

형광 X선 CT에서 촬상 시간의 단축화 알고리즘

Algorithm to Shorten Imaging Time in Fluorescent X-ray Computed Tomography

정 남 채

Nam Chae Jung

요 약

방사광을 이용한 형광 X선 CT 이미징의 고속화를 위한 촬상 시스템과 처리 알고리즘을 검토하였다. 본 논문에서 사용된 촬상 시스템은 고계수율 영역에서 안정된 동작을 한 전자 시스템으로 불감시간이 약 6%로 감소되고, 계측시간의 경우도 1 점 당 2초로 단축되었다. 또한 재구성 알고리즘의 효율화를 증명하였고, 메모리와 계산량을 약 1/100로 감소시켰다. 물리적 phantom으로 그 정량성을 확인하였고, 시험관내의 갑상선 화상으로부터 요드 분포를 추정하였다. 이러한 결과는 생체내에서 형광 X선 CT 계측의 실현 가능성을 보여준 것이다.

ABSTRACT

In this paper, it was examined both imaging system and processing algorithm for imaging's high speedization of fluorescent X ray computed tomography using synchrotron radiation. The electronic system was used for imaging system that take a stability in the region which was a high rate of count, which was not only reduced in dead time by about 6%, but shortening of measure time was achieved by 2 seconds per 1 point. Also, efficiency of reconstruction algorithm was proved, and memory and calculation amount was decreased by about 1/100. The fixed quantity was confirmed by physical phantom, and iodine distribution was presumed from image of thyroid gland in vitro. These result shows realization possibility of fluorescent X ray computed tomography measure in vivo.

Key words : Fluorescent X-ray, CT(computed tomography), Synchrotron radiation, Reconstruction of image

I. 서 론

X선 CT나 MRI는 주로 기관이나 조직의 형태정보를 가지화하는 기술로 발전하여 왔다. 형태 정보뿐만 아니라 그 기능 정보가 임상 진단에는 중요하다. 기능 정보를 얻기 위한 유용한 방법으로는 핵의학 검사가 이루어지고 있지만, 그 공간 분해능은 SPECT(Single Photon Emission CT)는 7.8 mm, PET(Positron Emission Tomography)는 3.8 mm이며, 臟器의 구조를 관찰하는 데는 충분하지 않다.

이에 반하여 고감도 정량 원소분석법으로 이용되고 있는 형광 X선에 착안하면[1]~[3], 저침투의 피사체 단층면내의 조영제 분포(주로 요드)를 1 mm 이하의 고공간 분해능으로 화상화하는 형광 X선 CT가 가능하다. 형광 X선 CT의 실현 가능성이 시뮬레이션에 의하여, Hogan 등에 의해서 제시되었지만[4], 본 논문에서는 검출 효율을 향상시키기 위하여 고품질인 방사광(Synchrotron Radiation) 단색 X선을 사용하여 형광 X선 CT촬영 시스-

템을 실현하였다. 한편, Hogan 등은 다음에 논술한 것처럼 재구성 알고리즘에 의하여 0.05 mg/ml의 요드 조영제를 공간 분해능 $1 \times 1 \text{ mm}^2$ 에서 도출하였다[4]~[6]. 그러나 종래의 시스템에서는 불감시간을 억제하기 위하여 검출면을 피사체로부터 분리시켜야 하며, 1 점 당 20초의 측정시간이 필요하였다. Rust 등도 본 논문에서와 같은 촬상계를 사용하여 피사체와 검출면의 거리를 15 mm로 가깝게 하여 0.085 mg/ml의 요드 분포를 도출하였다[7][8]. 본 연구의 최종 목표는 생체내(in vivo) 계측을 실현하기 위하여 정량성을 유지하면서 측정의 고속화를 꾀하는 것이다.

본 논문에서는 형광 X선 CT의 고속화에 관해서 촬상 시스템과 화상 재구성 알고리즘을 검토한다. 촬상 시스템으로는 고속의 전자 시스템을 도입하여 불감시간을 대폭적으로 감소시켰으며, 1 데이터 포인트 당 2초의 고속 화상화를 실현하였다. 또한 재구성 알고리즘의 효율화를 도모하고, 재구성에 필요한 계산량과 메모리를 지금까지 발표된 것보다 현저하게 감소시켰다. 한편 본 촬상 시스템을 이용하여 얻어진 물리 phantom의 재구성 화상에 양호

한 정량성을 확인하였다. 시험관내(in vitro)에서 그 결과를 이용하여 갑상선 조직 화상의 요도 분포를 정량적으로 추정한다.

II. 방사광을 이용한 형광 X선 CT

X선이 물질에 입사하여 물질내의 전자에 충돌하면, 핵에 가까운 내각의 전자가 충돌하여 떨어져 나가면서 정공이 발생한다. 그 정공에 외각의 전자가 전이할 때 형광 X선이 발생한다. L , M 각에서 K 각의 에너지 준위로 전이할 때에 방사된 형광 X선을 각각 K_{α} , K_{β} 선이라고 한다. 형광 X선의 특징은 원소고유의 에너지를 갖고 있으며, 형광 X선량은 입사 X선 광자수와 해당원소의 밀도에 비례하고 4π 방향으로 등방향 방사되는 물리적인 특성이 있다.

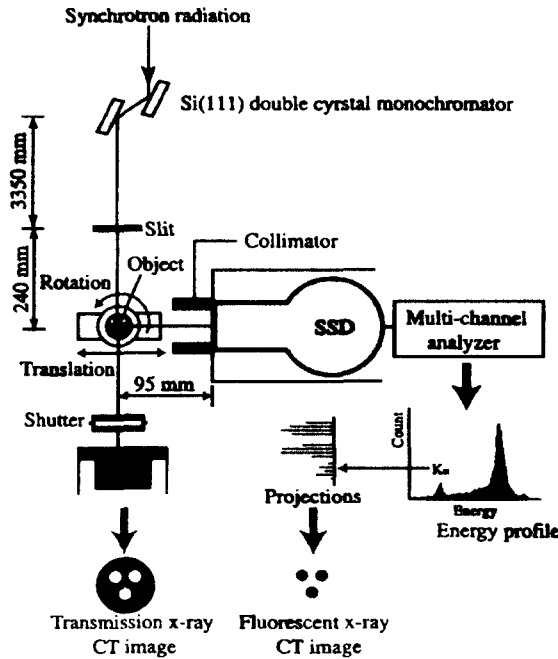


그림 1 형광 X선 CT 촬상 시스템의 구성
Fig. 1 Constitution of fluorescent x-ray computed tomography imaging system.

따라서, 고체(반도체) 검출기(Solid State Detector : SSD)와 같은 에너지 변별이 가능한 검출기를 사용하여 원소를 특별히 지정하여 정량화할 수 있다. 한편 발생 위치를 알면 원소의 농도 분포를 알 수 있다. 이러한 사실은 다음에 기술한 측정과정의 모델화에 적극적으로 이용된다.

그림 1에서 가속기에 의해 생성된 방사광은 X선관의 전구에서보다 10^3 배 이상의 고강도, 광범위한 에너지 영역, 강한 지향성의 특성을 갖는다. 이러한 특성에 의해

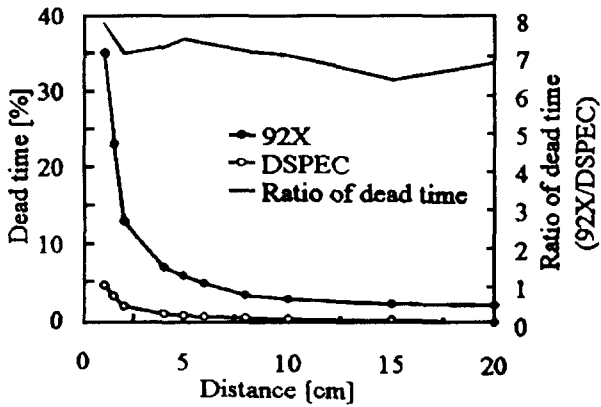
고휘도의 지향성이 좋은 단색 X선 빔을 얻을 수 있다. 한편, 전자 궤도와 동일 평면상에서 직선편광(본 실험에서는 수평면내로 설정) 특성이 높은 S/N 신호를 얻어야만 한다. 이것은 직선 편광한 입사 빔에 대하여 편광면내의 수직방향으로 검출기를 설치함으로써 컴퓨터 산란을 최대한 억제할 수 있게 된다[1].

III. 검출 시스템의 불감시간

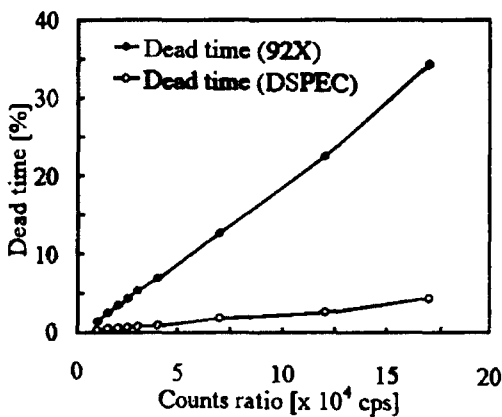
형광 X선은 4π 방향으로 방사되므로 효율적인 형광 X선을 얻기 위해서는 검출면과의 거리를 가깝게 하는 것이 유리하다. 그러나 동시에 다중산란 성분도 증가하기 때문에 검출 시스템의 불감시간도 증가하여 형광 X선 광자수 추정 정도의 열화를 초래하므로, 고속촬영을 위해서는 검출 시스템의 불감시간을 감소시키지 않으면 안된다.

검출 시스템의 불감시간은 검출소자의 불감시간과 펄스 과형의 처리시간의 총합으로 결정된다. 방사선 검출소자는 1° 움직이는 시간은 假死 상태로 되어 다음의 방사선이 입사하여도 계수하지 않는다. 다음의 입사선에 대하여 계수가 가능할 때까지의 시간을 검출 소자의 불감시간이라고 한다. 일반적으로 검출소자에 관해서 불감시간과 에너지 분해능에는 상반 관계가 있다[9]. 정도가 양호한 형광 X선 광자수를 측정하기 위해서는 에너지 분해능을 희생시킬 수는 없다. 그러므로, 개선의 여지가 남아 있다는 것은 신호처리 시스템 뿐이다. 검출소자로부터의 출력 펄스는 미약하여 신호의 증폭이 필요하다. 검출기의 임피던스가 높기 때문에 검출기 바로 다음에 설치된 고 입력 임피던스의 프리 앰프에서 우선 증폭한 후 저 입력 임피던스인 메인 앰프로 접속하여 다시 증폭한다. 증폭과정에서 앰프 시스템에 입력된 펄스 과형은 찌그러지기 때문에 정량적인 계수를 위해서는 입력 펄스 과고와 출력 펄스 과고의 비례관계가 유지되도록 출력 펄스 과형을 정형화해야 한다. 기존에는 과형 정형화를 위하여 RC 필터를 여러 단 조합하는 방식의 복잡한 아날로그 회로를 사용하였다. 이 경우 처리시간은 회로의 시정수에 의존하기 때문에 처리속도를 향상시킨다는 것은 어렵다. 또한, 아날로그 회로는 동작환경의 영향을 받게 되어, 분해능의 열화나 피크의 드리프트 등의 문제를 발생시킨다. 여기서 과형의 정형시간을 단축시켜 안정된 계측을 위해서 고속 디지털·전자 시스템 DSP^{EC} (EG&G ORTEC)를 도입하였다. 우리들이 지금까지 이용한 아날로그·전자 시스템 92X Spectrum MASTER(EG&G ORTEC)에 비하여 과형 정형에 필요한 시간은 약 1/10로 감소되고 있다. 본 전자 시스템의 유효성을 확인하기 위하여 표준 RI 線源 ^{125}I 를 이용하여 DSP^{EC} 와 92X를 비교 실험하였다[7]. 계측시간은 60 s로 하였다. 그림 2(a)는 선원과 검출면의 거리와 불감시간(여기서, 불감시간은 측정시간에 대한 측정시간내의 불감시간의 총합의 비)의 관계를 나타낸다. 그림 2(b)는 이때의 불감시간과 측정 카운트 수의 관계를

나타낸다. 그림에서처럼 불감시간은 약 7배정도 개선되었을 수 있다. 또한 DSP^{EC} 에서는 높은 계수율 영역에 대해서도 양호한 특성을 나타내고 있다.



(a)



(b)

그림 2 DSP^{EC} 와 92X의 성능비교 (a)불감시간과 샘플과 검출면간의 거리의 관계,(b)불감시간과 계수율의 관계

Fig. 2 Comparison of performance between DSP^{EC} and 92X (a)Dead time vs. distance between sample and detective surface, (b) Dead time vs. counts ratio.

IV. CT의 재구성과 고속화 알고리즘

피사체 내부에 있어서 형광 X선 CT 특유의 복잡한 흡수를 고려한다면 재구성 계산을 Radon(Rn) 변환 모델로 표현하는 것은 곤란하므로 관측 경로에 따른 재구성법이 필요하다. 투과 X선 CT에 의해 얻어진 관측대상의 X선 흡수분포를 이용하여 입사 X선 및 그로 인하여 발생하는 형광 X선의 피사체내에서 감쇠를 추정하고, 형광 X선의

추정과정을 행렬식으로 표시한다. 그 다음 얻어진 행렬식으로부터 표시원소 분포의 단층상을 추정한다.

4.1 측정 모델

피사체 단면을 포함한 정사각 영역을 고려하고, 그것을 다시 작은 정사각 영역(추정된 화소)으로 분할하여, 순차적으로 $j=1, 2, \dots, N$ 으로 번호를 붙인다. 여기서 N 은 총화소수이다. j 번째의 화소에서 추정된 표시 원소의 농도를 d_j , 입사 X선 에너지의 감쇠계수를 μ_j^I , 표시 원소에 고유의 형광 X선 에너지에 관한 감쇠계수 분포를 μ_j^F 로 한다. 2가지의 X선 감쇠계수는 투과 CT상을 이용하여 미리 추정하여 놓았다. 다음에 입사 빔 순으로 번호 $i=1, 2, \dots, M$ 을 붙였다. 여기서 M 은 총 투영 데이터수이다. 먼저 설정한 화소 중 i 번째의 입사 X선과 공통부분을 갖는 화소의 집합을 S_i ($1 \leq i \leq M$)로 한다. 그림 3에서 처럼 i 번째의 입사 X선에 대하여 S_i 는 회색영역으로 표시한다.

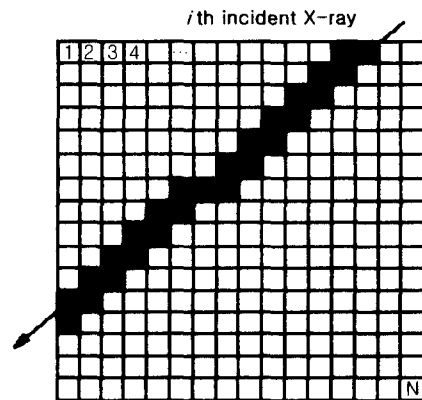


그림 3 화소집합 S_i

Fig. 3 Example of the pixel set S_i .

화소 j 에 있는 요드가 여기되어, 검출면에 도달할 때까지의 과정은 다음의 3단계로 이루어진다.

- (1) 그림 4에서처럼 i 번째의 입사 X선은 초기강도 I_0 로 피사체에 입사하고, 여기점에 도달할 때까지 통과대역으로부터 감쇠가 일어나면서 직진한다. 입사 X선이 화소 j 에 도달할 때까지의 통과화소의 집합을 $S_{ij}(S_{ij} \subset S_i)$ 로 하면, j 에 도달할 때의 X선 광자수 f_{ij} 는 식 (1)과 같이 표시된다. 여기서 L_{ik}^I 는 화소 k 에 따라 끊어진 i 번째의 입사 X선의 길이이다.

$$f_{ij} = I_0 \exp\left(-\sum_{k \in S_{ij}} \mu_k^I L_{ik}^I\right) \quad (1)$$

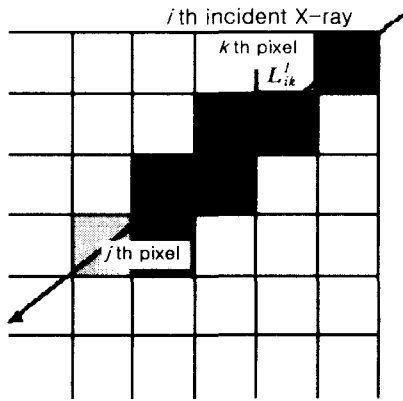


그림 4 화소집합 S_{ij}
Fig. 4 Example of the pixel set S_{ij} .

- (2) 형광 X선은 등방향으로 방사되고, 그 양은 화소 j 에 입사한 X선 양 $f_{ij}L^l_{ij}$, 형광 X선의 발생효율 ω , 표시원소의 광전효과 단면적 μ_{ph} , 표시원소의 농도 d_j 에 비례한다. 여기서 그림 5에 표시된 것처럼 화소 j 가 검출면과 이루는 각을 δ 라 하면 검출기에 대한 형광 X선 광자수는 $\omega\mu_{ph}(\delta/2\pi)f_{ij}d_jL^l_{ij}$ 가 된다.

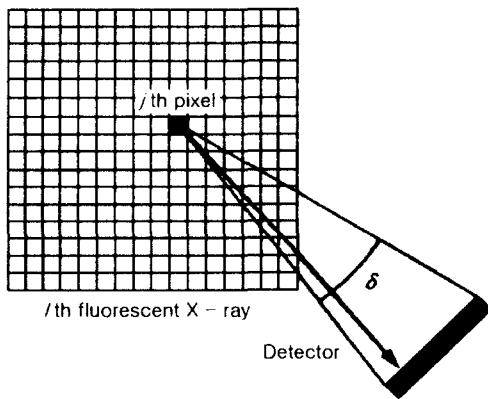


그림 5 각의 정의
Fig. 5 Definition of the angle δ .

- (3) 형광 X선도 감쇠되면서 검출기에 도달한다. 검출기 쪽으로 부채꼴로 확대된 형광 X선을 K 개의 X선으로 근사한다. 근사한 X선에 각각 1부터 K 까지의 번호를 붙이면 화소 $j(j \in S_{ij})$ 에서 발생한 검출면에 입사한 형광 X선 전체의 감쇠는 K 개의 형광 X선의 감쇠로 근사할 수 있다. 여기서, K 는 경험적으로 설정하였다. l 번째의 형광 X선은 그림 6처럼 화소 j 로부터 검출면에 도달하기까지 감쇠가

일어난다. l 번째의 형광 X선을 통과하는 화소의 집합을 T_{ijl} 로 한다. 측정된 형광 X선은 $\exp\left(-\sum_{m \in T_{ijl}} \mu_m^F L_{ijm}^F\right)$ 의 감쇠함을 알 수 있다.

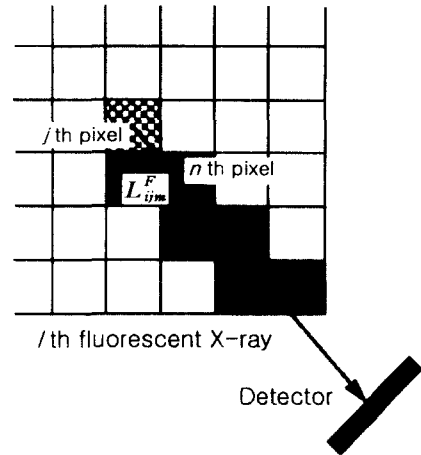


그림 6 화소집합 T_{ijl}
Fig. 6 Example of the pixel set T_{ijl} .

여기서, l 번째의 형광 X선이 화소 $m(m \in T_{ijl})$ 을 횡단으로 자른 길이를 L^F_{ijm} 라 하면, 화소 j 에서 검출면에 도달하는 형광 X선 광자수 g_{ij} 는 식 (2)와 같다.

$$g_{ij} = \omega\mu_{ph}(\delta/2\pi) \sum_{m \in T_{ijl}} \exp\left(-\sum_{m \in T_{ijl}} \mu_m^F L_{ijm}^F\right) \quad (2)$$

그러므로, i 번째의 입사 X선에 대하여 검출된 X선 총 광자수 I_i 는 식 (3)으로 표시할 수 있다.

$$I_i = \sum_{j \in S_i} h_{ij}d_j \quad (i=1, 2, \dots, M) \quad (3)$$

여기서 $h_{ij} = f_{ij}g_{ij}L^l_{ij}$ 이다. 행렬로 표시하면, $I = Hd$ 로 된다. 여기서 $H = (h_{ij}) (i=1, 2, \dots, M, j=1, 2, \dots, N)$, $I = (I_i) (i=1, 2, \dots, M)$, $d = (d_j) (j=1, 2, \dots, N)$ 이다. 그러므로, 문제는 I 와 H 가 주어졌을 때, d 를 구하는 선형 역함수로 귀착된다.

4.2 고속 재구성 알고리즘

보통 투과 X선 CT로 대수적 재구성에서 행렬이 피사체에 의존하지 않는다. 반면에 형광 X선 CT 재구성은 행렬 H 가 피사체의 흡수분포에 의존하기 때문에 행렬의 계산은 피사체에 적용하여야 한다. 그러므로, 재구성 처리는 행렬의 계산과 최적화라고 하는 2가지 처리로 구성된다.

입사 X선이 통과하는 화소 O 는 전화소수 N 에 대하여 겨우 $N^{1/2}$ 에 불과하다. 또한, 여기점에서 발생한 형광 X선의 검출면에 도달할 때까지 통과하는 화소에 대해서도 마찬가지이다. 여기서, 입사 X선 및 형광 X선이 통과하는 화소에 대해서는 중첩계산을 하고, X선이 통과하지 않는 화소에 대해서는 계산을 생략한다. 즉, 입사 X선의 방향 벡터에 따르는 화소를 추적한다. 4.1에 설정한 정사각형 영역의 수평방향과 입사 X선과 이루는 각에 의하여 입사각 $\theta(0 \leq \theta < \pi)$ 를 정의한다. 추적은 다음의 순서를 따른다.

- (1) 기점화소를 결정한다. 기점화소는 $\theta(0 \leq \theta < \pi/2)$ 일 때 그림 7(a), $\pi/2 \leq \theta < \pi$ 일 때 그림 7(b)에서 회색으로 표시된 화소집합의 가운데에 있다. 이러한 후보 중에서 화소중심과 입사 X선의 거리가 최소가 되는 것을 기점 화소라고 한다.

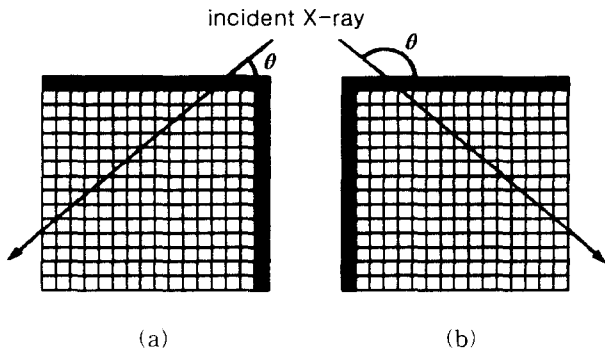


그림 7 기점 화소의 후보. (a) $0 \leq \theta < \pi/2$, (b) $\pi/2 \leq \theta < \pi$
 Fig. 7 Pixel candidates of starting point. (a) $0 \leq \theta < \pi/2$, (b) $\pi/2 \leq \theta < \pi$.

- (2) 다음에 진행방향을 결정한다. j 번째의 화소까지 진행했다고 가정하고, 입사 X선과의 교점을 A, B로 한다(A를 위쪽의 점으로 한다). $0 \leq \theta < \pi/2$ 일 때의 진행방향은 j 번째의 화소에 대하여 하, 좌하, 좌방향의 3가지 경우이다.

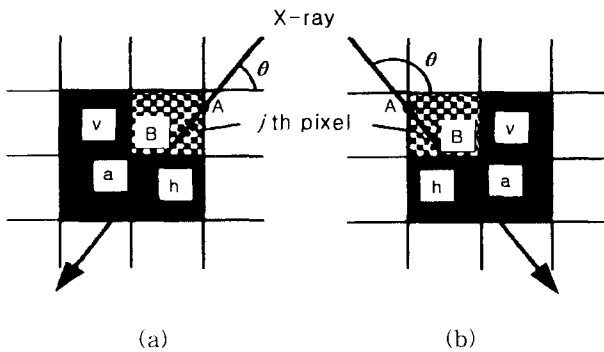


그림 8 추적 알고리즘. (a) $0 \leq \theta < \pi/2$, (b) $\pi/2 \leq \theta < \pi$
 Fig. 8 Trace algorithm. (a) $0 \leq \theta < \pi/2$, (b) $\pi/2 \leq \theta < \pi$.

그림 8과 같이 j 번째 화소의 하측변을 h , 좌하의 정점을 a , 좌측의 변을 v 로 할 때, $B \in h$ 이면 아래로, $B \in a$ 이면 왼쪽 아래로, $B \in v$ 이면 왼쪽으로 진행한다. 예를 들면, 그림 8(a)와 같은 X선이 입사할 경우 아래 방향으로 진행한다. $\pi/2 \leq \theta < \pi$ 의 경우에도 같은 방법으로 그림 8(b)와 같이 화소를 추적한다.

- (3) 여기 화소까지 도달한 후, 여기점에서 발생하는 형광 X선의 방향 벡터를 결정한다. 다음은 (2)와 같은 방법으로 형광 X선이 정사각형 영역을 벗어날 때까지 계산한다.

선형 역함수 $I = Hd$ 를 특이치 분해하여 최소자승법으로 구하였다[8]. 특이치 분해는 선형 최소 자승법에 의하여 안정된 해를 구할 수 있는 우수한 방법이지만, 많은 계산시간과 메모리 영역이 필요하다. 여기서의 문제는 앞에서 설명한 것처럼 입사 X선 및 형광 X선이 통과하는 영역은 $O(N^{1/2})$ 에 불과하기 때문에, 행렬 H 는 규모가 크고 복잡한 행렬이 된다. 그러므로, 기존처럼 직접적인 행렬의 계산은 메모리 및 계산량의 면에서 현저하게 불리하다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 비선형 최적화에 있어서는 상호간에 공역배법을 이용하였다. 공역배법은 본질적으로 2차 형식의 최적화를 위한 알고리즘으로 행렬에서 0의 성분을 메모리에 저장할 필요가 없기 때문에 규모가 크고 복잡한 행렬의 최적화에 적당한 알고리즘이다. 그러므로, 종래의 MN 을 요구하였던 메모리 영역이 $O(MN^{1/2})$ 으로 감소되어 보다 짧은 시간에 d 를 추정할 수 있다

V. 화상화 실험 및 검토

5.1 고속 형광 X선 CT 촬상 시스템

실험은 고 에너지 가속기(가속전압 6.5 GeV, 링크 전류 10 ~ 30 mA)내에 있는 빔라인 BL-NE5A로 하였다. 그림 1에서처럼 사진 위쪽에 있는 Si(111) double crystal monochromator로 단색화된 X선은 산란을 방지하기 위하여 남으로 제작한 원통을 통하여 slit에 의하여 $0.5 \times 0.5 \text{ mm}^2$ 로 정형화된다. 병진·회전 스테이지 상에 설치된 사료에 X선 빔이 조사되면, 빔 상에 존재하는 표시 원소(요드)가 여기되어 형광 X선을 발생한다. 이 형광 X선을 빔에 대하여 90° 방향으로 설치하여 HPGe 검출기(LOAX-51370/20-P, ORTEC EG&G)로 사용하였다. 검출면 앞에는 피사체 이외의 방향에서의 산란선이 섞여 들어오는 것을 방지하기 위하여 collimator를 설치하였다. Collimator의 비어 있는 구멍은 $3 \times 30 \times 30 \text{ mm}^3$ 으로, 스테이지 중심과 검출면의 거리는 95 mm로 하였다. 또한, HPGe 검출기에 의한 계측과 동시에 피사체를 통과한 빔을 CCD 카메라로 측정한다. 이것은 빔 강도의 모니터와

흡수보정용 투과 데이터를 얻기 위해서이다. 신호가 포화하는 것을 방지하기 위해서 CCD 카메라 앞에 X선 shutter가 설치되어 있다. 스테이지, HPGe 검출기, CCD 카메라, X선 shutter는 PC로 제어하였다. 고속 전자 시스템을 도입하여 불감시간을 약 6%로 하나의 점당 계측시간은 2초로, 총래의 1/10 내에 계측이 가능하였다. 그림 9에 계측된 에너지 분포를 나타내었다.

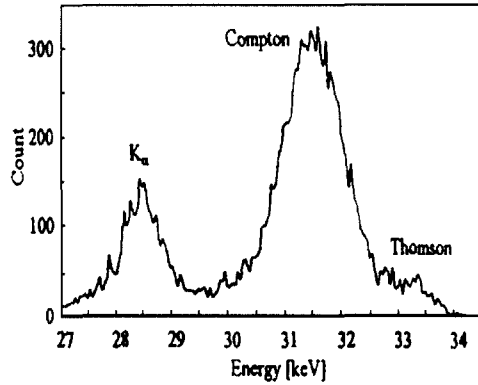


그림 9 에너지 분포도
Fig. 9 Chart of energy distribution.

요드 K_{α} 형광 X선(28 keV), Compton 산란(31 keV), 및 Thomson(33.5 keV)의 최고치가 관측된다. 투영데이터는 에너지 창(중심 28 keV, 폭 1.5 keV) 내의 모든 값을 합한 후, 다중산란 성분을 고려하여 차를 구하였다. 모든 샘플에 대하여 계측점을 1투영에 25점을 6° 간격으로 30개의 방향, 합계 750점에 대한 계측에 필요한 총시간은 약 30분이었다. 또한, 4.2에서 설명한 고속 알고리즘에 의해 구한 값은 총래에 수 시간이 필요하던 재구성 처리 시간이 약 1분으로 총래의 약 1/100로 감소되었다.

5.2 물리 phantom의 화상화

표시원소의 재구성 화상의 정량성 평가를 위하여, 다양한 농도의 요드 조영제를 봉입하는 물리 phantom을 화상화하였다.

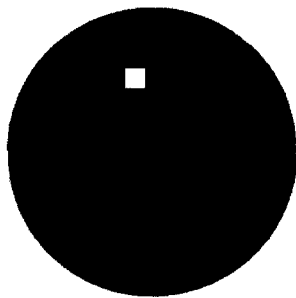


그림 10 물리 phantom의 재구성 화상
Fig. 10 Reconstructed image of the physical phantom.

Phantom은 아크릴로 만들었고, 직경 10 mm의 원주에 직경 2 mm의 구멍이 3개 있다. 각각의 구멍 중심에는 농도가 250, 500, 1000 $\mu\text{g/ml}$ 인 조영제를 넣었다. 그림 10에 본 논문에서 제안한 방법을 이용하여 재구성한 결과를 나타낸다. 이 재구성 화상의 요드 부분에 ROI(Region of interest)를 선정하고, 조영제 농도에 대한 ROI 내 화소의 평균치를 그림 11에 나타내었다. 요드 농도에 비례하여 양호한 직선성을 나타냄을 알 수 있다. 따라서, 재구성 화상의 정량적인 평가 및 해석이 가능하다.

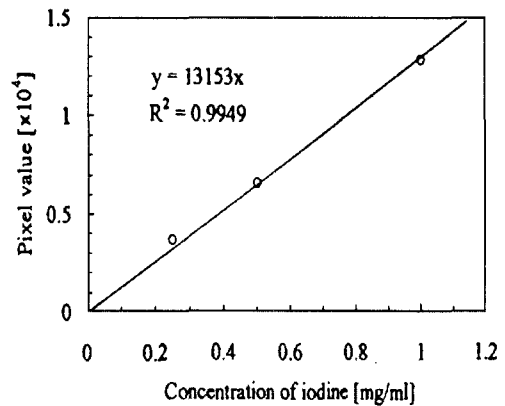


그림 11 요드 농도와 재구성 화상 화소의 관계
Fig. 11 Relationship between concentration of iodine and pixel value of the reconstructed image.

5.3 갑상선 조직의 화상화

그림 12는 시험관내의 갑상선 조직을 화상화한 것이다. 샘플은 갑상선 암환자로부터 적출한 것이며, 조영제는 전혀 투여하지 않았다. 적출한 조직을 1번이 약 10 mm의 입방체로 잘라내어 원통을 가두 채운 직경 10 mm, 높이 30 mm의 아크릴 원주용기에 고정하였다. 조직내에는 정상부위와 암부위가 함께 있다.

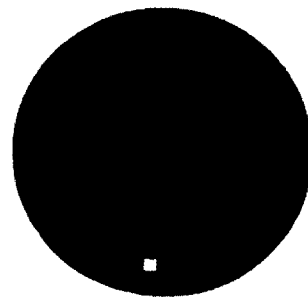


그림 12 갑상선의 재구성 화상
Fig. 12 Reconstructed image of human thyroid.

또한, 암부위는 정상부위와 비교하여 포함된 요드 농도가 낮기 때문에 나타나 있지 않다. 정상부위에서의 요드

농도는 물리 phantom 실험에서 얻어진 교정직선에 의해 400~600 $\mu\text{g/ml}$ 로 추정되었다. 이것은 지금까지 얻어진 의학적검지와 일치하는 결과이다. 본 실험은 방사광을 이용한 형광 X선 CT의 높은 농도 분해능을 표시함으로써 갑상선 암의 의학적 해석에 적용할 수 있다는 것을 제시한 것이다.

VI. 결 론

방사광을 이용한 형광 X선 CT의 고속화에 있어서 하드웨어와 소프트웨어적인 측면에서 검토한 결과 다음 사항을 확인하였다.

- (1) 입사 에너지를 요드 K 흡수단 바로 위에 설정하였고, 고계수율의 전자 시스템을 도입하여 지금까지의 약 1/10의 시간 (2s)으로 재측할 수 있었다.
- (2) 효율적인 중첩 계산법과 최소 자승법을 얻기 위하여 공역배법을 적용함으로써, 재구성법의 효율화를 도모하였으며, 메모리 및 계산량을 지금까지의 약 1/100로 감소시켰다.
- (3) 요드 농도 0.25 mg/ml ~1.0 mg/ml 의 범위에서 재구성 화소치와의 양호한 직선관계를 확인하였다.
- (4) 시험관내에서 갑상선 조직을 환상하고, 갑상선 암의 의학적 해석에 적용할 수 있음을 나타내었다.

이러한 결과는 정량성을 유지하면서 고속으로 환상한다고 하는 당초의 목표를 달성할 수 있음을 나타내며 동시에, 시험관내에서 형광 X선 CT 측정의 실현 가능성을 나타내고 있다.

보통, 피사체와 검출면을 가까이 하면, 더욱 재측시간을 단축시킬 수 있으며, 최적의 collimator 형상, 실험 시설의 특성에 따라 시간도 단축시킬 수 있다. 입사 X선 강도의 보정 방법을 검토 중이다.

접수일자 : 2001. 9. 25

수정완료 : 2001. 10. 24

참고문헌

- [1] R. Cesareo, A. L. Hanson, G. E. Gigante, L. J. Pedraza, and S. Q. G. Mahtabally, "Interaction of keV photons with matter and new application," Phys. Rep., vol. 213, no. 3, pp. 117-178, 1992.
- [2] R. Cesareo and S. Mascarenhas, "A new tomographic device based on the detection of fluorescent x-rays," Nucl. Instrum. Meth., vol. A277, pp. 669-672, 1989.
- [3] A. Inda and Y. Gohshi, "Tracer element analysis by x-ray fluorescent," in Handbook on Synchrotron Radiation, vol. 4, eds. S. Ebashi, M. Koch, and E. Rubenstein, pp.307-348, Amsterdam, North-Holland, Elsevier, 1991.

- [4] J. P. Hogan, R. A. Gonsalves, and A. S. Krieger, "Fluorescent computer tomography : A model for correction of x-ray absorption," IEEE Trans. Nucl. Sci. vol. 66, no. 38, pp. 1721-1727, 1991.
- [5] P. Boisseau and L. Grodzins, "Fluorescence tomography using synchrotron radiation," Hyperfine Interaction, vol. 33, pp. 283-292, 1987.
- [6] M. Bavdaz, "Imaging multielement analysis with synchrotron radiation excited x-ray fluorescent radiation," Nucl. Instrum. Meth., vol. A266, pp. 308-312, 1988.
- [7] T. Takeda, T. Maeda, T. Akatsuka, T. Into, K. Hyodo, and Y. Itai, "Scanning x ray tomography with synchrotron radiation," Rev. Sci. Instrum., vol. 66, no. 2, pp. 1471-1473, 1995.
- [8] G. Rust and J. Weigelt, "X-ray Fluorescent x ray computer tomography with synchrotron radiation," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 45, no. 1, pp. 75-88, 1998.
- [9] G. F. Knoll, Radiation detection and measurement, second edition, John Wiley & Sons, 1989.



정남채(Nam chae Jung)

正會員

1984년 조선대학교 전자공학과(공학사)

1987년 조선대학교 전자공학과

(공학석사)

1992년 조선대학교 전자전공

(공학박사)

1996년 3월~현재 : 조양대학교 정보통신공학과 조교수
관심분야 : Digital 신호처리, Robotics, 의용생체전자공학