

<원저>

개발한 진단용 다엽조리개 성능평가 및 X선영상과 적외선체열영상의 융합영상 구현

권순무¹⁾·심재구¹⁾·천권수²⁾¹⁾대구보건대학교 방사선과·²⁾대구가톨릭대학교 방사선학과

Performance Evaluation of the Developed Diagnostic Multi-Leaf Collimator and Implementation of Fusion Image of X-ray Image and Infrared Thermography Image

Soon-Mu Kwon¹⁾·Jae-Goo Shim¹⁾·Kwon-Su Chon²⁾¹⁾Department of Radiologic Technology, Daegu Health College²⁾Department of Radiological Science, Catholic University of Daegu

Abstract We have developed and applied a diagnostic Multi-Leaf Collimator (MLC) to optimized the X-ray field in medical imaging and the usefulness evaluated through the fusion of infrared image and X-ray image acquired by infrared camera. The hand and skull radiography with multi-leaf collimator(MLC) showed significant area dose reductions of 22.9% and 31.3% compared to ARC and leakage dose was compliant with KS A 4732. Also scattering doses of 50 cm and 100 cm showed a significant decrease to confirm the usefulness of MLC. It was confirmed that the fusion of infrared images with an adjustable degree of transparency was possible in the X-ray images. Therefore, fusion of anatomical information with physiological convergence is expected to contribute and improvement of diagnostic ability. In addition, the feasibility of convergence X-ray imaging and DITI devices and the possibility of driving MLC with infrared images were confirmed.

Key Words: Multi-Leaf Collimator, Medical Image Fusion, Digital Infrared Thermal Imaging, Scattered Radiation Dose, Dose Area Product

중심 단어: 다엽콜리메이터, 의료영상융합, 적외선체열진단, 산란방사선량, 면적선량

I. 서 론

진단용 의료영상분야에서 영상융합(Image Fusion)은 동일 해부학적 구조나 병변을 다양한 영상장치로 획득한 영상(Multi-Modality Imaging) 간의 융합을 의미한다. 영상융합을 통해 상호보완적인 정보를 얻고, 정보 양을 늘려 임상진단 및 치료를 보다 정확하고 완벽하게 만드는 장점이 있다[1,2]. 최근 임상에서 다양한 융합 영상이 이용되고 있으며, 주로 방사선을 이용한 영상에 국한되고 있다. 의료 방사선은 진단과 치료목적으로 널리 사용되고 있으나 정상조직의 방사선피폭과 발암 등의 문제를 유발한다. 따라서 방사

선을 사용하지 않는 다른 영상진단법 개발이나 다양한 융합영상장치에 대한 연구가 필요하다[3].

적외선 체열검사(Digital Infrared Thermal Imaging)는 인체표면에서 방출되는 적외선을 감지하여 질병 및 통증 부위의 체열 변화로 인체의 이상 유무를 진단하는 방법으로 인체에 무해하여 임산부 및 영유아에게 적용이 용이하다[4]. 적외선 체열검사에 대한 국내 임상연구 자료 분석에 따르면 전산화단층촬영, 자기공명영상장치 등은 85% 이상의 높은 일치율 및 상관성을 보이고 증상에 대한 진단 정확도는 93% 이상이라고 보고하였다[5]. 그러나 적외선 체열검사는 인체대사와 생리적인 정보로 해부학적이고 구조적인 정

Corresponding author: Kwon-Su Chon, Department of Radiological Science, Catholic University of Daegu, 13-13, Hayang-ro, Hayang-eup, Gyeongsan-si, Gyeongsangbuk-do, 38430, Republic of Korea / Tel: +82-53-359-6761 / E-mail: kschon@cu.ac.kr

Received 6 September 2019; Revised 11 October 2019; Accepted 22 October 2019

Copyright ©2019 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

보가 부족한 단점이 있다.

진단용 방사선 발생장치에서 부적절한 X선 조사야는 환자에게 불필요한 방사선 조사와 산란선 증가로 화질 및 방사선 피폭측면에서 악영향을 끼치게 된다. 따라서 진단용 방사선 발생장치에는 X선 빔의 크기와 모양을 조절하는 콜리메이터를 사용한다. 콜리메이터는 X선 조사야 조절로 피폭선량과 산란선량을 감소시켜 영상의 화질을 향상시키고 누설 X선, 초점의 X선 및 반음영 등을 제거하는 중요한 기능을 수행한다[6]. 진단용 X선 가변 조리개인 콜리메이터는 한국산업규격과 국제전기기술위원회(International Electrotechnical Commission)에서 기준과 성능을 규정하고 있다[7,8]. 상업화된 콜리메이터는 사각형으로 X선 조사야를 조절(Adjustable Rectangular Collimator; ARC)하는 방식으로 곡선인 인체에 적용하여 X선 조사야를 최적화하는데 어려움이 있으며, 구동방식에 있어서도 불편한 점이 있어 다양한 연구가 진행되고 있으나 개선해야 할 많은 문제점을 가지고 있다[9,10].

본 연구는 진단용 방사선 발생장치에 조사야 최적화가 가능한 다엽콜리메이터(Multi-Leaf Collimator; MLC)를 고안하여 적용하고 적외선 카메라로 획득한 영상과 X선 영상의 융합을 통해 유용성을 평가하고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 연구대상

본 연구는 진단용 방사선발생장치의 안전관리에 관한 규칙에 따라 설치·관리 되고 있는 진단용 방사선 발생장치(FDR D-Evo DR-ID 600, FUJIFILM Corporation, Japan)를 사용하였다. 장치에 부착된 ARC는 상부 및 하부 셔터로 구성되고 Source to Image Receptor Distance 100 cm에서 최대 조사야 크기는 48×48 cm, 고유여과 1.2 mmAl, 누설선량 <0.5 mGy/h이다. MLC의 각 엽(Leaf)은 납으로 70 W × 10 H × 10 D mm 크기의 “ㄴ”자 모양 8개와 “┌”자 모양 2개를 한 쌍으로 총 2쌍(20개)을 제작하였다. 각 Leaf에는 정중선을 중심으로 서로 마주보는 쌍으로 배치하여 ARC 아래 부분에 부착하였다(Fig. 1).

실험에 사용한 적외선카메라는 FLIR사에서 제작한 Android Operating System를 기반으로 하는 FLIR One(FLIR System Inc, USA)을 사용하였다. 적외선 영상의 픽셀 사이즈는 12 μm, 분해능은 160 × 120, 열화상의 Field of View 55±1°이다. 적외선카메라는 Smart Terminal (Galaxy S8), FLIR One Application, Micro 5pin Data Cable을 사용하여 적외선 영상

을 획득하였다(Fig. 2). Dose Area Product(DAP) 측정에는 KermaX Plus TinO(IBA Dosimetry GmbH, Germany), Scattered Dose와 Leakage Dose 측정은 RaySafe Xi (Unfors RaySafe AB, Sweden), 인체등가팬텀은 PBU-50 (Kyoto Kagaku Co., Ltd. Japan), 영상 분석은 오픈 소스 JAVA 이미지 처리 프로그램인 Image J를 사용하였다.

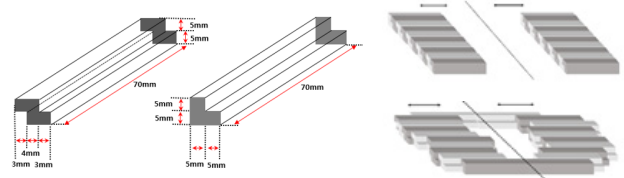


Fig. 1. Design of each leaf in a multi-leaf collimator (MLC).

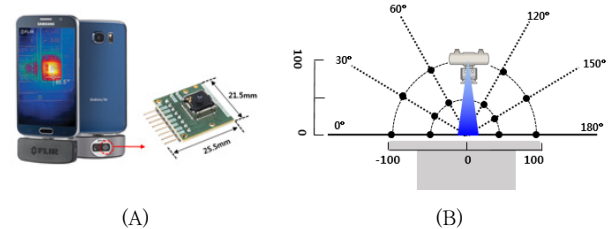


Fig. 2. (A) IR camera and terminal used in the experiment. (B) Setup for spatial scatter dose measurement.

2. 연구방법 및 분석

손, 두부 방사선검사에서 ARC와 MLC를 적용하여 팬텀 제작사에서 권고하는 노출조건으로 DAP를 측정하였다 (Table 1). X선 조사야는 광조사야를 육안적으로 확인하면서 관심부위가 충분히 포함되도록 하였다. 특히, MLC에서는 각 Leaf를 인위적으로 움직여 최적의 조사야를 설정하고, ARC는 최대한 열어 MLC로만 X선 조사야가 조절되도록 하였다. 산란선량 측정은 손, 두부 방사선검사에서 수평면과 수직면에 대해 측정하였다. 수평면은 0~360°까지 45° 간격으로 50cm 거리 8개 지점, 100 cm 거리의 8개 지점에서 측정하였다. 수직면은 0°, 45°, 135°, 180°에서 50 cm 거리 4개 지점, 100 cm 거리의 4개 지점에서 측정하였다(Fig. 2). 획득한 영상에 5개의 ROI를 설정하고 픽셀값을 비교·평가 하였다(Fig. 3).



Fig. 3. ROI settings on radiographs of hands and skull with MLC and ARC.

Table 1. Experimental conditions for dose area product measurement

Region	Tube Voltage(kV)	Tube current(mA)	Exposure time(sec)	Distance(cm)
Hand	48	100	0,045	120
Skull	75	320	0,071	120

Table 2. Experimental conditions for leakage radiation dose measurement

Collimator	Tube Voltage(kV)	Tube current(mA)	Exposure time(sec)	Distance(cm)
ARC	60	100	0,05	100
	80	200	0,05	100
MLC	100	200	0,05	100

면적선량, 산란선량, 픽셀값 측정의 노출조건은 5회 측정 후 평균값으로 두 콜리메이터의 성능을 비교·평가 하였다. 누설선량은 X선 빔의 중심에 Survey Detector를 위치시킨 후 콜리메이터를 완전히 닫고 측정하였다(Table 2). 실험 결과는 SPSS 21(SPSS Inc., Chicago, IL)로 *t*-test 및 ANOVA 분석으로 확률 수준이 0.05이하인 경우 유의하다고 판단하였다. Collimator 아래에 적외선 카메라를 위치시켜 영상을 획득하고 C++ 프로그램을 활용하여 X선 영상은 DICOM 형식과 적외선 영상은 JPEG 형식으로 반출하고 융합된 영상을 구현하였으며, 적외선 영상은 팬텀을 35℃ 정도로 예열 시킨 후 질환에 따른 온도 변화를 가정하여 손 팬텀은 2-4번째 손가락 부분을 가온하고, 머리 팬텀은 불규칙한 감온을 유발시켰다.

측정되어 ARC와 비교하여 22.9%의 유의한 면적선량 감소를 보였다(Table 3). 두부 촬영에서도 45.32 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ 로 측정되어 ARC와 비교하여 31.3%의 유의한 면적선량 감소가 관찰되었다($p < 0.05$).

III. 결 과

1. 면적선량 측정

손 방사선검사서 MLC를 적용한 결과, 2.76 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ 로

2. 누설선량 및 픽셀값 측정

누설선량을 측정한 결과(Table 4), 관전압 60, 70, 80 kVp에서 MLC는 1.13, 3.92, 7.85 $\mu\text{R/s}$ 로 측정되어 ARC와 비교하여 통계적으로 유의한 변화를 보였다($p < 0.05$). ARC와 MLC를 적용한 손, 두부 방사선검사 영상에 5개의 ROI를 설정하여 측정된 픽셀 값을 확인할 수 있었다(Table 5). 동일한 노출조건을 적용한 각 지점의 픽셀값은 차이가 있었다. 그러나 통계적으로 유의한 차이가 관찰되지 않는 지점도 있었다.

3. 산란방사선 측정

손 방사선검사의 수평면에 대해 MLC를 적용한 경우, 7개 지점에서 통계적으로 유의한 감소를 보였다(Table 6). 수평

Table 3. Results of measuring DAP by applying ARC and MLC

DAP	ARC($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	LMC($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	<i>p</i> -value
Hand PA projection	3.58±0.06	2.76±0.05	0.000
Skull AP projection	65.97±0.09	45.32±0.15	0.000
Abdomen AP projection	117.53±0.12	107.37±0.13	0.000

Table 4. Results of measuring leakage radiation dose by applying ARC and MLC

Collimator	kVp	ARC($\mu\text{R/s}$)	MLC($\mu\text{R/s}$)	<i>p</i> -value
ARC	60	0.003±0.001	1.13±0.062	0.000
	80	0.023±0.003	3.92±0.168	0.000
MLC	100	1.361±0.118	7.85±0.365	0.000

Table 5. Results of measuring pixel value by applying ARC and MLC

	Point	ARC	LMC	p-value
Hand PA projection	1	2475.4±15.0	2412.9±25.7	0.000
	2	1123.2±21.8	1106.4±10.0	0.040
	3	1570.9±16.3	1557.2±20.2	0.112
	4	2231.9±25.2	2192.2±20.7	0.001
	5	1569.5±11.1	1511.0±64.2	0.011
Skull AP projection	1	931.7±17.0	911.9±28.4	0.075
	2	1130.1±70.0	1048.4±31.0	0.003
	3	817.4±11.1	784.7±10.0	0.000
	4	3013.5±9.2	2866.0±25.5	0.000
	5	1251.5±13.0	1107.8±7.1	0.000

Table 6. Scattered radiation dose distribution of hand and skull projection by ARC and MLC

Scattered dose	Hand PA projection			Skull AP projection			
	ARC(μ Sv/h)	MLC(μ Sv/h)	p-value	ARC(μ Sv/h)	MLC(μ Sv/h)	p-value	
Horizontal plane point	1	21.29±3.22	19.62±1.93	0.350	194.88±5.00	168.70±4.73	0.000
	2	25.93±1.54	18.82±1.77	0.000	185.03±1.13	162.58±3.36	0.000
	3	21.28±1.97	18.74±1.33	0.044	189.38±5.26	150.52±1.89	0.000
	4	25.10±3.84	20.12±2.10	0.034	178.83±3.66	163.50±3.58	0.000
	5	26.58±2.7	23.59±2.64	0.115	200.08±4.32	159.78±3.64	0.000
	6	25.76±3.13	19.87±0.68	0.003	207.00±6.84	182.76±5.37	0.000
	7	28.11±5.15	26.79±1.03	0.589	217.73±6.01	201.38±6.27	0.002
	8	31.14±2.5	28.16±2.21	0.080	212.48±6.40	165.48±3.83	0.000
	9	6.46±0.74	6.27±0.59	0.668	31.85±1.97	29.52±1.73	0.113
	10	6.01±0.79	4.14±0.69	0.004	32.93±2.05	23.45±1.99	0.000
	11	5.44±0.91	4.86±0.76	0.305	45.12±0.67	34.39±2.76	0.000
	12	5.80±0.6	5.24±0.73	0.223	34.20±1.47	32.67±1.86	0.137
	13	6.08±0.35	5.69±0.46	0.169	35.32±2.12	38.43±2.02	0.082
	14	4.95±0.38	4.08±0.38	0.033	33.89±2.13	30.53±1.15	0.024
	15	4.18±0.64	3.76±0.5	0.273	39.58±2.69	31.75±2.33	0.001
	16	6.76±0.5	4.78±0.35	0.000	36.61±2.77	34.25±2.66	0.327
Vertical plane point	1	22.27±2.55	19.94±2.76	0.203	175.72±9.26	158.32±5.19	0.006
	2	16.41±0.58	11.90±1.23	0.000	160.22±3.03	148.77±3.56	0.001
	3	15.44±1.12	12.26±0.24	0.000	127.74±6.79	117.68±3.32	0.018
	4	24.63±3.26	23.62±2.24	0.584	185.46±5.83	178.18±5.82	0.084
	5	7.15±0.77	6.40±0.16	0.067	28.68±2.67	24.85±2.58	0.000
	6	4.07±0.347	3.81±0.31	0.000	23.36±2.81	21.73±1.28	0.272
	7	5.33±0.21	4.72±0.4	0.000	24.95±1.07	23.25±1.36	0.000
	8	6.92±0.49	5.24±0.49	0.060	22.69±1.58	22.39±1.43	0.764

면으로 50, 100 cm 떨어진 지점의 평균 산란선량은 ARC에 비해 14.39, 15.51% 감소되었다. 수직면에 대해 MLC를 적용한 경우, 4개 지점에서 통계적으로 유의한 감소를 보였

다. 수직면으로 50, 100 cm 떨어진 지점의 평균 산란선량은 ARC에 비해 14.01, 14.13% 감소되었다. 두부 방사선검사의 수평면에 대해 MLC를 적용한 경우, 12개 지점에서 유의한

감소를 보였다. 수평면으로 50, 100 cm 떨어진 지점의 평균 산란선량은 ARC에 비해 14.55, 11.94% 감소되었다. 수직면에 대해 MLC를 적용한 경우, 5개 지점에서 유의한 감소를 보였으며 수직으로 50, 100 cm 떨어진 지점의 평균 산란선량은 ARC에 비해 7.12, 7.16% 감소되었다.

4. 영상융합 구현

DICOM 형태 X선 영상은 픽셀 사이즈를 지정하여 헤더 정보를 제외한 영상 정보만 읽어 들이고 16 bit 영상을 8 bit 영상으로 변환하였다. 그리고 적외선 영상을 읽어 들인 후 Alpha Value로 투명도를 조절하고 융합된 영상을 구현하였다(Fig. 4). 팬텀(X선 영상(A)과 적외선 영상(B)으로 5단계 투명도를 적용한 융합영상(C)에서 확인할 수 있었다(Fig. 5). 질병을 가정한 추가 온도 변화를 유발시킨 손가락(◁), 안면부(◀)의 온도가 주변부와 구별되어 관찰되었다.

투명도 1단계는 X선 영상만, 10단계는 적외선 영상만 관찰할 수 있으며 필요에 따라 투명도 조절로 다양한 비율의 융합영상구현이 가능하였다.

IV. 고찰

방사선을 이용한 영상진단 분야에서 불필요한 환자 선량을 줄이기 위한 다양한 연구가 진행되어왔다. 그 중 진단용 X선 다엽 조리개 개발과 유용성 평가에 대한 연구가 최근 진행되었다[9,10]. 본 연구에서는 곡선인 인체에 적용하여 최적화된 조사야를 조절할 수 있는지를 고안하고 ARC와 비교하여 유용성을 평가하였다. 그리고 인체에서 방출되는 적외선을 감지하는 적외선 카메라를 적용하여 X선 영상과 융합된 영상을 구현하였다.

MLC를 적용하여 면적선량을 비교한 결과, 손과 머리찰

```

void CImageView::MakeImage()
{
    CImageDoc* pDoc = GetDocument();

    if(!ViewData) {return;}

    int SizeX = m_SizeX;
    int SizeY = m_SizeY;

    int max = 0;
    int min = 65535;

    bool check_maxmin = FindMaxMin(pDoc->ImageData, max, min, SizeX * SizeY);
    if(!check_maxmin) {return;}

    double slope = 255.0 / double(max - min);
    for(int y = 0; y < SizeY; y++)
    {
        for(int x = 0; x < SizeX; x++)
        {
            unsigned short int value = (pDoc->ImageData[y * SizeX + x]);
            ViewData[y * SizeX + x] = unsigned char(slope * double(value - min));
        }
    }

    DrawBackImage(ViewData, SizeX, SizeY);
}

bool CImageView::FindMaxMin(unsigned short int *Data, int &max, int &min, int size)

void CImageView::ShowFUSION(unsigned char alphavalue)
{
    if(!ViewData)
    {
        AfxMessageBox("NO X-ray or IR Image", MB_OK);
        return;
    }

    CClientDC dc(this);

    CDC memDC, memDC_XRAY, memDC_IR;
    memDC.CreateCompatibleDC(&dc);
    memDC_XRAY.CreateCompatibleDC(&dc);
    memDC_IR.CreateCompatibleDC(&dc);

    bitMap.DeleteObject();
    bitMap.CreateCompatibleBitmap(&dc, SizeX, SizeY);

    CBitmap *pOldBtm, *pOldBtm_XRAY, *pOldBtm_IR;
    pOldBtm = (CBitmap *) memDC.SelectObject(&bitMap);
    pOldBtm_XRAY = (CBitmap *) memDC_XRAY.SelectObject(&bitMap_XRAY);
    pOldBtm_IR = (CBitmap *) memDC_IR.SelectObject(&bitMap_IR);

    memDC.BitBlt(0, 0, SizeX, SizeY, &memDC_XRAY, 0, 0, SRCCOPY);
    memDC.BitBlt(0, 0, SizeX, SizeY, &memDC_IR, 0, 0, SRCCOPY);

    BLENDFUNCTION bf;
    bf.BlendOp = AC_SRC_OVER;
    bf.BlendFlags = 0;
    bf.SourceConstantAlpha = alphavalue;
    bf.AlphaFormat = 0;
    memDC.AlphaBlend(0, 0, SizeX, SizeY, &memDC_XRAY, 0, 0, SizeX, SizeY, bf);
}
    
```

Fig. 4. C++ program coding for fusion of X-ray image and infrared image.

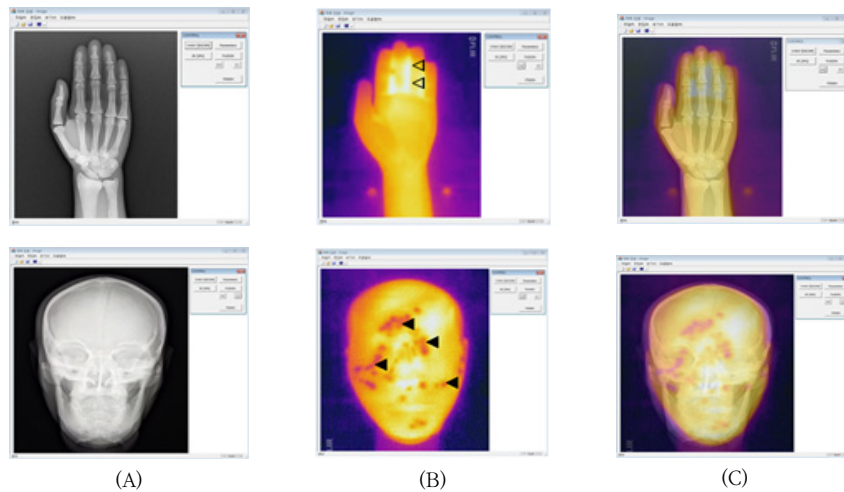


Fig. 5. X-ray image(A), infrared image(B) and fused image(C) using phantom.

영에서 22.9%, 31.3%의 선량감소를 확인하였다. 관련 연구에서 면적선량 측정은 유효선량을 평가하는데 있어 가장 좋은 방법으로 제시하였다[11]. 박 등의 유방 방사선검사서 면적선량을 평가한 연구에서 기존의 사각형 조리개에서 $214.5 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$, MLC에서 $105.7 \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ 로 50.72%의 면적선량이 감소되었다고 하였다[12]. 강 등의 심혈관검사사용장치 연구에서도 X선 조사야를 22, 38, 60% 축소하였을 때 35, 55, 80%의 선량감소를 관찰하였다고 하였다[13]. 조사야를 줄이면 DAP값은 감소하지만 조사야가 줄어든 면적과 동일한 비율로 DAP값이 감소하는 것은 아니라고 보고하였다[14].

MLC를 적용하여 산란선량을 비교한 결과, 머리 방사선 검사에서 수평면, 수직면으로 50 cm 떨어진 지점의 평균 산란선량은 MLC에서 14.55, 7.12%가 감소되었다. 수평면, 수직면으로 100 cm 떨어진 지점의 평균 산란선량은 MLC에서 11.94, 7.16%가 감소되었다. 손 방사선검사서 수평면, 수직면으로 50 cm 떨어진 지점의 평균 산란선량은 MLC에서 14.39, 14.01%가 감소되었다. 수평면, 수직면으로 100 cm 떨어진 지점의 평균 산란선량은 MLC에서 15.51, 14.13%가 감소되었다. 최 등의 연구에서 조사야를 적정 및 최대로 하였을 때, 산란선량은 손 방사선검사서 0.40 μSv 와 2.78 μSv 로 약 7.6배, 머리 방사선검사서 14.51 μSv 와 107.40 μSv 로 약 7.4배의 공간 산란선 증가를 보고하였다[15]. 조 등은 X선 투시촬영에서 조사야 크기를 25% 줄였을 때 50cm 거리에서 0.78 mGy/min에서 0.16 mGy/min으로 약 4.9배 감소하였다고 하였다[16]. 각 연구들은 장치, 실험의 조건이 상이하여 절대적인 비교는 어려우나 본 연구에서 ARC를 기준으로 MLC의 산란선량을 상대적으로 평가하였을 때, 유의한 감소를 확인할 수 있었다.

MLC를 적용하여 누설선량을 비교한 결과, 1.13, 3.92, 7.85 $\mu\text{R/s}$ 로 ARC 보다 높게 측정되어 통계적으로 유의한 변화를 보였지만 ARC와 MLC에서 수 $\mu\text{R/s}$ 로 낮은 누설선량이 측정되었다. MLC의 누설선량이 높은 것은 제작과정에서 정밀도가 낮아 발생한 것으로 판단되나 KS A 4732의 규정(SID 100 cm to 39 mR/h or less)을 만족시켜 누설선량 측면에서는 문제가 없는 것을 확인하였다.

X선 영상과 적외선 영상의 융합으로 X선 영상에서 얻을 수 해부학적 정보와 체열영상에서 얻을 수 있는 생리학적 정보의 융합이 가능함을 확인하였다. 유방암 진단에서 X선 유방촬영을 통해 유방암세포가 특징적인 해부학적 구조변화로 검출되기까지 5-8년이 소요되나 적외선 유방촬영은 2년 정도에도 충분히 영상화할 수 있다는 연구결과가 있다 [17]. 추간판탈출증 환자에 대한 적외선체열영상진단 결과

정상인 및 정상측과 비교하여 유의한 차이가 관찰되었다는 결과도 있다[18]. 뇌혈관 질환인 시상부 출혈 및 경색증 후 시상통증증후군 환자 27명에 대한 적외선 체열영상진단에서 정상부위와 비교하여 통계적으로 유의한 변화가 관찰되었으며 임상증상 호전에 따른 체온변화를 관찰할 수 있었다고 하였다[19]. 응급실을 방문한 소아 외상성 환자 133명의 골절 진단에 적외선 체열영상진단을 적용한 결과, 민감도 0.91, 특이성 0.88을 나타냈으며, 0.95의 높은 음성 예측치(Negative Predictive Value)로 골절을 배제하는 유망한 진단방법이라고 하였다[20]. 관련 연구 결과에서 알 수 있듯이 의료영상분야에서 단순 X선 영상과 적외선 영상의 융합된 영상은 질병에 대한 진단 향상에 기여할 것으로 판단된다. 영상뿐만 아니라 장치융합으로 장비의 제작경비 및 설치 공간 감소, 체열영상으로 추적검사도 가능할 것으로 판단된다. 추가하여 적외선 영상으로 구동하는 다엽콜리메이터 제작이 가능할 것으로 판단되며, 최적화된 조사야 설정으로 불필요한 방사선 조사를 막고 산란선으로 인한 화질 저하 방지 및 방사선 피폭 저감에 기여할 것으로 판단된다.

본 연구의 제한점으로 X선 차폐력과 비례하는 기계적 강도가 높은 다양한 재료에 대한 연구가 필요할 것으로 판단된다. 현재 MLC 구동 시스템이 구현되어 있어 추가적으로 연구하지 않았지만 적외선 영상으로 구동하는 진단용 X선 장치의 다엽 조리개장치에 대한 특허등록을 완료하였다 [21,22].

V. 결 론

진단용 방사선발생장치에서 인체의 곡선을 따라 최적화된 X선 조사야를 설정할 수 있는 다엽콜리메이터를 고안하여 사각형으로 조사야가 조절되는 ARC와 비교하여 유용성을 평가하였다. 그리고 적외선 카메라를 부착하여 X선 영상과 체열 영상을 획득하고 융합된 영상을 구현하였다. MLC를 적용하여 손, 머리 방사선검사서 22.9, 31.3%의 유의한 면적선량 감소의 결과를 확인하였다. MLC를 적용한 머리 방사선검사서 산란선량 측정 결과, 수평면에 대해 50, 100 cm 지점에서 14.55, 11.94%의 감소를 보였고, 수평면에 대해 7.12, 7.16%의 감소를 보였다. 손 부위 방사선검사의 산란선량 측정 결과, 수평면에 대해 50, 100 cm 지점에서 14.39, 15.51%의 감소를 보였고, 수직면에 대해 50, 100 cm 지점에서 14.01, 14.13%의 감소를 보였다. 누설선량을 비교한 결과, 차이가 있었으나 KS A 4732의 규정을 만족시켜 MLC의 유용성을 확인하였다. 그리고 융합영상 구현을

통해 X선 영상의 해부학적 정보와 적외선 영상의 생리학적 정보 융합이 가능함을 확인하였으며, 진단능 향상에 기여할 것으로 판단되며 장치융합 및 적외선 영상으로 구동하는 MLC 제작의 가능성을 확인하였다.

REFERENCES

- [1] Teng J, Wang X, Zhang J, Wang S, Huo P. A multi-modality medical image fusion algorithm based on wavelet transform. In International Conference in Swarm Intelligence, Springer, Berlin, Heidelberg. 2010;627-33.
- [2] James AP, Dasarathy BV. Medical image fusion, A survey of the state of the art. Information Fusion, 2014;19:4-19.
- [3] Jeong WK. Radiation exposure and its reduction in the fluoroscopic examination and fluoroscopy-guided interventional radiology. Journal of the Korean Medical Association. 2011;54(12):1269-76.
- [4] Korean society of medical imaging technology. Textbook of radiographic positioning and clinical diagnosis. Chungku publisher; 2017.
- [5] http://www.thermology.or.kr/ksdt/learn_021.php
- [6] Research society of radiation equipment. Radiation equipment. Chungku publisher; 2017.
- [7] KS A 4732, Variable X-ray beam limiting devices for diagnostic use, 1997.
- [8] IEC 60601-1-33. General rule for X-ray equipment, 2008.
- [9] Han SC, Park SW. Monte Carlo simulation for development of diagnostic multileaf collimator. Journal of Radiological Science and Technology. 2016;39(4): 595-600.
- [10] Han JH, Baek SC, Lee JH, Park DH. Development and utility evaluation of new Multi-Leaf Collimator for Diagnostic X-ray Equipment. Journal of Electrical Engineering & Technology. 2018;13(2): 936-42.
- [11] Le Heron JC. Estimation of effective dose to the patient during medical X-ray examinations from measurements of the dose-area product. Physics in Medicine & Biology. 1992;37(11):2117.
- [12] Kwon SM, Kim BS, Park HJ, Kang YH. Variation of Image Quality and Dose by Applying Multi-Leaf Collimator for Digital Mammography. Journal of the Korean Society of Radiology. 2015; 9(7):535-40.
- [13] Kang Y, Cho P. Reduction of Radiation Dose according to Geometric Parameters from Digital Coronary Angiography. Journal of the Korean Society of Radiology. 2013;7(4):277-84.
- [14] Bor D, Sancak T, Olgar T, Elcim Y, Adanali A, Sanlıdilek U, et al. Comparison of effective doses obtained from dose-area product and air kerma measurements in interventional radiology. The British Journal of Radiology. 2004;77(916):315-22.
- [15] Choi SK. Change of the Scattered Dose by Field Size in X-ray Radiography. The Journal of the Korea Contents Association. 2013;13(3):198-203.
- [16] Cho PK. Distribution of the scatter ray in fluoroscopy X-ray room. The Journal of the Korea Contents Association. 2011;11(10):349-54.
- [17] Buchanan JB, Spratt JS, Heuser LS. Tumor growth, doubling times, and the inability of the radiologist to diagnose certain cancers. Radiologic Clinics of North America. 1983;21(1):115-26.
- [18] Park JK. Measurement of ROI temperature in herniation of intervertebral disc patients using DITI. Journal of the Korean Society of Radiology. 2017; 11(11):272-8.
- [19] Sim JH. Diagnostic significance of digital infrared thermographic imaging after cerebrovascular stroke. Journal of Korean Neurosurgical Society. 1998;27(7):890-7.
- [20] Sanchis-Sánchez E, Salvador-Palmer R, Codoñer-Franch P, Martín J, Vergara-Hernández C, Blasco J, Cibrián R. Infrared thermography is useful for ruling out fractures in pediatric emergencies. European Journal of Pediatrics. 2015;174(4):493-9.
- [21] Kwon SM, Kang YH, Park BH. X-ray inspection device and its inspection method. Korea Patent, 2017;10-1743469.
- [22] Kwon SM, Kang YH, Chon KS. Diagnosis method and device of breast disease. Korea Patent 2018; 10-1828367.