

# 인터벤션시술의 자동화를 위한 영상처리방법으로 구현된 관측기 시스템 (실시간 혈관조영 영상 제공방법에 관한 연구)

## Observer System with Image Processing Method for Automation Intervention Treatment

김 지 흥, 류 지 형, 정 길 도\*  
(Jee-Hong Kim<sup>1</sup>, Ji-Hyoung Ryu<sup>2</sup>, and Kil-To Chong<sup>2,\*</sup>)

<sup>1</sup>New & renewable energy eng., Vision University College of Jeonju

<sup>2</sup>School of Electronics Engineering, Advanced Electronics and Information Research Center, Chonbuk National University

**Abstract:** This study provides a method to detect blood vessels shape using image processing techniques with the help of fluoroscopy equipments, providing high precision information about vessels' location and shape of inner path. It will assist for checking and monitoring the position of operating tools during vascular interventional treatment. The blood vessels shapes are gathered with X-ray images when a fluorescent medications are injected into patient's vessel and those images are processed for getting the boundaries of vessels. Then these data are merged with real-time CT-images. These image processing systems and procedures recognize the catheter, though continued computing algorithms are very useful for observer part on the automatic control system.

**Keywords:** intervention, fluoroscopy image processing, blood vessel, catheter

### I. 서론

의료분야에서 영상처리 기법의 활용은 매우 높은 수준의 컴퓨터 그래픽 기법과 획득 영상의 데이터 처리 및 필터 기법에 의해 고도로 발전하며 의료기법의 선진화와 정밀한 정보 제공을 통해 의료기술의 첨단화를 이끌었고 그 중심에 X-ray와 CT 그리고 fluoroscopy 장치 등의 영상의료기기가 있으며 이를 응용한 보다 진화된 진단 시스템이 꾸준히 연구되고 있다[1-4].

일반적으로 시술 중 카테터 이동이나 조작과 함께 조영제를 투여하는 것이 어렵기 때문에 시술과 혈관확인이 동시에 이루어지지 않는다. 이러한 방사선 촬영 영상을 이용하여 시술하는 중재적 시술과 동시에 혈관형태 정보를 확보할 수 있는 혈관조영을 위한 영상처리 방법을 제시하고자 한다.

#### 1. 중재적 시술기법과 영상의학

혈관 등에 이상이 있는 경우 외과적인 수술 방법 대신 영상의학을 통한 중재적 시술(intervention)이 행해지고 있으며, 피부에 작은 구멍을 만든 뒤 혈관 혹은 기타 원하는 신체부위에 직접 카테터(chatheter)라는 작은 관을 투입하거나 의료용 바늘을 넣고 혈관조영장비, 투시장비, 초음파장비,

컴퓨터 단층촬영장비(CT) 등의 영상장치 등을 이용하여 몸속을 관찰하면서 치료하는 방법이다.

신체의 장기, 특히 혈관은 뼈나 간 같은 밀도가 높거나 두꺼운 장기에 비하여 방사선 영상에 의해 쉽게 촬영되지 않고 실시간 조영은 더 어렵다. 정확한 중재적 시술이 이루어지기 위해서는 혈관의 경계선이나 위치 등에 대한 정확한 정보가 획득되어야 한다[5,6].

이러한 이유로 중재적 시술을 행할 때에는 영상촬영 시 혈관 등이 선명하게 나타나도록 환자의 몸속에 조영제를 투여하게 되는데, 이러한 조영제는 환자의 몸속에 투여된 후 혈관을 통해 빠른 시간 내에 흘러가버리기 때문에 시술에 다소 시간이 소요되는 경우 혈관의 위치와 경계선을 수시로 파악하기 위해서는 환자의 체내에 조영제를 여러 번 투여하여야 하는 불편이 있을 뿐만 아니라, 또한 조영제에는 일반적으로 방사선 물질이 포함되어 있기 때문에 다량 이 몸속에 투여되는 경우 건강에도 좋지 않다[7].

또한 환자의 몸속에 카테터를 삽입할 때 X-ray 영상(fluoroscopy)을 계속 획득하면서 삽입하기 때문에 환자 몸속에서의 카테터의 현재 위치를 확인할 수 있기는 하지만, 혈관에 조영제가 투여되지 않은 경우에는 획득된 X-ray 영상에 혈관의 위치와 경계선이 거의 나타나지 않기 때문에 카테터의 혈관에 대한 상대적 위치를 쉽게 확인할 수 없고, 따라서 카테터의 혈관에 대한 상대적 위치를 확인하기 위해서는 조영제를 다시 투여하여야 하는 불편이 있다[8].

#### 2. 실시간 혈관 경계 조형

본 연구는 실시간 CT 영상에 의한 중재적 시술시 투여된 조영제가 빠른 시간에 흘러가버림으로써 혈관의 위치와 경

\* Corresponding Author

Manuscript received December 6, 2013 / revised December 31, 2013 / accepted January 11, 2014

김지흥: 전주비전대학교 신재생에너지과(jeehong@jvision.ac.kr)

류지형, 정길도: 전북대학교 전자공학부

(lovesure@hanmail.net/kitchong@jbnu.ac.kr)

※ 본 논문은 ICROS 전북제주시부에서 초안이 발표되었으며, 광역 선도사업(No. 1301000836), 한국연구재단(No. 2013009458), (No. 2013068127)의 지원으로 연구되었음.

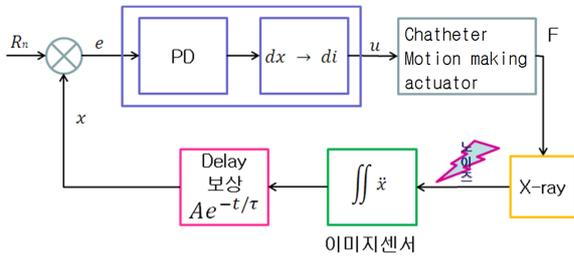


그림 1. 위치 정밀도 향상을 위한 제어시스템의 구성.  
Fig. 1. Control system design for improving position precision.

계선을 파악하기 위해 조영제를 수시로 투여하여 발생하는 문제들을 해결하고자 실시간 영상처리 기법을 이용하여 환자의 혈관에 조영제를 수시로 투여하지 않고도 조영제를 한번 투여하는 것만으로도 혈관의 위치와 경계선을 확인하게 구분하여 확인 되도록 하는 방법에 초점을 두었다. 더불어 이렇게 획득된 영상을 이용해 시술 중 카테터의 현재 위치도 실시간으로 확인할 수 있도록 하여 시술자(의사)가 시술 중 시술 위치와 삽입 위치 그리고 삽입 이동 경로를 확인할 수 있는 매우 중요한 정보를 실시간으로 제공할 수 있게 된다.

이러한 실시간 관측기를 통해 카테터의 위치를 실시간 추적하면서 추정된 위치와 오차를 비교하며 최소오차 추종에 의한 안정성을 갖는 되먹임 제어를 이용해 위치 변위 안정화를 추구하는 자동화된 카테터 시술 장치를 구현할 feedback solution의 기반이 된다.

제어시스템을 구성하기 위한 간략한 블록도 그림 1에서 위치 추종 오차 “ $e=R-x$ ” 로 관측으로부터 추정된 현위치와 목표 위치의 차이를 나타내며 목표위치는  $R_n$ 으로 사전에 계획된 모든 이동 경로(path planning route)에서 전략적으로 선택된  $n$  번째 경로점(way point)으로 경로점은 1에서  $m$ 까지 ( $m$ 은 목표점) 설정 될 수 있다. 이 때 오차 수정동작에 의해 “ $u$ ”로 표시된 제어입력을 계산할 수 있다.

관측 시스템인 fluoroscopy의 프레임간의 시간간격과 영상처리에 의한 연산 시간 등으로 시스템에 Delay 특성이 발생하게 되며 이 특성은 영상촬영과 영상처리 간의 독립적 장치 구성이 가능함으로 동시에 동작하는 기능동작시간에 따라 더 긴 구동 시간 혹은 연산시간을 갖는 장비에 의존하며 본 연구에서는 영상촬영시간의 일정한 주기를 관측의 주기 즉 샘플링 간격으로 하는 일정한 시정수지연보상기에 의해 보상하는 것을 선정하였다.

이 외에 시스템에 영향을 미치는 잡음은 혈압과 호흡 등의 생체반응과 환자의 움직임 그리고 주변 자장과 시스템의 열화에 따른 영상왜곡이 발생할 수 있으며 외란으로는 기구물의 조작장치(chatheter driving operation device)를 구동하는 필요한 전력과 혈류에 의한 drag force를 염두 할 수 있다.

이를 위해 혈관조영을 위해 조영제 투여와 동시에 실행되는 경계추출 영상처리 기법과 획득 영상의 실시간 vector 연산에 의한 혈관 위치 및 형태의 정보의 명확성 향상 기법을 설명하고자 한다.

II. 실시간 혈관 조형 영상 제공방법

1. 영상처리를 위한 시스템의 구성

본 연구에서 혈관을 조영하는 영상과 시술영상을 정합하여 시술에 사용하는 방법을 구현하고자 일반적인 형태의 X-ray 연속촬영이 가능한 C-ARM 형태의 CT Fluoroscope와 모니터 장치 그리고 영상처리를 위해 영상을 입력받아 windows platform에서 C++ 과 Opencv를 이용한 알고리즘 작성을 위한 영상 입력 장치(Grabber Board)를 활용하였다.

일반적으로 혈관내 카테터를 삽입하기전 혈관의 형태와 시술 위치의 확인을 위해 환자의 체내에 조영제를 투여하면서 X-ray 영상을 촬영하여 환자의 혈관조영 영상을 획득하는 단계에서 획득된 영상을 직접 모니터를 통해 확인하면서 시술에 필요한 정보를 얻게 되는데 시술 중에 조영제를 투여하는 것이 어렵기 때문에 시술과 혈관확인이 동시에 이루어지지 않는다.

따라서 일반적인 조영제 투여 단계에서 혈관형태 정보를 담은 영상을 확보하여 시술에 활용하도록 하여 시술 중 카테터 조작을 멈추고 여러번 조영제를 재투약하여 혈관 형태와 그것으로부터 카테터의 위치를 확인하는 번거로움을 줄일 수 있다.

그러기 위해 시술자가 환자내에 삽입된 카테터를 실시간으로 확인하는 CT영상을 바로 입력 받는 모니터와 영상처리를 위해 필요한 프레임 그래버로 각각 분배하는 영상 분배와 프레임 그래버에 의해 제공되는 혈관조영 영상을 처리하여 혈관의 경계선을 추출하는 영상처리 단계, 그리고 카테터 삽입 전 조영제가 투약되어 혈관을 지나가며 혈관의 형태를 확인할 수 있는 영상으로부터 영상처리에 의해 획득된 혈관의 경계선이 추출된 영상과 카테터 삽입 후 시

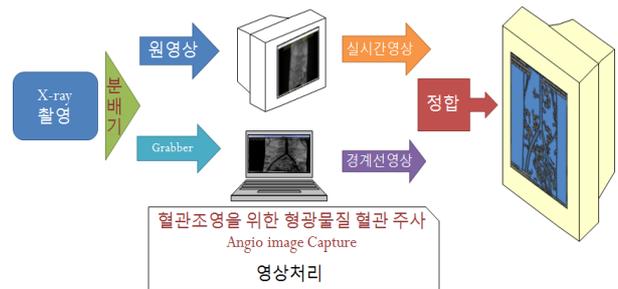


그림 2. 영상처리와 영상정합을 위한 시스템의 구성.  
Fig. 2. Consist of image processing and summing image mapping.



그림 3. 구현된 시스템의 동작 단계.  
Fig. 3. Operating flowchart in the control system.

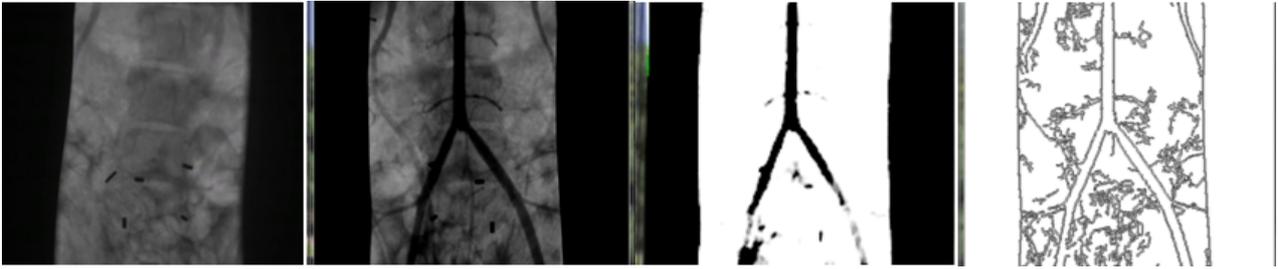


그림 4. 혈관조영 영상을 영상 처리하여 혈관의 경계선 등을 추출한 결과 (i. X-ray 영상, ii. 혈관조영제 투약 영상-80 프레임 누적, iii. 이진화된 누적영상, iv. 경계추출).

Fig. 4. Blood vessel boundary extraction result by image processing from angiographic images with fluoroscopy (i. X-ray image, ii. angiography image - 80 frame summing, iii. accumulated image translate to binary image).

술자에게 제공되는 실시간으로 촬영된 영상을 합성하여 출력하는 영상 정합단계를 통해 지속적인 카테터의 현재의 위치정보를 혈관과 환처(시술 대상 위치)의 상대적 위치로 인식할 수 있도록 정보를 제공한다.

기본적으로 혈관 형상을 보여주는 영상은 Gray level의 정지영상을 획득할 수 있으며 조영제가 혈관을 따라 이동하는 동안 여러 프레임의 영상을 누적하여 전체 혈관의 형태를 추출할 수 있다. 혈관의 굵기에 따라 조영제의 흐르는 양이 달라지고 혈관내 조영제 양에 따라 화소 밝기가 차이가 나기 때문에 영상에서 혈관과 뼈의 영상을 구분하기는 쉽지 않고 영상판독에 숙달된 사용자가 판단하여 히스토그램(pixel bright histogram)에 따라 문턱치(thresh-hold)를 조정하여 적절한 혈관 영상을 획득한다.

획득된 영상에 혈관의 경계를 그려내기 위해 경계추출법(edge detecting)을 사용한다. 이때 사용되는 에지 검출방법 으로서는 Canny 에지 검출, Sobel 마스크, Laplacian 연산자를 이용한 에지 검출방법 중 어느 하나의 검출방법이 선택 되어 적용될 수 있다.

이러한 과정을 통해 위치를 되먹임(feedback) 하여 추후에 자동으로 카테터의 위치를 확인하며 이동 시킬 수 있는 제어시스템을 구성할 때 관측기 부분으로 사용될 수 있다.

2. 영상처리 알고리즘

시술 전 투약된 조영제가 혈관을 따라 이동할 때 촬영된 영상 이미지를 확보하여 혈관 경계선을 추출하고 확보된 경계선 정보를 시술에 사용한다.

이 출력된 혈관 경계선 영상에 카테터의 현재 위치를 실시간으로 표시하여 나타내므로 시간 경과에 의해 환자 체내에 투여된 조영제가 소멸되더라도 혈관의 경계선을 지속적으로 관찰할 수 있고, 그 결과 혈관에 조영제를 지속적으로 투여하지 않고도 시술을 계속 진행할 수 있는 이점이 있다.

또한 시술 전 피부표면에 부착한 마커를 사용하여 카테터의 현재 위치를 추적하기 때문에 환자가 움직이거나 호흡 등에 의해 카테터의 위치가 다소 변하더라도 카테터의 현재 위치를 정확하게 파악할 수 있다.

영상처리 과정은 조영제 투약 시에 획득된 프레임 영상을 영상 처리 하여 혈관의 경계선이 명확하게 나타나도록 혈관 등을 구분하여 혈관의 위치정보를 획득하는 과정이다. 이를 위해 획득된 프레임 영상은 그레이 모드(gray mode)로 변환된다.

$$0 \leq P(x,y) \leq 255$$

조영제가 이동하는 중에 획득된 개별 프레임 영상(P)은 33 frame/s의 주기로 촬영되기 때문에 온전한 혈관 형태를 보여주는 것이 아니고 혈관을 따라 이동하는 중에 한 순간 일부분을 보여준다. 이러한 이유로 혈관 경계선의 일부가 뚜렷하지 않다.

이 경우 혈관의 경계선 추출의 정확도가 저하될 수 있으며, 따라서 혈관의 경계선 추출 정도를 높이기 위해 프레임 그레버로부터 하나의 프레임 영상을 캡처(capture)하여 획득하는 대신에 조영제가 투여되는 동안 복수 개의 프레임 영상을 캡처할 수 있게 2초 이상의 영상으로부터 영상을 획득한다.

$$\text{If } P(x,y) \leq th \text{ Than } F(x,y) = 1 \text{ Else } F(x,y) = 0$$

$$B(x,y) = \sum_{f=1}^t \left[ \sum_{y=jx}^m \sum_{x=i}^n F(x_f,y_f) \right]$$

이들 획득된 복수 개의 프레임 영상(B)의 화소의 밝기에 따라 문턱치 값을 적용한 이진화(Binary)를 통해 누적된 영상정보로부터 각 프레임으로부터 동일한 화소 밝기에 대해 혈관형상(F)을 추출한 후 혈관의 경계선 등을 추출할 에지

```

while(1)
{
    frame = cvQueryFrame( capture );
    cvCvtColor(frame, img_gry, CV_BGR2GRAY);

    cvThreshold(img_gry, img_bin, th_val, 255, CV_THRESH_BINARY_INV);
    cvAdd(img_bin, img_edge, img_edge, NULL);
}

img_cny = doCanny( img_edge, 10, 100, 3 );
cvThreshold(img_cny, img_bin, 250, 255, CV_THRESH_BINARY);
cvSaveImage("saving.bmp", img_bin);
    
```

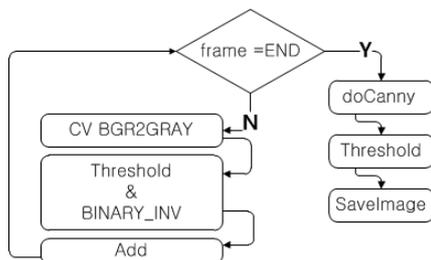


그림 5. 혈관 경계 추출 영상처리 과정.

Fig. 5. Image processing for extracting blood vessel boundary.

(edge) 검출방법을 적용하여 혈관의 경계선 등이 추출된 비트맵(bitmap) 이미지(E)가 획득된다.

$$E(x,y) = \frac{d}{dx} B(x,y) + \frac{d}{dy} B(x,y)$$

### 3. 실시간 위치 정보 제공

카테터의 현재 위치는 카테터를 환자 몸속에 투입함에 따라 그 위치가 변하지만, 실제로는 카테터의 위치가 변하지 않았음에도 환자의 호흡과 맥박 등의 생체활동과 X-ray 촬영 장비의 카메라 앵글의 이동 등의 변경 때문에 카테터의 실제의 위치가 변경된 것으로 나타날 수 있으며, 이 경우 정확한 시술을 기대하기 어렵다.

이러한 카테터의 위치 오차를 효과적으로 보정할 수 있도록 첫 번째 혈관조영 영상에 의해 획득된 X-ray 영상에서의 복수의 마커의 위치와 두 번째 영상에 의해 획득된 X-ray 영상에서의 복수의 마커의 위치를 서로 일치(matching)시킨 다음, 이러한 마커를 기준으로 한 카테터의 이동거리를 계산하여 그 결과값에 따라 카테터의 위치를 합성영상에 오버레이 하여 표시한다.

#### 3.1 가우시안 확률과 인접 화소에 의한 Contour

영상으로부터 마커와 카테터를 구분하여 추적하는 것은 수 많은 영상 노이즈와 유사 형태로부터 명확히 그 모양이나 영상특징을 구분하여 추출하고 위치를 표시하는 작업이다. 이를 위해 영상에서 마커와 카테터의 특징인 화소의 명암치를 화소크기에 따라 설정한다.

$$ksize = Aperture\ size$$

$$G_i = \alpha * \exp\left[-\frac{\left(i - \frac{ksize-1}{2}\right)^2}{(2 * \sigma)^2}\right]$$

```
for( contours != 0 contours = contours->h_next)
{
    float area=0.0;
    int ind=0;
    cvDrawContours
    (img_cont, contours, CV_RGB(255, 0, 0), CV_RGB(0, 0, 255), 10, 1, 8, cvPoint(0, 0));

    count = contours->total;
    PointArray = (CvPoint*) malloc(count * sizeof(CvPoint));
    cvCvSeqToArray(contours, PointArray, CV_WHOLE_SEQ);

    int i=0;
    while(PointArray[i].x >= 0 && PointArray[i].x <= 250)
    {
        printf("%d,%d,%d) ",PointArray[i].x,PointArray[i].y,i);
        i++;
    }
    printf("%d\n",count);
}
printf("\n");
```

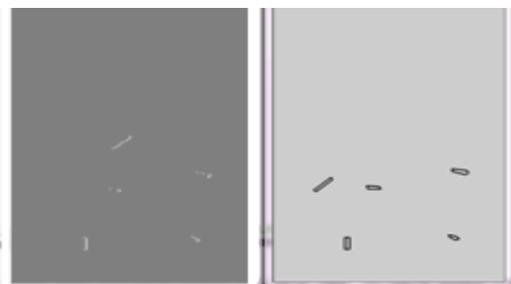


그림 6. 확률적 특성 추출(좌)와 contour와 hierarchy Tree, Linked-list 탐색에 의한 마커와 카테터인식.

Fig. 6. Probabilistic feature extraction & Recognize marker and chatheter by contour, hierachy tree and linked-list search.

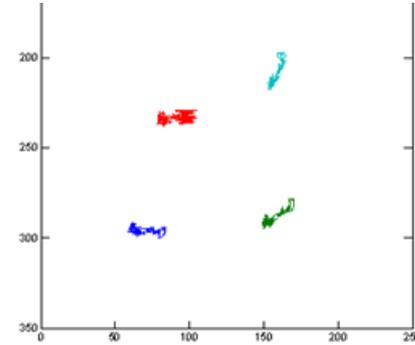


그림 7. 환자에게 부착된 마커가 호흡과 맥박으로 움직인 자취. [마커의 상단 왼쪽 끝 모서리를 기준으로 변위의 자취를 표시함, 횡축과 종축의 눈금 크기는 50 pixel 간격으로 동일하다. 횡방향과 종방향의 변화 중 마커의 위치에 따라 받은 영향이 다르다].

Fig. 7. Trajectory of marker by breathe and pulse, attached on patient surface [Displacement trajectory is displayed with the reference of markers' upper left end side edge. The interval of axis of H-V both are same length, 50 pixel. And the rate of H-V direction moving are very different by location].

위 식에서 ksize는 확률 함수가 적용될 화소의 크기이며 가우시안 확률함수로 계산하여 특징을 구별한다. 그리고 구별된 화소들은 윤곽(contour)을 이용하여 재구성하여 계층화하고 근사화를 통한 추출을 통해 카테터와 마커의 위치를 확보한다.

#### 3.2 근사화를 통한 구분 및 추출

그러나 마커와 카테터의 모양은 영상의 화질과 촬영 각도에 따라 유사한 특징을 갖게 될 때가 많아 구별이 어렵다. 둘 사이의 가장 두드러진 특징은 크기를 비교하는 것으로 특징으로 구별된 추출 영상으로부터 윤곽선을 구별하여 윤곽선을 따라 Linked-list 형태로 메모리에 저장하고 저장된 메모리(array)의 크기를 구분하여 구별한다.

#### 3.3 Hierarchy Tree, Linked-list 탐색

그림 8은 마커의 위치를 기준으로 한 카테터의 위치의 이동좌표를 산출하는 예를 나타낸다. 카테터의 위치를 결정하는 방법은 환자의 신체 표면에 부착된 복수의 마커 M1, M2, M3, M4를 매칭시켜 서로 일치되도록 하면 환자의 움직임에 따른 이동 등이 제거된 상태에서 카테터의 삽입에 의한 카테터 변경위치만 산출되고, 이를 화면상에 표시하게 되면 카테터의 정확한 현재위치가 표시되며, 이와 같은 과정을 계속 반복하여 화면에 출력하면 카테터의 실시간 이동경로가 화면상에 실시간으로 표시될 수 있다.

또 이들 마커를 기준으로 하여 카테터의 상대적 위치를 추적한다. 두 개의 마커 사이에 좌우 거리차이는 마커에 대응하는 픽셀(Pixel) x-y 좌표를 통해 구하고 이 평면 좌표로부터 거리의 변동과 마커의 위치 변동 변화율을 유도한다.

$$(l_{M2}, h_{M2}) = M_1(x,y) - M_2(x,y)$$

$$dM[(n+1)T] = M[(n+1)T] - M[nT]$$

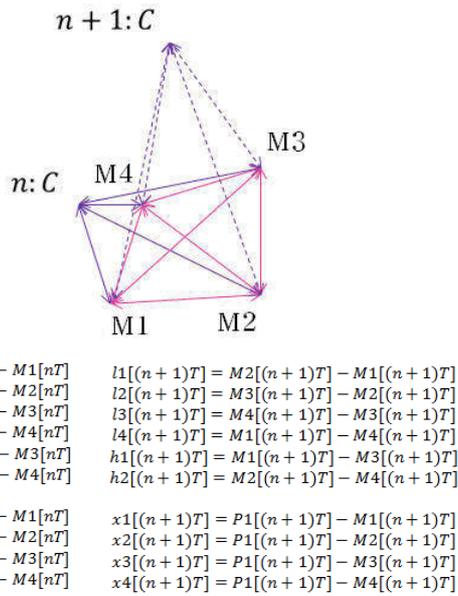


그림 8. 카테터의 위치와 그 계산을 위한 상대 좌표 matrix.  
 Fig. 8. Relative position matrix to calculate the position of catheters.

3.4 인식

그림 8에서 n:C는 카테터의 이전 위치, n+1:C는 카테터가 이동된 현재의 위치를 나타내는데 이는 영상처리에 의해 인식된 카테터의 위치를 나타낸다. 획득된 연속 영상에 나타난 마커들과 혈관 경계 영상으로부터 상대 위치를 매칭시켜 마커들은 서로 일치되도록 하여 혈관경계 영상의 위치를 보정한다.

위치 보정된 합성 영상을 통해 카테터의 인식과 위치 추적을 위한 관심영역을 초기화 하고 사용자가 마커 혹은 이미지 내 카테터 끝단과 유사한 형태의 형상으로부터 카테터 끝단을 구별하여 수동적 초기 ROI 설정을 시도한다. 그리고 ROI 영역 histogram & edge auto-threshold를 통해 혈관 영상을 합성한 실시간 영상에서 Target이 되는 카테터의 끝단을 추종하여 이동에 따른 ROI를 이동시켜 연산 양을 최소화 할 수 있다.

이 때 호흡과 맥박 그리고 환자의 미세한 움직임에 따른 이동 등이 혈관의 위치를 주기적으로 그리고 비 주기적으로 변동시키는데 변동은 각 마커 사이의 거리 차에 의해 계산되고 33ms의 간격으로 촬영되는 영상에 비해 호흡과 맥박은 매우 긴 주기를 갖는 변동으로 호흡은 대략 초당 1회 즉 1000ms 주기를 갖고 맥박은 분당 60-80회 즉 1.3Hz의 평균 주기를 갖는다. 다만 맥박과 호흡의 크기가 신체의 부위와 연령조건 등에 큰 편차를 보이기 때문에 변동의 주기보다 변동의 크기가 더 큰 영향을 미친다. 따라서 주기적 변동에 따른 프레임 사이의 변화는 노이즈로 판명하여 제거시킨 상태에서 카테터 이동에 의한 변경위치만 산출된다. 이를 화면상에 표시하게 되면 카테터의 정확한 상대적 현재위치가 표시되며, 이와 같은 과정을 계속 반복하여 화면에 출력하면 카테터의 실시간 이동경로가 화면상에 실시간으로 표시될 수 있다.

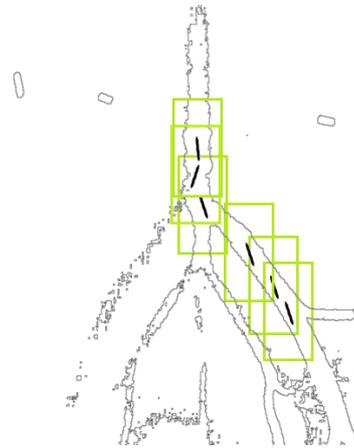


그림 9. 혈관내 카테터의 end-tip 인식에 따른 카테터 위치 인식.  
 Fig. 9. Recognize location and position of catheter end-tip in the blood vessel.

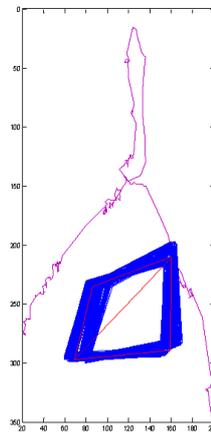


그림 10. 혈관내 카테터의 움직임 실시간 추적 궤적과 체외 표면에 부착한 네 개의 마커를 연결한 선으로 만들어진 사각형의 움직임 궤적.  
 Fig. 10. Real time tracking trajectory of moving of the catheter in blood vessel and 4 markers attached on surface of patient.

4. 영상 정합

조영된 혈관 연속 영상을 누적하여 확보된 혈관 경계 이미지와 실시간으로 마커와 카테터를 구분하여 인식하여 표시한 이미지를 시술 중 사용하기 위해 실시간으로 촬영되는 영상에 더하여 카테터 및 마커와 혈관의 위치를 확인하도록 하기위해 영상을 정합한다.

영상 분배기에 의해 분배되어 모니터를 통해 출력되고 있는 영상에 합성하여 그림 11과 같이 하나의 영상에 혈관 경계선과 카테터 및 마커의 형상 등이 표시되도록 하여, 환자의 신체를 촬영한 영상을 실시간으로 출력하는 모니터에는 혈관의 경계선 등이 나타나게 되고 따라서 조영제가 소멸되더라도 다시 환자의 체내에 조영제를 투여하지 않고도 혈관의 위치와 경계선 등을 지속적으로 관찰할 수 있게 된다.

또한 조영제가 혈관을 따라 이동하여 소멸된 후 혈관조영 영상을 획득하게 되면 영상을 처리하더라도 혈관의 경

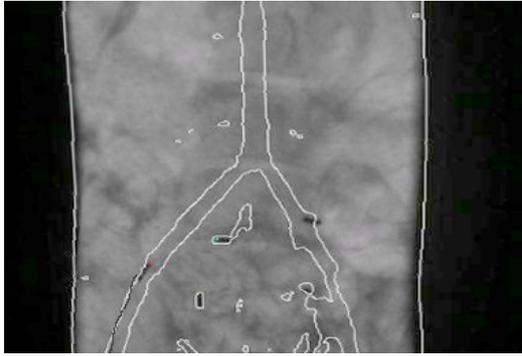


그림 11. 경계정보와 실시간 영상 정합 화면 (카테터 end-tip 과 마커가 구별되어 표시됨).

Fig. 11. Image mapping and summing between vessel boundary image and invention treatment image.

계선은 나타나지 않고, 복수의 마커와 체내로 삽입된 카테터의 위치가 나타난다. 따라서 저장된 비트맵 이미지를 그대로 합성시키게 되면 혈관의 경계선이 나타난 기존의 합성영상에 나타난 혈관 경계선을 역으로 없애기 때문에, 이때에는 비트맵 이미지를 그대로 합성하는 대신 이 비트맵 이미지에서 카테터의 변경된 위치만 추출하여 이 추출된 카테터의 위치를 현재의 합성영상에 오버레이(overlay) 하여 표시한다.

### III. 결론

본 연구를 통해 혈관 중재적 시술 등을 행할 때 환자의 체내에 조영제를 한 번만 투여하고도 혈관의 경계선과 위치에 대한 정확한 정보를 실시간으로 제공받을 수 있기 때문에 정확한 시술이 이루어질 수 있을 뿐만 아니라, 미세한 변화와 움직임이 잦은 생체 내에서 실시간으로 카테터의 위치를 자동으로 인식할 수 있는 방법을 이용하여 이미 확보된 혈관 형상 영상을 통해 상대적인 위치를 추정하여 혈관내 카테터의 위치를 판별하여 외과적 시술에 한정되어 있는 로봇시술을 카테터를 이용한 내과적 시술에도 사용할 수 있게 하는 자동화 및 IT융합의 기틀을 마련하였다.

### REFERENCES

- [1] S. Y. Yi, J. Y. Rhi, S. C. Kim, and J. G. Lee, "3D Coordinates acquisition by using multi-view X-ray images," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 19, no. 10, pp. 886-890, 2013.
- [2] Y.-B. Joo and K.-M. Huh, "Robust defect size measuring method for an automated vision inspection system," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 19, no. 11, pp. 974-978, 2013.
- [3] T. Boskamp, D. Rinck, and B. Kummerlen, "New vessel analysis tool for morphometric quantification and visualization of vessels in CT and MR imaging data sets," *Radio Graphics*, vol.24 pp.287-297, 2004.
- [4] S. Eiho, H. Sekiguchi, N. Sugimoto, T. Hanakawa, and S. Urayama "Branch-Based Region Growing Method for

Blood Vessel Segmentation," *ISPRS '04*, pp.796-801, 2004.

- [5] P.-A. Poletti, A. Rosset, D. Didier, P. Bachmann, F. R. Verdun, O. Rutschmann, J.-P. Vallee, F. Terrier, and G. Khatchatourov, "Subtraction CT angiography of the lower limbs: a new technique for the evaluation of acute arterial occlusion," *American Journal of Radiology*, vol. 183, pp. 1445-1448, 2004.
- [6] G. D. Rubin, M. D. Dake, and S. A. Napel, "Three - dimensional spiral CT angiography of the abdomen: initial clinical experience," *RSNA 1993*, vol. 186, pp. 147-152, 1993.
- [7] G. D. Rubin and D. Fleischmann, "CT angiography of the lower extremities," *Applied Radiology Journal*, vol. 33, no. 7, pp. 48-58, 2004.
- [8] M. Straka, M. Cervenansky, A. L. Cruz, A. Köchl, M. Sramek, M. E. Gröller, and D. Fleischmann, "The vessel-graphy: focus & context visualization in CT - angiography," *In Proc. of IEEE Visualization 2004*, pp. 385-392, 2004.



김 지 흥

2000년 전북대학교 제어계측공학과 졸업. 2003년 동 대학 석사. 2010년 동 대학 박사. 2000년~2005년 특허정보원. 고등기술연구원. 현재 전주비전대학교 신재생에너지과 교수. 관심분야는 Dynamic System modeling, Control theory.



류 지 형

2005년 전북대학교 전자정보공학부 졸업. 2007년 동 대학 석사. 2008년~현재 동 대학 박사과정. 관심분야는 영상처리, 이동로봇, 지능제어, 자동화 시스템.



정 길 도

1984년 Oregon State University 기계공학(공학사). 1986년 Georgia Institute of Technology 기계공학(공학석사). 1992년 Texas A&M University (기계공학 공학박사). 1995년 3월~현재 전북대학교 전자공학부 교수 및 학부장. 전북대학교 전자정보신기술연구소 소장. 관심분야는 Time-Delay, Robotics, 인공지능, 센서네트워크.