creative commons

COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

의학 석사 학위논문

가속도계와 자이로 센서를 이용한 실시간 내시경 영상 방향 보정 시스템

2013 년 2 월

서울대학교 대학원

의학과 의공학 전공

이 형 철

가속도계와 자이로 센서를 이용한 실시간 내시경 영상 방향 보정 시스템

지도교수 김 희 찬

이 논문을 의학석사 학위논문으로 제출함

2013 년 2 월

서울대학교 대학원

의학과 의공학 전공

이 형 철

이형철의 의학석사 학위논문을 인준함
2013 년 2월

위 원 장	최 진 욱	(인)
부위원장	김 희 찬	(인)
위 원	전 윤 석	(인)

초 록

연구배경

비디오 내시경 장비에서 획득한 영상에서 중력 방향은 작업 공간상의 중력 방향과 일치하지 않아 해석을 어렵게 한다. 본 연구에서는 가속도계와 자이로 센서를 이용하여 내시경 영상의 중력 방향을 항상 아래로 오도록 보정하는 장비를 개발하여 평가하여 보았다.

대상 및 방법

비디오 내시경 장비의 영상 보정 장치는 내시경 핸들 부위에 부착된 가속도계와 자이로 센서로부터 가속도 및 각속도를 받아와 칼만 필터 및 후처리 과정을 통해 회전각을 계산하도록 개발하였다. 기술적 성능 평가를 위해 장비를 카메라에 부착한 후 촬영 된 이미지의 회전각과 비교하였다. 임상적 유용성에 대한 평가는 경험 있는 마취과 의사를 대상으로 내시경 영상의 중력방향 보정을 한 경우와 보정하지 않은 경우를 무작위 순서로 배정하여 기관지 모형의 좌측 주기관지, 우측 주기관지, 우상엽 기관지에 쓰여진 숫자를 차례로 읽도록 하고 소요된 시간을 측정하였다.

결과

촬영된 이미지의 회전각과 비디오 내시경 영상 보정 장치에서 계산된 회전각의 비교 시 가속도계나 자이로 센서만을 사용한 경우보다 두 센서를 모두 사용하여 칼만 필터 후 후처리한 결과 값이 더 좋은 성능을 보였다.

임상적 유용성 평가에서는 15명의 지원자에서 영상 보정을 사용 한 경우 (65.3초)가 사용하지 않은 경우 (93.3초)에 비해 더 빠른 시간 내에 작업을 완료하였다. (P = 0.012)

결론

본 연구에서 내시경 회전에 따른 영상 회전을 보정할 수 있는 내시경 영상 보정 장치를 개발하였으며 이 장비를 사용하였을 때 기관지 모형을 사용한 내시경 검사에서 목표를 찾는 시간을 단축시킬 수 있었다.

주요어 : 비디오 내시경, 영상, 보정, 관성 센서

학　번 : 2011-21899

학위논문 원문제공 서비스에 대한 동의서

본인의 학위논문에 대하여 서울대학교가 아래와 같이 학위논문 제공하는 것에 동의합니다.

1. 동의사항

① 본인의 논문을 보존이나 인터넷 등을 통한 온라인 서비스 목적으로 복제할 경우 저작물의 내용을 변경하지 않는 범위 내에서의 복제를 허용합니다.

② 본인의 논문을 디지털화하여 인터넷 등 정보통신망을 통한 논문의 일부 또는 전부의 복제.배포 및 전송 시 무료로 제공하는 것에 동의합니다.

2. 개인(저작자)의 의무

본 논문의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락하는 등 동의 내용을 변경하고자 할 때는 소속대학(원)에 공개의 유보 또는 해지를 즉시 통보하겠습니다.

3. 서울대학교의 의무

① 서울대학교는 본 논문을 외부에 제공할 경우 저작권 보호장치(DRM)를 사용하여야 합니다.

② 서울대학교는 본 논문에 대한 공개의 유보나 해지 신청 시 즉시 처리해야 합니다.

논문제목 : 가속도계와 자이로 센서를 이용한 실시간 내시경 영상 방향 보정 시스템

학위구분 : 석사
학 과 : 의학과
학 번 : 2011-21899
연 락 처 :
저 작 자 : 이형철 (인)

제 출 일 : 2013 년 2 월 6 일

서울대학교총장 귀하

목 차

제 1 장 서론 1

제 2 장 연구 방법 3

제 1 절 장비 개발 3
제 2 절 기술적 평가 8
제 3 절 임상적 평가 9

제 3 장 연구 결과 11

제 1 절 기술적 평가 11
제 2 절 임상적 평가 12

제 4 장 고찰 13

참고 문헌 23

Abstract 25

표 목차

표 1 17

그림 목차

그림 1 18

그림 2 19

그림 3 20

그림 4 21

그림 5 22

제 1 장 서 론

최근에 진단 및 치료 목적의 많은 비디오 내시경 장비들이 임상에 이용되고 있다. 외과 영역에서는 최소 침습 수술에 사용되어 개복에 비해 흉터와 통증이 적으며 재원 기간을 짧게 하고, 내과 영역에서는 소화기 내시경, 기관지경 등에 사용되어 많은 질병의 진단 및 치료를 돕고 있다.

그러나 이러한 비디오 내시경 장비들은 숙련되기까지 노력과 시간이 필요로 한다. 특히 비디오 내시경 장비에서 획득한 영상의 해석이 어려운 이유 중 하나는 화면 상의 중력 방향과 작업 공간 상의 중력 방향이 일치하지 않기 때문이다. [1, 2] 또한 외과 수술 중 내시경 카메라의 방향이 실제 작업 공간과 일치하지 않으면 외과의의 작업 수행 능력이 떨어진다는 보고가 있었다. [3, 4]

이러한 문제를 해결하기 위해 지금까지 영상 인식 기법을 이용하려는 시도가 있었으며 [5] 가속도계를 사용해 내시경 영상에서 항상 중력 방향이 아래로 오도록 보정하는 장비를 개발하였고 동물을 대상으로 사용해본 결과 작업 능률의 향상이 있었다는 보고도 있다. [6] 또한 자기장 하에서의 코일의 회전으로 내시경의 방향을 보정하는 방법도

제안되어있다. [7] 그러나 영상 분석 기법은 방향 확인을 위해 사용할 목표물이 없는 경우 이용할 수 없고 외부 자기장을 거는 방법은 장비의 크기가 커지고 간섭의 문제가 있다. 단일 가속도계를 사용하는 방법은 비디오 내시경의 회전 속도가 빠를 경우 병진운동 가속도와 중력을 구분할 수 없어 성능이 좋지 않다.

이를 보완하기 위해 자이로 센서를 사용할 수 있는데 자이로 센서에서 출력 된 각속도를 적분하여 회전 각을 얻는 방법은 빠른 반응 속도를 가지고 있지만 적분에 따른 오차 누적으로 긴 시간 사용하기에는 부적절하다.

따라서 가속도계와 자이로 센서를 함께 사용하면서 빠른 회전 시에는 자이로 센서를, 느린 회전 시에는 가속도계를 더 비중 있게 해석하면 각 센서가 가진 단점을 상호 보완하여 더 정확한 결과를 얻을 수 있다. 본 연구에서는 가속도계와 자이로 센서를 함께 사용하여 내시경 영상의 방향을 중력 방향이 항상 아래 방향이 되도록 보정하는 장비를 개발하고 성능을 평가해 보았다.

제 2 장 연구 방법

제 1 절 장비 개발

공간상에 위치한 한 강체의 자세를 나타내기 위해서 흔히 사용되는 방법은 쿼터니언 (quaternion), 방향 코사인 행렬 (direction cosine matrix), 오일러각 (Euler angle) 이 있다.

이 중 가장 기본이 되는 방향 코사인 행렬은 고정된 절대적 기준 좌표계의 세 축 $e_1 = (1,0,0)$, $e_2 = (0,1,0)$ $e_3 = (0,0,1)$ 과 물체 내부의 회전 좌표계의 세 축 $n_1 = (n_{1x}, n_{1y}, n_{1z})$, $n_2 = (n_{2x}, n_{2y}, n_{2z})$, $n_3 = (n_{3x}, n_{3y}, n_{3z})$ 의 관계를 나타내는 행렬로서 각 인자 (element)들은 아래와 같이 계산 된다.

$$C_{ij} = e_i \cdot n_j,\ C = \begin{bmatrix} n_{1x} & n_{2x} & n_{3x} \\ n_{1y} & n_{2y} & n_{3y} \\ n_{1z} & n_{2z} & n_{3z} \end{bmatrix} \qquad (1)$$

이 때 n_1, n_2, n_3는 모두 단위 백터이고 서로 직교하는 성질이 있다. 따라서 이들의 자유도가 3임에도 불구하고 9개의 행렬요소로 정의되기 때문에 다른 자세 기술 보다 계산량이 많아지게 된다는 단점이 있다.

오일러 각은 물리적인 의미를 가지는 3개의 독립 변수로만 자세를 기술하는 방법으로 축에 대한 세 번의 회전각을 사용한다. 회전하는 기준 축은 고정된 절대적 기준 좌표계의

축을 사용하거나 물체 내부의 회전 좌표계의 축을 사용할 수도 있다. 흔히 사용되는 방법은 먼저 절대적 기준 좌표계의 z축에 대해 요각 (yaw angle) 만큼 회전하고 회전된 y축에 대해 피치 (pitch) 만큼 회전하고 다시 새로운 x축에 대해 롤각 (roll angle) 만큼 회전 한다. 이 오일러각은 물리적 의미가 확실하고 사용자가 직접적으로 자세를 바로 인식할 수 있어 널리 사용되며 본 연구에서도 이 방법을 사용하였다. 그러나 피치각이 90도인 경우 특이점 (singularity)이 발생하는 단점이 있다.

최근에 널리 사용 되는 쿼터니언은 특이점이 발생하지 않는다는 장점이 있지만 자체적으로 의미 해석이 모호하여 결과에 대해 오일러 각 변환을 최종적으로 사용해야 한다.

본 연구에 사용한 비디오 내시경 영상의 방향 보정 장비는 내시경 핸들을 강체로 가정하고 핸들 끝에서부터 내시경의 팁 (tip)까지의 꼬임 (twisting)은 없는 것으로 가정한다. 중력에 대한 내시경 장비의 회전각을 계산하기 위해 내시경의 핸들에 가속도계와 자이로 센서를 부착하여 가속도 및 각속도를 얻고 이로부터 오일러각을 계산하여 회전각을 구하였다.

장비의 구성은 그림 1과 같으며 내시경 이미지와 가속도계, 자이로 센서를 입력으로 하여 중력방향이 항상 아래로 오도록

보정 된 이미지를 출력으로 한다.

사용 된 센서는 3-Space Sensor Bluetooth (Yost Engineering Inc, Portsmouth, United States)로서 3축 가속도계와 3축 자이로, 3축 지자기 센서를 포함하고 있나 지자기 센서는 사용하지 않았다. 장비의 정밀도는 기술 문서상 가속도계가 0.00024 g (0.0024 m/sec^2), 자이로 센서가 0.070º/sec 였다. 이 센서가 USB를 통한 유선 통신 및 Bluetooth를 통한 무선 통신을 모두 지원하므로 두 가지를 각각 실험하였다.

시스템에서 축의 정의는 내시경을 시술자 쪽에서 보았을 때 내시경의 우측 방향을 x 축으로, 윗 방향을 y 축으로, 내시경이 진행하는 방향을 z 축으로 하였다. (그림 2)

내시경의 회전각 θ는 중력 방향의 반대 방향을 0도로 하고, 내시경을 시술자 쪽에서 보았을 때 시계 방향으로 롤 (roll) 회전한 각도로 정의하였다. 가속도계와 자이로 센서로부터 θ는 아래와 같이 구하였다. (그림 2)

$$\theta_{accel} = \arctan2\ (a_x, -a_y)$$
$$\theta_{zyro} = \int r_z \qquad (2)$$

이 때 θ_{accel}, θ_{zyro} 는 각각 가속도계와 자이로 센서로부터 구한 내시경의 회전각, $a_{x,y,z}$는 가속도계에서 측정 된 가속도,

$r_{x,y,z}$는 자이로 센서에서 측정 된 각속도, arctan2 (y,x)는 y/x의 역탄젠트 값을 갖고 x, y의 부호에 따라 $-\pi$에서 π의 범위의 값을 반환하는 역탄젠트 함수를 나타낸다.

두 관성 센서의 측정 값은 칼만 필터를 이용해 보정하여 최종적인 회전각을 정하였다. [8] 칼만 필터의 설계는 자이로 센서의 출력을 이용한 시스템 모델과 가속도계의 출력을 이용한 측정 모델을 이용하여 아래와 같이 하였다.

$$\text{모델 방정식: } x_{k+1} = x_k + T\, r_k + w_k \qquad (3)$$

이 때 x_k는 상태 변수, 즉 내시경의 회전각, r_k는 자이로 센서에서 측정된 각속도, T는 마지막 측정으로부터 경과된 시간, w_k는 처리 오차를 나타낸다.

칼만 필터의 측정 방정식은 아래와 같이 가속도계의 출력 결과를 이용하였다.

$$\text{측정 방정식: } y_k = x_k + z_k \qquad (4)$$

이 때 y_k는 측정 변수, 즉 가속도계의 출력 결과로 계산된 회전각, x_k는 상태 변수, z_k는 측정 오차를 나타낸다.

칼만 필터의 성능에 영향을 미치는 오차 공분산은 기존 논문에서 보고된 값을 참고하여 예측 공분산 Q는 0.1로 하고 측정 공분산 R은 가속도 센서의 출력 크기에 따라 아래와 같이 하였다. [9]

$$R = 500, |a| < 1.0001g$$

$$R = 50000, 1.0001 < |a| < 1.02g \qquad (5)$$

$$R = 1000000, 1.02g < |a|$$

이 때 a는 가속도 센서의 출력, g는 중력 가속도를 나타낸다.

칼만 필터를 거친 결과 값은 후처리 과정을 거치게 되는데 이 과정은 이미지 획득 장비와 센서 장비의 속도 차이를 보정한다. 이미지가 획득되어 도착하였을 당시의 마지막 센서 측정 값은 그대로 이미지 회전에 사용하여서는 안 된다. 두 측정 시점에 차이가 있기 때문에 그 동안 장비가 회전한 만큼을 빼 주어야 하며 이 값은 두 장비의 지연 시간 차 곱하기 각속도가 된다. 이 지연 시간 차는 사전 실험을 통해 x축을 각속도, y축을 오차로 두고 회귀식을 구하여 기울기 값을 사용하였다.

비디오 영상은 내시경의 접안부에 부착된 CCD 카메라를 이용해 촬영한 후 USB-ECPT (Sabrent, Los Angeles, CA, USA)를 사용하여 획득하였다.

가속도계 및 자이로 센서로부터 받아온 측정 값을 이용하여 내시경 장비의 회전각을 구한 후 내시경 영상을 실시간으로 회전하여 모니터에 보여주는 컴퓨터 프로그램은 Microsoft Visual Studio를 사용하여 Windows 운영체제에서

실행되도록 개발하였다. 센서의 값은 폴링 (polling) 기법을 이용하여 최대 속도로 반복 측정하였고 비디오 영상은 30 fps로 획득하였다.

제 2 절 기술적 평가

개발 된 내시경 영상 방향 보정 장치의 기술적 성능을 평가하기 위하여 실험을 진행하였다. 실험은 편의상 내시경 대신 카메라 (S101 Web Cam, Kodak, Rochester, NY, USA)를 이용하여 본체에 가속도계와 자이로 센서를 부착하여 수행 되었다.

카메라로부터 30 cm 떨어진 거리에 위쪽 절반은 검은색, 아래쪽 절반은 흰색으로 된 판을 놓고 획득된 이미지로부터 흑백 경계선을 자동으로 추출하여 각 이미지의 회전 각을 구하였다. 이 값의 부호를 반대로 하면 당시 카메라의 회전각이 된다. 30초간 카메라를 무작위로 회전시키며 이 광학적 방법으로 구해진 카메라 회전각 ($\theta_{optical}$)을 기록하였다.

동시에 가속도계를 이용하여 측정한 카메라의 회전각 (θ_{accel}), 자이로 센서를 이용하여 측정한 카메라의 회전각 (θ_{gyro}), 두 센서를 모두 이용하여 칼만 필터링 한 결과 구해진 카메라의 회전각 (θ_{kalman})을 기록하였다. 이 측정값이

광학적 회전각에 가까울수록 영상의 방향을 완벽하게 보정할 수 있다.

제 3 절 임상적 평가

내시경 영상 보정 장치에 대한 임상적 유용성에 대한 평가를 위해 전향적, 무작위, 관찰 연구로 영상 방향 보정 장치를 사용한 경우와 사용하지 않은 경우를 교차 비교하였다. 실험 대상은 서울대병원 마취통증의학과에서 근무중인 마취통증의학과 전공의 중 기관지 내시경 검사를 30회 이상 해 본 경험이 있는 자원자로 하였다.

실험 전 참가자들은 기도 해부학 및 기관지 내시경 검사 방법, 그리고 새로운 장비의 사용 방법에 대한 교육을 받은 후 최대 5분간의 연습 시간을 허용하였다.

모든 참가자는 두 번의 기관지 내시경 검사를 차례로 수행하였고 컴퓨터 생성 무작위 번호 (www.randomizer.org)에 따라 순서를 정하여 짝수인 경우 먼저 내시경 영상 보정 장치를 사용하여 기관지 모형의 좌측 주기관지, 우측 주기관지, 우상엽 기관지의 말단부에 쓰여진 숫자를 차례로 확인하도록 내시경 검사를 수행 하였다. (그림 3) 이후 내시경 영상 보정 장치를 사용하지 않은 상태에서 고전적 기관지 내시경을 수행하여 같은 실험을 반복하였다.

무작위 번호가 홀수인 경우는 반대의 순서로 실험을 진행하였다.

기관지 내시경이 모형의 삽입부에 삽입된 순간부터 실험 참가자가 모든 숫자를 확인하는 데까지 소요된 시간을 측정하였다.

통계 분석은 SPSS version 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL,USA)을 사용하여 이루어졌다. 두 대응 군 사이에 평균의 차이가 20초, 각 군의 표준편차를 25초로 가정했을 때 검정력 80%, 유의수준 0.05에서 필요한 실험 참가자의 수는 12명으로 계산 되었고 탈락자를 예상하여 15명으로 하였다. 기관지 내시경 검사에 소요된 시간에 대해 Wilcoxon 테스트를 사용하였다. 데이터는 중간값 (25/75 백분위수)로 표시하였다.

제 3 장 연구 결과

제 1 절 기술적 평가

내시경 영상 방향 보정 장치의 유용성을 평가하기 위해 시행한 실험 결과 30초간 임의의 회전 운동을 하였을 때 유선 연결 실험에서 측정 된 회전각은 −83.1도에서 88.0도, 각속도는 −184 deg/sec에서 182 deg/sec, 무선 연결 실험에서 회전각은 −108.0도에서 90.9도, 각속도는 −251 deg/sec에서 201 deg/sec 였다. 유선 연결 상태에서의 센서 속도는 평균 333.4 sample/sec 였고 무선 상태에서는 27.7 sample/sec 였다.

가속도계만을 사용한 경우 최대 오차는 유선과 연결의 경우 각각 12.79도, 15.08도 였고 센서 자체의 지터링 (jittering)으로 인해 회전각이 안정적이지 않았다. 또한 빠른 방향 전환 시 반응 속도가 느렸다. (표 1, 그림 4) 자이로 센서만을 이용한 경우 최대 오차는 유선 연결의 경우 8.87도 였지만 무선 연결의 경우 14.19 였다. 칼만 필터 후 후처리 과정을 거친 최종적인 회전각의 오차는 유선 연결의 경우 5.00도, 무선 연결의 경우 7.48 였다. (표 1)

오차 RMS 값으로 비교한 장치의 성능은 가속도계와

자이로센서를 유선으로 함께 사용한 경우가 가장 좋았으며 다음이 무선으로 두 센서를 함께 사용한 경우였다.

본 실험에 사용된 후처리를 위한 두 장비 간의 시간 처리 지연 시간 차는 사전 실험에서 결정되었으며 유선 연결의 경우 0.025초, 무선 연결의 경우 0.002초 였다.

제 2 절 임상적 평가

내시경 영상 방향 보정 장치의 유용성을 평가하기 위해 15명의 지원자가 연구에 참여하였다. 모든 참가자는 성공적으로 실험을 마쳤다. 내시경 영상 방향 보정 장치를 사용 한 경우 수행 시간의 중간값은 52초 (32/74초) 였고 사용 하지 않은 경우 수행 시간의 중간값은 76초 (59/128초) 였다. (P = 0.012, 그림 5) 보고된 숫자 중 잘못된 숫자를 보고한 경우는 이미지 방향 보정을 하지 않은 경우에만 1명 있었다. 보고된 숫자는 반대편 기관지에 적힌 숫자였다.

제 4 장 고찰

본 연구에서 비디오 내시경 장비에서 획득한 영상의 중력 방향 보정을 위하여 가속도계와 자이로 센서를 이용한 장비를 개발하여 평가하였다. 그 결과 하나의 센서를 사용할 때 보다 두 개의 센서를 동시에 사용하고 칼만 필터링 및 후처리 과정을 거침으로써 결과 성능을 향상시킬 수 있었다.

이전의 연구에서 내시경의 팁 부위에 가속도 센서를 부착하여 비디오 내시경 장비에서 획득한 영상의 중력 방향을 보정한 보고가 있었다. [6] 보고에서 저자들은 개발한 장비의 정확도가 1도 이내라고 하였지만 이는 안정 상태에서의 결과이다. 본 연구에 제시된 실험 결과에서 가속도 센서만을 사용할 경우 오차는 이보다 훨씬 커졌다.

또한 본 연구에서 이미지 획득 장치와 센서간의 속도 차이로 인한 후처리를 함으로서 오차를 줄일 수 있었다. 이러한 오차는 이미지 획득 및 전송에 소요되는 시간 동안에도 센서가 회전함에 따라 발생하게 되며 이미지 획득 속도에 비해 센서의 샘플링 속도가 빠른 유선 연결의 경우 두 센서간의 전송 속도에 따른 지연 시간의 차이는 0.025초, 무선 연결의 경우 0.002초였다. 유선 연결의 경우 센서가

200 deg/sec로 회전할 경우 이에 대한 보정을 하지 않을 경우 오차는 5도나 되기 때문에 이보다 큰 정확성이 필요할 경우 후처리가 반드시 필요하다. 각속도를 이용한 후처리를 할 수 있다는 점은 자이로 센서를 이용함으로써 얻게 되는 또 다른 장점이라 할 수 있다.

본 연구의 결과에서 무선 연결의 경우 특히 자이로 센서의 적분 오차가 시간이 지날수록 누적되어 값이 부정확해 지는 결과를 확인할 수 있었다. 최근에 빠른 동작 속도를 가지는 무선 센서가 개발되고 있으므로 [10] 이러한 문제를 해결할 수 있을 것으로 보이지만 내시경 카메라의 선이 유선으로 연결되어있는 상태에서 무선이 굳이 필요한지는 의문이다.

경제적 측면에서 본 연구에서 제시한 영상 보정 방법은 매우 낮은 가격에 구현이 가능하다. 실제 실험에 사용된 장비는 $300 가격의 9축 유/무선 관성 센서였지만 가속도계의 x, y축 값과 자이로 센서의 z축 값만 이용 되었다. 따라서 2축 가속도계와 1축 자이로 센서를 유선으로 연결면 $100 이내로 구현이 가능하다. 또한 기존 내시경 장비에 쉽게 부착하여 사용할 수 있기 때문에 신규 장비 구매에 따른 비용 부담을 크게 줄일 수 있다.

또한 본 연구에서 내시경의 핸들 부위에 센서를

장착하였는데 이러한 디자인은 굴절성 내시경(flexible endoscope)의 경우 팁과 핸들이 비틀어질 (twist) 경우 오차가 발생하게 된다. 굴절성 내시경에서 팁 부위에 센서를 부착할 경우 팁 크기가 커지는 문제가 있고 기기 손상 시 흡인의 위험이 따른다. 센서를 내장하면 이러한 위험을 줄일 수 있으나 새 내시경 장비의 구입에 따른 비용이 든다.

일반적으로 내시경에서 취득한 이미지는 검사자를 제외하고는 영상이 취득된 방향에 대한 정보를 알 수 없다. 그러나 영상 방향 보정 장치를 사용한 이미지는 취득 당시 내시경의 회전각에 무관하게 보정된 이미지를 얻을 수 있어 객관적 분석이 가능하다. 이러한 장점은 내시경 검사자와 시술자가 다른 경우 (예를 들어 내시경 수술이나 TEE 유도하 판막 성형술 등), 이미지 취득에 도움이 되는 방향 정보를 전혀 알 수 없는 경우 (예를 들어 혈관 내 초음파), 혹은 교육이나 자문을 위해 다른 검사자와 함께 내시경 이미지를 분석해야 할 경우 도움이 될 것으로 생각된다.

본 연구의 한계점이 몇 가지 있다. 우선 기술적 성능 평가에서 실제 내시경 영상이 아닌 카메라로 촬영된 이미지를 사용하였다. 그러나 원리상으로 내시경과 카메라는 큰 차이가 없고 실제 내시경 영상에서 광학적 회전각을 측정하는 것은

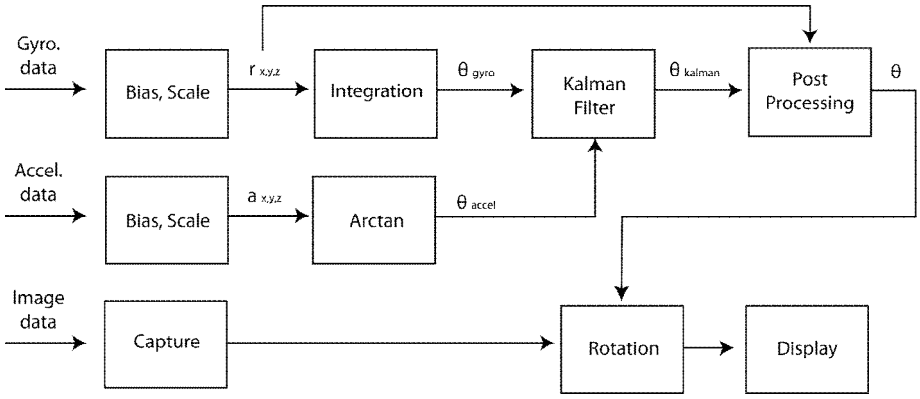
저해상도로 인한 오류가 있을 수 있다. 다음으로 인코더를 사용한 정확한 각도 측정이 이루어지지 않았다. 그러나 영상 보정 장치에서 정확한 각도보다 중요한 것은 실제 이미지의 회전 각도이므로 이 값을 기준으로 오차를 계산하게 되었다. 그리고 임상적 유용성 평가에서는 실제 사람이나 동물이 아닌 모형을 사용하여 진행 되었다. 사람을 대상으로 한 기관지 내시경 시에 검사자는 방향 확인을 위해 기관 연골 (tracheal ring)의 모양이나 근섬유 무늬 (muscle stripe) 등을 참고하는데 본 실험에 사용된 모형은 이러한 세밀한 기관지의 모양까지 재현되지 않았다.

결과적으로 본 연구에서 가속도계와 자이로 센서를 사용한 내시경 영상 보정 장치를 개발하고 평가한 결과 하나의 센서를 사용한 경우보다 두 센서를 함께 사용하였을 때 정확도가 향상되었다. 임상적 유용성 평가에서 본 장비는 내시경을 이동시켜 목표물을 찾고 확인하는 시간을 단축시킬 수 있었다. 이러한 결과가 제한된 상황 하에서 얻어진 것이긴 하지만 저자는 본 내시경 영상 보정 장치가 임상 현장에서 질병의 진단 및 치료에 도움이 될 수 있을 것으로 생각한다.

표 1. 센서 사용 여부에 따른 오차 및 오차값의 RMS

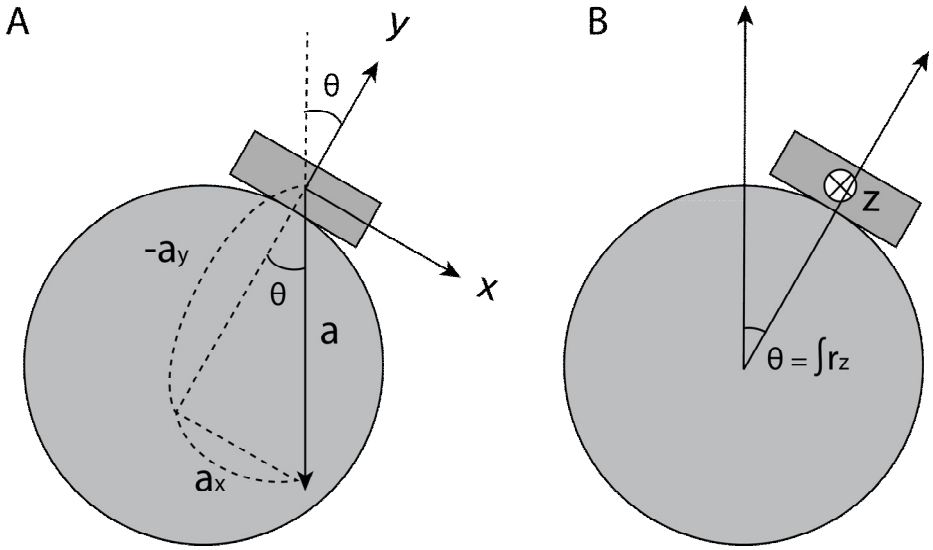
Sensors	Error range (deg)	Error RMS (deg)
Wired + Accelerometer	−10.82 ~ 12.79	3.55
Wired + Gyrosensor	−7.17 ~ 8.87	3.01
Wired + Accel. + Gyro.	−5.00 ~ 3.75	1.21
Wireless + Accelerometer	−14.92~15.08	3.48
Wireless + Gyrosensor	−5.07~14.19	5.09
Wireless + Accel. + Gyro.	−7.53~7.48	2.70

그림 1.



내시경 이미지 보정 장치의 개념도. $r_{x,y,z}$는 각속도, $a_{x,y,z}$는 가속도, θ_{gyro}는 자이로 센서의 출력 결과로부터 계산한 회전각, θ_{accel}은 가속도계의 출력 결과로부터 계산한 회전각, θ_{kalman}은 칼만 필터의 결과로 계산된 회전각을 나타낸다.

그림 2.

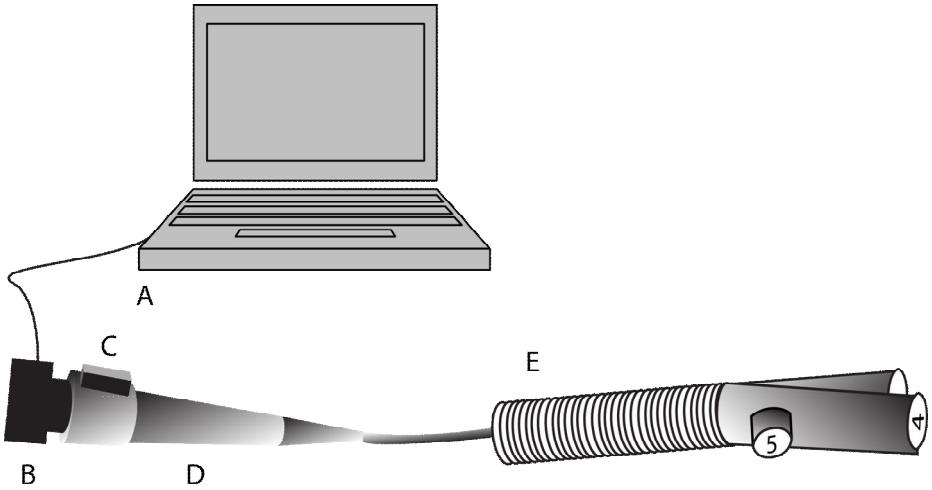


내시경에 부착한 관성 센서의 축 및 회전각에 대한 정의.

사각형, 관성 센서 단면; 원형, 내시경 핸들의 단면; θ,

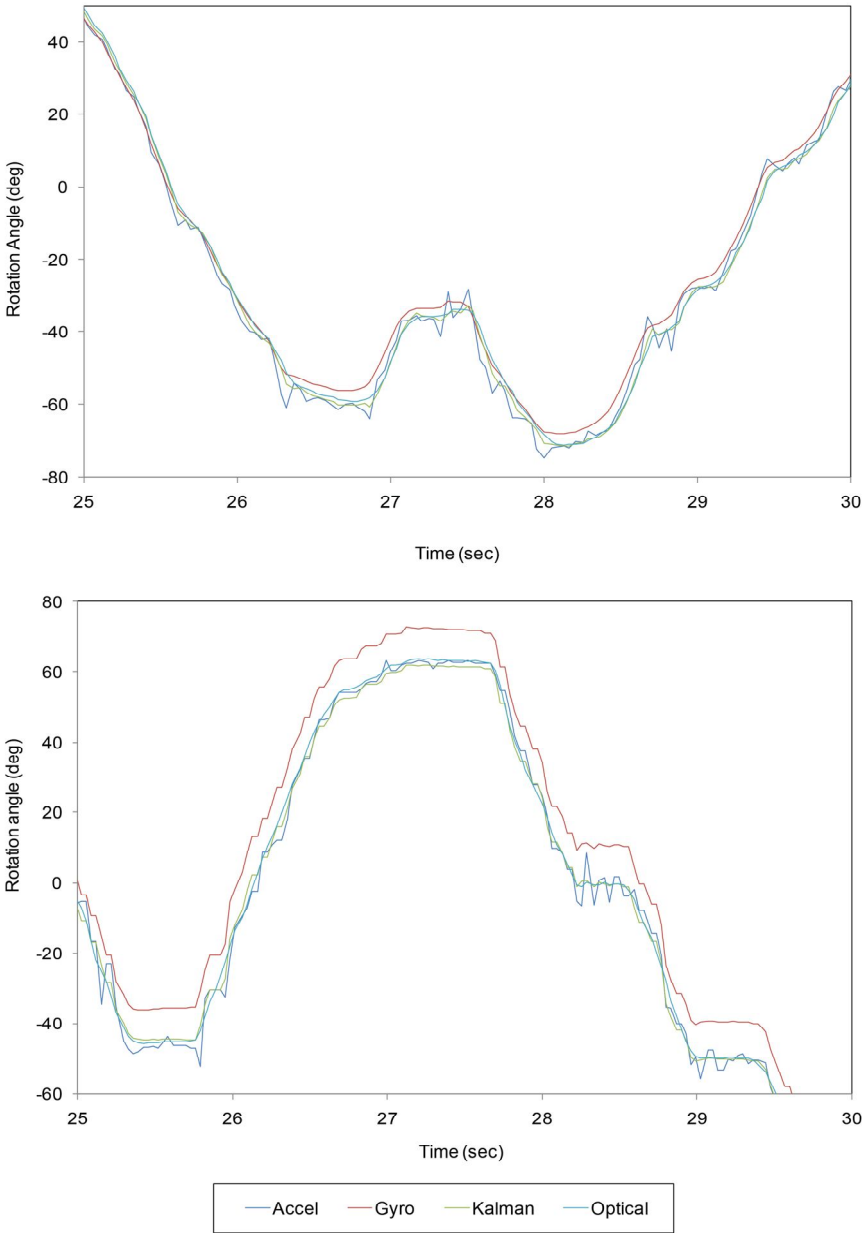
내시경의 롤 회전각; g, 중력 가속도; r, 회전 각속도.

그림 3.



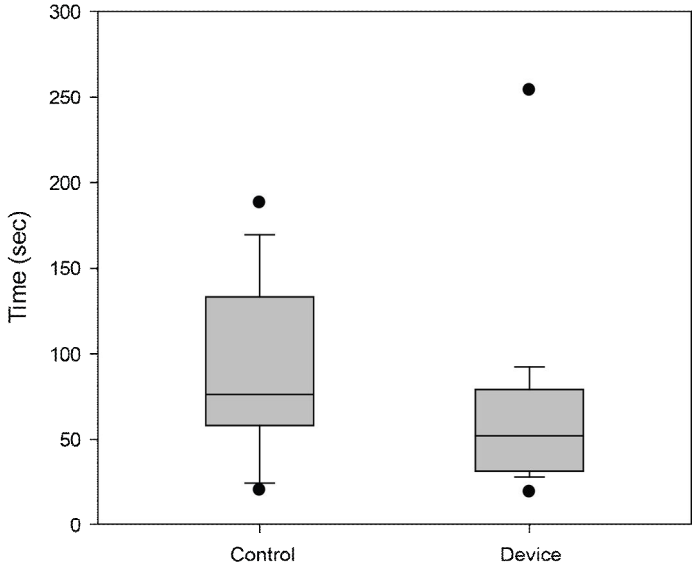
내시경 영상의 방향 보정 시스템의 평가를 위한 실험 장비의 구성 A. 컴퓨터, B. CCD 카메라, C. 관성 센서, D. 내시경 핸들, E. 기관지 모형. 기관지의 말단부에 숫자를 쓴 종이를 붙여두었다.

그림 4.



센서 종류에 따른 각도 측정 결과. 실험 시작 후 25초에서 30초만을 표시하였다. A. Wired, B. Wireless

그림 5.



장비 사용 유무에 따른 수행 시간의 차이

참고 문헌

1. Holden, J.G., J.M. Flach, and Y. Donchin, *Perceptual-motor coordination in an endoscopic surgery simulation.* Surg Endosc, 1999. 13(2): p. 127-32.
2. Cao, C.G.L. and P. Milgram, *Disorientation in Minimal Access Surgery: A Case Study.* Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting, 2000. 44(26): p. 169-172.
3. Likun Zhang, C.G.L.C., *Effect of automatic image realignment on visuomotor coordination in simulated laparoscopic surgery.* Applied Ergonomics, 2012. 43: p. 993-1001.
4. Patil, P.V., G.B. Hanna, and A. Cuschieri, *Effect of the angle between the optical axis of the endoscope and the instruments' plane on monitor image and surgical performance.* Surg Endosc, 2004. 18(1): p. 111-4.
5. Koppel, D., Wang, Y.F., Lee, H., *Automated image rectication in video-endoscopy.* Proc's 4th Int. Conf. on Medical Image Computing & Computer-Assisted Intervention (MICCAI), 2001. , London, UK, Springer-Verlag: p. 1412-1414.
6. Holler, K., et al., *Endoscopic orientation correction.* Med Image Comput Comput Assist Interv, 2009. 12(Pt 1): p. 459-66.
7. Oded Salomon, G.K., Moshe Shoham, Cesare Stefanini, Luca Ascari, Paolo Dario, Menashe Zaaroor, *Enhancing endoscopic*

image perception using a magnetic localization system.

8. E.Kalman, R., *A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems.* Transactions of the ASME-Journal of Basic Engineering, 1960. 82 (Series D): p. 35-45.

9. Chul Woo Kang, Y.M.Y., and Chan Gook Park, *Performance Improvement of Attitude Estimation Using Modified Euler Angle Based Kalman Filter.* Journal of Institute of Control, Robotics and Systems, 2008. 14(9).

10. Hoflinger, F.M., J. ; Tork, M. ; Reindl, L.M. ; Burgard, W. , *A Wireless Micro Inertial Measurement Unit (IMU).* Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2012 p. 2578 - 2583

Abstract

Real-time endoscopic image orientation correction system using accelerometer and gyrosensor

Hyung-Chul Lee

Biomedical Engineering, Medicine

The Graduate School

Seoul National University

Introduction

Images from video endoscopic devices are difficult to interpret because there are mismatches between spatial orientation of the images and working environment. In this study, we developed and evaluated a device correcting endoscopic image orientation using accelerometer and gyrosensor.

Method

Endoscopic image orientation correction system was developed to retrieve acceleration and angular velocity from accelerometer and gyrosensor attached at the handle of endoscope and calculate rotation angle using Kalman filter and post-processing. For technical evaluation, optical rotation angle from the captured frame was compared with the calculated rotation angle. For clinical evaluation,

experienced anesthesiologists are participated and tested the device that corrects the endoscopic image orientation. Each participant reported the number written in left main, right main and right upper bronchus of airway model with and without the device in random order. Time for the job and whether reported numbers are correct are recorded.

Result

In the technical evaluation, the rotation angle calculated from Kalman filter and post-processing with the measurements of accelerometer and gyrosensor was more precise than the rotation angle from the measurement of accelerometer or gyrosensor only.

In the clinical evaluation with 15 volunteers, there were significant decreases of time for the exam using the device (mean 65.3 sec) compared with not using the device (mean 93.3 sec). (P = 0.012)

Conclusion

In this study, we developed an endoscopic image orientation correction system which could improve the physician' s performance in video endoscopic exam.

Keywords: Video endoscopy, Orientation, Correction, Inertia sensor

Student Number: 2011-21899