

Principle of spiral CTA ; Image Quality

임흥선
서울대학교병원 진단방사선과

1. 서론

..... 1987년 Somatom Plus (Siemens, Germany) 와 TCT 900S (Thosiba, Japan) CT Scanner 는 최초로 Slip Ring Technique 을 도입하여 Conventional CT Scanner 의 문제점을 해결하여 Scan Time 1sec와 Single level Dynamic Scan 에서Zero Inter Scan Delay Time의 Scan 이 가능하게 되었으며, 1989년 Radiological Society of North America Annual Meeting(RSNA)에서 Spiral Scan(Helical Scan)의 이론 및 임상적 유용성이 발표되었고, 1990년 최초의 Spiral CT Scanner가 개발 되었으며, 현재 Spiral Scan 이 가능한 High Speed CT Scanner가 보편화되었다.

최근 Hardware 와 Software의 발달로 750msec (0.75sec)의 Spiral Scan이 가능하고(Somatom Plus-4, Siemens Medical System, 독일) Table Feed도 3:1 Pitch Spiral Scan(CTi, General Electric Medical System, 미국)이 가능하다.

Spiral Scan은 기존의 Conventional CT의 Parameter 와 유사하나 Table Feed Distance, Data Processing (Linear interpolation Algorithm), Reconstruction Incremental이 추가로 선택된다. 이에 각각의 Parame-

ter의 특성 및 다른 요소들과의 연관성, Spiral CT의 기본원리를 파악하여 보다 우수한 진단가치를 지닌 Image를 얻는데 도움을 주고자 한다.

2. Scan Parameters in Spiral CT

1. KVp
2. mA
3. Scan Time(sec/Rotation)
4. Slice Thickness
5. D - FOV
6. Table Feed Distance (Pitch)
7. Data Processing (Linear interpolation Algorithm)
8. Reconstruction Algorithm
9. Reconstruction Incremental(Recon Spacing)

1) kVp

X-Ray의 강도(Hardness) 혹은 투과능력을 결정해주는 요소며, Pan Type의 좁은선속(Beam Slice Thickness)을 갖는 CT 특성상 Detector의 신호 대 잡음비(SNR)를 높이기 위해 통상적으로 High kVp(140, 120, 80)를 사용한다. mA, Slice Thickness, Patient Thickness와 함께 Quanta의 양을 결정하는 요소이며 이

는 Image Quality의 Noise의 증감에 영향을 준다. Patient Thickness는 검사부위(Skull, Chest, Abdomen, Pelvis등)와 함께 Pixel Noise에 가장큰 영향을 끼친다. 통상적으로 3.6cm 증가함에 따라 약 50%의 Pixel Noise가 증가한다(그림 1). 137kVp, 120kVp, 80kVp를 사용한 X-Ray를 직경 20cm Water Phantom을 투과시킬 경우 Quanta의 양은 표 1과 같다.

2) mA

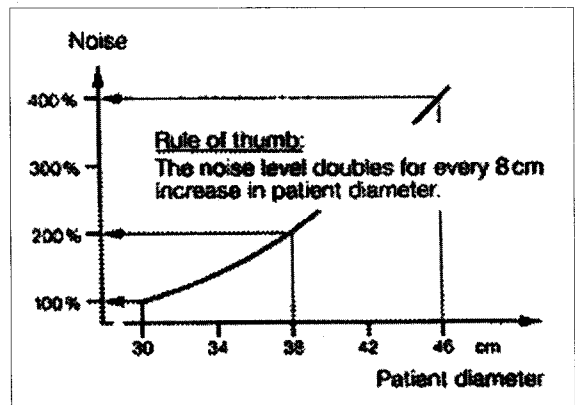
X-Ray 양을 결정하는 요소로 Number of Quanta, Patient Dose, Pixel Noise(그림 2)에 직접적인 영향을 준다. High kVp, High mAs는 우수한 화질 유지나 피폭감소(High KVp)에 유용하나 Spiral Scan시 Scan Time의 제한과 Tube Cooling Time이 길어지는 요인이 되기도 한다.

3) Slice Thickness

통상적으로 Number of Quanta, Pixel Noise, Resolution, Z-Sensitivity Profile에 영향을 주는 중요한 요소다(그림 3). Spiral CT에서는 Pitch와 함께 Scan 범위를 결정하는 요인이며 Post Processing Image Quality에 Reconstruction Incremental과 함께 가장 큰 영향을 끼친다.

그림 1. Noise as a function of patient thickness ▶

140 kVp	100 %
120 kVp	40 %
80 kVp	20 %



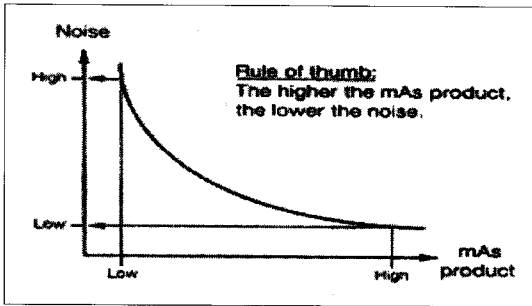


그림 2. Relationship between noise and mAs value

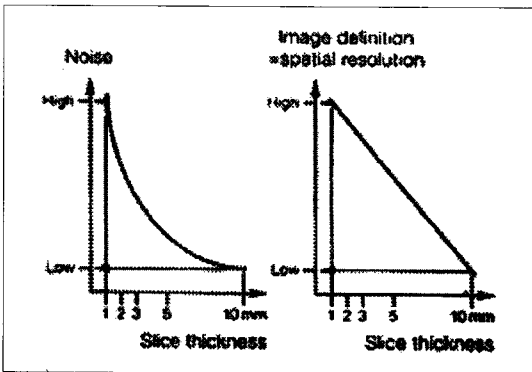


그림 3. Influence of slice thickness on noise and resolution

4) D - FOV

Matrix수와 관계하여 Pixel Size를 결정하며 이는 Slice Thickness, Reconstruction Algorithm과 함께 Resolution에 영향을 끼치는 가변 요소다. 관심부위의 크기에 따라 적당하게 선택한다.

$$\text{Pixel Size} = \text{D-FOV} / \text{Matrix Size} (512, 320, 256)$$

Matrix	D-FOV	Pixel Size
512	12.8	.25mm
320	8.0	.25mm
256	6.4	.25mm

5) Table Feed Distance

Spiral CT에서 만 추가로 선택하는 요소다. 통상적으로 Table Feed Distance는 Slice Thickness와 같은 Distance로 Scan 한다(1:1 Pitch). Spiral Scan Time은 Enhance Peak Time 지속시간, Raw Data Memory Capacity, Tube Heat Unit Capacity, One Hold Breath Time등에 의해 제한된다. 이는 Scan Coverage의 제한을 초래하며 이를 극복하기 위해 1보다 높은 Pitch를 선택하거나 보다 두꺼운 Thickness를 선택을 하게된다. Pitch는 Table Feed와 Slice Thickness의 비율로 나타낸다(그림 4).

Pitch는 Spiral CT에서 Linear interpolation Method와 함께 유효두께(Effective Slice Thickness)에 영향을 준다(그림 5, 6).

6) Data Processing(Linear interpolation Algorithm)

Spiral Scan으로 얻은 Volume Raw Data를 재구성하고자 하는 임의의 지점에서 360도 Segment Spiral Data로 직접 재구성하면 Motion Artifact와 유사한 Image를 나타낸다. 그 이유는 Scan 하는 동안 Table이

Slice Thickness	Relative No. of Quanta	Relative Noise Level
10mm	100%	1
5mm	50%	1.4
3mm	30%	1.8
2mm	20%	2.2
1mm	10%	3.2

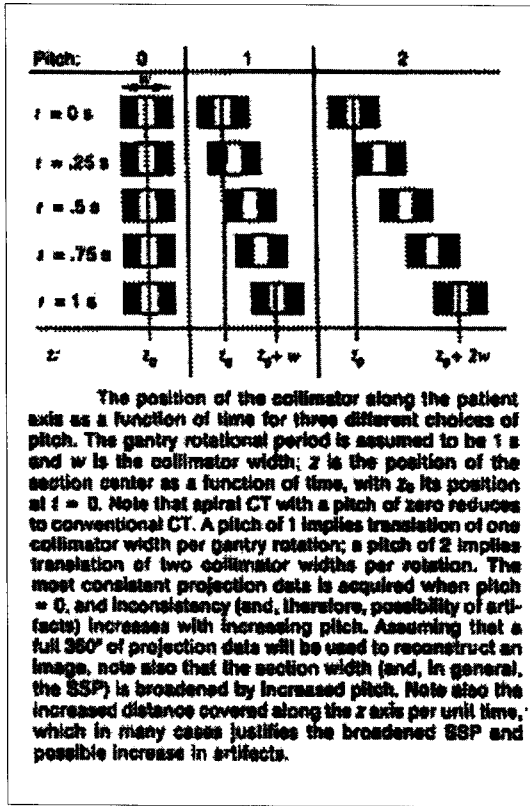


그림 4.

일정한 속도로 이동하기 때문에 재구성 하고자 하는 부위의 Scan Starting Point와 Ending Point의 해부학적 위치가 다르며 이는 360도 회전하는 동안 얻은 각각의 Tube Angular Point의 Projection data의 해부학적 부위가 다르기 때문이다. 따라서 Motion Artifact를 방지하기 위해서는 360도 Segment Spiral Data를 Linear interpolation Algorithm을 이용하여 Planar Raw Data로 변환 시켜야 한다.

하나의 Image를 얻기 위해서는 정지된 피사체를 360도 회전하며 얻은 Angular Projection Data가 있어야 하며 이들 Projection Data를 APU에 있는 Back Projector(대부분의 장비가 역투영법을 이용함)에서 Reconstruction Processing 하여 Image Data로 변환 시

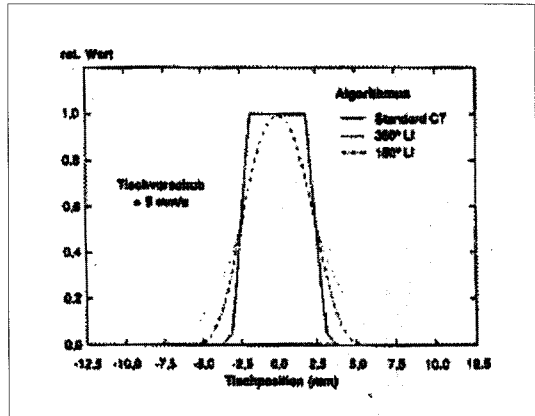


그림 5.

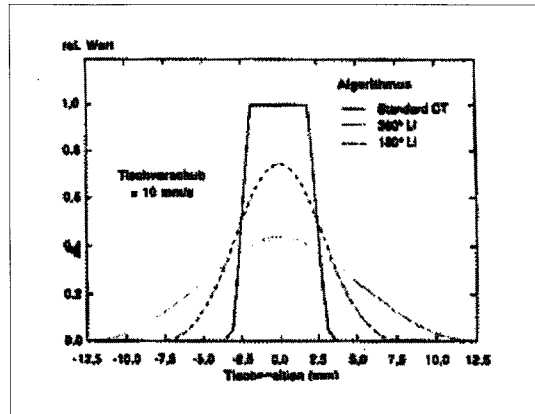


그림 6.

켜야 한다. 하지만 Spiral Scan으로 얻은 Volume Raw Data는 재구성 하고자 하는 임의의 지점 어느 곳이나 그 지점을 지나는 순간의 임의의 각도에서 얻은 하나의 Angular Projection Data만 존재하므로 나머지 다른 각도의 Angular Projection Data(Planar Raw Data)를 구하여야 하며 이를 Linear interpolation Methode를 이용하여 얻는다(그림 7).

Linear interpolation란 다양한 Interpolation 방법중 가장 간단하고 원시적인 방법이다. Linear interpolation란 측정하여 값을 알고 있는 두 지점(A,B) 사이에 존재하는 임의의 지점(C)의 측정값을 알고자 할 때 두 지점

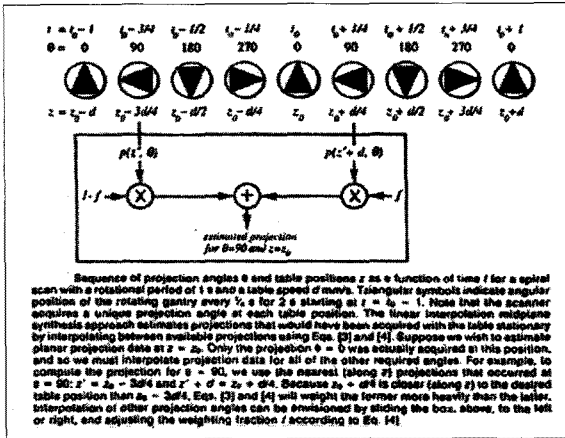


그림 7.

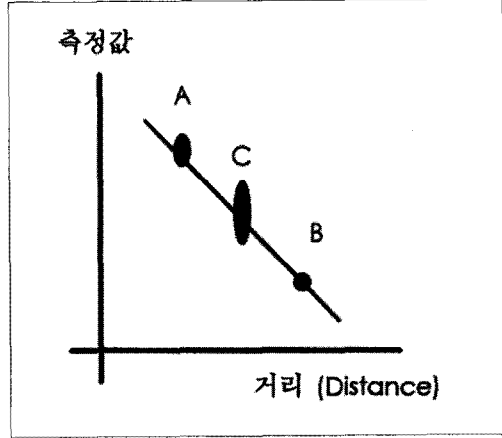


그림 8. Linear interpolation

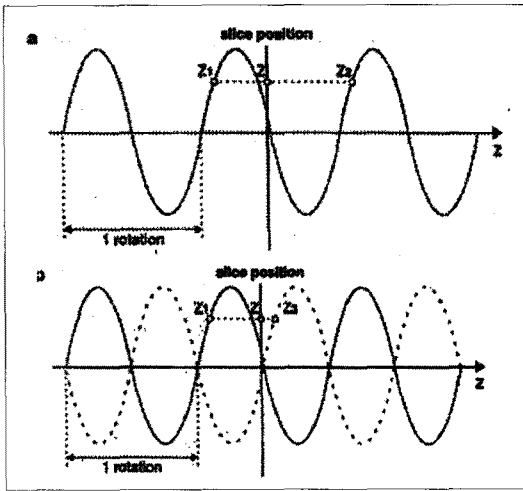


그림 9.

을 직선으로 연결하고 알고자 하는 지점과 두 지점간의 거리에 따른 비례적 혹은 역비례적인 가중치를 주어 계산하는 방법을 말한다(그림 8). Spiral CT 에서는 기왕에 존재하는 하나의 Angular Projection Data 외 다른 각도의 Angular Projection Data를 이웃한 동일각도(재구성 하고자 하는 임의의 지점 전, 후)의 Projection Data를 재구성 하고자 하는 임의의 지점과의 거리에 따른 비례적 가중치를 주어 얻는다.

(1) 360도 Linear interpolation Methode

재구성 하고자 하는 임의의 지점 Z에서 각각의 Angular Projection Data(Planar Raw Data)를 구하고자 할 때 이웃한 동일각도 (Z1, Z2)의 Projection Data를 Z 지점으로부터 거리에 따른 비례적 가중치를 주어 구하며 이러한 방법으로 360도 전 방향의 Angular Projection Data (Planar Raw Data Set)를 얻기 위해서는 360 X 2(720도)의 Spiral Data 가 필요하다(그림 9a).

(2) 180도 Linear interpolation Methode

각각의 Angular Projection Data(Planar Raw Data)를 실제로 Spiral Scanning 하는 동안 얻은 Measured Projection Data와 이와 반대되는 각(Spiral Projection Angle의 180도 전 혹은 후)에서 얻은 가상의 Projection Data(Pseudo or Calculate Projection Data)를 이용해서 구하는 방법이다.

즉 재구성 하고자 하는 임의의 지점 Z에서 각각의 Angular Projection Data를 구하고자 할 때 실제로 Spiral Scanning 하며 얻은 Measured Projection Data에

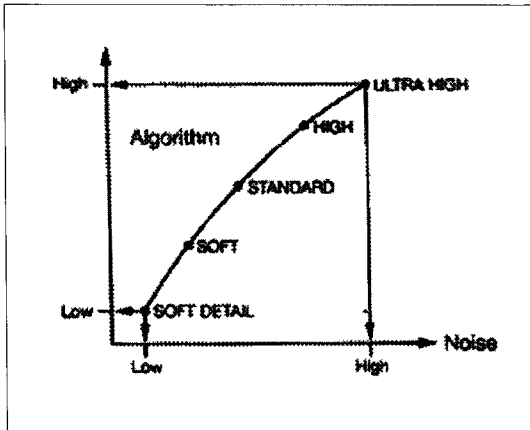


그림 10. Influence of algorithm on image definition and noise

서연하고자 하는 Angular Projection Data(Z1)와 반대각 (180도 전 혹은 후)의 Pseudo Projection Data(Z3)의 Angular Projection Data를 Z 지점으로부터의 거리에 따른 비례적 가중치를 주어 구하며 이러한 방법으로 360도 전 방향의 Projection Data를 얻기 위해서는 180 X 2(360도)의 Spiral Data가 필요하다(그림 9b).

180도 Linear Interpolation Method의 Calculated Projection Data는 실측되지 않은 가상의 Data 이다. 하지만 단순 X-Ray 촬영에서 A-P Projection Image와 P-A Projection Image가 유사한 것처럼 Spiral Scan시 실측된 Measured Projection Data를 이용하여 180도 전 혹은 후의 반대 각의 Projection Data를 계산해 내는 일 또한 가능하다. Linear Interpolation Algorithm으로 얻은 Planar Data 또한 이웃 각의 Projection Data를 이용한 가상의 Data지만 재구성 하고자 하는 임의의 어느 지점이나 실제로 측정된 하나의 Projection Data 가 존재하기 때문에 이를 근거로 다른 각도의 Projection Data를 계산하는 것 또한 가능하며 이러한 이유로 이들 이론은 충분히 활용 가능하다.

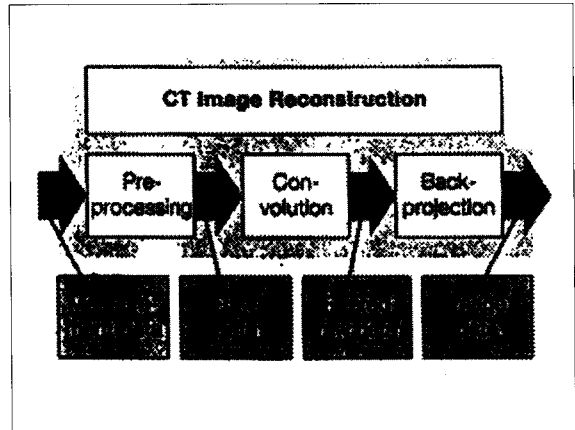


그림 11. The three steps of a CT image reconstruction

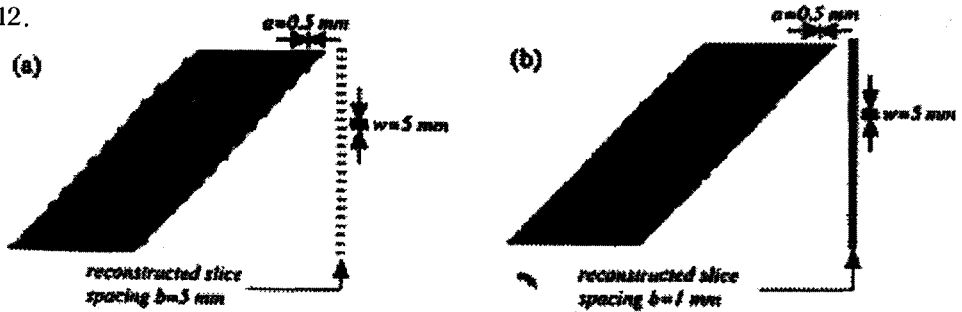
7) Reconstruction Algorithm

Spiral CT의 Reconstruction Algorithm은 Conventional CT와 같다. 다만 Data Processing(Linear interpolation)과정이 추가될 뿐이고 그 이유는 앞에서 자세히 설명하였다. Reconstruction Algorithm 은 Resolution과 Pixel Noise에 영향을 준다(그림 10). Image Reconstruction은 Preprocessing과정을 거친 Raw Data를 Convolution과정에서 여과한 다음 Back Projection 과정을 거친 후 Image Data로 바꾸는 3단계 과정이 있다(그림 11). Convolution 과정이 우리가 통상적으로 이야기하는 Reconstruction Algorithm(Soft, Standard, Bone)이 선택적으로 적용되는 과정이며 Prospective 혹은 Retrospective로 지정하는 D-Fov(Image Segment), Matrix 수, Center(Image Position) 등이 Backprojection 과정에서 선택적으로 적용되어 Image가 완성된다.

8) Reconstruction Incremental

Volumetric Scanning 및 Volumetric View는 Spiral CT의 특징이자 장점이다. Incremental을 자유롭게 설정

그림 12.



Maximum intensity projections of spiral CT images of a rod in the coronal plane at 45° to the z axis. The in-plane pixel size a was 0.5 mm, the collimator width w was 5 mm, and the table speed s was 5 mm/s. A: Reconstructed slice spacing, b , was 5 mm (one image per gantry rotation). B: Reconstructed slice spacing, b , was 1 mm (five images per gantry rotation).

할 수 있기 때문에 Conventional CT 처럼 Image 수와 피폭이 비례하지 않으며 특히 작은 병변 진단(그림 12) 및 Post Processing 시 우수한 Image를 얻을 수 있다(그림 13). Incremental 간격이 좁으면 Image가 Overlapping되어 보다 우수한 2-D 및 3-D Image를 얻을 수 있으나 Post Processing 시간이 길어지며 Data 관리 및 저장에 어려움이 있다(그림 13-1). 따라서 Section Sensitivity Profile(Slice Thickness), Z-Axis와의 각도, 해부학적 특징에 따라 적당히 선택한다. Z-Axis로 부터 기울기가 큰 혈관(예:Renal Artery)이나

해부학적 변화가 큰 부위(예: Skull Vertex)는 Incremental 간격을 좁게 하여야 좋은 영상을 얻을 수 있으나 Slice Thickness의 30%가 한계다.

3. CT Image Quality Characteristics

Image Quality와 관련된 Noise, Artifacts, Resolution 과 이들과 Scan Parameter와의 연관관계는 다음과 같다.

그림 13.

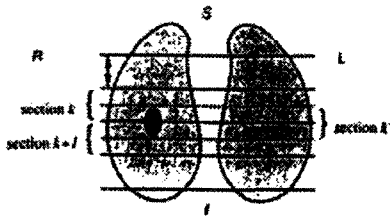
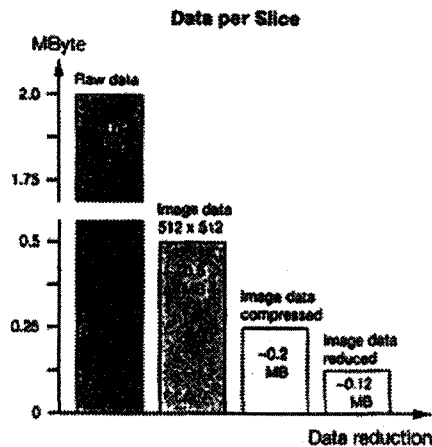


Illustration of intensity loss due to through-plane partial volume effect. Consider a relatively high-density lesion (black ellipse) surrounded by low-density soft tissue. The full width at half maximum of the SSPs of a contiguous stack of reconstructed images are given by the separation between solid lines. The lesion is only partly imaged by sections k and $k + 1$; thus, its intensity will be decreased due to volume averaging with the surrounding soft tissue. However, section k , which can be chosen to be reconstructed from the acquired spiral projection data, images the lesion with less volume averaging from above and below and, therefore, with greater intensity.



4. Fixed Parameters

- 1) Focal Spot Size
- 2) Effective Detector Aperture Size
- 3) Sampling Rate
- 4) System Magnification

5. 기타

- 1) Patient Factor
 - Pre-Study Concerns
 - Patient Cooperation
 - Patient Comfort

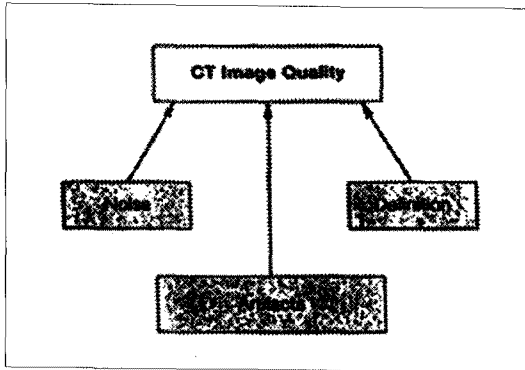


그림 14 1. CT image quality characteristics

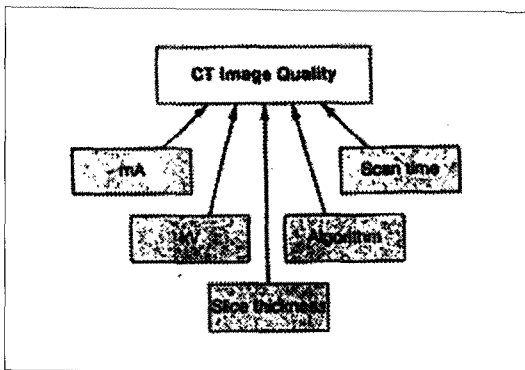


그림 14 2. CT Scan parameters

- 2) Positioning Factor
 - Midline, S-FOV
 - Table Height
- 3) Systemic Factor
 - Calibration, Camera Set Up
 - Film Processing

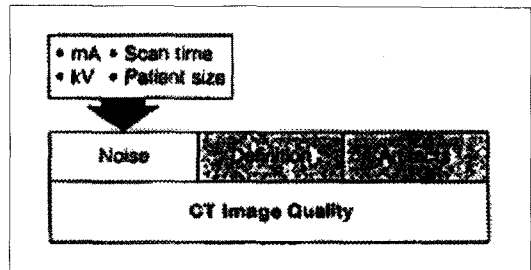


그림 14 3. Pixel noise and the underlying factors

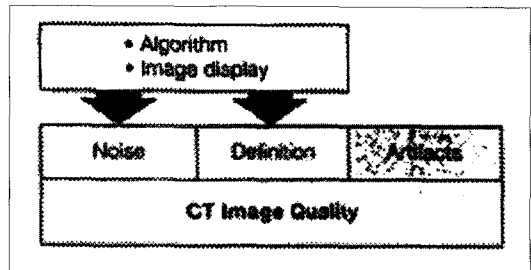


그림 14 4. Factor influencing noise and resolution

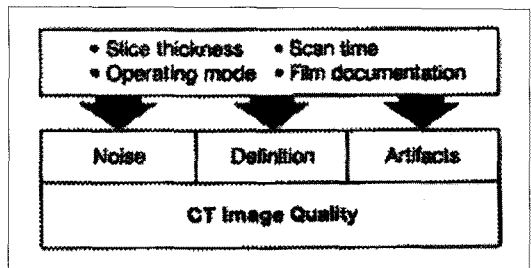


그림 14 5. Factor influencing CT image quality