

방사광원의 재료과학/의과학 방사선 응용

G. Margaritondo · Y. Hwu · 제정호

1. 서론

뢴트겐이 X선을 발견한 이후¹ 방사선학은 지금 까지 여러 분야에 가장 폭넓게 응용 되는 분야가 되어 왔다. 예를 들어 의료 방사선학은 추측에 의한 진단법을 신뢰할 만한 정보에 기초한 확실한 분석법으로 전환시켜줌으로 의학 발달에 있어 하나의 이정표가 되어 왔다. 이제 의료 방사선학을 위한 장비의 개발은 주요 산업체 영역의 하나가 되었다. 또한 재료 과학에 있어 방사선학의 영향력은 비록 제한되기는 하지만 역시 매우 중요하게 되었다.

지금 까지 방사선학의 효과는 어느 정도 X선원의 품질에 제한을 받아 왔다.²⁻¹⁴ 그런데 최근 방사광에

기초한 첨단 광원의 개발로 상황은 바뀌고 있다. 무엇보다 역사상 처음으로 공간적으로 결맞는(coherent) X선이 가능하게 되었다.^{2,5} 방사선학에 있어 결맞음



Y. Hwu

1992 Ph. D. Physics in University of Wisconsin-Madison
1992~ Institute of Physics,
현재 Academia Sinica, Taiwan
1992~ Exxon Research Lab, Visiting Researcher
1994 EPFL, Switzerland, Visiting
2000~ Researcher
2001 POSTECH, Visiting Researcher
2004~
2005



G. Margaritondo

1969 Ph. D. Physics in University of Rome
1969~ Research Fellow, AT&T
1978 Bell Lab
1978~ Professor in University of Wisconsin-Madison
1990
1990~ Professor in EPFL,
현재 Switzerland
2004~ Vice-president in EPFL, Switzerland
현재



제정호

1975~ 연세대학교 금속공학(학사)
1979
1981 KAIST 재료공학(석사)
1983 KAIST 재료공학(박사)
1983~ Kernforschungsanlage Jülich (서독) 연구원
1985
1986~ 포항공과대학교 신소재공학과
현재 조교수, 부교수, 교수
1994 Exxon연구소(미국) 방문 연구원
2001 알콘국립연구소(미국) 방문연구원
2000~ 국가지정연구실 책임자
2005
2003~ 국제콘소시움 엑스선현미경
현재 빔라인(7B2) 책임자

Synchrotron x-ray imaging for materials/medical sciences

Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Switzerland(G. Margaritondo, Faculté des sciences de base, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne(EPFL), CH-1015 Lausanne, Switzerland)

Institute of Physics, Academia Sinica, Taiwan(Y. Hwu, Institute of Physics, Academia Sinica, Nankang, Taipei, 11529, Taiwan)

포항공과대학교, 생의학영상센터, I-BIO 프로그램, 신소재공학과(J. H. Je, Biomedical Imaging Center, I-BIO Program and Department of Materials Science and Engineering, Pohang University of Science and Technology, San 31, Hyo-ja dong, Nam-gu, Pohang 790-784, Korea) e-mail: jhje@postech.ac.kr



그림 1. Microradiograph of the head of a house fly. The overall image is a patchwork of 60×50 smaller images with each of size 600×400 square microns. The exposure time for each small image was ~ 2 ms.

(coherence)의 영향력은 이미 매우 중요하게 되었다. 독자의 기호를 돋우기 위해 **그림 1**에 결맞음에 기초한 마이크로 래디오그래프를 보여 준다. 여기에서 이 기술로 이미 성취된 뛰어난 공간분해능을 볼 수 있다. 더욱이 **그림 1**과 같은 영상은 1 밀리 초(1000분의 1 초) 이내의 적은 피폭량으로 얻어질 수 있어, 실시간 관찰을 가능케 하는 문을 여는 의미를 갖는다.

방사광에 기초한 방사선학은 정말로 매우 빠르게 팽창하는 분야이다. 예비 단계에서 점점 솟아 올라 여러 다양한 분야에서 중요한 결과를 내기 시작하고 있다.²⁻¹⁴ 그 결과는 재료 과학 및 생명과학에서 이미 매우 중요하다(예를 들어, 세포 하나 하나의 X선 이미징이 가능).¹⁵ 의료 응용은 아직 개발 중이지만 잠재적으로 크게 기대가 되고 있다.^{2,3}

여기서 발전 도상에 있는 이 분야의 최근 몇 가지 성취를 간단하게 리뷰 해 보고자 한다. 이 리뷰는 방사광에 기초한 방사선학과 일반 방사선학을 구별시켜 주는 개념적 배경을 토의함으로 시작할 것이다.³ 그 다음 이 영역에서 개발된 몇 가지 실제적인 기술들을 토의할 것이다. 이 때 재료과학 및 생명과학 응용에서 이미 얻어진 여러 가지 흥미로운 결과들을 보여 줄 것이다.

2. 개념적 배경

모든 방사선학은 광자와 응집 물질간의 상호작용에 기초한다. 이론을 단순화 하기 위해 x축으로 진행하고, y축을 따라 선형적으로 편광 된 단색의(mono-chromatic) 평면 전자파의 경우를 생각하자. 진공에서

이 파의 전기장은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_y(x,t) = E_0 \exp[i(kx - \omega t)] \quad (1)$$

여기서 E_0 는 강도의 제곱근에 비례하고, k 는 파수(wavenumber), $2\pi/\lambda$ 에 해당(λ 는 파장)하며, ω 는 각진동수(angular frequency)이다.

진공이 아닌 어떤 매질을 통과할 때 이 파는 다음과 같이 된다.

$$E_y(x,t) = E_0 \exp[i(nkx - \omega t)] \quad (2)$$

여기서 n 은 물질의 복소수 굴절률로 진동수에 의존한다. 식 (2)에서 $n(\omega)$ 의 허수부는 x 에 비례하는, 음의 실수 값 지수인자를 주게 된다. 이것이 바로 흡수를 기술하는 감쇠(attenuation) 인자이다. 반면 $n(\omega)$ 의 실수부는 파의 위상(phase)을 결정하며 표준(실제의) 굴절률에 해당한다. 이 실수부가 바로 굴절, 간섭 및 회절과 같은 현상들을 기술하는 것이다.

방사선학에 적합한 x선 스펙트럼 범위와 대부분 물질에서 흡수는 매우 제한되어 있다. 더욱이 굴절률 실수부는 진공에서의 값인 1에 매우 가까워서 굴절도 매우 제한되어 있다. 따라서 복소수 굴절률은 종종 다음과 같이 기술된다.

$$n(\omega) = 1 - \delta(\omega) + i\beta(\omega) \quad (3)$$

여기서 δ 와 β 는 매우 작은 양의 값이다. 식 (3)에서 δ 앞에 음의 부호가 있음을 주목하라. 이것은 가시광과 달리 x선의 독특한 굴절 특성에 기인한다.²

모든 방사선 기술은 표준적 접근법에 기초한다. 즉 광자 빔이 물질 내로 보내지고 적당한 2차원 기구로 검출된다. 그러면 X선 광자가 국부적 복소수 굴절률에 미치는 영향으로 인하여 시료의 내부 구조가 규명될 수 있게 된다.

원칙적으로 복소수 굴절률의 실수부와 허수부는 모두 그 메커니즘에 있어 중요한 역할을 한다. 그러나 실제로는, X선 빔의 결맞음이 높지 않는 한, 실수부 $[1 - \delta(\omega)]$ 에 의한 효과는 사라지게 된다.^{2,4} 대략적으로 말하면, 파장(또는 광자에너지)의 범위(band)가 좁고, 광원 크기와 각 발산(angular divergence)이 합리적으로 적다면 그 광원은 결맞다고 말할 수 있다.^{2,4} 의료 방사선에 쓰이는 표준 광원은 그러한 특성을 갖고 있지 않다. 즉 전형적인 넓은 띠(broadband) 음극 광원으로 광원의 크기가 크며 매우 넓은 입체각으로

로 빛이 방사된다. 따라서 결맞음이 실제적으로 존재하지 않는다.

그 결과 복소수 굴절률의 실수부 $[1 - \delta(\omega)]$ 와 그에 해당하는 효과는 표준 방사선학에서는 무시될 수 있다. 사실상 지금 까지 X선을 이용하는 모든 의료 진단법은 조직의 부위에 따라 흡수가 달라짐에 따른 대비(contrast)에 기초했다.³

방사광원의 출현은 이 상황을 3 가지 면에서 바꾸고 있다.^{2,3,5} 첫째, 비 흡수 메커니즘을 무시하더라도, 광원의 높은 강도와 평행성(collimation)은 표준 방사선 기술에도 매우 도움이 된다.⁵ 둘째, 흡수는 진동수에 의존하는데 이 특성은 방사선 효과를 향상시키는데 이용될 수 있다.^{3,5} 이것은 그러나 단색의 X선을 필요로 한다. 통상적인 X선원은 매우 약하기 때문에 단색화는 그 강도를 더욱 약하게 해서 방사선학에는 적합하지 않다. 그러나 훨씬 밝은 방사광원에 대해서는 그렇지 않다. 셋째, 방사광원은 결맞음이 매우 높기 때문에 굴절률의 허수부와 실수부 모두를 이용하여 방사선 기술을 실행할 수 있게 해 준다.^{3,5} 이러한

접근법은 미시적 눈금(microscopic scale)에서 실시간 방사선과 토모그래피를 해 줄수 있기 때문에(한 예로 **그림 1**을 보라) 매우 혁신적이다 현재의 수준은 1 마이크로론 이내 및 1밀리 초 이내 이다.

굴절률의 실수부와 허수부의 특성을 가시화 하기 위해 **그림 2**에 실리콘, 탄소, 및 알루미늄의 3가지 예를 보여 준다. 이 예로부터 방사선학에 적합한 광자 에너지 범위에서 α 와 β 두값 모두 정말로 작다는 것을 볼 수 있다. 그러나 두 가지 중요한 사실을 주목하라. 첫째, 어떤 특정한 광자 에너지 부근에서 그 광자 에너지에 관해 β 인자가 급속한 변화를 보여 준다. 이러한 특성 값들은 물론 구성 원자의 속(core) 준위 중 하나와 빈 전자 상태 사이의 광 전이에 해당한다. 동일 스펙트럼 구역에서 δ 인자 역시 급속한 변화를 보여줄 것을 주목하라. 이것은 기본 물리 특성에 의해 확립되고 소위 “Kramers-Krönig 관계”로 표현된 광 현상(흡수와 굴절/회절/간섭)의 결과이다. 둘째, 비록 차이는 적지만, α 인자는 β 인자 보다는 크다. 그리고 이 차이는 경 엑스선 범위로 갈수록 더욱 커진다.

이 두 번째 사실은 일반 방사선학에서 무시될 수 있는 δ -인자와 관련된 현상들이 엑스선 영상에서는 원칙적으로 중요한 역할을 할 수 있음을 제시한다. 이미 언급한 대로 방사광원의 높은 결맞음에 의해 이러한 가능성은 실체가 된다.³

3. 흡수 기반의 방사선학과 방사광원

방사선학에 있어 방사광을 이용하는 가장 평범한 방법은 흡수 기반의 대비를 이용하고 우수한 특성을 갖는 광원의 장점을 활용하는 것이다. 이러한 간단한 접근법은 여기서 다루지 않고 그 대신 보다 진보된 방법들을 다룰 것이다.

방사광의 높은 선속(flux)과 평행성(collimation) 때문에 적당한 단색화장치를 거치면 단일 광자 에너지(혹은 좁은 빛 띠)를 갖는 엑스선을 얻기 쉽다. 단일 광자 에너지를 이용하면 방사선학에 다음과 같은 긍정적인 효과를 바로 얻을 수 있다. 단색화 되지 않은 엑스선에 비해 영상의 퍼진 바탕(diffused background)이 감소 되는 것이다.^{3,5} 이로 인해 엑스선의 피폭량이 일정할 때 영상의 대비와 품질이 향상된다.

예를 들어 유방암을 검출하는 기술인 유방 뢰트겐 조영법(mammography)을^{5,6} 생각하자. 유방 뢰트겐 조영법을 위해 가장 흔하게 사용하는 엑스선원은 물

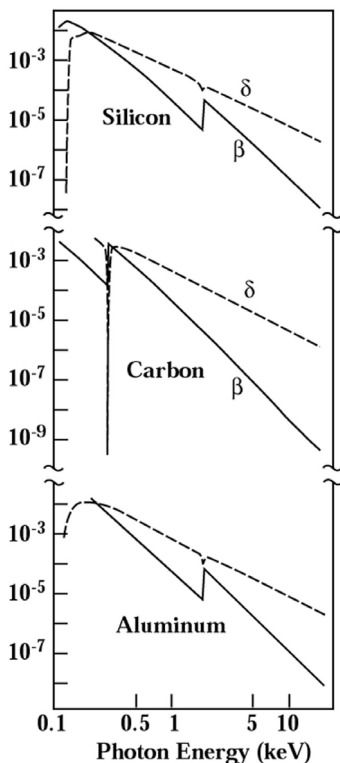


그림 2. The real and imaginary parts of the complex refractive index (defined by Eq. 3) in the x-ray spectral region for Al, C and Si.

리브텐 음극이다. 여기에서 발생하는 빛은 약 19.4와 17.6 keV의 두 광자 에너지에서 강한 봉우리(peak)를 갖는다. 이 엑스선 에너지는 유방 린트겐 조영법에서 최적의 빛 범위인 17~21 keV 내에 든다(최적의 광자 에너지는 유방 두께 및 밀도에 따라 변함). 그러나 그 두 봉우리는 제동복사(bremsstrahlung)로 인한 연속스펙트럼 위에 중첩이 된다. 이 연속스펙트럼은 유방 린트겐 조영법의 최적 범위 보다 아래쪽까지 확장되기 때문에 퍼진 바탕을 일으키게 되고 결국 영상 대비를 떨어뜨린다.

방사광원은 유방 린트겐 영상을 좁은 엑스선 띠로 촬영할 수 있게 하여 퍼진 바탕을 급격히 감소시킬 수 있다.⁶ 더욱이 광자 에너지는 각 유방 두께 및 밀도에 따라 최적의 파장으로 조정될 수 있다.

단색화된 방사광을 이용한 유방 린트겐 조영법 연구는 Frascati 국립연구소에서 최초로 테스트되었고^{16,17} 그 밖에 다른 연구시설에서도 시험되었다.^{6,18} 이러한 테스트는 매우 긍정적인 결과여서 엑스선의 조사량을 크게 감소시키고도 영상의 품질이 유지될 수 있었다. 바탕(background)은 적어도 100분의 1로 감소될 수 있었고 전체 조사량도 20~60% 감소될 수 있었다.

또 다른 예로 혈관조영법을 생각하자. 이 기술은 소위 “digital subtraction angiography”의 변형이다. 혈관 조영(angiography)이란 혈관 특히 관상동맥의 방사선 감사를 말한다.⁵ 이 검사는 대비가 제한되며(혈관 영상과 바탕이 유사한 조직이므로) 혈관이 크기가 작고 빨리 움직이기 때문에 쉽지 않은 방법이다.

이 대비는 조형제, 대표적으로 엑스선을 크게 흡수하는 요오드를 포함하는 조형제를 주입함으로 향상시킬 수 있다. 동일 지역을 조형제를 주입하고서와 주입하지 않고서 촬영한 후 두 영상 데이터를 디지털 방식으로 빼 준다. 그러면 조형제를 포함하는 혈관의 선 명도가 향상된다.

그러나 조형제의 확산이 빠르기 때문에 심장 부근에 카테터를 삽입해서 주입해야 한다. 물론 이것은 복잡하고 종종 위험한 기술로 응급의 경우에만 이용되며 심장 질환을 일상적으로 촬영하는 데는 절대 적합하지 않다.

방사광 dichromography는 또 다른 접근 방법이다. 요오드 주입 전과 후의 다른 시간대에서 얻기 보다, 요오드 주입 후 요오드 흡수단 바로 아래와 바로 위의 서로 다른 두 에너지에서 두 영상을 동시에 얻는다. 이것은 예를 들어 두 가지 서로 다른 단색화된 엑스선 빔으로 대상 물체를 비추고 두 가지 다른 검출기

로 검출하면 얻어 질 수 있다.

이 방법은 심장 박동의 운동 효과 문제를 제거해 준다. 더욱이 끝머리(edge)는 요오드 관련 흡수가 급격히 증가하는 위치이므로 digital subtraction은 요오드 관련 부위를 다른 부위에 비해 크게 부각시켜 준다. 이 경우 요오드에 대한 감도가 100배 정도 증가되므로 필요로 하는 요오드의 농도를 크게 줄일 수 있다. 그러면 비교적 안전한 정맥 주사법으로 대비제(contrast agent)를 주입하면 된다.

방사광 dichromography는 여러 가지 실제적인 방법으로 행해져 왔다.¹⁹⁻²² 예를 들어, HASYLAB, Brookhaven 및 ESRF^{19,20,22} 방법은 “line scanning 이다”. 수평 선 모양을 한 방사광원이 단색화장치(monochromator)를 거치고 나면 원하는 두 가지 에너지를 갖는 부채모양의 두 가지 빔이 만들어진다. 광학계를 이용하여 이 두 빔이 환자의 심장 위치에서 교차하게 하고 두 가지 다른 검출기에 도달되게 한다. 이 빔을 가로 질러 환자를 수직으로 스캐닝하면 2차원 영상이 얻어진다. 이러한 동작은 심장 박동 때문에 매우 속히 이루어 져야 한다. 완전한 심장의 스캔은 250 ms 이내에 일어날 수 있다.

Dichromography를 위한 2차원 시스템은 일본에서 개발되었는데 스캐닝을 필요로 하지 않는다.²³ 더욱이 일본 과학자들은 혈관조영술을 위해 단색화된 방사광을 사용할 때 digital subtraction을 하지 않았다.²³

환자에 대한 광범위한 테스트는 HASYLAB에서 방사광 dichromography 방법으로 행해졌다.¹⁹ 중앙화된 방사광 시설의 사용이라는 점 외에 복잡한 절차 때문에 그 영향력은 지금 까지는 제한적이었다. 최종 평가를 내리기에는 아직 이른다.

4. 방사광원의 결맞음 엑스선

흥미는 있지만 흡수 대비에 기초한 방사광 방사선학은 이 광원의 특성을 완전히 이용하는 것은 아니다. 우리는 이제 복소수 굴절율의 실수 부분에 기초한 영상 메커니즘에 관해 토의하고자 한다. 앞서 언급한 것처럼 엑스선 빔이 결맞기만 하면 이 메커니즘은 중요하게 된다.

결맞음이란 개념은 다른 영역에서는 아주 잘 알려져 있는데 엑스선에 대해서는 오히려 새로운 것이다. 이유는 지난 거의 1세기 동안 결맞는 엑스선 광원을 만들어 낼 수 없었기 때문이다.⁵ 결맞음이란 간섭 및 회

절과 같은 파 특성 현상과 밀접하게 관련된 성질이다. 대략적으로 말하면, 측정이 가능할 정도의 간섭 및 회절 현상을 만들어 낼 수 있게 해 주는 파의 특성을 말한다.

여기서 두 가지의 결맞음 개념을 구별할 필요가 있다. 하나는 세로(longitudinal) 혹은 시간 결맞음이고 다른 하나는 가로(lateral) 혹은 공간 결맞음이다. 바늘구멍에 의한 회절 현상을 분석하면 이 개념을 쉽게 이해할 수 있다.

점광원에서 방출되어 바늘구멍으로 보내진 후 검출되는 단색파는 후에 항상 가시적인 원형의 회절 무늬를 만들어 낸다. 하지만 유한한 띠의 파장을 갖는 비단색(non-monochromatic)파의 경우는 어떠할까? 각 파장은 소위 말해 각자의 회절 무늬를 만들어 낸다. 파장 띠가 넓은 경우에는, 이러한 각각의 무늬가 서로 상쇄되어 아무런 무늬도 보이지 않게 될 수 있다. 그러면 이 광원은 결맞음, 좀 더 정확히 말하면, 시간 결맞음을 소유하고 있지 않다.

그러나 파장띠가 충분히 좁아서 희미할지라도 전체적 회절 무늬가 그래도 보일 수 있는 중간 영역이 있다. 이 경우 이 광원은 어느 정도의 시간 결맞음을 소유하고 있는 것이다.

공간 결맞음을 이해하기 위해서 점광원 대신 방출면적이 확장된 단색광원을 생각하자. 이 광원의 각 점은 하나의 회절 무늬를 만들어 낼 수 있으나 중첩하게 되면 전체적 무늬가 다시 소멸될 수 있다. 만일 광원의 면적이 충분히 작다면, 전체적 무늬는 아직 볼 수 있게 되며, 이러한 광원은 어느 정도의 공간 결맞음을 소유하고 있는 것이다.

그러나 만일 방출된 빛의 각 퍼짐(angular spread)이 제한된다면, 확장된 광원의 어떤 지역에서의 방출은 바늘 구멍에 도달하지 못하여, 전체적 회절 무늬의 넓어지기(broadening)에 기여할 수도 있다. 따라서 공간 결맞음을 정의할 때는 광원의 크기와 각 퍼짐 두 가지를 모두 고려해야 한다. 그 크기 및/혹은 각 퍼짐이 감소할수록, 공간 결맞음은 증가한다.

정량적 관점에서 시간 결맞음 및 공간 결맞음의 수준은 두 가지 변수, “결맞음 길이”와 “결맞음 능(power)”에 의해 특정지어진다. 시간 결맞음은 결맞음 길이 L_c 에 해당하는데, 이는 파장 띠에 의해 발생하는 위상의 불확실성(넓어지기) $\delta\phi$ 가 제로에서 $\approx 2\pi$ 까지 증가하는 행로 길이로 대략 정의된다. 식 (1)에서 파의 위상 ϕ 는 $kx = 2\pi x/\lambda$ 와 같으며, 이것을 미분하면 $\delta\phi = 2\pi x \delta\lambda/\lambda^2$ 가 된다. 그러면 $\delta\phi$ 는 x -축 거리가 아래 식

(4)만큼 될 때 2π 만큼 증가한다.

$$L_c = \lambda \left(\frac{\lambda}{\delta\lambda} \right) \quad (4)$$

여기서 $\delta\lambda$ 는 절대적 파장 띠너비이고, 인자($\delta\lambda/\lambda$)는 상대적 띠너비이다.

시간 결맞음에 대한 조건은 결맞음 길이가 커야 한다는 것이다. “크다”는 말은 현상 마다 달라지기 때문에 상대적인 개념이다. 바늘 구멍 회절의 경우 $L_c > \lambda$ 이면 즉,

$$\delta\lambda < \lambda \quad (5)$$

이면 그 빛은 충분한 시간 결맞음을 갖는다.

공간 결맞음 특성을 알기 위한 선택의 변수는 아래와 같이 정의되는(상대적) 결맞음 능이다.

$$P_c = \frac{\lambda^2}{\epsilon_y \theta_y \epsilon_z \theta_z} \quad (6)$$

여기서 ϵ_y 와 ϵ_z 는 횡단하는 y 및 z 방향에서의 광원의 크기를 θ_y 와 θ_z 는 방출 빛의 해당 각 퍼짐을 말한다. 공간 결맞음이 높다는 말은 결맞음 능이 높다는 것을 의미하며 따라서 광원의 크기 및 각 퍼짐이 작아야 함을 말한다.

결맞음 능의 정의는 다시 바늘 구멍 회절을 생각하면 쉽게 이해될 수 있다. y -방향의 광원 크기를 ϵ_y 라 하면, 광원 내 각 점은 가상적으로 회절점에 해당한다고 볼 수 있다. 회절 무늬의 중심들 간의 최대 각 거리는 ϵ_y/L 이 된다(여기서 L 은 광원-바늘구멍 거리). 대략적으로 말해 전체적 무늬를 관찰하는 조건은 이 각 거리가 회절 무늬 중심과 첫 번째 최소점 사이의 각 λ/d 보다 작아야 한다는 것이다(여기서 d 는 바늘구멍 너비).

그래서 공간 결맞음 조건은 $\epsilon_y/L < \lambda/d$ 또는 $d/L < \lambda/\epsilon_y$ 이다. d/L 는 바늘 구멍의 조명 각에 해당함을 주목하라. y -방향의 각 퍼짐이 θ_y 이면, 방출 빛의(d/L)/ θ_y 부분만이 바늘 구멍을 비추는 것이고, 공간 결맞음과 일치하는 이 부분의 최대값은 $\lambda/(\epsilon_y \theta_y)$ 이다. 이러한 분석을 z -방향에 대해서도 반복하면, 공간 결맞음과 일치하는 방출된 능의 분율에 대하여 앞에 보여준 식 (6)의 결맞음 능에 해당하는 $\lambda^2/(\epsilon_y \theta_y \epsilon_z \theta_z)$ 값을 얻게 된다.

여기서 두 가지 곱 $\epsilon_s \theta_s$ 와 $\epsilon_z \theta_z$ 각각은 “회절 한계”(대략적으로 λ 와 같음)에 해당하는 절대적 최소값을 가짐을 주목하라. 따라서 식 (6)에 따라 $P_c=1$ 인 경우 광원은 최대(한계) 가로 결맞음을 갖게 된다.

식 (4)와 (6)은 가시광이나 적외선 보다 엑스선에 대해 높은 결맞음을 얻는 것이 왜 어려운지를 보여 준다. 실제로 높은 시간 결맞음과 높은 공간 결맞음 모두는 파장에 의존하고 λ 가 작게 될수록 얻기가 더 어려워진다.

이미 언급한 것처럼, 통상적인 엑스선 광원은 결맞음과 관련이 거의 없다. 식 (4) 및 (6)에서 기술된 조건과 반대로, 광원의 크기, 각 발산 및 띠너비가 모두 매우 크다. 그러나 결맞지 않은 광원도 결맞는 광원으로 변형될 수 있음을 주목하라. 단색기로 빛을 걸러 주면 큰 띠너비는 정말로 감소될 수 있다. 공간 결맞음에 관한 한, 바늘 구멍을 갖는 불투명 차폐물을 사용할 수 있다. 발산하는 일반 광원으로부터 멀리 놓으면 바늘 구멍은 공간적으로 결맞는 2차 광원에 해당하게 된다. 그러나 이러한 방법들은 방출되는 광자의 매우 적은 부분만을 사용하게 되는 것으로 가능은 하지만 실제로 적용하기에는 매우 어렵다.

한편, 공간 결맞음은 방사광원의 경우 자동적으로 제공이 된다. 구체적으로 말해, 위글러(wiggler)나 언들레이터(undulator)⁵ 같은 방사광원은 작은 광원점에서 시작하는 잘 줄맞춰진(collimated) 빔을 방출한다. 횡자석 광원은⁵ 대신 수평면에서 부채 모양의 빛을 방출한다. 따라서 수직 방향에서는 높은 공간 결맞음을 소유한다. 반면 수평 결맞음은 자동적으로 낮게 되며 빔라인 광학계의 수평 특성에 의해 결정되게 된다.

시간 결맞음과 관련하여, 언들레이터에서 방출되는 광자는 그 에너지 띠너비가 좁아서 높은 시간 결맞음을 갖는다. 시간 결맞음의 수준은 단색기로 방출되는 빛을 여과시킴으로 더욱 향상될 수 있다. 횡 자석과 위글러는 상대적인 띠너비가 1에 가까운 빛을 방출한다. 많은 응용에 대해서 이에 해당하는 결맞음 수준은 충분하다. 필요한 경우 시간 결맞음은 단색기로 다시 향상될 수 있다.

5. 결맞는 엑스선 이미징 메커니즘

굴절률의 실수 부분이 어떻게 영상 형성에 기여할 수 있을까? 식 (2)에서 기술된 물체와 파 사이의 상호

작용을 다루면 그 답이 쉽게 얻어질 수 있다. 굴절률의 허수부와 실수부는 파의 진폭과 상을 변화시키고, 그 효과에 따라 파의 장(field)이 변하고 따라서 검출 강도가 결정된다.

전체적 모습은 on-line Gabor 홀로그래프와 동등하다.⁵ 검출되는 홀로그래프 영상은 상과 강도에 대한 정보를 모두 함유하고 있어 적합한 방법으로 재구성을 하면, 물체에 대한 3차원 해석이 원칙적으로 가능하다. 가능은 하지만 이 접근법은 실용적이지 않다. 결맞음에 기초한 대부분 영상 형성 과정에서는, 홀로그래프 방법으로 물체의 3차원 구조 재구성을 시도하지 않는다. 이 접근법은 매우 복잡하고 느리기 때문이다. 얻어진 정보를 축소시키고 관련된 특징들에 주의를 집중함으로써 보다 빠른 속도로 일하는 것이 우선적인 전략이다.

이 접근법을 이해하기 위해서, 영상 형성 메커니즘에 대한 매우 간단한 실험적 그림을 채택한다. **그림 3(a)**에서 볼 수 있는 것처럼, 굴절률(실수부)이 다른 두

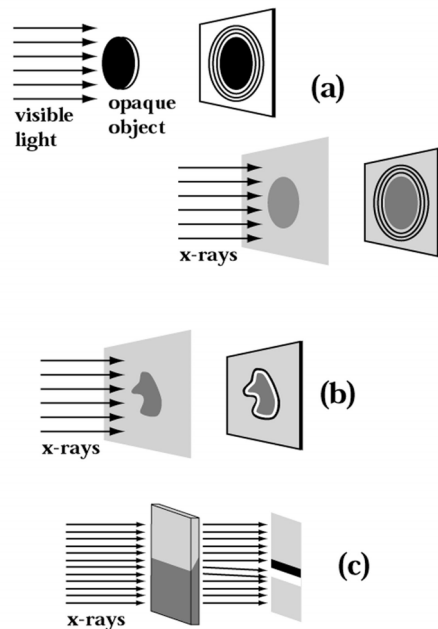


그림 3. Contrast mechanisms that enhance the edges between regions with different refractive index in synchrotron radiographs: (a) diffraction fringes similar to the Fresnel diffraction of visible light by an opaque object; (b) the characteristic pair of bright-dark “fringes” created by refraction; (c) mechanism leading to the edge enhancement of 그림 3(b) and caused by refraction by a sloping edge.

지역 사이의 경계는, 일련의 회절 줄무늬(fringe) 형성으로, 보다 더 뚜렷하게 보이게 된다. 이러한 줄무늬는 불투명한 물체의 모서리에서 형성되는 Fresnel 회절 현상과 매우 유사하다.¹³ 단지 차이점은 엑스선의 경우 불투명한 물체가 없다는 것과 굴절률(실수부)이 다른 지역은 투과를 달리한다는 것이다. **그림 3(b)**는 **그림 3(a)**와 유사하지만 다르다. 경계 향상(edge enhancement) 효과는 여전히 보이지만 일련의 회절 무늬가 한 쌍의 어둡음-밝음 무늬로 대체되어 있다. 이 쌍의 원인은, 쉽게 말하면, 순수한 굴절 현상으로 이해될 수 있다. **그림 3(c)**는 경사면에서 굴절이 어떻게 어둡음-밝음의 무늬를 형성하는지 잘 보여 준다.

그림 4는 앞서 광학 파이버에 대한 두 영상에서 논의된 “회절” 영역과 “굴절”영역 사이의 전환을 보여 준다.¹⁴ 이 영상 사이의 주된 차이는 물체와 검출기 사이의 거리이다. 이 변수를 변화시킴으로 “회절” 메커니즘 혹은 “굴절” 메커니즘을 선택해서 향상시킬 수 있다. 이것은 중요한 사항으로 “회절” 영상이 원칙적으로 보다 많은(홀로그래프-타입) 정보를 갖고 있는 반면, “굴절” 영상은 간단하고 이해하기 쉽다.¹⁴ 대부분 결맞는 방사선학의 실제 응용에서 “굴절” 영역이 우선시 되며, 물체-검출기 거리를 올바르게 선택하면 “굴절” 영역을 쉽게 얻을 수 있다.

이제 결맞음의 요구 조건에 대해 논하고자 한다. **그림 4**에서 보여진 굴절과 회절 사이의 상호 작용을 쉽게 이해하기 위해 가로 결맞음과 세로 결맞음에 대한 일반적인 요구 조건을 간단한 방법으로 논하고자 한다. 자세한 내용은 참고 문헌 13 및 14에 자세히 논의되어 있다. 경계면 부근에서 회절 줄무늬를 관찰하는 첫 번째 조건은 $\frac{r_0}{\lambda} \ll 2$ 이다. 이로부터 세로 결맞음의 요구 조건은 매우 약하며 모든 종류의 방사광원에서 단색화(monochromatization) 하지 않고도 자동적으로 충족이 됨을 알 수 있다.⁵ 두 번째 조건은

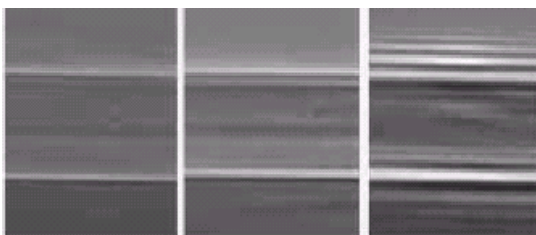


그림 4. Transition from an image(of an optics fiber) dominated by refraction to one dominated by diffraction.¹⁴

$\epsilon_y \ll \rho_0 \sqrt{\frac{\lambda}{r_0}}$ 이다(ρ_0 , r_0 : 광원-물체 및 물체-검출기 사이의 거리).

이 또한 비교적 약한 조건으로 가로 결맞음과 관련되어 있다. 광원의 크기가 0.1~0.2 mm 이하가 될 것을 요구하는데 대부분 방사광원에서 이 조건은 자동적으로 충족된다.^{4,5} 마지막 셋째 조건은 $\Delta y < 0.5 \times \sqrt{r_0 \lambda}$ (Δy : 향상된 경계면(enhanced edge)에 수직인 y -방향에서 검출기의 가로 해상도)인데 이는 비교적 흥미로운 조건이다. 검출기의 가로 해상도, Δy 가 줄무늬를 검출할 수 있기 위해서는, 물체-검출기 사이 거리가 충분히 커야 한다는 것이다. 다른 말로 하면, 검출기가 물체에 너무 가까이 있으면 그 줄무늬를 식별해 낼 수 없다.

한 쌍의 “굴절” 줄무늬를 관찰하는 조건은¹⁴ 상보적이며 상기 세 조건보다도 더 약한 조건이다. 먼저 세로 결맞음은 전혀 필요없다. 가로 결맞음에 대한 조건은 일반 식으로 표현할 수 없는데, 이는 경계면의 모양에 따라 달라지기 때문이다. 그러나 간단한 분석에¹⁴ 의하면 그 조건 역시 관대하며 대부분 방사광원에서 충족이 된다.

최종적으로, 물체-검출기 거리는 검출기가 두 줄무늬(밝음과 어둡음)를 분해할 수 있을 정도로 커야 한다.¹⁴ 그러나 그 거리가 너무 크면, 어둡-밝음의 “굴절” 줄무늬들이 서로 합체되어 보이지 않게 된다. 그래서 “굴절” 메커니즘은 제한된 간격의 물체-검출기 거리에서만 작용한다.¹⁴

여기서 굴절과 회절의 상호 작용을 요약하면 다음과 같다. 물체-검출기 거리가 매우 작은 경우, 경계-향상 메커니즘은 전혀 작용하지 않고 영상 대비는 흡수에만 기인한다. 거리가 증가함에 따라, 굴절 줄무늬가 점점 가시화 된다. 거리가 더욱 증가하면, 회절 줄무늬가 가시화되기 시작하며 굴절 줄무늬는 점점 사라지게 된다. 매우 큰 거리에서는 회절 줄무늬만 나타나게 된다. 이러한 분석은 **그림 4**와 같은 사례에서 관찰되는 상호 작용을 잘 설명해 준다.

세로 결맞음에 대한 조건이 아주 관대하다는 것이 밝혀지고 나서 결맞는 방사선학은 크게 영향을 받았다.^{5,14} 대부분 방사광 빔라인에서 사용되는 단색기(monochromator)는 엑스선 플럭스를 급격히 감소시키는 문제가 있다. 그렇지만, 결맞는 방사선학에서는, 시간 결맞음 조건이 매우 약하기 때문에, 단색기가 필요치 않다. 그 결과 높은 플럭스의 비-단색(unmonochromatized) (“white”) 또는 약한 단색(weakly

monochromatized) (“pink”) 빔라인으로 실험하는 것이 가능하다.

높은 플럭스를 사용하면 높은 공간 해상도와 높은 시간 해상도를 각각 혹은 동시에 얻는 것이 가능하다. 이러한 시도는 다양한 영역에서 여러 가지 새롭고 흥미로운 응용의 문을 열게 하였다.^{3,15,24}

6. 결맞음 방사선학의 응용 사례

비교적 새로운 분야임에도 불구하고, 결맞음 방사선학은 이미 여러 다양한 영역에서 매우 흥미로운 결과를 만들어 내고 있다. 여기서는 그 목록을 총망라하려 하기 보다 몇 가지 하이라이트를 간단히 리뷰 하고자 한다.

여러 해 동안 방사광으로 촬영한 예비 영상들은 경계 항상 효과의 증거를 보여 주었다. 그러나 1990년도 말에서야 과학자들은 그 효과가 방사광원의 결맞음과 연관됨을 깨달았다. 그리고 나서 결맞음 효과의 최적화가 행해지고 결맞음 방사선학에 의해 최초의 놀랄만한 결과가 나오게 되었다.⁵

그림 1은 현저한 사례로 파리 머리의 방사선 사진에서 겹눈과 뇌의 미세한 구조가 잘 관찰되고 있다.

우리의 종전 분석에 기초하여, 결맞음-대비 영상에 대한 기하학적 구조는, **그림 1**의 경우, 회절 효과 보다는 굴절 효과를 뒷받침한다는 것이 아주 명백하다. **그림 5**는 개미 다리의 방사선 사진으로 회절-관련 경계 항상성이 명백한 경우를 보여 준다.

그림 1,4 및 **5**와 같은 최초의 영상들은 실험과학자들의 주목을 급속히 사로잡았다. 그 결과 가능성 타진 연구에서 실제의 과학적 문제를 풀기 위한 실제 응용



그림 5. Microscopic features put in evidence by coherence-related contrast in the radiograph of an ant leg. Diffraction-based interferences are clearly visible at the leg boundaries.

연구로 빠르게 발전하였다.

6.1 재료과학 응용

재료 과학의 영역에서 결맞음 이미징으로 풀 가장 중요한 문제 중의 하나는 전기 도금에서 기체 버블의 역할이다. 전기 도금은 금속을 성장시키거나 코팅하는데 산업체에서 가장 널리 사용되는 방법이다. 여기서 핵심의 열쇠는 실시간(밀리 초 수준의 높은 시간 해상도로) 및 마이크론 스케일에서 방사선 테스트를 수행할 수 있느냐였다. 이것은 공정 동역학을 탐구하게 해 주며 몇 가지 놀라울 만한 사실을 확인할 수 있도록 해 주었다.^{25,26}

이 연구는 구리 전극 위에 아연 전기 도금에 관한 것이었다. 이는 중요한 시스템으로 철 기관 위에 보호 코팅을 하는 것은 실제로 부식을 방지하기 위한 표준화 된 산업체 방법이다. 이 때 아연은 저렴하기 때문에 종종 선택된다.

이 실험은 특별히 고안된 미니 전기화학 용기를 사용하여 실시간으로 행해졌다. Kapton 재질로 된 창(window) 사이의 용액 두께는 전해질에 의한 엑스선 흡수를 감소시키기 위해 ~5 mm로 최소화 하였다. 양극과 음극은 순수 아연과 구리 막대로 대략 8 mm 떨어져 있고, 전극 간격은 조절이 가능하였다. 초기 전해질 조성은 4.8 M의 KCl과 2.2 M의 $ZnCl_2$ 였다. 구리 막대는 전기 전도를 막기 위해, $0.5 \times 1.8 \text{ mm}^2$ 의 구멍을 제외하고, 부식 방지용 에폭시로 덮었다. 전류 밀도 혹은 전기장 효과를 탐구하기 위해 DC 전력 공급 장치에 의한 일정 전류 혹은 일정 전압 바이어스를 사용했다. 실제로 전기 도금된 박막의 구조 및 품질은 전류 밀도 및 가해준 바이어스에 크게 의존한다.

아마 이 연구에서 가장 현저한 결과는 기체 버블의 중요한 효과를 직접 관찰한 것이었다. 이 효과는 몇 저자에 의해 예측되었었지만 직접적 실험 증거가 없어서 다소 믿기 어려운 것이었다.²⁵⁻²⁷ 전기 도금 중 음극에서 물 분해가 일어나는데 이로 인해 박막 품질에 역으로 작용하는 것으로 알려진 수소 기체가 발생할 수 있다. 실험적으로 말하면, 수소 기체가 너무 많이 존재하면 금속 막은 형태가 불량하게 되고 접착력이 떨어진다.

기체버블은 수명이 짧고 그 크기가 작기 때문에 그 속에 있는 미세한 메커니즘을 직접 관찰하는 것은 매우 어렵다. 이 때문에 다음과 같은 흥미로운 가설을 증명하는 것이 불가능하였다. 그 가설은 품질 불량 요인인 박막 내 void가 버블에 대한 음화 지문(negative fingerprints)이라는 것이다.

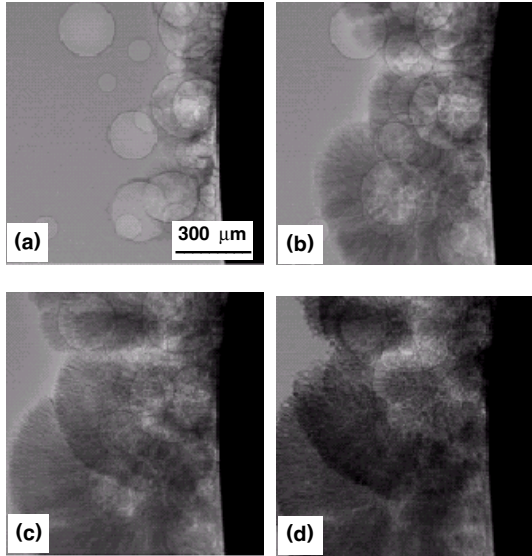


그림 6. Microradiographs of an electrodeposited Zn layer on a Cu electrode, showing the zinc dendritic growth on hydrogen bubbles.³⁰⁻³² The images were taken at 6 second intervals from each other.

우리의 결맞는 방사선 기술은 그러한 장애물을 제거하고 **그림 6**에서 볼 수 있는 것처럼 그 낮은 현상을 직접 밝혀주었다. 아주 놀랍게도 금속이 기체 버블 위에 직접 성장하는 것을 볼 수 있다. 실험 조건에 따라 아연은 버블 표면에 dendrite나 박막 혹은 다른 형태로 발견되었다.

버블 위에 금속 성장은 전기 도금 공정에 따라 코팅 결함이 보편적으로 존재하는 것을 설명해 준다. 금속 원자는 버블 표면을 덮고 있어, 버블이 사라지면 구형의 void가 결국 남게 되어 코팅 결함이 되는 것이다.

이 연구의 또 다른 중요 요소는 전해질 내 이온 농도의 변동(fluctuation)을 방사선적으로 검출할 수 있는 것이었다. 막 품질에 충분히 영향을 미칠 수 있는 수 마이크로 스케일에서의 작은 변동까지도 검출할 수 있었다. **그림 7**은 예를 들어 전기 도금 시작 후 0.5초에서 촬영된 영상을 보여 준다. 전류 밀도는 5.5에서 88 mA/mm²까지 변화시켰고 카메라 셔터 속도는 100 ms였다.

전류 생성 후 전극 앞에(용액 내 엑스선을 가장 많이 흡수하는) 아연이 고갈되어 “밝은 영역”이 발달 된다. 이 실험에 의하면 고갈된 전해질 영역이 시간에 따라 상당히 변화하는 것을 알 수 있었다.

다음 사례는 결정립계의 영상화이다. 앞에서 언급한 것처럼, 결정립계는 낮은 흡수 대비 때문에 관찰하기

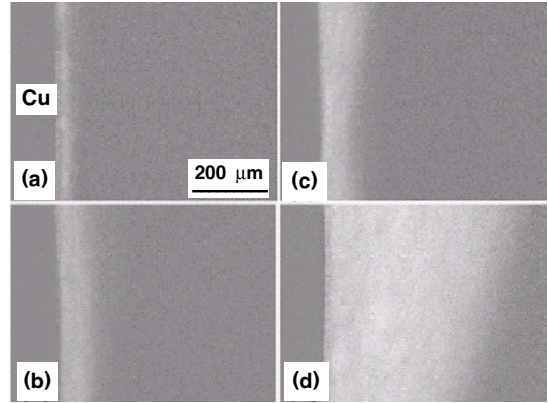


그림 7. Fluctuations in the density of the electrolyte for Zn deposition on a Cu electrode,³⁰⁻³² for different current density values: from (a) to (d), 5.5, 16.5, 55 and 88 mA/mm².

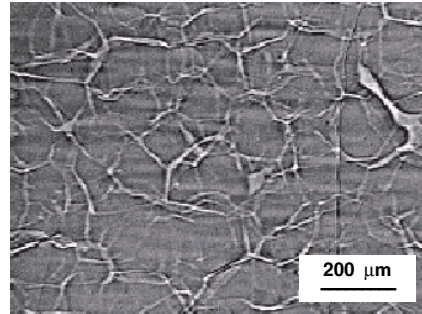


그림 8. Grain boundaries of a polycrystalline polypropylene (PP) sample viewed by synchrotron-enhanced microradiology. The image was taken after re-crystallizing PP at a slow cooling rate. The grain boundaries are visible as white areas without using any decoration.

가 어렵다. 그러나 기대 이상으로 상-대비 방사선 기술에 의해 특별한 처리 없이도 결정립계를 쉽게 관찰할 수 있었다. **그림 8**은 다결정 폴리프로필렌의 결정립계를 깨끗하게 보여 준다. 이 결정립계를 볼 수 있는 메커니즘은 아직 완전히 규명된 것은 아니다. 한 가지 가설은 경계면이 엑스선 빔과 방향이 잘 맞아 경계면에서 확산 산란이 될 때 전반사가 일어나는 것이다. **그림 9**는 Al-11Zn 판의 영상을 보여 준다. 역시 대비제를 사용하지 않았으며 입사 엑스선에 대해 몇 각도에서 촬영하였다. 잘 구별되는 하얀 점은 inclusion 또는 void이다. 대부분 압연 공정에 기인한다. 결정립계는 검은 선으로 선명하게 관찰된다. 보통 금속현미경으로 관찰되는 것과 다르게 결정립계가 연속적이지 않은 점을

주목하라. 이는 상 대비가 영상화된 구조의 방향에 민감하기 때문이다.

그림 10은 Al-11Zn 합금에서 온도가 증가함에 따라 Ga이 확산되는 예를 보여 준다. 상온에서 Ga 액체 방울을 시료에 떨어뜨려서 확산이 일어나게 하였다. 시료는 300 °C 이상까지 가열되었다. 결정립 색이 더 검게 되는 것으로부터 ~220 °C까지는 결정립 확산이 진행됨을 알 수 있었다. 부피 확산은 220~250 °C 이상이 되면 일어나기 시작하여 300 °C가 되면 완전히 지배함을 알 수 있었다. 그래서 상온에서 타당한 결론은 고온에서도 동일하게 맞을 수는 없다. 우리의 결과는 void난 inclusion 같은 결함이 Ga

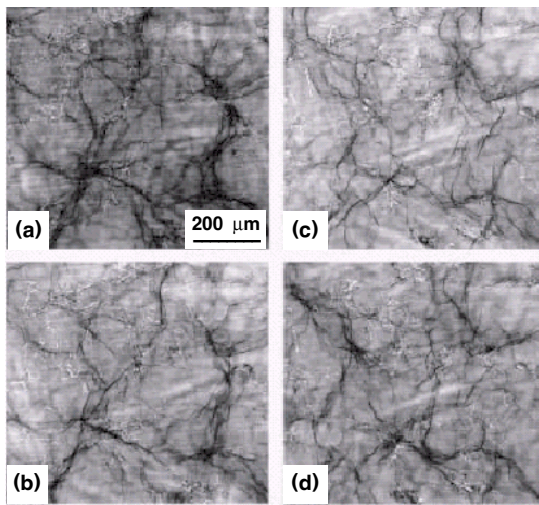


그림 9. Microradiographs of a polycrystalline Al-11Zn alloy taken at different position by rotating the sample with respect to the x-ray beam, (a) 0°(nominal), (b) 12°, (c) 28°, and (d) 40°. Grain boundaries can be clearly seen, again without any special sample processing.

확산에 대한 핵생성 자리로 작용함을 보여 준다.²⁸

Al-11Zn 합금에 대해 상온 Ga 확산 후 인장 시험이 행해졌다. **그림 11**은 Ga의 역할을 보여 준다. Ga이 확산된 결정립계를 따라 인장 파괴가 진행됨을 알 수 있다. 이는 Ga에 의해 유기된 상온 취화(embrittlement)를 명백히 보여 주는 것이다. 한편 인장 응력

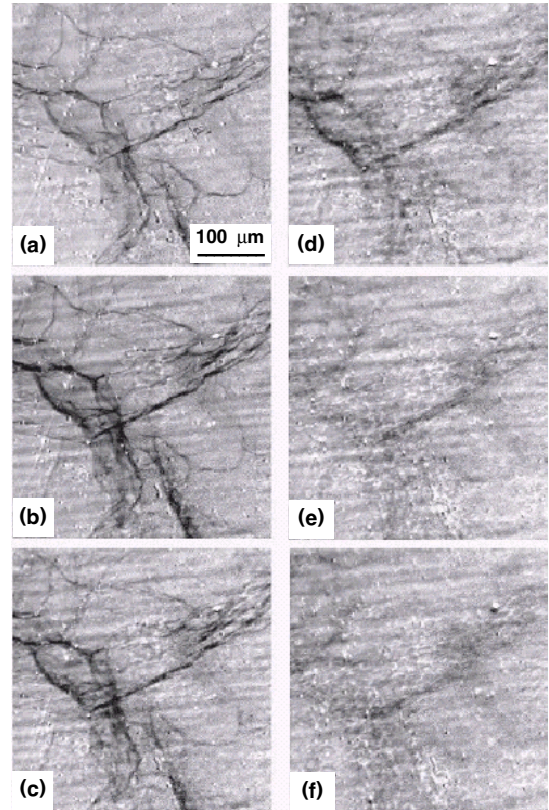


그림 10. Bulk diffusion of gallium in an Al-11Zn alloy at different temperature: (a) at room temperature; (b). (f) at 220, 240, 250, 260 and 300 °C.

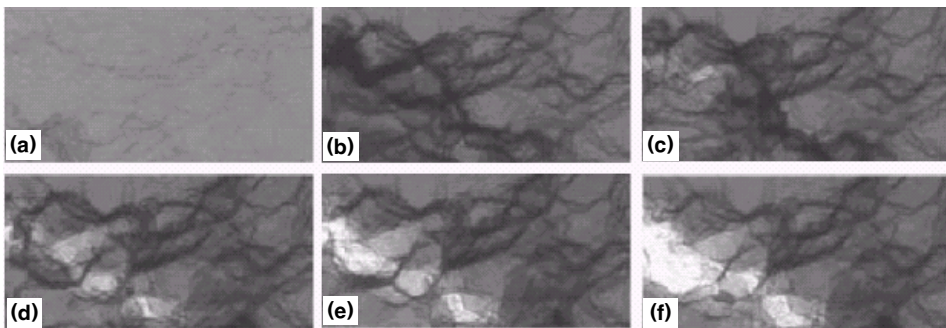


그림 11. Fracture process for a gallium-wetted Al-11Zn. The significant ductility reduction is due to the LME mechanism.

이 결정립계를 따른 확산을 촉진함도 알 수 있다.

6.2 생명과학 응용

결맞는 방사선학의 최종 목적 중 하나는 당연히 의료 진단 혹은 의료 과학 연구에 응용하는 것이다. 생명체 시편 테스트는 이 목적을 향한 결정적인 통로이다.

그러한 테스트가 실제 근래 들어 수행되어 성공적인 아니 놀랄만한 결과를 낳았다. 예를 들어 **그림 12**는 살아 있는 조그마한 물고기의 실시간 스냅 사진을 보여 준다.²⁷ 영상당 노출시간은 10 msec이고 가로 해상도는 2 μm 였다.

최근 들어 여러 가지 다양한 생명체 시편에 대해 (이런 종류의 테스트에 대해 요구되는 엄격하고, 외부에서 감시하는 가운데 행해진 실험 조건 하에서) 유사한 좋은 영상이 얻어 졌다. 그 결과물들은 동물 및 환자에 대한 상-대비(phase-contrast) 마이크로 방사선학의 가능성을 잘 보여준다.

생명체 시편에 대한 결맞는 방사선학은 물론 방사선 피폭에 의한 손상이라는 일반적인 문제를 야기시킨다. 그러한 문제는 부분적으로만 탐구되고 이해되어 왔으며 확실하게 주의를 기울일 필요가 있다. 그러나, 최초의 테스트는 매우 고무적인데, 작은 생명체 시편에 대해서도 피폭 손상이 없거나 제한적이다. 대

비 메커니즘은 정말로 효과적이어서 영상의 질을 크게 떨어뜨림이 없이 엑스선 피폭량을 대폭 감소시킬 수 있다.

예를 들어 우리의 테스트에서 고품질의 실리콘 결정을 줄이개(attenuator) 및 넓은 스펙트럼 필터로 사용함으로써 피폭량을 감소시켰다. 그래서 우리는 총 플럭스 밀도를 100분의 1 정도 감소시켰고, 광자 에너지 분포의 중심 자리를 이동시킴으로써 특정한 방사선 응용에 대해 불필요한 피폭량을 감소시켰다.

6.2.1 세포 영상

결맞는 방사선학의 생명과학 응용에 있어 중요한 도전은 세포 수준에서 볼 수 있는 가이다. 최근 두껍고 살아 있는 생물학 시편에 대해 긍정적 실험 증거가 얻어졌다.¹⁵

한편 최근 첨단 엑스선 광학의 개발로 탄소 함유 지역과 물 사이의 대비를 최대화하는 소위 “water window”(284~543 eV의 광자 에너지)의 파장을 갖는 엑스선을 이용하여 수화된 상태에서 세포 내 구조를 성공적으로 영상화할 수 있게 되었다.²⁹⁻³¹ 그러나 이 광자 에너지 범위의 엑스선은 대략 세포 하나의 두께인 10분의 수 마이크로미터 보다 두꺼운 시편은 투과할 수 없다. 이 점이 연(soft) 엑스선의 잠재적 응용의 한계이다.

결맞는 방사선학과 굴절률-기반의 경계 향상으로 인해 연-엑스선 대신 경-엑스선을 이용해 세포 영상을 얻을 수 있다. 이렇게 되면 두꺼운 시편을 보다 “현실적”인 환경에서(그리고 잠재적으로는 살아 있는 생명체에서도) 관찰하는 것이 가능하다.

우리는 색소나 대비-향상 세포 처리 없이 세포 및 세포 내 수준에서 미세한 구조를 관찰해냄으로써 이 접근법을¹⁵ 성공적으로 테스트했다. 예를 들어 우리는 가로 해상도를 희생시키지 않고도 5 mm나 되는 두꺼운 시료 내의 세포 미세 구조를 시료 표면에서 원하는 깊이까지 명확하게 확인해 낼 수 있음을 발견하였다. 더욱이, 검출기 및 영상 재구성 기술 향상에 따라 최근에는 경-엑스선의 짧은 파장으로 10~50 nm 해상도(광학현미경의 회절 한계를 훨씬 뛰어 넘음)의 재구성된 영상을 만들어 낼 수 있음을 보여 주었다.³²

그림 13은 우리 결과의 좋은 예로, *Xenopus* 난모 세포 영상을 보여 준다. 잘 관찰하면 동물극(균일한 gray level을 갖는 왼쪽 반구), 식물극(알갱이 모양의 오른쪽 반구) 및 동물극 내의 핵(확대되고 필터 처리된 inset을 보라)을 명확하게 확인할 수 있다. 경계 향상(edge enhancement) 효과는 이 난모 세포의 바깥

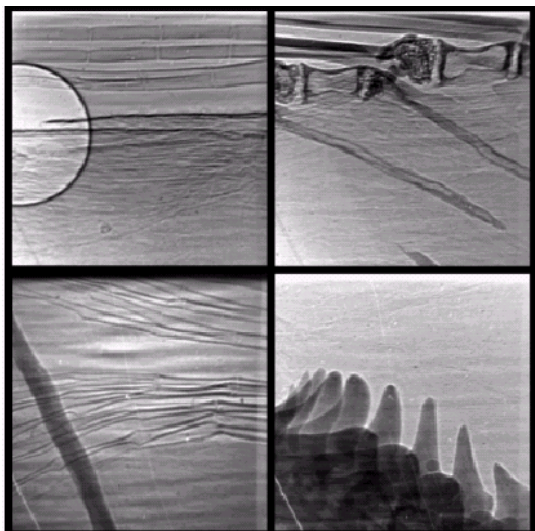


그림 12. Coherent radiology on a live specimen: images of a live 5-mm aquarium fish.³² The exposure time per image is 10 msec and the field of view is 300 μm . The top and bottom-left images refer to the fins on the back and on the tail; The bottom-right image was taken in the branchial region. Note the nearby water bubble in the top-left image.

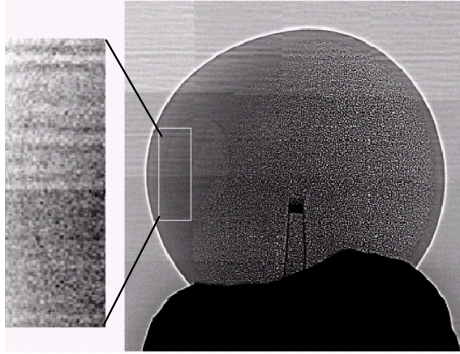


그림 13. Coherent radiology at the cellular level: image showing the interior of a *Xenopus* oocyte.¹⁵ A sharp-tipped glass capillary (visible in the middle of the image) was used to fix the sample to the holder (the bottom dark region). The sample diameter was 1.5 mm. The inset shows a magnified version (processed to emphasize the boundaries of the nucleus) of the marked left-hand portion of the image.

경계(boundary)에 대해 매우 명료하며, 핵과 핵 주위 지역 사이의 경계(inset을 보라)에 대해서도 식별이 가능하다.

기타 세포에 대한 테스트가 포항 방사광 가속기(PLS)의 7B2 빔라인과 싱가포르 가속기(SSL)의 PCI 빔라인에서 비단색화된(unmonochromatized) 엑스선 빔을 이용하여 행해졌다.¹⁵ 시편의 상태는 자연 상태와 매우 가깝다. 특히 아무런 색소나 대비-향상 절차를 사용하지 않았다. 시편은 광학현미경에 대한 것 보다 훨씬 두꺼웠고 필요한 경우 불투명한 매질도 사용 가능했다. **그림 14(a)**는 넓은 띠(비단색화된) 엑스선으로 촬영한 *Hippeastrum* 나뭇잎의 마이크로 방사선 사진을 보여 준다.¹⁵ (수평) FOV는 약 1.5 mm 이다. 식물 세포는 우리 접근법으로 영상화하기 아주 쉬웠다. 화살표는 잎의 기공을 나타낸다.

그림 14(b)는 동물 세포도 또한 관찰될 수 있음을 보여 준다.¹⁵ 이 그림에서는 배양되고 고정된 생쥐 뇌의 신경 세포를 보여 준다. 신경체(neuron bodies) 뿐만 아니라 상호 연결된 축삭돌기도 명확히 보인다. 구체적으로 신경절 아래의 지역을 관찰하는 것이 가능해서 신경이 여분의 세포 간질(cellular matrix) 및 서로 서로와 접합되어 있는 것을 관찰할 수 있다. 신경절 표면 아래의 지역으로 엑스선이 투과하는 것을 이용하면 신경교(neurons-glia) 상호 작용 및 세포와 뼈 사이의 상호 작용을 해석할 수 있다. 주목할 것은 신경 시료가 엑스선 영상화를 위해 최적화 된 것이 아니라는 점이다.

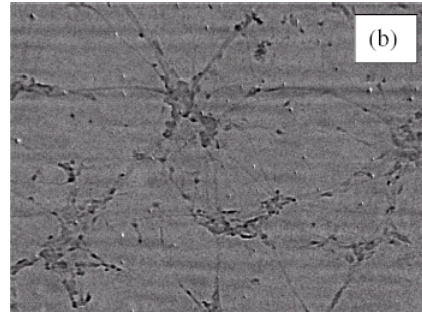
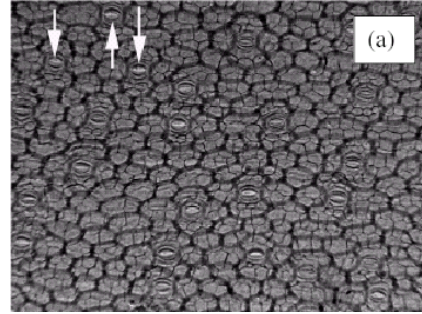


그림 14. (a) Another example of coherent radiology at the cellular level: cells from the skin membrane of a *Hippeastrum* leaf taken with broadband(unmonochromatized) x-rays.¹⁵ The image size was 1.5×1 mm. The arrows identify three of the stoma cells. To the best of our knowledge, these results constitute the first example of cell radiographs without staining. (b) Coherence-based radiograph of cultured and fixed neuron cells from a mouse brain. The (horizontal) field of view was $500 \mu\text{m}$.¹⁵

실제로 밀봉에 사용하는 교원질(collagen)은 3마리의 쥐 꼬리에서 취해서 0.1%의 아세트이트에서 2 mg/mL의 농도로 용해시켜 얻은 것으로, 특별히 마이크로 방사선을 위해 고안된 것이 아니므로 대비가 약한 것이다. 고정 교원질 두께 또한 $\sim 300 \mu\text{m}$ 로 보통 광학현미경에서 요구되는 것 보다 아주 두껍다. 마이크로 방사선 사진에서 약간 희미하게 보이는 것은 교원질에 의해 유발되는 확산 산란에 기인하는 것으로 보이고 교원질 물질을 최적화하면 향상될 수 있다.

그래서 우리의 결과는 결맞는 엑스선에 기초한 굴절을 영상화가, 색소처리를 하지 않고도, 세포 및 경우에 따라 세포 내 수준에서 명확한 영상을 만들어 낼 수 있음을 보여 준다. 이러한 접근법을 다른 테크닉과 비교하여 그 장점, 제약 및 가능한 향후 개선점을 평가하는 것은 매우 중요하다. 지금 까지 얻어진 해상도는 광학현미경과 유사하며 향후 더 크게 향상될 수 있다. 연-엑스선 현미경은 해상도가 더 뛰어나지만 두께가 세포

한 층 보다 두꺼운 시료에 대해서는 사용이 불가능하다. 투과전자현미경과 주사전자현미경은 특별한 시료 처리 과정이 필요하고 시료 두께가 크게 제한이 된다.

전체적으로 우리 접근법의 가장 큰 장점은 경-엑스선의 높은 투과도에서 나타난다. 동물 몸체를 통째로 쉽게 볼 수 있고, 시스템을 자연의 살아 있는 조건에서 조사하는 것이 가능하다. 실제로 두껍고 불투명한 시료를 고해상도로 조사하는 데 있어 어떤 현미경도 굴절을 마이크로방사선기술을 능가할 수 없다.³³

6.2.2 미세혈관 영상

살아 있는 계의 미세 혈관과 같은 작은 내부 구조를 검출하는 것은 방사선기술이 처음 도입된 이후 계속 중요 문제였다.¹ 특히 제한된 대비와 그 결과에 따른 대비향상제의 필요성은 혈관조형술의 사용을 크게 제한시킨다. 혈관조형술이란 진단방사선과 생의학 연구에서 순환계를 다루는 방사선 분야이다. 결맞는 방사선학은 영상 능력을 크게 향상시킬 수 있다.

우리의 실제 테스트는³⁴ 비단색화된 방사광 빔이 상 대비의 장점을 살리고 고품질의 혈관 영상을 얻는데 완벽하게 적합함을 보여 준다. 더욱이, 단색화시킬 필요 없이 신호 수준이 높으며 영상은 1 ms 이하의 해상도 수준으로 실시간으로 얻어 질 수 있다.

이 테스트의³⁴ 특별 목적은 우리 접근법으로 행해진 결맞음-기초의 방사선 기술이 살아 있는 시료에서, 요오드나 다른 대비향상제 없이도, 미세혈관을 검출해 낼 수 있음을 보여 주는 것이었다. 이 목적은 성취되었으며, 여러 가지 살아 있는 동물에 대해 10 μm 이하의 스케일에서 성공적인 결과가 얻어 졌다.

이러한 결과는 혈관조형술에서 그 유래를 찾아볼 수 없는 것이었다. 실제로 토모그래피와 MRI는 때때로 통상적인 방사선학 보다 더 나은 영상을 제공할 수 있다. 그러나 수 마이크로 크기의 미세구조를 검출해 낼 수는 없다. 수 마이크로의 크기는 혈관 질환뿐 아니라 종양의 초기 진단에도 유용하고, 기타 다른 의료 및 생물학적 물체에 대해서는 의미가 크다.³⁵⁻³⁷

생쥐 및 쥐에 대한 실험이 포항가속기(PLS)의 5C1 및 ICPCIR(international consortium of phase contrast imaging and radiology)(7B2) 빔라인에서 행해졌다.³⁸ 대만 신주에 있는 방사광 가속기의 B-20B 빔라인에서도 보충 실험이 행해졌다.

그림 15의 전형적인 테스트 결과는 12주 된 수컷 쥐(Sprague Dawley, body weight: 150~250 gm)에서 얻어 졌다. 실험용 동물은 동물 holder로 수직하게(upright) 위치시켰으며 신틸레이터 검출기 앞에

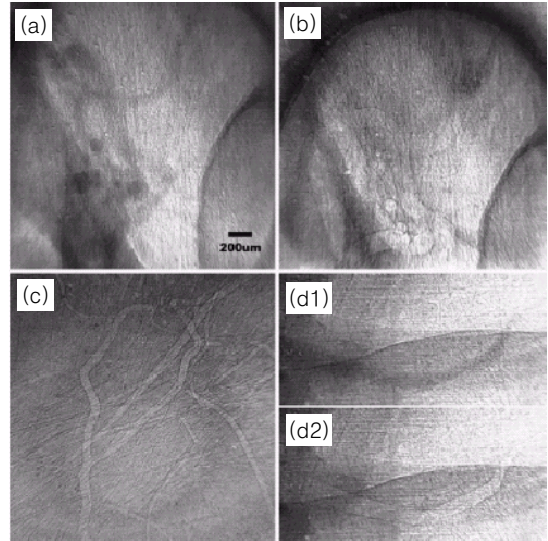


그림 15. A nice example of microangiography with synchrotron radiation: the eye and auricle regions in a live rat.³⁸ A contrast dye (Imagopaque®, 300mg I/ml, 0.3 mL, diluted by one-half with normal saline in the 1.0 mL syringe) was injected through the proximal common carotid artery at the anterior neck with a fine polyethylene tube(0.8 mm OD) inserted for about 5 mm towards the head before the carotid bifurcation site. (a) and (b) are eye angiograms taken during (a) and several minutes after (b) the passage of the dye. (c) and (d) are auricle angiograms, taken during (d1) or after(c and d2) the passage of the dye. The exposure time per image was 15 milliseconds.

놓여 있었다. 피폭량을 감소시키고 고광자에너지 스펙트럼 기여도를 향상시키기 위해 두께가 다른 실리콘 판들로 된 일련의 감쇠기(attenuators)를 사용하였다.³⁸

그림 15의 결과는 큰 세트의 마이크로 혈관조형술 영상에 대한 전형적인 예로 구성되어 있다. **그림 15(a)**와 **(b)**는 쥐 눈알의 꼬인 혈관을 보여 준다. 맥락막 망조적을 나타내는 서로 뒤섞인 맥락들을 희미하게 볼 수 있다. **그림 15(a)**에서 주목할 것은 촬영 전 적은 양의 요오드 대비(contrast) 염료를 받쯤 희석시켜 미리 삽입한 폴리에틸렌 관을 통해 동일 지역 경동맥 내로 주입했다는 점이다. 이 영상이 의미하는 것은 대비제(contrast agent) 없이 영상화된 미세 구조가 정말로 움직이는 혈관임을 보여 주는 기준이 될 수 있는 것이다.

그림 15(b)는 대비 염료가 다 흘러가 버리고 나서 몇 분 후, 즉 대비제가 없는 상황에서 촬영된 것이다. 작은 혈관이 명확하게 보이는데 이 때 혈관벽은 굴절

-기반의 대비에 의해 영상이 향상된 것이다. 혈관벽은 실제로 있어서는 대비제가 흐르는 중 보다는 대비제가 없을 때 보다 잘 보이고 있다. 이것은 강한 흡수와 혈관 내 굴절률 변화 효과가 혼합된 데 기인한 것이다. 실제로 흡수는 경계 향상을 더 잘 안 보이게 만든다. 반면 커다란 굴절률 차이는 경계-향상 굴절률-간섭무늬를 상쇄하고 있다.¹⁴

그림 15(c)와 (d)는 폭이 8~100 μm 되는 귀 혈관 가지를 보여 준다. 이전에 살아 있는 동물에서 전혀 영상화된 적이 없던 수지상의 구조를 주목하라. **그림 15(c)**는 대비제가 다 흘러가고 나서 얻어진 것이다. 반면 **그림 15(d1)와 (d2)**는 동일한 혈관을 대비제가 흐르는 중과 흐르고 나서 비교를 보여 준다.

우리 접근법을 다른 기술과 비교하는 것은 흥미롭다. CT나 MRI에 의한 모형, 뼈, 유방조직 시편의 *in vitro* 연구는 수십 마이크로 이하의 작은 구조는 관찰할 수 없다.³⁹ 단색화된 방사광 엑스선과 요오드 염료를 사용하는 혈관조형술은 살아 있는 동물에서 대략 20 μm 정도 까지 미세 구조를 볼 수 있다.⁴⁰⁻⁴³ 현재 기술로 우리는 이미 훨씬 더 작은 구조를 검출할 수 있다.

조영제를 사용하지 않는 미세혈관조형법의 중요성은 강조해도 지나치지 않다. 혈관의 형태학적 변화는 흔하게 관찰되는 혈관 질환과 자주 관련되어 있다. 예를 들어, 심장 관상동맥이나 작은 뇌동맥의 혈관이 좁아지는 것은 동맥 경화에 의한 심장 및 뇌 스트로크를 유발시킨다. 그러나 이것을 진단하는 통상적인 방사선법은 조영제의 사용으로 복잡하게 된다. 조영제의 주입이 사망의 주된 요인이 될 수 있기 때문이다. 그래서 조영제를 사용하지 않는 혈관조형술은 진단법의 중요한 발전을 의미할 수 있다.

또한 종양에서 미세혈관을 검출하는 것도 매우 중요하다. 종양 조직은 성장과 대사를 위해 많은 영양분과 산소를 필요로 하고 이는 새로이 형성되는 미세혈관(신혈관 신생)에 의해 공급된다. 결론적으로 현재의 결과는 여러 가지 영역-예컨대 혈관 생성, 종양의 발달, 종양이나 혈관 상태 및 중요 기관 움직임의 비정상적 변화를 초기에 정확하게 진단하는 등-에서 확실한 영향력을 줄 수 있다.

7. 결맞는 방사선학 관련 진보 기술 : 마이크로 토모그래피

의료 방사선의 영역에서 잘 알려져 있는 것처럼, “토

모그래피”는 동일 물체를 다른 각도에서 영상을 여러 장 촬영하는 기술을 의미한다. 그 다음 알맞는 알고리즘을 사용하면 겹 모양에서 단층 및 내부 모습까지 여러 가지 다른 형식의 3차원 혹은 2차원 영상을 재구성할 수 있다.⁵ “CAT-scan” 혹은 “CT-scan”으로 알려진 이 기술은 여러 해 동안 의료진단에서 매우 중요한 영향력을 끼쳐 왔다.

그러나 가공하지 않은 영상 및 재구성된 영상의 가로 해상도는 통상적인 흡수-기반의 토모그래피에서는 아주 제한되어 있다. 그래서 방사광 방사선학, 특히 결맞는 방사선학의 출현은 마이크로 스케일에서의 토모그래피 즉, 마이크로토모그래피의 새로운 장을 열고 있는 것이다.

비록 방사광 마이크로토모그래피가 이미 매우 훌륭한 결과를 제공했지만(예를 들어 참고 문헌 24 및 44를 보라), 아직 풀리지 않은 몇 가지 중요한 개념적인 문제를 무시해서는 안 된다. 이 문제는 통상적 방사선학과 결맞는 방사선학 사이의 차이점에서 유래된다.

앞서 보았듯이 통상적 토모그래피는 흡수 대비에 기초하고 따라서 굴절률의 허수부, $i\beta(\omega)$ 와 관련되어 있다. 식 (2) 및 (3)으로부터 x-축 방향을 따른 전파에 대해 다음을 얻는다.

$$E_y(x,t) = E_0 \exp(ikx) \exp[-i\delta(\omega)kx] \exp[-\beta(\omega)kx] \exp(-i\omega t) \quad (7)$$

강도 $I(x,t)$ 는 파 장(wave field)의 제곱에 비례하고 따라서 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$I(x) = I_0 \exp[-2\beta(\omega)kx], \quad (8)$$

여기서 I_0 는 상수이고 $2\beta(\omega)k$ 는 흡수 계수 $\alpha(\omega)$ 에 해당하여 다음과 같은 식이 얻어진다.

$$I(x) = I_0 \exp[-\alpha(\omega)x] \quad (9)$$

이제 균일하지 않은 시료를 생각하자. 균일하지 않다는 것은 흡수 계수가 x 의 함수임을 의미한다. 식 (9)는 더 이상 맞지 않게 되고 국부적 스케일에서만 적용되어 다음과 같이 된다.

$$dI = d[I_0 \exp(-\alpha x)] = -\alpha I dx \quad (10)$$

따라서 다음과 같이 된다.

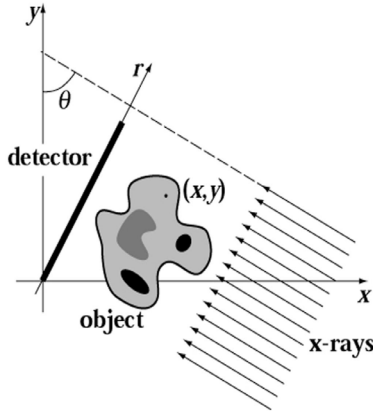


그림 16. Two-dimensional scheme for a tomography procedure.

$$\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\int \alpha(x, y, \omega) dx. \quad (11)$$

이제 토모그래피 실험의 2차원 도식도를 생각하자 (그림 16). 목표는 x, y 면에 놓여 있는 불균일 구조, 따라서 불균일 흡수 계수 $\alpha(x, y, \omega)$ 를 갖는 2차원 물체를 탐구하는 것이다. 이 물체는 y -축에 대해 θ 각을 이루는 방향으로 진행되는 평행한 엑스선 빔으로 조사된다. 검출기의 위치는 좌표 r 에 의해 결정된다.

검출기의 위치 r 에서의 검출 강도 $I(r, \theta, \omega)$ 는 식 (11)의 일반화된 식을 θ -방향으로 적용하여 구할 수 있다. 점 (x, y) 은 $r = x \cos \theta + y \sin \theta$ 에 의해 주어지는 검출기의 위치 r 에서 θ -방향을 따라 투영된다. Dirac의 δ -함수를 이용하면 식 (11)은 이 경우 식 (12)와 같아진다.

$$\ln\left[\frac{I(r, \theta, \omega)}{I_0}\right] = -\iint \alpha(x, y, \omega) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy. \quad (12)$$

식 (12)는 잘 알려진 Radon 변환의 형태로 “sino-gram”으로도 알려져 있다. 모든 위치 및 각도에서 강도 함수 $I(r, \theta, \omega)$ 를 완전히 안다면 수학적 계산을 통해 흡수 계수 $\alpha(r, \theta, \omega)$ 의 공간 의존성을 유도해 낼 수 있고 따라서 물체의 내부 구조를 알아낼 수 있다. 이러한 방법은 역 Radon 변환에 기초한다.

실제적 토모그래피에서 강도 함수는 유한한 횡수의 각도 θ 에서 유한한 r -해상도를 갖는 검출기로 시료를 측정하여 구한다. 이로 인해 재구성 후 해상도에 제한이 있게 되고 내부 구조에 대한 해상도가 제

한되게 된다.

식 (12)는 통상적 토모그래피의 기초이다. 따라서 상기 분석에서 우리는 굴절률의 불균질한 실수 부분의 가능성과 그에 따라 검출기 강도에 미치는 효과의 가능성을 완전히 무시했다. 예를 들어 굴절 효과에 의한 경계 향상을 무시했다. 식 (12)는 따라서 불완전하다. 실제로 상(phase) 효과도 포함시켜야 하며 그렇게 되면 역 Radon 변환 모드에 의한 재구성 방법이 복잡하게 된다. 이것이 결맞는 방사선학의 경우 토모그래피 재구성에 영향을 미치는, 앞에 언급한, 개념적 어려움의 본질이다.

7.1 마이크로 토모그래피 결과의 사례

우리는 이제 영상화를 위해 상 효과를 이용할 때 토모그래피 재구성의 중요성을 강조해 주는 몇 가지 최근의 마이크로 토모그래피 결과를 토의하고자 한다. 이것은 약간 역설적이다. 앞에 보여 준 것처럼, 상 효과는 마이크로 방사선학의 영상 품질을 획기적으로 향상시켜 준다. 그러나 흡수 방사선학 보다 훨씬 더 많은 상세 구조를 초래하기 때문에 3차원 구조의 2차원 투영 영상을 복잡하게 만든다. 토모그래프 재구성은 이 문제를 푸는데 도움을 준다.

그림 17~20은 결맞는 엑스선을 이용하여 마이크로 토모그래피로 얻어진 일련의 최근 결과를 보여 준다. 여기서 앞에 언급한 대로 경계 향상의 근원인 상 효과를 무시하고 강도 변화를 인위적으로 처리하여 흡수 효과만 고려하는 재구성 전략을 따랐다. 이 전략을 따라 토모그래피 재구성을 위한 통상적인 필터링 후방 투영법을 적용하였으며, 매우 고무적인 결과를 얻었다.

그림 17은 나무 이쑤시개의 마이크로 토모그래프 영상으로 (a)는 특정 각도에서 시료를 촬영한 가공하지 않은 마이크로 방사선 사진을 (b)와 (c)는 3차원으로 구성된 영상을 보여 준다. (c)에서 두 가지의 서로 직각인 단층면은 도관 방향을 따라 미세구조를 잘 보여 준다. 토모그래프 재구성 방법이 아니고는 이와 같은 구조를 알아 내기가 어렵다. 그림 17(b)의 재구성된 단층은 여러 크기로 된 많은 도관의 내부 구조 단면을 매우 잘 보여 준다. 그림 17(a)에 포함된 복잡한 영상 정보로는 미세 구조에 대한 것을 잘 알아 낼 수 없지만 재구성한 영상은 시료의 중요한 구조 요소를 잘 구별해 내고 있다. 재구성된 영상에서 볼 수 있는 미세한 상세구조로부터 가공되지 않은 영상의 마이크

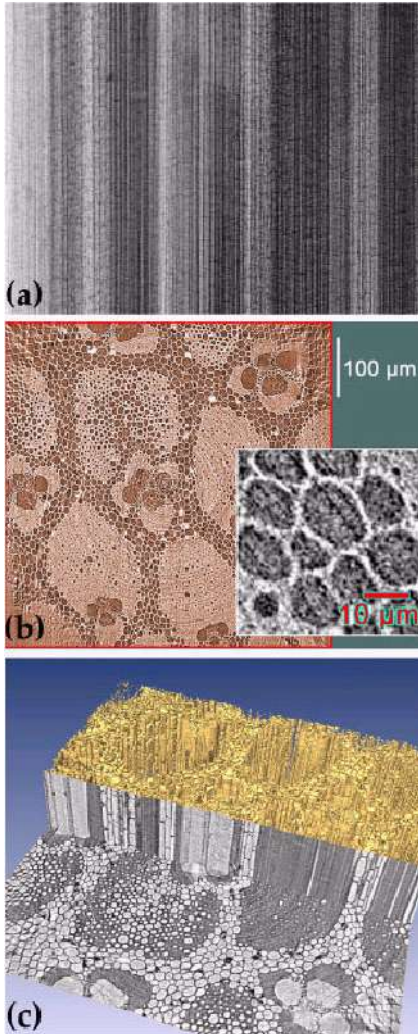


그림 17. Tomography reconstructed micromimages of a wood stick(toothpick): (a) raw microradiograph at a specific viewing angle; (b) a reconstructed slice showing the cross sections of the wood structure consisting of many microvessels of different size and shape; (c) 3-dimensional volume rendered images showing the microstructure along the direction of the vessels.

론 수준 해상도가 잘 보존되고 있음을 알 수 있었다.

그림 18은 생쥐의 여러 가지 기관의 3차원 재구성 토모그래프 영상을 보여 준다. (a)는 뇌 구조로 염색 방법에 의해 뇌 바깥 층이 밝게 보인다. (b), (c), (d)는 각각 신장, 간 및 대동맥의 상세 구조를 보여 준다.⁴⁴ 간과 신장의 미세 혈관을 명확하게 볼 수 있다. 여기서 각 기관은 생쥐에서 떼어 낸 뒤, 토모그래프 스캔을 위한 시료의 안정화를 위해 고정시키고 염색되었다. 생

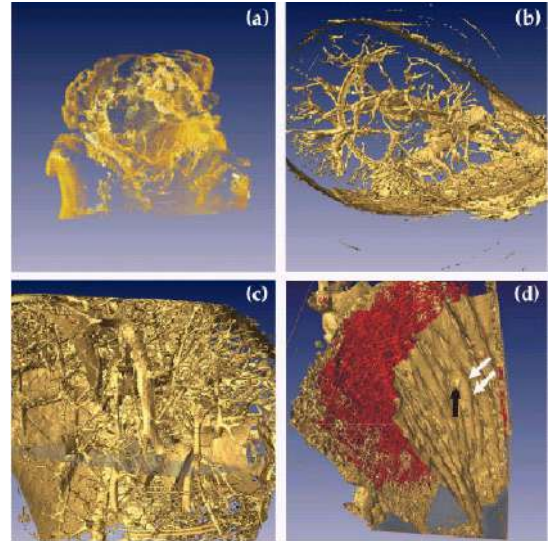


그림 18. 3-dimensional volume rendered tomography images of several different mouse organs: (a) brain, (b) kidney, (c) liver, and (d) aorta.

쥐는 먼저 4% 파라포름알데히드로 좌심실을 통해 주입시켰다. 그 다음 조직을 해부하여 15% 및 30% 자당을 갖는 4% 파라포름알데히드에 하루 동안 넣어 두었다. 그리고 나서 1% osmium tetroxide에 다시 하루 동안 옮겨 놓았다. Osmium tetroxide로 고정 및 염색을 한 후 조직을 30, 50, 70, 95, 100% 에탄올과 그리고 아세톤으로 탈수시켰다. 최종적으로 methyl methacrylate(MMA)에 넣은 뒤 자외선 혹은 70 °C가 열로 고분자 중합을 시켰다.

그림 18의 재구성된 영상은 토모그래프 절차가 성공적이었음을 보여 준다. 간과 신장 내에 나무 가지 같은 미세 관들이 끝 부분까지(거의 기관 표면 까지) 명확하게 관찰이 된다. 미세관들의 3차원 분포는 여러 가지 질병에 의해 영향을 받을 수 있으므로 질병에 대한 유용한 정보를 제공할 수 있다.

Zebra 물고기와 그 신경계는 생물학에서 가장 널리 연구되는 또 다른 경우이다. 이는 시료의 투명성으로 인해 광학현미경으로 쉽게 탐구될 수 있기 때문이다. 엑스선을 사용하면 이러한 종류의 연구가 불투명한 시료로 까지 확장될 수 있으며 훨씬 더 높은 해상도로 관찰하는 것도 가능하다. **그림 19**는 (a) Zebra 물고기의 재구성 3차원 영상과 (b) 그 뇌의 영상을 보여 준다. 물고기 뇌의 밀도가 높으므로 뇌에서 엑스선의 흡수가 많이 일어나는 장점을 이용하여, **그림 19(b)**에서 볼 수 있는 것처럼, 시료를 절개하지 않고도 3차원 재

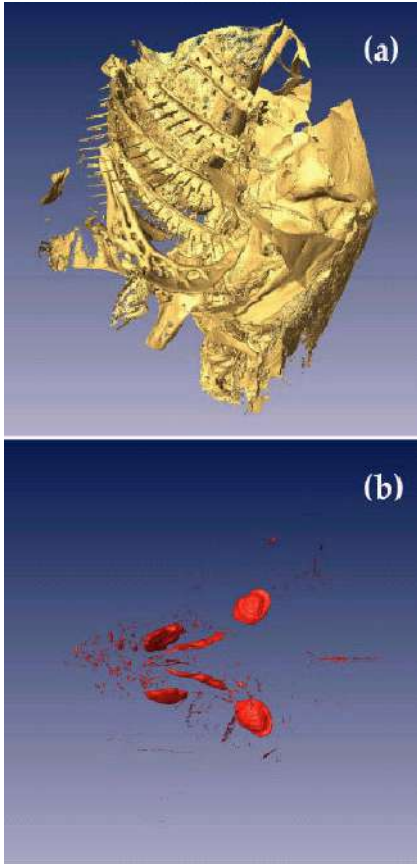


그림 19. Tomographic reconstructed 3-dimensional images of (a) a Zebra fish and (b) its brain.

구성으로부터 뇌의 조직만을 추출해 낼 수 있다.

마이크로토포그래프에 대한 우리의 방법은 세포 수준까지 확장될 수 있었다.⁴⁴ Hippeastrum 표피에서 추출한 잎 세포 시료에 대해 특별한 실험이 행해졌다. 여기서 시료 준비 방법은 **그림 14(a)**의 방법과 유사하나 단지 냉동 건조과정만 추가하였다. **그림 20(a)**는 기공 부근의 잎 세포에 대한 3차원 재구성 영상을 보여 준다. 기공의 형태를 명확하게 볼 수 있다. 단층 재구성 처리를 겸한 **그림 20(b)**는 세포 내의 구조까지도 상세히 보여 준다.

우리의 토모그래프 방법 성능에 대한 수준은 단지 생물학적 시료에만 국한되지 않는다. 굴절률이 다른 고분자 혼합물에서 고분자상을 구분해 낼 때나 기타 재료과학 연구에 있어서도 유사한 결과가 성공적으로 얻어졌다. **그림 21**은 polyethylene oxide/ polystyrene blends의 토모그래프 영상이다. (a)와 (b)는 170 °C에서 1.45분 열처리한 후, (c)와 (d)는 170 °C

에서 2.10분 열처리한 후의 상기 고분자 중합체의 영상이다. (a)와 (c)는 재구성된 단층을 (b)와 (d)는 3차원으로 구성한 영상을 보여 준다. 상 대비 향상을 위해 두 시료 모두 톨루엔에서 하루 동안 담그어 polystyrene을 제거한 뒤에 얻어 졌다. **그림 21**은 두 가지 상의 내부 3차원 미세 구조를 매우 선명하게 보여 주고 있다. 특히 두 상 사이의 경계가 매우 뚜렷하고, cocontinuity에 대한 정확한 3차원 정보를

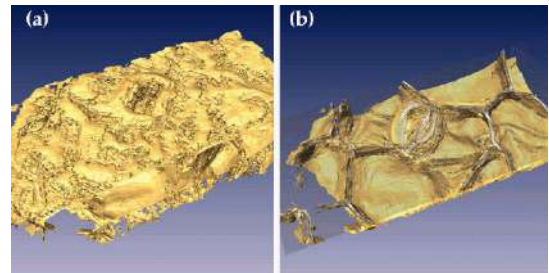


그림 20. (a) 3-dimensional volume rendered isosurface plot of a tomographically reconstructed stomata in a leaf seen from the top; (b) cutaway view of (a) showing the internal structure of the stomata.

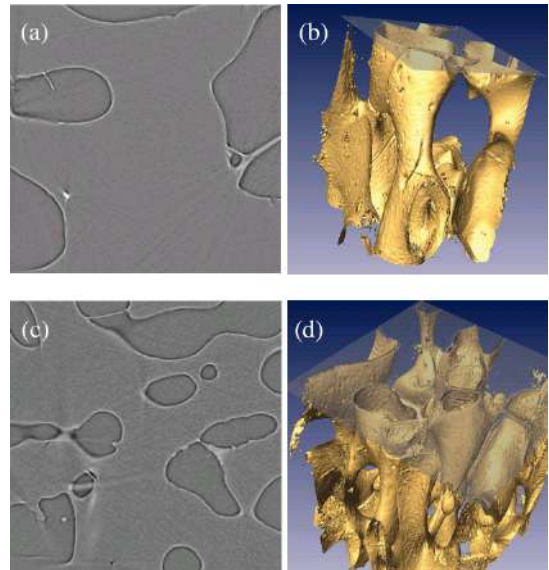


그림 21. Tomography reconstructed micronimages of polyethylene oxide/polystyrene blends after extraction of polystyrene in toluene for one day. (a), (b): annealed for 1.45 min at 170 °C and (c), (d): annealed for 2.10 min at 179 °C. (a), (c) reconstructed slices showing the cross sections of the polymer blends; (b), (d) 3-dimensional volume rendered images showing the microstructure of the two phases and the co-continuities.

제공해 주고 있다. 현재의 대비 방법은 주로 흡수 대비에 의존하고 있다. 그러나 상-대비 효과를 고려하여 재구성하는 방법을 현재 개발 중에 있고, 완성이 되면 polystyrene을 제거하지 않고도 두 종류의 상의 내부 3차원 구조를 선명하게 볼 수 있을 것으로 기대된다.

8. 미래의 개발 전망

이 영역에서 새로운 기술의 연구는 끊임 없이 지속될 것이다. 특히 앞서 언급된 토모그래프 재구성 과정에서 상 효과를 제대로 통합하는 노력을 우리는 주목한다. 더욱이 좀 더 향상된 시간 및 공간 해상도에 대한 추구는 결코 완결되지 않았음을 강조하고 싶다. 궁극적인 목표는 이 시점에서 평가하기 어렵다. 그러나 지금까지의 발전은 이미 두 가지 중요한 획기적인 사건을 통과했음을 우리는 이미 보았다. 세포 하나하나와 세포 구성 요소를 탐구하는데 필요한 공간 해상도와 여러 가지 중요한 생물학적 과정이나 재료과학적 과정을 분해해 낼 수 있는 밀리초(millisecond) 단위의 시간해상도가 그것이다.

한편 새로운 첨단 광자 원(photon source)의 영역에서, 그리고 결맞는 엑스선의 의료 진단 및 연구를 실제적으로 응용하는데 있어서, 주요한 새로운 개발이 이루어질 것으로 예측해 볼 수 있다.

우리가 이 리뷰에서 토의한 대부분의 방사광-기반의 방사선 기술은 원칙적으로 의료 진단에 응용될 수 있을 것이다. 그러나 현실적으로 말하면 구체적인 응용을 위해서는 비용과 상해 운영 계획과 같은 실제적인 문제에 직면할 것이다.

의료 방사선학에 저장링을 사용하는 가능성에 대한 한 가지 긍정적인 점은 저장링의 신뢰성이 매우 높고 가동하기 아주 쉽게 되었다는 것이다. 그러나 실현 가능성을 분석할 때 광원의 크기와 건설 및 운영 비용과 같은 현실적인 문제를 또한 고려해야 한다.

방사선학에 적합한 저장링은 신뢰성을 희생하지 않고 크기를 감소시킬 수 없다. 최소의 크기는 표준 방사선 임상에 적합하지 않다. 그래서 방사광 방사선 전용으로, 완벽한 임상 간접 시설을 갖춘 지역적 시설의 관점에서 생각해야 한다. 그리고 비용, 상해 절차, 공동 시설로 인한 불편함을 자세히 분석해하고, 영상의 품질 향상과 피폭량 감소와 같은 긍정적 측면을 상쇄하지는 않는지 고려해야 한다.

신뢰할 만하고 소형이면서 저비용의 콤팩트 후방산란 광원을 만드는 것이 의료 방사선학에 있어 방사광의 사용을 위한 주춧돌이 될 수도 있다.^{2,3,5,45} 그러한 광원은 통상적인 의료 방사선을 위해서도, 단지 표준 엑스선원 대신 사용함으로, 실제로 매력적이 될 수 있다. 이러한 부류의 장치 개발이 현재 진행 중에 있고⁴⁵ 신뢰할 만한 예측을 하기에는 아직 시기 상조이다.

우리는 여기서 방사광-기반의 방사선학, 특히, 결맞는 엑스선을 이용하는 방사선학이 원칙적으로 의료 진단에 커다란 영향력이 있으나, 완전하고 현실적인 가능성 평가는 아직 시기 상조라고 결론 내릴 수 밖에 없다. 한편, 이러한 기술들은 이미 매우 성숙되어 있으며, 생물학적 및 생의학적 연구에서 재료과학, 물리, 화학 및 환경 연구에 이르기 까지 광범위한 영역에서 훌륭한 새로운 연구 도구이다. 이 모든 분야에서의 영향력은 새로운 엑스선원, 특히 FEL의 출현에 의해 집중 팔구 향상될 것으로 보인다.

감사의 글 : 이 연구는 대한민국의 포항방사광 가속기, 대만의 방사광가속기(NSRRC), 미국 방사광 가속기(APS), 이태리 방사광 가속기(Elettra), 싱가포르 방사광 가속기(SSLS)에서 방사광 실험이 수행되었으며, 한국과학기술부(한국과학재단)의 SKORE-A, NRL, 국가핵심연구센터(시스템즈 바이오 다이내믹스) 프로그램, 산업자원부 및 한국산업기술재단, 대만의 National Science Council, 스위스의 Swiss Fonds National pour la Recherche Scientifique, SKORE-A 프로그램의 스위스 파트너, 스위스 Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne에 의해 지원되었다.

참고문헌

1. W. C. Röntgen, *Nature*, **53**, 274 (1896).
2. G. Margaritondo and R. Meuli, *European Radiology*, **13**, 2633 (2004).
3. R. Meuli, Y. Hwu, J. H. Je, and G. Margaritondo, *European Radiology*, **14**, 1550 (2004).
4. G. Margaritondo, *Introduction to synchrotron radiation*, Oxford University Press, New York (1988).
5. G. Margaritondo, "Elements of synchrotron radiation for chemistry", in *biology and medical Research*, Oxford University Press, New York (2003).
6. F. Arfelli, V. Bonvicini, A. Bravin, G. Cantatore, E. Castelli, L. Dalla Palma, M. Di Michiel, M.

- Fabrizioli, R. Longo, R. H. Menk, A. Olivo, S. Pani, D. Pontoni, P. Poropat, P. Prest, A. Rashevsky, M. Ratti, L. Rigon, G. Tromba, A. Vacchi, E. Vallazza, and F. Zanconati, *Radiology*, **215**, 286 (2000).
7. A. Snigirev, I. Snigireva, V. Kohn, S. Kuznetsov, and I. Schelokov, *Rev. Sci. Instrum.*, **66**, 5486 (1995).
8. D. Chapman, W. Thomlinson, R. E. Johnston, D. Washburn, E. Pisano, N. Gmur, Z. Zhong, R. Menk, F. Arfelli, and D. Sayers, *Phys. Med. Biol.*, **42**, 2015 (1997).
9. A. Pogany, D. Gao, and S. W. Wilkins, *Rev. Sci. Instrum.*, **68**, 2774 (1997).
10. S. W. Wilkins, T. E. Gureyev, D. Gao, A. Pogany, and A. W. Stevenson, *Nature*, **384**, 335 (1996).
11. K. A. Nugent, K. A. T. E. Gureyev, D. F. Cookson, D. Paganin, and Z. Barnea, *Phys. Rev. Lett.*, **77**, 2961 (1996).
12. P. Cloetens, M. Pateyron-Salomé, Y. Buffière, G. Peix, J. Baruchel, F. Peyrin F, and M. Schlenker, *J. Appl. Phys.*, **81**, 5878 (1997).
13. G. Margaritondo and G. Tromba, *J. Appl. Phys.*, **85**, 3406 (1999).
14. Y. Hwu, H. H. Hsieh, M. J. Lu, W. L. Tsai, H. M. Lin, W. C. Goh, B. Lai, J. H. Je, C. K. Kim, D. Y. Noh, H. S. Youn, G. Tromba, and G. Margaritondo, *J. Appl. Phys.*, **86**, 4613 (1999).
15. Y. Hwu, W. L. Tsai, H. M. Chang, H. I. Yeh, P. C. Hsu, Y. C. Yang, Y. T. Su, H. L. Tsai, G. M. Chow, P. C. Ho, S. C. Li, H. O. Moser, P. Yang, S. K. Seol, C. C. Kim, J. H. Je, E. Stefanekova, A. Groso, and G. Margaritondo, *Biophys. J.*, **87**, 4180 (2004).
16. E. Burattini, M. Gambaccini, M. Marziani, O. Rimondi, P. L. Indovina, M. Pocek, G. Simonetti, M. Benassi, C. Tirelli, and R. Passariello, *Rev. Sci. Instrum.*, **63**, 638 (1992).
17. E. Burattini, E. Cossu, C. Di Maggio, M. Gambaccini, P. L. Indovina, M. M. Marziani, M. Pocek, S. Simeoni, and G. Simonetti, *Radiology*, **195**, 239 (1995).
18. R. E. Johnston, D. Washburn, E. Pisano, W. C. Thomlinson, D. Chapman, N. F. Gmur, Z. Zhong, and D. Sayers, *Radiology*, **197**, 221 (1995).
19. W. R. Dix, H. J. Besch, W. Graeff, C. W. Hamm, G. Illing, W. Kupper, M. Lohmann, T. Meinertz, R. H. Menk, B. Reime, C. Rust, L. Schildwachter, U. Tafelmeier, and A. H. Walenta, *J. Physique*, **4**, 279 (1994).
20. W. Thomlinson, N. Gmur, D. Chapman, R. Garrett, N. Lazarz, H. Moulin, A. C. Thompson, H. D. Zeman, G. S. Brown, J. Morrison, P. Reiser, V. Padmanabahn, L. Ong, S. Green, J. Giacomini, H. Gordon, and E. Rubenstein, *Rev. Sci. Instrum.*, **63**, 625 (1992).
21. K. A. Kolesnikov, G. N. Kulipanov, M. V. Kuzin, N. A. Mezentsev, S. I. Nesterov, V. F. Pindyurin, G. N. Dragun, O. A. Rozenberg, and E. L. Zelenetsov, *Nucl. Instrum. Methods*, **A359**, 364 (1995).
22. H. Elleaume, S. Fiedler, F. Esteve, B. Bertrand, A. M. Charvet, P. Berkvens, G. Berruyer, T. Brochard, G. Le Duc, C. Nemoz, M. Renier, P. Suortti, W. Thomlinson, and J. F. Le Bas, *Phys. Med. Biol.*, **45**, L39 (2000).
23. T. Takeda, Y. Itai, K. Hyodo, M. Ando, T. Akatsuka, and C. Uyama, *J. Synchrotron Radiation*, **5**, 326 (1998).
24. Y. Hwu Y, J. H. Je, and G. Margaritondo, *Chinese J. Phys.*, **43**, 285 (2005).
25. W. L. Tsai, P. C. Hsu, Y. Hwu, C. H. Chen, L. W. Chang, J. H. Je, H. M. Lin, A. Groso, and G. Margaritondo, *Nature*, **417**, 139 (2002).
26. W. L. Tsai, P. C. Hsu, Y. Hwu, C. H. Chen, L. W. Chang, J. H. Je, and G. Margaritondo, *Nuclear Instrum. Methods*, **B199**, 451 (2003).
27. Hwu, Wen-Li Tsai, A. Groso, G. Margaritondo, and Jung Ho Je, *J. Phys.*, **D35**, R105 (2002).
28. W. L. Tsai, Y. Hwu, C. H. Chen, L. W. Chang, J. H. Je, H. M. Lin, and G. Margaritondo, *Nucl. Instr. and Meth. B*, **199**, 457 (2003).
29. C. A. Larabell, D. Yager and W. Meyer-Ilse, Proc. of the 6th X-Ray Microscopy Conference, Ed. W. Meyer-Ilse, T. Warwick, and D. Attwood, *Am. Inst. of Physics CP*, **507**, 107 (2000).
30. T. Ford, W. Meyer-Ilse and A. D. Stead, *ibid.*, **507**, 119 (2000).
31. D. Weiss, G. Schneider, B. Niemann, P. Guttmann, D. Rudolph, and G. Schmahl, *ibid.*, **507**, 123 (2003).
32. J. W. Miao, T. Ishikawa, B. Johnson, E. H. Anderson, B. Lai B, and K. O. Hodgson, *Phys. Rev. Lett.*, **89**, 088303 (2002).
33. W. Yun, B. Lai, A. Krasnoperova, E. Di Fabrizio, Z. Cai, F. Cerrina, Z. Chen, M. Gentili, and E. Gluskin, *Rev. Sci. Instrum.*, **70**, 3537 (1999).
34. Y. Hwu, W. L. Tsai, J. H. Je, S. K. Seol, Bora

- Kim, A. Groso, G. Margaritondo, Kyu-Ho Lee, and Je-Kyung Seong, *Phys. Med. Biol.*, **49**, 501 (2004).
35. E. Furman-Haran, R. Margalit, D. Grobgeld, and H. Degani, *JMRI*, **8**, 634 (1998).
36. A. Laib and P. Ruegsegger, *Bone*, **24**, 35 (1999).
37. S. Majumdar, M. Kothari, P. Augat, D. C. Newitt, T. M. Link, J. C. Lin, T. Lang, Y. Lu, and H. K. Genant, *Bone*, **22**, 445 (1998).
38. S. Baik, H. S. Kim, M. H. Jeong, C. S. Lee, J. H. Je, Y. Hwu, and G. Margaritondo, *Rev. Sci. Instrum.*, **75**, 4355 (2004).
39. R. Fitzgerald, *Physics Today*, **53**, 23 (2000).
40. W. R. Dix, K. Engelke, W. Graeff, C. Hamm, J. Heuer, B. Kaempf, W. Kupper, M. Lohmann, B. Reime, and R. Reumann, *Nucl Instrum Methods* **A314**, 307 (1992).
41. S. Takeshita, T. Isshiki, H. Mori, E. Tanaka, K. Eto, Y. Miyazawa, A. Tanaka, Y. Shinozaki, K. Hyodo, M. Ando, M. Kubota, K. Tanioka, K. Umetani, M. Ochiai, T. Sato, and H. Miyashita, *Circulation*, **95**, 805 (1997).
42. Y. Tanaka, H. Mori, E. Tanaka, S. Abe, H. Makuuchi, H. Nakazawa, S. Handa, K. Tanioka, M. Kubota, S. Jumaoka, T. Hyodo and M. Ando, *Medical applications of synchrotron radiation*, M. Ando, and C. Uyama eds. Springer-Verlag, Tokyo, p. 42 (1998).
43. H. Mori, E. Tanaka, K. Hyodo, M. M. Uddin, T. Sekka, K. Ito, Y. Shinozaki, A. Tanaka A, H. Nakazawa, S. Abe, S. Handa, M. Kubota, K. Tanioka, K. Umetani, and M. Ando, *Am. J. Physiol.*, **276**, H429 (1999).
44. Y. Hwu, W. L. Tsai, H. M. Chang, H. I. Yeh, P.C. Hsu, Y. C. Yang, Y. T. Su, H.L.Tsai, G.M. Chow, P. C. Ho, S.C. Li, H. O. Moser, P. Yang, S. K. Seol, C. C. Kim, J. H. Je, E. Stefanekova, A. Groso, and G. Margaritondo, *Biophysical Journal*, **87**, 4180 (2004).
45. F. E. Carroll, *Am. J. Roentgenol.*, **179**, 583 (2002).