의료영상을 이용한 인체장기의 분할 및 시각화

이준구* · 김양모** · 김도연***

Segmentation and Visualization of Human Anatomy using Medical Imagery

Joon-Ku Lee* · Yang-Mo Kim** · Do-Yeon Kim***

요 약

방사선과 의사들은 CT 및 MRI 스캐너로부터 얻어진 인체의 단면 영상을 연속적으로 보고 실제 3차원적으로 인체가 어떻게 구성되어 있는지를 상상하여 병변을 구별하는데, 의학영상을 이용한 인체 장기의 3차원 시각화는 2차원 형태의 인체 단면 영상들을 복잡한 알고리즘이나 고성능의 컴퓨팅 파워를 사용하여 실제 인체와 같이 3차원으로 재구성하여 보여준다. 단면 영상의 추적, 관심영역의 표시 및 추출등과 같은 2차원 영상분석은 시간이 많이 소모되고, 주관적일 수가 있으며, 수작업인 관계로 빈번한 에러가 발생하는 단점을 가지는데, 이와 같은 2차원 의료 영상 분석의 단점을 보완하기 위해 의학영상처리 기술과 접목한 3차원 의료 영상의 시각화는 필수적이라 할 수 있다. 명암값 임계치 방법, 영역확장(region growing) 방법, 윤곽선(contour) 추출 방법 및 변형모델(deformable model) 방법을 사용하여 인체의 각 장기를 분리하였으며, 텍스처분석(texture analysis)을 통하여 고안된 특징자를 이용하여 암 부분을 인식하는데 사용하였고, 원근투영(perspective projection) 및 볼륨 데이터의 표면을 렌더링하기 위해 마칭큐브(marching cube) 알고리즘을 사용하였다. 인체 및 분리된 장기에 대한 3차원 시각화는 방사선치료계획(radiation treatment planning), 외과 수술계획, 모의 수술, 중재적(interventional)시술 및 영상유도수술(image guided surgery)에 효과적으로 사용될 수 있다.

ABSTRACT

Conventional CT and MRI scans produce cross-section slices of body that are viewed sequentially by radiologists who must imagine or extrapolate from these views what the 3 dimensional anatomy should be. By using sophisticated algorithm and high performance computing, these cross-sections may be rendered as direct 3D representations of human anatomy. The 2D medical image analysis forced to use time-consuming, subjective, error-prone manual techniques, such as slice tracing and region painting, for extracting regions of interest. To overcome the drawbacks of 2D medical image analysis, combining with medical image processing, 3D visualization is essential for extracting anatomical structures and making measurements. We used the gray-level thresholding, region growing, contour following, deformable model to segment human organ and used the feature vectors from texture analysis to detect harmful cancer. We used the perspective projection and marching cube algorithm to render the surface from volumetric MR and CT image data. The 3D visualization of human anatomy and segmented human organ provides valuable benefits for radiation treatment planning, surgical planning, surgery simulation, image guided surgery and interventional imaging applications.

키워드

Medical Image Processing, Human Organ Segmentation, 3D Visualization, Surface Rendering, Marching Cube
의학영상처리, 인체장기분리, 3차원 시각화, 표면렌더링, 마칭큐브

* 한국원자력연구원(jklee@kaeri.re.kr)

** 충남대학교 전기공학과(ymkim@cnu.ac.kr)

*** 교신저자 : 순천대학교 컴퓨터공학과(dykim@sunchon.ac.kr)

접수일자 : 2012. 10. 25

심사(수정)일자 : 2013. 01. 15

게재확정일자 : 2013. 01. 21

I. 서 론

전산화단층촬영(CT), 자기공명영상(MRI) 장치 등과 같은 의료기기를 이용하여 얻어진 2차원 형태의 인체 단면 영상들은 방사선과 전문의들이 판독하여 특정 질병 및 질환에 대한 진단을 하며, 촬영된 영상들은 질병의 치료 목적으로도 사용된다. 방사선과 의사들은 CT 및 MRI 스캐너로부터 얻어진 인체의 단면 영상을 연속적으로 보고, 실제 3차원적으로 인체가 어떻게 구성되어 있는지를 상상하여 병변을 구별한다. 의학영상을 이용한 인체 장기의 3차원 시각화는 2차원 형태의 인체 단면 영상들을 복잡한 알고리즘이나, 고성능의 컴퓨팅 파워를 사용하여 실제 인체와 같이 3차원으로 재구성하여 보여준다[1]. 표준화된 실제 광학내시경 검사에 의해 생성되는 것과 동일하거나, 유사한 형태로 환자의 특정 장기의 내부에 대한 가상의 시각화를 제공하는 가상내시경 응용도 3차원 시각화의 일부분이라 할 수 있다. 실질적으로, 가상내시경은 시야(view)의 각도 및 방향, 시야의 크기조정, 즉각적인 새로운 시야로의 방향전환, 빛, 병변의 측정등과 같은 실제 광학내시경에서는 불가능한 시야 제어 및 옵션 등을 제공한다[2].

또한 방사선치료계획(radiation treatment planning)과 같이 특정 부위에 발생한 종양의 방사선 치료시 발생하는 부작용을 최소화하기 위해 종양의 체적, 크기, 모양 및 위치와 같은 정보가 필수적인데, 이는 치료 목적의 방사선 동위원소의 조사각도 및 조사량 결정에 필요한 정보들이다. 이와 같이 방사선 치료를 계획하는데 있어 인체의 특정 장기 및 종양에 대한 3차원 시각화는 필수 불가결한 요건이라 말할 수 있다[3].

외과적인 수술을 계획하거나 모의 수술을 실시할 경우에도 인체 장기에 대한 3차원 시각화는 필수적이며 중재적(interventional) 시술시 예도 효율적으로 사용될 수 있다. 수술중에 스캐너를 사용하여 수술전후의 영상을 실시간으로 촬영하여 시술하는 영상유도수술(image guided surgery)에서도 3차원 시각화는 필수적으로 사용된다. 단면 영상의 추적, 관심영역의 표시 및 추출등과 같은 2차원 영상분석은 시간이 많이 소모되고, 주관적일 수가 있으며, 수작업인 관계로 빈번한 에러가 발생하는 단점을 가진다. 이와 같은 2차원 의료 영상 분석의 단점을 보완하기 위해 인체의 특정 장기의 분리, 종양의 추출등과 같은 의학영상처리 기술과 접목한 3차

원 의료 영상의 시각화는 3차원 영상 분석을 위해 필수적이라 할 수 있다.

CT 및 MRI 로부터 얻어진 인체의 단면영상을 이용하여 특정 장기의 3차원 시각화를 하기 위해 영상획득, 영상분석, 인체장기분리, 렌더링 및 디스플레이 과정을 수행하였다(그림 1).

그림 1. 3차원 시각화 처리과정
Fig. 1 3D visualization process

II. 영상획득 및 분석

GE사의 Hispeed Advantage CT 스캐너를 사용하여 폐를 촬영한 흉부 CT 영상, 간과 비장을 촬영한 상복부 CT 영상, 신장을 촬영한 하복부 CT 영상 및 GE사의 Signa Horizon Echo Speed MR 스캐너를 사용하여 뇌를 촬영한 두경부 MR 영상, 경동맥을 촬영한 목 MRA 영상을 사용하였다. 촬영된 영상의 크기는 두경부 MR 영상이 256*256 픽셀이고 나머지의 영상은 모두 512*512 픽셀이며, 영상 파일의 포맷은 ACR/NEMA의 DICOM[4] 형식으로 픽셀당 12 비트를 할당하여 저장된다.

3차원 시각화에 사용된 모든 의학영상은 그레이 스케일의 영상으로 각각의 영상에 대한 명암값 분석, 영상의 관심영역(region-of-interest)에 대한 분석 및 인체의 해부학적인 정보를 이용하여 장기 특성에 맞는 분리(segmentation) 알고리즘을 적용하였다. 영상 분리에 보편적으로 널리 사용되고 손쉽게 구현할 수 있는 명암값 임계치 방법[5-6], 영역확장(region growing) 방법[7], 윤곽선(contour) 추출 방법 및 snake와 ballon으로 대표되는 변형모델(deformable model) 방법[8]을 사용하여 인체의 각 장기를 분리하였다. 또한 텍스처분석

(texture analysis)을 통하여 특징자를 고안하였고 이를 인체에 존재하는 각종 암 부분을 인식하는데 사용하였다. 각종 장기의 분리와 3차원 시각화를 위해 폐를 촬영한 흉부 CT 원천 단면 영상, 간과 비장을 촬영한 상복부 CT 원천 단면 영상(그림 2), 신장을 촬영한 하복부 CT 원천 단면 영상, 뇌를 촬영한 두경부 MR 원천 단면 영상, 경동맥을 촬영한 목 MRA 원천 단면 영상(그림 3)등을 사용하였다.

그림 2. 흉/복부 CT 영상
Fig. 2 Chest/Abdominal CT slice Images

그림 3. 복부 CT/뇌 MR/경동맥 MRA 영상
Fig. 3 Abdominal CT/Brain MR/ CA MRA images

III. 인체 장기 분할

3차원 시각화를 구현하기 위해 CT 나 MRI 등의 의료 영상 스캐너를 사용하여 촬영된 원천 단면 영상에서 인체 장기를 분리 추출하였다. 명암값 임계치 방법, 영역확장(region growing) 방법, 윤곽선(contour) 추출 방법 및 snake와 ballon으로 대표되는 변형모델(deformable model) 방법등을 사용하였다. 분리된 인체 장기의 3차원 시각화를 위해서는, 물체에 대한 거리값으로 인해 복잡한 구조물 해석에 유용한 원근투영(perspective projection) 및 볼륨 데이터 렌더링에 사용되는 방법 중의 하나인 표면 렌더링 기법을 사용하여 가상 카메라가 위치한 곳의 영상을 생성하였다.

3.1 폐영역 분할

폐를 촬영한 흉부 CT 원천 단면 영상의 분석 결과 환자 몸통 외부를 표현하고 있는 어두운 배경 부분은 폐 분리의 관심영역에 포함되지 않으므로 이를 제거하여 흉부만을 우선 분리한다. 흉부만으로 분리된 영상의 히스토그램을 분석한 결과, bi-modal 형태의 영상임을 확인할 수 있으며, 계곡값을 사용하여 이진 영상으로 변환한다. 좌/우 중앙에 위치하는 기관지 제거를 위해 변환된 영상의 외곽 경계선을 추출/추적하여 폐영역을 분할한다.[9][10]

3.2 결절성 폐암 분할

폐영역만으로 분할된 영상을 입력으로 하여 결절성 폐암을 분할하였다. 대부분의 폐영역은 호흡한 공기의 영향으로 어두운 명암값을 차지하며, 상대적으로 밝은 명암값 영역은 혈관, 폐암 및 부분볼륨 영역으로 구성된다. 방사선과 전문의의 영상 분석 결과를 근거로 하여, 폐암 후보군에(혈관, 폐암, 부분볼륨 영역) 해당되는 클러스터들을 분할한다. 분할된 폐암 후보군을 구성하는 명암값들의 상관관계를 계산하여, 정상관, 역상관 및 원형상관 관계를 근거로 하여 결절성 폐암만을 후보군으로부터 분류한다.[9][10]

3.3 간장 및 비장 분할

상복부 CT 원천 단면 영상을 사용하여 간장과 비장을 분할하였다. 배경과 근육층을 제거하기 위해 전처리 과정을 수행하였으며, 장기의 명암값 범위와 비율을 이용하여 신장 및 비장 영역과 노이즈를 구분하였다. 순차적으로 입력되는 3차원 볼륨 영상에서의 간장과 비장의 대략적인 위치를 추적하기 위해 해당 장기의 좌표값을 추출하였다. 이는 좌/우엽으로 분리된 간장을 추적하는데 효율적으로 사용될 수 있다. 또한, 각각의 장기 영역을 메쉬영상으로 표현하였고, 이를 이용하여 장기의 전반적인 템플릿을 생성하였다. 간장과 비장의 탐색된 위치 및 생성된 템플릿을 사용하여 원 영상과의 차감 연산 및 채우기 과정을 통해 간장과 비장을 분할하였다.[11]

3.4 신장 분할

하복부 CT 원천 단면 영상을 이용하여 신장을 분할하였다. 하복부 CT 단면 영상을 분석하여 보면, 환자의 복부를 둘러싼 배경의 어두운 부분, 배경 보다는 상대

적으로 밝은 환자의 몸통 부분, 환자의 몸통보다 밝은 척추와 신장 부분으로 구별할 수 있다. 위와 같은 세 개의 영역은 영상들의 히스토그램 분석을 통해서도 확인할 수 있다. 신장 분할을 위해 상기의 세 개의 영역중에서 우선적으로 척추와 신장만을 포함한 영역으로 분리한다. 인체의 해부학적인 정보인 척추 좌/우에 신장이 위치하는 점을 이용하여 분리된 영상에서 중간에 자리하는 척추를 제거한다. 제거방법은 분리된 영상의 좌/우에서 각각 접근하여 한쌍의 신장만을 분할한다.[12]

3.5 뇌영역 분할

두경부를 촬영한 MR 원천 단면 영상을 이용하여 뇌영역만을 분할하였다. MR 단면 원천 영상은 타원 형태의 뇌 영역과 명암값이 0에 근접하는 배경 영역으로 구성되어 있으며, 뇌 영역과 관련 없는 배경 부분을 사진에 제거하였다. 양성자 밀도 영상의 명암값을 조절한 이후 뇌의 내부를 외피 및 두개골로부터 분리하여 뇌영역만을 분할하였다.[13]

3.6 경동맥 분할

경동맥을 촬영한 목 MRA 영상을 이용하여 척추동맥을 포함한 경동맥을 분할하였다. 단면 원천 영상의 분석 결과, 혈관을 제외한 어두운 부분과 경동맥 및 척추기저 동맥을 포함한 밝은 부분으로 구성되어 있다. 단면 영상의 히스토그램에서도 혈관 이외의 어두운 부분이 좌측에 위치한다. 명암값에 의한 임계치 처리기법을 사용하여, 단면 원천 영상에서 경동맥 및 척추기저 동맥을 분할하였다.[14]

IV. 렌더링

볼륨 데이터의 3차원 렌더링에 사용되는 방법으로 크게 표면 렌더링과 볼륨 렌더링으로 구분된다. 표면 렌더링은 영상을 생성하기 위하여 볼륨 데이터로부터 다각형을 추출한다. 그러므로 표면 렌더링은 일반적인 그래픽 하드웨어를 사용할 수 있는 장점을 가진다. 또한 렌더링 속도가 빠르고 특수 목적으로 제작된 하드웨어의 지원 없이 소프트웨어만으로 렌더링이 가능한데, 현재의 모든 컴퓨터는 표면 모델을 디스플레이 하기에 최적화 되어 있다. 또한, 표면 모델은 사용자와의 상호 작용이 가능하

며 객체의 위치 재조정 및 조작이 용이한 장점을 가지고 있고, 아주 작고 미세한 조직의 시각화에 적절하기 때문에 수술 계획의 응용에서 많이 사용된다. 렌더링에 사용된 볼륨 데이터의 전부를 사용하는 볼륨 렌더링에 비해 볼륨 데이터의 일부만을 사용한다는 비판이 있지만, 3차원 표면 재구성에 사용되는 표면 렌더링은 속도가 빠르고 작은 객체의 시각화에 유용하게 사용되는 장점을 가지고 있다. 본 논문에서는 표면 렌더링의 대표적인 방법인 마칭큐브(marching cube) 알고리즘을[15] 사용하여 3차원 시각화 영상을 생성하였다. 마칭큐브(marching cube) 알고리즘은 3차원 볼륨 데이터에서 등가면(isosurface)을 추출하는 기법으로, 픽셀값을 이용하여 큐브를 형성하고 각각의 픽셀 명암값을 이용하여 등가면을 추출하여 영상을 생성하는 실용적인 알고리즘이다. 마칭큐브(marching cube) 알고리즘은 의료영상 분야에서 CT 및 MRI를 이용하여 생성된 단면 영상을 이용하여 3차원 표면을 재구성 할 수 있으며, 복셀(Voxel) 각각에 대한 렌더링이 가능하기 때문에 원하는 부분을 선택해서 시각화 할 수 있는 장점이 있다.

4.1 가상카메라

가상카메라의 움직임은 미세하게 조작할 수 기능을 구현하였으며, 이는 3차원 공간의 모든 좌표 안에서 가상카메라의 움직임이 보장될 수 있도록 한다. 전/후, 좌/우, 상/하 움직임이 사용자의 조작에 의해 가능하도록 구현하였으며, 기본적인 가상카메라가 가질 수 있는 관련 변수의 선택도 가능하도록 구현하였다. 즉, 가상카메라의 시야(view) 각도 및 방향, 시야의 크기조정, 즉각적인 새로운 시야로의 방향전환, 역방향전환등의 미세한 가상카메라의 조작기능을 구현하였다. 또한 3차원 공간에서의 신체장기 내벽과의 충돌가능성을 미리 예측하고, 이를 사전에 경고하는 형태의 메시지를 출력하여 충돌 회피기능을 구현하였으며, 충돌 회피기능 구현을 위해 사전에 계산된 거리-맵 형태의 자료를 사용하여 가상카메라와 내벽과의 거리를 일정간격으로 유지시키는 방법을 사용하였다.

4.2 항해 경로

경동맥의 내부를 시각화할수 있는 내시경 영상 생성을 목적으로 분할된 경동맥을 이용하여 가상카메라의 항해 경로를 결정하였다. 항해 계획을 위해 사전에 비

행 경로를 계산하여, 가상카메라가 미리 정해진 경로를 따라 움직이도록 하였다. 분할된 경동맥 영상을 입력으로 중앙축 변환을 통하여 중앙 좌표를 구하고 이를 비행 경로로 사용하였다. 정해진 비행 경로를 따라 가상 카메라의 위치를 이동하게 하였고, 가상카메라의 초점은 가상카메라보다 일정 간격 전방에 위치 시켰으며, 카메라의 조명은 헤드라이트를 사용하였다.

V. 3차원 재구성

그림 4. 재구성된 흉부 영상
Fig. 4 3D Reconstructed Chest images

그림 5. 재구성된 폐 영상
Fig. 5 3D Reconstructed Lung images

그림 6. 재구성된 기관지 영상
Fig. 6 3D Reconstructed trachea images

그림 7. 재구성된 폐암 영상
Fig. 7 3D Reconstructed Lung Cancer images

그림 8. 재구성된 간 영상
Fig. 8 3D Reconstructed Liver images

그림 9. 재구성된 비장 영상
Fig. 9 3D Reconstructed Spleen images

그림 10. 재구성된 신장 영상
Fig. 10 3D Reconstructed Kidney images

그림 11. 재구성된 경동맥 영상
Fig. 11 3D Reconstructed Carotid Artery images

폐를 촬영한 흉부 CT 원천영상(그림 2)을 사용하여 3차원 표면으로 재구성된 환자의 흉부 영상은 그림 4, 폐와 기관지만 분리된 3차원 영상은 그림 5, 기관지만 분리된 3차원 영상은 그림 6, 추출된 폐암의 3차원 영상은 그림 7과 같으며 가상카메라의 위치는 좌측 30도, 정면, 우측 30도에 위치하여 생성된 3차원 영상이다. 간과 비장을 촬영한 상복부 CT 원천영상(그림 2)을 사용하여 분리된 간의 3차원 영상은 그림 8, 분리된 비장의 3차원 영상은 그림 9와 같다. 신장을 촬영한 하복부 CT 원천영상(그림 3)을 사용하여 분리된 신장의 3차원 영

상은 그림 10과 같다. 뇌를 촬영한 두경부 MR 원천영상(그림 3)을 사용하여 분리된 뇌영상을 3차원으로 재구성 하였으며 경동맥을 촬영한 목 MRA 원천영상(그림 3)을 사용하여 분리된 경동맥의 3차원 영상은 그림 11, 경동맥의 내부를 시각화한 내시경 영상은 그림 12와 같다.

그림 12. 경동맥 내시경영상
Fig. 12 Carotid Artery Endoscopic images

VI. 실험 결과

CT 및 MRI 영상을 이용하여 3차원 시각화를 구현하기 위해 인텔 P4 1.7 GHz 프로세서에 768MB의 메모리, 64MB의 비디오 메모리를 가진 NVIDIA TNT2 Model 64 그래픽 카드를 사용하였다. 사용된 인체 장치의 3차원 시각화 영상은 가상카메라의 특정 각도에서 가상으로 촬영되고 캡처된 영상으로 실제적으로는 3차원 객체에 대하여 온라인으로 줌(zoom) 및 회전(rotation) 시킬 수 있는 기능을 가지고 있다. 또한 분리된 인체 장치에 적절한 칼라를 적용하여 실제 해부시 추출된 장치와 유사한 형태로의 영상 생성이 가능하며, 단지 칼라적용이 아닌 실제 장치의 영상 샘플을 사용하여 텍스처매핑(texture mapping) 기법을 적용하면 실제 장치에 근접한 형태의 영상을 생성할 수 있다. 가상카메라의 매개변수(parameter)중의 하나인 라이트의 특성을 조절하여 영상 생성이 가능하며, 원근투영(perspective projection) 뿐만 아니라 평행투영(orthographic projection)을 사용하여 영상 생성도 가능하다. 또한 최대명암값투영(maximum intensity projection) 기법을 사용하면 혈관조영술로 얻을 수 있는 조영 영상 생성도 가능하다.

VII. 결 론

다양한 형태의 영상에 사용되는 영상처리 기법들은 영상기반 문제 해결에 직접적으로 적용되고 있다 [15-19]. 의학영상을 이용한 인체장치에 대한 3차원 시각화는 CT 나 MRI로부터 얻어진 2차원 형태의 인체 단면 영상들을 3차원으로 재구성하여 준다. 일반적으로 방사선과 의사들은 CT 나 MRI 스캐너로부터 얻어진 인체의 단면 영상을 연속적으로 보고, 실제 3차원적으로 인체가 어떻게 구성되어 있는지를 상상하여 병변을 구별한다. 이와 같은 단점을 보완하기 위한 방법으로 3차원으로 재구성된 인체 영상을 이용하면 좀더 향상된 질병 및 질환 진단이 가능하며, 질병의 치료 목적으로도 사용될 수 있을 것으로 판단된다. 또한 방사선치료 계획(radiation treatment planning), 외과수술계획, 모의 수술, 영상유도수술(image guided surgery) 및 중재적(interventional)시술에도 효과적으로 사용될 수 있을 것으로 판단된다. 차후 좀더 정교하게 장기 분리가 이루어져야 할 것으로 판단되며, 실제 장치의 영상 샘플을 사용한 텍스처매핑(texture mapping) 기법을 적용하여 실제 장치에 근접한 형태의 영상을 생성해야 할 것으로 판단된다.

참고 문헌

- [1] R.A. Robb, "Virtual (Computed) Endoscopy : Development and Evaluation Using the Visible Human Datasets", Visible Human Project Conference, 1996.
- [2] F.A. Jolesz, W.E. Lorensen, H. Shinmoto, et al, "Interactive Virtual Endoscopy", American Journal of Roentgenology, Vol. 169, pp. 1229-1235, 1997.
- [3] J. K. Udopa, G. T. Hermen, "3D Imaging in Medicine", CRC Press, pp. 285-300, 2000.
- [4] NEMA Draft Standards, "Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)", Part 1-14.
- [5] S. E. Umbaugh, "Computer Vision and Image Processing", Prentice-Hall, pp. 84-86, 1998.
- [6] J. R. Parker, "Algorithms for Image Processing and Computer Vision", John-Wiley & Sons, pp. 116-128, 1997.

- [7] R.C. Gonzalez, R.E. Woods, "Digital Image Processing", Addison-Wesley, pp. 458-465, 1992.
- [8] C. Xu, D.L. Pham, J.L. Prince, "Medical Image Segmentation Using Deformable Models", SPIE Press, pp. 129-174, 2000.
- [9] 김도연, 김진환, 노승무, 박종원, "CT 영상에서 결절성 폐암의 자동추출 및 체적계산", 한국정보과학회 논문지, 7권, 5호, pp. 451-457, 2001.
- [10] Do-Yeon Kim, Jin-Hwan Kim, Seung-Moo Noh, Jong-Won Park, "Pulmonary Nodule Detection Using Chest CT Images", Acta Radiologica, Vol. 44, No. 3, pp. 252-257, 2003.
- [11] 유승화, 조준식, 노승무, 신경숙, 박종원, "명암 값 분포를 이용한 자동화된 간과 비장의 정교한 추출", 한국정보과학회 논문지, 28권, 1호, pp. 20-32, 2001.
- [12] 김도연, 노승무, 조준식, 김종철, 박종원, "복부 CT 영상에서 신장암의 자동추출", 한국정보과학회논문지, 29권, 11-12호, pp. 803-808, 2002.
- [13] 성운창, 송창준, 노승무, 박종원, "부분체적의 문제로 번진 명암값으로 표현된 뇌의 자기공명영상에 대한 영역분할 및 체적계산", 한국통신학회논문지, 25권, 7A호, pp. 1006-1016, 2000.
- [14] Do-Yeon Kim, June-Sik Cho, Seung-Moo Noh, Jong-Won Park, "Internal Carotid Artery Segmentation for Stenosis Grading Using MR Angiography Images", Proceeding of ITC-CSCC 2003, pp. 511-514, 2003.
- [15] 김동욱, 강정혁, "하프변환을 이용한 항공영상의 전력선 검출", 한국전자통신학회논문지, 5권, 2호, pp. 171-179, 2010.
- [16] 양황규, "위터셋드 알고리즘을 이용한 지능형비디오 영상분할시스템", 한국전자통신학회 논문지, 5권, 3호, pp. 309-314, 2010.
- [17] 박장식, 김현태, 유윤식, "Gaussian 혼합모델을 이용한 영상기반 화재 검출", 한국전자통신학회 논문지, 6권, 2호, pp. 206-211, 2011.
- [18] 박장식, 송종관, 윤병우, "Gaussian 혼합모델 기반 조명변화에 따른 강건한 연기검출 알고리즘", 한국전자통신학회논문지, 7권, 4호, pp. 733-739, 2012.
- [19] 이주호, 송하주, "이미지처리 기술을 이용한 온라인 바코드 품질검사 시스템", 한국전자통신학회논문지, 7권, 5호, pp. 1053-1059, 2012.

이준구(Joon-Ku Lee)

1998년 충남대학교 전기공학교육과 졸업(공학사)

2000년 충남대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학석사)

2012년 현재 충남대학교 대학원 전기공학과 수료 (공학박사 수료)

2000년~현재 한국원자력연구원 선임연구원

2011년~현재 IEC 계측제어전문위원

※ 관심분야 : 디지털 계측제어시스템,

김양모(Yang-Mo Kim)

1973년 서울대학교 공업교육과 졸업(공학사)

1975년 공군 2사관학교 조교수

1986년 동경대 전자공학과(공학박사)

1990년 미국 버지니아테크 방문교수

1979년~현재, 충남대학교 전기공학과 교수

※ 관심분야 : 디지털 계측제어시스템,

김도연(Do-Yeon Kim)

1986년 충남대학교 계산통계학과 졸업(이학사)

2000년 충남대학교 대학원 정보통신공학과 졸업(공학석사)

2003년 충남대학교 대학원 컴퓨터공학과 졸업(공학박사)

1986년~1996 한국원자력연구원 선임연구원

1997년~2007 한국전력기술(주) 책임연구원

2008년~현재 순천대학교 컴퓨터공학과 교수

※ 관심분야 : 영상처리, 컴퓨터비전