



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0074938
 (43) 공개일자 2013년07월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2011-0143068

(22) 출원일자 2011년12월27일

심사청구일자 2011년12월27일

(71) 출원인

강원대학교산학협력단

강원도 춘천시 강원대학길 1 (효자동)

(72) 발명자

이강일

강원도 춘천시 석사동 873 현진에버빌2차아파트
 212동 501호

(74) 대리인

특허법인태동

전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측방법 및 장치

(57) 요약

본 발명은 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 방법 및 장치에 관한 것으로, 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 방법은 초음파를 해면질골에 조사하는 초음파 조사 단계; 상기 해면질골을 통과한 초음파를 수신하여 전기적 신호로 변환시키는 변환 단계; 상기 변환단계에서 변환된 상기 전기적 신호를 통해 초음파 감쇠계수를 측정하는 측정 단계; 및 상기 측정 단계에서 측정된 상기 초음파 감쇠계수를 비선형적 회귀 분석하여 상기 해면질골의 골밀도를 예측하는 골밀도 예측 단계; 를 포함하고, 그로 인해 고주파수 영역에서도 골밀도 예측이 가능한 기술을 제공한다.

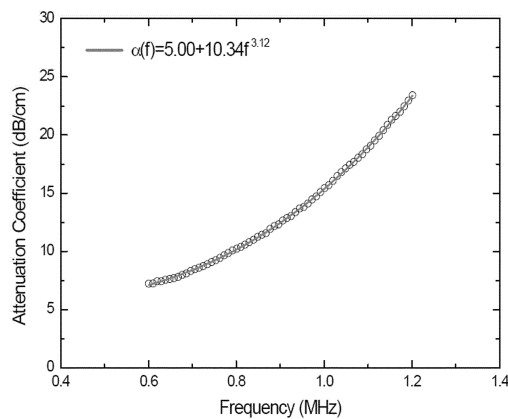
본 발명에 의하면, 다음과 같은 효과가 있다.

첫째, 본 발명은 초음파 조사를 통해 골밀도의 예측이 이루어지므로 환자가 방사선에 노출되지 않는다. 즉, 본 발명은 환자에게 안전한 측정 방법을 제공하는 효과가 있다.

둘째, 본 발명은 기존의 정량적 초음파 기술에 사용되던 파라미터 외의 새로운 파라미터를 제공함으로써, 골밀도의 측정 정확도를 향상시키는 효과가 있다.

셋째, 본 발명은 고주파 영역에서 골밀도 예측이 가능하므로 초음파 의료영상 시스템의 해상도를 향상시켜 영상화 작업이 용이하다.

대표도 - 도2



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 신규03

부처명 교육과학기술부

연구사업명 (광역경제권 선도산업 인재양성사업) 강원의료융합인재양성센터

연구과제명 다중주파수를 이용한 차세대 초음파 태아심음 측정기 개발

주관기관 강원대학교

연구기간 2011.07.01 ~ 2012.01.31

특허청구의 범위

청구항 1

초음파를 해면질골에 조사하는 초음파 조사 단계;

상기 해면질골을 통과한 초음파를 수신하여 전기적 신호로 변환시키는 변환 단계;

상기 변환단계에서 변환된 상기 전기적 신호를 통해 초음파 감쇠계수를 측정하는 측정 단계; 및

상기 측정 단계에서 측정된 상기 초음파 감쇠계수를 비선형적 회귀 분석하여 상기 해면질골의 골밀도를 예측하는 골밀도 예측 단계; 를 포함하는 것을 특징으로 하는

초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 측정 단계에서

상기 초음파 감쇠계수는 0.6~1.2 MHz의 초음파 주파수 영역에서 측정되는 것을 특징으로 하는

초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 골밀도 예측 단계에서는

상기 초음파 감쇠계수를 비선형적 회귀 분석하여 하기와 같은 수학식을 도출하는 것을 특징으로 하는

초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 방법.

[수학식]

$$\alpha(f) = \alpha_0 + \alpha_1 f^n$$

(여기서, $\alpha(f)$ 는 초음파 감쇠계수, α_0 은 초음파 주파수가 0 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값, α_1 은 α_0 에 초음파 주파수가 1 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값을 더한 값, f 는 초음파 주파수, n 은 지수)

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 골밀도 예측 단계에서는

상기 수학식을 통해 계산된 상기 α_1 및 n 과 상기 해면질골의 골밀도와의 상관관계를 이용하여 상기 해면질골의 골밀도를 예측하는 것을 특징으로 하는

초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 α_1 및 n 과 상기 해면질골의 골밀도와의 상관관계는 상기 α_1 및 n 이 커짐에 따라 상기 해면질골의 골밀도가 증가하는 것을 특징으로 하는

초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,
 상기 골밀도 예측 단계에서 계산된 결과를 출력하는 출력 단계; 를 더 포함하는 것을 특징으로 하는
 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 방법.

청구항 7

해면질골의 골밀도를 예측하기 위해 상기 해면질골로 초음파를 조사하는 초음파 송신부;
 상기 초음파 송신부로부터 조사된 상기 초음파를 수신하는 초음파 수신부;
 초음파 조사를 위해 상기 초음파 송신부로 전기적 신호를 전송하거나, 상기 초음파 수신부가 수신한 상기 초음파를 전기적 신호로 변환시키는 초음파 변환부;
 상기 초음파 변환부에 의해 변환된 상기 전기적 신호를 검출하는 신호처리부;
 상기 신호처리부에서 검출된 상기 전기적 신호를 분석하여 초음파 감쇠계수를 측정하는 측정부; 및
 상기 측정부에서 측정한 상기 초음파 감쇠계수를 비선형적 회귀 분석하여 상기 해면질골의 골밀도를 예측하는 연산부; 를 포함하는 것을 특징으로 하는
 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,
 상기 측정부는 0.6~1.2 MHz의 초음파 주파수 영역에서 상기 초음파 감쇠계수를 측정하는 것을 특징으로 하는
 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 장치.

청구항 9

제7항에 있어서,
 상기 연산부는 상기 초음파 감쇠계수를 비선형적 회귀 분석하여 아래와 같은 수학식을 도출하고, 상기 수학식을 통해 계산된 상기 α_1 및 n 과 상기 해면질골의 골밀도와의 상관관계를 이용하여 상기 해면질골의 골밀도를 예측하는 것을 특징으로 하는
 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 장치.

[수학식]

$$\alpha(f) = \alpha_0 + \alpha_1 f^n$$

(여기서, $\alpha(f)$ 는 초음파 감쇠계수, α_0 은 초음파 주파수가 0 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값, α_1 은 α_0 에 초음파 주파수가 1 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값을 더한 값, f 는 초음파 주파수, n 은 지수)

청구항 10

제9항에 있어서,
 상기 α_1 및 n 과 상기 해면질골의 골밀도와의 상관관계는 상기 α_1 및 n 이 커짐에 따라 상기 해면질골의 골밀도가 증가하는 것을 특징으로 하는
 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 장치.

청구항 11

제7항에 있어서,

상기 연산부에서 계산된 결과를 출력하는 출력부; 를 더 포함하는 것을 특징으로 하는
초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 장치.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측방법 및 장치에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 골다공증은 골소실에 의한 골량의 감소 및 골조직의 미세구조 파괴로 인해 뼈가 약해짐에 따라 작은 충격에도 쉽게 골절이 발생할 수 있는 질환으로, 골다공증을 진단하는 종래기술로는 단순 X-선 촬영법, 이중에너지 X-선 흡수계측법(Dual Energy X-ray Absorptiometry) 및 정량적 초음파(Quantitative ultrasound) 기술 등이 있다.

[0003] 이러한 종래기술 중 단순 X-선 촬영법이나 이중에너지 X-선 흡수계측법은 척추골 등의 단위면적당 골밀도를 측정하여 골다공증을 진단하기 위해 환자의 몸에 유해한 영향을 미칠 수 있는 저에너지 및 고에너지의 방사선을 조사하는 과정이 불가피했다.

[0004] 최근에는 기존 방사선 촬영방식의 골다공증 진단기술을 개선하기 위해, 초음파를 이용한 정량적 초음파 기술이 각광받고 있다. 정량적 초음파 기술은 초음파를 이용한 골다공증 진단 방법으로서, 종래의 X-선을 이용한 골다공증 진단법에 비해 인체에 미치는 유해한 영향이 거의 없으며, 사용이 간편하고 가격이 저렴한 장점을 가지고 있다.

[0005] 정량적 초음파 기술은 초음파를 해면질골로 이루어진 인체의 종골(Calcaneus)에 조사하고, 종골의 음속(Speed of sound; SOS) 및 광대역 초음파 감쇠(Broadband ultrasound attenuation; BUA)를 측정함으로써 골밀도(Bone mineral density; BMD)를 간접적으로 예측하고 골다공증을 진단한다. 초음파를 이용한 골다공증 진단 기술은 대한민국 공개특허공보 제10-2005-0038812호, 제10-2003-0034550호 등에 제시된 바 있다.

[0006] 그러나, 광대역 초음파 감쇠의 측정을 통해 골밀도를 판단하는 종래의 초음파 진단 방법은 광대역 초음파 감쇠가 선형적으로 산출되는 0.6 MHz 이하의 저주파수 영역에서만 골다공증의 진단이 가능하고, 광대역 초음파 감쇠가 비선형적으로 산출되는 0.6~1.2 MHz의 고주파수 영역에서는 사용될 수 없다는 단점이 존재했다.

[0007] 초음파 의료영상 시스템에서 공간 해상도는 송신하는 초음파의 중심 주파수에 비례하여 증가하므로, 원활한 영상작업을 위해서는 고주파수 영역에서도 효과적으로 골밀도를 예측하여 골다공증 진단을 할 수 있는 기술의 개발이 요구되는 실정이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 고주파수 영역에서도 골밀도 예측이 가능한 기술을 제공하는 데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 이러한 목적을 달성하기 위하여 본 발명의 일 태양으로 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 방법은 초음파를 해면질골에 조사하는 초음파 조사 단계; 상기 해면질골을 통과한 초음파를 수신하여 전기적 신호로 변환시키는 변환 단계; 상기 변환단계에서 변환된 상기 전기적 신호를 통해 초음파 감쇠계수를 측정하는 측정 단계; 및 상기 측정 단계에서 측정된 상기 초음파 감쇠계수를 비선형적 회귀 분석하여 상기 해면질골의 골밀도를 예측하는 골밀도 예측 단계; 를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0010] 측정 단계에서 상기 초음파 감쇠계수는 0.6~1.2 MHz의 초음파 주파수 영역에서 측정되는 것을 특징으로 한다.

[0011] 골밀도 예측 단계에서는 상기 초음파 감쇠계수를 비선형적 회귀 분석하여 하기와 같은 수학적식을 도출하는 것을 특징으로 한다.

[0012] [수학적식]

$$\alpha(f) = \alpha_0 + \alpha_1 f^n$$

[0013]

[0014] (여기서, $\alpha(f)$ 는 초음파 감쇠계수, α_0 은 초음파 주파수가 0 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값, α_1 은 α_0 에 초음파 주파수가 1 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값을 더한 값, f 는 초음파 주파수, n 은 지수)

[0015] 골밀도 예측 단계에서는 상기 수학적식을 통해 계산된 상기 α_1 및 n 과 상기 해면질골의 골밀도와의 상관관계를 이용하여 상기 해면질골의 골밀도를 예측하는 것을 특징으로 한다.

[0016] α_1 및 n 과 상기 해면질골의 골밀도와의 상관관계는 상기 α_1 및 n 이 커짐에 따라 상기 해면질골의 골밀도가 증가하는 것을 특징으로 한다.

[0017] 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 방법은 상기 골밀도 예측 단계에서 계산된 결과를 출력하는 출력 단계; 를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0018] 이러한 목적을 달성하기 위하여 본 발명의 다른 태양으로 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 측정 장치는 해면질골의 골밀도를 예측하기 위해 상기 해면질골로 초음파를 조사하는 초음파 송신부; 상기 초음파 송신부로부터 조사된 상기 초음파를 수신하는 초음파 수신부; 초음파 조사를 위해 상기 초음파 송신부로 전기적 신호를 전송하거나, 상기 초음파 수신부가 수신한 상기 초음파를 전기적 신호로 변환시키는 초음파 변환부; 상기 초음파 변환부에 의해 변환된 상기 전기적 신호를 검출하는 신호처리부; 상기 신호처리부에서 검출된 상기 전기적 신호를 분석하여 초음파 감쇠계수를 측정하는 측정부; 및 상기 측정부에서 측정된 상기 초음파 감쇠계수를 비선형적 회귀 분석하여 상기 해면질골의 골밀도를 예측하는 연산부; 를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0019] 측정부는 0.6~1.2 MHz의 초음파 주파수 영역에서 상기 초음파 감쇠계수를 측정하는 것을 특징으로 한다.

[0020] 연산부는 상기 초음파 감쇠계수를 비선형적 회귀 분석하여 아래와 같은 수학적식을 도출하고, 상기 수학적식을 통해 계산된 상기 α_1 및 n 과 상기 해면질골의 골밀도와의 상관관계를 이용하여 상기 해면질골의 골밀도를 예측하는 것을 특징으로 한다.

[0021] [수학적식]

$$\alpha(f) = \alpha_0 + \alpha_1 f^n$$

[0022]

[0023] (여기서, $\alpha(f)$ 는 초음파 감쇠계수, α_0 은 초음파 주파수가 0 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값, α_1 은 α_0 에 초음파 주파수가 1 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값을 더한 값, f 는 초음파 주파수, n 은 지수)

[0024] α_1 및 n 과 상기 해면질골의 골밀도와의 상관관계는 상기 α_1 및 n 이 커짐에 따라 상기 해면질골의 골밀도가 증가하는 것을 특징으로 한다.

[0025] 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 장치는 상기 연산부에서 계산된 결과를 출력하는 출력부; 를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0026] 이상에서 설명한 바와 같이 본 발명에 의하면, 다음과 같은 효과가 있다.

[0027] 첫째, 본 발명은 초음파 조사를 통해 골밀도의 예측이 이루어지므로 환자가 방사선에 노출되지 않는다. 즉, 본 발명은 환자에게 안전한 측정 방법을 제공하는 효과가 있다.

- [0028] 둘째, 본 발명은 기존의 정량적 초음파 기술에 사용되던 파라미터 외의 새로운 파라미터를 제공함으로써, 골밀도의 예측 정확도를 향상시키는 효과가 있다.
- [0029] 셋째, 본 발명은 고주파 영역에서 골밀도 예측이 가능하므로 초음파 의료영상 시스템의 해상도를 향상시켜 영상화 작업이 용이하다.

도면의 간단한 설명

- [0030] 도1은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 골밀도 예측 장치를 도시한 것이다.
- 도2 내지 도4는 본 발명에 따른 실험결과 그래프를 도시한 것이다.
- 도5는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 골밀도 예측 방법을 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0031] 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 첨부된 도면을 참조하여 더 구체적으로 설명하되, 이미 주지되어진 기술적 부분에 대해서는 설명의 간결함을 위해 생략하거나 압축하기로 한다.

[0032] <구성에 대한 설명>

- [0033] 본 발명의 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 장치(10)는 초음파 송신부(100), 초음파 수신부(200), 초음파 변환부(300), 신호처리부(400), 측정부(500), 연산부(600) 및 출력부(700)를 포함하여 구성되고, 이에 대하여 도1을 참조하여 설명한다.
- [0034] 초음파 송신부(100)는 해면질골(B)의 일측에 위치하고, 해면질골(B)에 초음파를 조사하여 해면질골(B) 내부로 초음파를 입사시킨다.
- [0035] 초음파 수신부(200)는 해면질골(B)의 타측에 위치하며, 초음파 송신부(100)에 의해 송신된 초음파를 수신한다.
- [0036] 초음파 변환부(300)는 초음파 송신부(100)로 전기적 신호를 전송함으로써 초음파 송신부(100)가 해면질골(B)로 초음파를 조사하도록 한다. 또한, 초음파 변환부(300)는 초음파 수신부(200)가 초음파 송신부(100)에 의해 송신된 초음파를 수신할 경우, 상기 초음파를 전기적 신호로 변환시켜 신호처리부(400)로 전송한다.
- [0037] 신호처리부(400)는 초음파 변환부(300)로부터 전송된 전기적 신호를 검출하며, 검출된 전기적 신호의 증폭 및 필터링 과정을 수행한다.
- [0038] 측정부(500)는 신호처리부(400)에서 검출된 전기적 신호를 분석하고, 전기적 신호를 통해 초음파 감쇠계수를 측정한다. 이때, 측정부(500)는 0.6~1.2 MHz의 초음파 주파수 영역에서 초음파 감쇠계수를 측정한다.
- [0039] 연산부(600)는 측정부(500)에서 측정된 초음파 감쇠계수를 비선형적 회귀 분석하여 하기 수학식을 도출한다.
- [0040] [수학식]

$$\alpha(f) = \alpha_0 + \alpha_1 f^n$$

- [0041]
- [0042] (여기서, $\alpha(f)$ 는 초음파 감쇠계수, α_0 은 초음파 주파수가 0 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값, α_1 은 α_0 에 초음파 주파수가 1 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값을 더한 값, f 는 초음파 주파수, n 은 지수)
- [0043] 최종적으로, 연산부(600)는 도출된 수학식의 α_1 및 n 값과 해면질골(B)의 골밀도와의 상관관계를 통해 해면질골(B)의 골밀도를 예측한다.
- [0044] 출력부(700)는 연산부(600)에서 계산된 결과를 출력하며, 본 발명의 일실시예에서는 출력부(700)를 통해 연산 결과 및 골밀도를 출력할 수 있다.
- [0045] 본 발명의 일실시예에서 사용된 초음파 송신부(100) 및 초음파 수신부(200)는 12.7 mm의 직경과 1 MHz의 중심주

파수를 갖는 것이 이용되었고, 초음파 송신부(100) 및 초음파 수신부(200)의 간격은 53 mm를 유지하였다.

[0046] 도1에 도시된 바와 같이, 초음파 송신부(100) 및 초음파 수신부(200)는 서로 마주보도록 배열되었으며, 초음파 송신부(100) 및 초음파 수신부(200)의 사이에는 측정대상물인 해면질골(B)이 수중에 설치되었다.

[0047] 이때, 본 실험에 사용된 25개의 해면질골 샘플은 소의 대퇴골로부터 얻어진 것으로, 소의 해면질골(B)은 사람의 해면질골과 유사한 음향특성 및 구조를 갖고 있으므로 해면질골의 음향특성 실험에 많이 사용되고 있다.

[0048] <방법에 대한 설명>

[0049] 본 발명의 초음파 위상속도의 분산율을 이용한 골밀도 예측 방법에 대하여 설명하기 위해, 도1 내지 도5를 참조하여 설명하고, 편의상 순서를 붙여 설명한다.

[0050] 1. 초음파 조사 단계<S501>

[0051] 본 단계에서는 초음파 변환부(300)가 초음파 송신부(100)로 초음파의 송신을 위한 전기적 신호를 전송하면, 초음파 송신부(100)가 해면질골(B)에 초음파를 조사한다.

[0052] 2. 변환 단계<S502>

[0053] 초음파 수신부(200)는 단계 S501에서 초음파 송신부(100)에 의해 조사된 초음파를 수신한다. 초음파 수신부(200)에 의해 수신된 초음파는 초음파 변환부(300)에 의해 전기적 신호로 변환된다. 이후, 초음파 변환부(300)는 변환된 전기적 신호를 신호처리부(400)로 전송한다. 이때, 신호처리부(400)는 수신된 전기적 신호를 증폭하며, 필터링 과정을 통해 노이즈를 제거한다. 다음으로, 신호처리부(400)는 필터링한 전기적 신호를 측정부(500)로 전송한다.

[0054] 3. 측정 단계<S503>

[0055] 측정부(500)는 단계 S502에서 신호처리부로부터 전송된 전기적 신호를 수신하며, 측정부(500)는 수신한 전기적 신호의 분석을 통해 초음파 감쇠계수를 측정한다. 이때, 초음파 감쇠계수는 0.6~1.2 MHz의 초음파 주파수 영역에서 측정된다.

[0056] 4. 골밀도 예측 단계<S504>

[0057] 본 단계에서 연산부(600)는 단계 S503에서 측정된 초음파 감쇠계수를 비선형 회귀 분석하여 하기 수학식을 도출한다.

[0058] [수학식]

$$\alpha(f) = \alpha_0 + \alpha_1 f^n$$

[0059] (여기서, $\alpha(f)$ 는 초음파 감쇠계수, α_0 은 초음파 주파수가 0 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값, α_1 은 α_0 에 초음파 주파수가 1 MHz일때 초음파 감쇠계수의 값을 더한 값, f 는 초음파 주파수, n 은 지수)

[0061] 여기서, 연산부(600)는 도출된 수학식을 통해 계산된 α_1 및 n 과 해면질골(B)의 골밀도와의 상관관계를 이용하여 해면질골(B)의 골밀도를 예측하게 된다.

[0062] 5. 출력 단계<S505>

[0063] 출력부(700)는 단계 S503에서 연산부(600)에 의해 계산된 결과를 화면상에 출력한다. 이때, 화면상에 출력되는

데이터의 종류로는 초음파 감쇠계수, 골밀도 및 골다공증 판정 결과 등이 포함될 수 있다.

- [0064] 도2는 수중에서 12.7 mm의 직경 및 1.0 MHz의 중심주파수를 갖는 골밀도 예측 장치를 이용하여 소의 대퇴골로부터 획득된 25개의 해면질골 샘플에 대하여 펄스형 초음파를 투과시켜 측정된 초음파 감쇠계수의 평균값을 0.6~1.2 MHz의 주파수 영역에 대하여 나타낸 것이다.
- [0065] 도2에서 ○ 기호는 25개의 해면질골 샘플에 대하여 펄스형 초음파를 투과시켜 측정된 초음파 감쇠계수의 평균값을 0.6~1.2 MHz의 주파수 영역에 대하여 나타낸 것이고, 회색실선은 해면질골 샘플로부터 측정된 초음파 감쇠계수 $\alpha(f)$ 에 비선형 회귀 분석을 적용하여 도출한 것이다.
- [0066] 도2에서 볼 수 있듯이 건강한 사람과 유사한 높은 골밀도를 갖는 소의 해면질골에서는 초음파 감쇠계수가 주파수에 대하여 선형적으로 증가하지 않고, 초음파 산란의 영향을 크게 받아 비선형적으로 증가하는 것을 알 수 있다.
- [0067] 또한, 도2에 나타난 식에서 알 수 있듯이 25개의 해면질골 샘플에 대하여 측정된 초음파 감쇠계수의 평균값을 10.34 dB/cm의 α_1 및 3.12의 n 을 갖는다. 만일, 각각의 해면질골(B)에서 측정된 α_1 및 n 이 해면질골(B)의 골밀도와 높은 선형적인 상관관계를 갖는다면, 종골의 음속(speed of sound; SOS) 및 광대역 초음파 감쇠(broadband ultrasound attenuation; BUA)와 마찬가지로 골밀도를 예측할 수 있는 초음파 변수로 이용될 수 있다.
- [0068] 도3은 25개의 해면질골 샘플에 대하여 각각 측정된 α_1 을 해면질골 샘플의 골밀도에 대하여 나타낸 것이다. 회색실선은 α_1 과 골밀도 사이의 피어슨 상관관계수(Pearson's correlation coefficient)를 나타낸다. 도3에서 볼 수 있듯이 25개의 해면질골 샘플에서 측정된 α_1 과 골밀도 간에는 선형적인 양의 상관관계가 있다는 것을 확인할 수 있으며, 선형회귀법에 의해 구해진 상관관계수 R값이 0.92인 것을 통해 α_1 과 골밀도는 매우 높은 상관관계를 가진다는 것을 알 수 있다.
- [0069] 도4는 25개의 해면질골 샘플에 대하여 각각 측정된 지수 n 을 해면질골 샘플의 골밀도에 대하여 나타낸 것이다. 회색실선은 n 과 골밀도 사이의 피어슨 상관계수를 나타낸다. 도4에서 볼 수 있듯이 25개의 해면질골 샘플에서 측정된 n 과 골밀도 간에는 선형적인 양의 상관관계가 있다는 것을 확인할 수 있으며, 선형회귀법에 의해 구해진 상관관계수 R값이 0.90인 것을 통해 n 과 골밀도는 매우 높은 상관관계를 가진다는 것을 알 수 있다.
- [0070] 본 발명의 실시예를 통해 α_1 및 n 과 해면질골(B)의 골밀도 간의 상관관계를 확인할 수 있었다. 이러한 상관관계는 골밀도 예측 장치에 의해 0.6~1.2 MHz의 고주파수 영역에서 실제 사람의 해면질골을 측정할 경우, 도출되는 초음파 감쇠계수, α_1 및 n 을 통해 해면질골의 골밀도의 예측이 가능하다는 것을 의미한다.
- [0071] 따라서, 본 발명은 해면질골(B)의 골밀도 예측에 있어서, 기존의 정량적 초음파 기술에 사용되던 파라미터인 음속 및 광대역 초음파 감쇠뿐만 아니라, α_1 및 n 이라는 새로운 파라미터를 통해 해면질골의 골밀도를 예측할 수 있다. 그리하여, 본 발명은 골밀도 예측에 사용될 수 있는 파라미터의 증가로 종래의 골밀도 예측 방법보다 예측 정확도 및 신뢰도가 향상된다는 효과가 있으며, 고주파 영역에서 골밀도 예측이 가능하므로 초음파 의료영상 시스템의 해상도를 향상시켜 영상화 작업이 용이하다는 장점이 있다.
- [0072] 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

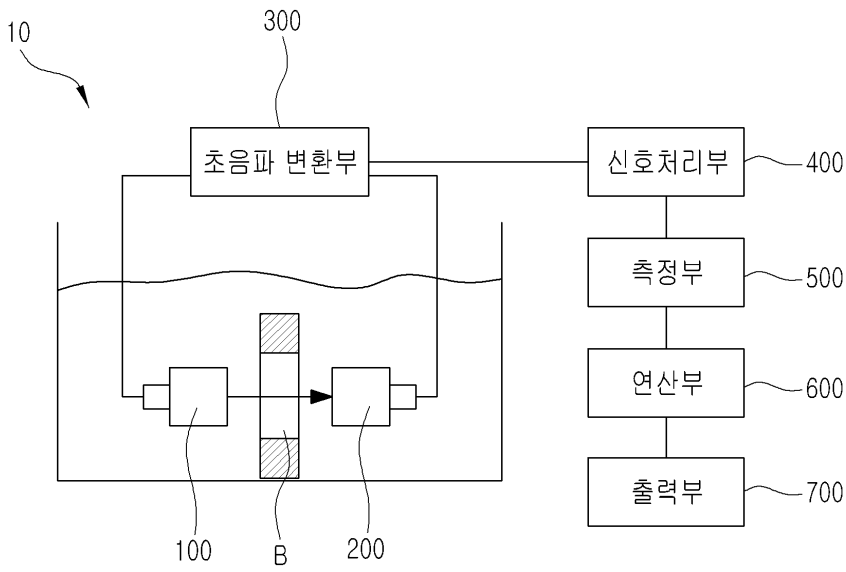
- [0073] 10 : 초음파 감쇠를 이용한 골밀도 예측 장치
- 100 : 초음파 송신부

- 200 : 초음파 수신부
- 300 : 초음파 변환부
- 400 : 신호처리부
- 500 : 측정부
- 600 : 연산부
- 700 : 출력부

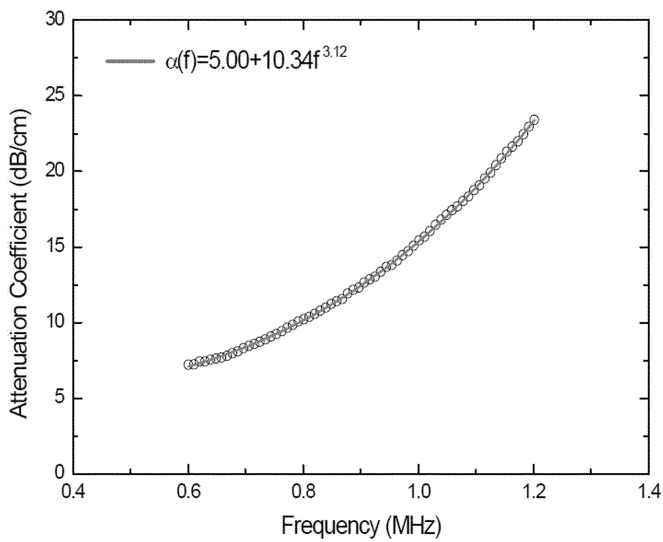
B : 해면질골

도면

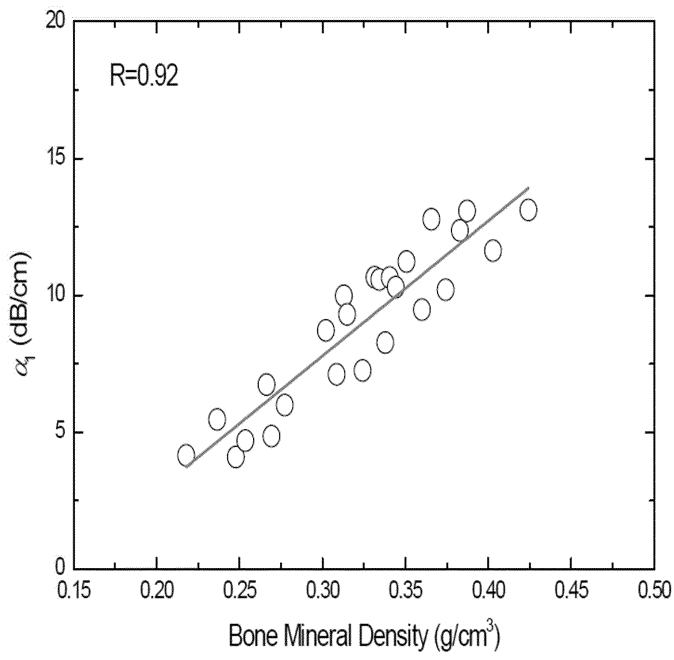
도면1



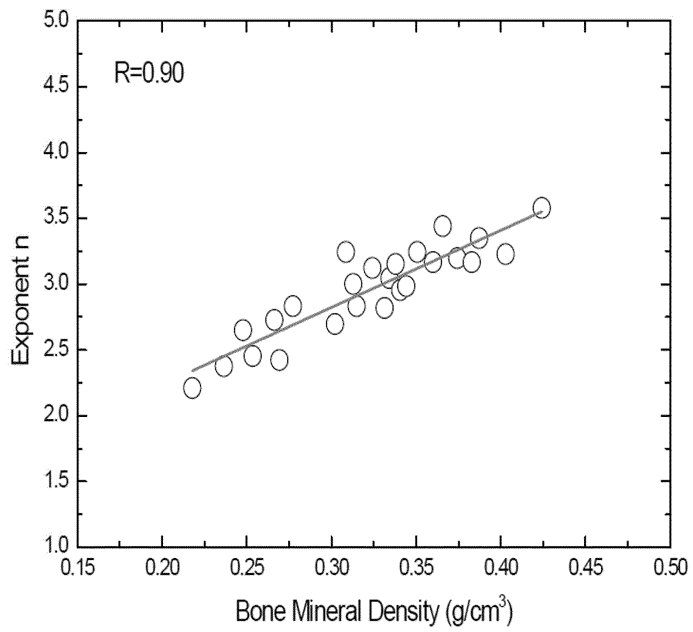
도면2



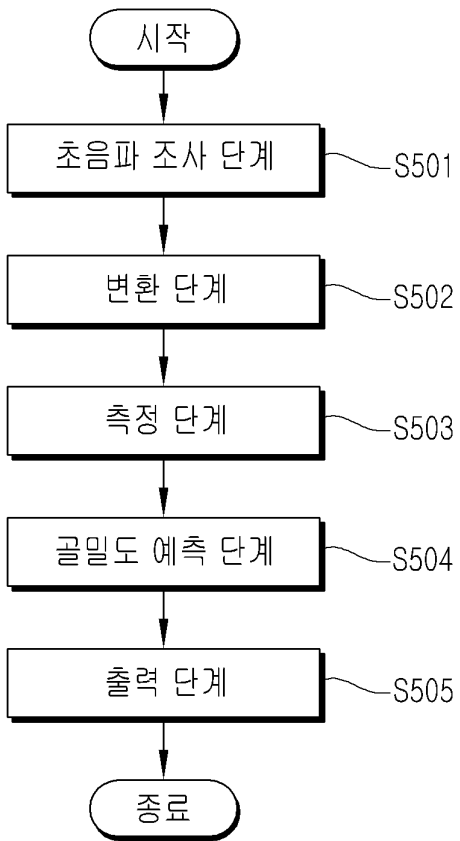
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	使用超声衰减预测骨密度的方法和装置		
公开(公告)号	KR1020130074938A	公开(公告)日	2013-07-05
申请号	KR1020110143068	申请日	2011-12-27
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	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0875 G01S7/52038 G01S7/52046 G01S15/89		
其他公开文献	KR101345870B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及利用内摩擦的骨矿物质密度预测方法和装置，提供利用内摩擦的骨密度预测方法是由于骨矿物质密度预测而能够在高频区域中预测骨密度的技术。包括非线性的阶段在转换步骤中测量的超声衰减系数：评估阶段：通过从转换步骤和评估阶段转换的电信号测量超声衰减系数，其变为接收超声辐射步骤的电信号：通过海绵骨的超声波照射海绵骨中的超声波。根据发明，它具有如下效果。由于通过超声辐射实现了对本发明的骨矿物质密度的预测，因此患者首先不暴露于辐射。也就是说，本发明具有为患者提供安全测量方法的效果。第二。并且本发明通过提供用于超声波技术的外部参数的新参数来提高定量测量骨矿物质密度的测量精度的效果。第三，在本发明中是高频带，因为骨矿物质密度预测变得可能，超声医学图像系统的分辨率得到改善，并且成像工作是促进。

