(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl. 7
A61B 8/00

(11) 공개번호 특2002 - 0082378
(43) 공개일자 2002년10월31일

(21) 출원번호 10 - 2001 - 0024059
(22) 출원일자 2001년05월03일

(30) 우선권주장 1020010021448 2001년04월20일 대한민국(KR)

(71) 출원인
디지탈에코 주식회사
경기 화성군 정남면 괘랑리 730 - 1번지
최흥호
경남 김해시 어방동 607 인제대학교 의용공학과

(72) 발명자
최흥호
경남 김해시 어방동 607 인제대학교 의용공학과
최창근
경상북도경주시성동동106번지신운빌라211호

(74) 대리인
박경훈

심사청구 : 있음

(54) 초음파를 이용한 골다공증 진단장치및 그 방법

요약

본 발명은 초음파를 인체의 경골의 길이방향으로 전송하고, 뼈의 밀도 및 탄성에 따라 음파의 전달속도가 변하는 초음파의 특성 및 뼈의 구조에 따른 초음파의 대역별 감쇠계수의 변화, 전달 파형의 왜곡에 의한 비선형 정도를 측정하여 골밀도를 측정하는 초음파를 이용한 골다공증 진단장치 및 그 방법에 관한 것이다.

본 발명에 따른 초음파 길이방향 전송방식에 의한 골다공증 진단 장치 및 그 방법은, 초음파를 전송하여 매질의 밀도를 측정하는 초음파를 이용한 밀도측정장치로, 초음파를 생성한 후 발신하는 초음파 발신수단; 초음파 발신수단에서 발신된 초음파를 수신하는 초음파 수신수단; 초음파 발신수단에서 발신된 초음파가 밀도를 측정하고자 하는 매질과 소정의 경사각을 가지며 입사될 수 있도록 하는 제 1웨지; 초음파 수신수단이 상기 매질과 소정의 경사각을 갖도록 하는 제 2웨지; 및 제 1웨지와 상기 제 2웨지가 일정한 간격을 갖도록 하는 고정수단으로 구성되는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도측정장치를 제공하여 개개인의 해부학적인 특성에 영향을 받지않고 골밀도를 측정할 수 있으며, 초음파의 속도, 감쇠정도 및 비선형성을 측정하여 골밀도의 측정이 정확하고, 장치가 간단하다.

대표도

도 1

색인어

골다공증, 초음파, 길이방향전송, 경골, 진단장치

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명 초음파를 이용한 골다공증 진단장치에서 사용되는 프로브어셈블리의 단면을 나타내는 단면도이다.

도 2는 송신용 또는 수신용 초음파 변환기를 부착하여 초음파가 경사 입사되도록 하는 웨지를 나타내는 도이다.

도 3은 프로브어셈블리에서 초음파가 경골에서 진행하는 것을 나타내는 도이다.

도 4는 초음파가 매질의 경계면에서 90도의 각도로 굴절하는 것을 나타내는 도이다.

도 5는 밀도변수 중 초음파의 감쇠 정도를 측정하기 위하여 수중에 초음파 변환기와 생체 연부조직이 일직선상에 놓고, 초음파가 조직에 수직 입사하는 모델을 가정한 도이다.

도 6은 매질에서 반사하는 반사파의 파형을 나타내는 도이다.

도 7은 매질에서 반사하는 반사파의 스펙트럼을 나타내는 도이다.

도 8은 연속정형파가 비선형효과에 의해 감쇠되어 가는 과정을 나타내는 도이다.

도 9는 길이방향 전송방식을 이용하여 수신용 초음파 변환기에서 획득한 초음파 파형이다.

도 10은 사용된 필터의 주파수 응답특성을 나타내었다.

도 11은 필터링 후에 Hamming Window를 사용하여 FFT를 실시한 결과의 예를 도 11에 나타내었다.

도 12와 도 13은 돼지와 소 경골의 화학반응별 주파수 쉬프트 분석 결과이다.

도 14는 길이방향 전송방식을 이용하여 수신용 초음파 변환기에서 획득한 초음파 파형이다.

도 15, 도 16은 돼지와 소의 경골에서 초음파 전달속도를 나타낸 도이다.

도 17은 제2고조파 진폭법의 원리를 블록 다이어그램으로 나타내었다.

도 18은 골다공증이 증가하면서 제 2고조파의 진폭이 커지는 것을 나타내는 도이다.

도 19는 주파수 쉬프트, 전달속도, 비선형 현상 파라메타를 모두 사용하여 다중 회귀분석을 시행하였을 때 표준화된 잔차들에 대하여 기대분포와 관측분포의 누적분포를 도표화한 것이다.

도 20은 프로브어셈블리와 연결되어 골밀도를 측정하는 골밀도 측정장치에 관한 구조도이다.

도 21은 본 발명 초음파를 이용한 골다공증 진단장치에서 사용되는 DSP부의 메모리영역을 나타내는 도이다.

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파를 이용하여 골밀도를 측정하여 골다공증을 진단하는 진단장치 및 그 방법에 관한것으로, 더욱 상세하게 설명하면, 초음파를 인체의 경골의 길이방향으로 전송하고, 뼈의 밀도에 따라 음파의 전달속도가 변하는 초음파의 특성 및 뼈의 구조에 따른 초음파의 대역별 감쇠계수의 변화, 전달 파형의 왜곡에 의한 비선형 정도를 측정하여 골밀도를 측정하는 초음파를 이용한 골다공증 진단장치 및 그 방법에 관한 것이다.

골다공증이란, 단단하여야할 뼈가 여러 가지 원인에 의해 약화되어서 쉽게 손상되거나 부러질 수 있는 상태를 말하며, 골다공증에 의한 골절이 발생할 수 있는 부위는 뼈가 있는 신체의 모든 부위이며, 골다공증이 심한 경우 잇몸에 풍치도 발생하게 된다. 칼슘 흡수를 증가시키고 뼈에서 칼슘이 빠져나가는 것을 방지하는 에스트로겐이란 호르몬이 여성의 폐경기 이후에 갑자기 감소하기 때문에 여성에게 특히 잘 나타나는 병이며, 근래에는 폐경이 되지 않은 젊은 여성들도 날씬해지려는 욕망으로 체중을 과도하게 줄이다보니 생리가 중단되는 등 호르몬 이상에 의해 발생을 한다. 불과 몇 년 전까지만 해도 골다공증의 진단은 매우 어려웠으나, 최근 기술의 발달로 골밀도를 측정하여 골다공증 진단이 가능하게 되었다. 골밀도란 뼈의 단단한 정도를 나타내는 것으로 골밀도 수치가 높을수록 뼈의 단단함을 말한다. 세계보건기구인 WHO의 정의상 골다공증은 건강한 젊은 사람의 골밀도에 비해 25 % 가 모자란 경우를 골다공증 (OSTEOPOROSIS)이라 하고, 10 - 24 % 부족한 경우를 골감소증 (OSTEOPENIA)이라고 하나 일반적으로 골감소증도 골다공증으로 환자에게 설명되고 있다. 따라서, 골밀도를 측정하여 골다공증을 판단할 수 있다.

상기와 같이 골밀도를 측정하여 골다공증 진단방식으로, 방사선을 이용하여 골밀도를 측정하여 골절의 위험도를 예측, 평가하는방식이 있는데, 이러한 방식으로 일반 X선 촬영방식, 단광자 흡수법 (Single Photon Absorpitometry: SPA), 양광자 흡수법 (Dual Photon Absorpito-metry: DPA), 이중에너지 X선 흡수법 (Dual Energy X-ray Absorpitometry: DEXA), CT (Computed Tomography)를 이용한 QCT (Quantitative Computed Tomography) 등이 있으나, 이는 인체에 해로우며, 특히, 임산부에게는 치명적이며, 상당한 고가의 비용을 필요로 한다. 또한, 동일한 골밀도를 가지고 있는 성장기의 어린이 혹은 청소년과 노인을 비교할 때 골절의 위험도 및 빈도를 고려해보면 상당한 차이가 있다. 따라서 골밀도만으로 골절의 위험성을 평가하는 것은 골밀도가 뼈의 구조적인 특성과 물리적인 특성을 모두 반영하지 않기 때문에 한계점이 있다.

이러한 방사선의 문제점으로 인하여 최근에 초음파를 이용한 골밀도 측정방식에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 하지만, 초음파를 이용한 골밀도 측정방식으로 초음파를 인체의 측정부위를 관통하는 전송 방식에 의한 진단 방식을 말할 수 있는데, 초음파의 측정부위 관통하는 전송 방식은 인체의 종골 (발뒤꿈치뼈)을 대상으로 진단하는 방식으로 물을 매질로 하여 초음파의 투과성을 이용하는 방식이다. 그러나, 초음파의 측정부위 관통하는 전송방식은 종골과 연조직의 두께에 따라 값이 변화하고, 종골의 이소성 (異所性), 개인간의 해부학적인 위치와 측정시의 발 위치와 각도에 따른 오차, 그리고 물의 온도에 따른 변화로 인해 재현성이 부족하기 때문에, 이를 극복하기 위하여 장치가 복잡하게 되고 정량적인 진단에 많은 어려움이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

따라서, 본 발명의 목적은 상기의 문제점을 해결하기 위하여 도출된 것으로, 골다공증을 초기단계에서 파악하여 치료에 도움이 되도록 하기위하여, 초음파를 이용하여 정확한 골밀도를 측정하여 골다공증 진단장치를 제공하는 것이다.

또한, 본 발명의 또다른 목적은 초음파를 이용하여 골다공증을 진단하는 방법을 제공하는 것이다.

상기 목적을 달성하기 위하여 본 발명 초음파를 이용한 골다공증 진단장치는, 초음파를 전송하여 매질의 밀도를 측정하는 초음파를 이용한 밀도측정장치로, 초음파를 생성한 후 발신하는 초음파 발신수단; 초음파 발신수단에서 발신된 초음파를 수신하는 초음파 수신수단; 초음파 발신수단에서 발신된 초음파가 밀도를 측정하고자 하는 매질과 소정의 경사각을 가지며 입사될 수 있도록 하는 제 1웨지; 초음파 수신수단이 상기 매질과 소정의 경사각을 갖도록 하는 제 2웨지; 및 제 1웨지와 상기 제 2웨지가 일정한 간격을 갖도록 하는 고정수단으로 구성되는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도측정장치를 제공한다.

또한, 본 발명 초음파를 이용한 골다공증 진단방법으로, 초음파를 전송하여 매질의 밀도를 측정하는 초음파를 이용한 밀도측정하는 방법으로, 초음파를 매질에 소정의 각도로 입사하는 단계; 소정의 각도로 입사한 초음파가 매질을 통과한 초음파를 수신하는 단계로 구성하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도진단방법을 제공한다.

발명의 구성 및 작용

본 발명은 첨부한 도면을 참조하면서, 종래의 기술과 비교하여, 하기의 설명으로부터 좀더 명확하게 이해될 것이다.

도 1은 본 발명 초음파를 이용한 골다공증 진단장치에서 사용되는 프로브어셈블리의 단면을 나타내는 단면도이다. 도 1을 참조하여 설명하면, 프로브어셈블(리(10)는 크게 초음파를 송신하는 송신용 초음파 변환기(1), 초음파를 수신하는 수신용 초음파 변환기(2), 거리이격 축(6), 웨지고정수단(8), 거리조절핸들(7), BNC 커넥터(5), 송신용 초음파 변환기(1)와 수신용 초음파 변환기(2)가 경사지게 하는 웨지(3,4)로 구성된다.

송신용 초음파 변환기(1)는 초음파를 송신하는 수단으로 압전현상을 이용하여 전기적인 신호를 초음파로 전환하여 송신하는 수단이며, 수신용 초음파 변환기(2)는 초음파를 수신하는 수단으로 송신용 초음파 변환기와 반대로 역압전현상을 이용하여 수신된 초음파를 역압전현상을 이용하여 전기적인 신호로 전환하는 수단이다. 그리고, 송신용 초음파 변환기(1)와 수신용 초음파 변환기(2)는 웨지(3,4)와 결합되고 웨지(3)는 일정한 각도를 가지고 있어 송신용 초음파 변환기(3)에서 송신된 초음파가 일정한 입사각을 가지고 매질로 전달될 수 있도록 한다. 그리고, 수신용 초음파 변환기(2)에도 웨지(4)를 부착하여 매질을 향해 일정한 각도를 가지고 있도록 한다. 도 2는 송신용 또는 수신용 초음파 변환기(1,2)를 부착하여 초음파가 경사 입사되도록 하는 웨지(3,4)를 나타내는 도이다. 도 2에 도시된 바와 같이, 웨지(3,4)는 변환기가 장착되는 변환기 장착홀과 흡음용 rear-face를 가지고 있어, 변환기 장착홀에 송신용 또는 수신용 초음파 변환기(1,2)가 부착되어 사용되어 웨지(3)에 의해 송신용 초음파 변환기(1)에서 송신하는 초음파가 매질에 소정의 각도를 가지고 입사하게 된다.

그리고, 송신용 초음파 변환기(1)와 수신용 초음파 변환기(2)에 부착된 각 웨지(3,4)를 거리이격 축에 부착하여 웨지(3,4)가 수평방향으로 이동할 수 있도록 하여 웨지에 부착한 송신용 초음파 변환기(1)와 수신용 초음파 변환기(2)가 수평방향으로 이동할 수 있도록 한다. 그리고 거리이격 축의 중앙을 기준으로 방향이 다른 2개의 나사홈을 가지고 있어 거리이격 축(6)에 거리조절핸들(7)을 부착하여 거리조절핸들(7)을 회전시켜 각 웨지가 거리이격 축(6)에서 정반대 방향으로 이동할 수 있도록 한다. 그리고, BNC커넥터(5)를 이용해서 송신용 초음파 변환기(1)에 전기적인 신호를 공급하는 케이블을 연결하고, 또한, 수신용 초음파 변환기(2)에서 출력되는 전기적인 신호를 출력하는 케이블을 연결한다.

초음파는 매질을 통해서만 전파를 하며, 초음파가 매질을 통과하여 전파할 때는 매질 내 조직학적 정보를 함께 수반한다. 따라서 이러한 초음파의 전파특성파라메터를 분석하여 매질의 상태를 해석할 수 있다. 일반적으로 생체조직 내 초

음파의 특성파라메터에는 반사, 굴절, 감쇠, 속도, 비선형현상 등이 있다. 이러한 초음파의 성질을 이용해서 경골의 골밀도를 측정하게 된다. 일반적으로 경골(경골)은 약 90%이상이 피질골(cortical bone)로 구성되어 있으며, 나머지는 해면골(trabecular bone)로 구성된다. 그리고, 뼈의 강도와 관련된 부분은 피질골이여서 피질골의 골밀도를 측정하여 골다공증을 진단한다.

초음파는 밀도가 다른 두 매질을 통과하는 경우에 매질의 경계면에서 매질의 밀도에 따라 초음파가 하기의 스넬의 법칙에 따라 굴절하게 된다.

$$\frac{\sin\theta i}{\sin\theta t}=\frac{vi}{vt}=\frac{Nt}{Ni}$$

스넬의 법칙에서 θi는 초음파의 입사각이고 θt는 초음파의 굴절각이며, vi는 제 1매질에서 초음파의 속도이며 vt는 제 2매질에서 초음파의 속도이다. 그리고, Ni는 제 1매질의 밀도이고, Nt는 제 2매질의 밀도이다.

도 3은 초음파가 경골의 경계면에서 굴절을 하는 것을 나타내는 도이다. 도 3을 참조하여 설명하면, 피질골로 초음파를 경사(傾斜)입사하면, 초음파는 피질골과 해면골의 경계면에서 굴절을 하게 된다. 해면골은 인체의 피부와 밀도가 비슷하여 피부와 해면골의 경계면에서 초음파의 진행방향의 변화는 무시할 수 있다. 또한, 매질에서 초음파의 속도는 일정한 값을 가지므로 피질골로 입사하는 입사각을 조절하여 굴절각의 크기를 변화시킬 수 있는데, 입사각의 크기를 조절하여 도 4에 도시된 바와 같이 굴절각이 90도가 되도록 할 수 있다. 굴절각이 90도가 되는 각을 임계각이라고 한다. 이러한 임계각으로 초음파를 입사하기 위하여 웨지(3)를 송신용 초음파 변환기에 부착하여 송신용 초음파 변환기에서 송신하는 초음파의 입사각을 조절한다. 웨지(3)는 인체의 피부조직과 음속 및 음향임피던스가 비슷한 테프론으로 구성할 수 있다. 굴절각이 90도가 되면 경골을 따라 초음파가 전송되는데 경골을 따라 진행을 하는 방향을 길이방향으로 정의한다. 그리고 이러한 길이방향으로 초음파가 전송되는 경우에 수신용 초음파 변환기에 수신되는 초음파의 세기가 최대가 된다. 웨지(3)의 각도는 실험을 통하여 초음파의 굴절각이 임계각이 되도록 하는데, 상기 스넬의 법칙에 따라 초음파가 각 매질에서 진행하는 속도와 입사각을 이용해서 초음파의 굴절각을 구할 수 있다.

표 1은 생체조직 및 금속에서 초음파가 진행하는 속도를 나타낸다.

[표 1]

매 질	속 도(m/s)
공기(air) 물(20˚c)(water) 납(Pb) 알루미늄(aluminium) 지방조직(fat) 연부조직(soft tissue) 뇌(brain) 간(liver) 혈액(blood) 눈의 수정체(eye) 두개골(skull) 테프론	330 1480 2400 6400 1450 1540 1541 1549 1570 1 620 4080 1340

상기 표와 스넬의 법칙을 이용하여 초음파의 굴절각이 90도가 되도록 입사각을 조절하여 초음파가 경골의 표면을 따라 진행하게 할 수 있다.

그리고, 수신용 초음파 변환기(2)에는 송신용 초음파 변환기(1)에서 송신된 초음파가 매질속을 진행하면서 속도의 변화, 흡수, 산란, 반사 등에 의해 음파의 강도감소정도, 비선형성 등이 나타난 초음파를 수신된다. 따라서, 수신용 초음파 변환기(2)에서 초음파의 속도 변화, 강도감소정도, 비선형성 등을 밀도측정을 위한 밀도변수로하여 매질의 밀도를 측정에 이용할 수 있다. 밀도파라메터를 이용하기 위하여 수신용 초음파 변환기(2)에서 수신된 초음파를 전기적인 신호

로 전환하여 전기적인 신호를 분석하여 밀도를 측정한다.

도 5는 밀도변수 중 초음파의 감쇠정도를 측정하기 위하여 수중에 초음파 변환기와 생체 연부조직이 일직선상에 놓고, 초음파가 조직에 수직 입사하는 모델을 가정한 도이다. 도 5에 도시된 바와 같이, 입사되는 초음파는 매질과 매질의 경계면에서 반사가 되므로 생체 연부조직 전면에서 한번 PN(f) 반사가 일어나고 생체 연부조직 후면에서 다시 한번 PF(f) 반사가 일어나서 총 두 번의 반사가 발생하게 된다. 반사파의 파형을 도 6에 나타내었다. A부분에서 반사되어 오는 신호를 PN(t)라 하고, B부분에서 반사되어 오는 신호를 PF(t)라고 할 때, 각각의 진폭사이에는 다음과 같은 관계가 성립한다.

수학식 1

$$A_F(f) = A_N(f) e^{-2\alpha^* D}$$

여기서 는 음향 감쇠계수이며, 단위는 [Np / cm] 이다. 그런데 1[Np]는 8.686[dB]이므로, 다시 쓰면,

수학식 2

$$A_F = A_N 10^{-\alpha D/10}$$

A부분의 반사파 $P_n(f)$ 및 B부분에서의 반사파 $P_F(f)$의 전력스펙트럼을 각각 $S_N(f)$,$S_F(f)$라고 하면, 이들은 다음 관계가 성립한다.

수학식 3

$$S_F(f) = |H(f)|^2 S_N(f)$$

여기서$|H(f)|^2$ 은 초음파가 통과하는 조직내부의 에너지 전달함수를 나타내며, 수학식 4로 표현할 수 있다.

수학식 4

$$\begin{aligned} |H(f)|^2 &= 10^{[-\alpha(f)(2D)]/10} \\ &= 10^{-0.2\beta f D} \end{aligned}$$

수학식 4로부터 감쇠계수$\alpha(f)$ 는 다음과 같이 구할 수 있다.

수학식 5

$$\alpha(f) = \frac{-10\log_{10}|H(f)|^2}{2D}$$

감쇠계수 기울기 β를 구하는 주파수 차분법(spectral difference method)과 주파수 쉬프트법(spectral shift meth od)이 주로 사용되는데, 이중 주파수 쉬프트 법은 다음과 같은 방법을 사용한다. A에서 반사되어 나오는 $S_N(f)$를 가우시안의 형태로 나타내면 수학식 6과 같이 표현이 가능하다.

수학식 6

$$S_N(f)=C_N e^{-(f-f_N)^2/B^2}, \quad \text{for } f>0$$

수학식 6에서 C_N은 상수이고, B는 펄수 대역폭의 측정값, f_N은 스펙트럼의 중심, 즉 중심주파수이다. 이런 스펙트럼은 가우시안 분포로서 변조되어진 사인펄스와 같이 간소화될 것이다. 이때 에너지 전달함수는 수학식 7과 같다.

수학식 7

$$|H(f)|^2=e^{-4\beta f D}$$

여기서 β는 cm · MHz 당 네퍼 단위를 가지는 감쇠계수의 기울기이다. 4는 반사되어진 신호에 대한 전파거리가 2D와 동일하기 때문에 기인되어진다. B점에서 반사되어지는 반사파의 스펙트럼을 결정하기 위해 수학식 3에 수학식 6과 수학식 7을 대입하여 계산하면,

수학식 8

$$S_F(f)=C_F e^{-(f-f_F)^2/B^2}$$

여기서 C_F는 주파수와 연관된 상수이므로,

수학식 9

$$f_F=f_N-2\beta DB^2$$

다시 말해, 스펙트럼은 도 7과 같이 조금 작은 형태의 동일한 가우시안 분포를 유지한다. 그러나, 도 7에서 확인할 수 있듯이 더 낮은 중심 주파수 f_F fmf 이동시킨다. β값은 중심주파수의 쉬프트를 이용하여 결정되어 질 수 있다.

수학식 10

$$\beta=(f_N-f_F)/(2DB^2)Np/(\text{㎝}\cdot\text{㎒})$$

$$\beta=4.343(f_N-f_F)/(DB^2)dB/(\text{㎝}\cdot\text{㎒})$$

따라서 중심주파수의 쉬프트를 이용하여 골다공증 진행정도에 따른 감쇠의 영향을 분석하고, 이를 골밀도 측정의 유효한 파라메터로 하여 감쇠특성을 검토할 수 있다.

그리고, 일반적으로 초음파의 전파를 생각할 때, 초음파의 진폭이 매우 작다고 가정함으로서, 파동방정식의 비선형항을 무시하여 선형 파동방정식으로 간주한다. 그런데, 초음파의 진폭이 큰 경우에는 이 비선형항을 무시할 수 없는 파동방정식이 되므로 비선형 현상에 대하여 고려하여야 한다. 이와 같이 진폭이 무한소라고 간주할 수 없는 초음파를 유한진폭초음파라고 정의한다. 본 발명 초음파 길이방향 전송방식에 의한 골다공증 진단장치는 수신용 초음파 변환기에서 수신되는 초음파 파형의 세기가 가로축 전송방식을 사용했을 때보다 매우 크기 때문에 비선형 현상을 포함하여 골밀도를 예측하는 것이 필요하다.

초음파가 일정한 매질 중을 전파하는 과정은 등엔트로피의 상태가 지속된다고 생각할 수 있다. 이때 매질이 밀도 ρ와 입자속도 v 사이에는 다음과 같은 수학식 11이 성립한다.

수학식 11

$$\frac{\partial \rho}{\partial t}+\nabla(\rho v)=0$$

여기서 음압을 P라고 하면, 매질이 점성을 무시한 상태방정식은 오일러의 연속식에 의하여 수학식 12와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 12

$$\frac{\partial v}{\partial t}+(v\nabla)v+\frac{1}{\rho}\nabla P=0$$

음압 P와 밀도 ρ와의 관계를 나타내는 상태방정식을 $(\rho-\rho_0)$의 항에 관하여 정리하면 수학식 13과 같이 테일러의 급수전개로 나타낼 수 있다.

수학식 13

$$P-P_0=A\frac{\rho-\rho_0}{\rho_0}+\frac{B}{2}\left(\frac{\rho-\rho_0}{\rho_0}\right)^2+\frac{C}{6}\left(\frac{\rho-\rho_0}{\rho_0}\right)^3+\cdots\cdots$$

여기서 P는 음압, ρ는 매질의 밀도, P_0 및 ρ_0는 각각 정압시의 값을 나타낸다. 또 계수 A,B,C는 다음과 같이 정의된다.

수학식 14

$$A=\rho_0\left(\frac{\partial P}{\partial \rho}\right)_{\rho=\rho_0}=\rho_0 C_0^2$$

$$B=\rho_0^2\left(\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2}\right)_{\rho=\rho_0}=2\rho_0^2 C_0^3\left(\frac{\partial C}{\partial P}\right)_{\rho=\rho_0}$$

$$C=\rho_0^3\left(\frac{\partial^3 P}{\partial \rho^3}\right)_{\rho=\rho_0}$$

여기서 C는 음속이고, C_0 는 정압시의 음속, 즉 무한 소진폭을 갖는 음파의 음속이다. 따라서 B/A는 상태방정식의 2차항의 척도이며 수학식 15로 나타낼 수 있다.

수학식 15

$$\frac{B}{A}=2\rho_0 C_0\left(\frac{\partial C}{\partial P}\right)_{\rho=\rho_0}$$

여기서 B/A를 비선형 파라메터라고 하며, 초음파가 전파해 가면서 찌그러지는 과정을 검토하기 위해서 수학식 15를 적분하면 다음과 같이 된다.

수학식 16

$$C=C_0+(B/A)P/2\rho_0 C_0$$

수학식 16은 유한 진폭음파의 음속 C가 음압 P의 함수가 되는 것을 의미하며, 전파과정에서 음압 P가 정(+)의 부분은 속도가 C_0 보다 빨라지고, 음압 P가 부(-)의 부분에서는 느려지기 때문에 음압파형에 찌그러짐이 생기며 고조파가 발생하게 된다. 따라서, 수학식 16은 매질의 비선형 파라메터와 파형의 왜곡에 관계되는 중요한 식이다. 연속정현파가 전파하는 경우에는 이러한 영향을 받아 파형이 거치상파 (鋸齒狀波)로 변해간다. 이와 같이 매질내를 초음파가 전파해 감에 따라 비선형 효과에 의하여 찌그러짐이 발생함과 동시에 감쇠가 일어나 마침내 소멸되어 가는 것이다. 도 8은 연속정형파가 비선형효과에 의해 감쇠되어 가는 과정을 나타내는 도이다. 도 8을 참조하여 설명하면, 음원으로부터 발생한 깨끗한 정현파(a)는 전파함에 따라서 (b)와 같이 찌그러져간다. 이 과정에서 고조파 성분이 증가하고 기본파 성분이 감소한다. 음파가 더욱 전파하면 (c)와 같이 시간축에 수직한 파면이 형성되며, 이때의 전파거리를 임계거리 또는 충격파 형성거리라 한다. 이와 같은 현상은 (d)에서와 같이 뚜렷해지다가 (e)에서 완전히 수직인 파면이 완성된다. (f),(g)에서는 거치상파가 비선형적으로 감쇠하는 모양을 나타내며 마침내 소멸한다.

유한진폭 초음파가 매질 중을 전파하면 전파거리가 증가함에 따라 파형이 찌그러지면서 소멸되어 가는데, 이 과정에서 기본파 성분은 감쇠하고 고조파 성분이 증가한다. 여기서 제 2고조파 성분의 증가 및 감소분은 수학식 17과 같이 된다.

수학식 17

$$\left(\frac{dP_2(x)}{dx}\right)=\frac{(1+\frac{B}{2A})\pi f_1 P_1^2(x)}{\rho_0 C_0^3}$$

수학식 18

$$\left(\frac{dP_2(x)}{dx}\right)=-\alpha(2f_1)P_2(x)$$

단, x는 전파거리, f_1은 기본파 주파수, α는 감쇠계수, $P_1(x)$,$P_2(x)$는 각각 전파거리 x에서 기본파 음압, 제 2고조파 음압이다. 따라서, 초음파를 조직 중으로 전파시키면, 제 2고조파 성분이 증가하여 파형은 찌그러진다. 수학식 17 과 수학식 18에 의하여 거리 x만큼 초음파가 전파했을 때의 제 2고조파 성분의 변화는 수학식 19과 같이 된다. 단, 이때 사용된 파는 평면파이고, 위상변화는 없는 것으로 한다.

수학식 19

$$P_2(x) = P_2(0)+f_1\left[\frac{(1+B/2A)\pi}{\rho_o C_o^3} P_1^2(x)-2\alpha P_2(x)\right]dx$$

따라서, 수학식 19에서 비선형 파라메터 B/A를 구하면 다음과 같이 된다.

수학식 20

$$B/A = \frac{P_2(x)\,2\rho_o C_o^3}{P_1^2(x)\,\pi f_1 x} - 2$$

또한 초음파가 매질 중을 전파할 때는 감쇠, 왜곡과 함께 위상이 쉬프트(shift)되는 현상이 발생한다. 이를 나타내는 위상 쉬프트 파라메터 N은 수학식 21과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 21

$$N = -\left(\frac{\partial C}{\partial P}\right)$$

또 위상 쉬프트 파라메터 N과 비선형 파라메터 B/A와의 사이에는 다음의 관계가 성립한다.

수학식 22

$$N = -\frac{1}{2\rho_o C_o^3}\left(\frac{B}{A}\right)$$

도 9는 길이방향 전송방식을 이용하여 수신용 초음파 변환기에서 획득한 초음파 파형이다. 송신용 초음파 변환기 측에서 초음파를 전파할 때 1㎒의 중심주파수를 가지는 신호 파형을 전파하며, 시편을 통해 맞은편 수신용 초음파 변환기에서 획득한 초음파 신호 파형을 이용하여 Fast Fourier Transform (FFT, 이하 FFT)을 실시하였다. FFT는 오실로스코프에 저장된 데이터를 디스켓을 사용하여 오프라인으로 컴퓨터로 전송, AcqKnowledge 3.2.6 버전을 사용하여 주파수 분석을 하였으며, 오실로스코프에 저장될 때의 샘플링 주파수는 10㎒/sample 이였으며, 데이터의 개수는 1,000개를 저장하였다. 주파수 분석은 우선 300㎑의 차단 주파수를 가진 M값이 39인 Hamming FIR highpass filter를 사용하여 직류성분을 제거하였다. 도 10은 사용된 필터의 주파수 응답특성을 나타내었다. 도 11은 필터링 후에 Hamming Window를 사용하여 FFT를 실시한 결과의 예이다. 도 11에서 화살표가 표시된 부분이 수신된 초음파 신호의 중심주파수이며, 약 850Hz의 중심주파수를 지니고 있다.

각각의 파형에 대한 주파수 분석 결과 처리전 시편과 화학 반응 시간에 따라 중심주파수의 쉬프트가 일어남을 확인할 수 있었다. 도 12와 도 13은 돼지와 소 경골의 화학반응별 주파수 쉬프트 분석 결과이다. 화학반응이 진행될수록 중심주파수의 이동폭도 급격하게 변하는 것을 알 수 있으며, 이는 골다공증이 진행될수록 감쇠가 심해지고, 이러한 주파수 감쇠현상, 또는 중심주파수 이동현상이 중증의 골다공증을 진단하는데 유용한 파라메타임을 의미한다.

도 14는 길이방향 전송방식을 이용하여 수신용 초음파 변환기에서 획득한 초음파 파형이다. 송신 신호의 시작부분부터 수신신호의 시작부분까지 오실로스코프의 표시기를 이용하여 전체 전파시간을 측정하였다. 도 14를 참조해서 설명하면, 측정된 전체 시간으로부터 경골에서의 초음파 속도를 측정하기 위해서는 웨지에서의 전파시간과 길이에 대한 보상이 필요하며, 이러한 보상을 통하여 실제 경골에서의 전파시간을 계산하였다. 송신용 초음파 변환기와 수신용 초음파 변환기 사이의 전체 전파 시간은 웨지에서의 전파시간과 경골에서의 전파시간의 합으로 나타낼 수 있으며 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다.

수학식 23

$$V_b = \frac{D_b}{\left(T_t - \frac{D_w}{V_w}\right)}$$

여기서, V_b : 경골에서의 초음파의 전달속도

D_b : 경골에서 초음파가 진행하는 거리

T_t : 총 전달시간

D_w : 웨지의 거리

V_w : 웨지에서의 초음파의 전달속도

웨지의 길이를 웨지의 초음파 전달속도로 나누어주면 초음파가 웨지를 통과하는 전파시간을 구할 수 있으며, 전체 전달시간에서 웨지를 전파하는 시간을 빼면, 초음파가 경골만을 통과하는 전달시간을 구할 수 있다. 이를 이용하여 경골의 측정거리를 초음파 전달시간으로 나누어주면 경골에서의 초음파 전달 속도를 구할 수 있으며, 도 15, 도 16은 돼지와 소의 경골에서 초음파의 전달시간을 나타낸 도이다. 도 15, 도 16 에서 사용된 웨지(3,4)의 길이는 0.7cm 이었으며, 송신용과 수신용 초음파 변환기(1,2)를 통과하므로 총 1.4cm의 거리를 가진다. 웨지(3,4)는 아크릴을 사용하였으며, 아크릴의 초음파 전달속도는 2680m/s 이다.

초음파 비선형 현상은 비선형 파라메타 B/A를 측정하는 대표적인 방법으로는 정압법(열역학법), pumping파 이용법, parametric array법, 제2고조파 진폭법 등이 있다. 이 중에서도 제2고조파 진폭 법이 비교적 간단한 장치로 B/A의 값을 측정할 수 있으며, 생체의 계측에 사용할 수 있는 초음파의 세기 (수mw정도)와 주파수의 한계 등이 in vivo의 측정으로 응용할 수 있는 가능성이 가장 높기 때문에 제2고조파 진폭 법을 사용하였다. 도 17은 제2고조파 진폭법의 원리를 블록 다이어그램으로 나타내었다. 초음파 송신용 변환기에 의하여 초음파를 매질 내로 전파시켰을 때, 매질을 통과하여 초음파 수신용 변환기에 수신된 신호를 BPF(band pass filter)로 통과시켜 기본 파와 제2고조파 진폭을 얻는다. 이 과정에서 조직의 비선형 효과로 인하여 발생되는 제2고조파의 크기를 측정하여 비선형 파라메타 B/A의 값을 측정하는 방법이다. 본 발명에서는 소의 경골에서 획득한 수신 데이터를 이용하여 제2고조파 진폭 법에 의한 비선형 파라메타 B/A의 값을 측정하였다. 그 결과 도 18에서와 같이 뼈의 골다공 현상이 진행될수록 제2고조파의 진폭이 증가하여 제2

고조파 대 기본 파의 비가 점차로 증가함을 알 수 있었다. 이러한 비선형 현상은 pulse-echo 법을 사용하는 의료용 진단기나 transmission 법을 이용하는 가로축 전송방식 초음파 골다공증 진단기의 경우 반사파의 감쇠가 매우 크고 진폭이 작아서 대부분 무시되어 왔다. 그러나 길이방향 전송방식의 경우 경골을 전파한 대부분의 신호가 수신초음파로 전달되어 오므로, 비선형 현상을 고려하는 것이 경골의 밀도를 좀더 정확한 측정을 할 수 있다.

위와 같이 측정되는 초음파의 전파속도, 감쇠정도 및 비선형성의 밀도 파라메터는 유용한 파라메터이기는 하지만 이들 밀도파라메터는 정성적인 변화만을 보여주고 있다. 따라서, 실험을 통하여 측정된 밀도파라메터와 다른 밀도 측정장비(예: QCT:전산화 방사선 단층촬영기)를 이용하여 정량적인 골밀도 데이터를 수집하여, 밀도파라메터와 QCT에 의해 수집된 데이터와 밀도파라메터의 상관관계를 분석하여 길이방향 전송방식 초음파 골밀도 진단알고리듬을 수립한다.

SPSS社의 통계분석 프로그램인 SPSS 9.0 프로그램을 사용하여, 초음파 중심주파수 변화와 QCT 촬영을 통한 골밀도와의 단순회귀분석을 통해 추출한 알고리즘 수식은 수학식 29와 같으며, 동일한 방법으로 수학식 25는 QCT 촬영 데이터와 초음파 전파 속도, 수학식 26은 QCT 촬영데이터와 초음파 비선형 계수를 이용하였다.

수학식 24

$$BMD = 0.6938F_c + 1324.3$$

수학식 25

$$BMD = 1.4519UV - 1275.1$$

수학식 26

$$BMD = -2659.9B/A + 2204.5$$

여기서 BMD는 Bone Mineral Density (골밀도)를 의미한다.

각각의 변수는 모두 골밀도 변화에 따라 일정한 추세를 가지고 있음을 확인할 수 있었다. 기존의 골밀도 해석 방법은 이들 세 파라메터 중 주로 감쇠와 초음파 속도를 이용하여 알고리즘을 구성하였다. 여기서 다시, 초음파 속도와, 주파수 쉬프트 파라메터만을 사용하여 동일한 프로그램으로 다중 회귀분석 처리를 행하면 수학식 27과 같은 골밀도 측정 알고리즘을 얻을 수 있다. 본 발명 초음파 길이방향 전송에 의한 골밀도 진단장치는 이에 비선형 파라메터를 추가하여 다중 회귀분석을 시행하였고, 그 결과 수학식 28과 같은 알고리즘을 구할 수 있었다.

수학식 27

$$BMD = 0.133F_c + 1.17UV - 767.259$$

수학식 28

$$BMD = 0.131F_c + 1.169UV - 25.594B/A - 760.987$$

여기서 F_C = 중심주파수, UV = 속도, B/A = 비선형계수를 의미한다.

도 19는 주파수 쉬프트, 전달속도, 비선형 현상 파라메타를 모두 사용하여 다중 회귀분석을 시행하였을 때 표준화된 잔차들에 대하여 기대분포와 관측분포의 누적분포를 도표화한 것이다. 도 19는 두 개의 값이 동일하다면 일직선으로 나타나는데, 표준화된 잔차가 기대되는 직선에 대하여 어떻게 분포되는지를 관측하여 두 분포를 비교할 수 있다.

도 20은 프로브어셈블리와 연결되어 골밀도를 측정하는 골밀도 측정장치에 관한 구조도이다. 도 20을 참조하여 설명하면, 골밀도 측정장치(100)는 프로브어셈블리(10)에서 출력되는 아날로그신호를 디지털신호로 전환하는 A/D컨버터(20), A/D컨버터(20)의 출력신호를 신호처리 하는 DSP(41)와 DSP(41)와 연결되어 DSP(41)에서 처리된 데이터를 저장하는 내부 메모리부(42), 골밀도 측정알고리듬을 수행할 수 있도록 하는 데이터를 저장하는 롬(44)과 A/D컨버터(20)를 통과하여 입력된 초음파의 데이터를 저장하는 램(45)으로 구성되는 외부 메모리(43) 및 I/O Space(46)로 구성되는 DSP부(40) 및 디지털 신호로 컨버터된 신호를 메모리에 적재를 하는 중앙처리부(30)로 구성된다. 또한, 피씨(Personal Computer)와 연결할 수 있는 피씨 인터페이스부(50)를 연결하여 초음파를 이용한 골다공증진단장치가 피씨와 연결되어 누구나 쉽게 사용할 수 있도록 한다. 그리고, 측정한 경골에 대한 정보를 출력할 수 있는 디스플레이부(60)를 더 구성한다.

골밀도 측정장치(100)는 경골을 통과를 한 초음파를 프로브 어셈블리(10)의 수신용 초음파 변환기(2)에서 수신을 한 후 전기적인 신호로 전환을 한다. 전기적인 신호는 아날로그 신호이므로 A/D컨버터(20)에서 아날로그 신호를 디지털 신호로 전환한다. 그리고, 본 발명 초음파를 이용한 골다공증 진단장치에서 사용되는 초음파변환기(1,2)에서 발생하는 초음파의 주파수는 1MHz~2.25MHz이므로 샘플링 시간은 이의 2배 이상으로 설계를 한다.

A/D컨버터(20)에서 출력된 데이터의 저장은 FPGA의 데이터메모리에 적재 하지만, 논리적으로 DSP의 메모리 맵 영역 안에 데이터를 저장할 수 있도록 DSP와 FPGA의 인터페이스로 구성하였다. 경우에 따라서 DSP의 데이터 메모리에 직접 적재 하도록 시스템을 고안할 수 있다. 도 21은 본 발명 초음파를 이용한 골다공증 진단장치에서 사용되는 DSP부의 메모리영역을 나타내는 도이다. 도 22를 참조해서 설명하면, DSP부의 메모리 영역은 내부메모리영역(42)에 할당된 프로그램 메모리 영역, 외부메모리(43)에 할당된 데이터 메모리 영역, I/O 영역(46) 의 3가지 영역으로 나누어진다. 먼저 프로그램 메모리는 0x0080~0x4000번지까지 사용한다. 프로그램메모리는 DSP가 원하는 동작을 할 수 있도록 DSP의 동작에 대한 데이터가 저장된다. 데이터 메모리 영역 (0x4000~0x8000)에는 코드에서 초기에 속하는 변수들의 값과 외부 램(45)에서 가져온 데이터를 가지고 있다. 그리고, 외부 롬영역 (0x8000~0xC000)에는 DSP(41)가 일정한 역할을 수행할 수 있도록 하는 데이터가 컴파일된 Hex 값으로 저장된다. 이 Hex 값은 부트로드시 프로그램 메모리 영역으로 옮겨져 실행된다. 그리고, 외부 롬 영역(44)에는 각종 시스템의 정보를 쓰고 읽을 수 있도록 한다. 또한, 외부 램 영역(45)은 0xC000이하의 번지로 할당된 영역으로, 외부에서 나오는 데이터를 저장하는 부분으로, A/D 컨버터에서 디지털 신호로 컨버터된 데이터를 모두 저장한 후에 이 데이터들을 데이터 메모리 영역으로 옮긴다. I/O영역은 UART (Universal Asychronous Receiver/ Transmitter)를 배치한다. 측정장치(100)는 동작신호가 입력되면 롬영역의 시스템정보를 DSP부의 내부메모리에 전송한다. DSP부의 내부메모리에 저장하는 이유는 프로그램동작 속도를 최대한 빠르게 하기 위한 것이다. 그리고, 프로그램이 실행되면서 외부메모리에 할당되어 있는 데이터 메모리 영역으로 데이터 영역에 저장되어있는 데이터를 전송하고, 데이터 메모리 영역에 있는 데이터를 DSP부(40)에 억세스 (Acess) 한다. DSP부에서 DSP부의 내부메모리에 저장된 데이터를 처리하여 UART에 할당된 영역으로 전송하여 결과를 디스플레이를 한다. 또한, 피씨와 연결하여 피씨를 이용하여 시스템을 사용할 수 있도록 피씨 인터페이스를 구성한다. 피씨 인터페이스로는 USB를 사용한다.

발명의 효과

본 발명 초음파를 이용한 골다공증 진단장치는 초음파를 밀도에 경사 입사시켜서 골밀도 측정을 하는데, 초음파가 초음파 발신기에서 초음파 수신기로 전송되는 시간을 측정하고, 피부 등 인체의 연부조직의 두께를 측정하여 연부조직을 초

음파가 통과하는 시간을 측정하면 초음파가 경골부분만을 통과하는 시간을 알 수 있어, 인체의 연부조직에 영향을 받지 않고 골밀도를 측정할 수 있고, 초음파가 경골의 길이방향으로 전송되므로, 수신파형의 세기가 가로축 전송방식을 사용하였을 때보다 매우 크기 때문에 비선형 현상을 포함하여 골밀도를 예측하는 것이 더욱더 타당한 결과를 얻을 것으로 사료된다. 그리고, 인체의 연부조직의 두께 등 개개인의 해부학적인 특성에 영향을 받지 않고 골밀도를 측정할 수 있으며, 초음파의 속도, 감쇠정도 및 비선형성을 밀도측정 파라메터로 하여 골밀도의 측정을 정확히 할 수 있으며, 측정 및 장치가 간단하여 쉽게 골밀도를 측정할 수 있어, 누구나골밀도를 측정할 수 있다.

또한, 골밀도 측정장치를 산업전반의 이용에 확대하여 비파괴검사 등에 이용할 수 있다.

본 발명의 바람직한 실시례가 특정 용어들을 사용하여 기술되어 왔지만, 그러한 기술은 오로지 설명을 하기 위한 것이며, 다음의 청구범위의 기술적 사상 및 범위로부터 이탈되지 않고서 여러 가지 변경 및 변화가 가해질 수 있는 것으로 이해 되어져야 한다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

초음파를 전송하여 매질의 밀도를 측정하는 초음파를 이용한 밀도측정장치로,

상기 초음파를 생성한 후 발신하는 초음파 발신수단;

상기 초음파 발신수단에서 발신된 초음파를 수신하는 초음파 수신수단;

상기 초음파 발신수단에서 발신된 초음파가 밀도를 측정하고자 하는 매질과 소정의 경사각을 가지며 입사될 수 있도록 하는 제 1웨지;

상기 초음파 수신수단이 상기 매질과 소정의 경사각을 갖도록 하는 제 2웨지; 및

상기 제 1웨지와 상기 제 2웨지가 일정한 간격을 갖도록 하는 고정수단으로 구성되는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도측정장치.

청구항 2.

제 1항에 있어서,

상기 고정수단에 부착되어 상기 제 1웨지와 상기 제 2웨지가 수평으로 이동하여 상기 제 1웨지와 상기 제 2웨지의 간격의 크기가 조절될 수 있도록 하는 이동축을 더 구비하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도측정장치.

청구항 3.

제 1항 또는 제 2항 에 있어서,

상기 초음파 수신수단과 연결하여 상기 초음파 수신수단에서 전환되는 출력신호를 분석하는 신호분석장치를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도측정장치.

청구항 4.

제 3항에 있어서,

상기 신호분석장치는 상기 초음파의 상기 매질에서의 속도, 감쇠정도, 비선형성을 상기 매질의 밀도를 나타내는 밀도파라메터로 하여 상기 밀도파라메터를 측정하는 수단;

상기 밀도파라메터를 이용하여 상기 매질의 밀도를 연산하는 수단을 더 구비하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도측정장치.

청구항 5.

제 4항에 있어서,

상기 신호분석장치에 표시장치를 더 구비하여 환자의 골밀도를 표시할 수 있는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도측정장치.

청구항 6.

제 5항에 있어서,

상기 신호분석장치에 개인용 컴퓨터 인터페이스를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도측정장치.

청구항 7.

제1항에 있어서,

상기 제 1웨지의 각도는 경사 입사된 초음파가 상기 매질의 경계면에서 굴절하여 상기 매질의 길이방향으로 진행될 수 있도록 결정되는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도측정장치.

청구항 8.

초음파를 전송하여 매질의 밀도를 측정하는 초음파를 이용한 밀도측정하는 방법으로,

상기 초음파를 상기 매질에 소정의 각도로 입사시키는 단계;

상기 소정의 각도로 입사한 초음파가 상기 매질의 경계면에서 굴절한 후 상기 매질의 길이방향으로 진행하고, 상기 진행된 초음파를 수신하는 단계로 구성하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도측정장치.

청구항 9.

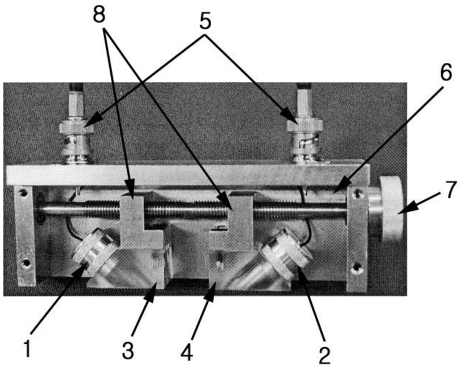
제 8항에 있어서,

상기 수신하는 단계 후에, 상기 수신된 초음파의 매질에서의 속도, 감쇠정도, 비선형성을 상기 매질의 밀도를 나타내는 밀도파라메터로 하여 상기 밀도파라메터를 측정하는 단계;

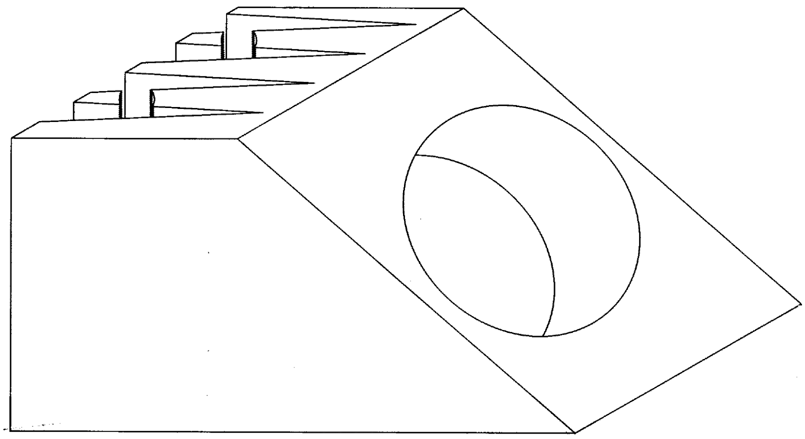
상기 밀도파라메터를 이용하여 상기 매질의 밀도를 측정하는 단계를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 밀도측정장치.

도면

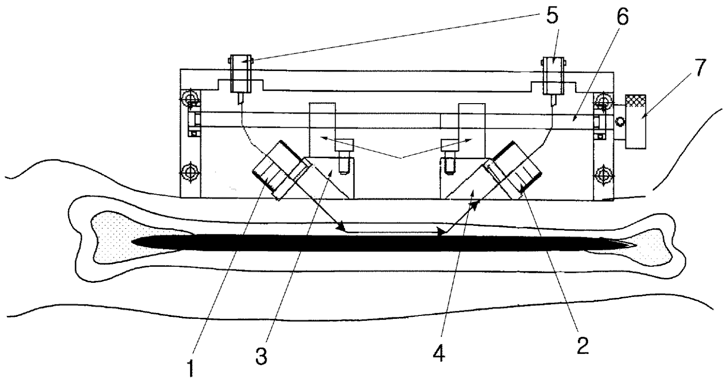
도면 1



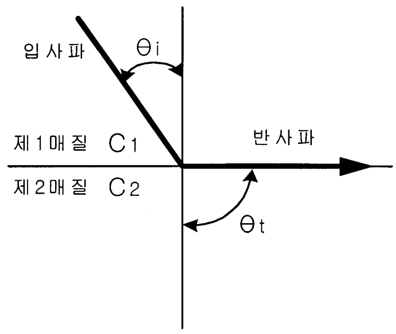
도면 2



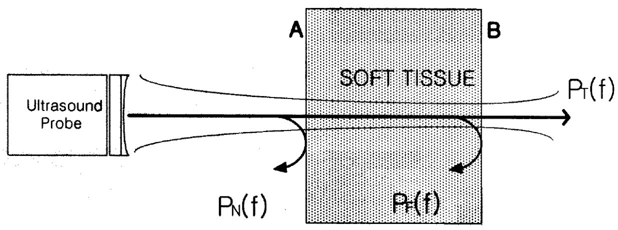
도면 3


5
6
7
1
3
4
2

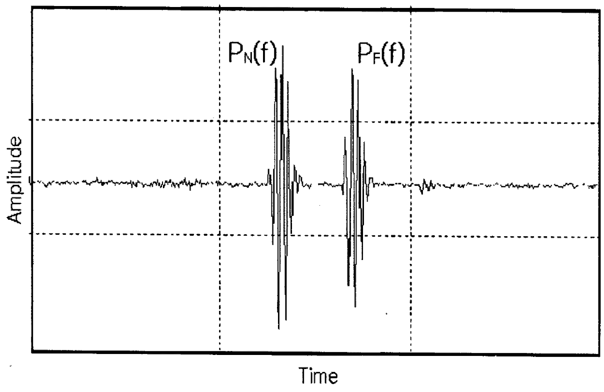
도면 4


입 사 파
θi
제 1 매 질 C1
제 2 매 질 C2
반 사 파
θt

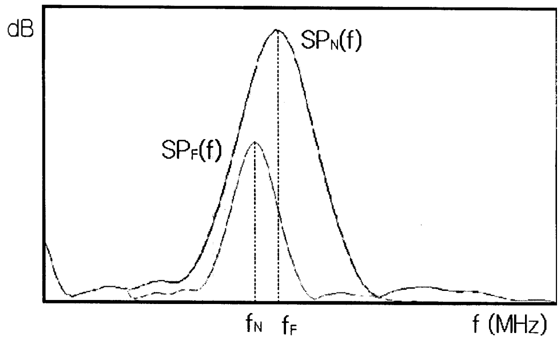
도면 5


A
B
SOFT TISSUE
Ultrasound Probe
PT(f)
PN(f)
PF(f)

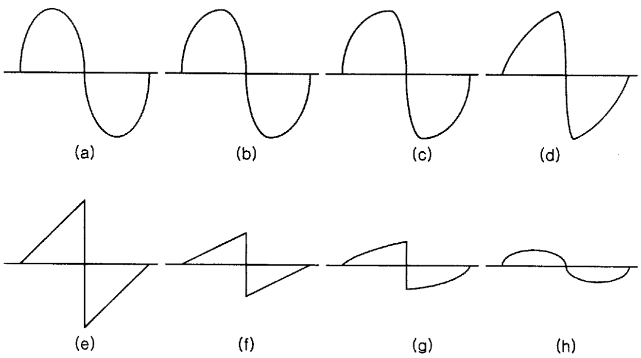
도면 6



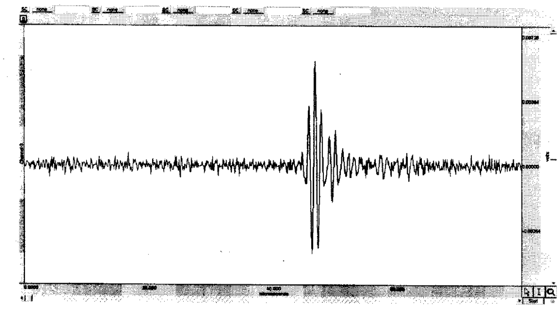
도면 7



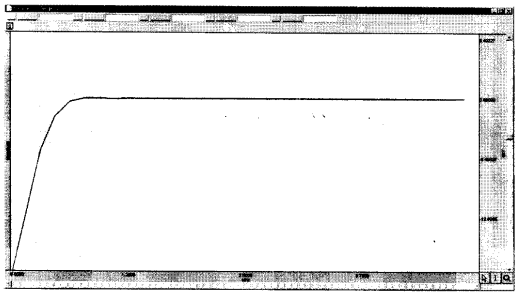
도면 8



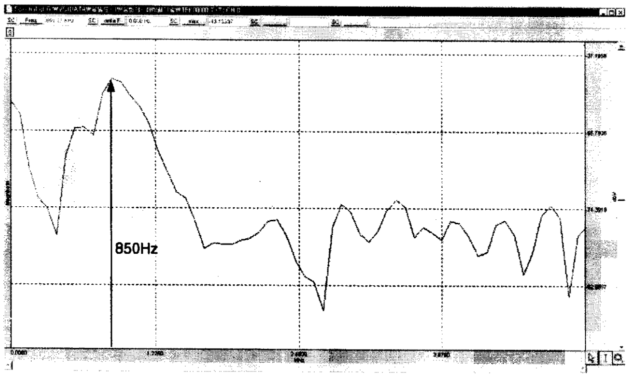
도면 9



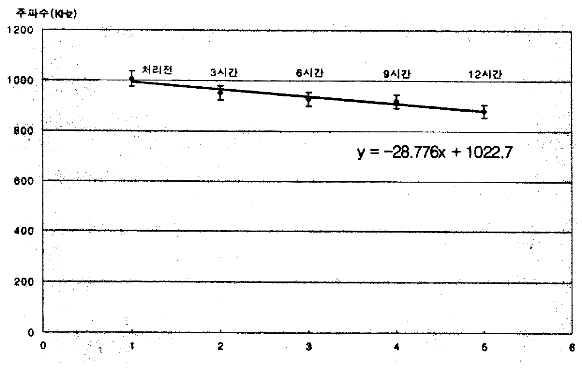
도면 10



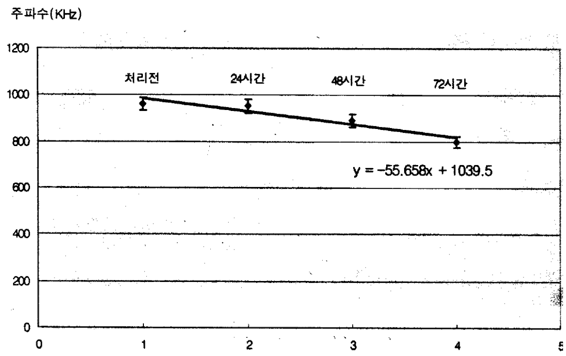
도면 11



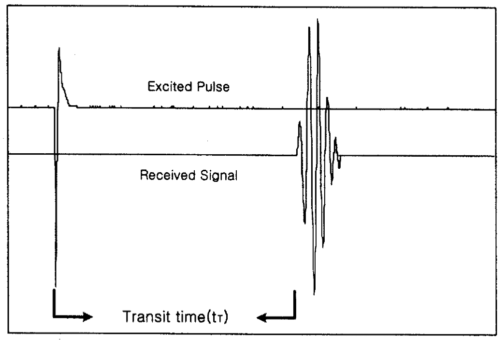
도면 12



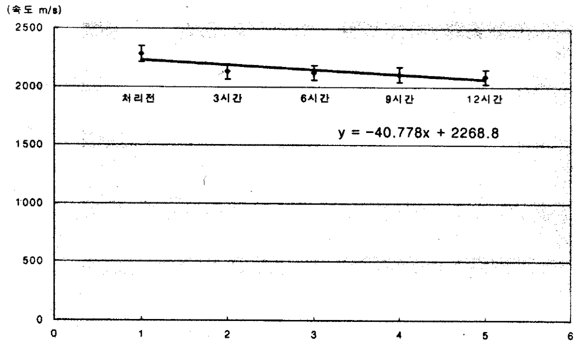
도면 13



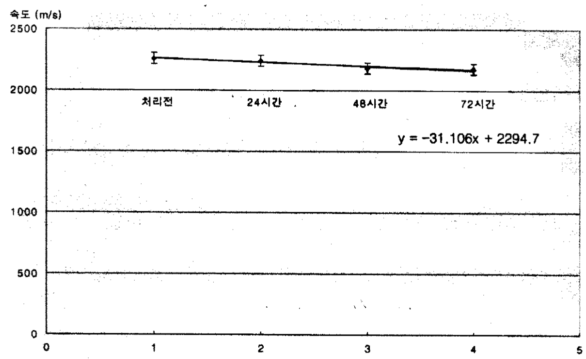
도면 14



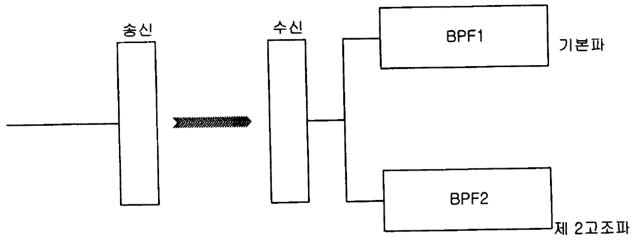
도면 15



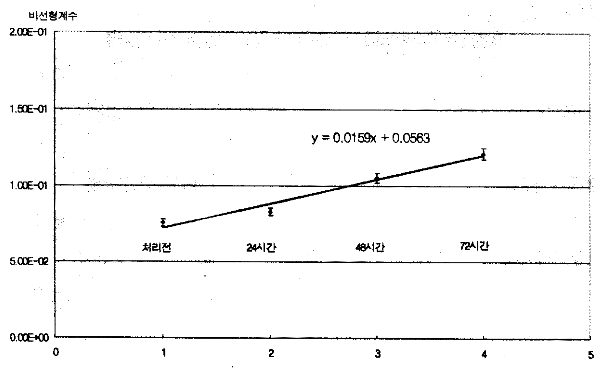
도면 16



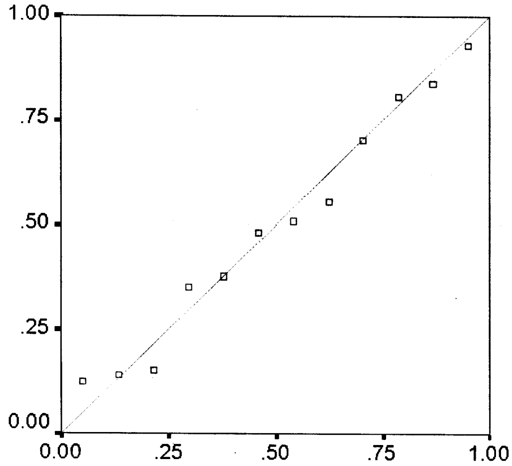
도면 17



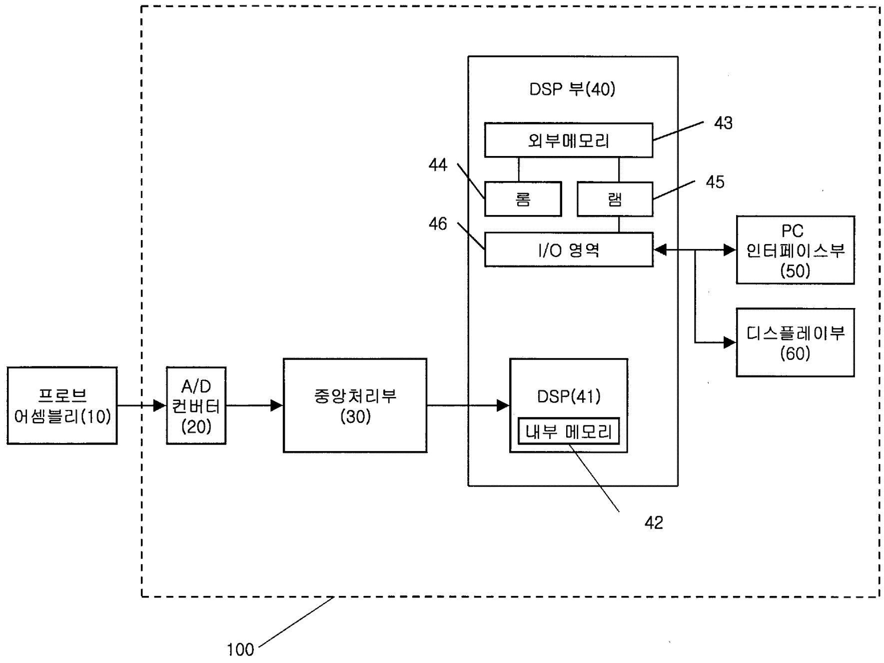
도면 18


비선형계수
2.00E-01
1.50E-01
1.00E-01
5.00E-02
0.00E+00
y = 0.0159x + 0.0563
처리전
24시간
48시간
72시간
0
1
2
3
4
5

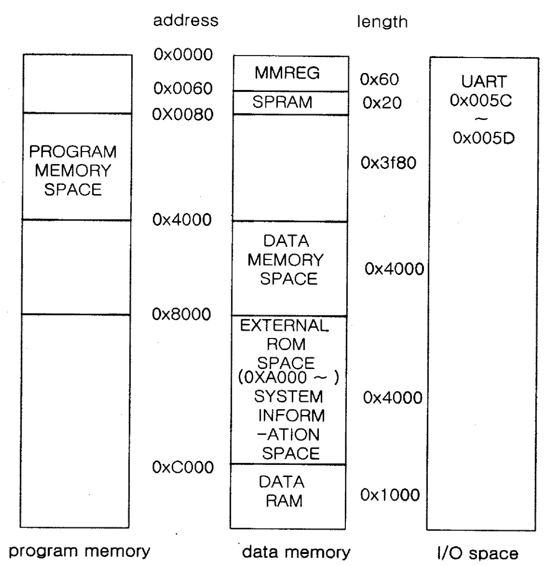
도면 19


1.00
.75
.50
.25
0.00
0.00
.25
.50
.75
1.00

도면 20


DSP 부(40)
외부메모리
43
44
롬
램
45
46
I/O 영역
PC
인터페이스부
(50)
디스플레이부
(60)
프로브
어셈블리(10)
A/D
컨버터
(20)
중앙처리부
(30)
DSP(41)
내부 메모리
42
100

도면 21


address
length
0x0000
0x0060
0X0080
0x4000
0x8000
0xC000
PROGRAM
MEMORY
SPACE
MMREG
SPRAM
DATA
MEMORY
SPACE
EXTERNAL
ROM
SPACE
(0XA000 ~)
SYSTEM
INFORM
-ATION
SPACE
DATA
RAM
0x60
0x20
0x3f80
0x4000
0x4000
0x1000
UART
0x005C
~
0x005D
program memory
data memory
I/O space

patsnap

专利名称(译)	使用超声诊断骨质疏松症的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020020082378A	公开(公告)日	2002-10-31
申请号	KR1020010024059	申请日	2001-05-03
[标]申请(专利权)人(译)	数字回声 Choeheungho		
申请(专利权)人(译)	回声数码有限公司 Choeheungho		
当前申请(专利权)人(译)	回声数码有限公司 Choeheungho		
[标]发明人	최흥호 CHOI CHANGGUEN 최창근		
发明人	최흥호 최창근		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0875 G01R23/20		
代理人(译)	Kyeong HUN PARK		
优先权	1020010021448 2001-04-20 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及根据超声波的特性结构改变超声波的每个带宽衰减系数，该超声波在纵向上传输人体胫骨的超声波并且其中声波的传递速度根据骨骼的密度和弹性而变化。并且骨，骨质疏松装置使用超声波通过传输波形的畸变和骨矿物质密度测量非线性，及其方法。根据本发明的超声波纵向传输模式的骨质疏松症设备及其方法具有介质和预定的倾斜角度，其中超声波接收装置：超声波发送和超声波发送装置使用该密度测量设备测量密度测量设备的密度。超声发射超声和测量介质的密度接收超声发送装置：超声发射和超声发送装置在进行生产后发送超声波。并且使用所包括的超声波的密度测量设备被提供给第二楔形物和具有第一楔形物的第一楔形物：超声波接收装置，其是收入中等且预定的倾斜角度，以及具有间隙的固定装置，其中第二楔形物被固定并且它不能影响每个人的解剖学特性，并且可以测量骨矿物质密度。并且测量超声的速度，衰减程度和非线性，并且测量骨矿物质密度是精确的。该设备很简单。骨质疏松症，超声波，纵向电传，胫骨，诊断单位。