

캡슐 내시경 시스템의 최신 의료 영상처리 및 진단 기술

김기윤*, 김태권°

Recent Advances in Medical Image Processing and Diagnosis Technology for Capsule Endoscope Systems

Ki-yun Kim*, Tae-kwon Kim°

요 약

캡슐 내시경 시스템은 최소 침습적 방법으로 의료진이 환자의 소화기관 검사를 수행할 수 있는 혁신적 기술로 최근 주목 받는 융합 기술이다. 일단 환자가 비타민 알약 크기의 캡슐을 삼키면, 캡슐 내 무선 또는 인체통신 모듈에 의해 전송된 영상정보를 바탕으로 의료진은 캡슐 내시경 진단 시스템을 통해 혈액 이상, 용종, 궤양, 크론병 등 다양한 질환을 진단할 수 있다. 캡슐 내시경은 기존의 케이블 내시경을 대신할 수 있는 혁신 기술이지만 정확한 병증 진단 및 분석 소요 시간 측면에서 단점을 가지고 있다. 즉, 캡슐 내시경은 캡슐내의 소형 카메라를 이용하여 6~12만 프레임의 방대한 양의 정지 영상을 촬영하기 때문에 촬영된 영상을 의료진이 확인하고 정확한 병변을 분석하는데 오랜 시간이 걸린다. 따라서 캡슐 내시경 시스템은 빠른 병변 진단을 위한 도구 및 정확한 병변 진단을 위한 의료 이미지 영상 처리가 필수 요소이다. 본 논문에서는 캡슐 내시경 시스템의 주요 제조사들을 중심으로 거의 알려져 있지 않은 소화기 영상의 빠른 병변 진단 도구에 대한 최근 경향과 정확한 병변 검출을 위한 의료 영상 처리 기술의 최신 동향을 분석하였다.

Key Words : Capsule Endoscope, Medical Image Processing, Medical Diagnosis, NBI, HDRI

ABSTRACT

Recently, Capsule Endoscope(CE) system is receiving great attention as a innovative convergence technology that allows doctors to examine the digestive tract of a human body in the minimum invasive way. Once patients swallow the vitamin pill-sized capsule, doctors can detect disease such as blood-based abnormalities, polyps, ulcers, and Crohn's disease through the image information delivered by wireless or human body communication module in CE. Although CE is really a innovative technology, it still suffers from some drawbacks in terms of correct diagnosis of lesion and analysis required time. Due to the massive images approximately 60~120 thousand frames taken by miniature camera in the CE, doctors spend too much time examining the images and analyzing the lesions. Therefore, to lighten the burden of doctors, software tools for fast diagnosis and medical image processing techniques for correct diagnosis of lesion are essential in CE system. In this paper, we investigate the latest trends of diagnosis tools and image processing techniques based on major makers of CE systems, which are hardly known to the general public.

* 본 연구는 지식경제부 우수기술연구센터(ATC) 사업(10035991) 지원으로 수행되었습니다.

◆ 주저자: 명지전문대학 공학·정보학부 전기과, kkim@mjc.ac.kr, 종신회원

° 교신저자: (주)인트로메딕 연구소, tkkim@intromedic.com, 정회원

논문번호: KICS2013-06-233, 접수일자: 2013년 6월 3일, 최종논문접수일자: 2013년 8월 7일

I. 서 론

최근 정보 통신을 기반으로 다양한 융합 기술의 전개에 발맞추어 의료 분야에 있어 다양한 융합기술이 소개되고 있다. 특히 내시경 분야에 최첨단 정보 통신 기술이 융합된 캡슐 내시경(CE: Capsule Endoscope) 시스템에 많은 관심이 집중되고 있다. 이 시스템은 알약 크기의 소형 카메라 시스템으로서 입을 통해 삼키면 소화기관의 소화 매커니즘(mechanism)에 따라 소화기관 내부를 일정 시간 촬영하고 촬영된 수십 만 장의 정지 영상 데이터를 무선 통신(wireless communication) 혹은 인체 통신(human body communication)을 통해 외부로 전송하여 저장 매체인 수신기에 저장을 하고 캡슐의 촬영 시간에 종속적으로 저장된 수신기의 영상을 토대로 의료진이 소화기 병변을 진단하는 장치이다^[1,2]. 캡슐 내시경 시스템 개발 초기의 기본 아이디어는 일반 유선형 내시경 검사가 피검사자의 구강이나 항문을 통해 내시경 튜브를 체내로 삽입하여 검사를 시행하는데 이 과정에서 피검자에게 발생하는 호흡 곤란, 구토 등의 불편함과 소화기의 천공(穿孔) 등의 부작용, 내시경의 소독과정에서 발생하게 되는 교차 감염의 위험성을 줄이고자 일회용 형태로 피검자의 일반 활동에 제약을 받지 않도록 하는 장치를 개발하는 것이었다. 또한 근래 전 세계적으로 인구의 고령화가 급속히 진행되고 있어 캡슐 내시경의 상용화는 유선형 내시경 검사를 하는데 부담을 느끼는 노령층의 소화기 질병 관리에 유용한 수단으로 자리매김할 것으로 기대된다. 캡슐 내시경 시스템은 6~12만장의 방대한 양의 영상을 촬영 저장하기 때문에 촬영된 영상에서 의료진이 병변을 확인하는데 오랜 시간이 걸리게 되어 진단의 피로감이 큰 단점이 있다. 따라서 빠른 병변 진단 도구와 더불어 정확한 병변 진단을 위한 의료영상처리가 필수 요소이다.

본 논문에서는 아직 널리 알려지지 않은 캡슐 내시경 시스템의 주요 제조사인 국내 유일의 인트로메딕(IntroMedic, 이하 I사)사와 세계 70% 정도의 마켓셰어를 가지는 이스라엘의 기본이미징(Given Imaging, 이하 G사)사, 그리고 일본의 올림푸스(Olympus, 이하 O사)사를 중심으로 소화기 영상의 빠른 병변 진단 도구에 대한 최근 경향과 정확한 병변 검출을 위한 의료 영상 처리 기술의 최신 동향을 살펴보고자 한다. 먼저 II 장에서는 캡슐 내시경 시스템의 영상처리 모듈의 구성을 소개하고 III

장에서는 영상처리 모듈을 이용하여 캡슐 내시경의 방대한 양의 영상을 빠르게 진단할 수 있는 진단 도구들을 소개한다. 또한 IV 장에서는 소화기 영상에 있어 정확한 병변 검출의 변별력을 높여주는 캡슐 내시경의 의료 영상처리 기술들을 살펴본다. 마지막으로 V 장에서는 본 논문의 결론을 맺는다.

II. 캡슐 내시경 시스템의 영상처리 모듈 구성

캡슐 내시경의 영상 획득 및 영상처리 시스템은 그림 1과 같이 크게 6개 블록으로 나눌 수 있다. 즉, 렌즈, 이미지 센서, IPC(Image Processing Chain), IA(Image Analysis), IEM(Image Enhancing Module), 디스플레이 모듈이다³⁾. 영상처리 시스템 블록도에서 렌즈는 빛의 직진과 굴절의 성질을 이용하여 피사체를 확대 및 축소하여 입력영상이 이미지 센서에 상이 맺게 한다. 이미지 센서는 아날로그 입력 영상 데이터를 디지털 신호로 변환하며, IA(Image Analysis) 모듈은 캡슐 내시경이 인체 내부에서 체류하면서 촬영한 방대한 정지 영상 데이터를 데이터 분석을 통해 진단자에게 빠르게 제공하기 위해 소화기 질병의 대부분의 원인이 되는 소화기 내의 혈류의 분포를 파악하는 기능을 수행한다. IPC(Image Processing Chain)는 이미지 센서의 영상 신호의 잡음 제거, 센서 데이터의 컬러 데이터 변환(CI: Color Interpolation), 렌즈 설계의 광도 분포에 따르는 렌즈 셰이딩 보정(LC: Lens Correction), 특정 색온도 특성을 지닌 LED 광원의 색보정(CC: Color Correction)을 수행한다.

IEM(Image Enhancing Module)은 캡슐 내시경으로부터 촬영된 영상을 진단자가 관측을 할 때 제한된 광원에 의해 발생하게 되는 소화기 내부 영상이 너무 어둡거나 지나치게 밝을 경우 영상의 밝기 조절 기능(GC: Gamma Correction)을 수행한다. 또한 이를 통해 얻어진 적절한 밝기의 영상을 이용하여 종양과 같은 돌출부가 있는 소화기의 질병과 정상 점막간의 경계면을 명확히 해주거나 혈류 형태와 같은 불명확한 경계면을 보다 세밀하게 관찰 할 수 있는 기능(Sharp: Sharpen)을 수행한다^{3,4)}. 아울러 위에 기술한 영상의 밝기 조절 기능만으로는 진단자가 관찰할 수 없는 소화기 깊은 내부의 자세한 부분을 보여주도록 하는 HDRi(High Dynamic Range imaging) 영상 처리 기능을 제공하기도 한다. 이와 더불어 소화 기관의 부위에 따른 고유의 색과 대비되는 병변 부위의 점막 색은 눈에 잘 띄

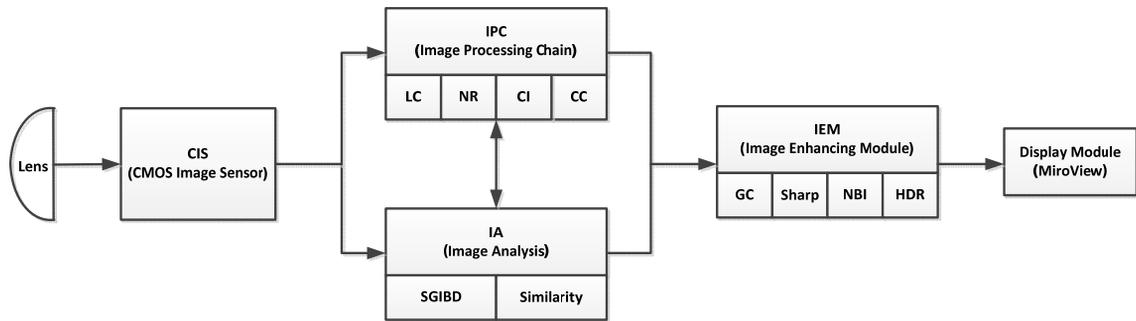


그림 1. 영상 획득 및 영상 처리 시스템 블록도
Fig. 1. Block diagram of image capture and image processing

지 않아, 내시경 장치를 이용하여 시각적으로 소화 기관을 관찰하면서도 미세 혈관이나 병변을 놓치는 경우가 발생할 수 있다. 이를 대비하여 미세 혈류와 정상 점막의 구분을 명확히 해주는 협대역 영상(Narrow Band Imaging, 이하 NBI) 처리 기능 등을 제공하여 진단자가 보다 효율적으로 소화기 병증을 진단한다. 또한 디스플레이 모듈은 IA(Image Analysis) 모듈이 제공한 빠른 진단 도구들을 이용하여 진단자가 병증 영상을 효율적으로 관측할 수 있는 비디오 판독 기능을 제공한다. IPC, IEM, IA 모듈들이 제공한 영상처리 기능들을 효율적으로 통합, 관리하여 진단자의 총체적인 의료 행위, 즉, 병증 리포트, 의료 영상 비디오 디스플레이, 소화기의 장기별 구분, 병증 분류, 병증 데이터의 의료용 데이터 서버(PACS: Picture Archiving Communication System)에 전달 등의 기능을 수행을 돕는다.

Ⅲ. 캡슐 내시경 시스템의 빠른 진단 도구

캡슐 내시경은 제조사 별로 차이는 있지만 인체 내부에 대략 8~12 시간 동안 체류하면서 무선 RF 통신(G사 및 O사) 또는 인체 통신(I사) 방식으로 6~12 만장의 방대한 영상을 촬영하여 수신기에 전송 및 저장한다. 이러한 방대한 양의 영상을 관측하여 병변의 유무를 의료진이 진단하려면 상당한 시간을 소모할 수밖에 없다. 따라서 빠른 진단을 위한 진단 도구로서 제조사별로 소화기 영상을 한 번에 여러 장씩 디스플레이하는 다중 뷰(Multi-view), 촬영된 전체 캡슐 내시경 영상을 한번에 조망할 수 있는 Map View(I사), 전체 내시경 영상의 특정 범위를 자세히 관찰할 수 있는 Range View(I사), Mosaic View(G사)와 Screen Overview(O사)같은 기술이 제공되고 있다¹⁵⁻¹⁷⁾.

3.1. 다중 뷰(Multi-View)

다중 뷰 기술은 캡슐 내시경 시스템이 촬영한 방대한 양의 영상데이터를 한번에 2~4장씩 디스플레이함으로써 진단자의 영상 관측 시간을 2~4배 단축시켜 장시간 동안 캡슐 내시경 영상 관측으로 인한 진단자의 피로감을 감소시키는 기능을 제공한다. 그림 2는 O사의 듀얼 뷰(Dual View) 및 쿼드 뷰(Quad View)를 나타낸 것이며¹⁵⁾, 그림 3은 I사의 듀얼 뷰(Dual View) 및 쿼드 뷰(Quad View)를 나타낸 것이며¹⁶⁾, 그림 4는 G사의 듀얼 뷰(Dual View) 및 쿼드 뷰(Quad View)를 나타낸 것이다¹⁷⁾. 주요 캡슐내시경 제조사들 모두 다중 뷰에 있어서는 유사한 기능을 제공하고 있으며, 쿼드 뷰 표현에 있어 연속적인 영상의 나열이 아닌 중앙 집중 구조로 설계한 것은 촬영된 인접 영상간 상관 관계를 한 눈에 파악하기 쉽게 하기 위한 것이다.

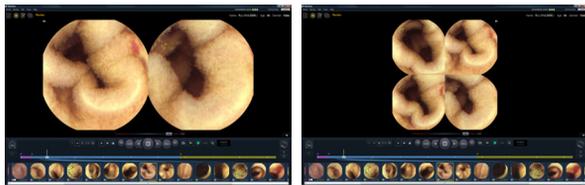
그림 2에서 보는 바와 같이 O사는 인접 프레임을 다중 뷰로 표시할 때 프레임간의 구분을 명확히 구분지어 디스플레이하고 있다. 이는 서로 다른 프레임의 구분은 명확히 할 수 있는 장점이 있으나 여러 장의 영상이 구분지어 디스플레이되기 때문에 진단자의 시각적 피로감을 줄 수 있다. 또한 위의 그림 2에서 나타난 바와 같이 다중 뷰는 촬영된 인접영상을 한번에 2~4장씩 디스플레이하기 때문에 상이한 인접 영상이 촬영될 경우 판이하게 다른 영상 프레임에 진단자의 시각이 집중되어 각각의 영상에 대한 통합적인 진단이 이루어지지 않으며 특히 진단자의 시각적 피로감을 줄 수 있다. 따라서 영상의 고주파수 성분인 인접 영상간 디스플레이 경계면을 저역 통과 필터링(low pass filtering)을 통해 영상 평활화를 수행하여 마치 여러 장의 영상을 한 장의 영상으로 보이게 하는 것이 다중 뷰의 개발에 있어 중요한 이슈이다. 그림 3의 I사 다중 뷰

는 영상 디스플레이 경계면을 크게 왜곡시키지 않는 범위 내에서 영상 경계면의 저역 통과 필터링을 수행하여 통합적인 다중 소화기 영상을 관찰함과 동시에 각각의 영상 프레임이 개별적인 영상으로 보여지도록 유도하였으나 다중 영상을 관찰하는데 다소 진단자의 시각적 피로감을 유발할 수 있다. 그림 4의 G사 다중 뷰는 인접 영상의 경계면을 강한 저역 통과 필터링을 통해 완전히 제거 후 여러 장의 소화기 영상을 한 장의 영상으로 재구성 및 디스플레이하여 진단자의 시각적 피로감을 줄일 수 있으나 원래 소화기 다중 영상을 또 다른 한 장의 개별 영상처럼 재구성하였기 때문에 진료 행위의 본질적인 병증 관찰에 있어 심각한 진단 오류를 유발할 가능성이 있다.



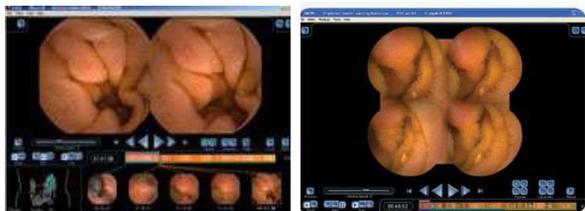
(a) 듀얼 뷰 (a) Dual View
(b) 쿼드 뷰 (b) Quad View

그림 2. O 사의 듀얼 뷰 및 쿼드 뷰
Fig. 2. Dual view and Quad view of O company



(a) 듀얼 뷰 (a) Dual View
(b) 쿼드 뷰 (b) Quad View

그림 3. I 사의 듀얼 뷰 및 쿼드 뷰
Fig. 3. Dual view and Quad view of I company



(a) 듀얼 뷰 (a) Dual View
(b) 쿼드 뷰 (b) Quad View

그림 4. G 사의 듀얼 뷰 및 쿼드 뷰
Fig. 4. Dual view and Quad view of G company

3.2. 범위 디스플레이(Range Display)

기본적으로 의료진은 캡슐 내시경이 시간에 따라 촬영한 소화기 영상을 관찰할 수 있다. 따라서 진단

자가 순차적(sequential)으로만 소화기 내시경을 관찰하는 동안 병변의 상관 관계 관측 등과 같은 목적으로 특정 시간의 소화기 영상을 관찰하려고 할 때 현재 관찰하고 있는 시점에서의 영상으로부터 비디오 판독기의 타임 바(time bar) 혹은 프로그레스 바(progress bar)라고 지칭하는 영상 점프 기능을 이용하여 영상 특정 시간대의 영상 프레임으로 이동할 수 있다. 그러나 진단자가 출혈의 원인과 병증이 상호 연관되어 있는 대부분의 소화기 질병을 통합적으로 관찰하려고 할 때 출혈의 원인이 되는 소화기 내부의 특정 부분을 현재 관찰 시점의 영상과 주변 소화기 영상을 한꺼번에 관찰할 방법이 없었다. 따라서 질병의 원인과 질병의 발생한 부분을 상호 연관 지어 특정 범위의 영상을 한 번에 조망하는 기능의 요구가 점차 커지게 되었다. 이러한 진단자의 요구에 따라 상호 연관 지어 발생하는 소화기 병증을 한 번에 조망할 수 있도록 O사는 Screen Overview^[5], I사는 레인지 뷰(Range View)^[6], G사는 모자이크 뷰(Mosaic View)^[7]를 개발하게 되었다. 이 기능은 데이터 수신기에 저장된 영상을 일정 시간 범위로 잘게 나누어 현재 관찰하고 있는 비디오 디스플레이 프레임 주변에 함께 배치하여 통합적으로 소화기 영상을 조망할 수 있도록 하였다. 따라서 진단자는 상호 연관 지어 발생하는 소화기 병증을 효율적으로 진단할 수 있게 된다.

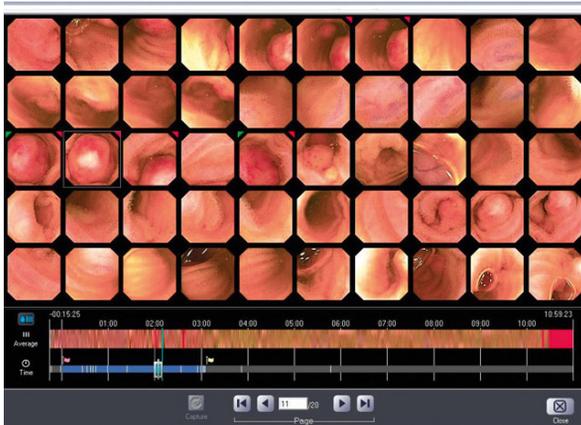
그림 5(a)는 I사의 레인지 뷰(Range View), 그림 5(b)는 G사의 모자이크 뷰(Mosaic View), 그림 5(c)는 O사의 스크린 오버뷰(Screen Overview)를 각각 나타낸 것이다. 그림 5(a)의 I사의 레인지 뷰는 디스플레이 창 중앙에 현재 관측 프레임, 관측 프레임을 중심으로 좌우 9 x 9 매트릭스형태로 일정 시간 간격의 주변 프레임을 배치하여 관측 프레임 사이의 상호 연계성을 조망하도록 하였다. 그림 5(b) G사의 모자이크 뷰는 관측 프레임 주변의 영상을 8~16 프레임의 일정 개수 나열을 통해 주변 프레임과 관측 프레임 사이의 상호 연계성을 조망하도록 하였다. 그러나 G사의 모자이크 뷰는 일정 개수의 연속적인 주변 프레임만을 단순하게 디스플레이하기 때문에 넓은 범위에 걸쳐 발생하는 소화기 출혈 병증을 효율적으로 조망하기에는 다소 부족한 면이 있다. 그림 5(c) O사의 스크린 오버뷰는 비디오 판독기의 타임바(time bar)의 일정 범위를 지정하면 지정된 범위내의 소화기 대표 영상을 10 x 5 매트릭스 형태로 배치하여 주어진 범위 내의 전체 영상을 한 번에 조망하도록 하였다.



(a) I사의 레인지 뷰(Range View)
(a) Range View of I company



(b) G사의 모자이크 뷰(Mosaic View)
(b) Mosaic View of G company



(c) O사의 스크린 오버뷰(Screen Overview)
(c) Screen Overview of O company

그림 5. 제조사별 레인지 디스플레이 기법
Fig. 5. Range display techniques by CE makers

이는 다음 절에 소개된 캡슐 내시경으로 촬영된 전체 영상을 한번에 디스플레이 해주는 I사의 맵뷰와 범위 디스플레이의 중간자적인 성격을 지닌다. 즉, 범위 지정이 좁으면 범위 디스플레이 성격을, 넓으면 맵뷰 성격을 나타내게 된다. 그러나 범위를 영상 전체로 넓게 지정하게 되면 제한된 개수의 대

표 영상만을 디스플레이 창에 표현하게 되므로 전체 영상 조망에 대한 영상 축약이 발생하게 되어 상호 연관성이 있는 소화기 질병에 대한 면밀한 조망을 하는데 다소 부족한 면이 있다.

3.3. 맵 뷰(Map View)

일반적으로 진단자가 검진을 하려면 캡슐 내시경의 방대한 의료 영상 데이터를 비디오 판독기를 통해 1~2 시간 동안 끝까지 살펴보지 않으면 병증의 유무 및 장기의 구분을 일목요연하게 파악할 수 없다. 이는 상당한 시간을 소모하는 작업이다. 따라서 이러한 시간 소모적인 세부 소화기 영상을 관찰하기에 앞서 진단자가 소화기 기관의 대강의 분류와 병증으로 의심되는 부분을 미리 한 번에 조망하여 진단의 효율성 향상과 병변 유무의 관측 시간 단축이 요구되었다. I사는 캡슐 내시경의 방대한 양의 영상을 지도처럼 한꺼번에 디스플레이하여 피검자의 촬영된 소화기관의 전체 영상을 일목요연하게 요약하는 기능을 가진 맵 뷰(Map View)를 세계 최초로 개발하였다⁴⁾. 그림 6과 같이 상부 화면에 전체의 수십 만장의 정지영상을 매우 작은 크기의 영상 이미지로 변환하여 한 번에 디스플레이 하는 기능으로 진단자가 전체적으로 특정 환자의 소화기관의 분류 및 병증 부위를 한 번에 대략적으로 조망가능하다. 이를 통해 병증이 있는 소화기 부분을 한 번에 찾을 수 있기 때문에 효율적 진단이 가능한 장점이 있다. 이에 따라 병변 관측 시간을 30분 내외로 단축시켜 의료진의 진단행위에 따른 피로감을 줄이게 되었다.



그림 6. I사의 맵 뷰(Map View)
Fig. 6. Map view of I company

IV. 캡슐 내시경의 의료 영상 처리 기술

소화기 병변은 소화기 상처에 의한 출혈

(bleeding), 종양(polyp) 주변에 미세 혈관의 물림 현상 등의 혈류에 관련된 질병이 대부분을 차지하기 때문에 캡슐 내시경 영상에서 일반 소화기 점막과 혈류를 명확히 구분해 주는 기능이 매우 중요하다. 따라서 캡슐 내시경 제조사들은 혈류가 강조되도록 광원의 협소한 구간의 특정 파장만을 강조해주는 협대역 영상(NBI: Narrow Band Imaging) 처리를 제공하게 되었다⁸⁾. 또한 제한된 광원을 사용하는 캡슐 내시경은 대부분 암흑 조건의 노출 부족 영상과 고명암비(high contrast) 영상이 주를 이루고 있다. 이러한 영상들은 의료진이 소화기 병변 유무를 관측하는데 있어 큰 문제점으로 대두되었다. 이에 따라 최근 캡슐 내시경 제조사인 I사는 암흑조건 촬영과 고명암비 영상을 관측하는데 유용한 HDR(High Dynamic Range) 영상 처리 기술을 개발하였으며, 이를 캡슐내시경에 세계 최초로 적용하여 진단을 보다 용이하게 하였다.

4.1. 협대역 영상처리 기술(NBI)

인체의 소화 기관은 식도, 위장, 소장 (즉, 십이지장, 공장, 회장) 및 결장을 포함하는 몇 가지 다른 기관으로 구성된다. 지금까지, 위경 검사법이나 푸쉬 엔테로스코피(push enteroscopy), 콜로노스코피(colonoscopy)와 같은 다양한 내시경 방법이 인체의 소화 기관을 시각적으로 보는 진단 도구로 사용되어 왔다. 그러나 소화기 질병을 진단하는데 있어 기존의 내시경 방법은 인체의 소화 기관을 직접 시각적으로 확인하면서 진단하는 장점이 있지만, 소화기관의 부위에 따른 고유의 색과 대비되는 병변 부위의 점막 색은 눈에 잘 띄지 않아, 내시경 장치를 이용하여 시각적으로 소화 기관을 관찰하면서도 미세 혈관이나 병변을 놓치는 경우가 발생되었다. 이러한 병변 부위와 일반 점막을 명확히 구분하기 위해 소화기 내에 색소를 주입하는 색소 내시경을 이용한다^{9,10)}. 그러나 색소 내시경 영상은 색소와 소화기 내의 점막의 간의 색 간섭으로 인해 색소내시경으로는 식별하기 힘든 미세 혈류에 대한 병변 관찰과 병변과 정상 점막간의 명확한 경계면 등의 관찰을 위해 색소를 뿌리지 않고 이미지 센서에 투영되는 광원의 좁은 범위의 특정 파장만을 통과시켜 혈류와 일반 소화기 점막을 구분하여 관찰할 수 있는 NBI가 요구되었다.

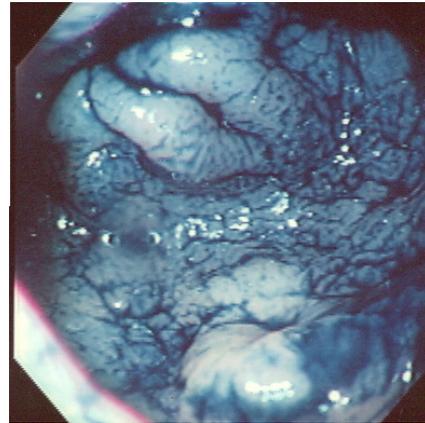


그림 7. 색소 내시경위장 영상
Fig. 7. Gastrointestinal image by Chromoscopy

그림 7은 위장의 이형성(dysplasia)을 관찰하기 위한 색소 내시경 영상을 나타낸 것으로써 위암 초기 증상을 나타낸다. 그림에서 보는 바와 같이 아래 6시 방향에 도드라진 종양 형태의 돌출 부위를 쉽게 파악할 수 있으나 미세 혈류의 분포를 파악하지 못해 위의 주름에 의한 돌출 부위인지 초기 종양 형태인지 분간할 수 없어 오진을 할 가능성이 있다¹⁰⁾. 협대역 내시경은 백색광 중 좁은 범위의 특정 파장의 빛만을 선택, 영상을 얻는 기법을 적용함으로써 점막 면의 혈관모양을 자세히 관찰할 수 있는 일종의 가상 색소내시경을 의미한다. 이러한 협대역 내시경은 빛을 조영하였을 때 투과율이 빛의 파장에 반비례한다는 원리를 이용한 것이다. 따라서 특수한 협대역의 파장만을 걸러내는 영상처리를 통해 혈관의 밝기를 선택적으로 향상시킬 수 있어 다른 구조물과의 구별이 용이한 장점이 있다. 주로 단파장 가시광선은 혈관 내에 헤모글로빈에 흡수되어 반사되지 않기 때문에 단파장 가시광선으로 혈관을 조영할 경우 검푸른색으로 관찰된다. 그러므로 파장대가 $415 \pm 15\text{nm}$ 의 청색광은 점막층의 아주 얇은 부분만 침투하여 신체 조직의 점막에 대한 굴곡 등 표면 구조는 물론 표층의 모세 혈관망(blood-vessel network)등의 미세혈관도 선명한 영상으로 관찰할 수 있으며, 파장대가 $540 \pm 15\text{nm}$ 의 녹색광은 소화기 표피 점막층 밑의 혈관망에 침투하여 점막층 내부 혈관을 관찰하는데 용이하다. 따라서 파장대가 좁은 영역(30nm)의 빛을 조영할 경우, 점막 병변의 혈류에 대한 미세한 차이를 색으로 두드러지게 표현할 수 있으며 점막 표피층의 혈관상(vascular bed) 또한 보다 명확하게 관찰할 수 있다. 이러한 협대역 영상은 정상과 다른 병변 부위의 표면은 미세 혈관

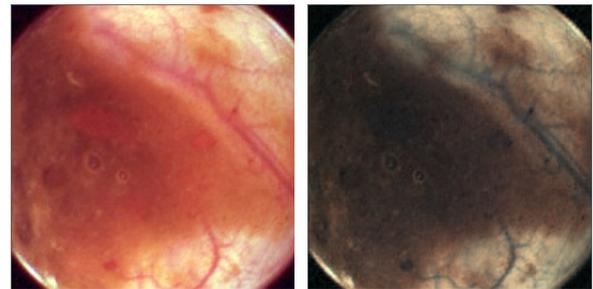
상에 뚜렷한 대조를 보이기 때문에 병변 부위의 혈류에 대해 뛰어난 해상도와 선명성으로 인해 식도, 위, 십이지장, 대장의 조기암 등 발견이 어려운 미세하고 불명확한 병변을 신속하게 조직학적으로 진단할 수 있다. 주로 소화기 내의 병변들은 점막에 기원하기 때문에 점막까지만 투과할 수 있는 파장이 짧은 청색의 단파장 가시광선을 이용한다면, 혈류에 관련된 불명확한 병변을 관찰하는데 도움이 된다. 또한, 암생성 및 전이에 중요한 이론으로 생각되는 혈관신생(angiogenesis)이론에 따르면, 암은 혈관이 풍부하고 신상혈관을 촉진하기 때문에, 정상 세포와 다른 혈관상을 인지할 수 있다면 미세한 초기 위장관 암뿐만 아니라 중기단계의 암 진단에 도움이 될 수 있을 것으로 예상된다^[11]. 근래에 들어 협대역 영상 내시경의 요구 및 연구가 국내외적으로 활발히 진행되고 있다^[12-14]. 이러한 협대역 영상 필터링 기술을 수식적으로 표현하면 아래와 같다.

$$\begin{aligned}
 R_\alpha &= \int_{\infty}^{\infty} \delta(\lambda - \alpha) S_R(\lambda) R(\lambda) d\lambda \\
 G_\beta &= \int_{\infty}^{\infty} \delta(\lambda - \beta) S_G(\lambda) R(\lambda) d\lambda \\
 B_\gamma &= \int_{\infty}^{\infty} \delta(\lambda - \gamma) S_B(\lambda) R(\lambda) d\lambda \quad (1)
 \end{aligned}$$

식(1)의 α , β 및 γ 는 5nm 단위의 파장 인덱스를 나타내며 $S_R(\lambda)$, $S_G(\lambda)$, $S_B(\lambda)$ 는 각각 파장 인덱스에 따른 등색 계수 함수를, $R(\lambda)$ 는 빛 반사 계수 함수를 나타낸다^[12-14]. 또한 R_α 는 특정 α 파장 인덱스의 적색(red) 성분 함수를, G_β 는 특정 β 파장 인덱스의 녹색(green) 성분 함수를 B_γ 는 특정 γ 파장 인덱스의 청색(blue) 성분 함수를 나타낸 것이다.

전형적으로 협대역 영상의 색감은 좁은 파장대 영역의 빛의 흡수 및 반사 계수를 이용하기 때문에 자연색감의 영상을 디스플레이하기 보다는 흑백 컬러 영상과 유사한 색조를 나타내는 하나 갈색, 청색 및 녹색으로 구성되어, 흑백 컬러보다는 높은 해상도로 병변을 관찰할 수 있다^[13]. 캡슐 내시경 또한 소화기 질병을 다루는 장치이기 때문에 캡슐 내시경 제조사들은 소화기 병변에 대한 미세 혈류를 자세히 관찰할 수 있는 협대역 영상 기능을 소프트웨어적으로 처리하여 제공하고 있다. 그림 8은 소화기 점막 하부에 미세 혈관을 촬영한 영상을 나타낸다.

그림 8(a)는 협대역 처리 전 원본 영상, 그림 8(b)는 협대역 영상처리 기술을 적용한 후의 영상을 나타낸다. 그림 8(b)는 그림 8(a)에 비하여 소화기 점막과 미세혈관이 현격한 색 차이를 나타내게 되어 대부분의 소화기 질병의 원인이 되는 혈류에 대한 색 차이에 의한 변별력을 높여 효율적으로 소화기 병변 진단이 가능하다.



(a) 협대역 처리 전 (b) 협대역 처리 후
(a) Before NBI (b) After NBI

그림 8. 미세 혈관의 협대역 처리
Fig. 8. NBI processing with microvessel image

4.2. HDR 영상 처리 기술

영상에서 가장 밝은 부분과 가장 어두운 부분의 차이(contrast)가 높은 이미지 즉, 고명암비(high contrast) 영상은 일반적인 LDR(Low Dynamic Range)의 디스플레이 장치 또는 일반 카메라로 촬영 영시 원하는 화질을 얻지 못한다. 이러한 고명암비 장면을 저명암비(LDR) 촬영 장치를 활용하여 화질을 개선하기 위한 HDR 영상처리 연구가 진행되고 있다.

2002년 Raanan Fattal 등은 영상의 스케일 스케이스(scale-space)에 대한 변화도(gradient)를 조사하여 영상의 밝기 고양에 따른 영상의 에지 감쇄를 최소화하여 고명암비 영상의 밝기를 고양하면서 선명한 HDR 영상을 획득하는데 성공하였다^[15]. 그러나 위의 알고리즘은 수학적으로 제어해야할 제어 변수들이 너무 많고 영상의 고주파수 성분이 많은 복잡한 영상의 에지 고양으로 영상의 에지 부근에 여러 겹의 윤곽선이 나타나는 후광 효과(halo effect)를 나타내는 등 여러 조건의 영상에 많은 문제점을 드러내었다.

또한 F. Durand 등은 영상의 에지에 대한 기하학적인 위치 분포를 특정 해상력의 이미지 피라미드에 대한 가우시안 필터링을 이용하여 부드러운 윤곽선을 나타냄과 동시에 영상의 밝기 증감을 가우시안 필터링을 통해 완만한 영상의 밝기 고양을 수

행함으로써 영상의 후광 효과를 효율적으로 감쇄할 수 있는 알고리즘을 소개하였다¹⁶⁾. 이를 수식적으로 표현하면 아래 식 (2)와 같다.

$$J_s^j = \frac{1}{K^j(s)} \sum_{p \in \Omega} f(p-s) \cdot [g(I_p - i^j) \otimes I_p] \quad (2)$$

여기서, $K^j(s) = \sum_{p \in \Omega} f(p-s) \cdot g(I_p - i^j)$ 이며, Ω 는 영상 피라미드의 윈도우 크기, j 는 영상 윈도우 데이터 레인지 인덱스, p 는 영상 피라미드 레벨 인덱스, s 는 영상 윈도우 내의 영상 위치 인덱스, I_p 는 p -레벨의 영상 피라미드의 데이터, $g(\cdot)$ 는 가우시안 영역 평활화(Gaussian range smoothing) 커널, $f(\cdot)$ 는 가우시안 간격 스무딩(Gaussian space smoothing) 커널, \otimes 는 컨볼루션(convolution) 연산자를 의미한다.

그러나 위의 알고리즘은 영상의 에지를 보전하기 위한 최적의 이미지 피라미드의 레벨을 설정하는데 많은 어려움이 따를 수 있고 연속적인 비디오 프레임마다 최적 이미지 피라미드 레벨이 다를 수 있어 입력 휘도에 따른 균일한 밝기의 HDR 비디오 영상을 추출하는데 제약이 따를 수 있으며 또한 영상의 에지에 대한 과도한 저역 필터링(가우시안 필터링)을 수행하기 때문에 출력 영상의 블러(blur) 현상을 경험하게 된다. 한편 2005년 E. Reinhard 등은 단순한 영상의 톤(tone) 재구성을 통해 위의 두 알고리즘의 복잡하고 느린 실행 시간을 단축시키는 비교적 빠르고 간단한 HDR 알고리즘을 소개하였다¹⁷⁾. 이를 수식적으로 표현하면 아래 식 (3)과 같다.

$$L_d[i, j] = \frac{Y[i, j]}{1 + V_1[i, j, s]} \quad (3)$$

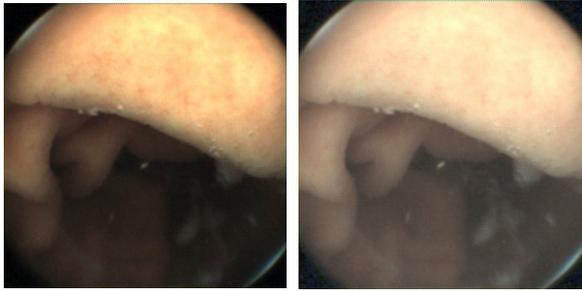
여기서, i 및 j 는 영상의 위치 인덱스, $Y[i, j]$ 는 이미지 신호의 휘도 데이터, $L_d[i, j]$ 는 출력 데이터, α 는 스케일링 인덱스, s 는 이미지 피라미드 레벨 인덱스를 나타내며 식 (4) 및 식 (5)의 관계가 있다.

$$V_1[i, j, s] = Y[i, j] \otimes R[i, j, s] \quad (4)$$

$$R[i, j, s] = \frac{1}{(\alpha \times s)^2} e^{-\frac{i^2 + j^2}{(\alpha \times s)^2}} \quad (5)$$

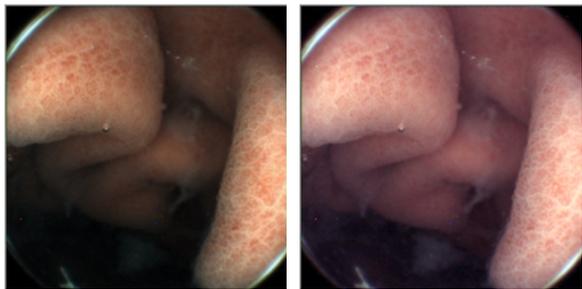
이때 V_1 은 특정 스케일 스페이스 s 에 대한 가우시안 필터링을 의미하며 출력 데이터는 밝기데이터를 가우시안 스무딩 결과 값과 비교를 통해 얻어지게 된다. 그러나 위의 알고리즘은 영상의 포화 영역을 지나치게 강조하기 때문에 비교적 밝은 환경에서 촬영한 영상을 톤 재생성 알고리즘을 통해 HDR 영상을 재구성하게 되면 영상 촬영 시 과노출 영상에서 일반적으로 발생하는 영상 전체가 희뿌옇게 나타나는 과포화 현상이 나타난다.

그러나 위에 소개한 HDR 알고리즘들은 LDR 영상 장치를 통해 HDR 영상으로 재구성하는데 있어서 영상의 스케일 스페이스 분석(이미지 피라미드 분석)을 이용하기 때문에 비교적 느린 실행시간과 수많은 제어 변수들을 특정 애플리케이션에 최적화해야 하는 문제가 있다. 또한 제한된 광원을 사용하는 일반 내시경 및 캡슐 내시경 시스템에서 주로 발생하는 고명암비 장면을 LDR 영상 촬영 장치로 촬영을 하였을 경우 진단에 큰 오류를 유발할 수 있어 이에 대한 개선이 요구되었다. 국내 I사는 이러한 요구를 반영하여 세계 최초로 고속 동작에 용이한 LDR 촬영 장치의 다중 노출에 기반한 영상 합성 기술을 이용하여 HDR 영상을 재구성하는 광명암비 (WDR : Wide Dynamic Range)^{18,19)}, 영상처리 기술과 HDR 기술을 접목하여 고속으로 동작하는 실시간 HDR 영상처리 기술을 개발하였다. 먼저 저명암비 촬영 장치를 이용하여 고명암비 장면을 촬영하였을 경우 어떻게 표현되는지 이해를 돕기 위해 전형적인 고명암비 캡슐 내시경 영상과 이 영상의 어두운 영역을 관측하기 위한 고전적인 밝기 제어 기술을 적용한 영상을 아래 그림에 나타내었다. 그림 9 (a)는 캡슐 내시경 시스템에서 전형적으로 발생하는 LDR 촬영 장치를 이용한 고명암비 (High Contrast) 출력 영상을, 그림 9 (b)는 고명암비 소화기 영상에 대한 고전적인 영상 밝기 고양 기능을 수행한 영상을 나타내었다. 그림 9(a)에서와 같이 소화기의 어두운 영역을 관찰하기 위해 영상의 밝기를 높이면 영상 전체적으로 과포화 현상이 발생하여 탁한 느낌의 영상이 생성될 뿐만 아니라 영상의 밝은 부분이 과포화로 인해 소화기 점막을 자세히 관찰하는데 많은 어려움이 따른다. 이는 인간의 질병을 다루는 의료 영상에 있어 심각한 진단 오류를 유발할 수 있다.



(a) 처리전 (b) 처리후
(a) Before (b) After
그림 9. 저명암비 영상의 고전적인 밝기 제어
Fig. 9. Conventional brightness control of LDR image

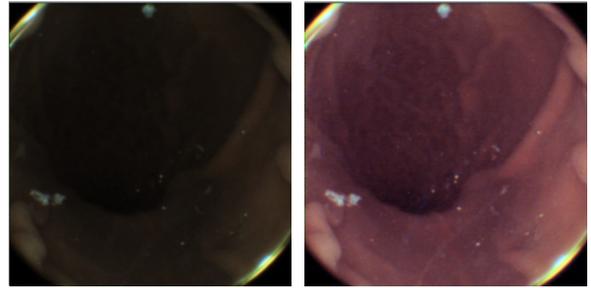
그림 9의 고명암비 영상의 어두운 영역을 관찰하기 위해 영상의 밝기 고양을 하면서 동시에 밝은 영역이 과포화가 일어나지 않도록 인간의 눈이 주변 밝기에 적응하여 어두운 영역과 밝은 영역을 적절히 처리하는 것처럼 인간의 시각 특성을 모델링한 것이 HDR imaging이다¹⁵⁾. 그림 10은 캡슐 내시경의 고명암비 영상에 HDR 기술을 이용하여 적용하는 과정을 나타내었다. 그림 10 (a)는 원본 영상이며 그림 10 (b)는 HDR 기술을 적용한 영상을 나타내었다. 그림 10 (b)와 같이 고명암비 영상의 밝은 영역이 과포화가 발생하지 않으면서 어두운 영역의 영상 밝기가 고양됨을 알 수 있다.



(a) 처리전 (b) 처리후
(a) Before (b) After
그림 10. 저명암비 영상의 HDR 영상처리
Fig. 10. HDR image processing for HDR image

뿐만 아니라 제한된 광원을 사용하는 내시경 영상은 비교적 원거리의 피사체 영상을 촬영할 때 너무 어둡게 촬영되어 소화기 내부 점막을 명확하게 관찰할 수 없다. 아래 그림 11 (a)는 제한된 광원에 의해 원거리 피사체인 소화기 점막에 대한 전형적인 노출 부족 영상을 나타낸다. 그림 11 (a)에서 볼 수 있듯이 제한된 광원으로 인해 렌즈로부터 원거리리에 위치한 피사체가 촬상 소자(image sensor)에 어둡게 장면이 맺히기 때문에 소화기 점막을 자세히 관찰할 수 없게 된다. 그림 11 (b)는 원거리 피사체의 노출 부족으로 인해 어둡게 촬영된 소화기

영상에 대해 HDR 기술을 적용한 영상을 나타낸다. 그림 11 (b)에서 보는 바와 같이 원거리 피사체에 대한 노출 부족 영상 또한 HDR 기술을 적용하면 어둡게 촬영된 소화기 영상을 자세히 관찰할 수 있어 효율적으로 소화기 병증을 진단할 수 있을 것으로 예상된다.



(a) 처리전 (b) 처리후
(a) Before (b) After
그림 11. 어둡게 촬영된 영상의 HDR 영상처리
Fig. 11. HDR image processing for under exposed image

V. 결 론

본 논문에서는 캡슐 내시경 영상에 대해 빠르고 정확한 진료 행위를 수행할 수 있는 진단 도구의 주요 제조사별 최신 기술적 특징과 개발 동향을 기술하였으며 정확한 병변 검출을 위한 의료 영상 처리 기술의 최신 동향을 살펴보았다.

앞서 본문에서 기술한 빠른 병증 검출을 위한 진단 도구 및 의료영상 처리의 기능을 제조사별로 정리하면 표 1과 같다.

표 1. 제조사별 진단 도구 및 의료영상처리 기능 비교
Table 1. Comparison of diagnosis tools and medical image processing techniques among CE system makers

	제조사	I사	G사	O사
진단 도구	Multi-view	O	O	O
	Range Display	O	O	O
	Map-view	O	X	X
의료 영상 처리	NBI	O	O	X
	HDRi	O	X	X

표 1에서와 같이 각 캡슐 내시경 제조사들은 의료진이 피검자의 병증 검출을 보다 효율적으로 수행할 수 있는 기능을 지속적으로 연구 개발하고 있다.

최근 캡슐 내시경 시스템이 소화기 병변을 검사하는데 있어 혁신적인 영상 진단 장치로 부각되어 이에 대한 관심이 널리 확산되고 있는 추세이기는 하나 아직까지 여러 가지 기술 적용의 제약으로 목표로 추구하고 있는 영상의 성능은 얻지 못하고 있는 실정이다. 유선형 내시경만큼의 영상의 질 (quality)을 기대하기 위해서는 영상처리 단독으로 목적 영상의 성능을 기대할 수 없으며 영상에 관련된 조명, 렌즈, 영상 센서 등의 기술적 발전이 병행되어야 한다. 또한 이 밖에도 영상 품질과 직접적인 연관성은 낮아 보이지만 고용량의 고품질 영상을 무선으로 보낼 수 있는 통신기술, 장시간 영상을 촬영하는데 적합한 저전력 배터리 설계 기술, 소형 캡슐 촬영에 적합한 자세 제어 기술, 깨끗한 소화기 내부 영상 획득을 위한 소화기 이물을 제거하는 기술 등의 융복합 기술적인 난제를 같이 병행하여 풀어나가야 한다. 현재의 기술 수준 및 발전 속도를 비추어 볼 때 멀지 않은 미래에는 유선형 내시경 시스템과 동등 내지는 그 이상의 영상 성능을 달성할 수 있을 것으로 판단된다. 아울러 캡슐 내시경은 편리성과 안전성 등 많은 장점을 가지기 때문에 향후 캡슐 내시경 개발 연구에 보다 적극적인 투자가 필요하다고 판단된다.

References

- [1] K. Y. Kim, K. H. Won, and H. J. Choi, "Technical characteristics and trends of capsule endoscope," *J. KICS*, vol. 37C, no. 04, pp. 329-337, Apr. 2012.
- [2] G. Pan and L. Wang, "Swallowable wireless capsule endoscopy: progress and technical challenges," *Gastroenterology Research and Practice*, vol. 2012, Article ID 841691, 2012.
- [3] R. C. Gonzales and R. E. Woods, *Digital Image Processing*, 2nd Ed., Addison Wesley, 2001.
- [4] A. J. P. Theuwissen, "Image processing chain in digital still cameras," in *Proc. IEEE Symp. VLSI Circuits Digest of Technical Paper*, pp. 2-5, Honolulu, U.S.A., June 2004.
- [5] Olympus, *Endo Capsule Brochure*, F1260TT-1107, 2007.
- [6] IntroMedic, *MiroCam Overview*, Product Description, 2010.
- [7] Given Imaging, *Expanding the Scope of GI*, Product Overview, 2010.
- [8] Y. Miyake, T. Kouzu, S. Takeuchi, S. Yamataka, T. Nakaguchi, and N. Tsumura, "Development of new electronic endoscopes using the spectral images of an internal organ," in *Proc. 13th Color Imaging Conf.: Color Sci. Eng. Syst., Technol., Applicat.*, pp. 261-263, Scottsdale, U.S.A., Nov. 2005.
- [9] P. D. Stevens, C. J. Lightdale, P. H. Green, L. M. Siegel, R. J. Garcia-Carrasquillo, and H. Rotterdam, "Combined magnification endoscopy with chromoendoscopy for the evaluation of Barrett's esophagus," *Gastrointest Endosc.*, vol. 40, no. 6, pp. 747-749, Nov.-Dec. 1994.
- [10] H. J. Kang, *Gastritis, stomach cancer, stomach ulcer, gastroscope low-grade dysplasia*, Retrieved Mar., 15, 2013, from <http://blog.daum.net/khj1121-baram/7678706>.
- [11] J. Y. Jang, "Magnifying endoscopy, NBI and others usefulness of NBI in the upper GI tract," *J. Kyung Hee Medic.*, vol. 27, no. 1, pp. 1-8, 2011.
- [12] R. Singh, S. C. Mei, and S. Sethi, "Advanced endoscopic imaging in Barrett's esophagus: a review on current practice," *World J. Gastroenterology*, vol. 17, no. 38, pp. 4271-4276, Oct. 2011.
- [13] C. B. Ryu, M. S. Lee, H. S. Ahn, J. Y. Song, and C. S. Shim, "Does capsule endoscopy with ALICE (Augmented Live-body Image Color-spectrum Enhancement) improves visibility of small bowel lesions?," *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 77, no. 5, Supplement, pp. AB466, May 2013.
- [14] J. Pohl, I. Aschmoneit, S. Schuhmann, and C. Ell, "Computed image modification for enhancement of small-bowel surface structures at video capsule endoscopy," *Endoscopy*, vol. 42, no. 6, pp. 490-492, June 2010.
- [15] E. Reinhard, G. Ward, S. Pattanaik, and P. Debevec, *High Dynamic Range Imaging*, 1st Ed., Morgan Kaufmann Press, 2005.
- [16] F. Durand and J. Dorsey, "Fast bilateral

filtering for the display of high-dynamic-range images,” *ACM Trans. Graphics*, vol. 21, no. 3, pp. 257-266, July 2002.

- [17] E. Reinhard, M. Stark, P. Shirley, and J. Ferwerda, “Photographic tone reproduction for digital images,” in *Proc. 29th Annu. Conf. Comput. Graphics Interactive Techniques (SIGGRAPH '02)*, pp. 267-276, San Antonio, U.S.A., July 2002.
- [18] T. Mertens, J. Kautz, and F. V. Reeth, “Exposure Fusion,” in *Proc. 15th Pacific Conf. Comput. Graphics Applicat. (PG '07)*, pp. 382-390, Maui, U.S.A., Oct.-Nov. 2007.
- [19] P. W. Wong and Y. H. Lu, “A method for the evaluation of wide dynamic range cameras,” in *Proc. SPIE, Digital Photography VIII*, vol. 8299, Article no. 829905, Jan. 2012.

김 기 윤 (Ki-yun Kim)



1997년 2월 성균관대학교 전
자공학과 졸업
1999년 2월 성균관대학교 전
기전자컴퓨터공학과 석사
2002년 2월 성균관대학교 전
기전자컴퓨터공학과 박사
2006년~2007년 미국 Univ.

of California, Los Angeles(UCLA) 전기공학부
박사후 연구원
2001년~2008년 삼성탈레스 기술연구소 책임연구원
2008년~현재 명지전문대학 공학·정보학부 전기과
부교수
<관심분야> 통신/영상 신호처리, 군통신, 이동통신,
의용 공학 시스템 등

김 태 권 (Tae-kwon Kim)



1997년 2월 성균관대학교 전자
공학과 졸업
1999년 2월 성균관대학교 전기
전자컴퓨터공학과 석사
1999년~2000년 KIST 트라이
블로지 연구센터 연구원
2001년~2007년 삼성테크윈

DSC 개발팀 선임 연구원
2008년~현재 (주)인트로메딕 영상사업부 개발이사
<관심분야> 영상신호처리, 의료 영상처리, 컴퓨터
그래픽스 등