

SOS를 이용한 초음파 골밀도 측정 장치

단국대학교 의학레이저연구센터/전자물리학과, *수원대학교 물리학과

정민상 · 김영식 · 한은주*

가로축 방식이 아닌 세로축 방식으로 초음파를 송수신하여 골밀도 측정을 하는 장치를 개발하였다. 반사된 초음파의 시간 차이를 이용하는 speed of sound (SOS) 방식은 주파수 차이를 비교하는 broadband ultrasound attenuation (BUA) 방식에 비하여 더욱 정확한 결과를 얻을 수 있다. 측정부위의 경우 엄지는 초음파 수신율이 좋으나 피부 두께의 변위가 많은 단점을 고려하여 중지를 채택하여 정확성을 높였다. SOS 방식만을 사용하여 측정한 결과 기존의 dual-energy x-ray absorptiometry (DEXA) 방식과 비교하여 거의 동일한 정확도를 얻을 수 있었다.

중심단어: 초음파, 골밀도

서 론

청진기를 비롯하여 의료분야에서 음파를 사용하여 진단하는 방법은 오랜 역사를 가지고 있다. 가청주파수 이외의 초음파 또한 동일매질에서는 전파 속도가 균일하다는 특성이 있으므로, 반사파 또는 투과파를 측정함으로써 물체탐지, 거리측정, 비파괴 검사 등의 영역뿐 아니라 의료분야에서도 널리 이용되고 있다. 의료분야의 경우 X-선이 갖는 생물학적인 위험에 비하여 초음파는 매우 안전하므로 특히 산부인과 영역에서 중요한 검사도구로 사용되고 있다. 또한 중증 환자에게 반복 검사가 가능하다는 장점이 있으므로, 전자기술의 진보와 함께 보다 광범위한 진단영역에서 응용되고 있다.¹⁾

골다공증이란 골대사의 변화로 인한 질량 중 골의 생물학적 조성에는 변화가 없고 골 형성의 감소 및 골 흡수의 증가로 말미암아, 단위 용적내의 골질량(bone mass)의 감소를 초래하여 경미한 충격에도 쉽게 골절을 일으키며 요추 및 대퇴부의 골절을 초래하는 질환이다. 골다공증의 징후는 폐경기가 지난 후이지만, 반면 골소실의 시작은 연령이 더욱 낮은 상태에서 발생한다. 그러므로 골다공증을 방지

하려면 최대 골질량을 증대시키고 유지하는 것이 중요하다.²⁾

골다공증은 의료부담률이 높으며 연령증가에 따라 발생 확률이 높은 질병이다. 전 세계적으로도 골다공증에 의한 골절의 빈도가 증가하고 있고, 현재 우리나라도 급속한 고령화현상이 이뤄지고 있으므로 골절예방을 위한 간편한 정량적 진단법이 요구되고 있다. 골다공증은 최근 다이어트 열풍으로 인하여 젊은 여성들에게까지 증세가 나타나기 시작하여 심각한 사회 현상으로 번지고 있다.

골다공증 진단장치를 정기적으로 사용함에 있어 가장 중요한 점은 인체에 무해하며 진단기의 가격이 저렴하고 진단료가 낮아야 한다는 것이다. 여러 골다공증 진단장치중 초음파를 이용한 골다공증 진단 장치만이 위와 같은 조건들을 모두 만족한다. 이러한 장점들로 미국, 유럽, 일본 등 선진각국에서 초음파 골밀도 진단장치 개발 및 성능향상을 위해 많은 연구를 하고 있다. 우리나라의 경우도 이러한 골밀도 진단장치의 사용이 늘고 있는 추세이지만 아직 많은 부분에 있어서 국산화가 되어 있지 않기 때문에 수입에 의존하는 실정이다. 수입된 진단장치는 골다공증 증상의 정도를 가늠케 하는 데이터베이스가 외국인을 기준으로 만들어져 있어 한국인의 골다공증에 대한 특성이 반영되어있지 않다고 할 수 있다.³⁾

본 연구에서는 이러한 문제점을 해소하고 편리성을 추구하기 위하여 초음파 골다공증 진단장치의 하드웨어(센서 인터페이스 모듈, 메인 컨트롤 보드), 소프트웨어(초음파 속도측정 알고리즘개발) 등 모든 장치를 국산화시켰으며,

이 연구는 2005학년도 단국대학교 대학연구비의 지원으로 연구되었음.
이 논문은 2007년 7월 11일 접수하여 2007년 9월 28일 채택되었음.
책임저자 : 김영식, (330-714) 충남 천안시 안서동 산 29번지
단국대학교 전자물리학과
Tel: 041)550-3421, Fax: 041)569-1177
E-mail: kimys@danook.ac.kr

기존 초음파 측정형태인 가로축 방식(측부형)이 아닌 세로축 전송방식(핸드형)으로 개발하였다.

대상 및 방법

초음파 응용 골밀도 측정 장비의 핵심이라 할 수 있는 센서는 신뢰성을 우선적으로 고려하여, 하기소닉 제품의 분리형 초음파 탐촉자(Dual Beam Ultrasonic Transducer)를 이용하였다. 이 제품은 높은 정밀도가 요구되는 비파괴검사에 사용되는 것으로, 인체에도 무해하다. 또한 초음파 송신부(Transmitter)와 수신부(Receiver)가 단일 모듈에 내장되어 있어, 피 측정자에 부동자세에 의한 고정 측정 방식이 아닌, 편리하게 손등 주위를 문지르는 것으로 골밀도를 측정하는 것을 가능하게 하였다.

마이크로 콘트롤러는 AVR Core를 내장한 ATMEL사의 ATmega128 프로세서를 사용하였다. 이 프로세서는 16 MHz로 동작하여, 초음파 센서 출력을 최대 0.0625 μs 분해능으로 판독, 식별할 수 있다. 피 측정자의 골밀도에 따른 초음파 센서의 출력 범위가 9 μs에서 18 μs 이므로, 이는 144단계의 진단이 가능하다는 의미이다. 하지만 본 연구에서는 피부두께, 계측 부위 등에 따른 오차를 고려하여 0.25 μs 분해능, 36 단계의 해상도로 피측정자의 골밀도를 계측하도록 설계하였다.

사용자 입력, 에러, 확인 등을 위하여 사용되는 다양한 음향 효과를 위해 음향효과 칩(Voice IC)으로서 VoiceLand사의 DSC칩을 사용하였다. 이외에도 편리한 사용자 인터페이스를 위한 Blue Color 그래픽 LCD, Real Time Clock IC, 프린터 컨트롤러, 4×3 Keypad Matrix 등이 사용되었다.

초음파를 이용한 골밀도 측정은 초음파의 기본적인 특성에 근거하여 이루어진다.^{4,5)} 초음파의 매질 내에서 속력은 다음식과 같이 밀도의 제곱근에 반비례 한다.

$$v = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (1)$$

여기서 B 는 매질의 체적 탄성률이고 ρ 는 밀도이다. 따라서 초음파가 송수신되는 거리를 d 라 하고 송수신 사이의 시간차를 t 하면 밀도는 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다.

$$\rho = B / (d/t)^2 \quad (2)$$

M. Greenspan과 C. Tschigg에 의하면 뼈의 구조가 일정하게 유지되는 경우 뼈에서의 초음파 속도는 뼈의 미네랄 양에 선형적인 연관성을 갖는다.⁶⁾ 이러한 방법을 SOS 밀도 측정법이라 한다.

골밀도를 측정하기 위하여 초음파의 주파수 감쇠가 매질

의 밀도와 관련된다는 특성을 이용하는 또 다른 방법이 있다. Boardband Ultrasonic Attenuation (BUA) 측정법이라고 부르는 이 방법은 뼈를 통과한 200 kHz에서 600 kHz 사이의 주파수 감쇠가 뼈의 밀도와 밀접한 관계가 있는 것을 이용한다. 초음파가 조직 속을 전파할 때 흡수, 산란, 반사 등에 의해 음파의 강도가 감소하게 되는데, 초음파 진단 장치에 이용되고 있는 주파수에서 이러한 감쇠는 거리와 주파수에 의존한다. 어떤 중심 주파수를 가지고 있는 초음파를 생체로 송신하는 경우 감쇠가 주파수에 비례하게 되고, 반사 신호가 깊은 곳에서 반사되는 만큼 고주파 성분이 감쇠하게 된다. 따라서 저주파 성분은 비교적 많아지고, 고주파 성분은 적어지므로 반사파의 중심 주파수는 낮아지게 된다.^{7,8)}

일반적으로 SOS에 의한 측정과 BUA에 의한 측정에 의해 획득되어지는 파라미터를 동시에 이용하는 경우 보다 정확한 골다공증 진단을 할 수 있다. 간편한 방법으로 SOS만을 이용하는 경우 종래의 골밀도 측정 장비들은 초음파를 골부에 가로 방향으로 방사한 후 매질을 투과시켜 반대편에서 수신된 음파를 분석하여 진단하여 왔으나, 사용자가 불편할 뿐 아니라 장비 자체가 커지는 등 여러 가지 문제점이 있었다. 본 연구에서는 골부에 수직으로 초음파를 주사하여 반사된 신호를 수신하는 방식을 택하였다.

결 과

우선적으로 골밀도 측정 실험을 위하여 24세 남성의 손가락을 이용하여 부위별로 각각 9회씩 측정하여 결과를 검

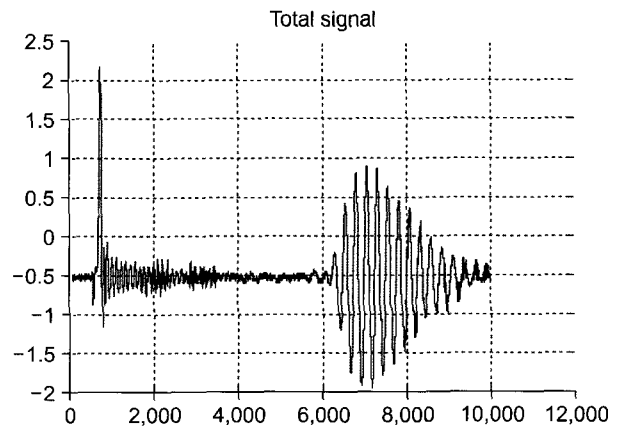


Fig. 1. Waveform of ultrasound measured on the lower position of thumb.

토하였다. 엄지 아래쪽 부위에 대한 측정 결과 대표적인 신호 파형은 Fig. 1과 같다.

골부에서 반사된 초음파의 수신 파형의 진폭이 큰 것은 이 측정부의 골부가 평평하여, 반사되는 초음파의 정량적인 양이 많기 때문이다. 따라서 SOS 측정에 용이할 것이라 생각할 수 있으나, 이 부위는 살이 두껍기 때문에 측정을 위하여 센서를 누르는 압력에 따라 상당히 큰 오차 범위를 갖게 된다. 첫 번째 파형은 센서의 송파기에서 발생한 초음파 신호를 나타내고, 두 번째 파형이 골부를 통과한 후 반사된 신호이다.

앞서 설명한 것과 같이 이 두 파형의 시간차를 구함으로써 골부를 통과한 초음파의 속도를 계산하고 밀도의 상태를 유추해 낸다. 마찬가지로 본 개발 제품에서는 사용하지 않는 제 2 파라미터인 BUA 역시 이 파형의 첫 번째 신호

와 두 번째 신호의 주파수 스펙트럼을 분석함으로써 획득할 수 있다. 본 진단기의 주된 임무는 정밀한 진단에 앞서 수행되는 예진 기능이므로 SOS 파라미터에 의한 진단만으로도 그 역할을 충분히 수행한 것으로 간주한다.

Table 1은 이 남성의 엄지부위에 대한 측정 결과이다. Table 1에서 알 수 있듯이 센서를 측정부위에 문지르는 압력에 따라 SOS의 차가 크게 발생함을 볼 수 있다. 따라서 이 측정부위는 진단 부위로서 적합하지 않음을 알 수 있다.

본 개발 제품에는 사용되지 않지만 BUA 파라미터의 영향이 얼마나 되는지를 검토하였다. BUA는 물체를 투과한 초음파의 주파수 감쇠가 얼마나 일어나는가에 관한 것으로, 이 주파수 대역 감쇠는 물질의 고유특성(밀도)에 따라 다르게 나타나는데, 밀도가 작을수록 주파수 감쇠가 적다. Fig. 2와 Fig. 3는 골부 통과 전과 후의 반사된 초음파 신호와 푸리에 변환 스펙트럼이다.

푸리에 변환은 오실로스코프에서 획득한 파형을 Matlab을 이용하여 나타내었다. 제시된 그래프 자료에서 알 수 있듯이, 송신파와 수신파 모두 중심 주파수 대역이 0.004 Hz로 중심 주파수 편이현상은 상당히 미미함을 알 수 있다. (여기에 나온 주파수 축의 값은 실제 주파수 대역이 아닌 임의의 레벨이다. 이는 푸리에 변환의 편의를 도모하기 위함이고, 우리가 관심이 있는 것은 주파수 편이가 어느 정도 비율로 발생하는가 하는 것이므로, 실제 수치는 의미가 없다.) 보다 세밀한 측정을 하고자 한다면, 기기 자체는 투과형 진단기로 설계되어야 하고, 이때는 매우 정밀한 BUA 수치를 얻을 수 있다. 하지만, 본 제품은 보조 진단기로서

Table 1. SOS value measured on the lower position of thumb.

No.	Pressure	Receiving time of reflection wave (μ s)	SOS (m/s)
1	Strong	10.1	1782.18
2	Strong	10.1	1782.18
3	Strong	10.2	1764.71
4	Middle	11.2	1607.14
5	Middle	10.8	1666.67
6	Middle	11.3	1592.92
7	Weak	12.0	1500.00
8	Weak	12.4	1451.61
9	Weak	11.8	1525.42

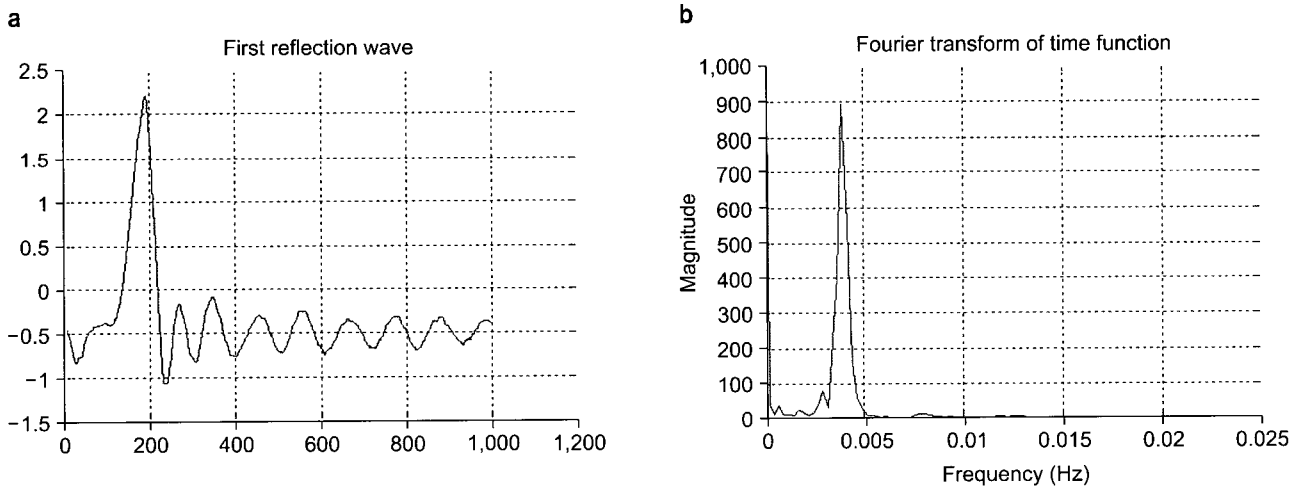


Fig. 2. (a) Transmission wave and (b) Fourier transform.

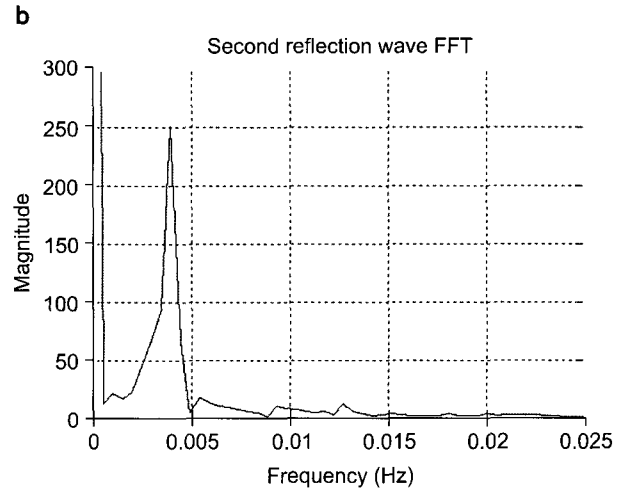
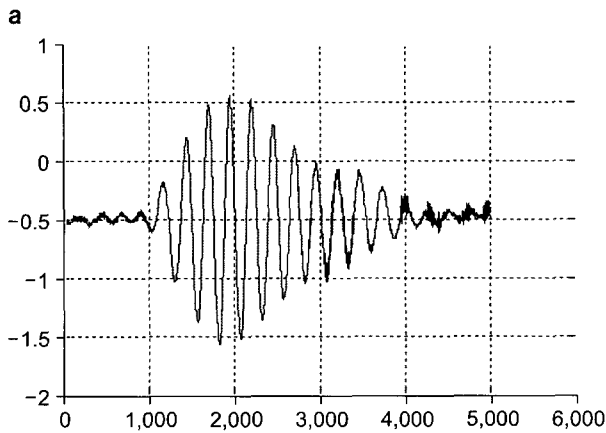


Fig. 3. (a) Reflection wave and (b) Fourier transform.

Table 2. Receiving time of reflection wave for various measuring position.

No.	Forefinger (2) μ s	Middle finger (3) μ s	Ring finger (4) μ s	Little finger (5) μ s
1 (strong)	10.4	10.4	10.4	10.5
2 (strong)	10.4	10.5	10.4	10.4
3 (strong)	10.2	10.4	10.5	10.4
4 (middle)	10.5	10.5	10.4	10.6
5 (middle)	10.5	10.5	10.6	Failed
6 (middle)	10.5	10.4	10.4	10.4
7 (weak)	10.7	10.4	10.5	Failed
8 (weak)	10.7	10.4	10.4	Failed
9 (weak)	10.7	10.5	10.4	Failed

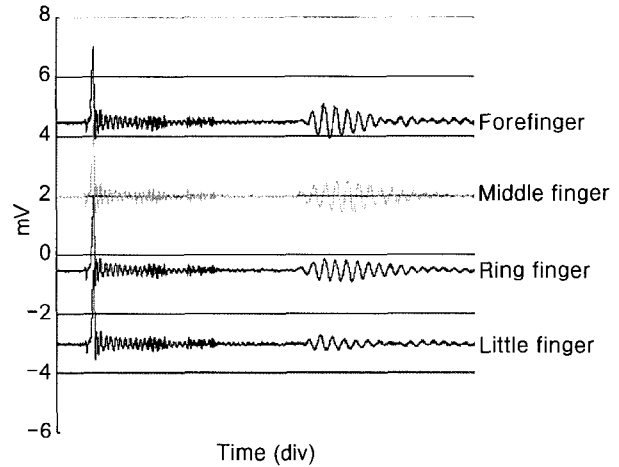


Fig. 4. Waveforms measured at the various kinds of fingers.

의 역할과 측정의 편이성에 중점을 둔 것이므로, BUA 파라미터는 진단에 사용하지 않는다.

엄지 부위에 대한 측정이 부적합하므로, 엄지를 제외한 다른 손가락의 측정 부위에 대한 실험을 수행하여 다음과 같은 측정치를 얻을 수 있었다.

Table 2에서 볼 수 있듯이 지골(손가락 뼈) 부위를 측정할 경우 엄지 아래쪽 골부에 비해 비교적 일정한 데이터가 얻어졌다. 이는 이 측정부의 피부 두께가 얇기 때문에 센서를 누르는 압력의 영향이 거의 없기 때문이다. 다만 소지(5) 부위에 대하여 측정 실패가 발생하는 것은 다른 부위에 비해 뼈가 가늘기 때문에(정확히 말하면 초음파가 반사될 수 있는 평평한 면적이 적기 때문에) 수신파의 진폭이 작기 때문이다. 반사된 초음파의 파형은 Fig. 4를 통하여 확인할 수 있다. (그래프의 가시성을 위해서 부위별로 일정

옉섯 값을 더하여 표시하였다.

골다공증 진단을 위한 측정 부위는 뼈의 상태변화에 민감하게 반응하는 곳으로, 측정 상의 오차가 최소화되어야 하며, 초음파의 반사가 잘 되는 지점이어야 한다. 또한 부가적으로 편의성을 포함하여야 한다. 실험 결과 이러한 요구조건을 모두 만족시키는 측정 부위는 중지골부인 것으로 나타났다. Fig. 5는 이러한 실험결과를 보여주고 있다.

고 찰

1. SOS와 골밀도의 관계 실험

정확한 진단을 위한 측정 부위에 대한 실험결과를 바탕

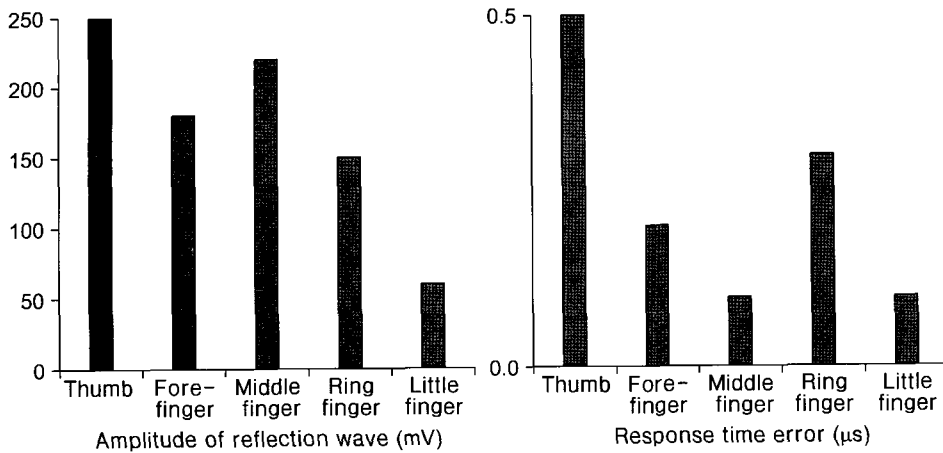


Fig. 5. Amplitudes of the reflection wave and the errors of response time error for various kinds of fingers.

Table 3. Measured value of SOS.

Ages	Number of times	Average value of SOS (m/s)	Decentralization	Standard deviation
18~19	9	1619.58	1833.83	42.82
20~29	41	1604.01	730.189	27.02
30~39	23	1600.10	689.89	26.22
40~49	15	1592.54	645.09	25.39
50~59	9	1548.39	1548.39	18.81

으로 선형 회귀법에 의한 진단 알고리즘을 제시한다. 이 실험을 위하여 천안 테크노 벨리(20명), 단국대학교(30명), 천안 지역 주민(50명)을 참여하였다. 이 인원은 연령별로 각각 분류하였으며 모두 여성이다. Table 3은 측정 결과이다. 다음 Fig. 6은 연령별 SOS에 대한 그래프이다.

2. SOS와 T-SCORE 관계 실험 및 성능평가

물질에 입사한 초음파의 속도는 초음파가 통과하는 물질의 밀도와 체적 탄성률에 의하여 결정된다. 탄성력 자체는 뼈 밀도에 따라 달라지며 또한 결과적으로 뼈의 밀도에 의해 변하는 뼈의 구조에 의해서도 달라진다. 뼈의 구조가 일정하게 유지 될 때, 뼈에서의 초음파 속도는 뼈 안의 미네랄 양에 선형적인 연관성을 보이는 것으로 알려져 있는데, 실제 실험한 결과 뼈의 밀도와 미네랄 함량과 초음파의 SOS 값이 선형 관계가 있음을 확인하였다.(일반적으로 고령일수록 뼈의 밀도와 미네랄 함량이 낮다.)

이 선형관계를 바탕으로 피 관측자의 골다공증을 진단한다. 하지만 사용자들은 SOS값을 가지고 진단하기가 힘들 것이므로 WHO 표준에 맞는 파라미터들을 제공해주어야

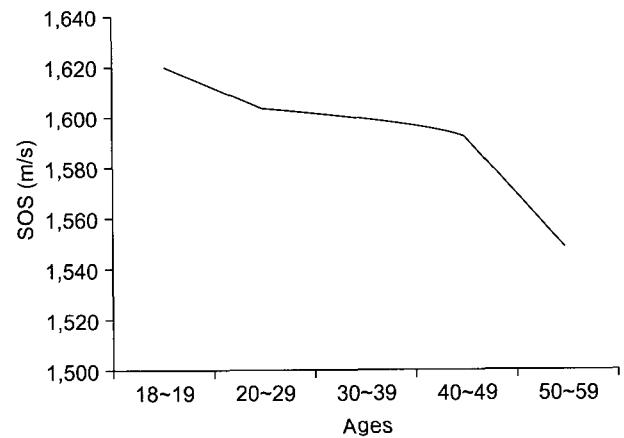


Fig. 6. SOS versus ages.

한다. 이 파라미터에는 T-SCORE 와 Z-SCORE가 있다. 이 값들은 통계적인 자료를 바탕으로 산출되는 것으로서 이를 위하여 실험군을 일반인(20명)과 골다공증 환자(20명)로 구성하여 2차 실험을 하였다.

실험은 각각에 대하여 DEXA 진단법을 이용하여 T-SCORE를 측정하고 기록한 후, 본 진단기를 이용하여 SOS를 측정하였다. 이 실험은 자사 진단기의 측정값(SOS)와 T-SCORE 수치가 어떠한 관계에 있는지를 판별하고, 그 관계를 기초로 관측자에게 파라미터를 제공해 주기 위한 것이다. Table 4는 실험 결과를 나타낸 것이다.

Fig. 7은 Table 4에 기초하여, 수집된 SOS 자료와 T-SCORE의 상관관계를 분석하기 위한 산포도이다.

그래프를 보면, 본 장치로 측정된 SOS 값과 DEXA 방식으로 측정된 T-SCORE 값이 1차 선형적 관계에 있음을 알

Table 4. T-SCORE versus SOS measured by clinical test.

T-SCORE (DEXA)	Number of persons	Measured value of SOS	Average age (years)
1.00	0	None	None
0.75	3	1625	23.5
0.05	5	1605	25
0.25	1	1610	22
0.00	2	1595	31.5
-0.25	5	1585	30.27
-0.50	4	1590	28
-0.75	0	None	None
-1.00	1	1577	24
-1.25	0	None	None
-1.50	0	None	None
-1.75	6	1560	45.5
-2.00	10	1550	43
-2.25	2	1555	48
-2.50	1	1549	55
-2.75	0	None	None
-3.00	1	1538	62
-3.25	0	None	None
-3.50	0	None	None

Table 5. Comparative performance evaluation.

Number	T-SCORE (DEXA)	T-SCORE (SOS)	Average fluctuation of measurement	Age (years)
1	0.5	0.50	0.05	22
2	0.0	0.25	0.05	24
3	-0.5	-0.50	0.10	22
4	-1.0	-1.25	0.00	35
5	-1.5	-1.50	0.05	55
6	-2.0	-2.00	0.03	50
7	-2.5	-2.50	0.00	58
8	-3.0	-2.75	0.12	62

일 피 측정자(10명)에 대한 10회 측정 시에 나타나는 결과 변동률을 이용하였다. 이 실험군은 DEXA 방식의 진단을 선행하여, 각각의 T-SCORE 값을 알아 두었는데, 이는 DEXA 방식의 측정이 상당히 높은 정확성을 보장하기 때문이다. 선택된 실험군에 대한 DEXA 방식의 측정값과 본 기기의 측정값 및 결과 변동률은 Table 5와 같다.(개인에 따라 측정치가 나오지 않는 경우가 있는데, 이러한 결과를 보인 2명은 Table 5에서 누락시켰다.)

본 기기는 DEXA 대비 측정 값에 대하여 T-SCORE 최대 0.25의 편차가 있었으며, 매 측정에 대해 측정 변동률의 평균값은 최대 0.12 이었다.

결 론

본 연구에서는 기존의 투과형(가로형) 초음파 골밀도 진단장치를 개선한, 반사형(세로형) 진단장치를 개발하였다. 이 기기는 투과형에 비하여, 사용자가 별도의 절차 없이 손쉽게 손가락 부위를 스캐닝 함으로써 쉽게 진단 결과를 얻을 수 있다는 특징이 있다. 또한, SOS 파라미터만을 이용하였기 때문에 BUA에 따른 결과 변동률을 최소화하여 실용성을 높일 수 있었다.

다양한 실험을 통하여 최적의 측정 부위를 선정할 수 있었으며, 또한 진단 실험에서는 DEXA 진단법에 대해 최대 오차 0.25 범위를 갖는 성능을 확인할 수 있었다. 이는 현재 골밀도 측정에 드는 비용과 환자의 불편함을 고려할 때, 편리하고 정확한 일차적 판별을 위하여 충분한 성능을 갖고 있다는 것을 알 수 있다. 이 장치의 성능을 바탕으로 소형 골밀도 진단장치 또는 자가 골밀도 진단기 등 다양한 응용 제품의 개발이 가능할 것으로 예상된다.

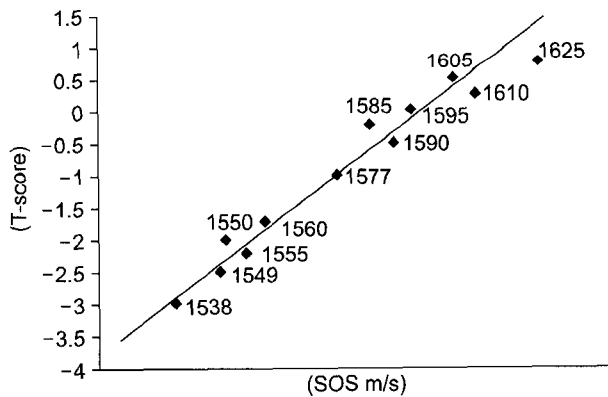


Fig. 7. T-SCORE versus SOS.

수 있다. 본 개발품은 이러한 수집 자료를 바탕으로 선형회귀를 통해 얻어진 함수식을 이용하여 사용자에게 다음의 식으로 표현된 T-SCORE 값을 알려준다.

$$T-SCORE = \frac{1}{60} \cdot SOS - 3.6 \quad (3)$$

여기서, T-SCORE는 WHO 표준 골다공증 진단 파라미터이며, SOS는 본 제품에서 측정한 초음파 속도이다.

본 제품에 대한 객관적 수치상의 성능 평가를 위하여, 동

참 고 문 헌

1. 이종락: 초음파와 그 사용법. 세화출판사, 서울(1997)
2. 대한골대사학회: 골다공증. 대한골대사학회간행 (2000)
3. 양승오: 방사선 골밀도 측정기의 성능평가기준개발. 식품의약품 안전청연구결과보고서, MONO1200508115 (2003)
4. Blake GM, Fogelman I: Interpretation of bone densitometry studies. Semin NuciMcd 27:248-260 (1997)
5. 전자기술연구회: 초음파응용. 기문사, 서울(1989)
6. Greenspan M, Tschigg CE: Table of the speed of sound in water. J Acoustic Soc Am 31:75-76 (1959)
7. 성원석: 초음파탐상개론. 건기원, 서울(2000)
8. 문정훈, 김진구: 초음파탐상검사. 원창출판사, 서울(2002)

Ultrasonic Bone Densitometer by Measuring the Speed of Sound

Min-Sang Jung, Yeong-Sik Kim, Eun Joo Hahn*

Medical Laser and Device Reserch Center/Department of Physics, Dankook University,
*Department of Physics, University of Suwon

An ultrasonic bone densitometer has been developed by measuring speed of sound signal transmitted and received on the skin, not through the horizontal axis but through the vertical one in tissue. The SOS(speed of sound) method measuring the time difference between the ultrasound signals reflected from the both sides of surface of bone could produce more precise result compared with the BUA(broadband ultrasound attenuation) method measuring the frequency difference. Middle finger is selected to be the best measurement position in order to increase the accuracy, after due consideration that the thickness of flesh at the down part of thumb shows too much variation although the ratio of the receiving signal is higher than the other fingers. The measured value by using SOS method shows almost the same result as compared with the conventional DEXA method.

Key Words: Ultrasound, Bonedensity