

CT의 원리와 임상적용

I. 서론

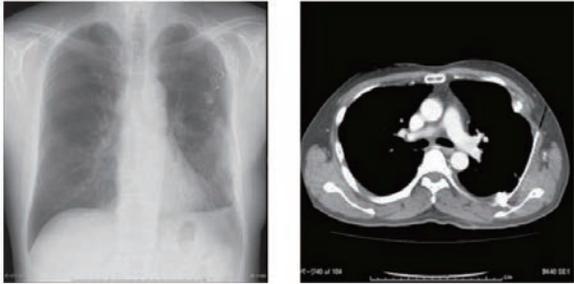
현대 의학에서 의료 영상 기술은 매우 중요한 위치를 차지한다. 각종 영상 기법, digital X ray, CT (Computed Tomography, 컴퓨터 단층 촬영) MRI (Magnetic Resonance Imaging, 자기 공명 영상), 초음파 기기등을 통하여 얻어진 영상으로 환자가 가진 병의 원인을 찾아내고, 해당 병변이 어느 정도의 수준에 이르렀는지 수술등의 침습적 방법 없이도 알아내며, 치료가 필요할 경우 어떠한 방식을 사용할지를 결정하고, 또한 치료후 경과를 조기에 알아 낼 수 있다. 각각의 단계에서 의료 행위가 환자에게 주는 부정적인 영향을 최소화 하고, 의료행위의 경제적 효과를 높이는 역할을 하게 된다. 현대의학에서 영상의학은 모든 의료행위를 하기에 앞서 일종의 정탐꾼, 혹은 작전 참모와 같은 역할을 하는 것이다.

현대의 여러 영상 기법 중에서도 CT는 비교적 쉽게 단층 촬영 영상을 획득할 수 있으며, 높은 해상도와 안정적인 영상 품질을 얻을 수 있다는 점에서 영상의학의 핵심적인 역할을 하고 있다. 1895년 뢰트겐이 처음으로 사람의 뼈를 촬영한 이래 X ray를 이용한 인체 촬영은 급속도로 의료영상의 핵심 기법으로 자리잡았고, 현대 의학에서도 가장 많이 사용되는 영상 기법이다. 그러나 X ray 영상은 2 차원 투사 영상으로서 입체감이 없다는 단점이 있다. 단층촬영의 중요성은, 일반적인 X ray를 이용한 2차원 투사 영상과 CT 영상을 비교하면 쉽게 알 수 있다.

여러 의료영상 기법 중에 CT는 비교적 쉽게 단층 촬영 영상을 획득할 수 있으며, 높은 해상도와 안정적인 영상 품질을 얻을 수 있다는 점에서 영상의학의 핵심적인 역할을 하고 있다.



이상우
삼성전자 의료기기사업부



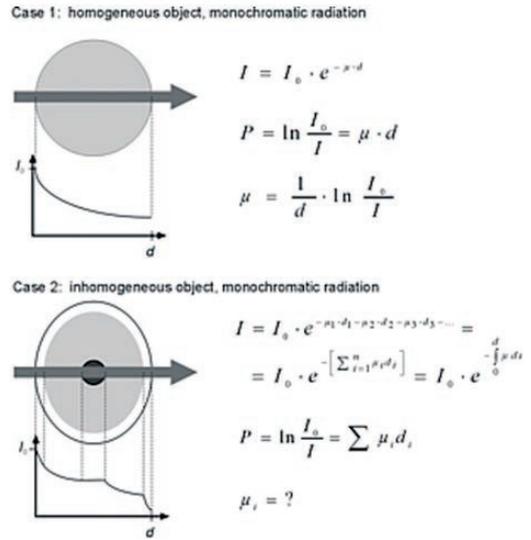
(A) (B)

〈그림 1〉(A)흉부에 전이된 갑상선 암을 수술한 환자의 X ray. 환자 좌측의 수술 부위를 볼 수는 있으나 입체감이 없으므로 정확한 판단이 어렵다. (b)같은 환자의 CT 단층촬영영상. 환자 좌측의 수술부위를 정확히 관찰할 수 있다.

〈그림 [1-a]〉는 흉부에 전이된 갑상선 암으로 인하여 수술을 받은 환자의 X ray 영상이다. 입체감이 없으므로, 수술 부위와 티타늄 망의 상대적 위치 등을 파악하기에 어려움이 있다. 그러나 〈그림 [1-b]〉를 보면, 어느 정도 X ray로 인한 해부학적 특성을 이해하는 사람이라면 수술 부위에 대한 상황 파악을 신속히 할 수 있을 것이다. [Suganuma, 2009]

CT의 핵심 원리는 1917년 보헤미아의 수학자인 J.H Radon에 의해 처음 밝혀졌다. 이 논문에서 한 단층을 가로 짓는 여러 방향의 선적분 값을 알면 그 단층내부의 물질적 특성을 결정할 수 있다는 중요한 원리를 증명하였다. 이것은 마치, 투명한 물잔에 여러 조각의 얼음이 담겨 있는데, 각각의 얼음이 위에서 보았을 때 어떤 모양으로 어떻게 위치하고 있는지를, 물잔의 옆면에서 여러 각도로 관찰하는 것만으로도 정확히 알 수 있다는 것이다. (컴퓨터를 사용하지 않아도, 어느 정도 시간을 들여 관찰하면 대략적으로나마 알 수 있을 것이다!)

이러한 원리를 X ray를 사용하여 인체에 처음 적용한 것은 남아프리카 공화국의 물리학자인 A.M. Cormack 이었다. 그 후 1972년에 영국의 엔지니어인 G.N. Hounsfield에 의하여 최초의 실용적인 시스템이 개발되었고, 곧이어 EMI라는 영국 음반회사에 의하여 최초로 CT 스캐너가 상용화 되기에 이르렀다. 비록 EMI는 전세계에 60여대의 CT 스캐너를 판매하는 데에 그치고 역사 속으로 사라졌지만, 1980년도에는 전세계적으로 10000대의 스캐너가 설치 되었고, 2015년도에는 60000대 이



〈그림 2〉 단일한 물질의 경우 (case 1)과 세 가지의 물질로 이루어진 경우 (case 2)의 X ray 감쇄 효과

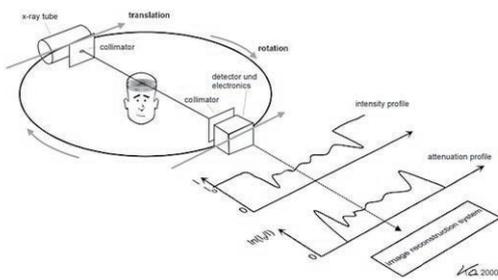
상의 CT 스캐너가 매일 수많은 환자들의 생명을 구하는데 사용되고 있다.

II. CT 영상구성의 원리

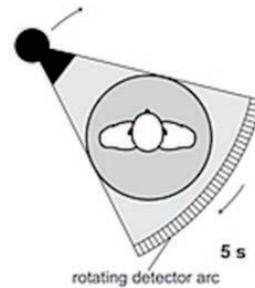
CT영상구성의 원리를 이해하기 위하여 가장 먼저 알아야 하는 것은 CT영상의 밝고 어두운 픽셀 정보가 도대체 무엇을 의미하는 가이다. X ray가 어떠한 물체를 향해 투사될 때, X ray 발생장치로부터 그 물체의 반대편에 위치하는 X ray 디텍터는 물체로 인하여 감쇄된 X ray의 밝기를 측정하게 된다. 이 밝기는 X ray가 물체를 지나는 경로에 있는 각 구조체의 물리적 성질 (X ray 감쇄율)과 그들의 위치에 따라서 결정되며, CT는 물체 내부의 감쇄율을 각각의 픽셀 값으로 나타낸다. 물체 내부가 단일 물질로 이루어졌다면, 이러한 감쇄 효과는 아래와 같은 등식으로 표현된다.

$$I = I_0 \cdot \exp(-\mu \cdot d)$$

여기서 I 는 X ray 디텍터에서 측정된 밝기, I0는 물체에 투사된 X ray의 밝기 (만약 X ray 디텍터를 X ray 발생기와 물체 사이에 놓았다면 측정되었을 밝기), 그리고 U는 물질의 X ray 감쇄율, d는 X ray가 물체를 통과한 거리를 의미한다.



〈그림 3〉 Pencil beam 투사 방식의 개념도



〈그림 4〉 Fan beam CT 시스템의 개념도

〈그림 2〉는 X ray가 단일한 물질로 이루어진 물체를 통과할 경우와 여러 개의 물질로 이루어진 물체를 통과할 경우 우리가 풀어야 하는 문제가 어떻게 복잡해 지는지를 보여준다. 우리는 각각의 구성물질의 감쇄율(μ) 뿐만 아니라, 그들의 공간적 분포(d 와 그들의 절대 좌표까지)를 알아내야 한다. 단순히 물건을 돌리며 관찰하는 것 만으로는 이제 한계에 도달하였다!

Radon이 한 세기 전에 제시한 수학적 원리를 이용하여 CT 영상을 얻기 위해서는 〈그림 2〉와 같은 X ray투사 데이터를 매우 많이 얻어야 한다. 물건을 돌리는 것과 같이 최소한 180도에 걸쳐서 투사를 해야 하며, 각각의 투사 각도에 대하여 촘촘하게 여러 번 서로 다른 위치에서 투사를 해야 한다. 이러한 측정방식을 이해하기 위해 〈그림 3〉을 보도록 하자.

이 그림에서는 실제로 최초의 CT 시스템에서 행하여졌던 투사 방식인 pencil beam projection을 보여준다. 이 방식에서는, X ray 발생 장치로부터 매우 작은 구멍 하나를 통하여 나오는 pencil beam X ray의 밝기를, 물체의 반대편에 위치한 X ray 디텍터에서 측정한다. X ray 발생장치와 디텍터는 서로 평행하게 움직이면서 촘촘하게 물체를 통과한 X ray의 밝기를 기록한다. 최소한 물체의 폭만큼의 거리를 이동한 후, X ray 발생장치와 디텍터는 다른 각도에서 이러한 측정을 반복하게 된다. 만약 180도의 각도를 1도씩 측정하고, 매 각도마다 160번 평행하게 움직이며 측정한다면, 총 $180 \times 160 = 28800$ 번의 측정데이터를 가지게 된다.

물론 현대의 CT 스캐너에서는 이러한 방식을 사용하

지 않는다. 매 각도마다 시스템을 정지시키고 평행하게 X ray 발생장치와 디텍터를 움직이는 것은 기계적으로 복잡하고 시간이 오래 걸리기 때문이다. 그 대신, 여러 개의 디텍터를 부채꼴 모양으로 위치 시키고, X ray 발생 장치로부터 방사형으로 X ray를 동시에 투사시키며 (fan beam) 빠르게 회전시켜서 데이터를 획득한다. 〈그림 4〉는 현대적 fan beam CT 시스템의 개념을 보여준다.

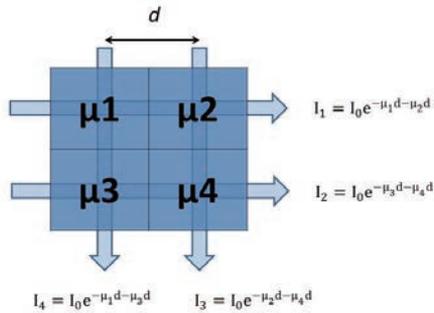
앞에서 설명한 pencil beam 데이터를 이용하여 어떻게 CT 영상을 구성하는지 알아보도록 하자. 각각의 투사된 X ray의 밝기는 해당 X ray가 지나온 물체를 구성하는 서로 다른 물질의 X ray 감쇄율 μ 와 그들의 공간적 분포 (d)에 의해 결정된다고 하였다. 만약 우리가 구성하려는

CT영상의 공간해상도가 충분히 높다면, 감쇄율 μ 의 공간적 분포가 각각의 투사된 데이터를 결정한다고 할 수 있을 것이다.

28800개의 데이터를 가지고 계산하는 것을 개념적으로 이해하기에는 어려움이 있으니, 매우 간단

한 예로 4개의 데이터가 있다고 하자. 그리고 우리가 알고자 하는 감쇄율은 공간적으로 2×2 의 포인트들에 분포되어 있다고 하자. 각각의 pencil beam이 〈그림 5〉에서 보이는 것과 같이 투사되어 측정되었다고 하면 (I_1, I_2, I_3, I_4), 다음 4개의 연립방정식을 얻게 된다.

$$\begin{aligned}
 I_1 &= I_0 e^{-\mu_1 d - \mu_2 d} \\
 I_2 &= I_0 e^{-\mu_2 d - \mu_3 d} \\
 I_3 &= I_0 e^{-\mu_3 d - \mu_4 d} \\
 I_4 &= I_0 e^{-\mu_4 d - \mu_1 d}
 \end{aligned}$$



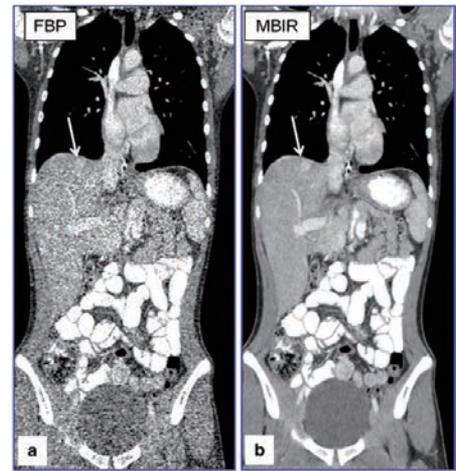
〈그림 5〉 간단한 2x2 영상 구조. 각각의 화살표는 매 측정 시 투사되는 X ray를 나타낸다.

각각의 픽셀 크기 d 는 X ray 발생장치와 디텍터가 평행하게 움직인 거리이므로, 4x4 역 행렬 계산을 통하여 μ_1 , μ_2 , μ_3 , μ_4 를 알아내면, 우리가 원하는 감쇄율의 공간 분포를 정확하게 알아낼 수 있다. 이러한 방식의 영상 구성법을 ART(Algebraic Reconstruction Technique)이라고 한다. 우리가 잘 아는 바와 같이, 2x2의 공간적 분포를 위하여서는 최소한 4번의 X ray 투사가 필요함을 알 수 있다.

불행하게도, ART를 28800개의 데이터에 적용하기에는 계산 량이 너무 많다. 현대적인 CT 시스템에서는 적어도 512x512의 감쇄율 분포를 영상으로 재구성하며, 이를 위해서는 최소한 262144x262144크기의 역 행렬 계산이 필요하다.

ART의 이러한 현실적 한계를 극복하기 위하여 FBP (Filtered Back Projection) 방법이 고안 되었다. 이 방식에서는, 각 회전 각도에서 투사된 1 차원 데이터 (X ray 발생기와 디텍터가 평행하게 움직이며 획득한)의 낮은 공간 주파수 성분을 억제하는 filter를 적용한 후, 원래의 투사된 방향으로 데이터를 확장 시킨다. 이를 back projection이라고 하며, 각 회전 각도의 back projection 영상을 모두 합하면 원하는 영상을 얻게 된다.

현대의 상용화된 CT 스캐너에서는 위의 FBP방식을 주로 사용하며, 최근에는 ART의 역 행렬 계산을 회귀적으로 하여 그 계산 속도를 향상 시키고, FBP에서는 구현하



〈그림 6〉 화살표는 간세포 암을 나타내며, 우측의 MBIR 영상에서 더 뚜렷하게 볼 수 있다.

기 어려운 시스템의 비 선형적 특성 및 노이즈 특성을 고려하여 저선량에서 개선된 영상을 얻는 방식이 소개되고 있다. 각 CT 제조사에서 개발한 SAFIRE (Siemens), ASIR (GE), MBIR(GE), IMR(Philips)등이 그 예이다. 〈그림 6〉은 대표적인 FBP영상과 MBIR영상을 보여준다. [Khawaja, 2015]

현대의 상용화된 CT 스캐너에서는 위의 FBP방식을 주로 사용하며, 최근에는 ART의 역 행렬 계산을 회귀적으로 하여 그 계산 속도를 향상 시키고, FBP에서는 구현하기 어려운 시스템의 비 선형적 특성 및 노이즈 특성을 고려하여 저선량에서 개선된 영상을 얻는 방식이 소개되고 있다.

앞서서 CT영상 픽셀의 밝고 어두움은 X ray감쇄율의 공간적 분포를 나타낸다고 하였다. 감쇄율은 X ray의 에너지 레벨에 따라서 변화하며, 상용화된 CT 영상의 경우 서로 다른 에너지 레벨을 사용하는 경우가 대부분이다. CT영상간의 비교를 용이하게 하기 위하여 모든 CT 영상은 HU (Hounsfield Unit)라는 단위를 사용하여 표현된다. HU는 X ray의 해당 에너지

조직	HU 값
폐	-950 ~ -550 HU
뼈	200 ~ 1100 HU
신장	20 ~ 40 HU
채장	30 ~ 50 HU
혈액	50 ~ 60 HU
간	50 ~ 70 HU
지방	-100 ~ -80 HU

레벨에서 순수한 물이 가지는 감쇄율에 대한 상대적인 값을 나타내며, 다음과 같은 공식으로 결정된다.

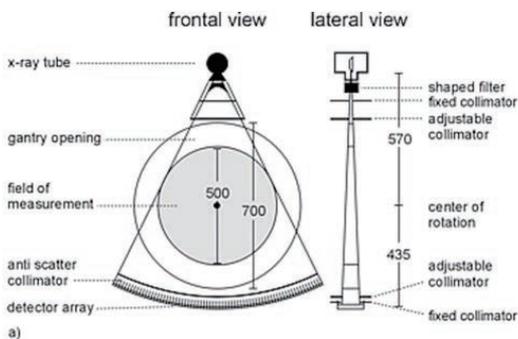
$$CT \text{ value (HU)} = \frac{\mu_{\text{Tissue}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} * 1000$$

결국 어떠한 CT 스캐너로 영상을 획득하여도, 물은 0HU를, 공기는 -1000HU값을 가지게 된다. 이에 따라 각각의 인체 조직은 거의 정해진 값을 가지게 되며, 예를 들어 공기가 많이 포함된 조직인 폐는 -950HU에서 -950HU, 빈 공간이 없고 밀도가 높은 골격의 경우 1000HU까지의 값을 가진다. 아래의 표는 인체 조직의 통상적인 CT HU값을 보여준다.

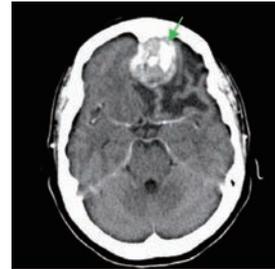
또한, 감쇄율은 원자 번호, X ray의 에너지 레벨, 그리고 물질의 밀도의 영향을 받으며, 일반적으로 에너지 레벨이 높을수록 원자번호의 차이에 의한 감쇄율의 차이가 줄어든다.

III. CT 시스템 구조

CT 시스템에서 직접 영상을 획득하는 갠트리 (gantry)는 고속으로 회전하는 디텍터와 X ray 발생장치인 X ray tube, X ray의 선량을 균일하게 해주거나 원하는 에너지 레벨만을 허용하는 필터, 산란효과 등으로 인하여 원하지 않는 방향에서 디텍터로 들어오는 X ray를 걸러주며 슬라이스의 두께를 결정해주는 콜리메이터등으로 이루어져 있다. 현대적인 CT 시스템에서 갠트리가 한 바퀴 회전하



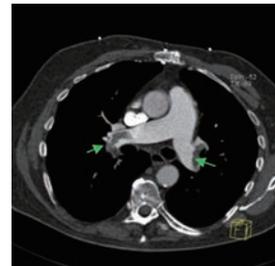
〈그림 7〉 갠트리의 일반적인 구조 (전면 및 측면)



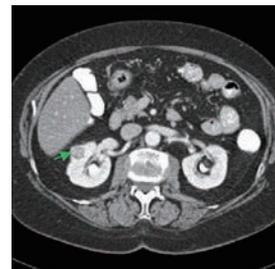
〈그림 8-1〉 뇌수막종 (meningioma)



〈그림 8-2〉 폐기종 (emphysema)



〈그림 8-3〉 폐 색전증 (pulmonary embolism)



〈그림 8-4〉 신세포암 (renal cell carcinoma)



〈그림 8-5〉 좌전하 관상동맥에서 발견된 비석회화 동맥경화반 (plaque)

는데 0.25초 정도까지 걸리며, 균일하고 빠른 회전을 위하여 베어링 시스템이나 자기 부상 방식을 사용한다. 회전하는 갠트리 내부의 X ray tube 및 디텍터에 전원을 공급하기 위하여 slip ring이 통상적으로 사용된다. 갠트리는 X ray tube 및 디텍터의 400kg에서 1톤까지 하는 중량으로 인하여, 고속회전 시 매우 큰 원심력을 버텨야 한다. 예를 들어, 60cm의 회전 반경을 생각할 때 초당 2회의 속도로 회전할 경우 중력의 9.7배의 힘을 받는다. 고속 회전 및 큰 원심력이 가해지는 상황에서 정확한 데이터 획득을 위해서는 높은 수준의 전자, 기계적인 제어를 필요로 한다. <그림 7>은 갠트리의 일반적인 구조를 보여준다.

CT 스캐너에 장착되는 X ray tube는 보통 20~120kW의 전력을 사용하며, 80~140kV의 전압을 인가한다. Anode의 경우 전압을 인가할 때 발생하는 열 용량이 높은 전압에서 장시간 촬영할 수 있는 성능을 좌우한다. 전통적으로, anode의 중량을 증가시킴으로써 열 용량을 증가시켰으나 여기에는 갠트리가 버틸 수 있는 물리적인 한계가 있다. 따라서 한 번에 여러 슬라이스의 영상을 획득할 수 있는 multi detector row 나, anode의 냉각 기능을 향상시킨 Straton tube등이 등장하게 되었다.

디텍터는 콜리메이터를 통하여 들어온 X ray의 밝기를 전기적인 신호로 변환 시키는 역할을 한다. CT 디텍터에 가장 흔히 사용되는 형태로는 ionization chamber와 scintillation detector가 있다. Ionization chamber는 각각의 디텍터 채널의 민감도를 균일하게 할 수 있다는 장점이 있다. 또한 chamber에 사용되는 xenon은 X ray를 감지한 후 빠르게 신호가 감소함으로써 오랜 기간 동안 CT 디텍터에 사용되어 왔다.

IV. CT의 임상 적용

CT는 많은 인체 부위에서 매우 다양한 영상을 획득할 수 있다. 인체 부위에 따라 크게 대뇌, 경부, 흉부, 복부, 척추, 하지로 나뉘며, 각 부위의 특성 및 용도에 따라 스

캔 방식이 다르게 적용된다. 예를 들어, 심장의 움직임으로 인한 영상의 질 저하를 막기 위하여 심전도계를 이용하여 반복되는 심장운동의 특정 시점에서만 영상을 획득 재구성한다 (ECG gating). 흉부 스크리닝과 같이 저선량이 요구되고 비교적 넓은 면적을 빠르게 스캔 할 경우 높은 pitch의 나선형 스캔기법이 사용되기도 한다.

관심 조직을 밝게 표현하기 위하여 일반적으로 요오드 조영제를 환자에게 주입하여 CT 영상을 획득하는 경우가 많다. 이때 영상획득의 시점, 반복 등을 통하여 관류 영상(perfusion), CT 혈관 조영(CT angiogram) 영상 등을 다양한 부위에 걸쳐서 얻을 수 있다. <그림 8>은 몇 개의 CT 임상영상을 보여준다.

CT는 많은 인체 부위에서 매우 다양한 영상을 획득할 수 있다. 인체 부위에 따라 크게 대뇌, 경부, 흉부, 복부, 척추, 하지로 나뉘며, 각 부위의 특성 및 용도에 따라 스캔 방식이 다르게 적용된다

참고 문헌

- [1] Sugauma et. al., J Med Case Reports, 2009; 3: 7259
- [2] Khawaja et. al, Pediatr Radiol. 2015;45(7): 1046-55
- [3] Kalender, Computed Tomography, 3rd Edition, Publicis
- [4] Laghi, MDCT Protocols – Whole body and emergencies, Springer
- [5] 서창해, 김미영 공역, 알기 쉬운 CT 영상 매뉴얼, 서울의학사



이 상 우

- 1996년 서울대학교 전기공학부 졸업
- 2006년 University of Michigan 전기공학 박사
- 2006년~2014년 GE Healthcare
- 2014년~현재 삼성전자 의료기기사업부

<관심분야>

MRI 신호처리, Pulse Sequence 및 영상 처리 기법을 이용한 임상 application 개발. CT를 포함한 의료 영상기기를 활용한 임상연구