J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 23, No. 5, 365-373, 2002

디지털 혈관 조영상의 기하학적 왜곡 보정을 위한 모의 실험 연구

진호상 · 신동훈 · 허순녕 · 곽철은 · 최보영 · 이형구 · 서태석

가톨릭대학교 의공학교실

(2002년 6월 26일 접수, 2002년 10월 17일 채택)

Simulation Study for the Distortion Correction of Digital Angiographic Images using Geometric Transformation

Ho-Sang Jin, Dong-Hun Shin, Soon-Nyung Huh, Chul-Eun Kwark,
Bo-Young Choe, Hyoung-Koo Lee, Tae-Suk Suh

Department of Biomedical Engineering, The Catholic University of Korea

(Received June 26, 2002. Accepted October 17, 2002)

요 약 : 병변의 정확한 위치 결정은 정위적 방사선 수술에서 정상조직을 보호하고 방사선을 정확히 병변에 조사하기 위하여 매우 중요하다. 병변의 검출 및 위치 결정에 보편적으로 사용되는 디지털 혈관조영술에서는 영상증배관의 기하학적 특성으로 인해 영상이 중심부로 휘는 바늘겨레 왜곡이 발생하게 된다. 이러한 왜곡은 병변 위치 결정의 오차를 증가시키므로 보정해주어야만 한다. 본 연구에서는 이러한 왜곡을 보정하기 위하여 바늘겨레 왜곡을 모사한 영상을 만들었다. 이렇게 만든 왜곡 모사 영상을 기하학적 변환 방법인 bilinear 변환과 polynomial 변환을 사용하여 보정하였다. 이러한 보정 방법으로 왜곡을 보정한 영상과 왜곡되지 않았을 때의 영상을 모사한 원영상과의 각 화소값과의 차이를 구하여 통계적인 오차를 계산하였다. 보정 결과 두 변환 방법 모두에서 원 영상과의 오차가 2% 이내로 보정 효과가 있음을 확인할 수 있었다. 또한 서로 다른 두 보정 방법간의 비교에서는 전 영역에서 거의 같은 오차를 나타냄으로써 두 보정 방법간의 차이가 나타나지 않음을 확인하였다.

Abstract : Accurate localization of target lesion is required to protect normal peripheral tissue and irradiate exactly to tumors in stereotactic radiosurgery(SRS). Digital angiography is one of the most effective diagnostic tools to detect and identify the target tumors. However, it shows pincushion distortion due to the characteristics of the image intensifier. We have implemented a simulation study for the correction of distortion using the geometric transformation. Phantom images were produced with noise levels of 20, 30 and 40%, and compared about the image statistics corrected using bilinear and polynoimal transformation. In conclusion, the geometric transformation could effectively be used for the pincushion distortion of image intensifier and there was no significant different between two methods indicating 2% correction error from the ideal image in all cases.

Key words : Digital angiography, Stereotactic radiosurgery, Pincushion distortion, Geometric transformation

서 론

정위적 방사선 수술이란 정위적 장비를 이용하여 환자를 고정한 상태에서 확인된 특정 병소 부위에만 많은 양의 방사선을 정밀하게 조사하는 방법이다. 따라서 보다 효과적인 방사선 수술을 위해서는 병소의 정확한 검출과 위치 결정이 선행되어야 한다[1, 2].

통신저자 : 서태석, (137-040) 서울특별시 서초구 반포동 505
가톨릭대학교 의공학교실
Tel. (02)590-2414, Fax. (02)532-1779
E-mail. suhsanta@catholic.ac.kr

디지털 혈관조영술은 병소의 위치를 결정하는데 활용되는 중요한 방법 중의 하나이다. 그런데 디지털 혈관조영술은 영상증배관(image intensifier)의 기하학적 특성으로 인해 영상이 중심부로 휘는 현상이 발생하는데 이를 바늘겨레 왜곡(pincushion distortion)이라고 한다[3](그림 1). 따라서 이러한 디지털 영상은 정위적 방사선 수술을 위한 병변의 위치결정에 활용되기 위해서는 보정되어야 한다.

신동훈 등[1]은 이러한 왜곡을 보정하기 위해 특별히 설계된 팬톰을 만들고 bilinear 변형을 이용해 왜곡 보정을 수행하였다. Lee 등[4]에 의해 영상증배관에 의한 영상의 바늘겨레 왜곡은 이차 방정식을 따른다고 알려져 있다. 본 연구에서의

영상 왜곡도 이차 방정식을 이용하여 만들어 졌다. David과 그 동료들[5]은 2차 polynomial warp 방정식을 활용하여 심장 혈관조영상의 움직임에 대한 보정을 시행하였다. John 등[6]은 왜곡 영상의 전 영역을 다중 삼각형 지역으로 나누어 변환식을 이용하여 바늘겨레 왜곡을 보정하였다. Chakrabory[7]은 1차 선형 변환(linear transformation)방법을 사용하여 영상증배관의 왜곡을 보정하였으나 왜곡의 보정 효과를 계산하는 것에 대해서는 언급하지 않았다.

본 연구는 기본적으로 신동훈 등[1]의 연구를 바탕으로 하고 있다. 그의 연구에서는 앞뒤(anterior to posterior) 투사 영상과 측면(left to right) 투사 영상을 이용하여 타겟의 위치를 결정하는 방법으로 영상의 왜곡 보정 후에 평균적으로 0.13mm의 병변 위치 결정 정확도가 향상되어 왜곡 보정 효과가 있었음을 보였다. 이 연구 논문 중 다른 논문들과 차별되는 방법인 영상을 작은 사각형의 격자들로 나누어 변환을 시행하는 점은 그대로 답습하되, 투사 영상들로부터 획득한 타겟 위치의 상대적 차이로 영상 왜곡의 보정 정도을 찾는 방법 대신 영상 자체의 정보로부터 영상의 왜곡 보정 정도를 찾고자 하였다. 또한 그 논문에서는 2차 이상의 polynomial 변환을 활용할 경우 보정 효과가 향상될 수 있다는 점을 제시하였다. 본 연구에서는 이러한 영상 왜곡을 보정하기 위하여 왜곡된 영상을 모사한 영상을 만들고, 기하학적 왜곡 보정 방법을 적용하여 보정된 영상과 원영상간의 통계적 차이점을 분석하였다. 기하학적 보정 방법으로 기존에 활용되었던 방법인 bilinear 변환과 새로운 방법인 2차 polynomial 변환을 사용하여 왜곡 보정 효과를 검출하고 서로 간의 결과를 비교 분석하였다.

방 법

1. 모사영상의 제작

일반적으로 디지털 혈관조영술에서 획득되는 영상의 크기인 512×512 행렬 크기의 영상에 왜곡 보정의 참조점이 되는 정사각형의 가로 세로 각각 폭 30화소, 두께 3화소의 격자선들을 가정하였다. 이때 한 화소의 크기는 실제 디지털 혈관조영술에서 얻어지는 값과 비슷한 0.67mm가 되도록 하였다. 따라서 한 격자선의 길이는 대략 20mm이다. (그림 2)

왜곡이 없을 경우를 가정하고 그림 3과 같이 방사선에 의하여 영상증배관에 맺혀지는 신호를 모사하기 위하여 최대 화소값의 20%, 30%, 40%에 해당하는 백색 잡음(white noise)을 섞어 피사체 없이 조사된 X선 영상의 모사 영상을 생성하였다. 이때 백색 잡음의 위치 좌표는 컴퓨터를 통해 임의적으로 생성된 값이 활용되었다.

또한 그림 4와 같이 바늘겨레 왜곡이 발생한 것을 가정하고 마찬가지 방법으로 최대 화소값의 20%, 30%, 40%에 해당하는 백색 잡음을 섞어 모사 왜곡 영상을 생성하였다.

모사된 왜곡 영상인 그림 4를 실제 획득된 영상(그림 1)과

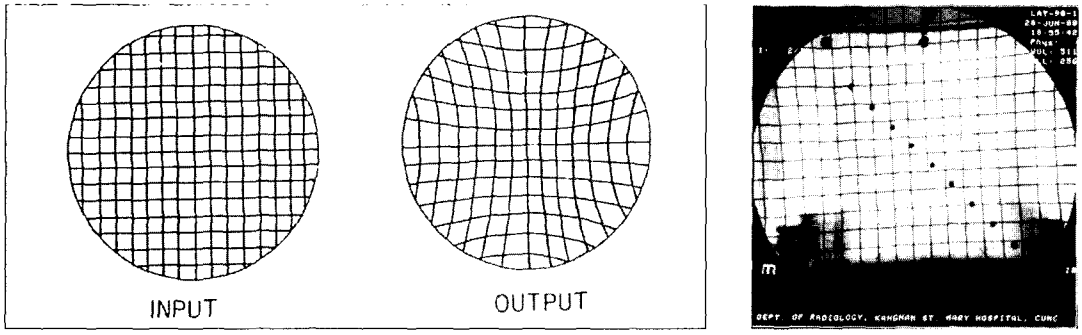


그림 1. 바늘겨레 왜곡과 실제 DSA 영상
Fig. 1. Pincushion distortion and real image of DAS

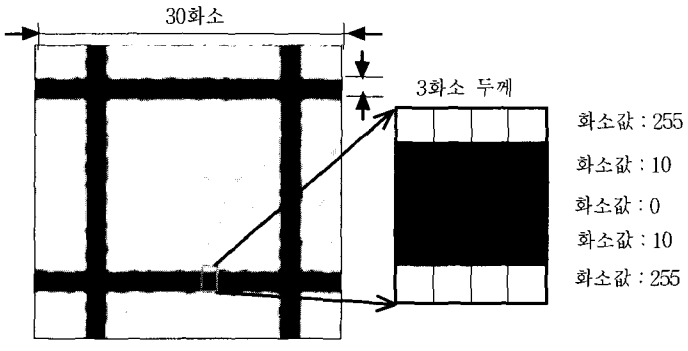


그림 2. 가정된 왜곡이 되지 않은 영상의 화소값(화소값 : 흑색(0), 백색(255))
Fig. 2. Pixels of assumed undistorted image(Pixel value : black(0), white(255))

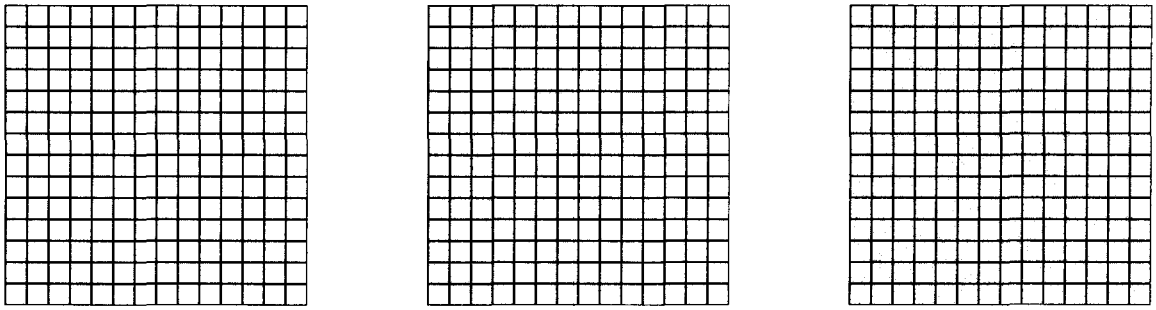


그림 3. 가정된 왜곡이 되지 않은 영상들
Fig. 3. Assumed undistorted images

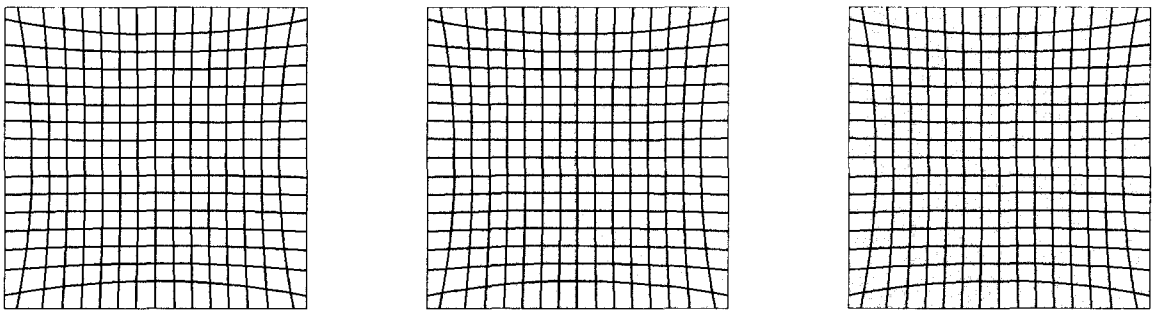


그림 4. 모사된 왜곡 영상들
Fig. 4. Simulated distorted images

비교해보면 모사된 영상의 왜곡이 약간 과장되어 있다는 것을 확인할 수 있다. 이는 왜곡 보정 효과의 측정을 용이하게 하기 위하여 실제 디지털 혈관조영술에서 획득되는 영상의 왜곡보다 모사 영상에서 왜곡을 약간 과장해 주었기 때문이다.

2. 기하학적 왜곡 보정

기하학적 변환 방법에는 affine 변환, perspective 변환, bilinear 변환, polynomial 변환 등이 있다. Affine 변환은 perspective 변환의 특별한 형태로서 변형된 사각 격자의 두 대변이 평행을 유지한 채 변형 되었을 때만 활용될 수 있는 방법이다. Perspective 변환은 변형된 사각격자의 한 대변만 평행을 유지한 채 나머지 두 대변의 연장선이 교차하여 하나의 소실점(vanishing point)을 만드는 경우 활용이 가능한 방법이다. Bilinear 변환은 polynomial 변환의 특이한 형태로서 두 변환 모두 변형된 사각 격자의 두 대변이 평행하지 않으면서 두 대변의 연장선이 교차하여 두 개의 소실점을 갖는 경우 활용될 수 있다. 바늘겨레 왜곡은 이미지의 확대, 축소, 회전, 평행이동, 기울임 등 거의 모든 기하학적 변환을 포함하기 때문에 변형 후 사각 격자의 평행이 보장되지 않는다. 이러한 것을 고려하여 적용할 수 있는 변환 방법은 다음과 같은 polynomial 변환뿐이다[4, 5].

$$u = \sum_{i=0}^{N}\sum_{j=0}^{N-i} a_{ij}x^i y^j, \quad v = \sum_{i=0}^{N}\sum_{j=0}^{N-i} b_{ij}x^i y^j \tag{1}$$

여기서, x, y, u, v는 각각 그림 5에 나와 있는 변환 전후의 좌표값이며, a와 b는 변환 상수로 구해져야 하는 미지수이다. N은 변환을 위한 차수이다.

식 (1)은 polynomial 변환을 위한 기본 수식으로 N=1인 경우를 bilinear 변환이라 한다. 따라서 bilinear 변환은 polyno-

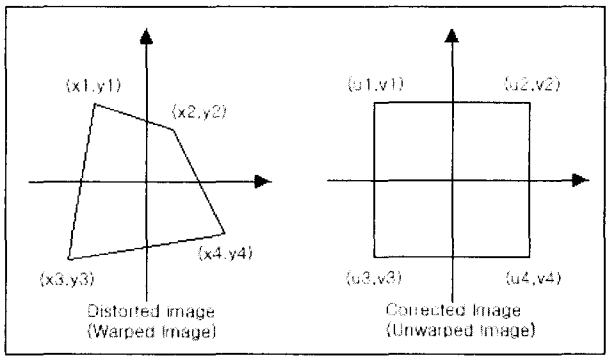


그림 5. 왜곡된 영상과 보정된 영상
Fig. 5. Distorted image and corrected image

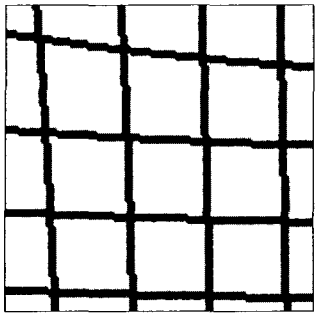


그림 6. 확대된 왜곡 영상
Fig. 6. Magnified distorted image

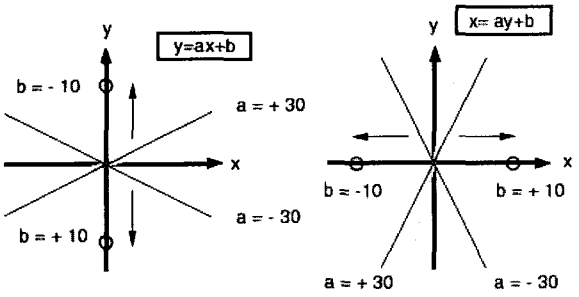


그림 7. 임의로 기울어진 두 수직선과 수평선의 교차점을 구하는 선 검출 방법
Fig. 7. Definition of horizontal and vertical lines of the grid patterns

mial 변환 중 특별한 경우를 지칭하는 변환 방법이다. 본 연구에서는 N=1인 경우와 N=2인 경우 대하여 각각 왜곡을 보정하고 차이점을 비교해 보았다. 용어의 혼선을 피하기 위하여 N=1인 경우는 bilinear 변환으로 N=2인 경우는 polynomial 변환으로 지칭하기로 한다.

이러한 두 변환 방법을 이용한 기본적인 변형 모양은 그림 5와 같다. 따라서 기하학적 변환 방법을 이용한 왜곡 보정은 왜곡된 사각형의 격자를 직사각형 격자가 되도록 보정하는 것이다. 그런데 그림 6과 같이 왜곡 영상의 격자선은 직선이 아니라 곡선이다. 영상의 왜곡이 가장 심한 최외곽 사각형 한 변의 양 끝 점을 지나는 원을 가정하면 양 끝점에서 접선의 기울기와 직교하는 두 법선이 만나는 점이 원의 중심점이 된다. 이때 이 원의 대략적인 곡률은 1/440mm^{-1}, 중심각은 4.3°가 되며 그 곡선의 길이는 대략 33mm이다. 한편 이를 직선으로 가정하고 그 변의 길이를 구하면 32mm가 된다. 가장 왜곡이 심한 최외곽에서 두 길이의 차이가 실제 길이의 3%이내이므로 전 영상에서 곡선을 직선으로 가정하여 왜곡 보정을 시행해 주었다.

식 (1)에 의한 각각의 변환을 위한 행렬식은 식 (2), 식 (3)과 같다.

$$\begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2y_2 \\ 1 & x_3 & y_3 & x_3y_3 \\ 1 & x_4 & y_4 & x_4y_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{00} \\ a_{01} \\ a_{10} \\ a_{11} \end{pmatrix},$$

$$\begin{pmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \\ v_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2y_2 \\ 1 & x_3 & y_3 & x_3y_3 \\ 1 & x_4 & y_4 & x_4y_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} b_{00} \\ b_{01} \\ b_{10} \\ b_{11} \end{pmatrix} \quad (2)$$

Bilinear 변환 행렬

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \\ u_5 \\ \cdots \\ u_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1y_1 & x_1^2 & y_1^2 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2y_2 & x_2^2 & y_2^2 \\ 1 & x_3 & y_3 & x_3y_3 & x_3^2 & y_3^2 \\ 1 & x_4 & y_4 & x_4y_4 & x_4^2 & y_4^2 \\ 1 & x_5 & y_5 & x_5y_5 & x_5^2 & y_5^2 \\ & & \cdots & & & \\ 1 & x_n & y_n & x_ny_n & x_n^2 & y_n^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{00} \\ a_{10} \\ a_{01} \\ a_{11} \\ a_{20} \\ a_{02} \end{bmatrix},$$

$$\begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \\ v_4 \\ v_5 \\ \cdots \\ v_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1y_1 & x_1^2 & y_1^2 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2y_2 & x_2^2 & y_2^2 \\ 1 & x_3 & y_3 & x_3y_3 & x_3^2 & y_3^2 \\ 1 & x_4 & y_4 & x_4y_4 & x_4^2 & y_4^2 \\ 1 & x_5 & y_5 & x_5y_5 & x_5^2 & y_5^2 \\ & & \cdots & & & \\ 1 & x_n & y_n & x_ny_n & x_n^2 & y_n^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} b_{00} \\ b_{10} \\ b_{01} \\ b_{11} \\ b_{20} \\ b_{02} \end{bmatrix} \quad (3)$$

Polynomial 변환 행렬

여기서 n은 참조점의 개수이다.

식 (2)에서 알 수 있듯이 bilinear 변환을 위한 변환상수는 변환식이 정사각 행렬이므로 변환 전·후 각각 4개의 변환 참조점을 식에 대입한 후 Gauss-Jordan 소거법을 이용하여 변

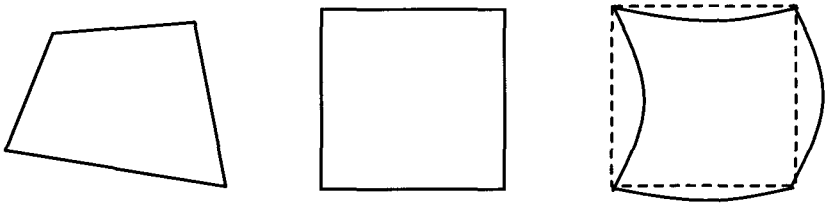


그림 8. Bilinear 변형 사용시 문제점(참조점 : 4개)
Fig. 8. Problem with bilinear transformation (Reference points : 4 points)

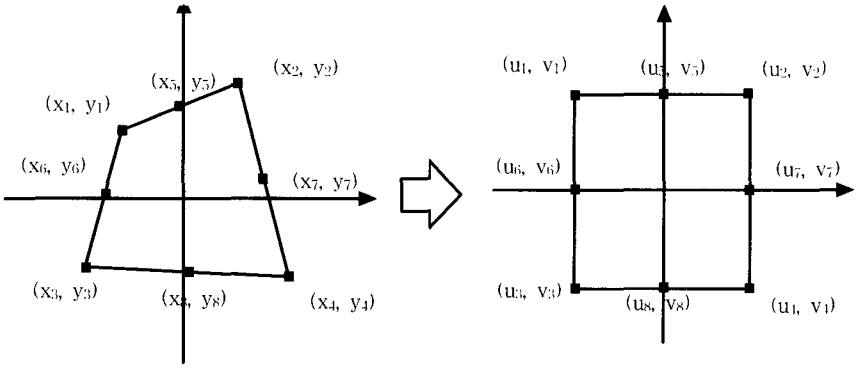


그림 9. 변형을 위한 참조점
Fig. 9. Reference points for transformation

환상수 a와 b 벡터값을 구하면 된다. Polynomial 변환의 경우는 변환 상수가 6개이므로 변환 전·후 최소 6개의 변환 참조점을 대입해 주어야 한다. 그런데 bilinear 변환의 경우 실제 적용에 있어서는 보정 후의 이미지가 직사각형 모양을 갖지 못하고 그림 8과 같이 임의로 휘는 현상이 나타났다.

한편, polynomial 변환의 변환식은 변환 행렬식이 정사각 행렬이 아니므로 직접 Gauss-Jordan 소거법을 사용하여 변환 상수를 구하는 것이 불가능하다. 따라서 해를 구하기 위해 식 4와 같은 유사 역변환 풀이법(pseudo-inverse solution)이 활용된다[7].

$$U=WA$$
$$W^TU=W^TWA$$
$$\therefore A=(W^TW)^{-1}W^TU \quad (4)$$
(마찬가지로 하면, $B = (W^TW)^{-1}W^TV$)

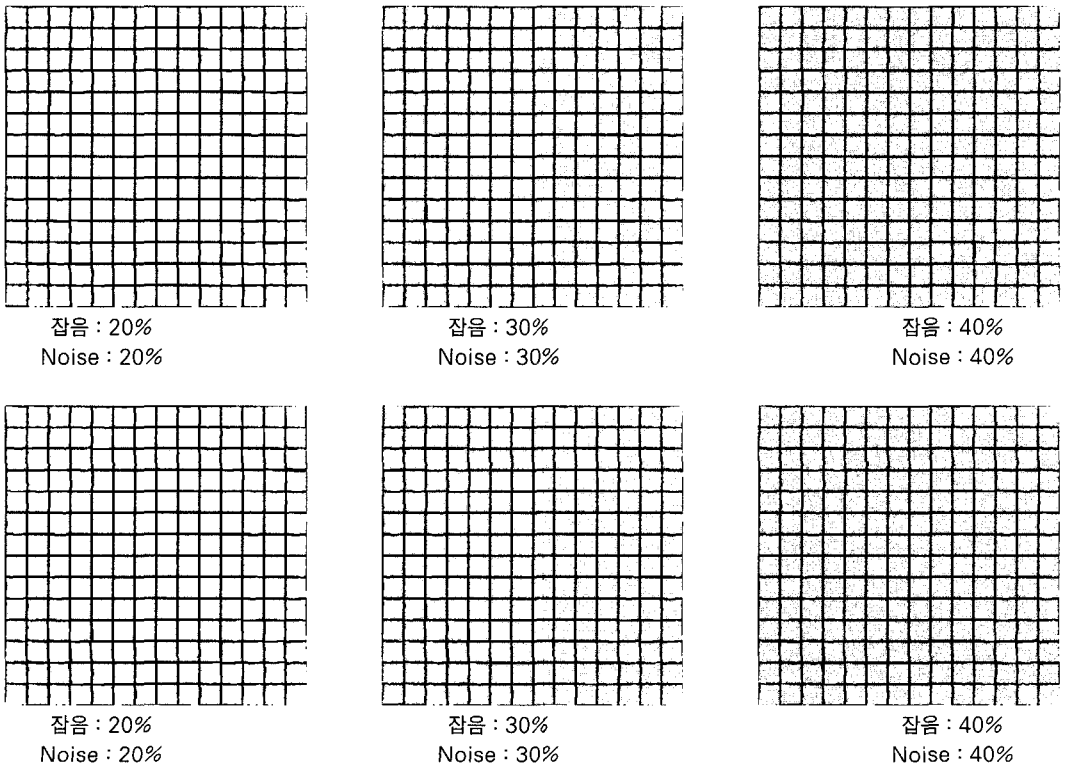


그림 10. a. Bilinear 변형식을 사용한 왜곡 보정, b. Polynomial 변형식을 사용한 왜곡 보정
Fig. 10. a. Corrected Images using the bilinear transformation, b. Corrected Images using the polynomial transformation

여기서,

$$U=\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \\ u_5 \\ \cdots \\ u_n \end{bmatrix},\ W=\begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1y_1 & x_1^2 & y_1^2 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2y_2 & x_2^2 & y_2^2 \\ 1 & x_3 & y_3 & x_3y_3 & x_3^2 & y_3^2 \\ 1 & x_4 & y_4 & x_4y_4 & x_4^2 & y_4^2 \\ 1 & x_5 & y_5 & x_5y_5 & x_5^2 & y_5^2 \\ & & \cdots & & & \\ 1 & x_n & y_n & x_ny_n & x_n^2 & y_n^2 \end{bmatrix},\quad A=\begin{bmatrix} a_{00} \\ a_{10} \\ a_{01} \\ a_{11} \\ a_{20} \\ a_{02} \end{bmatrix},$$

W^T= W의 전치행렬

이며, x, y는 변환 전의 좌표, u, v는 변환 후의 좌표이다.

본 연구에서는 그림 9과 같이 사각 격자의 네 모서리 점과 그 점들의 중점 등 모두 8개의 참조점(n=8)을 대입하여 polynomial 변환을 위한 변환상수를 구하였다. 격자선의 교차점을 구하는 방식은 섬 검출(line detection) 방법을 활용하였다[1]. 선 검출 방법은 그림 7에 나와 있듯이 임의의 직선식을 영상 위의 한정된 사각 영역 내에서 기울기의 각도를 -30°에서 30°까지 축상 절편을 -10화소에서 10화소까지 이동해가며 그 직선 상의 화소값의 합이 최소가 되도록 하는 두 수평선과 수직선을 검출하여 교차점을 구하여 사각형의 모서리점을 구하는 방법이다.

변환 후 왜곡이 나타나는 bilinear 변환의 문제를 해결하기 위하여 기존의 변환식을 식 (5)와 같이 바꾸어 polynomial 변환에서와 같은 방식으로 변환상수를 구하였더니 변환 후 왜곡 현상이 나타나지 않았다.

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \\ u_5 \\ \cdots \\ u_8 \end{bmatrix}=\begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2y_2 \\ 1 & x_3 & y_3 & x_3y_3 \\ 1 & x_4 & y_4 & x_4y_4 \\ 1 & x_5 & y_5 & x_5y_5 \\ & & \cdots & \\ 1 & x_8 & y_8 & x_8y_8 \end{bmatrix}\begin{bmatrix} a_{00} \\ a_{01} \\ a_{10} \\ a_{11} \end{bmatrix},$$

$$\begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \\ v_4 \\ v_5 \\ \cdots \\ v_8 \end{bmatrix}=\begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2y_2 \\ 1 & x_3 & y_3 & x_3y_3 \\ 1 & x_4 & y_4 & x_4y_4 \\ 1 & x_5 & y_5 & x_5y_5 \\ & & \cdots & \\ 1 & x_8 & y_8 & x_8y_8 \end{bmatrix}\begin{bmatrix} b_{00} \\ b_{01} \\ b_{10} \\ b_{11} \end{bmatrix} \quad (5)$$

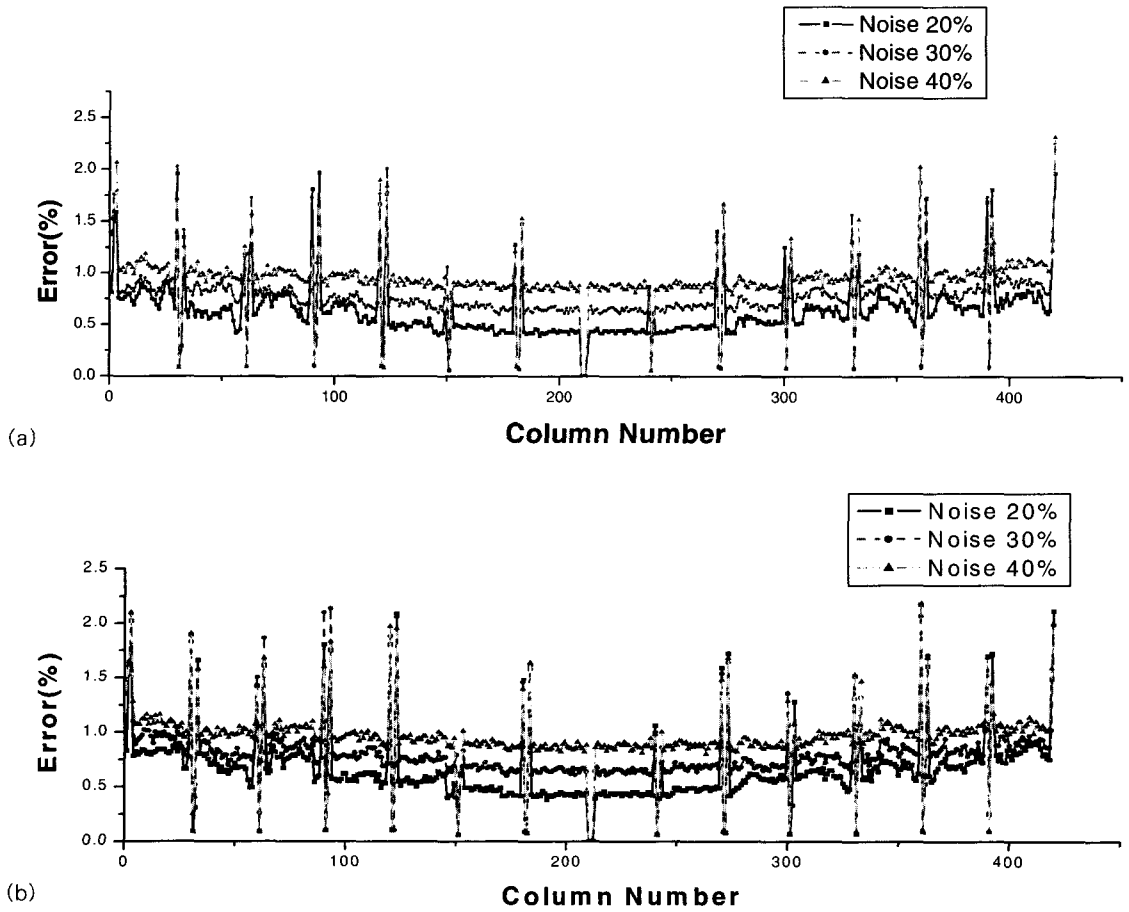


그림 11. a. Bilinear 변형식을 사용한 왜곡 보정 오차, b. Polynomial 변형식을 사용한 왜곡 보정 오차

Fig. 11. a. Error of correction using the bilinear transformation, b. Error of correction using the polynomial transformation

초기 변환식에 의한 영상 변환이 비슷한 격자 모양에서도 완전히 다른 결과를 나타내는 등 일정한 패턴을 보이지 않아서 처음의 예상과 영상 보정이 다르게 나타나는 원인에 대해서는 완전히 이해되지 않았다. 그러나 격자들의 중심점을 포함하여 참조점의 개수를 증가시켜 식(5)와 같이 적용하였더니 초기 예상했던 사각의 격자 모양을 나타내며 변환이 이루어져서 문제를 해결할 수 있었다.

이렇게 결정된 변환 상수 벡터 a, b의 값들과 변환 전의 (x, y)의 좌표를 식 1에 대입하여 변환 후의 좌표 (u, v)를 구하고, 좌표 (x, y)에 해당하는 화소값을 좌표 (u, v)에 나타내어 변환 후의 영상을 구하게 된다.

3. 오차분석 방법

그림 3과 같이 모사된 원영상을 왜곡이 없을 때 획득되는

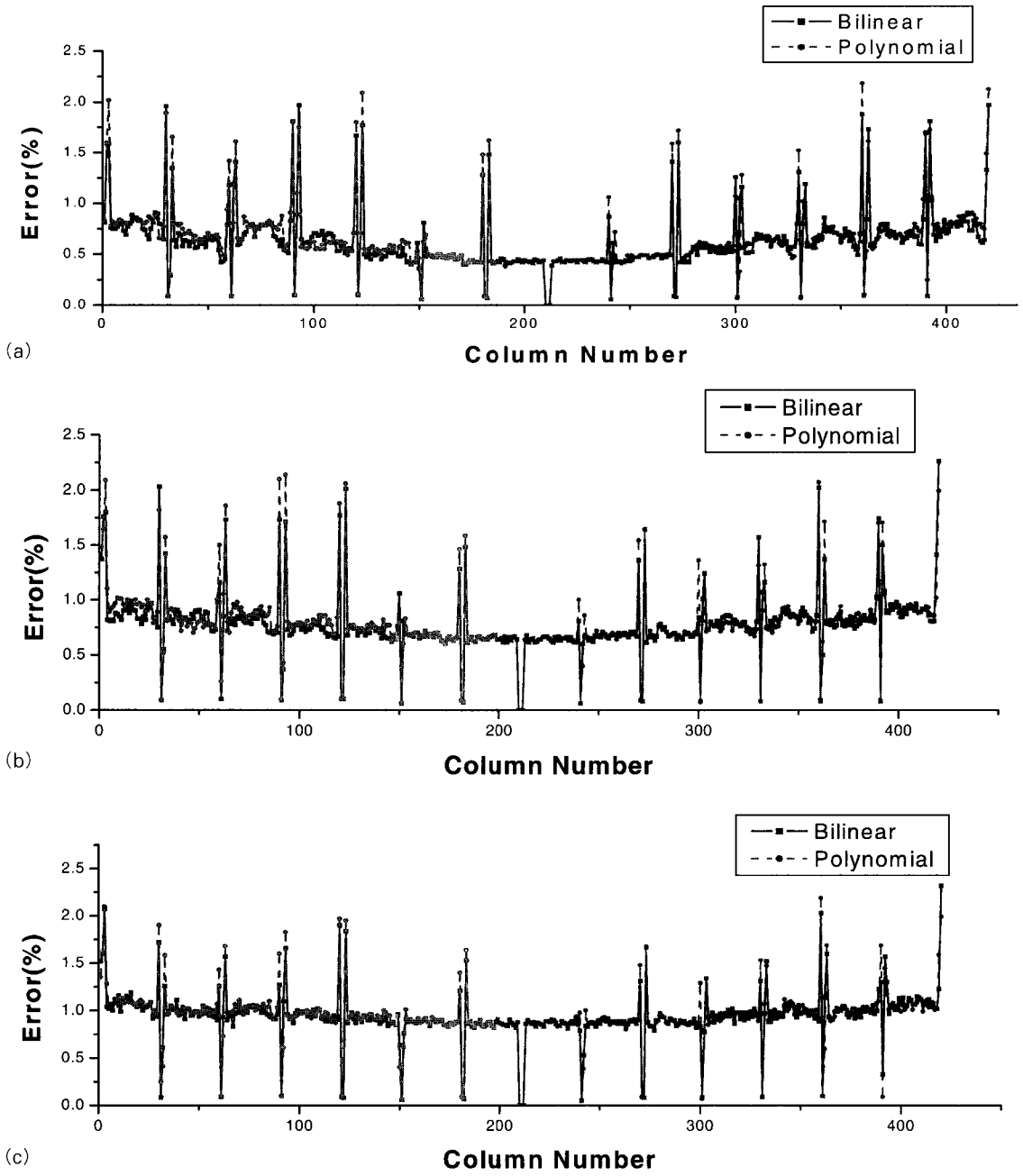
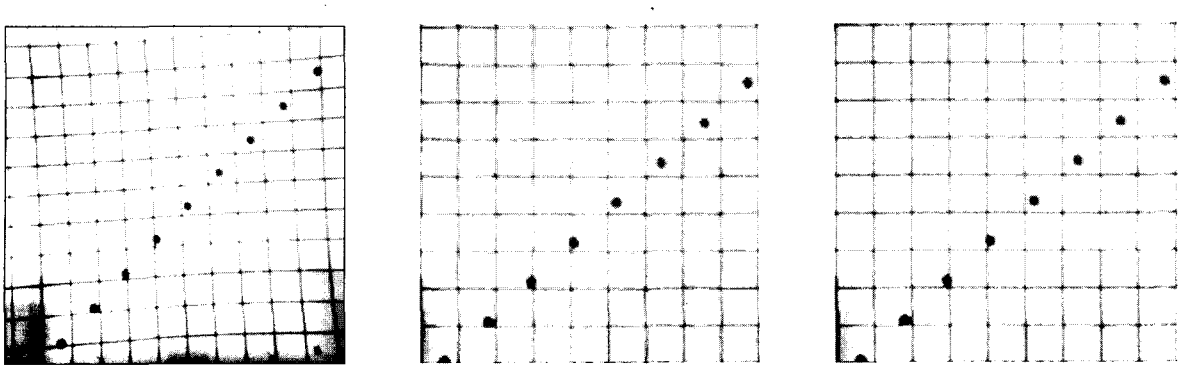


그림 12. a. 잡음 20%시 두 방법의 오차 비교, b. 잡음 30%시 두 방법의 오차 비교, c. 잡음 40%시 두 방법의 오차 비교
Fig. 12. a. Error comparison of two methods on noise 20%, b. Error comparison of two methods on noise 30%, c. Error comparison of two methods on noise 40%



(a) (b) (c)

그림 13. 실제 디지털 혈관조영상을 이용한 왜곡 보정. 원영상(왼쪽), bilinear 변환(가운데)과 Polynomial 변환(오른쪽)
Fig. 13. Distortion correction with the real DSA image. Real DSA image(left) and the results of bilinaer(middle) and polynomial method(right)

영상이라고 하면 이것을 이상적인 표준이라고 가정하여 이 영상 화소값을 모집단의 평균값으로 가정한다. 한편 보정된 영상의 화소값은 실험상의 측정값이라 가정할 수 있다. 이 두 화소값들로부터 우리는 통계학적인 임의 오차(random error)를 구할 수 있다. 이를 구하는 방법은 모사된 원영상의 각각의 화소값에서 보정 후 영상의 화소값 간의 편차를 구하여 제곱한 후 행단위(또는 열단위)로 더하여 행의 수에서 1을 뺀 값으로 나누어 제곱근을 구한다. 여기에 최대 화소값에 대한 백분율을 구하면 L(총 행수)×C(총 열수) 행렬에서 원 영상 신호와 보정 영상들간의 열단위 신호차이 정도인 δc를 구할 수 있다.(식 (6))

$$\delta c = \sqrt{\frac{\sum_{l=1}^{L} \varepsilon_{l,c}^2}{L-1}} \frac{1}{p} \times 100\,\% \qquad (6)$$

여기서, c : 열수(1과 C사이의 값)

$\varepsilon_{l,c}$: l번째 행, c번째 열의 원 영상 화소값 -l번째 행, c번째 열의 보정 후 영상 화소값

p : 최대 화소값(8비트 흑백에서는 255)

결 과

1. Bilinear 변환을 이용하여 왜곡 보정시

그림 10a는 bilinear 변환 방법을 활용하여 왜곡을 보정한 영상들이다. 왜곡 보정전의 영상인 그림 4와 비교해보면 휘어져 있는 선들이 직선으로 펴짐을 확인할 수 있었다.

그림 11a는 식 (6)을 이용하여 bilinear 변환을 이용한 왜곡 보정시 오차를 나타내는 그래프이다.

위 그림에서 전 영역에 걸쳐 오차의 범위 2% 이내로 왜곡 보정 효과가 있다고 할 수 있었다. 또한 잡음이 증가할수록 오차가 증가한다는 것을 확인할 수 있었고 중심부에서 보다 외곽에서 오차가 증가하는 것을 확인할 수 있었다.

2. Polynomial 변환을 이용하여 왜곡 보정시

그림 10b은 polynomial 변환 방법을 활용하여 왜곡을 보정한 영상들이다. Bilinear 변환에서의 결과와 같이 보정전에 휘어져 있는 선들이 직선으로 펴짐을 확인할 수 있었다. 그림 11b은 식 (6)을 이용하여 polynomial 변환을 이용한 왜곡 보정시 오차를 나타낸 그래프이다. 그림 11b로부터 bilinear 변환에서와 마찬가지로 전 영역에 걸쳐 오차의 범위 2% 이내였으며, 잡음이 증가할수록 오차가 증가하고 중심부에서 보다 외곽에서 오차가 증가하는 것을 확인할 수 있었다.

3. 두 변환 방법의 비교

식 (6)을 이용하여 구한 오차를 각각의 잡음에 대하여 서로 다른 두 가지 변환 방법을 같이 도시하면 그림 12a, 12b, 12c와 같이 나타난다.

앞의 그림들로부터 잡음의 비율이나 행 번호에 상관없이 전 영역에 걸쳐 두 방법이 큰 차이를 나타내지 않음을 확인할 수 있었다. 두 방법에 대한 전체 임의 오차는 잡음 20%에서 0.14 ±0.19(평균±1 표준편차)화소, 잡음 30%에서 0.13±0.18화소, 잡음 40%에서 0.11±0.19화소로 매우 미미한 수준이었다. 이것으로부터 식 1에서 N의 값이 증가하여도 왜곡 보정 효과에 큰 변화가 없을 것이라고 사료된다.

4. 실제 영상 적용

그림 13은 두 왜곡 보정 방법을 실제 영상에 적용해 본 결과를 보여준다. 그림 13(b),(c)의 두 방법에 의한 보정 결과에서 그림 13(a)의 흰 격자선들이 직선으로 잘 펴짐을 확인할 수 있었다. 두 방법의 시각적 비교에서 polynomial 변환 방법에 의한 결과의 격자선들이 약간 더 직선에 가까운 모양 형성함을 확인할 수 있었으나 격자 내부 영상의 해상도와 타겟볼의 위치 등에서 큰 차이를 나타내지 않음으로써 근본적인 두 변환 사이에 차이점이 크지 않음을 확인할 수 있었다.

결 론

결과를 나타내는 그림들로부터 우리는 네가지 사항을 알 수

있었다.

첫째, 원 영상과 보정 영상간의 오차는 전 영역에 걸쳐 2% 이내였다.

둘째, 30화소 단위의 주기적으로 오차가 커지는 것을 확인할 수 있었는데 이 곳은 변환의 참조점 되었던 격자 경계였다.

셋째, 변환후 영상은 중심부보다 외곽부에서 원 영상과의 오차가 더 컸다.

넷째, 영상의 잡음이 증가할수록 오차도 증가하였다.

신호간의 오차들이 2% 이내로 큰 오차를 나타내지 않음으로 영상 왜곡은 보정 효과가 있었다고 할 수 있다. 그러나 격자들을 참조점으로 삼아서 각각의 사각 격자마다 보정을 해줌으로써 격자의 경계선에서 화소의 중첩 혹은 결핍으로 인해 오차가 증가했다. 이는 왜곡된 영상의 격자선이 곡선임에도 불구하고 기하학적 변환이 이를 직선으로 가정하고 이루어지기 때문에 격자선 근처에서만 발생하는 현상이다. 이를 보완하는 방법으로 기하학적 변환 적용시 곡면을 고려한 변환 방법을 시행해 주어야 하는데 해석의 어려움과 실제 적용의 복잡함으로 인하여 많은 어려움이 따른다[8]. 오차가 증가한 다른 원인으로는 실제 디지털 혈관조영상보다 모사영상에서의 왜곡이 심하였기 때문이다. 본 연구를 위해 실제 사용된 디지털 혈관조영상에서 가장 큰 왜곡을 보이는 곳에서의 곡률이 대략 $1/1000mm^{-1}$ 정도인데 비해 본 연구에서 사용된 모사 영상에서는 $1/440mm^{-1}$ 였다. 서로 다른 두 기하학적 변환 방법은 전영역에 걸쳐 큰 차이를 나타내지 않음을 확인할 수 있었다.

본 연구에서는 실제 영상 적용에서 기하학적 왜곡 보정시 발생하는 격자 내부의 화소값의 결핍을 제거하여 영상의 질을 개선하기 위한 bilinear 내삽법을 사용하였다. 영상의 질은 정확한 진단을 위해 최적의 조건으로 유지되어야 한다. 따라서 본 연구를 직접 임상에 적용하기 위해서는 격자들의 경계에서 발생하는 오차의 증가현상을 최소화하는 한편 왜곡 보정 후 발생하는 화소값 결핍을 제거하여 영상의 질을 개선하기 위한 최적의 내삽법에 대한 연구가 병행되어야 할 것이다.

후 기

본 연구는 보건복지부 선도기술 개발과제(HMP-98-G-1-016)의 지원으로 수행되었습니다.

참 고 문 헌

1. 신동훈, 서태석, 허순녕, 손병철, 이형구, 최보영, 신경섭, "*정위적 방사선 수술시 디지털 혈관 조영 영상 왜곡 보정을 통한 최적의 종양위치 결정*", 한국의학물리학회지, 제11권, 제1호, pp. 39-46, 2000
2. T.S. Suh, D.Y. Suh, S.H. Park, H.S. Jang, B.Y. Choe, S.C. Yoon, K.S. Shinn, Y.W. Bahk, I.H. Kim, W.S. Kang, S.W. Ha, and C.I. Park "*Development of 3-D Stereotactic Localization System and Radiation Measurement for Stereotactic Radiosurgery*", J Korea Asso Radia Prot, Vol. 20, No. 99. pp. 5-36, 1995
3. A.K. Robert and J.R. Stephen, Basic Concepts of Digital Subtraction Angiography, Boston, G.K. Hall Medical Publisher, pp. 16~39, 1993
4. L.W. Casperson, P. Spiegler, and J.H. Grollman, Jr, "*Characterization of aberrations in image-intensified fluoroscopy*", Medical Physics, Vol. 3, No. 2, pp. 103 105, 1991
5. D.R. Pickens, R.R. Price, J.J. Erickson, and A.E. James Jr., "*Digital image motion correction by spatial warp methods*", Medical Physics, Vol. 14, No. 1, pp. 57-61, 1987
6. J.M. Boone, J.A. Seibert, W.A. Barrett and E.A. Blood, "*Analysis and correction of imperfections in the image intensifier-TV-digitizer imaging chain*", Medical Physics, Vol. 84, No. 2, pp. 236 242, 1991
7. D.P. Chakrabory, "*Image inteisfier distortion correction*", Medical Physics, Vol. 14, No. 2, pp. 249-252, 1987
8. G. Wolberg, Digital Image Wrapping, Washington, IEEE Computer Society Press, pp. 187~260, 1989
9. R.C. Gonzalez and R.E. Woods, Digital Image Processing, England, Addison Wesley, pp. 253~303, 1993
10. R.L. Siddon and N.H. Barth, "*Stereotaxic Localization Of Intracranial Targets*", I J Radiat Oncol Biol Phys, Vol. 13, pp. 1241-1246, 1987
11. M. Soderman, C. Picard, and K. Ericson, "*An algorithm for correction of distortion in stereotaxic digital subtraction angiography*", Neuroradiology. Vol. 40, No. 5, pp. 277-82, 1998
12. R. Luhta and J.A. Rowlands, "*Original of flare in x-ray image intensifiers*", Medical Physics, Vol. 17, No. 5, pp. 912-921, 1990
13. D.P. Chakrabory, "*Image intensifier distortion correction*", Medical Physics, Vol. 14, No. 2, pp. 249-252, 1987
14. S. Rudin, D.R. Bednarek, and R. Wong, "*Accurate characterization of image intensifier distortion*", Medical Physics, Vol. 18, No. 6, pp. 1145-1151, 1991
15. M.L. Giger, K. Doi, and H. Fujita, "*of basic imaging properies in digital radiograpy - Noise Wiener spectra of II-TV digital imaging system*", Medical Physics, Vol. 13, No. 2, pp. 131-138, 1986
16. R. Luhta and J.A. Rowlands, "*Origins of flare in x-ray image intensifiers*", Medical Physics, Vol. 17, No. 5, pp. 913-921, 1990