

특징 추출을 이용한 다중 영상 정합 및 융합 연구

우 상근*, 김 지 현**

Multimodality Image Registration and Fusion using Feature Extraction

Sang-Keun Woo*, Jee Hyun Kim**

요 약

본 논문에서는 소동물 생체내 실험시 서로 다른 장비에서 획득된 영상의 융합 및 정합을 위한 방법을 제안한다. 마우스의 꼬리 정맥에 [^{18}F]FDG를 주사하여 60분 섭취후 서로 다른 장비에서 동일한 위치의 영상을 획득하기 위하여 아크릴 재질의 소동물 가이드에 기준마크를 설정하고 microPET과 CT 영상을 획득하였다. MicroPET으로 획득된 리스트모드(list-mode) 데이터는 Fourier Rebinning (FRB) 방법을 사용하여 사이노그램(Sinogram)으로 변환 후 4 번의 반복횟수를 가지는 Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM) 알고리즘으로 재구성하였다. MicroPET 영상획득후 PET/CT의 CT를 이용하여 CT영상을 획득하였다. MicroPET 영상에서 폐영역을 정확히 찾아내는 어려움이 있어, 해부학적 정보를 제공하는 CT 영상을 이용하여 폐 영역을 구분하였다. 영상 융합을 위한 불일치 부분을 해결하기 위하여 기준마크의 정보와 폐 영역의 정보를 이용하여 회전과 이동정보를 가지는 어파인 (affine) 변환 행렬 구하여 영상 정합에 사용하였다. 이 방법은 정량적 정확성과 영상 해석의 정확성을 개선할 것으로 기대된다.

Abstract

The aim of this study was to propose a fusion and registration method with heterogeneous small animal acquisition system in small animal in-vivo study. After an intravenous injection of ^{18}F -FDG through tail vein and 60 min delay for uptake, mouse was placed on an acryl plate with fiducial markers that were made for fusion between small animal PET (microPET R4, Concorde Microsystems, Knoxville TN) and Discovery LS CT images. The acquired emission list-mode data was sorted to temporally framed sinograms and reconstructed using FORE rebinning and 2D-OSEM algorithms without correction of attenuation and scatter. After PET

• 제1저자 : 우상근

• 접수일 : 2007.5.7, 심사일 : 2007.5.11, 심사완료일 : 2007. 5.22.

* 건국대학교 컴퓨터정보통신공학박사 ** 서울대학 소프트웨어과 조교수

※ 본 연구는 2006년도 서울대학 학술연구비에 의해 연구되었음.

imaging, CT images were acquired by mean of a clinical PET/CT with high-resolution mode. The microPET and CT images were fusion and co-registered using the fiducial markers and segmented lung region in both data sets to perform a point-based rigid co-registration. This method improves the quantitative accuracy and interpretation of the tracer.

▶ Keyword : 소동물 PET(small animal PET), 임상 CT(Clinical CT), 융합(fusion), 정합(registration), 기준점(fiducial marker), 분할(segmentation)

1. 서론

소동물은 새로운 약의 개발에 따른 기전연구나 기타 치료 효능을 판단하기 위한 모델로 많이 사용되고 있다. 현재 사용되는 대부분의 실험동물은 생체내의 분석을 위하여 희생되어 평가되어 왔기 때문에 많은 희생과 반복적인 분석이 불가능하였다. 이러한 문제점을 개선하기 위하여 비침습적이고 반복적으로 체내의 생체분포를 측정하기 위하여 고민감도, 고분해능을 가진 소형 실험동물용 영상기기와 영상획득 기술이 발전되어왔다. 현재 소동물 실험에 많이 사용되고 있는 양전자 방출 단층 촬영기(Positron Emission Tomography, PET)는 양전자를 방출하는 방사성 동위 원소를 사용하여 생체의 생물학적 정보를 포함한 기능영상을 제공한다. 또한 형태학적 영상 진단법인 전산화 단층 촬영(Computed Tomography, CT)이나 핵자기 공명 영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)과는 달리 종양의 형태학적 변화가 나타나기 이전에 발생하는 생화학적 변화를 영상화하는 것이 가능하다[1]. 실험동물과 같이 소동물 영상화 연구에서 사용되는 소동물 PET(MicroPET)은 고민감도와 고분해능을 가지므로, 새로운 추적자의 생물학적 동태 평가와 약물 개발 그리고 새로운 치료제 개발 연구를 위한 전 임상 실험 등에 유용하게 사용되고 있다[2,3]. MicroMR 과 microCT는 해부학적인 정보를 제공하는 장점을 가지고 있다. 이렇게 기능영상의 정보에 해부학적인 정보를 제공하면 기능영상의 감쇠와 산란정도를 보정할 수 있으므로 기능영상의 정량적 해석을 향상시키는 장점을 제공한다[4,5]. 따라서 두 영상의 장점을 이용하여 생체정보를 분석하기 위하여 일체형인 microPET/CT 와 microPET/MRI 가 하드웨어적으로 구현되어 보급되고 있으나, 고가의 장비이며 하드웨어적으로 각각 분리된 장비를 이용하여 획득하는 것이 현실이다[6,7,8].

두 장비의 장점을 이용하여 영상을 획득시 영상 정합(registration)의 정확성을 높이기 위하여 최근 많은 연구가 진행되어 왔다. Maintz 등은 시각적으로 검사하여 정합을

구현하려 하였으며[9], Lavelly 등은 기준점과 목표를 정합시 오차를 계산하려고 하였다[10]. Jan 등은 통합된 SPECT/CT 장비에서 하드웨어적인 정합의 구현에 대하여 소개하였으며 [7], Chow 등은 소동물 획득시 마취가 가능하여 각각의 장비를 이동할 수 있게 소동물용 가이드를 제작하여 하드웨어적인 정합을 수행하고 소프트웨어를 이용하여 다기종간(multi-modality)의 영상을 정합하고자 하였다[11]. 최근에는 같은 시간에 기능적인 정보와 해부학적인 정보를 획득하기 위한 통합된 하드웨어의 개발이 많이 연구되고 있다. 그러나 이러한 일체형 기기에서도 서로 다른 정보를 가지는 영상의 융합(fusion) 및 정합 문제가 여전히 존재하고 있으며, 서로 다른 장비에서 획득된 영상의 융합 및 정합은 더욱더 문제가 크다고 할 수 있겠다. 이렇게 서로 다른 장비에서 생체의 같은 위치의 정보를 획득하여 영상화한다는 것은 쉽지 않다. 따라서 이 연구에서는 소동물 생체내 실험시 서로 다른 장비에서 획득된 영상의 융합 및 정합을 위하여 그림 1과 같이 소동물을 준비하고 소동물 PET 영상과 CT 영상을 순차적으로 획득하여 영상획득시 획득한 기준점 정보와 영상의 특징을 추출하여 획득한 변환 행렬을 가지고 이기종간의 영상 정합에 대한 방법을 제시한다.

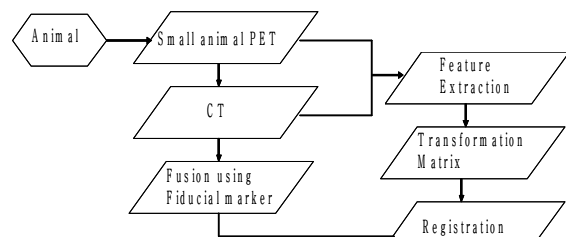


그림 1. 제시된 정합 방법의 전체 흐름도
Fig 1. Flowchart of proposed registration method

II. 소동물 PET과 CT 영상획득

2.1 하드웨어 정합 방법

서로 다른 장비에서 동일한 위치의 정보를 획득하기 위하여 그림 2와 같이 아크릴 재질의 소동물 가이드를 설계 제작하였다. 소동물 가이드는 동물의 크기에 따라 각각 양쪽의 앞발과 양쪽의 뒷발을 고정할 수 있도록 2 mm의 구멍과 가이드 역할을 할 수 있는 기둥으로 각 실험전 동물을 마취시키고 엎드린 상태에서 동물을 펴서 고정하였다. 고정시 머리의 고정은 고려하지 않았으며 방사능을 내는 선원을 삽입할 수 있는 구멍을 영상기기의 획득 범위(Field of View, FOV)를 벗어나지 않는 가장자리 부분에 뚫어 소동물 PET 영상 획득 시는 동물의 주사량에 1%에 해당하는 선원을 주입하여 기준마크로 사용하였다.

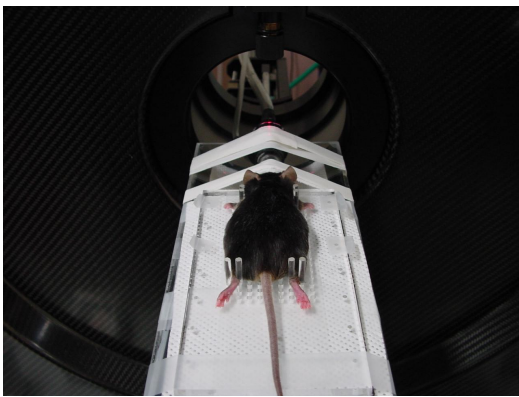


그림 2. 하드웨어 정합을 위한 소동물 가이드 설계 및 제작
Fig 2. Small animal guide design of hardware registration

구멍에 주사한 방사선위치는 그림 3의 두 번째 행의 기능영상과 같이 표현되었으며, CT 영상획득시에는 아크릴의 구멍이 그림 3의 첫 번째 행에 형태학적인 영상처럼 구분되어 보임으로 별도의 작업은 수행하지 않았다.

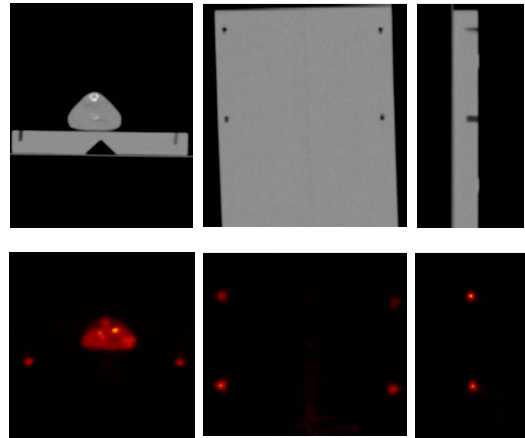


그림 3. 하드웨어 정합을 위한 기준마크 영상, 첫 번째 행은 CT 영상이고 두 번째 행은 소동물 PET 영상이다.

Fig 3. Fiducial marker image of hardware registration. First row is CT acquisition image and second row is small animal PET image.

2.2 소동물 PET 영상 획득 및 분석

소동물(마우스)에 2-Deoxy-2-[F-18]fluoro-D-glucose (^{18}F FDG) 주사 후 생체 내에 분포되는 60 분후부터 소동물에서 방출되는 양과 기계의 특성을 고려하여 20 분간의 ^{18}F FDG 정적 영상을 Lutetium Oxyorthosilicate (LSO) 섬광결정에 광전자증배관(Position Sensitive Photomultiplier Tube, PSPMT)을 가지고 있는 microPET R4 (Concorde Microsystems, Knoxville TN) 스캐너를 이용하여 획득하였다[12]. 양전자방출단층촬영장치(Positron Emission Tomography, PET)는 양전자방출 방사성동위원소에서 양전자방출 후 이 양전자가 전자를 만나서 소멸반응(annihilation process)이 일어나면서 180도 방향으로 방출된 각 에너지를 갖는 두 쌍의 감마선을 검출하여 영상으로 구성하는 기기이다. 두 쌍의 감마선은 동시회로(coincidence circuit)를 이용하여 각 검출기에 도달한 감마선만을 선택하여 방출 위치를 계산하거나 유효 감마선만을 추출한다. microPET 스캐너는 30개의 검출기 모듈로 이루어져있으며 민감도는 0.56%, 스캐너 중앙에서의 공간분해능은 2 mm 해상도를 가진다. 중앙을 벗어날수록 공간분해능은 원형의 검출기에서 나타나는 DOI (Depth of Interaction) 때문에 해상도가 떨어진다. 획득된 영상의 크기는 128 X 128 X 63이며 복셀(voxel)의 크기는 0.845 X 0.845 X 1.2115 mm이다. 영상 획득전 그림 2와 같이 동물을 반듯이 펴서 엎드린 자세로 위치시키고 다음의 조건으로 영상을 획득하였다. 영상 획득 조건은 350~750 keV 에너지 창과 6 ns 시간 창으로 설정데이터를 획득하였으며, 3차원의

Line of Response (LOR) 정보를 2차원으로 만들기 위하여 3 span과 31 ring difference로 설정하여 각각의 단면(slice)을 획득하였다. 획득된 데이터는 위치정보와 시간정보를 가지는 리스트모드(list-mode) 데이터이며 Fourier Rebinning (FRB) 방법을 사용하여 사노그램(sinogram)으로 변환 후 4 번의 반복횟수를 가지는 Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM) 알고리즘으로[13] 영상을 재구성하여 microPET에서 제공하는 영상 표현 소프트웨어인 ASIpro (Concorde Microsystems Inc, Knoxville, TN)를 이용하여 그림 4와 같이 각각의 위치에서(Transaxial slice (x-y plane), Coronal slice (x-z plane), Sagittal Slice (y-z plane)) 영상을 확인하였다.

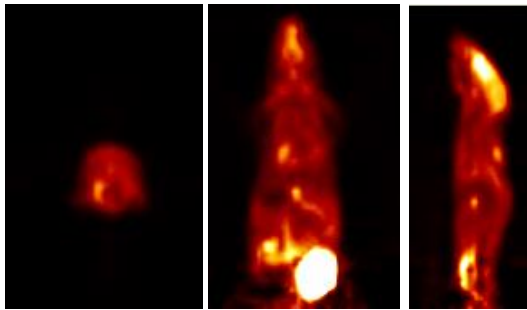


그림 4. 소동물 PET 으로부터 획득된 마우스의 기능적 정보 영상
Fig 4. Functional information image of a mouse obtained from small animal PET (Transaxial slice, Coronal slice, Sagittal Slice)

획득된 [¹⁸F]FDG 소동물 PET 영상을 정상 혈중 포도당 농도로 정규화하기 위하여 [¹⁸F]FDG 소동물 PET 영상 획득 후 마우스의 혈액을 채취하여 포도당 농도를 측정하였으며, 관심 영역(Region of Interest, ROI)의 포도당 표준 섭취 계수(glucose standard uptake value, SUV_G)는 획득된 영상에서 다음과 같은 식으로 획득하였다[14].

$$SUV_G = \frac{SUV \times \text{blood glucose (mmol/L)}}{5.55 \text{ mmol/L}} \quad (1)$$

$$SUV = \frac{\text{tissue concentration (MBq/mL)}}{\text{injected dose (MBq)} / \text{body weight (g)}}$$

식 (1)에서 SUV_G는 5.55 mmol/L (100 mg/dL)의 정상 혈중 포도당 농도로 정규화 하였다. 관심영역 대 배경비(Lung to background ratio, L/B)는 SUV_G 영상에 대하여 연부조직의 방사능 섭취 농도에 오른쪽 폐 영역에 대한 섭취 농도를 각각 0.2 cm³의 ROI를 설정하여 얻은 값으로 나누어 계산하였다.

2.3 CT 영상 획득 및 분석

기능영상은 생체 내에서 일어나는 생물학적 현상에 대한 정보를 제공하지만, 방사성핵종이 축적된 부위의 정확한 위치를 알기 위한 해부학적 정보를 충분히 제공하지 못한다. 또한 감마선의 감쇠와 산란, 제한된 공간분해능은 기능 영상의 정량화 연구를 어렵게 한다. 따라서 2차원 엑스선 검출기로 구성된 CT 영상을 획득하였다. 획득된 CT 영상은 그림 5와 같으며 이 소동물 CT 영상은 GE Discovery LS PET/CT 스캐너의 Lightspeed Pluse CT를 이용하여 9.6 FOV에서 80 kV, 60 mA, 1.2115 mm 간격으로 샘플링 하여 획득 후 detail 필터를 사용하여 영상을 재구성하였다. 재구성된 CT 영상의 크기는 512 X512X76 이고, 복셀의 사이즈는 0.0187X0.0187X0.125 mm 이다.

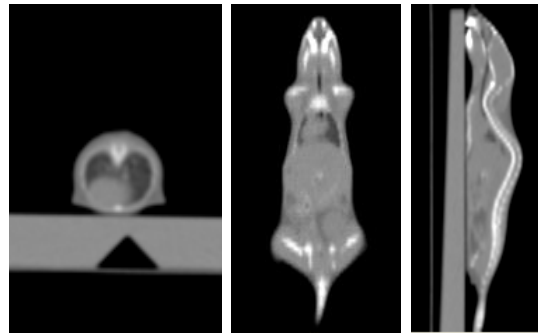


그림 5. CT로부터 획득된 마우스의 해부학적 정보 영상
Fig 5. Anatomic information image of a mouse obtained from CT (Transaxial slice, Coronal slice, Sagittal Slice)

III. PET과 CT 영상의 정합 방법

3.1 PET과 CT 영상의 정합 과정

서로 다른 장비에서 획득된 PET 과 CT 영상을 정합하기 위하여 그림 1과 같이 하드웨어 융합을 선행하여 하드웨어 정합 영상을 획득하였다. 획득된 하드웨어 정합 영상과 각 영상에서 추출한 특징정보를 이용하여 소프트웨어 정합을 수행하였다.

3.2 PET과 CT 영상의 불일치 개선을 위한 하드웨어 영상 정합

서로 다른 장비에서 동일한 위치의 영상을 획득하기 위하여 그림 2와 같이 아크릴 재질의 소동물 가이드를 설계 제작하여 소동물을 위치시키고 마취상태에서 영상을 획득하기 때문에 가이드위의 소동물은 같은 위치라는 가정 하에 그림 3과 같이 CT (그림 3의 첫 번째 행)와 소동물 PET (그림 3의 두 번째 행) 영상을 획득하였다. 서로 다른 기종에서 획득된 영상을 하드웨어 정합시키기 위하여 UCLA 그룹에서 개발하여 프리웨어로 공급하는 AMIDE (Amide's a Medical Image Data Examiner) 소프트웨어를 이용하여 하드웨어 정합을 그림 6와 같이 시도하였다[15]. [¹⁸F]FDG 소동물 PET 영상 획득 전 FOV를 벗어나지 않는 범위내 마우스에 투여한 [¹⁸F]FDG 방사능 양의 1%를 주입한 4개의 기준점에 그림 6에서와 같이 기준마크(십자가)를 설정하여 정합하였다. 그림 6의 첫 번째 행은 CT 영상으로 아크릴의 구멍깊이를 고려하여 각 단면에서 기준마크를 설정하였으며, 그림 6의 두 번째 행인 소동물 PET 영상에서는 구멍에 떨어뜨린 한 방울의 양이 한점으로 표시되어 각 점에 대하여 기준마크를 설정하였다.

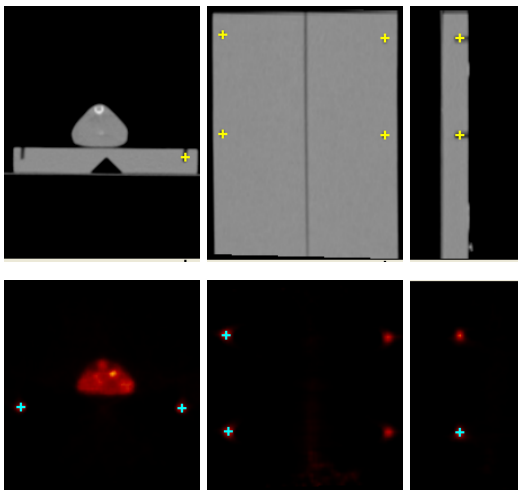


그림 6. 하드웨어 정합을 위한 소프트웨어 기준 마크(십자가) 설정 영상
Fig 6. Software fiducial marker (cross) display image for hardware registration

3.3 CT 영상을 이용한 특징 추출

이기종간 영상의 융합 및 정합을 위하여 각 영상에서 특징을 추출하여 변환행렬로 사용하였다. 소동물 PET 영상에

서 (그림 7의 두 번째 열) 두개의 임계값(Threshold)을 이용하여 폐 영역을 추출하고자 하였다. 그러나 그림 7에서와 같이 PET 영상의 특성상 정확한 폐 영역을 찾아내기가 힘들지만 배경과 소동물 영상의 차이는 재구성방법 (OSEM)의 특성상 현저한 차이를 보임으로 윤곽선을 추출하기에는 용이하다. PET 영상은 해부학적인 정보를 가지고 있지 않고 기능적인 정보를 영상화하였기 때문에 각 장기별 구분이 명확하지 못하다. 따라서 각 장기별 해부학적 정보를 제공하는 CT 영상을 이용하여 그림 7의 첫 번째 열에서와 같이 두개의 임계값을 이용하여 윤곽선 부분과 폐 영역을 정확히 구분하였다.

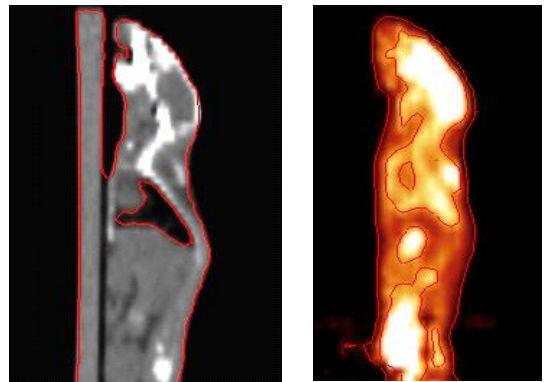


그림 7. CT와 소동물 PET 영상에서 폐 영역과 윤곽선 추출
Fig 7. Lung region and contour extraction in CT and small animal PET image

영상 융합 및 정합의 불일치 부분을 해결하기 위하여 하드웨어 정합시 사용된 기준마크의 오차를 줄이기 위한 방법으로 CT에서 획득한 폐 영역과 윤곽선 그리고 소동물 PET 영상에서 획득된 윤곽선 정보를 이용하여 비율과 회전과 이동정보를 가지는 어핀 (affine) 변환 행렬을 다음과 같이 두 영상을 적용하였다.

$$p'_i = sRp_i + T \dots\dots\dots (2)$$

식 (2)에서 { p'_i }와 { p_i }, $i = 1, \dots, n$ 는 각 영상의 위치 값이며, s 는 비율에 대한 변환행렬이고, R 은 회전에 대한 변환 행렬이며, T 는 이동에 대한 변환행렬이다.

획득된 정보를 가지고 오차제곱합 방법을 이용하여 영상을 정합하였다. 오차 제곱합 (sum of squared errors, SSE) 방법은 다음식과 같다.

$$SSE = \sum_{i=1}^n |p'_i - (sRp_i + T)|^2 \dots\dots\dots (3)$$

IV. 실험 결과

4.1 소동물 가이드를 이용한 하드웨어 정합

그림 2에서와 같이 제작된 소동물 가이드를 이용하여 서로 다른 기기인 CT와 소동물 PET에서 획득한 영상을 융합한 소동물 PET 영상의 복셀 사이즈에 맞추어 CT영상을 변환하여 그림 8과 같이 융합하여 3차원으로 표현하였다. 융합된 그림 8 영상에서와 같이 두 영상의 크기는 같아졌으나 각 기기의 영상획득 범위가 다르고 물리적으로 독립된 기기에서 영상을 획득하였으므로 두 영상은 서로 일치하지 않는다.

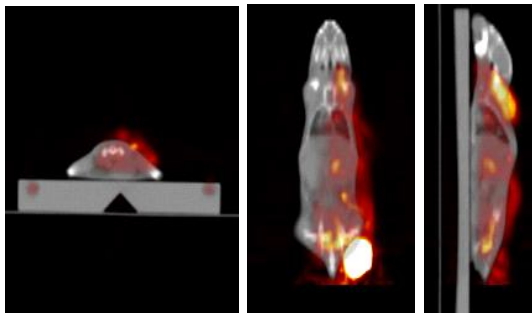


그림 8. 영상 정합 전 CT 와 소동물 PET 영상의 융합영상
Fig 8. CT and small animal PET fusion image before image registration

그림 9에서는 그림 6에서와 같이 설정된 기준마크 정보를 이용하여 정합을 수행하였을 때 그림 8에 비해 두 영상이 많이 일치하는 것을 확인 할 수 있다. 그러나 소동물 PET 영상만으로 구분하기 어려운 하드리아안 글랜드와 뇌 부분의 경계가 명확하지 못하고, 소동물 PET에서 구분되어지는 심장, 방광의 위치를 CT 영상과 비교하였을 때 서로 일치하지 않는 것을 확인할 수 있다.

그림 9에서와 같이 하드웨어 정합을 위한 가이드 정보만으로도 서로 다른 기기에서 획득된 영상의 정합에 유용하게 사용할 수 있을 것으로 판단되며, 그림 2에서와 같이 좌, 우의 가이드뿐만 아니라 소동물의 볼륨을 동일하게 한다면

하드웨어 정합만으로도 두 영상의 정합에 많은 도움이 될 것이다.

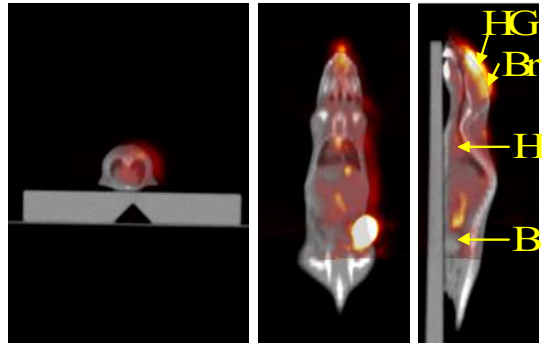


그림 9. 하드웨어 기준마크를 이용한 영상 정합(B: 방광, H: 심장, Br: 뇌, HG: 하드리아안글랜드)
Fig 9. Image registration using hardware fiducial marker (B: Bladder, H: Heart, Br: Brain, HG: Hadrian Gland)

4.2 소동물 PET/CT 영상 정합

그림 10은 그림 9에서와 같이 하드웨어 정합한 영상을 가지고 그림 10의 첫 번째 열에서와 같이 CT 영상에서 특징추출 후 추출된 정보를 이용하여 그림 10의 두 번째 열의 소동물 PET 영상과 정합한 결과를 그림 10의 세 번째 열에 나타내었다. 그림 10의 각 행은 같은 영상에서 단면을 다르게 하여 표현하였다. 그림 10에서와 같이 정합후 영상을 분석하면, 소동물 PET에서 명확히 구분되지 않은 영역이 폐 영역과 척추 부분이 명확히 구분됨으로써 폐 영역에 종양이 있음을 확인할 수 있다.

V. 결론 및 향후 과제

본 연구에서는 소동물 생체내 실험시 서로 다른 기기에서 획득된 영상의 융합 및 정합을 위한 방법을 하드웨어 정합후 획득된 영상을 기반으로 특징 추출하여 얻은 정보를 이용하여 두 영상간의 정합을 제안하였다. 서로 다른 기기에서 동일한 위치의 영상을 획득하기 위하여 아크릴 재질의 소동물 가이드를 설계 제작하여 위치시키고 PET과 CT 영상을 획득하였다.

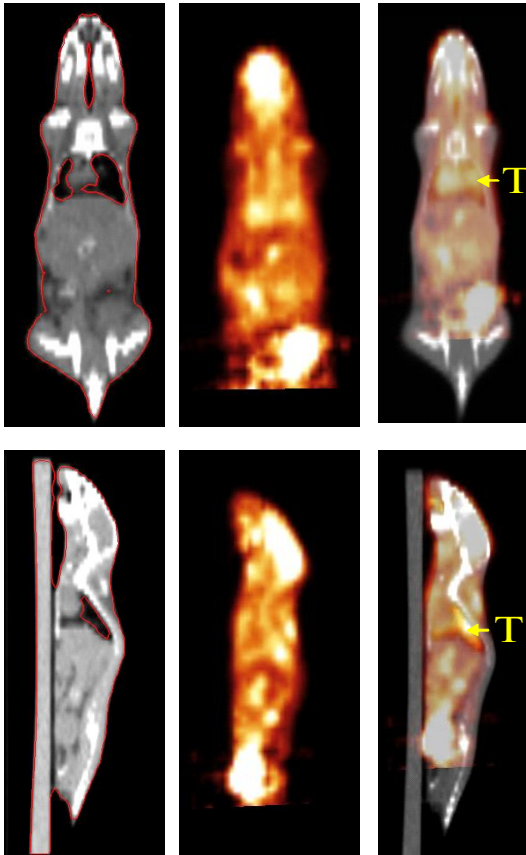


그림 10. 정합된 소동물 PET/CT 영상 (T: 종양)
 Fig 10. Coronal (first row) and Sagittal slices (second row) of registered small animal PET/CT image (third column) (T: Tumor)

소동물 가이드는 소동물 마취후 각 장기의 위치를 반듯이 정렬하기에 유용하게 사용될 것으로 기대되며, 현재의 좌, 우 가이드 뿐만 아니라 상, 하의 가이드 역할을 할 수 있는 기능을 추가한다면 더욱더 정확한 정합을 구현할 수 있을 것이다. 또한 소동물 PET 영상획득시 기준마크로 제공되는 선원의 위치가 영상획득 기기의 FOV를 벗어나지 않고 소동물의 영상에 영향을 주지 않게 예비 스캔후 영상을 획득하여야 할 것이다. 제시된 방법은 소동물 PET 영상과 다른 단면에 표현되므로써 소동물 PET 영상에 영향을 주지 않고 표현할 수 있는 장점을 가지고 있다. 그림 6에서와 같이 기준마크가 한 단면에 모두 표현되지 않는 것은 영상획득시 수평으로 반듯하게 위치시키기 어렵기 때문에 획득된 영상에서 기준마크를 표현하면 모든 단면에 표현하는 것은 불가능하다.

제시된 방법에서는 소동물 PET 영상에서 폐 영역을 정확히 찾아내는 어려움이 있어 해부학적 정보를 제공하는 CT 영상의 정보에 의존적으로 구현되었다. 그러나 소동물 PET 영상의 특성을 충분히 분석하여 비교적 쉬운 폐 영역을 추출하는 알고리즘을 개발한다면 더욱더 정확한 정합을 구현할 수 있을 것이다. 그림 10에서와 같이 소동물 PET 영상에서 폐 영역을 구분할때에는 폐 종양에 대한 정보 또한 고려하여야 할 것이다. 그림 10에서와 같이 폐 영역의 종양은 해부학적인 정보를 가지는 영상과의 정합을 통하여 종양의 유무 판단에 획기적인 도움이 된다. 앞으로 각장비의 일체형시스템의 개발이 가속화되면서 두 영상간의 융합 및 정합 기술은 더욱더 중요한 요소로 작용될 것이며 영상의 특성을 고려한 기술이 계속 발전되어야 할 것이다. 또한 이러한 기술은 병원 뿐만 아니라, 전임상 연구를 필요로 하는 모든 연구 분야에서 다양하게 사용될 것으로 기대된다. 제시된 방법을 통하여 일체형이 아닌 이기종간의 영상을 정합하여 분석할 수 있어 고가의 일체형장비가 없어도 융합형 소동물 생체정보를 분석하는데 도움이 될 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] Devita V.T, Hellman S, Rosenberg S.A. "Cancer principles and practice of oncology." 5th ed. New York: Lippincott-Raven, pp. 674-679, 1997.
- [2] Waber S, Bauer A. "Small animal PET: aspects of performance assessment." Eur J Nucl Med Mol Imaging, Vol. 31, pp. 1545-1555, 2004.
- [3] Knoess C, Siegel S, Smith A, Newport D, Richerzhagen N, Winkeler A, et al. "Performance evaluation of the microPET R4 PET scanner for rodents." Eur J Nucl Med Mol Imaging, Vol. 30, pp. 737-747, 2003.
- [4] Chow P.L, Rannou F.R and Chatziioannou A.F, "Attenuation correction for small PET tomographs." Phys Med Biol, Vol. 50, pp. 1837-1850, 2005
- [5] Zaidi H and Hasegawa B, "Determination of

- the attenuation map in emission tomography.", J Nucl Med, Vol. 44, pp. 291-315, 2003
- [6] Chow P.L, Rannou F.R and Chatziioannou A.F, "Attenuation correction for a 3D small animal PET tomograph, using x-ray microCT.", Molecular Imaging and Biology, Vol. 4, pp S17, 2002
- [7] Jan M-L, Chuang K-S, Chen G-W, Ni Y-C, Chen S, Chang C-H, Wu J, Lee T-W and Fu Y-K, "A three-dimensional registration method for automated fusion of micro PET-CT-SPECT whole-body images", IEEE Trans. Med. Imaging, Vol 24, pp. 886-893, 2005
- [8] M. Tatsumi, Y. Nakamoto, B. Traughber, L. T. Marshall, J.F. Geschwind, R. L. Wahl, "Initial experience in small animal tumor imaging with a clinical positron emission tomography/computed tomography scanner using 2-[F-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose," Can Res, Vol 63(19), pp. 6252-6257, 2003
- [9] Maintz T.B.A, Van den Elsen P.A and Veirgever M.A, "3D multimodality medical image registration using morphological tools.", Image Vis. Comput, Vol 19, pp. 53-62, 2001
- [10] Lavelly W.C, Scarfone C, Cevikalp H, Li R, Byme D.W, Cmelak A.J, Dawant B, Price R.R, Hallahan D.E and Fitzpatrick J.M, "Phantom validation of coregistration of PET and CT for image-guided radiotherapy, Med. Phys., Vol. 31, pp. 1092-92, 2004
- [11] Chow, P.L, Stout, D.B, Komisopoulou. E and Chatziioannou, A.F, "A method of image registration for small animal, multi-modality imaging", Phys. Med. Biol, Vol 51, pp. 379-390, 2006
- [12] C. Knoess, S. Siegel, A. Smith, D. Newport, N. Richerzhagen, A. Winkeler, A. Jacobs, R. N. Goble, R. Graf, K. Wienhard, W. D. Heiss, "Performane evaluation of the MicroPET R4 PET scanner for rodents", Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging, Vol 30(5), pp. 737-747, 2003
- [13] H. M. Hudson and R. S. Larkin, "Accelerated Image Reconstruction Using Ordered Subsets of Projection Data", IEEE Trans Med Imag, Vol. 13, pp. 601-609, 1994.
- [14] Paquet N, Albert A, Foidart J, Hustinx R. "Within-patient variability of (18)F-FDG: standardized uptake values in normal tissues." J Nucl Med, Vol. 45, pp. 784-788, 2004
- [15] Loening A.M and Gambhir S.S, "AMIDE: a free software tool for multimodality medical image analysis", Mol. Imaging, Vol. 2, pp 131-137, 2003

저 자 소 개



우 상 근

2003년 8월 : 건국대학교 컴퓨터정
보통신공학박사

관심분야 : 의료영상처리, 의료영상기
기, 분자영상처리



김 지 현

1978년 : 이화여자대학교 문리대학
수학과

1994년 : 단국대학교 전자정보전공
석사

1997년 : 정보관리 기술사

2005년 : 단국대학교 전산통계학과
컴퓨터학전공(이학박사)

1998년~현재 : 서일대학 소프트웨어
과 조교수

관심 분야 : 소프트웨어 공학, 영상
처리, 품질 관리