



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2012년02월22일  
(11) 등록번호 10-1114186  
(24) 등록일자 2012년02월01일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/15 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2010-0086054

(22) 출원일자 2010년09월02일  
심사청구일자 2010년09월02일

(56) 선행기술조사문헌

JP2005510283 A\*

JP2009153945 A\*

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

강원대학교산학협력단

강원도 춘천시 강원대학길 1, 강원대학로 42 (효  
자동)

(72) 발명자

이강일

강원도 춘천시 석사동 873 혼진에버빌 2차 아파트  
212동 501호

(74) 대리인

특허법인태동

전체 청구항 수 : 총 4 항

심사관 : 두소영

(54) 유도초음파를 이용한 피질골 두께 측정방법

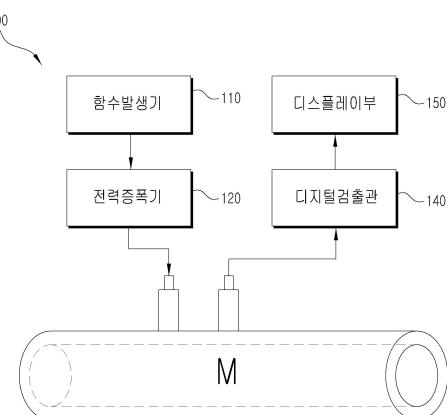
### (57) 요 약

본 발명은 유도초음파를 이용한 피질골 두께 측정 방법에 관한 것이다.

본 발명은 유도초음파를 이용하여 피질골 두께를 측정하는 방법을 제공한다.

본 발명에 의하면, 유도초음파를 경골에 조사하여 피질골의 두께를 측정하는 방법을 제시함으로써 측정된 피질골의 두께를 통하여 골다공증의 진단을 보다 정확하게 할 수 있기 때문에 골다공증에 의한 골절을 예방할 수 있는 효과가 있다.

### 대 표 도 - 도2



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 신규07

부처명 교육과학기술부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 광역경제권 선도 산업 인재 양성 사업 강원의료융합인재 양성 센터 산학 공동 연구 과제

연구과제명 유도초음파를 이용한 골다공증 진단기술 개발

기여율 1/1

주관기관 강원대학교 산학협력단

연구기간 2010.06.18 ~ 2011.04.30

---

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

초음파 변환기를 통해 경골에 유도초음파를 발생시키는 A단계;

경골을 전파한 유도초음파를 수신하여 전기적 신호를 변환시키는 B단계;

경골의 피질골 두께를 예측하기 위해 피질골 두께와 상기 전기적 신호와의 상관관계를 이용하여 상기 전기적 신호로부터 피질골 두께를 측정하는 C단계; 를 포함하고,

상기 C단계는 상기 전기적 신호에서 유도파(SGW : Slow Guided Wave)의 위상속도를 계산하여 상기 유도파의 위상속도로부터 상기 경골의 피질골 두께를 측정하는 것을 특징으로 하는

유도초음파를 이용한 피질골 두께 측정방법.

### 청구항 2

삭제

### 청구항 3

제1항에 있어서,

상기 A단계에서 조사된 유도초음파의 파장이 경골의 피질골 두께보다 클 경우 상기 유도파의 위상속도와 상기 경골의 피질골 두께의 상관관계는 유도파의 위상속도가 감소함에 따라 피질골 두께가 감소하는 것을 특징으로 하는

유도초음파를 이용한 피질골 두께 측정방법.

### 청구항 4

초음파 변환기를 통해 경골에 유도초음파를 발생시키는 A단계;

경골을 전파한 유도초음파를 수신하여 전기적 신호를 변환시키는 B단계;

경골의 피질골 두께를 예측하기 위해 피질골 두께와 상기 전기적 신호와의 상관관계를 이용하여 상기 전기적 신호로부터 피질골 두께를 측정하는 C단계; 를 포함하고,

상기 C단계는 상기 전기적 신호에서 최초 도착 신호(FAS : First Arriving Signal)의 위상속도를 계산 하여 상기 위상속도로부터 상기 경골의 피질골 두께를 측정하는 것을 특징으로 하는

유도초음파를 이용한 피질골 두께 측정방법.

### 청구항 5

제4항에 있어서,

상기 A단계에서 조사된 유도초음파의 파장이 경골의 피질골 두께보다 클 경우 상기 최초 도착 신호의 위상속도와 상기 경골의 피질골 두께의 상관관계는 최초 도착 신호의 위상속도가 감소함에 따라 피질골 두께가 감소하는 것을 특징으로 하는

유도초음파를 이용한 피질골 두께 측정방법.

## 명세서

### 기술분야

[0001] 본 발명은 유도초음파를 이용하여 피질골 두께를 측정하는 방법에 관한 것이다.

## 배경 기술

[0002] 골다공증은 뼈의 양이 감소하고 뼈의 강도가 약해져서 골절이 쉽게 발생하는 전신적 골질환으로 정의 된다.

[0003] 이러한 골다공증을 진단하는 방법으로는 단순 X-선 촬영법, 이중에너지 X-선 흡수계측법(Dual Energy X-ray Absorptiometry), 정량적 초음파(Quantitative Ultrasound) 기술 등이 있다.

[0004] X-선을 이용하여 골다공증을 진단하는 방법은 비교적 저렴한 경비로 골다공증에 의한 뼈의 소실을 진단할 수 있다. 하지만, 적어도 30% 이상 뼈의 소실이 발생한 후에야 진단이 가능하여 조기에 골다공증을 진단할 수 없는 문제점과, 방사선 조사로 인해 인체에 유해한 영향을 미칠 수 있는 문제점이 있다.

[0005] 이중에너지 X-선 흡수계측법은 상기의 단순 X-선 촬영법과 유사한 방법으로 저에너지와 고에너지의 방사선을 이용하여 척추골 등의 단위면적당 골밀도를 측정하는 방법으로 현재 골밀도 측정을 위한 가장 정확한 방법으로 알려져 있으나, 방사선을 조사하는 방법으로 인체에 유해한 영향을 미칠 수 있는 문제점이 있다.

[0006] 정량적 초음파 기술은 초음파를 이용한 골다공증 진단 방법으로, 상기의 X-선을 이용한 골다공증 진단에 비해 인체에 미치는 위험이 거의 없으며, 사용이 간편하고 가격이 저렴한 장점을 가지고 있다. 정량적 초음파 기술은 초음파를 해면질골로 이루어진 인체의 종골에 투과하여 종골의 음속 및 광대역 초음파 감쇠량을 측정함으로써 골밀도를 간접적으로 측정하고 골다공증을 진단한다.

[0007] 상기의 방법들을 이용하여 골밀도를 측정하여 골다공증을 진단할 수 있다. 하지만, 골절이 발생되는 위치인 경골 등의 긴 뼈의 외부를 구성하는 피질골의 두께 변화 또한 골다공증으로 인해 발생하는 중요한 증상 중의 하나이다. 기존 골다공증 진단 방법 중에 피질골의 두께를 정확히 측정하는 방식은 개시된 바 없기 때문에 정확한 골다공증 진단에 한계점을 가지고 있다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 유도초음파를 이용하여 피질골의 두께를 측정하는 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

### 과제의 해결 수단

[0009] 이러한 목적을 달성하기 위하여 본 발명의 일 태양으로 유도초음파를 이용한 피질골 두께 측정방법은 초음파 변환기에서 생성된 유도초음파를 경골에 조사하는 A단계; 경골을 전파한 유도초음파를 수신하여 전기적 신호를 변환시키는 B단계; 경골의 피질골 두께를 예측하기 위해 피질골 두께와 상기 전기적 신호와의 상관관계를 이용하여 상기 전기적 신호로부터 피질골 두께를 측정하는 C단계; 를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0010] 그리고 상기 C단계는 상기 전기적 신호에서 유도파(SGW : Slow Guided Wave)의 위상속도를 계산하여 상기 유도파의 위상속도로부터 상기 경골의 피질골 두께를 측정하는 것을 특징으로 한다.

[0011] 또한, 상기 A단계에서 조사된 유도초음파의 파장이 경골의 피질골 두께보다 클 경우 유도파의 위상속도는 피질골 두께에 따라 변화하는 것을 특징으로 한다.

[0012] 그리고 상기 C단계는 상기 전기적 신호에서 최초 도착 신호(FAS : First Arriving Signal)의 위상속도를 계산하여 상기 위상속도로부터 상기 경골의 피질골 두께를 측정하는 것을 특징으로 한다.

[0013] 또한, 상기 A단계에서 조사된 유도초음파의 파장이 경골의 피질골 두께보다 클 경우 최초 도착 신호의 위상속도는 피질골 두께에 따라 변화하는 것을 특징으로 한다.

## 발명의 효과

[0014] 이상에서 설명한 바와 같이 본 발명에 의하면 다음과 같은 효과가 있다.

[0015] 첫째, 유도초음파를 경골에 조사하여 피질골의 두께를 측정하는 방법을 제시함으로써 측정된 피질골의 두께를 통하여 골다공증의 진단을 보다 정확하게 할 수 있기 때문에 골다공증에 의한 골절을 예방할 수 있는 효과가 있다.

[0016] 둘째, 초음파를 조사하여 피질골의 두께를 측정하고 골다공증을 진단하기 때문에 방사선 노출의 위험이 없는 장점이 있다.

### 도면의 간단한 설명

[0017] 도1은 피브이씨 관과 사람 피질골의 밀도와 각 매질에서 체적파(bulk wave)의 음속을 나타낸 표이다.

도2는 본 발명의 실시예에 따른 피질골 두께 측정장치를 나타낸 도면이다.

도3은 본 발명의 실시예에 따라 측정된 전기적신호의 그래프이다.

도4는 유도초음파의 위상속도 분산곡선을 나타낸 그래프이다.

도5는 본 발명의 실시예에 따라 측정된 위상속도와 피질골 두께의 상관관계를 나타낸 그래프이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 첨부된 도면을 참조하여 더 구체적으로 설명하되, 이미 주지되어진 기술적 부분에 대해서는 설명의 간결함을 위해 생략하거나 압축하기로 한다.

[0019] 본 발명은 유도초음파를 이용하여 경골의 피질골 두께를 측정하기 위한 방법을 제공하며, 초음파 변환기에서 생성된 유도초음파를 경골에 조사하는 A단계; 경골을 전파한 유도초음파를 수신하여 전기적 신호를 변환시키는 B 단계; 경골의 피질골 두께를 예측하기 위해 피질골 두께와 상기 전기적 신호와의 상관관계를 이용하여 상기 전기적 신호로부터 피질골 두께를 측정하는 C단계; 를 거쳐 유도초음파를 이용하여 피질골의 두께를 측정한다.

[0020] 배관, 봉, 판과 같은 구조물에 탄성파를 발생시키면, 구조물이 도파관(waveguide)의 역할을 하여 탄성파가 구조물을 따라 전파하며, 이를 유도초음파라고 한다.

[0021] 본 발명의 실시예에서는 경골 등의 긴 뼈의 외부를 구성하는 피질골의 두께를 측정하기 위해 유도초음파를 조사한다.

[0022] 도1은 본 발명의 실시예를 위한 피질골 두께 측정장치를 나타낸 도면이다.

[0023] 도1에 도시된 바와 같이 본 발명의 실시예에 따른 피질골 두께 측정장치(100)는 함수발생기(110), 전력증폭기(120), 초음파변환기(130), 디지털검출관(140), 디스플레이부(150) 등을 포함하여 구성된다.

[0024] 함수발생기(110)에서는 신호를 발생하여, 전력증폭기(120)에서 발생된 함수신호를 증폭시켜 원하는 신호를 원하는 레벨로 출력시키며, 전력증폭기(120)는 초음파변환기(130)로 전기적 신호를 전송한다.

[0025] 초음파변환기(130)는 송신기와 수신기 한 쌍으로 이루어져 있으며, 본 발명의 실시예에서의 지름 12.7mm, 중심 주파수가 200KHz인 것을 사용한다. 초음파변환기(130)는 전기적 신호가 송신기를 거치면서 초음파로 변환되어 검사 대상물을 지나 수신기를 거치면서 전기적 신호로 변환된다.

[0026] 디지털검출관(140)은 변환된 전기적 신호를 검출하는 역할을 하고 연결된 디스플레이 부에서 검출된 전기적 신호를 확인할 수 있다.

[0027] 본 발명의 실시예에서 검사 대상물인 피질골의 모형으로 9개의 피브이씨(PVC : Polyvinyl Chloride)관을 사용하였으며, 관 벽의 두께는 4.0mm부터 16.1mm까지, 내경은 40mm부터 300mm까지의 분포를 갖는다.

[0028] 본 발명의 실시예에서는 송신기와 수신기 한 쌍으로 구성된 초음파변환기(130)를 피브이씨 관의 바깥 표면에 수직으로 위치시키고, 피브이씨 관의 내부와 외부로 초음파의 투파가 용이하도록 낮은 점도의 접촉매질을 초음파변환기(130)와 피브이씨 관 사이의 접촉면에 사용한다. 초음파변환기(130)에서 생성된 유도초음파는 피질골 모형 피브이씨 관(M)의 표면을 따라서 길이방향으로 전파한다.

[0029] 상기와 같은 방법으로 피브이씨 관을 전파한 초음파 신호는 디지털검출관(140)을 통해서 디스플레이부(150)에서

확인할 수 있다.

[0030] 초음파변환기(130)의 송신기와 수신기는 초기에 20mm의 간격을 가지고 설치되는데, 이는 수신기를 이동시켜 둘 사이의 간격을 조절할 수 있다.

[0031] 도1은 피브이씨 관과 사람 피질골의 밀도와 각 매질에서 체적파의 음속을 나타낸 표이다.

[0032] 도1에 도시된 바와 같이 본 발명에서 사용된 피브이씨 관은 사람 피질골과 대체적으로 비교할만한 음향특성을 가진다는 것을 확인할 수 있다.

[0033] 도3은 본 발명의 실시예에 따라 유도초음파를 피질골 모형 피브이씨 관(M)으로 조사하였을 때 시간에 따라 측정된 진폭을 나타낸 그래프이다.

[0034] 도3은 초음파변환기(130)의 송신기와 수신기가 60mm의 간격을 가지고 설치되고, 관 벽의 두께는 4.0mm, 내경은 40mm인 피브이씨 관에 초음파를 입사했을 때 나타나는 진폭의 그래프이다.

[0035] 그래프에서는 두 개의 뚜렷한 파형을 확인할 수 있는데, 각각은 FAS(First Arriving Signal : 최초 도착 신호, 이하 FAS라고 한다)와 SGW (Slow Guided Wave : 유도파, 이하 SGW라고 한다)라고 하며 동일한 실험을 수행한 9개의 피질골 모형 피브이씨 관(M)의 측정결과에서 모두 확인할 수 있다.

[0036] 한편, 일반적으로 램(Lamb)파로 불리우는 얇은 판(Plate)에서 전파하는 유도초음파는 대칭(Symmetrical) 램 모드와 비대칭(Antisymmetrical) 램 모드가 존재한다.

[0037] 얇은 판에서 전파하는 유도초음파는 초음파 주파수와 판 두께에 따라서 위상속도와 군속도가 변하는 분산특성을 갖고 있으며, 이러한 특성을 그래프로 나타낸 것이 분산곡선이다.

[0038] 도4는 이러한 유도초음파의 위상속도 분산곡선을 나타낸 그래프로 도1의 피브이씨 관의 체적파의 음속, 즉 종파속도와 횡파속도를 이용하여 나타냈다.

[0039] 도4에 도시된 바와 같이 대칭 램 모드와 비대칭 램 모드의 분산곡선을 확인할 수 있다. 이를 통해 유도초음파의 전파형태는 초음파 주파수와 판 두께의 곱에 따라 변한다는 것을 확인 할 수 있다. 이와 같이 다양한 모드로 전파하는 유도초음파의 분산특성은 신호해석의 어려움을 야기하지만, 실제 사람의 긴 뼈에서 피질골 두께 전체를 전파하기 때문에 피질골 두께와 영률(Young's modulus) 등의 피질골에 대한 정보를 얻을 수 있다는 점에서 유용하다.

[0040] 도5는 피질골 두께 측정장치를 이용하여 9개의 피질골 모형 피브이씨 관(M)에 유도초음파를 조사했을 때 나타나는 그래프로 도3의 그래프에서 나타난 FAS와 SGW의 위상속도와 9개 피질골 모형 피브이씨 관(M)의 벽 두께의 상관관계를 확인할 수 있다.

[0041] 본 발명의 실시예에서는 피질골 두께와 상기 피질골 두께 측정장치를 통해 구한 FAS의 위상속도 및 SGW 위상속도와의 상관관계를 이용하여 실제 피질골 두께를 측정하는 방법을 제시한다.

[0042] 도5의 그래프에서는 도4의 이론적인 위상속도 분산곡선에서 유도초음파의 주파수가 200kHz인 경우 피브이씨 관의 벽 두께에 따라 기본 대칭(S0) 램 모드와 기본 비대칭(A0) 램 모드의 위상속도를 나타낸 것이며, 이를 이용하여 본 발명의 실시예에 따른 피질골 두께 측정을 분명하게 할 수 있다.

[0043] 도5에 나타난 바와 같이 벽 두께가 11.1, 13.4, 16.1mm를 갖는 3개의 피질골 모형 피브이씨 관(M)에서 측정된 FAS의 위상속도는 도1의 피브이씨 관의 종파속도와 거의 일치하는 것을 확인할 수 있다.

[0044] 반면에, 두께가 11.1mm 이하를 갖는 나머지 6개의 피질골 모형 피브이씨 관(M)에서 FAS의 위상속도는 피브이씨 관에서 계산된 기본 대칭(S0) 램 모드의 위상속도로 감소하는 것을 확인할 수 있다.

[0045] 한편, 도4에서 피질골 모형 피브이씨 관의 벽 두께 대 초음파 파장의 비율(두께/파장)과 FAS의 위상속도 및 SGW의 위상속도와의 관계를 살펴보면, 피질골 모형 피브이씨 관의 벽 두께가 파장보다 클 경우, FAS의 위상속도는 피브이씨 관에서의 종파속도인 2330m/s로 전파한다.

[0046] 일반적으로 탄성체 내에서 전파가 가능한 종파와 횡파는 체적파라고 불리는데 피질골 모형 피브이씨 관의 벽 두께가 초음파 파장보다 클 경우 피질골 모형 피브이씨 관에서 전파하는 음파는 체적파라고 할 수 있으며, 도1의 피브이씨 관에서의 종파속도와 동일한 것을 확인할 수 있다.

[0047] 반면에 피질골 모형 피브이씨 관의 벽 두께가 파장보다 작을 경우 FAS의 위상속도는 기본 대칭(S0) 램 모드의 위상속도로 두께가 감소하면서 함께 감소하는 것을 확인할 수 있다.

[0048] 만약에 대상체의 두께가 대상체를 전파하는 초음파 파장과 비교될 만하거나 작다면 대상체에서 전파되는 초음파는 유도초음파로서 대상체의 물성뿐만 아니라 대상체의 두께와 초음파 주파수에 의존하여 전파속도가 변하게 된다. 따라서 피질골 모형 피브이씨 관의 벽 두께가 파장보다 작을 경우 두께가 감소하면서 함께 감소하는 것을 확인할 수 있다.

[0049] 이러한 결과들은 FAS의 위상속도가 피질골 모형 피브이씨 관(M)에 조사된 초음파의 파장이 피브이씨 관의 벽 두께보다 큰 경우에만 벽 두께에 의해 변화한다는 것을 나타낸다. 즉, 실제 피질골에서 피질골의 두께가 피질골에 조사된 초음파 파장보다 작거나 이에 준할 때 피질골 두께가 FAS 속도에 중요한 영향을 미친다는 것을 확인할 수 있다.

[0050] 또한, 피질골 두께가 파장보다 클 때, FAS는 종파속도로 전파하고 피질골 두께는 FAS의 위상속도에 영향을 미치지 않는다는 것을 확인할 수 있다.

[0051] 즉, 피질골 두께가 파장보다 작을 경우 FAS는 램 모드의 발생으로 기본 대칭(S0) 램 모드의 위상속도로 두께가 감소하면서 함께 감소하며, FAS의 위상속도는 피질골 두께에 비하여 큰 파장에서 피질골 두께에 민감하다는 것을 예상할 수 있다.

[0052] 즉, 본 발명의 실시예에 따른 피질골 두께 측정장치를 이용했을 때 실제 피질골의 두께가 어느 정도의 두께를 가지고 있을 경우에 측정한 FAS의 위상속도와 피질골의 종파속도와 동일하다는 것을 확인할 수 있고 이러한 결과를 통해서 피질골 두께를 예측할 수 있다.

[0053] 도1에 따르면 4000m/s의 피질골에서의 종파속도는 2330m/s인 피브이씨 관에서의 종파속도 보다 크다. 즉, 실제 사람의 피질골에서 전파되는 초음파 파장이 피브이씨 관에서 전파되는 초음파 파장보다 크다는 것을 알 수 있다. 따라서, FAS 위상속도와 피질골 두께에 대한 관계는 본 발명의 실시예에서 관찰된 결과보다 피질골에서 더 명확하게 증명된다.

[0054] 도5의 그래프에 따르면 피질골 모형인 피브이씨 관에서 측정된 SGW의 위상속도는 두께가 증가할 때 함께 증가하는 경향이 있다. 그리고 피질골 모형인 피브이씨 관의 벽 두께가 파장보다 작을 경우 SGW의 위상속도는 피브이씨 관에서의 기본 비대칭(A0) 램 모드와 일치한다는 것을 보여준다.

[0055] 이로부터 피질골 두께가 파장에 비하여 매우 작은 경우 FAS의 위상속도와 비교하여 SGW가 피질골 두께와 더욱 밀접한 관계를 갖는다는 것을 확인할 수 있다. 따라서 SGW의 위상속도도 FAS와 마찬가지로 피질골의 두께 변화 및 골다공증 진단의 중요한 지표가 될 수 있다는 것을 확인할 수 있다.

[0056] 즉, 본 발명의 실시예에 따른 피질골 두께 측정장치를 통해서 구해진 SGW의 위상속도가 기본 비대칭(A0) 램 모드의 위상속도와 일치한다는 것이 확인되면 이를 통해서 실제 피질골의 두께를 예측할 수 있다.

[0057] 본 발명의 실시예에 따른 유도초음파를 이용한 피질골 두께 측정장치(100)를 통해서 측정된 FAS의 위상속도 및 SGW의 위상속도와 피질골 모형 피브이씨 관(M)의 벽 두께의 상관관계를 확인할 수 있었다. 이러한 상관관계를 이용하여 실제 사람의 경골에 유도초음파를 조사했을 때 측정되는 위상속도를 이용하여 실제 사람의 피질골 두께를 측정할 수 있다는 결과를 확인할 수 있다.

[0058] 즉, 본 발명의 실시예에 따른 유도초음파를 이용한 피질골 두께 측정방법을 통해서 기존에는 측정하기 어려웠던 피질골의 두께를 측정할 수 있고, 피질골 두께의 변화를 확인하여 골다공증을 보다 정확하게 진단할 수 있는 장점이 있다.

[0059] 위에서 설명한 바와 같이 본 발명에 대한 구체적인 설명은 첨부된 도면을 참조한 실시예에 의해서 이루어졌지만, 상술한 실시예는 본 발명의 바람직한 예를 들어 설명하였을 뿐이기 때문에, 본 발명이 상기의 실시예에만 국한되는 것으로 이해되어져서는 아니 되며, 본 발명의 권리범위는 후술하는 청구범위 및 그 등가개념으로 이해되어져야 할 것이다.

### 부호의 설명

[0060] 100 : 피질골 두께 측정장치

110 : 함수발생기

120 : 전력증폭기

130 : 초음파변환기

140 : 디지털검출관

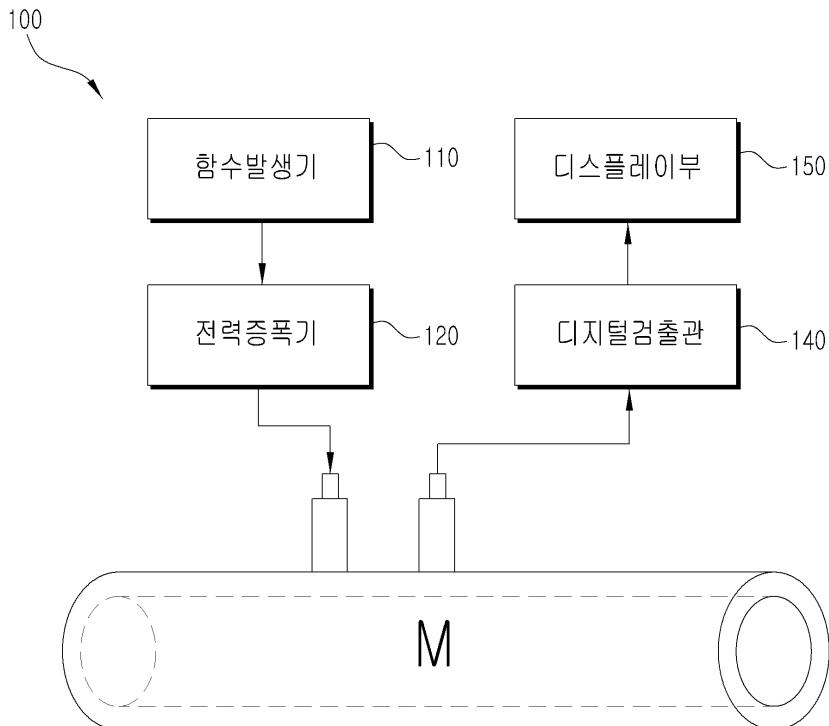
150 : 디스플레이부

### 도면

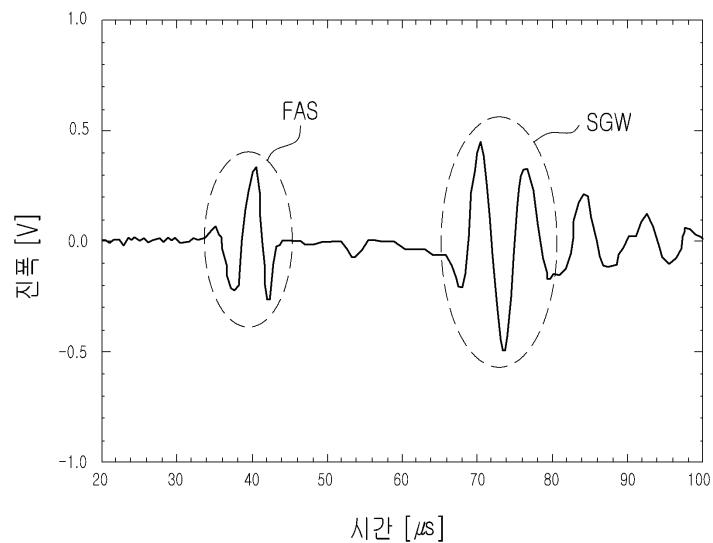
#### 도면1

재료	밀도 [kg/m <sup>3</sup> ]	종파속도 [m/s]	횡파속도 [m/s]
PVC	1300	2330	1070
피질물	1850	4000	1800

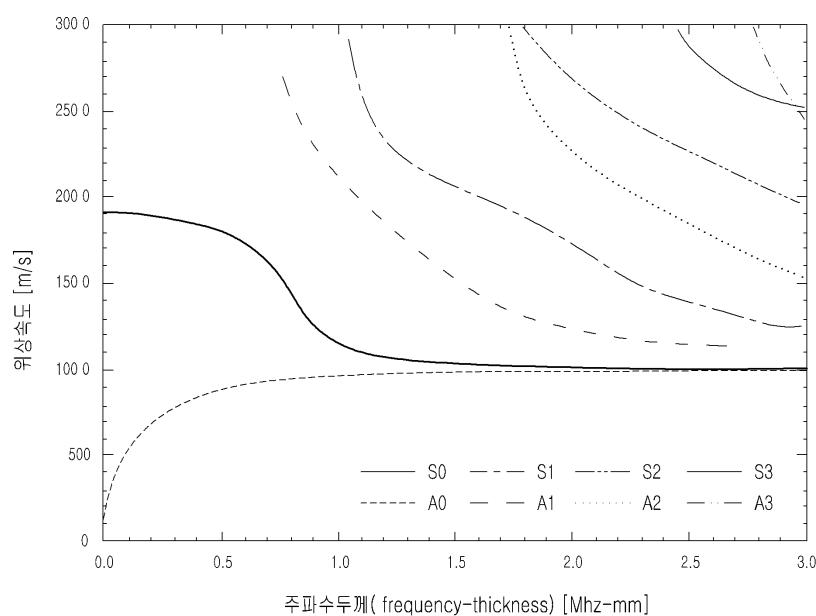
#### 도면2



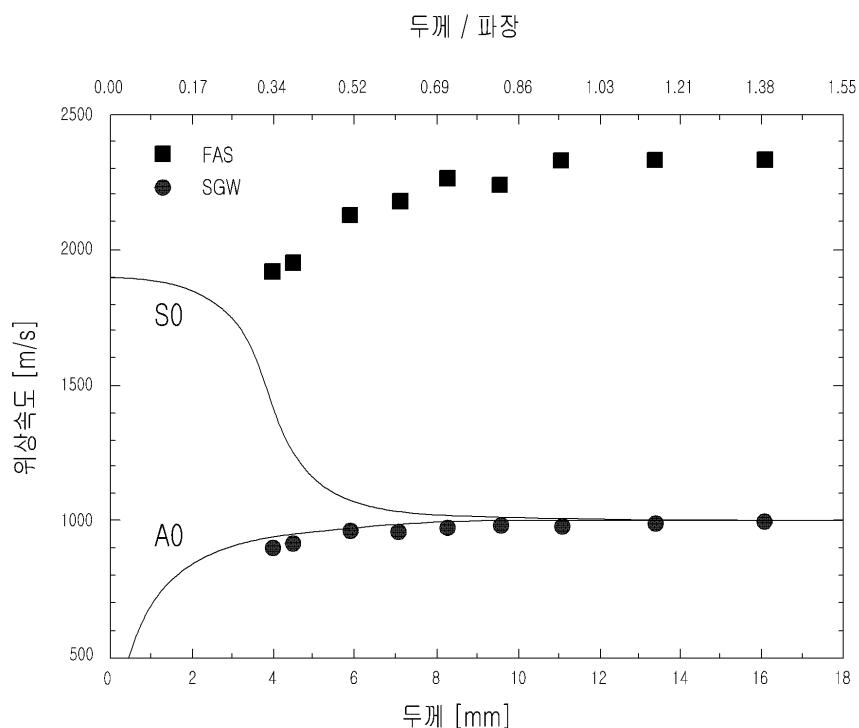
## 도면3



## 도면4



## 도면5



专利名称(译) 使用引导超声测量皮质骨厚度

公开(公告)号	<a href="#">KR101114186B1</a>	公开(公告)日	2012-02-22
申请号	KR1020100086054	申请日	2010-09-02
申请(专利权)人(译)	江原道国家学术基金会		
当前申请(专利权)人(译)	江原道国家学术基金会		
[标]发明人	LEE KANG IL		
发明人	LEE, KANG, IL		
IPC分类号	A61B8/15 A61B A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0875 G01S15/89		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

目的：提供一种测量皮质骨厚度的方法，通过向胫骨辐射诱导的超声波来测量皮质骨的厚度，从而准确诊断骨质疏松症。组成：诱导超声波通过超声波转换器(130)传输到胫骨。传播胫骨的感应超声波变为电信号。从电信号测量皮质骨的厚度。从感应波的相速度测量胫骨的皮质骨的厚度。

