이 내시경이 순간적으로 급격하게 움직인 경우에 매우 짧은 순간 가속도 값이 급격하게 늘어나고 있는 것이 보인다. 그 후 내시경의 움직임을 느리게 가져가면 이 효과는 사라지고 가속도의 크기는  $1g$ 에 근접하여 가는 것을 볼 수 있다. 중력가속도의 크기가  $1g$ 이므로 느리게 움직이는 경우에는 가속도 센서의 출력측정치는 대체적으로 중력가속도만을 나타낸다고 볼 수 있다.

#### 2.4 센서의 방향: Euler 각의 측정

식(2)를 이용하여 센서가 부착되어 있는 물체의 방향을 추정할 수 있다. 중력가속도의 방향은 항상 일정하게 지구 중심방향을 향하고 있고 환자의 대장 내에서는 연직아래 방향으로 향하고 있다고 생각할 수 있다. 만약에 센서가 부착되어 있는 물체가 기울어진다면 센서의 좌표계는 중력가속도의 방향과 일정한 각을 형성하게 된다. 3축의 가속도 센서는 센서 좌표계의  $x, y, z$  방향이 중력가속도의 방향과 일정한 각을 형성하게 된다.

식(2)는 다음과 같이 3축의 가속도 센서의 성분 값으로 표현할 수 있다. 즉,

$$a_{gravity} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (3)$$

여기서  $a_x, a_y, a_z$ 는 각각 가속도 센서가 측정한 각 축방향의 가속도 성분 값이다. Euler 각은 가속도 센서가 측정한 성분벡터로부터 계산할 수 있다.

### 3. sensor data로부터 Euler angle의 추정

물체의 방향을 표현하는 데에는 몇 가지 표현방식이 있다. 가장 흔히 사용되는 것은 Euler 각이다. Euler 각은 기하학적으로 우리가 쉽게 이해할 수 있는 모양을 갖추고 있다. 하지만 Euler 각은 우리가 이해하기 쉬운 반면에 표현범위에서 경계선에 근접할 때 singularity를 가지고 있어서 예를 들어 pitch 각이  $\pm 90^\circ$  근처에서 표현되면 각도 값이 갑자기 비정상적으로 커지는 현상이 발생한다. 이를 Gimbal lock이라 부른다. 최근에는 Euler각의 단점을 극복하기 위한 방법으로서 quaternion을 많이 사용한다.

#### 3.1 Euler angle: roll angle and pitch angle의 계산

Euler 각은 예로부터 항공기나 배 등의 항해위치를 표현하는데 많이 사용되어 왔다. 가속도 센서와 magnetometer로부터 Euler 각을 계산하는 방법은 [11]에 상세히 설명되어 있다. 여기서는 이 식을 사용한다. 먼저 Euler 각 가운데 자세각 성분인 pitch angle 과 roll angle을 계산한다. Euler 각의 성분을 yaw angle  $\psi$ , pitch angle  $\theta$ , roll angle  $\gamma$ 라고 하면

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{bmatrix} = C_n^b \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin\theta \\ -\sin\gamma\cos\theta \\ -\cos\gamma\cos\theta \end{bmatrix} g \quad (4)$$

여기서,

$f_x, f_y, f_z$ : 가속도센서 좌표계에서 측정한 가속도 센서 측정값

$C_n^b$ : n 좌표계(세계 좌표계)에서 b좌표계(센서 좌표계)로의 방향코사인 행렬(Direction Cosine Matrix)

(4)식으로부터 pitch angle  $\theta$ , roll angle  $\gamma$ 는

$$\begin{bmatrix} \theta \\ \gamma \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \arcsin(f_x/g) \\ \arctan(f_y/g) \end{bmatrix} \quad (5)$$

가 된다. 위의 각의 정밀도는 가속도 센서의 편차에 따라 달라지는 데 보통의 경우  $1 \text{ mrad}/g$ 이다. 즉,  $1 \text{ g}$ 당  $1$  밀리 라디안( $\text{mradian}$ )의 정밀도를 가진다. 이 연구에서 사용된 가속도 센서의 편차는  $0.02 \text{ m}/s^2$ 이므로 Euler angle의 정밀도는 계산상으로 약  $0.1^\circ$  정도로 판단된다.

### 3.2 Euler angle: yaw angle 계산

한편, magnetometer로부터 평면상의 회전인 yaw angle  $\psi$ 를 독립적으로 측정할 수 있다. 다만 magnetometer는 지구의 자기장을 측정하여 각도를 계산하는 방식이므로 위도상의 측정위치에 따라 중력가속도의 방향이 조금씩 달라져서 이를 보정하지 않으면 오차를 발생시킨다. 이를 보정하려면 (5)식에서 계산된 pitch angle  $\theta$ 와 roll angle  $\gamma$ 를 사용하여 중력가속도의 방향오차를 사용하는 방법이 있다.

센서 좌표계( $b$  frame)에서 magnetometer가 측정한 지구자기장벡터  $H^b$ 와 세계좌표계( $n$  frame)에 대한 지구자기장 벡터  $H^n$  사이의 회전관계는

$$H^n = C_{b^{pr}}^n H^b \quad (6)$$

여기서  $H^b$ 와  $H^n$ 은 아래와 같이 정의된다.

$$H^b = [H_x^b \ H_y^b \ H_z^b]^T, \quad H^n = [H_x^n \ H_y^n \ H_z^n]^T$$

그리고 (5)식에서 계산된 pitch angle  $\theta$ 와 roll angle  $\gamma$ 를 이용하여 (6)식의 방향코사인 행렬(DCM)은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$C_{b^{pr}}^n = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\gamma\sin\theta & \cos\gamma\sin\theta \\ 0 & \cos\gamma & -\sin\gamma \\ -\sin\theta & \sin\gamma\cos\theta & \cos\gamma\cos\theta \end{bmatrix} \quad (7)$$

(6)식과 (7)식으로부터 magnetometer의 측정값을 이용하여 세계 좌표계에 대한  $H^n$ 을 구할 수 있다. 이 값을 이용하여 yaw angle  $\psi$ 를 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$\psi_c = -\arctan(H_y^n/H_x^n) \quad (8)$$

### 3.3 magnetometer의 오차와 보정

(8)식으로 계산된 yaw angle은 magnetometer의 특성에 따라 정밀도가 결정된다. magnetometer는 지구자기장의 세기를 이용하므로 센서 주변에 자기장에 영향을 줄 수 있는 철계 물질이 존재하는 경우 그 영향을 받는다. 이를 soft iron, hard iron effect라고 하는 데 이 영향을 보정하여 주어야만 정확한 yaw angle의 측정이 가능하다. 이를 내시경에 응용하는 경우 내부의 철계 물질이나 환자 주변의 철계 재료로 이루어진 침대나 기타 가구에 따라 영향을 받을 수 있으므로 정확한 측정을 위해서는 보다 더 정밀한 calibration이 요구된다.

## 4. 형상추정: 센서 네트워크의 구성

센서의 방향각을 추출하였으므로 다음단계로 센서 네트워크를 구성하여 그 형상을 추정하는 방법에 대해 설명한다.

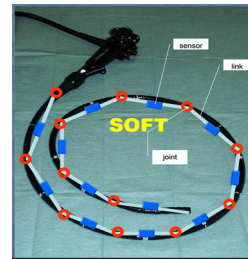


Fig. 3. Joint-link pair approximation of flexible endoscope sheath

만약에 연성 내시경이 크기가 일정한 링크와 조인트의 연결로 이루어져 있다고 가정하면 전체 연성 내시경은 각각의 링크-조인트의 짝의 연결된 형태로 기술할 수 있다. Fig. 3은 내시경을 링크-조인트 짝의 연결된 형태로 근사한 모양을 보여준다. 각각의 링크는 강체라 하고 조인트는 회전에 대해 3-자유도를 갖는 구면 조인트라고 가정한다. 이렇게 가정하면 연성 내시경의 형상은 아래와 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Theta_k^i &= [\psi_k^i \ \theta_k^i \ \gamma_k^i]^T \\ P_k^i &= [p_x^i \ p_y^i \ p_z^i]^T \end{aligned} \quad (9)$$

여기서,  $\Theta_k^i$ 는 원점에서  $i$ 번째 있는 링크의  $k$  time step에서의 방향각이고  $P_k^i$ 는 원점에서  $i$ 번째 있는 링크의  $k$  time step에서의 선단 위치이다. 만약에 링크의 길이를  $l_k^i$ 라고 하면 각 링크의 방향각 $\Theta_k^i$ 과 링크의 길이의 곱이  $i$ 번째 링크의 실제 방향이 된다. 링크의 수가  $N$ 이라고 하면  $n$ 번째 링크의 선단의 위치는 다음과 같다.

$$P_k^n = l_k^1 + l_k^2 + \dots + l_k^n = \sum_{i=1}^n l_k^i \quad (10)$$

위의 각 링크의 방향을 결정하기 위하여 방향각이  $\Theta_k^i$ 에 대한 방향 코사인 행렬(DCM)을 링크의 길이에 곱하면 각 링크의 방향은 다음과 같이 결정된다.

$$l_{k+1}^i = C_{k,i}^{k+1} l_k^i \quad (11)$$

여기서,  $l_{k+1}^i$ 는  $i$ 번째 링크의  $k+1$  time step에서의 링크벡터이고  $l_k^i$ 는  $i$ 번째 링크의  $k$  time step에서의 링크벡터이다.  $C_{k,i}^{k+1}$ 는  $i$ 번째 링크의  $k$  time step에서  $k+1$  time step으로 변환하는 변환행렬이다. 다시 말하면, (11)식은 시간이 흐름에 따라 내시경이 움직일 때, 각 링크의 방향변화량을 포착하여 그 결과를 (10)식에 반영하는 역할을 한다. 이렇게 함으로써 (10)식은 의사가 내시경을 조작할 때 그 조작 내용을 내시경의 형상변화에 반영할 수가 있다.

## 5. 실험과 토의

하드웨어의 노이즈 제거 실험과 이로부터 계산된 Euler angle을 근거로 하여 kinematic chain으로 근사한 내시경의 형상을 추정하는 실험을 수행하였다.

### 5.1 Butterworth filter에 의한 노이즈제거

Fig. 4에 실험에 사용된 WE-3의 sensing unit 를 사용

하여 노이즈 제거 실험을 수행하였다. Fig. 4는 Fig. 1의 IMU sensor를 하나의 sensing unit으로 하여 flexible tube 상에 배치한 sensor network 이다. 각각의 센서 사이는 CAN통신으로 연결되어 있다. 말단부의 sensing unit에서 PC로 RS232-USB dongle을 통해 data가 PC로 전송된다.

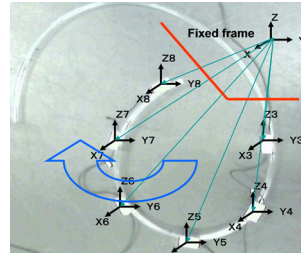
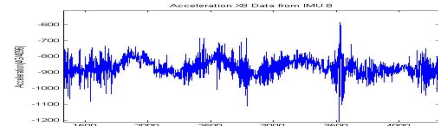


Fig. 4. experimental equipments: sensor network attached to flexible tube

위의 sensor network에서 출력된 가속도 센서의 신호는 Fig. 5(a)에 보는 바와 같이 고주파 노이즈가 겹쳐져 있다. 이 고주파 노이즈를 걸러내기 위해 2장에서 설계한 8<sup>th</sup> Butterworth filter를 사용하였다. Butterworth filter는 Matlab 9.0을 사용하여 구현되었다.



(a)x-axis acceleration signal(Unit No.8)



(b) effect of noise reduction

Fig. 5. Results of filtering with 8th Butterworth filter designed

Fig. 4의 Sensing unit No. 8에서 출력된 x-axis accelerometer signal에 대한 noise filtering을 실시한 결과가 Fig. 5(b)에 나타나 있다. Fig. 5(b)에서 보는 바와 같이 노이즈가 잘 제거되어 있다.

### 5.2 Euler angle의 계산

노이즈를 제거한 뒤 (5),(8)식을 이용하여 각 센서의 Euler angle(yaw, pitch and roll angle)을 계산하였다.



Fig. 6은 계산된 Euler angle을 나타낸다.

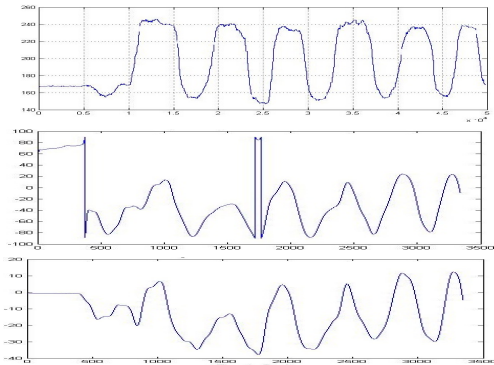


Fig. 6. Euler angle based on signal (from upper Roll, Pitch and Yaw angle)

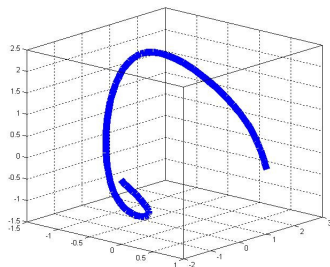


Fig. 7. construction of shape based on kinematic chain model and sensor signals

Fig. 7에는 sensor network로부터 계산된 각 sensing unit의 Euler angle과 kinematic chain model을 이용하여 가시화한 flexible tube의 visualization 결과가 나타나 있다.

## 6. 결론

본 논문의 결론은 다음과 같다.

- (1) 복수의 IMU sensor를 열을 이루도록 배치하여 sensor network를 형성하였다.
- (2) 이렇게 구성된 sensor network로부터 나오는 signal로부터 Euler angle을 추출할 수 있었다.
- (3) Euler angle과 kinematic chain model을 제시하였다.
- (4) flexible endoscope의 형상을 visualization 할 수 있는 기법을 제시하였다.

## References

- [1] Phee, S.J.; Ng, W.S.; Chen, I.M.; Seow-Choen, F.; Davies, B.L., "Locomotion and steering aspects in automation of colonoscopy. I. A literature review," in Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE , vol.16, no.6, pp.85-96, Nov/Dec 1997.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/51.637122>
- [2] Kazuko Itoh, Ryosuke Mochizuki, Koichiro Aida, Sayaka Takanishi, Kazuo Tanoue, Satoshi Ieiri, Kozo Konishi, Makoto Hashizume, Atsuo Takanishi, "Development of Colon Endoscope Robots with New Drive Mechanisms-self Propelled Endoscope Robots of Rotary Inertia and Reverse Screw Types", Proceedings of 25th RSJ conference, Vol.1, no., pp. 1321-1324 Sept. 2007.
- [3] Masaki Shikanai, Natsuki Murai, Sayaka Takahashi, Kazuko Itoh, Kazuo Tanoue, Satoshi IEIRI, Kozo Konishi, Makoto Hashizume, Atsuo Takanishi," Devlopment of Colon Endoscope Robots with Reverse Screw Mechanism - Construction of Colon's Biodynamic Model and Acquirement of Control Method-", Proceedings of 26th RSJ conference, Vol.1, pp. 1284-1288, Sept. 2008.
- [4] Junichi Kinoshita, Masaki Shikanai, Natsuki Murai, Hiroyuki Ishii, Kazuo Itoh, Kazuo Tanoue, Satoshi IEIRI, Kozo Konishi, Makoto Hashizume, Atsuo Takanishi, " Development of Colon Endoscope Robots with Reverse Screw Mechanism - Development of Diameter Changing Mechanism and Adjustment to Drive on Bends of Colon", Proceedings of 27th RSJ conference, Vol.1, no., pp. 1155-1159, Sept. 2009.
- [5] M. Shikanai, N.Murai, K. Itoh, H. Ishii, A. Takanishi, K. Tanoue, S. Ieiri, K. Konishi, M. Hasizume, "Development of robotic endoscope that locomotes in the colon with flexible helical fins" Proceedings of 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC 2009), SaBPo Vol.10, no.13, Sept. 2009
- [6] Gul N. Khan, Duncan F. Gillies, "Vision based navigation system for an endoscope", Image and Vision Computing Vol. 14, pp. 763-772, 1996.  
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0262-8856\(96\)01085-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0262-8856(96)01085-2)
- [7] Sayake, Takahashi,"research on the endoscopic robot using inverse mechanism",thesis of Ms. Vol., No., p84, 2007.
- [8] G.trovato, M. shikanai, G.Ugawa, J. Kinoshita, N.Murai, J.W. Lee, H. Ishi, A. Takanishi,"the development of colon endoscope robot that adjusts its locomotion through the reinforcement learning", Int. Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, July 2010, Volume 5, Issue 4, pp. 317-325  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-010-0481-0>
- [9] Zhuohua Lin, Massimiliano Zecca, Salvatore Sessa, Toshihiro Kusano, Kazuko Itoh and Atsuo Takanishi,"Waseda Bioinstrumentation System WB-2R as a Wearable Tool for an Objective Analysis of Surgeon's Performance",P roceedings of 2009 IEEE/ASME international conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Suntec Convention and Exhibition Center, Singapore, Vol.1, pp. 1355-1359, July

14-17 2009.

DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/aim.2009.5229930>

- [10] Salvatore Sessa, Massimiliano Zecca, Zhuohua Lin, Tomoya Saaki, Kazuko Itoh, Atsuo Takanishi, "Waseda Bioinstrumentation System #3 as a tool for objective rehabilitation measurement and assessment-development of the inertial measurement unit- ", Proceedings of 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics Kyoto International Conference Center, Japan, Vol.1, pp. 1310-1314, June 23-26, 2009.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/icorr.2009.5209491>
- [11] Rong Zhu, Zhaoying Zhou, "A realtime Articulated Human Motion Tracking Using Tri-Axis Inertial/Magnetic Sensors Package", IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, Vol. 12, No.2, June 2004.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/TNSRE.2004.827825>
- 

이 재 우(Jae-Woo Lee)

[정회원]



- 1988년 2월 : 한국과학기술원 생산 공학과(공학석사)
- 2013년 2월 : 일본 와세다 대학교 선진이공학연구과(공학박사)
- 1988년 3월 ~ 1992년 12월 : 삼성 전자 생산기술연구소 주임연구원
- 1994년 3월 ~ 1999년 12월 : 현대 중공업(주) 로봇시스템 사업부 전기팀장

- 2000년 1월 ~ 2007년 7월 : 뉴로시스템즈(주) CEO
- 2013년 3월 ~ 2015년 12월 : 동서대학교 메카트로닉스 융합공학부 조교수(산학중점)
- 2016년 1월 ~ 현재 : 울산대학교 기계공학부 연구교수

<관심분야>

메디컬 로봇틱스, 컴퓨터 비전, 신호처리