

SPECT 심근영상의 영상분할을 이용한 3차원 재구성

정재은¹, 이준행², 최석윤³, 이상복^{2*}

¹삼육의료원 의공학과, ²남부대학교 방사선학과, ³부산카톨릭대학교 방사선학과

3D Reconstruction Using Segmentation of Myocardial SPECT Images

Jung, Jae Eun¹, Lee, Jun Haeng², Choi, Seok Yoon³ and Lee, Sang Bock^{2*}

¹Department of Biomedical Engineering, Sahmyook Medical Center,

²Department of Radiology, Nambu University,

³Department of Radiology, Catholic University of Pusan

요 약 심근영상의 SPECT(Single Photon Emission Computed tomography)검사는 감마선을 방출하는 방사성의약품을 환자에게 정맥주사한 후 이 의약품이 심장에 고루 퍼지면 관심부위를 촬영하여 질병으로 인한 변화를 컴퓨터를 이용하여 진단하는 검사법이다. 기능적인 정보를 담고 있는 심근관류 영상은 비침습적인 심근질환 검사에 유용한 방법이 지만, 물리적 인자들에 의해 잡음과 낮은 해상도는 판독하는데 어려움을 주게 된다. 본 논문은 심근영상을 레벨 셋 알고리즘을 이용하여 영상을 분할하고 분할된 영역을 3차원으로 구현하여 판독에 도움을 주는 방안을 제안하였다. 판독의 어려움을 해결하기 위하여 레벨 셋을 이용하여 관심부위인 좌심실 영역을 분할하였고 분할된 영역을 3차원영상으로 모델링 하였다.

Abstract Myocardial imaging in SPECT (Single Photon Emission Computed tomography) scan of the gamma-ray emitting radiopharmaceuticals to patients after intravenous radiopharmaceuticals evenly spread in the heart region of interest by recording changes in the disease caused by a computer using the PSA test is to diagnose. Containing information on the functional myocardial perfusion imaging is a useful way to examine non-invasive heart disease, but the argument by noise and low resolution of the physical landscape that is difficult to give. For this paper, the level of myocardial imaging by using the three algorithms to split the video into 3-D implementation of the partitioned area to help you read the proposed plan. To solve the difficulty of reading level, interest in using the sheet set, partitioned area of the left ventricle was ranked the partitioned area was modeled as a 3-D images.

Key Words : SPECT, Myocardial Image, Segmentation, 3D Image

1. 서론

식습관의 변화와 흡연, 음주 등에 의해 순환기계 질환이 많아지고 있으며, 특히 심근경색은 사망률이 높은 질환 중의 하나이다. 오늘날 많은 진단 장비들은 이러한 위협적인 질환에 대해서 정략적 분석을 가능하게 하고 있다.

핵의학에서 심근영상의 SPECT(Single Photon

Emission Computed tomography)검사는 감마선을 방출하는 방사성의약품을 환자에게 정맥주사한 후 이 의약품이 심장에 고루 퍼지면 관심부위를 촬영하여 질병으로 인한 변화를 컴퓨터를 이용하여 진단하는 첨단 검사법이다. 심근관류 SPECT 검사는 허혈성심장질환이 의심되는 환자에서 관상동맥질환을 진단하는데, 관상동맥 조영술로 관상동맥질환이 확진된 환자에서 부하 유발성 허혈 부위를 찾는 데, 관상동맥 우회로 수술

*교신저자: 이상복(sblee@nambu.ac.kr)

접수일 10년 05월 11일

수정일 10년 06월 11일

게재확정일 10년 06월 18일

또는 관상동맥 혈관 성형술을 할 환자에서 수술 전 검사로서, 그리고 혈관수술이나 비 혈관수술을 할 환자에서 수술과 마취에 대한 심장위험부담을 평가하는데 사용한다.

기능적인 정보를 담고 있는 심근관류 영상은 비 침습적인 심근질환 검사에 유용한 방법이지만, 감마선 광자의 감쇠, 컴퓨터산란[1]과 같은 물리적 인자들에 의해 SPECT영상에서 잡음이 많아지고, 이로 인한 낮은 해상도는 심근의 기능적 결절(Defect) 등을 판독하는데 어려움을 주게 된다. 저해상도, 고 잡음, 불분명한 에지경계등으로 핵의학 영상은 자동 분할하기에 어렵다고 알려져 있다[1]. 오죽하면 "Nuclear Image is unclear image"라는 말이 있겠는가?

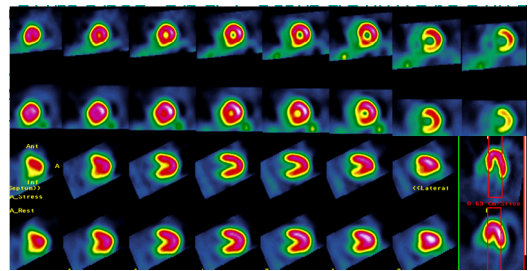
본 논문에서는 2차원 심근영상을 레벨 셋 알고리즘을 이용하여 영상을 분할하고 분할된 영역을 3차원으로 구현하여 영상의 판독에 도움을 주는 방안을 제안하고자 한다. 제안된 방안은 심근기능 모델의 3차원적인 정량적 분석과 기능적 심벽의 변화에 대해서도 적용 가능할 것이다.

2. SPECT 영상 데이터

심근관류 SPECT 검사는 한번의 영상으로 심근의 관류상태와 좌심실의 기능을 동시에 평가할 수 있는 검사법으로 알려져 있으며, 심근의 생존능력의 확인에도 이용되고 있다[2]. 심근관류 SPECT 검사에 의한 좌심실 국소 벽 운동의 평가는 심초음파 검사[3,4], 자기공명영상 촬영법[5], 좌심실 조영술[6], 등과 높은 일치율을 보이는 것으로 알려져 있으며, 관상동맥 질환 환자의 진단 및 후 평가에도 이용될 수 있음을 보고하고 있다[7-10].

심근 SPECT검사에서 시스템으로부터 획득 되어진 데이터는 해부학적 정보를 표현하는 것이 아니라 단지 기능적 정보를 제공해 주는 것이다. 획득된 데이터로부터 얻어진 영상에 허혈 및 괴사된 영역이 나타나게 되는데, 이러한 영역은 혈류의 흐름이 원활하지 못한 영역이다. 그림 1은 상하 두 개(부하기, 휴식기)의 시상면으로 절편 된 좌심실의 영상을 보여주고 있으며 영상 데이터의 해상도가 매우 낮다. 데이터 셋은 64x64픽셀이고 x방향 y방향으로 7.65 mm의 해상도를 가지고 있다. 모든 복셀 마다 소수의 카운트에서 노이즈의 영향, 영상재구성 또는 산란선 아티팩트로 인해서 Time Activity Curve가 에러를 가지기도 한다. 특히 병리학적

소견을 가지는 장기가 구멍형태의 모양을 가질 때 잘 묘사해 내지 못하는 단점도 가지고 있다. 심근관류영상은 심근의 기능을 나타내는 것이다. 이 검사는 Tc-99m MIBI 방사성 의약품을 사용한 것이고 본 논문의 실험에서 부하기와 휴식기에서 각각 데이터 셋에 대해서 알고리즘을 적용하고 실험을 하였다. 부하기와 휴식기의 상호 형태를 관찰하며 진단을 내리게 된다.



[그림 1] 부하기(상) 휴식기(하)의 연속 SPECT 단층영상

3. 영상분할에 의한 3차원 재구성

3.1 영상분할에 대한 선행연구

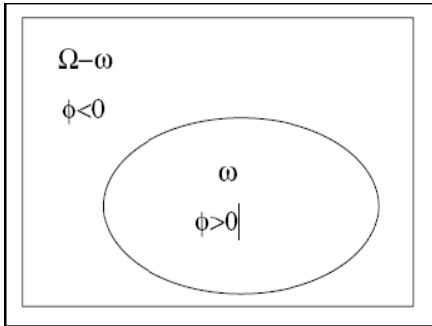
영상의 분할과 세션화 등에 대한 많은 연구가 이루어져 영상처리 기술이 획기적으로 발전하였다. 특히, 3차원 재구성에서 형태의 안정성은 중요한 문제로 여겨져서 다각도의 접근방법이 시도되어 왔다. 핵의학 심근영상을 위한 영상분할 연구는 1992년 Bertille는 밝기 강도에 기반 한 역치 값으로 심근의 내벽과 외벽을 추출하였고, 1982년 Serra, 1992년 Hohne은 모포로지 기법을 이용해서 계산시간을 단축하고 윤곽선을 추출하는 기법을 사용하였으며, 2005년 Lars등은 mass-spring model을 사용하였으나 여전히 좌심실 내외 벽을 동시에 묘사해내지는 못하였고 특히 결절(Defect)에 대해서 취약성을 드러냈다.

3.2 레벨 셋 기반 영상분할 기법

레벨 셋은 기하학적 가변 형 모델이다[11]. 레벨 셋을 사용함으로써 얻을 수 있는 가장 큰 장점은 위상의 변화를 자동으로 다룰 수 있고 수치적으로 안정적인 구현이 가능한 장점을 지니고 있다. 이차원 도메인상의 임의의 곡선 C 를 $\phi : \Omega \rightarrow \mathcal{R}$ 을 사용하여 내재적으로 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \phi(x, y) &> 0 \text{ in } \omega, \\ \phi(x, y) &< 0 \text{ in } \omega / \omega \end{aligned}$$

$$\phi(x, y) = 0 \text{ on } \partial\omega.$$



[그림 2] 레벨 셋에 의한 커브의 표현

이것은 곡선을 매개변수로 표현하는 대신 모든 격자에서 실수 값을 갖는 레벨 셋 함수를 정의하고, 레벨 셋 함수의 기본값이 0이 되는 곳으로 곡선을 표현하는 방법이다. 이때 같은 C를 표현할 수 있는 함수는 무수히 많다[11,12]. $\nabla\phi(x,y) = 1$ 을 만족하는 식을 부호화 거리함수라 한다. 이 조건을 만족하는 레벨 셋 함수는 그 절대 값이 곡선으로부터의 거리가 같다. 곡선의 여러 가지 기하학적 성질들은 레벨 셋 함수로 표현될 수 있다.

$$\vec{N} = \frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|} \tag{1}$$

$$k = \nabla \cdot \frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|} \tag{2}$$

곡선 C의 길이와 내부의 넓이는 레벨 셋 함수를 이용하여 각각 다음의 식으로 구할 수 있다.

$$|C| = \int_{\Omega} |\nabla H(\phi)| = \int_{\Omega} \delta(\phi) |\nabla\phi| \tag{3}$$

$$S = \int_{\Omega} H(\phi) \tag{4}$$

여기서 $H(x)$ 와 $\delta(x)$ 는 Heviside 함수와 Dirac 함수로 각각 다음과 같이 정의된다.

$$H(x) = \begin{cases} 1, & x \geq 0 \\ 0, & x < 0 \end{cases} \tag{5}$$

$$\delta x = H'(x) \tag{6}$$

3.3 변형된 레벨 셋 영상분할 기법

Chan 등은[13,14] gradient 정보를 사용하지 않는 다음과 같은 가변 형 모델을 제안하였다. 2차원 정상에 정의된 곡선 C에 대해서 영상은 두 개의 영역으로 분할되며 각 영역의 밝기 값은 영역 내에서 일정하다고 가정한다. 각 상태의 곡선 C에 대해서 식 (7)과 같이 정의한다.

$$F(c_1, c_2, \phi) = \mu \int_{\Omega} \delta(\phi(x,y)) |\nabla\phi(x,y)| dx dy \tag{7}$$

$$+ \gamma \int_{\Omega} H(\phi(x,y)) dx dy$$

$$+ \lambda_1 \int_{\Omega} |u_0(x,y) - c_1|^2 H(\phi(x,y)) dx dy$$

$$+ \lambda_2 \int_{\Omega} |u_0(x,y) - c_2|^2 (1 - H(\phi(x,y))) dx dy$$

에너지를 최소화 하는 해는 다음의 두 단계를 반복함으로서 구해진다. 먼저 고정된 ϕ 에 대해 에너지를 최소화 하는 c_1, c_2 를 식 (8)을 이용하여 구하였다.

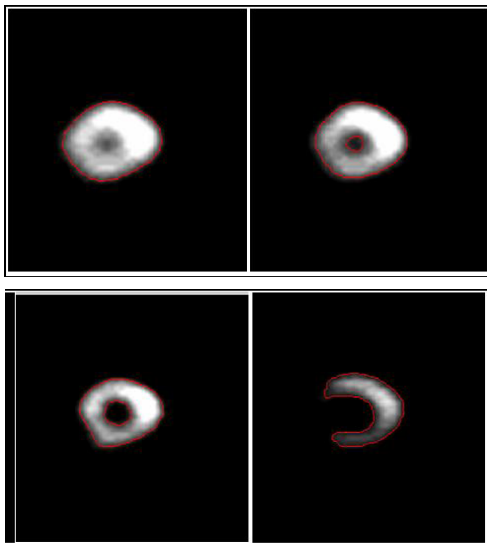
$$c_1(\phi) = \frac{\int_{\Omega} u_0(x,y) H(\phi(x,y)) dx dy}{\int_{\Omega} H(\phi(x,y)) dx dy}$$

$$c_2(\phi) = \frac{\int_{\Omega} u_0(x,y) (1 - H(\phi(x,y))) dx dy}{\int_{\Omega} (1 - H(\phi(x,y))) dx dy} \tag{8}$$

계산된 c_1, c_2 를 이용해서 에너지를 최소화하는 레벨 셋 함수를 구한다. 에너지를 최소화하는 해는 (9)의 Euler-Lagrange 방정식을 만족해야 하며, 그 해는 (10)의 편미분 방정식을 통해서 구해진다.

$$\delta(\phi) \left(\mu \frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|} - v - \lambda_1 (u_0 - c_0)^2 + \lambda_2 (u_0 - c_2)^2 \right) = 0 \tag{9}$$

$$\frac{\partial\phi}{\partial t} = \delta(\phi) \left(\mu \frac{\nabla\phi}{|\nabla\phi|} - v - \lambda_1 (u_0 - c_1)^2 + \lambda_2 (u_0 - c_2)^2 \right) \tag{10}$$

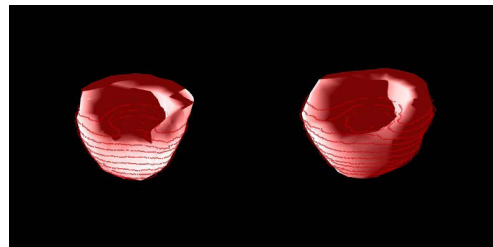


[그림 3] 심근 내벽 외벽을 동시에 자동 분할한 결과

4. 실험 및 고찰

실험을 위한 영상획득을 위하여 ADAC사의 VERTEX V 60 2중 헤드 감마카메라를 이용 하였다. 환자는 8시간이상 금식시킨 뒤 Tc-99m-MIBI 를 정맥주사하고 30분 후에 휴식기 영상을 획득하였으며, 아데노신 부하 1시간 후에 부하기 SPECT 영상을 획득하였다. 획득 된 영상을 이용하여 실험한 결과 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

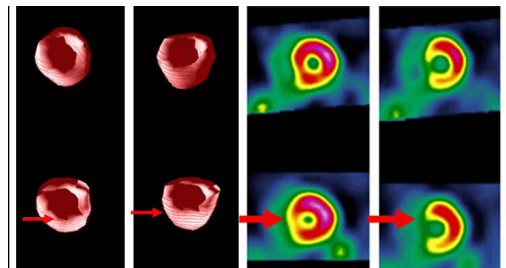
1. 능동형 모델 및 선행연구자들이 내벽과 외벽을 동시에 자동분할 하지 못하였던 것을 동시에 자동분할 할 수 있었다.
2. 특히 에지의 경계가 불분명한 핵의학 영상에서 다른 모델보다 매우 뛰어난 결과를 가져왔다.
3. 그림 3에서 보이는 것처럼 연속된 심근 관류영상에 레벨 셋 알고리즘을 적용한 결과 내벽에 약한 에지 부분의 윤곽선도 찾을 수 있었다.
4. 결절(Defect)이 있어서 윤곽선이 끊어진 영상의 분할도 할 수 있었다.
5. 그림 4는 정상인 데이터를 대상으로 레벨 셋으로 영상을 분할한 것을 3차원으로 모델링 한 것이다. 심근의 부하기에서 3차원영상과 휴식기에서 3차원영상의 모양이 비슷하게 나타났다.



(a) 부하기의 3차원 (b) 휴식기의 3차원

[그림 4] 레벨셋 분할 법을 이용해서 3차원 재구성한 결과

6. 그림 5는 부하기의 기능적 3차원 모델과 휴식기의 기능적 3차원 모델을 보여주고 있다. 우측의 2차원 영상에 비해 전체적인 기능의 형태를 쉽게 볼 수 있다. 화살표는 결점의 위치를 가리키며 정상인의 경우에 자동적으로 나타나는 위치이다. 비정상인의 경우 다른 지점에 결절을 형성하게 된다.



[그림 5] 심근 내외 벽을 동시에 자동 분할한 결과

3차원의 재구성에 대한 연구는 꾸준히 되어 왔으나 영상분할단계에서 만족할 만한 결과를 얻지 못했다. 이것은 노이즈가 강하고 에지의 경계가 약하며 해상도가 낮기 때문이었다. 본 논문에서는 에지함수에 의존적이지 않고 원하는 경계로 커브가 진화해 나가는 레벨 셋 알고리즘을 제안하였다. 초기에 영상을 평활화할 필요가 없고 심지어 노이즈가 강해도 경계를 잘 검출해 낼 수 있었다. 특히 판독의 지표인 결절(Defect)을 잘 검출해 낼 수 있었다.

5. 결론

본 논문에서는 2차원 심근영상을 레벨 셋 알고리즘을 이용하여 영상을 분할하고 분할된 영역을 3차원으로 구현하여 영상의 판독에 도움을 주는 방안을 제안

하였다.

핵의학 검사 방법 중의 하나인 심근관류 SPECT 검사는 심근의 기능적 소견을 알 수 있는 검사방법이다. 심근관류 SPECT 영상의 판독 시 주로 단층영상인 2차원 연속영상을 판독하게 된다. 해상도가 낮은 영상을 판독한다는 것은 매우 어려운 일이 아닐 수 없다. 판독의 어려움을 해결하기 위하여 레벨 셋을 이용하여 관심부위인 좌심실 영역을 분할하였고 분할된 영역을 3차원영상으로 모델링 하였다. 제안된 방법을 이용한다면 보다 정확한 영상의 판독과 심근기능 모델의 3차원적인 정량적 분석과 기능적 심벽의 변화에 대해서도 적용 가능할 것이다.

향후 연구과제는 임상적인 유용성을 확보하기 위하여 많은 데이터를 획득하여 지속적인 실험이 필요할 것이다.

참고문헌

- [1] H. Malcolm Hudson, Richard S. Larkin , "Accel-eted Image Reconstruction Using Order ed Subsets of Projection Data", IEEE Trans. Med. Imag, volume. 13, pp. 601- 609, 1994.
- [2] Bavelaar-Croon CD, Pauwels EK, van der Wall EE, "Gated single-photon emission computed tomographic myocardial imaging", a new tool in clinical cardiology, Am Heart J 141:383-90, 2001.
- [3] Bacher-Stier C, Muller S, Pachinger O, Strolz S, Erler H, Moncayo R, Wenger M, Donnemiller E, iccabona G. "Thallium-201 gated single-photon emi-ssion tomography for theassessment of left entricular ejection fraction and regional wall motion abnorma- lities in comparison with two-dimensional echocardi-ography", Eur J Nucl Med Volume 26, 1533-40. 1999.
- [4] Wahba FF, Bavelaar-Croon CD, Baur LH, Zwin-derman AH,van Roosmalen RP, Pauwels EK, van der all EE. "Detection of residual wall motion after sustained myocardial infarction by gated 99Tc mtretrofosmin SPECT:a comparison with echocardiography", Nucl Med Commun
- [5] Wahba FF, Lamb HJ, Bax JJ, Dibbets-Schneider P, Bavelaar-Croon CD, Zwinderman AH, Pauwels EK, van der Wall EE. "Assessment of regional myocardial wall motion and thickening by gated 99Tcm-tetrofosmin SPECT: a comparison with magnetic resonance imaging", Nucl Med Commun 22:663-71, 2001
- [6] Atsma DE, Bavelaar-Croon CD, Germano G, Dibbets-Schneider P, van Eck-Smit BL, Pauwels EK, van der Wall EE. "Good correlation between gated single photon emission computed myocardial tomography and contrast ventriculography in the assess-ment of global and regional left ventricular function", Int J Card Imaging 16:447-53, 2000
- [7] Hambye AS, van den Branden F, Vandevivere J. "Diagnostic value of Tc-99m sestamibi gated SPECT to assess viability in a patient after acute myocardial infarction", Clin Nucl Med 21:19-23, 1996
- [8] Leitha T, Gwechenberger M, Pruckmayer M, Staudenherz A, Bailer H, Kronik G. "Does motion analysis in postexercise gated sestamibi SPECT reflect rest left ventricular motion even in severe coronary artery disease?", Clin Nucl Med 26:694-700, 2001
- [9] Bavelaar-Croon CD, Atsma DE, van der Wall EE, Dibbets-Schneider P, Zwinderman AH, Pauwels EK, "The additive value of gated SPECT myocardial perfusion imaging in patients with known and suspected coronary artery disease", Nucl Med Commun 22:45-55, 2001
- [10] Kroll D, Farah W, McKendall GR, Reinert SE, Johnson LL, "Prognostic value of stress-gated Tc-99m sestamibi SPECT after acute myocardial infarction", Am J Cardiol 87: 381-6. 2001
- [11] S. Osher, J. A. Sethian, "ronts propagating with curvature dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations", J. Comp. Phys., volume 79, pp. 12-49, 1988.
- [12] Zhao, H.-K., Chan,T., Merriman, B. and Osher, S, "Avariational level set approach to multiphase motion", JCP 127:179-95, 1996.
- [13] T. Chan and L. Vese, "ctive contours without edges" IEEE Trans. Imag. Proc., vol.ume 10, pp. 266-277, 2001.
- [14] Chan, T. and Vese, L, "An active contour model without edges.n Scale-Space", M. Nilsen et al. (Eds.), LNCS, 1682, 1999.
- [15] Jamshid Maddahi, Ricardo Mendez, Chuanyong Bai, Hetal Babla, "Fast SPECT myocardial perfusion imaging using a novel 3D iterative image reconstruction", J Nucl Med, 48 (Supplement 2):p221, 2007.
- [16] Mithun Prasad, Balaji Tamarappoo, Amit Ramesh, Paul Kavanagh, James Gerlach, Louise Thomson,

John Friedman, Daniel Berman, "Comparison of quantitative 3D myocardial wall measurements using MRI and SPECT", J Nucl Med, 50 (Supplement 2), 2009.

- [17] Vivek Walimbe, Wael A. Jaber, Mario J. Garcia, Raj Shekhar, "Multimodality Cardiac Stress Testing: Combining Real-Time 3-Dimensional Echocardiography and Myocardial Perfusion SPECT", Nuclear Medicine Vol. 50 No. 2 226-230, 2009

정재은(Jae-Eun Jung)

[정회원]



- 2003년8월 : 고려대학교 의료기 기 정보학과(의공학석사)
- 2008년2월 : 남부대학교 디지털 경영정보학과(공학박사 수료)
- 2010년 3월 ~ 현재 : 삼육의원 의공학팀장
- 2007년 1월 ~ 현재 : 대한디지털의료영상학회 총무이사

- 2009년 3월 ~ 현재 : 극동대학교 방사선학과 외래교수
- 2009년 3월 ~ 현재 : 을지대학교 방사선학과 외래교수

<관심분야>

의공학, 정보통신, 생체신호

이준행(Jun-Haeng Lee)

[정회원]



- 1996년 2월 : 광주대학교(법학사)
- 1998년 2월 : 조선대학교(보건학 석사)
- 2009년 2월 : 조선대학교(이학박사)
- 2004년 3월 ~ 현재 : 남부대학교 방사선학과 조교수

- 2010년 현재 : 한국방사선학회 부회장

<관심분야>

방사선생물학, 초음파영상학

최석윤(Seok-Yoon Choi)

[정회원]



- 2005년 2월 : 고려대학교 의료공학과(공학석사)
- 2006년7월 ~ 현재 : 고려대학교 의료공학과 (박사수료)
- 2010년 3월 ~ 현재 : 부산카톨릭대학교 방사선학과 전임강사

<관심분야>

정보통신, 생체신호, 영상처리

이상복(Sang-Bock Lee)

[정회원]



- 1987년 2월 : 한밭대학교(공학사:전자계산학) 졸업
- 1993년 2월 : 청주대학교(공학석사: 전자계산학과) 졸업
- 2000년 2월 : 청주대학교(공학박사: 전자공학과) 졸업
- 2008년 2월 : 충북대학교(의학박사: 의학과) 졸업

- 1987년 4월 ~ 1995년 2월 : 서울컴퓨터주식회사 대표이사
- 1995년 3월 ~ 2001년 2월 : 대원대학 전산정보처리과(전산소장)
- 2001년 3월 ~ 2003년 2월 : 한국관광대학(전산정보처장)
- 2003년 3월 ~ 2010년 현재 : 남부대학교(방사선학과) 부교수
- 2007년 4월 ~ 2009년 12월 : 한국방사선학회장
- 2010년 현재 : 한국방사선학회 이사장

<관심분야>

생체신호처리, 상황인식, 영상처리