ISSN (Print) 1598-5385
ISSN (Online) 2233-6648
≪해설논문≫ Journal of the Korean Magnetics Society 30(6), 225-232 (2020) https://doi.org/10.4283/JKMS.2020.30.6.225

Understanding the Basic Principles of Computerized Tomography

Min-chelol Jeon
Dept. of Radiology, Daejeon Health Institute of Technology, Daejeon 34504, Korea

Jae-Seok Kim
Dept. of Radiology, Ajou University Hospital, Suwon 16499, Korea

Jae-Uk Jang
Dept. of Radiation Oncloogy, Chungnam National University Hospital, Daejeon 30515, Korea

Bo-Kyoung Song
Dept. of Occupational Therapy, Kangwon National University, Samcheok 25949, Korea

Man-Seok Han*
Dept. of Radiological Science, Kangwon National University, Samcheok 25949, Korea

(Received 4 November 2020, Received in final form 14 December 2020, Accepted 14 December 2020)

In computed tomography, X-ray attenuation occurs by various organs that make up the human body. The attenuated data is used to create an image that we can observe with our eyes. In the process, the patient is exposed to radiation that cannot be avoided. Recent research is trying to improve the image quality while reducing the radiation exposure dose to the human body. Therefore, reconstruction algorithms of various methods are newly introduced. In the future, along with the development of a reconstruction algorithm, it is expected that the development of a detector that realizes an image of excellent quality with a small dose is expected.

Keywords : computed tomography, X-ray, attenuation, reconstruction algorithm, exposure dose

전산화단층촬영의 기본 원리 이해

전민철
대전보건대학교 방사선과, 대전시 동구 충정로 21, 34504

김재석
아주대학교병원 영상의학과, 경기 수원시 영통구 월드컵로164, 16499

장재욱
충남대학교병원 방사선종양학과, 대전시 중구 문화로 282, 30515

송보경
강원대학교 작업치료학과, 강원 삼척시 도계읍 황조길 346, 25949

한만석*
강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 도계읍 황조길 346, 25949

(2020년 11월 4일 받음, 2020년 12월 14일 최종수정본 받음, 2020년 12월 14일 게재확정)

© The Korean Magnetics Society. All rights reserved.
*Corresponding author: Tel: +82-33-540-3383,
Fax: +82-33-540-3389, e-mail: angio7896@naver.com

전산화단층촬영은 인체를 구성하고 있는 각종 장기들에 의해 X선 감약이 발생한다. 감약된 데이터는 우리가 눈으로 관찰할 수 있는 영상으로 구현하는데 사용된다. 그 과정에서 환자는 피할 수 없는 방사선 피폭을 받게 되는 것이다. 최근의 연구는 인체의 방사선 피폭선량을 감소시키는 반면 영상의 화질을 개선시키고자 노력하고 있다. 따라서 다양한 방법의 재구성알고리즘이 새롭게 선보이고 있다. 앞으로는 재구성 알고리즘의 개발과 더불어 적은 선량으로 우수한 화질의 영상을 구현하는 검출기의 개발이 될 것으로 기대된다.

주제어 : 전산화단층촬영, X선, 감약, 재구성알고리즘, 피폭선량

I. 서　　론

전산화단층촬영(Computer tomography, CT)[Fig. 1]은 X-ray를 이용하여 피사체를 촬영한 후에 이를 단면 영상으로 복원하여, 피사체를 자르지 않아도 내부 단면을 관찰할 수 있게 해 주는 기술이다[1]. 피사체의 횡단면을 주사하여 각각의 단면상을 3차원적으로 구별할 수 있도록 각 조직의 흡수 차이를 컴퓨터가 수학적 연산방식을 이용하여 영상을 재구성하는 촬영 기법이다. 횡단면 방향으로 얇은 X-선속을 여러 방향에서 주사하여 투과한 X-선의 흡수 차이를 일반 X-선 필름 대신에 검출기로 데이터를 측정한다. 측정된 아날로그 신호를 디지털화한 후 컴퓨터로 산술적 연산방식을 이용하여 처리한 다음, 각각의 흡수차이를 2차원 영상으로 재구성하여 보여주는 것이다[2]. 본 글에서는 전산화단층촬영의 기본 원리, 재구성, 선량 표시 및 듀얼에너지를 통하여 전산화단층촬영의 이해하고 도움을 주고자 한다.

II. 전산화단층촬영의 물리학적 원리

1. X선 발생원리

X-선은 고속으로 가속된 전자가 어떤 물체에 충돌하면서 그 에너지 변환에 의하여 발생한다. X-선을 발생시키기 위해서는 전자를 발생시키고, 이 전자를 높은 전압차에 의해 가속시켜 결국 어떤 표적(Target)에 충돌시켜야 한다. X-선관의 외부는 고압절연 내력이 좋고 열팽창계수가 작은 경질유리인 붕소규산염 유리(Borosilicate Glass)로 구성되었으며, 내부는 고진공도(10^{-7} mmHg 정도)가 유지되어야 한다. 주요한 부분으로서는 열전자를 발생시키는 필라멘트가 있는 음극(Cathode)과 전자가 충돌하는 표적이 있는 양극(Anode), 그리고 이들을 둘러싼 유리 용기로 되어 있다[3]. 음극에는 전자를 방출하는 텅스텐 필라멘트와 이것을 집속한 집속전극이 있고, 양극에는 장방형의 텅스텐이 판형으로 끼워 넣어져 있다. 표적에 전자가 충돌하여 X-선이 발생하는 부분을 초점이라 하고, 표적 물질로서는 X-선 발생효율이 좋은 조건으로서 원자번호가 커야 하며, 표적에서 전자가 가지고 있던 에너지의 대부분(99% 이상)이 열로서 잃게 되므로 고 온도에 견딜 수 있는 텅스텐(원자번호: 74, 용융점: 3,370 ºC, 비등점: 5,900 ºC)이 사용된다[4]. 그리고 X-선 빔의 감쇠를 줄이기 위해 원자번호가 작고 얇은 베릴륨 창을 사용한다[5].

Fig. 1. (Color online) Computed tomography (somatom force, siemens) [6].

가속된 열전자와 표적 물질과의 상호작용을 통한 X-선의 발생을 원자론적으로 접근하면 원자의 구조는 크게 원자핵과 궤도전자로 나눌 수 있고 원자핵 내에는 양성자(P)와 중성자(n)로 구성되어 있으며 원자핵을 중심으로 일정한 궤도를 회전하는 전자(e)들이 위치하고 있다. 이러한 중성 원자를 대상으로 고전압에 의해 가속된 열전자가 표적에 입사하게 되면 열전자와 물질간의 상호작용을 통하여 크게 두 종류의 엑스선(제동방사선, 특성 X선)을 방출하게 된다.

$$E_k = MC^2 - MoC^2 = \frac{MoC^2}{\sqrt{1-\left(\frac{V}{C}\right)^2}} - MoC^2 \qquad (1)$$

이때 가속된 열전자의 운동에너지는 식(1)과 같다. 여기서 E_k는 열전자의 운동에너지이며 M은 질량, M_0는 정지질량, V는 속도, C는 광속을 말한다[7].

2. 감약(attenuation)

감약(attenuation)이란 X선이 물체를 투과하면서 일부 광자는 흡수되고 일부는 산란되어 X선 속의 강도가 낮아지는 것

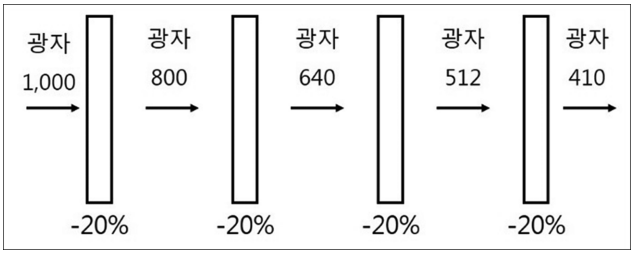

Fig. 2. The attenuation of monochromatic radiation.

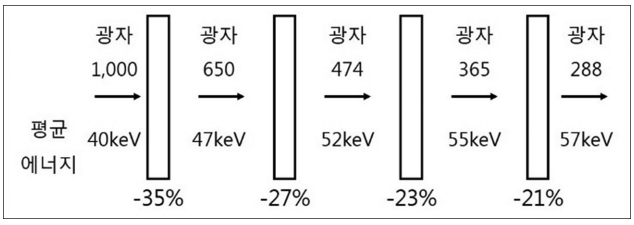

Fig. 3. The attenuation of polychromatic radiation.

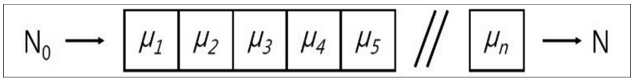

Fig. 4. Linear attenuation coefficient.

을 말한다. X선의 강도는 X선 광자의 수(quantity)와 X선 광자의 에너지(quality)를 곱하여 표시한다. CT에서의 감약은 물질의 단위중량당 전자수(electrons/gram), 조직의 원자번호(Z), 조직의 밀도, X선 광자에너지에 따라 달라진다. 균질한 선속의 모든 광자는 동일한 에너지를 갖는 반면 불균질한 선속의 광자는 각각 다른 에너지를 갖는다. Fig. 2는 균질한 방사선빔의 감약을 보여준다. 이는 1000개의 광자가 1 cm인 흡수체를 투과하면서 20%씩 감약되어 410개의 광자수로 감소되는 것을 알 수 있다. 균질한 방사선빔의 감약은 선속의 질(quality)은 변화가 없다. 최초의 빔 에너지가 80 keV였다면 투과된 후의 광자는 80 keV의 에너지를 갖는다.

Fig. 3은 불균질한 방사선빔의 감약을 보여준다. 이는 최초의 40 keV의 평균 에너지를 갖는 1,000개의 광자가 1 cm의 흡수체를 투과하면서 낮은 에너지가 흡수되어 57 keV의 에너지로 증가되고 288개의 광자로 감소된다. 이를 선속경화 현상(beam hardening effect)이라 한다. CT에서는 불균질한 빔이 사용된다[8].

방사선이 투과하는 환자의 조직 절편은 조직 자체가 여러 종류의 물질로 구성되어 있기 때문에 균질하지 않다. 이 경우 절편을 수많은 작은 영역으로 나누는데 각 절편에서의 감약에 의한 실질적인 광자 수는 식(2)와 같이 결정될 수 있다.

$$N = N_0 e^{-(\mu 1+\mu 2+\mu 3+\mu 4+\mu 5\cdots \mu n)\chi} \quad (2)$$

Table I. The linear attenuation coefficient for various tissues of body [11].

Tissue	Linear linear attenuation coefficient (cm^{-1})
Bone	0.528
Blood	0.208
Gray matter	0.212
White matter	0.213
Cerebro spinal fluid	0.207
Water	0.206
Fat	0.185
Air	0.0004

각 영역의 고유 선형감약계수는 Fig. 4와 같이 나타낼 수 있다[9].

3. CT number

피사체 감약에 의하여 획득된 데이터는 재구성을 위하여 각각의 픽셀에 계수형 수치의 급수를 사용한다. 계수형 수치들은 일반적으로 CT number(Hounsfield unit)라고 부른다. CT number는 조직의 선형감약계수(Table I)와 연관되며 식(3)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\text{CT Number} = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \cdot K \quad (3)$$

III. CT의 기본원리 및 재구성 알고리즘

1. CT의 기본원리

CT 영상구성의 기본 원리는 물체의 내부 구조를 여러 방향에서 투과, 측정하여 컴퓨터로 횡단면상을 재구성하여 영상 기록 장치에 기록하는 것이다. 이런 CT 촬영법은 X-선 발생기에서 발생된 X선이 피사체를 투과한 다음 검출기에 의해 수집된다. 이때 단층 촬영하려는 물체의 특정 위치에 여러 방향으로 일정한 X-선을 투과시키면 일부는 단층면에 흡수되고 투과된 X-선량을 검출기가 각 방향에서 흡수 차를 측정하여 수집된 자료를 컴퓨터로 영상을 재구성한다[Fig. 5][2].

2. 재구성 알고리즘

2.1 역투영법(back projection)

1960년대에 영상 재구성을 위해 각 방향에서 얻은 투영(ray)의 데이터를 거꾸로 픽셀 면에 되돌려서 각각을 합산하는 연산법이다. 튜브와 검출기가 일정한 각도로 회전하면서 투영된 값을 각 픽셀에 합산하여 나타내며 역투영된 방향에서의 값이 중첩되어 나타나게 되므로 높은 농도의 흡수체 주변에는 방사형의 흐림(blurring)이 나타나 본래의 투영 값과 똑같이 나타내지는 못한다[Fig. 6][13].

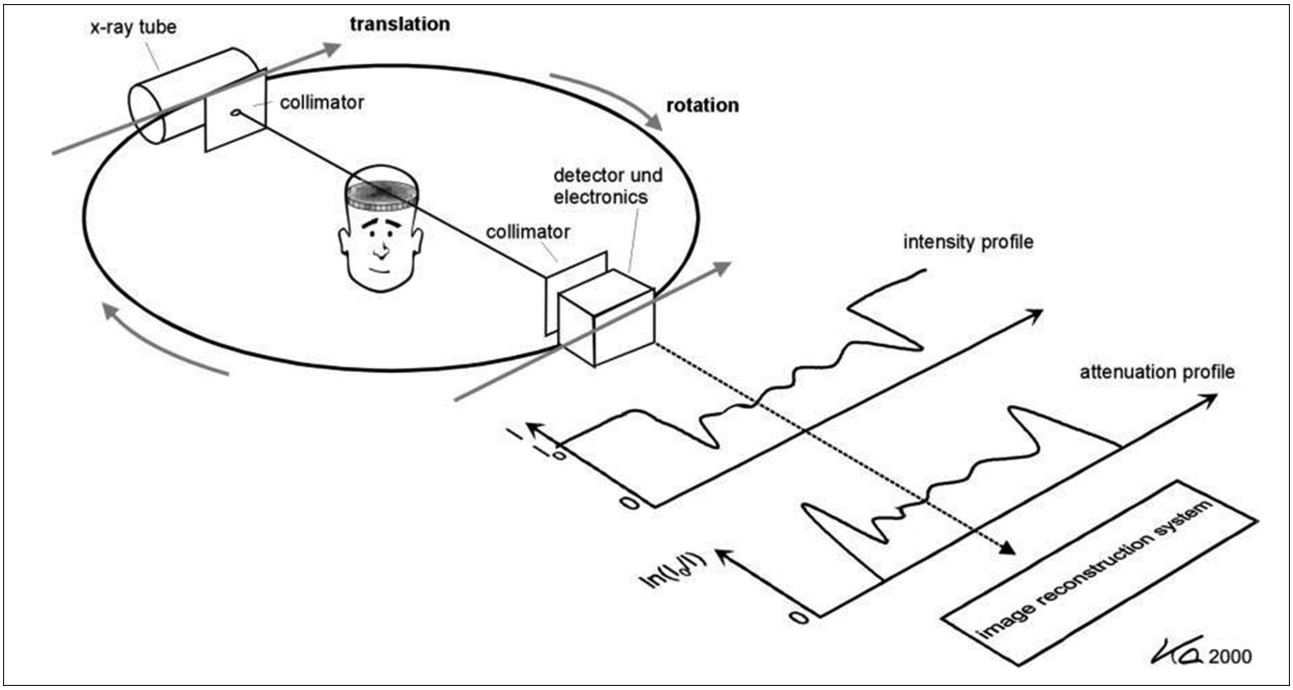

Fig. 5. Principle of measurement of CT scanner [12].

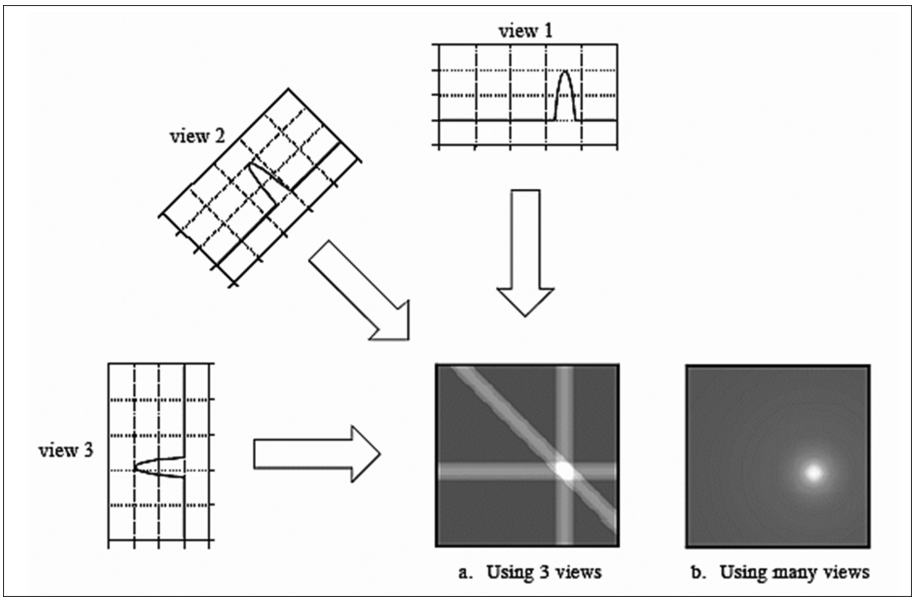

Fig. 6. Back projection. Back projection reconstructs an image by taking each view and smearing in along the path in was originally acquired [14].

2.2 필터보정 역 투영법(filtered back projection; FBP)

역투영법에서 발생하는 데이터의 번짐을 제거하기 위해서 먼저 필터를 사용하여 처리하는 방법이다. 기존의 역투영법은 역투영상을 합산하고 필터 링 하는 반면에, 필터보정 역 투영법은 투영 영상에 대해서 필터 링 처리하고 역 투영한다. 이 재구성 방법은 처리 속도가 빠르면서도 피사체와 유사한 영상을 획득할 수 있어 현재 임상 CT에서 널리 사용되고 있다. 필터처리를 거친 후, 역 투영법을 실시하는 필터보정 역 투영법 영상은 해상도가 훨씬 개선된다. 그러나 순환적 방법은 필터보정 역 투영법에 비하여 처리 시간이 오래 걸리는 단점이 있다[Fig. 7][15].

2.3 반복적 재구성 기법(iterative reconstruction; IR)

피사체를 투과하여 측정된 값을 각각의 여러 방향에서 반

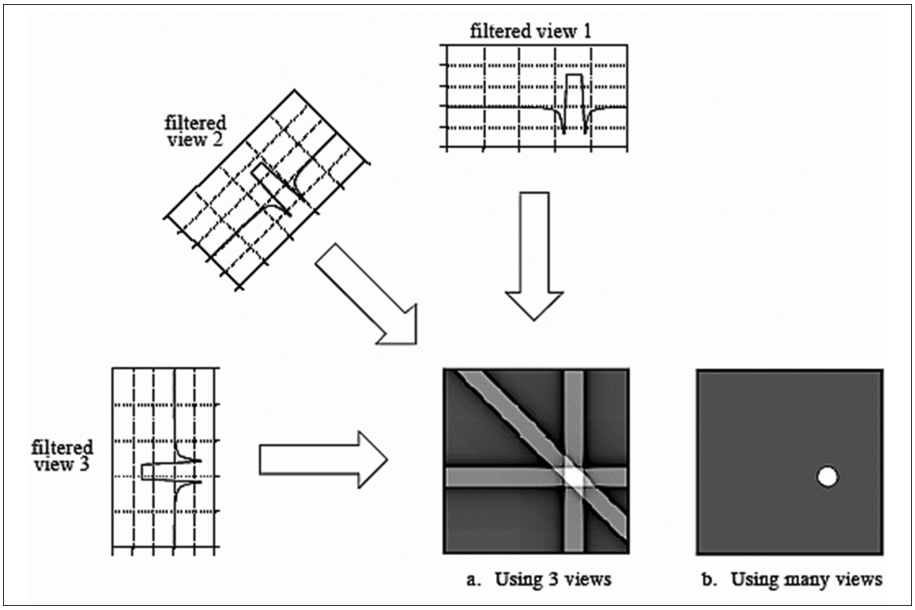

Fig. 7. Filtered back projection. Filtered back projection reconstructs an image by filtering each view before back projection [14].

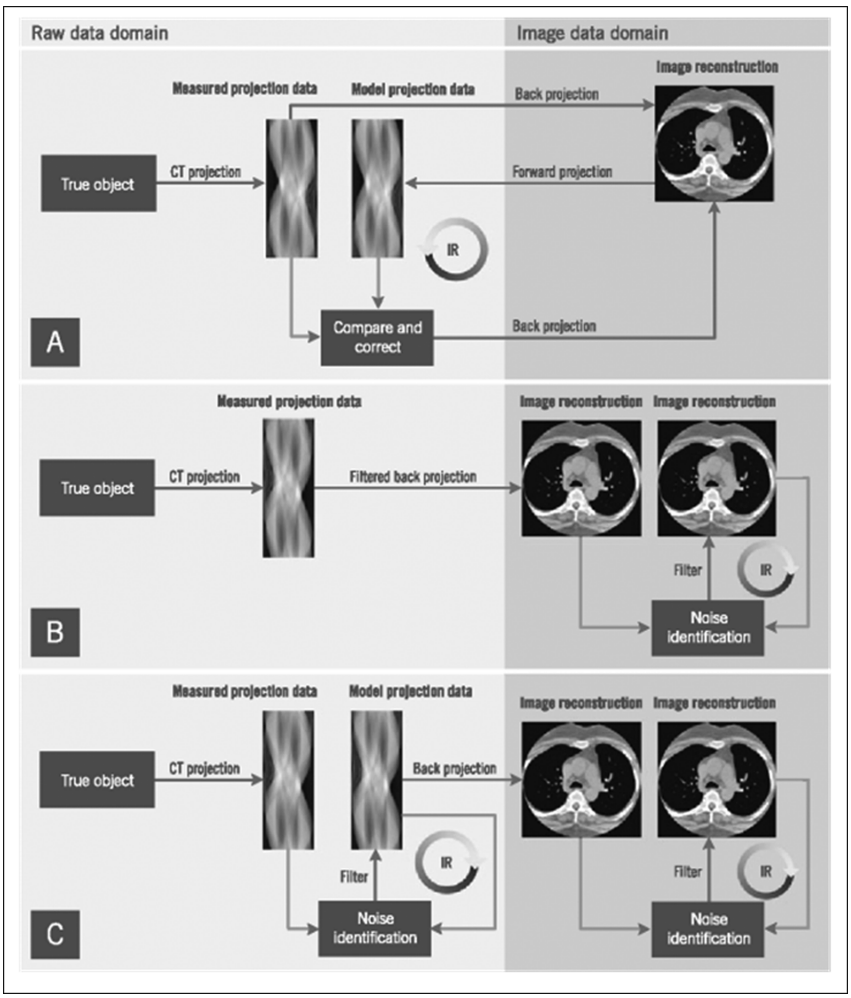

Fig. 8. Overview of commercially available iterative reconstruction techniques (A: ASIR and MBIR, B: IRIS, C: AIDR3D, iDose4 and SAFIRE) [16].

복적인 보정(correction)을 통해 평균치를 측정하는 방법으로 본래의 영상에 정밀하게 접근하기 위한 기법이다[13]. 반복적 재구성 기법의 장점은 계산에 있어서 여러 가지 제한조건을 붙여 재구성 영상의 정밀도를 향상시키고, 노이즈를 감소시킬 수 있다. 그러나 모든 투영 값의 반복 계산으로 인해 재구성 소요시간이 길다. 또한 양자 노이즈와 환자의 미세한 움직임에 의해 발생되는 투영 값의 부정확 현상이 발생함으로 매트릭스 내의 모든 점이 동일한 값을 갖고 있다는 가정하에서 재구성을 시행하며, 이 값과 측정값이 동일할 때까지 반복하여 보정작업을 한다[Fig. 8][8].

IV. CT 선량 표시(CT Dose Descriptors)

1. MSAD(multiple scan average dose)

다중스캔을 시행하는 CT 검사에서 방사선 피폭은 각 슬라이스의 피폭 선량 외에 이웃하는 슬라이스로부터 산란선 중복현상이 발생 되어 환자가 받는 선량은 한 개의 슬라이스 스캔에서의 선량과 다소 차이가 있어 다중스캔평균선량(MSAD)으로 나타난다. 이는 이론적으로 스캔 체적 중앙부의 평균선량을 평가하는 CTDI와 등가성을 가진다[Fig. 9][17].

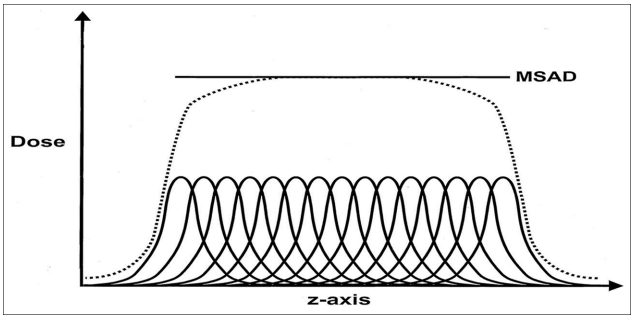

Fig. 9. MSAD (Multiple Scan Average Dose) [18].

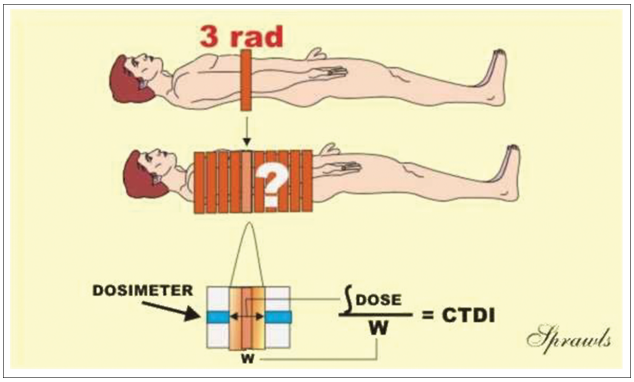

Fig. 10. (Color online) The concept of computed tomography dose Index (CTDI) [18].

2. CTDI(Computed tomography dose index) [19,20]

공칭 슬라이스 두께 T로 분리된 single slice scan에서 dose profile의 Z축 방향의 적분 값이며, pencil형 ion chamber를 사용하여 측정된 실제 선량이다. 즉, ion chamber가 스캔 축에 수직으로 스캔되어 얻어지는 모니터 측정값(*M*)에 chamber의 길이(10 cm)와 acryl의 conversion factor(*F*), chamber correction factor(*tp*), chamber calibration factor(*cf*)를 곱하고 슬라이스 수(*n*)와 슬라이스 두께(*T*)로 나눈 값으로 식(4)와 같이 나타낼 수 있다[Fig. 10].

$$CTDI = \frac{M \times Chanberlength\ (\mathrm{cm}) \times F \times tp \times cf}{n \times T} \quad (4)$$

M: measured value (R)

F: exposure to dose conversion factor (0.78 cGy/R in acryl)

tp: correction factor $= \left(\frac{273.2 + t}{273.2 + t_0}\right)\left(\frac{p_0}{p}\right)$

cf: chamber calibration factor

n: number of slice

T: slice thickness (cm)

3. CTDIw [21]

환자 선량 평가를 더욱 정확히 하기 위해 도입되어 사용되는 스캔축에서의 선량지표이다. 중앙부에서의 1/3 $CTDI_c$와 주변부에서의 $CTDI_p$를 합한 평균선량의 개념으로 식(5)와 같이 나타낼 수 있다.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p \quad (5)$$

$CTDI_c$: 중앙부의 선량

$CTDI_p$: 주변부의 4곳 선량의 평균값

4. CTDIvol

환자선량의 평가를 더욱 정확하게 하기 위해 도입되어 사용되는 스캔 축에서의 *CTDI*로 z축에서 노출의 변동을 감안한 값으로 식(6)과 같이 나타낼 수 있다.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (6)$$

pitch: X선관이 한번 회전하는 동안 테이블이 진행하는 거리

5. DLP (Dose length product) [22]

일련의 모든 영상의 대한 총 선량의 측정값으로 $CTDI_{vol}$에 스캔한 길이를 곱한 것으로 식(7)과 같이 나타낼 수 있다[Fig. 11].

$$DLP(mGy \times cm) = CTDI_{vol} \times irradiation\ lenth \quad (7)$$

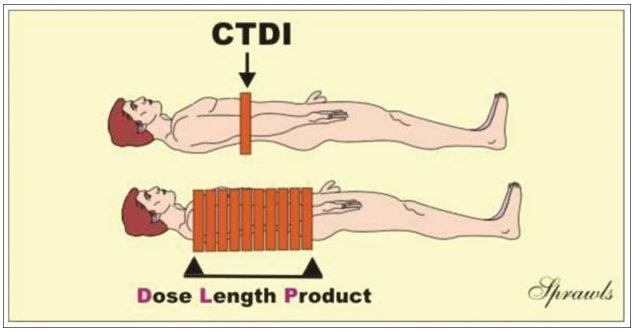

Fig. 11. (Color online) The concept of dose length product [23].

V. 듀얼 에너지

전산화단층촬영은 진단 영역에서 정확도가 높아[24,25] 검사 건수가 증가하는 상황에서 환자의 피폭선량을 최소화하여 화질을 개선 시켜야 한다. 기존에는 X-선 튜브에서 단일 선원을 이용해서 영상을 획득하였다면 최근에는 두 개의 X-선 튜브에서 서로 다른 두 개의 에너지를 획득하는 방법과, 단일 선원에서 이중층 스펙트럴 검출기[Fig. 12] 등을 사용해서 저 선량으로 영상을 획득하고 화질을 개선하는 방법을 사용하고 있다. 그중 P사에서 개발한 이중층 스펙트럴 검출기는 전면의 검출기에서 저에너지(Scatter)의 데이터를 수집하고, 후면의 검출기에서 고에너지(Photo Electric)의 데이터를 수집한다[26]. 이렇게 수집된 데이터는 재구성알고리즘 과정을 거쳐

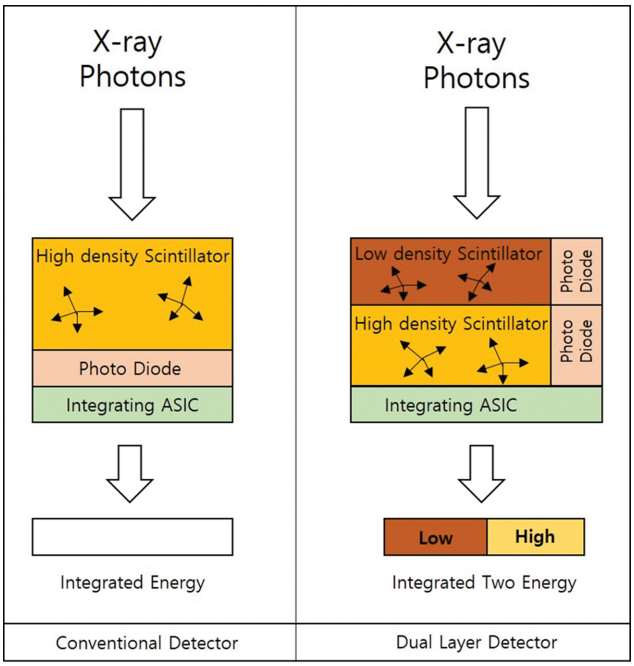

Fig. 12. (Color online) Comparison of the conventional detector and dual layer detector.

저에너지(Low keV)에서 고에너지(High keV)까지 변경 가능한 모노 에너지(Mono Energy) 영상으로 변환한다. 각각의 모노 에너지 영상들은 CT number뿐만 아니라 노이즈에 의한 화질까지도 차이를 보인다. 이를 이용하여 적은 선량으로 영상을 획득한 후 모노 에너지 영상으로 변경하면 노이즈를 제거하여 개선된 화질의 영상을 획득할 수 있다.

VI. 결 론

지금까지 전산화단층촬영의 기본 원리, 재구성, 선량 표시 및 듀얼에너지에 대해서 알아보았다. 전산화단층촬영은 X선의 감약에 의해 CT number가 결정되는데, 이러한 감약은 인체를 구성하고 있는 각종 장기들에 의해 영향을 받는다. 감약된 데이터를 활용하여 각종 재구성알고리즘 기법을 활용하면 우리가 눈으로 관찰할 수 있는 영상으로 만들 수 있다. 그 과정에서 환자는 피할 수 없는 방사선 피폭을 받게 되는 것이다. 환자의 방사선 피폭을 줄일 수 있는 여러가지 방법 중 최근에는 재구성알고리즘의 사용과 새롭게 개발된 검출방식의 성능 향상을 최적으로 뽑고 있다. 재구성알고리즘은 반복적 계산을 통하여 영상의 정밀도를 향상시키고, 노이즈를 감소시킨다. 또한 검출방식으로는 두개의 에너지를 동시에 나타낼 수 있는 방식으로는 두개의 X선 발생기와 두개의 검출기로 조합된 것이 있고, 또는 하나의 발생기와 하나의 검출기의 조합에서 낮은 에너지와 높은 에너지를 구별 할 수 있는 방법이 사용되고 있다. 앞으로는 더 적은 선량으로 우수한 화질의 영상을 구현하는 검출기의 개발이 기대하며, 본 글을 통하여 전산화단층촬영의 메카니즘을 이해하는데 도움이 되었으면 한다.

References

[1] J. J. Liu, J. X-ray Scie and Tech. **11**, 4 (2003).
[2] E. H. Ko, S. Korea Inst. Com and Inf. 6 (2005).
[3] K. J. Na, M.S. Thesis, Mokpo National University, Korea (2009).
[4] S. S. Kang, Chungku Publisher, Korea (2005). pp 34~41.
[5] D. Jette, J. Med. Phys. **30**, 2 (2003).
[6] www. healthcare.siemens.co.kr/healthcare/.
[7] M. C. Jeon, M.S. Thesis, Chungnam National University, Korea (2012).
[8] The Korean Society of Medial Imaging Technology, Textbook of computed tomography, Chungku Publisher, Korea (2017) pp. 33~34.
[9] H. S. Lim, Computed tomography, Academia, Korea (2010) pp. 133~137.
[10] J. B. Shin, M.S. Thesis, Korea University, Korea (2015).
[11] Seeram. Euclid, Computed tomography: physical principles.

clinical applications. and quality control, Elsevier Health Science (2015).
[12] J. Hsieh, Computed tomography: principles. design. artifacts. and recent advances, 114, SPIE press (2003).
[13] K. K. Jung, Ph.D. Thesis, Daegu Catholic University, Korea (2018).
[14] S. W. Smith, The scientist and engineer's guide to digital signal processing, 35 (1997).
[15] Y. K. Kim, M.S. Thesis, Eulji University, Korea (2014).
[16] M. J. Willemink, Euro. Radi. **23**, 6 (2013).
[17] W. T. Kim, M.S. Thesis, Youngnam University, Korea (2011).
[18] K. K. Kim, M.S. Thesis, Korea University, Korea (2011).
[19] J. Valentin, Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT), New York: Elsevier (2007).
[20] World Health Organization, International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources (1994).
[21] C. H. Lim, Ph.D. Thesis, Kyungwon University, Korea (2004).
[22] M. F. McNitt-Gray, J. Radiographics. **22**, 6 (2002).
[23] J. Y. Jung, M.S. Thesis, Korea University, Korea (2010).
[24] M. C. Jeon, J. Korean Magn. Soc. **22**, 2 (2017).
[25] J. U. Jang, J. Korean Magn. Soc. **23**, 3 (2018).
[26] C. H. McCollough, J. Radio. **276**, 3 (2015).