

## 음영분석에 의한 내시경 영상의 3차원 형체 추정에 관한 연구

이 태 수 · 차 은 종 · 윤 세 진\*

=Abstract=

### Three Dimensional Shape Estimation by Shading Analysis of Endoscopic Image

Tae Soo Lee, Eun Jong Cha, Sei Jin Youn\*

A new numerical method estimated three dimensional shape of the internal surface of the stomach by analyzing the shading data of endoscopic image. First analyzed was the inherent instrumental characteristics of the endoscope system, followed by the analysis of the stomach surface properties, both of which affected the imaging properties. We employed these prior informations to implement the iterative algorithm of shading analysis based on Horn's variational approach.

The present algorithm was validated by performing simulation on a  $256 \times 320$  image data chosen from original  $512 \times 512$  image of the stomach surface model. The best 3-dimensional estimation of the surface was achieved with the Lagrangian multiplier, of 0.3, when the algorithm best converged showing minimal estimation error.

**Key words** : endoscopic image, three dimensional shape, shading analysis, variational approach

### 서 론

내시경의 역사는 1800년대부터 시작되었지만, 광섬유를 이용한 현대적인 내시경은 1956년 Hirschowitz에 의해 제작된 위십이지장 파이버스코프(fiberscope)로부터 비롯되었으며, 이를 기점으로 해서 본격적인 내시경의 시대가 열리게 되었다<sup>1)</sup>. 1983년에는 CCD를 이용한 전자 내시경의 출현으로 획기적인 발전이 있었는데, 이로써 컴퓨터를 이용한 영상의 처리, 분석 및 관리가 용이하게 되었다.

내시경은 인체 내부기관의 정확한 진단 및 치료에 필수

적인 기기가 되었지만, 위내시경의 경우 식도를 통해 삽입하는데 따른 환자의 고통이 매우 심하며, 의사가 진단할 때에도 내시경의 끝에 달린 렌즈의 시야 범위가 제한되어 있어, 질환 부위의 위치를 파악하는 데는 오랜 경험을 필요로 하여, 숙달하는 데는 많은 노력이 드는 힘든 검사이다. 이를 해결하기 위하여 최근에 여러 가지 연구가 시도되어 오고 있는데, 그 중 하나는 삼킬 수 있을 정도의 유연성이 있는 삽입튜브의 개발이다<sup>2)</sup>. 이 경우 환자의 고통은 어느 정도 해결할 수 있으나, 삽입 튜브 자체의 유연성으로 인해 의사가 진단하고자 하는 부위로 내시경의 끝부분

충북대학교 의과대학 의공학교실,  
\*충북대학교 의과대학 내과학교실

Department of Biomedical Engineering and Internal Medicine\* College of Medicine, Chungbuk National University

이 논문은 1994년도 한국학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음.

통신저자: 이태수, (360-763) 충북 청주시 흥덕구 개신동 산 48 충북대학교 의과대학 의공학교실, Tel. (0431) 69-6332,

Fax. (0431) 69-6387

을 정확히 위치시키기가 어려운 단점이 있다. 따라서 질환 부위가 내시경에 관찰되더라도 어느 부위인지 알기 어렵다. 본 연구에서는 이 문제를 해결하기 위하여 내시경에 관찰된 영상을 처리하여, 위벽면의 대체적인 3차원 형체를 추정할 수 있는 새로운 기법을 제안하고자 한다.

본 연구에서는 이를 위해 우선 내시경 고유의 기기적 특성 및 의학적 특성을 분석하였다. 또한 그 결과를 사진 정보로 이용하고, Horn의 변분법에 기초하여 음영 분석기법을 반복적 알고리즘으로 구현하였다. 시뮬레이션을 통하여 구현한 알고리즘의 타당성을 입증하였으며, 더 정확한 3차원 형체의 추정을 위해 병행해서 적용 가능한 기법들에 대해 고찰하였다.

## 대상 및 방법

### 1. 내시경 영상의 특성

내시경 영상은 일반적인 영상과는 달리 그 고유의 특성을 가지고 있는데, 이들은 내시경 자체의 기기 특성으로 인한 것과 대상이 되는 인체 기관의 특성에 의한 것, 두 가지로 분류해서 분석할 수 있다.

먼저 내시경 기기 자체에 의한 영상의 특징으로는 첫째로 광원의 위치와 카메라 렌즈의 위치가 근접하고, 그 방향이 일치한다는 것이다. 따라서 관찰 각도가 90° 정도 되는 상용의 전자내시경에서 촬영되는 영상은 그 밝기가 화소가 위치한 벽면의 정면 기울기에 의해 좌우된다고 할 수 있으며, 이는 3차원 정보를 가지고 있다고 볼 수 있다<sup>3)</sup>. 둘째로는 초점심도(depth of field)가 5~100mm 정도로 제한되어 있어서, 심도를 벗어나는 위치에 있는 벽면의 경우 초점이 제대로 맞지 않아서 영상상의 주름이나 반점 등의 에지가 선명하게 나타나지 않고 불분명하게 보인다는 것이다. 카메라에 근접하는 경우 및 아주 먼 경우, 에지의 비선명화 정도를 측정하면 이 또한 3차원 정보로 볼 수 있다. 셋째로는 카메라의 끝이 인체 내부로 삽입되므로 그 위치 및 방향에 대한 정량적인 기준을 정할 수 없고, 카메라의 이동에 의한 위치 정보의 추정이 불가능하다는 점이다.

다음은 인체의 기관에 의한 영상의 특성으로서 위벽면을 관찰하는 경우의 특성을 살펴보면, 첫째로 위의 해부학적인 구조가 오목한(concave) 모양의 대만부와 볼록한(convex) 모양의 소만부 및 아래 부분의 전정부 및 윗부분의 위저부로 구성되어 있는데<sup>4)</sup>, 제한된 관찰 각도로 인해 이 중에서 일부분만이 영상으로 구성된다는 점이다.

둘째로 내시경 검사중의 위는 내부가 비어 있음은 물론 공기를 주입하여 부풀은 튜브 모양이 된다는 것이다<sup>5)</sup>. 따

라서 그 모양이 급격한 변화를 일으키는 일반적인 영상과 비교할 때 매우 간단한 모양이며, 위벽면에 병변이 있는 경우를 제외하고는 대개 핑크빛을 나타내며, 색조의 변화나 결손이 없는 상태이다<sup>4)</sup>. 셋째로 위는 진단하고 있는 중에도 연동운동에 의한 벽면의 움직임이 계속되고 있으며, 이는 공기가 주입되어 위 벽면이 팽창되어도 정도의 차이일 뿐 무시할 수 없을 정도이다.

상술한 특성으로 인해 일반적인 3차원 정보의 추출방법으로 흔히 사용되고 있는 두 영상간의 차이를 계산하는 기법 등은 직접 적용하기 어렵다.

### 2. 음영 분석을 통한 형체의 추정

내시경 사진으로부터 진단의사가 3차원적인 위의 형태를 머리 속으로 추정할 수 있는 것은 위의 모양에 대한 해부학적인 지식 이외에 영상 상에 있는 음영에 의해서도 가능하다. 조명을 받는 부분의 경사가 클수록 음영이 커지며, 경사가 작을수록 음영이 작아지는 원리를 이용하면 3차원 정보를 추출할 수 있다.

음영분석을 통한 3차원 형체의 추정 기법은 1970년대에 B. K. P. Horn에 의해 처음 시도된 것으로<sup>6)</sup>, 이를 이용해서 그는 달의 형체를 광학적 분석을 통해 추정하였는데, 이후에 Ikeuchi 등에 의해 더욱 발전되었다<sup>7)</sup>. 본 절에서는 내시경 영상의 3차원 재구성과 연관지어 이 기법에 대한 개략적인 소개를 하고, 동시에 본 연구에서 사용한 수식에 대해 자세히 서술한다.

Orthographic image projection과 Lambertian illumination을 가정할 때, 내시경 영상 상에서 좌표  $(x, y)$  위치에서의 밝기  $E(x, y)$ 는 위벽면에 수직인 벡터에 의해 표시할 수 있다<sup>6)</sup>. 3차원 상에서의  $z$ 축이 조명방향 및 카메라 렌즈의 광학 방향과 일치하는 내시경 영상에서는 이 수직벡터는  $(x, y)$  위치에서의 벽면의  $z$ 축 좌표, 즉  $z(x, y)$ 의  $x$ 방향 편미분값  $z_x(x, y)$  및  $y$ 방향 편미분값  $z_y(x, y)$ 로 나타낼 수 있으며, 이를 함수로 표시하면 식 (1)과 같다.

$$E(x, y) = R(z_x(x, y), z_y(x, y)) \quad \text{식 (1)}$$

함수  $R$ 은 위벽면의 기울기가 0일 때, 즉 렌즈의 광학방향과 수직일 때 최대치를 가지며, 수평일 때 최소치 0을 가지는 함수로서, 물리적 의미는 그 면에서의 반사도에 해당하게 되는데, 이는 식 (2)로 나타낼 수 있다.

$$R(p, q) = \frac{1}{\sqrt{1 + p^2 + q^2}} \quad \text{식 (2)}$$

여기서  $p, q$ 는 각각  $z_x(x, y), z_y(x, y)$ 이다. 식(1)에서  $E(x, y), R$ 을 알 때,  $p$ 와  $q$ 를 구하는 편미분 방정식의 해를 구하면, 위벽면의 3차원적인 형체인  $z(x, y)$ 는 식(3)에 의해 구할 수 있다.

$$z(x, y) = z_0(x_0, y_0) + \int_c (p dx + q dy) \quad \text{식 (3)}$$

여기서  $z_0(x_0, y_0)$ 는 심도(depth)를 알고 있는 영상상의 한 점을 표시하며,  $c$ 는 심도를 추정하고자 하는 위치까지의 곡선을 나타낸다. 벽면의 수직벡터  $n$ 을  $p, q$ 에 의해 나타내면 식(4)와 같다.

$$n = (-p, -q, 1)^T \quad \text{식 (4)}$$

식(4)로 표시된  $n$ 은 벽면의  $x, y$ 방향 접선벡터  $(1, 0, p)^T, (0, 1, q)^T$ 와는 서로 내적이 0인 관계 즉, 수직인 관계에 있음을 알 수 있다.  $R(p, q)$ 로 표시된 식(1)의 해를 구함에 있어, 벽면이 광학방향과 거의 일치하는 경우에는,  $p, q$ 가 각각 무한대의 값을 가질 가능성이 있게 되며, 이를 피하기 위해서는 매핑이 필요하다. Ikeuchi와 Horn은 식(5)와 같은 매핑을 통해,  $(p, q)$ 상의 모든 점을 반경이 2가 되는 원의 내부로 가게 함으로서 이 문제를 해결하였다<sup>13)</sup>.

$$f = \frac{2p}{1 + \sqrt{1 + p^2 + q^2}} \quad g = \frac{2q}{1 + \sqrt{1 + p^2 + q^2}} \quad \text{식 (5)}$$

여기서  $p, q$ 는 각각 식(6)을 통해  $f, g$ 로부터 계산할 수 있다.

$$p = \frac{4f}{4 - f^2 - g^2} \quad q = \frac{4g}{4 - f^2 - g^2} \quad \text{식 (6)}$$

따라서 식(1)은 식(7)과 같이 표시된다.

$$E(x, y) = R(f, g) = \frac{(4 - f^2 - g^2)}{(4 + f^2 + g^2)} \quad \text{식 (7)}$$

식(7)을 만족하는 면은 무수히 많아서, 그 해를 구할 수 없는 이른바, ill-posed 문제이며, 이러한 종류의 문제를 풀기 위해서는 사전에 그 해가 가지고 있는 고유의 특성을 해의 제약조건으로 하는 조절(Regulation)의 기법이 사용된다.

위벽면은 일반적인 표면과는 달리 전체적으로 매우 완만한 표면이기 때문에, 이를 제약조건으로 하는 범함수(functional)를 식(8)과 같이 정의할 수 있다.

$$\iint [E(x, y) - R(f, g)]^2 dx dy + \lambda \iint (f_x^2 + f_y^2 + g_x^2 + g_y^2) dx dy \quad \text{식 (8)}$$

식(8)의 첫째 항은 밝기오차에 해당하는 것으로, 식(7)의 모델을 벗어나는 정도를 나타낸다. 따라서 식(7)을 만족하는 경우 0이 되지만, 0이 되지 않더라도 위벽면 특성의 제약조건과의 절충을 통해 식(8)을 최소화하는 해를 구해야 한다. 둘째 항의  $f_x, f_y, g_x, g_y$ 는 각각  $f, g$ 의  $x, y$  방향 편미분을 나타내며, 이들 자승합의 적분은 완만한 표면이라는 제약조건을 벗어나는 정도 즉, 급격한 변화 정도를 의미하게 된다. 식(8)은 이 두개의 항이 Lagrangian multiplier  $\lambda$ 에 의해 가중합을 이루고 있으며, 이를 최소화하는 해를 구하여야 한다.  $\lambda$ 가 커지면, 둘째 항의 비중이 커지므로 급격한 변화를 최소화하는 해를 구하는 대신 밝기오차가 상대적으로 커지게 된다. 반면  $\lambda$ 가 작아지면, 첫째항의 비중이 커져서 밝기오차가 최소화된 해를 구하는 대신, 벽면의 변화가 커지게 된다. 따라서 내시경에서 입력한 영상에 포함된 잡음의 세기에 따라 세기가 작을 경우  $\lambda$ 를 작게 해야 하고, 클 경우에는  $\lambda$ 를 크게 해야 할 것임을 예상할 수 있다.

식(8)을 최소화하는 해의 필요조건은 식(8)을  $f$  및  $g$ 로 편미분한 식이 0이 되는 것으로, 이러한 조건을 만족하는 식을 Euler 방정식이라 하며 식(9)로 나타낼 수 있다.

$$(E - R)R_f + \lambda \nabla^2 f = 0 \quad (E - R)R_g + \lambda \nabla^2 g = 0 \quad \text{식 (9)}$$

여기서  $R_f, R_g$ 는 각각 함수  $R$ 의  $f, g$ 에 대한 편미분 함수로 식(10)으로 표시할 수 있으며,  $\nabla^2$ 는 Laplacian operator이다.

$$R_f = -\frac{16f}{(4 + f^2 + g^2)^2} \quad R_g = -\frac{16g}{(4 + f^2 + g^2)^2} \quad \text{식 (10)}$$

식(9)를 finite difference 근사법을 이용해서, 컴퓨터에서 계산 가능한 식으로 변환하면 식(11)과 같다.

$$f_{ij} = F_{ij} + \frac{\epsilon^2}{4\lambda} (E_{ij} - R(f_{ij}, g_{ij})) R_f(f_{ij}, g_{ij}) \quad \text{식 (11)}$$

$$g_{ij} = G_{ij} + \frac{\epsilon^2}{4\lambda} (E_{ij} - R(f_{ij}, g_{ij})) R_g(f_{ij}, g_{ij})$$

여기서  $F_{ij}$ ,  $G_{ij}$ 는 각각  $f_{ij}$ ,  $g_{ij}$ 에 이웃한 4좌표에서의 평균치로서 식(12)로 나타낼 수 있으며  $\varepsilon$ 는 화소간의 간격을 나타낸다.

$$F_{ij} = \frac{1}{4}(f_{ij+1} + f_{i+1j} + f_{ij-1} + f_{i-1j}) \quad \text{식(12)}$$

식(11)은 대개 반복기법을 적용해서 수렴하는 값을 그 해로 하게 되는데, 이를 계산하는 반복식은 식(13)과 같다.

$$f_{ij}^{k+1} = F_{ij}^k + \frac{\varepsilon^2}{4\lambda}(E_{ij} - R(f_{ij}^k, g_{ij}^k))R_f(f_{ij}^k, g_{ij}^k) \quad \text{식(13)}$$

$$g_{ij}^{k+1} = G_{ij}^k + \frac{\varepsilon^2}{4\lambda}(E_{ij} - R(f_{ij}^k, g_{ij}^k))R_g(f_{ij}^k, g_{ij}^k)$$

식(13)에서 구한  $f_{ij}$ ,  $g_{ij}$ 는 식(6)을 이용해서  $p_{ij}$ ,  $q_{ij}$ 로 변환할 수 있다.

여기서 최종적인 위벽면의 3차원적인 형체인  $z(x, y)$ 를 구하기 위해서는 식(3)으로 계산할 수 있으나, 실제로는 잡음이 첨가된 영상에서 계산된  $p_{ij}$ ,  $q_{ij}$ 가 오차를 가지게 되므로 적분하는 과정에서의 오차 누적으로 인해 직접 적용하기에는 문제가 있다. 따라서  $p_{ij}$ ,  $q_{ij}$ 로부터  $z(x, y)$ 를 직접 계산하는 기법을 적용하여야 한다. 이를 위해 식(14)와 같은 범함수를 최소화하는 해를 최종해로 가정한다.

$$\iint (z_x - p)^2 + (z_y - q)^2 dx dy \quad \text{식(14)}$$

이 가정의 타당성은  $p$ ,  $q$ 의 정의가  $z_x(x, y)$ ,  $z_y(x, y)$ 인 것에서 바로 증명될 수 있다. 식(15)를 만족하는 해의 필요조건은 식(15)와 같다.

$$\nabla^2 z = p_x + q_y \quad \text{식(15)}$$

식(15)를 근사화하고, 반복적인 기법을 적용하여 다시 정리하여 보면 식(16)과 같다.

$$z_{ij}^{k+1} = Z_{ij}^k - \frac{\varepsilon}{4}(h_{ij} + v_{ij}) \quad \text{식(16)}$$

여기서  $Z_{ij}$ 는  $z_{ij}$ 에 이웃한 4좌표에서의 평균치로서 식(17)로 나타낼 수 있으며  $\varepsilon$ 는 화소간의 간격을 나타낸다.

$$Z_{ij} = \frac{1}{4}(z_{ij+1} + z_{i+1j} + z_{ij-1} + z_{i-1j}) \quad \text{식(17)}$$

또한  $h_{ij}$ ,  $v_{ij}$ 는 각각 편미분  $p_x$ ,  $q_y$ 의 추정치로서 식(18)로 나타낼 수 있다.

$$h_{ij} = \frac{p_{i+1j} - p_{i-1j}}{2} \quad v_{ij} = \frac{q_{ij+1} - q_{ij-1}}{2} \quad \text{식(18)}$$

상술한 바와 같이 본 연구에서 사용한 음영분석기법은 내시경 영상에 대한 사전정보를 바탕으로 식(8)과 식(14)를 최소화하는  $z(x, y)$ 를 반복적으로 찾아가는 알고리즘이다.

### 3. 실험 방법

본 연구에서는 위모형 속에 전자내시경(Welch Allyn사의 VideoEndoscope™)을 삽입하여, 개인용 컴퓨터에 내장된 영상신호 디지털화 장치를 통해 영상을 획득하였다. 획득된 영상의 양식은 그 해상도가  $512 \times 512$ , 대조도가 256으로 Binary 화일이다. 내시경에서 출력되는 영상신호는 칼라신호로서 흑백영상으로 변환되면 칼라성분에 의한 잡음이 첨가되게 되는데, 이는 영상 상에서 각 행을 1차원 푸리에 변환을 통한 특징주파수 제거 필터링을 적용함으로써 없앨 수 있었다<sup>9)</sup>.  $512 \times 512$ 의 전체 영상 중에서 내시경 영상은 중앙의 일부분만 해당하게 되는데, 본 연구에서는 중앙의  $256 \times 320$ 을 대상으로 하였고, 이를  $8 \times 8$  크기의 창 내에서 평균함으로써,  $32 \times 40$  크기의 영상 데이터를 전체적인 벽면의 형체를 구하는데 사용하였다. 또한 식(1)의 우변과 그 크기를 조절하기 위해서 영상상의 대조도 값을 그 최대치인 256으로 정규화하여 좌변에 해당하는  $E(x, y)$ 는 0에서 1사이의 값을 갖도록 하였다.

## 결 과

그림 1은 디지털화된 내시경의 영상 중에서 중앙의  $256 \times 320$ 에 해당되는 것으로 위모형의 분문에 내시경 카메라의 끝부분이 있을 때 획득한 것이다. 따라서 영상의 아래 부분에 위의 소만부가 보이고 있으며, 윗부분에는 대만부가 보이고 있다.

시뮬레이션에서는 식(13)을 이용해서 반복적으로 계산하여  $f_{ij}$ ,  $g_{ij}$ 를 구할 수 있는데, 수렴하기까지에 요구되는 반복회수는 Lagrangian multiplier  $\lambda$ 의 값에 따라 다르다.  $\lambda$ 의 값을 0.1에서 2.0까지 변화시켰을 때, 반복회수는 그림 2와 같다. 그림 2에서 알 수 있듯이  $\lambda$ 가 커질수록 반복회수가 점점 커지며, 수렴속도가 떨어지게 되는데, 이는 원영상에



그림 1. 전자내시경으로 입력한 위모형의 내부벽면 영상(256 × 320)

Fig. 1. Stomach surface model image (256 × 320) acquired by videoendoscope

잡음이 많음을 가정한 것으로 가급적 완만한 면으로 만들기 위한 계산을 거치게 되지만, 원영상은 32 × 40의 작은 크기이며 여기에는 잡음이 거의 제거되었으므로 예상되었던 결과임을 알 수 있다.

반면에  $\lambda$ 가 작을 경우 원영상에 잡음이 거의 없는 경우이므로, 수렴속도가 매우 빠름을 알 수 있다.

그림 3은  $\lambda$ 의 값에 따른  $f_{ij}$ ,  $g_{ij}$ 의 추정에 있어서의 밝기오차, 급격한 변화정도 및 전체오차의 수렴치를 나타낸 것이다. 여기서  $\lambda$ 가 0.3일 때 전체오차가 최소가 됨을 알 수 있었으며, 0.2이하에서는 오차가 급격히 증가하였다. 이는 수렴속도와도 관계되는 것으로, 수렴의 폭이 커서 속도가 빠를 경우 최적추정치를 벗어나 발산함을 의미한다.  $\lambda$ 가 1일 때는 밝기오차와 급격한 변화정도가 균형을 이루어 거의 비슷한 값을 가지게 되며, 그 이상일 경우에도 점차 발산하였다.

그림 4는  $\lambda$ 가 0.3일 경우 즉 최적의 추정치일 경우에 반복이 진행됨에 따라 오차의 변화해가는 모양을 나타낸다. 여기서 급격한 변화 정도는 15회까지는 증가하다가 그 이후에는 완만히 감소하면서 수렴하게 되는데, 밝기오차는 변화정도가 증가하는 15회까지에서 급격히 감소하다가 그 이후에는 완만히 감소함을 알 수 있다. 따라서 15회까지에

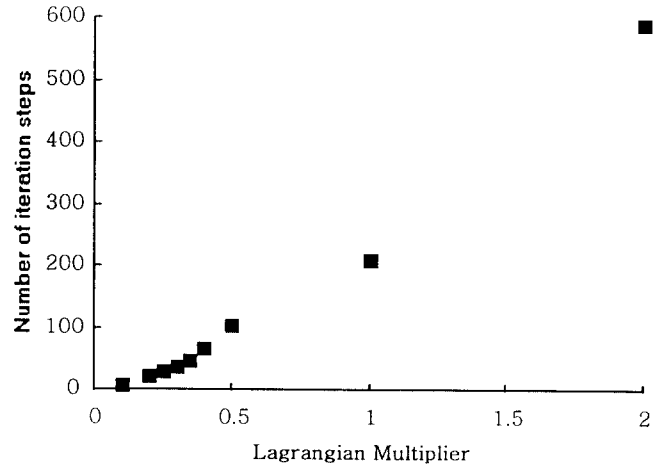


그림 2. 주어진 Lagrangian multiplier 값에서 요구되는 반복회수

Fig. 2. Required iteration steps for various Lagrangian multipliers

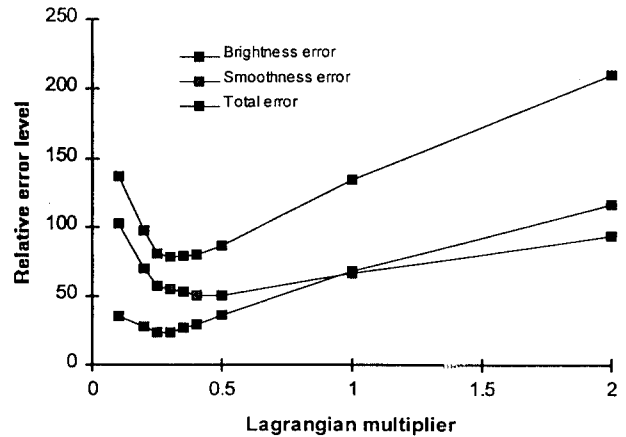


그림 3. Lagrangian multiplier값에 따른 밝기오차, 급격한 변화정도 및 전체오차의 수렴치

Fig. 3. Convergence levels of brightness, smoothness, and total error for various Lagrangian multipliers

서의 전체오차는 급격한 변화정도를 증가시키는 대가로 감소하게 됨을 추정할 수 있다.

여기서 계산한  $f_{ij}$ ,  $g_{ij}$ 는 식(6)에 의해  $p_{ij}$ ,  $q_{ij}$ 로 변환할 수 있고, 이를 이용해서 식(16)의 반복식으로  $z(x, y)$ 를 계산할 수 있다.  $z(x, y)$ 의 추정에 있어서도  $\lambda$ 의 값에 따라 그 특성이 변화하며, 식(14)로 나타내어지는 오차는 그림 5와 같다.  $\lambda$ 가 0.2 이하에서는 발산함을 알 수 있으며, 이는 전

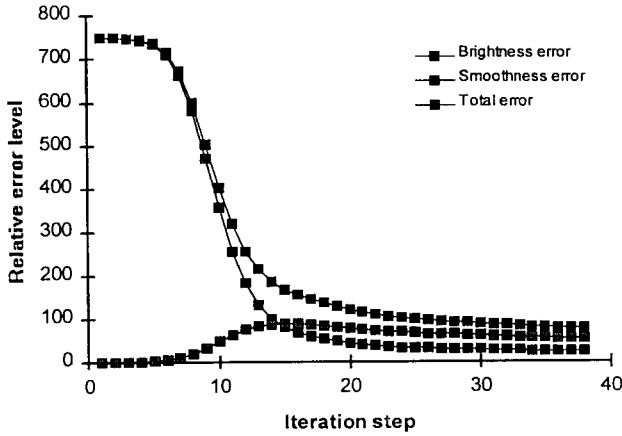


그림 4.  $\lambda=0.3$ 일 경우 밝기오차, 급격한 변화정도, 및 전체오차의 수렴곡선  
 Fig. 4. Convergence curves of brightness, smoothness, and total error ( $\lambda=0.3$ )

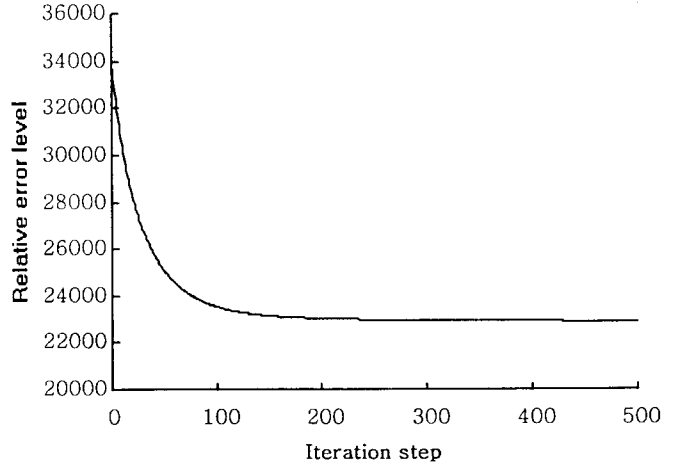


그림 6.  $\lambda=0.3$ 일 경우 심도오차의 수렴곡선  
 Fig. 6. Convergence curve of depth error ( $\lambda=0.3$ )

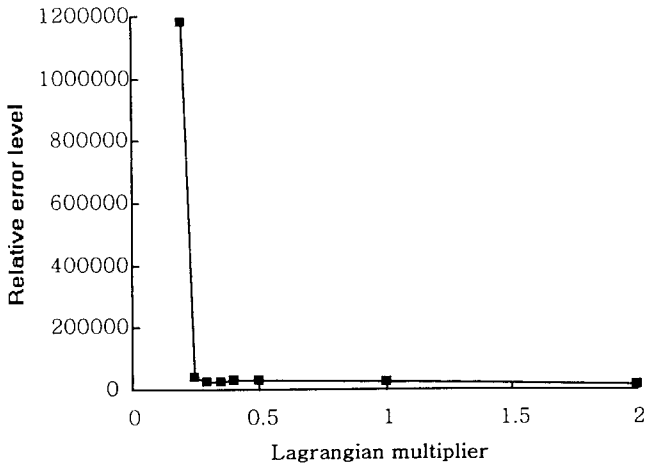


그림 5. Lagrangian multiplier값에 따른 심도오차의 수렴치 for various Lagrangian multipliers  
 Fig. 5. Convergence levels of depth error for various Lagrangian multipliers

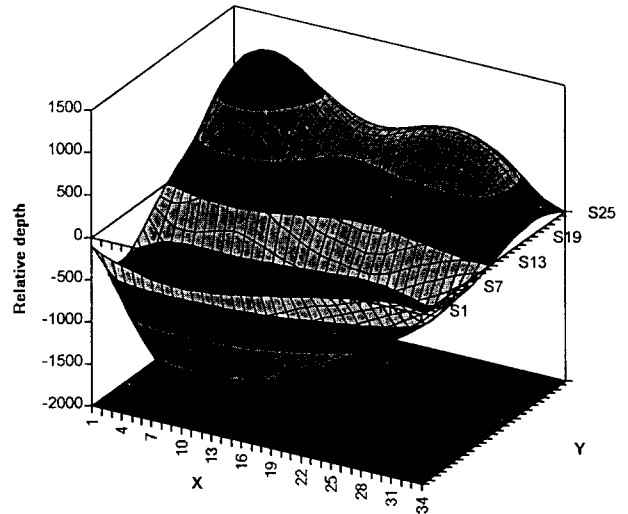


그림 7. 추정된 위벽면의 3차원 그래프  
 Fig. 7. 3-dimensional graph of estimated stomach surface model

단계에서 계산한  $f_{ij}$ ,  $g_{ij}$ 의 결과가 발산된 결과였음을 말해주는 것이다. 1.0 이상에서는 그림 3에서의 결과와는 달리 수렴하고 있다. 식 (14)의 오차는 식 (8)의 두 번째 항과 비슷한 의미를 가지므로 이는 예상되었던 결과라고 할 수 있다.

그림 6은  $\lambda$ 가 0.3일 경우 오차가 감소하는 모양을 나타내는 것으로서, 반복회수에 따라 거의 지수적인 형태로 추정치에 수렴해 감을 알 수 있다. 그림 7은 최종적으로 계산

한  $z(x, y)$ 의 형태를 3차원적으로 나타낸 것으로  $z$ 축 상에서 큰 값을 가질 수록 면의 위치가 카메라와 가까움을 나타낸다. 벽면 상에서 오목한 부분이 카메라에서 보았을 때 가장 멀리 보이는 위모형의 대만부에 해당한다. 가까이 보이는 볼록한 부분은 위모형 제작시에 대상이 되는 위벽면의 대략적 위치를 파악하기 위해 부착한 백색의 레이블에 해당하는 것이다. 본 연구에서 가정한 위벽면의 균질한 광특성에 위배되므로 이 근처에 대한 위치 추정은 오차를

포함하고 있다.

$$u = \frac{x}{z(x, y)} \quad v = \frac{y}{z(x, y)} \quad \text{식 (19)}$$

## 고찰

본 연구에서는 음영분석 기법만을 사용하여 위벽면의 3차원 재구성을 하였는데, 좀더 정확한 추정을 위해서는 타 기법과 병행하여야 할 것으로 판단된다. 병행해서 사용할 수 있는 것으로서는 첫째, 스테레오 차이법이 있다<sup>9)</sup>. 물론 이 기법은 단독으로는 사용될 수 없지만, 음영기법으로 순차적으로 출력되는 각 화면마다의 대체적인 형체가 추정된 상태에서는 각 영상을 연결하는 방법으로서 병행 사용이 가능하다. 따라서 현 기법의 출력은 화면마다의 위벽면 조각이지만, 이를 통해 전체적인 위의 모양이 재구성될 수 있을 것으로 기대되며, 이는 앞으로의 연구과제이다. 둘째로는 초점 맞추기법으로 위벽면에 발생된 병변에 의해 에지가 영상에 나타나면, 본 기법에서는 위벽면의 균질한 광학적 성질을 전제조건으로 하므로 오차를 발생시키지만, 이 기법과의 병행처리를 통하여 3차원 정보를 더 정확히 추정하는데 이용될 수 있을 것이다<sup>10)</sup>. 셋째로는 계층적인 기법으로서, 저해상도에서 추정한 3차원 정보를 기준으로 고해상도의 정보를 순차적으로 구해 가는 과정을 목표로 하는 해상도까지 반복하는 것이다.

또한 3차원 전용의 내시경을 제작하는 것을 가정한다면, 텍스처 분석법을 사용할 수 있을 것으로 판단되는데, 이는 조명에 특정한 패턴의 그리드를 넣어 모아레 토포그래피(Moire topography) 형태로 위벽면의 3차원 추정이 가능할 것으로 판단된다. 뿐만 아니라 상호 위치가 정해진 두개의 카메라를 위 속으로 넣을 수 있다면 스테레오 차이법을 화면마다 적용하는 것이 가능할 것으로 생각되는데, 이 경우 환자의 식도를 통해 삽입할 때, 그 고통은 삽입튜브의 크기에 비례할 것이므로, 연구의 원 목적과 상충되지 않도록 하여야 할 것이다.

또 한가지의 방법은 상용 내시경에 사용되는 내시경 끝부분에 위치한 굽힐 수 있는 부분을 조절하는 레버의 회전을 정량화해서, 끝부분의 이동을 알아내면 절대적인 카메라의 위치 및 방향은 알 수 없더라도, 전 화면과의 상대적인 관계를 파악해서 스테레오 차이법을 적용할 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구에서는 Orthographic projection을 가정하였기 때문에 벽면으로부터 렌즈까지의 거리가 크게 변하는 경우에는 오차를 발생하게 된다. 이 때에는 Perspective projection을 가정하고 식(19)와 같이 (u, v)좌표로 변환하여 3차원 재구성을 하여야 할 것이다.

국내에는 수많은 소화기 질환을 가진 환자가 있으며, 이들을 진단할 때 거의 필수적으로 내시경 검사를 시행하고 있다. 종래의 광섬유를 이용한 내시경에 비해 전자 내시경의 경우, 영상을 처리 분석하여 진단의 정확도를 높이고는 있으나, 근본적으로 3차원적인 위벽면을 2차원 영상으로 진단함으로 인한 오진의 확률은 3차원적으로 상상에 의해 재구성하는 임상 의사의 경험에 달려 있다고 할 수 있다. 본 연구에서는 이러한 문제를 최근 급속히 발전하는 컴퓨터 그래픽 기술을 이용하여 해결하고자 하는 시도의 일환으로서, 진단의 정확성을 제고하는데 하나의 보조적인 수단으로 사용될 수 있으리라 기대한다.

## 결론

본 연구에서는 전자내시경 영상의 3차원 재구성을 위해, 우선 내시경의 기기적인 특성에 의해 내시경 영상에 어떠한 고유의 특성이 있게 되는지를 분석하고, 진단 대상이 되는 위벽면 자체의 특성으로 인한 내시경 영상의 특성을 분석하였다. 이를 사전 정보로 하여 하여 Horn의 변화법을 도입한 반복적 알고리즘으로 구현하였고, 이의 타당성 여부를 증명하기 위하여 위모형에서 상용 내시경을 사용하여 영상을 획득하고, 이 중에서 1220(=32×40)개의 데이터를 샘플링하여 이를 기준으로 시뮬레이션을 수행하였다. 이 때 Lagrangian multiplier의 값이 0.3일 때, 알고리즘의 수렴성 및 전체오차 특성이 가장 좋았으며, 가장 정확한 위벽면의 재구성이 이루어짐을 밝혔다.

본 연구는 병원에서 시행하는 내시경 검사의 결과를 3차원적으로 분석하고자 하는 것이다. 물론 임상 의사는 순차적인 영상을 관찰함으로써, 머리 속으로 그 모양을 추정하겠지만 이를 컴퓨터를 이용하여 보다 객관화, 정량화한 영상을 재구성하는 것은 보다 정확한 진단에 큰 도움을 줄 것이다. 또한 3차원적인 정보를 가지고 있는 면은 내시경에서 위 내의 어느 방향으로도 그 2차원적인 영상을 재구성할 수 있기 때문에, 임상 의사가 관심을 두지 않아 관찰하지 못한 병변에 대한 정확한 정보를 검사 후에 컴퓨터를 통한 분석을 통해 알 수 있을 것으로 판단된다.

## 참고 문헌

1. 윤종만, "내시경의 역사, 기종의 선택 및 관리", 대한소화기내시

- 경학회 세미나 1989, 247-264, 1989.
2. 민병구, "전자내시경 및 Swallowable 삽입튜브 개발", 한국과학재단 보고서. 1993.
  3. Welch Allyn Inc, "VideoEndoscope Specifications, Video EndoscopeTM: The System", Welch Allyn Inc, pp. 21-27, 1984.
  4. 정인식, "상부위장관 내시경 검사의 기록법", 제7회 대한소화기내시경학회 세미나 1992, 257-267, 1992.
  5. 竹本 忠良, "消化管内視鏡診斷 ①: 食道 胃 十二指腸", 一忠社, 70-77, 1987.
  6. B. K. P. Horn, "Understanding image intensities", Artif. Intell., vol. 8, pp. 201-231, 1977.
  7. K. Ikeuchi, B. K. P. Horn, "Numerical shape from shading and occluding boundaries", Artif. Intell., vol. 17, no. 2, pp. 141-185, 1981.
  8. B. K. P. Horn, M. J. Brooks, "The variational approach to shape from shading", CVGIP, vol. 33, no. 2, pp. 174-208, 1986.
  9. R. A. Jarvis, "A perspective on range finding techniques on computer vision", IEEE trans. PAMI vol. 5, no. 2, pp. 122-139, 1983.
  10. N. Ahuja, A. L. Abbott, "Active stereo: Integrating disparity, vergence, focus, aperture, and calibration for surface estimation", IEEE trans. PAMI vol. 15, no. 10, pp. 1007-1029, 1993.

**=국문초록=**

위내시경 영상의 음영을 분석하여 내부 벽면의 3차원적인 형태를 추정하는 새로운 기법을 제안하였다. 이를 위해 우선 내시경의 기기적인 특성을 분석한 다음, 진단 대상이 되는 위벽면 자체의 특성으로 인한 내시경 영상의 특성을 분석하였다. 이를 사전정보로 하고, Horn의 변분법을 도입하여 반복적인 음영분석 알고리즘을 구현하였다. 알고리즘의 타당성 여부를 증명하기 위하여 위모형에서 획득한  $512 \times 512$  영상 중에서  $256 \times 320$ 을 대상으로 해서, 시뮬레이션을 수행하였다. 이때 Lagrangian multiplier의 값이 0.3일 경우 알고리즘의 수렴성 및 전체오차 특성이 가장 좋았으며, 가장 정확한 위벽면의 재구성이 이루어짐을 보였다.