

유방암 환자의 감시림프절 생검을 위한 림프신티그라피와 실사영상의 합성

정창부¹, 김광기¹, 김태성², 김석기²

¹국립암센터 기초실험화학연구부 의공학연구과

²국립암센터 진단검사센터 핵의학과

Image Fusion of Lymphoscintigraphy and Real images for Sentinel Lymph Node Biopsy in Breast Cancer Patients

Chang Bu Jeong¹, Kwang Gi Kim¹, Tae Sung², Seok Ki Kim²

¹Biomedical Engineering Branch, Division of Basic & Applied Sciences, National Cancer Center, Korea

²Department of Nuclear Medicine and Research Institute, National Cancer Center, Korea

(Received October 8, 2009. Accepted April 6, 2010)

Abstract

This paper presents a method that registers a lymphoscintigraphy to the real image captured by a CMOS camera, which helps surgeons to easily and precisely detect sentinel lymph nodes for sentinel lymph node biopsy in breast cancer patients. The proposed method consists of two steps: pre-matching and image registration. In the first step, we localize fiducial markers in a lymphoscintigraphy and a real image of a four quadrant bar phantom by using image processing techniques, and then determines perspective transformation parameters by matching with the corresponding marker points. In the second step, we register a lymphoscintigraphy to a real images of patients by using the perspective transformation of pre-matching. To examine the accuracy of the proposed method, we conducted an experiment with a chest mock-up with radioactive markers. As a result, the euclidean distance between corresponding markers was less than 3mm. In conclusion, the present method can be used to accurately align lymphoscintigraphy and real images of patients without attached markers to patients, and then provide useful anatomical information on sentinel lymph node biopsy.

Key words : breast cancer, sentinel lymph node biopsy, lymphoscintigraphy, real image, image registration

1. 서론

유방암 환자에서 액와림프절(axillary lymph node)의 전이 여부는 환자의 병기, 예후, 수술후 항암치료의 필요 여부와 밀접한 관계가 있고 나아가 환자의 생존율과 밀접한 관련이 있다. 만약 액와림프절에 암세포가 전이되었다면 유방절제술과 더불어 전체 액와림프절 절제술을 통해 가능한 모든 유방암을 제거함으로써 재발 및 원격전이를 줄일 수 있다는 개념하에 액와림프절 절제술은 유방암 수술에서 표준 술식이었다. 그러나 액와림프절 전체를 절제하면 전이된 림프절과 함께 정상 림프절도 절제되기 때문

에 림프부종, 신경손상, 견관절 운동장애 등과 같이 장기간 환자 삶의 질을 악화시키는 합병증이 훨씬 증가한다. 최근에는 진단기기의 발전과 정기검진의 확대 등으로 유방암의 조기 발견이 가능해지면서 액와림프절 전이가 없는 조기 유방암 환자의 비율이 증가하고 있다. 따라서 무조건 액와림프절을 모두 절제하는 것이 아니라 수술전 혹은 수술중에 액와림프절의 전이유무를 미리 확인하고 림프절 절제술의 범위를 줄이는 것이 최근의 추세이다.

감시림프절(sentinel lymph node)이란 암으로부터 주변 림프절로 전이가 일어날 때 암세포가 최초로 전이되는 림프절이다. 감시림프절에 전이가 없었다면 감시림프절 이후의 림프절에도 역시 전이가 없는 것으로 간주하고, 만약 전이가 있다면 이후 림프절 전체에 전이가 있을 가능성이 있다고 간주한다. 감시림프절의 전이유무는 간단한 수술 술식으로 떼어내 병리검사를 시행하면 확인이 가능하지만, 먼저 정확한 감시림프절의 생검이 선행되어야 한다. 감시림

Corresponding Author : 김석기
(410-769)경기도 고양시 일산동구 정발산로 111 국립암센터
Tel : +82-31-920-1731 / Fax : +82-31-920-0179
E-mail : skkim@ncc.re.kr

본 연구는 학술진흥재단의 기초연구사업(2007-313-D00969) 및 교육과학기술부의 미래유망 융합기술 파이오니어사업(2009-0081525)으로부터 지원받아 수행되었습니다.

프절을 검출하는 방법은 일반적으로 생체 염료를 이용하는 방법 (청색소 단독법)과 방사선 동위원소를 이용하는 방법이 있다[1].

생체 염료를 이용하는 방법은 유륜부 주위에 생체 염료 (isosulfan blue, methylene blue 등) 용액을 주입하고, 액와부를 절개하여 염색된 림프의 흐름을 따라 감시림프절을 찾는다. 반면에 방사선 동위원소를 이용하는 방법은 생체 염료 대신에 방사선 동위원소(^{99m}Tc Tin colloid, ^{99m}Tc Phytate 등)를 유륜주위에 피하주사한 후 림프신티그래피(lymphoscintigraphy)를 촬영하고, 수술실에서 감마선 검출기(Navigator GPS, Tyco Health Care, MA USA)를 사용하여 감시림프절의 위치를 확인한 후에 생검을 시행한다. 전자에 비해 후자의 방법이 감시림프절의 대략적인 위치를 액와부 절개 전에 알 수 있기 때문에 최소한의 절개가 가능하다. 최근에는 두 방법을 병합한 병합법이 감시림프절 생검 술식으로 시행되고 있다. 그 이유는 감시림프절의 탐지 실패가 전자는 17.2%, 후자는 6.7%, 두 방법을 병합한 병합법은 3.5%로 병합법이 가장 낮은 탐지 실패율을 보였기 때문이다[1].

감마카메라로 촬영된 림프신티그래피는 감시림프절의 국소적 방사성교질의 섭취 여부, 배액되는 림프관의 유무, 관찰되는 림프절의 수 등 여러 목적으로 활용되고 있다. 하지만 림프신티그래피는 환자의 해부학적 정보가 없기 때문에 생검에 필요한 감시림프절의 위치를 확인하기에는 한계가 있다. 수술실에서는 림프신티그래피 영상에서 감시림프절에 방사성교질이 잘 분포하는가와 대략적인 위치를 육안으로 확인하고, 실제 감시림프절의 위치는 감마선 검출기의 소리와 감마선 검출 수치만을 이용하여 검출한다. 감마선 검출기를 이용하는 방법은 감마선에 매우 민감하여 신뢰도는 높지만, 수술자가 맹검적으로 감시림프절을 찾아야 하기 때문에 평균적으로 수술시간이 길어지는데 비숙련자의 경우에는 더욱

그렇다. 따라서 방사성교질이 분포된 감시림프절이 수술시야의 환자영상에 정합되어 표시된다면 수술자가 감시림프절을 보다 쉽고 정확하게 찾아낼 수 있다[1-3].

본 연구에서는 유방암 환자의 감시림프절 생검에서 수술자가 보다 편리하고 정확하게 감시림프절의 위치를 확인할 수 있도록 환자의 림프신티그래피와 실사영상을 합성하는 방법을 제안하였다. 즉, 환자의 림프신티그래피를 실사영상에 정합한 합성영상을 수술자에게 제공함으로써 수술자가 환자의 감시림프절 위치를 찾는 데 도움을 주기 위함이다.

II. 재료 및 방법

A. 림프신티그래피 영상과 CMOS 카메라영상 획득

본 연구에서는 유방암 초기 환자들을 대상으로 림프신티그래피의 영상과 실사영상을 수집하였다. 림프신티그래피의 영상은 ^{99m}Tc-Phytate의 0.15cc를 유륜 주위에 피하주사하고 1~3분간 마사지 한 뒤, 고해상도 평행조준기가 장착된 이중 헤드 감마카메라 (SIEMENS, Symbia E)를 이용하여 촬영되었으며, 픽셀 간격 (pixel spacing)은 4.795mm× 4.795mm, 해상도는 128×128의 16 비트 그레이스케일 영상이다. 반면에 실사영상은 위의 림프신티그래피 영상을 촬영하기 전에 환자의 정면에 고정된 CMOS 카메라 (HVR-2300R, HyVISION System, KOREA)로 촬영되었으며, 1500×1125 해상도의 RGB 컬러영상이다.

감마카메라와 CMOS 카메라는 림프신티그래피와 실사영상의 촬영시간 차에 의한 환자의 자세 변화를 최소화하기 위하여 그림 1의 (a)처럼 감마카메라가 설치된 공간에 CMOS 카메라(HVR-2300R, HyVISION System, KOREA)를 설치하였다. 림프신티

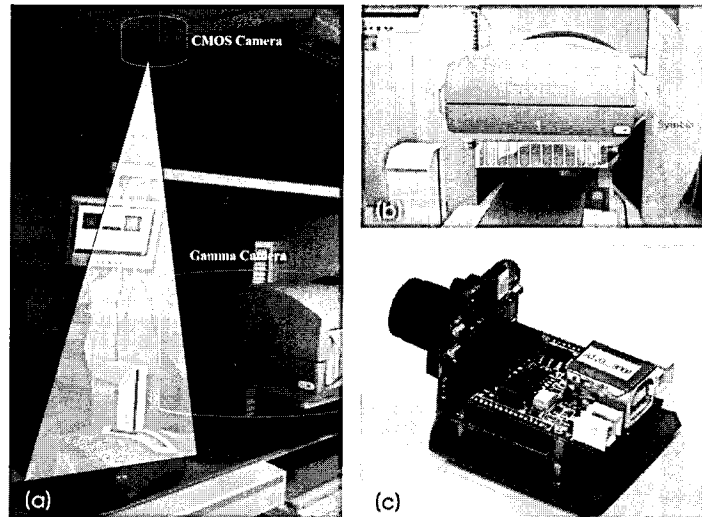


그림 1. 제안된 방법의 프로토타입 사진. (a) 감마카메라와 CMOS 카메라의 설치환경과 CMOS 카메라가 실사영상을 획득하는 방법, (b) 감마카메라가 림프신티그래피를 촬영하는 방법, (c) CMOS 카메라의 확대사진.
 Fig. 1. Photos of the prototype setup. (a) The setup of the CMOS camera and the gamma camera used in the experiment, and how to acquire the real image by the CMOS camera, (b) how to acquire a lymphoscintigraphy by the gamma camera, and (c) the enlarged picture of CMOS camera.

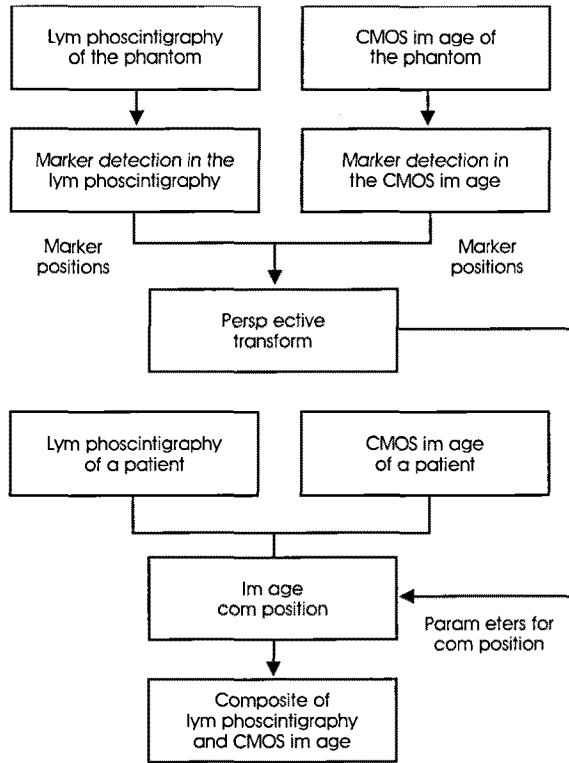


그림 2. 림포신티그래피와 실사영상의 합성 알고리즘
 Fig. 2. The algorithm of image fusion for lymphoscintigraphy and real image

그라피와 실사영상을 촬영하는 방법은 그림 1의 (a)와 같이 감마 카메라 검사대에 누운 환자가 자세를 고정하면 실사영상을 촬영하고 바로 (b)처럼 감마카메라로 이동하여 림포신티그래피를 촬영한다. 실사영상과 림포신티그래피의 촬영 간격이 보통 3초 이내이기 때문에 환자의 자세 변화는 없다고 가정한다. 그림 1의 (b)는 인체 모형을 대상으로 림포신티그래피를 촬영하는 장면으로 (a)의 CMOS 카메라가 영상을 획득하는 방법과는 다르게 수직인 평행 투사에 의한 영상 획득을 보여주고 있으며, (c)는 (a)의 CMOS 카메라를 확대한 것이다.

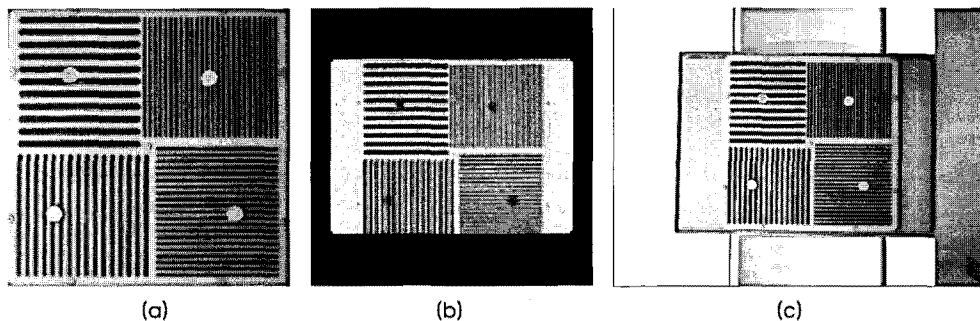


그림 3. (a) 사전매칭에 활용되는 마커가 부착된 감마카메라용 팬텀, (b) 림포신티그램 영상, (c) CMOS 카메라로 촬영한 실사영상
 Fig. 3. (a) Four-quadrant bar phantom with makers used for pre-matching, (b) a lymphoscintigram image, and (c) a real image captured by CMOS camera.

B. 림포신티그래피와 실사영상의 합성 알고리즘

림포신티그래피와 실사영상의 합성에는 멀티모달(multimodal) 정합이 필요하다. 멀티모달 정합과정에서 변환식을 구하는 방법은 크게 두 가지가 있다. 첫 번째 방법은 영역(area)을 기반으로 하는 방법이고, 두 번째 방법은 특징점(feature)을 기반으로 하는 방법인데 림포신티그래피의 특성 때문에 특징점으로 마커를 이용한 방법을 적용하였다[4]. 그러나 본 연구에서는 마커에 대한 환자의 거부감을 없애기 위하여 환자에게 직접 마커를 부착하는 대신에 감마카메라용 팬텀(four-quadrant bar phantom)을 이용한 사전 정합을 수행하고, 실제 두 영상의 합성은 사전 정합에서 계산된 변환 파라미터를 적용함으로써 수행된다. 그리고 정합을 위한 변환 계산 방법으로는 어파인(affine) 변환, 투영(projective) 변환, 원근(perspective) 변환 등이 있는데, 실사영상에 발생하는 원근 왜곡(perspective distortion)을 보정하여 정확한 정합을 위해 원근 변환을 적용하였다[4]. 그림 2는 림포신티그래피와 실사영상의 합성 알고리즘을 블록 다이어그램으로 도식화한 것이다.

(1) 팬텀을 이용한 사전매칭

팬텀을 이용한 사전매칭에서는 마커를 부착한 감마카메라용 팬텀의 림포신티그래피와 실사영상에 대하여 각각의 영상처리를 수행함으로써 마커의 위치를 검출하고, 림포신티그래피의 마커 중심 위치가 대응되는 실사영상의 마커 중심 위치로 정합시키는 원근변환(perspective transform)의 파라미터를 계산한다. 이때 평행 투영되는 감마카메라와는 달리 실사카메라는 원근 투영되기 때문에 팬텀과 실사카메라간의 거리, 즉 감시림프절과 실사카메라간의 거리 정보가 중요하다. 그러나 감시림프절과 실사카메라간의 거리 정보를 계산하는 것은 어렵기 때문에 일반적인 환자의 감시림프절 정보를 이용하였다. 환자가 검사대에 누운 상태에서 검사대로부터의 감시림프절 높이만큼 팬텀의 높이를 조정하였다.

1) 림포신티그래피에서의 마커 검출

림포신티그래피는 그레이스케일의 저해상도(128×128) 영상 이면서 각 마커가 팬텀의 바 사이에 위치하기 때문에 아래와 같은

영상처리 방법[5-6]을 이용하여 마커의 위치를 검출하였다. 그림 4는 아래의 영상처리 방법의 각 과정에 대한 결과 영상을 보여주고 있다.

- ① Gaussian smoothing
- ② Sobel edge detection(horizontal)
- ③ Huang's fuzzy thresholding
- ④ Morphology operations(opening and closing)
- ⑤ Component filtering(size and ratio)
- ⑥ Identification of marker centers

2) 실사영상에서의 마커 검출

실사영상에서 감마카메라의 팬텀에 부착된 마커는 RGB 컬러 모델보다는 HSV 컬러모델의 색상(hue) 채널에서 검출이 용이하기 때문에 아래와 같이 RGB에서 HSV로의 컬러모델 변환 등의 영상처리 방법[5-6]을 이용하여 마커의 위치를 검출하였다. 그림 5는 아래의 영상처리 과정에 대한 결과 영상을 보여주고 있다.

- ① color channel splitting (select hue channel)
- ② Huang's fuzzy thresholding
- ③ Morphology operations (opening and closing)
- ④ Component filtering (size and ratio)
- ⑤ Identification of marker centers

3) 원근변환의 파라미터 계산

림포신티그래피는 수직 방향으로 평행 투영되지만, CMOS 카메라로 촬영된 실사영상은 원근 왜곡(perspective distortion)이 발생한다. 원근변환은 이러한 왜곡을 보정하고 림포신티그래피의 마커 중심을 대응하는 실사영상의 마커 중심으로 투영할 수 있다. 림포신티그래피와 실사영상을 각각 P 와 Q 로 정의하였다면, 원근변환은 카메라 투영 모델(camera projection model)에서 유도된 식(1)처럼 영상 P 의 점 (x, y) 를 영상 Q 의 점 (x', y') 로 투영하기 위하여 8개의 파라미터를 계산해야 한다[8].

$$\begin{bmatrix} wx' \\ wy' \\ w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

P 와 Q 는 동차좌표계(homogenous coordinate)를 사용하므로 식(1)은 식(2)~(4)에 의하여 x' 와 y' 에 관한식(5)로 변환이 가능하다.

$$w = gx + hy + 1 \quad (2)$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \frac{\begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}}{\begin{bmatrix} g & h & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}} \quad (3)$$

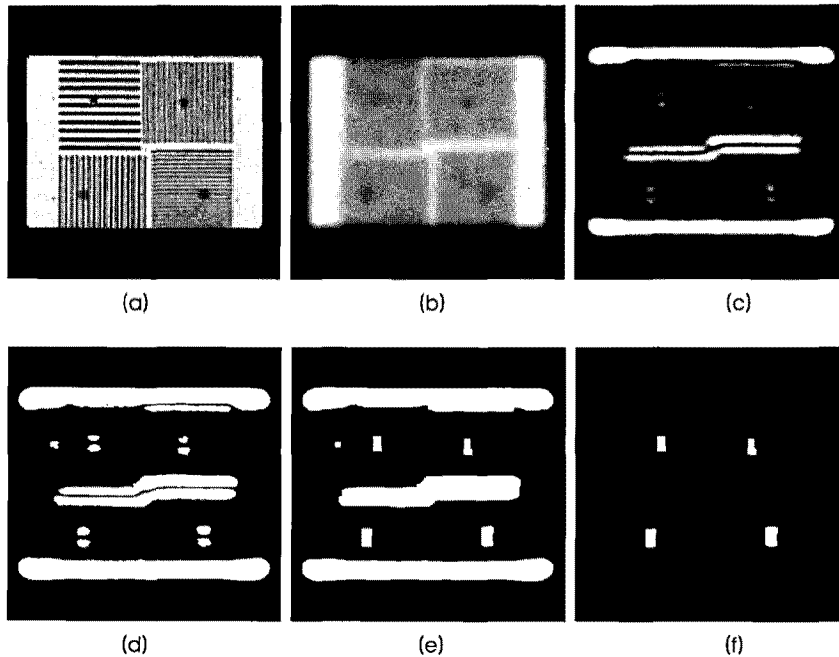


그림 4. 림포신티그래피에서 마커를 검출하는 프로세스. (a) 영상처리 이전의 림포신티그래피, (b) 가우시안 스무딩, (c) sobel 에지 검출, (d) Huang의 퍼지 이진화, (e) 모폴로지 연산, (f) 컴포넌트 필터링.

Fig. 4. The process of detection of markers in a lymphoscintigraphy of phantom.(a) Lymphoscintigraphy before image processing, (b) gaussian smoothing, (c) sobel edge detection, (d) Huang's fuzzy thresholding, (e) morphology operations, and (f) Component filtering

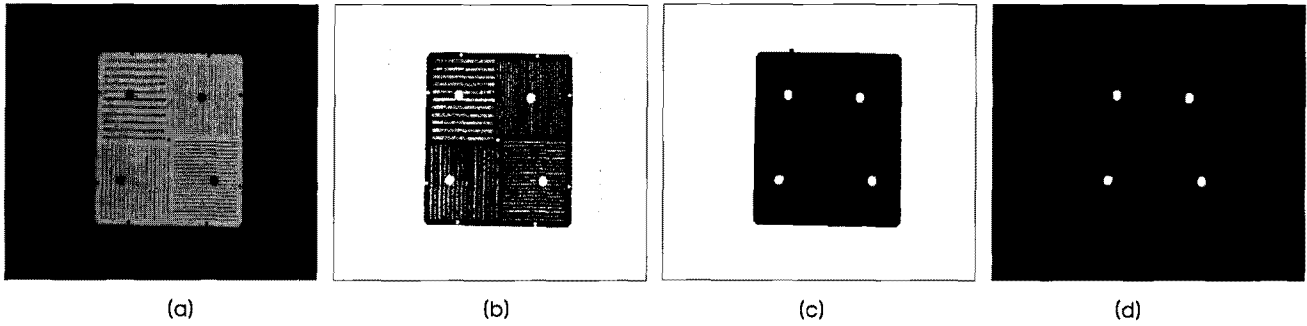


그림 5. 실사영상에서 마커를 검출하는 프로세스. (a) RGB의 실사영상에서 계산된 Hue 영상, (b) Huang의 퍼지 이진화, (c) 모폴로지 연산, (d) 컴포넌트 필터링.
 Fig. 5. The process of detection of markers in a real image of phantom. (a) Hue image of a real image, (b) Huang's fuzzy thresholding, (c) morphology operations, and (d) Component filtering.

$$x' = \frac{ax + by + c}{gx + hy + 1}, \quad y' = \frac{dx + ey + f}{gx + hy + 1} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} x' &= ax + by + c - gxx' - hx'y' \\ y' &= dx + ey + f - gxy' - hyy' \end{aligned} \quad (5)$$

변환식의 a, b, c, d, e, f, g, h 8개 파라미터를 계산하기 위해서는 4쌍의 대응점을 주어진 다. 4쌍의 대응점에 대하여 식(6)과 같은 선형방정식의 형태가 주어지고, 행렬의 역행렬 계산을 이용하여 8개의 파라미터 계산이 가능하다. 여기서 4쌍의 대응점은 림포신티그래피와 실사영상에서 각각 검출된 마커의 위치 (x_i, y_i) 와 (x'_i, y'_i) 의 4쌍을 의미한다.

$$\begin{bmatrix} x'_1 \\ y'_1 \\ x'_2 \\ y'_2 \\ x'_3 \\ y'_3 \\ x'_4 \\ y'_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_1x'_1 & -x'_1y_1 \\ 0 & 0 & 0 & x_1 & y_1 & 1 & -x_1y'_1 & -y'_1y_1 \\ x_2 & y_2 & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_2x'_2 & -x'_2y_2 \\ 0 & 0 & 0 & x_2 & y_2 & 1 & -x_2y'_2 & -y'_2y_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_4 & y_4 & 1 & 0 & 0 & 0 & -x_4x'_4 & -x'_4y_4 \\ 0 & 0 & 0 & x_4 & y_4 & 1 & -x_4y'_4 & -y'_4y_4 \end{bmatrix} \quad (6)$$

(2) 환자의 림포신티그래피와 실사영상의 정합

환자의 림포신티그래피와 실사영상의 정합은 사전매칭에서 계산된 8개의 파라미터를 기반으로 림포신티그래피를 원근 변환하여 실사영상에 정합한다. 그림 6은 사전매칭에서 사용된 팬텀의 림포신티그래피와 실사영상을 사전매칭의 원근 변환식을 이용하여 정합한 결과이다.

(3) 정합의 정확도 측정방법

림포신티그래피와 실사영상의 정합에 대한 정확도 측정은 림포신티그래피 파일(DICOM file)에 포함된 픽셀간 간격(pixel spacing) 정보와 원근변환에서 확대 배율을 고려하여 실사영상의 픽셀간 간격을 계산하고, 정합의 최종 결과인 실사영상에서 표지자 또는 감시림프절간의 유클리디안(euclidean) 거리를 이용한다. 식(7)은 실사영상의 픽셀간 간격을 계산하는 방법이다.

$$\left\{ \begin{matrix} \text{실사영상의} \\ \text{픽셀간 간격} \end{matrix} \right\} = \left\{ \begin{matrix} \text{림포신티그래피의} \\ \text{픽셀간 간격} \end{matrix} \right\} \div \left\{ \begin{matrix} \text{원근변환의} \\ \text{확대 배율} \end{matrix} \right\} \quad (7)$$

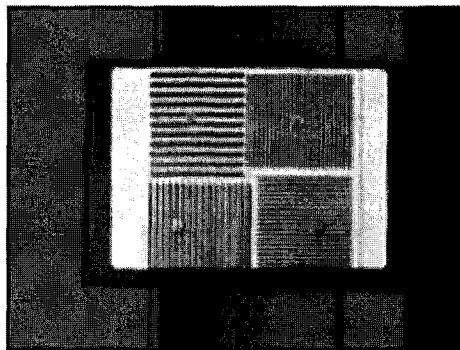


그림 6. 팬텀의 림포신티그래피와 실사영상을 사전매칭의 원근변환식에 의해 정합한 결과
 Fig. 6. The result to register a lymphoscintigraphy to a real image of phantom using the perspective transform function computed in the step of pre-matching.

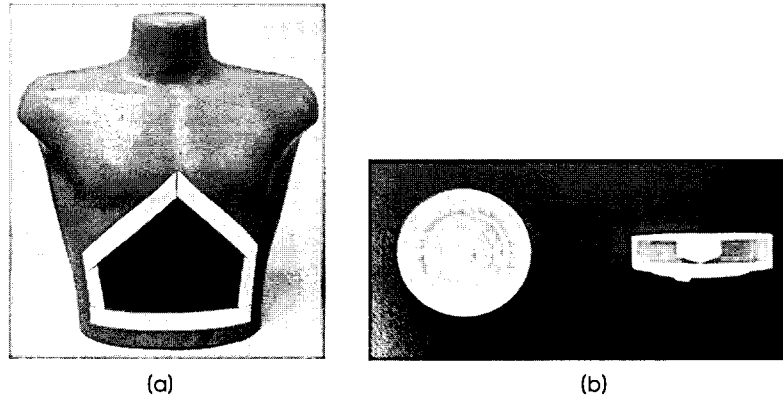


그림 7. 흉부 모형에 대한 실험. (a) 실험용 인체 모형, (b) 표지자의 윗면/측면 사진
 Fig. 7. Experiment with a chest mock-up. (a) A chest mock-up, and (b) the upside and the side pictures of fiducial markers.

III. 결 과

본 연구에서 제안된 영상 합성의 정확도는 합성영상에서의 감시 림프절 위치와 실제 생검을 통해 확인된 위치의 차이를 계산하여 측정해야 한다. 그러나 생검에서 신체 내부에 위치한 감시림프절의 정확한 위치를 계산하는 것이 어렵기 때문에 그림 7의 (a)와 같은 흉부 모형에 표지자(fiducial marker)를 부착하여 정확도 측정을 수행하였다. 인체 모형에 대한 제안방법의 정확도는 합성영상에서의 표지자 중심의 차이를 계산하여 측정하였다. 표지자는 그림 7의 (b)처럼 지름 20mm, 두께 5mm인 아크릴 원판의 중앙에 지름

5mm, 두께 3mm의 구멍이 있는 형태로, 구멍에 약간의 솜을 넣고 미량의 $^{99m}\text{Tc-Phytate}$ 를 주사기로 솜에 주사함으로 표지자의 역할을 수행토록 하였다.

그림 8은 흉부 모형에 표지자를 부착하여 촬영된 림프신티그라피와 실사영상을 제안방법으로 합성한 결과 영상을 보여주고 있다. 표지자의 위치와 개수는 유륜부 주위에서 피하주사된 방사선 교질이 일반적으로 피하주사된 부위와 감시림프절에서 주로 분포한다는 임상 경험을 바탕으로 유륜부와 겨드랑이 부위에 표지자를 각각 부착하여 실험하였다. 합성 결과인 (c)와 (f)는 그레이 색상으로 표현된 실사영상과 컬러 성분으로 표현된 림프신티그라피로 구

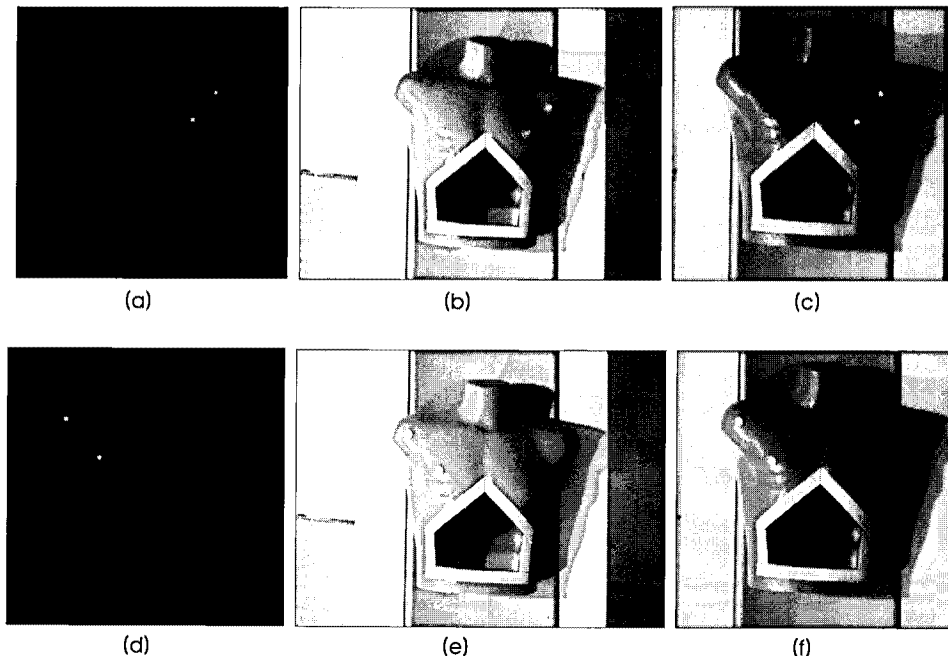


그림 8. 인체 모형에 대한 실험 결과. (a)(d) 림프신티그라피, (b)(e) 실사영상, (c)(f) 각의 림프신티그라피와 실사영상의 합성영상
 Fig. 8. Experimental results with the human body model. (a) and (d) lymphoscintigraphies, (b) and (e) real images, and (c) and (f) the result images of registration of (a) and (b), (d) and (e), respectively.

표 1. 그림 8의 (c)와 (f)의 정합도 측정 결과

Table 1. The evaluation of euclidean distances between pairs of fiducial markers in the image (c) and (d) of Fig. 8.

	Markers in lymphoscintigraphy	Markers in CMOS image	Euclidean distance	
			Pixel based	+ Pixel spacing (0.429mm×0.429mm)
Fig. 8. (c)-1	(625, 394)	(633, 397)	8.54	3.665mm
Fig. 8. (c)-2	(704, 298)	(711, 304)	9.22	3.955mm
Fig. 8. (f)-1	(203, 242)	(205, 240)	2.83	1.213mm
Fig. 8. (f)-2	(313, 371)	(319, 374)	6.71	2.878mm
Average			6.83	2.928mm

성되어 있는데, 실사영상의 표지자 부위에 림프신티그래피의 표지자 성분이 합성된 결과를 확인할 수 있다.

표 1은 그림 8의 (c)와 (f)에서 대응하는 표지자간의 거리 차이를 유클리디안(euclidean) 방법으로 계산한 것으로, 픽셀을 기반의 거리 차이와 픽셀간 간격(pixel spacing) 및 정합 배율을 고려한 거리 차이를 나타낸다. 표의 “(c)-1”은 그림 8의 (c)에서 유통부위에 있는 표지자를 의미하며, 림프신티그래피의 표지자 중심점은 (978, 611), 실사영상의 표지자 중심점은 (994, 616)에 위치한다. 림프신티그래피 (a)와 (d)의 픽셀간 간격(4.795mm×4.795mm)과 사전매칭에서 계산된 확대 배율(11.18배)을 적용하면 (c)와 (f)의 픽셀간 간격은 0.429mm×0.429mm로 계산된다. 즉, (c)-1에 해당하는 표지자의 거리차를 픽셀기반으로 계산하면 8.54이지만 합성영상의 픽셀간 간격을 적용한 실제 거리는 3.665mm로 계산된다. 최종적으로 두 합성영상에서 4쌍의 표지자들에 대한 실제 거리 차이

는 약 3mm 정도를 보였다.

표 2는 인체 모형과 표지자의 위치를 다르게 구성하여 촬영한 10개의 림프신티그래피와 실사영상간의 정합에서 20쌍의 표지자에 대한 유클리디안 거리 차이를 계산한 결과이다. 20쌍의 표지자간 거리의 범위는 0.64mm부터 4.54mm까지이고, 평균적으로 2.7mm의 거리 차이를 보였다.

그림 9는 제안 방법을 실제 환자의 림프신티그래피와 실사영상에 적용한 결과이다. 그림 9의 (a)는 실제 환자의 림프신티그래피, (b)는 CMOS 카메라로 촬영한 실사영상, (c)는 사전매칭에서 계산된 파라미터를 이용하여 (a)를 (b)에 정합하여 얻어진 합성영상이다. 서론에서 언급한 것처럼 (a)의 림프신티그래피만으로는 감시림프절의 실제 위치를 확인하기 어렵지만, 합성영상 (c)에서는 감시림프절의 위치를 쉽게 확인할 수 있다.

표 2. 10개의 합성 영상에서 20쌍의 표지자간의 유클리디안 거리 측정 결과

Table 2. The evaluation of euclidean distances between 20 pairs of fiducial markers in ten fused images.

No.	Euclidean distance		No.	Euclidean distance	
	Pixel based	+ Pixel spacing (0.429mm×0.429mm)		Pixel based	+ Pixel spacing (0.429mm×0.429mm)
1	8.54	3.67mm	11	4.91	2.11mm
2	9.22	3.96mm	12	9.55	4.10mm
3	2.83	1.21mm	13	10.59	4.54mm
4	6.71	2.88mm	14	7.33	3.14mm
5	5.83	2.50mm	15	8.0	3.43mm
6	6.67	2.86mm	16	5.59	2.40mm
7	8.69	3.73mm	17	4.85	2.08mm
8	1.49	0.64mm	18	3.44	1.48mm
9	5.61	2.41mm	19	4.21	1.81mm
10	7.26	3.11mm	20	3.86	1.66mm
Average			6.26		
			2.69mm		

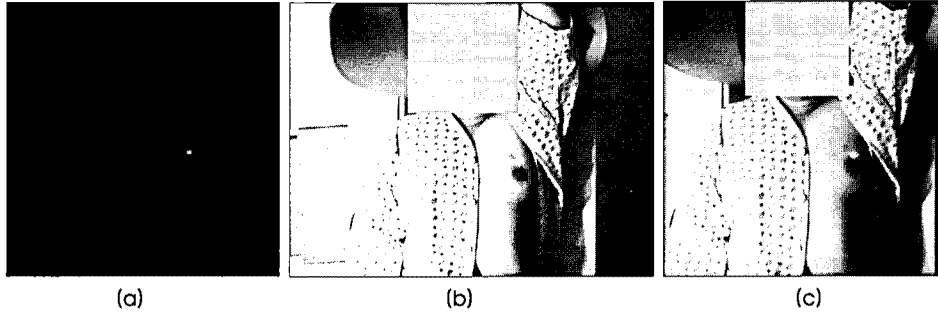


그림 9. 환자의 림포신티그라피와 실사영상의 정합 예. (a) 림포신티그라피, (b) 실사영상, (c) 정합 결과영상.

Fig. 9. Sample of registration of lymphoscintigraphy and real image, (a) lymphoscintigraphy, (b) a real image, and (c) the result image registered.

IV. 토 의

방사선 동위원소를 이용한 감시림프절 생검에서 감마카메라로 촬영한 림포신티그라피를 참조하여 감시림프절에서 국소적 방사성교질의 섭취 여부를 확인하고, 감마선 검출기를 이용하여 감시림프절의 위치를 찾는다. 그러나 감마선 검출기를 이용하는 방법은 감마선에 매우 민감하여 신뢰도는 높은 반면에, 수술자가 맹검적으로 감시림프절을 찾아야 하기 때문에 평균적으로 수술시간이 길어지는데 비숙련자의 경우에는 더욱 그렇다. 따라서 방사성교질이 분포된 감시림프절만 표시된 림포신티그라피와 수술 환자의 실사영상을 합성하여 수술자에게 제공된다면 수술시간 단축 및 절개 부위를 최소화 할 수 있을 것이다.

본 연구에서는 유방암 환자의 감시림프절 생검에서 수술자가 보다 편리하고 정확하게 감시림프절의 위치를 확인할 수 있도록 감마카메라로 촬영한 림포신티그라피를 환자의 실사영상에 합성하는 방법을 제안하였다. 두 영상을 합성하는 방법은 감마카메라의 팬텀과 마커를 이용한 사전매칭에서 합성을 위한 원근변환식을 구하고, 구해진 변환식에 의하여 림포신티그라피를 실사영상에 합성한다.

실제로 환자들의 두 영상을 합성하는데 제안방법을 적용하였지만, 실사영상에서 체내에 있는 감시림프절의 정확한 위치 파악이 어렵기 때문에 제안방법에 대한 정확한 결과 분석이 불가능하였다. 그래서 아크릴로 제작한 마커에 방사선동위원소를 주입하여 만든 표지자 2개를 환자 대신의 인체모형 유륜부와 감시림프절로 예상되는 부위에 부착하여 두 영상을 촬영하고 제안방법을 적용하여 두 영상을 합성하였다. 합성된 영상에서 림포신티그라피와 실사영상의 대응되는 표지자 중심점 위치를 계산하고 그들의 차이를 유클리디안 거리로 측정된 결과, 약 3mm 이하의 오차를 보였다.

그러나 실제 환자의 감시림프절 위치에 대한 제안방법의 정확도는 다소 저하될 수 있는데, 가장 큰 요인은 실사카메라와 감시림프절의 거리를 정확하게 계산할 수 없기 때문이다. 본 연구에서는 실사카메라와 감시림프절의 거리를 환자들의 평균치를 고려하여 팬텀의 높이를 고정하였지만, 실제로 환자마다 체형과 감시림프절의 위치가 다르기 때문에 오차가 발생할 가능성이 높다. 이런 오차를

최소화하는 방법으로 CMOS 카메라를 추가로 설치하여 스테레오 카메라 모델로 실사영상을 촬영하거나 거리센서를 카메라에 부착하여 실제 거리 정보를 계산하는 방법이 있다. 또한 환자가 검사대에 누워있는 상태에서 검사대로부터 액와부까지의 높이를 측정하고 감시림프절의 위치를 추정하여 사전매칭에서 계산된 원근변환식에 반영하는 것이다.

제안방법을 실제 임상에 적용하기 위해서는 우선적으로 제안방법의 정확도가 검증되어야 한다. 제안방법의 정확도를 검증하는 방법은 실제 감시림프절의 위치와 제안방법으로 검출된 위치와의 차이를 분석하는 것이다. 그러나 현재 시행되고 있는 감시림프절의 생검술에서 감시림프절의 위치를 정확하게 측정하는 도구가 없다. 대체 방법으로는 생검 수술자가 감시림프절의 위치를 결정하는 것이다. 감시림프절의 정확한 위치 결정을 위하여 수술자와 위치 결정 방법에 대하여 정의하고 실제 적용을 통한 개선이 필요할 것이다.

본 연구의 결과물인 림포신티그라피와 실사영상의 합성영상은 유방암 환자의 감시림프절 생검에서 수술자에게 감시림프절의 위치에 대한 유용한 정보를 제공함으로써 감시림프절 생검의 정확성과 효율성을 향상시키는데 기여할 것이다. 또한 감시림프절 생검은 유방암뿐만 아니라 위암이나 대장암 등에서 림프절 전이 상태를 평가하는데 유용하기 때문에 본 연구의 기대효과는 높을 것이다.

참고문헌

- [1] Y.C. Kim, S.U. Woo, K.T. Hwang, et al., "Analysis of Sentinel Lymph Node Biopsy in 500 Cases with Breast Cancer", *JKorean Surg Soc*, vol. 72, no. 4, pp. 263-269, 2007.
- [2] H.J. Youn and S.H. Jung, "The Efficacy of Sentinel Lymph Node Biopsy Using Radioisotopes in Breast Cancer Patients", *JKorean Surg Soc*, vol. 74, no. 3, pp. 163-170, 2008.
- [3] S.J. Jang, S.H. Moon, S.K. Kim, et al., "Comparison of the Results for Sentinel Lymph Node Mapping in the Breast Cancer Patients using ^{99m}Tc-Antimony Trisulfide Colloid, ^{99m}Tc-Tin Colloid, and ^{99m}Tc-Human Serum Albumin", *Nucl Med Mol Imaging*, vol. 41, no. 6, pp. 546-552, 2007.

- [4] Y.W. Kim, J. Park, "Multimodal Medical Image Registration based on Image Sub-division and Bi-linear Transformation Interpolation", *J Biomed Eng Res*, vol. 20, no. 1, pp. 34-40, 2009.
- [5] R. Gonzalez and R. Woods, *Digital Image Processing (2nd Edition)*, Prentice Hall, 2002.
- [6] L.K. Huang and M.J.J. Wang, "Image thresholding by minimizing the measures of fuzziness", *Pattern Recognition*, vol. 28, no. 1, pp. 41-51, 1995.
- [7] S. Peter, *Fundamentals of Computer Graphics*, A. K. Peters, Ltd., 2002.
- [8] H.S. Khang, H.J. Lee, C.H. Moon, et al., "Image-guided Surgery System Using the Stereo Matching Method", *J Biomed Eng Res*, vol. 24, no. 4, pp. 339-346, 2003.