

MS EXCEL 및 Bit system을 이용한 피부선량 계산 프로그램의 제작 및 응용

— Production and Application of the Dose Calculation Program which used MS EXCEL and Bit System —

가천의과대학과 방사선학과 · 전북대학교 방사선과학기술학과¹⁾

김성철 · 김종일¹⁾

— 국문초록 —

전리방사선을 이용한 의료진단검사는 장치의 발전과 더불어 환자의 삶을 개선시키고 의료검사의 혁명을 가지고 왔다. 하지만 이러한 의료영상의 발전은 대중에 의한 전리방사선피폭의 증가의 원인이 되었다. 이러한 가운데 ICRP에서는 각 국가 및 지역의 실정에 맞게 진단참고준위를 사용하도록 권고하고 있으며, 우리나라에서도 2007년 식품의약품안전청에서 환자선량측정 가이드라인을 제시하였다. 하지만 임상에서는 대부분 선량계가 없어 X선 검사시 환자피부선량을 알 수가 없는 것이 현실이다. 이에 저자는 bit system을 이용하여, PC상에서 엑셀프로그램을 이용하여 간단하게 환자선량을 알 수 있게 프로그램화 하여 그 유용성을 검토하였으며, 그 결과 실측값과 계산값은 약 10% 정도의 차이로 우수한 결과를 나타내었다.

중심 단어: 피부선량, 비트시스템, MS Excel, 진단참고준위

I. 서 론

국제방사선방호위원회(International Commission on Radiological Protection ; ICRP)는 방사선방호체계를 적용함에 직업상 피폭, 공중의 피폭, 그리고 의료상의 피폭으로 구분하고, 직업상의 피폭과 공중의 피폭에 대해서 개인선량한도를 설정하여 피폭관리를 수행할 것을 권고하고 있지만, 의료상 피폭은 행위가 정당화 된다면 선량한도를 적용하는 것이 종종 환자의 이로우를 제한하는 요소

로 작용할 가능성을 배제할 수 없으므로 부적절한 것으로 판단해 왔다. 이러한 이유로 진단목적으로 사용되는 저선량의 진단 X선 노출로 인한 리스크는 사실상 간과되어 온 것이 현실이다. 그러나 평균적 개인이 피폭하는 방사선의 큰 부분을 차지하는 것이 의료상 피폭이고, 의료상 피폭도 방호최적화의 대상이므로 점차 의료상 피폭에 대한 관심이 증가되고 있다¹⁾.

또한 의료용 X선 검사는 세계적으로 연간 5~15%씩 증가하고 있으며 이러한 증가율인 경우 6~8년마다 약 2배의 증가를 이루게 된다는 보고도 있다²⁾.

이러한 가운데 국제방사선방호위원회에서는 각 국가 및 지역의 실정에 맞게 진단참고준위를 사용하도록 권고하고 있으며³⁾, 우리나라에서도 2007년 식품의약품안전청에서 환자선량측정 가이드라인을 제시하였다⁴⁾. 하지만 임상에서의 선량계가 없는 병원이 대부분이며, 이러한 이유로 선량계가 없는 상태에서 환자선량을 예측하기 위한 여

*접수일(2008년 12월 23일), 심사일(2009년 2월 6일), 확정일(2009년 2월 26일)

책임저자: 김성철, (406-110) 인천시 연수구 연수동 534-2
가천의과대학 방사선학과
Tel : 032-820-4364, Fax : 032-820-4361
E-mail : sckim@gachon.ac.kr

교신저자: 김종일, (561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동 1가
전북대학교 방사선과학기술학과
Tel : 063-270-3433, Fax : 063-270-3434
E-mail : kimbo@chonbuk.ac.kr

러 가지 방법들^{1,5-8)}이 연구되고 있으나 실제 임상에서 환자 검사시 선량을 계산하기 위한 방법들은 표를 찾거나 또는 계산을 요구하게 되어 쉽지 않은 것이 현실이며, 그 중 bit system과 NDD-M법은 간단한 계산으로 선량값을 알 수 있다. 하지만 bit system은 장치의 출력선량을 알고 있어야지만 선량을 계산할 수 있으며, 1 비트(bit)값은 선량의 2배(100%)에 해당하는 값으로 bit system의 각 비트값은 20%의 차이인 0.2 비트단위로 계산되어 있어 정확도가 떨어질 수 있다. NDD-M법은 출력선량을 몰라도 장치의 정류방식에 따라서 계산을 할 수 있으나, 관전압의 범위가 10 kVp 단위로 나타나 있고, 또한 장치 성능 변화에 따른 출력선량의 변화 등이 있는 경우에는 큰 오차가 발생할 수 있다.

이에 저자들은 bit system⁸⁾의 원리를 적용하여, 단점인 비트단위를 0.1 비트로 세분화 하였고, 장치의 출력선량을 모르는 경우가 대부분이므로 현재 국내에서 사용되고 있는 정류방식별 출력선량을 실측하여 그 평균값으로 장치의 선량을 대신 할 수 있도록 하여 정확도를 높여 실험을 한 후, 개인용 컴퓨터에서 엑셀(MS Excel)프로그램을 이용하여 간단하게 피부선량을 알 수 있게 프로그램화 하였으며, 그 유용성을 검토하여 보았다.

II. 실험방법

1. 장치정류방식별 출력선량의 측정

임상에서 사용 중인 X선장치의 정류방식별 평균 출력선량을 측정하기 위해 진단용 방사선안전관리 검사 후 적합판정을 받은 장치를 대상으로 정류방식별로 단상장치 15대, 인버터장치 15대를 선정하여 총 30대의 장치를 대상으로 측정 하였다.

장치의 출력선량은 총여과를 2.5 mmAl로 동일하게 조정 한 후 관전압 80 kVp, 관전류 100 mA, 조사시간을 0.1sec로 하였으며, 초점-선량계간 거리는 100 cm, 조사면적은 20×20 cm²으로 하였다. 또한 바닥으로부터의 산란선 영향을 없애기 위해 그림 1과 같이 바닥에는 납판을 깔고 선량계는 바닥으로부터 20 cm를 띄운 후 실험하였으며, 선량계는 Radcal사의 2026C Reader와 chamber는 20X 6-60E(chamber volume - 60 cc)를 사용하였다.

2. 엑셀에 의한 bit system의 자동계산 프로그램화

bit system의 각 비트값은 각 조건별 대응값인 관전압

[kV], 관전류량[mAs], 초점-피사체간 거리(FOD)[cm], 총여과[mmAl], 출력[mR/mAs] 및 추정 피부선량[mR]을 0.1 비트단위로 나누어 각 대응조건을 더욱 세분화 하여 프로그램에 입력하였다.

또한 임상에서는 장치의 출력을 모르는 경우가 대부분이므로 장치의 출력선량 아이콘을 [정류방식(출력선량)]으로 만들어 출력선량을 모를 경우 장치의 정류방식을 단상 및 인버터중에서 선택할 수 있게 하였다. 이때 단상 및 인버터장치의 선택시 출력선량값은 정류방식별 출력선량 측정결과의 평균값으로 사용하였다.

이렇게 각 조건별 다섯 가지의 촬영조건을 선정하면 바로 피부선량을 나타낼 수 있게 프로그램을 만들었다 (Fig. 2).



Fig. 1. Arrangement diagram to measure the output x-ray dose

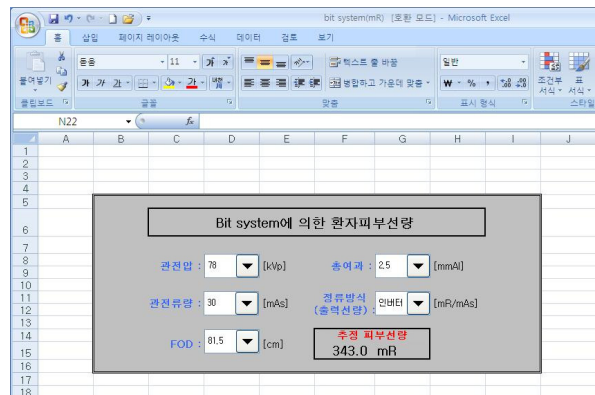


Fig. 2. Program for the skin dose of the patients using MS Excel

3. 임상 촬영조건에 따른 실측값과 계산값의 비교

임상에서 실제 환자를 촬영하는 조건으로 피부선량을 실측한 후에 제작된 프로그램을 이용하여 계산된 값과의 차이를 알아보았다.

이때 실험에 사용된 장치는 출력선량 측정에 사용된 장치를 제외하고 측정하였으며, skull AP, abdomen, chest PA 등 3가지 검사부위를 대상으로 각각 5대의 인버터장치에 서의 평균값으로 비교하였다.

III. 결과 및 고찰

임상에서 사용 중인 X선장치의 출력선량을 측정된 결과 단상장치의 출력선량은 3.81~6.40 mR으로 평균 4.84 mR으로 나타났으며, 인버터장치의 경우 6.82~13.21 mR의 차이로 평균 9.06 mR의 선량값이 측정되었다(Table 1).

Table 1. Output x-ray dose for each rectifier

Equipment \ Output (mR)	Min.	Max.	Ave.
Single phase	3.81	6.40	4.84
Inverter	6.82	13.21	9.06

또한 정류방식별로 측정된 출력선량의 평균값을 엑셀 프로그램에 입력하여 피부선량 계산프로그램을 완성하였으며, 임상에서 촬영하는 조건에서의 실측선량과 프로그램을 이용한 선량을 비교하여 보았다. 그 결과 임상에서 각 부위별 촬영조건은 Table 2와 같이 skull AP는 평균

77.7 kVp, 30 mAs로 촬영하였으며, 이때 피부선량의 실제 측정값은 312.1 mR이었고 프로그램에 의한 값은 343.0 mR으로 약 10% 정도의 오차를 나타냈다. 그리고 abdomen은 76.8 kV, 28 mAs로 검사하였으며, 실측선량과 계산선량은 각각 288.1 mR과 320.0 mR으로 역시 10%의 오차를 나타내고 있었으며, chest PA 또한 실측선량과 계산선량이 23.5 mR과 26.0 mR으로 10%의 오차로 양호한 결과를 보였다. 실측값과 계산된 값에서의 차이가 발생하는 이유는 X선장치의 정류방식별 출력선량이 장치마다 차이를 보이고 있으며, 프로그램의 값은 관전압 및 두께 등 각 변화인자가 1단위까지 정확하게 나누어 지지 않았기 때문에 발생하는 값으로 생각되며, 추후 더욱 세분화된 계산 방법이 필요하리라 사료된다.

또한 각 부위별 피부선량을 국제원자력기구(International Atomic Energy Agency ; IAEA)의 권고준위⁹⁾와 비교하기 위해 R-rad 변환계수값인 0.876¹⁰⁾을 이용하여 mSv로 변화시켜 비교한 결과 권고준위에 비해 훨씬 적은 값을 나타내었다. 이때 선량값의 변화는 공기의 질량에너지흡수계수에 대한 조직의 질량에너지흡수계수에 따른 오차 및 피부면에서의 후방산란계수 등을 고려하지 않은 단순 비교를 하였다.

bit system은 1970년 듀폰사의 Robert trinkle에 의해 개발되어 Du Pont bit system으로 불리며, 여러 번의 수정과정을 거쳐 왔다. bit system은 방사선영상의 수많은 관여인자인 대조도, 거리, 해부학적 두께, 관전압, 관전류량, 병리학, 그리드, 현상시간 등을 활용하여, 로그에 기초를 두어 개발되었으며, 기본원리는 간단하게 확정된 비트값에 의해 다양한 영상관여인자의 조합에서 동일한 비트값을 선정하여 비슷한 진단영상을 얻을 수 있으며, 또한 bit system은 매우 근접한 피부선량을 계산할 수도

Table 2. Comparison on radiation between the measured dose and MS Excel program

Region	kVp	mAs	Pt. Thickness (cm)	FSD (cm)	Skin dose (mR/mSv)			IAEA guidance levels (mSv)
					Measured	Calculated	Average error	
Skull AP	77.7	30	17.6	82.4	312.1/ 2.734	343.0/ 3.005	0.91	5
Abdomen	76.8	28	19.8	80.2	288.1/ 2.524	320.0/ 2.803	0.90	10
Chest PA	103.3	5	20.4	159.6	23.5/ 0.206	26.0/ 0.228	0.90	0.4

있다¹¹⁾. 하지만 bit system은 측정하고자 하는 X선장치의 출력선량을 모르면 피부선량을 알 수 가 없기 때문에 반드시 출력선량을 측정해야 하는 단점이 있다.

NDD법은 Brich가 발표한 30~150 kV 사이의 관전압, 필터의 두께, 타깃각도 등에 따라 선질을 계산하는 이론적 방법에 기초를 두고 Mori 등에 의해 개발된 방법으로 NDD-M factor는 필터의 두께가 1.5~9.0 mmAl, 40~150 kV 사이의 관전압에 대해 정류방식이 단상, 삼상, 인버터인가에 따라 다음 식에 의해 구해진다¹⁰⁾.

$$D = NDD - M(f) \times mAs \times \left(\frac{1}{FSD} \right)^2 [mGy]$$

D : 입사선량(mGy)

NDD-M(f) : NDD-M factor

mAs : 관전류(mA) × 조사시간(second)

FSD : 필름-피부간 거리(m)

NDD-M법의 문제점은 관전압의 범위가 10 kVp의 단위로 계수값이 정해져 있어 계산하는 사람에 따라 오차가 발생할 수 있으며, 동일한 정류방식의 X선장치일 경우에도 장치의 출력선량이 많이 차이가 나는 경우에는 큰 오차가 발생할 수 있는 단점이 있다.

IV. 결 론

전리방사선은 의료 진단의 목적으로 100년 이상 사용되어왔으며, 의료진단의 이용에 따른 이득은 그에 따른 손실을 확실하게 초과하고 있다. 또한 최근에는 다중 디텍트에 의한 컴퓨터단층촬영(CT)과 다기능의 X선장치 및 핵의학 영상학 등과 같은 괄목할만한 장치의 발전과 새로운 검사방식 등을 통해 환자의 삶을 개선시키고 의료검사의 혁명을 가지고 왔다. 하지만 다른 한편으로는 이러한 드라마틱한 의료영상의 발전은 대중에 의한 전리방사선피폭의 증가를 가져왔다¹²⁾. 이렇게 의료검사에 의한 피폭이 계속해서 증가되고 있는 시점에서 환자의 선량의 감소를 위한 노력은 여러 방법¹³⁻¹⁵⁾으로 진행되고 있다. 하지만 임상에서는 정작 진단 X선 검사시 환자에게 주어지는 선량이 얼마인지는 정확히 모르는 것이 현실이다. 그 이유는 대부분의 의료시설에서 환자선량을 측정할 만한 선량계가 없으며, 선량계 없이 선량을 계산하는 방법 등이 있으나 복잡한 프로그램이나 또는 표를 찾거나 하는 등의 번거로운 방법을 택해야 한다.

이에 저자 등은 개인용 컴퓨터의 엑셀프로그램과 bit

system을 이용하여, 간단하게 촬영조건을 입력함으로써 환자선량을 알 수 있게 프로그램화 하였으며, 실제 임상에 적용하여 실측값과 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 실측선량과 프로그램을 이용한 계산선량의 값은 검사 부위별로 약 10%의 오차를 보여 우수한 결과를 보였다.
2. 엑셀프로그램이 있는 개인용 컴퓨터에서는 쉬우면서도 빠르게 환자선량을 알 수 있다.
3. skull AP, abdomen, chest PA 각 부위별 선량은 국제원자력기구 권고준위에 비해 매우 낮은 값을 나타냈다.

참 고 문 헌

1. 김우란, 이춘식, 이재기 : 진단X선에 의한 성인의 진단행위별 유효선량평가, 방사선방어학회지, 27(3), 155-164, 2002
2. 大塚昭義 : X線検査における 患者被曝低感 の技術的研究, 日本放射線技術學會雜誌 39(5), 760-778, 1983
3. ICRP supporting Guidance 2 : Diagnostic reference levels in medical imaging : Review and additional advice, ICRP committee 3, 33-52, 2002
4. 식품의약품안전청 : 환자선량측정 가이드라인, 방사선안전관리시리즈 No. 14, 1-44, 2007
5. 김정민, 석진용 : 촬영조건에 의한 환자 피폭선량의 자동계산 프로그램, 대한방사선기술학회지, 25(2), 35-38, 2002
6. 김정민, 허준, 임태랑, 석전유치, 앵정달야 : 흉부 X선 사진농도로 부터 표면선량을 산출하는 방법, 대한방사선기술학회지, 22(1), 13-20, 1999
7. Japan society of radiological technology Ibaragi branch office : Non-Dosimeter-Dosimetry(NDD) Method, Japan society of radiological technology Ibaragi branch office, Mito, 1996
8. 김정민, 김성철, 최종학 외 : 방사선영상정보학, 신광출판사, 141-145, 2008
9. IAEA : International basic safety standards for protection against Ionizing radiation and for the safety of radiation sources, IAEA safety series No. 115, 1996

10. 김유현 : 입사표면선량 측정방법과 방사선사의 역할, 방사선기술과학, 28(3), 173-191, 2005
11. Richard R. Carlton, Arlene M : Adler Principles of radiographic imaging, 4th ed : 499-500, 2006
12. E. Stephen Amis, Priscilla F. Butler, Kimberly E. Applegate : American college of radiology white paper on radiation dose in medicine, Journal of the american college of radiology, 4(5), 2007
13. 김성철, 최강목, 신성일, 윤종민, 이선숙, 허준 : X선 피폭선량 경감용 Key-filter의 평가, 대한방사선기술학회지, 20(1), 61-64, 1997
14. Okka W. Hamer, Claude B. Sirlin, Michael Strotzer, Ingitha Borisch, Niels Zorger, Stefan Feuerbach, Markus Volk : Cheat radiography with a flat-panel detector : Image quality with Dose Reduction after copper filtration, Radiology, 237(2), 691-700, 2005
15. 김영근 : X선 진단영역에서 중원소(Ho) 여과판 사용에 따른 피폭선량감소와 대조도개선에 관한 연구, 23(1), 91-96, 2000

• Abstract

Production and Application of the Dose Calculation Program which used MS EXCEL and Bit System

Sung-Chul Kim · Chong-Yeal Kim¹⁾

Department of Radiological Science, Gachon University of Medicine and Science

¹⁾*Department of Radiation Science & Technology, Chonbuk National University*

The medical diagnostic examination using ionizing radiation has improved the patients' life and brought revolution in medical examination along with the mechanical development. However, the development of medical imaging systems has also been the reason to increase the patients' exposure for ionizing radiation. ICRP recommends that each country adopts diagnostic reference levels depending on regional and national situations. The Korea Food & Drug Administration suggested the dosimetry measurement guideline for patients in 2007. Nonetheless, in reality, it is hard to know the skin dose of the patients when applying a x-ray since there is no radiation dosimeter in most of clinical situation. Therefore, this study sets a program based on the bit system to figure out easily the skin dose of a patients using MS Excel program in the PC setting. The results showed 10% better outcome.

Key Words : skin dose, bit system, MS Excel, diagnostic reference levels

