

## 초음파 펄스에코 신호의 3차원 처리

### Three-Dimensional Processing of Ultrasonic Pulse-Echo Signal

송문호\*<sup>†</sup>, 손상락\*, 조정호\*, 성제중\*\*, 안형근\*\*, 장순재\*\*

Moon-Ho Song\*<sup>†</sup>, Sang-Rock Son\*, Jung-Ho Cho\*, Je-Joong Sung\*\*, Hyung-Keun Ahn\*\* and Soon-Jae Jang\*\*

초 록 비파괴 시험을 위한 3차원 구조의 초음파 영상에는 다양한 결함을 명백하게 보여줄 수 있을 만큼 상세하고 쉽게 알아볼 수 있는 정보가 제공되어야 한다. 수년 동안 원자력 발전소에서 사용된 금속관에 발견되는 소규모의 균열은 전형적인 결함들인데, 이러한 밀리미터 이하의 균열이나 결함은 최종 3차원 영상에서 묘사되어야만 의미 있는 검사가 될 것이다. 향상된 선명도와 그에 따른 결함의 발견 과정의 한 단계로써, 펄스에코(pulse-echo) 초음파를 사용한 3차원 영상제작 기술을 제안한다. 이 기술은 필요한 스캐닝과 펄스에코 데이터의 처리과정을 통한 검사로 3차원 물체의 3차원 영상을 생성하는데, 2차원 위너필터(Wiener filter)에 의해 초음파 빔을 선명하게 하는 기술을 포함한다. 제안하는 위너필터는 빔의 전달에서 펄스에코 데이터를 초음파 빔 방향의 수직방향에 따라 필터링한다. 이 3차원 처리과정은 결함의 선명성을 증진시키고 사용자에게 3차원 구조물의 좌우 회전 및 축 회전과 같은 조작 능력을 제공한다. 이러한 조작 능력은 3차원에서 다양한 결함들의 크기와 위치의 분명한 묘사를 가능하게 한다.

주요용어 : 펄스에코, 최대세기투영, 3차원 시각화, 위너필터, 3차원 초음파 영상

**Abstract** Ultrasonic imaging of 3-D structures for nondestructive evaluation must provide readily recognizable images with enough details to clearly show various flaws that may or may not be present. Typical flaws that need to be detected are miniature cracks, for instance, in metal pipes having aged over years of operation in nuclear power plants; and these sub-millimeter cracks or flaws must be depicted in the final 3-D image for a meaningful evaluation. As a step towards improving conspicuity and thus detection of flaws, we propose a pulse-echo ultrasonic imaging technique to generate various 3-D views of the 3-D object under evaluation through strategic scanning and processing of the pulse-echo data. We employ a 2-D Wiener filter that filters the pulse-echo data along the plane orthogonal to the beam propagation so that ultrasonic beams can be sharpened. This three-dimensional processing and display coupled with 3-D manipulation capabilities by which users are able to pan and rotate the 3-D structure improve conspicuity of flaws. Providing such manipulation operations allow a clear depiction of the size and the location of various flaws in 3-D.

**Keywords:** pulse-echo, maximum intensity projection, 3-D visualization, Wiener filter, 3-D ultrasonic image

#### 1. 서 론

금속 구조물의 초음파 비파괴 시험[1]은 특히 원자력 발전소의 용접 이음새와 같은 금속관의 점검

과 정밀검사에 효과적인 실험방법론으로 입증되었다. 초음파 시험에서는 펄스에코법이 널리 사용되는데, 그 결과를 A-scan, B-scan, C-scan과 같은 형태로 표시한다. 이 자료들을 동시에 고려함으로써 결

함의 위치 뿐만 아니라 결함의 상태까지도 판단 가능하게 된다. 현재, 초음파 시험 데이터들은 B-scan과 C-scan 데이터를 조합하여 3차원으로 표시하는 기법이 널리 사용되고 있다. 본 논문에서는 3차원에서 결함의 선명도를 높여주고 회전과 같은 기본 3차원 조작기능을 가능케 하는 3차원 초음파 영상 생성기술을 제안한다. 3차원 조작 능력을 포함하는 3차원 영상기술은 검사자에게 3차원 구조물 내에 존재하는 다양한 결함들을 발견하고, 나아가 이들 결함의 위치와 크기를 쉽게 판별하게 해 줄 것이라고 사료된다.

초음파에 의한 3차원 영상 시스템은 투과 또는 펄스에코 신호에 기반을 둘 수 있다. 초음파 투과 신호에 의한 3차원 영상 시스템은 X-ray CT (computed tomography) 또는 자기공명 영상시스템(MRI)과 같은 다양한 의료영상 시스템과 유사한 면이 있지만[2,3], 초음파 단층영상 시스템에는 초음파 빔의 굴절현상이 영상복원 알고리즘에 포함 되어야만 한다[4]. 여러 가지 초음파 단층영상 시스템은 비파괴검사[5,6] 뿐만 아니라 의료용[7-9]을 목적으로 제안되어져 왔다. 그러나 초음파 단층영상 시스템은 몇 가지 극복해야 할 사항들이 있다. 첫째, 초음파 단층영상 시스템은 스캐너의 구성에 있어서 주의 깊은 설계를 필요로 한다. 그 이유는 음향원(acoustic source)과 검출기(detector)는 정확한 위치에 있어야 할 뿐만 아니라 구조물과의 접촉도 정밀해야 하기 때문이다. 따라서 영상복원 알고리즘은 구조물의 정확한 형상을 고려하여 변해야 한다. 둘째, 영상 복원 알고리즘은 초음파 빔의 굴절현상을 모델링하여 초음파 빔의 경로를 파악해야만 한다 [4]. 테니스[10]는 이러한 경로 계산 과정과 관련된 어려움에 대해서 언급하고 있다. 계산과정은 기하광학을 기초로 하여 빔 전파 과정을 eikonal equation[4]으로 모델링하여 푸는 어려운 과정을 포함하고 있다. 따라서, 정확한 빔 경로의 결정을 통한 레이 캐스팅(ray casting)[11]도 포함되어야 하는데 이는 많은 연산량을 요구한다. 셋째, 경로 연산 과정의 포함은 영상복원에 있어서 algebraic reconstruction techniques(ART) 또는 simultaneous iterative reconstruction technique(SIRT)[12,13]의 사용을 필요로 한다. 그 이유는 filtered back-projection과 convolution back projection 알고리즘 [2,3]과 같이 효율이 높은 영상복원 알고리즘은 굴절이 없는 X-ray 기반 시스템에서만 적용이 가능하

기 때문이다. 따라서 앞에 언급한 복잡한 스캐너의 설계와 많은 연산량을 필요로 하는 영상복원 알고리즘(ART 또는 SIRT)과 경로 연산의 혼합에서 오는 어려움 때문에, 초음파 단층영상 시스템은 검사와 진단을 목적으로 유용한 영상을 제공하는데 있어서 부분적인 성공만을 가져왔다.

하지만 펄스에코 데이터 기반 초음파 검사 시스템은 영상복원 알고리즘을 필요로 하지 않는다. 이 시스템은 약간의 게인(gain) 조절과 데이터의 재구성을 제외하고는 최소한의 과정으로 주어진 데이터를 간단하게 수집하고 표현할 수 있다. 따라서 무생물에서 인간 몸체에 이르는 대부분의 초음파 검사와 시험은 펄스에코 데이터에 기반을 두고 있는데[14,15], 그 이유는 펄스에코 데이터 기반 시스템은 간단한 설계 조건을 지니면서도 진단에 유용한 영상을 생성할 수 있다는 것이다. 펄스에코 데이터 기반 초음파 영상 시스템의 발전은 영상의 해상도를 높여주기 위한 배열 탐촉자[16-18], 자동 게인 조절(AGC: automatic gain control)[19] 등과 같은 여러 분야에서 이루어 지고 있다. 본 논문에서는 위너필터(Wiener filter)를 포함하는 펄스에코 데이터의 3차원 처리를 통한 3차원 초음파 검사 기술을 제안한다.

최근 의료분야에서는 연속된 단층영상을 빠른 시간 내에 진단하기 위한 3차원 시각화 기술이 필요요인이 되어버렸다. 예를 들어, 가상내시경(virtual colonoscopy)을 위한 영상획득은 약 100장 정도의 연속된 단층영상을 필요로 하는데, 이러한 자료의 3차원적 처리 및 시각화 기술은 효율적이며 빠른 진단을 제공하는 데 필수조건이 된다. 일반적으로, 3차원 데이터, 예를 들어 수백 개의 영상의 집합은 SR(surface rendering), VR(volume rendering), MIP(maximum intensity projection) 중의 한 가지 방법에 의해 처리된다[11,15]. 먼저 SR 기술은 표면(대개 간단한 경계에 의해)을 추출하고, 추출된 표면의 위치를 기반으로 인공적인 빛의 근원에 따라 표면을 표현한다. VR 기술은 대개 가상선(ray)를 투영하고 가상선에서의 voxel 값에 따라 화면에 있는 각 픽셀(pixel)을 나타내는 레이 캐스팅(ray casting) 알고리즘[11]을 기본으로 한다. 또한 MIP도 레이 캐스팅 알고리즘을 이용하지만, 화면에 나타낼 레이의 최대값을 선택한다. 이러한 시각화 기술, 즉, SR, VR, MIP는 자기공명 영상과 X-ray CT 영상에서 다루어져 왔다. 초음

과 펄스에코 데이터를 사용하는 3차원 의료 영상의 시각화에서는 주로 표면들이 두 조직 형태 사이의 경계면을 검출함으로써 표현되어져 왔다 [20,21]. 이러한 기술들은 관절의 연골조직[22], 전립선[23], 심장[24]과 같은 부위에서 다양한 영역을 영상화할 수 있는 잠재성을 보여 주고있다. 본 논문에서는 3차원 시각화를 목적으로 초음파 펄스에코 시스템에 MIP 기법을 적용하는 3차원 초음파 검사 시스템을 제안한다.

다시 말해, 본 논문의 목표는 펄스에코 데이터를 바탕으로 3차원 금속 구조물을 시각화하는 것이다. 먼저 제안된 시스템은 견본으로부터 펄스에코 데이터를 획득한다. 각 초음파 단자의 위치에서 측정된 펄스에코 신호는 3차원 버퍼(buffer) 안에 초음파 빔에 따른 위치에 저장된다. 이 과정은 초음파 탐촉자가 시험체 표면 전체를 기계적으로 스캔해서 3차원 버퍼에 펄스에코 데이터로 가득찰 때까지 반복된다. 여기에 초음파 빔의 회절에 따른 흐려짐(blurring) 현상의 감소를 위해 2차원 위너필터를 제안한다. 그 후 voxel이 등방성(isotropic)을 위한 3차원 데이터를 선형보간(linear interpolation) 한 후 앞에서 언급한 MIP를 사용하

여 3차원 영상을 생성한다.

제안하는 시스템의 성능을 평가 및 시험 하기 위해 Amdata의 I/UX 초음파 탐상 시스템을 이용했다. 수집된 초음파 펄스에코 데이터는 위너필터에 의해 처리되고, 선형보간 후 다양한 각도에서 MIP를 기반으로 3차원 영상을 생성한다. 최종 3차원 영상은, B-scan 영상과 C-scan 영상에 비교하여, 보다 쉽고 정확하게 결함을 판정할 수 있도록 해 준다.

## 2. 배경이론

### 2.1. 초음파의 회절

초음파 빔은 유한한 원형 또는 사각형의 압전 소자로부터 발생되기 때문에 회절(diffraction) 효과로 인해 원추형(cone)으로 생성된다. 다음은 회절 효과와 데이터 획득과정을 설명한다.

Fig. 1은 데이터 획득 과정을 보여준다. 탐촉자는 시편의 위쪽에 위치해 있고, Fig. 1(a)에서 보듯이 윗면에서 레스터(raster) 스캔된다. 각 진동자 위치에서 펄스에코 데이터가 획득되기 때문에, 하나의 레스터 선에서는 Fig. 1(b)에서 보이는 것과 같이

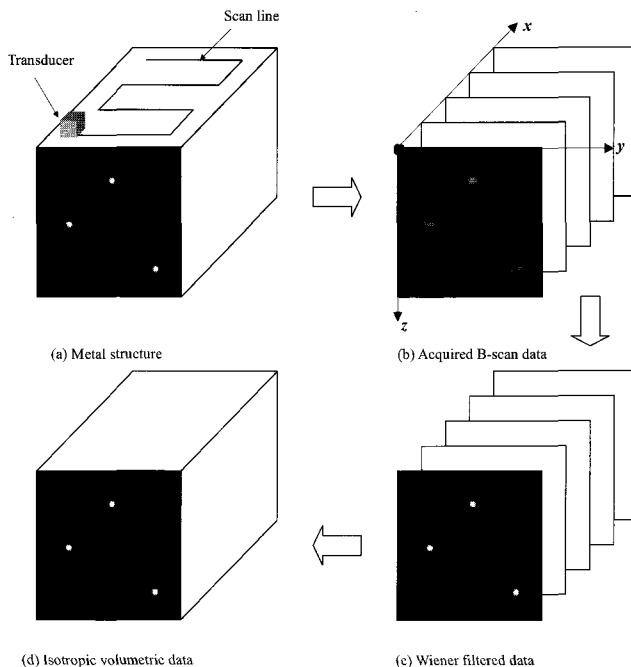


Fig. 1 The acquisition and data processing of the pulse-echo data. (a) raster-scan of the transducer over the sample (b) collected B-scan data. (c) B-scan data filtered with the Wiener filter (d) interpolated volumetric data

하나의 B-scan영상을 제공한다. 그러나 초음파 빔은 원추 형태이기 때문에, 데이터는 빔 전달 방향에 수직인 방향으로 흐려지게 된다. Fig. 1(b)에서 수평방향으로 흐려지는 것을 보여주고 있다. Fig. 1(b)는 수직 탐촉자를 사용하여 실제 시험체에서 획득된 B-scan 영상 데이터이다. 그러한 수평적 흐림 현상은 궁극적으로 3차원 영상에서도 흐려짐을 발생시킨다. 이러한 수평적 흐림 현상은 다음과 같이 회절 이론을 사용함으로써 모델링할 수 있다.

본 연구에서는 근거리 및 원거리 모델링을 모두 프라운호퍼의 원거리 회절공식을 사용하였다. 근거리에서 프라운호퍼 공식 사용의 문제 제기를 할 수 있겠지만, 근거리에서는 회절의 영향이 미미하고, 2차원 PSF  $h(x,y,z)$ 도 좁아지게 되어 위너 필터로 인한 효과도 미미하게 된다. 수학적으로는  $\lim_{z \rightarrow 0} h(x,y,z) = \delta(x,y)$ 으로 근사화 되고, 따라서 당초 흐려짐 현상이 없는 근거리에서 위터필터의 사용은 큰 영향을 미치지 않을 것이다.

Fig. 1에서 보여지는 3차원 형상을 가정하고, 단자는  $x-y$  평면 위에 3차원 물체의 상단에 위치해 있고 빔은 물체 안에  $z$  방향으로 전달된다. 호이겐스-프레넬 원리[25]의 프라운호퍼 원거리 회절공식은 일정한 깊이  $z$ 에서 빔의 진폭 분포  $a(x,y,z)$ 를 다음과 같이 표현할 수 있다[3].

$$a(x,y,z) \approx \frac{e^{jv}}{z} F\{s(x,y)\} \quad \omega_x = \frac{2\pi x}{\lambda z}, \quad \omega_y = \frac{2\pi y}{\lambda z} \quad (1)$$

여기서  $v = 2\pi((x^2 + y^2)/2z + z)/\lambda$ ,  $\lambda$ 는 파장이고,  $F\{s(x,y)\} \Big|_{\omega_x = \frac{2\pi x}{\lambda z}, \omega_y = \frac{2\pi y}{\lambda z}}$ 는  $z=0$ 에 위치한 탐촉자  $s(x,y)$ 를 공간 주파수  $\omega_x = 2\pi x/(\lambda z)$ 와  $\omega_y = 2\pi y/(\lambda z)$ 에서 구한 2차원 푸리에 변환을 나타낸다. 따라서, 초음파 빔은  $z$ 평면에서 다음과 같은 세기 분포  $h(x,y,z)$ 를 나타낼 것이다.

$$h(x,y,z) = |a(x,y,z)|^2 \approx \left| \frac{1}{z} F\{s(x,y)\} \right|_{\omega_x = \frac{2\pi x}{\lambda z}, \omega_y = \frac{2\pi y}{\lambda z}}^2 \quad (2)$$

직사각형 또는 원형 탐촉자  $s(x,y)$ 를 2차원 푸리에 변환 후 간단하게 표현하면 다음과 같은 세기 분포를 각각 가지게 된다[3,26]. 직사각형 탐촉자일 때는

$$h(x,y,z) = \frac{D_x^2 D_y^2}{\lambda^2 z^2} \text{sinc}^2\left(\frac{D_x x}{\lambda z}\right) \text{sinc}^2\left(\frac{D_y y}{\lambda z}\right) \quad (3)$$

그리고 원형일 때는,

$$h(x,y,z) = \left( \frac{2\pi D^2}{8z\lambda} \right)^2 \left[ \frac{2J_1\left(\frac{\pi D \sqrt{x^2 + y^2}}{\lambda z}\right)}{\frac{\pi D \sqrt{x^2 + y^2}}{\lambda z}} \right]^2 \quad (4)$$

여기서  $\text{sinc}(x) = \sin(\pi x)/(\pi x)$ 이며  $J_1(x)$ 은 1차 베셀 함수이다. 그리고,  $(D_x, D_y)$ 은 직사각형 탐촉자의  $x$  및  $y$ 축 크기이고  $D$ 는 원형 탐촉자의 직경이다. 위의 프라운호퍼의 원거리 회절공식은 초음파 빔의 확산을 보여주고 있는데, 이것은 바로 Fig. 1(b)에서 영상의 수평적 흐려짐(blurring)의 근거가 된다.

## 2.2. 데이터 측정 모델

Fig. 1(a)와 같은 3차원 구조물의 레스터 스캐닝으로 얻어진 B-scan 영상은 회절로 인한 수평적 흐려짐(blurring)이 발생된다. 이러한 흐려짐 현상을 제거하는 알고리즘의 개발을 위하여 데이터 측정과정을 다음과 같이 모델링한다. Fig. 2에서는 초음파 변환기 빔의 회절 효과를 도시하고 있다. 원형 탐촉자는  $z = 0$ 에 위치하고  $x-y$  평면 위에서 스캐닝한다. 탐촉자는  $(x,y,0)$ 에서 펄스를 송신하고, 반사되어 온 신호를 검출한다. 만약  $(0,0,z_0)$ 에서 아주 작은 반사체가 존재한다면, 탐촉자에 초음파 신호가 검출될 것이다. 그리고 이 탐촉자가  $z = 0$ 인  $x-y$  평면에서 스캔 되었다면 획득된 초음파 신호는  $x$ 와  $y$ 의 함수로 나타날 것이며, Fig. 2의  $z = z_0$  평면의 영상과 같은 형태로 보일 것이다 (어두운 부분은 초음파의 세기가 크음을 의미한다). 식 (4)의 프라운호퍼의 원거리 회절공식에서 나타내는 것이 바로 이 영상이다. 이 식은 다음과 같이 2차원 컨볼루션(convolution)으로 모델링할 수 있다.

$$\begin{aligned} \text{blurred image at } z = z_0 \text{ due to the flaw at } (0,0,z_0) & \\ &= h(x,y,z_0) \\ &= \iint_{\alpha,\beta} \delta(\alpha,\beta) h(x-\alpha,y-\beta,z_0) d\alpha d\beta \quad (5) \\ &= \delta(x,y) ** h(x,y,z_0) \end{aligned}$$

여기서 델타 함수  $\delta(x,y)$ 은  $(0,0,z_0)$ 인  $z = z_0$ 에 있는 결함을 나타낸다. 위의 컨볼루션(\*\*)은  $z = z_0$  평면에서의 2차원 컨볼루션이고, 모든  $x-y$  평면에 이러한 컨볼루션이 존재한다. 따라서,  $h(x,y,z)$ 은 공간에서 연속된 2차원 point spread function(PSF)이다.

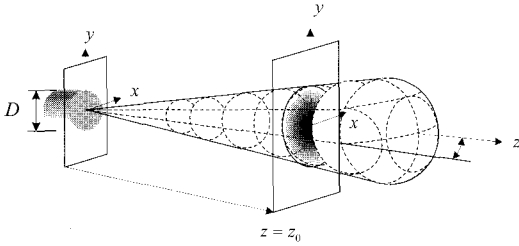


Fig. 2 Diffraction of the ultrasonic beam due to finite aperture. As the probe (circular aperture shown here) scans the  $x$ - $y$  plane, the intensity distribution at  $z = z_0$  is given by  $h(x, y, z_0)$ . The shaded plane above at  $z = z_0$  is an image of what the detector would measure as a function of  $(x, y)$ , where dark implies higher intensity measurement.

만일  $f(x, y, z)$ 가 3차원 구조물의 초음파 에코 신호로부터 얻은 영상을 표현한다고 하면,  $x$ - $y$  평면에서 탐촉자가 3차원 시편을 레스터 스캔할 때 탐촉자에 의해 검출될 초음파 신호의 세기는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$g(x, y, z) = f(x, y, z) ** h(x, y, z) + n(x, y, z) \quad (6)$$

여기서  $h(x, y, z)$ 는 회절 효과에 의해  $z$ 에 위치해 있는 결점에 대한 데이터 획득 시스템의 2차원 PSF이며,  $n(x, y, z)$ 는 측정과정에서의 수신기 노이즈이다.  $h(x, y, z)$ 는 식 (6)이 3차원 컨볼루션이 아니기 때문에 정확한 의미에서 PSF가 아니다. 그러나 앞서 언급했듯이 식 (6)이 고정된  $z$ 에 대한 공식이면,  $h(x, y, z)$ 는 현재의 검사 시스템에 관련하여 2차원 PSF이다.

2.3. 2차원 위너 필터

위너 필터는 측정 데이터인  $g(x, y, z)$ 에서  $\hat{f}(x, y, z)$ 로 표시되는  $f(x, y, z)$ 를 추정할 수 있게 해준다[26]. 추정값  $\hat{f}(x, y, z)$ 는 기대값  $E[|f(x, y, z) - \hat{f}(x, y, z)|^2]$ 인 최소 평균 제곱 오차를 가진다[26]. 실제 필터링 작업은 일반적으로 주파수 영역에서 이루어지는데, 다음과 같이 표현된다[27].

$$\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z) = \frac{H^*(\omega_x, \omega_y, z)}{|H(\omega_x, \omega_y, z)|^2 + S_m(\omega_x, \omega_y, z)/S_f(\omega_x, \omega_y, z)} G(\omega_x, \omega_y, z) \quad (7)$$

여기서  $\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)$ ,  $H(\omega_x, \omega_y, z)$ ,  $G(\omega_x, \omega_y, z)$ 는 각각  $\hat{f}$ ,  $h$ ,  $g(x, y, z)$ 의 2차원 푸리에 변환이다.

$S_{ff}(\omega_x, \omega_y, z)$ 와  $S_{mm}(\omega_x, \omega_y, z)$ 는 각각  $f(x, y, z)$ 와  $n(x, y, z)$ 의 2차원 파워 스펙트럼[26] 이고 \*은 복소 공액을 나타낸다. 2차원 PSF  $H(\omega_x, \omega_y, z)$ 와 측정값  $G(\omega_x, \omega_y, z)$ 을 바탕으로,  $\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)$ 이 결정된다.

수신기 노이즈는 측정 위치 간에 서로 연관성이 없으므로, 화이트 노이즈(white noise)[26]로 모델링 하여, 노이즈 전력 밀도 함수를  $S_m(\omega_x, \omega_y, z) = K$  [26]와 같이 상수로 가정한다. 전력 밀도 함수  $S_f(\omega_x, \omega_y, z)$ 에 대해서는 이용할 수 있는 정보가 없기 때문에 푸리에 변환의 제곱으로써 2차원 파워 스펙트럼을 평가하는 periodogram[28,29]방법을 이용한다. 즉,

$$\hat{S}_f(\omega_x, \omega_y, z) \approx |\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)|^2 \quad (8)$$

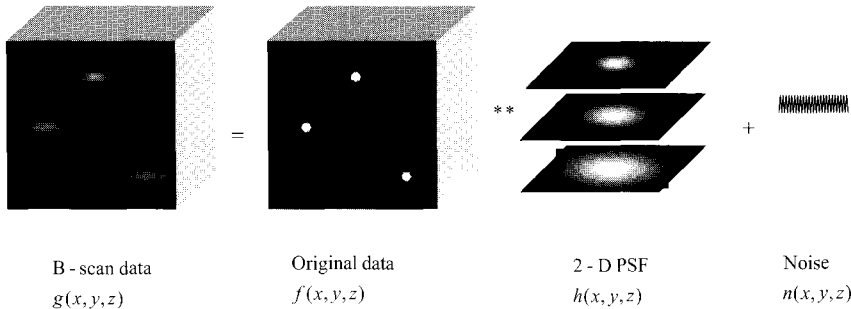


Fig. 3 Graphical illustration of the measurement equation,  $g(x, y, z) = f(x, y, z) ** h(x, y, z) + n(x, y, z)$ . Notice that the convolution is in two-dimension in the  $x$ - $y$  plane orthogonal to the  $z$ -axis along which the beam propagates.

따라서, 제안하는 위너 필터는 다음과 같이  $\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)$  를 매번 갱신하는 반복연산으로 수행한다.

$$\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)^{(k+1)} = A^{(k)} \frac{H^*(\omega_x, \omega_y, z)}{|H(\omega_x, \omega_y, z)|^2 + K/|\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)^{(k)}|^2} G(\omega_x, \omega_y, z) \quad (9)$$

단

$$A^{(k)} = \left\| \frac{|H(\omega_x, \omega_y, z)|^2 + K/|\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)^{(k)}|^2}{H^*(\omega_x, \omega_y, z)} \right\|_2 \quad (10)$$

여기서  $K$  는 앞서 언급했듯이  $S_m(\omega_x, \omega_y, z) = K$  인 노이즈 전력 밀도 함수이고,  $A^{(k)}$  는 모든 반복 실행의 계인을 1로 만드는 방법으로, 해를 안정하게 만들기 위해 매번 반복 때마다 적용되는 계인 항목이다.  $\|\cdot\|_2$  는 일반적인  $L_2$  norm [30]을 나타낸다. 식 (9)와 식 (10)이 바로 제안하는 반복연산을 통한 2차원 위너 필터이다.

첫 단계에서는  $\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)^{(0)}$  값을 알 수 없기 때문에,  $\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)^{(0)}$  를 적당한 상수로 놓았다. 계수  $K$  는 기본적으로 원하는 흐려짐 제거의 양을 조절할 수 있는데,  $K$  가 증가함에 따라 필터의 흐려짐 방지 효과는 줄어든다. 반면에,  $K$  를 작게 만들면 노이즈 효과는 증가하고, 그 결과 재구성된 영상  $\hat{f}(x, y, z)$  는 spike를 포함하게 된다. 현재,  $K$  는 수작업에 의해 정해지고 있으며,  $K$  의 자동적 선택에 대해서는 연구 중이다. 반복연산이 수렴되면 (residual  $\|\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)^{(k+1)} - \hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)^{(k)}\|_2$  의 값에 의해서)  $\hat{F}(\omega_x, \omega_y, z)^{(k)}$  의 2차원 역 푸리에 변환을 모든  $z$  에 대해서 취한 결과가 바로 추정값인  $\hat{f}(x, y, z)$  이다.

### 3. 3차원 시각화를 위한 데이터 처리

#### 3.1. 위너 필터의 효과

제안하는 위너 필터는 임의로 생성한 데이터를 이용하여 평가하였다. 이 데이터는 3개의 원통형 결함을 가진 3차원 원본데이터  $f(x, y, z)$  를 컴퓨터 상에서 생성하였다. 원본 데이터  $f(x, y, z)$  에 회절현상으로 인한 흐려짐 현상을 나타내기 위해 모든  $z$  에 대

하여 2차원 PSD  $h(x, y, z)$  를 식 (5)와 같이 적용하였고, 측정 과정에서 수신기 노이즈를 표현하기 위해 피크신호대잡음비(peak-signal-to-noise-ratio)가 -40dBs인 백색 잡음을 더해주었다. 이러한 과정과 식 (6)을 이용하여  $g(x, y, z)$  를 생성하였으며, Fig. 4의 윗부분은 데이터 생성과정을 보여주고 있다.

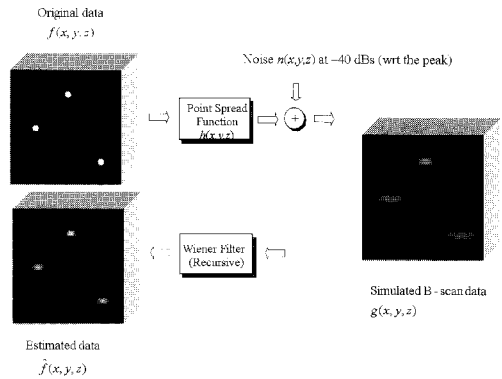


Fig. 4 Graphical illustration of the computer simulation to check the validity of the proposed Wiener filter

생성된 펄스에코 데이터를 식 (9)와 (10)의 위너 필터로 처리하였다. 필터링된 추정값  $\hat{f}(x, y, z)$  은 위너 필터가 예상한 대로 작동하였다는 것을 보여주고 있다. Fig. 4에서, 원본 데이터  $f(x, y, z)$  와 추정 데이터  $\hat{f}(x, y, z)$  가 약간의 차이를 보이는데, 이는 바로 노이즈의 영향 때문이다. 노이즈를 첨가하지 않을 경우,  $f(x, y, z)$  와  $\hat{f}(x, y, z)$  는 동일하게 나타나게 된다.

다음은 표준시편 SG-03(ASME section V, article IV를 기준으로 제작된 영광원자력발전소 calibration block) 에서 얻은 펄스에코데이터를 이용하여 위너 필터의 효과를 평가하였다. Fig. 5는 시편의 형상을 보여준다. Fig. 6은 펄스에코 데이터를 획득하는데 사용한 Amdata의 I/UX 시스템이다. Fig. 6 (a)는 Amdata의 스캐너와 시편 SG-03의 모습이고, Fig. 6(b)는 Amdata 데이터 획득 장치이다. 초음파 변환기는 2.25MHz의 중심 주파수(center frequency)를 가진 사각형 탐촉자( $D_x = D_y = 0.5$  in)를 사용하였고, 펄스에코 데이터는 픽셀간격을 0.47 mm, 레스터스캔의 간격을 6.35 mm으로 획득하였다.

Fig. 7은 SG-03 3차원 시편에서 획득한 데이터를 위너 필터로 처리한 결과를 보여 주고 있다. Fig. 7

(a)와 (b)는 3차원 데이터 내의 한 단면인데, (a)는 초음파 빔 회절 현상에 의해 수평방향으로의 흐려짐(blurring) 현상을 보여 주고있고, (b)는 위너 필터로 처리한 후, 흐려짐 현상이 완화된 것을 보여 주고있다. 특히, Fig. 7(b)에서는 3개의 원형 결점이 뚜렷하게 나타나는 것을 볼 수 있다.

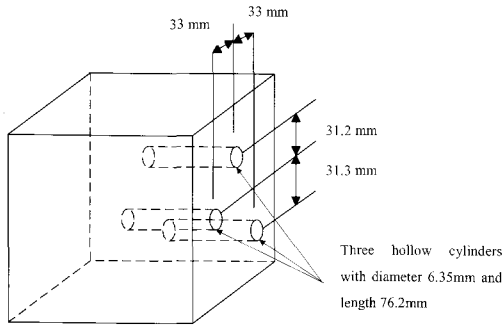


Fig. 5 The standard specimen SG-03(ASME section V. article IV) with its exact dimensions

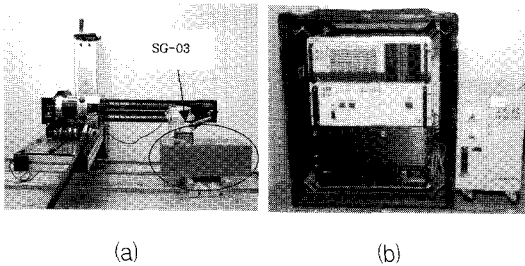


Fig. 6 Amdata I/UX systems (a) 2-D scanner and (b) data acquisition system

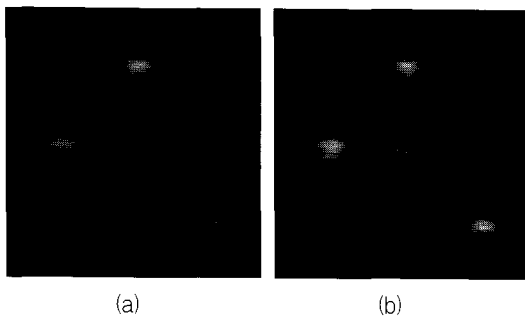


Fig. 7 Pulse-echo data (B-scan) from the standard specimen SG-03. (a) received pulse echo data in B-scan format. (b) Wiener filtered (deblurred) pulse echo data in B-scan format. Notice the deblurring in (b) compared to (a).

### 3.2. 보간법과 MIP을 이용한 3차원 시각화

대부분의 3차원 렌더링 기법은 등방성 voxel을 필요로 한다. 그러나 펄스Echo 데이터 샘플링 시간과 레스터스캔(raster scan)의 간격이 일반적으로 다르기 때문에 위너 필터링된 데이터를  $x$ 축으로 보간하여 등방성 voxel로 만들어 주어야 한다. 획득된 데이터는 단면내의 픽셀(pixel) 간격과 단면간의 간격이 다르기 때문에, 다음과 같은 선형 보간법을 사용하였다.

$$\hat{f}_{INT}(x, y, z) = \left(1 - \frac{x - x_k}{x_{k+1} - x_k}\right) \hat{f}(x_k, y, z) + \frac{x - x_k}{x_{k+1} - x_k} \hat{f}(x_{k+1}, y, z)$$

$$x_k \leq x \leq x_{k+1}$$
(11)

위에서  $x_k$  는  $k$ 번째 단면(B-scan 영상 데이터)의 위치를 나타낸다. 생성되는  $\hat{f}_{INT}(x, y, z)$  는 등방성의 voxel데이터가 되고, 이렇게 생성된 데이터는 SR(surface rendering), VR(volume rendering), MIP(maximum intensity projection)과 같은 3차원 시각화 방법에 사용될 수 있다. 이중, MIP(최대세기 투영)은 다양한 의료의 시각화에 널리 적용되고 있다. 최대값 연산은 이 연산의 비선형성 때문에 최대세기투영은 힐버트 공간(Hilbert Space)[30] 측면에서는 투영이 아니다. 그러나, 레이 캐스팅(ray casting)과 같은 레이를 "투영"한다는 측면에서, MIP 과정을 투영이라고 한다. MIP 과정은 다음과 같이 간단하게 표현된다.

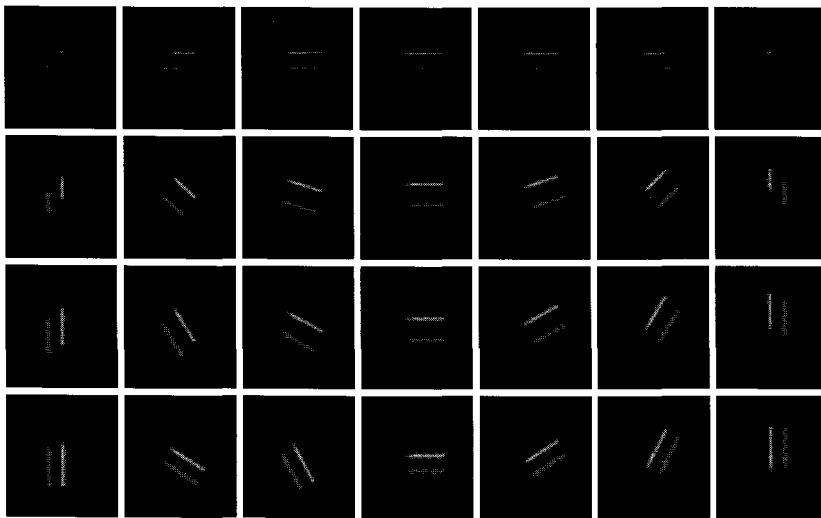
$$f_{\theta\phi}(X, Y) = \max_Z \left\{ \hat{f}_{INT}(R(x, y, z)) \right\}$$
(12)

여기서  $R(x, y, z)$ 은 원래 좌표계  $(x, y, z)$ 에서  $x$  축( $x$ - $y$  평면 상)을  $\theta$  만큼,  $z$ 축을  $\phi$ 만큼 회전하여 새로운 좌표계  $(X, Y, Z)$ 로 변환한 결과이다. 여기서, 투영의 방향은 최대 세기값이 선택되는  $Z$ 축이 된다. 식 (12)는 단지 MIP과정의 표현이고, 실제 실행에서는 시간이 소비되는 3차원 구조 데이터는 회전을 하지 않는다. 레이 캐스팅의 방향은 두 각도  $\theta, \phi$ 의 cosine 값의 방향을 따르는 각각의 투영으로 간단하게 갱신된다. 그리고, MIP기술의 효과는 MIP 자체의 통계적인 특성[31,32]으로 인해 잡음대대비율(contrast-to-noise-ratio)[33]의 개선 능력을 가진 3차원 의료영상의 시각화 (특히 혈관 조영법의 적용

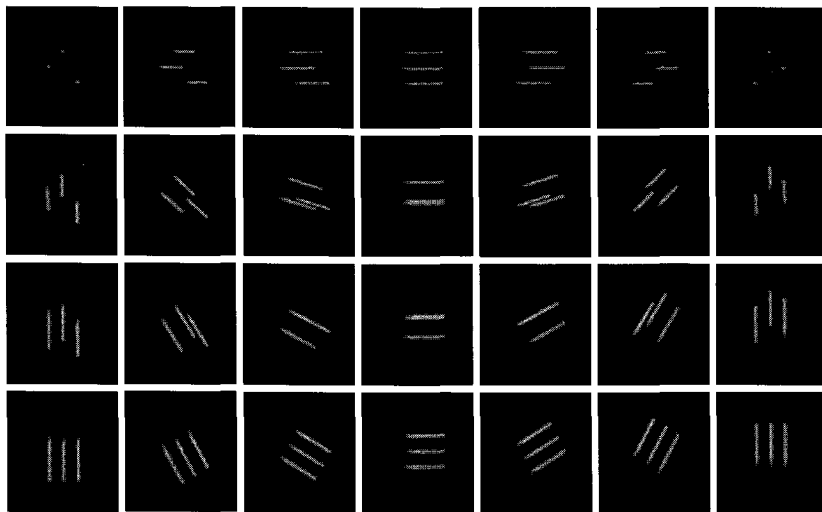
[34])에서 널리 사용되고 있다.

각각의 단자 위치에서 획득한 펄스에코데이터를 3차원 버퍼에 저장시킨 후, 위너 필터와 선형 보간법을 적용하여 등방성 voxel을 생성하였다. 생성된 3차원 데이터를 식(12)의 MIP방법으로 처리하였다. Fig. 8은  $\theta$ 와  $\phi$ 를 변화시키면서 MIP한 결과이다. Fig. 8(a)는 위너 필터링 과정 없이 MIP한 결과인

데, 회절현상으로 인한  $x-y$  평면상의 흐려짐 현상을 확인할 수 있고, 탐촉자( $z = 0$ )와 원통형의 결함 사이의 거리가 증가함에 따라 흐려짐 현상이 커지는 것도 관찰할 수 있다. Fig. 8(b)는 위너 필터링 과정을 거친 후 MIP한 결과이다. 여기에서는 회절로 인한 흐려짐 현상이 완화되어 원통형의 결함이 뚜렷하게 나타남을 확인할 수 있다.



(a)



(b)

Fig. 8 Thumbnails of images generated by the MIP algorithm using the pulse-echo data from the standard specimen SG-03 (a) without and (b) with the proposed Wiener filter (Wiener beam sharpening). Notice the different amount of blurring in (a) that varies as a function of distance from the probe to the flaws (cylinders). The MIP images with Wiener filtering in (b) show three identical flaws (cylinders) indicating the success of the recursive Wiener filter.



Fig. 9에서는 위와 같이 주요 각도( $\theta$ 와  $\phi$ )에서 생성한 MIP 영상을 회전, 팬(pan), 줌(zoom) 등의 기능을 제공하는 3차원 시각화 프로그램을 보여 주고 있다. 오른쪽에 회전, 팬, 줌 기능의 버튼이 나열되어 있고, 이 버튼 중 하나를 선택하면 사용자는 마우스를 이용하여 시각(viewpoint)을 변경하거나(rotation), 물체의 이동(pan), 물체의 확대(zoom) 등이 가능하게 된다. 이 소프트웨어는 ActiveX를 사용한 Visual C++의 Microsoft Foundation Class(MFC)[35]를 이용하여 PC에서 개발 완료되었다.

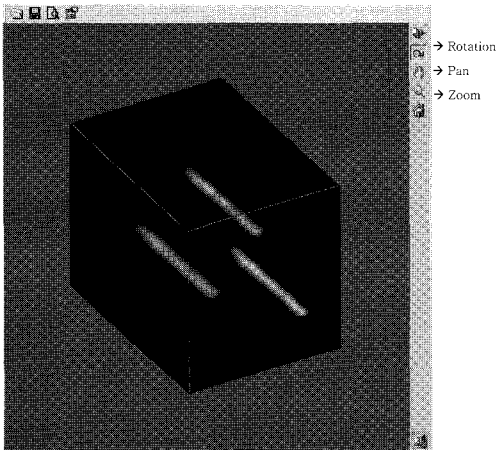


Fig. 9 Our implementation of the 3-D viewing software for visualization and manipulation of the 3-D structure in 3-D. On the right, various buttons can be selected such as rotation, pan and zoom. Upon selection of one of the buttons, the user, via the mouse can change the view angle (rotation), displace the object along the viewing plane (pan) or to zoom into the object for a detailed observation.

#### 4. 결과 및 토의

본 논문에서는 펄스에코 초음파 데이터를 이용한 3차원 구조물의 시각화 방법을 제안하였고, 제안하는 3차원 초음파 영상시스템을 3개의 원통형 결합을 가진 실제 3차원 구조물을 사용하여 평가하였다. 3D 영상의 공간 해상도를 향상시키기 위해, 초음파 빔의 회절로 인한 흐려짐 현상을 줄여주는 2차원 위너 필터와 의료분야에서 널리 사용되는 최대세기

투영(MIP)법을 제안하였다. MIP은 다양한 시각에서 수행되는데, MIP을 통하여 얻어진 영상을 3차원 영상 조작이 가능한 3차원 시각화 프로그램으로 관찰할 경우, 회전, 팬, 줌과 같은 기능이 가능해진다. 이를 위하여 Fig. 9의 3차원 시각화 프로그램을 ActiveX를 기반으로 설계 및 제작하였다. 따라서, 제작된 프로그램은 인터넷 익스플로러 등의 웹 브라우저를 통하여 인터넷 상에서의 사용이 가능하다.

본 연구에서는 근거리 및 원거리 모델링을 모두 프라운호퍼의 원거리 회절공식을 적용하여 우수한 위너 필터 효과를 얻을 수 있었다.

현재 멀티센서(multi-sensor) 데이터(예를 들어, 다양한 입사각으로 획득된 펄스에코 데이터)의 퓨전(fusion)을 통한 3차원 시각화에 대한 연구를 진행하고 있다. 이러한 연구를 통해서 (1) 다른 결합에 가려서 판별이 불가능한 결합들을 검출하고 (2)  $N$ 개의 센서로부터 획득한 데이터를 이용하여 신호 대잡음비(signal-to-noise-ratio)를  $\sqrt{N}$  배 만큼 증가하여[26], 작은 결합의 검출이 용이할 것으로 사료된다.

#### 감사의 글

본 연구는 세안기술(주)에서 지원하는 연구비로 진행되었습니다. 본 논문의 심사과정에서 중요한 부분을 지적하신 심사위원님들께 감사드립니다

#### 참고문헌

- [1] L. W. Schmerr Jr., *Fundamentals of Ultrasonic Nondestructive Evaluation*, Plenum Press, New York, pp. 6-12, (1998)
- [2] Z.-H. Cho, J. P. Jones, and M. Singh, *Foundations of Medical Imaging*, John Wiley & Sons, New York, (1993)
- [3] A. Macovski, *Medical Imaging Systems*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, (1983)
- [4] M. Born and E. Wolf, *Principles of Optics*. New York: Pergamon, pp. 121-122, (1965)
- [5] T. Gomm and J. Mauseth, "State of the technology: ultrasonic tomography", *Materials Evaluation*, Vol. 57, No. 7, pp. 747-752, (1999)
- [6] M. P. Schuller and R. H. Atkinson, "Evaluation of concrete using acoustic

- tomography", *Quantitative Nondestructive Evaluation*, (D. O. Thompson and D. E. Chimenti, Eds.), Vol. 14, Plenum Press, New York, pp. 2215-2222, (1995)
- [7] J. F. Greenleaf, S. A. Johnson, W. F. Warroya, and F. A. Duck, "Algebraic reconstruction of spatial distributions of acoustic velocities in tissue from their time-of-flight profiles", *Acoustical Holography*, Vol. 6, Plenum Press, New York, pp. 71-90, (1975)
- [8] G. H. Glover and J. C. Sharp, "Reconstruction of ultrasound propagation speed distribution in soft tissue: time-of-flight tomography", *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonic*, Vol. 24, pp. 229-234, (1977)
- [9] P. L. Carson, T. V. Oughton, and W. R. Hendee, "Ultrasound transaxial tomography by reconstruction", *Ultrasound in Medicine*, Vol. 2, (D. N. White and R. W. Barns, Eds.) Plenum Press, New York, pp. 391-400, (1976)
- [10] F. Denis, O. Basset, and G. Gimenez, "Ultrasonic transmission tomography in refracting media: reduction of refraction artifacts by curved-ray techniques", *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 14, No. 1, pp. 173-188, (1995)
- [11] R. Roth, "Ray casting for solid modeling", *Comput. Graph. Image Proc.*, Vol. 18, pp. 109-144, (1982)
- [12] S. Kaczmarz, "Angenaherte auflosung von systemen linearer gleichungen", *Bull. Acad. Polon. Sci. Lett. A*, pp. 355-357, (1937)
- [13] G. T. Herman, *Image Reconstruction from Projections*. Academic Press, New York, (1980)
- [14] P. Wells, "Current status and future technical advances of ultrasonic imaging", *IEEE Engr. in Med. and Biol.*, Vol. 19, No. 5, pp. 14-20, (2000)
- [15] R. A. Robb, *Three-Dimensional Biomedical Imaging*, VCH Publisher Inc., New York, pp. 132-154, (1995)
- [16] M. Krause, F. Mielentz, B. Milman, W. Muller, V. Schmitz and H. Wiggenhauser, "Ultrasonic imaging of concrete members using an array system", *NDT & E International*, Vol. 34, pp. 403-408, (2001)
- [17] M. Akhnak, O. Martinez, L. Ullate, and F. de Espinosa, "64 Elements two-dimensional piezoelectric array for 3D imaging", *Ultrasonics*, Vol. 40, pp. 139-143, (2002)
- [18] J. Jeremy, U. Demirci, "Medical imaging using capacitive micromachined ultrasonic transducer arrays", *Ultrasonics*, Vol. 40, pp. 471-476, (2002)
- [19] R. Kazys and L. Svilainis, "Analysis of adaptive imaging algorithms for ultrasonic non-destructive testing", *Ultrasonics*, Vol. 33, No. 1, pp. 19-30, (1995)
- [20] L. Capineri, L. Masotti, S. Rocchi, F. andreuccetti, M. Cerofolini and A. Tondini, "Nearly real-time visualization of arbitrary two-dimensional sections from three-dimensional acquisition", *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 22, No. 3, pp. 319-328, (1996)
- [21] R. Prager, A. Gee, G. Treece, and L. Berman, "Freehand 3D ultrasound without voxels: volume measurement and visualization using the Stradx system", *Ultrasonics*, Vol. 40, pp. 109-115, (2002)
- [22] F. Lefebvre, N. Graillat, E. Cherin, G. Berger and A. Saied, "Automatic three-dimensional reconstruction and characterization of articular cartilage from high-resolution ultrasound acquisitions", *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 24, No. 9, pp. 1369-1381, (1998)
- [23] S. Tong, D. B. Downey, H. Cardinal and A. Fenster, "A Three-dimensional ultrasound prostate imaging system", *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 22, No. 6, pp. 735-746, (1996)
- [24] A. Salustri and J. Roelandt, "Ultrasonic three-dimensional reconstruction of the heart", *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 21, No. 3, pp. 281-293, (1995)
- [25] J. W. Goodman, *Introduction to Fourier Optics*. McGraw-Hill, New York, (1968)
- [26] A. Papoulis and S. Pillai, *Probability, Random Variables and Stochastic Processes*,

- 4th ed. McGraw Hill, Boston, (2002)
- [27] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, *Digital Image Processing*, 2nd ed. Prentice-Hall, New Jersey, pp. 262-266, (2002)
- [28] B. Porat, *A Course in Digital Signal Processing*, John Wiley & Sons, New York, (1997)
- [29] L. Rabiner and B. Gold, *Theory and Application of Digital Signal Processing*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, (1975)
- [30] E. Kreyszig, *Introductory Functional Analysis with Applications*. John Wiley & Sons, New York, (1989)
- [31] S. Schreiner and B. M. Dawant, "The importance of ray pathlengths when measuring objects in maximum intensity projection images," *IEEE Trans. Med. Imag.*, Vol. 15, No. 4, pp. 568-579, (1996)
- [32] S. M. Song and J. Kwon, "Interpolation of CT slices for 3-D visualization by maximum intensity projections", *Lecture Notes in Computer Science (Advances in Multimedia Information Processing)*, Vol. 2532, (Tsinchu, Taiwan), pp. 1065-1072, (2002)
- [33] D. G. Brown and S. J. Riederer, "Contrast-to noise ratios in maximum intensity projection images," *Magnetic Res. Med.*, Vol. 23, pp. 130-137, (1992)
- [34] Y. Sun and D. L. Parker, "Performance analysis of maximum intensity projection algorithm for display of MRA Images," *IEEE Trans. Med. Img.*, Vol. 18, No. 12, pp. 1154-1169, (1999)
- [35] J. Prosiise, *Programmng Windows with MFC*, 2nd ed. Microsoft Press, Redmond, (1999)