

정맥 내의 IV 카테터 조각을 3D MDCT 볼륨렌더링 영상으로 구현하기 위한 HU 임계치

HU Threshold Value for IV Catheter Fragment in Peripheral Vein of Volume Rendering 3D MDCT Imaging

장근조*, 권대철**

예수병원 영상의학과*, 서울대학교병원 영상의학과**

Keun-Jo Jang(kunjochang@hanmail.net)*, Dae-Cheol Kweon(kdc@radiol.snu.ac.kr)**

요약

IV(intravenous) 카테터 조각을 정맥 내에서 정확한 위치 및 크기를 확인하기 위해 MDCT의 3D 재구성 기법인 볼륨렌더링의 임계치를 측정하고 변화에 따라 IV 카테터 조각의 영상을 구현하였다. 3D 프로그램에서 파일럿 방법으로 IV 카테터의 HU(hounsfield unit) 값을 측정하였고, IV 카테터가 남아 있는 환자를 대상으로 프로파일과 관심영역 테이블 기능을 이용하여 IV 카테터의 HU 값을 측정하여 임계치를 설정하여 IV 카테터 조각의 위치 및 크기를 볼륨렌더링 영상에서 확인 하였다. 볼륨렌더링 영상에서 HU의 임계치 설정은 IV 카테터 조각의 정확한 위치 및 크기를 확인하는데 매우 중요한 요소이다.

■ 중심어 : | 정맥 내 카테터 | 조각 | 3차원 영상 | 전산화단층촬영 |

Abstract

To evaluate the HU value of the IV catheter fragment of CT on the accuracy and size in the peripheral vein. Pilot study of profile and table functions on PC by software was calculated of HU value of IV catheter fragment. This study demonstrates the utility of volume rendering technique to localize a small, subtle IV catheter, which can easily be reformatted of MDCT reformations. IV catheter fragment optimal image described as threshold range. Volume rendering of HU using a MDCT is an excellent method for evaluation the IV catheter fragment in three dimension.

■ keyword : | Intravenous Catheter | Fragment | 3D Imaging | Computed Tomography |

I. 서론

전산화단층촬영에서는 조영제를 주입하기 위해 IV 카테터를 이용하고, 정맥주사를 하기 위해 카테터를 사용하고 있다. 그러나 카테터를 제거하는 과정에 카테터 조각이 몸속에 남아 있는 경우에는 폐색전증을 유발 할 수 있어 CT 검사에서 IV 카테터의 주입 및 제거 과정

에서 매우 주의가 요망되며, 이러한 카테터 조각이 정맥 내에 위치하고 있는 경우에 이를 제거하기 위해서는 정확한 위치 및 크기를 확인하는 검사가 중요하다[1]. 검사방법으로는 전통적으로 X-ray 가 있으나 미세한 이물질은 확인하는 데는 정확하지 않아 최근에는 초음파 및 MDCT를 이용한 검사법을 사용하고 있다[2]. 초음파 영상은 이물질 영상을 미출하는데 기술적인 어려

움이 있어 본 연구에서는 MDCT(multi-detector computed tomography)로 스캔 한 데이터를 가지고 3D 재구성 기법인 볼륨렌더링(volume rendering)의 매개 변수인 HU의 임계치(threshold)를 측정하여 이를 기준으로 임계치를 변화 시키는 방법으로 쉽게 이물질을 발견할 수 있다. 현재 이러한 기법들은 임상에서 많이 사용되어 IV 카테터 조각의 영상을 묘출하고 있다[3].

각 조직에 대한 정확한 임계치를 결정하는 수학적인 방식이 없기 때문에 대개 의사 및 방사선사의 술자 경험에 의존하여 설정되는 경향이 있다. 볼륨렌더링 기법에 의해 가상의 구조물들이 생성 혹은 소실되어 3차원 영상 구조물의 크기가 변하게 되면 3차원 영상의 정확도에 중요한 영향을 미칠 수 있는 요인이 된다고 예상된다. 본 연구는 IV 카테터 조각의 최적의 영상을 구현하기 위해 IV 카테터를 파일럿 연구로 시행하고 환자에 남아 있는 카테터 조각을 찾기 위해 HU 임계치의 변화에 따라 최적의 IV 카테터 조각 영상을 묘출하였다.

II. 대상 및 방법

1. 파일럿 연구

카테터 조각의 HU 임계치를 측정하기 위해 18 개의 Teflon IV 카테터(diameter, 1.3 mm; length, 30 mm; BD IV Catheter; Becton Dickinson Korea, Seoul, Korea)를 MDCT(Lightspeed Ultra; GE Medical Systems, Milwaukee, WI)과 3D 재구성 프로그램(Rapidia 2.8; Infinitt, Seoul, Korea)의 영상분석도구의 프로파일과 관심영역(region of interest; ROI), 테이블 기능을 이용하여 HU(-1024 ~ +3072)를 측정하였다.

2. 대상

신경외과에 입원한 52세 환자로 입원실에서 18개지의 IV 카테터를 제거하는 과정에서 요측피정맥(cephalic vein)에 카테터가 완전히 제거되지 않고 손등에 카테터 조각이 남아 있어 IV 카테터 조각의 위치 및 크기를 확인하기 위해 IV 카테터 부위를 MDCT(Lightspeed Ultra; GE Medical Systems, Milwaukee,

WI)로 조영제 주입 없이 스캔하였다. 스캔에서는 FOV 124 mm, 1.3 mm slice thickness, 1 mm reconstruction interval, 관전압 140, 관전류 160, 피치 1.25, 갠트리 회전속도 0.5 초 촬영조건이 적용되었다.

MDCT로 스캔 데이터를 워크스테이션으로 전송하여 3D 프로그램(Rapidia 2.8; Infinitt, Seoul, Korea)의 영상분석도구의 기능인 프로파일과 테이블 기능을 이용하여 ROI의 HU 값을 측정하였다. IV 카테터 조각의 크기 및 위치를 확인하기 위한 최적 영상을 구현하기 위해 볼륨렌더링의 음영(shading) 기법을 적용하였고, 투과도(100%), OTF(opacity transfer function) 방법을 이용하여 임계치에 변화를 주면서 IV 카테터 조각의 최적 영상을 확인하였다.

III. 결과

1. 파일럿 연구의 HU 측정

카테터의 HU 값을 산출하기 위해 먼저 예비 검사인 파일럿 연구에서 IV 카테터의 중심부분에서의 3D 프로그램에서 측정된 영상의 프로파일로 데이터 값의 인텐시티 그래프를 보여주고 있고, 최대값이 772로 측정되었다[그림 1]. 3D 프로그램의 ROI에서 측정된 HU는 최대값이 772이었다[그림 2].

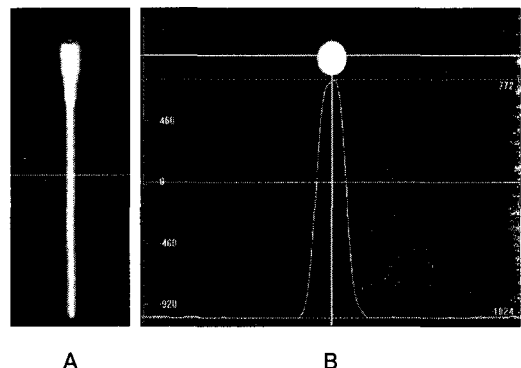


그림 1. 3D 프로그램으로 IV 카테터의 중간과(A) 프로파일 기능으로(B) 측정된 HU(772)

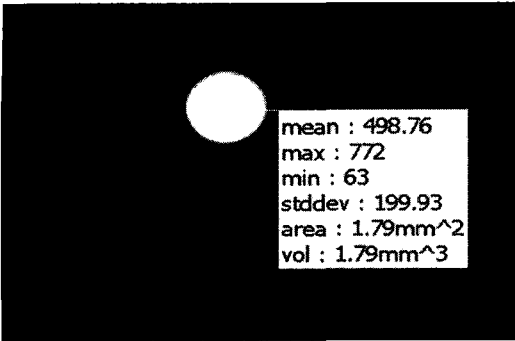


그림 2. 3D 프로그램의 ROI 기능을 이용하여 측정된 HU 값

IV 카테터 영상에서 ROI의 기능을 이용하여 테이블 커서를 입력하여 11 × 11개 화소들의 데이터에서 최대값(772)과 최소값을 영상의 위치에 표시하였다[그림 3].

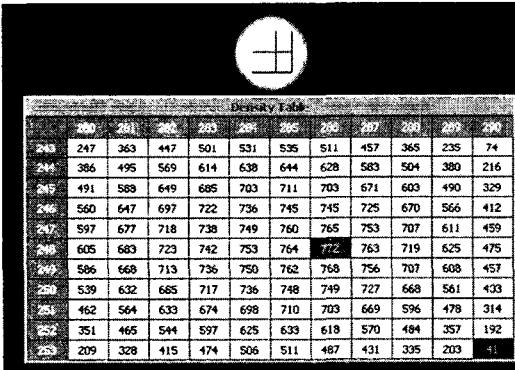


그림 3. 3D 프로그램의 테이블 기능에서 측정된 HU 값

2. IV 카테터 조각의 HU 측정 및 3D 영상

정맥 내의 IV 카테터 조각의 최적 영상을 구현하기 위해 파일럿 연구와 3D 프로그램에서 프로파일, ROI, 테이블 기능을 이용하여 HU를 측정하였다. 요측피정맥에 IV 카테터가 남아 있는 부위를 스캔하여, 부종 및 공기를 동반한 카테터 조각을 확인하였다.

3D 재구성 영상의 볼륨렌더링의 음영 영상에서 투과도 100% HU의 임계치 변화에 따라 다양한 영상을 묘출하여 IV 카테터 조각의 위치 및 크기를 확인 하였다. [그림 4]는 정맥 내에 위치하고 있던 카테터 조각의 데이터 값의 인텐시티 그래프를 보여주고 있다. 그래프에

서 최대값(295)를 보여주고 있다. [그림 5]는 전완부의 IV 카테터 조각근처의 ROI에 대해 커서를 클릭하여 그 점을 중심으로 11×11개 화소들의 주소와 데이터 값의 최대값(469)과 최소값(-20)을 보여주고 있다. 그림 6은 원형의 ROI에 대한 데이터의 HU는 최대값(441), 최고값(383), 평균(417.60), 표준편차(24.26)를 테이블 기능을 이용하여 측정하였다.

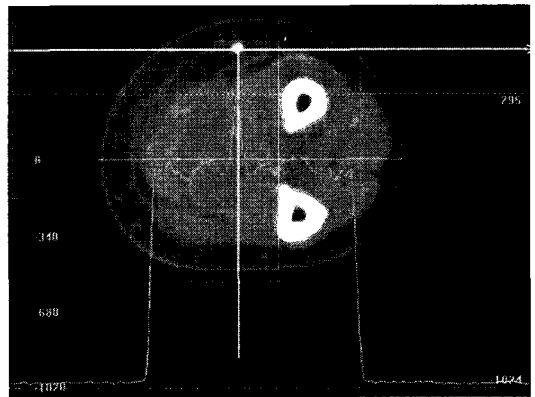


그림 4. 프로파일 기능에서의 정맥 내의 IV 카테터 조각의 HU 값

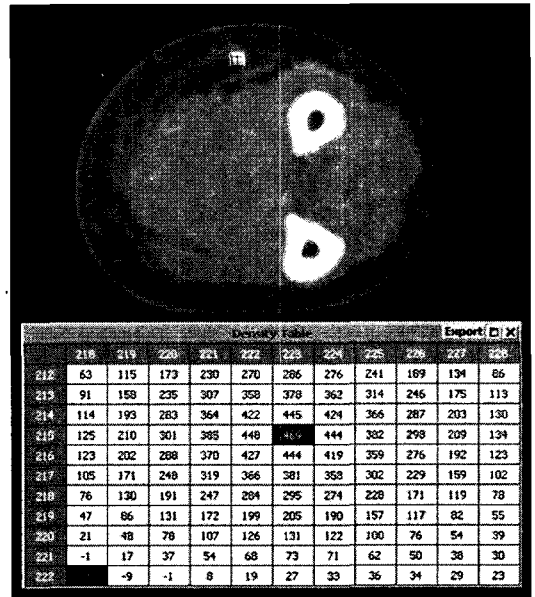


그림 5. 테이블 기능을 이용한 정맥 내의 IV 카테터 조각의 HU 값

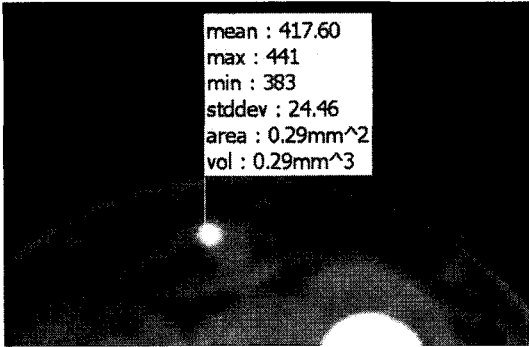


그림 6. 3D 프로그램의 ROI 기능에서 HU의 최대값

파일럿 연구에서 측정된 HU는 772로 최대값이 높게 산출되었고, 환자의 IV 카테터 조각의 HU는 인텐시티 그래프에서 295HU, 테이블 기능의 화소의 최대값은 469HU, ROI에 대한 최대값은 441HU로 산출되었다. 환자의 IV 카테터 조각의 볼륨렌더링의 영상이 임계치 범위를 중간치를 440HU로 하고 최소 134HU, 최대 660HU으로 하였을 때의 볼륨렌더링 영상으로 IV 카테터 조각의 영상 전완부에서 잘 보여주고 있다[그림 7]. 또한 볼륨렌더링의 영상에서 26.97mm로 IV 카테터 조각의 크기를 측정 하였다[그림 8].

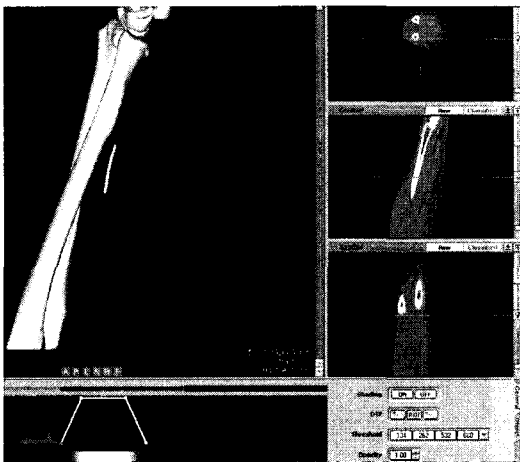


그림 7. 전완부의 IV 카테터 조각의 볼륨렌더링 3D 영상

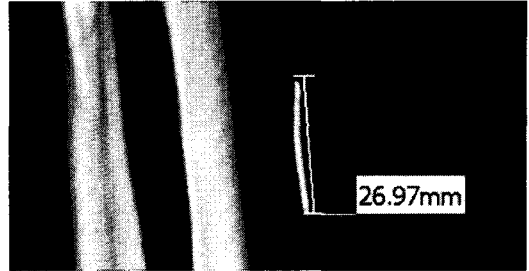


그림 8. 볼륨렌더링 3D 영상의 IV 카테터 조각의 크기 (26.97 mm)

IV. 고찰

CT의 영상기술이 발표된 이래 기존의 투영 방사선사진에 비해 영상의 중복 없이 관심 영역을 자세히 관찰할 수 있게 되었고, 높은 대조도 해상력으로 인해 물리적 밀도 차이가 1% 이하인 조직의 구별이 가능해졌다. CT 번호는 화소 내에 들어있는 여러 물질의 밀도를 평균화하여 표현되므로 화소 내에 밀도가 낮은 물질이 있더라도 화소 내에 밀도가 높은 물질에 의해 CT 번호가 결정된다. 그러므로 IV 카테터 조각은 황산바륨으로 코팅되어있어 HU 가 높게 측정되었다.

Cann은 동일한 밀도를 갖는 물체라 할지라도 CT 번호는 일정하지 않으며 이는 양자반점에 기인한다고 하였다[4]. 일반적으로 우리가 균등한 X선 이라고 알고 있는 것도 사실은 평균량에서 어느 특정 범위 내를 변동하게 되어 있고 이 특정범위를 변동률(percent fluctuation)이라 하며, 이 단위면적당 양자량의 통계적 변동에 의해 양자반점이 발생하게 된다. 양자반점은 방사선 조사량과 상충투계, 기계 자체의 차이에 영향을 받고 이들에 따라 전산화단층촬영의 정밀도가 달라진다. 확률에 의해 변동률은 광자의 평균량의 평방근(square root)으로 나타내어지므로 방사선 조사량이 증가하여 광자의 평균수가 많을수록 변동률은 감소하게 되어 양자반점은 감소하고 정밀도는 향상되게 된다. 그러나 방사선 조사량의 증가는 환자의 방사선 피폭 선량 증가를 의미하므로 선량을 증가시켜 정밀도를 향상시키려는 시도는 바람직하지 않다.

3D 기법인 볼륨 렌더링은 복셀 단위로 데이터를 저장하는 방식으로 의료영상에 많이 쓰이고 있다. CT의 2차원 평면 데이터를 쌓아서 볼륨 렌더링의 방법을 이용 본래의 모습을 그대로 유지하는 3차원 이미지를 쉽게 구현할 수 있기 때문이다[5]. 볼륨 렌더링의 가장 큰 특징은 복셀 단위로 이루어지면서 각 복셀 마다 고유의 밀도와 불투명도 색깔 등을 가질 수 있다는 점이다. 그러므로 처음으로 얻어진 이미지의 특성을 그대로 유지할 수 있는 장점이 있다. 최근에는 나선형 CT가 빈번하게 이용하여 3차원 영상 제작이 한결 용이해졌으며 CT를 이용한 3차원 입체영상의 체적자료 획득, 재구성성을 포함하는 단면 영상의 형성, 그리고 렌더링 기법을 이용한 3차원 영상구성 등의 단계가 있으며 특히 체적자료를 얻는 과정이 마지막의 영상의 질과 입체영상 및 부피측정 값의 결과에 큰 영향을 미칠 수 있다. 절편두께가 얇으면 정확도가 감소하여, X선 조사방향과 피사체의 장축 방향 테이블 속도, 재구성 간격, 환자의 움직임 등의 여러 가지 요인이 정확도에 영향을 미친다[6]. 본 연구에서는 절편두께 1.0 mm (increment 0.5 mm)를 채택하여 자료획득과정에서 매우 좋은 조건을 부여하였다.

렌더링은 차원 영상을 생성하는 컴퓨터 알고리즘으로 체적 데이터들을 음영화하여 화면에 투사하는 가시화 기법이다[7]. 체적 자료 획득 후 3차원 영상을 생성하기 위한 과정 중에는 임계치 등 여러 가지 매개변수들이 존재 한다. 이 변수들 가운데 관심부위를 그 주위 조직으로부터 분리하여 등 밀도면(iso-surface)을 이루는 특정한 밀도값을 임계치라고 하는데 각 조직에 대한 정확한 임계치의 절대적인 수치는 알 수 없고, 렌더링 과정을 수행하는 방사선사 혹은 의사의 경험에 의존하여 설정되는 경우가 대부분이다[8]. 3D 기법의 장점을 응용하여 정맥 내에 삽입되어있는 카테터 조각을 확인하기 위해 볼륨렌더링 기법을 사용하였다. 3D 기법을 이용하기 위해 CT로 주사부위를 스캔하여 이물질의 크기 및 위치를 Gabelmann[9]이 보고하였고, 본 저자들은 초음파나 X-ray[10]를 사용하지 않고 MDCT[11]로 스캔하여 볼륨렌더링[12][13]으로 위치 및 크기를 확인하는데 성공하였다. 그러나 응급상황에서는 3D 기법이

적절하게 사용할 수 없어 본 연구는 CT검사 후 손등에 남아있는 경우에 적용되었고, 응급으로 이물질을 확인하는 데는 X-ray를 먼저 촬영하여야 한다[14]. 임계치의 설정에 대한 연구는 건조두개골의 골질의 정확도에 대한 연구로 500, 800HU를 기준으로 오차에 대한 비교 연구가 있었다[15]. 3D 재구성 영상의 볼륨렌더링의 음영 영상에서 투과도 100% HU(136~660)의 임계치 설정 따라 IV 카테터 조각의 위치 및 크기를 확인 하였다. 파일럿 연구에서 측정된 HU는 최대값 772 이고, 환자의 IV 카테터 조각의 HU는 인텐시티 그래프에서는 295HU, 테이블 기능에서 최대값 469HU, ROI은 최대값이 441HU로 파일럿과는 차이가 있었다. 이는 순수한 IV 카테터를 가지고 파일럿 연구에서 측정된 HU이고, 환자의 정맥내에 있는 IV 카테터 조각의 HU는 낮게 나오는 것으로 생각된다. 그러므로 볼륨렌더링 영상이 임계치 범위에 대한 설정은 환자의 IV 카테터 조각의 HU에 대한 측정치를 포함하여 최소 134HU, 최대 660HU으로 설정하였을 때의 볼륨렌더링 영상에서 IV 카테터 조각이 적절하게 묘출되었다.

IV 카테터의 조각에 대한 최적 영상을 위해 이러한 프로파일, ROI, 테이블 기능을 임상에서 적절하게 응용될 수 있다. 이러한 볼륨렌더링 기법에서 임계치의 변화를 적용하여 IV카테터 조각을 발견하기 위한 방법으로, 임계치에서 26.71 mm의 카테터 조각을 묘출하였고 조각의 크기를 측정하였다. MDCT 데이터를 이용하여 볼륨렌더링의 임계치 변화에 의한 IV 카테터 조각의 위치 및 크기를 확인하여 정맥 내에 위치하고 있는 조각을 제거할 수 있었다.

V. 결론

IV 카테터 조각은 심혈관의 혈전 생성 및 폐색전증에 영향을 크게 미치므로, CT를 이용하여 정확한 위치 및 크기를 확인하였다. 본 연구의 결과 볼륨렌더링 영상의 구현에서 적절한 임계치 설정은 IV 카테터 조각의 정확한 위치 및 크기를 확인하는데 매우 중요하다.

참고 문헌

- [1] F. L. Shannon, B. L. McCroskey, E. E. Moore, and F. A. Moore, "Venous bullet embolism: rationale for mandatory extraction," *J Trauma*, Vol.27, No.10, pp.1118-1122, 1987.
- [2] C. R. Gschwind, "The intravenous foreign body: a report of 2 cases," *J Hand Surg[Am]*, Vol.27A, No.2, pp.350-354, 2002.
- [3] D. C. Kweon, B. G. Yoo, S. H. Yang, and J. G. Kim, "Findings of an intravenous catheter fragment in the vein using the 3D image reformations of MDCT," *Korean J Med Phys*, Vol.176, No.3, pp.167-172, 2006.
- [4] C. E. Cann, "Low dose scanning for quantitative spinal mineral analysis," *Radiology*, Vol.140, No.3, pp.813-815, 1981.
- [5] D. C. Kweon, T. H. Kim, S. H. Yang, B. G. Yoo, M. G. Kim, and P. Kim, "Subcutaneous Injection Contrast Media Extravasation: 3D CT Appearance," *Korean J Med Phys*, Vol.16, No.1, pp.47-51, 2005.
- [6] J. Kragsskov, S. Sindet-Pedersen, C. Gyldensted, and K. L. Jensen, "A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies," *J Oral Maxillofac Surg*, Vol.54, No.4, pp.402-411, 1996.
- [7] C. E. Ray, M. F. Mafee, M. Friedman, and C. N. Tahmoressi, "Applications of three-dimensional CT imaging in head and neck pathology," *Radiol Clin North Am*, Vol.31, No.1, pp.181-194, 1993.
- [8] H. Y. Yune, "Two-dimensional-three-dimensional reconstruction computed tomography techniques," *Dent Clin North Am*, Vol.37, No.4, pp.613-626, 1993.
- [9] A. Gabelmann, S. Kramer, and J. Gorich, "Percutaneous retrieval of lost or misplaced intravascular objects," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.176, pp.1509-1513, 2001.
- [10] C. R. Weiss and E. K. Fishman, "Multidetector 3D CT of pulmonary embolism of a peripheral intravenous line," *Emerg Radiol*, Vol.11, No.4, pp.247-249, 2005.
- [11] K. M. Horton and E. K. Fishman, "Volume-rendered 3D CT of the mesenteric vasculature: normal anatomy, anatomic variants, and pathologic conditions," *Radiographics*, Vol.22, No.1, pp.161-172, 2002.
- [12] K. A. Addis, K. D. Hopper, T. A. Iyriboz, Y. Liu, S. W. Wise, C. J. Kasales, J. S. Blebea, and D. T. Mauger, "CT angiography: in vitro comparison of five reconstruction methods," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.177, No.5, pp.1171-1176, 2001.
- [13] A. E. Li and E. K. Fishman, "Evaluation of complications after sternotomy using single- and multidetector CT with three-dimensional volume rendering," *AJR Am J Roentgenol*, Vol.181, No.4, pp.1065-1070, 2003.
- [14] P. Vadlamani, B. Dawn, and M. C. Perry, "Catheter fracture and embolization from totally implanted venous access ports," *Angiology*, Vol.49, No.12, pp.1013-1016, 1998.
- [15] B. D. Lee and W. Lee, "Influence of threshold value of computed tomography on the accuracy of 3-dimensional medical model," *Korean J Oral Maxillofac Radiol*, Vol.32, No.1, pp.27-33, 2002.

저자 소개

장 근 조(Keun-Jo Jang)

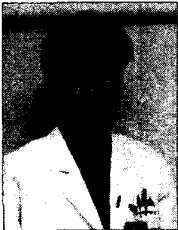
정회원



- 1993년 8월 : 전북대학교 환경공학
학과 (공학석사)
- 2005년 2월 : 전주대학교 병원경
영전공 (경영학박사)
- 1994년 3월 ~ 현재 : 서해대학
방사선과 겸임교수
- 2006년 3월 ~ 현재 : 전주대학교 방사선학과 겸임
교수
- 1982년 2월 ~ 현재 : 예수병원 영상의학과 근무
<관심분야> : 방사선관리, 핵의학

권 대 철(Dae-Cheol Kweon)

정회원



- 1991년 8월 : 경기대학교 산업공
학과 공학사
- 2000년 3월 : 동국대학교 산업시
스템공학과 공학석사
- 2005년 8월 : 아주대학교 의용공
학과 (공학박사)
- 1987년 12월 ~ 현재 : 서울대학교병원 영상의학과
근무
<관심분야> : 영상정보학, 의용공학