

골밀도 측정을 위한 초음파 영상 개선에 관한 연구

신정식*, 안중환**, 김형준***, 김화영**, 한승무#

Study on enhancing the ultrasonic image for bone densitometry

JungSik Shin *, JungHwan Ahn **, HyungJoon Kim ***, HwaYoung Kim **, SeungMoo Han #

ABSTRACT

It is very important to obtain a high quality of bone image for an accurate ultrasonic measurement of bone mineral density. In this study, we suggested a technique to acquire an optimal image by adapting an acoustic lens and a properly selected ultrasonic probe. Also, we have applied an image processing algorithm with which automatically makes a decision of brightness and contrast of image by generating threshold level, a composition of ultrasonic data, an elimination of noise using modified median filter, and a real time interpolation. We could confirm much improved resolution of bone image with acoustic lens attached to the ultrasonic probe and with the image processing algorithm suggested in this study. Therefore, it became possible to precisely diagnose the osteoporosis using ultrasonic imaging technique.

Key Words : Ultrasound image(초음파 영상), Bone Mineral Density(골밀도), Ultrasound Probe(초음파 탐촉자), Broadband Ultrasound Attenuation(BUA:광역초음파감쇠)

기호설명

1. 서론

- N : Near field distance
- D : Diameter of ultrasound probe
- BD : Ultrasound beam diameter
- F : Focal length
- λ : Wavelength of ultrasound
- f : Frequency of ultrasound
- c : Material sound velocity
- S_F : Normalized focal length

골밀도의 진단에 있어서 안전성과 편리성이 좋은 초음파를 이용한 진단시스템의 사용이 점차 증대되고 있는 추세이다.¹⁻⁶

현재 대부분의 초음파 골밀도 측정 방법은 종골(Calcaneus)의 특정 부위 한 점에서만 초음파 파라미터를 측정하는 방식이 주로 이용되고 있다. 이 방식은 특정한 고정점에서만 측정하기 때문에 발을 놓는 자세의 차이로 인한 측정 위치의 오차가 커서 정확성(Accuracy)과 재현성

... 접수일: 2004년 12월 3일; 게재승인일: 2005년 6월 29일
 * 부산대학교 지능기계공학과 대학원
 ** 부산대학교 지능기계공학과
 *** 경희대학교 동서의학대학원
 # 교신저자: 경희대학교 동서의료공학과
 E-mail: smhan@khu.ac.kr, Tel: (031) 201-2171

(Reproducibility)이 낮은 문제점이 있다. 최근에는 이러한 단점을 극복하기 위한 방법으로 2 차원 스캐닝을 통해 초음파 파라미터로 종골의 영상을 구성하는 방식이 제시되고 있다.⁷ 이 방법에서는 구성된 종골 영상에서 관심영역(Region Of Interest : ROI)을 찾고 그 부위의 평균을 취하는 진단 방식을 채택하고 있다.⁸⁻¹² 즉 2 차원 스캐닝 방식으로 얻은 초음파 영상에서 관심영역의 위치를 구하고 관심영역에서 초음파 파라미터의 평균값을 구함으로써 측정 오차에 의한 편차를 줄이고 정확성과 재현성을 높이는 것이 가능해졌다.

초음파 영상에서 정확한 관심영역의 위치를 찾고 신뢰성 높은 측정 결과를 얻기 위해서는 양질의 초음파 영상을 획득하는 것이 필수적이다. 본 논문에서는 양질의 초음파 영상을 얻기 위해 기계적인 개선 방법과 영상 처리 알고리즘에 의한 개선 방법에 대해 연구하였다.

기계적인 방법으로는 최적의 영상을 획득할 수 있는 조건을 갖춘 초음파 프로브의 선정과 음향 렌즈(Acoustic lens)를 적용하여 초음파 영상의 선명도를 개선하였다. 영상 처리 알고리즘은

복수의 초음파 파라미터를 합성, 최적 임계치 산출로 영상의 명암(Brightness)과 대비(Contrast)의 자동 결정, 변형 미디언 필터를 이용한 초음파 영상에서 임펄스성 잡음 제거, 실시간 보간을 통한 고해상도 영상으로 변환 등을 적용하였다. 이와 같이 본 논문에서는 정확한 골밀도의 측정을 위하여 양질의 초음파 영상을 얻기 위한 방법들을 연구하였다.

2. 이론적 배경

2.1 초음파 골밀도 측정 파라미터

초음파 골밀도 측정에는 초음파 광역감쇠(Broadband Ultrasound Attenuation : BUA)가 가장 많이 사용되고 있다¹³⁻¹⁴. BUA 는 측정된 초음파 신호를 고속푸리에 변환하여 주파수 영역의 데이터로 변환하고 기준 매질이자 음파의 전파 매질인 물을 투과한 스펙트럼과의 차이를 선형 보간하여 구한 기울기 값으로 단위는 dB/MHz 이다. 다음 파라미터는 양질의 영상을 위해 새로 도입된 형상지수(Geometry Index : GI)이다. GI 는 수신된 초음파 신호의 최대 진폭을 나타내는 것으로 0~128 의 범위를 갖는다. Fig.1 에 BUA 와 GI 파라미터를 구하는 원리를 제시하고 있다.

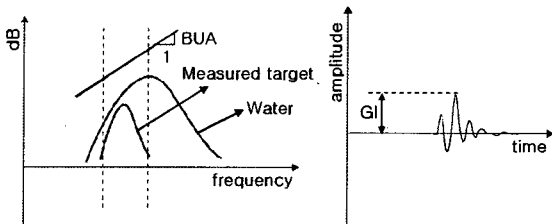


Fig.1 Concept of BUA and GI parameters

2.2 초음파 탐촉자

Fig.2 에 나타낸 바와 같이 초음파 탐촉자의 음장은 근거리 음장(Near field)과 원거리 음장(Far field)의 두 영역으로 구분된다. 근거리 음장은 탐촉자의 바로 앞부분에 있는 영역으로 일련의 초음파 진폭의 최대/최소치들을 지나 탐촉자로부터 거리 N 에서 최대치로 끝나는

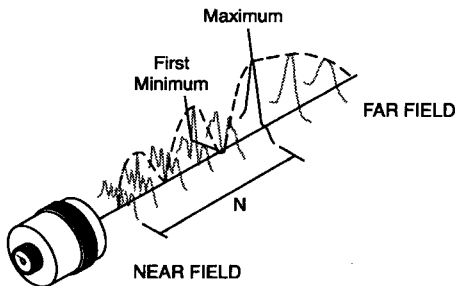
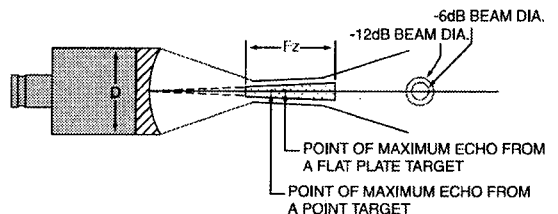


Fig.2 Sound field of ultrasound probe



Fz = Focal Zone
D = Element Diameter

Fig.3 Description of ultrasound beam diameter

영역이다. 원거리 음장은 거리 N 을 넘어서는 영역으로 진폭이 점차 0 으로 감소한다. 근거리 음장 거리 N 은 다음 식(1)로 주어진다.

$$N = D^2/4\lambda \quad (1)$$

즉 탐촉자의 직경의 제곱에 비례하여 근거리 음장이 늘어나는 것을 알 수 있다.

일반적으로 초음파 탐촉자의 감도는 직경이 커짐에 따라 좋아지는 특성을 지니고 있다. 이는 측정부위에서 초음파 빔의 직경(Beam Diameter: BD)에 영향을 받기 때문이다. 초음파 빔의 직경이 작아지면 음향 임피던스가 급격히 변화하는 경계면에서 많은 양의 에너지가 반사된다. 따라서 수신부에서 검출되는 음향 에너지가 줄어 들어 감도가 나빠지게 된다. Fig.3 에 나타낸 초음파 탐촉자의 초점영역(Focal zone)에서 초음파 빔의 직경은 다음 식 (2)로 주어진다.

$$\begin{aligned} BD(-6dB) &= 1.02Fc / fD \quad (2) \\ &= 0.2568DS_F \\ S_F &= F/N \end{aligned}$$

따라서 탐촉자의 직경을 크게하면 관절이나 뼈의 경계면, 성장판 등의 고감쇠 영역을 측정할 때 초음파 신호를 적정 신호치리가 가능한 크기로 수신할 수 있다. 그러나 초점거리(Focal length)와 근거리 음장이 진동자의 직경이 작은 경우에 비해 길어지면서 입사면에서의 초음파 빔의 직경이 커지게 되고 결과적으로는 영상 분해능이 떨어지는 단점을 지니고 있다.

직경이 다른 세가지 종류의 초음파 탐촉자에 대한 실험을 통해 양질의 골밀도 영상의 구성을 위해서는 초음파 센서의 직경이 커져야 함을 알 수 있었다. 이에 초음파 센서의 직경이 큰 경우에 발생하는 저조한 영상 분해능의 단점을 극복하기 위해 초음파 탐촉자의 전면부에 음향 렌즈를 부착하여 초음파 영상 개선 실험을 수행하였다.

음향 렌즈를 부착함으로써 근거리 음장의 위치 N 을 탐촉자쪽으로 이동시킬 수 있다. 초음파 빔의 직경은 식 (2)에 나타낸 바와 같이 N 과 반비례하므로 초음파 빔의 직경을 크게하는 효과를 기대할 수 있어 감도를 획기적으로 향상시킬 수 있다.

2.3 영상 개선

2.3.1 초음파 파라미터의 합성

본 논문에서는 영상 개선을 위해 BUA 파라미터와 GI 파라미터를 선형 조합하여 영상을 생성하였다. 두 파라미터의 합성은 식 (3)에 나타낸 바와 같이 0 에서 255 사이의 값을 가지도록 정규화한 뒤 각각의 가중치로 선형 조합하여 새로운 합성 파라미터를 생성하였다.

$$\begin{aligned} BUA_{min} &= BUA_{threshold} - 35 \quad (3) \\ BUA_{max} &= BUA_{threshold} + 35 \\ GI_{min} &= GI_{threshold} - 30 \\ GI_{max} &= GI_{threshold} + 70 \end{aligned}$$

$$nBUA(x,y) = \frac{BUA(x,y) - BUA_{min}}{BUA_{max} - BUA_{min}} \times 255$$

$$nGI(x,y) = \frac{GI(x,y) - GI_{min}}{GI_{max} - GI_{min}} \times 255$$

$$C(x,y) = nBUA(x,y) \times 1.2 + nGI(x,y) \times 0.2$$

여기서 BUA_{min} 과 BUA_{max} 는 BUA 파라미터의 하한치와 상한치를 나타내며 GI_{min} 과 GI_{max} 는 GI 파라미터의 하한치와 상한치를 나타낸다. $C(x,y)$ 는 파라미터의 각 좌표에서 합성치를 의미한다. 가중치 1.2 과 0.2 의 값은 임상 실험을 통해 결정되었다.

2.3.2 영상잡음 제거

측정시 미세 기포(Micro-Bubble)나 부유 물질, 전기적 잡음 등의 외란에 의해 발생한 신뢰할 수 없는 오류 데이터는 영상의 질을 떨어 뜨리며 진단 알고리즘 등의 오동작을 유발할 수 있다. 따라서 오류 데이터의 영향을 최소화하여 후속

37	38	38	39	40
38	40	42	39	40
39	38	44	40	41
39	39	45	41	41
40	40	41	42	42

Fig.4 Window of modified median filter

처리 과정이 원활하게 수행될 수 있도록 하는

전처리 과정이 필수적으로 요구된다.

일반적으로 BUA 와 GI 영상에서 오류 데이터는 국소적으로 나타나며 주변의 값과는 매우 큰 차이를 보이는 임펄스성으로 나타난다. 영상 처리에서 많이 사용되는 미디언 필터(Median filter)는 이러한 임펄스성 잡음을 제거하면서 영상의 경계선에는 영향을 미치지 않으므로 오류 데이터를 제거하는데 매우 효과적이다.

본 논문에서는 처리 속도의 향상을 위해 기존의 미디언 필터 알고리즘을 일부 수정한 변형 미디언 필터를 사용하였다. 일반적인 미디언 필터 알고리즘에서는 수평, 수직, 교차, 블록, X, 다이아몬드 형태 등의 윈도우를 사용하여 화소 $p(x,y)$ 를 윈도우의 중심에 두고 윈도우의 영역에 대응하는 각 화소의 값을 오름차순으로 정렬한다. 여기서 중간값을 $p(x,y)$ 의 값으로 치환한다.

본 논문에서 사용한 변형 미디언 필터는 Fig.4 에서 나타낸 블록 윈도우를 사용하였고, 오름차순 정렬 대신 윈도우 내부의 화소에 대해 평균값을 구하였다. 이때 $p(x,y)$ 는 계산에서 제외된다. 다음으로 평균값과 $p(x,y)$ 의 값을 비교하여 미리 실험으로 결정해둔 임계치를 벗어나는 경우는 오류 데이터로 간주하고 평균값으로 치환한다. 본 논문에서 사용한 변형 미디언 필터는 다음의 식 (4)로 나타낼 수 있다.

Fig.4 에서 임계치를 34.0 으로 한 경우 블록 윈도우의 평균값은 40.5 가 되고 $p(x,y)$ 의 값과 임계치의 차이는 53.5 가 되어 임계치보다 크므로 $p(x,y)$ 의 값은 평균값으로 치환되어 40.5 가 된다.

$$p(x,y) = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^{x+1} \sum_{j=1}^{y+1} p(i,j), \quad \text{where } i \neq x \text{ and } j \neq y \quad (4)$$

$$p1 > \text{threshold } p(x,y) = p1(x,y)$$

$$p1 \leq \text{threshold } p(x,y) = p(x,y)$$

기존의 미디언 필터에서는 정렬이 필요하며, 가장 빠른 정렬 알고리즘으로 알려진 퀵소트 알고리즘을 사용한다 해도 비교 연산과 데이터 이동연산의 회수가 많아지게 된다. 퀵소트의 평균 비교회수는 $n \log_2 n$ 이며, 최악의 경우는 n^2 로 주어지므로 3 X 3 의 블록윈도우에서 평균 비교회수는 28.5 회, 최대 비교회수는 81 회가 된다. 여기에 정렬시 필요한 데이터 이동이 최소 3 회 이상 필요하므로 데이터 이동은 평균 85.5 회, 최대 243 회를 수행하여야 한다.

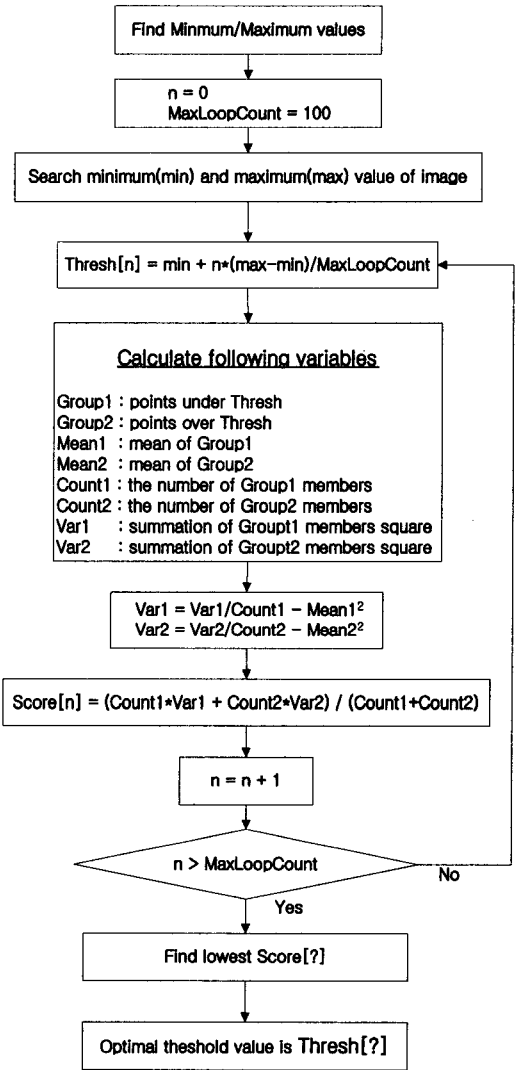


Fig.5 Flowchart of the optimal threshold value calculation

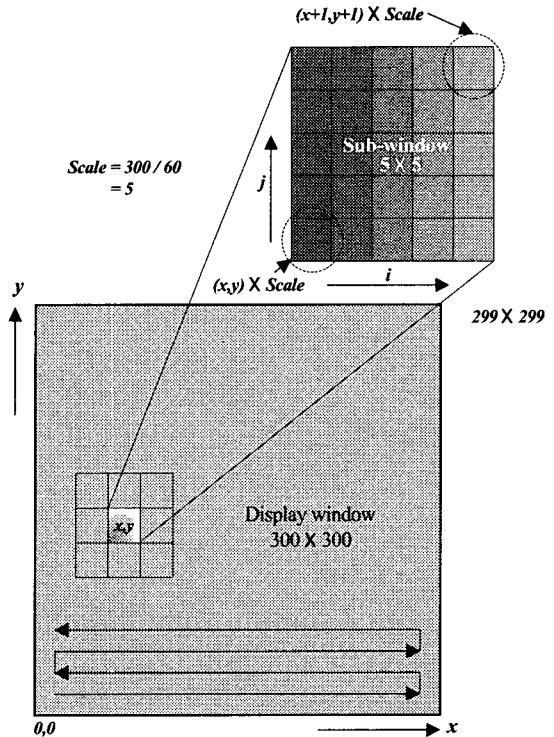
반면 본 논문의 변형 미디언 필터에서는 평균값을 구하는데 8 회의 더하기 연산과 1 회의 나누기 연산을 수행하며 비교연산을 9 회 실시한다. 데이터 이동회수는 최대 9 회이다. 따라서 기존의 미디언 필터에 비해 속도가 훨씬 빠름을 알 수 있다. 또한 기존의 미디언 필터는 비교연산의 회수가 데이터의 분포상태에 따라서 최대 81 회로 바뀔 수 있어 실시간 영상 표시에는 적합하지 않다.

2.3.3 최적 임계치 계산

영상의 전체적인 값이 지나치게 높거나 낮게되어 영상이 너무 밝거나 어두워 식별이 곤란하게 될 수 있다. 따라서 최적 임계치(Optimal threshold)와 주어진 영상의 상한치와 하한치의 범위를 정하는 것이 필요하다. 상한치와 하한치는 최적 임계치를 기준으로 결정하며 그 범위는 임상 실험을 통해 구한다. Fig.5 에 최적 임계치를 구하는 알고리즘을 나타내었다.

최적 임계치 알고리즘의 기본 개념은 영상에서 윗수별 가중치를 주어 임계치를 계산하고 임계치 이상의 그룹과 이하의 그룹으로 분류한다. 다음으로 각 그룹에서 평균값과 구성원의 개수 및 평가변수를 계산한다. 두 그룹의 평가변수를 조합하여 스코어값을 구하는 과정을 100 회 반복한다. 이때 가장 낮은 스코어가 나왔을 때의 임계치를 최적 임계치로 결정한다.

최적 임계치의 값은 영상의 전체적인 명암과 대비를 자동적으로 결정하는 파라미터로 사용할 수 있어서 영상을 시각화 하는데 있어서 매우 중요한 변수로 사용된다.



(a) Interpolation of scaled image

Composite paramter

$$V_p = 0.8(128-GI) + 1.3BUA + 8.0 \quad (5)$$

Normalizing

$$V = \frac{V_p - V_s}{V_e - V_s} \quad (6)$$

V_p : Value of given paramter

V_e : Maximum of parameter range

V_s : Minimum of parameter range

GI

$$V \leq 0.3 \quad : R=0, G=21.25V, B=255$$

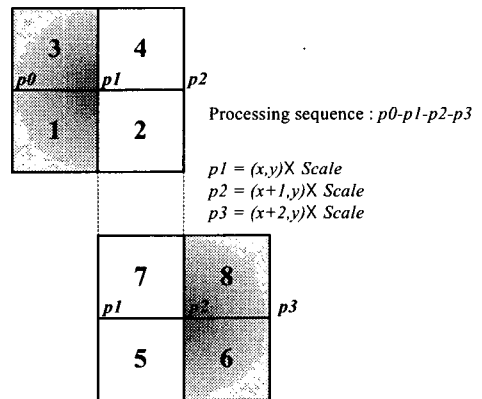
$$0.3 < V \leq 0.5 \quad : R=0, G=9.17(12-V), B=42.5(12-V)$$

$$0.5 < V \leq 0.8 \quad : R=21.25(V-18), G=4.58(V-18), B=0$$

$$0.8 < V \quad : R=255, G=29.17(30-V), B=0$$

BUA and Composite

$$R=255V, G=255V, B=255V$$



(b) Sequence of filling color for sub-windows

Fig.6 Interpolation of scaled image

2.3.4 초음파 데이터의 해상도 향상

초음파 데이터는 컴퓨터의 메모리상에서 각 파라미터별로 60×60 맵으로 존재한다. 이

데이터를 그대로 주어진 창의 크기에 맞게 표시하면 모자이크 처리한 영상으로 보이게 되어 양질의 영상을 얻을 수 없게 된다. 본 논문에서는 초음파와 데이터의 시각화를 위해 초음파 파라미터의 종류에 따라 중심 색상을 결정하고 영상 보간 알고리즘을 사용하여 매끄러운 영상을 생성하였다.

우선 BUA 파라미터만으로 생성한 영상에서는 아주 미약한 초음파 신호가 수신된 지점의 색상을 정확하게 지정하기가 어려워 영상의 질이 저하될 수 있다. 본 논문에서는 GI 와 BUA 파라미터를 식(5)의 선형조합한 합성 파라미터를 사용함으로써 양질의 영상을 얻도록 하였다. 이때 선형조합에 사용된 가중치는 실험으로 결정하였다.

다음으로 주어진 점 $p(x,y)$ 의 초음파 파라미터와 실험적으로 결정해둔 파라미터의 범위 V_s 와 V_e 를 사용하여 식(6)에 따라 파라미터 값의 정규화를 거친 후 각각의 색상을 결정한다. 이때 색상은 RGB 삼원색의 조합으로 결정하며 각각 0~255 의 값을 가진다. GI 영상의 경우 값의 크기에 따라 강조되는 색상의 종류가 달라지는데 0 에 가까워 질수록 청색이 강조되고 255 에 가까워 질수록 적색이 강조된다. BUA 영상은 256 단계의 흑백 영상으로 나타낸다. 이때 $p(x,y)$ 의 인접한 주변 8 점의 색상도 함께 구한다.

다음으로 중심점 $p(x,y)$ 의 색상이 주변점의 색상과 매끄럽게 연결되도록 보간 알고리즘을 수행한다. Fig.6(a)에 나타난 바와 같이 영상을 출력할 창의 크기와 초음파와 데이터 맵의 크기에서 배율을 산출한다. 초음파와 데이터 좌표계(60×60)의 각 점들은 표시 좌표계의 보조창(Sub-window)으로 사상되며 초음파와 데이터 좌표계의 한 점 $p(x,y)$ 에 대해 Fig.6(b)에 나타난 순서로 4 회를 채워나간다. 다음 점 $p(x+1,y)$ 은 Fig.6(b)에서와 같이 두 개의 보조창이 겹치도록 다시 색상을 채운다. 이것은 스캐닝하는 동안에 초음파와 데이터를 측정하면서 동시에 표시창에 영상을 보여주므로 다음번 초음파와 데이터의 값에 따라 영상이 영향을 받을 수 있기 때문이다. 이렇게 함으로써 측정중에도 보간이 이루어질 수 있어 실시간으로 고해상도의 영상을 관측하는 것이 가능해진다.

보조창에서 색상을 채우는 방향은 왼쪽에서 오른쪽으로, 아래쪽에서 위쪽의 순서로 진행한다. 이때 각 픽셀의 색상은 식(5)로 구하며 초음파

파라미터 값 V_p 는 인접한 주변의 파라미터와의 선형 보간한 값으로 주어진다.

3. 실험

본 논문에서 사용한 실험 장치의 구성을 Fig.7 에 나타내었다. 모든 측정은 음향 임피던스가 낮은 물속에서 이루어지며 두 개의 수조로 구성되어 있다. 초음파 프로브는 내수조와 외수조 사이에 마주보도록 위치하며 거리는 115mm 이다.

음향렌즈는 초음파 프로브의 표면에 밀착하여 부착하였으며 중심축을 일치시킨 상태에서 고정용 지지대에 설치하였다. 고정용 지지대는 두개의 스테핑 모터에 의해 XY 평면을 움직이며 PC 상의 소프트웨어에 의해 구동된다. 이와 함께 급수 및 배수를 위한 펌프와 솔레노이드 밸브, 수위 센서가 있다.

정밀한 수온 제어를 위한 실리콘 평판 히터, 반도체 릴레이(Solid State Relay : SSR) 및 온도 센서가 설치되어 있으며 히터에 전류를 인가하는 펄스의 폭을 하드웨어적으로 1 초로 고정하였으며 PC 상의 제어 소프트웨어에서 펄스의 인가 주기를 바꿈으로써 온도를 제어한다.

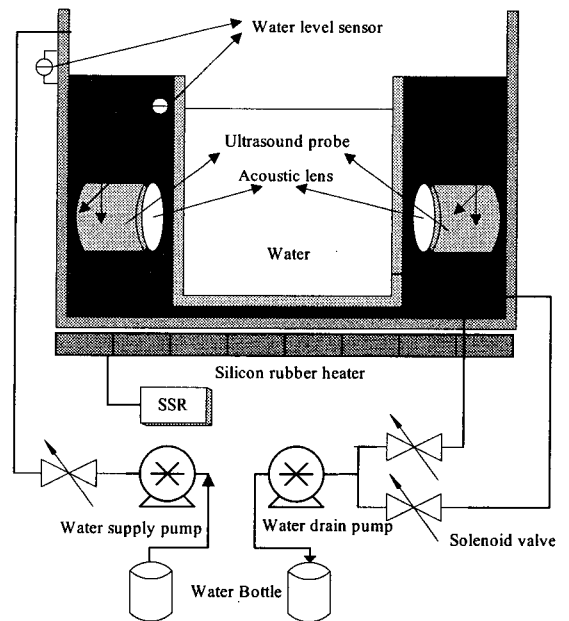


Fig.7 Experimental Setup

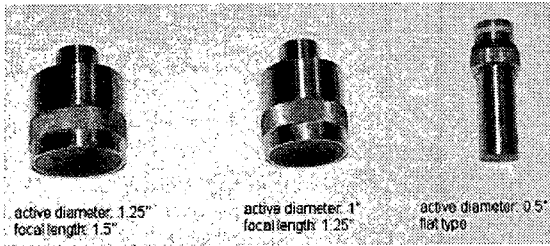


Fig.8 Tested ultrasound probes

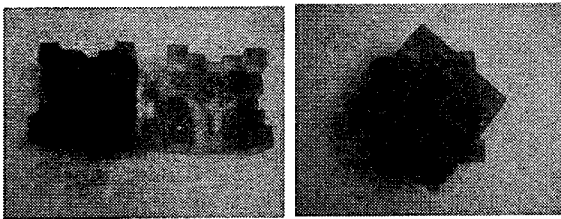


Fig.9 Phantoms for acoustic lens experiment

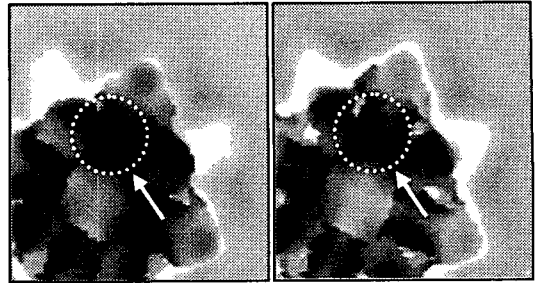
양질의 초음파 골밀도 영상을 얻기 위해 시험한 초음파 탐촉자(V-series, Panametrics, USA)를 Fig.8 에 나타내었다. 진동자(Active element, Piezo element)의 크기는 각각 1.125", 1" 그리고 0.5" 이며, 중심 주파수는 0.5MHz, 광대역 주파수 특성을 지니고 있다.

영상 개선을 위한 음향 렌즈 실험에는 초음파 신호의 전파 특성을 고려하여 경계면에서의 음향 임피던스의 차이가 작아 반사에 의한 초음파 신호의 손실이 적은 유리 재질로 초점거리가 6 디옵터(diopter)인 음향 렌즈를 사용하였다.

Fig.9 는 음향 렌즈에 의한 영상 개선 효과를 확인하기 위해 제작한 시편으로 성장판 및 관절 부위에서 구할 수 있는 초음파 감쇠 값과 비슷한 값을 갖도록 구성된 복잡한 구조를 가지고 있다. 시편의 크기는 50mm×50mm 이며 최대 두께는 15mm, 각 단의 높이는 5mm 로 하였으며 재질은 알루미늄과 아크릴이다. 측정에서는 두 재질의 시편을 겹쳐서 더욱 복잡한 형상을 가지도록 하여 영상 개선 효과의 확인이 용이하도록 하였다.

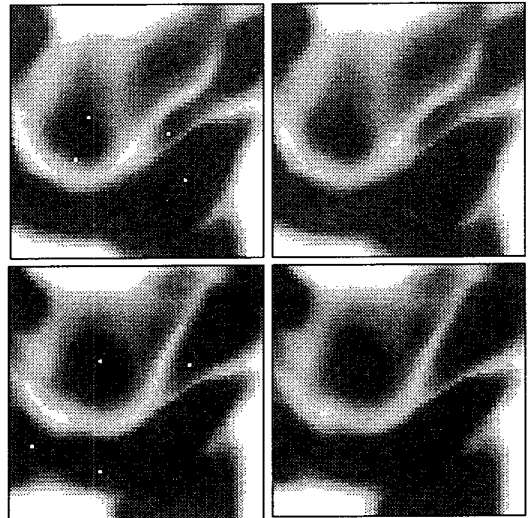
4. 결과 및 고찰

Fig.10 은 음향 렌즈를 사용하였을 때와



(a) Without acoustic lens (b) With acoustic lens(6 diopter)

Fig.10 Comparison of the images obtained with and without acoustic lens



(a) Original image (b) Median filter image

Fig.11 Images obtained using median filter

사용하지 않았을 때의 영상을 비교한 것으로 1.25"인 초음파 탐촉자를 사용하여 Fig.9 의 시편을 측정된 영상이다. 시편은 알루미늄과 아크릴 재질로 되어 있으며 초음파 프로브의 성능을 판별할 수 있도록 직각의 요철로 구성되어 있으며 서로 겹쳐서 측정에 사용하였다.

Fig.10 (a)는 음향 렌즈를 사용하지 않았을 때의 영상으로 시편의 중첩이 있는 모서리 부분에서 윤곽선을 식별하기 어려운 것을 볼 수 있다.

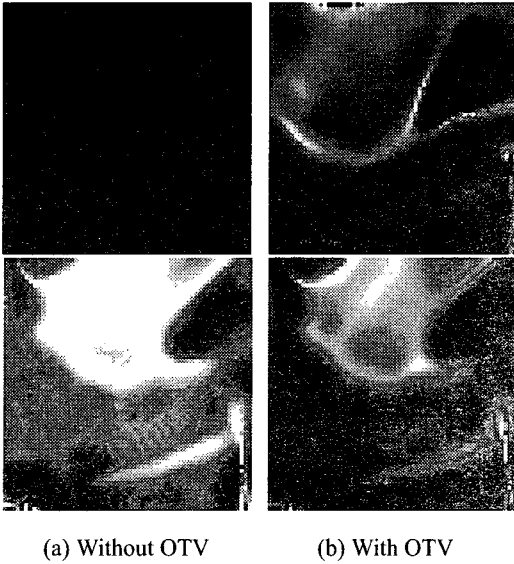
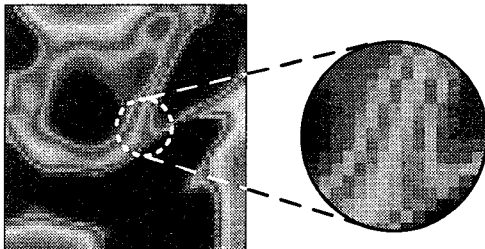
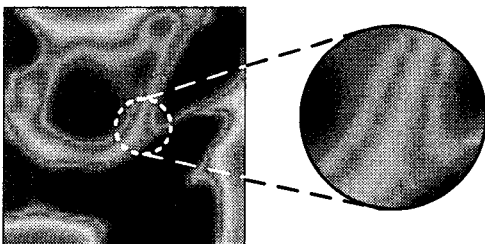


Fig.12 Images obtained with and without optimal threshold value(OTV)



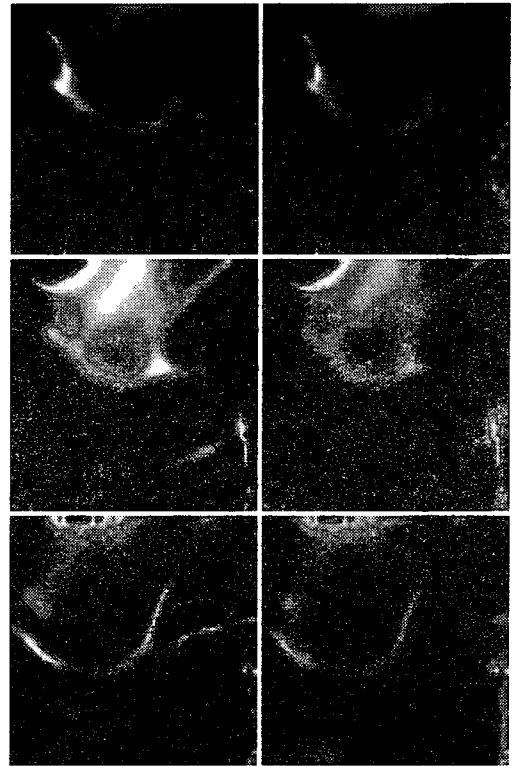
(a) Interpolation not applied



(b) Interpolation applied

Fig.13 Enhanced image after interpolation applied

Fig.10(b)는 와 6 디옴터인 음향 렌즈의 조합을 이용하여 구한 초음파 영상으로서 시편의 모서리



(a) BUA Image (b) Composite image

Fig.14 Comparison of BUA and composite images

부분 및 형체의 증첩이 있는 부분을 식별할 수 있어 영상의 식별력 향상에 효과가 있음을 확인할 수 있다.

Fig.11의 왼쪽 영상에는 물 속에 포함된 기포의 영향에 의한 영상을 나타내었다. 발생한 외란은 신호가 왜곡되어 영상에 흰 점으로 나타나 있다. 오른쪽 영상은 변형 미디언 필터의 동작결과를 나타내고 있다. 원(original) 영상에 있던 임펄스성 잡음 성분이 사라진 것을 볼 수 있어 사용한 변형 미디언 필터가 예상대로 잘 동작하고 있음을 확인할 수 있다.

Fig.12는 최적 임계치를 적용하였을 때와 그렇지 않았을 때의 영상을 비교하여 나타내고 있다. Fig.12(a)는 최적 임계치를 적용하지 않은 경우로서 영상이 지나치게 어둡거나 밝게 나타나는 것을 알 수 있다. 이것은 측정된 굴절도의 값의 대소가 영상의 밝기에 대응하기



Fig.15 Abnormal image due to heavy attenuation of ultrasonic signal

때문으로 골밀도가 전체적으로 매우 낮은 경우는 어둡게 나타나며 높은 경우는 밝게 나타난다. Fig.12(b)는 동일한 영상에 대해 최적 임계치를 적용한 경우로서 종골과 그 주변의 조직들이 잘 나타나 있음을 볼 수 있다.

Fig.13 은 2.3.4 절의 실시간 보간 알고리즘을 사용한 경우와 그렇지 않은 경우 GI 파라미터의 영상을 확대하여 비교하고 있다. Fig.13 (a)에서 나타난 바와 같이 보간하지 않은 영상을 확대하면 모자이크 처리된 것처럼 수 많은 정사각형 영역의 조합으로 보이는 것을 알 수 있다. 반면 보간 알고리즘을 적용하면 확대한 후에도 영상이 거칠게 나타나지 않는 것을 볼 수 있다. Fig.14 에 BUA 영상과 합성 영상에 대해 보간을 실시한 결과를 비교하고 있다. Fig.14 에서 왼쪽의 영상은 BUA 영상으로 등고선 형태의 패턴이나 영상에 잡티가 보이고 있다. 오른쪽은 합성영상으로 BUA 영상에서 보이던 것들이 사라지고 깨끗한 영상으로 보이는 것을 알 수 있다.

Fig.15 의 원으로 표시한 부분은 검은색과 흰색의 반점이 영역을 지어 분포함을 나타내고 있다. 이것은 초음파 파라미터 BUA 값이 부정확하기 때문인데 관절부위나 뼈가 결합하는 부위, 뼈의 형태가 복잡한 부위에서 초음파가 산란되거나 감쇠가 심하게 일어나 수신부의 초음파 탐촉자가 받는 신호가 극히 약한 수준으로 떨어지게 될 때 나타난다. 이러한 영역의 발생을 방지하여 보다 양질의 영상을 얻기 위해서는 수신회로에서 신호가 약한 부위에서는 게인을 높이는 가변이득 기법을 사용하거나 주변의 패턴을 이용한 추정보간법이나 영상처리기법 등에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

5. 결론

본 논문에서는 초음파 영상 골밀도 진단의 성능을 향상하고 양질의 초음파 영상을 획득하기 위해 초음파 탐촉자와 개선된 영상화 알고리즘을 적용하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 초음파 탐촉자에 음향 렌즈를 사용하여 종골 영상의 선명도를 높일 수 있었다.
2. 초음파 파라미터를 선형조합한 합성 파라미터를 사용하여 영상의 질을 개선할 수 있었다.
3. 변형 미디언 필터를 사용하여 외란에 따라 나타날 수 있는 초음파 영상의 임펄스성 잡음 성분을 제거하였다.
4. 최적임계치 알고리즘으로 영상의 농도와 명암을 화면상에 적절히 반영할 수 있었다.
5. 영상 보간을 통해 보다 자연스러운 영상을 얻을 수 있었다.
6. 초음파 산란과 감쇠가 심한 관절부위나 뼈의 결합부위에서는 가변이득제어와 추정보간등의 기법으로 영상의 질을 유지하는 것이 필요할 것으로 생각된다.

참고문헌

1. Krautkramer, J., Krautkramer, H., "Ultrasonic Testing of Materials," 4th Fully Revised Edition., Springer-Verlag, 1990
2. Langton, Palmer, Porter, "The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone," Eng in Med, Vol. 13, No. 2, 89-91, 1984.
3. Kumer, "A New Approach of ultrasonic attenuation measurement for NDE and Material Characterization," Proceedings of the 14th World Conference on NDT, Vol. 4, 2263-2266, 1996.
4. Miller, Kreder, Siebes, "Design and Development of An Electromechanical Ultrasound Probe Holder for Urodynamics Testing," J Biomechanics 29: 1361-1364, 1996.
5. Han, S.M., "Ultrasound and quantitative computed tomography in assessing trabecular bone strength," Ultrasound International, Vol. 3(4), p.188-94, 1997.
6. Kitamura, Nishikouri, Ueha, Kimura, Ohtomo,

- “Estimation of Trabecular Bone Axis for Characterization of Cancellous Bone Using Scattered Ultrasonic Wave,” *Jpn. J. Appl. Phys.*, Vol. 37(5B), pp. 3082-3087, 1998.
7. Laugier, P., Fournier, B., Berger, G., “Ultrasound Parametric Imaging of the Calcaneus: In Vivo Results with a New Device,” *Calcif Tissue Int* 58:326-331, 1996.
 8. Han, S. M., Medige, Davis, Fishkin, Mihalko, Ziv, “Ultrasound velocity and broadband attenuation as predictors of load-bearing capacities of human calcanei, *Calcified Tissue International*,” Vol. 60(1), p21-25, 1997.
 9. Lespessailles, Jullien, Eynard, Harba, Jacquet, Ildefonse, Ohley, Benhamou, “Biomechanical properties of human os calcanei: relationships with bone density and fractal evaluation of bone microarchitecture,” *J. Biomechanics*, Vol. 31, pp. 817-824, 1998.
 10. Rosentall, Caminis, Tenehouse, “Calcaneal ultrasonometry: response to treatment in comparison with dual x-ray absorptiometry measurements of the lumbar spine and femur,” *Calcif Tissue Int*, Vol. 64(3), pp. 200-204, 1999.
 11. Benhamou, Lespessailles, Jacquet, Harba, Jennane, Loussot, Tourliere, Ohley, “Fractal organization of trabecular bone images on calcaneus radiographs,” *J Bone Miner Res*, Vol. 9(12), pp. 1909-1918, 1999.
 12. Shin, J.S., Ahn, J.H., Kim, H.J., Han, S.M., “Study on enhancing the ultrasonic image for bone densitometry,” *KSPE*, Vol.21, No.11, pp.200-208, 2004
 13. Serpe, Rho, “The Nonlinear Transition Period of Broadband Ultrasound Attenuation as Bone Density Varies,” *J. Biomechanics*, Vol. 29(7), pp. 963-966, 1996.
 14. Han, S.M., Kim, H.J., “Ultrasound Attenuation in the Assessment of Bone Mineral Density and Elastic Modulus of Human Trabecular Bone,” *J. of KOSOMBE*, Vol. 19(2), pp. 171-176. 1998