

논문 2007-44SC-1-14

다량의 내장 사진에 의한 화상 구성

(Composite Endoscope Image Construction based on Massive Inner Intestine Photos)

김 은 정*, 유 관 회**, 유 영 갑***

(Eunjong Kim, Kwan-Hee Yoo, and Younggap Yoo)

요 약

본 논문은 캡슐 내시경 검사시 진단시간을 줄이기 위해 내시경에서 촬영된 다량의 사진들을 한 장의 이미지로 재구성하는 방법을 제안하였다. 모델링을 단순화하기 위해, 내장을 연속적인 3-D 원통들의 합으로 가정하였다. 제안된 방법은 캡슐 내시경으로부터 촬영된 다량의 사진들을 이용하여 한 장의 2-D 평면 이미지로 재구성한다. 재구성된 이미지를 이용하여 3-D 원통형 모델을 구현하였다. 제안된 이미지 복원 방법은 그래픽 라이브러리인 OpenGL을 사용하여 시뮬레이션 하였다. 재구성된 이미지는 2-D 평면에 전체 내장이 펼쳐진 것과 같은 영상으로 의사들이 넓은 부위의 내장을 한 번에 검사할 수 있어서 빠르게 발병 위치를 확인할 수 있다.

Abstract

This paper presented an image reconstruction method based on the original capsule endoscopy photos yielding a 2-D image for faster diagnosis proposes. The proposed method constructed a 3-D intestine model using the massive images obtained from the capsule endoscope. It merged all images and completed a 3-D model of an intestine. This 3-D model was reformed as a 2-D plane image showing the inner side of the entire intestine. The proposed image composition was evaluated by the 3-D simulator, OpenGL. This approach was demonstrated successfully. A physician can find the location of a disease at a glance because the composite image provided an easy-to-understand view to show the patient's intestine and thereby shorten diagnosis time.

Keywords : capsule endoscope, image composition, 3-D modeling

I. 서 론

내시경 검사는 크게 전자내시경과 캡슐 내시경으로 나뉜다. 전자 내시경은 환자의 식도를 통해 관을 밀어 넣기 때문에 환자에게 통증을 유발한다. 또한 전자내시

경을 이용한 검사는 환자의 소장까지 검사하기 어렵다. 캡슐 내시경은 알약형태로 환자가 쉽게 삼킬 수 있다.

캡슐 내시경은 식도를 따라 소장을 포함한 전체 내장을 검사할 수 있다. 삼켜진 캡슐 내시경은 초당 2장의 사진을 촬영하여 전송하며 총 8시간동안 약 5만장의 사진을 전송한다^[1-2]. 의사는 전송된 5만장의 사진을 초당 20-40 프레임의 속도로 검사한다^[3-6]. 캡슐 내시경은 장의 연동운동에 따라 급격하게 움직일 때도 있어 의사가 주의깊게 진단하지 않으면 발병된 위치를 놓칠 수 있다. 또한 검사시간이 오래 걸리고 연동 운동에 의한 카메라의 이동에 따른 제한된 관찰 각도로 인해 이중의 일부만만이 영상으로 구성되어 정확한 진단이 어렵다. 캡슐 카메라로부터 촬영된 다량의 사진들을 이용하여 하나의 전체 이미지를 알아보기 쉽게 하나의 2-D 혹은

* 학생회원, *** 정회원, 충북대학교 정보통신학과 컴퓨터정보통신 연구소
(Dept. of Computer and Communication Engineering and Research Institute for Computer and Information Communication, Chungbuk National University)

** 정회원, 충북대학교 컴퓨터교육과 정보산업공학과
(Dept. of Computer Education, Chungbuk National University)

※ 본 논문은 2006년도 충북대학교 학술연구 지원사업의 연구비 지원에 의하여 연구되었습니다.

접수일자: 2006년9월28일, 수정완료일: 2006년1월3일

3-D 모델로 구현하는 방법이 정확하고 빠른 진단을 위해 요구된다.

캡슐 내시경으로부터 얻어진 사진들을 통해 정확한 진단을 하도록 다양한 연구들이 진행되어왔다^[7-12]. 촬영된 사진들은 실제적인 비선형 공간 왜곡이 발생된다. 이는 정확한 진단을 방해하기 때문에 이를 조정해야 정확한 진단이 가능하다. S. Pongnumkul과 그의 동료들은 캡슐 카메라로부터 얻어진 비디오스트림을 2-D 이미지로 변환하여 진단시간을 줄이는 방법을 제안하였다^[10].

이들 연구는 캡슐 내시경의 위치나 내시경 카메라의 촬영 각도 정보가 포함되지 못하여 병변의 위치 파악이 불가능하다. 또한 방대한 양의 사진 판독에 상당한 진단 시간을 요하여 임상 의사가 장시간 소모해야 한다는 문제가 있다. 본 논문은 이미지 재구성 방식을 사용하여 짧은 시간에 정확한 진단이 가능한 방법을 제안하였다. 다량의 내장 사진을 이용하여 하나의 2-D 평면으로 재구성하고 이를 3-D 내장 모델로 구현하였다. 3-D 내장 모델을 구현하기 위해 내장의 형태를 연속적인 원통들로 모델링한 후, 각 사진들의 위치정보와 앵글정보를 이용하여 촬영된 이미지의 위치를 결정하여 2-D 평면에 텍스처 맵핑한다. 2-D 평면에 재구성된 이미지들은 3-D 내장 모델로 복원하였다. 각각의 사진을 이와 같은 방식으로 연속적으로 수행하여 하나의 2-D 평면에 모두 합쳐서 전체 내장의 이미지를 2-D 및 3-D 이미지로 복원하였다. 이와 같이 재구성된 이미지를 이용하여 의사가 빠르고 정확한 내시경 진단을 내릴 수 있다.

본 논문은 다음과 같이 구성되었다. II장은 모델링 환경과 이에 사용된 캡슐 카메라의 파라미터들에 관해 기술한다. III장은 캡슐 내시경으로부터 촬영된 이미지를 이용하여 한 장의 2-D 평면에 재구성하는 방법을 설명한다. IV장은 재구성된 2-D 평면 이미지를 3-D 원통형 모델로 구현하는 방법을 설명한다. V장은 실험 결과를 보여주며, 이를 토대로 VI장에서 결론을 맺는다.

II. 내장 모델링 환경

본 논문은 인간의 내장을 연속적인 원통으로 가정하고 캡슐 카메라로부터 촬영한 사진들을 이용하여 원통 내부의 이미지를 복원한다. 결과적으로 3-D 원통들로 구성된 모델은 인간의 내장 내부의 이미지 정보를 모두 복원할 수 있다. 본 절은 내장의 모델링을 위해 사용된 캡슐 카메라의 파라미터들과 모델링 환경 정보를 제시

한다. 평균 성인의 소장의 길이는 6m이고 직경은 20mm이다. 소장은 그림 1과 같이 십이지장, 공장, 회장으로 구성되어 있고 연동운동과 흡수운동을 하며 끊임 없이 움직인다. 본 논문은 캡슐 카메라가 사진을 촬영할 때의 위치 및 각도를 X. Wang and M. Q. H. Meng가 제안한 방법을 이용하여 안다고 가정한 후 촬영된 이미지를 토대로 내장의 내부 모습을 복원하는 방법을 제안하였다^[13].

내장의 3-D 모델링을 단순화하기 위해 전체 내장을 그림 2와 같이 연속적인 원통들로 가정하였다. 각 원통은 서로 다른 크기와 높이를 갖는다. 일례로 i 번째 원통은 반지름 r_i 과 원통의 높이 h_i 를 변수로 갖는다. 각 원통은 구부러진 내장의 모습을 기울어진 원통들의 합으로 모델링한다. 내장을 원통을 기본으로 모델링한 후 캡슐 카메라로부터 촬영된 사진을 토대로 원통 내부의 내장 이미지를 3-D 형태로 복원한다.

그림 2에서 나타나듯이, 캡슐 내시경의 내장의 위치와 카메라의 회전 각도를 정의하기 위해 첫 번째 원통의 중심을 직각좌표계의 중심으로 설정하였다. 원통으로 모델링된 내장 내에서 이동하는 캡슐 내시경의 센터 포지션의 위치 좌표 $P(x, y, z)$ 는 직각좌표계를 이용하여 표현한다. 카메라의 center position은 내장내의 캡슐 내시경내에 장착된 카메라 렌즈의 위치 좌표를 의미한다. 자세각 (α, β, γ) 는 캡슐 내시경의 움직임에 의해서 변한다. 내장의 3-D 원통형 모델링 시 원통의 반지름은 30.0 mm, 높이는 최대 200.0 mm로 가정하였다.

캡슐 카메라로부터 촬영된 각 사진은 카메라의 내장 내에서의 위치와 각도 정보를 포함하고 있다고 가정한다. 카메라 특징과 촬영시 포즈에 따라 촬영되는 영상의 이미지가 다르다. 따라서 그림 3에서 나타난 것처럼 카메라의 center position, 방향 벡터(direction vector), 카메라 시야각(fovy), 전방 절단면(near plane), 후방 절단면(far plane) 및 종횡비(aspect ratio)등과 같은 카메라와

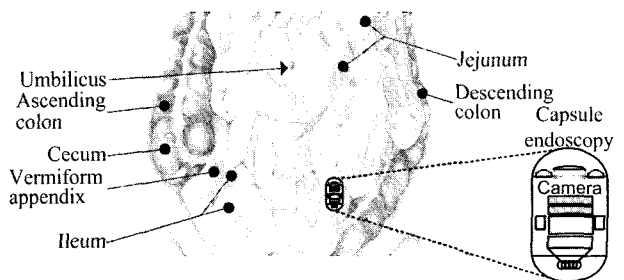


그림 1. 인체 내장
Fig. 1. The intestine of a human body.

3

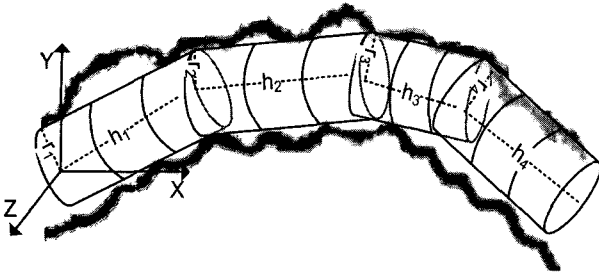


그림 2. 내장의 원통형 모델링
Fig. 2. Cylindrical modeling for a intestine.

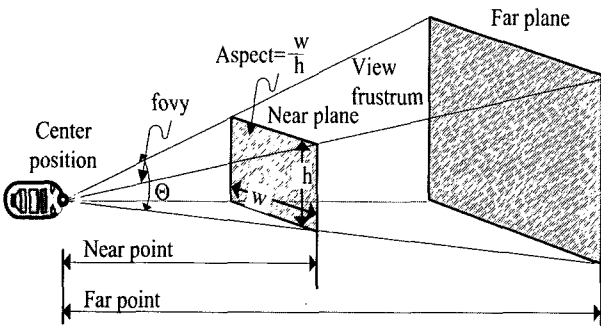


그림 3. 원통형 모델링의 파라미터
Fig. 3. The parameters for a cylindrical modeling.

관련된 파라미터들을 정의한다. 카메라 시야각(fovy)는 100도로 지정하였다. 카메라의 near point와 far point는 영상을 촬영할 때 가장 가깝게 찍히는 부분과 가장 멀리 찍히는 부분을 의미한다. 촬영된 사진은 두 지점을 경계로 안쪽에 있는 이미지 정보들이 사진에 담기는데 이를 시야 절두체이라고 한다. 모델링에 사용된 카메라의 near point와 far point는 각각 4.5mm 및 25mm로 설정하였다. 즉 카메라의 센터로부터 4.5mm에서 25mm 사이에 보이는 화면이 촬영된 사진 내에 포함된다. 종횡비(aspect ratio)는 촬영된 영상의 height 및 width의 비율을 의미하고 본 모델링에서는 1로 설정하였다. 기본 방향 벡터(default direction vector)는 (0.0, 0.0, -1.0)으로 설정하였다.

III. 다량의 내장 이미지의 2-D 평면 이미지 재구성 방법

본 장은 다량의 내장 이미지를 가지고 한 장의 2-D 평면 이미지로 변형하는 방법을 기술한다. 제안된 방법을 이용하여 캡슐 내시경 사진으로부터 내장을 한 장의 2-D 평면 이미지로 재구성한 후 이를 3-D 원통 모델링을 통해 확인한다. 앞 절에서 언급한 바와 같이 내장을

연속적인 원통들의 합으로 가정한다. 2-D 평면 이미지로 재구성하는 방법은 다음과 같은 순서를 따른다. 캡슐 내시경의 시야 절두체와 원통의 내부 표면과의 교차영역을 구한다. 이 교차영역을 정규화된 가시 부피내부로 위치관계에 따라 투영한다. 교차영역내의 선분들의 z값을 0으로 바꾸어 정규화된 가시 부피상의 x-y평면으로 투영한다. 원통내의 교차영역은 가시 부피상의 x-y평면으로 투영되고 이의 위치관계식을 얻을 수 있다. 모든 사진을 이와 같은 방법을 연속적으로 사용하여 다량의 사진을 2-D 평면 이미지로 매핑한다. 본 절에서는 이를 자세히 기술한다.

캡슐 카메라에 의해 촬영된 영상은 원통 내부의 표면과 캡슐 내시경의 시야 절두체간의 교차 영역에 담긴 이미지 정보와 동일하다. 일반적으로, 시야 절두체는 카메라 시야각(fovy), 전방 절단면(near plane), 및 후방 절단면(far plane)에 의해 결정된다. 시야 절두체의 파라미터들은 그림 4a에 보여진다. 여기서 $(x_{min}, y_{min}, -near)$ 좌표값은 전방 절단면(near plane)의 왼쪽 하단 점의 좌표값이고, $(x_{max}, y_{max}, -far)$ 값은 후방 절단면(far plane)의 오른쪽 상단 점의 좌표이다.

여기서, $Inv(V, C)$ 함수를 캡슐 카메라의 시야 절두체와 주어진 원통간의 교차영역으로 정의한다. $Int(V, C)$ 함수를 효과적으로 계산하기 위해 식 1과 같은 변환 행렬 $M_{pers \rightarrow CV}$ 을 사용한다. 변환 행렬 $M_{pers \rightarrow CV}$ 에 의해 원래의 시야 절두체는 그림 4b와 같이 정규화 가시 부피로 변형된다.

$$M_{pers \rightarrow CV} = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{2(-near)}{x_{max}-x_{min}} & 0 & \frac{x_{max}+x_{min}}{x_{max}-x_{min}} & 0 \\ 0 & \frac{2(-near)}{y_{max}-y_{min}} & \frac{y_{max}+y_{min}}{y_{max}-y_{min}} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{far+near}{far-near} & -\frac{2far \times near}{far-near} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

이와 같이 정규화 가시 부피로 변환되면, 그림 4a의 원통내의 교차영역 $Int(V, C)$ 를 구하는 문제는 그림 4b와 같이 정규화 가시 부피에 투영된 교차영역내의 선분들을 구하는 문제로 바뀐다. 이는 클리핑 알고리즘을 통해 해결한다. Cyrus와 Back에 의해 제안된 3-D 클리핑 알고리즘을 적용하여 정규화 가시 부피 내부의 변형된 선분들의 집합의 부분을 구한다^[14].

구분된 선분 집합들은 그림 4b와 같이 정규화 가시 부피의 전방 평면인 x-y평면에 직교 투영된다. 직교 투영된 선분 집합들을 가지고 우리는 캡슐 내시경으로부

터 촬영된 이미지들의 정확한 위치를 결정할 수 있다. 다시 말해, 캡슐 내시경으로부터 촬영된 사진의 이미지 정보와 정규화된 뷰 사각형간의 매핑 함수를 구할 수 있다. 원통의 교차영역 Int (V, C)내의 정해진 선분은 정규화된 2-D 평면 이미지상의 정해진 위치로 매핑된다. 이러한 방법을 이용하면 교차영역 Int (V, C)에 매핑될 텍스처를 효과적으로 구할 수 있다.

마지막으로, 매핑된 텍스처가 합성 이미지의 어느 부분에 매핑되는지 결정해야 한다. Int(V, C)에 속하는 원통 표면을 구하여 그 표면을 선분의 집합을 $S = (S_1, S_2, \dots, S_k)$, $S_i = (CL_i, CH_i)$ 으로 나타내었다고 가정하자. 여기서 $CL_i = (CL_{ix}, CL_{iy}, CL_{iz})$ 라 하고, $CH_i = (CH_{ix}, CH_{iy}, CH_{iz})$ 라 하자. 주어진 원통을 그림 5(c)와 같이 y축을 기준으로 여러 개의 연속적인 선분의 집합으로 분할하여 메쉬로 구성할 경우, 주어진 원통과 Int(V, C)이 블록 특성을 갖고 있으므로 구해진 선분의 집합 S를 이용해서 영상을 쉽게 재구성할 수 있다. 이를 해결하기 위해 먼저 특정한 교차 선분 $S_i = (CL_i, CH_i)$ 이 재구성된 이미지에 어디에 대응되는지를 구해야 하는데 본 논문에서는 원통 좌표를 텍스처 좌표로 변형하는 방법을 이용하였다. 교차선분 S_i 에 대한 텍스처 좌표 변환은 식 (2)와 같다.

$$\left(\frac{k}{n}, \frac{CL_{iy}}{h} \right) \quad (2)$$

$$\left(\frac{k}{n}, \frac{CH_{iy}}{h} \right)$$

여기서 k는 원래 원통과 시야 절두체의 교차영역에 포함되는 선분의 차례를 의미한다. 이렇게 변형된 텍스처 좌표와 앞에서 설명한 정규화된 뷰 사각형에 대응되는 카메라 영상을 투영시켜 합성 이미지를 구한다.

i번째 캡처된 2-D 영상의 크기를 (CW_i, CH_i) 라고 정의하면 정규화된 뷰 사각형에 존재하는 각 선분의 한 점 $p = (nucx, nucy)$ 은 영상의 $(CW_i \times nucx, CH_i \times nucy)$ 에 대응됨을 알 수 있다. 여기서, nucx는 정규화 가시 부피에 x축 좌표 값이고 nucy는 정규화 가시 부피에 y축 좌표 값이다. 아래 그림 4는 그 대응관계를 보여주고 있다. 그림 4b는 정규화된 뷰 사각형에 존재하는 선분이며, 그림 4c는 합성 이미지에 매핑되는 선분들을 보여준다.

이와 같은 방법으로 앞에서 제안한 기법을 반복 적용하여 다량의 사진을 한 장의 2-D 평면 이미지에 텍스처 매핑이 가능하다. 각각의 이미지들을 2-D 평면 이미

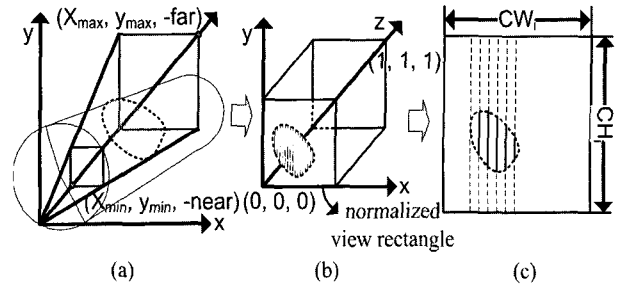


그림 4. 정규화 투영
Fig. 4. Projection normalization.

지에 붙일 때 서로 겹쳐지는 영역은 최적 영상값 선택을 통해 선택된 이미지를 매핑시킨다. 사진이 찍히지 않은 영역은 보간법을 이용하여 주변값들에 의해 복원된다.

IV. 2-D 평면 이미지의 3-D 원통 모델링 방법

본 장은 재구성된 2-D 평면 이미지를 3-D 원통으로 모델링하는 방법을 설명한다. 첫 번째로, 내장의 원통 모델링은 그림 5c와 같이 나타낸다. 원통의 중심을 원점으로 직각 좌표계를 설정한다. 원통의 반지름의 길이는 r, 원통의 높이를 h라고 한다. 원통의 윗면과 밑면의 y 좌표값은 각각 h/2, -h/2가 된다. 이 때 윗면의 원둘레에 놓인 점들을 상한점, 밑면의 원둘레에 놓인 점들을 하한점이라고 하자. 원통의 표면을 그림 5c와 같이 일정한 각도 $\Delta\theta$ 를 갖는 n개의 조각으로 나눈다. 각도 $\Delta\theta$ 는 $360/n^\circ$ 의 크기를 갖는다. i는 원통의 원주를 나눈 조각의 개수의 순서를 말한다. i번째 슬라이스의 상한점 (H_{xi}, H_{yi}, H_{zi}) 과 하한점 (L_{xi}, L_{yi}, L_{zi}) 를 구하는 방법은 식 (3)과 같다. 식 (3)에서 anglevalue θ_i 는 원통의 원주를 n개로 나누었을 때 원통의 밑면 혹은 윗면의 기준벡터 θ_0 으로부터 θ_i 까지의 각도를 의미한다.

$$\theta_i = i \times \Delta\theta, \Delta\theta = \frac{2\pi}{n}$$

$$H_{xi} = 2\pi r \times \cos(\theta_i), H_{yi} = \frac{h}{2}, H_{zi} = 2\pi r \times \sin(\theta_i) \quad (3)$$

$$L_{xi} = 2\pi r \times \cos(\theta_i), L_{yi} = -\frac{h}{2}, L_{zi} = 2\pi r \times \sin(\theta_i)$$

(where, $i = 0, 1, \dots, n$)

두 번째로 원통 모델과 2-D 평면 이미지는 식(3)과 식(4)의 위치 관계식을 갖는다. 정규화된 2-D 평면 이미지의 상한점과 하한점상의 점의 좌표는 T_{Hi} 와 T_{Li} 로 표현된다. T_{Hi} 와 T_{Li} 는 각각 3-D 원통상의 H_i 와 L_i 와 대

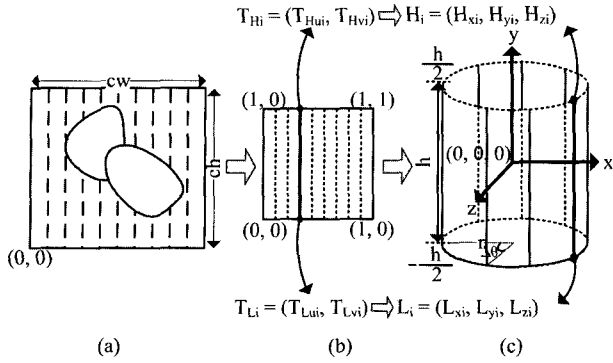


그림 5. 재구성 방법: (a) 합성된 이미지; (b) 정규화 텍스처 좌표; (c) 3-D 원통 모델

Fig. 5. Reconstruction method: (a) the 3-D cylinder model; (b) normalized texture coordinate; (c) composite Image.

응한다.

T_{Hui} 와 T_{Hvi} 는 원통의 상한점들중의 한 점 (H_{xi} , H_{yi} , H_{zi}) 좌표값이 정규화된 후 2-D 이미지에 매핑된 x축 좌표값과 y축 좌표 값을 의미한다. T_{Lui} 와 T_{Lvi} 는 원통의 하한점들중의 한 점 (L_{xi} , L_{yi} , L_{zi}) 좌표 값이 정규화된 후 2-D 이미지에 매핑된 x축 좌표값과 y축 좌표값을 의미한다. T_{Hui} 와 T_{Lvi} 의 좌표값을 식 (4)를 사용하여 구한다.

$$T_{Hui} = \frac{i}{n}, T_{Hvi} = 1$$

$$T_{Lui} = \frac{i}{n}, T_{Lvi} = 0$$

(4)

그림 5a와 재구성된 영상은 그림 5b의 정규화 좌표 값에 대응하여 출력될 영상의 크기의 가로를 (CW, CH)라고 정의하면 그림 5b의 정규화된 이미지에 x값에는 CW를 곱하고, y값에는 CH를 곱해서 원하는 크기의 2-D 평면 이미지를 만들 수 있다.

V. 시뮬레이션

제안된 방법은 PC환경에서 MS visual studio의 그래픽 라이브러리인 OpenGL을 사용하여 구현하였다. 전체적인 영상 시스템은 그림 7과 같이 나타난다. 연속 촬영된 2-D 영상을 3-D 원통으로 매핑하면 그림 6a와 같이 나타난다. 원통 안에 빛살무늬로 나타난 부분이 원통과 시야 절두체가 교차하는 부분이다. 이 영역이 촬영된 사진내의 이미지 정보를 모두 담고 있다. 그림 6b는 캡슐 내시경에서 촬영된 2-D 영상을 나타낸다. 그림 6c는 캡슐 내시경의 정보를 보여준다. 이 정보는 캡

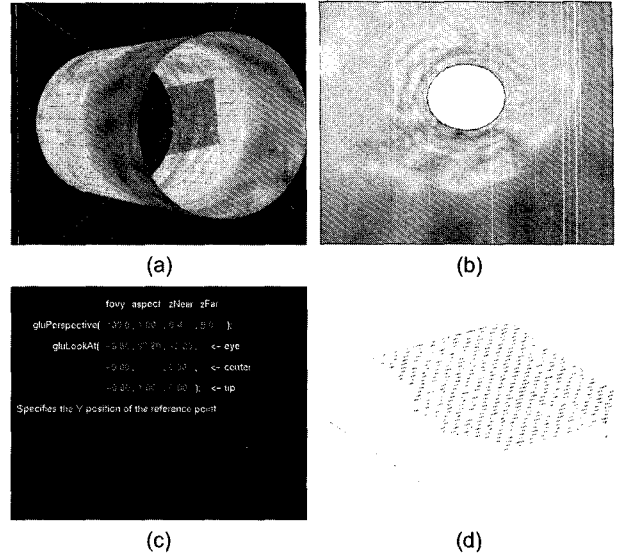


그림 6. 내장의 3-D 모델과 2-D 이미지: (a) 3-D 원통 모델링, (b) 촬영된 2-D 이미지, (c) 캡슐 내시경의 위치와 카메라 파라미터, (d) 합성된 이미지

Fig. 6. The 3-D model for a intestine and reconstructed 2-D image: (a) 3-D cylinder modeling; (b) captured 2-D image; (c) capsule endoscope position and camera parameter; (d) a composite image.

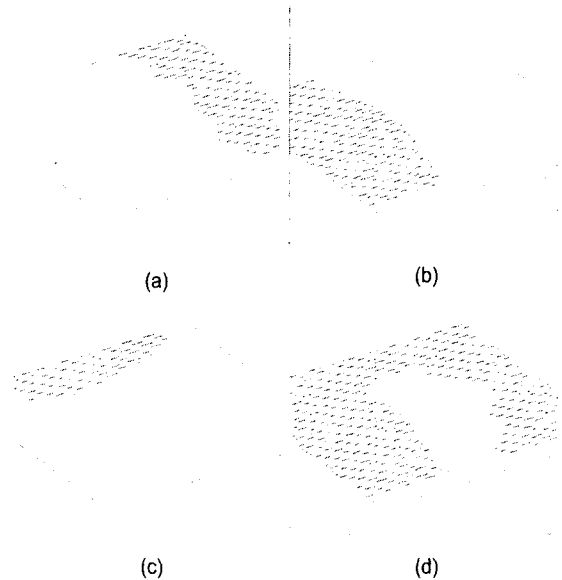


그림 7. 합성이미지 재구성 순서
Fig. 7. Process of a composite image construction.

슐 카메라의 위치 좌표(center position), 카메라의 자세 각(eye point), 방향 벡터(direction vector), 카메라 시야 각(fovy), near and far point 및 종횡비(aspect ratio)등을 포함한다. 그림 6d는 원통과 시야 절두체가 교차하는 부분을 합성 이미지에 투영한 것이다.

그림 7a는 eye point(4.00, 22.20, -1.00)이고 center

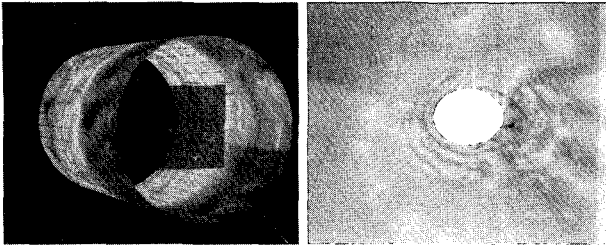


그림 8. 내장의 안쪽에서 본 모습
Fig. 8. The picture captured in front of an intestine.

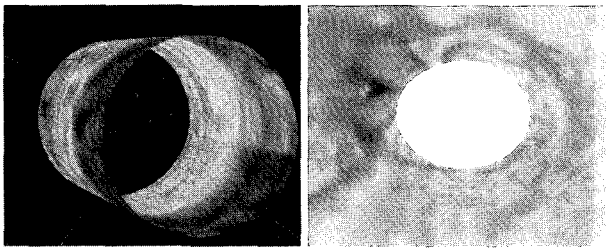


그림 9. 내장의 바깥쪽에서 본 모습
Fig. 9. The picture captured in end of an intestine.

position(0.30, -0.20, 0.00)이다. 그림 7b는 eye point (4.60, 26.10, -3.10)이고 center position(-0.30, -5.60, 0.00)이다. 그림 7c는 eye point(30.10, 10.30, 6.90)이고 center position(-0.00, -1.30, 0.80)이다. 그림 7d는 그림 7a, 7b, 7c의 사진이 겹쳐진 영상으로 각각 다른 촬영된 이미지의 합성 이미지이다. 이와 같이 2-D 평면 이미지로 완전하게 복원됨을 알 수 있다.

3-D 모델링 후 내장의 안쪽에서 본 모습은 그림 8와 같다. 내시경 카메라가 이동하면서 그림 9과 같이 바깥쪽까지 3-D 모델링내에서 이동하면서 볼 수 있다. 의사는 한 장의 2-D 평면 이미지로 짧은 시간내에 병변의 위치를 확인하고 3-D 원통 모델링을 통해 병변이 의심되는 부분을 자세히 볼 수 있다.

VI. 결 론

본 논문은 캡슐 내시경을 위한 이미지 재구성 방법을 제시하였다. 현재 캡슐 내시경 진단을 위해 의사는 촬영된 5만장의 사진을 초당 20-40프레임의 비디오 화면을 보는데 2시간이 소요된다. 이 논문의 목적은 이 시간을 수분내로 줄이는 방안을 제시하는 것이다. 캡슐 카메라로부터 얻어진 이미지는 원통형 모델과 그 내부의 카메라의 포즈에 따른 시야 절두체간의 교차영역을 담고 있다. 이 교차영역내의 이미지는 원통형 모델의 정해진 위치에 매핑된다. 최종적으로 구현된 3-D 모델링은 5만장의 모든 이미지가 가진 정보를 담는다. 원통

형 모델에 담긴 이미지 정보는 원통형 모델과 정규화된 평면간의 위치관계에 따라 2-D 평면으로 매핑되고 원하는 평면으로 폭과 높이를 곱해 최종적으로 원하는 이미지 평면을 얻는다. 이와 같은 방법으로 구현된 2-D 평면 이미지는 3-D 내장 모델을 세로로 절개해서 편 이미지가 된다. 의사는 이렇게 재구성된 2-D 이미지를 통해 쉽고 빠르게 질병의 위치를 파악할 수 있다. 또한 시뮬레이션 방법과 같이 내장의 3-D 모델링을 이용하여 질병의 위치까지 가상카메라를 발병 위치까지 스크롤하여 좀 더 자세히 살펴 정확한 진단을 내릴 수 있다. 이러한 방법을 사용할 경우 현재 2시간을 소모하는 캡슐 내시경 진단시간 수분내로 줄일 수 있다.

참 고 문 헌

- [1] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovskiy, and P. Swain, "Wireless capsule endoscopy," *Nature*, vol. 405, pp. 417-420, May 2000.
- [2] G. G. Ginsberg, A. N. Barkun, J. J. Bosco, G. A. Isenberg, C. C. Nguyen, B. T. Petersen, W. B. Silverman, A. Slivka, and G. Taitelbaum, "Wireless capsule endoscopy," *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 56, no. 5, pp. 621-624, Nov. 2002.
- [3] T. B. Tang, E. A. Johannessen, L. Wang, A. Astaras, M. Ahmadian, A. F. Murray, J. M. Cooper, S. P. Beaumont, B. W. Flynn, and D. R. S. Cumming, "Toward a miniature wireless integrated multisensor microsystem for industrial and biomedical application," *IEEE Sensors Journal*, vol. 2, no. 6, pp. 628-635, Dec. 2002.
- [4] M. C. Lin, L. R. Dung, and P. K. Weng, "An ultra-low-power image compressor for capsule endoscope," *BioMedical Engineering Online*, pp. 1-8, Feb. 2006.
- [5] H. J. Park, J. C. Park, J. H. Lee, Y. K. Moon, B. S. Song, C. H. Won, H. C. Choi, J. T. Lee, and J. H. Cho, "New method of moving control for wireless endoscopic capsule using electrical stimulus," *Proc. of Int'l Technical Conference on Circuits/Systems, Computers and Comm.*, pp. 7E1L-1-1-7E1L-1-4, 2004.
- [6] 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. Khadem, "Implementation, calibration and accuracy testing of an image-enhanced endoscopy system," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 21, no. 12, pp. 1524-1535, Dec. 2002.

[7] C. Hu, M. Meng, P. X. Liu, and X. Wang, "Image distortion correction for wireless capsule endoscope," *Proc. IEEE Int'l Conference on Robotics and Automation*, pp. 4718-4723, Apr. 2004.

[8] K. V. Asari, S. Kumar, and D. Radhakrishnan, "A new approach for nonlinear distortion correction in endoscopic images based on least squares estimation," *IEEE Trans. On Medical Imaging*, vol. 18, no. 4, pp. 345-354, Apr. 1999.

[9] B. Kim, S. Lee, J. H. Park, and J. O. Park, "Design and fabrication of a locomotive mechanism for capsule-type endoscopes using shape memory alloys (SMAs)," *IEEE Trans. on Mechatronics*, vol. 10, no. 1, pp. 77-86, Feb. 2005.

[10] S. Pongnumkul, R. Sagawa, T. Echigo, and Y. Yagi, "Deformable registration for generating dissection image of an intestine from annular image sequence," *CVIBA 2005 LNCS 3765*, pp. 271-280, 2005.

[11] W. E. Smith, N. Vakil, and S. A. Maislin, "Correction of distortion in endoscope image," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 11, no. 1, pp. 117-122, Mar. 1992.

[12] R. Mranda-Luna, W. C. P. M. Blondel, C. Daul, Y. Hernandez-Mier, P. Posada, and D. Wolf, "A simplified method of endoscopic image distortion correction based on grey level registration," *Proc. 2004 Int'l Conf. on Image Processing*, pp. 3383-3386, 2004.

[13] X. Wang and M. Q. H. Meng, "Study of a position and orientation tracking method for wireless capsule endoscope," *Int'l Journal of Information Acquisition*, vol. 2, no. 2, pp. 113-121, 2005.

[14] M. Cyrus and J. Back, "Generalized two-and three-dimensional clipping," *Computer and Graphics*, vol. 3, pp. 23-28, 1978.

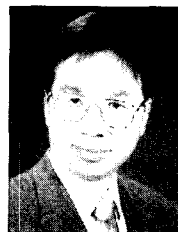
저 자 소 개



김 은 정(학생회원)
 2005년 충북대학교
 정보통신공학과 공학사.
 2005년 3월~현재 충북대학교
 정보통신공학과 석사과정
 <주관심분야 : 디지털 회로설계, 컴
 퓨터 비전, 의공학, 의학영상처리>



유 관 회(정회원)
 1985년 전북대학교 전산통계학과
 이학사
 1988년 한국과학기술원 전산학과
 공학석사
 1995년 한국과학기술원 전산학과
 공학박사
 1988년~1997년 (주)데이콤 종합연구소
 선임연구원
 1997년~현재 충북대학교 컴퓨터교육과,
 정보산업공학과 교수
 2003년~2005년 카네기멜론대학교 로보틱스
 연구소 방문교수
 <주관심분야 : 컴퓨터그래픽스, 3차원 에듀 게임,
 덴탈 및 메디칼 응용>



유 영 갑(정회원)-교신저자
 1975년 서강대학교 전자공학과
 공학사.
 1975년~1979년 국방과학연구소
 연구원
 1981년 Univ.of Michigan
 Ann Arbor 전기전산학과
 공학석사
 1986년 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
 <주관심분야 : VLSI 설계 및 Test, 고속 인쇄회
 로 설계, Cryptography>