

Optimal Localization through DSA Distortion Correction for SRS

Dong-Hoon Shin*, Tae-Suk Suh*, Soon-Nyung Huh[†], Byung-Chul Son[†], Hyung-Koo Lee*, Bo-Young Choe*, Kyung-Sub Shinn[‡]

*Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine,
The Catholic University of Korea**

Codisoft. Co. Ltd[†],

Dept. of Neurological Surgery Kang-Nam St. Mary's Hospital.[‡]

신경 외과적 수술의 한분야인 정위적 방사선 수술은 두 개강 내의 병변의 위치 계산 후, 고선량의 방사선을 조사하여 병변을 치료하는 방법이기 때문에, 효과적인 수술을 위해서는 병변의 정확한 위치 정보가 무엇보다도 중요하다. 본 연구에서는 DSA(Digital Subtraction Angiography) 영상이 내재적으로 이미지 왜곡이라는 문제점을 가지고 있기 때문에, 이것의 보정을 통하여 더욱 정확한 target 위치를 계산하였다. 이미지 왜곡을 보정하기 위하여 grid 팬텀을 제작하였고, localization 알고리즘의 정확도를 평가하기 위하여, target 팬텀을 제작하였다. Image Intensifier의 앞쪽에 grid 팬텀을 부착하고, target 팬텀을 Leksell Frame에 고정시킨 후, DSA 영상을 얻었다. 본 실험을 위하여 개발된 프로그램을 이용하여, Anterior and Posterior, Left and Right 영상에서 bilinear transform을 적용하여 왜곡을 보정한 후, target 위치를 계산하였다. 그리고, 이와 같은 방법을 통하여 계산된 target 위치 좌표와 target 팬텀의 절대 좌표의 비교를 통하여 localization 오차가 계산되었다. 이번 실험의 결과는 왜곡을 보정하지 않은 경우, localization 오차는 $\pm 0.41\text{mm}$, 왜곡 보정을 한 경우는 $\pm 0.34\text{mm}$ 이었다. 따라서 본 연구에서 개발된 알고리즘 정밀도가 인정되며, 환자의 치료에 적합한 것으로 사료된다.

Key Words : automatic detection algorithm(for Line and Circle)
unwarping(distortion correction)

서 론

정위적 방사선 수술은 DSA, CT, MRI와 같은 세 종류의 영상 촬영 도구와 frame(Leksell, BRW, Fisher, etc..)을 사용하여 병변의 정확한 위치를 계산

본 연구는 보건복지부 선도기술·의료공학 기술개발사업 (HMP-98-G-1-016) 연구비 지원에 의해 수행되었음.

통신저자 : 서 태 석, 서울시 서초구 반포동 505

가톨릭대학교 의공학교실

Tel : 02-590-2414, Fax : 02-532-1779

한 후, 치료하고자 하는 병변에 고선량의 방사선을 조사하여 치료하는 신경 외과적 수술의 한 분야이다. 특히 방사선 수술은 병변을 제거하기 위해 한번에 많은 양의 방사선을 조사하기 때문에, 주변 주요 기관에 허용치 이상의 방사선이 조사될 가능성이 다른 치료 방법에 비해 크다고 할 수 있다. 그렇기 때문에, 병변에 가능한 많은 양의 방사선을 조사하고, 주변의 정상 조직과 주요 기관에 최소한의 방사선이 조사되도록 하여, 수술의 성공 확률을 높이기 위해서는 무엇보다도 병변의 정확한 위치 정보가 필요하다. 그러나 병변의 위치를 계산하기 위하여 기존에 개발된 알고리즘은 큰

문제점을 안고 있다. DSA 영상이 왜곡[6,8]이라는 내재적인 문제점을 가지고 있음에도 불구하고 이러한 점을 고려하지 않은 상태에서 병변의 위치를 계산한 것이며, 이것은 정확한 병변의 위치가 필수적인 방사선 수술이 실패할 수 있는 원인을 제공할 수 있다. 위와 같은 이유 때문에, 본 연구에서는 정확한 병변의 위치 계산을 위하여 영상 왜곡을 보정하였으며, 보정된 영상을 이용하여 병변의 위치를 계산하였다. 영상의 왜곡을 보정하여 정확한 병변의 위치를 계산하기 위하여 다음과 같은 팬텀을 제작하였다. 먼저 영상 왜곡을 보정하기 위하여 사용될 grid 팬텀을 제작하여 DSA 영상을 여러 개의 영역으로 분할하였으며, target 팬텀을 제작하여 본 연구에서 개발된 알고리즘의 정확도를 평가하였다. 실험 방법은 image intensifier(II)의 앞면에 grid 팬텀을 고정하였으며, leksell frame에 target 팬텀을 고정하여 영상을 얻었다. 이렇게 얻어진 영상의 왜곡을 보정하기 위하여 bilinear transform을 사용하였으며, 사용자에 따라 왜곡의 보정 정도와 병변의 위치 좌표 설정이 달라지는 문제점을 제거하기 위하여 automatic detection 방법을 개발하였다. automatic detection 방법은 DSA 영상의 grid의 교차점 위치와 leksell frame의 fiducial markers(각각 8개), target ball에 각각 적용되었다.

방 법

1. QA(Quality Assurance) 두부(Head) 팬텀

본 연구에서 개발된 localization 알고리즘의 정확성을 평가하기 위하여 leksell frame용 두부 팬텀(Fig.1)을 제작하였다. 아래 그림에서 보는 바와 같이, 팬텀은 9개의 target ball이 아크릴(Lucite) 판에 고정된 형태로 제작되었으며, target ball의 지름은 5mm, 재질은 납을 이용하였다. 본 팬텀은 target ball을 고정시키는 아크릴 판이 팬텀 바닥에 대하여 360° 회전이 가능하며, localization 알고리즘의 정확성을 검증하기 위하여 실험을 할 때, 한번의 팬텀 설치 후, 같은 조건에서 많은 양의 target 영상을 얻었다. 본 연구에서는 아크릴 판을 0°, 30°, 60°, 90° 로 회전 시켜가면서 DSA 영상

을 얻었다.

2. Grid 팬텀 제작

영상의 왜곡을 보정하기 위하여 grid 팬텀(Fig.2)을 제작하였다. 팬텀은 아래 그림에서 보는 바와같이, 18 inch(478mm)의 아크릴(Lucite) 판에 지름 1mm의 stainless steel wire를 서로 직각이 되도록 고정시켰다. 또한 각각의 wire 간격이 20mm가 되도록 제작하였으며, 위와 같은 형태로 제작한 목적은 전체 영상을 여러 개의 영역으로 분할한 뒤, bilinear transform을 적용하기 위해서이다. DSA 영상은 grid 팬텀을 II에 부착하고, leksell frame에 target 팬텀을 고정한 뒤 얻는 방식을 택하였다.



Fig 1. Target Phantom

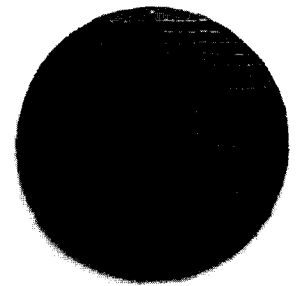


Fig 2. Grid Phantom

3. 병변 위치 계산 방법[3,4,5]

DSA 영상에서 병변의 위치를 계산하기 위해 AP와 LR의 두 방향의 영상이 사용된다. 두 방향에서 얻은 영상이 서로 수직일 필요는 없으며, 두 영상은 grid 팬텀의 line과 leksell frame의 8개의 fiducial markers와 9개의 target ball을 포함하고 있다. Target의 위치 계산 방법은 각각의 영상에서 X-ray 선원과 target ball을 연결하는 선이 localizer box와 교차하는 점을 각각 Q라 하고(Anterior, Posterior, Left, Right 면, 총 4개이다.), 각각의 A, P면 상의 Q점을 연결한 선과 L, R면 상의 Q점들을 연결한 선의 교차점을 병변의 3차원 좌표로 정의하였다.

Localization 방법을 자세히 살펴보면 다음과 같다.

첫 번째 그림(Fig.3)은 이상적인 localizer를 나타낸 것이며, 두 번째(Fig.4) 그림은 II를 통하여 얻은 영상 위의 localizer를 나타낸 그림이다. Fig.3에서, Q점을 지나 fiducial markers를 연결한 임의의 한 직선(4-3을 연결한 직선이라 하자.)에 평행한 선을 α 라하고, Fig.4에서 Q' 점과 소실점 L을 연결하는 선을 β 라고 하면, 두 직선은 Invariance Cross ratio(식-1, 식-2)라는 관계식에 의해 서로 대응하게 된다. 이러한 관계식을 이용하여 DSA 영상 위의 병변의 위치가 이상적인 localizer 위의 target의 위치로 변환된다. 결국 localization 방법은 AP와 LR영상을 이상적인 영상으로 변환한 뒤, 변환된 두 영상을 이용하여 target의 3차원적인 좌표를 계산하는 것이다.

Invariance Cross Ratio

$$\alpha = \gamma \beta / [1 + (\gamma - 1)\beta] \quad (1)$$

$$\gamma \equiv (1 - \beta_{1/2}) / \beta_{1/2} \quad (2)$$

(α : 최종 계산한 후의 Target의 좌표,
 β : 영상 위의 Target의 좌표)

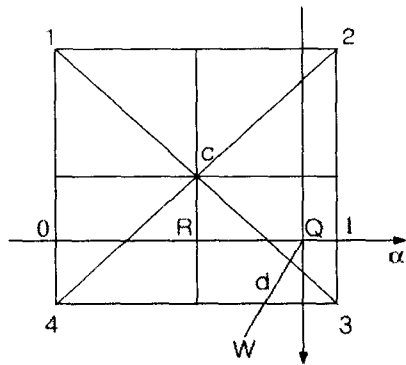


Fig 3. ideal shape Localizer

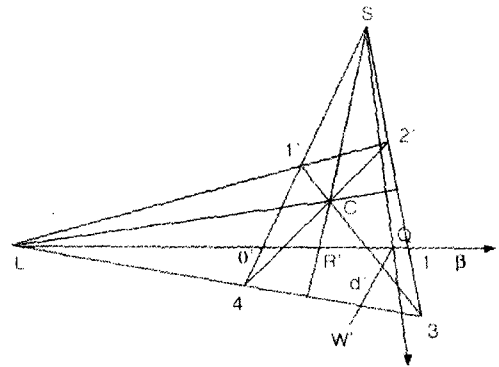


Fig 4. Localizer on DSA image

Target 위치 결정 후, 다음 단계로 영상의 크기를 고려하여 앞의 식에서 계산한 병변의 좌표를 변환하여야 한다. 배율의 결정 방법은 영상 위에서 target 이외의 임의의 한 점(전, 후, 좌, 후면의 총 4개의 점)을 잡는다. 위의 두 영상에서 보는 바와 같이 WQ의 거리를 d, W'Q'의 거리를 d'이라 하면, 두 영상의 크기 비율은 $M_Q = d'/d$ 이며, 이러한 방법을 전, 후, 좌, 우에 대하여 적용하면 각각의 영상의 배율 M_A, M_P, M_L, M_R 이 결정된다. 각각의 영상 위의 target의 위치를 $\vec{R}_A, \vec{R}_P, \vec{R}_L, \vec{R}_R$ 라 하면, 다음과 같은 관계식을 구할 수 있다.

AP면에서 target을 포함하는 직선 : \vec{R}

$$\vec{R} = \vec{R}_A + \delta (\vec{R}_P - \vec{R}_A) \quad (3)$$

LR면에서 target을 포함하는 직선 : \vec{R}

$$\vec{R} = \vec{R}_R + \epsilon (\vec{R}_L - \vec{R}_R) \quad (4)$$

위의 (식-3)과 (식-4)에서 δ 와 ϵ 의 값을 변화시키면, target의 위치 \vec{R} 을 계산할 수 있다.(이것을 \vec{R}_T 라고 하자.)

정확한 target의 위치를 계산하기 위하여 영상 사이의 배율을 고려해야 하는데, 두 영상의 배율은 다음과 같은 관계식(식-5, 식-6)에 의하여 구할 수 있다.

AP 영상의 배율 : $M_{T,AP}$

$$1/M_{T,AP} = 1/M_A + \delta_T(1/M_P - 1/M_A) \quad (5)$$

LR 영상의 배율 : $M_{T,LR}$

$$1/M_{T,RL} = 1/M_R + \varepsilon_T(1/M_L - 1/M_R) \quad (6)$$

(단 , $\delta_T = (\vec{R}_T - \vec{R}_A) \cdot (\vec{R}_P - \vec{R}_A) / |\vec{R}_P - \vec{R}_A|^2$

$$\varepsilon_T = (\vec{R}_T - \vec{R}_R) \cdot (\vec{R}_L - \vec{R}_R) / |\vec{R}_L - \vec{R}_R|^2$$

δ_T, ε_T : (식-3)과 (식-4)에서 target 의 좌표 \vec{R}_T 을 계산할 때 결정된 δ, ε 값)

결국 정확한 target의 위치는 (식-3), (식-4)에서 결정된 target의 위치에 (식-5)와 (식-6)에서 결정된 배율을 곱함으로써, 얻을 수 있다.

4. Automatic Detection Algorithm.

본 알고리즘은 영상의 왜곡과 target 위치 계산 과정에서 필요한, fiducial markers, target ball과 grid의 교차점을 찾는 과정에서, 사용자 실수에 의해 발생할 수 있는 오차를 최대한 줄이기 위해 개발이 되었다. 이러한 알고리즘은 다음에서 보는 바와 같이 두 종류로 나누어 질 수 있다.

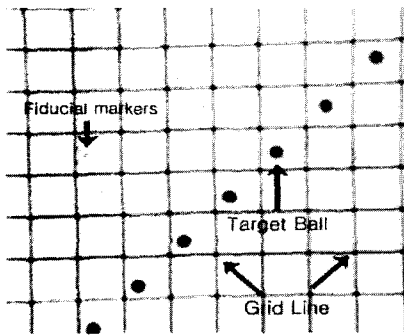


Fig 5. Target ball, fiducial markers, grid line

1) Line Detection Method[1,2]

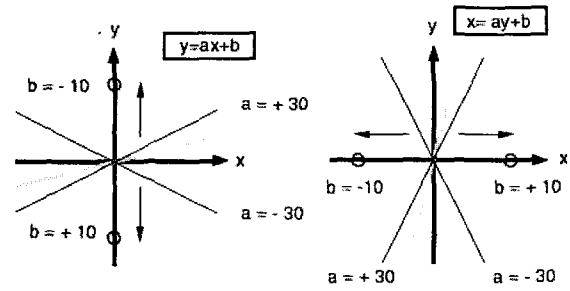


Fig 6. Line detection method
(Gray line : grid line)

위 방법은 DSA 영상에서(Fig 5) grid 교차점과 leksell frame의 fiducial markers를 찾기 위해 개발되었다. 교차점 계산 방법은 gray 영상(Original image)에서 가로, 세로 두 방향의 직선을 찾아내어 두 직선의 교차점을 계산하는 방식이며, 기본적인 가정은 gray 영상에서 직선이라 판단되는 부분을 따라 픽셀 값을 합하면, 픽셀 값의 합이 최소가 된다는 것이다 (Fig 5).

방법은 gray 영상에서 grid 교차점이라고 생각되는 부분을 사용자가 임의로 표시한다. 사용자가 표시한 점을 중심으로 grid 교차점을 구하기 위한 가로, 세로 길이가 40 픽셀인 사각형을 구성한다. 먼저, 가로 방향의 grid를 찾기 위해, 사용자가 임의로 표시한 점을 기준으로 $y=ax+b$ (초기 조건 : $a = 0, b =$ 사용자가 표시한 점)라는 직선을 가정한다. 다음, 직선에서 a값을 각각 1° 간격으로 -30° 에서 30° 까지 변화시키고, b 값을 -10 픽셀에서 10 픽셀까지 변화시키면서, 사각형의 왼쪽부터 오른쪽까지 grid line 위의 픽셀 값의 평균을 구한다. 만약 픽셀 값의 평균이 최소가 되면, 계산에 의해 얻어진 직선이 gray 영상의 직선과 같다고 결론 지을 수 있다. 위와 같은 방법을 세로 방향 직선에 적용하고(단, 세로 방향의 직선은 $x = ay+b$ 로 가정한다.), 두 직선을 이용하면, grid 교차점을 계산할 수 있다. 첫 번째 교차점 위치가 결정된 후, 다음 grid 교차점은 앞에서 계산된 점을 기준으로 20mm(약 40 픽셀) 이동한 점이 grid 교차점이라고 가정을 하고, 위의 방법을 반복한다. 위와 같은 방법을 전체 영상에 대해 적용하면 모든 교차점을 계산할 수 있다.

2) Target Ball Detection[1,2,7,9]

5. 왜곡 보정(Distortion Correction Method)[1,2,6,7,8]

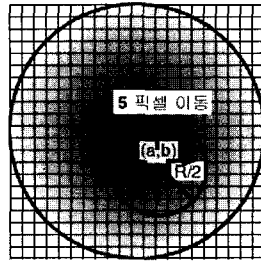
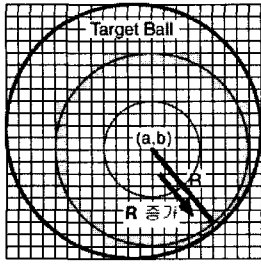


Fig 7. Gradient image
(Radius calculation)

Fig 8. Gray image
(center calculation)

위 방법은 DSA 영상에서 target 위치 계산에 사용되며, sobel filter를 취한 gradient 영상과 filtering을 하지 않은 gray 영상을 사용한다. 먼저 gray 영상을 sobel filter를 사용하여 gradient 영상으로 filtering 한 후, 사용자가 target ball의 위치라고 생각되는 부분을 임의로 표시한다. 다음으로 표시한 점을 기준으로 임의의 원($r = (x - a)^2 + (y - b)^2$ 초기조건 : $r = 1$, $a, b =$ 사용자가 표시한 점의 x, y 좌표)을 구성한다. 원의 반지름을 1 픽셀씩 증가시키면서, 원주를 따라 픽셀 값을 합한다.(Fig.7) 픽셀 값의 합이 최대가 되면, 여기서 구한 원의 반지름을 target ball의 반지름이라고 가정한다. 다음으로 gray 영상에서 앞에서 구한 원의 반지름의 1/2이 되는 원을 구성하고, x 와 y 의 좌표를 각각 5픽셀씩 상하 좌우로 이동하면서, 이 원의 내부에 있는 픽셀 값을 합한다(Fig.8). 픽셀 값의 합이 최소가 되면 이것이 원의 중심이라고 생각할 수 있다. 처음 계산한 원의 반지름의 1/2을 반지름으로 하는 원의 내부에 있는 픽셀 값을 합한 이유는 target ball 영상이 X-ray의 scattering과 II의 veiling glare 같은 현상에 의해서 영향을 받을 수 있기 때문이다. 이러한 현상은 target ball을 통과하여 영상을 만드는 X-ray의 양에 영향을 미칠 수 있기 때문에, 이러한 현상이 일어날 확률이 적다고 판단되는 target ball의 내부에서 픽셀 값을 합한 것이다. 최종적인 원의 중심은 위와 같은 연산을 gray 영상과 gradient 영상에서 몇 번 수행한 뒤, 반지름과 원의 중심의 좌표 값의 변화가 없으면, 이것이 원의 반지름이라고 결론지을 수 있다

영상 왜곡 보정 방법은 affine transform, bilinear transform, polynomial transform등, 몇 가지 방법이 있는데, 왜곡을 보정하기 위해 어떤 transform을 선택하느냐는 영상의 왜곡된 형태와 grid 사이의 간격에 따라 사용자가 선택하는 것이다. 본 연구에서는 grid 사이의 간격이 20mm이고 컴퓨터 연산 속도를 고려하여 bilinear transform을 사용하였다.

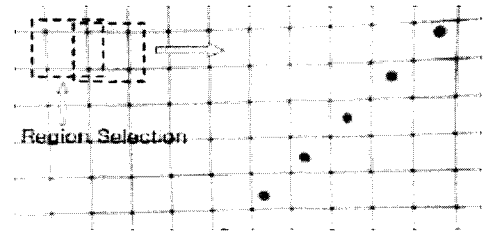


Fig 9. DSA original image

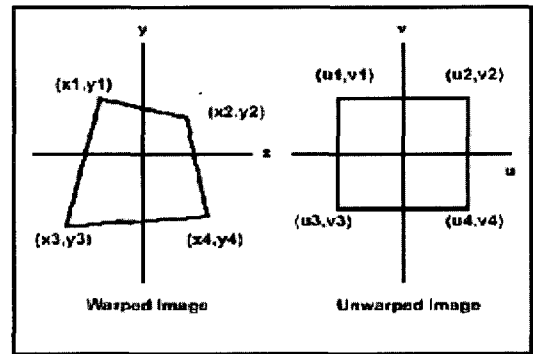


Fig 10. distorted image and corrected image

$$x = \sum_{i=0}^{i=N} \sum_{j=0}^{j=N} A_{ij} u^i v^j \quad (7)$$

$$y = \sum_{i=0}^{i=N} \sum_{j=0}^{j=N} B_{ij} u^i v^j \quad (8)$$

Transform을 적용하기에 앞서, grid 사이의 간격을 고려하여 사각형을 구성하는 line이 직선인지, 곡선인지 판단하여야 한다. 본 연구에서 사용한 팬텀의 grid 사이의 간격이 20mm이므로, 각각의 선들은 직선이라고 가정하였다. Grid 팬텀을 이용하여 얻은 DSA 영상

에는 Fig.9 에서 보는 바와 같은 수많은 사각형이 있다. 이중에서 Fig.9 에서 보는 바와 같이, 먼저 한 영역을 선택한다. 이 선택된 영역에 bilinear transform을 적용하고, 다음 영역으로 이동해 가면서 계속해서 transform을 적용한다.

Bilinear transform에 대해 살펴보면, Fig.10에서, 왼쪽에 보이는 이미지는 왜곡된 영상이고, 오른쪽에 보이는 영상이 왜곡이 제거된 영상이며, 두 영상 사이의 관계는 (식-7)과 (식-8)로 나타낼 수 있다. 두 식에서 x와 y, u와 v는 각각 왜곡된 영상과 왜곡이 제거된 영상 상의 좌표이고, A와 B값은 변수이다. u와 v의 값은 왜곡이 보정된 후의 영상라고 가정을 하였기 때문에, 정사각형이 되도록 사용자가 임의로 설정한다. x, y와 u, v값을 대입한 후, A와 B 값은 다음과 같은 행렬을 이용하여 계산하였다.

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & u_1 & v_1 & u_1v_1 \\ 1 & u_2 & v_2 & u_2v_2 \\ 1 & u_3 & v_3 & u_3v_3 \\ 1 & u_4 & v_4 & u_4v_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_{00} \\ A_{01} \\ A_{10} \\ A_{11} \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \\ y_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & u_1 & v_1 & u_1v_1 \\ 1 & u_2 & v_2 & u_2v_2 \\ 1 & u_3 & v_3 & u_3v_3 \\ 1 & u_4 & v_4 & u_4v_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} B_{00} \\ B_{01} \\ B_{10} \\ B_{11} \end{bmatrix}$$

4×4의 행렬식을 풀기 위하여 본 연구에서는 gauss elimination 방법을 사용하였다.

A, B 값이 결정되면, (식-7)과 (식-8)에 (u, v)와 A, B값을 대입하여, (x, y) 좌표를 구한 뒤, original 영상에서 그 좌표에 해당하는 픽셀 값을 읽어, (u, v)로 설정된 임의의 영상 위의 픽셀에 채운다. 이와 같은 방법을 전 영역의 영상에 대하여 실행한다. 단, 다른 (u, v)값을 이용하여 계산된 (x, y) 좌표 값이 같은 경우, gray level을 interpolation하여 픽셀 값을 결정한다. 본 연구에서 사용한 interpolation 방법은 픽셀 값이 결정되지 않은 픽셀 근처의 4개 픽셀의 픽셀 값을 이용하여 interpolation하는 bilinear interpolation을 사용하였다. Bilinear interpolation은 다음과 같다.

$$\nu(x', y') = ax' + by' + cx'y' + d \quad (9)$$

($\nu(x', y')$: (x', y')의 픽셀 값. a, b, c, d : 변수)

위의 (식-9)에서 (x', y')의 주변의 4개 픽셀의 값을 이용하면, a, b, c, d를 결정할 수 있고, 결정되지 않은 $\nu(x', y')$ 의 픽셀 값도 쉽게 결정할 수 있다.

6. 왜곡 보정 순서

이미지 왜곡 보정 순서를 살펴보면, 다음과 같다. 먼저 DSA original 영상에서 ROI(Regio of Interest)를 선택한다. 선택된 영역에서 line detection 방법을 사용하여 각각의 grid의 교차점을 계산한다. 계산된 결과를 이용하여 Bilinear transform을 적용하고, 이미지에서 fiducial markers와 target ball의 위치를 계산하여, 중앙의 위치를 계산한다.

결 과

1. Error Estimation

본 연구에서 DSA 영상에 나타난 왜곡 현상을 확인할 수 있었다. 또한, bilinear transform을 이용하여 영상의 왜곡을 보정한 결과, 보정하기 전에 곡선으로 보이던 grid line이 왜곡을 보정한 후 직선의 형태로 바뀐 것을 볼 수 있었다. Localization 오차는 보정된 영상에서 계산한 target ball의 좌표와 팬텀의 target ball의 절대 좌표와의 값의 차이를 이용하여 계산하였다. 계산 방법은 (식-10)과 같다.

$$\text{오차} : \Delta r = \pm \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2} \quad (10)$$

($\Delta x, \Delta y, \Delta z$: 절대 좌표와 계산 좌표의 차이)

실험에서 DSA 영상은 0°, 30°, 60°, 90° 로 팬텀을 회전시켜가면서 얻었으며, 각각 영상의 9개 Target ball에서, ROI에 포함되어 왜곡이 제거된 7개 target ball에 대해서만 최종 오차를 계산하였다.

Table 1. Localization Errors(1~7 : Target Number)

Localization Errors (단위 mm)								
	0°		30°		60°		90°	
	보정 전	보정 후	보정 전	보정 후	보정 전	보정 후	보정 전	보정 후
	1	0.44	0.33	0.48	0.33	0.40	0.19	0.58
2	0.57	0.30	0.60	0.32	0.32	0.28	0.40	0.45
3	0.30	0.18	0.35	0.43	0.28	0.26	0.27	0.30
4	0.50	0.42	0.20	0.28	0.22	0.18	0.28	0.26
5	0.30	0.26	0.53	0.30	0.24	0.26	0.35	0.15
6	0.60	0.22	0.62	0.19	0.53	0.23	0.34	0.25
7	0.42	0.22	0.50	0.23	0.48	0.28	0.65	0.34

평균오차 : $\Delta r = \pm 0.34mm$

2. 왜곡 보정 영상과 Automatic Detection 방법 적용 영상.

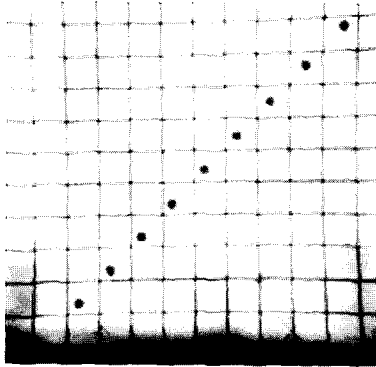


Fig 11. DSA original image

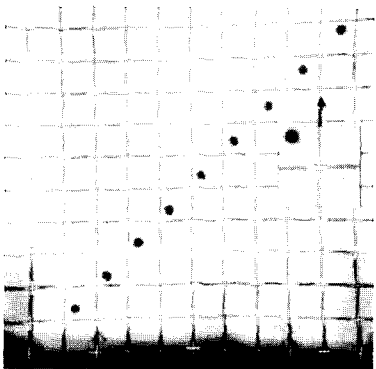


Fig 12. Grid detection image

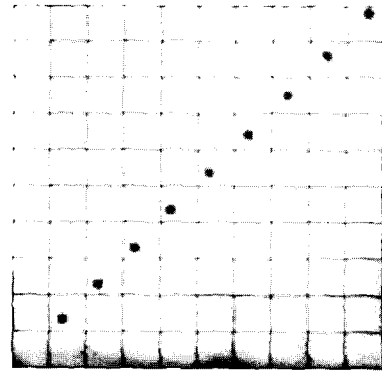


Fig 13. distortion corrected image

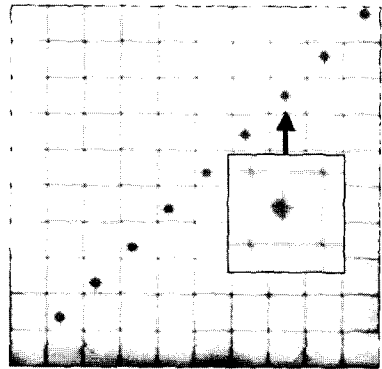


Fig 14. Target detection

고찰 및 결론

실험 결과에서 오차 범위는 $\pm 0.34mm$ 이었다. 오차 범위가 한 픽셀 정도의 크기를 가지고 있는데, 오차의 크기가 위와 같은 이유는 몇 가지로 요약하여 말할 수 있다.

첫째, 실험 장비의 설치에서, 특히 leksell frame에 target 팬텀을 고정함에 있어서 frame 중심과 팬텀 중심이 정확하게 일치하지 않았을 가능성이 있다. 이것은 팬텀의 절대 좌표에 영향을 준다.

둘째, grid line과 fiducial markers, target ball의 위치를 자동으로 찾기 위하여 개발된 방법은 최소한 한 픽셀 정도의 값의 오차 범위를 가지고 있는데, 이것이 target의 위치를 계산하는데 있어서 오차의 크기에 영향을 줄 수 있다.

하지만, 왜곡을 보정 전보다, 보정 후에 localization 오차가 감소함을 확인할 수 있었다. 또한 DSA 영상에서 5번째 target ball을 중심이라 가정하고, 다른 target ball의 상대적인 위치를 계산하여 본 결과, 오차의 범위가 줄어드는 것을 확인할 수 있었다. 이것으로 미루어보아 localization 알고리즘과 왜곡 보정 알고리즘이 정확하게 구현되어, 영상에 적용이 되었다는 것을 알 수 있었다.

따라서 본 연구에서 개발된 왜곡 보정을 위한 알고리즘과 localization 알고리즘은 DSA 영상에서 target의 위치를 계산하는데 적합한 것으로 판단된다. 또한 실험 장비 설치 오차를 줄일 수 있다면, 최종 localization 오차의 크기는 더욱 감소할 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

1. Ioannis Pitas, *Digital Image Processing Algorithms*. Prentice Hall.
2. Rafael C. Gonzalez. Richard E. Woods, *Digital Image Processing*. Addison Wesley.
3. Robert L. Siddon, Ph.D. and Norman H. Barth, Ph.D., *Stereotaxic Localization Of intracranial Targets*, I. J. Radiation Oncology, Biol. Phys., Vol 13, pp. 1241-1246
4. C.B., Ayyangar K., Suntharalingam N., *Coordinate transformations and calculation of the angular and depth parameters for stereotactic system*. Med. Phys. 1987 :14(6);1042-1044
5. Yeung D., Palta J., Fontanesi J., Kun L., *Systematic analysis of errors in target localization and treatment delivery in stereotactic radiosurgery(SRS)*. Int.J. Oncol. Biol. Phys. 1994 : 28 ; 493-498
6. Dev P. Chakraborty., *Image intensifier distortion correction.*, Med. Phys. 1987:14(2); 249-252.
7. Hiroshi Fujita, Kunio Doi, and Laura E. Fencil, *Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography.2. Computerized determination of vessel sizes in digital subtraction angiography*. Med. Phys. 14(4), Jul/Aug 1987:549-556
8. Ed Gronenschild, *Correction for geometric distortion in the x-ray imaging chain:Local technique versus global technique*. Med. Phys. 26(2), December 1999:2602-2616
9. R. Luhta and J. A. Rowlands., *Original of flare in x-ray image intensifiers.*, Med. Phys, 17(5). Sep/Oct 1990:913-921

Optimal Localization through DSA Distortion Correction for SRS

Dong-Hoon Shin*, Tae-Suk Suh*, Soon-Nyung Huh†, Byung-Chul
Son†, Hyung-Koo Lee*, Bo-Young Choe*, Kyung-Sub Shinn*

*Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine,
The Catholic University of Korea**
Codisoft. Co. Ltd†,

Dept. of Neurological Surgery Kang-Nam St. Mary's Hospital. †

In Stereotactic Radiosurgery (SRS), there are three imaging methods of target localization, such as digital subtraction Angiography (DSA), computed tomography (CT), magnetic resonance imaging (MRI). Especially, DSA and MR images have a distortion effect generated by each modality. In this research, image properties of DSA were studied.

A first essential condition in SRS is an accurate information of target locations, since high dose used to treat a patient may give a complication on critical organ and normal tissue. But previous localization program did not consider distortion effect which was caused by image intensifier (II) of DSA. A neurosurgeon could not have an accurate information of target locations to operate a patient. In this research, through distortion correction, we tried to calculate accurate target locations. We made a grid phantom to correct distortion, and a target phantom to evaluate localization algorithm. The grid phantom was set on the front of II, and DSA images were obtained. Distortion correction methods consist of two parts: 1. Bilinear transform for geometrical correction and bilinear interpolation for gray level correction. 2. Automatic detection method for calculating locations of grid crosses, fiducial markers, and target balls.

Distortion was corrected by applying bilinear transform and bilinear interpolation to anterior-posterior and left-right image, and locations of target and fiducial markers were calculated by the program developed in this study. Localization errors were estimated by comparing target locations calculated in DSA images with absolute locations of target phantom. In the result, the error in average with and without distortion correction is ± 0.34 mm and ± 0.41 mm respectively.

In conclusion, it could be verified that our localization algorithm has an improved accuracy and acceptability to patient treatment.

Keyword : stereotactic radiosurgery (SRS), distortion correction, localization algorithm, target phantom and grid phantom, automatic detection algorithm.