

전자내시경 순차영상을 이용한 위에서의 카메라 위치 추정

이 상 경* · 민 병 구*

= Abstract =

Camera Position Estimation in Gaster Using Electroendoscopic Image Sequence

Sang Kyoung Lee*, Byoung Goo Min*

In this paper, a method for camera position estimation in gaster using electroendoscopic image sequence is proposed. In order to obtain proper image sequences, the gaster is divided into three sections. It is presented that camera position modeling for 3D information extraction and image distortion due to the endoscopic lenses is corrected.

The feature points are represented with respect to the reference coordinate system below 10 percent error rate. The faster distortion correction algorithm is proposed in this paper. This algorithm uses error table which is faster than coordinate transform method using n -th order polynomials.

1. 서 론

내시경은 위장, 십이지장, 직장 등 인체기관 내벽을 직접 육안으로 관찰 진단하는데 널리 사용되는 장비이다. 지금까지는 광섬유다발을 이용하여 광학적으로 영상을 얻는 방식을 사용하여 왔으나 이는 피검자의 환부를 여러 사람이 함께 볼 수 없으며 해상도가 좋지 않다는 단점을 가지고 있다. 이를 개선한 장비로서 최근에는 광섬유다발 대신 영상 센서인 CCD(charge coupled device)를 이용한 전자내시경이 소개되었다. 한편, 우리나라 성인의 경우 위장질환의 발병율이 다른 서구 나라에 비해 훨씬

높으며 이의 조기 발견을 위해서는 내시경 검사가 보다 보편화되는 것이 바람직하다. 그러나 현재의 내시경은 직접 사람의 몸속으로 들어가는 삽입튜브의 굵기가 굵어(10mm-12mm) 피검자의 고통이 크며 시술에도 어려움이 많다. 따라서 삽입튜브의 굵기를 가능한 한 가늘게 하여 피검자가 삼키는 것만으로 내시경 검사가 이루어 질 수 있는 내시경이 개발되는 것이 바람직하다. 이러한 내시경이 개발되면 피검자의 고통이 적고 그 시술의 간편함과 신속성으로 인해 내시경 검사가 보다 보편화(신체검사의 항목에 포함되는 등) 될 수 있을 것이다. 현재 서울대학교 의과학교실에서는 이러한 형태의 삽입튜브를 개발중이며, 이를 이용하여 얻은 영상을 처리하여 위벽면을 3차원 영상으로 재구성함으로써 위장질환의 조기진단을 위한 알고리즘을 개발중이다. 이를 위해 본 논문에서는 전자내시경

<접수 : 1991년 3월 9일>

* 서울대학교 의과대학 의공학교실, 의공학 연구소

* Dept. of Biomed. Eng. & Inst. of Biomed. College of Medicine, Seoul National University.

순차영상 (image sequence)을 이용하여 위내벽의 3차원 정보를 얻는 알고리즘을 제시하고자 한다.

일반적으로 산업계에서 스테레오 영상처리방법을 이용하여 3차원 정보를 얻는 방법은 이미 진행되어 있으나¹⁾, 이는 카메라를 두 개내지 그 이상 사용한다. 본 논문에서는 단일 카메라(전자내시경)를 이용하여 영상을 순차적으로 얻어 대상물체(위)의 3차원 정보를 구하려 한다.

2. 위의 3차원정보 추출 알고리즘

2.1 전체 처리과정

그림 1은 위의 3차원정보 추출을 위한 처리과정을 나타낸다. 먼저 위의 영역을 분할한다. 내시경이 위속으로 삽입되면 내시경의 끝 부분이 십이지장 입구까지 들어가게 되는데 이로부터 내시경을 자연스럽게 빼면 내시경이 일정한 경로를 지나며 순차영상을 획득할 수 있다. 이 때 위속에서 내시경의 위치에 따라 내시경이 움직이는 방향과 형태가 다르므로 이에 알맞은 카메라 모델링을 한다. 이 모델에 의해 위의 각 영역에서 연속된 순차영상을 획득한다. 이렇게 얻은 순차영상을 이용하여 정확한 3차원정보를 얻기 위해 몇가지 전처리를 행한다. 전처리 과정에는 다음과 같은 처리가 필요하다.^{2,3,4)} 1) 왜곡보정(distortion correction), 2) 특정점 추출(feature point extraction), 3) 정합(matching).

본 논문에서는 내시경영상에 알맞은 왜곡보정 알고리즘을 제시하였으며 전처리과정중 특정점의 추출과 정합은 매뉴얼로 처리하였다. 각 영역에서

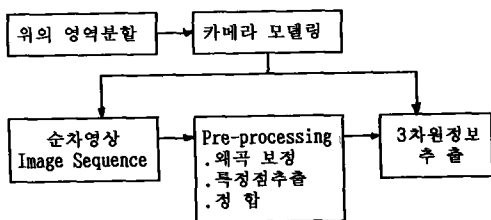
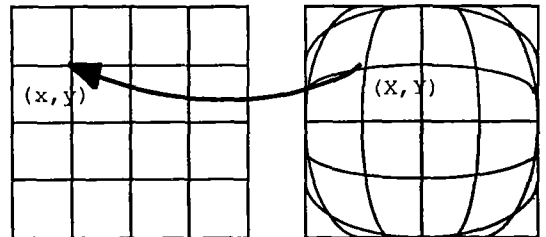


그림 1 위의 3차원정보 추출을 위한 처리과정
Fig. 1 Process for extracting 3p information of gaster

얻은 모든 순차영상을 왜곡보정한 후, 좌표값을 구하려는 특정점이 포함된 두 영상을 선택하여 이 특정점의 좌표 (X0, Y0), (X1, Y1)을 구한다. 이 두 좌표와 카메라 모델링에서 구한 식을 이용하면 특정점의 실제 3차원 위치를 카메라 좌표계에 대하여 구할 수 있다. 이를 기준 좌표계로 변환하면, 위의 모든 영역에 대하여 순차영상을 얻은 후 각 영역의 좌표를 구해 위 전체의 3차원정보를 얻을 수 있다.

2.2 획득영상의 왜곡보정

내시경에 사용되는 렌즈는 화각이 100도에서 120도 정도로 매우 크고, 초점거리가 5mm에서 10mm 정도로 매우 짧다. 영상획득 장치인 카메라를 이상적인 바늘구멍 사진기로 생각하면 영상의 왜곡 현상은 생기지 않는다. 그러나 카메라의 화각이 커지고 초점거리가 짧을수록 영상의 왜곡은 심하게 된다.^{5,6,7)} 이러한 왜곡의 정도는 대상체와 카메라사이의 거리에 따라 변화하는데, 이 거리가 가까울수록 심하다. 내시경을 이용하여 위내부의 영상을 얻는 경우, 위벽면과 내시경 사이의 거리는 약 10mm 내지 50mm로서 매우 가깝기 때문에 큰 왜곡 현상을 보여준다. 순차영상을 이용한 3차원정보를 추출하기 위하여 획득영상의 좌표와 카메라의 광학적인 파라미터를 이용하는데 획득영상이 왜곡되어 실제 대상체의 위치까지 함께 왜곡시키므로 획득영상에서 곧바로 구한 특정점의 좌표는 실제 이상적인 영상의 좌표와는 다르다. 따라서 이러한 왜곡현상의 보정이 없이는 정확한 3차원정보를 얻을 수 없다. 왜곡보정을 위해서 다음과 같은 알고리즘



(x,y): 왜곡이 보정된 영 (X,Y): 왜곡된 영상의 좌상의 좌표 표

그림 2 왜곡보정을 위한 좌표설정
Fig. 2 Coordinate setting for distortion correction

을 생각한다. 그림 2와 같이 왜곡이 없는 이상적인 영상의 좌표를 (X,Y), (X0,Y0)사이의 에러(같은 점을 나타내는 좌표값의 차)를 구하여 그 에러만큼의 좌표를 보정하여 주었다. 영상의 왜곡은 영상의 중심점에 대하여 대칭성을 가지고 있으므로 에러는 제1사분면에 대해서만 구하고 모든 순차영상에 대하여 적용할 수 있도록 이를 테이블화 하였다. 에러 테이블은 수직방향(Y방향, column)과 수평방향(X방향, row)의 두방향에 대하여 따로 구한다. 수직 에러 테이블을 만드는 과정(그림 3)은 다음과 같으며 수평 에러 테이블을 만드는 방법도 이와 동일하다.

1) 주어진 수평선(Y좌표 고정)에 대하여 수직위치(X좌표 변화)를 변화 하면서 에러를 3차식으로 fitting한다, 2) 이런 fitting을 몇개의 주어진 수평선에 대하여 한다, 3) 이렇게 구한 fitting 자료를 이용하여 모든 수직방향의 에러를 다시 3차식으로 fitting 한다, 4) 이 3차식의 계수를 테이블화 하여 저장한다. 이 방법으로 수평 에러 테이블을 같이 만들어 저장한 후 왜곡영상의 각 좌표에 대하여 그 좌표에 해당하는 테이블의 계수를 찾아 3차식을 풀면 그 좌표의 에러를 구할 수 있다.

제1사분면에 대해서 구한 수평방향의 에러를 X_e , 수직방향의 에러를 Y_e 라 하면 다음이 성립하

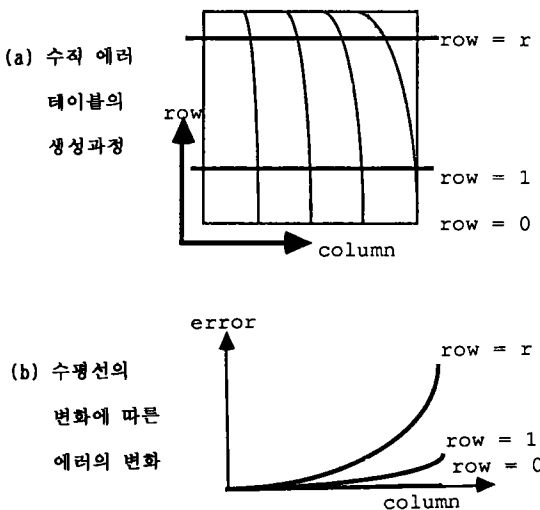


그림 3 수직 에러 테이블의 생성
Fig. 3 Production of vertical error table

고 이를 사용하여 왜곡이 보정된 영상의 좌표를 구할 수 있다.

제1사분면에 대하여,

$$x = X + X_e, y = Y + Y_e \quad (1)$$

제2사분면에 대하여,

$$x = X - X_e, y = Y + Y_e \quad (2)$$

제3사분면에 대하여

$$x = X - X_e, y = y - y_e \quad (3)$$

제4사분면에 대하여,

$$x = X + X_e, y = Y - Y_e \quad (4)$$

2.3 위의 영역 분할

카메라 모델링을 위하여 위의 영역을 그림 4와 같이 분할한다. 앞서서도 말했듯이 내시경이 위속으로 삽입되면 내시경의 끝 부분이 십이지장 입구까지 들어가게 되는데 이로부터 내시경을 자연스럽게 빼면 내시경이 일정한 경로를 지나며 순차영상을 획득할 수 있다. 이 때 위속에서 내시경의 위치에 따라 내시경이 움직이는 방향과 형태가 다르므로 이에 알맞은 위의 영역분할이 필요하다. 위의 영역을 크게 세부분으로 분할하였는데 내시경의 움직임 형태로 보면 두 영역으로 볼 수 있다. 영역 I은 내시경이 진행할 때 그 운동축과 광축이 동일한 영역으로 십이지장 입구와 위의 입구 부분이 이에 해당한다. 영역 II는 내시경이 진행할 때 그 운동축과 광축이 일정한 각을 가지는 영역으로 위의 중심부분이 이에 해당한다. 즉, 내시경을 처음

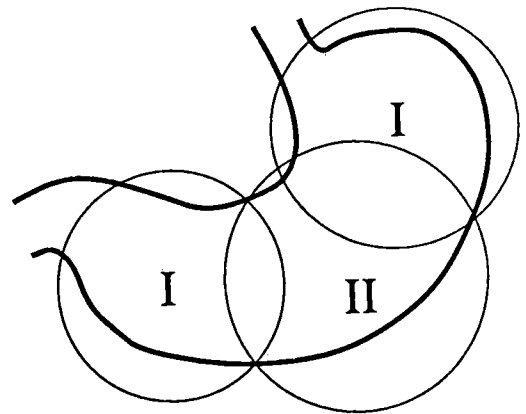
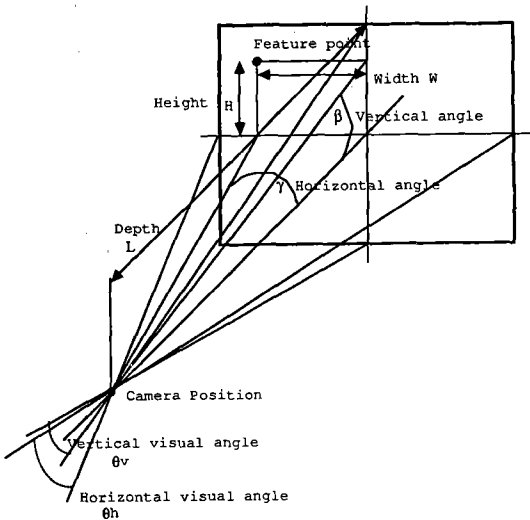


그림 4 위의 영역 분할
Fig. 4 dirision of gaster

십이지장 입구에 위치시키고 일정한 속도로 빼면서 영상을 얻는 경우 영역 I은 내시경이 광축방향으로 진행한다. 영역 I과 영역 II가 바뀌는 부분은 내시경이 제자리에서 회전하고 II의 영역에서는 내시경이 광축과 일정한 각을 가지고 진행한다. 다시 영역 II와 I이 바뀌는 부분에서 내시경이 회전하고 영역 I에서 광축방향으로 진행한다. 따라서 다음과 같이 세가지 방법으로 카메라, 모델링을 할 수 있다. 첫째, 내시경이 광축방향으로 진행한다. 둘째, 내시경이 광축과 일정한 각을 가지고 진행한다. 셋째, 내시경이 제자리에서 일정한 각 만큼 회전한다.

2·4 내시경의 위치 모델링

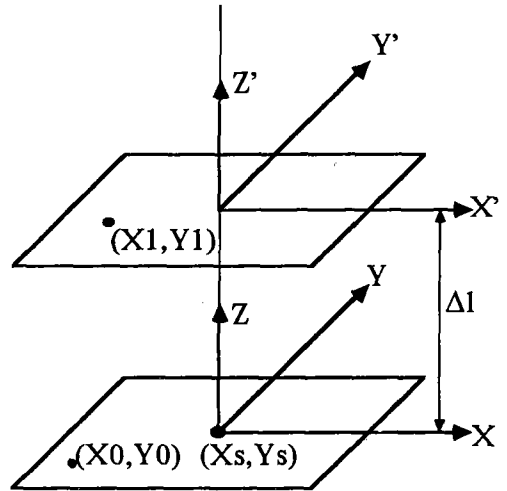
내시경의 위치 모델링을 위해 필요한 내시경의 광학적 파라미터를 다음과 같이 정의 한다. 이를 도식적으로 나타내면 그림 5와 같다. θ_v 와 θ_h 는



- f : 내시경의 초점거리
- θ_v : Vertical visual angle
- θ_h : Horizontal visual angle
- β : Vertical angle
- γ : Horizontal angle
- H : 내시경의 위치 0에서부터 특정점까지의 높이
- W : 내시경의 위치 0에서부터 특정점까지의 폭
- L : 내시경의 위치 0에서부터 특정점까지의 거리

그림 5 내시경의 광학적 파라미터
Fig. 5 Optical parameter of endoscope

내시경 렌즈의 수직방향과 수평방향의 화각이며, β, γ 는 특정점이 영상에 나타난 경우 이 점의 수직방향과 수평방향 각이다. W, H, L 은 각각 내시경의 위치로부터 특정점(대상체)까지의 폭, 높이, 거리로 폭은 X축, 높이는 Y축, 거리는 Z축방향을 나타낸다. 내시경이 이동할 때 좌표계는 그림 6과 같이 설정한다. XYZ는 내시경 위치 0에서의 좌표계이고, X'Y'Z'은 내시경의 위치 1에서의 좌표계이다. Δl 은 내시경이 이동한 거리이며 α 는 내시경이 X축(또는 X'축)을 중심으로 회전한 YAW angle이다. 이때 내시경 위치 0의 영상좌표를 (X_0, Y_0) 라하고 내시경의 위치 1의 영상좌표를 (X_1, Y_1) 이라 한다. 여기서 (X_1, Y_1) , (X_0, Y_0) 와 내시경 위치 모델링에 사용한 식을 이용하면 XYZ좌표계에 대한 특정점의 좌표를 구할 수 있는데 이를 다시 기준 좌표계로 변환하여 3차원정보를 얻는다.



- XYZ : 내시경의 위치 0에서의 좌표계
- X'Y'Z' : 내시경의 위치 1에서의 좌표계
- (X_s, Y_s) : Center coordinate of image plane
- (X_0, Y_0) : Image Plane 0에서의 특정점의 좌표
- (X_1, Y_1) : Image Plane 1에서의 특정점의 좌표
- Δl : 내시경의 이동거리
- α : 내시경이 X축을 중심으로 회전한 각 (YAW angle)

그림 6 내시경의 이동시 좌표계
Fig. 6 Coordinate when endoscope move

2.5 내시경이 광축방향으로 진행하는 경우(영역 I)

$$\begin{bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 100 \\ 010 \\ 001 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \delta l \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5)$$

3차원정보를 얻으려는 특정점이 영상0과 영상1에 동시에 존재하면 그림 7을 이용하여 특정점의 위치(내시경의 위치0에서 특정점까지의 거리, 폭, 높이)를 다음식으로 구할 수 있다.

$$L = \delta l \frac{\tan\beta_1}{\tan\beta_1 - \tan\beta_0} = \delta l \frac{\tan\gamma_1}{\tan\gamma_1 - \tan\gamma_0} \quad (6)$$

$$H = L \tan\beta_0 = (L - \delta l) \tan\beta_1 \quad (7)$$

$$W = L \tan\gamma_0 = (L - \delta l) \tan\gamma_1 \quad (8)$$

여기서,

$$\tan\beta_0 = \frac{Y_s - Y_0}{Y_s} \tan \frac{\theta_v}{2}$$

$$\tan\beta_1 = \frac{Y_s - Y_1}{Y_s} \tan \frac{\theta_v}{2}$$

$$\tan\gamma_0 = \frac{X_s - X_0}{X_s} \tan \frac{\theta_h}{2}$$

$$\tan\gamma_1 = \frac{X_s - X_1}{X_s} \tan \frac{\theta_h}{2} \quad \text{이다.}$$

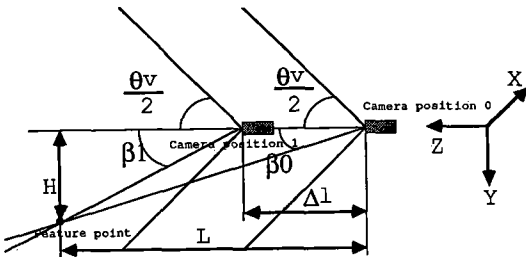


그림 7 내시경이 광축방향으로 진행하는 경우
Fig. 7 Case that endoscope moves along the optical axis

2.6 내시경이 광축과 각을 가지고 진행하는 경우 (영역 II)

내시경이 광축과 일정한 각을 가지고 움직이는 경우 그림 8과 같이 모델링할 수 있다. 내시경의

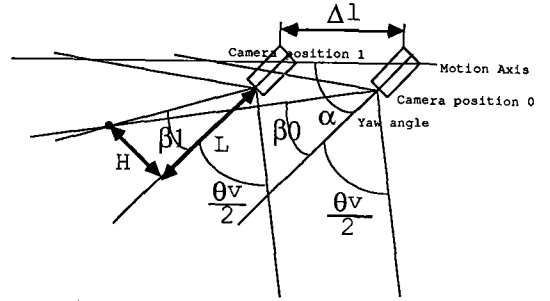


그림 8 내시경이 광축과 일정한 각을 가지고 진행하는 경우
Fig. 8 Case the endoscope moves with some angle w.r.t. optecal axis

광축과 운동축은 X축(또는 X축)을 중심으로 alpha만큼 회전한 상태로 delta l만큼 이동하면서 순차영상을 얻는다. 따라서 좌표계 XYZ와 좌표계 XY'Z'은 다음과 같은 관계를 가진다.

$$\begin{bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \delta l \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$L = \frac{\delta l \sin\alpha - \delta l \cos\alpha \tan\beta_1}{\tan\beta_1 - \tan\beta_0} \quad (10)$$

$$H = \frac{\delta l \sin\alpha \tan\beta_0 - \delta l \cos\alpha \tan\beta_0 \tan\beta_1}{\tan\beta_1 - \tan\beta_0} \quad (11)$$

$$W = L \tan\gamma_0 = (L - \delta l \cos\alpha) \tan\gamma_1 \quad (12)$$

여기서 $\tan\beta_0, \tan\beta_1, \tan\gamma_0, \tan\gamma_1$ 은 식(6)에서와 같다.

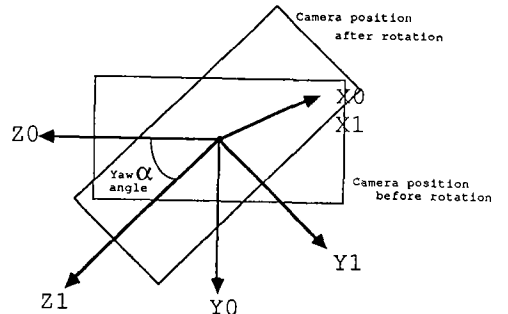


그림 9 내시경이 제자리에서 회전하는 경우
Fig. 9 Case that endoscope rotates

2.7 내시경이 제자리에서 회전하는 경우(영역 I 과 영역 II가 만나는 곳)

내시경이 영역 I과 영역II가 만나는 곳에서는 9 와 같이 제자리에서 회전하는 경우로 모델링할 수 있다. 이때 내시경은 이동없이 X축(또는 X축)을 중심으로 α 만큼 회전만 한다. 따라서 좌표계 YZ와 좌표계 XYZ는 다음과 같은 관계를 가진다.

$$\begin{bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$L = \frac{f(1-X1/X0) (\cos\alpha - (X1 Y0)/(X0 Y1))}{1 - (X1/X0)(1+Y0/Y1)\cos\alpha} \quad (14)$$

$$H = \frac{f(1-X1/X0) \sin\alpha}{1 - (X1-X0) (1+Y0/Y1) \cos\alpha} \quad (15)$$

$$W = H \frac{X0 X0 Y1}{X1 Y0 Y0} \quad (16)$$

3. 실험 결과

3.1 영상의 획득

본 논문에서 사용된 내시경 영상은 미국 Welch-Allyn사의 전자내시경을 사용하여 얻었다. 대상체로는 서울대학교 의공학교실에서 제작한 모형위를 사용하였다. 사용한 전자내시경의 수평방향화각과 수직방향의 화각은 모두 62도, 초점거리는 10 mm이고 직경은 10mm이다. 모형위의 내부에는 십이지장 입구로부터 20mm의 등간격선을 그었으며 각 등간격선마다 번호표를 붙여 내시경의 위치를 알기 쉽게 하였다. 먼저 내시경을 모형위의 끝까지 밀어 넣어 십이지장 입구에 위치시키고 2cm씩 빼면서 영상을 얻었다. 모든 순차영상은 구하고자 하는 특정점이 처리를 위한 두 영상에 모두 존재하도록 하였다.

3.2 전처리

순차영상을 이용한 대상체의 3차원정보의 추출을 위해서 특정점의 추출, 정합, 왜곡보정의 전처리가 필요하다. 본 논문에서는 전처리 과정중 왜곡

보정 문제만 해결하였으며 특정점의 추출과 정합 문제는 매뉴얼로 처리하였다. 그림 10은 왜곡정보를 하기 위한 수직 에러 테이블과 수평 에러 테이블의 작성 과정을 보여준다. 본 논문에서 사용된 내시경 영상은 264*330*8bit(V*H*resolution)으로 수직방향과 해상도가 수평방향의 해상도보다 떨어지므로 이에 따라 수평방향의 에러가 수직방향의 에러보다 더 크다. 그림에서 각 방향의 에러를 3차식으로 fitting하여 왜곡된 영상위에 표시하였다. 그림 11은 왜곡이 형성된 영상과 왜곡보정된 영상을 함께 나타낸 것이다. (a)는 1mm간격의 정방향 격자를 실험에 사용한 내시경으로 30mm 거리에서 얻은 영상이다. 이 영상의 네 귀퉁이는 왜곡현상으로 굽어져 있으나 (b) 영상은 왜곡이 보정되어 이

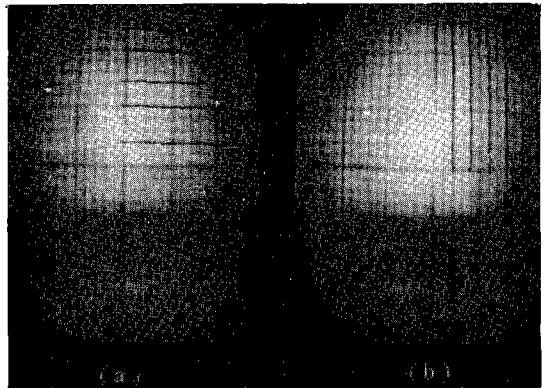


그림 10 왜곡보정을 위한 에러의 3차 fitting
Fig. 10 3rd order error fitting for distortion correction

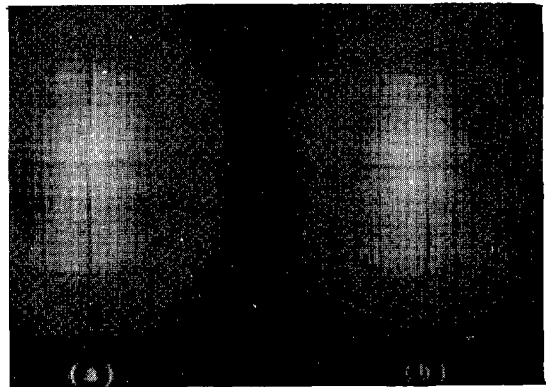


그림 11 왜곡된 영상과 보정된 영상
Fig. 11 distorted image and corrected image

런 현상을 볼 수 없다.

3.3 내벽의 좌표 결정

영역 I에서 얻은 순차영상 내개를 이용하여 십이지장 입구의 특정점 1을 기준 좌표계의 원점으로 한 특정점 2,3,4의 좌표는 표1과 같다. 여기서 D는 3차원적 거리이며 이를 사용하여 상대오차를 구했다. 영역II에서도 영역 I과 마찬가지로 방법을 사용하여 표 2와 같은 결과를 얻었으며 영역 I과 영역 II가 만나는 곳에서 얻은 결과는 표 3과 같다. 표 1의 결과를 보면 모든 특정점의 좌표를 상대오차 0.

표 1 영역I에서 특정점의 좌표를 구한 결과

Table 1 Result in region I

		특정점 1	특정점 2	특정점 3	특정점 4
특정점이 있는 영상		a, b	a, b, c	b, c	c, d
실체 데이터	X	0	0	-10	10
	Y	0	20	10	10
	Z	0	0	-20	-25
	D	0	20	24	29
계산된 결과	X	0	2	-12	12
	Y	0	18	12	7
	Z	0	3	-28	-27
	D	0	18	29	30
상대오차			0.1	0.2	0.0

(단위:mm)

표 2 영역 II에서 특정점의 좌표를 구한 결과

Table 2 Result in region II

		특정점 1	특정점 2	특정점 3	특정점 4
특정점이 있는 영상		a, b	a, b, c	b, c	c, d
실체 데이터	X	0	-10	0	0
	Y	0	-10	-10	-10
	Z	0	10	-20	-40
	D	0	17	22	41
계산된 결과	X	0	-8	-2	-3
	Y	0	-8	-8	-7
	Z	0	12	-24	-46
	D	0	16	25	46
상대오차			0.0	0.1	0.1

(단위:mm)

표 3 영역 I 과 영역 II가 만나는 곳에 좌표를 구한 결과

Table 3 Result in cross-section of region I, II

		특정점 1	특정점 1
특정점이 있는 영상		a, b	a, b
실체 데이터	X	0	-10
	Y	0	-10
	Z	0	10
	D	0	17
계산된 결과	X	0	-7
	Y	0	-12
	Z	0	8
	D	0	16
상대오차			0.1

(단위:mm)

1이하로 얻을 수 있음을 보여준다. 그러나, 특정점 3의 경우 X, Y, Z의 각 좌표를 보면 다른 특정점의 좌표보다 많은 차이를 나타냄을 알 수 있다. 특정점 3은 영역 I에서 얻은 영상 중 b,c에 존재하는데 그 중 영상 c의 외곽 부분에 위치한다. 영상의 외곽부분은 왜곡보정의 결과가 영상 중심부분보다 떨어지므로 특정점보다 효율이 떨어진다. 본 논문에서 사용한 전자내시경은 직경이 10mm로 굵어 움직임이 자연스럽지 못하고, 렌즈의 화각도 작아 위의 모든 부분에 대해 영상을 얻지는 못했다. 따라서, 십이지장 입구와 위의 중앙부분에 대해서 순차영상을 얻어 실험한 결과 실제 특정점의 위치를 작은 오차범위에서 구할 수 있었다.

4. 결 론

본 논문에서는 전자내시경 순차영상을 이용하여 위 내벽의 특정점들의 좌표를 기준 좌표계에 대해 표시하여 위 내부의 3차원정보를 얻었다. 위 내부에서 적절한 순차영상을 얻기위해 위를 영역분할하였고 각 영역에 대해 영상획득과 3차원정보 추출을 위한 카메라 위치 모델링을 하였다. 또한 정확한 3차원정보를 얻기위해 내시경 렌즈에 의한 영상의 왜곡문제도 해결하였다.

전자내시경을 이용한 영상처리는 본 논문에서

처음 시도 되었다. 본 논문에서는 위를 세 부분으로 영역 분할하여 순차영상을 획득하고 카메라의 위치추정을 위한 식을 구했다. 여기서 얻은 순차영상중 처리를 위한 두개의 영상을 이용하여 기준 좌표계에 대한 특정점의 좌표값을 오차범위 10% 이내로 구하였다. 이때 위의 영역을 좀 더 세분화하고 더 많은 순차영상을 이용하면 개선된 결과를 얻을 수 있다. 특히 내시경의 회전에 대해서 X축 방향뿐만 아니라 Y축과 Z축의 회전도 고려하면 더욱 많은 위 내벽의 특정점의 위치를 구할 수 있다.

전처리 과정중 획득영상의 왜곡문제도 해결하였다. 본 논문에서 사용한 알고리즘은 기존의 다항식을 이용한 좌표변환 방법보다 빠른 시간내에 처리가 가능하도록 좌표 보정 에러를 테이블화하여 이용하였으며 왜곡현상의 원점에 대한 대칭성을 이용하여 테이블의 크기를 전체 영상 크기의 1/4로 줄였다.

본 논문의 결과를 이용하면 전자내시경으로 얻은 순차영상중 질이 좋은 영상만을 추출해 위 내벽을 3차원영상으로 재구성함으로써 위장 질환의 진단에 큰 도움이 될 것이다. 이와함께 기술이 간편한 삼키는 형태의 내시경장치가 개발되면 내시경 검사의 보편화와 질환의 조기진단에 도움이 될 것이다.

참 고 문 헌

1) Kenneth R. Castleman: Digital image pro-

cessing: Prentice-Hall, Inc., pp.364-368, 1979.

- 2) Nicolas Alvertos, Dragana Brzakovic and Rafael C. Gonzalez, " Camera geometry for Image matching in 3-D machine vision," IEEE Trans, Pattern Anal. Machine Intell., Vol. 11, No. 9, pp. 897, 914, September 1989.
- 3) R. Y. Tsai, " Multiframe image point matching and 3-D surface reconstruction," IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., Vol. 5, No. 2, pp. 159-173, March 1983.
- 4) Mun K. Leung and Thomas S. Huang, " Matching image point feature over space and time," IEEE International Conference on Image Processing, Vol. 2, Singapore, pp. 780-784, 1989.
- 5) Francis A. Jenkins and Harvey E. White: Fundamentals of Optics, McGraw-Hill Book Company, 4th ed., pp. 171-173, 1976.
- 6) AZiel Rosenfield and Avinash C. Kak: Digital picture processing. Academic Press, 2nd ed. Vol. 2, pp. 26-33, 1982.
- 7) Robert J. Schalkoff: Digital image processing and computer vision. John Wiley & Sons, Inc., pp. 51-59, 1989.