한국정밀공학회지 제 21 권 제 11 호 (2004 년 11 월)
Journal of the Korean Society of Precision Engineering Vol. 21, No. 11, November 2004.

초음파 영상에 의한 골밀도 측정에서 관심영역의 자동 검출방법

신정식*, 안중환**, 한은옥***, 김형준****, 한승무#

Automatic Detection Method of the Region of Interest in the Measurement of Bone Mineral Density by Ultrasound Imaging

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

ABSTRACT

In ultrasonic bone densitometry, the positioning of measurement site is decisive in precision and reproducibility. In this study, automatic Region of Interest (ROI) detection algorithm is suggested and adopted the method using the local minimum value by ultrasonic image. The preprocess before the local minimum method extracts out the bone area and calculates the geometrical information of bone. The developed ROI detection algorithm was applied to the clinical test for the subject of 305 female patients in the range of 22-88 years old. As the results, the accuracy of the algorithm was shown to be 98.3%. It was also found that bone density parameter was significantly correlated with age($r=0.85$, $p<0.0001$).

Key Words : Ultrasound Imaging(초음파영상), Region of Interest(관심영역), Bone Mineral Density(골밀도)

1. 서론

현재까지 골다공증 진단은 주로 이중에너지 X 선 흡수계측기(Dual Energy X-ray Absorptiometry: DEXA) 방식과 초음파(Quantitative Ultrasound: QUS) 방식에 의해 이루어져 왔다. QUS 는 인체에 유해한 DEXA 의 단점을 극복하기 위해 도입된 방식이지만 종골의 특정한 점에서만 측정하므로 측정 값의 오차가 크다는 단점이 있다.[1]

종골에서 골밀도를 구하는 영역은 주로 종골 융기(Calcaneal tuberosity) 부분이다. 종골 융기는 종골의 아래 부분에 있는 부위로서 수질골이 가장 많이 분포하며 표면이 비교적 평탄하여 초음파 신호가 종골의 다른 부위에 비해 용이하게 투과할 수 있어 종골 내부의 골질 분석이 용이하다. 반면 종골의 다른 부위는 초음파의 입사각이 커서 투과량에 비해 반사량이 많아진다. 따라서 초음파 신호의 감쇠 및 간섭이 심하여 정확한 진단이 어렵게 된다. 대부분의 초음파 골밀도 진단은 종골 융기 부위를 관심영역(Region Of Interest:ROI)의 위치로 선택하여 최대한 정확한 진단 결과를 얻기 위한 노력을 하고 있다.[2-4]

접수일: 2003 년 11 월 3 일; 게재승인일: 2004 년 8 월 13 일
* 부산대학교 지능기계공학과 대학원
** 부산대학교 지능기계공학과
*** 이화여자대학교 보건의료교육과
**** 경희대학교 동서의학대학원
# 교신저자: 경희대학교 동서의학대학원
E-mail: smhan@khu.ac.kr, Tel: (031) 201-2171

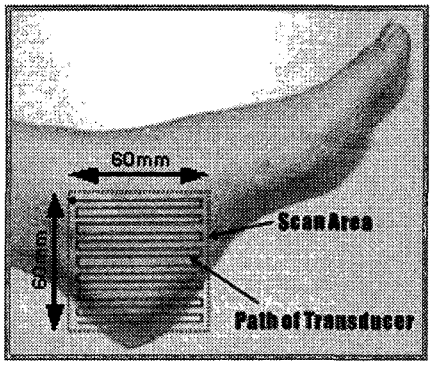


Fig. 1 Scanning path of ultrasonic transducer

초음파 골밀도 측정에서 중요시되는 부분은 측정의 정확성(Accuracy)과 재현성(Reproducibility)이다. 이들은 측정 부위의 위치, 피측정자의 자세 및 침습 시간, 온도, 탐촉자의 성능 등의 여러 가지 오차에 영향을 받게 된다.[5-7]

기존의 대다수 골밀도 측정기들이 적용하고 있는 제한된 영역에서의 고정점 측정 방식은 초음파 탐촉자의 위치가 기구적으로 고정되어 있어 종골의 해부학적인 형상과는 무관하게 피측정자의 발 놓는 자세나 위치, 발의 크기에 따라 측정 부위가 달라지는 단점이 있다. 따라서 측정값의 오차가 크게 발생할 수 있어 측정 결과의 신뢰성과 재현성이 저조하다.

본 연구에서는 QUS 에서 제한된 골질 영역에서의 측정으로 인한 측정값의 오차를 없애기 위해 종골의 전체 영역을 2 차원 스캐닝하여 골질 분포 초음파 영상을 얻었다. 이 영상을 이용하여 각 개인의 해부학적인 종골 형상을 자동으로 인식하여, 측정값의 재현성을 높일 수 있는 새로운 ROI 검출 방법을 개발하여 평가하였다.

2. 초음파 영상 측정

골밀도 진단에서 사용되는 초음파 파라미터에는 음속(Speed Of Sound: SOS), 광역 초음파 감쇠(Broadband Ultrasound Attenuation: BUA)가 있다.[8~10] SOS 파라미터는 음속이 밀도에 비례하는 성질을 이용한 것이다. 이는 뼈를 투과한 초음파가 도달하는 시간을 측정하여 음속으로 환산한 파라미터로 골밀도, 탄성계수를 반영한다. BUA 는 측정된 초음파 신호에 대해 고속푸리에 변환을 수행하여 주파수 영역의 데이터로 전환하고 이를 정해진 주파수 대역에서 물을 투과한 스펙트럼과 뼈를 투과한 스펙트럼의 차이를 선형 보간하여 구한 기울기 값으로 단위는 dB/MHz 이다. BUA 는 뼈의 이방성, 다공질, 다공의 크기와 같은 뼈의 미세구조를 반영하고 있어 초음파 골밀도의 진단에 가장 널리 쓰이는 파라미터이다. 본 연구에서 새로 도입된 형상지수(Geometric Index: GI) 파라미터는 뼈를 투과한 초음파 신호의 진폭(Amplitude)을 형상화시킨 파라미터로서 시간 영역에서 초음파신호의 감쇠를 나타내며 0~128 사이의 값을 가진다.

본 연구에서 사용된 초음파 영상 진단 방법은 초음파 탐촉자를 Fig. 1 에 보인 궤적에 따라 이동시키며 종골 전체의 초음파 영상을 획득하고 그 중 수질골이 가장 많이 분포하는 영역을 ROI 로 선택하여 그 영역에서 초음파 파라미터의 평균값을 진단값으로 결정한다. 이 방법은 발의 위치에 관계없이 항상 일정한 부위를 추적하여 측정 결과를 얻도록 하고 있으므로 높은 재현성을 구현할 수 있다.[11, 12]

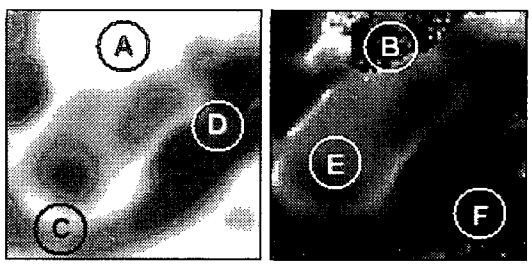
사용된 시스템은 60mm × 60mm 의 영역에서 1mm × 1mm 의 분해능으로 초음파 탐촉자를 스캐닝시키면서 총 3600 점의 초음파 신호를 측정하여 종골의 초음파 영상을 구하도록 하였다.

3. ROI 자동 검출 알고리즘

3.1 알고리즘의 개요

Fig. 2 는 초음파 스캐닝으로 구한 60×60 의 GI 와 BUA 맵을 흑백 음영(gray scale)으로 대응시킨 원시 영상이다.

(A)와 (B)부분은 종골 위쪽 부분과 거골(talus)의 아래 부분이 겹치는 영역이다. (A)와



(a) GI (b) BUA

Fig. 2 GI and BUA maps of calcaneus

(B)는 두 뼈가 결합하는 부위여서 종단면의 형태가 복잡하고 표면의 윤곽이 울퉁불퉁하여 초음파 신호의 산란이 많이 일어난다. 또한, 이 부위는 뼈의 폭도 늘어나 초음파 신호의 전달 경로가 길어지게 되며 투과한 초음파 신호의 세기가 크게 감소하게 된다. 따라서 신호의 진폭이 매우 작게 되어 GI 값은 0 에 가까운 값을 가지게 되고 유효한 초음파 신호 데이터가 불충분하게 되어 고속푸리에 변환이 부정확한 결과를 출력하게 된다. 따라서 주파수 영역에서 구해지는 BUA 값을 신뢰하기 어렵게 된다. (C)와 (F)는 바닥면이며 (D)는 피부 및 근육 조직이 포착된 것이다. (E)는 종골의 중심부로서 ROI 에 해당하는 부위이다.

본 논문에서 제시하는 자동 ROI 검출 알고리즘은 여러 가지 초음파 파라미터 중에서 BUA 와 GI 파라미터를 사용하고 있다. 알고리즘은 Fig. 3 에 보인 바와 같이 크게 맵을 생성하는 단계, 뼈 영역을 구하는 단계, 뼈의 기하학적 정보를 추출하는 단계, 그리고 국부 최소 평가 방법을 이용하여 ROI 를 찾는 단계의 4 단계로 구성되어 있다.

3.2 BUA 와 GI 파라미터의 맵 생성 단계

측정된 초음파 신호는 필터링 및 노이즈 제거, 고속푸리에 변환 등의 신호처리 과정을 거쳐 BUA 와 GI 값을 계산한 뒤 각각의 60×60 의 2 차원 맵을 작성한다. 다음으로 두 맵을 선형 조합하여 새로운 합성 맵을 생성한다.

3.3 뼈 영역 추출 단계

이 단계는 뼈 영역을 추출하기 위해 GI 및 BUA 맵에 대해 각종 영상처리 기법을 적용하여 맵에서 뼈에 해당하는 영역과 그렇지 않은 영역을 분리한다.

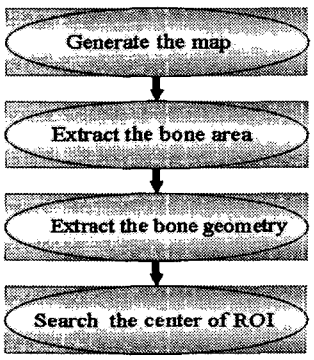


Fig. 3 Flow chart of automatic ROI algorithm

3.3.1 전처리(Preprocessing) 단계

BUA 맵에서 주변 데이터에 비해 지나치게 높거나 낮은 잡음 성분에 해당하는 데이터가 혼재되는 경우가 있다. 이 현상은 임의의 한 점에서 초음파 신호의 전달 경로에서 심한 감쇠가 일어나 수신부에는 매우 미약한 신호만 전달되기 때문에 나타나며, 뼈의 투과면이 지나치게 울퉁불퉁하여 초음파 신호를 과도하게 산란시키거나 물속에 포함된 기포가 초음파의 전달을 방해하는 경우에 나타날 수 있다.

본 연구에서는 이러한 잡음성분에 의해 잘못된 결과가 나오지 않도록 전 처리 단계를 수행한다. 변형된 미디언 필터링(Median filtering)을 수행하여 임펄스성 잡음을 제거하고, 2 차원 평활화로 전체적인 BUA 맵의 데이터 분포를 평탄하게 만든다. 이렇게 함으로써 후속 연산에서는 잡음에 의한 영향을 최소로 받도록 하여 정확한 결과를 얻을 수 있다.

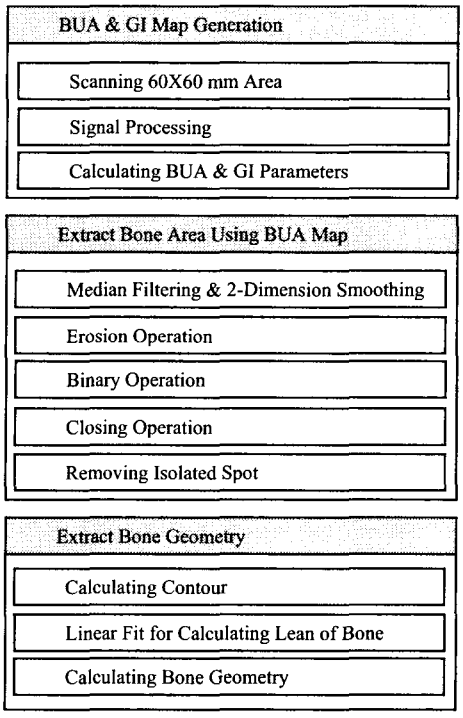


Fig. 4 Processes of bone geometry calculation

3.3.2 침식(Erosion) 연산

전처리가 끝난 맵에서 이진화 과정을 거쳐 뼈 영역만 분리하기 위해서는 뼈 주변의 피부나 근육 조직의 데이터를 축소하고 뼈 영역의 데이터는 강조할 필요가 있다. 침식연산은 맵에서 뼈 영역을 두드러지게 나타내기 위한 연산과정이다.

전처리가 끝난 합성맵상의 한 점 p(x,y)에 대해 점 p 와 주변의 점들을 포함한 9 점에서 최소치를 구하고 그 값을 p(x,y)의 새로운 값으로 한다. 이렇게 함으로써 뼈 영역의 정보를 강조할 수 있으며 적당한 상태가 될 때까지 수차례 반복해서 수행하면 된다. 회수가 지나치게 늘어나면 뼈 영역의 데이터까지도 훼손될 수 있으므로 본 논문에서는 2 회를 수행하는 것으로 제한하였다.

3.3.3 이진화(Binary) 연산

침식연산으로 생성한 맵에서 뼈 영역과 나머지 영역으로 구분할 수 있도록 최적 임계치(optimal threshold)이상의 값은 1 로 하여 이하의 값은 0 으로 설정하는 연산이다. 최적 임계치는 맵의 최대/최소값과 평균값 및 데이터 분포로부터 계산된다.

3.3.4 닫힘(Closing) 연산

이진화된 맵에서 뼈 영역의 윤곽선이 연속적으로 이어지지 않고 끊어지거나 심한 요철이 나타나 뼈 영역을 판단하기 어려운 경우가 나타날 수 있다. 특히 이런 현상은 골밀도가 낮고 골다공증이 상당히 진행된 고령의 여성에게서 두드러지게 나타나는 것을 볼 수 있으며 정확한 관심영역을 찾기 어렵게 한다.

닫힘 연산은 이러한 문제점을 극복하기 위한 연산과정이다. 이 과정에서는 팽창(Dilation)과 침식연산을 일정 회수만큼 교대로 수행하여 불연속적인 부분을 제거한다. 팽창연산은 합성 영상의 점 p(x,y)와 점 p 와 주변의 점들을 포함한 9 점에서 최대치를 구하고 그 값을 점 p(x,y)의 새로운 값으로 한다.

3.3.5 고립점 제거(Removing Isolated Spot)

닫힘 연산 후에도 뼈 영역 내부에는 0 으로 채워진 영역이 나타날 수 있다. 또 뼈 영역 외부에 작은 고립점이나 고립점에 연결된 가지가 나타나는 경우가 있는데 이는 피부 표피에 각질층이 두껍게 존재하거나 피부가 수조의 바닥과 인접하는 부위에서 초음파의 진행이 영향을 받아 신호가 왜곡될 때 나타날 수 있다. 이러한 고립점은 후속 연산과정에서 관심영역을 구하는데 방해가 되어 알고리즘 수행 결과에 대한 신뢰성을 떨어뜨리므로 제거하는 것이 바람직하다. 이 과정에서는 이러한 고립점이나 고립점에 연결된 가지를 제거해 영상에서 뼈 영역만 남기도록 한다.

이전 과정까지 처리가 끝난 맵의 한 점 p(x,y)과 주위 영역을 포함하는 9 점(3×3)에 대해 점 p(x,y)와 값이 다른 점의 개수를 세어서 정해진 개수 N 에 미달하면 점 p(x,y)의 값을 0 으로 설정하고 그렇지 않으면 255 로 한다. 이 과정을 전체 3600 점에 대해 수행한다. 본 연구에서는 N 의 값은 6 으로 하였으며 고립점 제거를 4 회 반복 실시하였다. 고립점 제거까지 끝나면 뼈 영역 맵이 완성된다.

3.4 뼈의 기하학적 정보 추출 단계

여기서는 앞 단계에서 추출한 뼈 영역의 이진맵을 이용하여 뼈 영역의 기울기와 외곽의 정보를 간단하게 나타낼 수 있는 경계선 다각형에 대한 정보를 계산한다.

3.4.1 윤곽선 추출

뼈 영역의 이진맵에서 윤곽선 부분만 추출하는 과정이다. 맵을 가로 방향으로 ±2 점 이동시킨 데이터와 세로 방향으로 ±2 점 이동시킨 데이터에 대해 OR 연산을 수행하면 원래의 뼈 영역보다 사방으로 2 점씩 늘어난 2 차 맵이 생성된다. 원래의 맵과 생성된 2 차 맵을 배타적 논리합(Exclusive OR, XOR) 연산을 하면 윤곽선에 해당하는 부분만 남게 된다.

3.4.2 뼈의 기하학적 정보 계산

윤곽선 맵 데이터에서 1 로 나타난 점들에 대해 선형보간법으로 종골의 기울기 a를 구한다.

Fig. 5 에 나타낸 대로 기울기가 a 인 직선을 스캐닝 영역의 좌우 양끝에서부터 중앙으로 수평 이동시킨다. 이때 직선상에 놓인 점 가운데 값이 1 인 점의 개수가 급격히 증가하기 시작할 때의 직선을 각각 종골 윤곽선의 좌우를 지나는 직선으로 하고 이들 직선간의 최단거리를 종골의

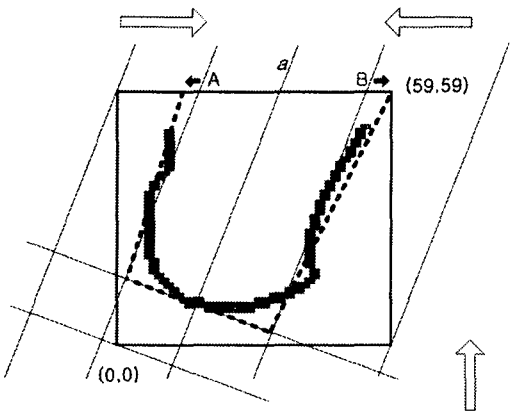


Fig. 5 Calculating boundary polygon

두께로 정의한다. 다음은 기울기가 a 인 직선을 90°회전시킨 뒤 수직 방향으로 밑에서 위로 향하도록 이동시키면서 위에 언급한 방식과 동일하게 종골의 아래면을 지나는 직선을 정의한다.

이때 종골의 실제 형상은 하단부가 상단에 비해 폭이 좁으므로 임상 데이터를 기초로하여 오른쪽 직선의 시작점 **A** 를 종골 두께의 16%만큼 음의 방향으로 수평 이동하고, 오른쪽 직선은 시작점 **B** 를 종골 두께의 30%만큼 양의 방향으로 수평 이동시킨다.

이렇게 결정된 세 직선이 맵의 외곽선과 만나는 교점과 각 직선간의 교점으로 이루어지는 경선 다각형을 생성한다. Fig. 5 에서 점선으로 표시된 부분이 경계선 다각형이다.

3.5 ROI 를 찾는 단계

이 단계에서는 Fig. 6 에 보인 순서에 따라 앞의 과정에서 구한 경계선 다각형 내부의 점들에 대해 국부 최소 평가 알고리즘을 수행하여 ROI 중심점 위치를 찾는다.

3.5.1 배제 영역 계산

전체 영역에서 좌표(30, 30)를 중심으로 하고 반경이 40 인 원의 바깥쪽에 해당하는 영역, 즉 맵의 네 귀퉁이에 해당하는 부분과 경계선 다각형 외부에 해당하는 좌표는 찾고자 하는 ROI 의 중심점 후보에서 제외한다. 이 부분은 실질적으로 ROI 가 위치하기 어려우며 발이 위치하더라도

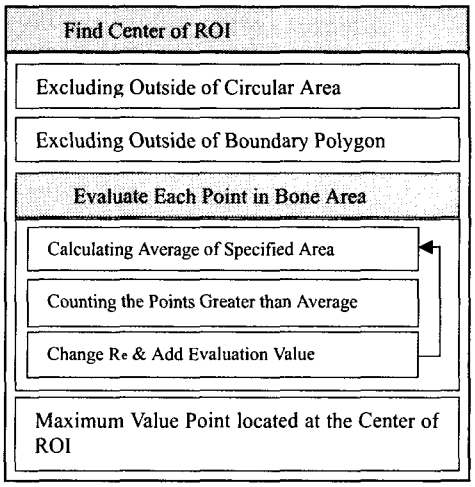


Fig. 6 Flow chart of ROI detection algorithm

자세가 불안정하거나 초음파 신호가 간섭으로 왜곡된 경우가 많아 그 이후의 단계에서 정확한 결과를 기대하기 어려우므로 ROI 위치로는 고려하지 않는다.

3.5.2 뼈 영역의 국부최소(Local minimum) 평가

국부최소 평가는 특정 크기로 제한된 영역에서 영역 중심부의 값과 주변 값들의 상대적인 대소를 비교하는 방법으로 (128-GI)값으로 재구성된 GI 맵에서 수행한다. GI 맵을 XY 평면으로 하고 값을 Z 축으로 하는 3 차원 그래프로 나타내었을 때 주위에 비해 값이 낮아 함몰된 형태로 나타나는 영역을 찾는 방법으로 이 부분이 종골 융기 부분에 해당하므로 ROI 의 중심 위치로 적합하다.

Fig. 7 에 한 점 p(x,y)에 대해 R_e 만큼 떨어진 점들의 국부 최소값을 평가한 것을 나타내었다.

100	102	103	103	102	102	101
99	100	100	102	100	99	99
97	96	94	95	95	93	95
97	93	88	85	86	89	92
98	95	92	90	89	92	93
98	96	94	93	92	93	94
99	99	94	92	92	94	97

R_e (↑), R_e (↓), R_e (←), R_e (→)

Fig. 7 Evaluation of local minimum value

이 때 R_e 의 값을 3 에서 12 까지 변경하면서 평가를 반복한다.

① R_e로 주어진 영역의 평균을 구한다.
② 평균보다 큰 값을 가지는 점의 개수를 구해서 평가치로 한다.
③ 위의 과정에서 나온 평가치를 누적 합산한 뒤 값 R_e 을 변경하여 ①, ②의 과정을 반복한다. 이때 값 R_e 의 범위는 3 부터 12 까지 이다.
④ 최종적으로 합산된 값을 점(X, Y)의 평가치로 삼는다.
⑤ 각 점에 대한 평가치 가운데서 가장 작은 값을 가지는 점의 좌표를 ROI 의 중심점 좌표로 선정한다.

4. 실험 장치

실험 장비는 Fig. 8 에 나타낸 것처럼 스캐닝 장비와 이를 구동하고 초음파 신호를 측정하며 자동 ROI 및 진단알고리즘을 수행 할 수 있는 소프트웨어가 설치된 PC 로 구성되어 있다.

500kHz 의 중심 주파수를 갖는 2 개의 초음파 탐촉자가 서로 마주보도록 수조에 장착되고 그 사이에 발을 넣어 자세를 유지할 수 있도록 발판을 놓았다. 발판의 양 측면은 신호의 초음파 감쇠에 의한 영향이 적도록 얇은 플라스틱판을 두어 초음파가 투과하도록 하였다. 측정할 때는 솔레노이드 밸브와 펌프를 사용하여 발판 내부로 물을 공급할 수 있도록 되어 있다. 초음파 센서를 X 축과 Y 축의 2 차원 평면상을 직교좌표로 움직일 수 있도록 2 개의 스테핑 모터, 볼 스크루 기구가 직교하도록 이송 기구가 구성되어 있으며 제어 보드에 의해 구동되고 있다.

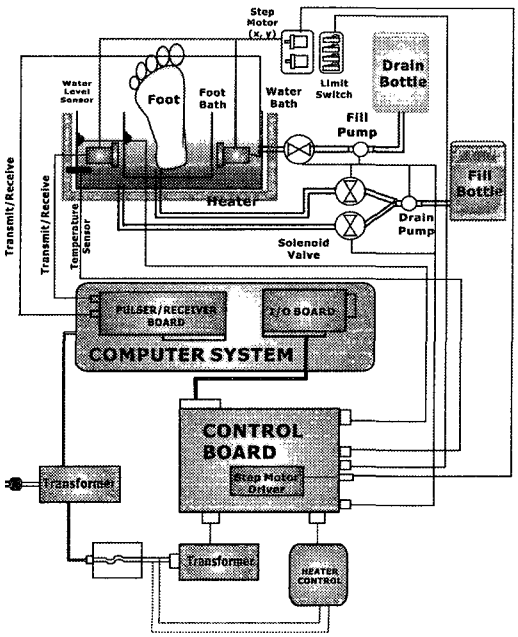


Fig. 8 Block diagram of experimental setup

수조 밑에는 히터와 온도센서가 설치되어 있어 물의 온도를 항상 32±1℃로 유지하도록 PC 에서 제어를 한다. 물의 급/배수를 위해서 펌프와 솔레노이드 밸브가 설치되어 있다.

PC 에는 초음파 탐촉자를 구동하기 위한 펄서/리시버 보드와 스캐너를 제어하기 위한 I/O 제어보드가 내장되어 있다. 펄서/리시버 보드는 8MHz 의 샘플링 속도를 가지는 8bit A/D 컨버터와 1Kbyte 의 메모리를 내장하고 있다. 또한 초음파를 구동하기 위한 고압 전원, 밴드 패스 필터, 게인 컨트롤러 그리고 로직 제어 회로 등이 내장되어 있다.

5. 실험 결과 및 고찰

기존의 고정점 방식의 초음파 골밀도 측정방식이 지니는 단점을 보완하기 위해 도입된 초음파 영상 방식에서 정확한 측정에 요구되는 자동 ROI 검출 알고리즘을 개발하였다. 자동 ROI 검출 알고리즘은 각 개인별로 상이한 진단 부위의 해부학적 형상을 반영할 수 있도록 구현되었다.

개발된 자동 ROI 검출 알고리즘의 골밀도 측정에의 적용성을 평가하기 위해 22~88 세(Mean ± SD)의 여성 305 명에 대한 임상 실험을 수행하였다.

Fig. 9 의 (a)~(d)는 측정을 통해 BUA 값을 이용하여 재구성된 골질 영상으로부터 뼈 영역을 검출하는 과정을 나타내고 있는 그림이다. Fig. 9 (a)는 원 영상에 침식연산을 적용한 결과를 나타내고 있는 것으로 이진화 과정을 거치기 위한 전 처리 과정에 해당하는 것이다. Fig. 9 (b)는 전체 영상의 픽셀별 그레이 레벨로부터 얻어진 최적 임계치를 기준으로 B/W 영상으로 이진화하여 나타낸 결과를 보여주고 있다. 그림에서와 같이 뼈 내부의 종골 융기부와 종골 내측 하단부에 2 개의 흑점이

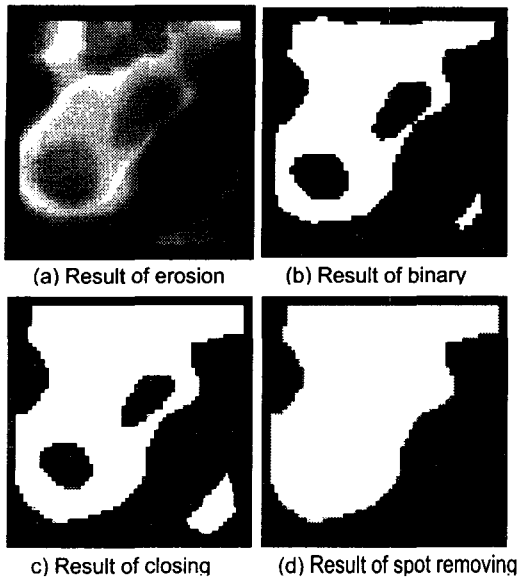


Fig. 9 Internal process of bone area extraction

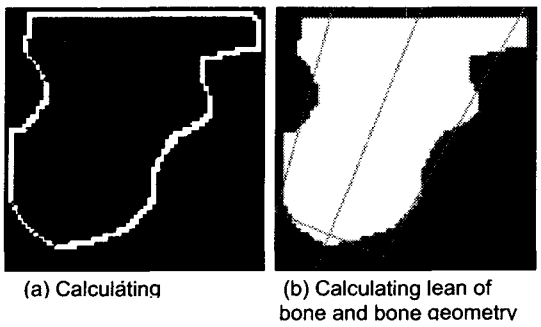


Fig. 10 Calculation of contour and bone

존재하며 영상의 오른쪽 하단부에 1 개의 백점이 존재하여 뼈의 내 외측의 구분이 완전히 이루어지지 않았으며 또한 불연속적인 부분이 존재함을 확인할 수 있다. 따라서, Fig. 9 (c)와 같이 완전한 뼈 영역의 추출이 원활히 이루어지게 하기 위하여 침식 연산과 팽창 연산의 반복을 통해 불연속적인 부분을 제거하면 전체적인 윤곽선이 확실히 구별된다. Fig. 9 (d)는 뼈 영역을 추출하기 위한 마지막 단계를 나타내는 그림으로서 흑점, 백점의 고립점을 제거하여 완전한 뼈 영역이 추출된 영상을 나타내고 있다.

Fig. 10 의 (a), (b)는 전처리 과정을 통해 추출된 뼈 영역 영상으로부터 뼈의 기하학적인 정보 추출 단계를 나타내고 있는 그림이다. Fig. 10 (a)는 추출된 뼈 영역의 영상 맵과 x, y 축 방향으로의 픽셀 단위 이동(Shifting)을 통해 구해진 2 차 영상 맵에

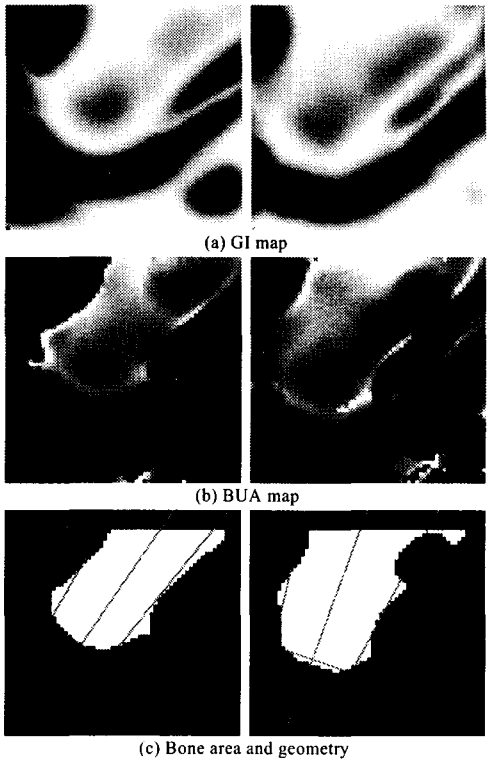
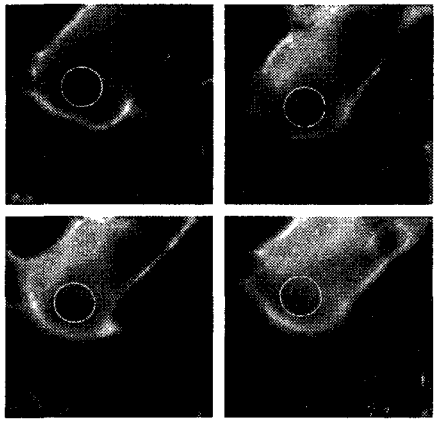


Fig. 11 Examples of bone geometry detection

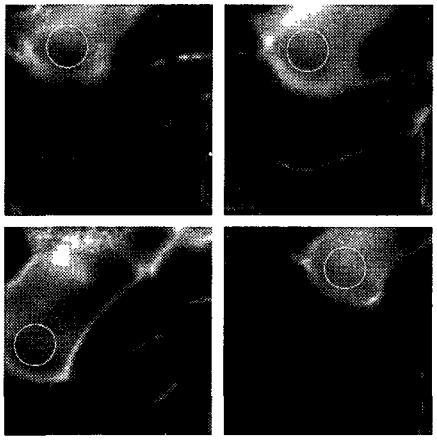
대해 XOR(Exclusive OR) 연산을 수행한 결과를 나타내고 있는 것으로 뼈의 윤곽(contour)이 흰색의 연속적인 선으로 추출됨을 알 수 있다. Fig. 10 (b)는 추출된 뼈의 윤곽으로부터 기하학적인 정보를 추출한 결과를 나타내고 있는 것으로 뼈의 아래, 좌우를 지나는 3 개의 직선을 구하고 이 직선으로부터 구해진 뼈의 중심축을 보여주고 있다.

Fig. 11 은 임상 실험을 통해 얻어진 데이터 중 임의로 선택한 2 명의 영상을 나타낸 것으로 (a), (b)는 GI 및 BUA 값을 이용한 골질 영상을 나타내고 있으며, (c)는 뼈 영역 추출 및 기하학적 정보 추출 알고리즘을 적용한 결과를 나타낸 것으로 뼈의 크기와 형태에 상관없이 ROI 를 추출하기 위한 뼈의 기하학적인 정보 특히, 뼈의 중심축의 추출이 제대로 이루어졌음을 알 수 있다.

Fig. 11 (c)와 (a), (b)를 비교해 보면 각종 영상처리 과정을 통해 얻어진 (c)의 영상이 (a), (b)의 영상에 비해 조금 작아짐을 알 수 있었으나 영상처리를 통해 얻고자 하는 뼈의 중심축에 대한 정보에는 영향이 없음을 알 수 있었다.



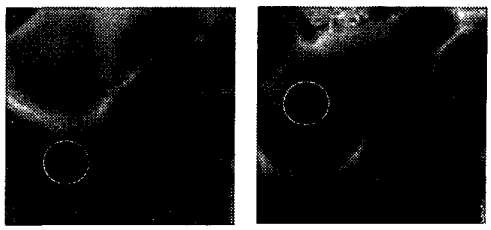
(a) ROI detected near to the center of image



(b) ROI detected far from the center of image

Fig. 12 Results of ROI detection algorithm

305 명의 임상 실험 대상자에 대해 자동 ROI 검출 알고리즘을 적용하여 뼈의 윤곽과 경계선 다각형을 구하고 이로부터 ROI 위치를 계산한 결과를 뼈의 골질 영상에 도시하여 육안으로 검사한 결과 295 명의 경우에 정확하게 ROI 의 위치가 검출되어 98.3%의 정확도를 나타내었다. Fig. 12 (a), (b)는 ROI 의 위치가 정확하게 검출된 골질 영상을 나타내고 있는 것으로 (a)의 경우는 영상의 중심점 근처에 종골 융기 부위가 위치한 것을 (b)의 경우는 발의 놓는 위치가 일반적인 경우와 다른 경우로서 영상의 중심으로부터 멀리 종골 융기가 위치한 경우에 검출된 ROI 를 도시한 영상이다. 그림에서와 같이 종골 융기의 위치가 영상의 어느 영역에 있는지에 상관없이 ROI 의 위치 탐색이 제대로 이루어짐을 확인할 수 있었으며, 알고리즘의 적용을 통한 ROI 검출 방법이 타당함을 확인할 수 있었다.



(a) Age 79 (b) Age 75

Fig. 13 Examples for invalid ROI location

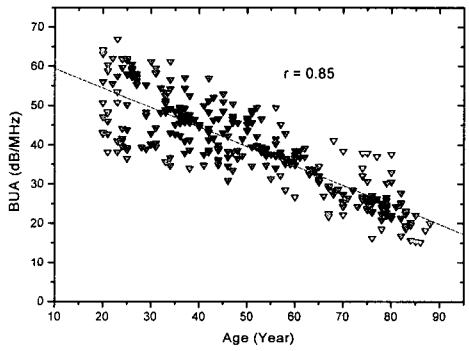


Fig. 14 Correlation of BUA with age when measured by ROI search algorithm method

Fig. 13 은 ROI 의 검출이 제대로 이루어지지 않은 10 명 중 일부의 BUA 영상을 나타내고 있다. 이 경우는 고령의 여성들에 해당되는 것으로 뼈의 전반적인 골질이 저하되어 일반적인 경우의 GI, BUA 값에 의한 종골 융기의 특징이 나타나지 않는 경우로 뼈의 외곽형상 추출이 잘못된 경우와 외곽형상 추출 후의 국부적인 최소값의 탐색이 제대로 이루어지지 않은 것으로 생각된다.

이는 측정에 사용된 초음파 스캐닝 시스템에서 초음파 수신부의 측정 이득이 고정되어 있으며 A/D 변환에 있어서 입력 전압의 진폭이 제한되어 고령 환자의 경우에 최대값을 초과하는 GI 값이 종골 융기 이외의 지역에서 많이 나타난 결과에 기인한 것이다. 이는 초음파 측정 시에 수신부 이득 값의 실시간 보정을 통해 극복될 수 있는 것으로 향후 ROI 가 제대로 검출되지 않는 고령의 대상자에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

Fig. 14 는 305 명의 임상 대상자에서 ROI 의 위

치가 제대로 검출되지 않은 10 명을 제외한 295 명에 대하여, 자동 ROI 검출 알고리즘에서 구한 ROI 위치에서 계산된 BUA 값을 평균한 결과와 연령과의 상관성을 분석한 그래프이다. 여기서 BUA 평균값과 연령과의 선형 상관성은 매우 높게 ($r=0.85$, $p<0.0001$) 나타났다.

이와 같이 자동 ROI 검출 알고리즘을 적용하여 측정한 초음파 영상 골밀도 진단 방식의 타당성을 검증하였다.

6. 결론

본 연구에서는 초음파 영상을 이용하여 정확하게 골밀도를 측정하는 방법을 구현하기 위한 노력의 일환으로 측정 관심 영역을 자동으로 검출하는 방법을 제시하였다. ROI 검출 방식은 우선 초음파 파라미터의 맵을 구하는 단계, 뼈 영역을 추출하는 단계, 뼈의 기하학적 정보를 추출하는 단계, 그리고 측정 데이터 분석에 의한 ROI 검색 단계로 구성된다. 개발된 자동 ROI 검출 알고리즘의 골밀도 측정에의 적용성을 평가하기 위해 22~88 세(Mean ± SD)의 여성 305 명에 대한 임상 실험을 수행하였다. 그 중 295 명의 초음파 영상이 정확하게 나타났다. 이와 같이 ROI 자동 검출이 매우 정확함(98.3%)을 확인하였다.

또한 초음파 골밀도 파라미터 BUA 와 연령과의 상관성을 분석하여 측정한 결과에 대한 신뢰성을 확인하였다. 따라서, 새로운 ROI 검출 방식의 도입으로 향상된 재현성과 정확한 골밀도 측정이 가능하게 되었다.

참고문헌

1. Laugier, P., Fournier, B., Berger, G., "Ultrasound Parametric Imaging of the Calcaneus: In Vivo Results with a New Device," Calcif tissue Int, Vol. 58, pp.326-331, 1996.
2. Lanton, C.M., Palmer, S.B., Porter, R.W., "The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone," Eng. Med. 13, pp.89-91, 1984.
3. Cheng, S., Suominen, H., "Comparison of ultrasound and bone mineral density assessment of the calcaneus with different regions of interest in healthy early menopausal women," J. Clin. Densitom., Vol. 2, No.2, pp. 117-126, 1999.
4. Rosentall, L., Caminis, J., Tenehouse, A., "Calcaneal ultrasonometry: response to treatment in comparison with dual x-ray absorptiometry measurements of the lumbar spine and femur," Calcif. Tissue Int., Vol. 64, No.3, pp.200-204, 1999.
5. Iki, M., Kajita, E., Mitamura, S., "Precision of quantitative ultrasound measurement of the heel bone and effects of ambient temperature on the parameters," Osteoporosis Int., Vol.10, No.6, pp.462-467, 1999.
6. Chappard, C., Camus, E., Lefebvre, F., Guillot, G., Bittoun, J., Berger, G., Laugier, P., "Evaluation of error bounds on calcaneal speed of sound caused by surrounding soft tissue," J. Clin. Densitom., Vol. 3, No.2, pp. 121-131, 2000.
7. Chappard, C., Berger, G., Roux, C., Laugier, P., "Ultrasound measurement on the calcaneus: influence of immersion time and rotation of the foot," Osteoporosis Int. 9, pp.318-326, 1999.
8. Han, S.M., Rho, J., "Dependence of broadband ultrasound attenuation the anisotropy of elastic moduli in cancellous bone," ImecE., Vol.212, 1-5, 1998.
9. Han, S.M., Davis, J., "A comparison between the patella and the calcaneus in ultrasound velocity and attenuation as predictors of bone mineral density," Physics in Medicine and Biology, pp.42 1-9, 1997.
10. Han, S.M., "Ultrasound velocity and attenuation in relation to maximum trabecula stress in the patella," Medical Engineering & Physics, Vol. 21, pp.541-546, 1999.
11. Brooke-Wavell, K., Jones, P.R., Pye, D.W., "Ultrasound and dual X-ray absorptiometry measurement of the calcaneus: influence of region of interest location," Calcif. Tissue Int., Vol. 57, No.1, pp.20-24, 1995.
12. Lefebvre, F., Berger, G., Laugier, P., "Automatic detection of the boundary of the calcaneus from ultrasound parametric images using an active contour model; clinical assessment," IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 17, No.1, pp.45-52, 1998.