

◆특집◆ 방사선영상계측 및 응용

원추형 빔 마이크로 단층촬영기술 및 그 응용

김호경*

Cone-Beam Microtomography and Its Application

Ho Kyung Kim*

Key Words : X-ray(엑스선), Microtomography(마이크로 단층촬영기술), Radiation detector(방사선 검출기), Flat-panel detector(평판형 검출기), Radiation imaging(방사선 영상), Non-destructive testing(비파괴검사)

1. 서론

1970 년 후반에 X 선 CT (computed tomography, 전산화단층촬영장치)가 처음 도입된 후 의료영상 (medical imaging)분야에서 큰 주목을 받다가 MRI (magnetic resonance imaging, 핵자기공명영상장치)의 개발로 1980 년대에 CT 의 존립 여부에 대해 뜨거운 논쟁이 한 때 있었다. 하지만, 오히려 1990 년 대에는 나선형 주사방식 CT (spiral CT)의 개발 덕분에 CT 의 르네상스 시대를 이루었으며, 지금도 혁신적인 아이디어를 통해 계속 발전하고 있다. 더불어 비단 의료영상뿐만 아니라 생명과학(BT: Bio Technology), 산업용 비파괴검사(NDT: non-destructive testing) 등 그 응용분야를 널리 확대해 나가고 있는 추세이다.

미세 기계 및 전자부품 결함 검사의 대표적인 방법으로는 광학적 머신 비전 시스템(machine vision system)을 들 수 있다.^{1,2} 하지만 비전 시스템의 경우 부품의 다른 소자와의 혹은 인쇄회로기판과의 결함 유무를 검사하는데 있어서는 효과를 거

둘 수 있을 지라도, 부품 자체의 내부 결함 및 결합 부위 내의 결함 검사는 불가능하다. 반면 광원 대신 X 선을 이용할 경우 부품의 내부를 들여다 볼 수 있으며, 현재는 병원의 X 선 진단기기의 원리와 동일한 2 차원 X 선 투과영상법(projection imaging)이 널리 활용되고 있다. 하지만, 2 차원 투과영상의 경우 검사체의 두께 정보를 알 수 없으며, 따라서 정확한 결함의 종류, 위치, 크기 등 정밀한 결함 진단이 불가능하다. 이를 극복하기 위해 최근에는 X 선원(X-ray source), 검사 대상체, X 선 영상센서(image sensor)의 상호 운동을 이용하여, X 선 단층촬영 기술과 유사한 라미노그래피(laminography) 기술을 통해 부품소자의 층별 단면 영상의 획득이 가능하게 되었으며, 이를 토대로 3 차원 영상 구축을 통한 검사가 큰 주목을 받고 있다.^{3,4}

최근 CT 의 최고의 기술적 화두는 대면적 (large-area) 2 차원 X 선 영상센서 기술 발전 덕분에 기존의 부채꼴 빔(fan-beam)에서 3 차원인 원추형 빔(cone-beam)의 사용이라 할 수 있다. 원추형 빔 사용의 가장 큰 장점은 큰 체적을 빠른 시간에 주사(scan)하는 것이 가능하다는 것이다. 이것은 의료영상에 있어서 단 한 번의 호흡으로 가슴부위의 전체 단층영상 획득이 가능하고 따라서 호흡에 따른 motion artifact 가 없는 보다 깨끗한 영상 획득을 통해 질병 진단률의 향상을 꾀할 수 있다. 최근의 BT 분야에서는 소형 생물체의 동적

* 부산대학교 기계공학부 지능기계공학과

Tel. 051-510-3511, Fax. 051-514-0685

Email hokyung@pnu.edu

계측 시스템, 특히 방사선영상계측시스템, 방사선 응용, 지능형 Machine Vision, 의공학 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

연구(dynamic study)를 통해 발암 및 전이 과정, 약물 치료의 메카니즘 규명 등을 통한 신약 개발을 꾀하고 있는데 이를 위해서는 고해상도의 in-vivo 단층영상 획득이 필수이다. 이를 위해 microfocus X 선원을 이용, cone-beam microtomography (micro-CT) 시스템의 개발이 한창이다.^{5,6}

본 논고에서는 평판형(flat-panel) X 선 영상센서를 기반으로 한 micro-CT 시스템^{7,8}의 산업용 비파괴검사로의 응용에 대해 소개하고자 한다. 현재 라미노그래피 등 3 차원 X 선 검사 장치의 경우 대부분 X 선 영상센서로 X 선 영상증배관(image intensifying tube)을 채택하고 있다.^{3,4} 영상증배관은 대표적인 X 선 동영상 획득 장치로써 일종의 진공관이며 역사가 오래된 잘 알려진 기술인 반면, 부피가 크고, 무게가 무거우며, 기계적 충격에 약하고, 공간해상도(spatial resolution)가 200 μm 정도로 다소 나쁘며, 영상 획득 영역이 원형인 관계로 바깥 테두리 부분에 걸쳐 영상 왜곡이 발생하여 궁극적인 영상 획득 영역은 실제보다 좁은 여러 단점들이 있다. 따라서 검사체에 대해 접근성이 용이하고, 공간해상도가 100 μm 이하이며, 기하학적인 영상 왜곡이 없으며, 영상 획득 영역이 크고, 신호대잡음비(SNR: signal-to-noise ratio)가 높은 고분해능, 고효율의 새로운 영상센서의 활용이 차세대 X 선 부품소자 검사 시스템에 있어서 매우 중요하다 하겠다.

당초 저자는 소형 동물 촬영용(small-animal imaging) micro-CT 시스템을 계획하였기에 이에 대한 언급을 포함하였다. 구체적인 적용분야에 따라 요구하는 특성, 예를 들면, 속도, 해상도 등이 다르기 때문에 세세한 언급보다는 시스템의 구성, 성능평가 등에 대해 간략히 설명하여 독자들이 추후 시스템 구축시 활용할 수 있도록 하였다.

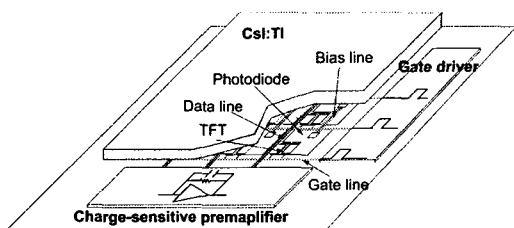


Fig. 1 A sketch of a flat-panel X-ray image sensor

2. 평판형 X 선 센서

2.1 X 선 검출 원리

평판형 X 선 센서는 X 선을 흡수, 흡수된 에너지를 빛으로 변환하는 섬광체(scintillator) 박막과 섬광체로부터 발생된 빛을 수집하기 위한 2 차원 포토다이오드 어레이(photodiode array)로 구성되어 있다.^{9,10} 검사 대상체를 투과한 X 선의 세기는 물질의 두께, 밀도 및 구성물질의 원자번호 등에 따라 다른 세기를 나타내며, 이 분포에 비례하여 섬광체 박막은 투과된 X 선의 에너지를 흡수하게 된다. 이렇게 흡수된 2 차원 에너지 흡수분포는 다시 이에 비례하여 섬광체에서 빛으로 변환되며, 발생된 빛을 아래의 포토다이오드 어레이에서 수집, 전하신호(charge signal)의 형태로 축전기처럼 저장하게 된다. 포토다이오드 어레이의 각 픽셀(pixel: picture element)은 스위칭(switching) 박막트랜지스터(TFT: thin-film transistor)를 포함하고 있는데, 이는 포토다이오드의 전하신호를 외부 리드아웃 신호처리 회로부(readout signal processing circuitry)로 전압신호(voltage signal) 형태로 변환하기 위함이다. Fig. 1은 섬광체를 이용한 평판형 X 선 영상센서를 스케치한 모식도이다.

본 연구에서 사용한 평판형 X 선 센서(C7942, Hamamatsu, Japan)는 섬광체 박막으로 CsI:TI (thallium-doped cesium iodide)이라는 무기화합물(inorganic) 섬광체를 사용하고 있으며, 발생된 빛이 사방으로 퍼지는 현상을 가급적 줄이기 위해 주상구조(columnar structure)를 가지고 있다. 두께는 $\sim 200 \mu\text{m}$ 이며, column의 직경은 $\sim 10 \mu\text{m}$, 공극을 고려, packing density는 80%이다. 포토다이오드 및 스위칭 박막트랜지스터 어레이의 경우 0.6- μm -CMOS(complementary metal-oxide-semiconductor) 공정으로 제작되었으며, 픽셀의 pitch는 50 μm , 픽셀의 포맷(format)은 2400 \times 2400, 가용 면적(active area)은 120 \times 120 mm^2 이다. 픽셀구조에 있어서, 주어진 픽셀의 크기에 대해 포토다이오드가 차지하는 면적을 fill-factor라고 하는데 이는 센서의 감도(sensitivity)에 큰 영향을 미치는 매우 중요한 설계변수이다. 일반적으로 의료용으로 사용하고 있는 대면적 평판형 센서의 경우 액정 디스플레이용(LCD: liquid crystal display) 박막트랜지스터 어레이 기술을 바탕으로 하고 있는데, 이 경우 현재 X 선 센서 응용으로 보고된 바에 의하면, 픽셀 pitch가

97 μm 가 가장 최소이며, 이때의 fill-factor 는 45% 에 불과하다.¹¹ 반면 본 연구에서 사용하고 있는 센서의 경우 보다 작은 픽셀 pitch 50 μm 에 대해 fill-factor 는 79%이다.

2.2 성능평가

X 선 영상센서의 객관적 특성평가 인자로는 MTF (modulation transfer function), NPS (noise power spectrum), DQE (detective quantum efficiency)를 들 수 있다. 특히, DQE 는 MTF 와 NPS 특성을 모두 포함하는 매우 중요하고도 객관적인 성능평가 인자이다 [$DQE(f) \sim MTF^2(f) / NPS(f)$]. MTF 는 영상의 대조도(contrast) 및 해상도의 특성을 함께 포함하고 있으며, NPS 는 공간주파수(spatial frequency)에 대한 영상의 noise 특성을 나타낸다. 본 연구에서는 MTF 와 NPS 를 실험을 통해 측정하였으며, 이 결과들을 바탕으로 DQE 를 계산하였다.

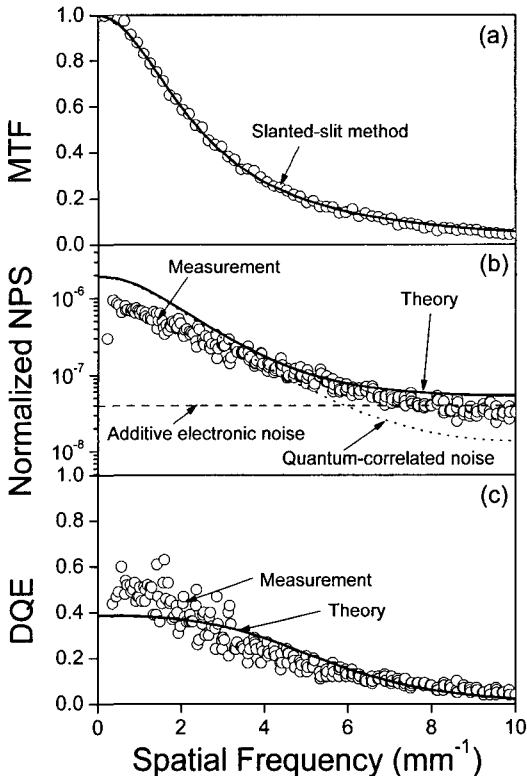


Fig. 2 Fourier analyses of the imaging characteristics of the detector. (a) MTF, (b) NPS, and (c) DQE

Fig. 2 는 관전압 60 kVp, 조사선량(exposure) 17 mR 에서 측정 결과를 나타내고 있으며, 여기서 사용된 조사선량 값은 개발된 micro-CT 시스템을 통해 한 장의 투과영상을 얻을 때 사용되는 선량 값이다. 자세한 실험 및 계산 방법은 참고문헌¹² 을 참조하기 바란다.

Fig. 2(a)는 확대율 없이 측정한 MTF 이다. 결과에 의하면, MTF 10%값에서 ~7 lp/mm 혹은 ~71 μm 의 해상도를 나타내고 있다. 센서의 픽셀 크기 50 μm 에 비해 다소 나쁜 결과를 보여주고 있는데 이는 센서의 CsI:Tl 내부와 그리고 CsI:Tl 과 포토다이오드 사이의 얇은 공기 층에서의 빛의 산란(scattering) 때문으로 추정된다.

Fig. 2(b)는 NPS 의 측정 결과를 보여준다. 낮은 공간주파수에서 높은 noise power 를 보여주며, 공간주파수가 증가할 수록 noise power 가 감소하는 경향을 나타내고 있다. 이는 섬광체를 이용한 X 선 센서의 전형적인 특성이다. 비록 한 점으로 입사한 X 선이라도 섬광체 내부에서 공간적으로 다른 에너지 흡수분포를 나타낼 것이며, 또한 섬광체에서 변환된 빛 역시 공간적으로 산란, 궁극적으로 공간분포를 띄고 포토다이오드 어레이에 흡수된다. 이와 같이 한 점으로 입사한 X 선은 빛 그리고 포토다이오드 내의 전자로의 변환 등을 거쳐 궁극적으로 공간적인 상관관계를 가지고 영상으로 표현되며, 이 때의 noise 특성을 공간주파수 영역에서 계산, 표현하고 이를 quantum-correlated noise 성분이라 한다. 반면, 포토다이오드 어레이 자체를 포함한 외부 신호처리 회로로부터 기인한 noise 특성을 additive electronic noise 성분이라 하며, 이 값은 일반적으로 각 픽셀에서 일정한 값을 가지게 된다. 전술한 두 성분의 noise 특성을 분석하기 위하여 cascaded linear-systems theory^{12,13} 를 바탕으로 계산해 보았으며, 그 결과를 Fig. 2(b)에 나타내었다. Fig. 2(b)에서 알 수 있듯이 X 선 센서의 noise 특성은 아주 높은 공간주파수 영역 외에는 거의 quantum-correlated noise 성분이 우세함을 알 수 있다.

MTF 그리고 NPS 측정 결과를 바탕으로 DQE 를 계산하였으며, 그 결과를 Fig. 2(c)에 나타내었다. Cascaded linear-systems theory 및 Monte Carlo simulation 을 바탕으로 한 이론치 역시 함께 나타내었다. DC 공간주파수에서의 quantum efficiency 가 ~40%로 다소 낮는데 만약 공간해상도의 손실을

감수하고 섬광체의 두께를 더 두껍게 한다면 보다 큰 quantum efficiency 를 기대 할 수 있다. 실제 사용한 그리고 계산을 위해 모델링한 센서는 외부로부터 보호를 위해 두께 1 mm 알루미늄 housing 을 고려하였는데, 분석 결과에 따르면, 만약 이를 carbon 과 같은 플라스틱으로 교체할 경우 ~70%까지 향상시킬 수 있음을 알 수 있었다. 이는 섬광체 등 센서의 설계를 크게 변화시키지 않고도 성능을 크게 향상시킬 수 있음을 의미하며, 따라서 이와 같은 정량적 성능평가의 중요함을 시사한다.

3. 마이크로 단층촬영 시스템

3.1 시스템 구성 및 동작 원리

일반적으로 생체의 단층촬영을 위해서는 X 선 원과 X 선 센서가 검사 대상체를 중심축으로 180° 혹은 360° 회전을 통해 투과영상을 얻고, 영상재구성법(image reconstruction)을 이용하여 단층영상을 얻게 되지만, 본 연구에서는 기초연구 및 다양한 응용으로의 확대를 위해 검사 대상체를 회전하도록 설계 및 제작하였다. 본 연구에서의 cone-beam micro-CT 시스템은 Fig. 3 에서 보여지듯이 크게 X 선 발생장치, 검사 대상체를 지지하고 단층영상 획득을 위해 회전이 가능하게 설계 및 제작된 지지대, 대면적 2 차원 X 선 센서, 그리고, 이들 구성요소를 제어하고 궁극적으로 영상재구성을 위한 컴퓨터 등으로 구성된다.

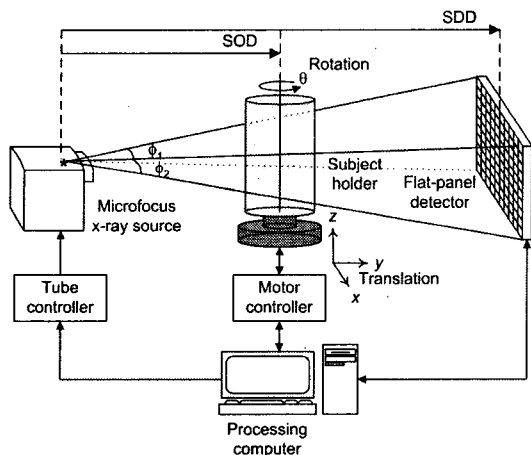


Fig. 3 Schematic diagram of the developed micro-CT system

단층촬영 시스템은 보통 검사 대상체가 센서로부터 일정 거리를 두고 위치하기 때문에 확대율 (magnification ratio)이 존재하게 되며, 따라서 X 선 원의 초점(focal spot)이 이상적으로 무한소의 크기를 가지지 않으면 초점의 크기에 의한 그림자가 발생, 영상의 공간해상도가 나빠지게 된다. 따라서 micro-CT 시스템을 구성하기 위한 X 선 발생장치는 가급적 초점의 크기가 작아야 하며, 본 연구에서는 microfocus X 선 발생장치를 이용하였다. 사용된 X 선원(L8121-01, Hamamatsu, Japan)은 인가되는 전력의 세기에 따라 초점의 크기가 변하며, 최소 5 μm 의 초점으로 동작할 수 있다. X 선 발생장치의 최대인가 판전압 및 판전류는 각각 150 kVp, 그리고 0.5 mA 이다. 검사 대상체 지지대의 회전 정밀도는 0.083°이며, 수평 및 수직 이동 정밀도는 10 μm 이내이다.

X 선 센서의 출력 ADC 는 12 bit 이나 실제 영상처리시는 16 bit 로 처리하고 있다. 따라서, 0.1° 간격으로 투과영상을 획득할 경우 1 회전시 영상 데이터의 크기는 약 40 Gbytes ($\approx 2400 \times 2400$ pixels \times 3600 images \times 2 bytes)이다. 따라서 본 연구에서는 효율적인 영상처리 및 영상재구성을 위하여 dual CPU (Athlon MP 2200+, AMP, USA)를 장착한 4 대의 컴퓨터와 100 Mbps Ethernet 을 이용, 병렬 데이터 처리 시스템(parallel data processing system)을 구축, 활용하였다. 그리고 비록 검사 대상체가 클 경우 불완전한 scan 으로 인하여 축방향으로 artifact 가 나타나지만, 속도가 빠른 대표적 근사화 알고리즘 (approximate algorithm) 중 하나인 Feldkamp 영상재구성법을 이용하였다.¹⁴

3.2 성능평가

개발된 micro-CT 시스템의 성능을 평가하기 위하여 Fig. 4 에서 나타난 다양한 정량적 팬텀 (quantitative phantom)을 제작, 이용하였다. Fig. 4(a) 는 acryl 로 제작한 실린더형 그릇으로 여기에 물을 담은 후 단층영상을 획득, 영상의 균일성 (uniformity) 및 voxel noise 특성을 파악하였다. 단층영상의 CNR (contrast-to-noise ratio)을 평가하기 위해서는 Fig. 4(b)와 같이 물질의 밀도가 물과 비슷한 즉, X 선 대조도가 비슷한 6 개의 팬텀(Model 76-430, Nuclear Associates, NY, USA: plastic water, 1.03 g/cm³; nylon, 1.15 g/cm³; polyethylene, 0.95 g/cm³; acryl, 1.18 g/cm³; polystyrene, 1.11 g/cm³; polycarbonate,

1.18 g/cm³)을 제작, 이들을 다시 물속에 담구어 단층영상을 얻었다. 마지막으로 단층영상에서의 공간해상도를 구하기 위해서 매우 얇은 알루미늄 박막(18 μm)을 이용하여 단층영상에서의 ESF (edge spread function)을 구한 후 이로부터 MTF 를 계산하였다.

Fig. 5 는 uniformity 팬텀 단층영상으로부터 구한 noise 값과 CNR 값을 X 선 선량에 대한 함수로 나타내었다. 참고로 단층영상은 궁극적으로 검사 대상체 구성물질의 X 선과의 반응도, 즉 선형감쇠계수(linear attenuation coefficient, μ)의 공간적 분포를 나타낸다. 따라서 그래프에서 나타낸 CT number 란 단층영상을 물의 선형감쇠계수를 기준으로 상대적으로 영상의 값을 재정의한 결과를 말한다. 그래프에서 알 수 있듯이 voxel noise 가 조사선량의 제곱근에 반비례하고 있으며, 이는 좋은 화질의 영상을 얻기 위해서는 많은 양의 X 선을 조사해야함을 시사한다. 조사선량의 증가없이 보다 나은 voxel noise 특성을 얻기 위해서는 X 선 센서 자체의 quantum efficiency 의 개선이 필요하다.

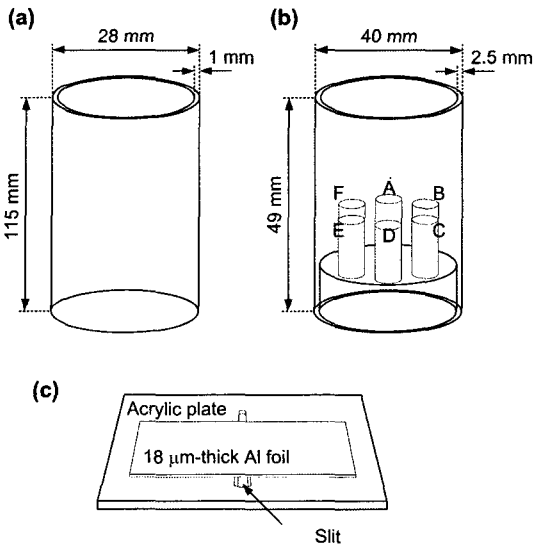


Fig. 4 Quantitative phantoms used in the tomographic performance evaluation of the micro-CT system. (a) The uniformity phantom, (b) the contrast phantom, and (c) the resolution phantom

Fig. 6 은 조사선량이 33 R 일 때 획득한 CNR 팬텀의 단층영상을 보여준다. 비록 Fig. 5 에서는

acryl 팬텀에 대한 CNR 값을 나타내었지만, 실제적으로 육안으로는 구별할 수가 없다. 실험으로부터 육안으로 판별 가능한 대조도는 조사선량 11 R 에 대해 2.8%였다.

Fig. 7 은 알루미늄 박막 팬텀을 이용하여 측정 한 MTF 결과이다. 이때 확대율은 2 이다. 단층영상 획득시 MTF 에 영향을 미치는 주요인자로는 X 선 원의 초점의 크기, 확대율, 영상재구성 알고리즘, 그리고 X 선 센서 자체의 공간해상도 등을 들 수 있다. 본 연구에서의 계산 및 분석 결과에 의하면, 단층영상의 MTF 는 확대율을 고려한 X 선 센서 자체의 MTF 에 거의 의존함을 알 수 있었다.

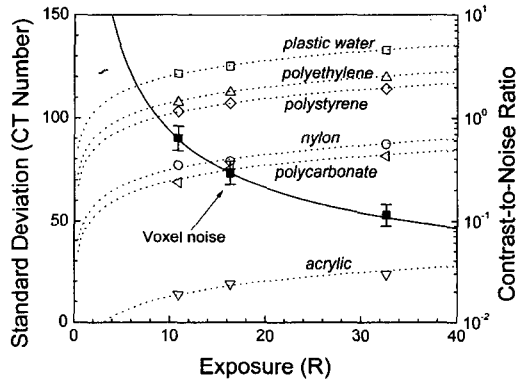


Fig. 5 Voxel noise characteristics and CNR with respect to the exposure

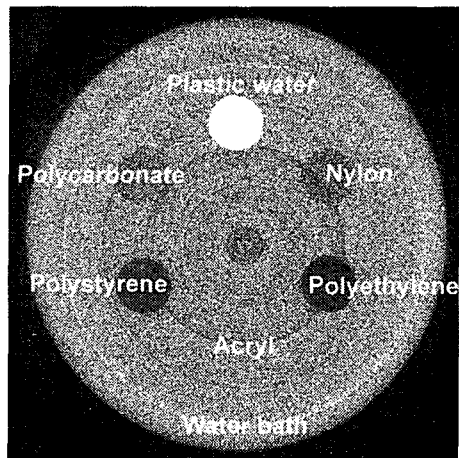


Fig. 6 A transaxial image of the contrast phantom obtained with exposures of 33 R at the AOR

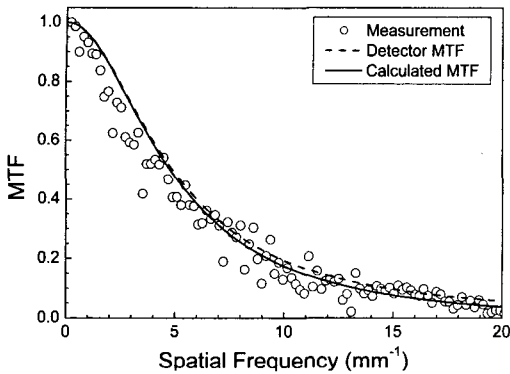


Fig. 7 The MTF curve of the micro-CT system measured with the thin aluminum foil phantom (circle). The predicted MTF curve (solid line) is also shown to account for the physical parameters affecting the system MTF such as the focal spot size, the magnification ratio, the detector MTF, and the reconstruction algorithm. The most significantly affecting parameter is the detector MTF (dotted line)

4. 응용

4.1 바이오 영상화 분화

전술한 바와 같이 본 논문에서 기술하고 있는 micro-CT 시스템은 본래 생체영상 획득을 위해 개발되었다. Fig. 8은 개발된 시스템을 통해 쥐의 여러 영상을 획득한 결과를 보여주고 있다. Fig. 8(a)는 쥐의 복부 부분에 대한 단면 영상을 보여주고 있으며, Fig. 8(b)는 영상처리를 통해 뼈 부분만을 추출해 낸 영상이다. Fig. 8(c)는 쥐로부터 대퇴부 뼈를 추출하여 획득한 3 차원 rendering 영상이며, Fig. 8(d)의 경우는 혈관을 선명하게 보기 위해 조영제(contrast agent)를 투입 후 심장을 추출, 획득한 영상이다. 이와 같은 뛰어난 해상도의 영상획득 기술을 통해 인체를 대신하여 소형 생물체를 대상으로 발암의 메카니즘을 규명하거나 새로운 신약의 치료 효과를 in-vivo 촬영으로 내부 영상을 보여줌으로써 연구의 효율을 훨씬 높일 수 있을 것으로 기대하고 있다.

Micro-CT 영상은 또한 인공장기 혹은 관절 등을 설계하거나 연구할 때에도 유용하게 활용될 수 있다. 인공장기 혹은 관절을 설계하기 위해서는

수 많은 역학적 해석이 필요하며 따라서, 정확한 모델링이 필수적이다. 생체역학적 해석을 위한 생체 구성 요소의 정확한 모델링을 위해 micro-CT 영상을 활용할 수 있다. 현재 골다공증 (osteoporosis) 해석을 위한 연구가 생체역학 분야에서 많은 관심을 보이고 있으며, 복잡한 해면골 (trabecular bone) 구조의 모델링을 통해 유한요소해석(FEA: finite element analysis)을 적용, 응력 등 다양한 역학적 해석을 시도하고 있다. Fig. 9은 해면골 유한요소해석을 돕기 위해 (a) 실제 골다공증 유발한 경우의 쥐의 대퇴골 영상, (b) 이를 치료한 경우의 영상, (c) 골다공증과 관계가 있다고 가정된 비만한 쥐의 대퇴골 영상, (d) 비교를 위한 정상 쥐의 대퇴골 영상 등을 보여주고 있으며, 궁극적으로 이를 토대로 유한요소해석을 수행하게 된다. 참고로 각 그림의 왼쪽 칼럼은 3 차원 영상, 오른쪽 칼럼은 단면을 영상을 나타내고 있다.

이 외에도 다양한 생체영상 분야에 micro-CT 기술이 활용될 것으로 기대된다.

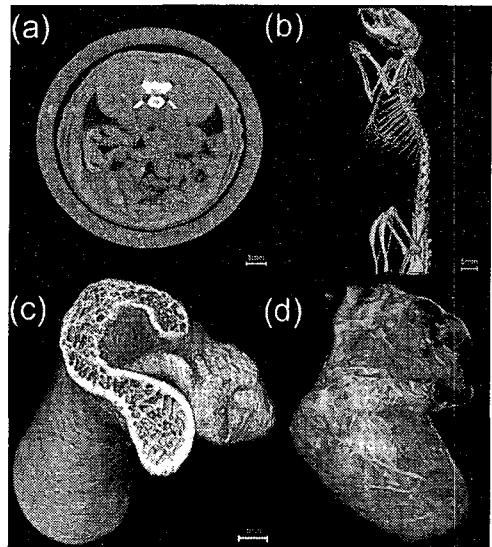


Fig. 8 Example microtomograms of a postmortem rat acquired with the micro-CT system for biomedical application. (a) A transaxial image of the abdomen region, (b) 3-D rendered skeletal image, (c) 3-D rendered image of an extracted femur, and (d) 3-D rendered image of an extracted heart with contrast agent

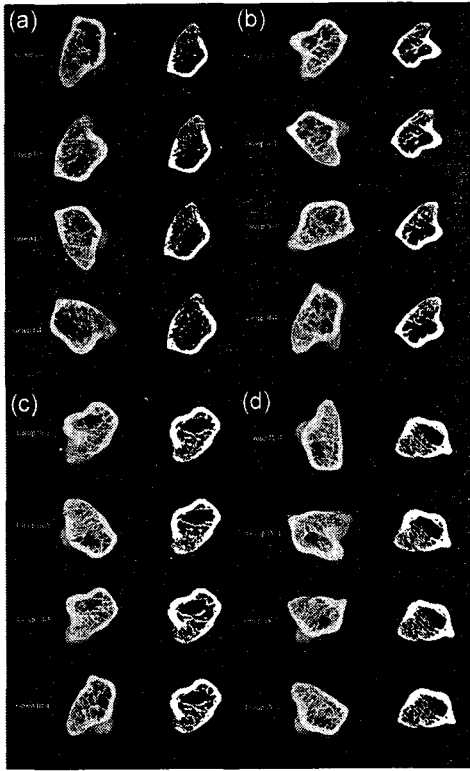


Fig. 9 Microtomographic images produced for FEM analysis to understand osteoporosis. (a) Rat with osteoporosis, (b) treated rat, (c) fatty rat, and (d) normal rat

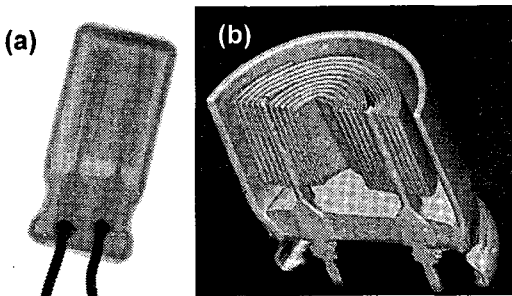


Fig. 10 Industrial application of X-ray imaging technique. (a) Projection image and (b) 3-D rendered image of a electrolytic capacitor

4.2 산업용 영상화 분야

개발된 micro-CT 시스템의 산업적 응용으로의

가능성을 확인해 보기 위하여 전자부품의 영상을 획득해 보았다. Fig. 10(a)는 전해커패시터 (electrolytic capacitor)에 대한 단순 투과영상이며, Fig. 10(b)는 3 차원 내부영상을 보여준다. 여기서 알 수 있듯이 3 차원으로 영상을 획득할 경우 보다 더 정확하게 내부 결함을 발견할 수 있음을 알 수 있다. Fig. 11 은 반도체소자의 인쇄회로기판 위의 결함유무를 확인하기 위해 획득한 (a) 3 차원 영상 및 (b) 단층영상을 보여주고 있다. 명확한 확인을 위하여 반도체소자의 리드 부분과 인쇄회로기판의 금속 패드 부분만 나타내었다. 결과에서 볼 수 있듯이 결함부위를 명확하게 확인할 수 있다. 이상 몇 가지 영상으로 간단하게나마 micro-CT 시스템의 비파괴검사로의 적용을 소개하였지만, 적용하고자 하는 분야의 요구조건에 맞추어 설계될 경우 다양한 산업용 비파괴검사분야에서 널리 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

5. 요약

본 논고에서는 microfocus X 선 발생장치와 평판형 영상센서를 이용한 micro-CT 시스템의 개발과 그 응용에 대해 소개하였다. 개발과 관련하여서는 영상센서 및 시스템의 동작원리뿐만 아니라 성능평가 결과에 대해서도 간단히 언급하였는데, 이와 같은 성능평가는 추후 개선된 혹은 새로운 설계 및 제작을 위해서는 필수적으로 수반되어야 할 부분이다.

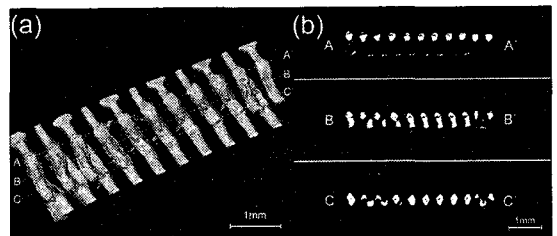


Fig. 11 Example microtomograms of a gull-wing connector on a PCB, acquired with the microtomography system based on the flat-panel CMOS detector, for NDT&E application. (a)3-D rendered image and (b)a cross-sectional image of the gull-wing connector whose cross-sectional plane is shown as the dotted lines in (a)

개발된 micro-CT 시스템의 응용분야 소개와 관련하여서는 몇 가지 획득 영상을 토대로 바이오 영상과 산업용 영상에 관하여 언급하였다. 바이오 영상분야에서는 현재 세계적으로 우수 의료기기업체에서 이미 제작하여 판매하고 있으며, 대부분 X 선 영상증배관 혹은 CCD(charge-coupled device)를 X 선 영상획득 센서로 사용한 반면, 본 논고에서 소개한 시스템은 평판형 영상센서를 사용했다는 점에서 차별성이 있다. Micro-CT 시스템의 산업용 영상분야로의 적용은 이제 시작 단계이며, 기존 라미노그래피 시스템을 대체하거나 혹은 새로운 응용으로 자리매김할 것으로 기대된다.

후 기

본 특집논문이 있기 까지는 저자 이외에도 경희대학교 동서의료공학과 의공학 실험실 모든 구성원들의 도움이 매우 컸음을 밝히며, 특히 이상철 박사에게 감사를 드린다. 본 연구는 2004 년도 부산대학교 교내학술연구비(신임교수연구정착금)에 의한 연구이며, 이에 감사를 드린다.

참고문헌

1. Driels, M.R., "Automatic Defect Classification of PWB Solder Joints," IEEE Trans. Comp. Hybrid, and Manuf. Tech., Vol. 13, pp. 331-340, 1990.
2. Lee, D.Y., Jang, K.N., Kim, J.H. and Cho, H., "A Visual Servoing for High Precision Chip Mounting Technology," J. of Kor. Soc. of Prec. Eng., Vol. 20, pp. 16-22, 2003.
3. Kang, S.T. and Cho, H., "A Projection Method for Reconstructing X-ray Images of Arbitrary Cross-Section," NDT&E International, Vol. 32, pp. 9-20, 1999.
4. Rao, D.V., Cesareo, R., Brunetti, A. and Gignte, G.E., "Computed Tomography with Image Intensifier: Potential Use for Nondestructive Testing and Imaging of Small Objects," NDT&E International, Vol. 33, pp. 523-530, 2000.
5. Weissleder, R. and Mahmood, U., "Molecular Imaging," Radiology, Vol. 219, pp. 316-333, 2001.
6. Ritman, E.L., "Molecular Imaging in Small Animals - Roles for Micro-CT," J. Cell. Biochem. Supp., Vol. 39, pp. 116-124, 2002.
7. Lee, S.C., Kim, H.K., Chun, I.K., Cho, M.H., Lee, S.Y. and Cho, M.H., "A Flat-Panel Detector Based Micro-CT System: Performance Evaluation for Small-Animal Imaging," Phys. Med. Biol., Vol. 48, pp. 4173-4185, 2003.
8. Lee, S.C., Kim, H.K., Chun, I.K., Cho, M.H., Cho, M.H. and Lee, S.Y., "Development and Characterization of A Flat-Panel Detector-Based Microtomography System," Key Engineering Materials, Vols. 270-273, pp. 245-251, 2004.
9. Kim, H.J., Kim, H.K., Cho, G. and Choi, J., "Construction and Characterization of An Amorphous Silicon Flat-Panel Detector Based on Ion-Shower Doping Process," Nucl. Instr. Meth. A, Vol. 505, pp. 155-158, 2003.
10. Mori, H., Kyuushima, R., Fujita, K. and Honda, M., "High-Resolution and High Sensitivity CMOS Panel Sensors for X-ray," IEEE Nucl. Sci. Symp. and Med. Imag. Conf., 2001.
11. Antonuk, L.E., El-Mohri, Y., Hall, A., Jee, K.W., Maolinbay, M., Nassif, S.C., Rong, X., Siewerdsen, J.H., Zhao, Q. and Weisfield, R.L., "A Large-Area, 97 μm Pitch, Indirect-Detection Active Matrix, Flat-Panel Imager (AMFPI)," Proc. SPIE, Vol. 3336, pp. 2-13, 1998.
12. Kim, H.K., Lee, S.C., Cho, M.H., Lee, S.Y. and Cho, G., "Performance Evaluation of A Flat-Panel Detector and A Microtomography System for Small-Animal Imaging," IEEE Trans. Nucl. Sci., in press, 2005.
13. Cunningham, I.A., "Applied Linear-Systems Theory," in Handbook of Medical Physics, Vol. 1, J. Beutel, H. Kundel and R.V. Metter, Eds., Bellingham, Washington: SPIE, pp. 79-159, 2000.
14. Feldkamp, L.A., Davis, L.C. and Kress, J.W., "Practical Cone-Beam Algorithm," J. Opt. Soc. Am. A, Vol. 1, pp. 612-619, 1984.