

논 문

비파괴검사학회지
*Journal of the Korean Society
for Nondestructive Testing*
Vol. 18, No. 3 (1998)

소형 물체의 검사를 위한 고해상도 미세 초점 X선 단층 촬영 시스템

김영주*, 구자용*, 이승석*, 김환우**

* 한국표준과학연구원

** 충남대학교 전자공학과

요 약 광원의 직경이 $5\mu\text{m}$ 수준인 X-선을 이용하여 미세 초점 X-선 단층촬영장치(computerized tomography system)를 제작하고 제어 및 계산 프로그램을 개발하였다. 본 장치는 비파괴검사용으로서 직경 20mm 이내의 시험체를 검사할 수 있다. 단층영상을 얻기 위한 계산 알고리즘으로서는 convolution back projection 알고리즘을 사용하였으며 광원의 형상을 평행 빔과 부채꼴 빔(fan beam) 등 두 종류를 사용하여 결과를 비교하였다. 장치의 제어 및 계산은 개인용 컴퓨터에서 동작하도록 하였다. 제작된 CT 장치와 프로그램을 이용하여 제작된 시편에 대하여 단층 영상을 복원하고 시편의 내부 구조 및 결함을 관찰하였다. 단층영상을 얻은 결과 실제 모습과 일치하는 재료내부의 결함에 대한 정보를 얻을 수 있었으며 해상도는 20~30 μm 정도인 것으로 판단되었다.

1. 서 론

비파괴검사의 대중을 이루는 것은 불투명한 물체의 내부에 존재하는 결함의 검출에 관한 것이다. 유리와 같이 가시광 영역에서 투명한 물체라면 육안으로 검사하거나 광학 현미경 등을 통해 결함의 유무와 크기, 종류 등을 간단하고 쉽게 판별할 수 있다. 또, 불투명한 물체라도 표면결함만이 문제가 될 때는 역시 같은 방법으로 목적을 달성할 수 있다. 그러나 불투명한 고체의 내부에 존재하는 결함을 검사하기 위해서는 가시광을 사용할 수 없으므로 고체내부를 투명한 것 같이 통과하는 파동이나 입자를 찾아 사용하여야 하고 미세한 결함을 확대시키기 위해서 통과한 파동이나 입자를 처리하는 기술들을 개발해야 한다. 가장 이상적인 비파괴검사 방법을 가정한다면 다음과 같은 성질을 가져야 할 것이다. 즉,

어떤 물체라도 적절한 감쇠를 거치며 투과할 수 있어야 하며 또 물체의 내부를 현미경과 같이 확대할 수 있어야 한다.

가장 쉽고 저렴하게 이용할 수 있는 기술이 초음파탐상법이다. 초음파는 거의 대부분의 물체를 투명한 것처럼 쉽게 통과하고 과장이 짧을 경우 직진성이 있으며 pulse-echo 방법을 사용할 경우 결함 면의 깊이를 정확하게 알 수 있다. 적절한 시험체에 대해서는 초음파 현미경을 적용할 수도 있고 여러 가지 면에서 가시광 영역에서의 광학검사와 같이 사용할 수 있다. 그러나 초음파의 경우 서로 다른 매질을 지나면서 경계면에서 투과하는 정도가 심한 차이를 보이거나 거의 투과하지 않을 수도 있으며 투과할 때에도 입사각에 따라 차이를 보이기도 한다. 또한 매질의 내부로 투과해 들어간 초음파는 매질 내부에서 복잡한 반사를 일으키기 때문에 단순한 시

험편이 아닌 경우 그 해석이 매우 복잡해진다.

이와는 대조적으로 X-선의 경우 서로 다른 매질의 경계면에서 반사하는 양은 아주 적어서 문제를 복잡하게 만들지 않으며 매질의 밀도에 따라 산란 등에 의해 그 세기가 일정하게 감소하며 매질들의 경계면에서 굴절하지 않고 항상 직진하므로 이러한 특성을 활용하면 매우 쉽게 매질 내부의 결함을 파악할 수 있다. 일반적으로 X-선이 매질을 통과할 때 매질이 두꺼울수록 많이 감쇠하므로 통과하는 양은 적게 된다. 시편을 투과한 X-선의 양과 원래의 입사량은 아래의 관계로 결정된다.

여기서 N_0 , N_1 은 시편을 통과한 후와 통과하기 전의 X-선의 세기, μ 는 매질의 X-선에 대한 감쇠 상수이고 x는 X-선이 통과한 물체의 두께를 나타낸다. 여러 가지 매질이 섞여 있을 때는 그에 따라 감쇠상수들이 중첩되어 고려되어야 한다.

X-선은 매질의 경계면에서 거의 굽절하지 않으므로 X-선용의 렌즈를 만들기가 곤란하며 점광원에서 발생한 X-선을 평행광으로 바꾸거나 시료를 투과한 X-선을 처리하여 확대된상을 만들기가 어렵다. 따라서 미세 결합을 조사하기 위해서는 작은 점광원에서 펴져 나가는 X-선이 시료를 통과하게 한 후 이를 검출하는 과정에서 검출기의 분해능을 높이거나 검출기의 위치를 멀리하여 확대된상을 얻는 것이 외에는 다른 좋은 방법이 없다. 이에 따라 분해능을 높이기 위해서는 광원의 크기를 가능한 줄여서 영상의 선명도를 높여야 하며 이를 위해 미세 초점 X-선 장치가 매우 중요하다. 이러한 미세 초점 X선 장치는 고해상도 구현에 적당하나, 대신 에너지가 상대적으로 작아 투과력이 크지 못하므로 소형 재료의 검사에 국한된다.

한편 X-선 CT(computerized tomography)는 1970년대에 개발된 이래 많은 연구가 이루어져 초창기에 기본적인 알고리즘은 거의 확립되었으며 그 후에는 고해상도 구현, 검사 시간의 단축, 고화질 영상의 구현 등 주로 시스템의 개선을 위한 연구가 이루어지고 있다. X선 CT는 주로 의료 분야에서 기술이 개발되었으며 공업용 또한 대형 재료를 위한 시스템이 주류를 이루어 오다 요즈음 마이크로 CT에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.^{1, 2)}

그런데 1mm 크기 이하의 재료에서 수 cm까지의

영역을 검사할 수 있는 장치는 아직 개발되지 않고 있다. 본 연구에서는 미세 초점 X선을 이용하여 소형 전자 부품이나 세라믹 재료의 내부 구조나 결함 검사를 위한 미세 초점 X-선 CT(computerized tomography)를 개발하고 그 성능을 평가하였다.

2. X-선 단층 영상 복원의 알고리즘

아주 간단한 형태의 결합을 포함하는 시편에 대해서는 완전한 CT 기술을 적용하지 않더라도 간단한 투과시험을 몇 가지 방향에서 실시함으로써 내부의 결합구조를 대략적으로 유추할 수 있다. 그러나 시편이나 시편속의 결합의 형상이 복잡할 때는 CT를 이용해 완전한 단면형상을 얻지 않으면 충분한 정보를 얻을 수 없다. CT 기술은 많은 계산량을 필요로 하며 컴퓨터의 계산능력이 비약적으로 발전한 1970년대에 개발된 이래 주로 의료분야에 적용이 되어 왔다. 단층영상을 위해서는 시편의 외부에서 여러 각도로 X-선을 투과시킨 후 투과상들을 다시 모아서 단층영상을 재구성해야 한다. CT는 본래 의료용으로 발전해 왔기 때문에 기존의 장치는 환자가 누워 있는 상태에서 X-선 발생 장치와 감지 장치가 회전하도록 설계되어 있으나 비파괴검사용은 물체를 검사하는 것이므로 발생 장치와 감지기는 고정시키고 물체를 회전시킴으로써 동일한 효과를 거둘 수 있다. 그렇게 함으로써 의료용 CT에 비하여 기계장치를 소형화시키고 간단히 제작할 수 있는 장점이 있다. 물체를 회전시킬 경우에도 기존의 CT 알고리즘을 그대로 사용할 수 있으며 단지 회전 중심축을 찾기 위한 부가적인 작업이 필요하다. 따라서 본 연구에서 제작된 소프트웨어는 장비가 지닌 특성에 따라 달라질 수 있는 몇 가지 함수 기능을 제외하고는 일반적으로 잘 알려져 있는 convolution back projection 알고리즘을 사용하고 있다. 제작된 CT 프로그램은 Fig. 1의 구조로 되어 있다. 프로그램의 동작을 설명하면 다음과 같다.

시험편을 장착한 후 한 스텝씩 회전하면서 CCD 카메라의 영상을 컴퓨터에 저장한다. 한바퀴를 돌면 측정작업이 마무리된다. 다음은 회전 중심을 찾는 작업이 이루어지는데 이는 의료용과 달리 시험편이 회전함에 따라 매 시험마다 이루어지게 된다. 다음은 X선의 중심축(또는 화상의 중심축)과 각 화소점과의 거리인 R값을 계산하는데 X-선광을 평행 빔

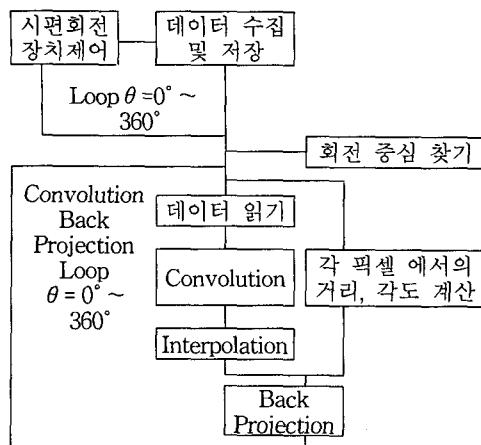


Fig. 1. The flow diagram of the CT program

으로 가정하느냐, 부채꼴 빔으로 가정하느냐에 따라 그 값과 계산 시간이 현저히 차이가 난다. 평행 빔으로 가정하면 첫 화소점의 거리만 계산하면 빔이 평행하므로 나머지 화소점의 거리는 기울어진 각도만 알면 쉽게 구해지나 부채꼴 빔의 경우는 동일한 촬영 각도에서도 각 화소를 지나는 빔과 중심선이 이루는 각이 서로 달라 모든 화소에서 중심축과의 거리를 따로 구해야 한다. 그 다음은 측정된 데이터 중 한 단면에서의 모든 각도에서 측정한 데이터를 다시 읽어들여 convolution, interpolation, smearing 등의 과정을 반복하며 그것으로서 계산 작업이 마무리된다. 여러 단계중에서 주요 개별 알고리즘을 설명하면 아래와 같다.

2.1. 회전 중심 찾기

본 알고리즘은 기존 장치에는 없는 알고리즘으로서 고해상도 구현을 위해 개발된 것이다. 연구에서 제작한 비파괴검사용 CT 장비는 X선원과 감지기는 고정되고 시험체가 회전하도록 설계하였다. 또한 시편의 종류도 크기와 형상이 다양하므로 시편과 X선원과의 거리가 달라지게 되어 시험편을 교체할 때마다 회전의 중심축의 위치가 달라지게 되고 그에 따라 X선 투영 데이터의 중심점과 회전 중심이 일치하지 않게 된다. 따라서 회전중심을 복원할 단층 영상의 중심과 일치시키기 위해 모든 회전각에서 측정된 데이터를 회전 중심축과 측정 데이터의 중심점과의 거리만큼 옮겨야 한다. 이를 위해서 우선 중심

축의 위치를 찾을 필요가 있었다. Fig. 2에서와 같이 시편의 회전각 θ 에서 측정된 X-선의 값을 $g_\theta(R)$ 이라 하고 시편이 P점을 중심으로 회전한다고 가정하면 X-선 투영 데이터의 중심($R=0$ 가 되는 점)과 회전 중심축은 거리 t 만큼 떨어지게 된다. 회전각이 0° 일 때의 X-선 투영데이터 $g_{0^\circ}(R)$ 와 180° 일 때의 X-선 투영데이터 $g_{180^\circ}(R)$ 를 이용하면 t 를 찾을 수 있다. 평행 빔 projection에서는 $g_{180^\circ}(R)$ 은 Fig. 3에서와 같이 $g_{0^\circ}(R)$ 과 회전축을 중심으로 선대칭을 이루게 되는데 이 $g_{180^\circ}(R)$ 를 영점을 중심으로 뒤집어 $g_{0^\circ}(-R)$ 을 구하여 식 (2)에서와 같은 cross correlation을 구하고 그 값이 최대가 될 때의 시프트된 거리 τ 를 구하였다. 그렇게 하면 Fig. 3에서와 같이 $\tau/2$ 가 회전축과 측정된 X-선 데이터 중심과의 거리 t 가 된다.

$$\sum_{R=1}^{R=I} g_{0^\circ}(R) \cdot g_{180^\circ}(-R - \tau) \dots \dots \dots (2)$$

여기서 τ 는 변수로서 $-i$ 부터 i 까지 변화된다. 상수 i 은 시험 조건에 따라 적당히 선택할 수 있다. X-선의 모양이 평행 빔이 아닌 부채꼴 빔일 경우에도 $g_{0^\circ}(R)$ 과 $g_{180^\circ}(-R)$ 은 상당히 유사한 파형을 갖기 때문에 평행 빔에서와 같은 원리로써 중심축을 찾을 수 있다.

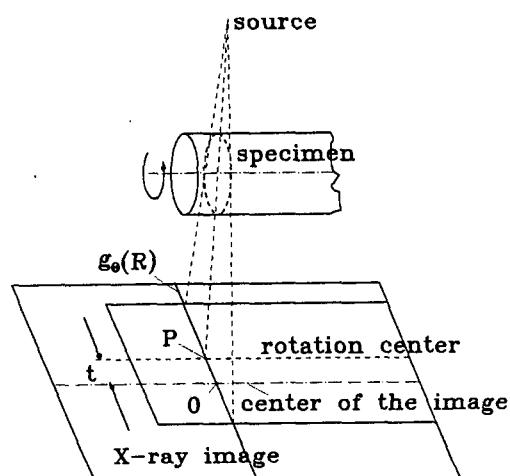


Fig. 2. The distance between rotation center and image center

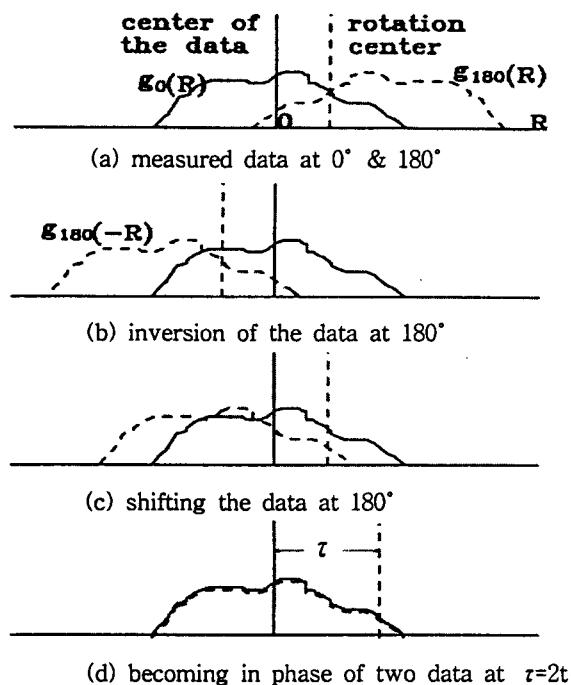


Fig. 3. Finding the distance shown in the Fig. 2 by correlation method

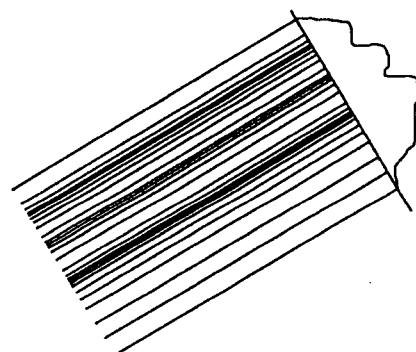
2.2. Convolution Back Projection^{3~5)}

단층 영상 복원은 초창기 시절에 주로 사용된 Fourier 변환이나 역 Fourier 변환 등을 이용한 원칙적이고 해석적인 방법을 사용할 수도 있고³⁾ filtered back projection³⁾, convolution back projection 방법을 사용할 수 있으며 기타 다른 수치 계산³⁾을 이용할 수도 있으나 본 연구에서와 같이 convolution back projection 방법이 간단하고 효과적이어서 요즈음은 거의 이 방법을 사용한다. 이 영상 복원 방법은 잘 알려져 있으나 본 연구에서의 적용 과정을 설명하기 위해 기본적인 부분을 소개한다.

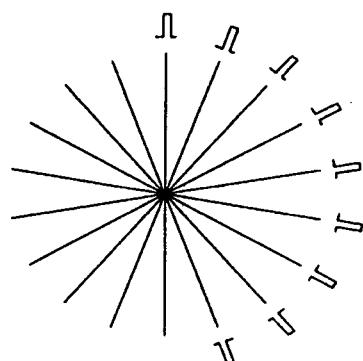
Back projection이란 Fig. 4의 (a)에서와 같이 투영해서 얻어진 일차원의 데이터 값을 복원하고자 하는 단면 영상의 이차원 공간에 역으로 투영시켜 투영한 경로 상의 모든 공간좌표에 동일한 값을 할당하는 것이다. 즉 X선원과 감지기를 연결하는 공간에 영상을 복원하기로 한다고 하면, 어떤 X선 감지기의 한 점에서의 측정값이 100일 경우 이 감지기 한 점과 X선원을 잇는 직선상의 모든 점에 100이라는 값

을 할당하는 것이다. Fig. 4의 (a)에서는 X선의 감지된 값을 3차원 그래프 대신 선간의 밀도 차이로 표시한 것이다.

이를 Fig. 4의 (b)처럼 가장 간단한 경우인 중심에 한 개의 점원만 있을 때를 고려하면 모든 방향으로의 투영된 값은 임펄스 값(점선)이 된다. 이제 반대로 각 방향에서 투영된 점선을 투영된 경로를 따라 역으로 투영시키면 중심에 한 개의 점원을 복원할 수 있다. 그런데 back projection해서 얻은 영상은 한 개의 점원 이외에도 점에 가까울수록 밀도가 높아지는 부수적인 오류값이 동반된다. 따라서 이러한 오류를 없애기 위하여 필터링 또는 콘볼류션이 필요하다. 수식적인 표현을 위해 극좌표에서의 주파수 영역을 (ρ, ϕ) 로 나타내기로 하면 콘볼류션 함수



(a) back projection of line data



(b) back projection of a center point

Fig. 4. Back projections of a line data and a center point

는 $\mathcal{F}^{-1}\{|\rho|\}$ 가 된다³⁾. 그런데 실질적인 콤볼류션의 경우 주파수 영역은 무한히 계속되는 것이 아니라 한계 주파수내로 한정되기 마련이다. 따라서 주파수가 한정되는 Ramachandran-Lakshminarayanan (RL) 필터를 사용하거나 이보다 더욱 고주파수 영역을 제한하는 Shepp-Logan(SL)필터⁴⁾를 사용한다. 경우에 따라서는 부드러운 이미지를 얻기 위하여 노이즈를 제거하기 위한 필터를 가중하여 사용할 수도 있으나 해상도의 손실을 감수해야 한다. 따라서 본 논문에서는 RL과 SL 필터를 그대로 적용하여 결과를 비교하였다.

다른 모든 광원처럼 X-선은 광원으로부터 출발해서 공간으로 방사된다. 조사되는 단면에서 볼 때 부채꼴 빔으로 생각할 수 있다. 부채꼴 빔이란 X-선이 펼친 부채 모양으로 진행하는 빔을 가리킨다. 다만 조사 부위가 광원으로부터의 거리에 비하여 매우 멀거나 시험체가 광원의 크기와 유사한 경우^{1,2)} 평행 빔으로 근사시킬 수 있다. 본 연구에서 단층 영상을 복원한 알고리즘 중에서 back projection은 X-선 빔의 모양을 평행 빔으로 가정할 것인가, 부채꼴 빔(fan beam)으로 가정할 것인가에 따라 계산과정과 계산 시간이 크게 달라진다. 평행 빔 projection이 가능하면 부채꼴 빔 projection으로 얻은 영상에 비하여 측정과 계산이 훨씬 빠르고 편하다. 본 연구에서 사용한 X-선 빔은 광원의 직경이 5 μm 정도이고 빔의 각도가 최대 7.7° (256 pixel의 영상의 경우는 3°)의 비교적 좁은 형태이다. 따라서 평행 빔으로 처리할 경우와 부채꼴 빔으로 처리할 경우의 복원된 영상의 차이가 어느 정도 될지 예상하기가 수월하지 않았다. 그러므로 복원된 영상을 비교하여 평행 빔으로의 가정이 가능한지를 판단하기 위하여 두 가지 형태의 빔을 적용하여 단층 영상을 복원하여 보았다. 평행 빔이나 부채꼴 빔은 이미 설명한 convolution back projection 알고리즘을 동일하게 적용할 수 있다. 다만, 평행 빔에 비하여 부채꼴 빔은 물체를 투과하는 경로가 중심선과 평행하지 않고 경사진 부채꼴이기 때문에 back projection 할 때도 부채꼴로 하여야 한다. 따라서 단층 영상을 구성하는 모든 화소의 위치에서 중심선과의 편각을 계산하여야 하므로 평행 빔으로 처리하는 것에 비해 계산이 복잡해진다. 평행 빔은 계산이 간단하므로 설명을 생략하기로 하고 부채꼴 빔의 편각을 계산하는 과정을 설명하면 다음과 같다.

부채꼴 빔 back projection 알고리즘에 있어서 편각을 구하는 데에는 계산 방법에 따라 처리 속도가 현저히 달라지는데 간단히 생각할 수 있는 Kalk, Slaney⁵⁾ 등에 의한 방법은 이해가 쉽고 프로그램도 간단히 작성되었으나 계산 속도가 비교적 느린 것으로 나타났다. A. Naparstek⁶⁾에 의한 방법은 전자에 비해 프로그램이 복잡하나 계산 처리가 빠를 뿐만 아니라 계산시 메모리 사용이 덜 요구되었다. 시험 결과 펜티엄 PC에서는 후자의 방법이 전자의 경우 보다 약 45% 정도 속도가 증가하는 것으로 나타났다. 이 방법을 Fig. 5로부터 설명하면 다음과 같다.

복원할 단면 영상의 중심점을 O (0,0)로 설정하고 선원 S를 출발한 X-선이 O를 지나 스크린에 도착하는 점을 D라 한다. 이미지상의 임의의 점 A(x,y)를 고려하면 S를 출발한 X-선은 A점을 포함한 직선 SP상의 경로를 거쳐 P점에 도달하며 스크린을 거쳐 투영 데이터 Data[θ, t]로서 저장된다. 따라서 A점에 누적할 데이터는 P점에서 측정된 데이터므로 편각 γ를 구한 다음 DP의 거리 t를 구하면 된다. 계산 결과는

$$\gamma = \tan^{-1} \frac{r \cos(\phi - \theta)}{OS + r \sin(\phi - \theta)} \quad \dots \dots \dots (4)$$

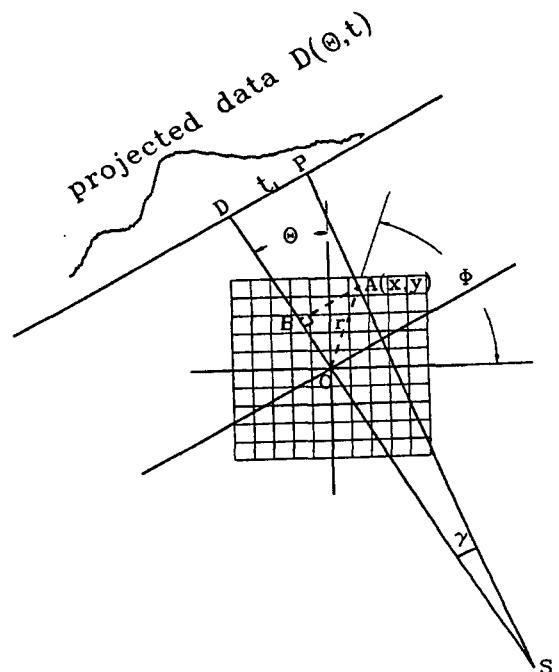


Fig. 5. Fan beam back projection

$$t = \overline{SD} \cdot \gamma \quad \dots \dots \dots \quad (5)$$

이 된다. 여기서 구한 R은 일반적으로 정수가 아닌 실수가 되어 가장 인접한 정수 값을 취하여 이에 해당하는 투영데이터를 점(x, y)에 누적한다. 실제 계산에서는 투영 데이터 사이를 여덟등분으로 선형 interpolation하여 에러를 줄이도록 하였다.

3. 장치 제작

본 연구는 X-선 단층촬영 장치를 Fig. 6과 같이 미세 초점 X-선 장치, 물체를 회전시키거나 세 축 방향으로 이동시킬 수 있는 시편 홀더 및 이송 장치, 카메라의 영상을 읽어 A/D 변환시키는 frame grabber 그리고 측정된 데이터를 이용하여 단층 이미지를 계산하거나 영상화시키는 컴퓨터 등으로 구성하였다.

Fig. 6에서 보는 바와 같이 X-선 발생 장치는 장비의 위 부분에 부착되어 있으며 X-선을 감지하는 형광 스크린, image intensifier와 CCD 카메라 등은 장비의 아래 부분에 부착되어 있다. 이와 같은 구조는 X-선 발생 장치 및 감지 장치가 수평으로 되어 있는 구조에 비하여 시편의 적재 하중 용량이 떨어지나 본 장치의 개발 목적인 소형 경량 시편 검사에는 아무 문제가 없었다.

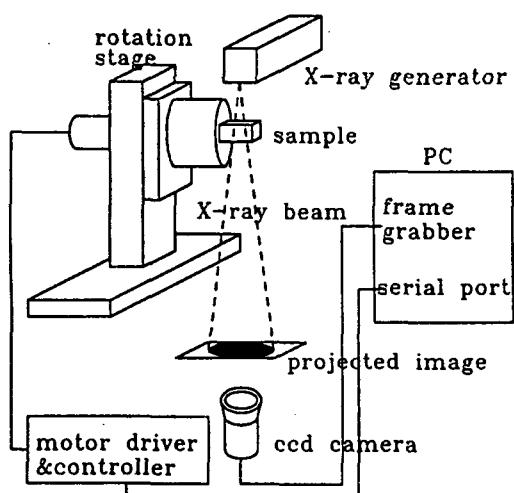


Fig. 6. The schematic drawing of the CT system

3.1. 미세 초점 X-선 장치 및 시편 이송 장치

본 장치는 비파괴검사용으로서 작은 부품들의 내부 구조를 좋은 해상도로 관찰할 수 있어야 하므로 최소 초점이 약 $5 \mu\text{m}$ 정도인 미세 초점 X-선원을 사용하였다. X-선 장치는 독일의 Fein Focus사의 모델 HX-100.20이다. 이 장치의 X-선 발생기는 X-선 관내의 전자 가속 전압은 최대 100kV, 필라멘트의 전류는 1mA까지 사용 가능하다. X-선의 감지기 역할을 담당하는 영상 증폭기는 일본의 도시바사에서 생산한 E5842H-P1K로서 공칭 입력 부분의 크기(nominal entrance field size)가 100mm이고 출력 영상의 직경이 20mm이다.

X-선원과 입력 부위까지의 거리는 약 530mm이고 입사되는 범의 최대 각도는 7.7° 이다. 입력 부위의 직경이 100mm이나 CCD 카메라의 촬영범위와 여유 공간 등을 고려해 가로 방향 기준으로 70mm 정도의 X-선 영상을 얻을 수 있다. 그것도 단층 촬영의 경우에는 더 줄어드는데 시편의 이송장치, 회전장치를 사용하여야 하기 때문에 시편이 더욱 X-선원에 접근되기 때문이다. 단층 촬영의 경우는 현재 직경이 약 20mm 이하의 시편이 최대 촬영 범위이다. 더 큰 시편의 촬영은 추가적인 소프트웨어 개발이 요구된다.

본 장치의 광원(X-선원)은 부채꼴이므로 광원에서 멀어질수록 큰 시편을 검사할 수 있으며 멀어질수록 해상도가 감소한다. 해상도는 CCD의 한 픽셀에 맷히는 영상의 실제 크기가 얼마나가 하는 것에 따르기 때문에 70mm를 640 픽셀에 담는다면 이 때의 해상도는 $110\mu m$ 정도이고 시편이 작아 광원에 접근시킬수록 해상도는 증가한다. 영상 증폭기의 출력을 촬영하는 CCD 카메라는 일본 히타치 사의 HX-600A로서 2/3 인치 interline transfer type의 CCD이며 유효 픽셀 수는 485×754 픽셀이다. 한 픽셀의 한 면의 길이는 $10\mu m$ 로 추정된다.

샘플을 이동하거나 회전시키는 manipulator는 마이크로 스텝 모터에 의하여 작동하는 로타리 테이블, X-Y 테이블 및 모터 구동장치로 구성하였다. 구동 장치는 컴퓨터의 직렬포트를 이용하여 제어 명령을 전달하였다. X-Y 테이블은 로타리 테이블을 지지하고 있으며 회전 중심축과 영상의 중심점간의 거리를 미세 조절하거나 X-선 범의 유효 각도를 벗어나는 큰 시편의 경우 동일한 각도에서 스캐닝을 통하여

몇 번에 나누어 이미지를 얻기 위해 부착하였다.

3.2. 영상 신호의 A/D 변환기

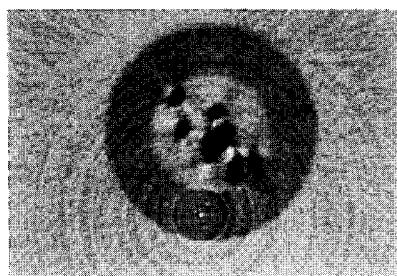
영상 증폭기를 거쳐 CCD 카메라로 촬영된 영상 신호는 frame grabber를 이용하여 디지털 데이터로 A/D 변환한 후 컴퓨터에 저장하였다. 본 연구에서 사용한 frame grabber는 미국의 Data Translation사에서 공급하고 있는 DT 3851이라는 모델의 frame grabber를 사용하였는데 영상을 구성하는 한 점에 대하여 8bit(256 등급)의 A/D 분해능을 지닌다.

Frame grabber를 이용하여 CCD 카메라의 영상을 읽어들여 모니터에 표시해 보면 상당한 양의 노이즈 신호가 동반하는 것을 확인할 수 있었다. 이 노이즈 신호를 제거하기 위해 동일한 샘플 각도에서 32~256번을 촬영하여 모두 더한 값(integration)을 투영 데이터로 삼았다. 이 데이터를 다시 32~256으로 나눈 평균값을 사용하게 되면 한 frame에서의 화질은 integration한 것과 같더라도 다른 계산 과정에서 오차가 커지므로 평균값은 취하지 않았다. 따라서 투영 데이터는 2 byte의 정수형 데이터로 컴퓨-

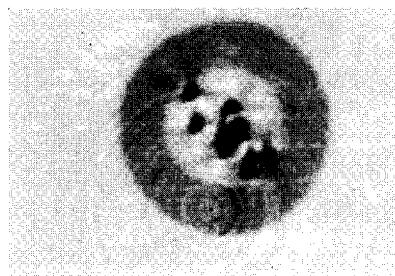
터에 저장하였다.

4. 측정 및 단층 영상 복원

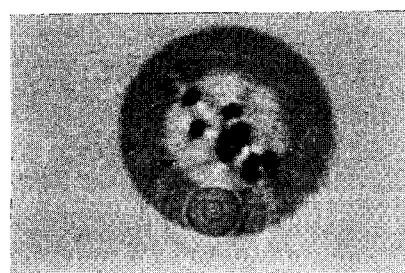
제작된 CT 시스템과 프로그램을 이용하여 두 가지 시험편에 대해 X-선 촬영 및 영상 데이터를 읽어 들였다. 측정 조건으로는 전압 30kV, 전류 $60\mu\text{A}$ 이고 360° 를 800등분하여 측정하였다. 복원된 영상은 256×256 픽셀로 이루어져 있다. 첫 번째 시험편은 CT의 분해능을 확인할 수 있도록 하기 위하여 제작한 것으로 내경 0.24mm, 외경 0.45mm인 스테인레스 관에 직경 $25\mu\text{m}$ 인 금선 10가닥을 삽입하고 접착제를 주입하여 고정시킨 것이다. 이는 이 시험체의 단층 영상을 원활하게 복원할 수 있고 서로 붙어 있는 금선을 구별할 수 있다면 최소 분해능이 이 정도는 되는 것으로 판단하여도 무방하리라는 생각에서 시도하였다. 단층 영상은 동일 시험편에 대하여 모두 4가지를 복원하였는데 이를 Fig. 7에 나타내었다. Fig. 7의 (a)는 평행 빔 projection을 이용하고 convolution시 RL 필터를 kernel로 사용한 것이며 (b)는 평행 빔 projection을 이용하였으나 SL 필



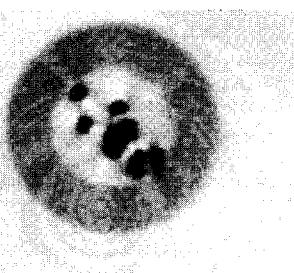
(a) parallel beam / RL filter



(b) parallel beam / SL filter



(c) fan beam / RL filter



(d) fan beam / SL filter

Fig. 7. Reconstructed images of the 10 gold wires with $25\mu\text{m}$ in diameter

터를 kernel로 사용한 것이다. 또한 (c)는 부채꼴 빔 projection을 이용하고 RL 필터를 사용한 것이며 (d)는 부채꼴 빔 projection을 이용하였으나 SL필터를 kernel로 사용한 것이다.

복원된 단층영상을 비교해보면 평행 빔 projection보다는 부채꼴 빔 projection을 이용하는 것이 조금이나마 더 본래의 영상에 가깝게 되는 것으로 판단된다. 따라서 빔 각도가 3° 정도의 좁은 빔이라도 부채꼴 빔으로 back projection 하는 것이 옳은 것을 확인하였다. RL 필터와 SL 필터의 차이를 비교한 결과는 RL필터를 사용하면 윤곽선이 뚜렷한 반면 SL 필터에 비하여 s/n 비가 약간 더 작았으며 SL필터는 이와는 반대로 s/n 비는 약간 더 크게 나타났으나 윤곽선이 덜 뚜렷하였다. 그것은 예상한 바와 같은 결과로서 SL 필터는 고주파수 영역을 제한하기 때문이다. 따라서 작은 결함을 찾고자 할 때는 RL 필터가 유리할 것으로 판단되며 시편의 내부 구조나 형상을 보고자 할 때는 SL 필터가 사용하기에 무방할 것으로 판단된다. 그러나 그 차이는 미미하므로 어떤 필터를 사용해도 문제되지 않는 것으로 사료된다. 복원된 단층 영상을 선 그래프(Fig. 9의 line cutting) 등을 이용해 분석한 결과 직경 25 μm 의 선들이 거의 붙어 있는 경우라도 각각 별개의 선으로 구분되는 것을 확인하였다. 따라서 본 장치의 해상도는 적어도 20~30 μm 는 되는 것으로 판단된다. 본 시험은 단층 영상을 256×256 픽셀로 복원하였는데 이를 512×512나 그 이상으로 복원하기로 하면 시편을 광원에 더 접근시켜 확대된 영상을 얻을 수 있으므로 해상도는 더 증가하여 10 μm 근처까지 될 수 있을 것으로 생각되나 PC에서 운영하기에 데이터 크기가 너무 큰 단점이 있다.

분해능 검사를 위한 앞에서의 시험편 이외에 실제 CT 검사의 대상이 되는 소재에 대하여 단층 영상을 복원하여 보았다. 대상 시험편은 직경 6mm의 원통형 세라믹 벨브로서 현재 자동차용 부품으로 개발되고 있는 시편이다. 이 시편은 초기 개발 단계에서 시험 제작한 것이며 내부에 비교적 큰 결함이 있는 불량품으로서 그 결함의 형상을 보고자 시험 대상으로 삼았다. Fig. 8은 측정한 세라믹 시편에 대해 부채꼴 빔 projection과 SL 필터를 사용한 알고리즘을 이용하여 복원한 단층 영상을 나타낸 것이다. 여러 부분의 단층에 대한 영상들을 128×128 픽셀의 작은 화면에 나타내고 이 중 한 개를 선택하여

256×256 픽셀의 큰 화면에 나타내었다. Fig. 8에 나타난 영상에 의하면 시편 내부에 상당히 큰 결함의 형상을 볼 수 있는데 이 결함 형상과 실제 결함 형상을 비교해 보기 위하여 CT 측정후 시편을 절개해 보았다. Fig. 9는 절개한 면을 사진 촬영한 것이다. 이 사진과 Fig. 8에서 큰 화면에 별도로 영상을 나타낸 67번째 단면의 CT 영상을 비교하면 결함 형태가 일치하는 것으로 나타났다. 단지 회전축을 중심으로 동심원이 나타나 있는데 이는 CCD 카메라 및 frame grabber의 A/D 변환기의 sensitivity차와 기타 노이즈에 의한 것으로 판단되며 알고리즘의 추가와 noise의 차단으로 없앨 수도 있을 것으로 판단되나 현재로서는 연구되지 않았다. 그럼에도 불구하고 Fig. 8에 나타난 영상은 결함 형태 식별에 충분히 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

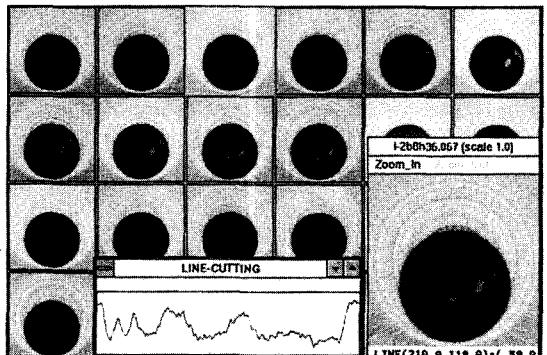


Fig. 8. The reconstructed sectional image of a specimen with flaws

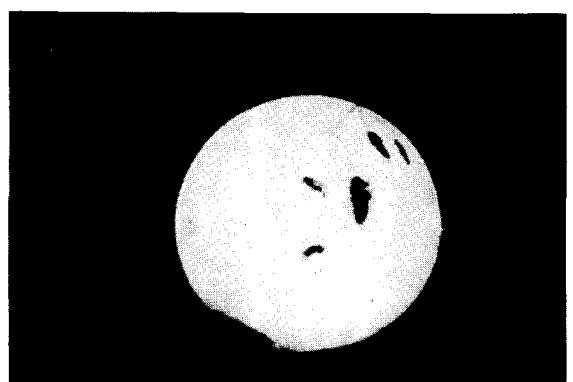


Fig. 9. The photograph of the section taken by an optical microscope

5. 결 론

미세 초점 X-선 단층촬영(computerized tomography) 시스템을 개발하였다. 도입한 미세 초점 X-선 장치에 시편 홀더 및 회전 장치를 부착하고 CCD 카메라의 출력을 디지털로 전환하기 위해 컴퓨터 내부에 frame grabber를 장착하였다. 또 personal computer에서 운용되는 단층 촬영용 컴퓨터 프로그램을 제작하였다. 제작된 프로그램은 측정 용 프로그램과 부채꼴 빔 알고리즘이나 평행 빔 알고리즘을 이용한 단층 영상 계산 프로그램, 그리고 계산된 단층 영상을 모니터에 디스플레이 하는 프로그램 등이다.

제작된 프로그램들을 이용하여 직경이 $25\text{ }\mu\text{m}$ 인 금선 10가닥을 삽입한 내경, 외경이 각각 0.24, 0.45 mm 인 튜브에 대하여 단층 영상을 복원한 결과 평행 빔 projection 보다는 부채꼴 빔 projection 을 이용하는 것이 본래 영상에 약간이나마 더 근접한 것으로 판단되며 RL 필터와 SL 필터의 차이를 비교한 결과 예상한 바와 같이 RL필터를 사용하면 윤곽선이 뚜렷한 반면 SL 필터에 비하여 s/n 비가 약간 더 작았으며 SL 필터는 이와는 반대로 s/n 비는 약간 더 크게 나타났으나 윤곽선이 덜 뚜렷하였다. 따라서 작은 결함을 찾고자 할 때는 RL 필터가 유리할 것으로 판단되며 시편의 내부 구조나 형상을 보고자 할 때는 SL 필터가 유리할 것으로 판단된다. 그러나 그 차이는 미미하므로 어떤 필터를 사용해도 무방할 것으로 사료된다. 복원된 단층 영상을 분석한 결과 본 장치의 해상도는 적어도 $20\sim30\text{ }\mu\text{m}$ 는 되는 것으로 판단된다.

내부에 결함이 있는 세라믹 봉에 대하여도 단층 영상을 복원하고 복원된 영상과 시편을 절개하여 현미경으로 촬영한 영상과 비교한 결과 두 영상이 잘 일치하는 것으로 나타났다. 이러한 결과들로 보아 본 연구에서 구축한 장치와 프로그램들은 소형 부품 검사에 잘 활용될 수 있을 것으로 예상된다.

참고 문헌

- 1) Y. Yamauchi, N. Kishimoto and T. Ikuta, "Microtomography Using Conventional X-ray Sources", Nondestr. Test. Eval., Vol. 7 (1992), pp. 129-136
- 2) Y. Yamauchi, T. Ikuta and N. Kishimoto, Three Dimensional High Resolution Tomography for Small Objects, Nondestr. Test. Eval., Vol. 7 (1994), pp. 309-318
- 3) A. Macovski, Medical Imaging Systems, Prentice Hall Inc. New Jersey, (1983), pp. 127
- 4) H. H. Barrett and W. Swindle, Radiological Imaging Vol. 2, Academic Press New York, (1981), pp. 418-419, pp. 428-429
- 5) A. C. Kak and M. Slaney, Principle of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press (1988), pp. 75-92
- 6) A. Naparstek, Short Scan Fan Beam Algorithms for CT, IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol. NS-27, No. 3, June (1980), pp. 1112-1120

High Resolution Computerized Tomography System Using the Microfocus X-Ray for Inspection of Small Specimens

Young-Joo Kim*, Jayong Koo*, Seung S. Lee* and Whan W. Kim**

* Korea Research Institute for Standards and Science, Taejon 305-340

** Chungnam National University, Taejon 305-764

Abstract A computerized tomography system was developed using the X-ray source that has diameter of 5 micrometer. The system is used for the nondestructive testing of specimens with diameter below 20 mm. The convolution back projection algorithm was adopted for the reconstruction of cross sectional image, and the shape of the X-ray beam was let parallel beam or fan beam to compare each resultant image. Our CT system was constructed to operate based on the personal computer. The sectional images of the fabricated specimens were reconstructed and analyzed. The reconstructed images well coincided with real images taken with optical microscope and gave us enough reports on the defects in the ceramic specimen. The resolution of the system regarded as about 20~30 micrometers.