

直接檢出方式에 의한 X線影像의 再構成에 關한 研究

慶熙醫療院 放射線科
姜 熙 斗

Abstract

A X-Ray Image Reconstruction by the Direct Detection Method

Hee Doo Kang

Dept. of Radiology, Kyung Hee University Medical Center, Seoul, Korea

In this paper, the rotating plate method extracting signal and reconstructing original image was proposed. The rotating method has cell detector array each of which has used in the medical diagnosis X-ray photography.

The major problem using the simple horizontal moving or non-moving method is the size and number of detector cells which have the considerable affection on the sharpness and resolution of the reconstructed image. Secondary, the estimated pixel values of non-detected real points which are placed between detector cells will be the distorted pixels in the reconstructed image.

Therefore, the proposed rotating plate method has the exact distribution on the uncertain pixels which were reconstructed by conventional methods to solve these problems. And then, the image using the rotated plate's cell output signal was reconstructed on the computer simulation. The method will rotate the detector array plate to solve the reconstruction from the detector size and number of conventional methods.

The result of simulation has estimated the original pixel position and 81 pixel/mm resolution which the reconsideration of the detector's moving orientation, the proposed method has 25 pixel/mm resolution. These results have been represented by 3-D computer graphics.

환자의 질병 진단과 치료에 필요한 각종 자료 중 화상 정보의 가치는 매우 중요하다. 의료용 화상 정보는 여러 가지 물리적 현상을 이용하여 신체 장기의 형태 및 기능적 특성을 나타내고 있다. 병원업무 전산화 과정에서 일반업무는 전산처리되고 있으나 가장 중요시되는 환자의 진료에 관한 자료는 여러 가지 문제 때문에 종합 처리되지 못하고 있으며, 특히 화상 정보는 기술적 문제로 더욱 어려워 이의 해결을 위한 연구가 진행되고 있다. 의료용 화상 중에서도 단순촬영 X선화상은 높은 선예도와 해상도를 요구하고 있으며 X선필름 카세트 방식을 이용하여 영상을 추출, 기록, 보관하고 있다. Digital radiography는 인체 조사 후의 감약된 방사선을 검출하여 그 적분값을 얻고 영상처리 및 재구성 과정을 통하여 진단 가치를 높은 영상을 제공하는 새로운 형태의 X선 촬영법을 말한다. 디지털 영상을 활용하는 의료용 장비로는 컴퓨터단층촬영장치(CT), 핵의학용 감마카메라 등이 있으며 일반 촬영용 X선장치에도 적용하고 있다.

본 연구의 목적은 X선 촬영시 피사체를 투과한 X선을 기존의 방식인 증감지 필름 기록이 아닌 검출기를 판형으로 배열한 검출판을 이용하여 신호를 추출하고 그 신호로써 영상을 재구성하여 기존 영상 추출 방식의 결과와 비교, 새로운 영상 추출 방식으로써의 유용성을 검색하며 궁극적으로 진단 가치가 높은 영상의 제공과 업무 전산화시의 영상 복원, 보관의 문제를 보완하고자 하는데 있다.

본론의 제1절에서는 기존의 X선 추출방식 과정 및 장단점을 분석하고, 제2절에서는 의료용 화상 정보의 평가기준이 되는 선예도, 해상도 및 정보 전달능(MTF)에 관하여 논의하고, TV의 해상도를 평가하는 Kell 계수를 언급한다. 제3절에서는 본 논문에서 제시한 검출판의 구성 및 구동방법과 검출신호의 특성과 분산방법을 논의한다. 마지막으로 제4절에서는 가정된 상황하에서의 컴퓨터 시뮬레이션 결과를 제시하였다.

1. X선의 영상화 시스템 분석

X선의 영상화는 X선의 투과, 사진, 형광작용 등을 이용하여 가능하다. 일정목적 피사체를 투과한 X선은 피사체의 구성물질에 따라 흡수된 X선량이 다르고 이에 따라 투과 후의 X선량에 차이가 생기는데 이 선량을 사진 건판이나 형광판을 투사한 필름 또는 형광상을 관찰함으로써 진단에 도움을 주며, 형광상을 비디콘 카메라로 잡아 TV 모니터에서 영상을 관찰한다. 이 화상은 해상능이 떨어져 동적인 장기의 관찰에 이용된다. X선의 형광작용을 이용하여 화상을 추출하는 레이저 X선 디지털 장치는 전자, 자외선, X선 등의 자극을 받으면 에너지를 흡수하고 가시광선, 적외선을 받으면 형광으로 발산하는 휘진성형광체(輝盡性螢光體, photostimulable luminescence)가 도포된 영상판(image plate)을 이용하여 X선에 의한 잠상을 얻고, 헬륨-네온 레이저를 주사하여 그 형광에 의해 수광된 A/D 신호를 레이저로 재차 필름에 주사, 화상을 복원한다. 이 방식은 진단 가치의 향상과 필름영상의 디지털화에는 효과적이나 효율성과 경제성이 떨어진다. 또한 형광작용을 이용하여 신호를 검출하고 영상을 재구성하여 단층상을 제공하는 CT(computed tomography)가 있으며 단순촬영은 X선 발생장치에서 발생된 X선을 피사체에 조사, 투과된 선량을 필름에 기록 보관한다. 디지털 영상이 최초의 진단정보를 유지하려면 증감도의 증감지 필름시스템이 갖는 해상도 8 line pair/mm(필름이 갖는 해상도 20~25 line pair/mm)를 유지해야 하는데 이보다 현저한 차이가 있을 때는 디지털 영상화의 필요성이 감소된다.

TV 주사 방식에서의 신호 추출은 주사하기 위한 광변환 후의 영상 정보의 손실 및 왜곡이 매우 심하여 원래의 진단 정보를 유지한다고 할 수 없다. 필름의 해상도를 유지하면서 영상 왜곡이 적은 신호를 얻어내려면 단위 mm당 400~600화소에 해당하는 검출기에 의한 직접 검출을 생각해보나 이것은 사실상 불가능하다. 그래서 본 논문에서는 단위 면적당 1개 또는 수개의 검출기를 설치한 화

상 검출판을 기하학적으로 운동시켜서 검출된 신호를 기본화면에 수록하여 영상을 재구성 하는 방법을 제시한다.

2. 진단용 X선 화상의 성능분석

의료용에 사용되는 X선은 0.1~1 Å의 파장을

이라고 하며 선예도와 해상능을 한데 묶어 중점적으로 측정한다. MTF는 X선 영상정보를 X선필름이나 TV 영상 등으로 얼마만큼 전달되는가 그 양을 측정하는 것으로 최초의 발생 정보량과 필름 또는 기타 방식에 기록된 정보와의 비율로써 나타낸다. 정보량은 mm당 나타낼 수 있는 선수(line/mm) 또는 mm당 주파수(Hz/mm)로 표현한다.

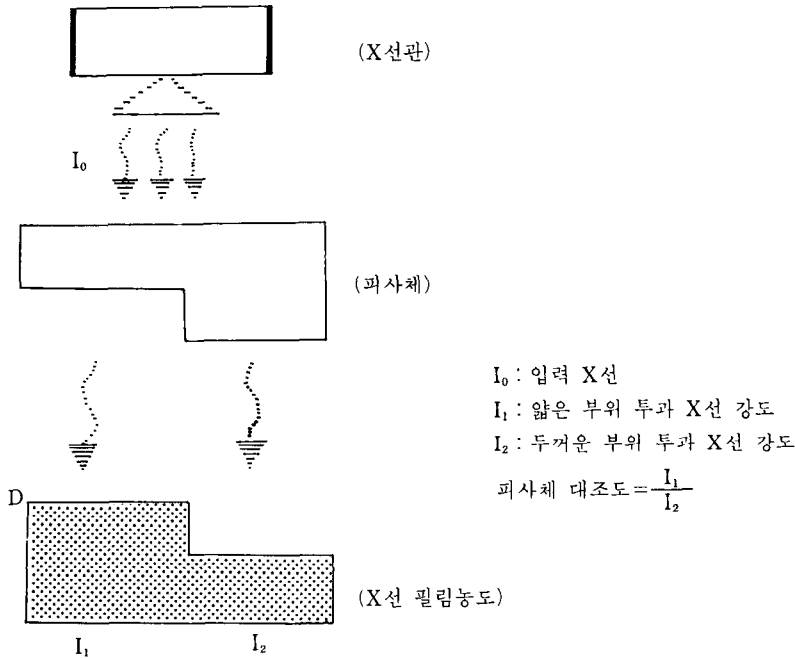


Fig. 2-1. The procedure of X-ray image

갖고 있으며 약 40~150 KeV 에너지 영역을 이용하고 있다. 이 X선은 물리적 특성 중에서 투과작용, 사진작용, 형광작용을 이용하여 X선사진을 얻고 그 사진 대조도로서 이상 유무를 판독하게 된다. 그림 2-1은 X선사진 형성과정으로 피사체 투과 후의 X선량에 따라 사진농도가 결정된다.

방사선 사진영상의 질은 선예도(sharpness)와 해상능(resolution)으로써 평가 된다. 선예도는 영상의 경계(image edge)를 선명하게 나타낼 수 있는 능력을 말하며, 해상능은 근접해 있는 작은 물체를 얼마나 선명하게 나타낼 수 있는가 하는 능력을 말한다. 이러한 것들을 종합한 평가기준을 정보전달능(MTF : modulation transfer function)

사진 1, 2, 3, 4는 해상력 차트를 X선 촬영한 것으로 숫자는 inch당 line 수(line/inch)를 나타낸다. 사진 1, 2는 해상력 차트를 필름증감지 시스템을 이용 직접 촬영한 것이며 사진 3, 4는 형광 증배관상을 촬영한 것이다. 사진 1, 2, 3, 4에서 보듯이 형광 증배관상을 촬영한 사진이 증감지 필름시스템에 의한 촬영 사진보다 현저하게 기록성이 저하됨을 알 수 있다. 즉, 단위 길이당 선수(정보)가 증가함에 따라 그 기록성이 저하된다.

해상력 차트의 mm당 선수가 주파수가 되므로 MTF는 식 2-1과 같이 되며

$$MTF = \frac{\text{출력 노광진폭}}{\text{입력 노출진폭}} \dots\dots\dots (2-1)$$

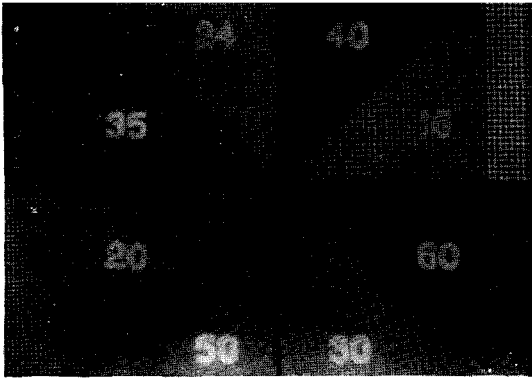


Photo. 1. The X-ray photograph of the intensifier screen system's resolution chart(16~60 line pair/inch)

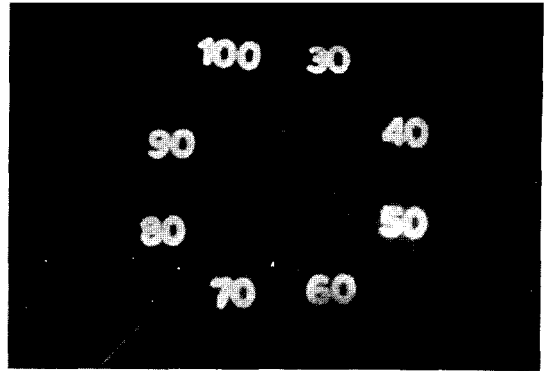


Photo. 2. The X-ray photograph of the intensifier screen system's resolution chart(30~100 line pair/inch)

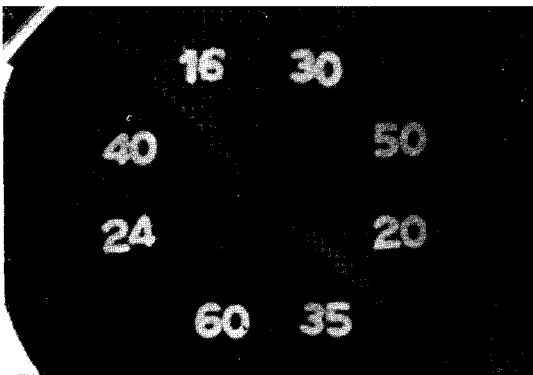


Photo. 3. The X-ray photograph of the image intensifier tube's resolution chart(16~60 line pair/inch)

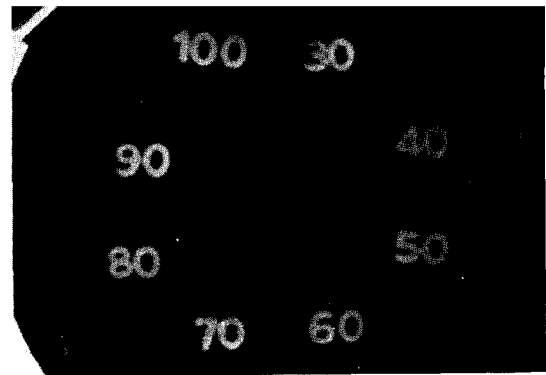


Photo. 4. The X-ray photograph of the image intensifier tube's resolution chart(30~100 line pair/inch)

그림 2-2와 같이 증감지 필름 결합 사용시의 MTF를 구할 수 있다. Line pair/mm의 MTF는 약 0.5, 4 line pair/mm의 MTF는 0.3, 6 line pair/mm의 MTF는 1.5로 점차 주파수가 증가할 수록 MTF가 감소하는 것을 알 수 있다. MTF는 단위도 없고 선예도, 해상능, 대조도를 측정할 수 없지만 필름 증감지 결합 사용시의 정보 기록능 및 정보전달 능력을 평가하는데 상당한 정확성을 갖고 있다.

정상인의 시력은 2~4 line pair/mm를 구분할 수 있으며 X선용 형광증배관 상은 1~4 line pair/mm이다. X선사진을 기준으로 할 때, 형광증배관 상의 MTF는 떨어지며 이는 입력 형광면의 형광 입자에 의한 것이다. 또한 전자렌즈의 전하집속이

균등하지 못하여 주변부 전자 진행경로의 변화가 발생, 불균형 영상이 된다. TV상의 질은 Kell 계

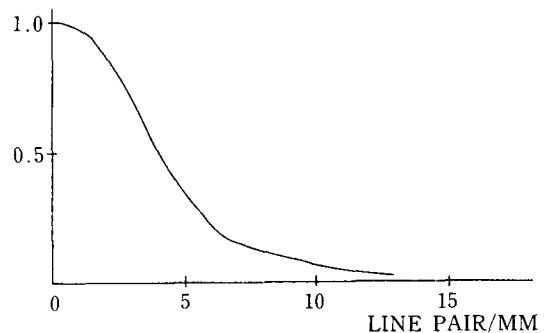


Fig. 2-2. The MTF curve of the X-ray intensifier screen-film system

수로 표현하며, 수평 주사선의 양과 수직 해상능과의 관계로 표현한다.

$$\text{Kell 계수} = \frac{\text{해상능(resolution)}}{\text{주사선수(number of scan line)}} \dots\dots\dots (2-2)$$

525 line TV의 Kell 계수가 0.7이므로 해상능은 185 line pair/전체 화면이 되며, X선증배관 6 inch 장치와 결합 사용시 단위 mm당 MTF는 0.8 line pair/mm가 된다. TV 장치는 필름에 비해 MTF가 현저히 떨어지나 동적인 장치의 관찰 및 기타 시술시에 보조장치로써 유용하다.

3. 화상 검출판(image detection plate)에 의한 신호의 영상 재구성

1) 화상 검출판과 검출

(1) 화상검출 시스템의 구성

검출 시스템의 전체적인 구성을 보면 그림 3-1과 같다. 본 논문에서 제시하고자 하는 것은 그림 3-1의 경우, 정지상태의 기본화면(basic screen)에서 얻어지는 Dsx, Dsy 간격의 화소들로 구성되므로 해서 얻어진 전체화상은 질적인 저하를 가져오게 된다. 이러한 이유는 검출기(detector)간의 간

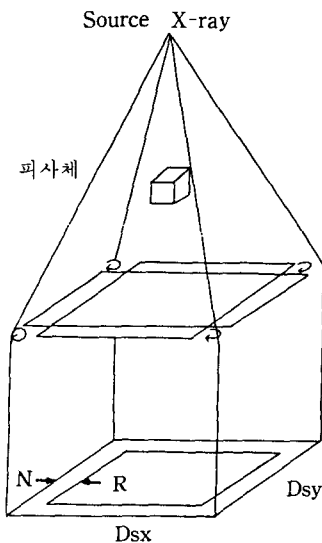


Fig. 3-1. The system of the proposed detection mechanism

격, 즉 검출기 크기(detector size)에 의한 것이기 때문에 가장 바람직한 방법은 검출기를 소형화하는 것이나, X선 특성상의 문제점, 즉, 산란성, 투과성, 형광작용 및 검출기의 구조, 검출특성 등을 고려할 때 검출기의 크기를 무한히 적게할 수 없고, 설사 미소한 검출기로 구성한다 하여도 신호처리 시의 데이터량을 처리할 수 있는 장비의 구현이 용이하지 않다. 이러한 점들을 감안하여 반도체 산업의 발전에 따라 예상되는 X선용 검출기의 최소크기는 약 0.5~1mm 정도이다. 이 경우 기본화면에 나타나는 화소들의 간격은 1~2 line pair/mm 정도이므로 사진의 해상력인 20 line pair/mm에 훨씬 미치지 못하고 증감지 필름 시스템의 8 line pair/mm에도 미치지 못하므로 검출판(detection plate)이 회전하는 메카니즘을 고려하여 검출간격을 줄이고자 하는 것이 본 논문의 주제이다. 검출판이 회전할 때 발생하는 첫 번째 문제점은 회전으로 형성된 기본화소의 간격은 X-Y축으로 등간격이 되지 못한다. X-Y축으로 등간격이 되는 화소간격을 얻을 수 없게 되어 회전시 발생하는 중복영역의 좌표가 동일하게 되지 못한다.

두 번째 문제점은 그림 3-1에서 보는 바와 같이 정지상태의 기본화소에서 얻어진 화상보다 회전반경 $N \cdot R$ 만큼 가로 세로 확장된 화상이 얻어지게 되고 확장된 영역에서의 데이터는 확장 이전의 영역에서 얻어진 데이터와 동질성을 유지할 수 없다. 즉, 내부영역과 외부영역에서의 화상데이터는 신뢰할 수 없다. 이런 문제점을 극복하기 위한 여러 방법이 있겠지만 본 논문에서는 외부영역을 버리고 내부영역만을 동질성 정보자료(homogeneous information)로 가정하여 처리하였다. 또한, 첫 번째 문제점을 제거하기 위해서 회전반경 $N \cdot R$ 로 회전하는 원계적을 따라 검출판 전체로 회전하는 방법을 취하였다.

(2) 화상검출판(image detection plate)의 구성 및 구동

그림 3-1의 검출 시스템에서 기본화면은 임상에서 사용하는 흉부사진의 크기를 고려한 14 inch x 14 inch로 하여 그림 3-2와 같이 구성하였으며 이러한 구성은 정지상태의 배열이 회전 계적을 따라 이동할 때 검출영역을 최대화 할 수 있어야 하고 검출기 연속 배열시 검출기간의 미검출 영역을 줄

이기 위한 모형이 되도록 하였다. 검출판의 구동 방법은 앞 절에서 서술한 것과 같이 검출판이 원 궤적을 등간격으로 이동하도록 하였으며, 그림 3-3과 같은 방법으로 구동하였다.

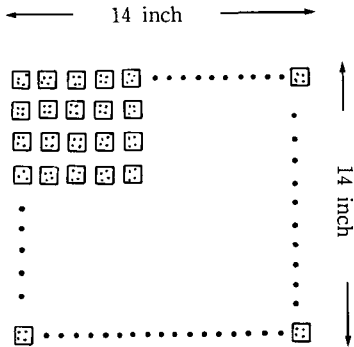


Fig. 3-2. Detection plate model

$$\begin{bmatrix} s_x \\ s_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\Delta\theta & \sin\Delta\theta \\ -\sin\Delta\theta & \cos\Delta\theta \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} n \cdot R & 0 \\ 0 & n \cdot R \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (3-1)$$

여기서

X, Y : 정지상태의 검출기의 위치

$\Delta\theta$: 회전각도

s_x, s_y : 만큼 회전한 후의 검출기 위치

$n \cdot R$: 검출판의 회전반경

검출판의 회전에 의해 형성된 좌표값들의 X축 및 Y축의 변화가 등간격을 이루지 못하므로 기본화면 상에서 얻어진 좌표값들을 등간격 좌표계로 변환하여 위치를 교정하였다.

기본화소들의 위치, 즉 샘플(sample) 주기를 결정하기 위해서는 하드웨어적인 회전시간 및 검출기의 검출시간 등을 고려해야 하지만 본 논문에서는 그러한 상황을 고려하지않고 임의로 기본화소 간격을 나누었으며, 위와 같은 원궤적 회전방식의 시뮬레이션은 X축 및 Y축이 동일한 정사각형 궤적을 스캐닝(scanning)하는 것과 같으므로 시뮬레이션에서는 정사각형 궤적을 고려하여 주어진 패턴을 탐색하였다.

그림 3-3과 같은 검출판의 회전 메카니즘을 고려할 때 $\Delta\theta$ 회전 이후의 좌표 변환은 cosine 및 sine의 함수를 따라 궤적이 변화하므로 식 (3-1)과 같이 좌표점들이 이동하게 된다.

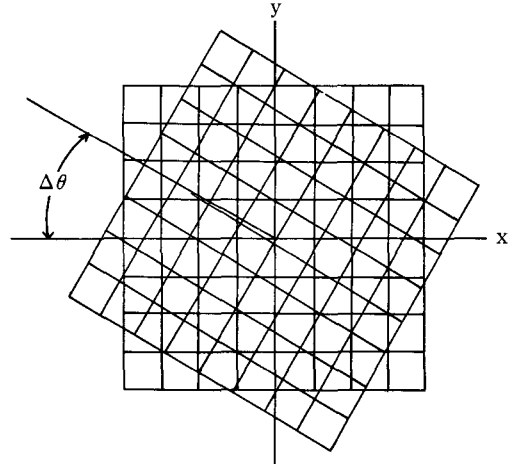


Fig. 3-3. The rotation mechanism of detection plate

2) 신호 처리와 영상 재구성(signal processing & image reconstruction)

(1) 검출신호의 특성

기하학적 운동시 검출기는 여러 농도구역을 지나게 되며 그때 농도구역간 경계값들을 어느정도 표현할 수 있는 지가 문제가 된다. 화소의 길이가 검출기 직경과 같고 화소 폭이 불규칙한 상태 그림 3-4와 같다고 할 때 검출기 X축 진행방향의 화

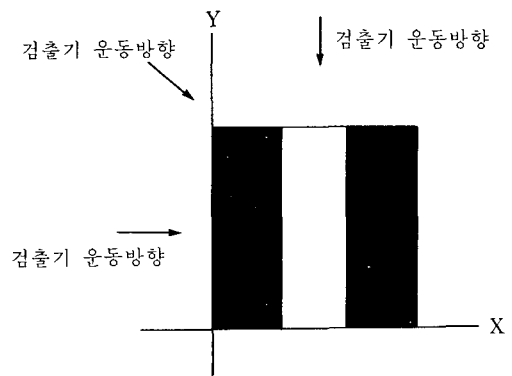


Fig. 3-4. Standard detection model

소 변화는 표현할 수 있으나 Y축의 화소 변화는 나타낼 수 없다. 단위면적 내에 미세 화소 분할상태를 파악하기 위해서는 그림 3-5와 같이 적어도 2개 방향 이상에서 농도영역을 검출, 그 값을 동일 좌표상에 분할하여 그 농도상태를 파악할 수 있다.

한 개의 원형 검출기가 수평 이동하여 검출한 영역과 농도곡선을 그려보면, 그림 3-6, 3-7, 3-8 및 3-9와 같다. 그림 3-6에서 그림 3-9까지의 경

우에서 보듯이 농도영역의 폭이 좁아질수록 검출값의 변화폭이 줄어들며 농도영역과 일치하지 않는 경우가 있음을 알 수 있다. 변화 폭이 줄어드는 것은 선에도 저하를 나타내며, 농도영역에서의 불일치는 해상능의 저하를 나타낸다. 단순 수평이 동시에 나타낼 수 있는 최소 화소 폭은 그림 3-7과 같이 검출기 직경의 1/2 정도가 됨을 알 수 있다. 그림 3-9와 같은 경우에는 화소영역의 변화를 나타낼 수 없다.

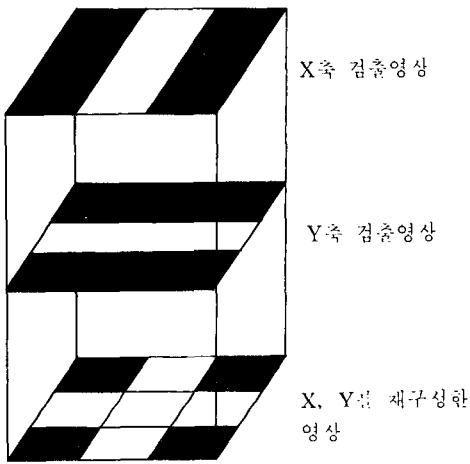


Fig. 3 5. Image reconstruction model

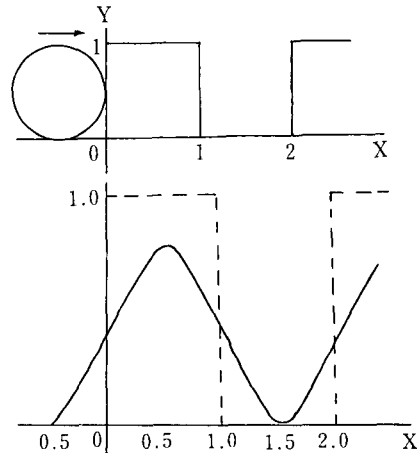


Fig. 3-6. The case that detection area's width is detector's width

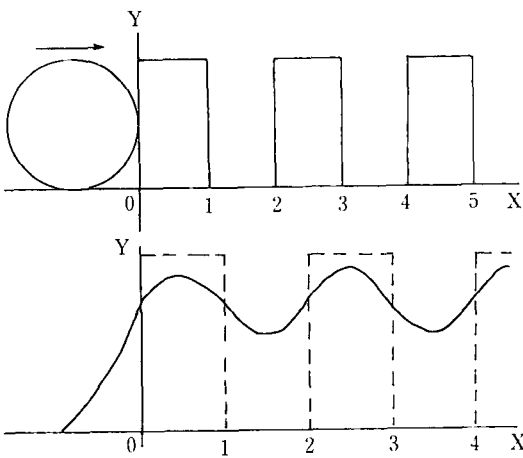


Fig. 3 7. The case that detection area's width is a half of detector's width

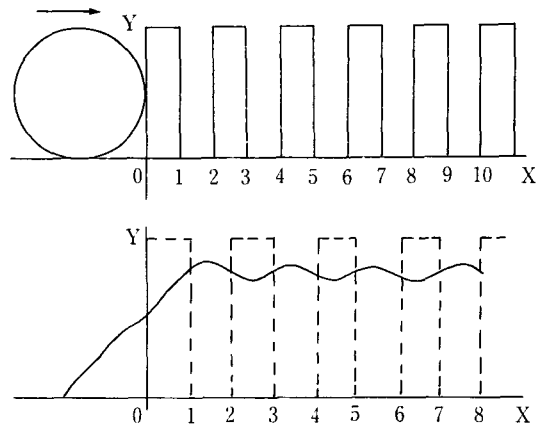


Fig. 3-8. The case that detection area's width is a quarter of detector's width

(2) 검출신호 처리 및 재구성

하나의 검출기가 검출한 영역의 값은 그 검출기의 회전각에서의 좌표값에 수직 또는 수평, 방사형 등 값으로 그림 3-10과 같이 적용 되어진다.

검출기가 일정 시간동안 360도 회전하여 검출한 신호 중에서 회전각에서의 검출량은 그 검출기가 위치한 영역의 평균 검출량이 되며 이 값은 검출기가 위치한 좌표축 상의 X축 또는 Y축의 값으로 적용하고자 한다. 회전각을 10도씩으로 분할할 경우 36개 좌표점 상의 값을 얻을 수 있다. 영상처리를 화소(pixel) 값으로 하기 위해 X축 화소 분할은 2R에 해당하는 X축의 값으로 Y축의 값과 같이 분할하여야 한다. 사각형 검출기가 360도 평면 회전시의 검출영역은 그림 3-11과 같다.

원형, 육각형, 사각형 검출기를 원회전, 사각운동, 직교이동하여 검출한 값을 X축 또는 X-Y축에 분산 적용하고 그 상태를 3차원적으로 표현 분산특성을 확인하고자 한다.

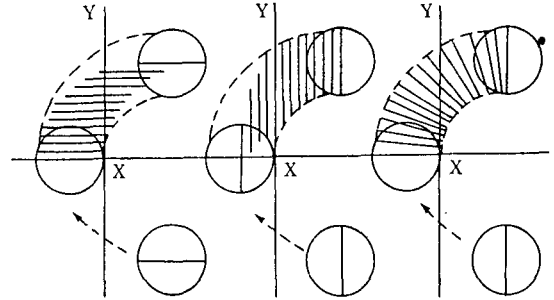


Fig. 3-10. Distribution model of detected signal

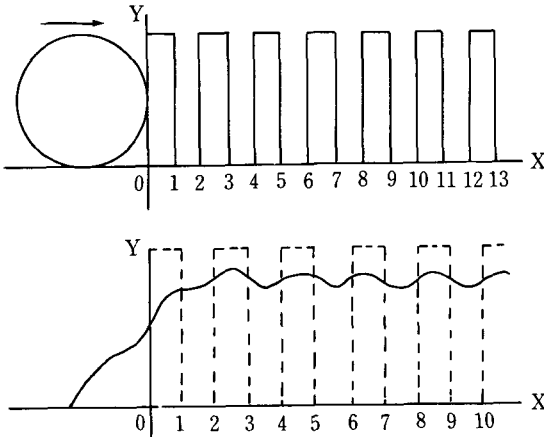


Fig. 3-9. The case that detection area's width is one fifth of detector's width

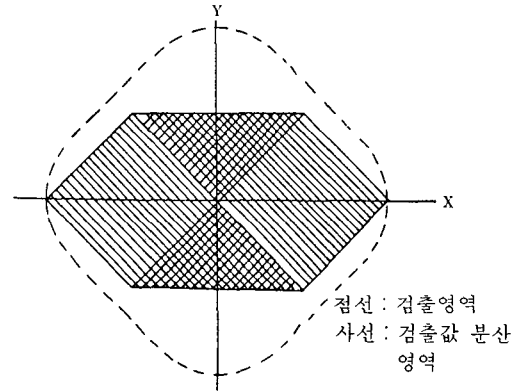


Fig. 3-11. Detection area rotated with detector's diameter and distribution area

360도 검출한 값의 X축 값 적용시 분산범위는 그림 3-11의 사선부분과 같다. 사선이 겹친 부분은 한 개의 검출기의 검출량 X축의 값을 적용시 두 번 값이 주어지는 영역이며 주변 검출기의 검출값들을 적용하면 평활화한 상태가 된다.

4. 실험 및 수행 결과

1) 항 실험방법

실험에 사용된 입력자료는 좌표상에 임의의 농도영역을 설정하여, 검출기가 그 영역을 지날 때 검출기에 포함되는 면적의 화소수를 검출량으로 하였다. 사진 5, 6, 7과 같이 화소모델을 정하고

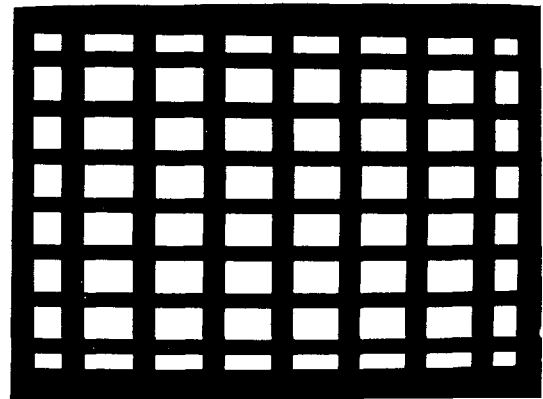


Photo. 5. The pattern that 25 pixels within the area of unit detector

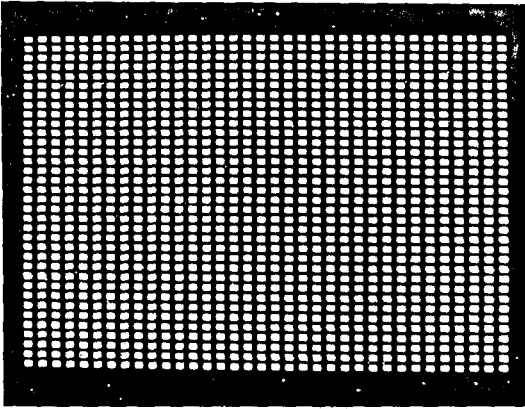


Photo. 6. The pattern that 81 pixels within the area of unit detector



Photo. 7. The pattern that has constant value in the any area

2) 수행과정

(1) 검출값에 따른 3차원적 영상표현 수행과정

제시한 알고리즘을 수행하기 위하여 사진 5, 6, 7과 같은 표준패턴들을 구성하여 구성된 패턴들을 입력 X선량으로 보고 등간격 제적인 마름모 제적 및 수평 수직제적을 따라 진행하면서 각 검출기가 검출한 영역값을 검출기 직경이 존재하는 내부지역에 균등 분포하고 기본 화면상에 균등 분포된 값이 이미 존재한다면 중복하여 값을 줌으로써 패턴이 존재하는 곳의 값이 증가하게 된다. 이렇게

하여 얻어진 값을 사진농도단계 (gray level) 표현과 3차원적 표현방법 중 후자의 표현방법을 택하였다. 3차원적 표현으로 위치를 검출할 수 있었고 25 pixel/mm로부터 81 pixel/mm까지 검출됨을 확인할 수 있었다. 시뮬레이션에 사용된 컴퓨터는 IBM PC/AT 호환기종으로 CPU가 80286이고 Math Co-processor 80287이 장착되어 있고 시스템 메모리가 1 M Byte인 컴퓨터를 사용하였으며 사용된 언어는 Micro Soft C 5.0 및 Macro Assembler 5.0을 사용하였다. 시뮬레이션 결과는

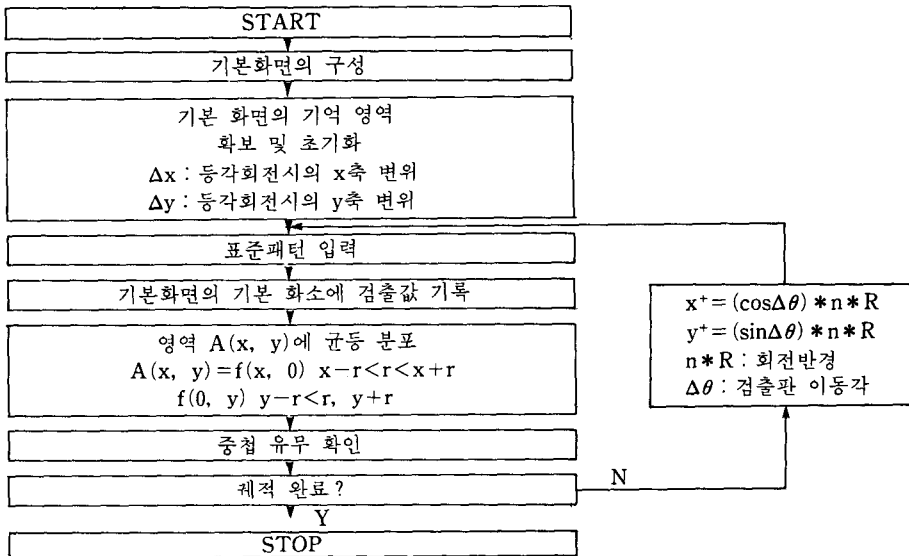


Fig. 4-1. Block diagram of simulation

모니터 영상을 카메라로 사진 촬영하여 현상 인화한 것이다.

수행과정도 및 시뮬레이션을 보면 그림 4-1과 같다.

3) 수행 결과 및 고찰

(1) 사진 7 화소 모델의 사각형 및 육각형 검출기에 의한 평활화

제안된 검출 방법들의 검증 작업 중 첫 번째 작업은 평활화 작업이다. 동일 농도의 화상사진 7을

검출하였을 경우 그 값의 분산상태는 검출영역 상부에서 변화가 없어야 한다. 사진 8의 결과는 육각형의 검출판 모형을 검출기 직경 R로 회전하여 검출한 것을 육각형 검출기가 이동하여 위치한 X 좌표에만 값을 분산하여 3차원 영상화 한 것이다. 평활화가 되지 않은 것은 검출기의 배열상 좌우 검출기와의 좌표점 불일치에 의한 것이다. 사진 9의 경우는 정사각형 검출판 모형의 경우이다. 이 경우는 검출영역 상부의 변화가 없음을 알 수 있다.

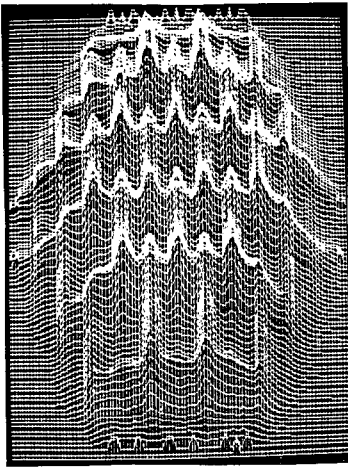


Photo. 8. 3-D representation that the hexagonal detector are used in the constant value pattern.

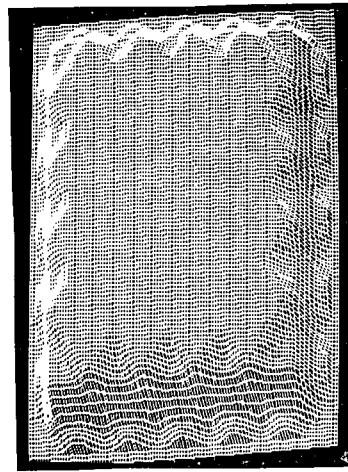


Photo. 9. 3-D representation that the rectangular detector are used in the constant value pattern.

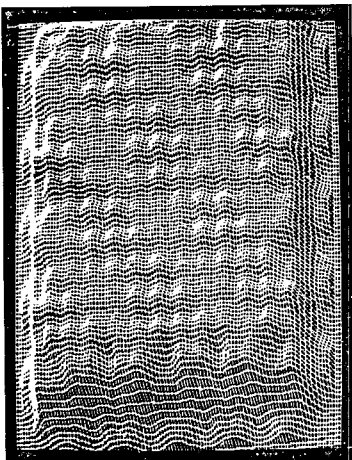


Photo. 10. 3-D representation of 25 pixel pattern.

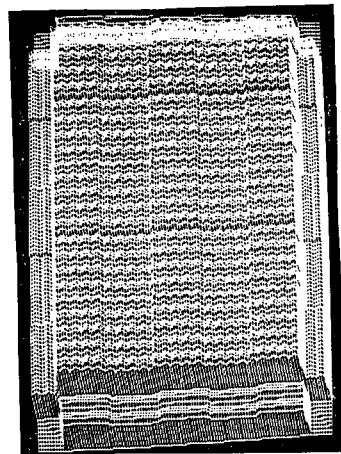


Photo. 11. 3-D representation of 81 pixel pattern.

(2) 사진 5 화소 모델의 사각형 검출기에 의한 검출

사진 10의 결과는 평활화한 프로그램 상에서 사진 7 화소 모델을 검출하여 3차원적으로 표현한 결과이다. 사진에서 보듯이 화소 중심값의 좌표와 배열상태를 확인할 수 있다. 이 결과는 공간 좌표상의 균등분할을 고려하여 검출기가 X, Y축 등간격 이동을 하였고 이는 검출판의 사각 운동검출을 의미한다. 이때 검출값의 분산은 검출기가 위치한 중심 좌표상의 X축방향으로 검출기의 폭에 해당하는 곳에 값을 주었다. 그 결과 25 pixel/mm의 해상능이 있음을 알 수 있다. 25 pixel 이상의 해상도를 얻으려면 검출기가 이동하는 방향에 직각이 되는 좌표에 값을 주어야 한다. 검출기의 운동방향을 고려하여 값을 주면 사진 8과 같은 결과를 얻을 수 있다.

(3) 사진 6 화소 모델의 사각형 검출기에 의한 수평 수직 검출

사진 11은 81 pixel/mm의 수평 수직 검출한 값의 3차원 수행 결과이다. 이때 검출값은 검출기가 X축 이동시 검출기의 폭 만큼 검출기가 위치한 중심 좌표상의 Y축에 검출값을 분산하였고 Y축 이동시는 X축에만 값을 주었다.

(4) 고찰

위 1, 2, 3의 실험 분석결과 원운동, 수평, 수직, 사각 등의 구동 검출시 가장 이상적인 검출방법은 여러 방향에서 화소를 검출하고 그 각각의 방향에 직각이 되게 값을 준다는 것이다. 임상에 있어서는 X선 피폭선량의 증가와 검사시간 등의 문제로 이러한 방법을 적용할 수 없다. 궁극적인 제안은 검출판을 원운동 하여 값을 검출하고 검출기 각각의 운동방향에 직각이 되게 값을 분산하면 여러 방향에서 직선 검출한 것과 같은 결과가 된다. 이때 고려해야 할 것은 원운동의 궤적이 직선에 가까우려면 회전반경이 가능한한 커야하고, 아무리 크게한다 하여도 원궤적 운동일 수 밖에 없으므로 수치적인 보정이 따라야 할 것이다. 본 논문에서는 이 부분에 관한 사항은 분석 정리되지 못하였다.

본 논문에서는 검출기에 의한 직접 검출에 준한 농도 구역을 설정하고 검출기가 회전 이동하여 그 영역을 지날 때 검출기에 포함된 농도영역의 화소수를 구하여 그 값을 X선 검출량으로 가정하여 실험, 수행하고 3차원적으로 표현하여 사진 8, 9, 10, 11까지의 결과를 얻었다. 회전 검출값의 분산시 검출판 운동방향에 직각이 되는 검출기의 직경 R의 좌표축에 값을 주었을 경우 경제값 추출이 양호하여 원 화소영역의 추정이 가능하였으며 단위 검출기 내에서 81 pixel inch/mm의 해상능이 있음을 확인하였고, 운동방향을 고려하지 않고 검출기가 위치한 X 또는 Y축 좌표에 값을 주었을 경우 화소 영역의 추정 및 단위 검출기당 25 pixel/mm의 해상능이 있음을 확인하였다. 실제 검출기의 크기가 1 mm일 때를 가정한 실험이었으며, 임상에서 진단적 가치가 있는 최소 화소의 크기가 2 mm 정도가 되므로 위의 결과는 매우 큰 의미가 있다. 수평이동 또는 정지방식의 검출에서는 농도영역 표현이 부정확하지만 회전 검출시에는 외각 경계선과 원 농도 영역의 추적에 용이하기 때문에 검출 신호의 분산 방법을 개선한다면 보다 나은 영상을 얻을 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. 박수성, 김건상, 이관세, 이용철, 박경진, 김건중 공저 : 진단 방사선 원리, 대학서림, 1985.
2. 허준 : 방사선 사진기술, 신광출판사.
3. 한국방사선기술연구회 : 방사선 장치, 신광출판사.
4. 김건중 : 레이저 X선 디지털 시스템, 서울특별시 방사선사회, 1986.
5. 강준길 : 국부 적응 변환을 필터를 이용한 X선 영상 개선에 관한 연구, 광운대학논문집, 1989.
6. D.C. Munson, Jr., J.D. O'Brien, and W.K.

- Jenkins : A Tomographic Formulation of spotlight-Mode Synthetic Aperture Rader, Proceedings of the IEEE, August, 1983.
7. S.X. Pan and A.C. Kak : A Computational Study of Reconstruction Algorithms for Diffraction Tomography-Interpolation Versus Filtered Backpropagation, IEEE Trans. on ASSP, 10, 1983.
 8. T.G. Stockham, Jr., Image Processing in the Context of a Visual Model, Proceedings of IEEE, 7, 1972.
 9. A.J. Devaney : Geophysical Diffraction Tomography, IEEE trans. on Geoscience and Remote Sensing, 1, 1984.
 10. Kenneth R. Castleman : Digital Image Processing, Prentice-Hall inc., 1977.
 11. Tzay Y. Young and King Sun Fu : Handbook of Pattern Recognition and Image Processing, Academic press, inc., 1986.
 12. Azriel Rosenfeld and Avinash C. Kak : Digital Picture Processing(vol.1, vol.2) Academic press, inc., 1982.