

Correction of Fluoroscopic Image for Nucleoplasty in Lumbar Disc

Young Woo Yun,¹ Se Sik Kang,² Seok Yoon Choi^{2,*}

¹Department of Radiological Science, Graduate of School, Catholic University of Pusan

²Department of Radiological Science, Catholic University of Pusan

Received: July 20, 2016. Revised: August 22, 2016. Accepted: August 31, 2016.

ABSTRACT

Fluoroscopy is performed when tissue or organ in the human body is examined, and it is used for diagnosis and procedure in back ailments. With regard to fluoroscopy equipment, distortion occurs on the peripheral part of fluoroscopic image rather than on its central part. This study measured distortion factors of vertical spacing ratio and distortion factor of diagonal spacing ratio before and after correction by applying a correction algorithm. According to measuring the vertical spacing ratio, post-correction standard deviation decreased by 0.04 in comparison with pre-correction one. Also measuring the diagonal spacing ratio, post-correction standard deviation decreased by 0.06 in comparison with pre-correction one. Consequently, the distortion of fluoroscopic image decreased after correction. A decrease in the distortion of image through the application of correction algorithm and the improvement of performance will be helpful in finding a correct position of lumbar puncture in nucleoplasty to treat lumbar disc herniation in the future.

Keywords : Distortion, vertical spacing ratio, diagonal spacing ratio, lumbar disc

I. INTRODUCTION

투시촬영(fluoroscopy)은 방사선 발생 장치를 이용해 인체 내부의 조직이나 장기를 검사할 때 실행하는 촬영으로 소화기계, 비뇨기계, 담도계, 생식기, 호흡기계, 혈관, 척수 등의 기관을 선택적으로 자세히 관찰 할 수 있도록 조영제를 복용 또는 혈관에 주입한 후 방사선 투시장치를 이용하여 방사선을 연속적으로 조사하여 그 과정이나 결과를 TV, 모니터, 필름에 나타나는 검사이다.^[1] 요추 추간관 탈출증에 의한 일반적인 수술적 치료는 추간관 절제술이지만 최소한의 침습을 이용한 보편적인 치료중 하나는 국소 마취하에 실시하는 투시장치를 이용한 경피적 레이저 수핵감압술이다.^[2]

모든 방사선 검사(단순촬영 및 CT 등)는 X선관에서 발생한 반대편에 위치한 X선 검출기(film, image intensifying tube, flat panel detector 등)로 투과한 방사선을 포집하여 이를 영상화 하는 단계로 구성된다. 단순촬영

은 관심 부위에 초점을 둔 조사야에 대해 적당히 높은 관전압과 관전류를 가하여 발생시킨 방사선을 매우 짧은 시간(수십 분의 1초) 동안 노출하여 영상을 얻게 된다. 반면 투시촬영은 관심 부위에 초점을 둔 조사야에 적절한 관전압과 낮은 관전류로 단순촬영보다 긴 장시간조사(1초~수십초)를 하여 영상을 얻게 된다.^[3]

기존의 투시장비는 영상증배관(image intensifier tube)을 이용하여 영상획득을 하며 이때 모니터에 나타난 영상은 중심부에 비하여 주변부의 방사왜곡이 발생하게 된다. 방사왜곡은 X선 발생 후 가시광선이 영상증배관의 어안렌즈로 인하여 발생되며 어안렌즈는 화각이 넓어질수록 가시광축 중심부로부터 멀어지는 외곽부에서 방사왜곡이 심해져 대칭적인 비선형왜곡이 이루어지며 주로 술통형 왜곡이 발생한다.^[4] 본 연구에서는 왜곡된 영상으로 인하여 검사 및 시술, 판독에 방해가 되는 주변부의 왜곡된 영상을 교정 알고리즘을 이용하여 교정 후 영상을 비교하고자 한다.^[5,6]

은 좌표이다. 이것으로부터 왜곡 radius를 계산하고 역삼수를 계산한다.

$$\begin{aligned}
 X u &= p_0 + p_1 X d + p_2 Y d + p_3 X d Y d + p_4 X d^2 + p_5 Y d^2 + \dots \\
 Y u &= q_0 + q_1 X d + q_2 Y d + q_3 X d Y d + q_4 X d^2 + q_5 Y d^2 + \dots \quad (1) \\
 X u &= X d (1 + k r_d^2) \\
 Y u &= Y d (1 + k r_d^2)
 \end{aligned}$$

다음의 과정을 통해서 왜곡을 보정한다.

1. 코디네이트 좌표를 극좌표로 변환
2. 왜곡영상의 매핑함수
 - $F(z) = T_2 \circ R \circ P_{n,p} \circ U \circ T_1$
 - P 투시영상에서의 포인트
 - $R(z)$ 투시영상에서의 좌표회전정보
 - $T\omega_2(z)$ 투시영상에서의 좌표이동정보
3. minimizing $\sum_i |F(z_i) - Z_i|^2$ 를 만족하는 역함수를 계산 ^[10]
 - Levenberg-Marquardt 알고리즘 사용
 - 영상중심 부위의 점들 계산 후 저장 $\{z_i\}_i$
 - $\{z_i\}_i$ 포인트를 매핑하면 $\{z_i\}_i$ 가 된다.
4. 코디네이트 좌표로 변환
5. 교정완료

보정된 영상의 date 산출 방식 및 분석은 보정 알고리즘을 적용한 영상을 가로길이, 세로길이의 구역의 좌표를 Fig. 2와 같이 좌표1에서 좌표99까지 설정하여 각각의 지정된 번호를 M-view에서 각 칸의 가로길이, 세로길이, 대각길이1, 대각길이2를 point로 측정하여 산출표를 작성하였다. 그리고 point값의 수직길이비, 대각 길이비의 왜곡비율을 계산하여 나타내었다.

III. RESULT

투시 영상의 교정 전 수직길이비가 1.08 이상(상위 3%) 되는 Table. 1의 좌표 30개를 점으로 표현한 것이

Fig. 4 (a)이다. 교정 전 수직길이비와 교정 후 수직길이비의 왜곡비의 차이가 크게 나타나는 0.98 이상(상위 20%)되는 Table. 1의 좌표 19개를 찾아 원으로 표현한 것이 Fig. 4 (b)이다. 교정 전과 교정 후의 왜곡비는 평균 0.1이 차이가 나며 30개의 좌표 중 19개가 없어져 교정 알고리즘을 적용 후 투시영상에서 왜곡이 적어졌음을 Fig. 4 (b)를 통하여 알 수 있다.

투시영상의 교정 전 대각길이의 왜곡비가 1.04 이상(상위 30%) 되는 Table. 2의 좌표 30개를 빨간색 점으로 표현한 것이 Fig. 4 (c)이다. 교정 전 대각길이 왜곡비와 보정 후 대각길이 왜곡비의 차이가 크게 난 0.98 이상(상위 20%) 되는 Table. 2의 좌표 19개를 찾아 원으로 표현한 것이 Fig. 4 (d)이다. 교정 전과 교정 후의 왜곡비는 평균 0.09 차이가 나며 30개의 좌표 중 19개가 없어져 교정 알고리즘을 적용 후 투시영상에서 왜곡이 적어졌음을 Fig. 4 (d)를 통하여 알 수 있다.

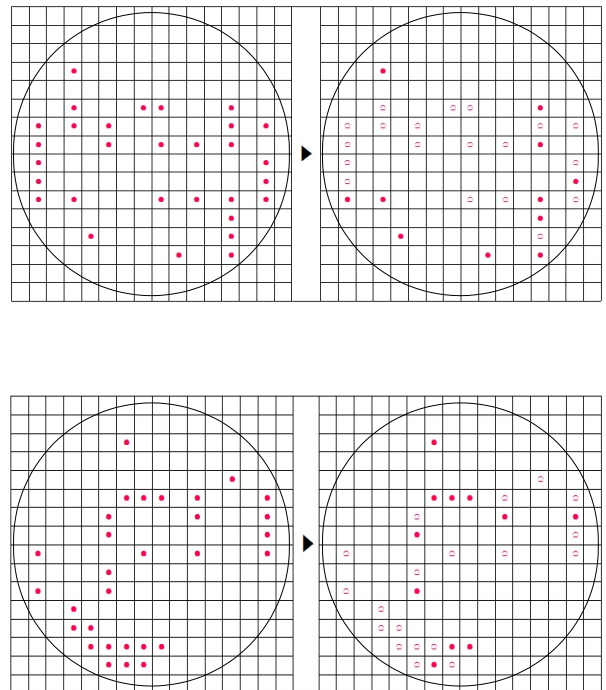


Fig. 4. The before and the vertical length of the non-perspective views (a) and after correction of the non-diagonal distance (c) non-perpendicular to the length (b) and the diagonal distance of the distortion change ratio of coordinates (d).

Table 1. Fluoroscopic image before correction after correction of the vertical spacing ratio and perspective diagonal spacing ratio

교정전 투시영상			교정후 투시영상			교정전 투시영상			교정후 투시영상			교정전 -교정후			
No.	가로 길이 (pt)	세로 길이 (pt)	수직 길이비	가로 길이 (pt)	세로 길이 (pt)	수직 길이비	No.	대각 길이1 (pt)	대각 길이2 (pt)	대각 길이비	대각 길이1 (pt)		대각 길이2 (pt)	대각 길이비	
1	70	62.03	1.03	68.07	66.95	1.02	0.11	3	93.51	87.97	1.06	93.75	96.94	0.97	0.10
2	69	63.03	1.09	69	67	1.03	0.06	5	96.21	87.86	1.10	96.74	96.94	1.00	0.10
3	70	63.07	1.11	68.12	67.12	1.01	0.09	14	89.1	84.15	1.06	93.43	97	0.96	0.10
4	73.06	63	1.16	68.2	67.03	1.02	0.14	15	82.02	94.76	0.87	93.63	97.11	0.96	0.10
8	67	62.29	1.08	68.07	66.12	1.03	0.05	37	93.35	82.04	1.14	93.64	96.74	0.97	0.17
9	67	62.07	1.08	68.22	66.03	1.03	0.05	39	91.29	84.22	1.08	93.5	96.53	0.97	0.12
38	66.07	62	1.07	68.22	67.24	1.01	0.05	40	93.43	86.28	1.08	93.51	96.7	0.97	0.12
40	70.01	65.07	1.08	68	66.84	1.02	0.06	43	95.46	82.76	1.15	93.43	97	0.96	0.19
41	68	64.03	1.06	68.12	67	1.02	0.05	52	88.41	100.45	0.88	94.15	97	0.97	0.09
42	67	61.07	1.10	68.13	67.12	1.02	0.08	53	90.51	80.61	1.12	93.21	96.08	0.97	0.15
45	67	62	1.08	68.04	66.12	1.03	0.05	61	94.75	82.04	1.15	94.13	97.01	0.97	0.18
51	67	63.03	1.06	67	67.03	1.00	0.06	62	92.2	82.73	1.11	93.35	96.45	0.97	0.15
78	65	61.2	1.06	68.94	69.95	0.99	0.08	63	91.22	83.45	1.09	93.43	96.2	0.97	0.12
79	65.01	61.03	1.07	69.2	70.1	0.99	0.08	65	89.81	84.86	1.06	93.45	96.38	0.97	0.09
83	64.01	60	1.07	69.14	70.05	0.99	0.08	69	92.7	82.76	1.12	94.1	97.12	0.97	0.15
88	61	59	1.03	68.98	69.89	0.99	0.05	71	89.83	82.88	1.08	93.67	96.98	0.97	0.12
95	65.01	59	1.08	68.04	70	0.98	0.07	81	86.98	78.49	1.11	99.75	99.81	1.00	0.11
95	64.1	59.01	1.08	68.97	70	0.99	0.10	92	84.9	75.66	1.12	99.75	99.82	1.00	0.12
97	62	55	1.13	70	70	1.00	0.13	95	87.05	79.93	1.09	99.76	99.8	1.00	0.09

수직길이비의 평균값, 표준편차 분석에서 X선영상의 평균값은 1.03으로 수치가 가장 크게 나왔으며, 교정후 평균값이 0.02로 가장 작게 측정된 것을 Fig. 5에서 나타낸다. 표준편차는 교정전이 0.06으로 크며 X선영상이 0.01로 가장 작게 측정되었다. 투시영상의 교정후 표준편차가 교정전보다 0.04 감소하였으며 이는 교정후 수직길이비의 분석으로 영상의 왜곡이 감소됨을 나타내고 있다.

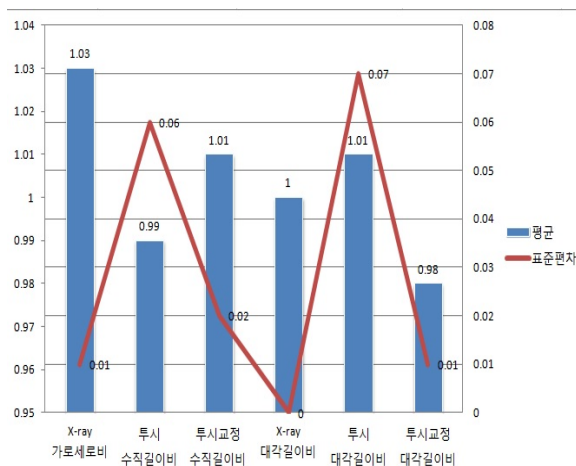


Fig. 5. The mean and standard deviation of the calibration before and after calibration and the vertical spacing ratio and perspective diagonal spacing ratio.

대각길이비의 평균값, 표준편차 분석에서 투시영상의 평균값은 1.01로 가장 크며 교정 후가 0.98로 가장 작은 것을 Fig. 5에서 나타낸다. 표준편차는 교정 전 0.07로 가장 크며 교정 후가 0.01로 가장 적게 측정되었고 교정 후 표준편차가 0.06 감소되었으며 이는 교정 후 대각길이비의 분석을 통하여 영상의 왜곡이 감소됨을 나타내고 있다.

수직길이비의 분석은 표준편차가 0.04, 대각길이비의 분석은 표준편차가 0.06으로 교정 후에 감소하였다. 수직길이비의 분석과 대각길이비의 분석은 모두 표준편차가 감소되는 결과가 나타났다.

IV. DISCUSSION

투시조영 영상의 왜곡의 정도를 보정 알고리즘 적용 전과 적용 후의 결과값을 분석하면 각각의 좌표의 영상 왜곡의 분포가 육안으로 구별되어 다르게 나타남을 알 수 있다. 보정 알고리즘을 적용 후 영상의 왜곡된 좌표들의 평균과 표준편차가 낮아져 영상 왜곡이 개선되었다. 임상에서 연관이 있는 검사는 척추강조영검사, 척추관 협착증의 진단과 치료 및 요추사이원반 탈출증, 요추의 추간관 협착 및 탈출증의 증상을 완화하거나 치료하기 위한 디스크 감압술등이 있다. 모니터에 나

타난 방사왜곡영상은 Screen Capture하여 PACS system에 전송되며 전송된 영상의 주변부의 왜곡된 영상을 교정 알고리즘을 이용하여 영상을 변환시키면 시술시 정확한 위치를 확인할 수 있다.^[11] 또한 요추디스크의 수핵감압술을 시행시 천자되는 위치의 정확도가 중요하며 이때 여러 부위의 천자시 주변부에 위치한 투시영상의 왜곡비율이 적을수록 천자바늘의 디스크삽입이 정확하여 주변의 신경조직에 영향을 미치지 않고 시술을 할 수 있다.

척수강 조영검사는 거미막 밑 공간에 조영제를 주입해 척수 통과상태와 충만 결손의 유무를 관찰해 척수 및 척수 경막 내 외의 병변을 진단하는 방법이다. 척추관 협착증은 신경뿌리가 주행하는 신경근관 또는 척추뼈사이구멍이 좁아져 신경뿌리를 침범해 복잡한 신경증상이 나타나는 질환이며 퇴행성 척추관 협착증은 몸이 노쇠해 질수록 섬유테도 퇴행하여 추체로부터 골극이 형성되어 척추관이 좁아져 신경근 압박, 혈류장애등의 증상이 나타나며 운동량이 많은 목뼈나 허리뼈에서 자주 발생한다. 척추 전방전위증은 후궁의 협부에 결손이 있는 경우이며 아래 추체가 전방으로 전위된 증상이다. 척추사이원반 탈출증은 척추뼈 사이의 완충역할을 하는 추간판이 탈출되어 신경증상이 나타나는 질환으로 등뼈-허리뼈 척추사이원반 탈출증은 운동량이 많은 11-12번 등뼈사이에서 호발되며 석회화나 돌기형성을 동반하는 경우가 발생한다. 허리뼈 척추사이원반 탈출증은 몸의 지지대 역할인 허리뼈가 연령이 증가함에 따라 탄력을 잃게 되어 섬유테가 균열을 일으키는 등의 퇴행현상이 일어나서 허리뼈 4-5번, 허리뼈5번-엉치뼈에 가장 많이 발생한다.^[12,13]

V. CONCLUSIONS

투시장비 중 영상증배관(image intensifier tube)을 사용하는 장비는 디지털 영상장비에 비하여 현재 많은 병원에서 투시조영 및 시술에 이용되고 있다. 또한 영상의 주변부는 여전히 왜곡을 가지고 있다. 본 연구의 보정 알고리즘을 이용한 영상의 왜곡 평가방식에서 수직길이비의 왜곡비율과 대각길이비의 왜곡비율은 비슷한 결과값을 나타내고 있다. 장비의 종류에 따라 조금씩 측정된 좌표값이 다르게 나타날 수 있어 본 실험장비 이외 여러 투시조영장비에도 적용하여 대각길이

왜곡비율과 평균값, 표준편차의 값을 적용하는 것이 중요하며 지속적인 교정 알고리즘의 적용과 정기적인 교정 연구를 통하여 영상왜곡을 감소시킨다면 요추디스크의 치료를 위한 디스크 수핵 감압술시 요추천자의 정확한 위치를 찾는 데 도움을 줄 것으로 사료된다.

Reference

- [1] W. H. Jeong, "Radiation exposure and its reduction in the fluoroscopic examination and fluoroscopy- guided interventional radiology" Journal of the Korean Medical Association, Vol. 54, No. 12, pp. 1270-1276, 2011.
- [2] P. A. Brouwer, W. C. Peul, R Brand, M. P. Arts, B. W. Koes, A. A. van den Berg, M. A. van Buchem, "Effectiveness of percutaneous laser disk decompression versus conventional open discectomy in the treatment of lumbar disc herniation; design of a prospective randomized controlled trial", BMC Musculoskeletal Disorders, Vol. 10, No. 1, pp. 1471-2474, 2009.
- [3] The Korea society of Medical imaging technology, *Textbook of fluoroscopic Radiography*, Second edition, p p. 13-32, 2011.
- [4] C. W. Choi, J. H. Yi, "An Interpolation Method for a Barrel Distortion Using Nearest Pixels on a Corrected Image", Journal of The Institute of Electronics Engineers of Korea, Vol. 50, No. 7, pp. 1809-1818, 2013.
- [5] H. S. Jin, D. H. Shin, S. N. Her, "Simulation Study for the Distortion Correction of Digital Angiographic Images using Geometric Transformation", Journal of biomedical engineering research, Vol. 23, No. 5, pp. 365-373, 2002.
- [6] Z. Zheng, D. Shearer, G. Chouqule, G. Friehs, "Comparison of geometric distortion in digital angiography with and without a correction program," Journal of Neurosurgery, Vol. 93, No. 3, pp. 223-227, 2000.
- [7] Y. S. Kim, J. H. Jeon, "System Implementation for Mobile-Based Diagnostic Medical Image Service", J-K ICS, 13-11, Vol. 38B No. 11, 2013.
- [8] M. N. Lee, S. M. Kwon, K. S. Chon, "Analysis of Noise Power Spectrum According to Flat-Field correction in Digital Radiography," Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 7, No. 3, pp. 227-232, 2013.

- [9] H. Ojanen, "Automatic Correction of Lens Distortion by Using Digital Image Processing," www.math.rutgers.edu, 1999.
- [10] D. W. Marquardt, "An algorithm for leastsquares estimation of nonlinear parameters," *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics*, Vol. 11, No. 2, pp. 431-441, 1963.
- [11] E. S. Park, "Usefulness of Screen Capture Image and Changing Pulse Rate of Fluoroscopic Equipment with Digital Imaging Technology," *The Korea Journal of Radiological Imaging Technology*, pp. 21-26, 2011.
- [12] The Korea society of Medical imaging technology, *Textbook of fluoroscopic Radiography*, Second edition, p p. 448-455, 2011.
- [13] <http://www.samsunghospital.com/common/pdfFiledownload.do?seq=93>

요추디스크 수핵감압술을 위한 투시영상의 교정

윤영우,¹ 강세식,² 최석윤^{2,*}

¹부산가톨릭대학교 대학원 방사선학과

²부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과

요 약

투시조영촬영은 인체 내부의 조직이나 장기를 검사할 때 시행하며 특히 척추 질환의 진단 및 시술에 사용된다. 영상증배관(image intensifier tube)을 사용하는 투시조영 촬영장비는 영상에서 중심부보다 주변부에 왜곡이 나타난다. 본 연구에서는 교정 알고리즘을 적용하여 교정전과 교정후의 수직길이비 왜곡비율과 대각길이비의 왜곡비율을 측정하였다. 수직길이비의 측정결과는 교정후의 표준편차가 교정전보다 0.04감소하였고 대각길이비의 측정결과는 교정후의 표준편차가 교정전보다 0.06감소하여 교정 후 투시영상의 왜곡이 감소되었다. 향후 교정 알고리즘의 적용과 성능향상을 통해서 영상왜곡을 감소시키면 요추디스크의 치료를 위한 수핵감압술시 요추천자의 정확한 위치를 찾는 데 도움을 줄 것으로 사료된다.

중심단어: 왜곡, 수직길이비, 대각길이비, 요추디스크