

스테레오스코픽 가상현실을 이용한 의료 보조용 3차원 영상처리 시스템의 개발

정회원 김정훈*, 이명호**

Development of Stereoscopic 3-D Imaging System For the Medical Aid

Jeong-Hoon Kim*, Myoung-Ho Lee** *Regular Members*

요 약

최근 들어 3차원 시각효과에 대한 관심이 고조되면서 가상현실 이론과 접맥한 3차원 신호처리 기술의 발전이 급진전 되고 있다. 본 연구에서는 현재 단순 관찰용으로만 활용되고 있는 의료용 내시경영상을 필드 시퀀셜(Field Sequential) 방식의 3차원 스테레오 영상으로 저장, 관찰이 가능한 신호처리 시스템으로 활용하기 위한 3차원 영상처리용 데이터 복합기와 3차원 깊이 추출 및 디스플레이 시스템을 개발하였다.

ABSTRACT

Recently, 3-D signal processing with VR(Virtual Reality) is under developing with the increasing concerns of 3-D visual effects. This paper presents a development of stereo data multiplexor as well as depth extraction and display system with the field sequential 3-D stereoscopic endoscopic image for the storage, diagnosis, and robotic surgery in the fields of medical sides.

이 맵(depth map)이나 그림2처럼 깊이를 구체적인 수치로 표현하는 방법등이 있다.

I. 서론

가상 현실 기법중의 한 방법인 필드 시퀀셜(Field Sequential) 방식의 3차원 스테레오스코픽(Stereoscopic) 기법은 그림 1과 같이 두 대의 카메라를 이용하여 데이터를 각각 촬영한 후 좌측 영상과 우측 영상을 필드별로 혼합한 후 수직으로 120Hz로 디스플레이하며 좌, 우측 눈을 번갈아 셔터링하는 안경을 착용하여 입체감을 표현하는 방법이다^[1]. 이러한 입체 디스플레이는 현재 우주 관측이나, 오락, 군사, 의료, 교육 분야에 폭넓게 활용되고 있으며 특히 의료 분야중 내시경 시스템에 도입되고 추세이다. 단순 디스플레이 외의 활용법으로는 그림1에 표현한 바와 같이 깊이에 따라 명도로 표현하는 깊

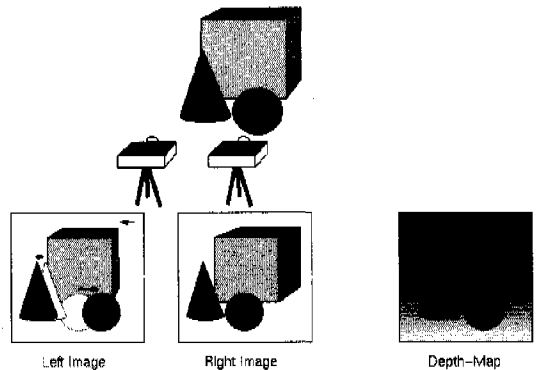


그림 1. 스테레오 카메라를 이용한 영상과 깊이맵

* 신홍대학 전자통신과(jhkim@shinheung-c.ac.kr)

** 연세대학교 공대 기계 전자 공학부(mhLee@bubble.yonsei.ac.kr)

논문번호: 99030-0922

접수일자: 1999년 9월 22일

* 이 논문은 1997년 한국학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음.



그림 2. 깊이 표시의 예

본 연구에서 사용하려는 의료용 내시경은 입상적으로 위내부를 들여다보는 관찰기능 뿐아니라 수술 시에도 사용되는 등 활용도가 날로 증대하고 있으나 기존의 2차원 내시경은 진료의가 단지 화면상에 나타나는 평면 정보만으로 인체내부를 관찰하기 때문에 실세계에서는 자연스럽게 느낄 수 있는 깊이감을 가지지 못한다. 이런 문제는 인체내부의 대상체까지 근접하게 다가갈 경우 어느 정도 이동할 것인가를 결정할 때 상당한 어려움을 일으킨다. 따라서 본 연구에서는 스테레오스코픽 기법을 이용하여 인체내부를 실세계처럼 보여주는 3차원 내시경에서 부위(object)간의 깊이를 찾고 이를 실생활에서 느낄 수 있는 깊이 정보로 변화하여 진료가 편리하고 정확한 결과를 산출하도록 돕고자 한다. 그리고 기존의 2차원 내시경을 능숙하게 사용하기 위해서는 많은 훈련과 경험이 필요한데 이를 습득하려면 상당한 시간을 요구한다. 그래서 교육과정에 3차원 깊이 정보를 이용하여 입체감(깊이감)을 훈련시키는 시뮬레이션이 이용된다면 또 다른 파생효과를 얻을 수 있을 것이다.

3차원 영상에서 깊이정보를 얻기 위해 사용되는 스테레오 정합 방법에는 크게 특징점정합(Feature-based Matching)과 영역정합(Region-based Matching)이 있는데 전자는 좌/우영상에서 특징을 가지고 있는 곳을 찾아 이것들만으로 정합을 시도하는 것이고 후자는 좌/우 영상을 일정영역으로 분류한 후 정합을 행하는 것이다. 두 가지 방법은 각각 장단점을 지니고 있기 때문에 활용분야에 따라 적절히 선택하는 작업이 필요하다. 본 연구에서는 3차원 입체 디스플레이를 위해 2대의 카메라에서 나온 영상 신호를 복합하는 영상 복합기를 개발하였으며 이를 이용하여 스테레오 데이터를 PC로 획득한 후 고속 처리용 깊이 추출처리를 위하여 특징점중에서 추출

한 기준점을 이용하여 특징점 기반의 스테레오 정합을 수행하는 알고리즘을 개발하였다. 그림3은 본 연구의 개념을 표현하는 블록도로써 환자로부터 획득한 좌, 우 영상으로부터 단순하게 3차원(3D) 디스플레이 하는 시스템에 깊이 추출용 시스템(Depth Extraction System)을 추가하여 사전 수술용 시뮬레이션이나 로봇 수술, 원격 수술등에 보조 정보로 활용할 수 있도록 하였다.

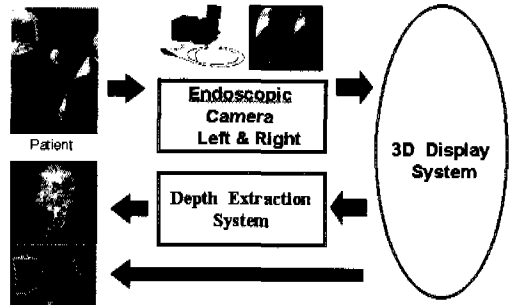


그림 3. 본 시스템의 전체 구성도

II. 시스템 규격

1. 데이터 관리 시스템

본 연구에서 사용한 입상 데이터는 삼성 서울병원내에 구축한 디지털 내시경 데이터 관리용 시스템(그림4)과 연계하여 획득하였으며 본 디지털 내시경 시스템은 기존 독일의 Wolf 사의 내시경 시스템 외에 추가로 다음과 같은 시스템이 추가로 개발되었다. 첫째, 내시경 데이터 관리 시스템을 개발함으로써 시술중의 중요한 영상과 그 영상에 대한 집도

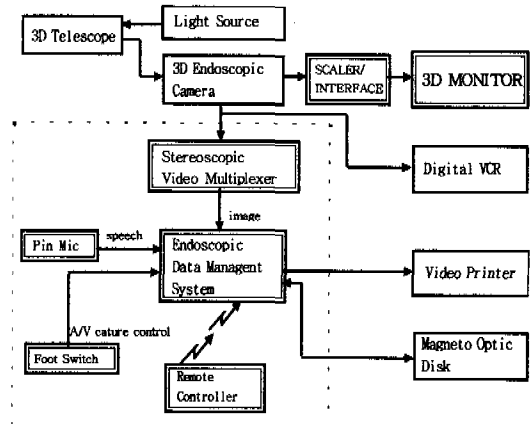


그림 4. 디지털 내시경 시스템의 구성

의사의 음성 메시지를 실시간 압축, 저장, 재생할 수 있도록 하였고, 둘째, 수술 영상을 디지털화 하여 데이터의 저장, 보관을 광디스크(640MB, 3.5" 디스크)와 CD-R에 저장하였고, 저장된 데이터를 온라인 네트워크를 통해 전송이 가능하도록 하였다. 셋째, PC로 주변장치를 제어할 수 있도록 제어보드와 인터페이스부를 개발하여 수술중 의료진이 신속 편리하게 조작할 수 있도록 하였다.

2. 스테레오 영상 획득용 복합기의 개발

본 연구에서 개발한 입체영상 복합기는 필드 시퀀셜(시분할) 입체TV방식을 이용한 방법을 적용하는 것으로서 쉽게 요약하면 기존의 TV가 60Hz의 비월주사인 점을 이용하여 좌우 각각 60Hz의 비월주사가 되도록 하기 위하여 120Hz의 비월주사 방식으로 만들기 위해 두 대의 카메라 입력을 필드마다 번갈아 선택하도록 하여 120Hz가 되도록 할 수 있도록 필드별로 두 대의 카메라 출력을 선택도록 하는 장비이다. 필드 시퀀셜 입체TV (Filed-Sequential Stereoscopic TV)방식은 TV의 필드주기(1/60sec)마다에 좌우 화상을 번갈아 제시하고 이것과 동기 시켜서 셔터 안경을 개폐하여 입체시하는 방식이다. 이로 인해 디스플레이의 화면이 밝으면 30Hz의 플리커 방해가 생길 뿐 아니라 수직해상도가 1/2로 낮아지는 등의 문제점이 있다. 이 문제점을 해결하기 위한 방법으로서는 그림 5.(b)와 같이 배속주사(120Hz, 4:1 비월주사)식의 시분할 입체 TV 방식이 개발되었다. 그 원리는 우선 좌우 화상을 그림 5.(a)와 같이 통상의 60Hz, 2:1 비월주사 신호로 필드메모리에 써넣고 이 신호들을 두 배 속도로 읽어내든가 아니면 소프트웨어적으로 보통의 PC에 있는 3D Bios를 활용하여 모니터의 수직 주파수를

120Hz로 하는 방식이다. 본 연구에서는 2대의 카메라를 이용하여 두 대의 신호를 120Hz로 시분할 합성하는 복합기를 개발하였으며 3차원 디스플레이용으로 필드 합성(60필드), 데이터 획득용으로는 프레임 합성(30프레임)이 모두 가능하도록 설계하였고 영상 모니터링을 위한 단순 모니터링도 가능하도록 설계하였다. 그림6은 개발된 스테레오 영상복합기의 외형도이다.

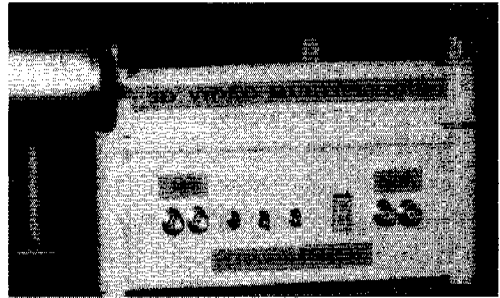


그림 6. 개발된 스테레오 영상복합기

3. 스테레오 정합

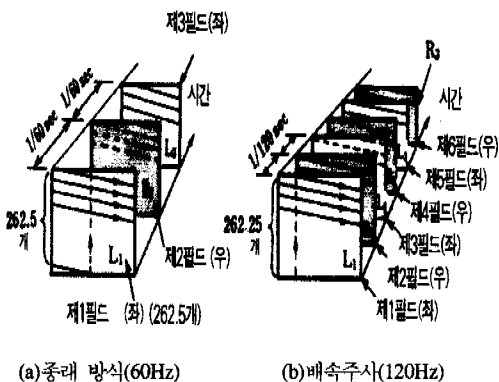
스테레오 영상으로부터 깊이정보를 추출하기 위해 선행되어야 하는 과정은 실 세계에서 한 점이 좌우 카메라 영상의 어느 곳에 위치하느냐를 판단하는 것이다. 다시 말하자면, 왼쪽 영상에서의 한 점이 오른쪽 영상의 어느 점에 대응되는 지를 알아내는 일인데 이러한 대응쌍을 찾는 문제를 일치문제(correspondence problem)^[2]라고 부르며 그러한 일련의 과정을 스테레오 정합이라고 한다. 본 논문에서는 스테레오 정합 방법중 고속 처리를 위해 코너 특징점을 기반으로한 기준점 이용의 고속 정합법을 개발하였다.

제한된 기준점을 이용한 고속 정합용 알고리즘

그림7은 본 연구에서 제안한 고속 정합용 알고리즘의 상세 블록도로써 간단히 요약하면 특징점으로 코너점을 이용하여 스테레오 정합이 확실히 될 수 있는 아주 확실한 특징점(전체 특징점중 약5%)을 추출한 뒤 이를 기준점으로 이용하여 좌에서 우로만의 정합에 보조 정보로 활용하여 쌍방향(좌에서 우, 우에서 좌)정합을 할 때의 정밀도를 유지하는 효과를 가지도록 설계하였다.

1) 특징점 추출(Feature Extraction)

특징점 정합은 영상에서의 특징이 될 만한 점들



(a) 종래 방식(60Hz)

(b) 배속주사(120Hz)

그림 5. 필드 시퀀셜 입체 방식

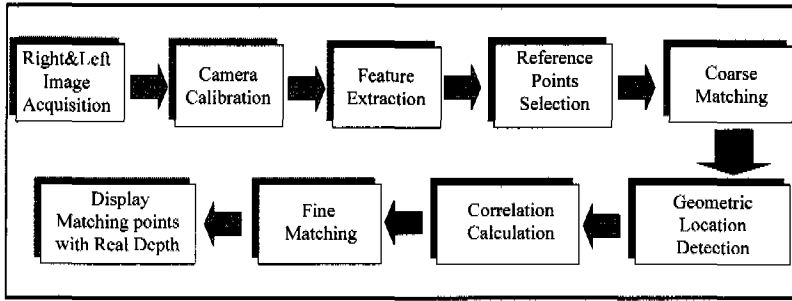


그림 7. 본 연구에서 개발한 깊이 추출시스템의 블록도

에 대해서만 스테레오 정합을 수행하는 것으로서, 특징점에는 영역정보가 집약되어 있으므로 보다 정확한 정합을 수행할 수 있을 뿐만 아니라 소수의 특징점만을 정합하므로 빠른 시간 안에 영상의 각 부분별로 정합을 할 수 있는 장점을 가지고 있다. 특징점 정합을 수행하는데 있어서 우선적으로 할 일은 영상 내에서 특징점들을 추출하여야 한다. 본 논문에서는 특징점 위주의 깊이 추출을 고속처리로 수행하기 위해 1차원적 정보인 경계(edge)보다는 2차원적인 정보인 코너(corner)를 특징점으로 선택하였고, 코너점을 추출하기 위해서는 수잔코너검출기(SUSAN(Smallest Univaluse Segment Assimilating Nucleus) Corner Operator)를 사용하였다^[3]. 코너점은 영상내에서 경계점보다 그 수적으로 적을 뿐만 아니라 영역의 특성이 집약되어 있는 곳이기 때문에 정합을 위한 좀더 정확한 정보를 제공할 수가 있다. 특징점 정합은 이와 같이 추출된 특징점들에 대해서만 대응쌍을 찾는 방법인데, 특징점의 극부적인 특성으로 인한 오차를 줄이기 위해 좌에서 우로의 정합과 우에서 좌로의 정합을 모두 수행하여 그 결과가 서로 일치하는 쌍만을 올바른 정합결과로 인정하도록 한다. 하지만, 모든 특징점들에 대해서 이러한 양방향으로의 정합을 수행하는 것은 시간 소모적일 뿐만 아니라 내시경과 같이 비슷한 특징점이 반복되는 영상에 있어서는 서로 일치되는 대응쌍이 많지 않게 된다. 따라서 본 논문에서는 영상의 특징점 중 정합 확률이 높은 특징점을 추출하여 이 점들에 대해서만 양방향 정합을 수행한 후, 이들 정합 결과를 기준점으로 삼아 새로운 상관합수를 도출하여 나머지 특징점들에 대해서는 좌에서 우로만의 정합을 하도록 하였다. 기준점을 이용한 특징점 정합의 과정은 그림8의 블록도와 같이 스테레오 내시경으로부터 좌우 두 개의 영상을 획득하고 각각의 영상에 대해 특징점을 추출한 뒤, 이 특

징점 중 신뢰할 만한 정합쌍을 기준점으로 선정한 다. 그리고 전체 특징점에 대해 미분정보와 시차, 극상선(epipolar line) 제약조건으로 일차적인 정합을 수행하고, 그 후 기준점들로부터의 기하학적 위치와 상관합수를 이용하여 최종 정합을 수행한다.

2) 기준점 추출과 기하학적 위치 검출

(Reference Detection & Geometric Location Detection)

기준점이란 영상의 수많은 특징점 중에서 정확도가 높은 소수의 정합쌍을 말하며 이러한 점들은 나머지 특징점들을 정합할 때 일종의 랜드마크(Landmark)로서 사용된다^[4]. 즉, 그림 8 에서와 같이 선정된 기준점들로부터 특징점의 영상 내 기하학적 위치를 판별할 수 있어 이를 정합과정에서 사용하게 된다. 큰 원들이 추출된 기준점(L₁~L₆, R₁~R₆)이고 가운데 작은 원이 정합을 수행할 특징점(f_p)이라고 하면 이 특징점의 기하학적 위치는 기준점들과 특징점을 잇는 선분의 기울기, 즉 각도들로서 구해진다. 그림 8에서와 같이 기준점이 6개 있을 경우, 각 기준점에 대해 각도가 6개($\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \theta_6$) 나오게 되며 이러한 방법으로 좌측 영상에의 특징점의 기하학적 위치가 정해진다. 이러한 방법으로 우측 영상에서의 특징점들에 대해서도 각 기준점들에 대한 각도를 구하고, 이 각도들과 먼저 구한 좌측영상에서의 각도들의 차이의 합을 좌우영상에 대한 기하학적 위치 차이(G_{Diff}: Geometric Location Difference)로 한다. 이를 식으로 표현하면 다음의 식(1)과 같다.

$$G_{Diff} = \sum_{k=1}^n |\theta_{L_k} - \theta_{R_k}| \quad (1)$$

θ_{L_k} : 좌측영상에서 k번째 기준점에 대한 각도
 θ_{R_k} : 우측영상에서 k번째 기준점에 대한 각도
 n : 기준점의 개수

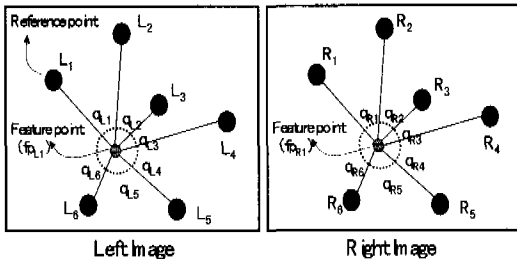


그림 8. 기하학적 위치

이와 같이 좌우영상에 대한 기하학적 위치차이 (G_{Diff})를 구하여 이를 이용하여 새로운 상관함수를 구할 수가 있게 된다. 기준점을 선정하는 방법은 내시경 영상의 특징점 중 정합 확률이 높은 점들 - 미분 크기가 크고, 미분의 방향성이 주로 수직성분인 점들, 그리고 유사밝기분포도(특징점을 중심으로 일정 크기의 윈도우 마스크를 씌워, 그 마스크 안에 있는 픽셀들의 밝기와 중심 픽셀의 밝기와의 차이 분포도^{[3])}가 90%이상인 특징점들 - 을 추출하여 이러한 특징점들에 대해서만 좌우 양방향 정합을 시도한다. 이와 같은 조건의 특징점은 전체의 5%정도 이므로 기준점들은 상당히 빠른 시간 안에 구할 수가 있고, 좌우 양방향 정합을 수행하므로 정확도가 매우 높은 점들만 선택되게 된다. 그림9와 그림10은 기준점을 선택하기 위해 좌,우의 특징점들에 대해 좌우 양방향 정합을 수행하는 과정을 보여준다. 그림9는 좌측영상의 특징점에 대한 우측영상 내의 대응 쌍을 찾는 과정으로서 좌측 영상의 특징점 m_1 에 대해 최대 시차 범위와 극상선(epipolar line) 오차를 고려한 조사윈도우(searching window)^[5]를 우측영상에 만들어 이 윈도우 안의 특징점중 미분크기, 미분 각도, 유사밝기분포도를 좌측 특징점 m_1 과 비교하여 그 차이가 임계치(threshold) 이하인 우측 영상의 성분들을 1차 기준점 후보군(C_R)으로 정한다.

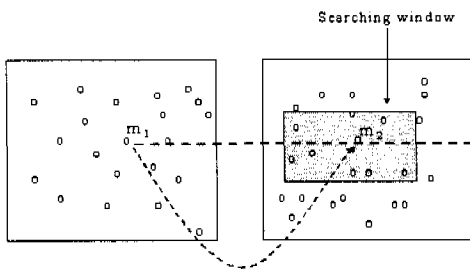


그림 9. 좌에서 우로의 정합과정

$$C_R = \{P_R(x_r, y_r) \mid |x_r - x_l| \leq MD, |m_r - m_l| \leq M, |q_r - q_l| \leq \theta_M, |U_r - U_l| \leq U_M\} \quad (2)$$

MD : 최대 시차 범위, M : 미분의 크기,
 θ_M : 미분각도, U_M : 유사밝기분포도

두 번째 단계로는 위에서 구한 우측 영상내의 1차 기준점 후보군(C_R)에 대해 식(3)의 영역 상관 윈도우^[6]를 7x7 윈도우 크기로 이용하여 원래의 좌측 특징점 m_1 과 정합된 m_2 를 2차 기준점 후보군으로 설정한다.

$$Score(m_1, m_2) = \frac{\sum_i [(I_1(x+i, y+j) - \bar{I}_1(x, y)) \times (I_2(x+d+i, y+j) - \bar{I}_2(x+d, y))]^2}{\sqrt{\sum_i [I_1(x+i, y+j) - \bar{I}_1(x, y)]^2} \times \sqrt{\sum_i [I_2(x+d+i, y+j) - \bar{I}_2(x+d, y)]^2}} \quad (3)$$

식(3)의 상관도 함수는 영상의 평균치를 이용한 것으로서 본 논문의 내시경과 같이 두 개의 영상 특성이 각기 다른 카메라로부터 얻어진 경우에 적합한 함수이다. 기준점을 구하기 위해서는 앞에서 구한 우측 영상내의 2차 기준점 후보(m_2)들에 대해 우에서 좌로의 정합을 전술한 좌에서 우로의 정합과 동일하게 수행하며 그 결과를 m_2' 라 한다(그림 10). 최종 기준점을 찾기 위해서는 좌에서 우로의 정합결과(m_2)를 우에서 좌로 정합시킨 결과(m_2')가 원래의 좌측 특징점 신호인 m_1 과 상관도 비교나, 거리 비교면에서 임의의 상관성이 임계치 내에서 최대점을 구하여 이를 최종 기준점으로 정한다.

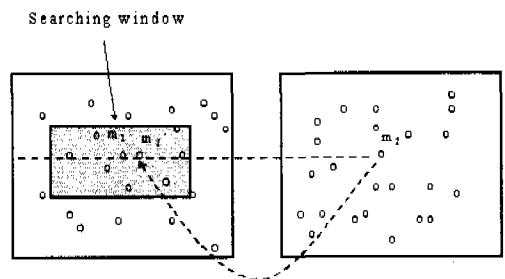


그림 10. 우에서 좌로의 정합과정

3) 전체 특징점 정합(Fine Matching)

기준점을 정한 후 다른 특징점들에 대해서는 기준점을 구하는 것과 같이 양방향 정합을 수행하지 않고 한쪽 방향, 즉 좌에서 우로의 정합만을 수행하면서 그 정확도를 높이기 위해 기준점을 이용한 새로운 상관함수(Score')를 사용한다. 새로운 상관함수

인 Score'는 식(1)의 기하학적 위치(Geometric Location) 정보와 식(3)의 단순 상관함수인 Score를 이용하여 다음의 식(4)와 같이 새롭게 도출된다.

$$Score' = \frac{Score(correlation)}{G_{Diff} + \alpha} \quad (4)$$

G_{Diff} 를 Score 함수의 분모에 적용시킴으로써 G_{Diff} 의 크기가 크면 Score의 값은 작아지고, G_{Diff} 가 작으면 Score의 값은 커지도록 설계했다. 분모에서 G_{Diff} 에 α 을 한 것은 정합 확률이 100%일 때 G_{Diff} 가 0으로 되어 분모가 0이 되는 것을 막기 위해서다. 또한 α 의 값을 어떻게 정하느냐에 따라 G_{Diff} 가 전체 Score의 값에 미치는 정도를 조절할 수도 있다. 즉, α 의 값을 크게 하면 G_{Diff} 의 정보량을 줄이는 것이고 반대로 α 의 값을 작게 하면 G_{Diff} 에 대한 의존도를 높이는 결과를 낳게 된다. 이와 같은 방법으로 영상내의 특징점을 중심으로 스테레오 정합을 수행하였다.

4. 깊이 추출

깊이 추출을 위해서는 스테레오 정합에서 찾은 대응점등을 활용하여 구한 시차정보와 카메라 사이의 거리(b: base line), 초점 거리(f), 그리고 카메라 칼리브레이션의 결과를 통해 화소당 거리등을 구해야한다. 본 시스템에서 사용한 스테레오 내시경 카메라의 특성은 표1과 같으며 깊이의 관계식은 식(5)와 같다.

표 1. 내시경 카메라의 특성

제조회사	Richard Wolf
촬상소자	1/2" CCD, 40만 화소
해상도	S-VHS : 430 TV본
Base line (b)	22mm
focal length (f)	27mm
Convergence angle	70° ~ 80°
We	1/2"
CCD width	6.4mm
Field of view	25°

$$z = \frac{bf}{(x_l - x_r)} \quad (5)$$

여기서, Z : depth, $x_l - x_r$: disparity

III. 시스템 성능

본 연구의 결과는 삼성의료원 의공학 센터와 공

동으로 검증하였는데 본 연구에서 개발된 전체 하드웨어 시스템은 그림 11과 같으며 그림 12는 내시경 영상을 적용했을 때의 결과 예로서 그림 12.(a)는 좌, 우 스테레오 영상으로부터 추출한 특징점(코너점)이며 그림 12.(b)는 고속 정합을 위해 본 연구에서 추출한 기준점들이 표시된 결과로 기준점의 수는 전체 특징점중 약 5%에 해당한다. 그림 12.(c)는 기준점을 이용하여 전체적으로 정합한 결과이다. 그림 13은 상기 정합 결과와 카메라 칼리브레이션 등의 결과를 종합하여 추출한 깊이가 수치로 표시된 그림으로 13.(a)는 삼성의료원에서 담당 제거 수술시 촬영된 영상이며 13.(b)는 본 시스템을 사용하여 실험실에서 촬영된 영상이다. 표2는 기존 정합법(쌍방향 정합)과 제안된 기준점을 이용한 단방향 정합법의 결과를 비교한 도표로서 동일한 크기의 영상에 적용한 결과 제안된 알고리즘이 쌍방향 정합 대비 30% 고속으로 수행되었다.

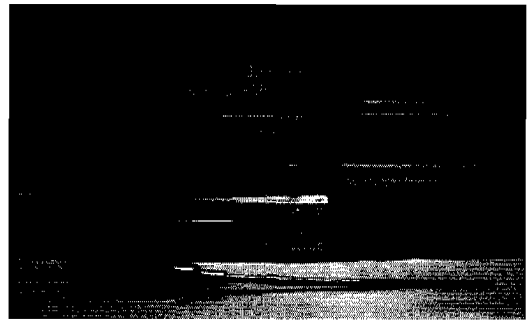
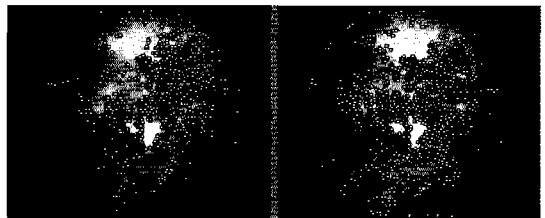


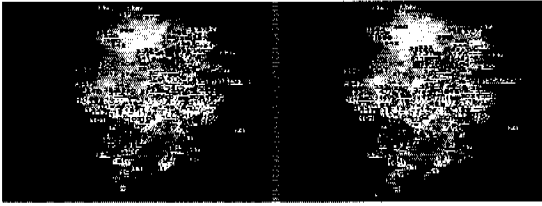
그림 11. 전체 시스템의 외형



(a) 특징점 추출



(b) 추출된 기준점



(c) 전체 정합 결과

그림 12. 스테레오 내시경 영상에 대한 특징점 정합 결과



그림 13. (a) 깊이 추출 표시예(1)

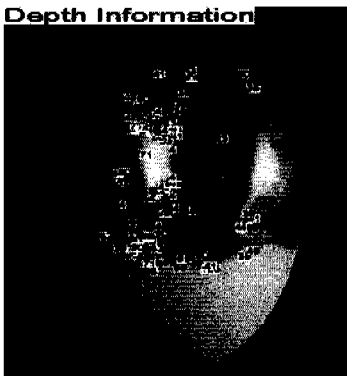


그림 13. (b) 깊이 추출 표시예(2)

표 2. 기존 정합법과 제안된 정합법의 비교

	일반 정합법	제안된 정합법
1) 방법	쌍방향 정합 (좌 <-> 우)	단방향 정합 (좌 -->우)
2) 정합율	38%	40%
3) 영상크기	320x300*8	320x300x8
4) 처리 시간 (펜티움프로 200M)	10 sec	7 sec
5) 에러율	4.0 %	3.5 %

IV. 결론

- 1) 필드 시퀀셜 방식을 이용한 의료 보조용 스테레오스코픽 디지털 내시경 시스템을 개발하였으며 특히 입체화에 가장 중요한 깊이 추출을 위해 고속 정합용 기준점을 추출하여 좌에서 우방향으로만의 단방향 고속 스테레오 정합 알고리즘을 개발하였다.
- 2) 일반적인 쌍방향 정합의 정합율은 38%, 제안된 고속 알고리즘의 정합율은 40%였다.
- 3) 제안된 정합법의 처리 속도는 기존 쌍방향방법 대비 30% 향상되었다.
- 4) 스테레오 정합용 내시경 영상의 적절한 임계치들을 추출하였다.
- 5) 스테레오 정합에서 얻은 시차정보와 카메라 파라미터들을 이용, 실제 깊이를 추출하였다.
- 6) 제안된 알고리즘을 이용한 실제 깊이와 연산된 깊이의 오차는 3.5%이었다.
- 7) 본 연구에서 획득한 실제 깊이 정보는 스테레오 내시경을 이용하는 임상 의들에게 정확한 진단과 수술용 훈련을 하는데 있어 훌륭한 부가 정보가 되었으며 향후 과제로는 동화상에 대한 동작 적응형 깊이 추출 및 다양한 깊이 정보 디스플레이 이용 신호처리와 로봇틱 수술과 원격 수술에도 활용할 예정이다.

감사의 글

이 논문은 1997년 한국학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음.

참 고 문 헌

- [1] Lenny Lipton, "The CrystalEyes Handbook", StereoGraphics Corporation, pp.1-12, 1991.
- [2] Ramesh Jain and Rangachur kasturi, Brian G. Machine vision, McGraw-Hill: pp.289-298,1995.
- [3] S.M.Smith and K.M.Brady. Susan-A new approach to low level image processing, Oxford university, Technical report TR95sms1c,1995.
- [4] Jeonghoon Kim, Dosik Hwang, Myoungho Lee, "Development of Depth Extraction Algorithm for the Stereo Endoscopic Image", Proceedings

-20th Annual International Conference-IEEE/EMBS, pp884-887, 1998.

- [5] Zhengyou Zhang. A robust technique for matching two uncalibrated images through the recovery of the unknown epipolar geometry, INRIA Sophia Antipolis: 3-10,1984.
- [6] Oliver Faugeras and Bernard Hotz. Real time correlation-based stereo: algorithm, implementation, and applications, Inria: 6-8, 1993.

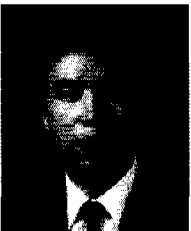
김 정 훈(Jeong-Hoon Kim)



1987년 2월 : 연세대학교 전기
공학과 졸업(공학사)
1989년 2월 : 연세대 대학원 전기
공학과 졸업(공학석사)
1999년 2월 : 연세대 대학원 전기
및 컴퓨터 공학과
박사과정 수료

1989년 2월~1996년 2월 : 삼성전자 멀티미디어 센
터 신호처리 연구소 선임연구원
1996년 3월~현재 : 신홍대학 전자통신과 조교수
<주관심 분야> 디지털 영상처리, 스테레오 비전, 3
차원 의료영상, 방송방식

이 명 호(Myoung-Ho Lee)



1972년 2월 : 연세대학교 전기
공학과 졸업(공학사)
1974년 2월 : 연세대 대학원 졸업
(공학석사)
1978년 2월 : 연세대 대학원 졸업
(공학박사)

1978년 3월~1980년 2월 : 홍익대 공대 전기공학과
조교수
1980년 3월~현재 : 연세대학교 공대 기계 전자 공
학부 교수
1984년 1월~1985년 2월 : University of Wisconsin
-Madison 교환교수
1996년 3월~현재 : 연세대 의료기기기술연구소 소장
<주관심 분야> 의용계측제어, 의료진단자동화, 생체
신호처리, Telemedicine, Brain
System