

비파괴 초음파 검사법의 의학적 활용: 초음파 C 스캔 영상을 이용한 미세 골절의 진단

Medical Application of the Nondestructive Ultrasonic Tests: Diagnosis of Micro Bone Fractures using Ultrasonic C Scan Images

최민주*[†]
 Min Joo Choi*[†]

초 록 비전리 방사선을 이용하는 초음파 탐상법은 안전하며 사용이 간편하기 때문에 비파괴검사에서 매우 선호되고 있는 방법이다. 의학적으로 초음파 탐상법은 동일한 원리를 이용하여 인체의 결합 즉 질병의 진단을 위해 유용한 수단으로 활용되고 있다. 본 논문에서는 초음파 탐상법에 기반한 의료용 초음파 진단의 원리에 대해 개관하고, 그동안 임상적으로 별로 주목받지 못한 초음파 C 스캔 영상을 이용한 치밀골의 미세 골절 진단 가능성을 실험적으로 평가하였다. 실험에서는 돼지 대퇴골에 3점 굽힘 힘 (2 - 4 kN)을 1 mm/min 속도로 가해 미세 골절을 유발하였다. 골절의 정도를 변화하면서 골절에 대한 엑스선 영상과 25 MHz 집속형 초음파 변환기를 이용하여 C 스캔 영상을 취득하였다. 실험 결과 초음파 C 스캔 영상은 기존의 골절 진단법인 엑스선 영상에서는 진단이 어려운 미세한 골절까지 감지할 수 있음을 확인하였다.

주요용어: 초음파 탐상법, 초음파 C 스캔 영상, 미세 골절, 진단

Abstract Ultrasonic tests employing non-ionizing radiation are preferred in nondestructive examinations since they are safe and simple in use. The same principles of the techniques have been taken as valuable tools in medical area for the diagnoses of diseases, in other words, defects of the human body. The paper overviews the principles of the medical diagnosis based on nondestructive ultrasonic tests, and then evaluates experimentally the clinical potential of C scan images not popular in medicine, for detecting the micro fractures of the cortical bone. In the experiment the micro bone fractures were created on the femurs of porks by loading three point bending forces (2 - 4 kN) with the speed of 1 mm/min. As the extent of the fracture was altered, not only X ray images but also ultrasonic C scan images using a focused ultrasonic probe resonated at 25 MHz were obtained. The results showed that ultrasonic C scan images were capable of detecting the micro bone fractures which were not possible to identify by conventional X ray images.

Keywords: ultrasonic tests, ultrasonic C scan image, micro bone fracture, diagnosis

1. 머리말

비파괴 검사는 피 검사체에 상처를 주지 않으며, 비 침

습적으로 피 검사체의 내부의 결합 또는 물리적인 상태를 평가하는 방법이다. 의학적으로, 비파괴검사와 동일한 원리를 이용하면, 인체 내의 결합 즉 질병을 비 침습적으

로 진단할 수 있다. 초음파를 이용한 비파괴 검사는 비전리 방사선을 사용하기 때문에 안전하며 또한 취급이 간편하여 실용적으로 매우 선호되고 있는 방법이다. 특히 초음파 탐상법은 엑스선을 이용한 방법보다 다양한 형태의 물리적인 측정 변수를 사용하여 검사가 가능하기 때문에 그 활용 범위가 매우 넓다[1].

초음파 탐상법은 주로 펄스 에코 방식 (pulse echo method)을 이용한다[2,3]. 최근 들어 관심이 증가하는 초음파 단층 영상 (ultrasonic computerized tomography: UCT) 및 음향 방출 (acoustic emission: AE)에 기반한 검사법은 초음파 탐상법의 정확도를 개선하고 활용 범위를 넓히는 데 크게 기여하고 있다[4,5]. 초음파 비파괴 탐상법은 임상적으로 질병의 진단을 위해 사용 가능한 기술이며 실제로 환자를 진찰하는 과정에서 필수 불가결한 검사법으로 자리잡고 있다[1,2]. 본 논문에서는 비파괴 초음파 탐상법에 기반한 의료용 초음파 영상의 기본 원리를 개관하고 생체 조직에 대한 영상의 예를 제시하고자 한다. 특히 그동안 의학적으로 주목을 받지 못하던 초음파 C 스캔을 이용한 미세 골절 진단 가능성에 대한 실험적인 결과를 제시하고 의학적 유용성에 대해 살펴보고자 한다.

2. 초음파 탐상법

비파괴 검사를 위한 초음파 탐상법은 형태 (type), 기술 (technique), 형식 (mode), 도시 (display) 방법에 따라 Table 1과 같이 분류할 수 있다.

능동형 초음파 탐상법: 능동형 (active type) 초음파 탐상법은 기술적으로 펄스 에코법 (pulse echo method), 펄스 투과법 (pulse transmitted method), 도플러 방법

(Doppler method)으로 구분할 수 있다. pulse echo method은 초음파 탐상법에 가장 많이 사용되는 형태로 초음파를 대상 물체에 조사한 후 반사된 신호 측정하는 방법이다. 측정 결과를 표시하는 방법에 따라 A, B, C, M mode로 나뉜다[2]. A 모드는 반사 신호를 그대로 보여주는 echo signal과 반사파 신호의 주파수 특성을 보여주는 스펙트로그램 (spectrogram) 형태로 출력한다. B mode는 스케닝한 다수의 A mode 신호의 크기를 휘도로 표현하여 깊이 방향의 2차원 단면 영상을 제공한다. C mode는 일정 깊이를 가지는 단면에서 반사된 초음파 신호의 크기를 휘도로 표현하여 2차원 영상을 형성한다. M mode는 A mode 신호의 크기를 시간 축에 따라 도시하는 것으로 비파괴 검사에서는 거의 사용되지 않는 방법이다. pulse transmitted method는 송신용과 수신용 한 쌍의 초음파 탐촉자가 필요하다. 이 경우 물체를 통한 초음파 전파 특성을 측정하고 측정된 결과로부터 시편의 물리적인 상태의 변화를 추정한다. 부채꼴 빔 (fan beam) 또는 평행 빔 (parallel beam) 형태로 다수의 pulse transmitted 측정을 통하여 측정된 초음파 전파 변수에 대한 단층 영상을 구현할 수 있다. Doppler method에서 신호를 얻는 방법은 pulse echo method와 동일하다. 그러나 Doppler method는 움직이는 물체에서 반사되는 echo signal로부터 천이 주파수 (즉, Doppler frequency)를 검출하고, 이 값으로부터 물체의 움직임 (예를 들어, 도관 내부의 유체의 유동)에 대한 정보를 비파괴적으로 제공한다[1]. 의학적으로 혈류 속도 또는 혈액의 유동을 영상화하기 위해 사용한다[1,2]. 도플러 검사법은 높은 의학적인 활용도에 비해 비파괴 검사에서는 수요가 상대적으로 많지 않다.

수동형 초음파 탐상법: 수동형 (passive type) 비파괴 초음파 검사 방식은 물체 내의 결함 부위에서 발생한 음

Table 1 Classification for the nondestructive ultrasonic test

type	technique	mode	display
active	pulse echo	A (amplitude)	echo signal, spectrogram
		B (brightness)	B scan image
		C (constant depth)	C scan image
		M (motion)	A mode amplitude vs time
	pulse transmitted	fan beam	tomographic image
		parallel beam	propagation parameters
	Doppler	continuous wave	spectral
pulsed wave		spectral, color, power	
passive	acoustic emission	A (amplitude)	echo signal, spectrogram

향 방출 (acoustic emission, AE)을 수신하여 수신된 신호를 분석하여 내부의 결함을 검출하는 방법이다. AE는 물체 내의 소성 변형 또는 균열이 발생하고 성장하며 변형하는 과정에서 축적된 역학적 에너지가 풀리면서 물체 내에서 발생된 탄성파이다[5]. AE 발생 위치는 각 수신 초음파 탐촉자에 도착하는 음파의 위상 차를 분석하면 추정할 수 있다. AE 방법은 터빈 등의 회전기나 베어링 등의 운전시 이상에 대한 검출, 지진의 진원지 검출, 재료의 소성 변형이나 파괴의 진행 상태 등을 검사하는 데 활용이 가능하다.

본 논문에서는 초음파 비파괴 검사의 주류를 이루는 pulse echo method에 대한 의료용 초음파 영상의 취득 원리 및 활용 예를 소개하고자 한다. 특히 그동안 의학적으로 주목을 받지 못한 C 스캔 영상을 이용한 미세 골절 진단 가능성을 실험적으로 확인하였다.

3. Pulse Echo 방법을 이용한 초음파 진단

3.1. Pulse Echo 발생 이론

물체 (생체 조직)에 입사된 초음파는 결함 (음향 임피던스 다른 경계 면)을 만나면 반사 (echo)되어 되돌아오게 된다[1,6]. 경계 면에서 초음파의 반사는 매질의 특성 음향 임피던스($z = \rho c$, $\rho = \text{density}$, $c = \text{speed of sound}$)가 다른 조직 1과 2의 경계면에 입사되는 초음파의 크기가 P_i 라고 할 때 (Fig. 1 참조), 반사되는 초음파의 크기 P_r 은 아래의 식으로 계산할 수 있다 [7].

$$\frac{P_r}{P_i} = \frac{z_2 \cos \theta_i - z_1 \cos \theta_t}{z_2 \cos \theta_i + z_1 \cos \theta_t} \dots\dots\dots (1)$$

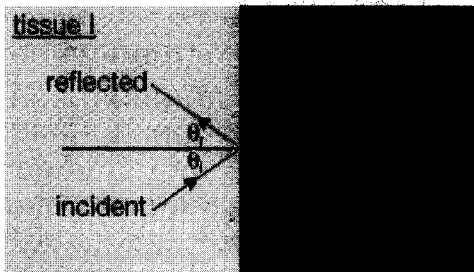


Fig. 1 Reflection and transmission of ultrasonic waves at the boundary between the medium I and II

여기서 $z_1 = \rho_1 c_1$, $z_2 = \rho_2 c_2$, θ_i 는 입사각, θ_t 는 투과 각을 의미한다. 생체 조직의 경계면에 초음파가 수직으로 입사될 경우 ($\theta_i = \theta_r = \theta_t = 0^\circ$) 입사 파에 대한 반사파의 크기의 비 (반사 계수)는 Table 2와 같다 [2,3,6,8]. 연 조직과 공기의 경계면에 반사 계수는 -1과 근사한 값을 갖는다. 입사 파는 대부분 반사하며, 반사파의 위상이 180° 바뀔을 의미한다. 따라서 폐와 같은 공기층이 있는 경계에서 초음파는 대부분 반사한다.

Table 2 Typical values of the ultrasonic reflection coefficient for normal incidence

fat - muscle	0.10
fat - kidney	0.08
blood - muscle	0.03
fat - bone	0.69
muscle - bone	0.64
kidney - liver	0.01
liver - muscle	0.02
soft tissue - water	-0.05
soft tissue - air	-0.99

3.2. A 모드의 원리 및 의학적 활용 예

A 모드는 초음파의 전파 시간 또는 전파 거리에 따른 반사파 (echo)의 세기를 일차원적으로 표시하는 방법이다. Fig. 2는 A-모드를 얻는 기본 원리를 보여준다. Fig. 3은 안구 내부에 대한 A모드 신호를 보여준다. 각막 (retina)이 수정체 후면의 공막 (sclera)으로 분리된 경우 초음파 A-모드를 이용하여 효과적으로 진단할 수 있다 [9].

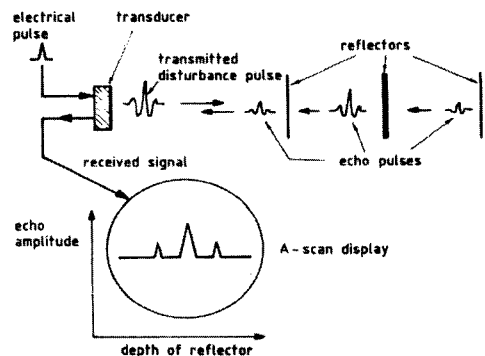


Fig. 2 The principle of the ultrasonic A mode display

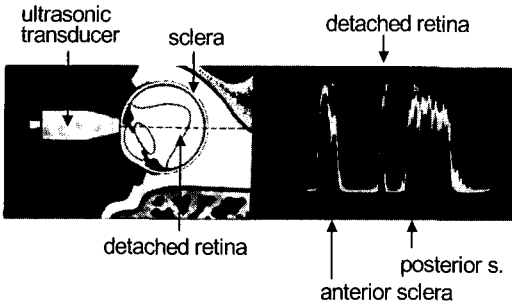


Fig. 3 Ultrasonic A mode signal for the case of the detached retina from the posterior sclera

3.3. B 모드의 원리 및 의학적 활용 예

B 모드에서는 A모드 신호의 세기를 휘도 변조 (brightness modulation)하여 휘점을 도시한다. 초음파 빔을 순차적으로 이동 (scanning)시키면 이 과정을 반복하면 2차원 B 모드 영상을 얻게 된다 (Fig. 4). 초음파 빔을 주사하는 방식은 선형 (linear), 섹터형 (sector), 원형 (circular), 복합형 (compound) 등으로 구분할 수 있다 (Fig. 5). 구동 방식에 따라, 탐촉자를 직선 운동이나 회전시키는 기계적인 방법과, 다수의 미세한 진동자를 배열한 탐촉자의 각 진동자의 진폭이나 위상을 변환하여 초음파 빔의 방향이나 빔 형상을 제어하는 전자적인 방법으로 구분된다. B 모드는 가장 많이 사용되는 초음파 진단법이며 에코그램 (echogram)으로 명명되기도 한다. Fig. 6은 자궁 내부의 태아 (Fig. 6a), 경동맥 (carotid artery) (Fig. 6b), LAD 혈관 내부 (Fig. 6c)의 초음파 B 모드 영상을 각각 보여주고 있다[2].

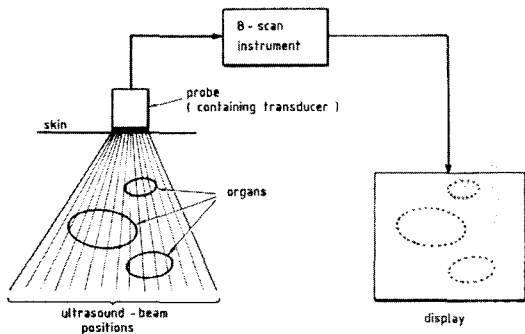


Fig. 4 The principle for constructing ultrasonic B mode images

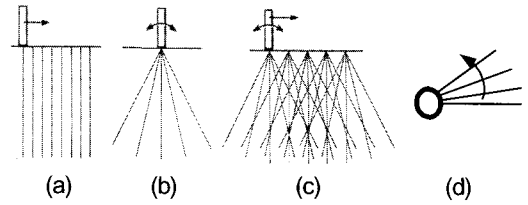
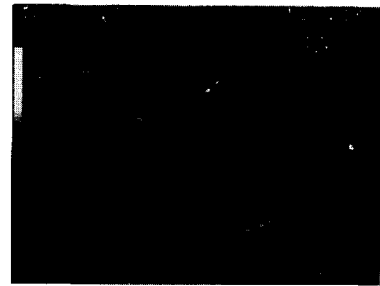
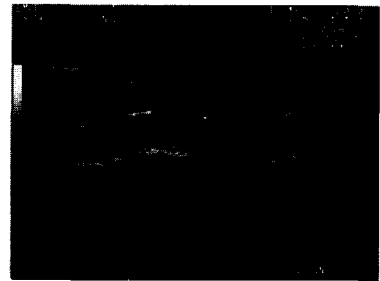


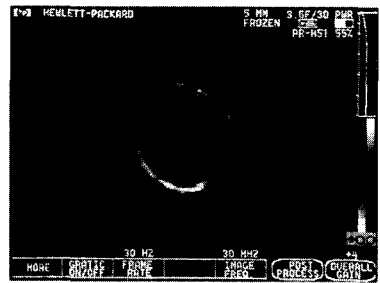
Fig. 5 Scanning patterns for making ultrasonic B mode images. (a) linear, (b) sector, (c) compound, (d) circular



(a)



(b)



(c)

Fig. 6 Various ultrasonic B mode images. (a) Early pregnancy (image courtesy of Medison SA-6000 Digital ultrasound), (b) Carotid artery (image courtesy of Medison SA-6000 Digital ultrasonic Scanner), (c) lumen and walls of an LAD (left anterior descending) artery in an adult heart (obtained using a 30 MHz intravascular scanner)

3.4. C 모드의 원리 및 의학적 활용 예

C 모드는 초음파 빔의 깊이 방향의 내부 영상 제공하는 B 모드와는 달리 C 모드는 탐촉자로부터 일정한 깊이의 단면에 대한 영상을 얻기 위한 것이다 [2]. C 모드는 탐촉자를 인체 표면에서 가로와 세로축 방향의 2차원 평면을 움직이면서 주사하고 일정한 깊이에서 반사된 신호 부분만을 선택하여 그 크기를 휘도로 표시하여 영상화한다 (Fig. 7). 이렇게 하여 얻어진 영상은 일정한 깊이에 대응하는 평면의 영상이 된다. 비파괴 초음파 검사에서 비교적 많이 쓰이는 방식이지만 의료용에서는 거의 사용되지 않고 있다.

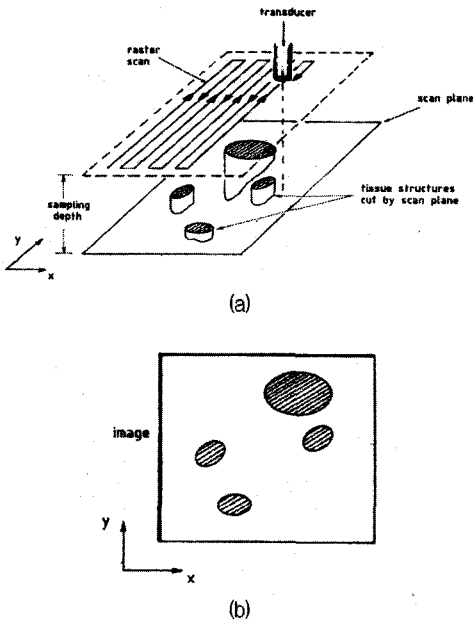


Fig. 7 Principle of the ultrasonic C mode image
(a) C scanning, (b) C mode image

3.5. M 모드의 원리 및 의학적 활용 예

조직 내부에 움직이는 부분이 있을 경우, 탐촉자를 고정하고 얻은 A 모드 신호는 시간에 따라 변한다. 변화하는 A 모드 신호를 휘도 변조하여 시간 축에 도시하면 움직이는 물체의 반사 면의 시간에 따른 궤적이 된다. M 모드는 비파괴 검사에서는 거의 사용되는 예가 없으며, 의학적으로 M mode는 임상적으로 심장 판막의 움직임을 평가하는 데 주로 사용한다. Fig. 8은 심장 판막 승모판(mitral valve)

의 움직임을 M 모드로 도시할 경우 신호의 기본 형태 (Fig. 8a)와 실제로 측정된 영상 (Fig. 8b)을 보여준다[3].

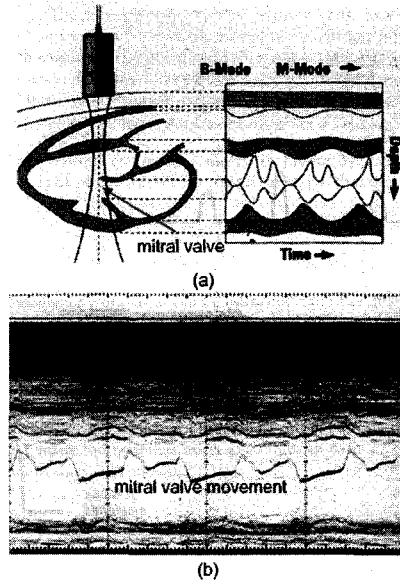


Fig. 8 Ultrasonic M mode display. (a) Ultrasonic M scanning for the motion of the mitral valve of the human heart, (b) A typical M mode image

4. 초음파 C 스캔 영상을 이용한 미세 골절의 진단

4.1. 배경

골의 피로 쇠약은 축적된 미세 손상과 골 재생성의 기능 부전의 결과로 발생할 수 있다. 뼈(골)에서 미세 손상으로 유도된 골의 약화는 뼈의 재생성에 의해 회복될 수 있다 [10]. 나이가 들에 따른 미세 손상의 축적은 골다공성 골절의 위험율을 증가시킨다. 미세 골절로 인한 뼈의 쇠약은 피로 골절을 유발시키는 주요한 원인으로 작용한다[11].

현재 피로 골절 또는 미세 골절을 진단하는 방법은 단순 방사선검사, 자기 공명법, 골 주사법 등이 있다[12,13]. 뼈의 미세 손상을 검사하는 가장 정확한 방법은 염색을 통한 조직 형태학적 검사이나 이는 침습적이고 실용적이지 못하다[14]. 단순 방사선 검사는 실용적이나, 전리 방사선을 사용하기 때문에 안전에 대한 부담이 있으며, 미세한 손상 측정에 한계를 가진다.

본 논문에서는 엑스선 영상의 단점을 극복하는 대안으로 반도체의 미세한 결함 검출을 위해 사용되는 초음파

C 스캔 영상의 활용 가능성을 실험적으로 평가하였다. C 스캔 영상은 비선리 방사선을 사용하기 때문에 안전하며, 사용되는 초음파 설정 조건에 따라 영상의 해상도를 크게 조절할 수 있기 때문에 경우에 따라서 엑스선 영상으로 식별이 어려운 매우 세밀한 미세 균열의 검사까지도 가능하다. 실험에서는 치밀 뼈 (cortical bone) 손상의 정도를 변화하면서, 초음파 C 스캔 영상과 엑스선 영상을 비교하여, 초음파 C 스캔 영상의 미세 골절 진단에 대한 활용 가능성을 평가하였다.

4.2. 실험

골 시편 제작: 실험에서 사용된 뼈로 돼지의 대퇴골을 사용하였다. 대퇴골을 삶아 연부 조직 및 골간 내의 골수를 제거 한 후 골간 부위를 70 mm 크기로 절단하여 시편으로 사용하였다.

골절의 유발: 골 시편에 골절을 유발하기 위해 만능 재료 분석기 (universal material testing machine, Zwick 1445, Germany)를 사용하여 대퇴골 골간에 3점 굽힘 힘 (three point bending force)을 가하였다. Fig. 9는 골 시편에 3점 굽힘 힘을 가하는 방법에 대한 모식도를 보여

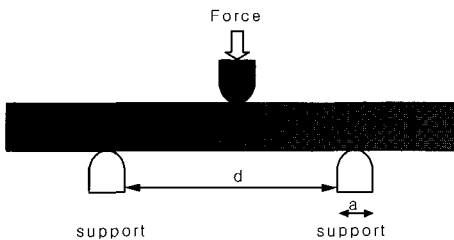


Fig. 9 Test bone (pork femur) fracture induced by the three point bending forces ($d = 50\text{mm}$, $a = 6\text{mm}$, force = 2 - 4 kN with the speed of 1mm/min)

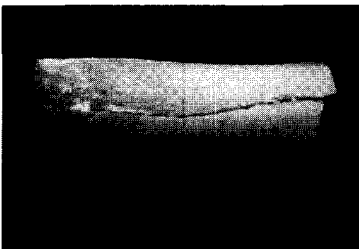


Fig. 10 A pork femur with the significant fractures produced by the three point bending force (4 kN) with the speed of 1mm/min

주고 있다. 뼈와 접촉하는 지지대 및 힘을 가하는 봉의 지름은 6 mm이며, 양 지지대의 간격은 50 mm로 하였다. 뼈에 가하는 힘의 속도는 1 mm/min 설정했다. 상기의 조건하에서 골절이 형성되는 힘의 범위는 2 - 4 kN 정도로 나타났다. Fig. 10은 골절이 발생된 뼈의 외관 사진을 보여 주고 있다. 발생된 골절은 뼈의 장축에 대하여 세로 방향으로 발생하였다.

초음파 C 스캔 영상의 측정: 골절이 유발된 치밀 골 시편에 대한 초음파 C 스캔 영상은 반도체 비파괴 검사용으로 사용되는 Scanning Acoustic Microscopy (AcouLab Ltd., Seoul, Korea)를 사용하여 측정하였다. Fig. 11은 실험에서 사용된 Scanning Acoustic Microscopy의 기본 구성도를 보여 주고 있다. C 스캔 초음파 영상은 주파수는 25MHz이며, 초점 거리 0.45°를 가지는 집속형 초음파 변환기를 사용하였다. 스캐닝 간격은 0.1 mm로 설정하였다. 초음파 C 스캐닝은 엑스선 영상으로 골절의 정도가 분류된 3가지 그룹을 대표하는 3가지 시편 (Fig. 12 a & b, 13 a & b, 14 a & b 참조)에 대해 수행하였다.

골절의 엑스선 영상: 골절이 유발된 골 시편에 대한 엑스선 영상은 엑스선 촬영기 (SFC-31, Dong-A x-Ray Co. Ltd. Seoul, Korea)를 사용하여 ventrodorsal과 internal view에서 촬영하였다. 실험에서는 미세 손상을 유발시킨 10 개의 골 시편에 대한 엑스선 영상으로부터 골절의 정도를 3가지 그룹으로 구분할 수 있었다. Group 1은 골절의 정도가 심한 경우로 시편의 골절 부위에 radiolucent한 선을 관찰할 수 있다. Group 2는 미세 골절로 엑스선 영상에서 매우 희미한 선으로 관찰이 가능한 경우이다. Group 3은 매우 미세한 골절로 엑스선 영상으로 미세 손상을 확인할 수 없었다. 각 그룹에 대한 시편 뼈의 표면 사진은 Fig. 12a, 13a, 14a에서 각각 보여 주고 있으며, 해당하는 엑스선 영상은 Fig. 12b, 13b, 14b에서 도시하고 있다.

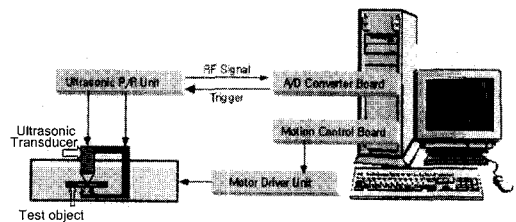


Fig. 11 Basic components of the scanning acoustic microscope used in the present experiment

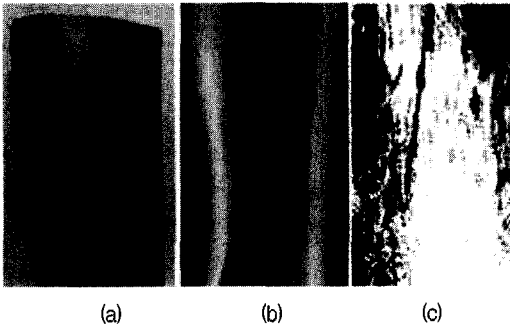


Fig. 12 Apparent fracture line on the cortical bone of the pork femur. (a) optical photograph, (b) X ray image, (c) ultrasonic C scan image

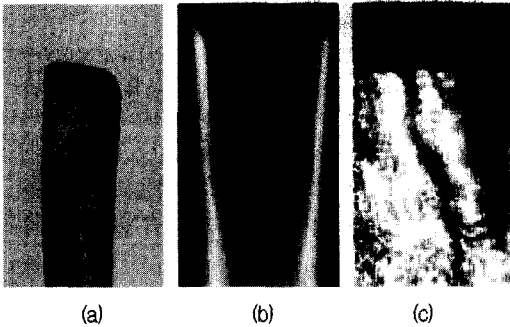


Fig. 13 Micro fracture shown on the cortical bone of the pork femur. (a) optical photograph, (b) X ray image, (c) ultrasonic C scan image

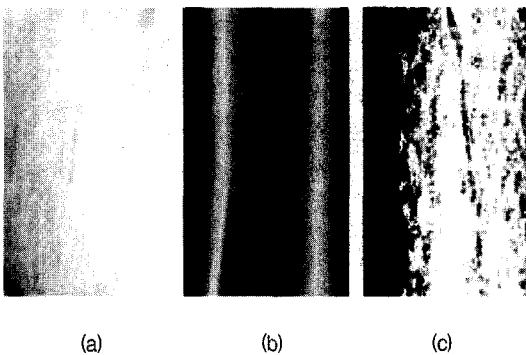


Fig. 14 micro fracture line on the cortical bone of the pork femur. (a) optical photograph, (b) X ray image (not visible), (c) ultrasonic C scan image (visible)

4.3. 실험 결과 및 토의

미세 골절의 초음파 C 스캔 영상: 미세 골절을 내포한 초음파 C 스캔 영상은 Fig. 12c, 13c, 14c에 도시되어 있다. Fig. 12c는 골절이 심한 경우로 육안 (Fig. 12a) 및 엑스선 영상 (Fig.12b)으로 분명하게 식별이 가능한 골절에 대한 초음파 C 스캔 영상이다. 엑스선 영상에서와 마찬가지로 초음파 C 스캔 영상에서도 동일한 위치에서 선명한 골절 선을 확인할 수 있다. Fig. 13c는 숙련자에 의해서 엑스선 영상으로 식별이 가능한 미세 골절에 대한 초음파 C 스캔 영상을 보여준다. Fig. 13c에서 보여주는 바와 같이 C 스캔 영상 역시 비교적 선명하게 골절의 위치와 형태를 보여주고 있다. Fig. 14c는 엑스선 영상으로 거의 식별이 어려운 미세 골절에 대한 초음파 C 스캔 영상이다. C 스캔 영상에서는 희미하기는 하지만 광학 사진으로 확인된 골절의 위치와 형태를 확인할 수 있다.

미세 골절의 부위의 C 스캔 영상의 근원: Fig. 15는 골절 부위와 정상 골 조직에서 반사된 초음파 파형을 비교하고 있다. Fig. 15b에서 보여주는 바와 같이 골절 부위에서 반사된 초음파의 파형은 정상 골 조직에서의 경우 (Fig. 15a) 보다 크기가 감소하고 있으며, 골절 부위에서 산란 효과에 의해 파형이 심하게 찌그러진 형태를 보여주고 있다. 골절 부위에서 현저히 다른 반사파는 초음파 C 스캔 영상에서 선명한 미세 골절로 영상화된다.

C 스캔 해상도: 초음파 C 스캔 영상의 해상도는 초음파 변환기의 주파수 및 스케닝 간격에 의해 크게 영향을 받는다. 본 실험에서 사용된 초음파의 주파수는 25MHz으로 파장이 0.1mm 정도의 범위에서 변화하므로 0.1mm 범위의 미세 골절까지 식별할 수 있다. 스케닝 간격은 장비에서 설정이 가능하며 lateral resolution에 영향을 준다. 스케닝 간격은 가능한 한 파장보다 작게 설정하도록 해야한다.

골절 부위 피부 및 연 조직 효과: 실제로 인체 내에 발생한 골절은 주위의 피부 및 연 조직으로 둘러 싸여 있기 때문에 육안으로 식별하기가 용이하지 않다. 이 경우에도 초음파 C 스캔은 이론적으로 내부의 뼈 조직에 대한 영상을 용이하게 얻을 수 있다. 이 부분은 골절 부위에 피부 조직을 덮은 후 C 스캔 영상을 얻는 추가적인 실험을 통해 쉽게 확인할 수 있었다. 실험 결과는 Fig. 16에 도시화되어 있다. Fig. 16a의 상단은 골절이 유발된 시편을 25 MHz 집중형 초음파 변환기로 C 스캐닝 하는 장면이며, Fig. 16a의 하단에 그 결과로 얻는 C 스캔 초

음파 영상을 보여주고 있다. Fig. 16b 상단은 Fig. 16a와 동일한 시편 위에 실험용 쥐에서 채취한 피부 조직을 덮은 후 동일한 초음파 변환기로 C 스캐닝을 하는 사진이며, 취득한 C 스캔 영상은 Fig. 16b 하단에 보여주고 있다. Fig. 16a와 16b에서 보여 주는 바와 같이 피부 조직을 덮은 경우와 그렇지 않은 경우 거의 동일한 수준으로 골절을 잘 영상화하고 있다.

실험의 의의 및 추가 연구: 본 실험에서는 최초로 미세(피로) 골절을 진단을 위한 초음파 C 스캔 영상 (25 MHz)에 대한 활용 가능성을 평가하였다. 초음파 C 스캔을 이용한 미세 골절 영상화는 기존의 엑스선 영상에서

확인이 어려운 아주 미세한 골절까지 감지할 수 있는 것으로 나타났다. 골절 부위에서 반사된 초음파 신호는 정상 골 조직에서 반사된 경우 보다 감쇠가 심하고, 골절 부위에서 초음파의 산란 효과로 심하게 파형이 찌그러진 현상을 보이고 있다. 초음파 C 스캔은 이러한 특징을 영상화하고 있으며, 미세 골절 부분을 정확히 영상으로 표현한다. 특히 골절 주변의 피부 및 연 조직 효과로 인해 초음파 C 스캔 영상의 질이 별로 저하하지 않고 있어 골절 환자에 적용이 가능하다. 향후 기존의 방사선 진단법의 진단이 불가능한 피로 골절에 대한 초음파 C 스캔 영상의 임상적 활용을 위해, 골의 형태, 연부 조직 등을 고려한 추가적인 생체 외 (in vitro) 및 생체 (in vivo) 실험이 요구된다.

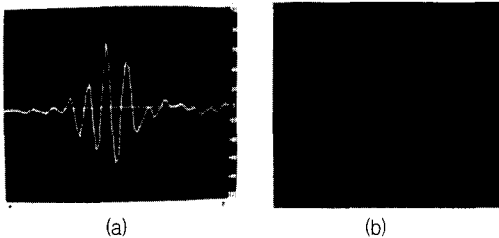


Fig. 15 Ultrasonic pulse echo signal reflected from (a) the normal test bone surface and (b) the fractured area of the bone. (horizontal axis is time with $0.15 \mu\text{s}/\text{div}$, vertical axis represents relative amplitudes)

5. 맺음말

초음파를 이용한 비파괴 검사는 안전성, 간편성, 다양성이라는 장점을 가지고 있어 실용적으로 선호되고 있는 방법이며 그 활용 범위가 매우 넓다. 비파괴 초음파 탐상법은 인체 내부의 결함 즉 질환을 검출하는데 활용할 수 있으며, 의학적으로 질병의 진단을 위해 활용되고 있다. 본 논문에서는 초음파 탐상법의 주류를 이루는 pulse echo 기술에 기반한 의료용 초음파 영상 취득 원리를 개

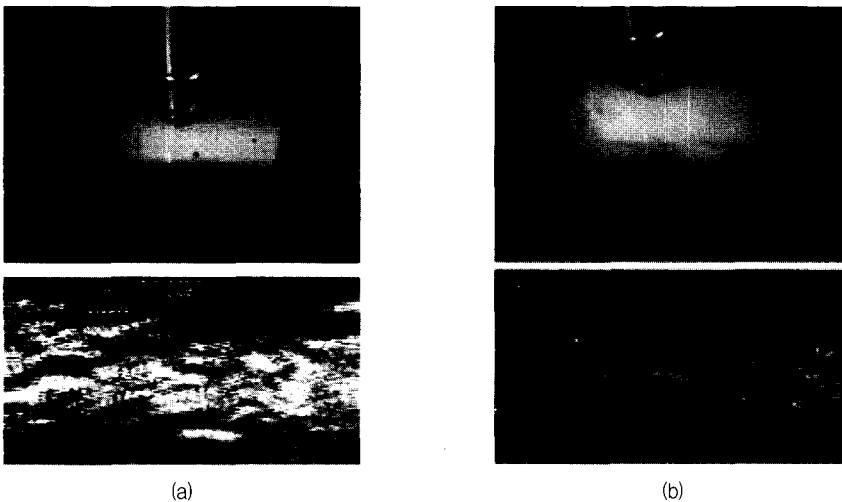


Fig. 16 Ultrasonic C scanning and resulting images for the cortical bone with a fracture line. (a) upper: ultrasonic C scanning for the cortical bone without skin, low: the resulting ultrasonic C scan image, (b) upper: ultrasonic C scanning for the cortical bone covered with the skin taken from a rat, low: the resulting ultrasonic C scan image

관하고 임상적으로 사용되는 활용 예를 제시하였다. 특히 그동안 의학적으로 주목받지 못한 C 스캔 영상을 이용한 미세 골절 진단 가능성을 최초로 실험적으로 확인하였다. 향후 초음파를 이용한 의학적 진단에 대한 유용성을 지속적으로 증가시키기 위해서는 초음파 비파괴검사 분야 및 의공학, 의학 분야 전문가들의 협력 연구가 필요하다. 특히 AE 기술을 포함하여 최근 새롭게 출현하고 있는 초음파 비파괴검사 기술에 대한 의학적 활용을 위한 체계적이고 적극적인 연구가 요구된다.

참고문헌

- [1] C. R. Hill, Ed, *Physical Principles of Medical Ultrasound*, Ellis Horwood Ltd, Chichester, UK, (1986)
- [2] P. Fish, *Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound*, John Wiley & Sons, New York, (1990)
- [3] J. A. Zagzebski, *Essentials of Ultrasound Physics*, Mosby, London (1996)
- [4] A. C. Kak and M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, IEEE Press, New York, pp. 147-157, (1987)
- [5] 진병문 역, "초음파에 의한 비파괴 검사," 초음파 분광학. 대응, 서울, Chapter 8, (2000)
- [6] P. N. T. Wells, *Biomedical Ultrasonics*, Academic Press, London, (1977)
- [7] L. E. Kinsler, A. R. Frey, A. B. Coppens and J. V. Sanders, *Fundamentals of Acoustics*, 4th ed, John Wiley & Sons, New York, (2000)
- [8] F. A. Duck, *Physical properties of Tissue: A comprehensive reference book*, Academic Press, London, (1990)
- [9] A. Oksala and H. Gernet, *Ultrasonics in Ophthalmology*, New York, pp. 116-133, (1967)
- [10] B. D. Burr, M. R. Forwood, D. P. Fyhrie, B. R. Martin, M. B. Schaffler and C. H. Turner, "Bone microdamage and skeletal fragility in osteoporotic and stress fractures," *Journal of Bone & Mineral Research*, Vol. 12, pp. 6-15, (1997)
- [11] B. D. Burr and T. Stafford, "Validity of the Bulk-staining technique to separate artifactual from in vivo bone microdamage," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, Vol. 260, pp. 305-308, (1994)
- [12] 강성구, 김재영, 이권전, 고평섭, 김소연, "피로골절 환자에서 골주사 소견과 방사선 소견의 비교," *대한해의학회지*, Vol. 21, No. 1, pp. 39-46, (1987)
- [13] 서정탁, 안재민, "하퇴부에 발생한 피로골절 - 골주사등급과 자기공명영상등급의 비교와 자기공명영상 소견의 분석," *대한스포츠의학회지*, Vol. 17, No. 2, pp. 428-435, (1999)
- [14] B. D. Burr and M. Hooser, "Alterations to the en bloc basic fuchsin staining protocol for the demonstration of microdamage produced in vitro," *Bone*, Vol. 71, No. 4, pp. 431-433, (1995)