



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2016 年 8月

博士學位 論文

방사선 촬영 조건에 따른 Entrance Surface Dose
평가 모델 개선 연구

朝鮮大學校 大學院

原子力工學科

성 호 진

방사선촬영 조건에 따른 Entrance Surface Dose
평가 모델 개선 연구

Improvement of ESD Calculation Model
according to Radiography Conditions

2016年 8 月 25 日

朝鮮大學校 大學院

原子力工學科

성 호 진

방사선촬영 조건에 따른 Entrance Surface Dose
평가 모델 개선 연구

指導教授 鄭 運 官

이 論文을 原子力工學 博士學位申請 論文으로 提出함

2016年 4 月

朝鮮大學校 大學院

原子力工學科

成 昊 珍

成昊珍의 博士學位論文을 認准함

委員長 韓國原子力研究院 博士 金振奎 (印)

委員 朝鮮大學校 教授 李庚鎭 (印)

委員 朝鮮大學校 教授 宋鐘淳 (印)

委員 光州保健大學校 教授 董京來 (印)

委員 朝鮮大學校 教授 鄭運官 (印)

2016 年 6 月

朝鮮大學校 大學院

목 차

List of Figures.....	iv
List of Tables.....	vi
ABSTRACT.....	viii
제1장. 서론.....	1
제2장. 연구목적.....	2
제3장. 이론적 배경.....	3
제1절. 방사선.....	3
제2절. 환자선량.....	4
1. 흡수선량.....	4
2. 등가선량.....	7
3. 유효선량.....	7
4. 선량한도.....	9
제3절. 방사선방호.....	10
1. 참고준위.....	10
2. 기록준위.....	11
3. 조사준위.....	10
4. 개입준위.....	11
제4절. X선 스펙트럼.....	12
1. 관전압 변화에 따른 X선 스펙트럼.....	12
2. 관전류 변화에 따른 X선 스펙트럼.....	13

3. 필터 변화에 따른 X선 스펙트럼	14
제5절. LabVIEW program	16
1. LabVIEW 소개	16
2. LabVIEW 구성	17
3. LabVIEW 응용 범위	19
제4장. 연구대상 및 방법	21
제1절. Alderson Rando Phantom 및 유리선량계	21
제2절. 관전압, 관전류, 조사시간 및 조사선량률	21
제3절. 촬영 조건과 피폭선량 측정	22
제4절. 측정 방법	22
제5절. 선량 계산 공식을 이용한 피폭선량 산출	23
제6절. 부가 필터에 따른 촬영 조건과 피폭선량 측정	29
제7절. 필터에 따른 영상 분석	31
제5장. 결과	32
제1절. 흉부 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교	32
제2절. 흉부 측면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교	35
제3절. 요추 정면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교	38
제4절. 요부 측면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교	41
제5절. 복부 정면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교	44
제6절. 두부 정면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교	47
제7절. 손목 정면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교	50
제8절. 촬영 부위에 따른 가중치 비교	53
제9절. 부가필터에 따른 ESD 비교	54

제10절. Matlab을 이용한 영상 분석	55
제6장. LabVIEW program 설계	64
제1절. Entrance Surface Dose 설계	64
제2절. ICRP 103의 설계	68
제3절. Calculation Methods	70
제7장. 고찰	73
제8장. 결론	78
참고문헌	80

List of Figures

Figure 1	Schematic drawing of patient dosimetry quantities.	6
Figure 2	Tissue weighting factor.	8
Figure 3	Effect of tube potential on X-ray spectrum.	13
Figure 4	Effect of current on X-ray spectrum.	14
Figure 5	Effect of filtration on X-ray spectrum.	15
Figure 6	Front panel of LabVIEW.	18
Figure 7	Block diagram of LabVIEW.	19
Figure 8	Rando Man Phantom & Glass dosimeter Element.	21
Figure 9	Multi function meter NEROTM mAx.	22
Figure 10	Set up of test equipment at supine (a) and erect (b) positions of the Rando Man Phantom.	23
Figure 11	Images of the Rando Man Phantom in different exposure conditions and the part of the body: (a) Chest PA (b) Abdomen (c) L-spine AP (d) L-spine lat.	30
Figure 12	The relation between directly measurement and different mathematical equations (Chest PA).	34
Figure 13	The relation between directly measurement and different mathematical equations (Chest lat).	37
Figure 14	The relation between directly measurement and different mathematical equations (L spine AP).	40
Figure 15	The relation between directly measurement and different mathematical equations (L spine lat).	43
Figure 16	The relation between directly measurement and different mathematical equations (Abdomen AP).	46
Figure 17	The relation between directly measurement and different mathematical equations (Skull AP).	49
Figure 18	The relation between directly measurement and different mathematical equations (Wrist AP).	52

Figure 19 ESD at various conditions of added filters
 (A: Chest PA, B: Abdomen AP, C: L-spine AP, D: L-spine lat). 55

Figure 20 The chest images of the Rando Man Phantom at different combinations
 of added filters (a: 1 mmAl + 0.2 mmCu, b: 1 mmAl + 0.1 mmCu, c: 2 mmAl, d: 0 mmAl).
 57

Figure 21 The abdomen images of the Rando Man Phantom at different
 combinations of added filters (a: 1 mmAl + 0.2 mmCu, b: 1 mmAl + 0.1 mmCu, c: 2 mm
 Al, d: 0 mmAl). 58

Figure 22 The anteroposterior images of lumbar spines of the Rando Man
 Phantom at different combinations of added filters (a: 1 mmAl + 0.2 mmCu, b: 1 mmAl
 + 0.1 mmCu, c: 2 mmAl, d: 0 mmAl). 59

Figure 23 The lateral images of lumbar spines of the Rando Man Phantom at
 different combinations of added filters (a: 1 mmAl + 0.2 mmCu, b: 1 mmAl + 0.1 mmCu,
 c: 2 mmAl, d: 0 mmAl). 60

Figure 24 The histograms of the chest images of the Rando Man Phantom on
 PACS at different combinations of added filters. 61

Figure 25 The histograms of the abdomen images of the Rando Man Phantom on
 PACS at different combinations of added filters. 62

Figure 26 The histograms of the lumbar spine images of the Rando Man Phantom
 on PACS at different combinations of added filters. 63

Figure 27 The histograms of the lateral view of lumbar spines of the Rando Man
 Phantom on PACS at different combinations of added filter. 64

Figure 28 Front panel of ESD(A: chest PA B: L-spin lat). 66

Figure 29 Source code of ESD. 67

Figure 30 Front panel of ICRP 103. 68

Figure 31 Source code of ICRP 103. 69

Figure 32 Front panel of calculation methods. 71

Figure 33 Source code of calculation methods. 72

List of Tables

Table 1	Weighting factor of different radiation type	7
Table 2	Tissue weighting factor	8
Table 3	The recommended dose limits from planned exposure situations	9
Table 4	Dose constraints and reference levels in ICRP protection	10
Table 5	Measured BSF for different HVLs and field sizes	26
Table 6	Measured BSF for different HVLs and field sizes	27
Table 7	The value of tube voltage correction factor multiplied by the total filtration correction factor	28
Table 8	Summarized skin dose calculation methods	29
Table 9	Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations(Chest PA)	33
Table 10	Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations(Chest lat)	36
Table 11	Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations(L spine AP)	39
Table 12	Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations(L spine lat)	42
Table 13	Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations(Abdomen AP)	45
Table 14	Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations(Skull AP)	48
Table 15	Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations(Wrist AP)	51
Table 16	Weighted factor by radiological examinations	53
Table 17	ESD according to different thickness of added filter and variable exposure parameters	54
Table 18	Results of thickness of added filter	56
Table 19	Operating manual for Effective Dose	65

Table 20 Operating manual for Calculation Methods 70

ABSTRACT

Improvement of ESD Calculation Model according to Radiography Conditions

Sung, Ho - Jin

Advisor : Prof. Chung, Woon-kwan, Ph.D.

Department of Nuclear Engineering,

Graduate School of Chosun University

Concerning radiation exposure in medical process, dose limit and dose constraint are not regulated as the benefit of patient is the priority. The exposure doses on patient vary widely depending upon the degree of equipment worn-out in medical facilities, equipment conditions, technical method of staff, etc. Exposure dose control methods include the actual measurement method by using the TLD (Thermoluminescence Dosimeter) and transmission ionization chamber, entrance surface dose calculation by using the equipment output measured in the air and indirect measurement based on radiography conditions.

In this study, radiography equipment management degree was assessed along with equipment characteristics and conditions for each imaging part. Then the modified patient dose calculation method was used as it gives smaller errors compared with the actual dose amounts. By doing so, this study seeks to establish active response to radiographic exposure and contribute to reduced medical exposure. The modified equation herein put weight on tube voltage, inherent filter, added filter and its accompanied back scatter factor in the existing equation to calculate the entrance surface dose. As the thicker the subject's part, the higher the tube voltage and tube current; the exponential constant in the modified equation moved up. While the index of lateral lumbar was found the highest, the index of

anterior wrist was the lowest. The more the radiography conditions, the larger the deviation between actual measurement values and indirect equation values was. It was also found that, rather than the distance, increase in tube voltage by the subject's thickness was found to have a larger effect on BSF. However, it seems necessary to use medical quality control in parallel to reduce error variables in order to get closer to ESD approximate value found under direct measurement.

In addition, this study sought to establish an auto-control software based on LabVIEW capable of predicting and protecting from exposure dose in the modified and improved patient dose assessment method. ESD according to radiography conditions was displayed along with the images of each radiography part. Surface doses were displayed according to tissue weight. Based on diverse indirect equations, diagnostic reference levels were compared for assessment in this study.

Accordingly, diagnostic radiography patient dose comparison would become easier and radiographic exposure control and evaluation will become more efficient. The study findings are expected to be useful in patients' effective dose rate evaluation and dose reduction; and present a way forward in the national exposure dose control research.

key word: Entrance Surface Doses, Effective Dose, Reference level, LabVIEW, Reduction

제1장. 서론

의료 영상 시설이나 장비는 과학의 진보로 비약적으로 발전하고 있으며, 그 시설 및 검사가 증가하고 있다. 이에 국내 종사자의 피폭관리는 방사선 안전관리 규칙에 의하여 관리되어지고 있다. 환자의 경우 국제방사선방호위원회(ICRP, International Commission on Radiological Protection)에서 진단절차, 중재방사선 절차 또는 치료 절차와 관련하여 의료에 의한 이익을 우선시 하고 있기 때문에 선량한도와 선량제약치가 규정되어 있지 않다[1]. 따라서 피폭을 관리할 필요가 없다고 생각할 수 있으나, 방사선 검사를 행함에 있어 정당성을 부여하는 것일 뿐이지 의료피폭에 대한 선량이 관리되어지지 않아도 좋다는 의미가 아니다. 적정한 의료 행위에 있어 방사선작업종사자의 전문적인 교육 및 윤리의식에 기반을 두어 적정 방사선 조사량을 노출하여 검사하는 것이 최우선이라 할 수 있다. 그러나 현실의 경우 같은 검사라 하더라도 의료시설이 보유한 방사선 촬영 장비 노후정도, 촬영장비 조건, 종사자의 기술적 방법 등에 따라 환자에게 주어지는 피폭선량은 매우 다양하다. 흉부 방사선 촬영으로 인한 환자의 입사표면선량(ESD, Entrance Surface Dose)은 영국의 경우 0.13 *mGy*, 미국 0.25 *mGy*, 국제 원자력기구 0.4 *mGy*, 한국의 경우 최소 0.1 *mGy* ~ 최대 6.2 *mGy*로 다양하다. 이에 환자의 피폭선량을 관리하기 위해서는 의료기관에서 환자가 방사선에 의해 얼마나 노출되어 피폭되었는지는 종사자에게 질의하지 않는 한 정확히 알 수는 없다. 그러나 국내 현실의 경우 다수 의료기관에서 사용되고 있는 방사선발생장치가 환자의 선량값을 표시하거나 피폭 선량을 측정하기 위한 시설 및 장비를 구비하지 못하므로 피폭 선량의 정확한 수치를 제시할 수 없다. 환자의 피폭선량을 측정하기 위한 방법은 열형광선량계(TLD, Thermoluminescence Dosimeter) 및 전리조(transmission ionization chamber)를 이용한 실측 방법이 있다. 선량계를 이용한 실측 방법이 가장 정확한 방법이지만, 방사선 조사야 내에 측정기와 연결되는 전선이나 Detector 물질이 존재하는 경우 가능하고, 조사야에서 일정 부분의 영역이 벗어나는 경우 측정이 불가능한 상황이 발생한다. 또한, 측정 및 분석 시간의 소요 그리고 피폭 장해에 대한 부정적인 측면이 있다. 선량계가 없는 상태에서 환자의 피폭선량을 계산하는 다양한 간접 방법 등이 있다. 공기 중에서 측정된 장치의 출력을 이용한 입사표면선량 계산법과 촬영 조건을 바탕으로 1984년에 Edmonds에 의한 계산, 1999년에 NCRP(National Council on Radiation Protection)의 자료를 토대로 Tung과 Tasi의 계산, Mori에 의해 개발된 Non

Dosimeter Dosimetry-M(NDD-M)법 등이 있다. 이는 피폭선량 실측 장비 및 시간에 구애 없이 임상에서 환자의 피폭 선량 평가가 가능하다[2]. 하지만 환자 피폭선량을 계산하는 방법이 국내·외에서 여러 가지 방법으로 인해 복잡하고 실측 방법과의 정확도에서 차이가 나는 문제점이 있다[3]. 따라서 각 방사선 촬영 장비의 정도관리, 촬영 장비에 대한 특성, 촬영 부위에 따른 조건 등을 측정된 후 실제 피폭 선량 값과 오차가 적은 환자선량 계산법을 통해 시각적으로 보여 진다면, 환자뿐만 아니라 방사선 종사자들이 방사선의 노출에 대해 적극적인 대처뿐만 아니라 피폭 저감화에 기여하게 될 것이다.

본 연구에서는 수정되고 보완된 환자 선량 평가 식으로 피폭선량을 예측하여 방호할 수 있는 LabVIEW(Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench, National Instrument, US) 기반의 자동 제어 소프트웨어 구축을 하고자 한다. LabVIEW는 C 또는 Basic 프로그램 언어와는 다른 GUI(Graphical User Interface) 방식으로 프로그램을 작성하기 때문에 프로그램 구성을 커넥터를 통해 한눈에 알 수 있다. LabVIEW는 방사선 촬영장비 특성, 조건 등을 쉽게 파악 가능 할 뿐만 아니라 방사선 피폭선량 또한 예측 가능 할 수 있다. 그리고 LabVIEW를 구성하는 아이콘을 각각 방사선 촬영장비 특성 조건에 따라 블록다이어그램(block diagram)을 구성하여 각각의 아이콘을 드래그 하는 편리한 방법으로 진단방사선 선량 계산 시스템을 구축할 수 있다. 이러한 방사선 선량 계산 시스템을 통하여 방사선 종사자들은 실측을 통한 피폭선량에 대한 실측, 계산 및 시간에 대해 구애받지 않고 진단을 최적화하고 의료피폭을 저감화 할 수 있으며 또한 환자선량 관리를 수행함에 있어 저장을 통하여 체계적인 데이터를 구축할 수 있다. 이에 LabVIEW 기반의 소프트웨어로 측정되어진 데이터를 실시간으로 확인할 수 있는 모니터링 프로그램과 제어의 자동화를 위한 시각적인 프로그래밍을 개발하고자 한다.

제2장. 연구 목적

본 연구는 다양한 방사선 촬영 조건 및 환자 피폭 실태에 대한 데이터베이스를 구축한 실측 ESD와 수정된 간접 ESD 식과 비교 평가하였다. 이를 바탕으로 LabVIEW program을 이용하여 진단 방사선 선량 계산 프로그램을 구현하는 것이다. ICRP에서는

환자선량 권고치, 진단참고준위(DRL, Diagnostic Reference Level)를 설정하여 방사선을 사용하는 특정 의료 절차에 대하여 비교 언급 하였다. 영국에서는 1980년대 영국방사선방호위원회에서 환자의 방사선량을 조사한 후 국가 환자선량 권고량을 제안하였다 [4]. 미국은 1972년부터 식약청(FDA, US Food and Drug Administration)과 방사선 통제프로그램감독회의(CRCPD, Conference of Radiation Control Program Directors) 협력에 의해 국가 규모의 환자선량 정보를 수집하여 피폭 선량 실태를 보고하고 있다[5]. 국제원자력 기구 또한 각국에서 수집한 방사선에 설정된 참고 준위를 제시하고 있다[6]. 국내는 식약처, 국내 연구진 및 의료기관에 종사하는 작업 종사자들이 방사선 조사량에 대하여 자체적으로 연구하고 적정 방사선 노출로 검사를 시행하여 권고안을 마련하고 있다. 의료용 방사선 사용에 따른 환자가 받는 방사선량은 의료의 특수성을 인정하여 국제적으로도 선량한도를 정하고 있지 않기 때문이다[7]. 이에 환자 선량 평가 연구를 수행하여 환자 선량 권고량을 확립하고 가이드라인을 마련하여 의료기관에 배포하지만 각 의료기관에서 개인 별로 의료피폭을 받는 선량을 알기에는 현실적으로 어려움이 있다[8]. 다수 의료기관에서 사용되고 있는 방사선발생장치에서 환자의 선량을 표시하거나 피폭선량을 측정하기 위한 시설과 장비를 구비하지 못하고 있다. 또한 진단 방사선을 측정하지 않고 촬영 조건을 바탕으로 환자 선량을 계산하는 자동화된 시스템 개발은 미흡한 실정이다. 이에 그래픽 프로그램인 LabVIEW 기반으로 피폭선량의 데이터를 수집하고, 그래프로 나타내어지는 진단 방사선량 계산 프로그램을 구현하고자 한다. LabVIEW 이용한 프로그램을 제작하고 방사선 실태조사에 대한 피폭 선량의 참고 준위를 활용한다면 방사선 작업 종사자뿐만 아니라 의료기관에 방문하는 내원객 및 환자들에게 불안감 해소 및 방사선 방호에 대한 신뢰를 유도할 수 있을 것이다. 또한 향후 국제 기준의 가이드라인 수치와 국내의 피폭 선량 실태에 대하여 제시하며 이를 바탕으로 국내 실정에 적합한 국가 환자선량 권고량 기준 마련에 이바지 할 수 있을 것이다.

제3장. 이론적 배경

제1절. 방사선(radiation)

방사선(radiation)이란 전자기파 또는 입자선 중 직접 또는 간접으로 공기를 전리하는 능력을 가진 것으로서 방사선의 종류는 알파선, 중양자선, 양자선, 베타선 및 그 밖의 중하전입자선, 중성자선, 감마선, X선, 5만 전자볼트 이상의 에너지를 가진 전자선을 뜻하는 용어를 말한다.

방사선은 물질을 통과할 때 직접 또는 간접적으로 그 물질의 원자를 전리시키는 능력을 가지는 전리방사선을 의미하며, α선, β선, 양성자 등은 전하(charge)를 띠고 있어 물질을 통과할 때 그 물질의 원자를 직접 전리시킬 수 있다고 해서 직접 전리방사선이라 한다. 한편, 전하를 갖지 않은 중성자선과 전자기파인 γ선 및 X선은 그 자체적으로 전리 능력은 없으나 물질과의 상호작용 결과 2차적으로 생성된 고속전자에 의해서 전리 능력을 지니게 되므로 간접전리방사선이라 한다[9].

제2절. 환자 선량(Patient dosimetry quantities)

1. 흡수선량(Absorbed Dose: Gy)

Fig. 1과 같이 공기커마는 공기의 단위 질량 당 방사선에 의해 부여된 전하량이며 흡수선량은 어떤 물질의 단위 질량당 부여된 에너지의 양으로 정의된다. 다시 말하자면, 흡수선량(기호 D)은 특정 미소체적 dV 은 매질의 미소질량 dm 에 부여된 에너지 $d\bar{\epsilon}$ 을 dm 로 나눈 몫이며, 다음 (1.1)식과 같이 정의된다.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.1)$$

여기서 $d\bar{\epsilon}$ 는 다음 (1.2)식과 같이 주어진다.

$$d\bar{\epsilon} = dR_{in} - dR_{out} + d\sum Q \quad (1.2)$$

여기서 dR_{in} 은 미소체적 dV 내로 들어오는 모든 하전입자 및 비하전입자의 에너지, dR_{out} 는 미소체적 dV 로부터 떠나가는 모든 하전 입자 및 비하전입자의 에너지, $d\sum Q$ 는 dV 내에서 핵 및 기본 입자의 정지에너지의 모든 변화의 합이다. $Q > 0$ 이면 정지에

너지 감소, $Q < 0$ 이면 정지 에너지의 증가를 뜻한다. 흡수선량의 단위는 Jkg^{-1} 이며, 이 단위의 특수이름은 그레이(Gy)이다. 그리고 흡수선량률(기호 \dot{D})은 다음 (1.3)식과 같이 정의된다.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (1.3)$$

흡수선량률의 단위는 $Jkg^{-1}s^{-1}$ 이며, 단위의 특수이름은 단위시간당 그레이(Gys^{-1})이다.

정의로부터 흡수선량과 흡수선량률은 각각 다음 (1.4), (1.5)식과 같이 표현될 수 있다.

$$D = \frac{\left(\frac{\text{interactions}}{\text{volume}}\right)(\text{volume})\left(\frac{\text{mean energy imparted}}{\text{interaction}}\right)}{(\text{mass of the volume})} \quad (1.4)$$

$$\dot{D} = \frac{\left(\frac{\text{interactions}}{\text{volume} \cdot \text{sec}}\right)(\text{volume})\left(\frac{\text{mean energy imparted}}{\text{interaction}}\right)}{(\text{mass of the volume})} \quad (1.5)$$

비하전입자의 플루언스를 Φ , 플루언스율을 $\dot{\Phi}$, 원자수 밀도를 n , 단면적을 σ , 충돌당 부여된 에너지를 $\bar{\epsilon}_{en}$, 임의의 매질 m 의 밀도를 ρ 라 놓으면 각각 다음 (1.6)과 (1.7)식과 같이 주어진다.

$$D = \frac{(\Phi n \sigma)(V)(\bar{\epsilon}_{en})}{(\rho V)} = \Phi E \left[\frac{\bar{\epsilon}_{en}}{E} \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_m \right] = \Phi E \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m \quad (1.6)$$

$$\dot{D} = \frac{(\dot{\Phi} n \sigma)(V)(\bar{\epsilon}_{en})}{(\rho V)} = \dot{\Phi} E \left[\frac{\bar{\epsilon}_{en}}{E} \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_m \right] = \dot{\Phi} E \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m \quad (1.7)$$

(1.6)식과 (1.7)식에서 $(\mu/\rho)_m$ 와 $(\mu_{en}/\rho)_m$ 는 각각 임의의 매질 m 에 대한 비하전입자의 질량감쇠계수와 질량에너지 흡수계수이다. 그리고 Φ , $\dot{\Phi}$, E 및 μ/ρ , μ_{en}/ρ 의 단위는 각각 m^{-2} , m^{-2} , $m^{-2}s^{-1}$, MeV 및 m^2/kg 이다. 식 (1.6)과 식(1.7)을 다시 쓰면, 흡수선량과 흡수선량률은 각각 다음 (1.8)과 (1.9)식과 같이 주어진다.

$$D = 1.602 \times 10^{-13} \Phi E \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m \quad (Gy) \quad (1.8)$$

$$\dot{D} = 1.602 \times 10^{-13} \dot{\Phi} E \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m \quad (Gy/s) \quad (1.9)$$

비하전입자의 에너지 분포를 고려하면, 흡수선량과 흡수선량률은 각각 다음 (1.10)과 (1.11)식과 같이 주어진다.

$$D = 1.602 \times 10^{-13} \int \Phi_E E \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m \quad (Gy) \quad (1.10)$$

$$\dot{D} = 1.602 \times 10^{-13} \int \dot{\Phi}_E E \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m \quad (Gy/s) \quad (1.11)$$

여기서 Φ_E 와 $\dot{\Phi}_E$ 는 비하전입자의 플루언스와 플루언스율에 대한 에너지 분포이다. 물질이 공기이고, 광자의 에너지가 진단영역에 있을 때, 에어커마와 흡수선량은 거의 같다. 환자선량 측정 시 선량계를 피부에 부착할 때, 주어진 물질에 입사표면선량 또는 입사표면에어커마를 측정한다.

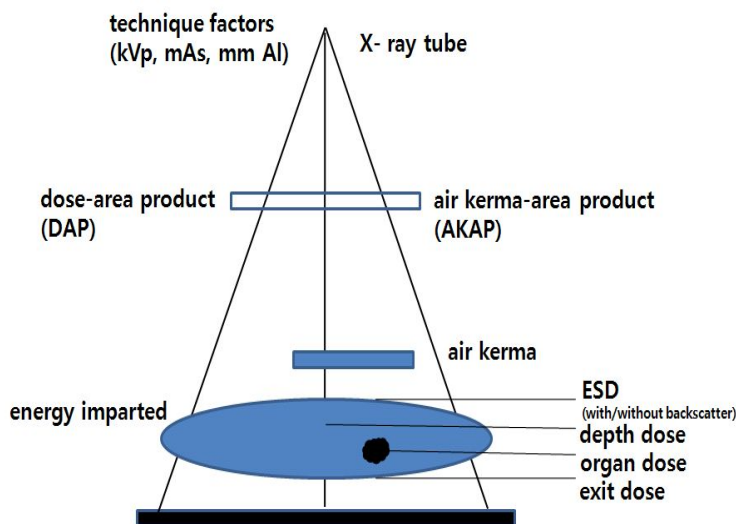


Figure 1. Schematic drawing of patient dosimetry quantities.

2. 등가선량(Equivalent Dose: Sv)

동일한 흡수선량이라 할지라도 방사선의 종류 및 에너지에 따라 방사선의 인체의 조직 또는 장기에 미치는 효과는 서로 다르게 나타난다. 방사선 방호 관점에서 방사선의 질에 따른 방사선의 생물학적 효과를 고려하기 위하여 흡수선량을 방사선의 질에 따른 상대적 생물학적 효과비로 보정한 양이 등가선량(H_T)이며, 이는 다음 (2.1)식과 같이 정의된다.

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.1)$$

여기서 H_T 는 조직 또는 장기 T 에 대한 등가선량, $D_{T,R}$ 는 방사선 R 에 기인된 조직 또는 장기 T 에 대한 흡수선량, w_R 는 방사선 가중치이다. 등가선량의 단위는 Jkg^{-1} 이며, 이 단위의 특수이름으로는 시버트(Sv)가 사용된다.

Table 1. Weighting factor of different radiation type

Radiation type	Quality factor
$\beta, \gamma, X-rays$	1
electron	1
protons	2
Heavy and recoil nuclei	20

3. 유효선량(Effective Dose: Sv)

동일한 등가선량이라 할지라도 방사선의 확률적 효과의 발생 위험의 정도는 인체의 조직 또는 장기에 따라 서로 다르게 나타난다. 따라서 인체 내 조직간 선량분포에 따른 위험의 정도를 하나의 양으로 나타내기 위하여 각 조직의 등가선량에 해당 조직의 조직가중치를 곱하여 이를 모든 조직에 대해 합산한 양을 유효선량(E)이라 하며, 다음 (3.1)식과 같이 정의 된다.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (3.1)$$

여기서 w_T 는 조직가중치이며, 이 값은 Table 2와 같이 주어진다. 유효선량의 단위는 Jkg^{-1} 이며, 이 단위의 특수이름으로는 시버트(Sv)가 사용된다.

Table 2. Tissue weighting factor

Tissue	ICRP103 weighting factor(2007year)
breasts, lungs, stomach,	0.12
colon, red marrow, remainder tissue	0.12
gonads	0.08
thyroid, esophagus, liver, bladder	0.04
brain, salivary glands, bone, skin	0.01
lower large intestine	—
$\sum W_T = 1$	

Remainder tissue : adrenal, extrathoracic, gall bladder, heart, kidney, lymphatic nodes, muscle, oral mucosa, pancreas, prostate, small intestine, spleen, thymus, uterus/cervix

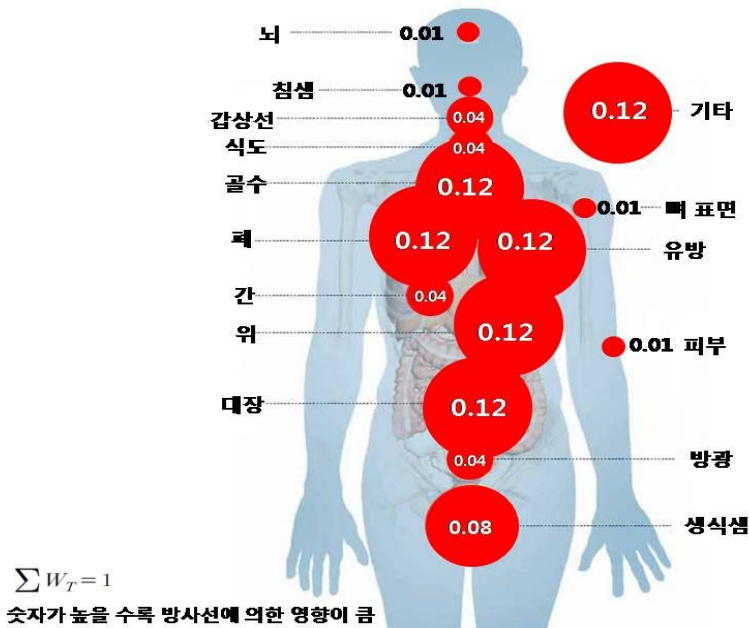


Figure 2. Tissue weighting factor.

4. 선량한도

선량한도는 환자 의료피폭이 아닌 계획피폭상황에만 적용된다. 즉 환자의 피폭된 선량이 아닌 종사자와 일반인을 대상으로 설정되어진 권고된 선량한도 값이다. 권고하는 선량한도는 Table 3과 같다. 그러나 ICRP 103의 선량한도 값은 다양하고 위험한 노출 상황을 적용시킨 사회적 판단을 근거로 제시한다. 모든 의미에서 반드시 적용될 수 없으며, 특히 상황에 맞는 포괄적인 값으로 가변되어진다. 즉, 가장 높게 피폭된 개인에 대한 방호를 규제당국이 선정할 수 있다. 또한, 계획피폭에 대한 선량제약치는 운영자에 의해 결정되어 질 수 있다. 방호의 최적화하는 사회적 배경을 반영하여 선원중심의 선량제약치를 사용함으로써 선량을 감축할 수 있다[1]. 의료피폭에서의 방호 최적화는 반드시 환자의 선량을 감축한다는 의미는 아니다. 일반 촬영 장치에서는 영상의 대조도와 분해능을 향상시키기 위해 그리드를 사용한다[2]. 그러나 그리드를 제거하여 선량의 2 ~ 4배를 감소시키면서 환자의 진단 및 치료에 해를 미치는 것은 방사선 방호의 정당화에 위배될 수 있다. 방사선 피폭 상황의 변화를 초대하는 모든 결정은 해로움보다 이로움이 커야만 정당성을 부여할 수 있다.

Table 3. The recommended dose limits from planned exposure situations*

한도의 유형	직무 피폭	일반인 피폭
유효선량한도	지정된 5년간 평균하여 연간 $20mSv$ [†]	연간 $1mSv$ [‡]
연간 등가선량한도		
눈 수정체	$150mSv$	$15mSv$
피부 ^{§,}	$500mSv$	$50mSv$
손 발	$500mSv$	—

*유효선량한도는 지정 기간 중 외부피폭에 의한 유효선량과 같은 기간 방사성 핵종 섭취에 따른 예탁 유효선량의 합에 적용함, 예탁유효선량은 성인의 경우 방사성 핵종 섭취 후 50년 기간에 대해 계산되며, 아동의 경우에는 70세까지 기간에 대해 계산됨.

[†]어느 한 해의 유효선량이 $50 mSv$ 를 초과하지 안 된다는 추가규정을 적용함. 임신 여성의 직무피폭에 대해서는 추가 제한이 적용됨.

[‡]5년 평균이 연간 $1 mSv$ 를 초과하지 않는 조건에서, 특수한 상황에서는 이보다 높은 유효선량이 어느 한 해에 대해 허용됨.

[§]유효선량한도만으로도 피부에 대한 확실적인 영향으로부터 방호를 제공하기에는 충분함.

^{||}피폭한 면적에 관계없이 $1 cm^2$ 피부에 대해 평균함.

제3절. 방사선 방호

1. 참고준위(Reference Level)

참고준위는 그 값을 초과하면 특정 조치나 결정이 내려지는 측정치로 방사선방호 프로그램의 과정에서 필요에 의해 설정되어진 값이다. 개인선량을 제한하기 위해 준위 이하로 유지하는 것이며 경제적, 사회적 인자를 고려해 합리적으로 달성가능한 낮은 수준으로 선량을 감축하는 것이다. 그러나 참고준위는 방사선의 방호의 한도는 아니다. 진단참고 준위는 일상 조건에서 특정 영상화 절차의 환자 선량준위나 투여 방사능준위가 그 절차로서 비정상적으로 높거나 낮은지를 적시하기 위해 의료진단에 이미 적용되고 있다. 비정상적이라면 적절하게 최적화되었는지, 또는 시정조치가 필요한지 여부를 판단하기 위해 자체 검토를 시작해야 한다. 피폭상황 유형이나 피폭범주와 관련해 ICRP 방호체계에 사용되는 선량제한의 다양한 유형들은 Table 4와 같다[1].

Table 4. Dose constraints and reference levels in ICRP protection

상황의 유형	직무피폭	일반인 피폭	의료피폭
계획피폭	선량한도	선량한도	진단참고준위*
	선량제약치	선량제약치	(선량제약치 [†])
비상피폭	참고준위 [‡]	참고준위	N.A. [§]
기존피폭	N.A.	참고준위	N.A.

*환자

[†]위안자, 간병인 및 연구대상 지원자만 해당

[‡]장기적인 복구 작업에는 계획 직무피폭의 일환으로 취급해야 함.

[§]해당 없음.

^{||}장기적 완화작업이나 피해지역에서 장기적 고용에 따른 피폭은 관련된 방사선원이 '기존'이더라도 계획된 직무 피폭의 일부로 취급되어야 함.

2. 기록준위(Recording Level)

기록준위란 그 준위를 초과하면 방사선감시 프로그램의 결과가 충분해서 기록·유지할 필요가 있다고 고려되는 준위이다. 기록준위 이하의 결과들은 '기록준위를 초과하지 않는다.'로 처리할 수 있다. ICRP는 기록준위 값은 감시기간의 간격과 1 mSv보다 낮

지 않은 연간 유효선량 또는 해당 선량한도의 약 10% 정도의 연간 등가선량으로부터 유도되어야 함을 권고하고 있다. 만약 매월 선량계를 판독할 때 심부선량 기록준위로 0.1 mSv을 택하면 연간 1.2 mSv가 기록준위에 해당된다. 피부선량의 경우 등가선량한도가 연간 500 mSv이므로 10%를 기록준위로 한다면 매월 선량측정에서 기록준위는 4 mSv 정도가 될 것이다.

3. 조사준위(Investigation Level)

조사준위는 그 준위를 초과했을 때 결과의 원인이나 그 의미를 검토할 필요가 있는 준위이다. 검토의 목적은 습득한 경험으로부터 교훈을 얻고 미래에 발생 가능한 유사한 경우에 적용하기 위함이다. 조사준위는 운영경험을 통해 수정될 수도 있지만, 시설의 계획단계에서 각 조사준위의 목적과 관련 조치들이 사전에 명확하게 설정되어야 한다. 통상적으로 방사선구역의 지역감시기 혹은 공기오염감시기에 설정되는 경계준위(warning level)가 조사준위에 해당한다.

4. 개입준위(Intervention Level)

조사준위이상의 비정상적인 상황이 발생할 경우 동 상황이 확대되지 않도록 개입이 필요할 때 적용되는 준위를 개입준위라 한다. 이 준위는 대개 기본 한도 값에 상응하는 값으로 설정할 수 있다. 보통 적절한 피폭조건과 경로를 가상하여 기본한도를 넘지 않는 유도개입준위를 설정하여 정한다. 방사능누출 사고 후 음식물 섭취의 유도개입준위를 설정하는 것이 한 예이다[10]. ICRP가 권고하는 개입에서의 원칙은 손해보다 이득이 더 커야한다. 즉, 선량경감에 따르는 위해의 감소가 사회적 비용을 포함한 개입의 위해와 비용을 정당화할 정도로 충분해야 한다. 또한, 개입의 형태, 규모, 기간은 방사선위해의 감소에 따른 이익에서 개입으로 인한 손해를 뺀 선량경감의 순이익을 극대화하도록 최적화되어야 한다.

제4절. X선 스펙트럼

X선관에서 발생하는 X선의 대부분은 연속 에너지 분포를 가진 제동방사선이다. X선 검사는 X선 광자에너지와 X선 광자수와 상호 관련된 X선 강도의 변화를 이용하여, 피사체의 변화한 결과에 의해 형성된 X선 화상으로 진단의 가치를 결정한다. 즉, X선 발생장치에서 나오는 X선 에너지 스펙트럼은 X선관의 가동 조건(피크전압 및 전류)에 좌우될 뿐만 아니라 표적물질($_{74}\text{W}$, $_{42}\text{Mo}$, $_{29}\text{Cu}$ 등), 고유 및 부가필터(Be, Cu, Cu+Al, Al, Mo), 인가전압의 파형 등에 복합적으로 좌우된다.

1. 관전압 변화에 따른 X선 스펙트럼

관전압은 X선관의 음극과 양극사이에 인가되는 전위차로 X선 강도와 스펙트럼이 함께 변화한다. 관전압에 따라 발생한 X선의 최대에너지가 변화한다. 관전압과 X선의 강도는 다음 (4.1)식과 같다.

$$X_i = KV^2IZ \quad (4.1)$$

여기서, X_i 는 X선의 강도, K 는 상수, V 는 X선 가속전압(관전압), I 는 X선 관전류, Z 는 저지극 금속의 원자번호이다. 관전압의 제곱에 비례하여 X선의 강도는 변화한다.

또한, 제동방사현상에 의해 전자의 전 에너지가 광자의 에너지로 변했다면 다음 (4.2) 식으로 나타낸다.

$$\lambda = \frac{hc}{eV} = \frac{(6.62 \times 10^{-34} \text{Js})(2.998 \times 10^8 \text{m/s})}{(1.6 \times 10^{-19} \text{C})V} = \frac{1.242 \times 10^{-6}}{V} [\text{m}] \quad (4.2)$$

관전압이 증가하면 콤프턴 효과에 의해 피사체를 투과되는 능력이 증가한다. 하지만 과도한 관전압의 증가는 영상의 노이즈를 증가시켜 대조도를 낮추는 효과가 있다.

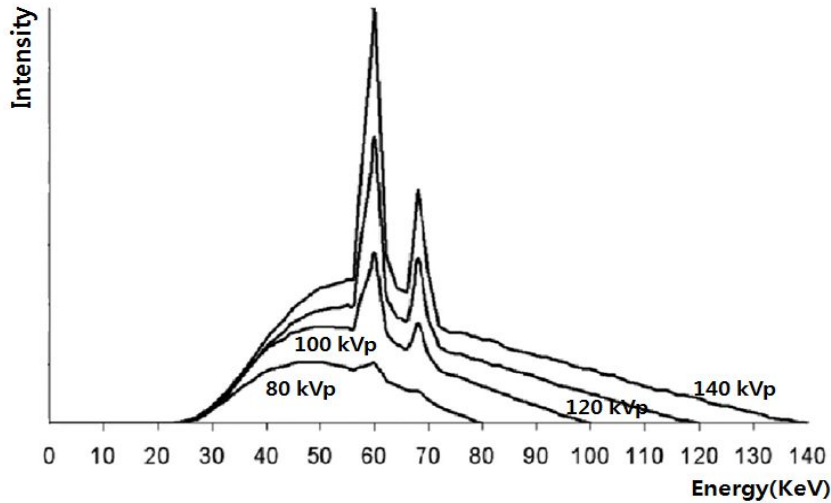


Figure 3. Effect of tube potential on X-ray spectrum.(J. Anthony Seibert, PhD. X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1: Basic Principles for X-ray Production, J Nucl Med Technol, pgs. 142, 2004)

2. 관전류 변화에 따른 X선 스펙트럼

관전류는 X선관의 양극에서 음극으로 흐르는 전류의 평균치를 나타내고 X선 조사를 위한 X선의 수를 결정짓는 인자이며 이는 X선 조사 시간과 더불어 조사되는 X선의 양을 결정짓는다. 관전류는 환자의 피폭선량에 있어 조사 시간과 함께 직접적으로 영향을 미치며, 관전류와 X선 강도 식은 다음 (4.3)식과 같다.

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{mA_1}{mA_2} \quad (4.3)$$

여기서 I_1 은 관전류 mA_1 에 의해 생성된 강도이며, I_2 는 관전류 mA_2 에 의해 생성된 강도이다. 예를 들어 300 mA에서는 600 mA에서 보다 절반의 X선을 발생시킨다. 즉 관전류의 변화는 전자의 운동에너지에 영향을 미치지 않고 단지 그 양을 변화시킨다.

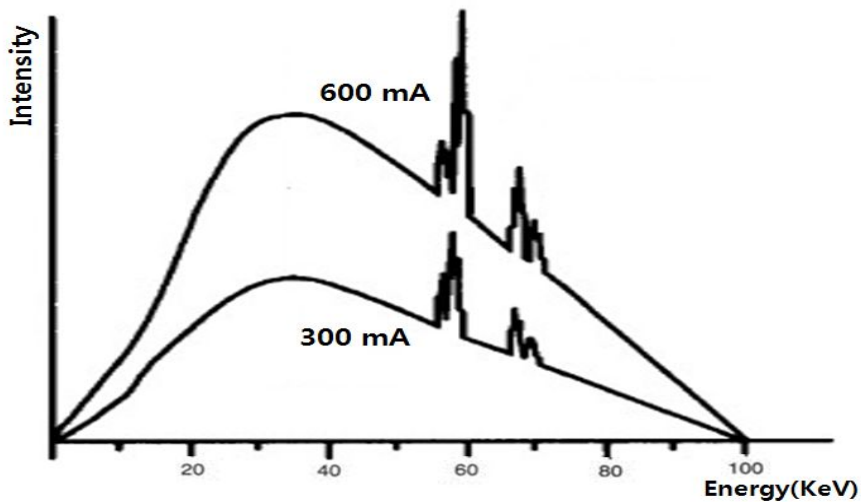
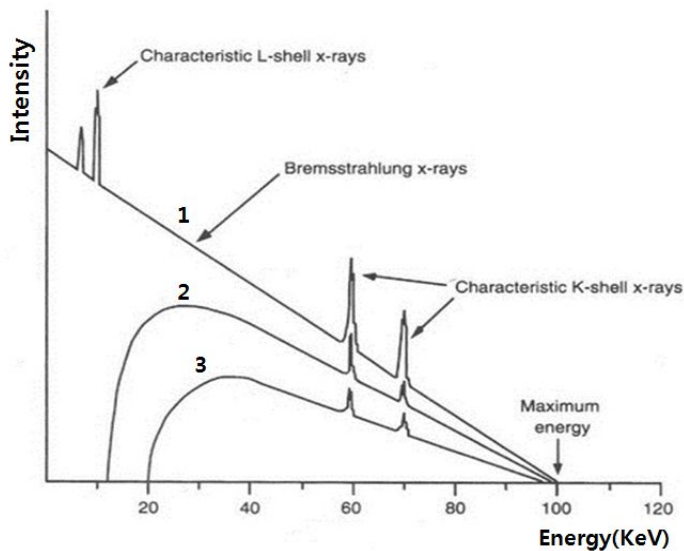


Figure 4. Effect of current on X-ray spectrum.(Bushong SC, Radiographic Science for technologists: Physics, Biology and Protection, 5th edition. St. Louis, MO: Mosby-Year Book, 1993)

3. 필터 변화에 따른 X선 스펙트럼

진단용 X선의 평균에너지는 최대 에너지의 30 ~ 50%정도로서 대부분 저 에너지 영역에 속한다. 필터는 저 에너지 X선을 제거하는 역할을 하며 전체적인 평균에너지를 증가시켜 환자의 피폭을 줄여주고 화질을 개선시켜주는 역할을 한다. 그러나 필터의 두께를 증가시키면 스펙트럼의 형태는 고에너지 쪽으로 치우치지만 전체적인 선량률의 감소를 유발시킨다. 즉, 필터는 환자의 피폭량을 높이며 영상의 대조도를 낮추는 방사선 광자에 대하여 영상 형성에 유용한 광자의 비율을 높이는 과정이다. 여과에는 고유여과(inherent filtration), 부가여과(additional filtration), 피사체여과(object filtration)가 있다. 고유여과는 X선이 X선관과 X선 관용기의 고유의 흡수체를 통과함으로써 일어난다[11]. 즉, X선관과 그 용기벽 등 장치의 구조상 생기는 여과이다. X선관의 X선속 중에는 고유여과에 의해 저 에너지 X선 대부분이 제거되지만, 불필요한 저에너지 X선을 제거하기 위해 적절한 부가필터를 삽입한다. X선속의 경로에 삽입한 부가적인 흡수체에 의해 일어나는 X선속의 부가적인 여과이다. 이것을 부과여과라 한다. 방사선 진단 영역에서는 주로 Al이 사용되고 있다. Al은 50 keV 이하인 X선을 잘 흡수하지만 50 keV 이상 고에너지일 경우는 흡수가 되지 않는다[12]. 고유여과 및 부가 여과에 의해

여과된 X선속은 피사체내에서 더욱 더 감약 된다. 인체의 경우 거의 지방 조직, 연부 조직과 체액, 그리고 뼈 속의 3가지로 분류된다. 각각 실효 원자번호는 6.5, 7.6, 12.3이고 원자번호가 높을수록 광전효과의 비율이 커지면서, 조직 내에서 감약 계수의 차이가 발생한다. Fig 5는 100kv의 텅스텐 타겟에서 필터 유무에 따른 X선 스펙트럼이다.



- curve 1. the theoretical spectrum without any filtration
- curve 2. the typical spectrum with the inherent of the x-ray tube and adder filtration
- curve 3. the effect of additional filtration

Figure 5. Effect of filtration on X-ray spectrum.(Walter Huda, Richare slone., Review of radiologic physics. 2nd Edition © 2003. pgs. 28. by LIPPOMCPTT WILLIAMS & WILKINS, USA)

제5절. LabVIEW program

1. LabVIEW 소개

LabVIEW란 "Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench"약자로 1986년 National Instrument사에서 Test Programming Tool로 개발된 프로그램이다. 근래는 PC의 시스템이 고성능으로 가면서 가격은 점차 낮아지는 반면 컨트롤러는 하드웨어의 발전과 함께 소프트웨어도 더 많은 데이터 처리와 분석 기능이 요구된다. 이런 방대한 소프트웨어를 작성하는 데는 많은 인력과 시간, 비용이 필요하고 물론 이 소프트웨어를 관리 및 유지, 업그레이드 하는데도 많이 비용이 들어간다. LabVIEW는 그래픽화된 프로그램으로 graphic language를 사용하고 있으며 계측기에서만 하던 계측 및 자동화 장비를 virtual instrument 개념을 도입하여 PC에서 할 수 있게 하는 소프트웨어다. 따라서 LabVIEW는 엔지니어, 과학자 등과 같이 필수적으로 컴퓨터 프로그램이 필요한 사람을 위해 특별히 고안된 프로그램 개발 및 실행 시스템이라고 할 수 있다. LabVIEW는 형태나 동작이 실제의 계측장치와 매우 유사하여 가상계측기(VI, Virtual Instrument)라고 한다.

LabVIEW의 장점은 강력한 그래픽 프로그램 언어를 사용하여 초보자도 쉽게 배울 수가 있다. 텍스트(text) 기반의 언어 보다 그림 기호(graphical symbol)에 의존하는 장점으로 프로그램에 미숙한 사용자라도 쉽게 배울 수 있다[13]. 구현이 단순하여 사용자에게 친숙하며, 그 이유로 현재 많은 사용자를 이미 확보를 한 상태이다. 그리고 대부분 장비공급업체에서 드라이버를 제공하고, 디버깅 용이하며 따로 GUI화면 설계가 필요 없을 만큼 그 과정이 그래픽화 되어 있다. 별도의 컴파일링 작업이 없이, 즉 와이어 연결하면 바로 그 에러 여부를 확인하여 수정 및 보완이 가능하며, 그 즉시 프로그램 실행도 가능하다. 또한 대부분의 프로그래밍에 도움이 되는 서브루틴(subroutine)과 데이터수집(data acquisition), 시리얼 계측기 제어, 데이터 해석, 데이터 표현 및 저장 등을 위한 다양한 기능 등을 라이브러리로 지원한다. 또한 라인 단위의 실행이나 디버깅을 할 수 있는 기존의 프로그램 도구들도 제공하며, 이는 프로그램 작성을 쉽게 하고 다양한 계측장비를 제어할 수 있다. 이러한 장점 때문에 많은 분야에서 유용하게 이용되고 버전이 향상됨에 따라 고속처리가 필요한 부분에도 응용이 가능하며 더욱 많은 분야에서 사용된다[13].

하지만 이런 LabVIEW도 단점을 가지고 있다. 구현의 단순성에 의한 다양한 시스템 구현이 어렵고 실행 속도가 느리다. 따라서 프로그램의 구조가 복잡해질 가능성이 있고 이들의 문서화 작업에 어려움이 따른다[14].

2. LabVIEW의 구성

LabVIEW는 VI사용자 인터페이스인 프런트패널, 그래픽 소소 코드를 포함한 블록 다이어그램 및 그래픽 형태로 표현한 아이콘, 입력과 출력의 맵인 커넥터 팬으로 구성 되어진다. LabVIEW의 프런트패널(front panel)은 입력 값을 설정하고 VI블록 다이어그램(block diagram)의 출력 값을 표시하는 곳이다. 스위치, 노브(knob), 버튼, 차트, 그래프등과 같이 여러 종류의 컨트롤과 인디케이트(indicator)를 이용하면 프런트패널에 실제 측정 장비를 쉽게 만들 수 있다. 데이터의 입력은 키보드와 마우스를 이용해서 입력하며, 프로그램에 의해 처리된 데이터는 스크린에 표시된다[14].

2.1. 프런트패널(front panel)

사용자 인터페이스(user interface)라고도 일컬어지는 프런트패널은 숫자형 입력, 버튼 입력, 웨이브폼 그래프 등을 이용하여 구성할 수 있다. LabVIEW가 실행 모드일 때 사용자가 접하고 이용하는 부분이 프런트패널이다. 이 프런트패널은 컨트롤로 도구(instrument)의 입력 메커니즘을 시뮬레이션하고 VI의 블록다이어그램에 데이터를 제공한다. 인디케이터는 도구의 출력 메커니즘을 시뮬레이션하고 블록다이어그램에서 수집하거나 생성하는 데이터를 화면에 보여준다[13].



Figure 6. Front panel of LabVIEW.

2.2. 블록다이어그램(block diagram)

블록다이어그램은 프로그램을 작성하는 창이다. 프런트패널에 아이콘을 위치시키면 이에 대응하는 터미널이 블록다이어그램에 생성된다. 각 터미널의 색과 기호는 대응하는 컨트롤과 인디케이터의 데이터 타입을 나타낸다. 그리고 사용자는 이 터미널과 함수 팔레트에서 제공되는 함수를 와이어로 연결하여 프로그램이 완성되어진다. 프런트패널에서 입력된 데이터 값은 터미널을 통해서 블록다이어그램에 입력되고, 실행된 후 출력 데이터 값은 인디케이터 터미널로 이동하여 블록다이어그램을 거쳐 프런트패널의 인디케이터에 나타나게 된다.

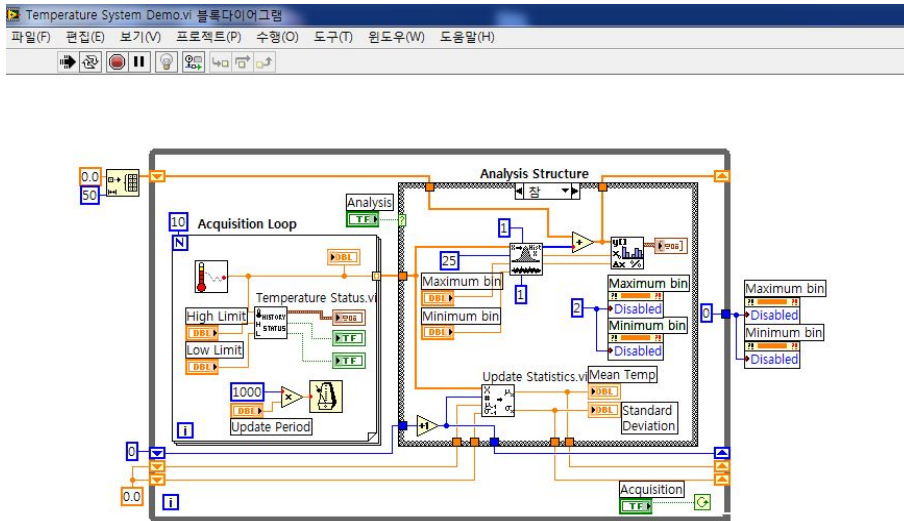


Figure 7. Block diagram of LabVIEW.

2.3. 아이콘(icon)과 커넥터(connector)

아이콘은 하나의 함수 또는 단일 VI를 나타내고, 다른 VI의 블록 다이어그램 안에서, 데이터의 입·출력을 표현한다. 그림 문자 또는 이들을 혼합하여 표현이 가능하고 커넥터를 사용하여 데이터를 전달할 수 있다. 모든 아이콘은 디폴트(default) 아이콘을 가지고 있다. 커넥터는 컨트롤과 인디케이터에 대응되는 터미널이 다 입력터미널에서 데이터를 받아 서브VI로 보낸 후 출력터미널을 통해 데이터를 내보낸다. 서브VI가 자신의 데이터 형을 표시하는데 사용하기도 한다[15].

3. LabVIEW의 응용 범위

LabVIEW는 그래픽화된 방식으로 데이터를 계측과 제어를 목적으로 주로 많이 사용된다. 데이터 수집, 해석, 표현 도구들을 가진 LabVIEW는 기존의 프로그래밍 언어로 구사할 수 있는 어떠한 계산 능력도 LabVIEW를 이용하여 계산 할 수 있다. 또한, LabVIEW는 여러 종류의 컴퓨터와 OS(operating system)에서 서로 사용 가능하고 기존의 방법으로는 제공하기 어려운 사용자 인터페이스를 제공해 주어 고급 해석 기능을 가능하게 한다[15].

3.1 데이터 수집 및 장비 컨트롤

여러 가지 데이터를 측정할 수 있는 수많은 하드웨어와의 연동, 다양한 함수를 활용한 데이터 분석 및 시각화 기능을 통하여 효율적인 데이터 수집 및 시스템 구축, 데이터 수집 자동화, 통신 프로토콜의 통합 등을 할 수 있다.

3.2 자동화 테스트

기계/수조 테스트, 검증테스터, 이미지 처리 테스트 등 가하는 DUT(Device Under Test)의 복잡성과 산업 현장의 요구에 부합할 수 있도록 다양한 장비, 센서 및 카메라 등을 편리하게 통합하여 자동화 테스트 시스템을 구축 할 수 있다.

3.3 교육 및 연구 분야

신호 및 이미지 프로세싱, 컨트롤 디자인 및 시뮬레이션, 데이터 측정 및 분석 등 시스템을 디자인하고 알고리즘 개발과 같은 이론적인 접근뿐만 아니라 시스템 검증 및 테스트와 같은 실습 영역을 제공한다.

3.4 임베디드(embedded) 디자인 및 프로토타입(prototype)

임베디드 시스템 디자인, 메카트로닉스 디자인, 컨트롤 디자인, 알고리즘 엔지니어링, 통신 프로토콜 디자인 등 모델 개발에서부터 검증을 위한 시뮬레이션, 하드웨어 프로토타입, 임베디드 시스템으로의 배포 과정까지 빠른 시간 내에 효율적으로 구현한다.

3.5 산업 자동화 및 컨트롤

통합된 테스트 미 제어, 머신 자동화, 상태 모니터링, 분산 제어 시스템, 전력 모니터링, I/O 프로세싱, 산업용 통신, 고속제어 등 다양한 산업 현장에서의 어플리케이션을 LabVIEW와 NI PAC(Programming Automation Controller, National Instrument, US)를 활용한다[16].

제4장. 연구대상 및 방법

제1절. Alderson Rando Phantom 및 유리선량계

ICRU(International Commission on Radiation Units and Measurements)-44 표준으로 제작된 Rando Man Phantom (Alderson Co, Australia)은 신장 174 cm, 체중 73.5 kg으로 각 2.5 cm 두께별로 쌓여진 팬텀이다. 인체 연부 조직, 뼈, 폐 등 등가 물질로 구성되어진 팬텀을 측정하고자 하는 부위에 유리 소자를 부착하여 방사선 피폭을 측정한다.

유리 선량계는 선량의 측정 범위가 $10 \text{ uGy} \sim 10 \text{ Gy}$ 로서 선량의존성 및 잠상 퇴행이 작은 GD-352M을 가지고 annealing 과정을 거친 후 반복하여 사용한다[17].



Figure 8. Rando Man Phantom & Glass dosimeter Element.

제2절. 관전압, 관전류, 조사시간 및 조사선량률

Multi function meter NEROTM mAx(Victoreen Model 8000, Moedling, Austria)를 사용하여 관전압, 관전류, 조사시간 및 조사선량률을 측정하였다. 결과는 보건 복지부 축부령 제 349호에 의거하여 백분율 평균오차의 값을 구하여 (4.2.1)식과 같이 평가하였다. NEROTM mAx의 유효 kVp 는 75%, 감도는 low, 측정 지연시간은 +10 ms로

정하였다. 유효 kVp는 NEROTM mAx 디텍터에 측정된 kVp 평균값에 설정된 % kVp 이상의 peak만을 포함하였다.

$$PAE = \frac{X_p - \bar{X}}{X_p} \times 100(\%) \quad (4.2.1)$$

PAE : percent average error, X_p : 관전압 및 관전류 지시치, \bar{X} : 측정치의 산술 평균치

관전압(kVp)의 백분율 평균 오차는 설정 치에 대하여 $\pm 10\%$ 이내, 관전류는(mA)는 $\pm 15\%$ 이내, 그리고 관전류량(mAs)은 변압기 장치인 경우 $\pm 15\%$ 이내이어야 한다.

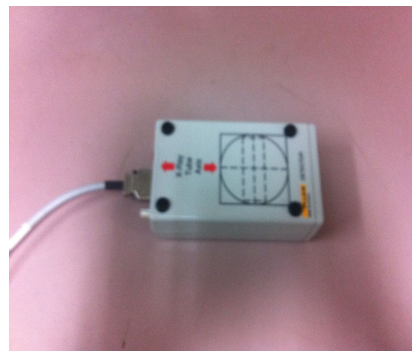


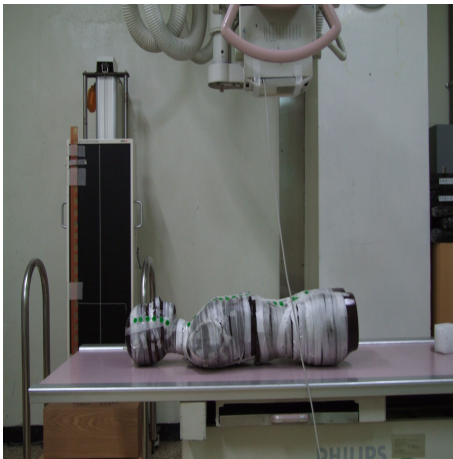
Figure 9. Multi function meter NEROTM mAx.

제3절. 촬영 조건과 피폭선량 측정

임상에서 사용하고 있는 촬영조건에 따라 정하여 환자테이블 위에 인체 팬텀을 위치시켜 촬영부위에 3개의 유리선량계를 부착하여 측정하고 판독하였다. 또한 검사조건은 임상 촬영조건과 동일하게 검사를 시행하였다. 흉부와 같이 넓은 관용도를 보기 위하여 튜브와 인체팬텀인 Rando Man Phantom간의 거리를 원거리(180 cm) 되는 곳에 두고 고관전압, 저선량 촬영을 하였으며, 그 외는 근거리 촬영(100 cm)으로 촬영 조건을 변화시키며 복부, 요추, 사지 촬영 조건에 따라 측정하고 평가하였다.

제4절. 측정 방법

환자 테이블에 위에 위치한 Rando Man Phantom을 측정하고자 하는 부위 흉추의 경우 등척추뼈, 요추 정면 촬영상의 경우 허리척추뼈, 요추 측면상 촬영의 경우 허리척추뼈 측면에 유리 소자 3개를 부착 한 후 촬영 조건하에 ESD를 측정하였다(Fig 10). 그리고 손목 촬영의 경우 acrylic phantom(7 cm 두께)에 유리 소자를 부착하였다.



A



B

Figure 10 Set up of test equipment at supine (A) and erect (B) positions of the Rando Man Phantom.

제5절. 선량계산 공식을 이용한 피폭선량 산출

1984년에 Edmonds는 진단용 발생 장치의 출력된 SSD(Source to Skin Distance), 관전류(mAs), 관전압(kVp), T (total filtration in mm Aluminum)을 이용하여 skin dose을 계산하였다. Edmonds에 고안되어진 skin dose는 표면선량에 관전압 지수 1.74로 하여 다음 (4.5.1)식을 도출하였다[18].

$$Skin\ dose(\mu Gy) = \frac{836 \cdot (kVp)^{1.74} \cdot mAs}{SSD^2} \left(\frac{1}{T} + 0.1147 \right) \quad (4.5.1)$$

그러나, Edmonds는 질량 에너지 흡수 계수와 후방산란으로 고려되지 않은 air kerma에 한해서 피부선량을 도출한다[19].

또한, 1999년에 Tung과 Tasi는 Edmonds가 고안한 ESD식에서 ESD와 X선 튜브 포텐셜 관계 및 ESD와 Al 필터의 상관관계에 대해 연구하여 다음 (4.5.2)식을 고안하였다[20].

$$ESD(mGy) = c \left(\frac{kVp}{FSD} \right)^2 \left(\frac{mAs}{mm Al} \right) \quad (4.5.2)$$

Tung과 Tasi는 고안되어진 출력 장치 독립 상수 c 는 2.775였지만, 2006년 Hanan에 의해 c 는 0.2775로 수정되어 ESD를 산출하고 있지만 둘 다 사용되어지고 있다[21]. 또한, Tung과 Tasi는 NCRP의 자료를 토대로 자유공기노출(FAE, Free Air Exposure)를 산출하였다. FAE, 후방산란 계수 및 공기에 대한 조직의 평균 에너지 흡수 산란 계수를 곱하여 ESD를 얻었다. Tung과 Tasi는 ESD를 다시 다음과 같이 (4.5.3)식을 고안하였다.

$$ESD(mGy) = FAE \times 0.00877 \times \left(\frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{tissue}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}} \right) \times BSF \quad (4.5.3)$$

여기서 FAE는 mR 에 대한 자유 공기 노출이며, $0.00877(mGy/mR)$ 은 mR 에서 FAE를 자유 공기 선량(mGy)으로 변환하는데 사용되어지는 계수다. $(\mu_{en}/\rho)_{air}^{tissue}$ 는 모든 진단 X-ray 에너지에서 약 1.06정도이며, 자유 공기내의 조직에 대한 평균 에너지 흡수선량에 대한 비의 값을 나타낸다[20]. BSF(Back Scatter Factor)는 후방 산란 계수이다. FAE는 출력 장비에 따른 관전압에 따라 달라지며, Harrison에 따르면 field 크기에 따른 BSF를 다음 (4.5.4)식과 같이 계산하였다[22].

$$BSF = A(FieldSize)^{\frac{B}{FieldSize}} \quad (4.5.4)$$

반가층과 Field 크기에 따른 BSF는 Table 7과 같고, Harrison은 반가층에 대한 상수

A, B를 각각 다음 (4.5.5)과 (4.5.6)식으로 주어진다.

$$A = 1.201 + (0.1371)\ln(HVL) \quad (4.5.5)$$

$$B = \frac{1}{-2.39 + (0.6796)\ln(HVL)} \quad (4.5.6)$$

BSF는 크기에 따른 Field size, 반가층을 상수 A, B와 함께 (4.5.4)식에 대입하면 다음 식(4.5.7)과 같이 정의된다.

$$BSF = [1.201 + 0.1371\{\ln(HVL)\}](FS)^{\frac{1}{FS(-2.39 + [0.6796\{\ln(HVL)\}])}} \quad (4.5.7)$$

Table 5. Measured BSF for different HVLs and field sizes

Field sizes(cm^2)	HVL(mm-Al)	BSF
2×2	1.0	1.05
	1.5	1.07
	2.0	1.09
	2.5	1.11
	3.0	1.11
	4.0	1.12
4×4	1.0	1.11
	1.5	1.14
	2.0	1.17
	2.5	1.19
	3.0	1.10
	4.0	1.21
7×7	1.0	1.16
	1.5	1.20
	2.0	1.23
	2.5	1.19
	3.0	1.27
	4.0	1.27
10×10	1.0	1.18
	1.5	1.22
	2.0	1.26
	2.5	1.28
	3.0	1.30
	4.0	1.32

Table 6. Measured BSF for different HVLs and field sizes

field sizes(cm ²)	HVL(mm-Al)	BSF
15×15	1.0	1.19
	1.5	1.24
	2.0	1.28
	2.5	1.31
	3.0	1.33
	4.0	1.37
20×20	1.0	1.20
	1.5	1.25
	2.0	1.29
	2.5	1.32
	3.0	1.35
	4.0	1.39
25×25	1.0	1.20
	1.5	1.25
	2.0	1.30
	2.5	1.33
	3.0	1.36
	4.0	1.40
30×30	1.0	1.20
	1.5	1.26
	2.0	1.30
	2.5	1.34
	3.0	1.37
	4.0	1.41

Mori에 의한 NDD-M은 촬영 장비의 정류 방식에 따라 ESD를 산출한다. 3상 전파 정류에 의한 ESD는 다음 (4.5.8)식과 같이 계산되었다[23].

$$ESD(mGy) = 6.5 \times kV(f) \times f \times mAs \times \left(\frac{1}{FSD} \right)^2 \times 0.88 \times 10^{-2} \quad (4.5.8)$$

단상 전파정류장치는 ESD×0.55, 인버터 장치는 ESD×0.95를 곱하면 된다. 여기서 $kV(f)$ 는 관전압 보정계수, f 는 총여과 보정계수를 나타낸다. 0.88×10^{-2} 는 흡수선량 환

산계수($mR - mGy$ 변환계수)이다.

Table 7. The value of tube voltage correction factor multiplied by the total filtration correction factor

	kV	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140
총 여 과	1.5mmAl	0.347	0.598	0.928	1.33	1.86	2.41	3.06	3.65	4.19	4.69	5.15
	1.9mmAl	0.262	0.462	0.728	1.08	1.52	2.00	2.58	3.12	3.64	4.15	4.64
	2.2mmAl	0.229	0.406	0.653	0.967	1.38	1.84	2.38	2.92	3.43	3.89	4.38
	2.4mmAl	0.204	0.366	0.591	0.885	1.27	1.70	2.22	2.74	3.23	3.70	4.20
	2.7mmAl	0.183	0.331	0.537	0.810	1.17	1.58	2.07	2.55	3.04	3.51	3.98
	3.2mmAl	0.144	0.267	0.444	0.681	1.00	1.37	1.82	2.28	2.74	3.19	3.65
	3.8mmAl	0.116	0.222	0.376	0.587	0.875	1.21	1.58	2.06	2.50	2.93	3.39
	4.2mmAl	0.0985	0.191	0.331	0.523	0.789	1.10	1.50	1.91	2.30	2.75	3.19
	4.6mmAl	0.0821	0.162	0.288	0.465	0.714	1.01	1.39	1.79	2.21	2.63	3.07
	5.0mmAl	0.645	0.136	0.250	0.412	0.643	0.926	1.28	1.67	2.07	2.49	2.92

표면 선량을 계산하기 위한 간이 환산법은 관전압, 관전류, 시간, 거리, 여과판 등에 의해 보정계수로 변환하여 계산한다.

간접 방식에 의해 표면선량을 도출해 낸 식을 통하여 수정된 식은 다음과 같다.

$$ESD(mGy) = 0.00877 \times kVp^a \times \left(\frac{1}{SSD} \right)^2 \times \left(\frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{tissue}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}} \right) \times \frac{mAs}{(\sqrt{T_1 + T_2}) \times 0.9} \times BSF^b \quad (4.5.9)$$

$a, b = constant$

0.00877(mGy/mR)은 FAE의 mR 에서 자유 공기 흡수선량(mGy)으로 변환하는데 사용되어지는 계수다. Tung과 Tasi에 의해 $(\mu_{en}/\rho)_{air}^{tissue}$ 는 모든 진단 X-ray 에너지에서 약 1.06정도이다[20]. 또한 mAs 는 관전류(mA) \times 조사시간(sec)으로 이루어진 관전류량이며, T_1 은 고유 필터, T_2 는 부가필터이다. SSD는 소스와 피부간의 거리이다. 촬영 조건과 부위에 각각 다른 kVp (관전압)과 BSF 에 지수(a, b)를 곱하여 ESD를 계산한다.

표면선량의 계산하기 위해 Table 8에 나타낸 바와 같이 다양한 간접 방식으로 산출해 내어 유리 소자를 통한 직접 방식과 비교한다.

Table 8. Summarized skin dose calculation methods

Method	Equation
Method 1	$Skin\ dose\ (\mu Gy) = \frac{836 \cdot (kVp)^{1.74} \cdot mAs}{SSD^2} \left(\frac{1}{T} + 0.1147 \right)$
Method 2	$ESD(mGy) = c \left(\frac{kVp}{FSD} \right)^2 \left(\frac{mAs}{mmAl} \right), \quad c=0.2775$
Method 3	$ESD(mGy) = FAE \times 0.00877 \times \left(\frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{tissue}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}} \right) \times BSF$
Method 4	$ESD(mGy) = 6.5 \times kV(f) \times f \times mAs \times \left(\frac{1}{FSD} \right)^2 \times 0.88 \times 10^{-2}$
Corrected Method	$ESD(mGy) = 0.00877 \times kVp^a \times \left(\frac{1}{SSD} \right)^2 \times \left(\frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{tissue}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}} \right) \times \frac{mAs}{(\sqrt{T_1 + T_2}) \times 0.9} \times BSF^b$

a, b = constant

제6절. 부가 필터에 따른 촬영 조건과 피폭선량 측정

선질 변화로 인한 피폭선량 알기 위해 고유필터 2.5 mmAl에서 부가필터 1 mmAl + 0.2mmCu, 1 mmAl + 0.1 mmCu, 2 mmAl, 0 mmAl의 두께 조절이 가능한 진단용 X선 장비를 가지고 연구하였다.

임상과 동일한 방법으로 흉부에서는 넓은 관용도를 보기 위하여 FDD(Focus Detect Distance)를 원거리(180 cm)에 위치하고 관전압 117 kVp, 관전류량 3.2 mAs, 촬영 조건으로 측정하였다. 다른 검사부위는 FDD를 근거리(100 cm)에 위치하고 관전압 74 kVp 관전류량 20 mAs, 관전압 70 kVp 관전류량 25 mAs, 관전압 77 kVp 관전류량 40 mAs로 고정하여 조사하였다. 또한 부가필터 두께를 변화시키며 촬영하고자 하는

부위에 3개의 유리 소자를 부착하여 5회에 걸쳐 방사선 피폭을 측정하였다(Fig 11).

환자 테이블에 위에 위치한 Rando Man Phantom을 등척추뼈 6번, 허리척추뼈 4번, 허리척추뼈 측면 4번에 유리 소자를 부착 한 후 각 촬영 조건하에 피폭 선량 측정 시 기준이 되는 면적선량(DAP, Dose Area Product) 및 ESD를 PD-8100(toreck Co, Japan)을 이용하여 측정하였다.

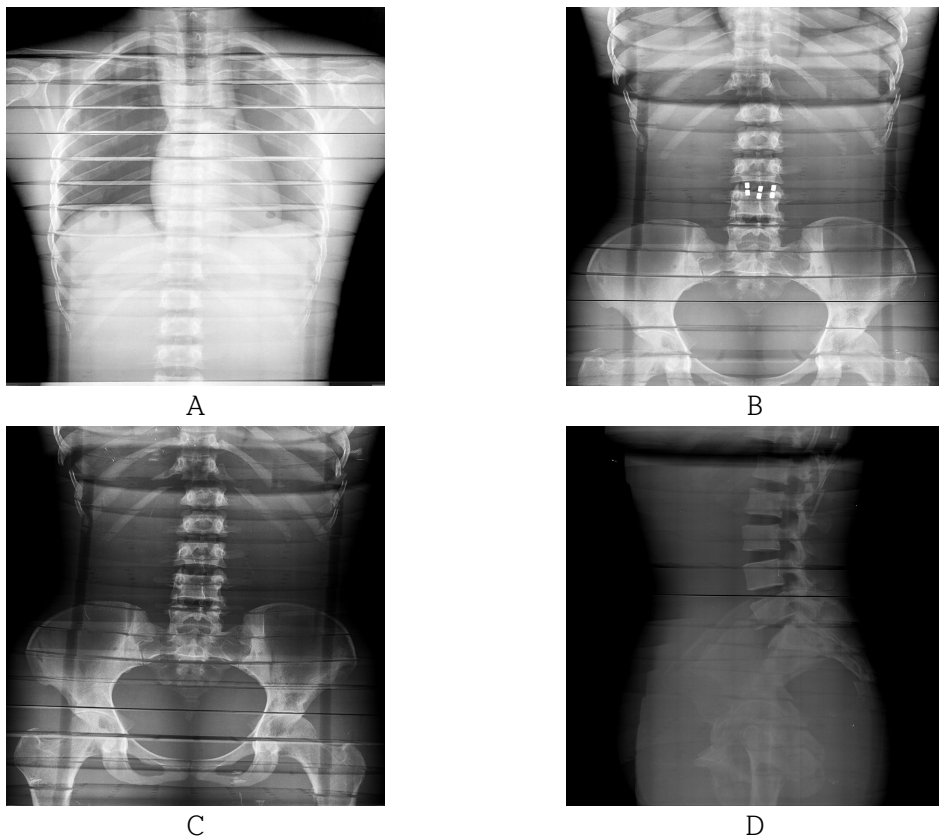


Figure 11. Images of the Rando Man Phantom in different exposure conditions and the part of the body(A: chest, B: abdomen, C: L-spine, D: L-spine lat).

제7절. 필터에 따른 영상 분석

PACS(Picture Archiving and Communication System)에 DICOM파일로 저장된 영상을 윈도우용 MATLAB 7.1(Mathworks Inc., Natick, MA, USA) 소프트웨어를 사용하여 DICOM 파일을 256×256 JPEG 영상 파일 형식으로 변환하여 히스토그램을 통하여 분석하였다.

제5장. 결과

제1절. 흉부 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교

각 의료기관의 촬영 장비의 전파 정류, 흉부에 대한 촬영 조건 및 유리 소자를 통한 실측 ESD와 간접방식의 ESD를 Table 9에 정리하였다. 의료기관 30여 곳을 측정한 결과 흉부 촬영 조건은 관전압은 68 ~ 125(avg: 91.9) *kVp*, 관전류량은 1 ~ 20(avg: 7.0) *mAs*, 고유필터는 0.7 ~ 2.5 cm Al, 부가필터 0.8 ~ 2.0 cm Al으로 나타났다. Rando Man Phantom으로 각 병원에서 환자에게 흉부 촬영 조건으로 ESD 평가 결과 최소 0.06 *mGy* ~ 최대 0.94 *mGy*로 나타났다. Tung(*)의 field size는 30×30 *cm*², HVL은 2 mmAl로 ESD를 계산하였다.

흉부 촬영 조건으로 수정된 식의 관전압 지수는 2.13이고, BSF의 지수는 1.28이었다. 유리 선량계를 통한 실측값과 수정된 식의 차이는 최소 0 *mGy*에서 최대 0.08 *mGy*의 차이가 났다. Hanan식은 최소 0.00 *mGy*에서 최대 0.36 *mGy*의 차이가 났다. NDD식은 최소 0.01 *mGy*에서 최대 0.31 *mGy*의 차이가 나타났다. Edmonds식은 최소 0 *mGy*에서 최대 0.35 *mGy*의 차이가 나타났다. Tung식에서는 최소 0.01 *mGy*에서 최대 0.21 *mGy*의 차이가 나타났다. 오차로 인한 평균은 수정된 식은 0.00±0.05 *mGy*, Hanan식은 -0.09±0.08 *mGy*, NDD식은 -0.11±0.08 *mGy*, Edmonds식은 -0.08±0.08 *mGy*, Tung식은 0.02±0.06 *mGy*이다.

흉부에 촬영조건에 따른 Tung식의 ESD값이 실측에 따른 ESD값 보다 더 높은 경향을 보였으며, 나머지 ESD의 간접 식은 실측에 따른 ESD값 보다 더 낮은 경향을 보였다. 각 의료기관의 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이를 보였다. 그러나 단일 값으로는 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 Edmonds식의 값이 가장 큰 차이가 있었다.

Table 9. Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations (chest PA)

의료기관	관전압 (kVp)	관전류량 (mAs)	고유필터		부가필터		거리 (cm)	정류 방식	스크린크기		ESD (mGy)	CM (mGy)	Hanan (mGy)	NDD (mGy)	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)
			Al(cm)	Cu(cm)	Al(cm)	Cu(cm)			가로(cm)	세로(cm)						
A	109	1	0.9	-	1.2	-	180.0	단상	43	43	0.06	0.07	0.05	0.03	0.05	0.07
B	97	2	1.5	-	1.0	-	180.0	삼상	40	40	0.10	0.09	0.06	0.06	0.07	0.11
C	65	5	0.7	-	1.2	-	180.0	삼상	45	45	0.11	0.12	0.10	0.06	0.10	0.12
D	95	4	0.9	-	1.8	-	180.0	삼상	42	42	0.12	0.19	0.12	0.11	0.12	0.21
E	69	5	0.7	-	1.0	-	180.0	삼상	36	36	0.14	0.14	0.09	0.05	0.10	0.11
F	125	3	2.5	-	1.0	0.1	180.0	삼상	45	45	0.16	0.20	0.11	0.15	0.13	0.28
G	94	5	0.9	-	1.5	-	180.0	삼상	36	43	0.17	0.24	0.16	0.15	0.17	0.25
H	85	4	0.8	-	1.9	-	180.0	삼상	30	24	0.18	0.15	0.09	0.09	0.10	0.17
I	70	5	0.9	-	1.2	-	180.0	삼상	41	41	0.19	0.13	0.10	0.10	0.11	0.14
J	69	6	1.0	-	0.8	-	180.0	삼상	36	36	0.21	0.16	0.14	0.10	0.15	0.17
K	102	5	0.7	-	1.5	-	180.0	삼상	41	41	0.23	0.29	0.20	0.21	0.21	0.30
L	95	5	0.7	-	1.5	-	180.0	삼상	42	42	0.23	0.25	0.19	0.16	0.19	0.27
M	90	5	0.9	-	1.0	-	180.0	삼상	41	41	0.24	0.23	0.19	0.18	0.19	0.24
N	83	8	0.9	-	1.5	-	180.0	삼상	36	43	0.24	0.29	0.20	0.18	0.23	0.32
O	120	3	0.9	-	1.5	-	180.0	삼상	45	45	0.26	0.24	0.16	0.17	0.16	0.25
P	120	3	0.8	-	1.9	-	180.0	삼상	41	41	0.29	0.24	0.14	0.16	0.14	0.25
Q	68	10	0.7	-	1.2	-	180.0	삼상	43	43	0.30	0.26	0.21	0.13	0.24	0.27
R	88	6	0.7	-	1.2	-	180.0	삼상	41	41	0.33	0.27	0.22	0.16	0.23	0.27
S	80	8	0.7	-	1.2	-	180.0	삼상	42	42	0.35	0.29	0.24	0.21	0.25	0.30
T	110	6	0.9	-	1.2	-	180.0	삼상	42	42	0.35	0.41	0.31	0.33	0.30	0.43
U	100	8	0.9	-	2.0	-	180.0	삼상	45	45	0.41	0.41	0.24	0.29	0.27	0.47
V	78	13	0.9	-	1.5	-	180.0	인버터	45	45	0.44	0.42	0.29	0.20	0.32	0.46
W	76	13	0.9	-	1.2	-	180.0	삼상	43	43	0.46	0.41	0.32	0.25	0.34	0.44
X	82	13	0.7	-	1.2	-	180.0	삼상	36	36	0.47	0.50	0.41	0.35	0.43	0.51
Y	80	20	1.5	-	1.0	-	180.0	삼상	43	43	0.54	0.62	0.45	0.45	0.50	0.75
Z	110	9	0.9	-	1.2	-	180.0	삼상	36	36	0.58	0.62	0.46	0.50	0.45	0.64
AA	78	15	0.7	-	1.0	-	180.0	삼상	36	43	0.61	0.54	0.47	0.35	0.49	0.53
AB	89	16	0.9	-	1.2	-	180.0	삼상	43	43	0.67	0.70	0.53	0.43	0.56	0.74
AC	120	8	1.1	-	1.2	-	180.0	삼상	45	45	0.69	0.63	0.44	0.48	0.44	0.68
AD	110	13	0.9	-	1.5	-	180.0	삼상	45	45	0.94	0.87	0.58	0.63	0.59	0.92

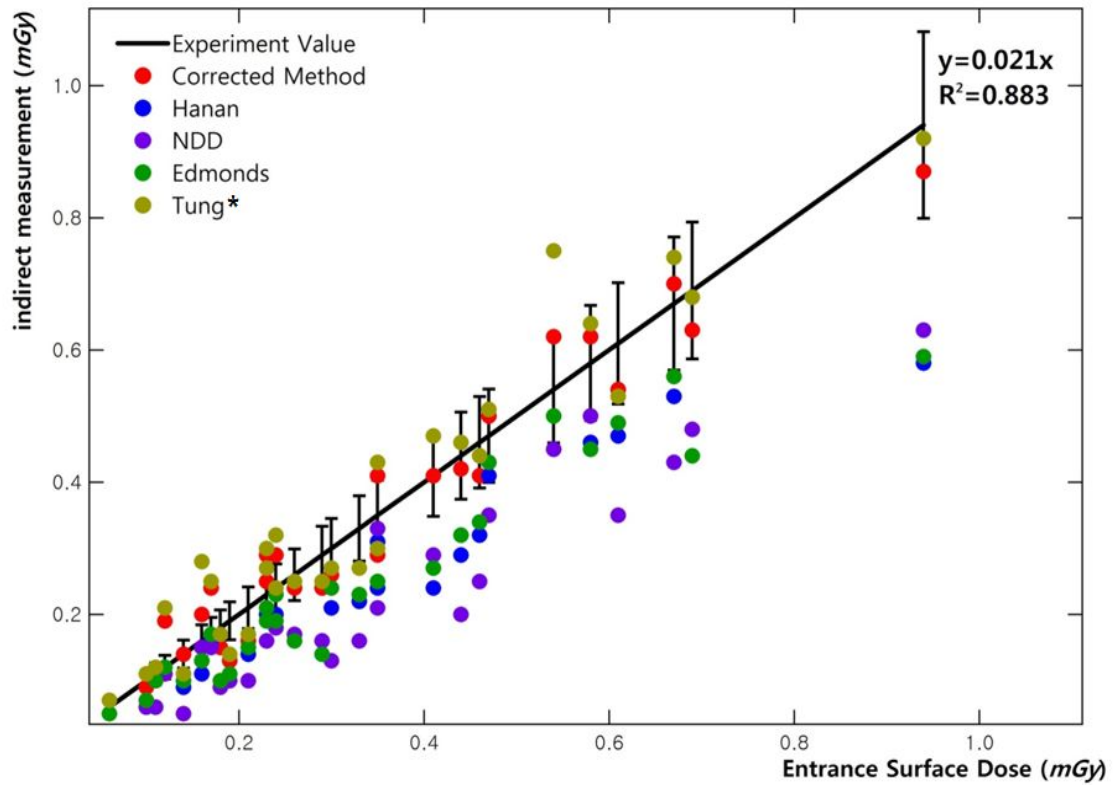


Figure 12. The relation between directly measurement and different mathematical equations (chest PA).

제2절. 흉부 측면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교

각 의료기관의 촬영 장비의 전파 종류, 흉부 측면에 대한 촬영 조건 및 유리 소자를 통한 실측 ESD와 간접방식의 ESD를 Table 10에 정리 하였다. 의료기관 30여 곳을 측정한 결과 흉부 측면상 촬영 조건은 관전압은 75 ~ 121(avg: 97.3) *kVp*, 관전류량은 2 ~ 30(avg: 16.0) *mAs*, 고유필터는 0.6 ~ 2.5 *cmAl*, 부가필터 0.2 ~ 1.9 *cmAl*, 1.0 *cm Al+0.1 cmCu*로 나타났다. Rando Man Phantom으로 각 병원에서 환자에게 흉부 측면상 촬영 조건으로 ESD 평가 결과 최소 0.34 *mGy* ~ 최대 6.94 *mGy*로 나타났다. Tung(*)의 field size는 30×30 *cm*², HVL은 2 *mmAl*로 ESD를 계산하였다.

흉부 측면상 촬영 조건으로 수정된 식의 관전압 지수는 2.17이고, BSF의 지수는 1.34이었다. 유리 선량계를 통한 실측값과 수정된 식의 차이는 최소 0 *mGy*에서 최대 0.50 *mGy*의 차이가 났다. Hanan식은 최소 0.08 *mGy*에서 최대 2.16 *mGy*의 차이가 났다. NDD식은 최소 0.16 *mGy*에서 최대 3.50 *mGy*의 차이가 나타났다. Edmonds식은 최소 0.05 *mGy*에서 최대 2.22 *mGy*의 차이가 나타났다. Tung식에서는 최소 0.02 *mGy*에서 최대 3.11 *mGy*의 차이가 나타났다. 오차로 인한 평균은 수정된 식은 -0.07 ± 0.18 *mGy*, Hanan식은 -0.66 ± 0.52 *mGy*, NDD식은 -0.81 ± 0.71 *mGy*, Edmonds식은 -0.69 ± 0.53 *mGy*, Tung식은 -0.36 ± 0.54 *mGy*이다.

흉부 측면상 촬영조건에 따른 간접 식 모두 실측에 따른 ESD값 보다 더 낮은 경향을 보였다. 각 의료기관의 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이를 보였다. 또한 단일 값으로도 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이가 있었다.

Table 10. Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations (chest lat)

의료기관	관전압 (kVp)	관전류량 (mAs)	고유필터		부가필터		거리 (cm)	정류 방식	스크린크기		ESD (mGy)	CM (mGy)	Hanan (mGy)	NDD (mGy)	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)
			Al(cm)	Cu(cm)	Al(cm)	Cu(cm)			가로(cm)	세로(cm)						
A	96	6	1.5	-	1.0	-	180	삼상	43	43	0.34	0.35	0.20	0.18	0.21	0.32
B	76	15	0.7	-	1.2	-	180	삼상	40	40	0.48	0.62	0.40	0.29	0.43	0.50
C	100	6	0.9	-	1.2	-	180	단상	45	45	0.48	0.42	0.25	0.27	0.26	0.35
D	107	2	0.7	-	1.2	-	131	인버터	42	42	0.53	0.33	0.20	0.19	0.19	0.25
E	75	8	0.9	-	1.0	-	180	삼상	36	36	0.55	0.31	0.21	0.15	0.22	0.26
F	100	8	2.0	-	0.2	-	180	삼상	45	45	0.70	0.51	0.32	0.34	0.33	0.47
G	120	6	0.7	-	1.2	-	180	삼상	36	43	0.75	0.67	0.40	0.39	0.38	0.51
H	110	6	0.6	-	-	-	180	삼상	30	24	0.78	0.95	1.07	0.00	0.91	0.43
I	100	13	1.5	-	1.0	-	180	삼상	41	41	0.88	0.82	0.46	0.51	0.48	0.76
J	82	24	0.8	-	1.9	-	180	삼상	36	36	0.94	1.06	0.57	0.50	0.63	1.01
K	80	25	1.0	-	0.8	-	180	삼상	41	41	1.02	1.11	0.78	0.82	0.82	0.93
L	100	12	0.7	-	0.9	-	180	삼상	42	42	1.06	0.93	0.67	0.65	0.64	0.70
M	84	25	0.9	-	1.5	-	180	삼상	41	41	1.17	1.17	0.65	0.57	0.71	1.03
N	88	20	0.9	-	1.0	-	100	삼상	36	43	1.29	1.10	0.72	0.54	0.74	0.90
O	77	30	0.7	-	1.0	-	180	삼상	45	45	1.40	1.31	0.92	0.70	0.97	1.04
P	115	16	0.9	-	1.2	-	180	인버터	41	41	1.55	1.53	0.89	0.88	0.87	1.24
Q	115	13	0.9	-	1.2	-	180	인버터	43	43	1.66	1.25	0.72	0.72	0.71	1.01
R	110	20	1.0	-	1.5	-	180	삼상	41	41	1.71	1.65	0.85	0.97	0.88	1.42
S	120	18	1.5	-	1.0	-	180	삼상	42	42	1.71	1.69	0.91	1.03	0.92	1.52
T	121	18	0.9	-	1.2	-	180	삼상	42	42	1.74	1.92	1.11	1.16	1.07	1.55
U	95	28	1.5	-	1.0	-	180	삼상	45	45	1.83	1.58	0.89	0.84	0.95	1.48
V	110	6	0.9	-	1.2	-	100	삼상	45	45	1.84	1.69	0.99	1.07	0.90	1.38
W	84	12	0.7	-	1.2	-	100	삼상	43	43	2.04	1.99	1.27	1.04	1.23	1.60
X	75	20	1.5	-	1.0	-	100	삼상	36	36	2.21	2.20	1.29	1.01	1.35	2.12
Y	93	13	1.0	-	1.5	-	100	삼상	43	43	2.33	2.41	1.29	1.26	1.28	2.13
Z	120	25	1.7	-	1.2	-	180	삼상	36	36	2.45	2.22	1.68	1.61	1.59	2.11
AA	78	17	0.9	-	1.2	-	100	인버터	36	43	2.65	2.27	1.41	1.00	1.41	1.95
AB	117	13	2.5	-	1.0	0.1	100	삼상	43	43	3.51	3.15	1.41	1.70	1.45	3.38
AC	94	30	0.9	-	1.5	-	100	삼상	45	45	5.32	5.82	3.16	2.91	3.10	5.02
AD	90	25	0.9	-	-	-	100	삼상	45	45	6.94	6.79	6.43	3.44	5.52	3.83

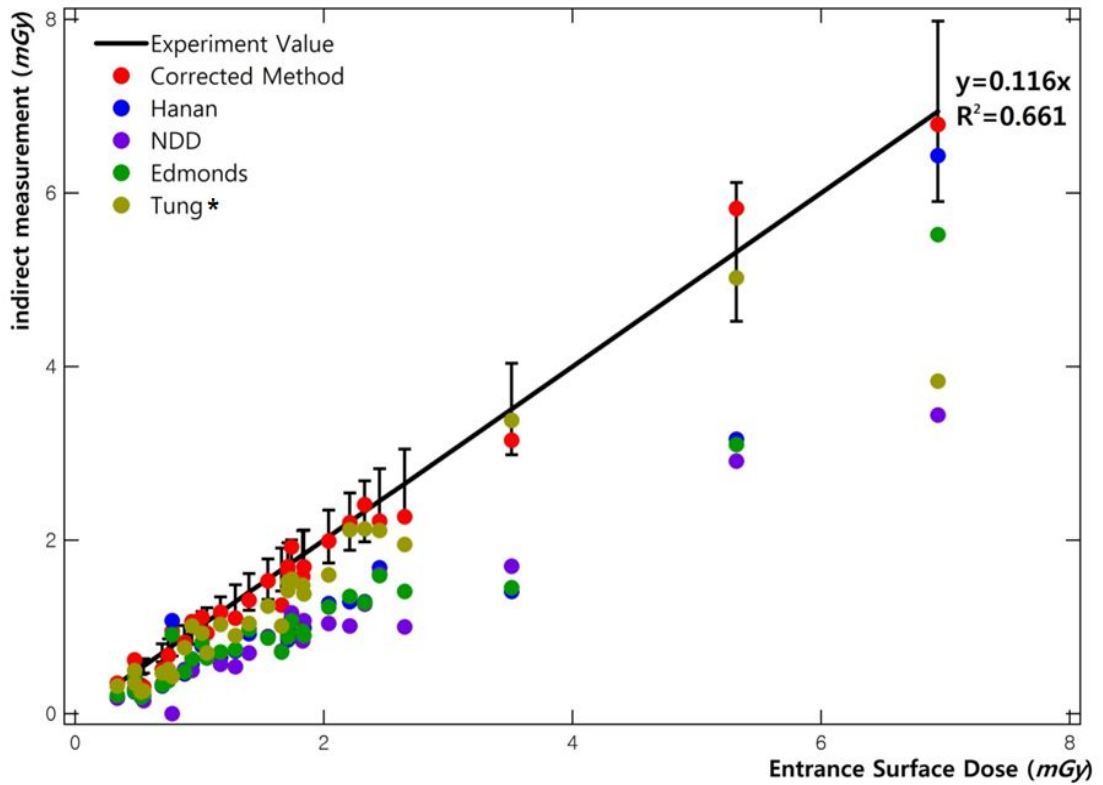


Figure 13. The relation between directly measurement and different mathematical equations (chest lateral).

제3절. 요추 정면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교

각 의료기관의 촬영 장비의 전파 종류, 요추 정면에 대한 촬영 조건 및 유리 소자를 통한 실측 ESD와 간접방식의 ESD를 Table 11에 정리 하였다. 의료기관 30여 곳을 측정한 결과 요추 정면상 촬영 조건은 관전압은 60 ~ 90(avg: 76.5) kVp , 관전류량은 3 ~ 40(avg: 23.0) mAs , 고유필터는 0.6 ~ 1.7 $cmAl$, 부가필터 0.8 ~ 1.9 $cmAl$ 로 나타났다. Rando Man Phantom으로 각 병원에서 환자에게 흉부 측면상 촬영 조건으로 ESD 평가 결과 최소 0.87 mGy ~ 최대 6.32 mGy 로 나타났다. Tung(*)의 field size는 30×30 cm^2 , HVL은 2 $mmAl$ 로 ESD를 계산하였다.

요추 정면상 촬영 조건으로 수정된 식의 관전압 지수는 2.16이고, BSF의 지수는 1.33이었다. 유리 선량계를 통한 실측값과 수정된 식의 차이는 최소 0.04 mGy 에서 최대 0.62 mGy 의 차이가 났다. Hanan식은 최소 0.20 mGy 에서 최대 2.50 mGy 의 차이가 났다. NDD식은 최소 0.35 mGy 에서 최대 2.91 mGy 의 차이가 나타났다. Edmonds식은 최소 0.15 mGy 에서 최대 2.45 mGy 의 차이가 나타났다. Tung식에서는 최소 0.00 mGy 에서 최대 2.35 mGy 의 차이가 나타났다. 오차로 인한 평균은 수정된 식은 -0.03 ± 0.30 mGy , Hanan식은 -0.91 ± 0.71 mGy , NDD식은 -1.50 ± 0.72 mGy , Edmonds식은 -0.96 ± 0.61 mGy , Tung식은 -0.44 ± 0.61 mGy 이다.

요추 정면상 촬영조건에 따른 간접 식 모두 실측에 따른 ESD값 보다 더 낮은 경향을 보였다. 각 의료기관의 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이를 보였다. 또한 단일 값으로도 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이가 있었다.

Table 11. Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations (L spine AP)

의료기관	관전압 (kVp)	관전류량 (mAs)	고유필터		부가필터		거리 (cm)	정류 방식	스크린크기		ESD (mGy)	CM (mGy)	Hanan (mGy)	NDD (mGy)	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)
			Al(cm)	Cu(cm)	Al(cm)	Cu(cm)			가로(cm)	세로(cm)						
A	80	5	0.9	-	1.2	-	100	삼상	45	45	0.87	0.67	0.44	0.44	0.43	0.60
B	74	10	0.7	-	1.2	-	131	인버터	51	51	0.89	0.70	0.48	0.34	0.50	0.60
C	60	15	0.9	-	1.2	-	100	삼상	36	36	0.94	1.08	0.74	0.59	0.79	1.01
D	65	16	1.5	-	1.0	-	100	삼상	40	40	1.15	1.22	0.78	0.54	0.84	1.27
E	65	15	0.7	-	1.2	-	100	삼상	43	43	1.68	1.36	0.95	0.62	0.98	1.19
F	78	13	0.9	-	1.5	-	100	삼상	41	41	1.87	1.60	0.94	0.66	0.97	1.49
G	78	20	0.8	-	1.5	-	110	삼상	43	43	1.90	2.52	1.51	1.10	1.54	2.30
H	73	16	0.9	-	1.2	-	100	삼상	45	45	2.03	1.76	1.16	0.99	1.18	1.61
I	70	24	0.8	-	1.9	-	100	삼상	30	30	2.29	1.91	1.03	0.92	1.14	1.83
J	70	20	1.0	-	0.8	-	100	삼상	36	43	2.37	2.07	1.56	1.52	1.56	1.84
K	76	25	0.9	-	1.2	-	100	단상	43	43	2.41	3.00	1.97	1.54	1.98	2.72
L	78	24	0.9	-	1.2	-	100	삼상	42	42	2.62	3.05	1.99	1.48	1.99	2.75
M	78	20	0.7	-	1.2	-	100	삼상	41	41	2.64	2.68	1.83	1.24	1.80	2.30
N	74	23	0.7	-	1.2	-	100	삼상	36	43	2.68	2.75	1.90	1.42	1.89	2.37
O	72	30	1.2	-	1.2	-	107.5	인버터	21	37	2.93	2.99	1.85	1.44	1.95	2.93
P	70	3	1.5	-	1.0	-	100	삼상	43	43	2.99	2.70	1.68	1.52	1.80	2.76
Q	78	32	1.7	-	1.2	-	100	삼상	36	43	3.02	3.43	1.92	1.48	2.06	3.67
R	88	20	1.0	-	1.1	-	110	삼상	36	43	3.35	3.26	2.11	1.74	2.05	2.93
S	80	25	0.9	-	1.2	-	100	삼상	43	43	3.48	3.37	2.18	2.17	2.17	3.02
T	75	30	0.9	-	1.2	-	100	삼상	42	42	3.72	3.50	2.30	1.85	2.32	3.18
U	90	25	1.0	-	0.9	-	100	인버터	35	43	3.75	3.62	2.52	2.25	2.42	3.17
V	86	25	0.9	-	0.9	-	100	삼상	36	43	3.83	4.07	2.94	2.53	2.79	3.50
W	76	40	1.0	-	1.0	-	100	인버터	42	42	4.03	3.97	2.73	1.94	2.77	3.60
X	79	30	0.7	-	1.2	-	100	삼상	36	43	4.25	4.13	2.82	1.85	2.76	3.53
Y	77	20	0.6	-	-	-	100	삼상	40	40	4.27	4.50	5.65	0.00	4.89	2.24
Z	80	30	0.7	-	1.2	-	100	삼상	42	42	4.69	4.25	2.89	2.61	2.82	3.62
AA	77	36	0.9	-	1.0	-	100	삼상	41	41	4.73	4.56	3.21	2.22	3.17	4.02
AB	84	32	1.0	-	1.5	-	100	삼상	40	40	5.08	4.52	2.58	2.33	2.63	4.27
AC	83	40	0.7	-	1.2	-	100	삼상	51	51	6.08	6.12	4.15	3.48	4.01	5.21
AD	81	32	0.9	-	-	-	100	삼상	40	40	6.32	6.57	6.67	3.41	5.88	3.97

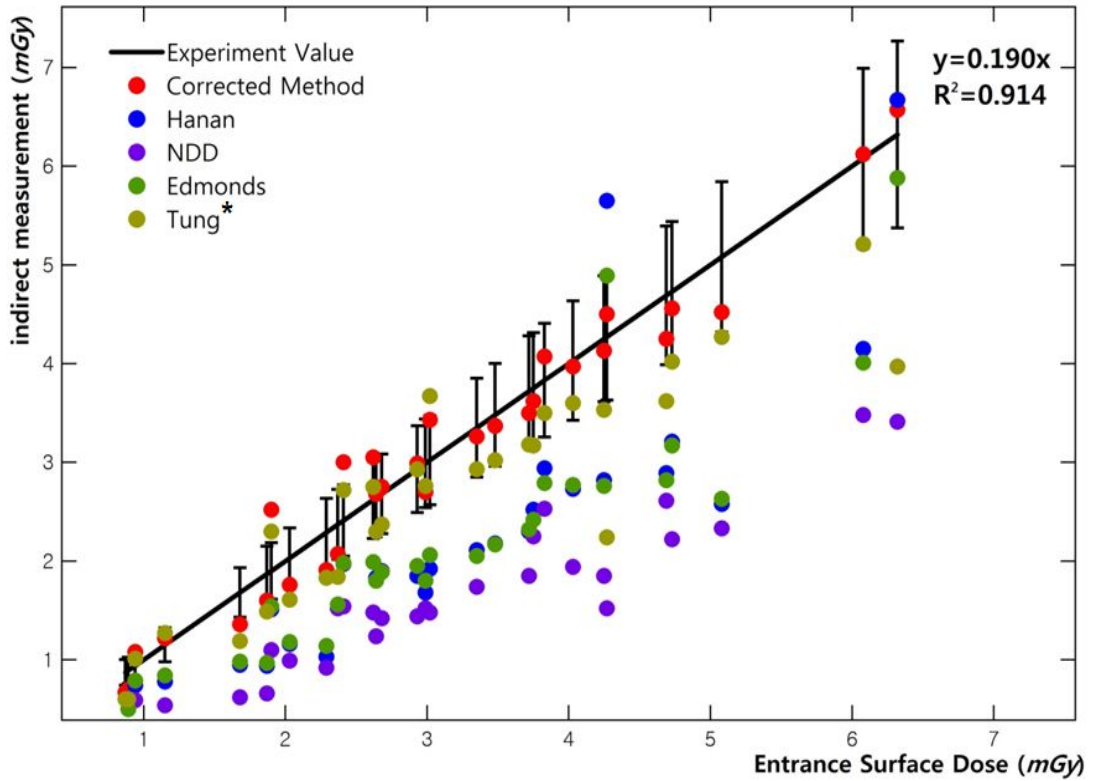


Figure 14. The relation between directly measurement and different mathematical equations (L spine AP).

제4절. 요추 측면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교

각 의료기관의 촬영 장비의 전파 정류, 요추 측면에 대한 촬영 조건 및 유리 소자를 통한 실측 ESD와 간접방식의 ESD를 Table 12에 정리 하였다. 의료기관 30여 곳을 측정한 결과 요추 측면상 촬영 조건은 관전압은 70 ~ 98(Avg: 85.7) *kVp*, 관전류량은 13 ~ 80(Avg: 37.0) *mA*s, 고유필터는 0.6 ~ 2.5 *cmAl*, 부가필터 0.5 ~ 2.0 *cmAl*로 나타났다. Rando Man Phantom으로 각 병원에서 환자에게 요추 측면상 촬영 조건으로 ESD 평가 결과 최소 1.50 *mGy* ~ 최대 15.14 *mGy*로 나타났다. Tung(*)의 field size는 30×30 *cm*², HVL은 2 *mmAl*로 ESD를 계산하였다.

요추 측면상 촬영 조건으로 수정된 식의 관전압 지수는 2.17이고, BSF의 지수는 1.34이었다. 유리 선량계를 통한 실측값과 수정된 식의 차이는 최소 0.04 *mGy*에서 최대 0.71 *mGy*의 차이가 났다. Hanan식은 최소 0.40 *mGy*에서 최대 6.48 *mGy*의 차이가 났다. NDD식은 최소 0.57 *mGy*에서 최대 8.25 *mGy*의 차이가 나타났다. Edmonds식은 최소 0.36 *mGy*에서 최대 6.48 *mGy*의 차이가 나타났다. Tung식에서는 최소 0.12 *mGy*에서 최대 7.48 *mGy*의 차이가 나타났다. 오차로 인한 평균은 수정된 식은 -0.12 ± 0.38 *mGy*, Hanan식은 -2.97 ± 1.66 *mGy*, NDD식은 -3.89 ± 1.78 *mGy*, Edmonds식은 -3.15 ± 1.60 *mGy*, Tung식은 -1.88 ± 1.61 *mGy*이다.

요추 측면상 촬영조건에 따른 간접 식 모두 실측에 따른 ESD값 보다 더 낮은 경향을 보였다. 각 의료기관의 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이를 보였다. 또한 단일 값으로도 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이가 있었다.

Table 12. Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations (L spine lat)

의료기관	관전압 (kVp)	관전류량 (mAs)	고유필터		부가필터		거리 (cm)	정류 방식	스크린크기		ESD (mGy)	CM (mGy)	Hanan (mGy)	NDD (mGy)	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)
			Al(cm)	Cu(cm)	Al(cm)	Cu(cm)			가로(cm)	세로(cm)						
A	70	15	0.7	-	1.2	-	100	삼상	43	43	1.50	1.83	1.10	0.93	1.12	1.38
B	90	13	0.8	-	1.9	-	100	삼상	41	41	2.72	2.50	1.12	1.18	1.13	1.99
C	80	19	1.5	-	1.0	-	100	단상	43	43	2.87	2.63	1.39	1.38	1.43	2.30
D	90	18	2.5	-	-	-	100	인버터	35	43	3.36	3.23	1.67	1.66	1.67	2.76
E	87	16	0.9	-	1.5	-	100	삼상	41	41	3.40	2.90	1.44	1.16	1.44	2.29
F	89	20	1.5	-	0.5	-	100	삼상	36	43	3.63	3.73	2.26	1.73	2.17	3.00
G	85	23	2.5	-	-	-	100	인버터	22	43	3.69	3.65	1.90	1.59	1.93	3.14
H	78	28	1.5	-	1.0	-	100	삼상	36	43	3.87	3.68	1.95	1.41	2.02	3.21
I	73	40	1.5	-	1.0	-	100	삼상	40	40	5.08	4.54	2.44	2.03	2.57	4.01
J	76	37	0.9	-	1.5	-	100	삼상	36	43	5.14	4.90	2.55	1.87	2.64	4.03
K	80	40	1.5	-	1.0	-	100	단상	25	30	5.37	5.55	2.93	2.91	3.02	4.83
L	79	32	0.7	-	1.8	-	100	단상	18	43	5.49	4.78	2.28	0.89	2.36	3.77
M	90	31	1.0	-	1.0	-	100	인버터	36	43	5.62	6.22	3.59	3.37	3.43	4.75
N	86	33	0.8	-	1.9	-	100	삼상	30	30	5.81	5.75	2.58	1.22	2.66	4.61
O	80	22	0.6	-	-	-	100	삼상	40	40	6.11	6.23	6.70	2.34	5.75	2.66
P	86	32	1.2	-	-	-	100	인버터	36	43	7.48	7.86	5.64	3.23	5.04	4.47
Q	94	35	0.9	-	1.5	-	100	인버터	35	43	7.68	7.50	3.68	3.23	3.61	5.86
R	86	40	0.7	-	1.2	-	100	삼상	51	51	8.17	7.68	4.45	3.30	4.27	5.59
S	85	63	2.5	-	2.0	-	100	인버터	36	43	8.38	7.98	2.89	2.70	3.45	8.60
T	90	50	2.5	-	-	-	100	인버터	35	43	8.92	8.98	4.63	4.62	4.63	7.66
U	96	40	0.9	-	1.5	-	100	삼상	43	43	9.05	8.98	4.39	3.89	4.28	6.99
V	92	40	1.5	-	-	-	100	삼상	43	43	9.23	9.73	6.45	5.51	5.85	6.41
W	90	56	1.5	-	1.0	-	100	삼상	43	43	9.29	10.06	5.19	5.46	5.19	8.58
X	95	40	0.9	-	1.2	-	100	삼상	18	43	9.46	9.06	4.91	4.58	4.67	6.84
Y	84	40	1.0	-	-	-	100	인버터	18	43	9.69	9.77	8.07	4.04	7.12	5.33
Z	83	58	0.7	-	1.2	-	100	삼상	36	43	10.76	10.29	6.01	5.04	5.81	7.55
AA	98	45	0.7	-	1.0	-	100	삼상	36	43	12.15	11.81	7.27	6.20	6.60	8.19
AB	90	64	1.5	-	1.0	-	100	삼상	36	43	12.41	11.50	5.93	6.22	5.93	9.81
AC	80	80	0.9	-	1.2	-	100	삼상	43	43	12.84	12.40	6.97	6.96	6.93	9.66
AD	90	50	0.9	-	-	-	100	삼상	42	42	15.14	14.97	12.86	6.89	11.04	7.66

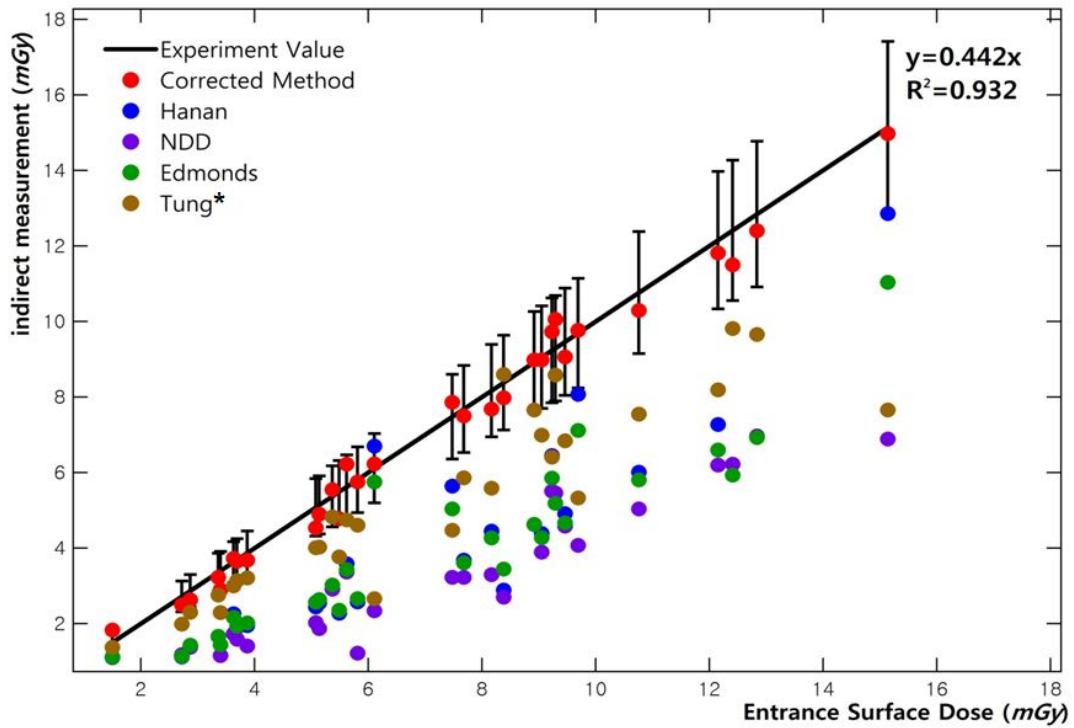


Figure 15. The relation between directly measurement and different mathematical equations (L spine lat).

제5절. 복부 정면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교

각 의료기관의 촬영 장비의 전파 종류, 복부 정면에 대한 촬영 조건 및 유리 소자를 통한 실측 ESD와 간접방식의 ESD를 Table 13에 정리 하였다. 의료기관 30여 곳을 측정한 결과 복부 정면상 촬영 조건은 관전압은 60 ~ 88(avg: 75.9) *kVp*, 관전류량은 4 ~ 40(avg: 22.0) *mAs*, 고유필터는 0.7 ~ 2.0 *cmAl*, 부가필터 0.2 ~ 2.0 *cmAl*로 나타났다. Rando Man Phantom으로 각 병원에서 환자에게 복부 정면상 촬영 조건으로 ESD 평가 결과 최소 0.52 *mGy* ~ 최대 4.31 *mGy*로 나타났다. Tung(*)의 field size는 30×30 *cm*², HVL은 2 *mmAl*로 ESD를 계산하였다.

복부 정면상 촬영 조건으로 수정된 식의 관전압 지수는 2.14이고, BSF의 지수는 1.33이었다. 유리 선량계를 통한 실측값과 수정된 식의 차이는 최소 0.01 *mGy*에서 최대 0.48 *mGy*의 차이가 났다. Hanan식은 최소 0.11 *mGy*에서 최대 1.47 *mGy*의 차이가 났다. NDD식은 최소 0.25 *mGy*에서 최대 1.99 *mGy*의 차이가 나타났다. Edmonds식은 최소 0.18 *mGy*에서 최대 1.47 *mGy*의 차이가 나타났다. Tung식에서는 최소 0 *mGy*에서 최대 1.04 *mGy*의 차이가 나타났다. 오차로 인한 평균은 수정된 식은 -0.01 ± 0.24 *mGy*, Hanan식은 -0.68 ± 0.36 *mGy*, NDD식은 -1.05 ± 0.49 *mGy*, Edmonds식은 -0.67 ± 0.37 *mGy*, Tung식은 -0.03 ± 0.30 *mGy*이다.

복부 정면상 촬영조건에 따른 간접 식 모두 실측에 따른 ESD값 보다 더 낮은 경향을 보였다. 각 의료기관의 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이를 보였다. 또한 단일 값으로도 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이가 있었다.

Table 13. Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations (abdomen AP)

의료기관	관전압 (kVp)	관전류량 (mAs)	고유필터		부가필터		거리 (cm)	정류 방식	스크린크기		ESD (mGy)	CM (mGy)	Hanan (mGy)	NDD (mGy)	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)
			Al(cm)	Cu(cm)	Al(cm)	Cu(cm)			가로(cm)	세로(cm)						
A	80	4	0.8	-	1.9	-	100	삼상	41	41	0.52	0.47	0.27	0.27	0.28	0.48
B	70	10	0.7	-	1.2	-	131	인버터	51	51	0.71	0.57	0.43	0.34	0.45	0.54
C	66	9	0.8	-	1.9	-	100	삼상	30	30	0.75	0.70	0.42	0.28	0.46	0.74
D	80	5	-	-	2.0	-	100	삼상	41	41	0.85	0.73	0.46	0.44	0.45	0.60
E	60	12	0.7	-	1.2	-	100	삼상	43	43	0.95	0.84	0.65	0.50	0.68	0.80
F	65	16	1.5	-	1.0	-	100	삼상	40	40	1.03	1.13	0.77	0.54	0.84	1.27
G	81	16	1.0	-	0.9	-	110	인버터	43	43	1.77	1.69	1.30	1.09	1.29	1.64
H	77	13	0.9	-	1.5	-	100	삼상	41	41	1.77	1.43	0.92	0.66	0.95	1.45
I	72	20	0.7	-	1.2	-	100	삼상	41	41	1.90	2.07	1.56	1.24	1.57	1.95
J	70	20	0.9	-	1.2	-	100	삼상	36	43	1.93	1.85	1.33	1.24	1.37	1.84
K	78	21	0.9	-	1.2	-	100	삼상	42	42	2.15	2.45	1.74	1.30	1.74	2.41
L	69	20	1.0	-	0.8	-	100	삼상	36	43	2.23	1.84	1.51	1.06	1.52	1.79
M	80	20	1.5	-	1.0	-	100	삼상	43	43	2.26	2.20	1.46	1.45	1.51	2.42
N	64	28	0.9	-	1.2	-	100	삼상	41	41	2.37	2.13	1.56	1.17	1.65	2.15
O	62	40	0.7	-	1.2	-	107.5	삼상	36	43	2.41	2.60	2.00	1.44	2.11	2.49
P	88	17	0.9	-	1.5	-	100	삼상	43	43	2.49	2.48	1.57	1.24	1.56	2.49
Q	76	25	0.7	-	1.0	-	100	삼상	46	43	2.54	2.98	2.43	1.90	2.36	2.72
R	78	32	2.0	-	0.2	-	110	삼상	41	41	2.58	2.78	2.09	1.46	2.15	3.04
S	70	40	1.7	-	1.2	-	100	삼상	36	43	2.64	3.12	1.93	1.85	2.14	3.68
T	78	25	0.7	-	1.2	-	100	삼상	36	43	2.73	3.07	2.29	1.54	2.25	2.87
U	76	24	0.7	-	1.2	-	100	삼상	42	42	2.79	2.78	2.09	1.48	2.06	2.61
V	76	26	0.9	-	1.2	-	100	인버터	41	41	2.99	2.86	2.04	1.61	2.06	2.83
W	88	20	1.0	-	1.1	-	100	삼상	36	43	3.01	2.98	2.11	1.74	2.05	2.93
X	82	25	0.9	-	1.5	-	100	삼상	43	43	3.05	3.14	2.00	1.82	2.03	3.17
Y	86	20	1.1	-	1.2	-	100	삼상	45	45	3.22	2.74	1.84	1.58	1.83	2.80
Z	78	25	0.9	-	1.2	-	100	삼상	43	43	3.27	2.91	2.07	1.54	2.07	2.87
AA	78	25	0.7	-	1.2	-	100	삼상	51	51	3.37	3.07	2.29	1.54	2.25	2.87
AB	77	36	0.9	-	1.0	-	100	삼상	41	41	4.14	4.18	3.21	2.22	3.16	4.02
AC	87	30	0.9	-	1.5	-	100	삼상	43	43	4.17	4.28	2.70	2.18	2.70	4.29
AD	84	32	0.7	-	1.2	-	100	삼상	45	45	4.31	4.61	3.40	2.78	3.28	4.27

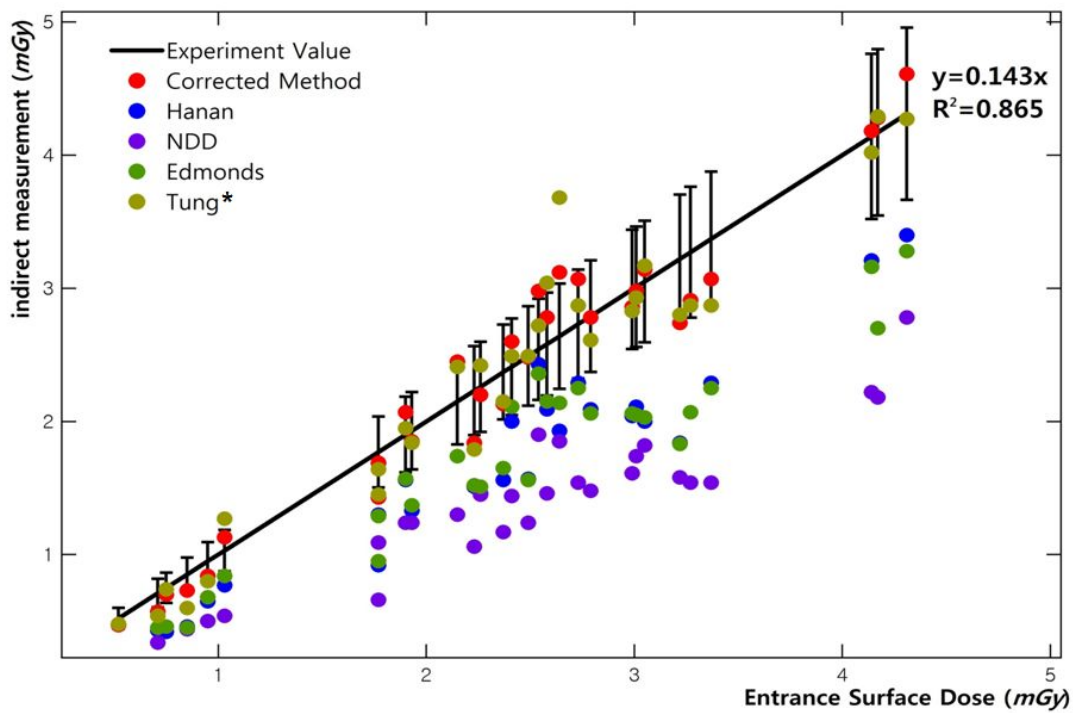


Figure 16. The relation between directly measurement and different mathematical equations (abdomen AP).

제6절. 두부 정면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교

각 의료기관의 촬영 장비의 전파 종류, 두부 정면에 대한 촬영 조건 및 유리 소자를 통한 실측 ESD와 간접방식의 ESD를 Table 14에 정리 하였다. 의료기관 30여 곳을 측정한 결과 두부 정면상 촬영 조건은 관전압은 50 ~ 87(avg: 73.1) *kVp*, 관전류량은 8 ~ 40(avg: 22.0) *mAs*, 고유필터는 0.7 ~ 1.7 *cmAl*, 부가필터 0.1 ~ 1.5 *cmAl*로 나타났다. Rando Man Phantom으로 각 병원에서 환자에게 두부 정면상 촬영 조건으로 ESD 평가 결과 최소 0.24 *mGy* ~ 최대 3.13 *mGy*로 나타났다. Tung(*)의 field size는 30×30 *cm*², HVL은 2 *mmAl*로 ESD를 계산하였다.

두부 정면상 촬영 조건으로 수정된 식의 관전압 지수는 2.08이고, BSF의 지수는 1.27이었다. 유리 선량계를 통한 실측값과 수정된 식의 차이는 최소 0 *mGy*에서 최대 0.41 *mGy*의 차이가 났다. Hanan식은 최소 0.01 *mGy*에서 최대 2.79 *mGy*의 차이가 났다. NDD식은 최소 0.03 *mGy*에서 최대 1.24 *mGy*의 차이가 나타났다. Edmonds식은 최소 0.03 *mGy*에서 최대 2.15 *mGy*의 차이가 나타났다. Tung식에서는 최소 0 *mGy*에서 최대 0.82 *mGy*의 차이가 나타났다. 오차로 인한 평균은 수정된 식은 -0.05 ± 0.23 *mGy*, Hanan식은 0.05 ± 0.73 *mGy*, NDD식은 -0.45 ± 0.34 *mGy*, Edmonds식은 -0.03 ± 0.58 *mGy*, Tung식은 0.40 ± 0.29 *mGy*이다.

두부 정면상 촬영조건에 따른 Tung식의 ESD값이 실측에 따른 ESD값 보다 더 높은 경향을 보였으며, NDD식의 ESD값이 실측에 따른 ESD값 보다 더 낮은 경향을 보였다. 각 의료기관의 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이를 보였다. 또한 단일 값으로도 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 Hanan식의 값이 가장 큰 차이가 있었다.

Table 14. Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations (skull AP).

의료기관	관전압 (kVp)	관전류량 (mAs)	고유필터		부가필터		거리 (cm)	정류 방식	스크린크기		ESD (mGy)	CM (mGy)	Hanan (mGy)	NDD (mGy)	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)
			Al(cm)	Cu(cm)	Al(cm)	Cu(cm)			가로(cm)	세로(cm)						
A	50	8	0.9	-	1.0	-	100	삼상	25	30	0.24	0.28	0.30	0.21	0.33	0.37
B	70	12	0.9	-	1.5	-	100	삼상	25	30	0.80	0.80	0.70	0.61	0.74	1.10
C	72	16	0.9	-	1.2	-	100	단상	43	43	0.94	1.16	1.12	0.99	1.15	1.56
D	68	22	0.9	-	1.2	-	100	단상	43	43	1.16	1.42	1.38	0.92	1.43	1.91
E	70	20	0.9	-	1.2	-	100	삼상	43	43	1.32	1.37	1.33	1.24	1.37	1.84
F	70	20	0.7	-	1.2	-	100	삼상	41	41	1.37	1.45	1.47	1.24	1.49	1.84
G	68	20	0.7	-	1.2	-	100	삼상	25	30	1.38	1.36	1.39	0.83	1.41	1.74
H	75	18	1.5	-	1.0	-	132	삼상	43	43	1.39	1.26	1.16	0.91	1.21	1.90
I	76	20	0.9	-	1.2	-	100	삼상	43	43	1.43	1.60	1.57	1.24	1.59	2.18
J	74	16	1.0	-	1.5	-	100	삼상	40	40	1.43	1.17	1.00	0.81	1.05	1.65
K	80	15	0.9	-	1.2	-	100	삼상	25	30	1.55	1.36	1.30	1.30	1.30	1.81
L	75	16	1.0	-	1.1	-	100	삼상	25	30	1.65	1.25	1.23	0.99	1.24	1.70
M	75	16	0.9	-	1.2	-	110	삼상	41	41	1.68	1.27	1.23	0.99	1.24	1.70
N	72	20	0.7	-	1.2	-	100	삼상	40	40	1.68	1.36	1.47	1.24	1.49	1.84
O	70	28	0.9	-	1.5	-	100	삼상	40	40	1.77	1.87	1.63	1.42	1.73	2.58
P	74	25	0.9	-	0.9	-	100	삼상	25	30	1.80	2.06	2.17	1.90	2.15	2.58
Q	75	20	0.9	-	1.0	-	100	삼상	41	41	1.89	1.63	1.69	1.24	1.68	2.12
R	81	21	0.9	-	1.5	-	100	삼상	43	43	1.90	1.90	1.64	1.53	1.67	2.60
S	76	20	0.7	-	0.1	-	100	삼상	25	30	1.95	2.29	4.12	1.52	3.66	2.18
T	80	21	0.9	-	1.2	-	100	삼상	42	42	1.96	1.91	1.83	1.83	1.82	2.54
U	60	40	1.7	-	1.2	-	100	삼상	25	30	1.97	1.69	1.42	1.23	1.63	2.69
V	76	20	1.1	-	-	-	103	삼상	25	30	2.05	2.07	2.82	1.52	2.63	2.05
W	72	25	0.7	-	1.2	-	100	삼상	51	51	2.20	1.92	1.95	1.54	1.95	2.44
X	72	30	0.7	-	1.2	-	100	삼상	25	30	2.23	2.31	2.34	1.85	2.35	2.93
Y	80	25	0.9	-	1.2	-	100	삼상	46	46	2.36	2.28	2.18	2.17	2.17	3.02
Z	74	25	0.7	-	1.2	-	100	삼상	25	30	2.39	2.03	2.05	1.54	2.05	2.58
AA	80	26	0.9	-	1.2	-	100	삼상	42	42	2.63	2.36	2.27	2.26	2.25	3.14
AB	68	40	0.7	-	1.2	-	107.5	삼상	25	30	2.67	2.34	2.39	1.43	2.46	2.98
AC	87	30	0.9	-	1.5	-	100	삼상	43	43	3.03	3.15	2.32	1.87	2.35	3.68
AD	72	28	0.7	-	-	-	100	삼상	45	45	3.13	3.46	5.92	2.13	5.28	2.73

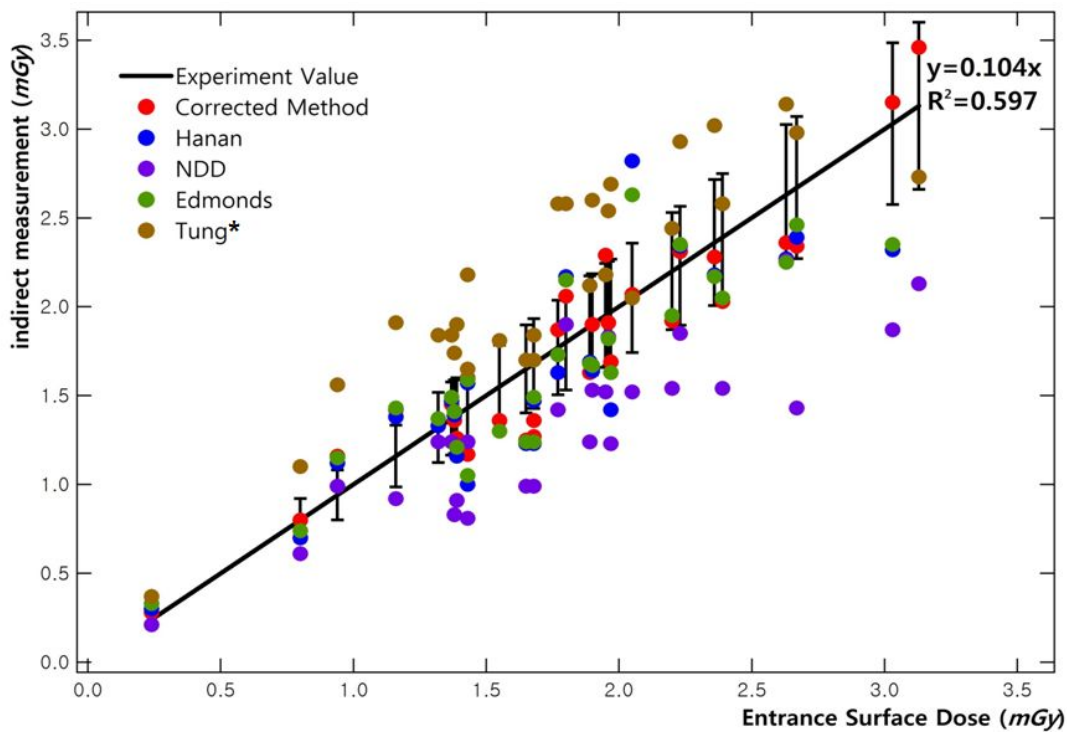


Figure 17. The relation between directly measurement and different mathematical equations (skull AP).

제7절. 손목 정면상 촬영조건에 따른 입사표면선량 비교

각 의료기관의 촬영 장비의 전파 종류, 손목 정면에 대한 촬영 조건 및 유리 소자를 통한 실측 ESD와 간접방식의 ESD를 Table 15에 정리 하였다. 의료기관 30여 곳을 측정한 결과 손목 정면상 촬영 조건은 관전압은 42 ~ 67(avg: 49.2) *kVp*, 관전류량은 2 ~ 13(avg: 5.0) *mAs*, 고유필터는 0.7 ~ 2.5 *cmAl*, 부가필터 0.9 ~ 2.0 *cmAl*, 1.0 *cmAl*+0.1 *cmCu*로 나타났다. Rando Man Phantom으로 각 병원에서 환자에게 손목 정면상 촬영 조건으로 ESD 평가 결과 최소 0.07 *mGy* ~ 최대 0.50 *mGy*로 나타났다. Tung(*)의 field size는 30×30 *cm*², HVL은 2 *mmAl*로 ESD를 계산하였다.

손목 정면상 촬영 조건으로 수정된 식의 관전압 지수는 2.08이고, BSF의 지수는 1.27이었다. 유리 선량계를 통한 실측값과 수정된 식의 차이는 최소 0 *mGy*에서 최대 0.04 *mGy*의 차이가 났다. Hanan식은 최소 0 *mGy*에서 최대 0.16 *mGy*의 차이가 났다. NDD식은 최소 0 *mGy*에서 최대 0.20 *mGy*의 차이가 나타났다. Edmonds식은 최소 0 *mGy*에서 최대 0.16 *mGy*의 차이가 나타났다. Tung식에서는 최소 0 *mGy*에서 최대 0.20*mGy*의 차이가 나타났다. 오차로 인한 평균은 수정된 식은 0.00±0.02 *mGy*, Hanan식은 0.00±0.04 *mGy*, NDD식은 -0.07±0.04 *mGy*, Edmonds식은 0.02±0.04 *mGy*, Tung식은 0.05±0.05 *mGy*이다.

손목 정면상 촬영조건에 따른 Tung식의 ESD값이 실측에 따른 ESD값 보다 더 높은 경향을 보였으며, NDD식의 ESD값이 실측에 따른 ESD값 보다 더 낮은 경향을 보였다. 각 의료기관의 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이를 보였다. 또한 단일 값으로도 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD 및 Tung식의 값이 가장 큰 차이가 있었다.

Table 15. Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations (wrist AP).

의료기관	관전압 (kVp)	관전류량 (mAs)	고유필터		부가필터		거리 (cm)	정류 방식	스크린크기		ESD (mGy)	CM (mGy)	Hanan (mGy)	NDD (mGy)	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)
			Al(cm)	Cu(cm)	Al(cm)	Cu(cm)			가로(cm)	세로(cm)						
A	42	3	1.5	-	1.0	-	100	삼상	40	40	0.07	0.06	0.06	0.04	0.07	0.10
B	43	3	0.9	-	1.5	-	100	삼상	20	25	0.07	0.07	0.07	0.04	0.08	0.10
C	47	3	0.7	-	1.2	-	100	삼상	20	25	0.10	0.09	0.10	0.04	0.11	0.12
D	48	3	1.0	-	0.9	-	110	인버터	30	25	0.10	0.09	0.10	0.04	0.12	0.13
E	46	3	0.9	-	1.2	-	100	인버터	41	41	0.10	0.09	0.09	0.04	0.10	0.11
F	45	5	0.7	-	1.2	-	107.5	삼상	20	25	0.11	0.14	0.15	0.07	0.17	0.19
G	45	3	0.7	-	1.2	-	100	삼상	41	41	0.11	0.09	0.09	0.04	0.10	0.11
H	44	5	0.9	-	1.2	-	100	단상	43	43	0.11	0.13	0.13	0.04	0.15	0.18
I	50	3	0.7	-	1.0	-	100	삼상	25	30	0.11	0.11	0.13	0.11	0.14	0.14
J	55	2	1.5	-	-	-	100	삼상	43	43	0.12	0.10	0.12	0.07	0.12	0.11
K	50	3	0.9	-	1.2	-	100	삼상	25	30	0.13	0.10	0.10	0.08	0.11	0.14
L	44	6	0.7	-	1.2	-	100	삼상	42	42	0.13	0.16	0.17	0.09	0.20	0.21
M	48	4	0.7	-	1.2	-	100	삼상	51	51	0.13	0.13	0.14	0.06	0.15	0.17
N	46	4	1.0	-	1.5	-	100	삼상	40	40	0.13	0.11	0.10	0.05	0.12	0.16
O	48	5	2.5	-	1.0	0.1	100	삼상	27	35	0.13	0.12	0.09	0.04	0.12	0.21
P	45	4	0.9	-	1.2	-	100	삼상	43	43	0.13	0.11	0.11	0.06	0.13	0.15
Q	45	5	0.7	-	1.2	-	100	인버터	20	25	0.13	0.14	0.15	0.07	0.17	0.19
R	50	3	0.7	-	-	-	100	삼상	20	25	0.14	0.17	0.30	0.10	0.30	0.14
S	48	5	0.9	-	1.2	-	100	삼상	43	43	0.16	0.16	0.16	0.07	0.18	0.21
T	50	5	1.5	-	1.0	-	100	삼상	43	43	0.16	0.15	0.14	0.10	0.17	0.23
U	52	5	1.0	-	1.1	-	100	삼상	20	25	0.18	0.18	0.18	0.13	0.20	0.25
V	51	5	0.7	-	1.2	-	100	삼상	25	30	0.19	0.19	0.20	0.13	0.21	0.24
W	49	5	0.9	-	1.5	-	100	삼상	43	43	0.19	0.16	0.14	0.06	0.17	0.22
X	51	5	0.9	-	0.9	-	100	삼상	20	25	0.22	0.18	0.21	0.17	0.22	0.24
Y	53	6	0.9	-	1.2	-	100	삼상	42	42	0.23	0.23	0.23	0.16	0.25	0.31
Z	47	6	-	-	2.0	-	100	삼상	41	41	0.24	0.21	0.19	0.09	0.21	0.24
AA	55	6	0.9	-	1.5	-	100	삼상	43	43	0.25	0.24	0.22	0.13	0.24	0.34
AB	60	6	0.8	-	1.9	-	100	삼상	33	28	0.27	0.28	0.23	0.18	0.26	0.40
AC	67	7	0.9	-	1.5	-	100	삼상	43	43	0.39	0.42	0.37	0.24	0.40	0.59
AD	52	13	0.9	-	1.3	-	100	삼상	20	25	0.50	0.48	0.46	0.30	0.51	0.65

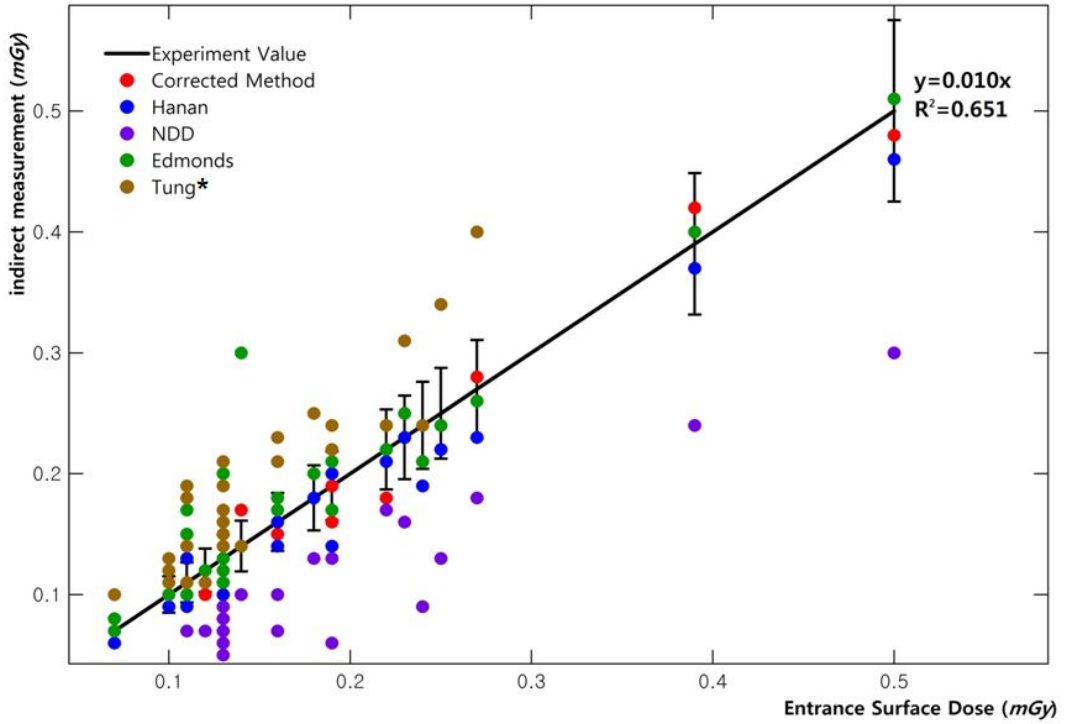


Figure 18. The relation between directly measurement and different mathematical equations (wrist AP).

제8절. 촬영 부위에 따른 가중치 비교

X선 발생장치의 선질은 관전압의 최대치에 의해 결정되며 필터의 두께 증가로 스펙트럼의 형태가 고에너지 쪽으로 치우치며 평균에너지를 증가시킨다. 그러나 진류와 조사 시간은 환자의 표면 선량에 있어 전자의 운동 에너지에 영향을 주지 않고 X선의 양을 변동시킨다. 촬영 거리 역시 X선의 선질에 영향을 미치지 않고, X선의 빔의 강도에 관한 거리 역자승의 법칙으로 효과를 나타낸다. 피사체의 두께 부위가 두꺼워 질수록 관전압 및 조사시간의 증가로 관전압의 지수 a 및 BSF의 지수 b 또한 증가한다. 요추 측면상이 $a=2.17$, $b=1.34$ 로 가장 컸으며, 손목 정면상의 경우 $a=2.08$, $b=1.27$ 로 가장 낮았다. 또한 거리비단 피사체의 두께로 인한 관전압의 증가요인이 BSF에 더 영향을 주는 것을 확인 할 수 있었다.

$$ESD(mGy) = 0.00877 \times k V p^a \times \left(\frac{1}{SSD} \right)^2 \times \left(\frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{tissue}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}} \right) \times \frac{mAs}{(\sqrt{T_1 + T_2}) \times 0.9} \times BSF^b$$

$a, b = constant$

(4.5.9)

Table 16. Weighted factor by radiological examinations

	a	b
chest PA	2.13	1.28
chest lateral	2.17	1.34
L-spine AP	2.16	1.33
L-spine lateral	2.17	1.34
abdomen AP	2.14	1.33
skull AP	2.08	1.28
wrist AP	2.08	1.27

제9절. 부가필터에 따른 ESD 비교

ESD은 사용한 부가필터의 두께에 비례하여 감소하였으며 1 mmAl+0.2 mmCu에서 최소를 보였고 0 mmAl (non filter)에서 최대로 나타났다(Table 17, Fig 19). 이미지 대조도와 선예도에 영향을 주는 관전압에 비하여 X선량을 결정하는 관전류량이 ESD 값에 더 큰 영향을 미쳤다. 또한 알루미늄만을 이용한 단일 여과판보다 알루미늄과 구리를 이용한 복합 여과판을 이용하는 방법이 ESD에 감소하는 결과 값을 보였다.

Table 17. ESD according to different thickness of added filter and variable exposure parameters

Exposure	thickness of added filter	ESD (<i>mGy</i>)		
		Device 1	Device 2	Device 3
74 <i>kVp</i> , 20 <i>mAs</i>	1 mmAl + 0.2 mmCu	$0.929 \pm 3 \times 10^{-3}$	$1.019 \pm 5 \times 10^{-3}$	$1.001 \pm 1 \times 10^{-3}$
	1 mmAl + 0.1 mmCu	$1.056 \pm 3 \times 10^{-3}$	$1.105 \pm 3 \times 10^{-3}$	$1.082 \pm 5 \times 10^{-3}$
	2 mmAl	$1.233 \pm 3 \times 10^{-3}$	$1.224 \pm 3 \times 10^{-3}$	$1.352 \pm 1 \times 10^{-3}$
70 <i>kVp</i> , 25 <i>mAs</i>	0 mmAl	$2.326 \pm 3 \times 10^{-3}$	$2.410 \pm 5 \times 10^{-3}$	$2.682 \pm 5 \times 10^{-3}$
	1 mmAl + 0.2 mmCu	$1.051 \pm 4 \times 10^{-3}$	$1.079 \pm 4 \times 10^{-3}$	$1.058 \pm 2 \times 10^{-3}$
	1 mmAl + 0.1 mmCu	$1.429 \pm 4 \times 10^{-3}$	$1.491 \pm 5 \times 10^{-3}$	$1.370 \pm 3 \times 10^{-3}$
77 <i>kVp</i> , 40 <i>mAs</i>	2 mmAl	$2.085 \pm 5 \times 10^{-3}$	$2.243 \pm 2 \times 10^{-3}$	$2.806 \pm 5 \times 10^{-3}$
	0 mmAl	$3.294 \pm 5 \times 10^{-3}$	$3.078 \pm 1 \times 10^{-3}$	$3.129 \pm 6 \times 10^{-3}$
	1 mmAl + 0.2 mmCu	$1.892 \pm 4 \times 10^{-3}$	$2.052 \pm 5 \times 10^{-3}$	$2.170 \pm 6 \times 10^{-3}$
117 <i>kVp</i> , 3.2 <i>mAs</i>	1 mmAl + 0.1 mmCu	$2.913 \pm 3 \times 10^{-3}$	$2.828 \pm 3 \times 10^{-3}$	$2.645 \pm 2 \times 10^{-3}$
	2 mmAl	$4.501 \pm 6 \times 10^{-3}$	$4.517 \pm 14 \times 10^{-3}$	$4.715 \pm 10 \times 10^{-3}$
	0 mmAl	$6.686 \pm 10 \times 10^{-3}$	$6.962 \pm 10 \times 10^{-3}$	$6.398 \pm 5 \times 10^{-3}$
	1 mmAl + 0.2 mmCu	$0.348 \pm 1 \times 10^{-3}$	$0.305 \pm 2 \times 10^{-3}$	$0.220 \pm 2 \times 10^{-3}$
	1 mmAl + 0.1 mmCu	$0.324 \pm 1 \times 10^{-3}$	$0.354 \pm 1 \times 10^{-3}$	$0.345 \pm 2 \times 10^{-3}$
	2 mmAl	$0.463 \pm 2 \times 10^{-3}$	$0.320 \pm 1 \times 10^{-3}$	$0.300 \pm 1 \times 10^{-3}$
	0 mmAl	$0.387 \pm 2 \times 10^{-3}$	$0.331 \pm 2 \times 10^{-3}$	$0.458 \pm 2 \times 10^{-3}$

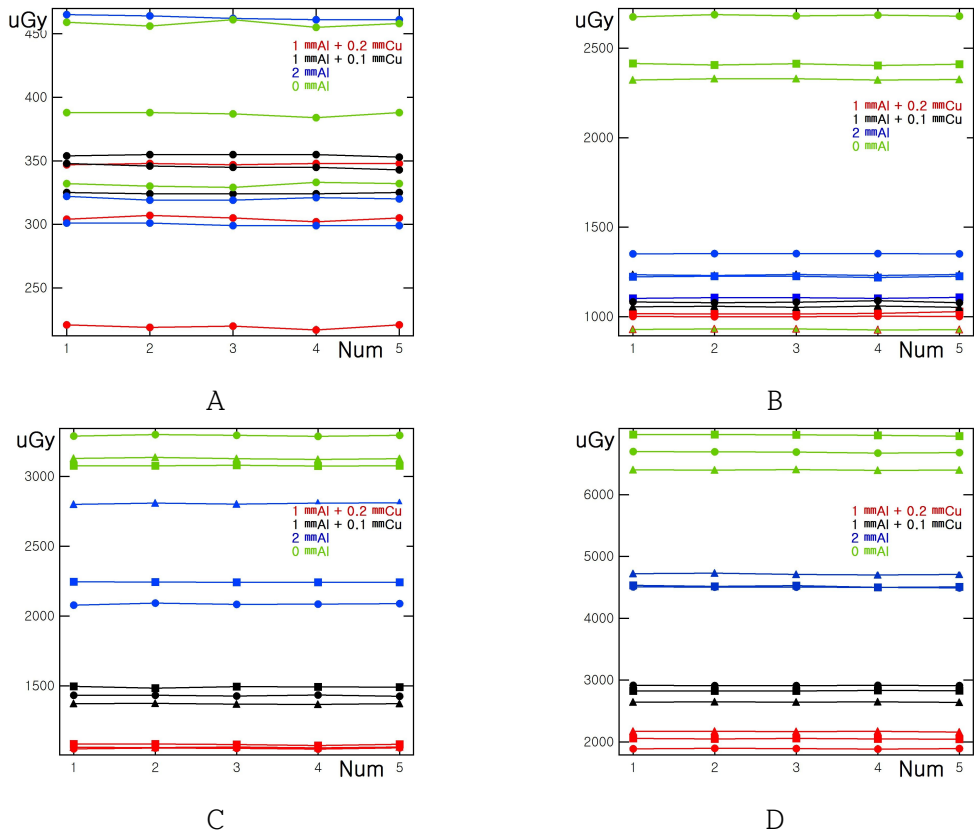


Figure 19. ESD at various conditions of added filters (A: chest, B: abdomen, C: L-spine, D: L-spine lat).

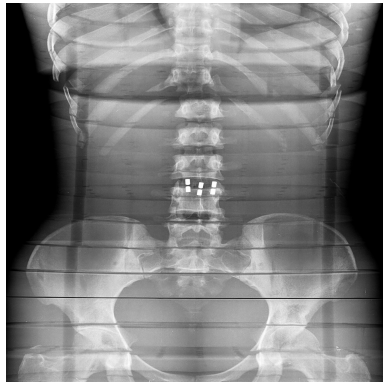
제10절. Matlab을 이용한 영상 분석

PACS에 DICOM파일로 저장된 영상(Fig 20 ~ Fig 24)을 Matlab을 이용하여 히스토그램으로 분석한 결과 부가필터에 의한 영상의 연관성은 크게 없었다(Table 18). 그러나 노출 조건을 통하여 영상을 비교해 본 결과 최고 값에서 큰 차이를 보였지만, 평균값에서는 차이가 나지 않았다. 이는 기존의 필름대신에 휘진성 형광체인 영상판을 사용한 CR(Computed Radiography)은 디지털화 된 신호를 image reader에 내장되어 있는 자동감도 조정에 의해 균일하고 영상을 제공하기 때문이다. 또한 흉부 영상 히스토그램은 우측으로 편중되어 있는 반면(Fig 20), 복부 영상의 경우 좌측으로 편중되어 나타났다(Fig 21). 허리척추뼈 정면 영상의 경우는 전체적인 명암 값에 고르게 분포하

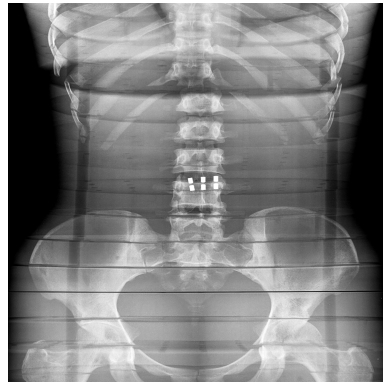
였으며(Fig 22), 허리척추뼈 측면 영상에서는 좌측으로 편중되어 있을 뿐만 아니라 명암값의 빈도수가 가장 적게 나타났다(Fig 23).

Table 18. Results of thickness of added filter

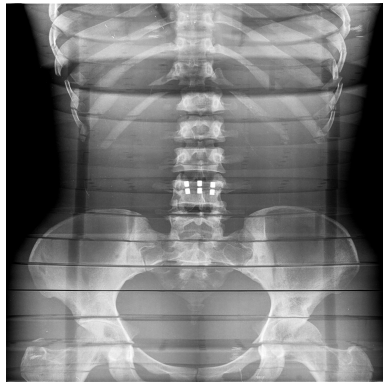
exposure	thickness of added filter	min	max	mean
74 kVp, 20 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	836	7.065×10^5	2.563×10^4
	1 mmAl + 0.1 mmCu	921	7.008×10^5	2.563×10^4
	2 mmAl	949	7.254×10^5	2.563×10^4
	0 mmAl	620	7.611×10^5	2.563×10^4
70 kVp, 25 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	0	7.281×10^5	2.563×10^4
	1 mmAl + 0.1 mmCu	13	7.273×10^5	2.563×10^4
	2 mmAl	4	7.741×10^5	2.563×10^4
	0 mmAl	94	8.027×10^5	2.563×10^4
77 kVp, 40 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	0	2.682×10^5	2.563×10^4
	1 mmAl + 0.1 mmCu	0	2.549×10^5	2.563×10^4
	2 mmAl	0	2.545×10^5	2.563×10^4
	0 mmAl	0	2.585×10^5	2.563×10^4
117 kVp, 3.2 mAs	1 mmAl + 0.2 mmCu	3125	9.195×10^5	2.563×10^4
	1 mmAl + 0.1 mmCu	3283	9.209×10^5	2.563×10^4
	2 mmAl	7917	9.060×10^5	2.563×10^4
	0 mmAl	3193	9.190×10^5	2.563×10^4



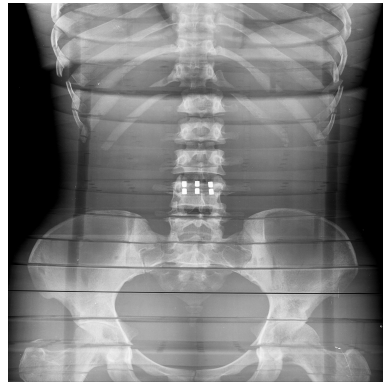
A



B

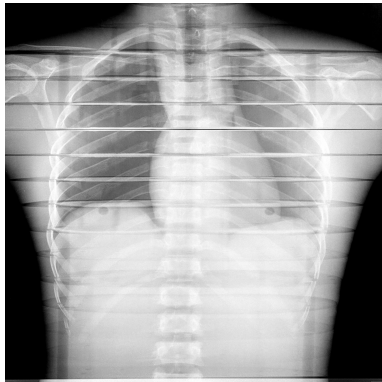


C

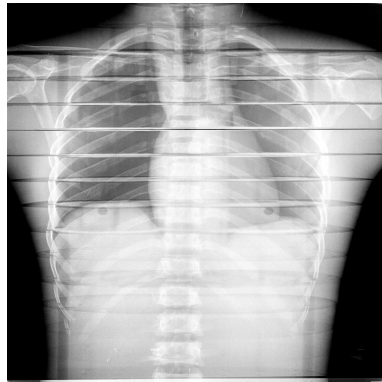


D

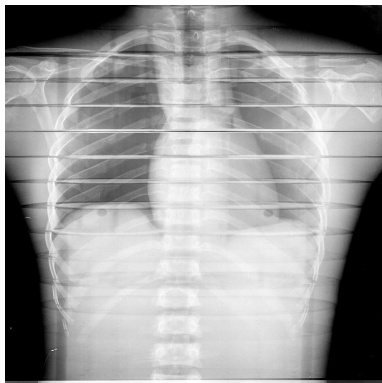
Figure 20. The chest images of the Rando Man Phantom at different combinations of added filters(A: 1 mmAl + 0.2 mmCu, B: 1 mmAl + 0.1 mmCu, C: 2 mmAl, D: 0 mmAl).



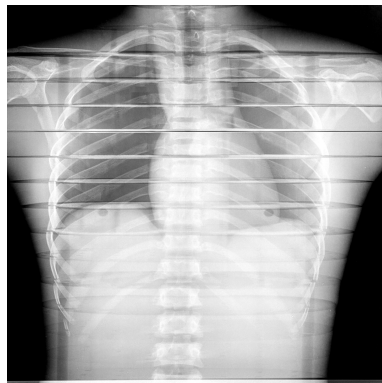
A



B



C



D

Figure 21. The abdomen images of the Rando Man Phantom at different combinations of added filters(A: 1 mmAl + 0.2 mmCu, B: 1 mmAl + 0.1 mmCu, C: 2 mmAl, D: 0 mmAl).

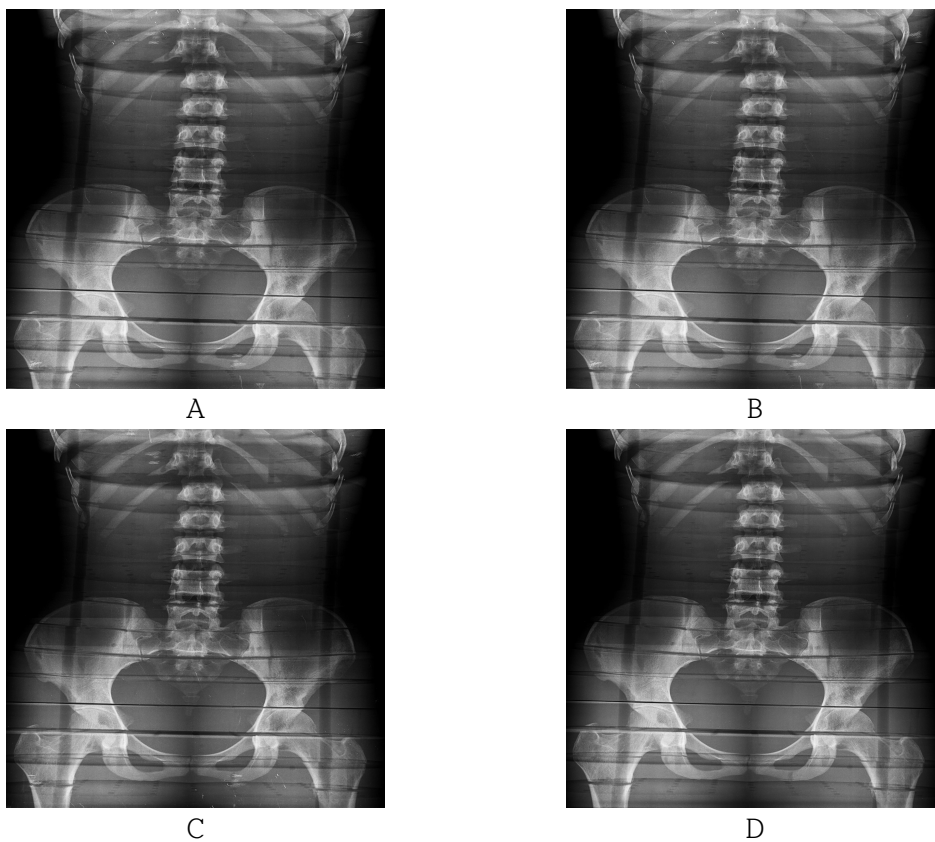


Figure 22. The anteroposterior images of lumbar spines of the Rando Man Phantom at different combinations of added filters(A: 1 mmAl + 0.2 mmCu, B: 1 mmAl + 0.1 mmCu, C: 2 mmAl, D: 0 mmAl).



A



B



C



D

Figure 23. The lateral images of lumbar spines of the Rando Man Phantom at different combinations of added filters(A: 1 mmAl + 0.2 mmCu, B: 1 mmAl + 0.1 mmCu, C: 2 mmAl, D: 0 mmAl).

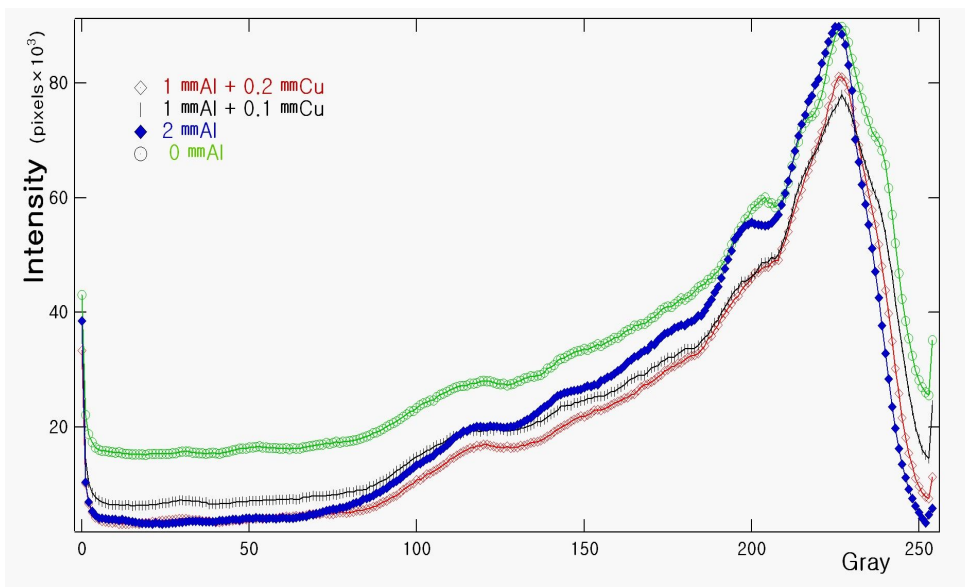


Figure 24. The histograms of the chest images of the Rando Man Phantom on PACS at different combinations of added filters.

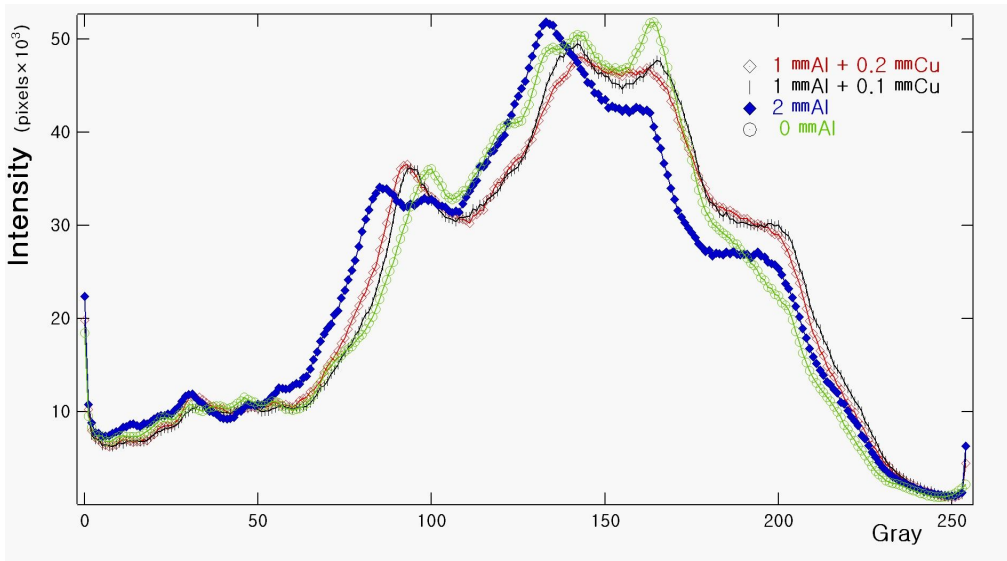


Figure 25. The histograms of the abdomen images of the Rando Man Phantom on PACS at different combinations of added filters.

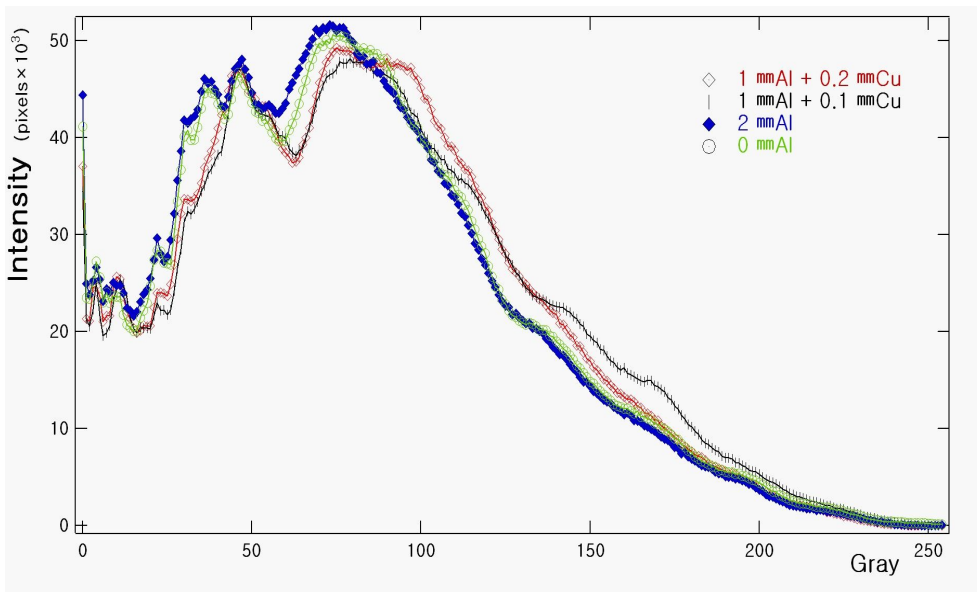


Figure 26. The histograms of the lumbar spine images of the Rando Man Phantom on PACS at different combinations of added filters.

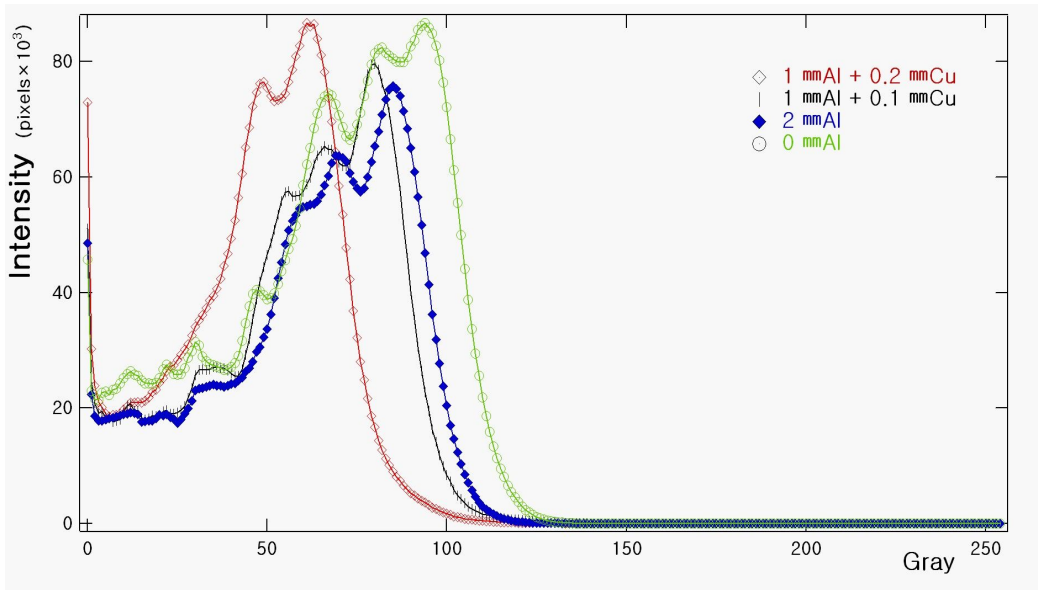


Figure 27. The histograms of the lateral view of lumbar spines of the Rando Man Phantom on PACS at different combinations of added filter.

제6장. LabVIEW program 설계

본 연구에서는 수정된 ESD식을 바탕으로, LabVIEW 프로그래밍 언어를 이용하여 촬영 조건 및 촬영 부위에 따른 ESD의 결과 값을 구현하였다. 그리고 이 ESD를 이용해 각 조직 간의 유효 선량을 보여 주었으며, 다양한 간접 ESD식들이 계산되어지도록 구현하였다. 이러한 진단 방사선 발생 장치에 대한 피폭선량에 대한 측정을 계산 및 시간에 대해 구애받지 않고 환자선량 관리를 수행함에 있어 체계적으로 데이터가 관리되어지도록 실용가능성을 보여주었다.

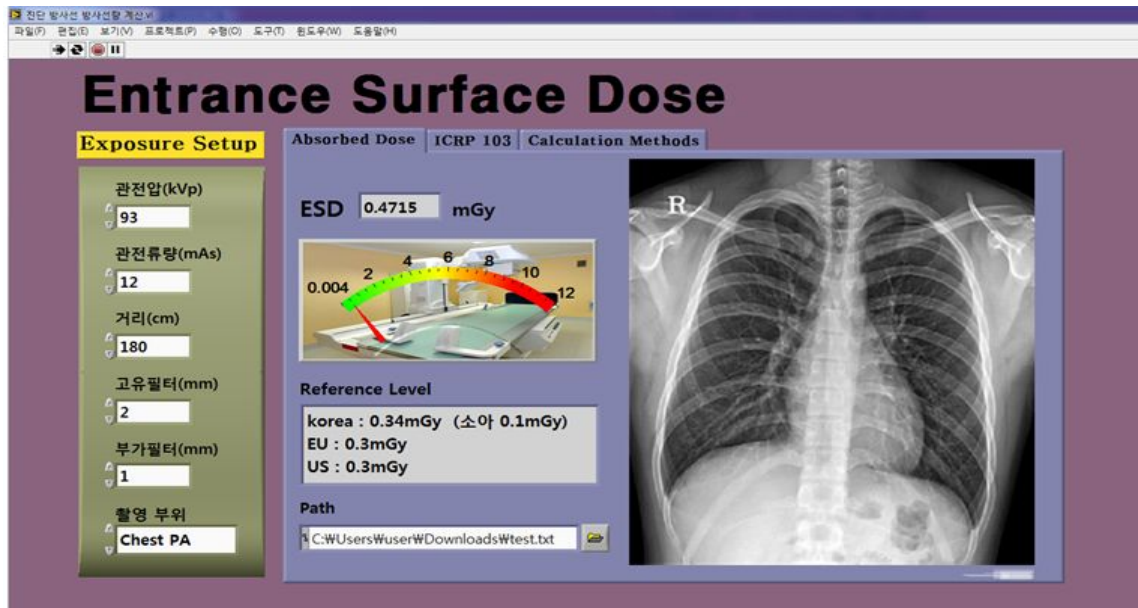
제1절. Entrance Surface Dose 설계

유리선량계 측정된 값을 기반으로 수정된 ESD 식을 통해 방사선 촬영 장비 조건 및 촬영 부위에 따른 결과 값을 보여준다. 임의의 촬영부위에 따른 촬영 조건 관전압 (kVp), 관전류량(mAs), 거리(cm), 고유필터(mm), 부가필터(mm)를 입력하면 실시간으로 ESD가 계산이 되며, 촬영 부위에 따른 진단 참고 준위가 국내 및 영국과 미국의 준위

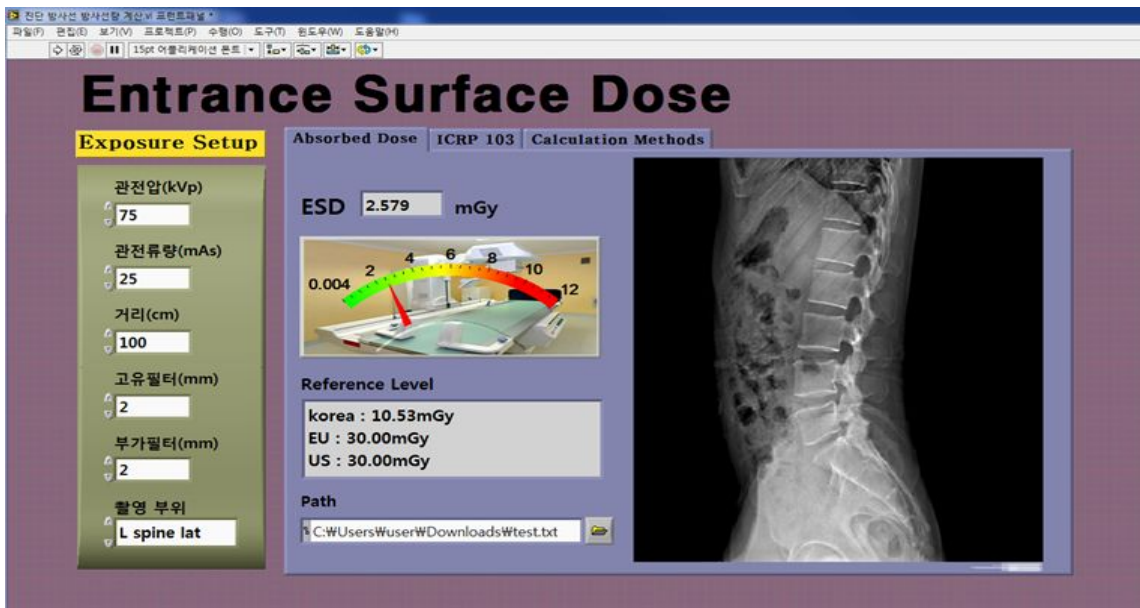
값이 비교가 가능하도록 구축하였다. 또한 촬영 하고자 하는 부위를 선택하면 그에 맞는 영상을 확인 할 수 있다. ESD 결과 값을 .txt 파일로 저장할 수 있다. 각 기능 및 조작 방법은 Table 19와 같다.

Table 19. Operating manual for effective dose

진행 순서	기능 및 조작 설명
1	병원에서 사용하는 촬영 조건을 선택한다.
2	촬영 부위를 선택한다.
3	ESD 결과 값을 보여준다.
4	진단 참고 준위를 비교 및 보여준다.
5	선택 값을 저장한다.



A



B

Figure 28. Front panel of ESD(A: chest PA B: L-spin lat).

Fig 29은 Absorbed dose의 소스코드이다. 촬영 조건에 따라 실행하여 프런트패널에 ESD 및 각 촬영 영상을 표시해주고, 각각의 촬영 부위에 따른 각 기준치는 프런트 패널과 연동되어 구현된다. ESD식은 각 의료 환경 실제 측정값과 오차가 크게 발생할 경우 수정되도록 구축되어져 있다.

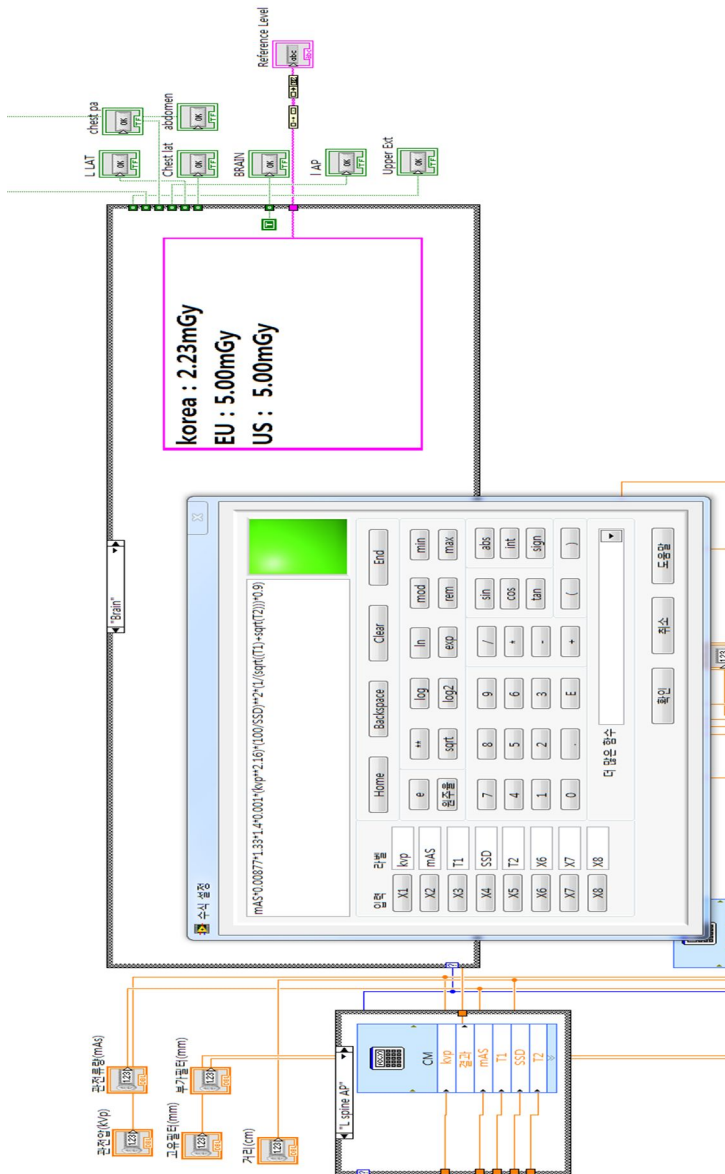


Figure 29. Source code of ESD.

제2절. ICRP 103의 설계

촬영 조건에 따른 ESD값이 조직가중치를 ICRP 103을 기준으로 하여 인체 내 조직간의 유효선량을 값(mSv)을 제시한다. 또한 선량 분포에 따른 조직분포도를 3차원 파이 그래프로 나타내어 각 부분의 비율을 쉽게 파악하고자 한다.

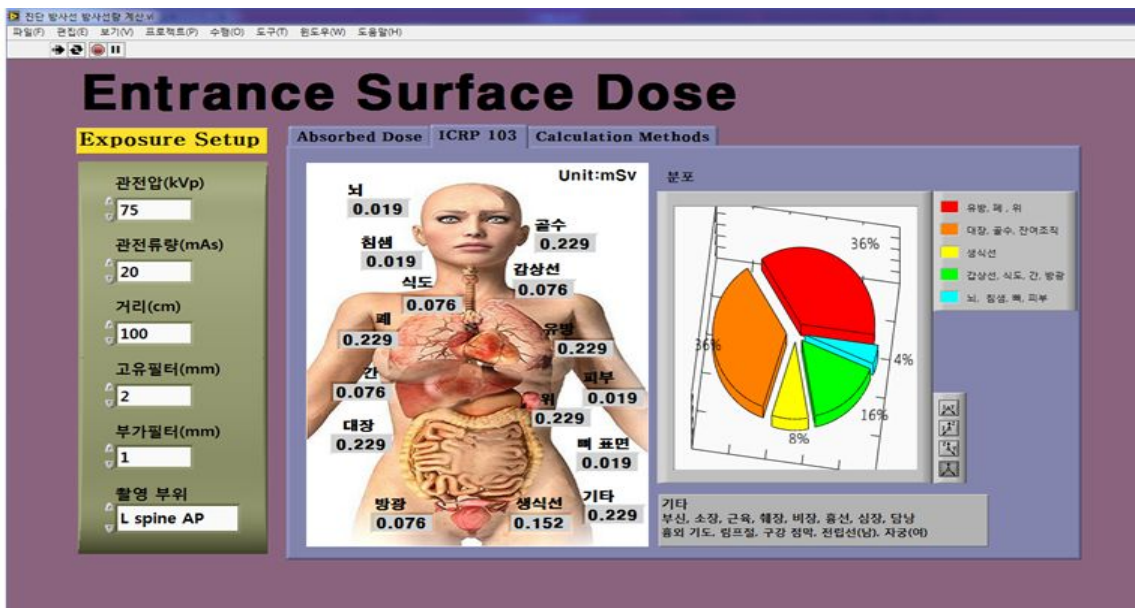


Figure 30. Front panel of ICRP 103.

Fig 31는 ICRP 103의 소스코드이다. 블록다이어그램 내부에는 도출해낸 ESD값에서 각각 ICRP 103의 조직가중치를 곱하여 프런트패널과 연동되어 각각의 기능을 수행하여 값을 표시한다.

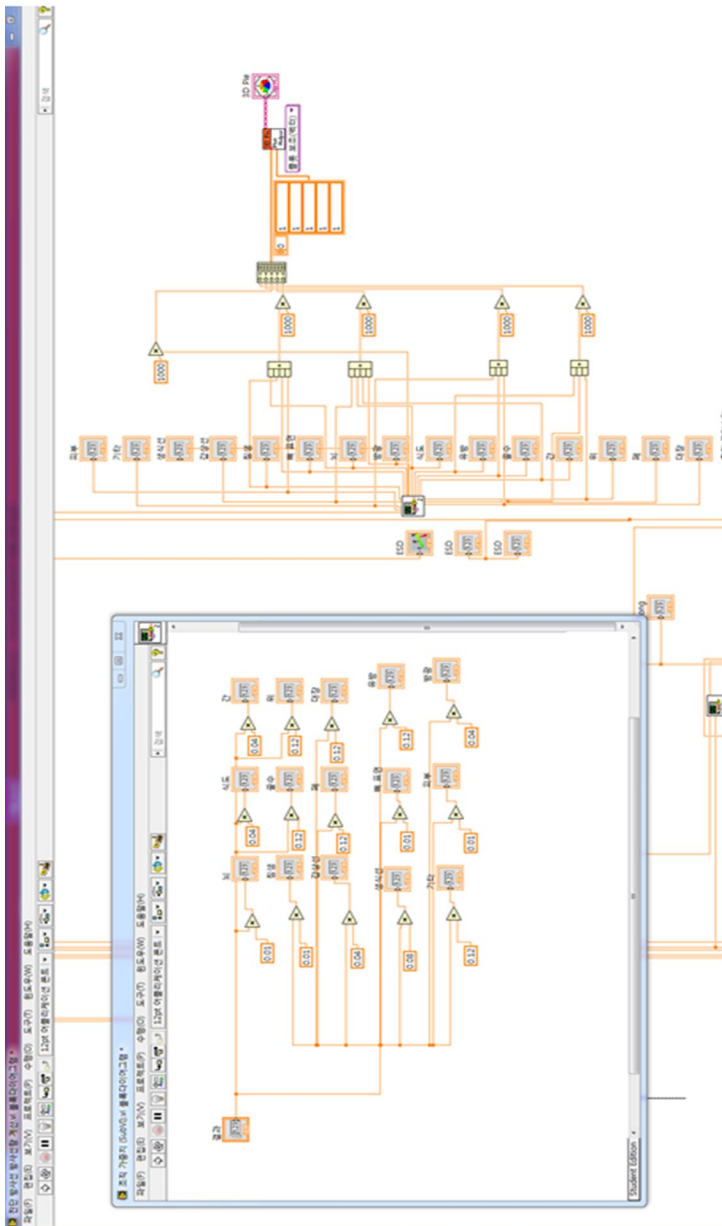


Figure 31. Source code of ICRP 103.

제3절. Calculation Methods

방사선 촬영 장비 특성 및 촬영 조건에 따라 다양한 선량 계산식의 결과 값을 비교한다. NDD는 전파 정류에 따른 단상, 삼상, 인버터를 선택하여 ESD값을 보여준다. 또한, Tung식은 스크린 크기 및 반가층을 선택하여 ESD값을 보여준다. 각 선량 계산식에 따른 값을 지시치를 표시하여 자연 방사선과 인공 방사선에 따른 피폭 값과 비교 확인할 수 있다. 각 기능 및 조작 방법은 Table 20과 같다.

Table 20. Operating manual for Calculation Methods

진행 순서	기능 및 조작 설명
1	병원에서 사용하는 촬영 조건을 선택한다.
2	NDD의 ESD 결과 값을 보여주기 위해 전파정류를 선택한다.
3	Tung의 ESD 결과 값을 보여주기 위해 스크린 크기 및 반가층을 선택한다.
4	다양한 선량 계산식의 ESD 결과 값 보여준다.
5	선량 계산식의 지시치로 자연 방사선 값과 인공 방사선 값과 비교 한다.

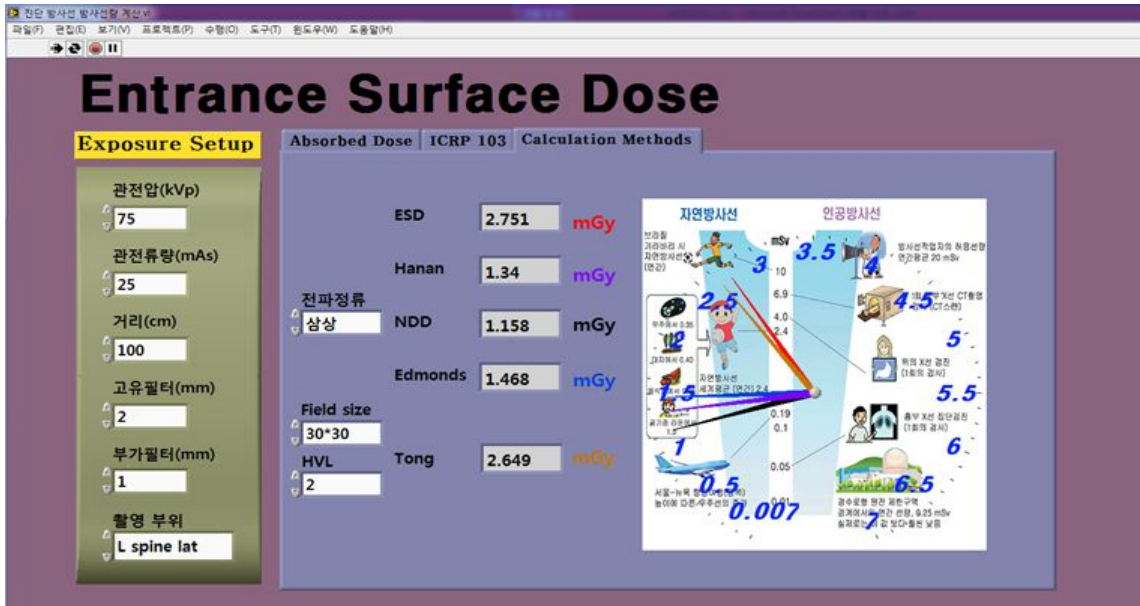


Figure 32. Front panel of calculation methods.

Fig 33은 Calculation methods의 소스코드이다. 조건에 따른 각각의 간접 식이 ESD를 도출해 내어 프런트패널에 구현된다. NDD식은 전과 정류에 따른 선택이 되면, 관전압 보정계수와 총여과 보정계수의 sub VI가 수행되어져 ESD를 계산한다. Tung식 또한 스크린 크기 및 반가층을 선택하면 BSF의 sub VI가 수행되어져 ESD값이 계산되어진다.

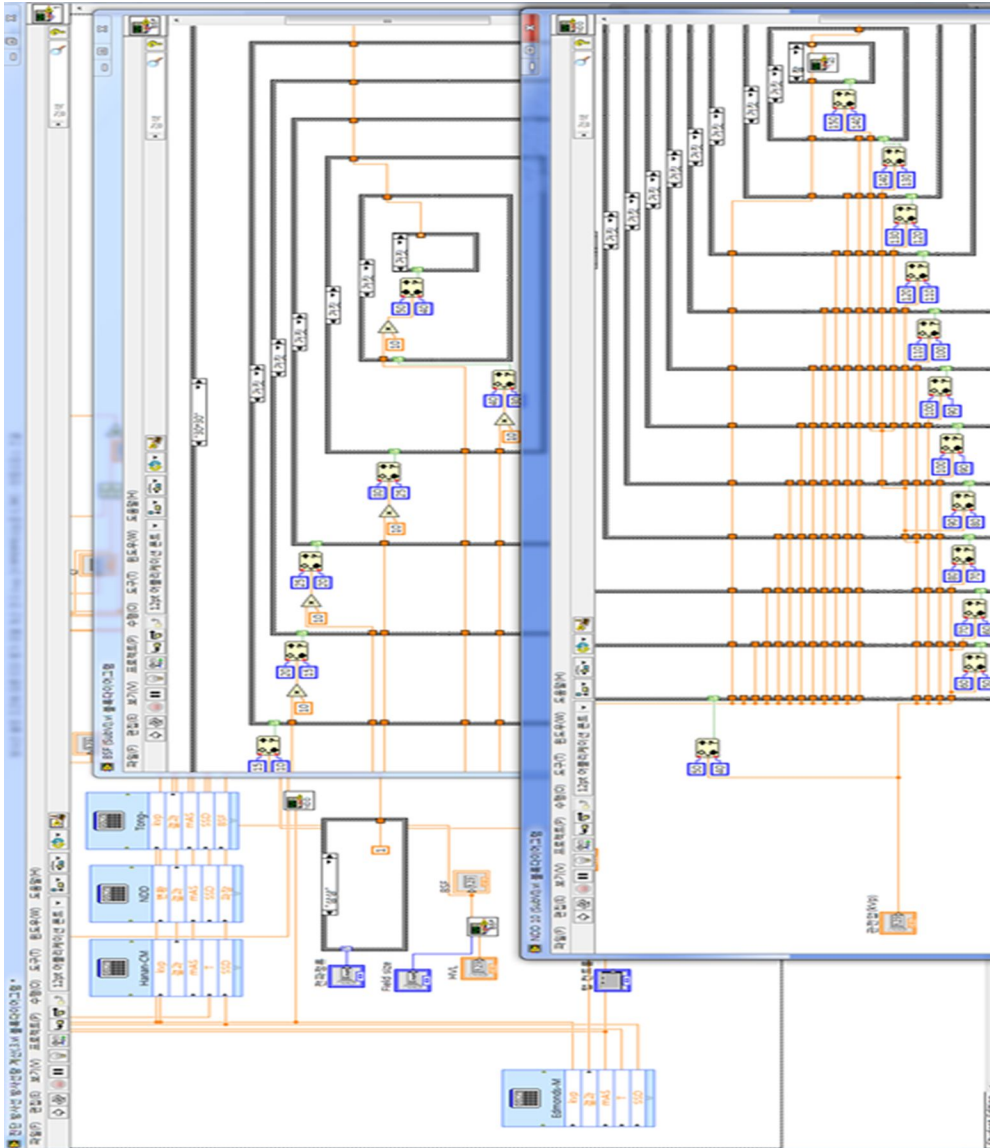


Figure 33. Source code of Calculation methods.

제7장. 고찰

인공 방사선의 대부분을 차지하는 의료용 방사선은 병원 외래 및 입원 환자에게 가장 기본적으로 시행되고 있는 흉부 X선 촬영에서부터 CT(Computed Tomography)와 PET(Positron Emission Tomography)까지 방사선 위험에 노출되어 있다. 이와 아울러 질병의 진단, 치료, 예방 등에 필수적인 중요한 역할을 하고 있기 때문에 방사선 피폭의 장해를 최소화하기 위한 노력이 필요하다. 방사선종사자가 피검자에게 조사되는 피폭선량을 정확히 알고 방사선 검사를 시행한다면 환자의 불안을 해소하고, 피폭선량 경감에 향상시키는 데 기여할 것이다[24]. 미국에서는 미국의학물리사협회(AAPM, American Association of Physics in Medicine)를 중심으로 환자선량 권고치에 대한 활동을 활발히 하고 있는데, 협회에서는 DRL이라는 용어보다는 참조값(Reference Value)이라는 용어를 사용하고 있다[25]. 1972년부터 NEXT(Nationwide Evaluation of X-ray Trend)라는 프로그램 아래 미국 식약청(US Food and Drug Administration)과 CRCPD의 협력아래 전국 규모의 환자선량 정보를 수집해오고 있다. 또한 1983년 이후 하나의 방사선 촬영 항목을 지정하고 자체 제작한 선량평가 모의체를 이용하여 방사선 선량을 측정하여 제시하고 있다. 초창기에는 chest, mammography, abdomen/LS spine, fluoroscopy에 중점을 두고 조사가 이루어 졌으나, 최근의 연구는 컴퓨터단층촬영, 소아환자촬영 등을 포함하고 있다. 참고준위는 AAPM를 중심으로 미국영상협회(ACR) 등 다양한 기관의 전문가로 구성된 테스크 포스팀에 의해 결정되었다. 참고준위는 흔하게 사용되는 일반방사선촬영(radiography), 투시방사선촬영(fluoroscopy), 컴퓨터단층촬영(CT), 치과영상 등을 포함한 9가지 방사선 촬영에 대하여 NEXT 자료를 중심으로 대략 75 백분위수 (75 percentile) - 80 백분위수 (80 percentile)에 해당하는 값으로 설정되었다. 영국은 영국방사선방호위원회(NRPB, National Radiological Protection Board)에 의해 전역에 걸쳐 환자의 방사선량을 측정하여 국가환자선량 데이터 베이스를 구축하였다. 일반 방사선 촬영의 경우에는 각각의 촬영에 대하여 ESD와 DAP를 측정하였으며, 투시방사선촬영의 경우에는 전체 검사 혹은 시술동안의 DAP와 투시촬영장치 사용시간(FT, fluoroscopy time)을 측정하였다. 이러한 실태조사를 통하여 환자의 방사선량 분포도를 작성하고 이를 바탕으로 국가 환자선량 권고량을 제안하고 있다[26]. IAEA에서는 방사선 검사시 최적화된 영상을 얻기 위한 안전 기준

아래 촬영 조건 기준에 따라 검사를 시행하고 있다. 진단참고준위를 모범등급(GL, guidance level)이라는 표현을 사용하며 기본 안전규정보고서를 발간하여 의료방사선에 대한 적절한 규제를 시행하고 있다[26]. 그러나 IAEA의 모범등급은 유럽 성인을 기준을 바탕으로 하고 있다[27-29]. 한국인의 체형, DR(Digital Radiography) 및 AEC(Auto Exposure Control)등에 따른 기술 발전에 따라 모범 등급이 고려되어야 한다. 진단 참고 준위를 설정을 위해 방사선 검사에서 발생 되는 환자의 조사량 측정하는 방법은 크게 2가지로 분류 한다. 미국의 Conference of Radiation Control Directors, Inc. (CRCPD)의 Technical White Paper: Monitoring and Tracking of Fluoroscopic Dose의 자료에 의하면 직접 측정 방법과 간접 측정법으로 분류하고 있다[30]. 직접 측정법은 일반적으로 인체 및 란도 팬텀 등으로 특정 위치에 유리소자 및 선량계를 배치하여, 선량을 기록하여 최대 피폭 선량을 제시한다. 국내에서는 의료방사선에 대한 직접 실태조사를 시행하고 진단참고준위 설정을 위해 유리선량계를 비롯하여 ion chamber, DAP meter, multi-detector-O system (Unfors)나 OSL Macrostar Reading system등을 통하여 측정하고 있다. 그러나 임상에서 피폭 선량 측정기를 보유하고 있는 시설은 극소수에 불과할 뿐만 아니라, 피검자에 피폭되는 선량을 정확한 값을 알려 주기 위해서는 측정 및 분석 시간이 많이 소요되는 단점이 있다. 이러한 이유 등으로 계산에 의한 환자 선량을 알기 위해 많은 연구가 선행되어 왔다. Edmonds의 표면 선량 계산은 관전압, 관전류, 반가층, SSD 측정이 되면 환자 표면선량을 도출해 낼 수 있다. 그러나 피부 선량에 대한 공기커마의 상호관계 및 후방산란시 에너지 흡수선량의 상호계수를 고려하지 않는 특징이 있다. 1998년에 연구한 Tung은 FAE와 후방산란을 고려한 피부에 대한 평균 에너지 흡수 계수 비율을 계산하여 ESD을 계산하였다. 그러나 Tung식은 제한된 field size와 HVL 때문에 실측 ESD와 오차가 발생한다. Mori에 의해 개발된 NDD-M법은 후방 산란선을 고려하며 단위를 mGy 로 사용하고, X선의 출력선량을 알지 못하더라도 X선 장치의 정류 방식별로 단상전파정류, 3상 전파정류, 인버터장치로 구분하여 각 관전압 및 총 여과별 계수별로 측정 그 값으로 계산을 할 수 있게 한 방법이다. Non Dosimeter Dosimetry에 의한 환자선량 추측 방법은 기존의 선량값을 표시하지 않는 방사선 발생장치에 있어서 환자 선량값을 추측하는 유용한 방법으로 활용이 가능하다. 하지만 실무의 현장에서 DICOM 정보를 파악하고 다시 계산을 하기에는 현실적인 어려움이 있다[31]. 이러한 간접적인 방식은 방사선 장비의 기술적인 요인 및 X선의 측정 방식에 대하여 정확한 정보를 가지지 못하면 정확한 피폭 선량을 평가할 수 없다. 또한 장치의 정도관리가 정확하지 않은 장치에서는 오차가 발생하는 특징

이 있다[32]. 또한 관전압은 10 kVp , 총 여과별 0.5 mmAl 두께로 나타내어 크게 세분화되지 못하였기 때문에 피검자가 검사하여 피폭되는 선량과 비교하는 데는 한계가 있다. Mori에 의해 개발된 NDD-M은 실측정한 선량과 가장 큰 오차가 있었다. 수정된 식은 기존 식에 관전압과 BSF, 고유 필터와 부가필터를 가중치 두어 실측량과 유사하게 표면선량을 도출해 내는 것이다. 피사체의 두께 부위가 두꺼워 질수록 관전압 및 관전류량의 증가로 관전압의 지수 a 및 BSF의 지수 b 가 증가한다. 요추 측면상이 a 가 2.17, b 가 1.34로 가장 컸으며, 손목 정면상의 경우 a 가 2.08, b 가 1.27로 가장 낮았다. 또한 거리보단 피사체의 두께로 인한 관전압의 증가에 BSF에 영향을 주는 것을 확인할 수 있었다. 본 연구에서 유리 선량계에 의한 ESD가 기존의 진단용 X선 출력선량에 의한 ESD보다 전체적으로 높게 나타났다. 진단용 X선 촬영 장치의 노후, 외부 전력의 불안정성, 촬영실 내부의 온도와 습도에 대한 변화로 인한 촬영 장치의 성능 저하로 출력의 불안정성의 요인으로 볼 수 있다. 그리고 관전압, 관전류, 조사시간에 대한 재현성 차이로 인하여 영상의 질 및 ESD에 영향을 미치기 때문이다. 오차를 줄이기 위한 우선 의료 정도 관리가 선행 되어야 할 것이다. 의료피폭에 선량관리가 소홀해진다면 과다 혹은 과소 노출로 직·간접적으로 환자 및 의료인에게 영향을 끼칠 것이다. 그러나 간접 측정법의 환자 선량 계산 모니터링의 완벽한 시스템을 구축할 수는 없다. 그렇다고 환자 전원을 직접 측정으로 피폭 선량을 측정하여 평가한다는 것은 현실적인 어려움이 있다. 따라서 각 일반 촬영 등에 있어서 그 병원에서의 평균 체격과 촬영 조건을 파악하고 란도 팬텀에서 선량을 측정하여 간접 방식의 선량 계산으로 환자 선량으로 환산하여 평가하는 것이 더 도움이 될 것이다. 이에 각 기능 등을 사용할 수 있는 가장 좋은 지표를 사용하여 환자의 방호를 구축하여야 할 것이다.

또한 진단방사선 분야에서 가장 큰 이슈중의 하나는 피폭선량을 경감시키는 동시에 진단정보를 최대화하는 방안에 관한 것이다. 현재 영국방사선방호위원회에서는 5년 주기로 환자 검사정보 정보(환자의 연령, 체중, 성별, 관전압, 필터, 조사조건 등)와 일반 방사선촬영, 중재적 시술을 포함한 투시방사선 촬영 등 피폭선량(입사표면선량, 면적선량, 투시촬영장치 사용시간) 분포도를 수집하여 피폭 선량 권고량을 다음과 같이 제안하고 있다. 일반 방사선 촬영의 경우, 참고 기준치 값의 ESD는 흉부 후전(chest PA) 0.13 mGy , 복부(abdomen) 3.54 mGy , 허리척추뼈 전후 촬영(L-spine AP) 4.15 mGy , 허리척추뼈 측면 촬영(L-spine lat) 8.99 mGy , 면적선량에서는 가슴 후전(chest PA) $110\text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$, 복부(abdomen) $2160\text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$, 허리척추뼈 전후 촬영(L-spine AP)

1330 $mGy \cdot cm^2$, 허리척추뼈 측면 촬영(L-spine lat) 2140 $mGy \cdot cm^2$ 로 영상 촬영시 피폭선량 평균치를 제시함으로써 피폭선량 경감에 노력을 기울이고 있다[33]. 본 연구에서는 피폭선량이 흉부 촬영을 제외한 영국의 권고량에 비해 모두 낮았다. 그러나 촬영조건을 제한하여 연구하였기 때문에 기준치로 정하여 비교하기는 어렵지만 부가필터에 따른 선량 참고 치에 유용할 것이다. 진단용 X선 촬영의 방사선 피폭을 줄이기 위한 방법으로 조사야 제한, 고관전압 촬영, 고유필터, 부가필터, 차폐 등 여러 방법으로 아날로그 및 디지털 X선 촬영에서 있어 왔으며 방사선을 이용한 다른 검사에서도 계속 되어 왔다. DR이 도입되었을 때에는 여러 종류의 촬영 판에 따른 방사선 조사량의 변화를 연구하였으며 필름 촬영과 비교하여 방사선 조사량을 감소시켜 왔다[34]. Van Soldt 등은 디지털 X선 촬영은 영상의 질은 아날로그 촬영보다 좋으나 방사선 피폭량은 매우 다양하여 기존의 아날로그 방식보다 더 많을 수도 있고 더 낮을 수도 있다고 하였다[35]. 일반적으로 여과판을 사용하면 저에너지 영역을 많이 흡수하므로 상대적으로 X선의 실효에너지는 상승하게 되고 피폭선량은 경감하게 된다. 진단용 1차 X선 beam의 최대 여과는 X선관 고유여과 위에 2 ~ 4 mmAl을 사용하고 있다. 관전압 50 ~ 70 kVp에서는 2 mmAl을 사용하며, 관전압 70 kVp이상일 때는 3 mmAl을 사용하고 있다. 관전압 100 kVp 이상일 때는 3 mmAl +0.25 mmCu을 사용하는 것이 적절하다고 보고된 바 있다[36]. 고관전압으로 촬영시 두꺼운 필터를 사용하면 평균에너지가 상승되어 영상의 대조도가 높아지는 장점이 있지만 영상의 노이즈 영향을 고려해야하므로 촬영 조건 또한 증가시켜야 한다. 이와 더불어 진단용 X선 촬영의 촬영 횟수에 따른 튜브의 열량(Heat Unit)을 고려해야하므로 적절한 두께의 여과판을 필요로 하게 된다. 고에너지 방사선 여과가 높은 구리 필터를 사용하는 것보다 구리에서 발생한 특성 방사선을 흡수하기 위한 알루미늄을 함께 이용한 복합 여과판 사용으로 면적 선량과 입사면 선량이 더 낮았다. 특성 방사선 에너지가 8 KeV 구리는 X선관 쪽에 알루미늄은 구리 아래에 놓여 특성 방사선에 따른 피폭선량을 감소시킬 수 있다.

의료영상저장전송시스템에 저장된 디지털 영상의 모든 필터링은 푸리에 변환에 의해 주파수 영역에서 행해지고, 선형필터링의 기초가 되는 푸리에 변환은 영상 개선, 영상 복원, 영상 데이터 압축 및 여러 응용분야에서 사용되고 있다. 영상을 디지털화 한 경우, 입력 영상의 농도 값이 이용 가능한 범위 내로 적절하게 스케일 되지 않는 경우에는 전체의 농도 레벨을 사용하지 않음으로써 실질적인 레벨 수 저하가 나타나 영상의 대조도가 낮아질 수 있다. 농도 값 전체가 사용되거나 농도 레벨 양 끝 단이 넘쳐나서

어두운 화소와 밝은 화소 값이 0 과 레벨의 최대치로 되면서 밝기의 차이가 없어져서 해당 부분의 상세함이 저하 될 수 있다. 또한 히스토그램 균일화 기법으로 인해 출력 영상의 각 농도가 동일한 화소수를 갖도록 필터링 할 수 있다[37]. 그러나 현실에서는 대부분 X선 촬영 시 진단용 X선 장비 및 의료 영상 저장 전송 시스템 정보를 간과한 채 촬영조건이 감소시킬수록 영상이 선명하지 않고 잡음이 증가하기 때문에 방사선사와 영상의학과 의사들은 X선 촬영을 할 때 상대적으로 과도 노출하는 경향이 있다고 한다[38]. 이 이유는 X선에 과다 노출되어 전반적으로 짙은 영상을 보이는 경우에는 모든 영상이 전산화되어 있기 때문에 농도를 조절하여 쉽게 적절한 영상으로 만들어 볼 수 있으나, 방사선 노출량이 적어 전반적으로 옅은 영상을 얻게 되면 농도를 조절하여도 적절한 영상을 만들기 어렵기 때문이다. 본 연구를 통해서도 필터에 따라 같은 조건을 촬영할 경우 방사선 피폭 선량 차이와 화소의 빈도수가 차이가 나타났지만 영상의 히스토그램의 가우시안 분포 곡선 차이는 거의 없다는 것을 확인할 수 있었다. 그러나 같은 검사라 하더라도 방사선촬영장비의 조건에 따라, 기기의 노후 정도에 따라, 외부 전력의 불안정성 그리고 촬영자에 의한 기술적 방법에 따라 환자에게 주는 피폭선량은 매우 다르게 나타난다. 국내외 연구 현황에서 자세한 데이터 수치는 없지만, 일례로 흉부방사선촬영에서 적게는 0.01 *mSv*에서부터 많게는 4 *mSv*까지 환자가 받는 피폭선량이 매우 다양하게 현실에서 측정되어지고 있다. 이러한 요소들에 의한 문제로 환자의 피폭으로 인해 많은 문제들이 초래할 수 있기 때문에 진단용 엑스선 촬영 장치의 기본적인 기기의 특성 및 세부 사항을 잘 숙지할 필요가 있다.

본 연구에서는 영상 의학 분야에서 기초가 되는 일반촬영에 대하여 실태조사를 시행하고 분석하여 LabVIEW기반의 선량 계산 프로그램을 구현하였다. ESD의 실측정을 위한 인력과 시간 소비를 줄일 수 있고, 수정된 간접 식을 통하여 근접한 ESD를 도출해 내고자 하였다. 이렇게 구현된 선량 계산프로그램은 실측량을 하지 않고 장비특성에 따라 환자의 피폭 선량을 구현할 수 있도록 결과물을 쉽고 빠르게 결과 값을 완성시킬 수 있다. 본 논문에서 구현한 선량 계산프로그램은 기존의 선량 계산식과 더불어 국내 의료 장비에 맞는 시스템을 구축하여 환자 선량 값을 추측하는데 유용한 방법으로 활용할 수 있다. 기존의 선량 계산프로그램과 달리 그래픽기반 언어인 LabVIEW을 사용함에 따라 사용자의 인터페이스 구현이 쉬울 뿐만 아니라 용이하게 쉽게 다가갈 수 있었다. 이 LabVIEW 프로그래밍 언어는 계측 및 자동화시스템에 최적화된 언어이기 때문에 표면선량 및 방사선 가중치에 따른 조직 유효선량, 촬영조건에 따른 영상 이미지 구현 등 다양한 측정하고 분석하여 의료피폭 분야에 효과적으로 활용될 수 있

을 것으로 판단된다. 하지만 선량 계산에 대한 인터페이스라는 측면에서 앞으로 개선해야 할 점들이 있다. 다양한 의료 장비 속에서 실내 환경, 촬영조건, 부가필터, X선 고전압 발생 방식 등 표면선량에 영향을 미칠 수 있는 좌우인자를 다양하게 고려하여 선량 계산에 보완하여 데이터를 인코딩할 수 있는 방법에 대하여 연구하고 이것을 본 연구에 구현한 선량 계산 프로그램에 추가해야 할 것이다. 결론적으로 본 연구에서는 LabVIEW 프로그래밍 언어를 사용하여 ESD를 구현하였고, 실측량 없이 선량 계산을 토대로 유효선량 및 영상을 보여줌으로써 의료 환경에 대한 실용가능성을 보였다. 앞으로 보다 많은 기능이 포함되어 다양한 분야에 적용할 수 있도록 발전되어야 할 것이다. 더 나아가 의료 교육환경에도 구축되어 방사선 피폭 및 방사선 진료 등에 관한 이해를 증진시킬 수 있도록 개발해야 할 것이다.

제8장. 결론

진단 방사선량 계산 모니터링 방법은 정확한 피부 선량을 평가하기 위해서 많은 요인들이 고려되어야 한다. 촬영 장비의 형태, 장비 설정조건, 장비의 상태 및 기능, 노후화 및 피폭 선량 감소 방안 적용여부, X선의 용량, X선관과 환자와의 거리, 그리드의 사용비율, X선 후방산란, 환자의 체형 및 방사선사의 인식 정도 등에 따라 선량 계산 및 피폭 선량에 영향을 미칠 수 있다. 이를 바탕으로 기존의 식에 수정된 식은 관전압, 고유필터, 부가필터, 그에 따른 BSF에 가중치를 두어 ESD를 도출해 냈다. 피사체의 두께 부위가 두꺼워 질수록 관전압 및 관전류량의 증가 때문에 수정된 식의 지수상수가 증가한다. 흉추 후면상 a 2.13, b 1.28, 흉추 측면상 a 2.17, b 1.34, 복부 정면상 a 2.14, b 1.33, 요추 정면상 a 2.16, b 1.33, 요추 측면상 a 2.17, b 1.34, 두부 정면상 a 2.08, b 1.28, 손목 정면상 a 2.08, b 1.27로 각각 나타났다. 요추 측면상의 지수가 가장 높은 반면에 손목 정면상의 지수가 가장 낮았다. 또한, 촬영 조건이 증가할수록 실측값과 간접 식간의 값과 편차가 커졌다. 손목 촬영 조건으로 인한 실측값과 수정된 식값과 평균차이는 $0.00 \pm 0.02 \text{ mGy}$ 이지만, 요추 측면상의 경우 $-0.12 \pm 0.38 \text{ mGy}$ 이 차이가 났다. 피폭 선량에 영향을 미칠 수 있는 오차의 원인을 제한하여, 관전압과 BSF에 대한 지수를 고려하여 ESD를 계산한다면 실측 선량과 편차를 줄일 수 있을 것이다. 또한, 환자 피폭선량 관리에 기여하여 선량 감소에 이바지 할 수 있을 것으로 사료된다.

부가필터에 따른 ESD는 부가 필터가 1 mmAl+0.2 mmCu에서 가장 높았으며, 0 mmAl에서 가장 낮았다. 그러나 PACS로 전송된 영상을 정량분석 해 본 결과 부가필터에 따른 연관성은 크게 없었다. 이러한 결과는 일반 X선 촬영 시 임상적으로 사용한 부가필터의 두께로 환자의 피폭 선량 또한 감소시킬 수 있는 방안에 기여할 수 있을 것이다. 이를 바탕으로 LabVIEW 선량 계산 프로그램 구현은 조작이 간편하여 누구나 손쉽게 사용할 수 있는 장점이 있다. 촬영 조건에 따른 ESD와 촬영 부위에 따른 영상을 나타냈다. 또한 조직 가중치에 따른 표면 선량을 구현하였으며, 다양한 간접 식을 통하여 진단참고준위를 비교하여 평가할 수 있다. 하지만 오차 변수를 줄이기 위한 의료 정도 관리를 병행하여야 직접 방식의 ESD에 근사치에 도달 할 수 있을 것이다. 이에 진단 방사선 촬영 환자 선량 평가 비교가 용이할 것이며 방사선 피폭 관리 및 평가 더 수월해 질 것이다. 추후 환자의 유효 선량 평가 및 선량 저감화 방안에 제시 할 수 있을 것이며, 국가 선량 관리 연구 방안 제시에 기여할 수 있을 것이라 사료된다.

참고문헌

- [1] S. E. Peters and P. C. Brennan, "Digital radiography, are the manufactures's settings too high?", Optimization of the Kodak digital radiography system with aid of the computed radiography dose index, Eur Radio, Vol.12, pp.2381-2387, 2002.
- [2] Japan society of radiological technology, Non-Dosimeter-Dosimetry (NDD) method, Ibaragi Branch office, Mito, 1996.
- [3] S. C. Kim, C. Y. Kim, and S. M. Ahn, "Calculation method of entrance skin dose in X-ray beam quality factor", the Journal of the Korea Contents Association, Vol.10, No.2, pp.258-267, 2010.
- [4] NRPB. A national survey of doses to patients undergoing a selection of routine X ray exposures in English hospitals Chilton, UK: National Radiological Protection Board; NRPB-R200, 1986.
- [5] CRCPD. Nationwide evaluation of x-ray trends (NEXT): Evaluation of past impact, current status, and future plans. Frankfort, KY: Conference of Radiation Control Program Directors; CRCPD Publication 90-5, 1990.
- [6] ICRP. Radiological Protection and Safety in Medicine. International Commission on Radiological Protection; ICRP Publication 73, Ann ICRP 26/2, 1996.
- [7] ICRP: 1990, "Recommendations of the International Commission on Radiological Protection", Publication 60, Annals of the ICRP Vol.21, Np. 1-3, Pergamon Press, Oxford, 1991.
- [8] Korea Food & Drug Administration, Development of Guideline and Estimation on the Patient Dose in Chest Radiography, 2006.
- [9] Korean Association for radiation application, 방사선취급기술기초, pp.29-30, 2000.
- [10] Nuclear Training& education center, 방사선 장애와 방호, pp.59-60, 2009.
- [11] Ministry of Food and Drug Safety, Standard protocol of General Radiography in Korea, 2014.
- [12] Ko Shin Gwan *et al.*, Radiation physics, pp.240, 2000.
- [13] Kim Nyun Su, Automatic gas measurement experiment system using the LabVIEW, Kyungpook National University, 2014.

- [14] Hwang Hyo chang, The Study on Application of LabVIEW Simulation about Photoelectric Effect, Daegu University, 2007.
- [15] 박상훈, LabVIEW를 이용한 TV 측정 자동화 시스템 구현, 아주대학교, 2011.
- [16] Lim Seok Yun, Angle analyzer of the encoder by using LabVIEW program, Pusan National University, 2011.
- [17] Technical Report: Explanation Material of RPL, Glass Dosimeter, Small Element System, Asahi Technev Glass corporation, 2000.
- [18] IR Edmons, "Calculation of patient skin dose from diagnostic X-ray procedures", Br J Radiol 57, pp.733-744, 1984.
- [19] Saad Abdulrahman A. Al-Shehri, Assessment of beam characteristics of some X-ray units at Security Forces Hospital and their applications in paediatric dose calculation, King Saud University, 2006.
- [20] Chunan, J. Tong, H. Tsai, "Evaluations of Gonad and Fetal Doses for Diagnostic Radiology", Proc. Natl. Sci. Counc. ROC(B) 23(2), pp.107-113, 1999.
- [21] Hanan Fawaz Akhdar, Assessment of Entrance skin dose and effective dose of some routine Examinations using calculation technique, King Saud University, 2007.
- [22] Harrison R M, "Backscatter factors for diagnostic radiology (1-4 mmAl HVL)", Phys . Med . Biol ; Vol 27. No 12, pp.1465-1474, 1982.
- [23] Japan society of radiological technology: Non-Dosimeter-Dosimetry (NDD) method, Ibaragi Branch office, Mito, 1996.
- [24] International Atomic Energy Agency: International basic safety standards for protection against ionizing radiations and for safety of radiation sources. IAEA Safety Series No. 115-1, IAEA, Vienna, 1994.
- [25] Gray JE, Archer BR, Butler PF, Hobbs BB, Mettler FA, Pizzutiello RJ, Schueler BA, Strauss KJ, Suleiman OH, Yaffe MJ, Re AAPMTG, "Reference values for diagnostic radiology: Application and impact", Radiology 235, pp.354-358, 2005.
- [26] HPA. Dose to patients from radiographic and fluoroscopic x-ray imaging procedures in the UK - 2005 Review. Chilton, UK: Health Protection Agency; HPA-RPD-029, 2007.
- [27] P.C.Shrimpton, B,F,Wall, D.G.Jones, *et al.*, A national survey of doses to patients undergoing a selection of routine x-ray examinations in English hospitals. NAPB-R200. National Radiological Protection Borad, Oxon, 1986.

- [28] National Radiological Protection Board: Patient doses reduction in diagnostic radiology. Documents of the NCRP. 1(3), 1990.
- [29] The Institute of Physical Sciences in Medicine (IPSM), NRPB and College of Radiographers (CR), National protocol for patient dose measurement in diagnostic radiology. NRPB, Oxon, 1992.
- [30] Technical White Paper: Monitoring and Tracking of Fluoroscopic Dose, CRCPD Publication #E-10-7, 2010
- [31] Sung Dong Wook, 방사선의료 장비에 의한 환자 피폭 관리 방안 연구, The Korean Society of Radiology, pp.73, 2012.
- [32] Kim sung chul, Kim chong yeal, Ahn sung min, "calculation method of entrance skin dose in X-ray beam quality factor", the Journal of the Korea Contents Association. 10(2), pp.258-267, 2010.
- [33] Hart D, Hillier MC, Wall BF HAP, "Dose to patients form radiographic and fluoroscopic X-ray imaging procedures in the UK-2005 Review Chilton", UK: Health Protection Agency, HPA-RPD-029, pp.1-89, 2007.
- [34] Bacher K, Smeets P, Bonnarens K, De Hauwere A, Verstraete K, Thierens H, "Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film-screen radiography and phosphor-based computed radiography", Am J Roentgenol, 181, pp.923-929, 2003.
- [35] Van Soldt RTM, Zweers D, van den Berg L, Geleigns J, Jansen JTM, Zoetelief J, "Survey of posteroanterior chest radiography in The Netherlands: patient dose and image quality", Br J Radiol, 76, pp.398-405, 2003.
- [36] Choi KM, Shin SI, Yoon JM, Kim SC, Lee SS, Huh J, "The Reduction of Radiation Dose Using Key-Filter in Chest Radiography", Journal of Korean Society of radiological technology, 19(2), pp.67-70, 1996.
- [37] R. C. Gonzales, R.E. Woods and S.L. Eddins, Digital Image Processing using MATLAB, Prentice-Hall, 2003.
- [38] Peters SE, Brennan PC, "Digital radiography: are the manufacturer's settings too high? Optimization of the Kodak digital radiography system with aid of the computer radiography dose index", Eur Radiol, 12, pp.2381-2387, 2002.