

(19)대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl.⁷
A61B 8/00

(45) 공고일자 2003년11월07일
(11) 등록번호 10-0405000
(24) 등록일자 2003년10월29일

(21) 출원번호 10-2001-0004827
(22) 출원일자 2001년02월01일

(65) 공개번호 특2002-0064406
(43) 공개일자 2002년08월09일

(73) 특허권자 주식회사 비.엠.텍
부산 사하구 다대1동 1503-3

(72) 발명자 한승무
경기도화성군태안읍병점리신미주APT106동804호

(74) 대리인 김학제
문혜정

심사관 : 이해평

(54) 초음파 골영상 진단장치 및 방법

요약

본 발명은 초음파 골영상 진단장치 및 방법, 특히 컴퓨터 시스템, 전원분배기, 및 스캐닝 시스템으로 구성되고, 상기 컴퓨터 시스템이 스캐닝 시스템의 초음파 탐촉자에 의한 스캐닝을 통해 얻어진 초음파 신호를 시간 영역에서 분석하여 초음파 속도(SOS : Speed of Sound), 형상지수(GI : Geometric Index), 및 뼈의 두께를 산출하고, 주파수 영역에서 분석하여 초음파 광역밴드 감쇄(BUA : Broadband Ultrasound Attenuation) 및 초음파 순수 감쇄(UA : Ultrasound Attenuation)를 구하며, 형상지수(GI)와 초음파 순수 감쇄(UA)를 이용하여 측정 중심 영역(ROI : Region of Interest)을 추출하고, 이러한 측정 중심 영역에서 초음파 광역밴드 감쇄(BUA)와 초음파 속도(SOS)의 선형조합에 의해 골다공증지수(OI : Osteoporosis Index)를 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 골영상 진단장치 및 방법에 관한 것으로, 본 발명의 골다공증 진단기는 측정 위치에 따른 측정오차를 최소화하여 보다 정확하고 신뢰성있는 골다공증의 진단을 가능하게 하며 골질의 영상화를 가능하게 하는 현저한 효과를 제공한다.

대표도

도 1

색인어

선형 스캐너, 초음파 펄서/리시버 보드, 초음파 파라미터, 사용자 소프트웨어, 골다공증지수, 형상지수

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 초음파 골영상 진단장치의 개략도,
도 2는 초음파 골영상 진단장치 중 스캐닝 시스템의 개략 사시도,
도 3은 본 발명에 따른 초음파 골영상 진단장치의 내부 블록도,

도 4는 형상지수(GI) 및 측정 중심 영역(ROI)의 개념도,
 도 5는 형상지수(GI)의 계산 원리 및 측정 중심 영역(ROI)의 개념도,
 도 6은 형상지수(GI)산출 과정의 흐름도,
 도 7은 발뒤꿈치 뼈의 스캐닝시 초음파 광역밴드 감쇄(BUA)의 개념을 설명하기 위한 그래프,
 도 8은 발뒤꿈치 뼈의 스캐닝시 초음파 순수 감쇄(UA)의 개념을 설명하기 위한 그래프,
 도 9는 발뒤꿈치 뼈의 스캐닝시 초음파속도(SOS)의 개념을 설명하기 위한 그래프,
 도 10은 발뒤꿈치 뼈의 3차원 영상화 방법의 원리를 설명하기 위한 도면,
 도 11은 본 발명에 의한 초음파 신호의 처리 과정의 흐름도이다.

* 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명 *

1: 발 수조(Foot Bath) 2: 스캐닝 수조(Water Bath)
 3: 초음파 탐촉자(Ultrasonic Transducer)
 4: 실리콘 히터(Rubber Heater) 5: 스텝핑 모터(x축, y축)
 6: 리미트 스위치 7: 발 수조 수위 센서
 8: 스캐닝 수조 수위 센서 9: 온도 센서(Temperature Sensor)
 10: 공급 펌프(Fill Pump) 11: 배출 펌프(Drain Pump)
 12: 제 1 솔레노이드 밸브 13: 제 2 솔레노이드 밸브
 14: 공급 수조(Fill Bottle) 15: 배출 수조(Drain Bottle)
 16: 컨트롤 보드(Control Board) 17: 입출력 보드
 18: 초음파 펄서/리시버 보드(Pulser/Receiver Board)
 19: 히터 컨트롤러(Heater Control) 20: 트랜스포머(Transformer)
 21: 전원
 22: 스텝핑 모터 드라이버(Stepping Motor Driver)
 37: 제 3 솔레노이드 밸브

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 골영상 진단장치 및 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 물 속에서 발 뒤꿈치 일정 영역에 대한 스캐닝이 가능한 초음파 스캐너 및 이의 컴퓨터 시스템과의 인터페이스를 통한 제어알고리즘, 그리고 스캐닝을 통해 수신된 초음파 신호의 시간영역 및 주파수 영역에서의 분석을 통해 구해진 초음파 진단 파라미터를 이용하여 골질 분포의 영상을 제공함과 동시에 측정 중심영역(ROI)을 자동으로 찾음으로써(Auto ROI) 진단 결과의 신뢰성을 높일 수 있는 진단 알고리즘을 가지고 있는 초음파 골영상 진단장치 및 방법에 관한 것이다.

골다공증(OSTEOPOROSIS)은 뼈 자체의 무게가 줄어들고 미세 구조가 얇아지고 약해지므로 조그만 충격에도 뼈가 쉽게 부러질 수 있는 상태가 되는 질환으로, 노년기에 들어서 골다공증은 더욱 심각한 결과를 초래하여 대퇴부 골절, 척추 골절 및 합병증으로 인한 1년내 사망률이 10%를 초과한다. 더욱이, 골다공증은 평소에 통증이나 증상이 없이 진행되다가 골절이 일어나고 심한 고통을 겪고 나서야 알게 되며, 이미 진행된 후에는 돌이킬 수 없는 비가역성 질환이라는 점에서 더욱 심각성이 크기 때문에 골다공증을 미리 정확하게 진단할 수 있는 골다공증 진단기의 개발이 요청되고 있다.

종래의 골다공증 진단기로는 이중 에너지 X선 흡수법(DEXA : Dual Energy X-ray Absorptiometry)으로 대표되는 X선을 사용하는 진단장치가 있었으나, 이러한 장치는 그 크기가 커서 불편하고 방사선 피폭 등의 문제가 있다.

상술한 X선을 사용하는 진단장치의 문제점을 해결하기 위하여 초음파를 이용한 진단장치가 개발되었다. 초음파 골영상 진단장치는 초음파가 어떤 매질을 통과할 때 매질의 특성(탄성계수, 포아송의 비, 밀도, 다공성 등)에 따라 발생하게 되는 에너지 손실에 의해 수신되는 초음파의 도달 속도 및 진폭이 변화하게 되는 것과 경계면과 매질 내부에서의 반사 및 산란을 일으키게 되는 특성을 이용하는 것이다. 기존의 초음파를 이용한 골다공증 진단기는 고정점에서의 측정으로 정확한 진단이 이루어지지 않으며 또한, 골질 분포의 영상 또한 제공하지 않고 있으며, 발뒤꿈치 뼈의 두께 측산이 이루어지지 않아 정확한 진단이 이루어지지 않고 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명의 목적은 상술한 바와 같은 종래 기술의 문제점을 극복하는 것으로, 물 속에서 발뒤꿈치 일정 영역에 대한 스캐닝을 통해 발뒤꿈치 뼈의 골질 분포 영상을 제공함과 동시에 측정 중심영역(ROI)을 자동으로 찾아(Auto ROI) 이 부분에서의 평균값으로서 골다공증을 진단하여 측정 위치에 따른 오차를 없앨 수 있는 초음파 골영상 진단장치 및 방법을 제공하는 것이다.

본 발명의 다른 목적은 스캐닝 포인트에서의 발뒤꿈치 뼈의 두께를 계산함으로써 두께를 이용한 표준화된 진단 파라미터로서 정확한 진단이 가능하며, 뼈의 두께와 뼈의 외곽형상을 이용한 발뒤꿈치 뼈의 3차원 영상화가 가능한 초음파 골영상 진단장치 및 방법을 제공하는 것이다.

즉, 본 발명은 컴퓨터 시스템, 전원분배기, 및 스캐닝 시스템으로 구성된 초음파 골영상 진단장치를 이용한 초음파 골영상 진단방법에 있어서, 상기 컴퓨터 시스템이 스캐닝 시스템의 초음파 탐촉자에 의한 스캐닝을 통해 얻어진 초음파 신호를 시간 영역에서 분석하는 단계와, 초음파 속도(SOS), 발뒤꿈치 뼈를 투과하여 수신된 시간영역 초음파 신호의 진폭의 최대 값인 형상지수(GI), 및 뼈의 두께를 산출하는 단계와, 주파수 영역에서 분석하여 초음파 광대역 감쇄(BUA) 및 초음파 순수 감쇄(UA)를 구하는 단계와, 형상지수(GI)와 순수감쇄(UA)를 이용하여 측정 중심 영역(ROI)을 추출하는 단계와, 이러한 측정 중심 영역에서 BUA와 SOS의 선형조합에 의해 골다공증지수를 산출하는 단계로 이루어진 것을 특징으로 하는 초음파 골영상 진단방법을 제공하는 것이다.

발명의 구성 및 작용

본 발명의 초음파 골영상 진단장치 및 방법은 새롭게 정의된 형상지수(GI) 파라미터를 이용하여 뼈의 윤곽을 추출하는데 사용한다. 본 발명자들은 종골의 내부에서 형상지수(GI) 파라미터가 국부적으로 최대값을 가지는 영역을 정의하여 이곳에서의 초음파 진단 파라미터의 평균적인 값을 결정하여 골강도를 정의하는 새로운 진단기법을 개발하였으며, 기존의 초음파 골다공증 진단기가 지니는 측정위치에 따른 측정오차를 최소화하여 보다 정확하고 신뢰성있는 골강도의 측정결과를 얻을 수 있는 것과 동시에 종골의 전체적인 골질을 반영할 수 있는 종골의 측정 중심 영역(ROI)을 자동으로 찾을 수 있는 새로운 알고리즘을 개발한다.

이하, 본 발명을 첨부된 예시 도면에 의거 상세히 설명한다.

상기한 목적을 달성하기 위해 본 발명에 따른 초음파 골영상 진단장치 및 방법은 발뒤꿈치 뼈에 대한 물 속에서의 초음파 투과법 및 반사법이 용이하도록 제작된 초음파 스캐너와 초음파 스캐너의 제어를 위한 컨트롤 보드, 펄서 리시버 보드 그리고 스캐닝을 통해 얻어진 초음파 신호를 시간 영역과 주파수 영역에서 분석하여 각종 진단 파라미터를 추출, 각종 골질 분포의 영상화를 할 수 있는 진단 알고리즘으로 구성되어 있다. 본 발명의 초음파 골영상 진단장치는 30 ° C 내외의 온도로 유지되는 발 수조의 물 속에 환자의 발을 고정시킨 후, 발뒤꿈치 일정 영역에 대한 스캐닝을 통해 초음파 반사법 및 투과법의 적용이 가능한 구조로 되어 있으며, 각 동작부의 제어를 위한 컨트롤 보드를 내장하고 있다.

본 발명의 초음파 골영상 진단장치는 도 1에 도시된 바와 같이, 기계 주사에 의한 X-Y 스캔 방식의 골밀도측정기로서 컴퓨터시스템(200)(윈도우 95 혹은 윈도우 98환경, Borland C++ Builder로 작성된 초음파골밀도측정기의 사용자 소프트웨어, 초음파 펄서/리시버 보드, 스캐닝 시스템과 컴퓨터 시스템간의 인터페이스 카드, 스캐닝 시스템(스캐너 제어보드, 초음파 탐촉자)(100) 및 전원 분배기(300)로 구성되어 있다.

컴퓨터 시스템(200)은 스캐닝 시스템의 정보를 처리하고 급배수 펌프와 온도, 이송기구의 작동 등을 제어하는 역할을 담당하며, 구체적으로 사용자 소프트웨어를 구동해서 초음파골밀도측정을 하는 본체; 초음파골밀도영상의 화상출력하는 모니터; 초음파골밀도측정을 위한 입력장치인 키보드; 및 초음파골밀도측정을 위한 입력장치인 마우스를 포함하여 구성된다.

전원분배기(300)는 이중절연으로 구성되어 전기적인 안정성을 가지며, 연동 되는 시스템을 하나의 스위치로 온/오프시킬 수 있는 것으로, 입력전압을 컴퓨터 시스템 및 스캐닝 시스템에 요구되는 전압으로 출력한다. 이러한 전원분배기(300)는 상용전원의 입력을 위한 입력단자; 컴퓨터시스템 및 스캐닝 시스템 등에 요구되는 전압을 공급하기 위한 3개의 출력 단자 및 하나의 스위치로 연동되는 모든 시스템을 온/오프 가능한 온/오프 스위치를 포함하여 구성된다.

도 2는 본 발명의 초음파 골영상 진단장치중 스캐닝 시스템(100)의 내부 개략도이다. 본 발명에서 초음파 골영상 진단장치의 스캐닝 시스템(100)은 인체의 발뒤꿈치 뼈 부위를 스캐닝해서 초음파골밀도 정보를 입력받고 급배수, 이송기구 동작 등을 수행하는 것으로, 스테핑 모터 및 볼 스크류 기구를 이용한 1쌍의 초음파 탐촉자(3)의 직선 이송을 통해 2축(x, y축)으로 동시에 제어할 수 있는 기구부, 측정 중에 발의 고정 및 공급되는 물의 양을 최소화할 수 있는 구조로 형성된 발 수조부(1), 스캐닝이 이루어지며 가열된 물을 공급할 수 있는 구조로 형성된 스캐닝 수조부(2), 그리고 스캐닝 중에 물의 순환이 이루어지는 물의 순환부로 이루어져 있다.

초음파 탐촉자(3)는 동시에 구동이 가능하도록 암(arm)으로 연결되어 있으며, 2조의 볼스크류 기구 및 2개의 스테핑 모터(5)에 의해 x축 및 y축으로 이송될 수 있다. 또한 각 동작부의 구동을 위한 컨트롤 보드(16)와 스테핑 모터 드라이버(22)가 장착되어 있다. 본 발명에 따른 초음파 골영상 진단장치의 스캐닝 시스템 제어는 컴퓨터 시스템의 사용자 소프트웨어에 의해 이루어지며, 컴퓨터 시스템에 내장된 입출력 보드(17)와 스캐닝 시스템에 내장되어 스테핑 모터(5)의 상여자가 이루어지는 인터페이스 카드인 컨트롤 보드(16)와의 통신에 의해 스캐닝이 이루어진다. 또한, 스캐닝 시스템 내부의 컨트롤 보드(16)를 통해 공급되는 물의 온도 제어를 위한 히터 컨트롤러(19), 1개의 온도 감지 센서(9), 물의 공급 및 배출을 위한 2개의 제 1 및 제 2 솔레노이드 밸브(12, 13) 및 공급 펌프(10) 및 배출 펌프(11), 발 수조 수위 센서(7), 스캐닝 수조 수위 센서(8), 스캐닝 중의 오동작 방지를 위한 1축(x축 및 y축)당 2개의 리미트 스위치(6)의 제어가 이루어진다.

도 3은 본 발명에 따른 초음파 골영상 진단장치의 내부 연결도이다. 1쌍의 초음파 탐촉자(3)는 중심축이 일치되어 스캐닝 수조(2) 내부에서 일정 거리(115 mm)를 유지하도록 암(arm)으로 연결되어 있으며, 컴퓨터 시스템 내부의 초음파 펄서/리시버 보드(18)에 연결되어 스캐닝 중에 반사법과 투과법이 동시에 적용될 수 있으며, 동시에 이송될 수 있도록 연결되어 있다. 스캐닝을 위한 초음파 탐촉자(3)의 이송은 스캐닝 수조(2)의 외측에 2조의 볼 스크류 기구 및 스테핑 모터(5)에 의해 이루어지며, 스테핑 모터(5)의 구동은 컴퓨터 시스템의 입출력 보드(17)와 스캐너 내부의 컨트롤

보드(16) 상의 스테핑 모터 드라이버(22)에 의해 이루어진다. 스캐닝 중의 오동작 방지를 위한 리미트 스위치(6)가 각 축(x축, y축)당 2개씩 설치되어 있으며, 컨트롤 보드(16)에 연결되어 동작 신호가 컴퓨터 시스템 내부의 입출력 보드(17)에 전달된다.

스캐닝을 위한 물의 공급 및 순환은 다음과 같이 이루어진다. 공급 수조(14)에 연결된 공급 펌프(10)를 통하여 스캐닝 수조(2) 내부에 스캐닝 수조 수위 센서(8)에 의해 감지되는 양 만큼의 물이 채워지게 되고 스캐닝 수조(2) 외측에 부착된 실리콘 히터(4)에 의해 가열된다. 실리콘 히터(4)는 컨트롤 보드(16) 및 트랜스포머(20)에 연결된 히터 컨트롤러(19)와 컨트롤 보드(16)에 연결된 온도 센서(9)에 의해 일정 수온을 유지하도록 동작하게 된다. 일정 온도로 가열된 후 발이 발 수조(1)에 놓이면 다시 물이 스캐닝 수조(2) 내로 공급되고 발 수조(1)의 외측으로부터 발 수조(1)의 내부로 물이 유입된다. 유입되는 물은 발 수조(1) 내부의 발 수조 수위 센서(7)에 의해 감지되는 양 만큼 채워지게 되고 스캐닝이 이루어지게 된다. 스캐닝이 끝나면 컨트롤 보드(16)에 연결된 제 1 솔레노이드 밸브(12)가 개방되고 컨트롤 보드(16)에 연결된 배출 펌프(11)가 동작하여 발 수조(1) 내부의 물이 배출 수조(15)로 배출된다. 다시 스캐닝이 시작되면, 물이 스캐닝 수조(2)로 다시 유입되고 발 수조 수위센서(7)에 의해 감지되는 양 만큼의 물이 채워지게 된다. 스캐닝 수조(2) 내의 물을 배출하기 위해서는 컨트롤 보드(16)에 연결된 제 2 솔레노이드 밸브(13)가 개방되고 컨트롤 보드(16)에 연결된 배출 펌프(11)가 동작하여 스캐닝 수조(2) 내부의 물이 배출 수조(15)로 배출된다.

스캐닝 시스템 내부의 컨트롤 보드(16)는 컴퓨터 시스템 내부의 입출력 보드(17)와 연결되어 스캐너 내부의 신호들을 입출력 보드(17)로 전송하고, 입출력 보드(17)로부터의 명령을 전송 받도록 되어 있다.

다음으로 상술한 바와 같은 본 발명의 초음파 골영상 진단장치의 세부 동작을 상세하게 설명한다. 먼저 컴퓨터 시스템에 설치된 사용자 소프트웨어를 이용하여 초음파 골영상 진단장치를 작동시키면 제 3 솔레노이드 밸브(37)가 개방되고 공급펌프(10)가 작동하여 공급수조(14)로부터 스캐닝 수조(2)와 발 수조(1)에 물이 채워지며 일정 수위가 되면 스캐닝 수조수위센서(8)와 발 수조 수위 센서(7)로부터 오는 신호가 컨트롤 보드(16)에 입력되어 제 3 솔레노이드 밸브(37)를 차단하고 공급펌프(10)를 정지시켜 물 공급이 중단된다.

스캐닝 수조(2) 외부에 설치된 실리콘 히터(4)에 의해 공급된 물이 가열되며 일정 온도에 도달하게 되면 온도센서(9)의 신호를 컨트롤 보드(16)가 받아 히터 컨트롤러(19)로 보내줌으로서 히터 컨트롤러(19)에 연결된 실리콘 히터(4)를 제어해 일정 온도를 유지케 한다. 그 후 컴퓨터 시스템(200)에서 측정부위인 발을 발 수조(1)에 넣으라는 화면이 나오게 되면 발을 발 수조(1)에 넣은 후 측정을 하게 된다.

측정을 시작하면 암(arm)이 스테핑 모터 드라이버(22)로 구동되는 스테핑 모터(5)에 의해 x축과 y축으로 계단식 이송을 하며, 이와 동시에 암(arm)의 끝 부분에 장착된 초음파 탐촉자(3)는 초음파 펄서/리시버(18)로부터 신호를 받아 펄스 초음파를 측정부에 발사해 반복스캐닝을 통해 얻어진 초음파 파라미터의 변화량을 분석하여 변화량이 일정조건에 따라서는 경우에 실측정에 들어가는 안정성 테스트를 거친다.

이러한 안정성 테스트(Stability Test)가 끝난후 최종적으로 스캐닝을 한 후 측정 중심 영역(ROI: Region of Interest)(26)을 정확하게 지정하게 된다. 측정 중심 영역(26)을 지정한 후 기준패턴과 비교 분석하고, 3차원 입체 영상을 볼 수 있게 된다.

마지막으로 측정결과 얻어진 각종 수치와 진단 그래프를 이용하여 환자의 뼈 상태를 진단할 수 있게 된다.

측정이 끝나게 되면 컨트롤 보드(16)에 연결된 제 2 솔레노이드 밸브(13)가 개방되고 배출펌프(11)가 작동하여 발 수조(1)와 스캐닝 수조(2)로부터 물이 빠지며 이 물은 배출수조(15)로 들어간다. 물이 모두 배출되면 스캐닝 수조 수위 센서(8)와 발 수조 수위 센서(7)로부터 오는 신호를 컨트롤 보드(16)가 받아 제 1 솔레노이드 밸브(12) 및 제 2 솔레노이드 밸브(12)를 차단하고 공급펌프(10)를 정지시켜 물 배출이 중단된다.

본 발명에 따른 초음파 골영상 진단장치의 진단 알고리즘은 형상지수(GI) 및 초음파 순수 감쇄(UA)를 이용하여 발뒤꿈치 뼈의 측정 중심 영역(ROI)을 구할 수 있으며, 이를 사용자 소프트웨어를 통해 자동으로 찾음으로써(Auto ROI) 진단의 신뢰성과 정확성이 보장된다.

또한, 각 스캐닝 포인트에서 초음파 반사법에 의해 계산된 발뒤꿈치 뼈의 두께를 이용하여 발뒤꿈치에서의 정확한 초음파 속도(SOS) 및 두께까지 고려된 정확한 골다공증 진단이 가능한 표준화된 초음파 광대역 감쇄(nBUA: normalized BUA), 초음파 순수 감쇄(nUA: normalized UA)의 계산이 가능하며, 형상지수(GI)를 이용하여 발뒤꿈치 뼈의 외곽 형상 추출이 이루어지고 이 값과 구해진 뼈의 두께를 이용하여 발뒤꿈치 뼈의 3차원 영상화가 가능하다.

도 4는 형상지수(GI)(24)의 계산원리를 설명하기 위한 도면이다. 형상지수(GI)(24)는 스캐닝시 각 측정점에서 초음파 투과법에 의해 발뒤꿈치 뼈를 투과하여 수신된 시간영역 초음파 신호(23)의 진폭 중 그 최대 값을 취하는 것이다. 이러한 형상지수(GI)는 측정 매질인 물의 온도가 체온에 가까울수록 발뒤꿈치 뼈, 피부 및 연 조직, 그리고 물에서 값의 급격한 차이를 보이는 바, 이를 이용하여 사용자 소프트웨어 상에서 뼈의 외곽 형상을 추출하게 된다 또한 (25)는 발뒤꿈치 뼈의 형상을 나타낸 그림이며 (26)은 측정중심영역(ROI)의 개략적 위치를 나타낸다.

도 5는 발뒤꿈치 뼈 형상지수(GI)의 국부적 최대값(28)과 초음파 순수 감쇄(UA)의 국부적 최소값(27)을 이용하여 발뒤꿈치 뼈의 측정 중심영역(ROI)(26)을 정하는 과정을 설명하기 위한 흐름도이다. 먼저, 형상지수(GI)를 이용하여 발뒤꿈치 뼈 외곽 형상추출과 초음파 순수 감쇄(UA)의 국부적 최소값을 검색하고(S1), 발뒤꿈치 뼈 형상지수(GI)의 국부적 최대값을 구하며(S2). 이어서, 발뒤꿈치 뼈 형상지수(GI)의 국부적 최대영역과 초음파 순수 감쇄(UA)의 국부적 최소영역을 이용하여 발뒤꿈치 뼈의 측정 중심 영역(ROI)을 구할 수 있다(S3).

도 6은 형상지수(GI)를 이용한 측정중심영역(ROI)의 산출 원리를 설명하기 위한 도면이다. 30은 발뒤꿈치 뼈를 스캐닝 할 때의 초음파 센서의 위치를 나타낸 도면으로, 초음파 탐촉자(3)가 이동하면서 발 뒤꿈치 뼈를 스캐닝함으로써 형상지수(GI)를 산출하여 측정중심영역(ROI)을 정할 수 있다. 31은 발뒤꿈치 뼈를 스캔했을 때의 초음파 신호를 나타내고, 32는 발뒤꿈치 뼈와 피부 및 연조직 경계를 스캔했을 때의 초음파 신호를 나타내며, 33은 물 부분을 스캔했을 때의 초음파 신호를 나타낸다. 도 6에서 34는 31, 32, 및 33의 각각의 초음파 신호에서 추출된 형상지수(GI)를

이용하여 구성한 발뒤꿈치 뼈의 영상이고, 35는 32의 초음파 신호가 31의 초음파 신호로 나오기 직전 초음파 신호가 급격히 감소하는 부분의 형상지수(GI) 값을 이용하여 발뒤꿈치 뼈의 외곽형상을 추출한 영상이다. 도 5에 도시된 바와 같이, 물, 발뒤꿈치 뼈와 피부 및 피부 연조직의 경계, 발뒤꿈치 뼈 부분을 스캔했을 때의 초음파 신호에 의한 각각의 초음파 신호에서 추출된 형상지수(GI)를 이용하여 구성한 발뒤꿈치 뼈의 영상(34)을 얻을 수 있다. 또한, 발 뒤꿈치 뼈와 피부 및 피부 연조직 경계를 스캔했을 때의 초음파 신호(32)가 발뒤꿈치 뼈를 스캔했을 때의 초음파 신호(31)로 나오기 직전 초음파 신호가 급격히 감소하는 부분의 형상지수(GI) 값을 이용하여 발 뒤꿈치 뼈의 외곽 형상을 35와 같이 추출(Edge Detection)할 수 있다.

본 발명의 초음파 골영상 진단장치 및 방법은 골다공증 진단 파라미터인 초음파 광역밴드 감쇄(BUA)와 초음파 속도(SOS)의 선형 조합에 의해 골다공증 지수(OI: Osteoporosis Index)를 산출하고, 이러한 각각의 진단 파라미터를 이용하여 골질을 영상화할 수 있는 것을 특징으로 한다.

감쇄로 인한 초음파 신호,의 진폭 감소는 하기 식의 지수함수 형태로 나타내어진다.

$$A = A_0 e^{-\alpha x}$$

상기 식에서, A_0 는 초기 진폭이며, A는 초음파 발진점으로부터 떨어진 거리 x에서의 진폭이다. α 는 감쇄계수로서, 다시 표현하면 하기 식과 같다.

$$\alpha = \frac{\ln A_0 - \ln A}{x}$$

여기서, 진폭은 수신된 초음파 신호의 주파수영역으로의 변환(FFT: Fast Fourier Transform)을 이용하여 구할 수 있다. 도 7은 초음파 광대역 감쇄(BUA)의 계산원리를 나타내는 것으로 증류수 만을 통과하여 수신된 초음파 신호를 주파수영역으로 변환하고 증류수 속의 종골을 통과하여 수신된 초음파 신호를 주파수영역으로 변환한 뒤 얻어진 두 주파수 스펙트럼을 dB단위의 진폭으로 나타낸다. 얻어진 두 초음파 신호의 주파수 스펙트럼에서의 진폭의 차이를 0.3 ~ 0.7MHz대역에서 주파수별로 구한 뒤, 이 값들을 선형회귀 분석하여 구해진 직선의 기울기가 초음파 광대역 감쇄(BUA) 값이 된다.

도 8은 초음파 순수 감쇄(UA)의 계산원리에 대한 것으로 초음파 광대역 감쇄의 계산 시와 동일한 방법으로 두 개의 주파수 영역 초음파 신호를 구한다. 얻어진 두 주파수 스펙트럼을 dB단위의 진폭으로 나타낸 후 0.5MHz에서의 두 진폭의 차이 값을 구하여 초음파 순수 감쇄(UA)를 계산한다.

도 9는 초음파 속도(SOS)를 구할 때 사용하는 초음파 신호의 도달 시간 차이를 나타낸 것이다. 먼저 증류수만을 통과하여 수신되는 초음파 신호의 도달 시간(t_1)과 종골을 통과하여 수신되는 초음파 신호의 도달시간(t_2)를 계산하여 도달시간의 차이($\Delta t = t_1 - t_2$)를 계산할 수 있다. 계산된 초음파 신호의 도달시간 차이 및 종골의 두께(d)를 이용하여 종골에서의 초음파 속도(SOS)는 하기 식들에 의해 구할 수 있다.

$$t_1 = \frac{d_w}{SOS_w}$$

$$t_2 = \left(\frac{d_w - d}{SOS_w} \right) + \frac{d}{SOS}$$

$$\Delta t = t_1 - t_2 = \left(\frac{d_w - d_w + d}{SOS_w} \right) - \frac{d}{SOS}$$

$$SOS = \frac{SOS_w}{\left[1 - \left(\frac{SOS_w \times \Delta t}{d} \right) \right]} \quad (m/s)$$

여기서, SOS는 종골에서의 초음파 속도(m/s), SOS_w 는 증류수 속에서의 초음파 속도(m/s), t_1 은 증류수에서의 초음파 도달시간(s), t_2 는 종골을 통과한 초음파의 도달시간(s), Δt 는 측정된 두 초음파 신호의 도달시간 차이(s), d_w 는 초음파 탐촉자들 사이의 거리(m), d는 종골의 두께이다.

종골의 두께는 각각의 초음파 탐촉자를 사용한 반사법을 이용하여 구할 수 있으며, 이는 초음파 탐촉자 사이의 거리로부터 각 탐촉자에서 종골까지의 거리를 뺀 최종거리이다. 즉, 종골의 두께(d)는 식(4)와 같이 얻어진다.

$$d = d_w - d_1 - d_2 = d_w - c_w(t_1 + t_2)$$

여기서, d는 종골의 두께이며, d_1 과 d_2 는 각 초음파 탐촉자로부터 종골까지의 거리이며, t_1 과 t_2 는 초음파 신호의 각 초음파 탐촉자로부터 종골까지의 도달시간이다. c_w 는 증류수에서의 음속을 나타내고 있다. 여기서, c_w 는 온도의 함수이며, 아래 식과 같이 표현된다.

$$c_w = 1402.74 + 5.033T - 0.058T^2 + (3.316 \times 10^{-4})T^3$$

$$- (1.453 \times 10^{-6})T^4 + (3.045 \times 10^{-9})T^5 \quad (m/s)$$

본 발명에서 골밀도 측정을 위한 파라미터로 이용되는 골다공증지수(OI)는 초음파 광역밴드 감쇄(BUA)와 초음파 속도(SOS)의 선형조합으로 하기 수학적 식 1과 같이 정의된다.

수학적 식 1

$$\text{골다공증지수(OI)} = \alpha \text{ BUA} + \beta (\text{SOS} - \gamma)$$

상기 식에서, α 와 β 는 BUA와 SOS 각각의 파라미터에 대한 가중치이며, γ 는 BUA와 SOS의 상대적인 값의 크기를 맞추기 위해 사용된 계수이다. 즉, SOS가 연골의 골밀도, 재료의 탄성계수와 관련을 갖고 BUA가 연골의 이방성, 다공질, 다공의 크기와 같은 뼈의 미세구조와 관련을 가지는 것을 이용, 이 두가지 파라미터의 조합으로 이루어진 골밀도 및 뼈의 미세구조를 모두 반영하는 골다공증지수(OI)로 골다공증을 진단하여 신뢰성 높은 진단 결과를 얻을 수 있다. 골다공증지수(OI)가 높을수록 뼈의 상태가 양호함을 나타내고, 골다공증지수가 낮을수록 좋지 않은 상태를 나타낸다.

도 10은 발뒤꿈치 뼈의 3차원 영상화를 위한 알고리즘의 설명도로서 개발된 초음파 펄서/리시버를 이용하여 각 측정점에서의 초음파 반사법을 이용하여 발뒤꿈치 뼈(25)의 두께를 구할 수 있으며, 초음파 투과법을 이용하여 형상지수(GI)(24)에 의해 발뒤꿈치 뼈(25)의 외곽 형상을 추출하여 발뒤꿈치 뼈의 3차원 영상화에 사용할 수 있다. 즉, 형상지수(24)를 이용하여 뼈의 외곽을 추출하고 각 스캐닝 지점에서의 발뒤꿈치 뼈(25)의 두께를 구하여 각 스캐닝 지점에서의 3차원 위치를 계산한 뒤, 각 데이터를 조합하여 발뒤꿈치 뼈(25)의 3차원 영상을 구한다. 도 10에서 36은 각 스캐닝 포인트에서 초음파 반사법으로 측정된 발뒤꿈치 뼈의 두께값과 초음파 투과법을 이용하여 구한 형상지수(GI) 값을 이용하여 3차원 영상화하는 방법의 흐름도이다.

도 10에 도시된 바와 같이, 뼈의 3차원 영상을 위하여 먼저 종골의 중심축(발판부의 한가운데)이 정의되고, 형상지수(GI)를 이용하여 종골의 외곽 형상을 추출하고(S10), 자체 개발된 초음파 펄서/리시버를 이용하여 각각의 초음파 센서로부터 중심축까지의 거리에서 종골까지의 거리를 이용하여 중심축을 기준으로 한 뼈의 두께를 얻을 수 있다(S20).

이것과 형상지수 파라미터에 의해 얻어진 종골의 외곽 형상을 추출하여 종골을 3차원 영상화한다(S30).

도 11은 골 강도 평가를 위한 초음파 스캐닝 시의 전체적인 신호처리 알고리즘을 나타내고 있다. 스캐닝이 시작되면 각 스캐닝 지점에서 초음파 신호의 송수신이 이루어진다. 각 지점에서 수신된 초음파 신호는 8Ms(mega sampling)의 샘플링 속도로 A/D 변환되고(S100), 초음파 순수 감쇄(UA) 파라미터 및 초음파 광역밴드 감쇄(BUA) 추출을 위해 신호가 최고치(peak)를 가지는 부분의 전후 일정 영역(128점)의 신호만을 분리하여 고속푸리에 변환(FFT: Fast Fourier Transform) 처리한다(S200). 이러한 신호의 분리 목적은, 노이즈 제거 및 신호의 고주파 성분의 저감에 있다. 또한 FFT 처리 시 추출된 초음파 신호의 양 끝단에서의 잘려나간 신호의 성분때문에 따른 FFT 결과의 오차를 제거하기 위해서 창 함수(Hanning window)를 적용하여 윈도우링한다. FFT 처리를 통해 얻어진 데이터 수는 10개이며 더 많은 데이터의 확보를 위해 이를 스플라인(Spline) 보간 처리한다. 스플라인 보간을 통해 얻어진 주파수 영역에서의 초음파 곡선 식으로부터 6개의 데이터를 추출하여 사용한다. 위와 같은 방법으로 종류수에서 초음파 신호를 수신하여 처리하고, 종골이 있는 상태에서 각 스캐닝 포인트에서 초음파 신호를 수신하여 처리하여, 각 스캐닝 포인트에서의 감쇄 파라미터 계산에 사용한다. 또한 얻어진 시간 영역 초음파 신호와 각 스캐닝 포인트에서의 종골의 두께를 이용하여 각 스캐닝 포인트에서의 초음파 속도 파라미터의 계산에 이용한다. 이로써 스캐닝 중에 각 스캐닝 포인트에서의 뼈의 두께, 속도, 형상 및 감쇄 파라미터의 계산이 가능하게 되며 이를 이용한 골질 분포의 영상 처리 및 종골의 3차원 영상화가 가능하게 된다.

뼈에 대한 기존의 영상 추출과정의 하나인 에지 디텍션(Edge Detection)에서 발생하는 골질 분포의 단순한 평균화로 인한 진단결과의 오류 문제를 해결하기 위해, 본 발명에서는 부위별로 골질 분포가 다른 발뒤꿈치 뼈의 골질분포에 대한 기준 패턴(Pattern)을 측정된 발뒤꿈치 뼈와 비교 분석하여 골질 분포가 가장 유사한 기준 패턴(Pattern)을 찾아 계산함으로써 정확한 진단 결과를 산출하여 신뢰성을 높일 수 있다.

발명의 효과

본 발명의 초음파 골영상 진단장치 및 방법은 기존의 한 지점만을 측정하는 초음파 골다공증 진단기가 지니는 측정 위치에 따른 측정오차를 최소화하여 보다 정확하고 신뢰성 있는 골강도의 측정결과를 얻을 수 있고 동시에 발뒤꿈치 뼈 내부의 전체적인 골질을 반영할 수 있는 측정 중심영역(ROI, region of interest)을 자동으로 찾음과 동시에 진단할 수 있다.

또한 설치장소에 크게 구애받지 않으므로 활용 범위도 넓어 개인병원 및 종합병원의 산부인과, 내과, 정형외과 또는 헬스센터에 설치되어 초음파 스캐닝을 통한 신뢰성 있는 높은 골다공증 진단으로 효과적인 골절 치료 및 장래의 골절 예방을 가능하게 하는 효과를 제공할 수 있다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

컴퓨터 시스템, 전원분배기, 및 스캐닝 시스템으로 구성된 초음파 골영상 진단장치를 이용한 초음파 골영상 진단방법에 있어서, 상기 컴퓨터 시스템이 스캐닝 시스템의 초음파 탐촉자에 의한 스캐닝을 통해 얻어진 초음파 신호를 시간 영역에서 분석하는 단계와, 초음파 속도(SOS), 발뒤꿈치 뼈를 투과하여 수신된 시간영역 초음파 신호의 진폭의 최대값인 형상지수(GI), 및 뼈의 두께를 산출하는 단계와, 주파수 영역에서 분석하여 초음파 광대역 감쇄(BUA) 및 초음파 순수 감쇄(UA)를 구하는 단계와, 형상지수(GI)와 순수감쇄(UA)를 이용하여 측정 중심 영역(ROI)을 추출하는 단계와, 이러한 측정 중심 영역에서 BUA와 SOS의 선형조합에 의해 골다공증지수를 산출하는 단계로 이루어진 것을 특징으로 하는 초음파 골영상 진단방법.

청구항 2.

제 1항에 있어서, 상기 골다공증 진단기가 형상지수를 이용하여 뼈의 외곽을 추출하고 각 스캐닝 지점에서의 발뒤꿈치 뼈의 두께를 구하여 각 스캐닝 지점에서의 3차원 위치를 계산한 뒤, 각 데이터를 조합하여 발뒤꿈치 뼈의 3차원 영상을 구하는 것을 특징으로 하는 초음파 골영상 진단방법.

청구항 3.

인체의 발뒤꿈치 뼈 부위를 스캐닝해서 초음파골밀도 정보를 입력받고 급배수, 이송기구 동작 등을 수행하는 것으로, 스테핑 모터 및 볼 스크류 기구를 이용한 1쌍의 초음파 탐촉자의 직선 이송을 통해 2축(x, y축)으로 동시에 제어할 수 있는 기구부와; 상기 스테핑 모터를 제어하는 한편, 각 부분의 구동을 제어하기 위한 컨트롤 보드와 스테핑 모터 드라이버와; 유입/출되는 물의 양을 검출하여 그 정보를 상기 컨트롤 보드로 출력하는 발 수조 수위 센서를 내부에 장착하고, 측정 중에 발의 고정 및 공급되는 물의 양을 최소화할 수 있는 구조로 형성된 발 수조부와; 유입/출되는 물의 양을 검출하여 그 정보를 상기 컨트롤 보드로 출력하는 스캐닝 수조 수위 센서를 내부에 형성되고, 유입된 물의 온도를 가열하는 실리콘 히터를 외부에 형성하여 가열된 물을 공급할 수 있는 구조로 형성된 스캐닝 수조부와; 공급수조가 공급 펌프, 제 3 솔레노이드 밸브를 통해 상기 스캐닝 수조부에 연결되어 상기 컨트롤 보드의 제어에 따라 물을 공급하는 한편, 배출수조가 배출펌프, 제 1, 제 2 솔레노이드 밸브를 통해 상기 스캐닝 수조부 및 발 수조부에 연결되어 상기 컨트롤 보드의 제어에 따라 물을 배출하는 물의 순환부를 포함하는 스캐닝 시스템; 스테핑 모터 구동 드라이버 회로가 내장된 디지털 입출력 보드와, 스캐닝을 통해 얻어진 초음파 신호를 시간 영역과 주파수 영역에서 분석하여 각종 진단 파라미터를 추출, 각종 골질 분포의 영상화를 할 수 있도록 초음파 탐촉자와의 인터페이스 카드로써 초음파의 송수신을 담당하는 펄서/리시버 보드를 포함하여 스캐닝 시스템의 정보를 처리하고 급배수 펌프와 온도, 이송기구의 작동 등을 제어하는 역할을 담당하며 구체적으로 사용자 소프트웨어를 구동해서 초음파골밀도측정을 하는 본체와, 초음파골밀도영상의 화상출력하는 모니터와, 초음파골밀도측정을 위한 입력장치인 키보드와, 초음파골밀도측정을 위한 입력장치인 마우스를 포함하는 컴퓨터 시스템; 및 이중절연으로 구성되어 전기적인 안정성을 가지며, 상용전원의 입력을 위한 입력단자와, 컴퓨터시스템 및 스캐닝 시스템 등에 요구되는 전압을 공급하기 위한 3개의 출력 단자와 하나의 스위치로 연동되는 모든 시스템을 온/오프 가능한 온/오프 스위치를 포함하여 연동되는 시스템을 하나의 스위치로 온/오프시킬 수 있는 것으로, 입력전압을 컴퓨터 시스템 및 스캐닝 시스템에 요구되는 전압으로 출력하는 전원분배기로 구성된 것을 특징으로 하는 초음파 골영상 진단장치.

청구항 4.

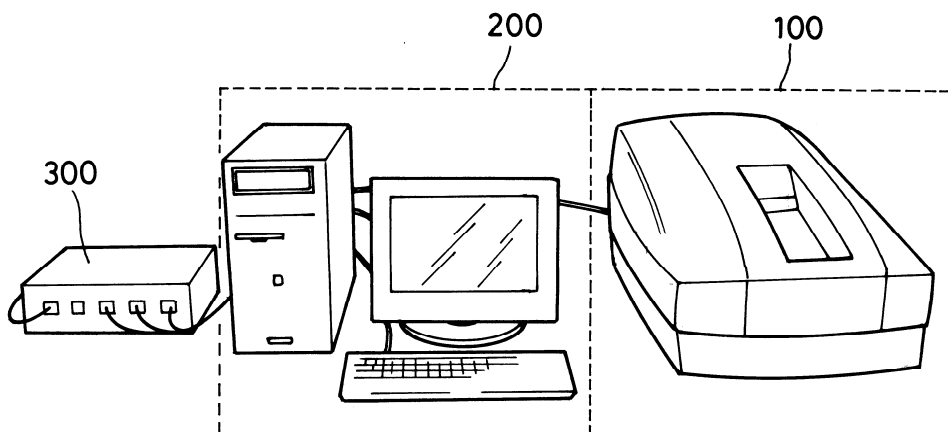
제 3항에 있어서,
상기 스캐닝 시스템은, 스캐닝 중의 오동작 방지를 위한 x축 및 y축당 2개의 리미트 스위치들을 추가로 포함시킴을 특징으로 하는 초음파 골영상 진단장치.

청구항 5.

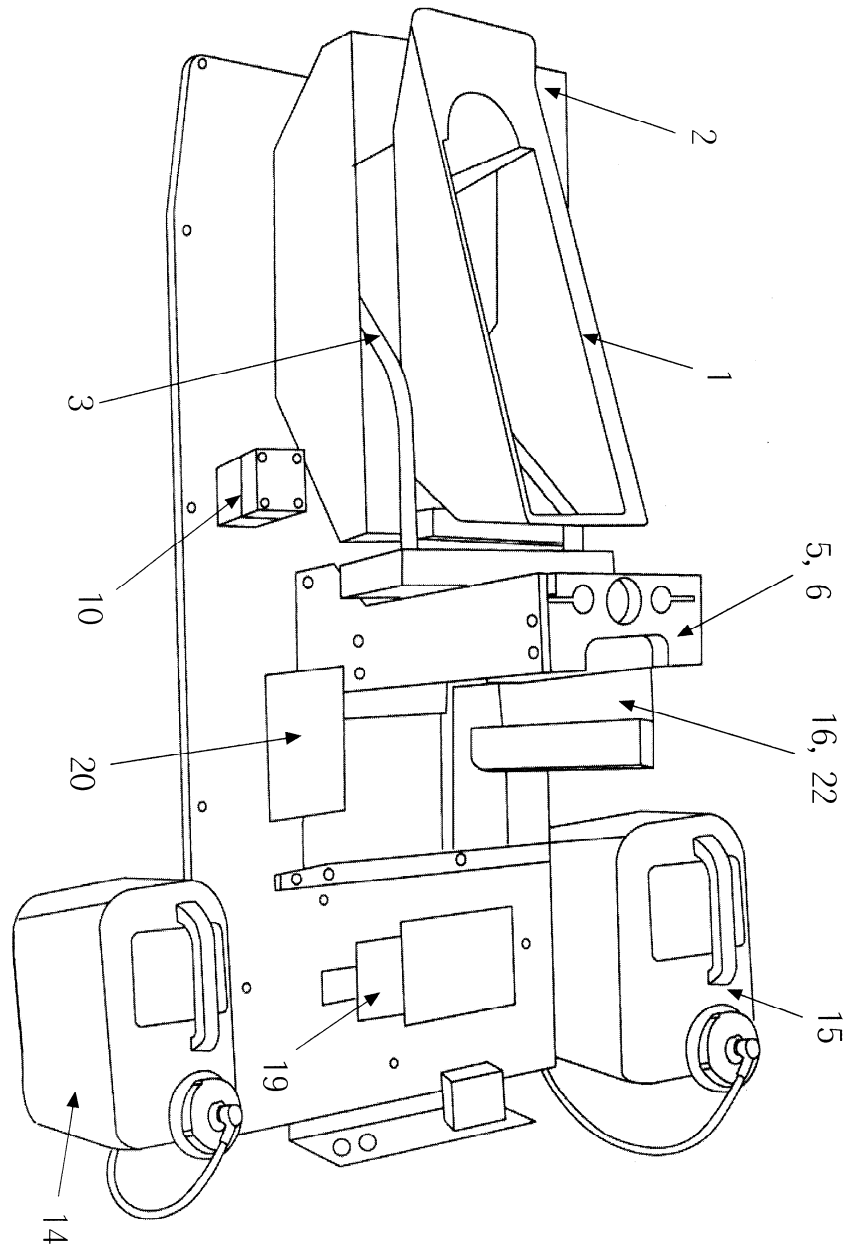
삭제

도면

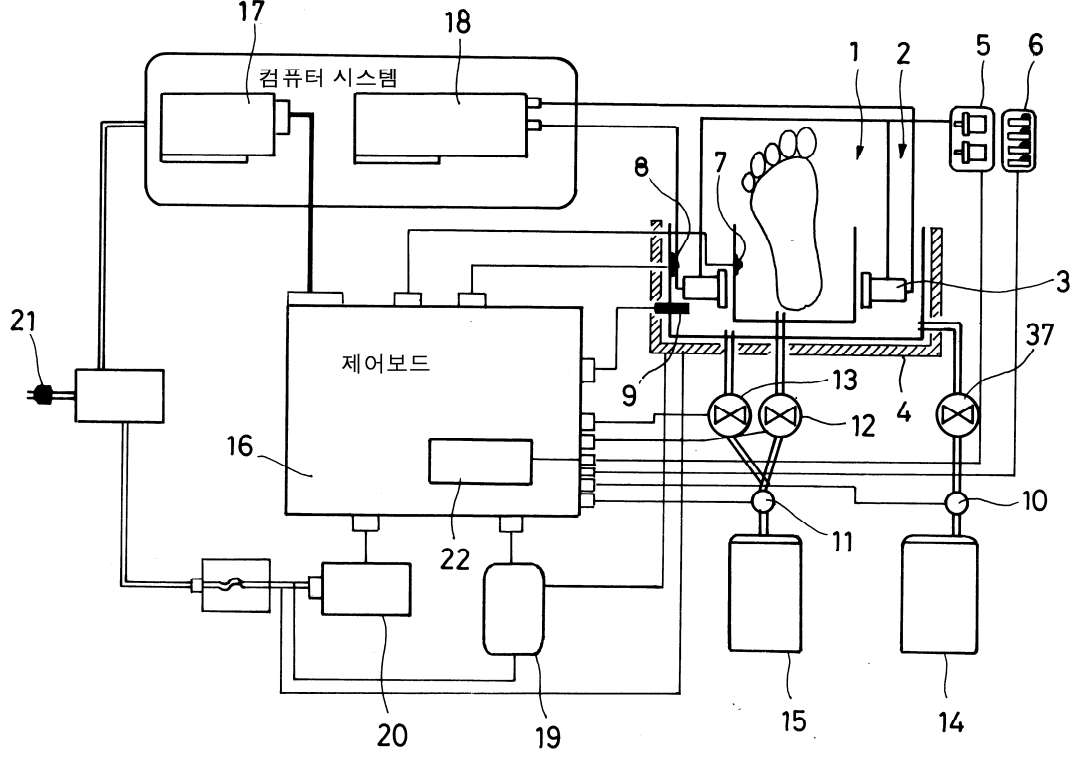
도면1



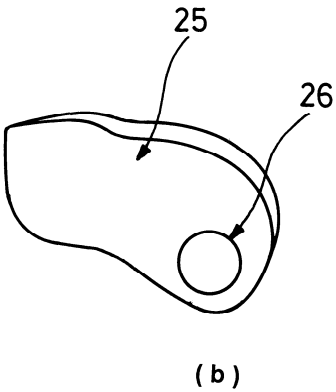
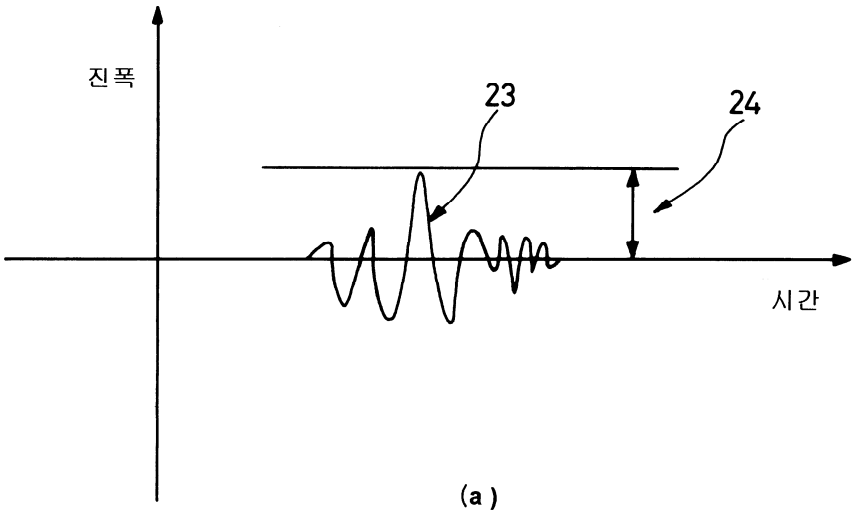
도면2



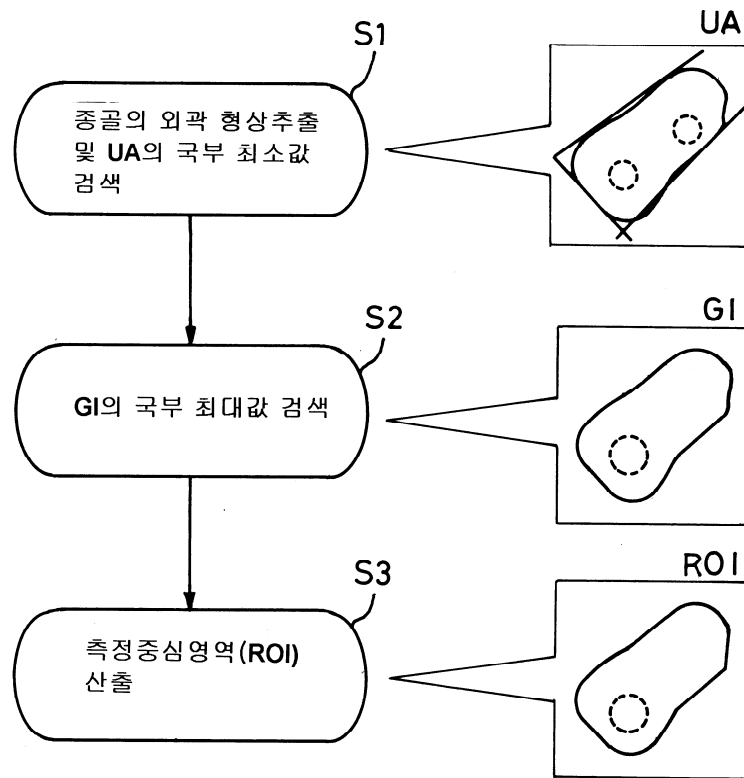
도면3



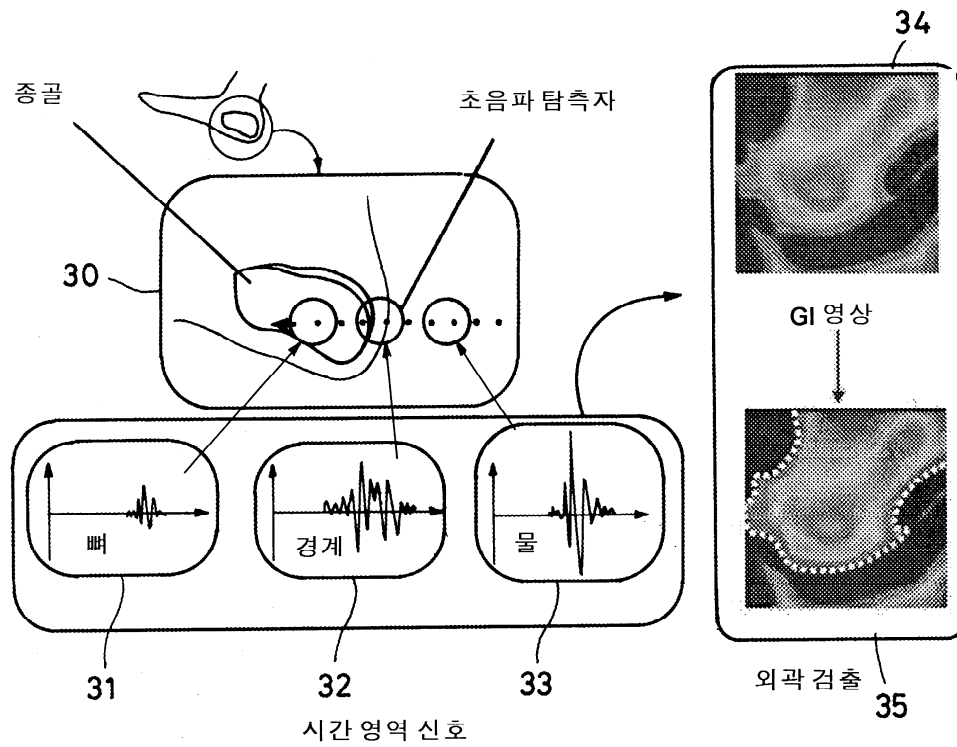
도면4



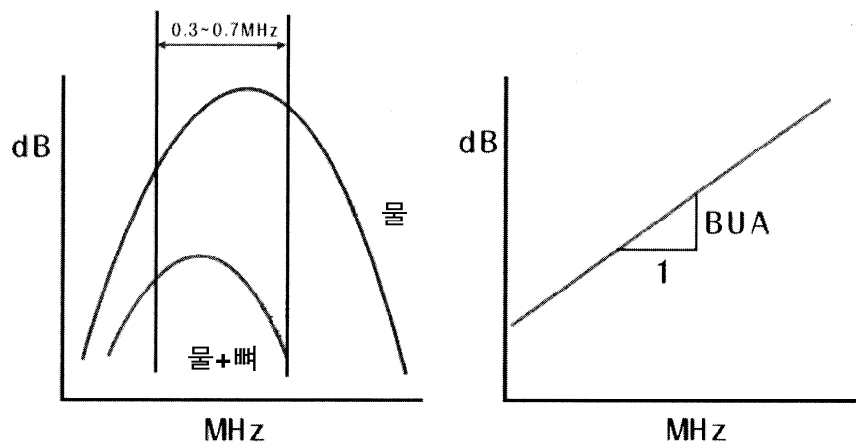
도면5



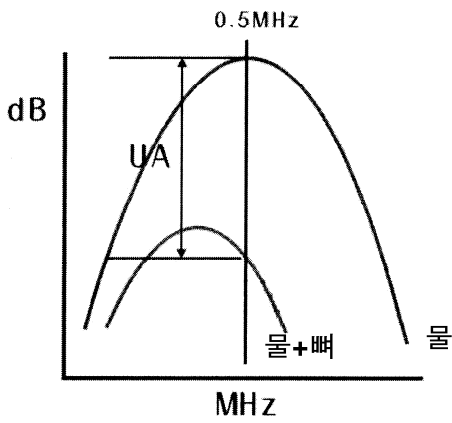
도면6



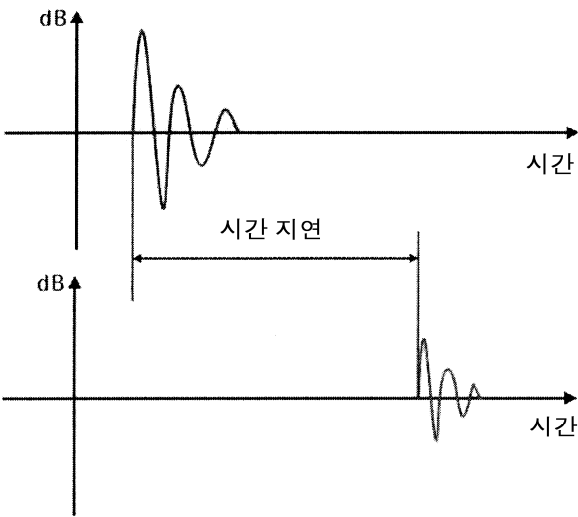
도면7



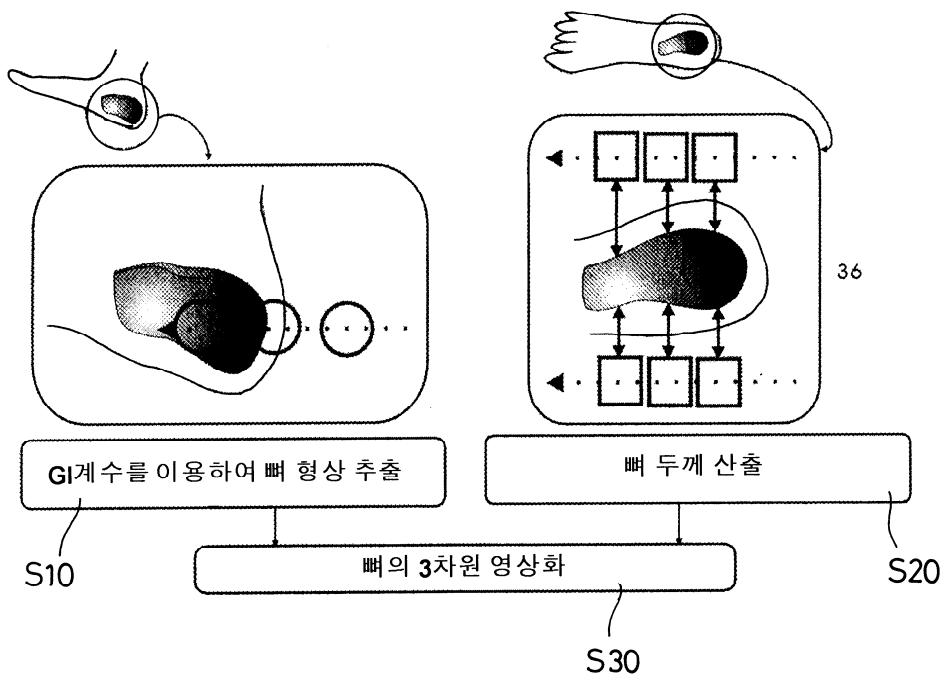
도면8



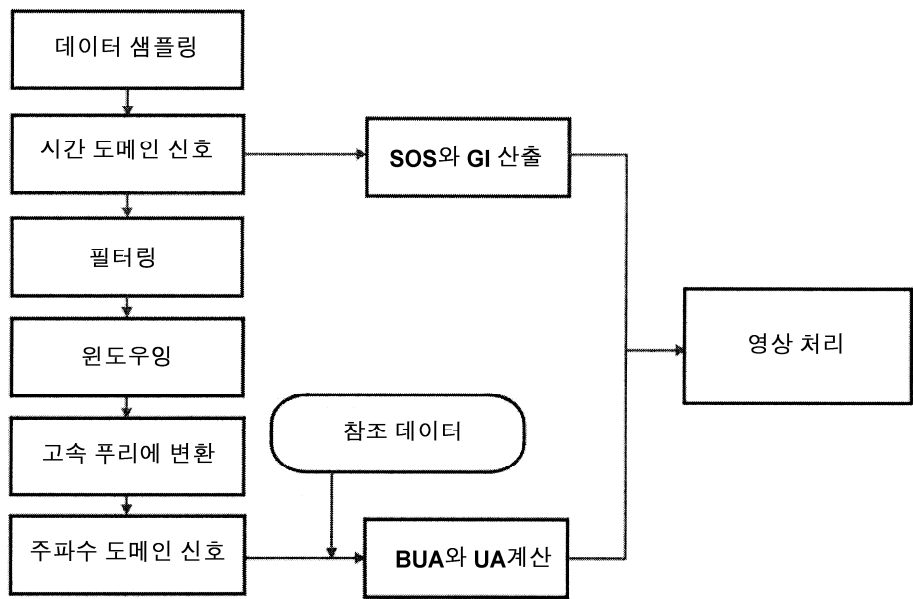
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	超声波骨骼成像诊断装置和方法		
公开(公告)号	KR100405000B1	公开(公告)日	2003-11-07
申请号	KR1020010004827	申请日	2001-02-01
[标]申请(专利权)人(译)	B M TECH WORLDWIDE		
申请(专利权)人(译)	非科技有限公司万维网		
当前申请(专利权)人(译)	非科技有限公司万维网		
[标]发明人	HAN SEUNG MOO		
发明人	HAN,SEUNG MOO		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0875 G01N29/24 G01S15/89		
代理人(译)	金鹤JE MOON, 惠妊		
其他公开文献	KR1020020064406A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了超声波骨骼图像诊断装置和方法，尤其是计算机系统和功率分配器，以及能够使骨组织的视频文本具有显著效果的显著效果，使得骨质疏松症的诊断成为可靠的，其包括扫描系统和超声信号通过扫描系统的超声探头扫描获得计算机系统的时域和超声波速度（SOS：声速），骨骼厚度和形状指数（产生GI：几何指数，并在频域和超声波宽带减少（BUA：宽带超声衰减）和超声纯水衰减（UA：超声衰减）中进行分析并保存测量中心区域（ROI：Region of Region）利用形状指数（GI）和超声纯水衰减（UA）提取兴趣。线性扫描仪，超声脉冲发生器/接收器板，超声波参数，用户软件，骨质疏松指数，形状指数。

