

2. Methods

CT 스캐너는 인체 내부의 3D image를 재현한다. 스캐너는 서로 마주보는 위치에 있는 X-ray 튜브와 검출기로 구성되며 환자 주위를 돌며 360° image 스캔을 한다. 환자가 스캐너 안으로 이동하는 동안 튜브에서 방출된 X-ray가 신체를 통과하며 검출기 array는 반대편에서 감쇠된 X-ray 광자를 캡처하여 여러 각도에서 데이터를 수집한다.

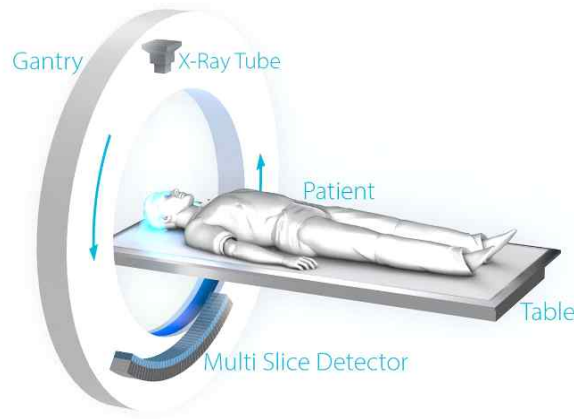


Figure 1.1 CT 스캐너의 구조^[1]

그러나 이번 Project에서의 CT image를 모델링하기 위해서는 정해놓은 image를 회전시키며 데이터를 수집하기 때문에 image를 회전시키기 위한 function이 필요하다. image rotation에 관한 matrix는 Eq. (1.1)과 같다.

$$\begin{bmatrix} x_n \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_o \\ y_o \end{bmatrix} \quad (1.1)$$

where, x_o : original image's x coordinate

x_n : image's x coordinate after rotation

y_o : original image's y coordinate

y_n : image's y coordinate after rotation.

회전을 하면 sin 및 cos 함수 때문에 좌표가 integer에서 floating point number로 바뀌기 때문에 변환 후의 좌표를 integer로 구하기 위해선 역행렬을 사용해 수식을 Eq. (1.2)처럼 다시 정리할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} x_n \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_o \\ y_o \end{bmatrix} \quad (1.2)$$

Figure 1.2처럼 Eq. (1.2)에 대입하고 역 추정을 이용하여 원래 좌표를 mapping하는 방식으로 진행한다.

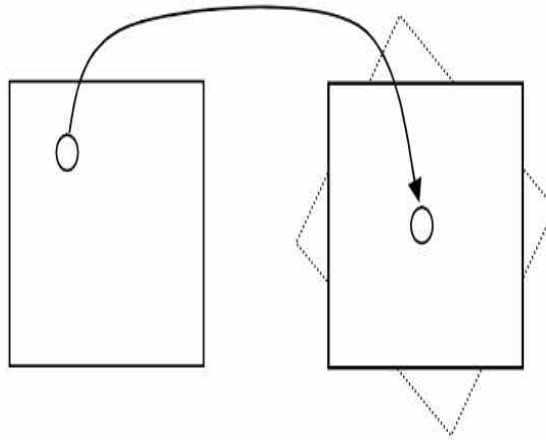


Figure 1.2 Mapping of pixel intensities

이 때 Figure 1.2와 같은 방식으로 역 추정을 이용하여 mapping해서 얻은 값은 마찬가지로 integer이 아니기 때문에 그 값을 효율적으로 찾기 위해 Figure 1.3과 같은 Bilinear Interpolation 기법을 이용한다.

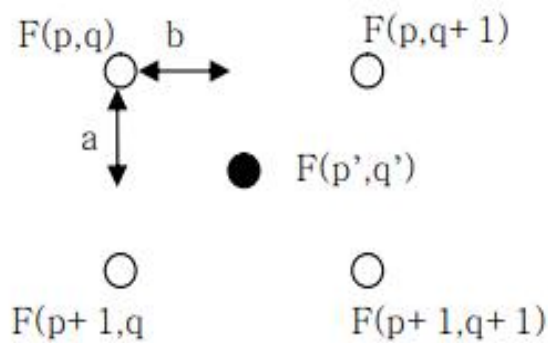


Figure 1.3 Bilinear Interpolation

보간법(interpolation)이란 알려진 값을 가진 두 점 사이 어느 지점의 값이 얼마인지 추정하는 기법을 의미한다. Image rotation에 사용되는 Bilinear Interpolation은 가운데 위치한 회전한 image의 원래 좌표를 주변에 가까운 4개 integer의 평균값으로

추정하는 방식으로써 다음과 같은 수식으로 나타낼 수 있다.

$$F(p', q') = (1-a)[(1-b)F(p, q) + bF(p, q+1)] + a[(1-b)F(p+1, q) + bF(p+1, q+1)] \quad (1.3)$$

where, p : 역 추정된 유리수와 가장 가까운 정수 값

p' : 역 추정된 실제 유리수 값

q : 역 추정된 유리수와 가장 가까운 정수 값

q' : 역 추정된 실제 유리수 값

이러한 방식으로 image를 0° 에서 180° 에서 데이터를 얻으면 물체의 투과정도에 따라 데이터의 누적량이 다르기에 각 각도에 따라 쌓아서 한 장의 단면도로 나타내면 Figure 1.4와 같은 sinogram을 얻을 수 있다.

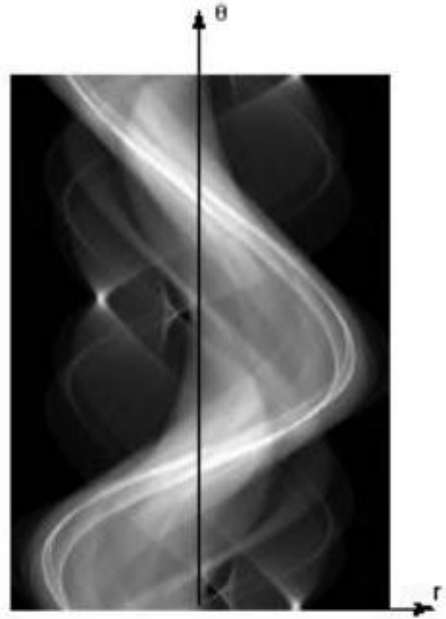


Figure 1.4 Sinogram

Sinogram을 얻으면 image reconstruction을 위해 back-projection을 진행해야 한다. Back-projection이란 얻은 projection data들을 역으로 다시 쏘아주는 것인데, 이 때 reconstruction image는 실제 image보다 크기가 크며 단점으론 blurring(s tar-like artifacts)가 발생하며 Figure 1.5가 이를 보여준다. 즉, 원래의 신호가 0이었던 부분도 back projection을 진행함으로써 data 값을 가지게 된다. 이러한 현상 때문에 reconstruction image의 spatial resolution이 크게 감소하게 된다.

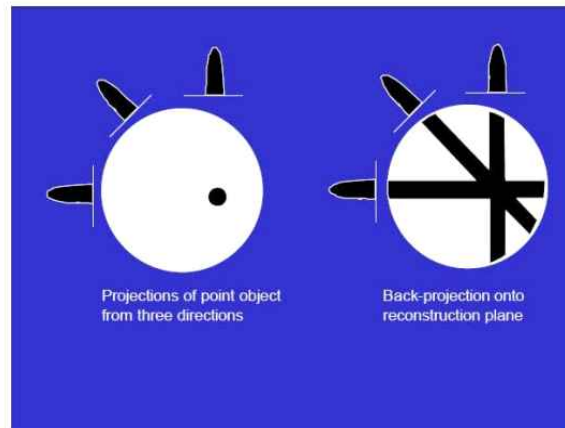


Figure 1.5 Non-filtered-back-projection

이를 보완하며 image quality를 높여줄 수 있는 방식이 바로 filtered-back-projection이다. 아래 Figure 1.6을 보면 filter를 사용하여 reconstruction한 image가 훨씬 선명하게 나온 것을 볼 수 있다. 이는 High-Pass-Filter를 이용하여 저주파 대역의 신호를 제거하여 blurring을 없애주고 image의 edge를 더욱 선명하게 보여주는 것이다.

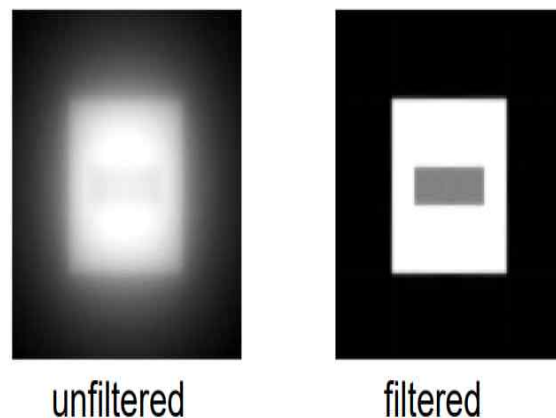


Figure 1.6 Filter의 유무에 따른 image quality의 비교

즉, background에서 (+)ripple과 (-)ripple이 만나면서 상쇄작용이 일어나 reconstruction image에서 edge가 살아나게 된다.