

---

# 초음파 혈관 영상의 상호적 영상 분할

이연석<sup>1</sup>, 김민기<sup>2</sup>, 하승한<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup>김천대학교 방사선학과 집적의료영상연구실, <sup>2</sup>고려대학교 전자및정보공학부 <sup>3</sup>차원정보처리연구실,  
<sup>3</sup>피츠버그대학교 의과대학 초음파 분자영상 및 치료센터

## Interactive image segmentation for ultrasound vascular imaging

Onseok Lee<sup>1</sup>, Mingi Kim<sup>2</sup>, Seunghan Ha<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup>Integrated Medical Imaging Laboratory, Department of Radiological Science, Gimcheon University

<sup>2</sup>3D Information Processing Laboratory, Department of Electronics and Information Engineering, Korea University

<sup>3</sup>The Center for Ultrasound Molecular Imaging and Therapeutics, Heart and Vascular Institute, University of Pittsburgh and University of Pittsburgh Medical Center

---

**요약** 초음파 영상 진단 장치에서 획득한 데이터로부터 진단 객체를 추출하기 위한 영상 분할은 질병의 효과적인 진단을 위하여 필수적인 전처리 과정으로 인식되고 있으며, 지금까지 많은 분할 기법들이 연구되고 있다. 본 연구에서는 혈관 초음파 영상의 다양한 응용 및 진단법 개발을 위하여 기초 전처리과정으로서 graph cut 알고리즘에 의한 상호적인 영상분할법을 제시한다. 일반영상 및 혈관 초음파 영상에 대하여 전경(background)과 배경(background)의 제약조건을 주고 영상분할 처리하여, 원하는 object에 대한 분할 결과를 얻었다. 향후, 이러한 일련의 처리 과정이 실시간으로 처리되면 새로운 초음파 진단법으로 발전시켜 나갈 수 있을 것으로 사료된다.

• **주제어** : 분할, 초음파, 그래프 컷, 상호작용, 영상

**Abstract** Image segmentation for object to extract data from ultrasound acquired is an essential preprocessing step for the effective diagnosis. Various image segmentation methods have been studied. In this study, interactive image segmentation method by graph cut algorithm is proposed to develop a variety of applications of vascular ultrasound imaging and diagnostics. General imaging and vascular ultrasound imaging segmentation by entering constrain condition such as foreground and background. In the future it will be able to develop new ultrasound diagnostics.

• **Key Words** : Segmentation, Ultrasound, Graph cut, Interactive, Image

---

## 1. 서론

자기 공명(Magnetic Resonance, MR) 영상, 전산화 단층 촬영(Computed Tomography, CT) 영상, 초음파(Ultra-Sound) 영상 등의 의료 영상은 질환의 진단과 치료를 위해 널리 사용되고 있다. 이러한 영상법 중, 초음파

영상은 다른 진단 장치들에 비하여 보다 안전하고 비 침습적이며, 비용면에서도 효율적인 뿐만 아니라 실시간으로 인체 내의 구조를 시각화하는 장점을 지닌다. 이러한 이유로 초음파 영상 진단 장치의 응용분야는 점차 확대되고 있다[1,2]. 그러나 초음파 영상은 간섭에 의해 발생하는 스펙클 잡음이 해상도를 저하시키며, 영상 해석에

---

\*교신저자 : 하승한(shha7774@hanmail.net)

접수일 2012년 8월 15일 수정일 2012년 11월 14일 게재확정일 2012년 11월 28일

있어서 전문의의 경험과 지식에 따른 주관적인 결과에 의존한다는 단점이 있다. 이 때문에 더욱 정확한 정보를 얻기 위한 영상 처리 기법에 대한 연구가 계속해서 진행되고 있다[1].

특히 질병진단 분야에서는 질병의 효과적인 진단을 위하여 초음파 영상 진단 장치에서 획득한 데이터로부터 진단 객체를 추출하기 위한 영상 분할(segmentation)이 필수적인 전처리 과정으로 인식되고 있으며 지금까지 많은 분할 기법들이 연구되고 있다[3-6].

이들 방법 중에서 Ogawa 등[3]은 Log(Laplacian of Gaussian) 연산자를 이용하여 흉부 종양을 추출하였으며, Martin 등[4]은 윤곽 기반 분할법인 활동윤곽 알고리즘(active contour algorithm)을 사용하여 초음파 영상에서 태아를 분할하였다. Krivanek 등[5]은 Sobel 연산자와 위터셰드 분할법을 이용하여 난포의 윤곽을 추출한 바 있으며, Lin 등[6]은 무시드 영역확장법(unseeded region growing)으로 심장 윤곽을 추출하였다.

한편, 혈관 및 혈관벽을 이루는 구성 물질은 균일(homogenous)하지 않다. 따라서 혈관 및 혈관벽을 이루는 성분의 물리적인 특성이 다르기 때문에 시간의 흐름에 따른 그의 위치변위도 각각 다르다고 볼 수 있다. 즉, 그 구성물질의 성분이 명확하게 다르다면 시간에 따른 위치 변위는 차이가 크다고 볼 수 있다. 따라서 각각의 위치에 따른 변위를 측정할 수 있게 된다. 이를 계산할 수 있게 되면, 혈관의 각 부위에서 받는 압력을 정량적으로 계산할 수 있다. 그리고 정량화된 값은 영상으로서 나타낼 수 있으며, 각 종 심혈관 질환의 중증도(severity) 측정 및 치료 효과 판정에 정량적 접근이 가능하게 된다.

본 연구에서는 위와 같은 심혈관 초음파 영상의 다양한 응용 및 개발을 위하여 기초 전처리 과정으로서 상호적인(interactive) 영상 분할법을 제시하고자 한다.

## 2. 대상 및 방법

### 2.1 상호적인 영상분할분석결과

영상분할은 다양한 영상처리 분야에서 발전되고 적용되어 왔다. 영상 수정 시 정지영상에서 상호적인 전경(foreground)과 배경(background)의 분할은 매우 중요하다. 우리는 그래프 컷(graph cut) 알고리즘을 사용했다. 그래프 컷은 2004년에 Kolmogorov 등[7]으로 부터 시작되었다. 이 그래프 컷 알고리즘은 많은 분야에 적용 될

수 있는데 영상분할, 스테레오 매칭, 이미지가강화 등에 적용될 수 있다. 또한, 일반적인 영상분할의 방법이 일방적인 결과로써 한번으로 끝나는데 반해, 이 상호적인(interactive) 방법은 나온 결과에 첨부하여 좀 더 사용자가 원하는 방향 쪽으로 결과를 첨가하여 얻을 수 있다.

본 연구에 사용된 알고리즘은 에너지최소화의 방법을 사용한 그래프 컷을 기반으로 하고 있으므로 에너지 함수의 조절이 이 영상분할의 결과에 많은 영향을 끼친다. 에너지최소화를 위하여 사용하는 에너지 함수의 식은

$$E(f) = E_{data}(f) + \lambda E_{smooth}(f)$$

와 같은데, 에너지는 data term과 smoothness term의 정도에 따라 조절이 된다. 여기서 smoothness term을 조절하는 람다( $\lambda$ )의 값은 조절함에 따라 영상분할의 결과가 달라진다. 따라서 영상에 따른 최적의 람다의 값을 찾는 것부터 시작해야 하지만, 이 논문에서는 최적의 람다를 실험적으로 찾아서 알고 있다는 가정에서 진행되었다.

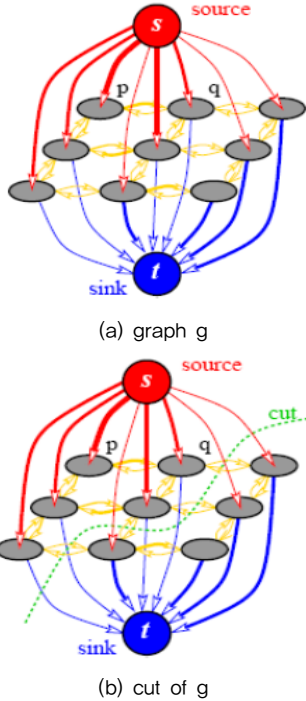
영상처리 분야에서 발생했던 많은 문제는 에너지 최소화라는 방법에 의해 표현될 수 있다. 예를 들면 대부분의 컴퓨터 비전 문제는 노이즈 측정을 바탕으로 모든 픽셀에 라벨(intensity, disparity, segmentation regions)을 어떻게 할당할 것인가로 볼 수 있다. 공통적인 제약조건은 라벨(label)은 object 경계에서 나타날 수 있는 급격한 불연속을 유지하는 동안 대부분 모든 곳에서 부드럽게 변화해야 한다는 것이다. 그러므로 이러한 모호성에서 최상의 라벨링(labeling)을 찾는 것은 최적화 문제로써 보여질 수 있다.

이러한 최적화를 풀기 위해 지난 몇 년간 minimum cut / maximum flow(min cut / max flow)알고리즘[7]은 정확하게 혹은 간략화 된 에너지 최소화를 위한 유용한 방법으로 제안되어 왔다. 이것에 대한 기본적인 기술은 에너지 함수를 최소화하기 위한 특별한 그래프를 형성한 후 이 그래프 상의 minimum cut은 global한 혹은 local하게 에너지를 최소화 한다는 것이다.

에너지 함수를 최소화하는 방법 중의 하나로써 그래프 컷에 의한 최소화 기법이 있다. 이 그래프 컷 방식은  $\alpha$ -expansion 알고리즘을 기반으로 하여 우리가 원하는 적절한 해답을 제시하여 줄 수 있다. 가중 그래프의 그림은 다음과 같다.

방향성 가중 그래프를  $G = \langle V, E \rangle$ 라고 나타낼 때  $V$ 는 노드(node)라고 하는 영상 픽셀의 집합이고  $E$ 는 그

픽셀간의 연결선을 나타내는 가중 에지(edge)의 집합이다. 이때 그래프 G는 특별한 노드를 갖는데 이것을 터미널(terminal)이라고 한다.



[Fig. 1] Graph cut

이 터미널의 역할은 영상의 픽셀에 할당할 수 있는 라벨의 집합이라 할 수 있다. 터미널은 Fig. 1의 {s, t}을 나타내며 각각을 source와 sink라고 부른다. 따라서 Fig. 1은 3x3영상 위에 2개의 라벨(s, t)을 갖는 Potts model에 의한 에너지 함수식을 최소화할 수 있는 그래프의 예를 보여준다.

그래프의 모든 에지는 weight와 cost가 할당된다. Fig. 1의 픽셀 p→q방향의 cost와 q→p방향의 cost는 다를 수 있다.

최소절단문제(minimum cut)는 그래프 G에서 발생할 수 있는 모든 cut들 사이에서 최소의 cost를 갖는 영상 분할을 나타내는 그래프의 절단을 찾는 것이다. Fig. 1 (b)에서 {s, t}사이를 절단하는 점선을 최소절단이라고 할 때 절단 C={S,T}를 중심으로 s∈S이고 t∈T인 분리된 두 개의 S와 T로 픽셀들은 분리된다. 이러한 최소절단을 발견하는 문제는 source s와 sink t까지의 최대흐름(maximum flow)을 찾는 문제와 같다. 이것을 min-cut/max-flow라고 부른다.

본 연구를 위한 graph cut은 Visual C++ 6.0 및 Mathworks사의 Matlab 2008 버전을 바탕으로 프로그래밍 되었으며, 3.3Hz CPU, 8G RAM, Window XP 운영체제의 데스크 탑에서 영상처리 하였다.

### 2.2 초음파 영상획득

영상은 미국 피츠버그 의과대학(College of Medicine, University of Pittsburgh)의 초음파 분자영상치료센터(The Center for Ultrasound Molecular Imaging and Therapeutics)에서 획득하였다. 또한 10주령 rat의 복부를 절개 한 후, 장기를 한쪽으로 정리 하고 ultrasound transducer로 2회에 걸쳐 하복부 대동맥(abdominal aorta) 및 정맥 영상을 획득하였다.

초음파 장비는 40 MHz center frequency에서 동작하는 linear array transducer (MS550D)가 구축된 high-frequency ultrasound imaging system (Vevo 2100; Visualsonics Inc., Toronto, ON, Canada)으로부터 cross sectional B-mode 영상으로 얻었다.

### 3. 결과

Graph cut에 의한 상호적인 영상분할 알고리즘은 GUI(Graphical User Interface)방식의 matlab 프로그램 코딩을 통해 연구가 진행되었다.

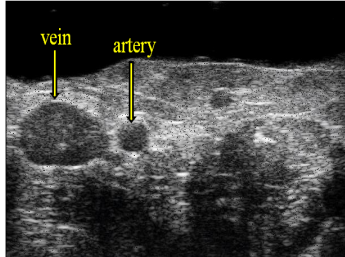
‘Foreground’는 빨간색으로서 object의 제약조건(constrain)이 주어지게 되며, ‘Background’는 파란색의 제약조건으로서 object외의 비관심 영역으로 영상위에 표기된다. 이와 같은 사용자의 적절한 제약조건이 주어진 이 후, 영상분할이 시작된다.

만약, 영상의 결과가 평가자의 마음에 들지 않을 시에는 나온 결과에 반복하여 전경(foreground) 과 배경(background)을 입력하여 원하는 결과가 나올 때 까지 반복할 수 있다. 이 반복적이고 상호적인(interactive) 부분이 이 알고리즘의 강력한 장점이다.

Fig. 2는 연구에 사용된 영상이다. Fig. 2 (a)는 초음파 영상의 적용에 앞서 일반영상에서 동작여부 확인을 위해 사용될 것이다. Fig. 2 (b)는 rat의 하복부 대동맥 및 대정맥의 초음파 영상이다. 좌측의 검은 홀(hole)은 vein이며, 우측의 검은 홀은 artery이며, 이 위치에 대하여 영상분할 하였다.

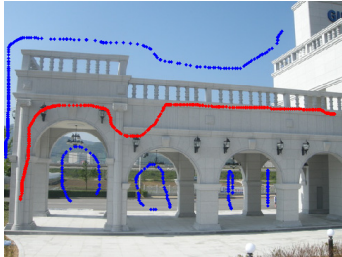


(a) General image



(b) Abdominal aorta and vena cava ultrasound imaging of the rat

[Fig. 2] Applied research in experimental images



(a) The first input constrain conditions of the general image

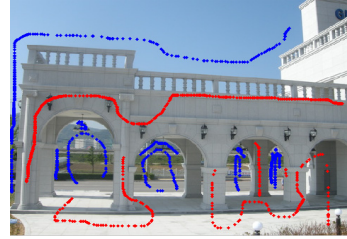


(b) The image segmentation result after the first input

[Fig. 3] The first results of the general image

Fig. 3은 전경(foreground) 과 배경(background)의 제약조건을 1차 입력하였을 때의 결과이다. 그러나 적용 목적과는 달리 일부 기둥이 object에 포함되지 않았다. 따

라서 Fig. 4 (a)와 같이 기둥과 기둥바닥부분에 전경 (foreground)의 제약조건을 추가하였다. 그 결과 소실되었던 기둥이 Fig. 4 (b)와 같이 object에 포함되었다.

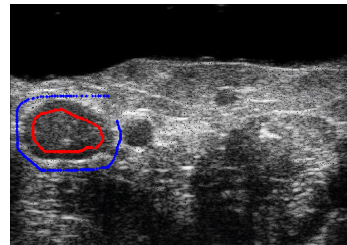


(a) The second input constrain conditions of the general image

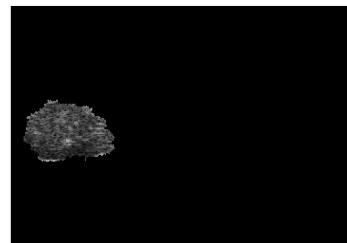


(b) The image segmentation result after the second input

[Fig. 4] The second results of the general image



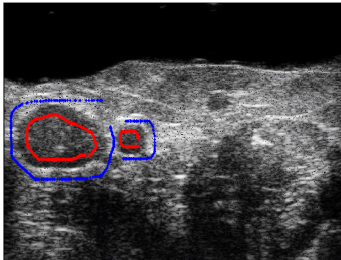
(a) The first input constrain conditions of abdominal aorta and vena cava ultrasound imaging of the rat



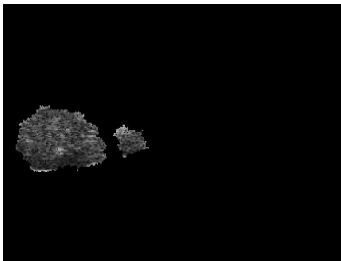
(b) The image segmentation result after the first input

[Fig. 5] The first results of abdominal aorta and vena cava ultrasound imaging of the rat

혈관 초음파 영상은 Fig. 2 (b) rat의 하복부 대동맥 및 대정맥 초음파 영상을 대상으로, 먼저 vein영역만 제약조건을 주고 Fig. 5와 같이 결과를 얻었다. 연속적으로, artery 영역을 포함한 영상분할을 위하여 Fig. 6과 같이 각각 전경(foreground)과 배경(background)의 제약조건을 추가적으로 주어 원하는 결과를 얻었다.



(a) The second input constrain conditions of abdominal aorta and vena cava ultrasound imaging of the rat



(b) The image segmentation result after the second input

[Fig. 6] The second results of abdominal aorta and vena cava ultrasound imaging of the rat

#### 4. 결론 및 고찰

초음파 영상은 만성질환에서부터 증상 없이 발생하는 조기 암까지 진단할 수가 있어 임상에서 가장 많이 사용되는 검사 중 하나이다. 초음파 검사는 진단의 초기역할을 수행함으로써, 환자의 질환에 따라 X-ray 검사, 컴퓨터단층촬영(CT), 자기공명영상(MRI), 투시조영, 혈관조영 검사, 동위원소 검사(RI) 등을 추가로 시행할 수 있도록 해준다.

또한, 신속한 영상 획득이 필요한 경우에 장점을 가진다. 심장에서 특정 부위의 이상이 발견된 경우, 실시간으로 영상을 확인하면서 치료 탐침에 의한 전기적 치료를

가능하게 한다. 그러나 현재까지 개발된 방법은 치료 탐침과 함께 침습된 초음파 탐침에서 얻어진 영상을 보면서 의사가 자신의 손의 감각을 사용해서 심장 안에서 치료 탐침의 위치를 직관적인 판단에 의해서 추정하여 치료를 한다. 이러한 방법은 의사의 숙련도에 따라서 치료 결과가 크게 차이가 나고 정확한 치료를 보장하기도 어렵다. 이를 해결하기 위해서 시술 전에 획득한 3차원 전산화 단층촬영영상을 이용하여 환자의 심장을 모델링하고, 시술 도중에 획득한 초음파 영상에서 분할된 심장 영역을 정합해서 초음파 탐침의 현재 위치를 획득하며, 그 위치를 이용하여 정확한 부위를 치료 탐침을 이용해 치료하고자 하는 연구가 진행되고 있다. 이를 위해서는 선결과제로서 시술도중에 심장에 넣어진 초음파 탐침에 의해서 획득된 초음파 영상에서 심장의 위치를 고속으로 정확히 추출해주는 분할 방법의 개발이 필요하다[8].

한편, 초음파 영상 진단장치를 사용하여 임상에서 환자를 진단하는 경우에도 기존의 2차원 분할 시스템으로 진단 객체의 크기와 형태를 파악하는 데에 전문가의 지식과 경험에 많이 의존한다. 이러한 문제점을 해결하기 위한 3차원 진단 객체 분할 연구는 개개인의 지식, 경험 그리고 관념의 차이에 따른 진단상의 차이를 줄이고 한 사람의 소견을 다른 사람에게 전달하는 데 일관성을 유지할 수 있다는 면에서 아주 중요하다. 그리고 진단 객체를 인식하는 분야와 질병진단을 위한 장기의 부피와 형태 측정하는 분야 등 여러 분야에서 다양하게 진행되고 있다. 기존의 3차원 진단 객체분할 연구는 CT와 MRI 등과 같이 인체내부의 단면영상들을 축적하여 3차원적으로 표시할 수 있는 시스템에 집중되어 있었다. 최근에는 초음파 진단 시스템에서도 3차원 데이터를 획득하는 방법들이 개발되고 있다. CT나 MRI 진단 시스템은 3차원 데이터를 획득하고 이를 재구성하여 시각화하는 과정이 오프라인으로 이루어져 있는 반면에, 초음파 진단시스템은 실시간으로 이런 과정이 이루어지므로 그 수행 속도가 매우 중요하다[9].

앞에서 언급한 다양한 장점이 있음에도 불구하고 초음파 영상은 스펙클 잡음이나 영상탈락 등으로 인하여 화질이 많이 열화 되어 있기 때문에 개선시킬 수 있는 새로운 기술을 개발하는 것이 매우 중요하다.

본 연구에서는 다양한 초음파영상법의 장점을 극대화하고, 기존의 주관적인 진단 및 평가 법에서 벗어나 객관적 결과를 도출하기 위하여 반복적이고 상호적인 알고리

증인 graph cut에 의한 영상분할을 적용하였다.

기존에 의료영상분할에 효과적이라고 알려져 있던 ACM(Active contour model)은 영상마다의 알맞은 초기 라인이나 초기 값이 있어야만 하는 한계가 있었다. 그러나 이 연구의 결과에서와 같이 그 조건에 맞는 초기 값 없이 적용되어 영상분할 되는 장점이 있는 것을 확인할 수 있었다. 또한, 이 알고리즘의 가장 큰 장점은 반복적이고 사용자와 상호적이라는 점이다. 그래서 이 알고리즘은 사용자가 사용하기 편리하게 GUI(Graphical User Interface)방식의 matlab 프로그램으로 만들어서 연구를 진행하였다.

본 연구 목적은 graph cut 알고리즘을 혈관 초음파영상에 적용하여 영상분할 하는 것이다. 과거 다른 연구자들이 제안했던 의료영상의 영상분할 방법의 결과들과 근접하게 표현 할 수 있고 구현 가능함을 보였다. 그러나 향후 이러한 측면에서 기존의 방법들과 error rate 등에 의한 평가가 추가적으로 비교 연구되어야 할 것이다. 또한, 영상분할결과의 윤곽 표현이 매끄럽지 못한 측면에서 영상특징에 맞는 최적 람다 값을 찾는 연구가 선행되어야 할 것이다. 그리고 입력 영상 중에서 필요한 object를 찾아서 관심영역을 좀 더 효과적으로 찾아 탐색 할 수 있다면 연산시간을 단축할 수 있을 것으로 사료된다. 향후, 이러한 일련의 처리 과정이 실시간으로 처리되면 새로운 초음파 진단법으로 발전시켜 나갈 수 있을 것으로 사료된다.

REFERENCES

[1] P. N. Wells, "Current status and future technical advances of ultrasonic imaging," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 19, pp. 14-20, 2000.

[2] J. U. Quistgaard, "Signal acquisition and processing in medical diagnostic ultrasound," Signal Processing Magazine, IEEE, Vol. 14, pp. 67-74, 1997.

[3] S. Ogawa, et al., "Three dimensional ultrasonic imaging for diagnosis of breast tumor," in Ultrasonics Symposium, 1998. Proceedings., 1998 IEEE, Vol. 2 pp. 1677-1680, 1998.

[4] M. Martin, et al., "Energy functions for the

segmentation of ultrasound volume data using active rays," in Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2000. ICASSP '00. Proceedings. 2000 IEEE International Conference on, Vol. 4, pp. 2274-2277, 2000.

[5] A. Krivanek and M. Sonka, "Ovarian ultrasound image analysis: follicle segmentation," Medical Imaging, IEEE Transactions on, Vol. 17, pp. 935-944, 1998.

[6] H. Xiaohui, et al., "Segmenting high-frequency intracardiac ultrasound images of myocardium into infarcted, ischemic, and normal regions," Medical Imaging, IEEE Transactions on, Vol. 20, pp. 1373-1383, 2001.

[7] Y. Boykov and V. Kolmogorov, "An experimental comparison of min-cut/max-flow algorithms for energy minimization in vision," Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, Vol. 26, pp. 1124-1137, 2004.

[8] J. S. Duncan and N. Ayache, "Medical image analysis: progress over two decades and the challenges ahead," Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, Vol. 22, pp. 85-106, 2000.

[9] A. Fenster and D. B. Downey, "3-D ultrasound imaging: a review," Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, Vol. 15, pp. 41-51, 1996.

저자소개

이 언 석(On-Seok Lee)

[준회원]



- 2007년 2월 : 고려대학교 대학원 의학과(의용생체공학석사)
  - 2011년 2월 : 고려대학교 대학원 의학과(의용생체공학박사)
  - 2011년 3월 ~ 2012년 2월 : 고려대학교 의과대학 연구교수
  - 2012년 3월 ~ 현재 : 김천대학교 방사선학과 조교수
- <관심분야> : 의학영상처리, 3차원 영상

김민기(Min-Gi Kim)

[준회원]



- 1985년 2월 : Columbia Univ.(공학석사)
- 1991년 8월 : Polytecnic Univ.(공학박사)
- 1992년 3월 ~ 현재 : 고려대학교 전자및정보공학부 교수

<관심분야> : DSP, 3D reconstruction

하승한(Seung-Han Ha)

[준회원]



- 2005년 8월 : 고려대학교 대학원 의학과(의용생체공학석사)
- 2009년 8월 : 고려대학교 대학원 의학과(의용생체공학박사)
- 2009년 11월 ~ 현재 : 미국피츠버그의과대학 심혈관연구소 초음파 분자영상 및 치료센터 박사 후 연구원

<관심분야> : 분자영상, 광초음파 및 초음파영상