

3차원 스테레오 내시경 영상처리 시스템

김정훈*, 이준영**, 이명호**

*신홍대학 전자통신과 · **연세대학교 기계전자공학부 전기전자공학과

I. 서론

현대의 임상진단 및 수술을 위한 내시경 기술(endoscopy)의 기원은 1805년 Bozzini[1]가 방광의 결석을 관찰하기 위해 램프, 거울 및 양초로 구성된 원시적인 방광경(cystoscope)을 사용한 것을 시작으로 Desormeaux와 Sein[2]등의 연구와 노력으로 내시경 광학계, 내시경 수술 기구 및 체내에 삽입하는 프로브 기술의 발전을 거듭해왔다. 1983년 Welch-Allyn사에서 개발한 초소형 CCD칩이 내장된 내시경의 개발은 내시경 기술발전에 큰 전환점이 되었다.

국외에서는 지난 수 십년 전부터 광학 및 전기, 전자 기술을 바탕으로 전자의료기기 전문 업체들이 고부가가치 내시경 수술 시스템을 개발 상품화하여 현 내시경 시장을 전적으로 점유하고 있으며 미국의 경우, 전자 내시경이 10여년전부터 산부인과의 복강경 수술(laparoscopic surgery)에 적용된 이후로 내시경 수술은 암수술을 포함한 전 외과 영역에서 시행되고 있으며, 레이저 수술기를 탑재함으로써 기존의 수술 나이프를 이용한 외과 수술에서 오는 불편함을 해소하고 있다[3]. 내시경을 이용한 무혈 수술(minimally invasive surgery)은 모든 외과적 수술기법에 있어서 이제 새로운 표준으로 자리를 잡고 있다. 이러한 이유는 내시경 수술이 기존 수술과 달리 수술 부위를 약 1cm정도 절개함으로써 환자의 통증을 줄일 수 있고, 입원과 회복기간이 단축되며 다른 수술에 비하여 비용효과의 장점이 있기 때문이다. 그러나 기존의 무혈 수술을 위한 내시경 수술 기법은 2차원 수술 영상을 보면서 진행함으로써 수술부위의 깊이감을 느끼지 못하고, 수술부위에 대한 영상이 모니터에는 반대 좌표로 나타나기 때문에 의사는 특수한 수술 훈련을 통해 수술 기법에 익숙해져야 한다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 수 년 전 부터 국내 또는 국외에서 3차원 내시경 수술이 일부 시행되고 있으며, 3차원 수술의 효용성 검증에 대해 다양한 예비적 연구를 수행하여 긍정적인 평가를 받고있다[4],[5]. 3차원 내시경 수술은 미세한 부위의 관찰이나 장시간 수술을 하는 경우에 수술부위에 대한 깊이 정보가 포함된 고화질 영상을 보여줌으로써 수술의 신뢰성과 수술의 편리함을 제공하며 절개

와 봉합시에 특히 수술의 정확도를 향상시켜준다.

임상에서 적용되는 3차원 내시경 영상시스템의 디스플레이 기술은 전자 셔터링과 편광 안경식이 있으며 Tamura[6], Ushida[7], Lipton[8], 그리고 Liu[9]등이 편광 방식의 입체 기술을 연구하였다. 현재, 가장 많이 활용되는 필드 시퀀셜(Field Sequential) 방식의 3차원 스테레오스코픽(Stereoscopic) 기법은 그림 1과 같이 내시경에 내장된 두 대의 카메라를 이용하여 데이터를 각각 촬영한 후 좌측 영상과 우측 영상을 필드별로 혼합한 후 수직으로 100Hz(또는 120Hz)로 디스플레이하며 좌, 우측 눈을 번갈아 셔터링하는 안경을 착용하여 입체감을 표현하는 방법이다[3],[10].

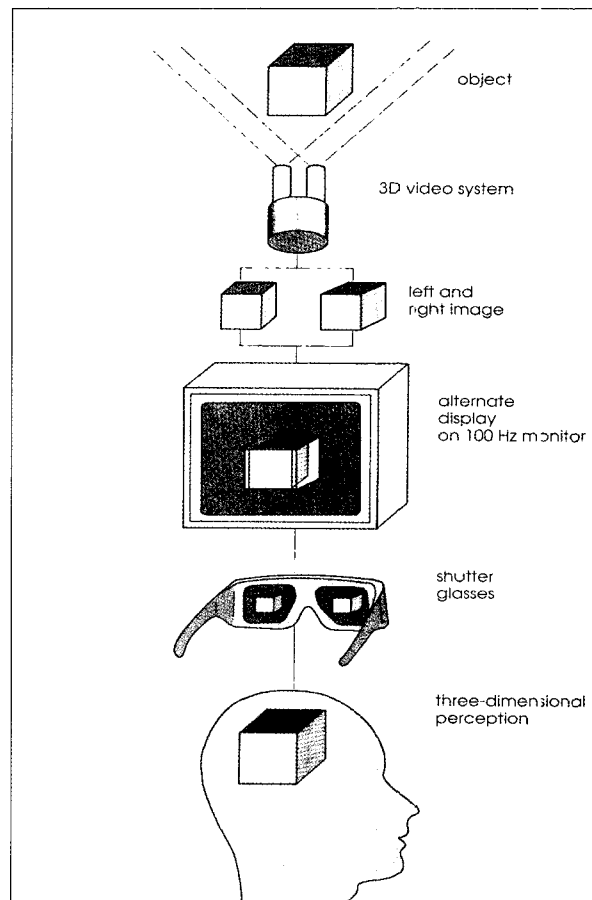


그림 1. 3차원 스테레오 입체시스템의 개념

의료용으로는 독일의 Wolf사(모델명 : 3D Endocam/ 3D Converter), 미국의 Surgical Technology사(모델명 : 3D-scope)에서 적용한 방식은 전자 셔터식으로 액정판이 모니터 화면과 일체형으로 구성되어 시차각은 작으나 초점 심도가 깊어서 넓은 범위의 3차원 관측이 가능하도록 설계되어 있다.

단순한 3차원 디스플레이 외의 활용법으로는 깊이에 따라 명도로 표현하는 깊이 지도(depth map)나 깊이를 구체적인 수치로 표현하는 방법 등이 있다. 이렇게 스테레오 내시경은 진료의에게 실 세계에서와 같은 깊이감을 제공함으로써 수술시에 좀더 편안하고 정확한 환경을 만들 수 있다. 하지만, 스테레오 내시경이 3차원적인 깊이감을 제공한다고 해도, 내시경 영상이 주로 사용되는 인체 내부는 그 깊이감이 모호한 경우가 많기 때문에, 카메라로부터 인체 내부 장기까지의 정확한 깊이를 계산하여 알려줄 필요성이 생겨났다. 또 이러한 필요성은 내시경 진료 훈련에도 도움이 된다. 즉, 내시경 진료는 일반적인 수술과는 그 환경이 달라 따로 훈련의 과정이 필요한데 이때 내시경으로부터 인체 내부 장기들 사이의 거리(깊이)를 정량적으로 알고 있다면, 이를 이용하여 3차원 가상 수술 시뮬레이션으로도 이용이 가능하다.

스테레오 영상으로부터 깊이 정보를 추출하는 것은 오래 전부터 많은 연구 대상이 되어왔다. 주로 컴퓨터 비전이라는 영역 중 스테레오 정합(sterео matching)이라는 이름으로 많이 다루어지고 있는데 이 연구는 능동적 감지 센서인 초음파나 레이저 등을 이용하지 않고 단지 서로 다른 위치에서 얻은 두 개의 2차원 영상만으로 3차원적 깊이정보를 효율적으로 얻고자 하는 수동적 방법이다[11]. 스테레오 정합에서 가장 중요한 부분은 실제 물체의 한 점이 좌, 우 두 카메라의 어느 곳에 위치하느냐를 판단하는 것, 즉 대응쌍을 찾는 작업인데 이 작업을 수행하기 위해 여러 방법들이 사용되어 왔다.

특정점 정합(feature-based matching), 영역정합(area-based matching) [12], 주파수 영역에서의 정합[13], 신경망을 이용한 정합[14] 등 여러 가지가 있는데, 시간적으로나 정확도 면에서 효율적인 방법은 특정점 정합과 영역정합 방법이다. 특정점 정합은 영상에서 특징이 될 만한 점들만을 선택하여 그 점들에 대해서만 정합을 시도하는 것으로 속도면에서는 빠르나 정합 되는 픽셀의 갯수가 한정되어 있어 영상 전체의 깊이를 구하기 위해서는 따로 보간등의 방법을 적용해야 한다. 영역정합은 상관도를 이용하여 영상 전체에 대해 그 대응쌍을 구하는 방법으로서 주로 깊이 지도를 구하는데 사용된다. 이 방법은 영상의 모든 픽셀에 대해 상관도를 구해야 하므로 시간이 많이 소모되는 단점이 있으나, 영상 전체에 대해서 깊이정보를 알 수 있기 때문에 3차원 재구

성이 가능하다는 장점이 있다.

본 연구에서는 스테레오스코픽 가상현실 기반의 3차원 스테레오 내시경 영상처리를 위해 영상의 3차원 다중화 및 영상의 컴퓨터 내 저장이 용이한 하드웨어 복합기를 설계하였으며 스테레오 내시경 관찰 시 특징점을 중심으로 특정 부위의 깊이 좌표를 신속하게 알아볼 수 있도록 고속 스테레오 정합법과 3차원 깊이지도 작성 및 시각화를 위한 직용형 윈도우형 영역 정합법을 제안하고자 한다. 제안된 정합처리의 결과는 카메라 보정(camera calibration)의 결과를 이용하여 실질적인 깊이의 추출이 가능케 되며 그 결과는 깊이감의 훈련과 시각화 처리와 함께 향후 원격 수술이나 로봇비전에 응용 가능한 정보를 제공할 수 있다. 본 시스템의 후처리로는 스테레오 내시경 영상을 기존의 PACS내에서 관찰할 수 있도록 데이터 관리 시스템과 관찰 기능을 부가할 것이며 효율적인 데이터의 전송과 저장을 위해 JPEG과 Wavelet의 압축법을 이용한 스테레오 내시경 영상의 압축율을 PSNR과 시각평가를 중심으로 비교한 것이다

II. 스테레오 내시경 시스템

내시경 주변장치는 부가기능에 따라 다양하게 결합할 수 있다 특히 디지털인 경우는 그 활용 범위에 따라 JPEG, Motion JPEG, MPEG등과 같은 컴퓨터 장비와 VTR, Video Printer, Scanner와 같은 입출력장치 등과 기타 보조장치,기구등이 있다. 특히 컴퓨터를 이용할 경우는 데이터의 전송과 DB화가 가능하여 병원의 병력사항(환자 문진정보)과 X Ray, 초음파, CT, MRI, PET 등 타 영상 데이터와 함께 전송이 가능하며 수술 데이터는 파일로 보관하는 것이 가능해 의료진에게 많은 도움과 교육용으로 많이 활용되어 최근의 내시경 시장의 변화를 주고 있다.

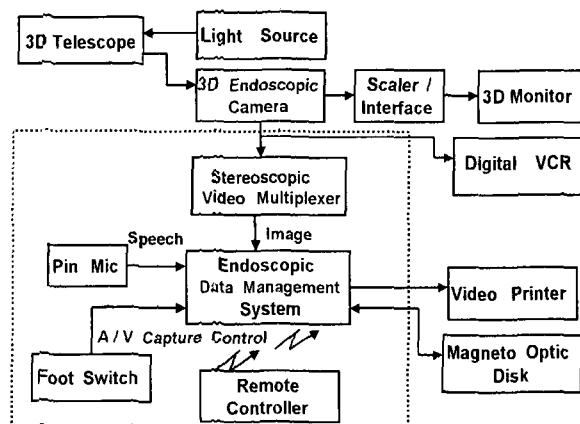


그림 2. 디지털 내시경 데이터 관리시스템의 구성

그림 2는 단순 3차원 모니터링 기능의 내시경 시스템으로써 리포트 생성과 영상의 핸들링 기능을 가지고 있다[15]. 그림 3은 제안된 3차원 스테레오의 구성으로써 깊이의 추출과 PACS 뷰어(viewer)를 이용한 관찰기능으로 구성된다. 본 연구의 실험을 위해서 아래와 같은 스테레오 카메라 시스템을 사용하였다. 그림 4는 3차원 내시경이며 그림5는 통합된 3차원 내시경 하드웨어 시스템이다.

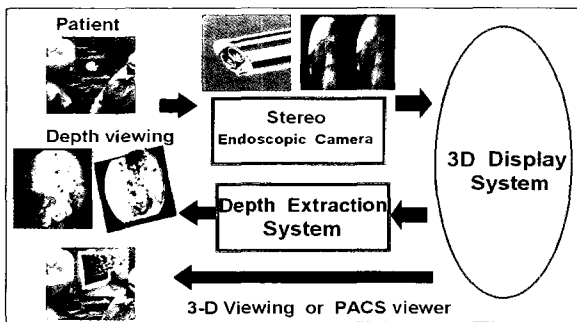


그림 3. 제안된 3차원 시스템의 구성

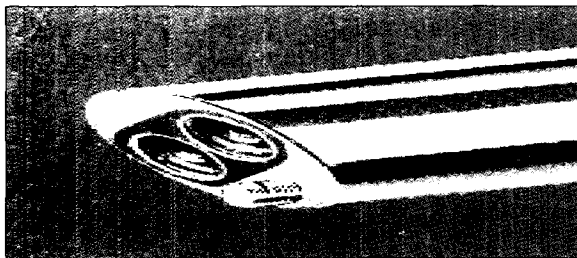


그림 4. 3차원 스테레오 내시경의 외관



그림 5. 실험에 사용된 하드웨어 시스템

2-1. 3차원 텔리스코프

본 시스템에서 사용된 3차원 텔리스코프(10-mm diameter, 22-mm baseline, 25 viewing angle)는 스테레오라파로스코프(Stereo laparoscope : Richard Wolf GMBH, Germany)이다.

2-2. 3차원 스테레오 카메라

3차원 스테레오 카메라는 3차원 내시경에 적합하도록 특별히 설계되었으며 높은 해상도(수평450 라인 이상)를 가진다. 내시경 카메라는 높은 민감도($f=1.4$ 에서 3lux)를 가지며 인간의 눈처럼 다양한 각도에서 관찰된다. 두 개의 1/2인치 CCD 카메라가 고정 초점렌즈($f=27mm$)를 가지며 카메라의 출력은 콤포지트 비디오, S-VHS, 아날로그 R/G/B와 디지털 비디오(8bits)출력을 갖는다.

2-3. 광원(Light Source)

광원으로는 250W/400W를 갖는 할로겐 램프와 영상 신호 적응형 자동 명도 조절 기능을 갖고 있으며 크고 연속적인 가변 영역의 명도와 3200K(250W)/5600K(400W)의 고정 색온도를 갖는 충실한 칼라 재생 기능을 갖고 있다.

III. 스테레오 영상처리 시스템

제안된 스테레오 내시경 영상처리 시스템의 방법은 다음과 같다.

3-1. 영상획득

본 시스템에서 사용한 영상은 독일의 리차드 울프(Richard Wolfs)사의 스테레오 카메라와 자체 개발한 영상 복합기 그리고 프레임 캡처 보드(독일 DV master)를 사용하였으며 프레임 레이트의 영상 복합기를 이용한 Y/C 출력을 이용하였다.

3-2. 카메라 교정(Calibrating Camera)

화소 단위당 초점거리(f : focal length)를 알면 교정처리가 수월하게 해결된다. 화소단위당 초점거리의 값을 아는 것이 카메라 교정의 기본이며 먼저 알고있는 영상의 크기와 거리정보를 이용하면 연산이 가능하다. 화소 단위당 초점거리는 렌즈의 초점거리와 밀리미터당 화소 수를 사용한 연산에 의해서도 구할 수 있다[16].

3-3. 특징점 기반의 고속 스테레오 정합을 통한 깊이 표시법

깊이를 표시함에 있어 영상내에서 직관적으로 알고 싶어하는 특정부위 점들에 대해 고속으로 깊이추출 연산을 하기위해서는 정합 대상점의 수를 줄이기 위해 특징점 추출을 수행한다. 특징점으로는 코너점,경계,패색 경계(occluding boundaries)등이 폭 넓게 사용된다. 본 연구에서는 코너점을 사용하여 특징점 기반의 고속 정합을 수행하였다[17],[18].

3-4. 영역기반 정합을 이용한 깊이지도와 3차원 시각화

특징점 기반의 정합은 특정부위의 깊이를 고속으로 추출하는 데는 적합한 정합법이다. 하지만 스테레오 영상 전체의 깊이를 추출하는 데는 한계가 있다. 깊이 지도는 모든 부위의 깊이를 흑백의 명도로 표시하여 영상 전체의 깊이 표시에 적합하며 3차원 시각화는 안경을 착용하지 않고도 깊이감을 추측하는데 필요한 기법이다 [19].

a. 적응형 윈도우를 이용한 영역기반의 정합법

내시경 영상은 많은 굴곡(curvatures)이 있어 깊이 지도와 시각화 작성에 많은 어려움이 있다. 따라서 윈도우의 모양과 크기를 가변하는 적응형 윈도우를 사용하는 것이 필요하다. 그림6은 적응형 윈도우를 만드는 개념을 보여준다. P는 정합할 대상인 화소이며 P'는 P와 P' 화소 주변의 작은 두 윈도우를 사이의 유사도(similarity)에 따라 윈도우로 합쳐지거나 합쳐지지 않을 화소이다. 그림7은 적응형 윈도우의 예이다[20].

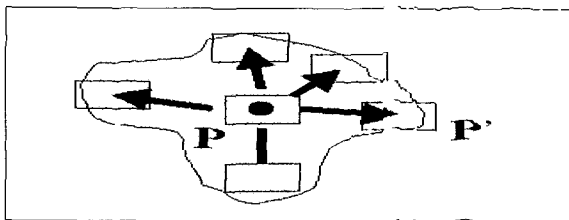


그림 6. 적응형 윈도우의 확장 개념도

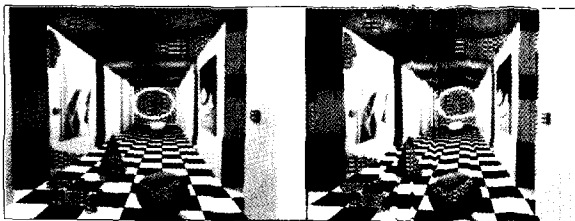


그림 7. 적응형 윈도우의 예

b. 깊이지도와 시각화

본 연구에서는 적응형 윈도우를 이용한 영역기반의 스테레오 정합과 히스토그램 균등화(histogram equalization) 이용하여 깊이지도들 작성하였으며 획득된 깊이지도의 결과를 이용하여 보간 함수와 음영(shading)함수를 이용, 3차원 시각화도를 작성하였다 [21], [22].

3-5. 스테레오 PACS 뷰어(Viewer)의 설계

스테레오 PACS는 현재 의료용 스테레오 영상데이터의 부족과 입체관찰 기기의 제약으로 인해 아직 상용화

되지 않고 있다. 스테레오 PACS를 구현하기 위해서 평드시퀀셜 방식의 입체 디스플레이가 가능하도록 시스템을 설계하였으며 일단 최소한의 스테레오 PACS가 가능하도록 기존에 상용중인 PACS의 기본 뷰어에 스테레오 기능을 장착하였다[23]. 기본 기능으로는 좌,우 영상의 선택과 복합 영상의 선택이 각각 가능하도록 하였다. 좌,우 영상을 선택 시에는 다중화된 복합 영상을 소프트웨어적으로 생성할 수 있도록 하여 스테레오 좌,우 영상만 있어도 복합 영상의 제작이 PACS 뷰어상에서 구현과 관찰이 가능토록 하였다. 또한 다중화된 복합 스테레오 영상을 선택할 경우는 독립적으로 입체 관찰을 할 수 있도록 하였다. 스테레오 복합 영상을 선택하여 디스플레이 할 경우에는 원래의 영상의 홀수라인과 짝수라인이 PACS 화면의 홀수라인과 짝수라인에 동일하지 디스플레이 되도록 하여 좌,우의 영상이 뒤바뀌지 않도록 하였다. 또한 간단한 스테레오 카메라의 스퀵 엔트리부를 만들어 베이스라인, 초점거리, 그리고 스테레오 카메라 모델 등의 정보를 저장하고 관찰할 수 있도록 하였다.

3-6. 스테레오 내시경 영상을 위한 JPEG과 Wavelet 압축비에 대한 고찰

일반적으로 사용되는 PACS에서는 다양하게 영상의 압축비를 선택할 수 있도록 되어있다. 예를 들어 초기 진단에는 비압축이나 무손실(lossless) 압축법이 사용되며 진단 후 저장등의 선택시에는 5개의 압축모드(Lossy Best, Lossy Good, Lossy Normal, Lossy Bad, Lossy Worst quality)를 선택할 수 있다. 초기 진단시에는 보통 압축을 하지않지만 스테레오 데이터의 경우는 좌,우 영상, 복합 영상등과 같이 데이터량이 많기에 저장 시 압축이 필요하다고 할 수 있다. 따라서 진단의들이 나뉘게대로 수급할 수 있는 스테레오 영상의 압축비 선택이 권장사항으로 필요하다고 할 수 있겠다[24],[25].

현재 DICOM JPEG이 PACS에서는 표준으로 되어있지만 Wavelet압축비도 인간의 시각특성에 적합한 압축법으로 현재 많이 활용되기에 JPEG과 Wavelet을 함께 비교하였다. 압축의 신뢰성을 위해 진단 방사선과응 압축전문 프로그램(AccuPress for RadiologyTM, Aware co.)을 사용하여 실험하였으며 Wavelet이 JPEG보다 2 배 이상 높은 압축 효율을 보였다. 스테레오 PACS상에서 허용 가능한 압축비를 결정하기위해 다음과 같은 방법을 취하였다. 10개의 스테레오 샘플 영상에 대해 5:1, 10:1, 15:1, 그리고 20:1의 압축을 수행한 후 PSNR(Peak Signal to Noise Ratio)을 사용하여 원 영상과 압축 후 복원한 영상의 차를 비교하였으며 임상적 의미측면에서 진단 방사선과 전문의로 하여금 시각적인 평가를 하도

특 하여 임상적인 적합성을 시험해 보았다. 이 테스트는 원래의 영상과 여러 압축비로 압축 후 복원된 영상을 임의로 보여주고 전문의로 하여금 임상적인 측면에서의 적합성 여부를 결정하도록 하였다.

테이블1은 전문의들에게 보여준 시각평가 점수표다. 원 영상과 4개의 압축비로 각각 압축 후 복원된 영상을 이용하여 평가 실험을 수행 후, 임상적인 측면의 적합성 여부에 대한 점수를 평균하여 보았다. 실험 결과 4점 이상이 되어야 임상적으로 수용 가능한 것으로 평가되었다.

표 1. 시각 평가용 테이블

Evaluation	Score
Very Good quality for diagnosis (*D.A: Diagnostically Acceptable)	5
Good Quality for diagnosis (*D.A)	4
Conditionally acceptable for diagnosis (**C.A: Conditionally Acceptable)	3
Can not acceptable for diagnosis (**N.A : Not Acceptable)	2
Poor quality (**N.A)	1

IV. 성능실험 및 결과

본 연구에서는 동물의 복강 내시경 영상을 사용하였으며 알고리즘 구현을 위해서는 Visual C++ 프로그램을 사용하였다. 그림 8은 원 영상(좌,우 영상)이며 그림 9는 코너 추출기를 사용하여 얻은 특징점들이다. 그림 10은 수치로 표시한 깊이 추출의 예이다. 그림11는 실측과 연산치를 정밀하게 비교하기 위한 내부 장기의 영상으로써 검은색 원내의 영상은 중심부의 관심분야를 나타낸다. 그림 11(a)는 원 영상이며 그림 11(b)는 11(a)에 10개의 인덱스가 표기된 영상으로써 인덱스들은 원래의 깊이와 처리하여 구한 깊이를 비교하여 정밀도를 연산하기 위한 점들이다. 테이블2는 측정된 깊이와 연산 처리된 깊이를 각각의 인덱스에 대해 구한 결과이다. 여기서 구한 에러율은 1.56[mm]였다.

본 연구에서 여러 영상(20개)을 다양한 각도에서 촬영하여 측정 깊이와 연산 처리된 깊이를 비교한 결과 평균 에러는 2.5[mm] (35%)이하 였으며. 여기서 발생한 에러의 주된 원인들은 카메라 모델링 에러와 좌 영상과 우 영상의 밝기의 차에서 발생하는 스테레오 정합의 에러, 렌즈의 왜곡과 실제의 깊이를 측정하는 데서 발생하는 오차등에 기인한다고 하겠다. 중심부의 관심 영역에서의 에러는 촬영각도에 관계없이 거의 일정하였으며 실측 깊이 측정시의 정밀성과 렌즈 왜곡을 감소시킬 수 있는 알고리즘이 효율적으로 개발된다면 좀 더

정밀한 깊이가 추출될 것이다. 그림 12는 고정 윈도우와 적응형 윈도우에 의한 결과를 비교한 결과로써 원 영상(a)에 대한 깊이지도로써 고정 윈도우를 사용한 (b),(c)보다는 적응형 윈도우를 이용한 (d)의 결과가 훨씬 자연스러움을 관찰할 수 있다. 그림 13은 그림8과 그림11의 영상에 대해 각각 보간함수와 음영함수를 이용하여 제작한 3차원 시각화의 결과로써 안경의 착용 없이도 대략적인 깊이감을 주며 영상의 회전등의 부가 기능을 가지고 있다.

그림 14와 15는 좌,우의 스테레오 쌍(pair) 영상과 복합 영상에 대한 각각의 PACS 뷰어상의 영상 표시결과다. 그림 14의 영상 중, 첫 영상과 세 째 영상은 선택된 좌,우 영상이며 가운데의 영상은 소프트웨어상에서 합성한 복합 영상의 예이다. 그림15의 작은 박스는 카메라 스펙(spec)의 입력부를 위해 만든 데이터 입력부의 모습이다.

그림16은 JPEG과 Wavelet을 사용하여 5:1, 10:1, 15:1과 20:1로 각각 압축 후 복원하여 PSNR을 비교한 결과이며 그림 17은 시각적으로 관찰한 평균 점수이다. 각각의 압축률에 대해, 평가 결과 3차원 스테레오 영상을 JPEG으로 압축하여 복원한 결과는 5:1[PSNR (40.2dB), 시각점수 (4.3점)] 이하, Wavelet의 경우는 10:1[PSNR (38.3dB),시각점수(4.1점)] 이하가 임상적으로 어느 정도 수용 가능한 것으로 판정되었다.



그림 8. 원 영상 (a) 좌 영상 (b)우 영상

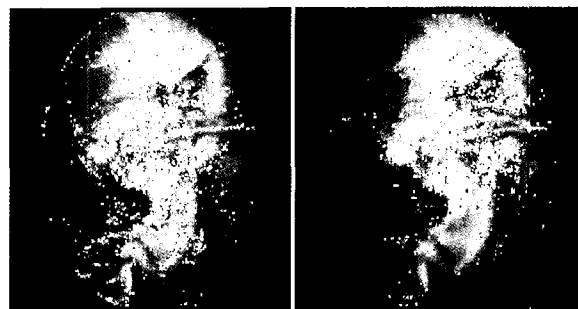


그림 9. 추출된 특징점들

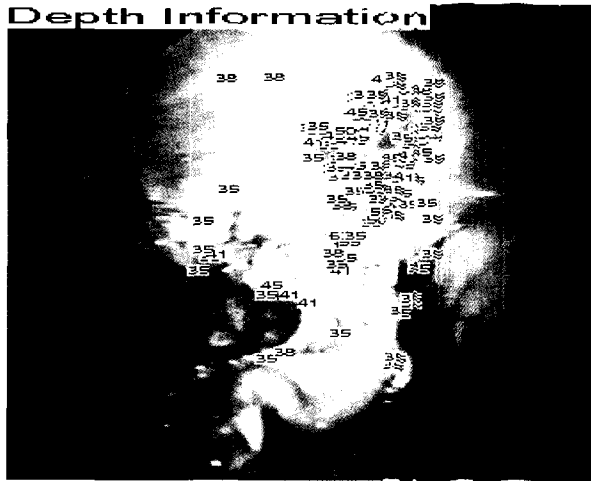


그림 10. 깊이 표시의 예

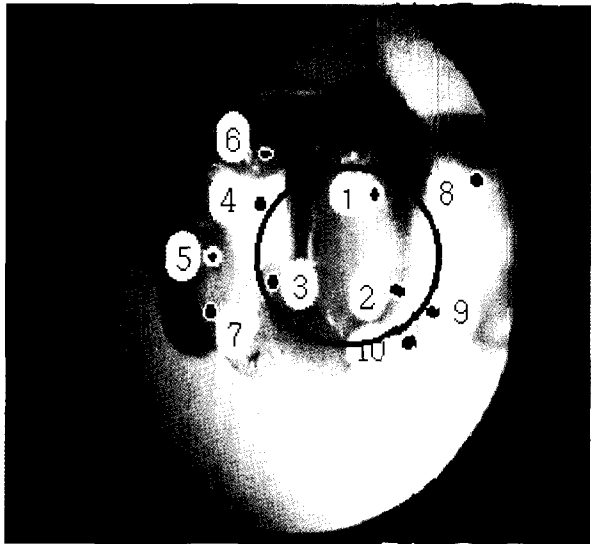
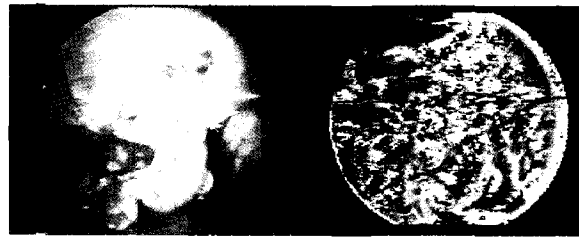


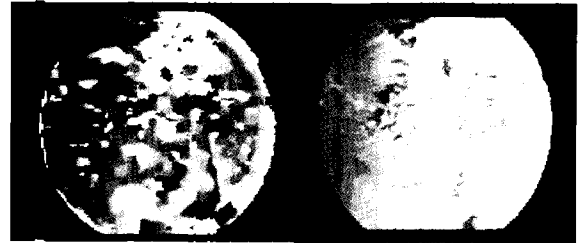
그림 11. 깊이 측정을 위한 네스트 영상

표 2. 측정깊이와 연산깊이와의 비교

인덱스	연산깊이(P) (mm)	측정깊이(M) (mm)	에러 (P-M)
1	35.6	36.5	0.9
2	33.3	34.3	1.0
3	46.3	47.1	0.8
4	71.0	69.2	1.8
5	47.0	44.0	3.0
6	55.4	57.2	1.8
7	52.0	54.0	2.0
8	50.9	48.6	2.3
9	44.0	45.0	1.0
10	47.2	46.2	1.0
평균			1.56

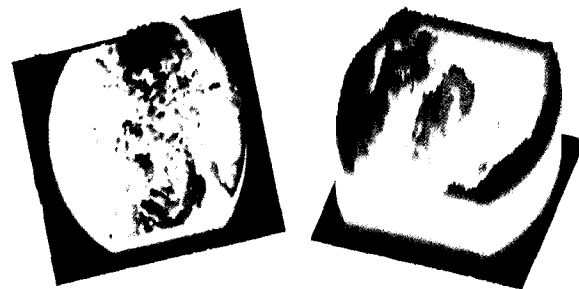


(a) (b)



(c) (d)

그림 12. 고정윈도우와 적응형 윈도우에 따른 깊이지도의 비교. (a)원 영상, (b)고정윈도우(10x10윈도우), (c)고정윈도우(20x20윈도우), (d) 적응형 윈도우.



(a) (b)

그림 13. 보간과 음영을 이용한 3차원 시각화. (a) 그림 8의 영상 처리, (b) 그림 11영상의 처리.

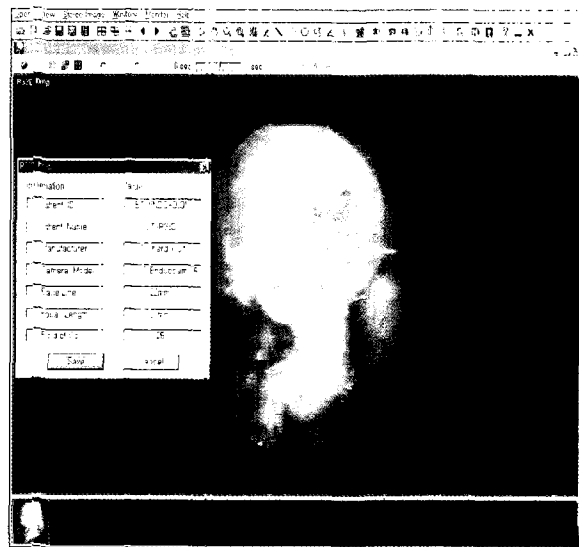


그림 15. 스테레오 복합영상의 선택 결과

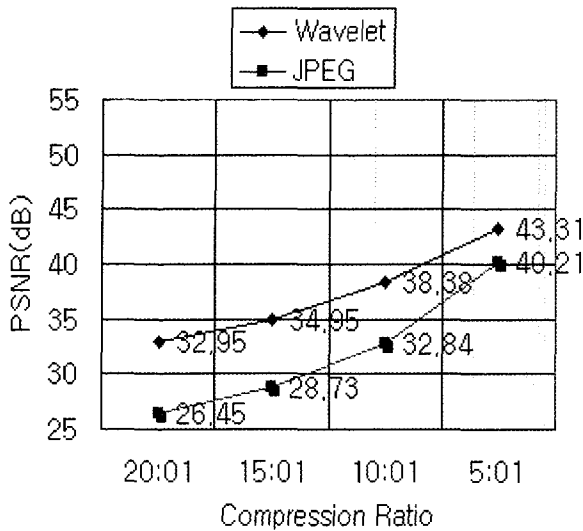


그림 16. JPEG과 Wavelet에 대한 PSNR비교

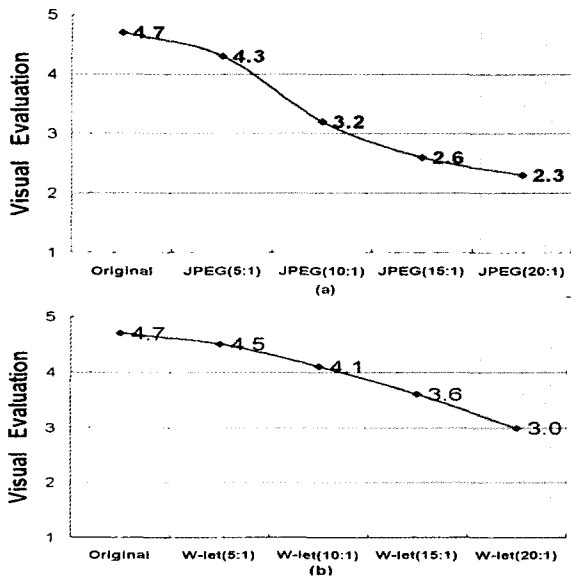


그림 17. JPEG과 Wavelet에 대한 시각평가 비교

V. 결론 및 향후 활용가능성

본 연구에서는 3차원 스테레오 내시경 영상처리 시스템을 개발하였다. 본 시스템에서는 특징점 기반의 고속 깊이 추출 시스템을 개발하였으며 깊이지도와 3차원 시각화를 위해서 적응형 윈도우를 이용한 영역정합을 수행하였다. 또한 본 연구에서는 상용 PACS에 추가적인 스테레오 뷰어 기능을 제안하였으며 적절한 압축비도 제안하였다. 본 연구에서 제안한 실측깊이와 시각화 결과, 그리고 스테레오 PACS 뷰어는 내시경 영상을 이용한 진단과 교육에 좋은 부가적인 정보원이 될 것이며 향후 로봇 수술과 원격수술등에도 활용되어질 수 있

을 것으로 예측된다. 또한 최근 들어 CT나 MRI 등을 이용한 가상 내시경(Virtual Endoscope)기술이 많이 논의되고 발전되고 있지만 이 시스템은 고가의 비용과 많은 량의 데이터를 요구하는 단점을 가지고 있기에 현재의 3차원 내시경 시스템이 가지고 있는 단순한 관찰기능의 제약과 안경 착용의 불편함, 주변 디지털 기기의 비용, 입체화 적용의 어려움, 입체감의 모호감등의 단점을 개선하기 위한 다양한 신호처리 기술과 헤드마운트 디스플레이(HMD)의 발전, 그리고 스테레오 카메라의 해상도 개선등의 발전이 뒤따른다면 그 편리함과 유용성이 매우 증대될 것으로 기대된다[26],[27].

참고문헌

1. C. J. Davis, "A history of endoscopic surgery," Surgical Laparoscopy and Endoscopy, Vol.2, No.1, pp.16-23, 1992.
2. J. Marlow, "History of laparoscopy, optics, fiberoptics, and instrumentation," Clin. Obstet. Gynecol. Vol.19, No.1, pp.261-275, 1976.
3. Richard WOLF GMBH Co., Laparoscopic surgery catalog. 3rd ed., Knittlinggen Germany,1992.
4. R.M. Satava, "3D vision technology applied to advanced minimally invasive surgery systems," Surg. Endosc., Vol.7, pp. 429-431, 1993.
5. Chul Gyu Song, Won ky Kim and Myoung Ho Lee, "A study on the real time endoscopic image processing system", Bioimages vol.5, no.2, pp.65-69, 1997.
6. S. Tamura and S. Tanaka, "Multi-layer 3D display by multidirectional beam splitter", Applied Optics., Vol.21, pp. 3659-3663,1982.
7. T. Ushida, and T. Miyashita, "A stereoscopic display using LCDs" SID 86, Digest, pp.440-443, 1990.
8. L. Lipton, "True stereoscopic television : 3D-TV is feasible and striking," Advanced Imaging, pp.28-30, 1994.
9. R. Skerjanc and J. Liu, "A three camera approach for calculating disparity and synthesizing intermediate pictures," Signal Process., Vol.4, No.1, pp.55-64, 1991.
10. Lenny Lipton, "The CrystalEyes Handbook", StereoGraphics Corporation, pp.5-12, 1991.
11. Naokazu Yokoya, Takeshi Shakunaga, and Masayuki Kanbara, "Passive Range Sensing Techniques : Depth from images", IEICE trans. INF & SYST., vol. E82-D, no.3, pp.523-529, March, 1999.

12. Ramesh Jain and Rangachar Kasturi and Brian G. Schunck. "Machine Vision", McGraw-Hill International Editions, pp.289-297, 1995.
13. T.Froilinghaus, J.M. Buhmann, "Regularizing Phase-Based Stereo", Rheinische Friedrich-Wilhelms-University, pp.1-5, 1995.
14. R.D. Henkel, Fast Stereovision by Coherence Detection, Institute of Theoretical Neurophysics, University of Bremen, Germany, pp.1-11, 1997.
15. Chul Gyu Song, Won Ky Kim, and Myoung Ho Lee, "A study on the real time endoscopic image processing system," Bioimages, Vol. 5, No.2, pp.65-69, 1997.
16. Jean-Philippe Tarel, Jean-Marc Vezien, "A complete software solution for camera calibration", INRIA, pp.5-10, 1996.
17. S.M.Smith and K.M.Brady, "Susan-A new approach to low level image processing", Int. Journal of computer vision, vol.23, no.1, pp.45-78, May, 1997.
18. Jeonghoon Kim, Junyoung Lee, Jeongwhan Lee, and Myoungho Lee, "Development of Reference-based Fast Stereo Matching System for the 3D Endoscopic Images", Proc. IEEE EMBS. Conf., 4593-42053. PDF (CD-ROM), 2000.
19. Oliver Faugeras and Bernard Hotz, "Real time correlation-based stereo: algorithm, implementation, and applications", Inria : pp.6-8,1993.
20. Takeo Kanade. "A Stereo Matching Algorithm with Experiment", IEEE Transactions on Pattern and Adaptive Window : Theory and Analysis and Machine Intelligence, Vol.16, No.9, pp.920-932, 1994.
21. Javier Sanchez Reyes, Spain, "A simple technique for NURBS Shape Modification", Polytechnic University of Catalonia, 1997.
22. Les A. Piegl, Wayne Tiller, "Application Computing offsets of NURBS Curves and Surfaces", Dept. of Computer science & Engineering, University of South Florida, 1998.
23. Taewon information system, "widePACS", www.twif.com.
24. Mediface, www.mediface.com.
25. 최 진영, 김 희중, 황 선철, 김 한일, 유형식, 임상 진단 기법별 압축방식의 정량적 및 정성적 분석에 대한 연구, PACS학회지, pp.123-129, 1998.
26. Jun-ichiro TORIWAKI and Kensaku MORI, "Recent Progress in Medical Image Processing - Virtualized Human Body and Computer-Aided Surgery", IEICE trans. INF & SYST., vol. E82-D, no.3, pp.611-628, March, 1999.
27. 김정훈, 스테레오스코픽 3차원 내시경 영상을 위한 깊이정보추출에 관한 연구, 연세대학교 대학원 (박사 학위논문), October, 2000.

김 정 훈

1964년 5월 27일생. 1987년 연세대학교 전기공학과 (공학사). 1989년 연세대학교 전기공학과(공학석사). 2000년 연세대학교 전기전자공학과(공학박사). 1996년~현재 신홍대학 전자통신과 교수. 89~96 삼성전자 신호처리센터 선임연구원. 관심분야는 디지털 영상 및 신호처리, 의료영상, 디지털 ASIC, 가상현실.

이 준 영

1967년 11월 11일생. 2002년 연세대학교 전기전자공학과(공학박사). 2002년 현재 연세대학교 산업기술연구소 전문연구원. 관심분야는 Web기반 응용 디지털 시스템 및 신호처리, Web Server 및 Database설계, 한방정보시스템, 네트워크 설계, Web프로그래밍.

이 명 호

1946년 6월 11일생. 1968년 연세대학교 전기공학과 (공학사). 1972~1978년 연세대학교 전기공학과(공학석사, 공학박사). 1980년~현재 연세대학교 기계전자공학부 교수. 2002 대한전기학회 감사, 2002 대한의용생체공학회 수석부회장, 00~현재 IFMBE Administrative Council Member(세계의용생체공학 연합회 본부집행위원). 96-99 IEEE EMBS International Committee Member, 94-00 IFMBE Clinical Engineering Division Board Member(선출이사), 97-현재 보건복지부 중앙약심위원, 96-현재 산업자원부 산업기술평가원 평가위원, 98-현재 산업자원부 산업기술시험원 전자의료기기기반 구축운영위원장, 2001-현재 산업자원부 산업기술시험원 인증심의위원장, 98-00 대한전기학회 학술위원장, 기획위원장 역임, 95-99 제어자동화시스템공학회 총무이사, 사업이사, 부회장 역임, 관심분야는 의용계측, 생체제어, 텔레메디슨, 한방신호처리.