



등록특허 10-2170161



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년10월27일
(11) 등록번호 10-2170161
(24) 등록일자 2020년10월20일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-7011416
(22) 출원일자(국제) 2012년10월31일
 심사청구일자 2017년09월05일
(85) 번역문제출일자 2014년04월28일
(65) 공개번호 10-2014-0084089
(43) 공개일자 2014년07월04일
(86) 국제출원번호 PCT/FI2012/051053
(87) 국제공개번호 WO 2013/064740
 국제공개일자 2013년05월10일
(30) 우선권주장
 20110378 2011년11월01일 페인란드(FI)
(56) 선행기술조사문헌
 JP2008142531 A*
 US20110188251 A1*
 US20050004457 A1*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

- (73) 특허권자
 오스케어 메디컬 오와이
 핀란드, 에프아이-01510 반타 아이리티 22
(72) 발명자
 모일라넨, 페트로
 핀란드, 에프아이-40900 세이나트살로 파텔란쿠자
 3 에이에스 4
 티모넨, 주시
 핀란드, 에프아이-40630 지바스킬라 소이딘티 5
 씨
 (뒷면에 계속)
(74) 대리인
 성낙훈

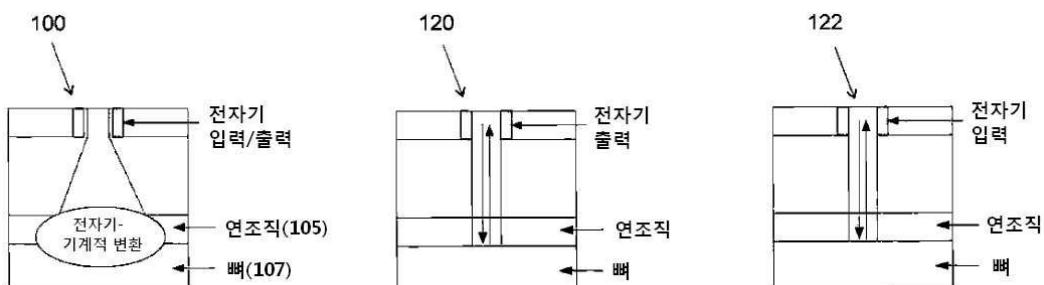
전체 청구항 수 : 총 8 항

심사관 : 윤지영

(54) 발명의 명칭 전자기파를 이용하는 골격 방법 및 골격 장치

(57) 요약

본 발명의 목적은 골격 작용, 골격 탐지 및 골격 치료법 중 적어도 하나를 위해 전자기파를 이용하는 골격 방법이다. 이 방법에서는, 제1 방법 단계 및 제2 방법 단계 중 적어도 하나가 수행되며, 제1 방법 단계에서는 연조직(105)을 통해 골격(107) 내로 적어도 한 발생 위치에서의 적어도 하나의 기계적인 파동이 전자기파에 의해 발생된다. 제2 방법 단계에서는, 적어도 하나의 기계적인 파동으로 인한 골격 진동이 전자기파에 의해 탐지되고, 탐지된 적어도 하나의 기계적인 파동이 적어도 한 기록 위치에 기록되어 기계적인 파동 정보가 형성되고, 상기 적어도 한 발생 위치로부터 상기 적어도 한 기록 위치까지의 거리는 공지되어 있고, 또한, 제2 방법 단계에서는, 적어도 하나의 기록된 신호에 기반한 골격 특성이 결정된다.

대 표 도 - 도1

(72) 발명자

킬라파, 반태

핀란드, 에프아이-40740 지바스킬라 에만난티 101
에이에스 306

카르핀넨, 파시

핀란드, 에프아이-00730 헬싱키 이르티만티 50 씨
1

해그스트롬, 에드워드

핀란드, 에프아이-00140 헬싱키 피에타린카투 13
비 43

카르핀넨, 티모

핀란드, 에프아이-00400 헬싱키 이다 에크마닌 티
에 2 에이치 67

자오, 주오민

핀란드, 에프아이-90540 오울루 팔로쿠칸티에 4 아
이 1

밀릴라, 리스토

핀란드, 에프아이-90560 오울루 케트주티에 82

명세서

청구범위

청구항 1

골격 평가, 골격 탐지 및 골격 치료법 중 적어도 하나에서 활용될 전자기파를 이용하는 골격 측정 장치(skeletal measurement arrangement)로서,

상기 골격 측정 장치는 연조직을 통해 뼈로부터 적어도 하나의 기계적인 파동의 골격 진동을 탐지하기 위한 생체 내(in vivo) 탐지 수단, 기계적인 파동 정보가 형성하기 위해 적어도 하나의 기계적인 파동(mechanical wave)의 탐지된 골격 진동을 적어도 하나의 기록 위치에 기록하기 위한 수단을 포함하고, 적어도 하나의 발생 위치로부터 상기 적어도 하나의 기록 위치의 거리가 공지되고 비-제로가 되며, 상기 골격 측정 장치는 적어도 하나의 기록된 신호에 기초한 골격 특성이 결정하기 위한 수단을 포함하는, 골격 측정 장치에 있어서,

상기 골격 측정 장치는, 연조직을 통해 여기를 수행하기 위해 필요한 값으로서 발생된 스폷의 형상(form), 파장, 및 음향 여기 주파수의 적어도 하나의 값을 이용하여 연조직을 통해 골격 내로 적어도 하나의 발생 위치에서 적어도 하나의 기계적인 파동을 전자기파에 의해 발생하여 상기 적어도 하나의 기계적인 파동을 골격 내로 발생시키는 생체내(in vivo) 여기 수단을 포함하고, 상기 골격 측정 장치는 뼈에서 적어도 하나의 램 모드를 생성 및 검출하기 위한 전자기(EM) 변환기 및 EM 센서 중 적어도 하나를 조정하기 위한 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는, 골격 측정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 골격 측정 장치는 적어도 하나의 기계적인 파동을 여기시키기 위해 전자기파에 의한 적어도 하나의 기계적인 파동의 발생 시에 다모드 축방향 전달을 수행하기 위한 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는, 골격 측정 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 전자기파에 의해 골격 진동을 탐지하기 위한 수단은 광 간섭계, 광 간섭 단층 촬영 장치 및 레이저 도플러 진동계 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는, 골격 측정 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 골격 측정 장치는 제1 도달 신호(FAS) 및 램(Lamb) 초음파 모드 중 적어도 하나의 탐지에 기초하여 뼈 내에서의 골격 진동을 탐지하기 위한 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는, 골격 측정 장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 골격 측정 장치는 뼈 내로의 적어도 하나의 램 모드의 생체 내 여기를 촉진시키기 위해 기계적인 파동의 중심 주파수 및 패턴 중 적어도 하나를 조정하기 위한 수단을 포함하는 특징으로 하는, 골격 측정 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 골격 측정 장치는 뼈 내로의 적어도 하나의 램 모드의 생체 내 여기를 촉진시키기 위해 전자기 소스의 어레이의 위상 지연 여기를 수행하여 기계적인 파동의 중심 주파수 및 패턴 중 적어도 하나를 조정하기 위한 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는, 골격 측정 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 골격 측정 장치는 다음의 이동들: 전자기파 센서의 수직 포지셔닝의 조정 이동, 전자기파 센서의 적응적 축방향 포지셔닝의 이동, 전자기파 센서의 접선(tangential) 포지셔닝의 이동, 전자기파 센서의 아지마스 포지셔닝의 이동, 및 전자기파 센서의 축방향 스캐닝 이동 중 적어도 하나를 수행함으로써 제1 수단 및 제2 수단 중 적어도 하나의 포지셔닝을 행하기 위한 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는, 골격 측정 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 골격 측정 장치는 형성된 기계적인 파동 정보에 기초하여 골격의 뼈 물질 특성을 맵핑시키기 위한 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는, 골격 측정 장치.

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

삭제

발명의 설명**기술 분야**

[0001] 본 발명은 뼈(bone) 내에서의 초음파 신호의 광-음향(photo-acoustic; PA) 여기(excitation) 및/또는 탐지(detection)에 포함되는, 골격 정량적 초음파(quantitative ultrasound; QUS)에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 본질적으로, 여기 및/또는 탐지는 전자기파 도파관(예를 들어, 광 섬유, 콜리메이터, 렌즈, 마스크 및/또는 미러 장치(arrangement))를 통해 조정되고(mediate) 인체 조직 상을 표적으로 하는, 예컨대, 레이저 또는 펄스화된 레이저 소스에 의해 생성되는 전자기파 또는 임펄스 파형의 빔(beam)에 의해 행해지도록 제안되어 있다. 인체 조직 내로 전자기파가 입력된 후에는 전자기-기계적 변환(예를 들어, 광-음향 변환)을 거쳐 인체 조직 내에 열 및 기계적인 진동을 발생시킨다. 이에 대응하여, 전자기파의 출력에서는, 인체 조직의 기계적인 진동을(예

를 들어, 광 간섭계(optical interferometry), 광 간섭 단층 촬영 장치(optical coherence tomography), 또는 레이저 도플러 진동계(laser Doppler vibrometry)에 의해 탐지한다. 그럼으로써, 목적은 뼈, 뼈들 또는 골격에서 기계적인 파동(예컨대, 초음파)을 발생시키고/시키거나 탐지하는 데 있다. 잠재적인 응용분야(potential applications)는 뼈, 뼈들 또는 골격의 평가(assessment) 및 치료법(theraphy)에 관련된다. 뼈 평가는 골다공증(osteoporosis) 등과 같은 뼈 질환의 검사(screening) 또는 진단, 및 골절 치유(fracture healing)의 모니터링을 포함할 수 있다. 치료법은, 예를 들어, 기계적인 진동에 의한 골절 치유의 촉진화(facilitation)를 포함할 수 있다.

[0003] 특히, 본 발명은 뼈의 비침습적인 평가(noninvasive assessment)에 대한 이전 특허 US 7601120 B2에 밀접하게 관련되며, 이 특허에서는 요골(radius) 및 경골(tibia) 등과 같은 인체의 장골(long bones) 내에서의 둘 이상 모드의 램파(Lamb waves)의 동시성 생체 내(in vivo) QUS 측정을 제안하고 있다. 그러한 측정은 소위 축방향 전달 기법(axial transmission technique)에 기반하며, 이 기법은 뼈의 장축을 따라 주어진 소스(source)-수신기(receiver) 거리(또는 복수의 거리)에서의 여기 및 탐지와 관련 있다. 특히, 상기 초음파 모드 중 하나는 제1 도달 신호(FAS)에 연관될 수 있으며, 다른 하나는 근본적인 굴곡(즉, 비대칭성) 램 모드(A0)에 연관될 수 있다.

[0004] FAS의 음속은 근본적인 대칭성 램 모드(S0) 및 축방향 압축파(lateral compression wave)의 음속에 따라 해석될 수 있다(Nicholson et al 2002; Bossy et al 2002). 축방향 압축파는 벌크(bulk) 압축파의 속도와 정확하게 일치하는 속도로, 뼈의 바깥(골막의) 경계를 전파되는 압축파이다. 특히, FAS는 공지의 소스-수신기 거리와 함께 비행(flight) 시간으로부터 걸보기 전파 속도(apparent propagation velocity)를 평가할 수 있는 천이 모드(transient mode)로서 나타난다. 부드러운 피복 조직(soft coating tissue)을 통과함에 의한 비행 시간의 지연을 교정하기 위해서는, 소스와 수신기의 대칭적인 구성을 이용한 대향하는 두 방향에서의 전파(propagation) 측정 및 다수의 소스-수신기 거리가 필요로 된다. 그러한 교정(correction)은 전통적인 초음파 수단인, 압전세라믹(piezoceramic) 접촉식(contact) 초음파 변환기의 어레이에 의해 가능하며, 이는 생체 내(in vivo) 연구에서 특히, 여기 중심 주파수가 충분히 낮게(바람직하게는 100 내지 400 KHz) 조정되면, 뼈 무기질 밀도 및 피질(cortical) 두께의 양호한 평가를 제공하는 것으로 증명되었다(Kilappa et al 2011). 또한, 이 접근법은 DXA 보다 양호하거나 또는 필적할만한 뼈 골절에 관한 우수한 예측을 제공하였다(Moilanen et al, subm). 오늘날까지, 위에서 언급된 정보 중 어느 것도 새로운 것으로 여겨질 수는 없다.

[0005] 또한, 뼈 내에서 다수의 램 모드를 개별적으로 여기시키고 탐지할 수 있다. 가장 특별한 관심사 중 하나가 A0 램 모드로서, 이것의 속도는 피질골의 두께에 강하게 연관되어 있으며, 이에 따라 본질적으로 측정된 초음파 속도로부터 역으로 피질 벽 두께를 추정할 수 있다(Moilanen et al UMB 2007). 그러나, 압전세라믹 접촉식 초음파 변환기에 기반한 전통적인 초음파 기술을 이용하여 연조직 피복물을 통과하는 이런 A0 모드를 여기시키고 탐지하는 것은, 정말로 도전해야 할 과제인 것으로 드러났다(Moilanen et al 2008). 이는, 부드러운 피복 조직이 흔히 상대적으로 강한 간섭에 대해서는 전파 경로를 제공하는 한편, 동시에 A0 모드는 주변의 연조직 내에서는, 뼈를 제외하고는 미약한 변위 진폭을 갖는 것으로 알려져 있는 사실로 인해 설명된다. 또한, 간섭 모드의 전파 속도가 A0 모드의 전파 속도에 근접하므로, 부드러운 피복물 위에 기록된 응답 신호로부터 A0를 추출해 내는 것이 진정한 도전 과제이다. 그러므로, A0 모드의 생체 내 측정을 잠재적으로 가능하게 하기 위해서는 여기 및 탐지를 조정(tuning)하기 위한 특별한 주의가 요구된다. A0 램 모드 외에도, 다수의 다른 램 모드가 진단에 의해서 유용한 것으로 입증될 수 있다.

[0006] 뼈 강도(또는 취약도)는 탄성 강도, 뼈 무기질 밀도, 다공성(porosity) 및 피질 두께와 같은 다수의 특성으로 결정된다. 특히, 피질골의 미세(microscopic) 다공성이 탄성 강도 또는 뼈 무기질 밀도에서의 개개(individuals) 간의 변화를 기술하는 주된 결정 요인인 것으로 보여졌다(Granke et al 2011). 한편, 다공성은 피질 두께 외에도, 피질골의 취약도를 기술하는 중요한 한 인자인 것으로 알려져 있다(Yeni et al 1997, Zebaze et al 2010). 뼈 취약도는 이와 같이 여러 인자들에 의해 결정되며, 이들 인자들은 초음파에 의해 가장 완벽하게 평가될 수 있다. 그러나, 이를 위해, 뼈 취약도의 완벽한 특징화(characterization)를 제공하기 위해서는 분명히 다모드(multimodal) 초음파가 필요로 된다. 또한, 이들 종래 예들은 뼈 취약도의 더 완벽한 특징화를 제공하기 위해서는 다모드 축방향 전달 결합(multimodal axial transmission combining, 예를 들어, 반드시 FAS(제1 도달 신호) 및 A0 모드의 측정이 필요로 됨을 나타내고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007]

본 발명의 목적은 골다공증 분석 요구를 위해 본질적으로 정확한 측정 결과를 제공하는 개선된 골다공증 평가 기술을 달성하는 데 있다. 이는, 골격 작용(actuation), 골격 탐지 및 골격 치료법 중 적어도 하나에서 활용될 전자기파를 이용한 골격 방법(skeletal method)에 의해 달성된다. 이 방법에서는, 제1 방법 단계 및 제2 방법 단계 중 적어도 하나가 수행되며, 제1 방법 단계에서는 연조직을 통해 골격 내로 적어도 한 발생 위치에서의 적어도 하나의 기계적인 파동(mechanical wave)이 전자기파에 의해 발생되고; 제2 방법 단계에서는, 적어도 하나의 기계적인 파동으로 인한 골격 진동이 전자기파에 의해 탐지되고, 탐지된 적어도 하나의 기계적인 파동이 적어도 한 기록 위치에 기록되어 기계적인 파동 정보가 형성되고, 상기 적어도 한 발생 위치로부터 상기 적어도 한 기록 위치까지의 거리를 알려지고, 또한, 제2 방법 단계에서는, 적어도 하나의 기록된 신호에 기반한 골격 특성이 결정된다.

[0008]

본 발명의 초점은 또한, 골격 작용, 골격 탐지 및 골격 치료법 중 적어도 하나에서 활용될 전자기파를 이용한 골격 장치(skeletal arrangement)이다. 이 장치는 적어도 제1 수단 및 제2 수단을 포함하며, 제1 수단은 연조직을 통해 골격 내로 적어도 한 발생 위치에서의 적어도 하나의 기계적인 파동을 전자기파에 의해 발생시키기 위한 것이며, 제2 수단은 적어도 하나의 기계적인 파동으로 인한 골격 진동을 전자기파에 의해 탐지하기 위한 것이며, 탐지된 적어도 하나의 기계적인 파동을 적어도 한 기록 위치에 기록하여 기계적인 파동 정보를 형성하기 위한 수단이며, 상기 적어도 한 발생 위치로부터 상기 적어도 한 기록 위치까지의 거리는 공지되어 있고, 적어도 하나의 기록된 신호에 기반한 골격 특성을 결정하기 위한 수단이다.

[0009]

본 발명은 제1 방법 단계 및 제2 방법 단계 중 적어도 하나의 활용에 기초하며, 제1 방법 단계에서는 연조직을 통해 골격 내로 적어도 하나의 기계적인 파동이 발생되고, 제2 방법 단계에서는, 적어도 하나의 기계적인 파동으로 인한 골격 진동이 탐지되고, 탐지된 적어도 하나의 기계적인 파동이 기록되어 기계적인 파동 정보가 형성되며, 제2 방법 단계에서는, 적어도 하나의 기록된 신호에 기반한 골격 특성이 결정된다.

[0010]

본 발명의 이익은, 뼈 특성의 측정 결과의 품질을, 예를 들어, 골다공증 분석에 활용하도록 향상시킨 것이다. 또한, 본질적으로 작은 치수의 측정 센서들을 사용할 수 있으므로, 작고 제어 가능한 형상(form)의 기계적 간섭을 갖는 저주파수의, 예를 들어, 초음파의 이용이 가능하여 탄성파 모드의 제어된 여기를 개선시킬 수 있고, 예를 들어, 멀티소자(multielement) 센서의 소형화가 가능하며, 센서의 이용 시 인체 공학적(ergonomic) 이익 및 센서 제조 시의 경제적인 이익 둘 다 제공된다. 본 발명은 또한, 전자기 여기를 치료 목적으로 뼈 내에 기계적인 진동을 발생하도록 이용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0011]

도 1은 본 발명에 따른 전자기파 여기 및 탐지를 나타낸 도면.

도 2는 본 발명에 따른 지연된(delayed) 여기 및 탐지 실시 형태를 나타낸 도면.

도 3a 내지 도 3d는 전자기파 센서의 포지셔닝 이동(positioning movements)을 수행하기 위한 수단을 나타낸 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012]

도 1은 본 발명에 따른 전자기파 여기 및 탐지를 도시한다. 참조 부호(100)는 연조직(105)을 통해 골격(107) 내로 적어도 한 발생 위치에서의 적어도 하나의 기계적인 파동을 전자기파에 의해 발생시키는 제1 수단(100)을 나타낸다. 도 1의 참조 부호(120)는 제1 수단(100)에 의해 수행되는 전자기 입력 기능을 나타낸다. 도 1의 참조 부호(122)는 전자기 출력 기능을 나타낸다. 도 2는 본 발명에 따른 위상 지연된 여기 및 탐지 실시 형태를 일례로서 도시한다. 장치는 전자기 출력을 탐지하기 위한 제2 수단(103)을 포함한다. 상기 탐지에서는, 적어도 하나의 기계적인 파동에 의한 골격 진동을 전자기파에 의해 탐지한다. 바람직한 위상 지연된 실시 형태에서는, 광 범이 광 섬유를 통해 안내되고, 그 후에 골격에 흡수되어, 예를 들어, 초음파를 발생시킨다. 시간-지연된 여기는, 예를 들어, 레이저 다이오드의 트리거 신호를 간에 시간 지연 (t_0)를 채용함으로써 얻어진다.

[0013]

도 2를 참조해 보면, 장치는 탐지된 적어도 하나의 기계적인 파동을 적어도 한 기록 위치에 기록하여 기계적인 파동 정보를 형성하기 위한 수단(104)을 포함한다. 상기 적어도 한 발생 위치로부터 상기 적어도 하나의 기록 위치까지의 거리는 알려져 있다. 장치는 적어도 하나의 기록된 신호에 기반하여 골격 특성을 결정하기 위한 수단(108)을 포함한다. 상기 수단(104, 108)은 필요할 경우, 계산적인(calculative) 프로그램을 이용하여, 예를

들어, 컴퓨터 프로세서에 마련된다. 컴퓨터 프로세서(104, 108)는 도 2에서 개략적으로 도시되어 있다. 컴퓨터 프로세서(104, 108)와 제1 및 제2 수단(100 및 103) 사이에서 유선 또는 무선 데이터 전송을 이용하여 이들 간에 데이터 전송을 행한다. 상기 수단(103, 104, 108)은 또한, 도 2의 지연된 여기 및 탐지 이외의 본 발명의 다른 실시 형태에도 이용될 수 있다.

[0014] 본 발명에 따른 방법에서는, 제1 및 제2 방법 단계 중 적어도 하나에서 수행되며, 제1 방법 단계에서는 연조직(105)을 통해 골격(107) 내로 적어도 한 발생 위치에서의 적어도 하나의 기계적인 파동이 전자기파에 의해 발생된다. 제2 방법 단계에서는, 적어도 하나의 기계적인 파동으로 인한 골격 진동이 전자기파에 의해 탐지되고, 탐지된 적어도 하나의 기계적인 파동이 적어도 한 기록 위치에 기록되어 기계적인 파동 정보가 형성되고, 상기 적어도 한 발생 위치로부터 상기 적어도 한 기록 위치까지의 거리는 공지되어 있고, 또한, 제2 방법 단계에서는, 적어도 하나의 기록된 신호에 기반한 골격 특성이 결정된다. 제1 또는 제2 방법 단계가 수행될 때, 예를 들어, 제1 또는 제2 방법 단계 및 상기 제1 또는 제2 방법 단계에서 이용되는 제1 수단(100) 또는 제2 수단(103, 104, 108)과 함께, 기계적 및/또는 압전기계적 효과(piezomechanical effects) 수단을 이용할 수 있다. 본 발명에 따른 치료법 실시 형태는 제1 방법 단계에 따라 제1 수단(100)을 이용함으로써 실현될 수 있다.

[0015] 본 발명에 따른 바람직한 한 장치는 전자기파에 의해 적어도 하나의 기계적인 파동을 발생할 시에 다모드 축방향 전달을 수행하기 위한 수단(100)을 포함한다. 이 장치는 또한, 기계적인 파동의 중심 주파수 및 패턴 중 적어도 하나를 조정하여 뼈 내로 적어도 한 램 모드의 생체 내 여기를 촉진시키기 위한 수단(100)을 포함한다. 바람직하게는, 수단(100)은 전자기 소스, 즉, 전자기파 센서(100) 및 적어도 하나의 프로세서를 포함하며, 프로세서는 도 2의 바람직한 실시 형태에서는, 전자기 소스(100)의 어레이의 위상 지연 여기를 수행하여 기계적인 파동의 중심 주파수 및 패턴 중 적어도 하나를 조정하여 뼈 내로 적어도 한 램 모드의 생체 내 여기를 촉진시키도록 마련될 수 있다. 수단(100)은 또한, 탐지된 신호의 진폭의 최대화 및 탐지된 신호의 대역폭의 최소화 중 적어도 하나에 기초한 피드백을 이용함으로써 위상 지연의 크기(magnitude)를 최적화시키도록 마련될 수 있고, 수단(108)은 전자기 소스(100)의 어레이에서 소스들 간의 평균 거리와 함께 위상 지연의 크기에 기초하여 여기된 램 모드의 위상 속도를 결정하도록 마련될 수 있다.

[0016] 골격 진동을 전자기파에 의해 탐지하는 제2 수단(103)(도 2)은 광 간섭계(103), 광 간섭 단층 촬영 장치(103) 및 레이저 도플러 진동계(103) 중 적어도 하나를 포함하며, 이에 대응하여 골격 진동의 탐지는 광 간섭계, 광 간섭 단층 촬영 장치 및 레이저 도플러 진동계 중 적어도 하나에 기반한다. 광 간섭계(103), 광 간섭 단층 촬영 장치(103) 및 레이저 도플러 진동계(103)는 또한, 전자기파 센서(103)로도 명명될 수 있다. 제2 수단(103)에 의한 뼈 내에서의 골격 진동의 바람직한 탐지는 제1 도달 신호(FAS) 및 램 초음파 모드 중 적어도 하나의 탐지에 기반한다. 본 발명의 한 바람직한 장치는 기계적인 파동 정보에서 적어도 하나의 램 모드를 식별하고, 식별된 적어도 하나의 램 모드에 기초하여 적어도 하나의 기계적인 파동의 속도를 결정하여 골격의 적어도 하나의 특성을 평가하기 위한 수단(108)을 포함한다. 또한, 본 발명의 한 바람직한 장치는 형성된 기계적인 파동 정보에 기초하여 골격의 뼈 물질 특성을 맵핑시키기 위한 수단(108)을 포함할 수 있다.

[0017] 도 3a 내지 도 3d는 다음의 이동(movements): 전자기파 센서의 수직 포지셔닝의 조정(tuning) 이동, 전자기파 센서의 적응적 축방향 포지셔닝의 이동, 전자기파 센서의 접선(tangential) 포지셔닝의 이동, 전자기파 센서의 아지미스 포지셔닝의 이동 및 전자기파 센서의 축방향 스캐닝 이동 중 적어도 하나를 수행함으로써 전자기파 센서(100, 103)의 포지셔닝 이동을 수행하기 위한 수단(106)을 도시한다. 도 3a 내지 도 3d에는 이 기술에 대해 나중에 상세히 설명된다.

[0018] 이하의 설명에서는, 본 발명의 바람직한 모드 중 하나에 대해 상세히 설명한다. 광-음향(이하에서 PA라 함) 수단, 즉, 전자기파 센서는 본질적으로 여기 및 탐지의 플렉서블한 조정을 가능하게 하며, 이는 여러 방법으로, 인체의 뼈 내에서의 램 파의 생체 내 여기 및 탐지를 촉진시킬 수 있다. 개념은 수신기에서 인식할 수 있을 정도로 강하고 용이한 모드를 발생시키는 것이다. 이 모드는 또한, 뼈의 적어도 하나의 임상적으로 의미 있는 특성(예를 들어, 피질골 두께, 탄성 강도 또는 뼈 무기질 밀도)에 감응해야 한다.

[0019] PA에 의한 여기 및/또는 탐지의 조정은 이하의 양상들로 이루어질 수 있다: A. 광 파장(전자기 빔의 파장)을, 덮여 있는 연조직에서의 흡수를 최소화하는 것을 필요조건으로 하여 뼈 내에서의 최대 광 흡수를 제공하도록 조정. 그렇게 함으로써, 초음파 소스(즉, 기계적인 파동 소스)가 뼈 내로 또는 가능한 뼈에 근접하게 발생된다. B. 피부에 최대로 허용가능한 광 세기를 제공하도록 조명받는(illuminated) 표면적을 조정한다. C. 조명받는 표면의 형상을 수신기에서 가능한 가장 강한 표적 모드를 생성하도록 조정. 최적의 형상은, 예를 들어, 구(sphere), 선(line) 또는 크레스트(crest)일 수 있다. D. 여기의 기계적(예컨대, 초음파) 중심 주파수를 뼈의

적어도 하나의 임상적으로 의미 있는 유용한 특성에 대해 (a) 최적의 감수성(excitability) 및(2) 충분한(또는 최적의) 감도(sensitivity)를 제공하도록 조정. E. 위상 지연된 여기의 경우 위상 지연의 크기를 조정하여 한 특정 모드의 선택적 여기를 촉진.

- [0020] 접촉식 초음파 변환기의 어레이가 이미 제1 도달 신호(FAS) 속도를 정확히 평가할 수 있지만, 여기에 관련된 이 하에서 제시하는 의견(points)들은 FAS 측정을 향상시킬 수 있을 것이다. 접촉식 초음파 소스의 어레이 및 소스 어레이의 각 단부(end)에 하나씩 있는 접촉식 두 초음파 수신기를 상정하기로 한다.
- [0021] 1. 접촉식 US 소스들을 PA 수단(광 섬유 또는 레이저 다이오드)으로 대체하면, 소자의 직경이 더 작아지므로 소스의 개수를 증가시키는 것이 가능하다. 그럼으로써, 초음파 속도 평가의 정확도는 증가될 수 있다.
- [0022] 2. 광-음향 소스 또는 광-음향 소스의 어레이 위치는 용이하게 스캐닝될 수 있어, 속도 결정의 정확성이 더욱 향상된다.
- [0023] 3. PA 수단은 여기의 음향 중심 주파수의 신속한 조정을 행할 수 있어, 중심 주파수를 스캐닝함으로써 신속하게 반복되는 측정으로부터 연속적으로 FAS 속도의 분산 평가를 행할 수 있다. 그러한 분산 평가는 A0 램 모드의 대안으로서, FAS 기반 피질 두께 추정 방법을 제공하는 것으로 되어 있다.
- [0024] A0 모드의 여기 및 탐지는 대체로 소스(100) 및 수신기(103)의 적절한 조정에 의해 영향을 받을 수 있다. 그럼으로써, 이하의 여기 조정 접근법이 고려될 수 있다.
- [0025] 1. 연조직 피복물 내로의 간접 모드의 여기는 최소로 되어야 하고, 뼈 내에서의 램 A0 모드의 여기는 최대로 되어야 한다.
- [0026] 연조직 피복물 내로 여기되는 에너지를 최소화하고 뼈에서 A0로 여기되는 에너지를 최대화시키는 방법.
- [0027] 2. 연조직에서의 광 흡수를 최소화하기 위한 광 파장의 적절한 선택. 광 흡수가 낮을수록 PA 소스는 더 미약하다. PA 소스가 연조직에서 미약하면, 연조직에서 간접 모드로 여기되는 에너지 또한 미약하다.
- [0028] 3. 광 산란(scattering)을 최소화하기 위한 광 파장을 적절히 선택하여 뼈로 선예한(sharp) 빔을 가게 할 수 있도록 한다.
- [0029] 4. 뼈 내에서의 광 흡수를 최대화시키기 위한 광 파장을 적절히 선택하여, 뼈 내에 강한 PA 소스를 생성한다.
- [0030] 5. 음향 여기 주파수를 적절히 조정하여, 연조직 피복물을 통과하는 A0의 여기를 촉진시킨다. A0 모드는 매우 낮은 초음파 주파수에서, 바람직하게는 20 내지 120 kHz에서 가장 효율적으로 여기되지만, 그러한 주파수의 암전 소자는 그 목적을 위해서는 부적절하게 큰 직경을 갖는다. PA 수단은 그러한 주파수에서 포인트 소스(point source)를 동작시킬 수 있다.
- [0031] 6. 레이저에 의해 조사되는 영역의 형상 및 사이즈를 적절히 조절하여(바람직하게는 좁은 라인), 인체 조직을 위한 안전 범위 내에서 PA 에너지의 양을 최대화시키지만, A0 램 모드의 여기를 촉진시키기 위한 표면적은 최소화시킨다. 여기 전력을 조사되는 표면적 및 빔 강도의 합수이다.
- [0032] 7. 소스의 어레이에 의한 위상 지연된 여기를 이용하여 A0의 여기를 더 촉진시킬 수 있다.
- [0033] 8. 연조직 피복물을 통과하는 직접 전파 경로의 방해 블록킹(blocking)은 초기 모델링 및 생체 내 실험에 의해 연조직 피복물에서의 직접 간접 모드의 강도를 감소시키는 것으로 증명되어, 연조직 피복물 위의 탐지기에서의 A0 모드의 탐지를 크게 촉진시킨다. 이를 위해, 탐지기는 또한, 전통적인 접촉식 초음파 변환기일 수 있다.
- [0034] A0 모드의 탐지를 촉진시키기 위한 방법
- [0035] 1. 탐지기의 최적의 감도를 낮은 초음파 주파수(< 120 kHz)로 조정. 이는 레이저 간접계 등의 PA 수단에 의해 가장 최적으로 행해진다.
- [0036] 2. PA 수단에 의해서도 가능한, 포인트 또는 협라인(narrow line) 탐지기의 구현.
- [0037] 3. 연조직 피복물의 광 클리어링(optical clearing) 기법을 이용하여 탐지기의 빔을 뼈 표면에 근접하게 침투하게 한다. (이 기법은 도전 과제로서 구현하기에는 잠재적으로는 실현불가능한 것으로 보여졌다.
- [0038] PA(광-음향) 측정은 팔뚝(forearm) 및 하퇴부(lower leg)를 고정시키고(clamping), 소스(들) 및 수신기(들)를 측정해야 할 뼈에 대해 적절한 위치로 안내하는 것을 필요로 한다. 임상 측정에 적합한 그런 장치를 설계하는 것이 과제(task)이다.

- [0039] 1. 중요한 특징은 위치에 대한 미세 조정 동안 측정되는 초음파 신호에 기초한 간편한 위치 조정 및 적절한 피드백이다. 주된 요건은 상당히 신속하고 재현가능한 포지셔닝이다.
- [0040] 이와는 다르게, PA 소스는 핸드-헬드형 프로브(probe) 내에 접촉식 US 수신기와 함께 실장될 수 있을 것이다. 그러한 설계는 소스 위치의 스캐닝을 위한 수단을 제공하도록 잠재적으로 미니어쳐 트랜슬레이션 스테이지(miniature translation stage)와 결합되는, 레이저 다이오드 또는 레이저 다이오드의 어레이에 의해 구현될 수 있을 것이다. 그러한 구성(setup)은 복합(hybride) 장치를 위한 잠재적인 실시 형태를 제공할 수 있을 것이다.
- [0041] 2. 본 US 장치로부터의 경험에 따르면, 측정된 신호로부터의 순간(instant) 응답과 함께 핸드-헬드형 프로브는 직관적인 포지셔닝을 가능하게 한다.
- [0042] 이와는 다르게, PA 소스는 핸드-헬드형 프로브 내에 하나 또는 두 개의 PA 수신기와 함께 실장될 수 있을 것이며, 여기서, 소스는 레이저 다이오드 또는 레이저 다이오드의 어레이에 의해 구현되며, 수신기는 예를 들어, 한 쌍의 간섭 측정 탐지기에 의해 구현된다. 그러한 설계는 임상용으로 적합한, 풀(full) PA 장치를 위한 잠재적인 실시 형태를 제공할 수 있을 것이다.
- [0043] 본 발명의 새롭고 창의적인 특성은 적어도 다음의 몇몇 사실로부터 도출된 것으로 여겨질 수 있다:
- [0044] 1. 공지의 광-음향(PA) 방법과 공지의 골격 정량적 초음파(QUS) 방법을, 공지되지 않은 방법으로 결합. 여러 파라미터(예를 들어, 광 파장, 피부에서 조명받은 부위의 크기 및 빔 강도, 최적의 음향 파장을 위해 PA 소스를 조정 및 간섭 모드의 전파를 잠재적으로 방해)를 동시에 주의 깊게 선택하는 것이 필요로 된다.
- [0045] 2. PA 수단은 여기(및 탐지)의 플렉서블한 조정을 가능하게 한다.
- [0046] A. 포인트 또는 포인트형(얇은 라인을 포함함) 소스들 또한, 매우 낮은 초음파 중심 주파수($f = 20$ 내지 120 kHz)에서 동작가능한데, 이 중심 주파수는 그런 주파수로 조정될 때 물리적인 직경이 큰 압전 세라믹 소자에 의해서는 가능하지가 않다. 추가로, PA 수단은 또한, 포인트형 탐지기의 구현을 가능하게 한다. 포인트형 소스 및 수신기는 AO 모드의 감수성이 전형적으로는 주파수가 감소함에 따라 증가하는 것을 포함하여, 특히 AO 램 모드의 여기 및 탐지를 촉진시키는데 최적인(다른 모드에서도 유용한) 것으로 알려졌다.
- B. 특정 PA 소스(레이저 다이오드)에 의해 초음파 여기의 중심 주파수를 순시 조정하여, 천이 초음파 모드(예를 들어, FAS)의 분산 평가를 가능하게 한다. 중심 주파수의 그러한 조정은 압전 소자에 의해서는 가능하지가 않다(얇은 천이의 경우). FAS의 분산은 피질 두께에 감응하는 한편, 고정 주파수에서의 FAS 측정은 주로 탄성 강도 및 뼈 무기질 밀도에 감응한다.
- C. 위상 지연된 여기는 초음파 모드의 여기를 더욱 촉진시킨다. PA의 이점들은 포인트형 센서 소자에 대한 가능성으로부터 도출되며, 이 포인트형 센서 소자는 얇은 임상 어레이 프로브 내에 여러 개의 센서 소자들을 포함하는 것을 가능하게 한다.
- [0047] 3. 제안된 방법의 임상 응용에서의 성공을 위해 결정적으로 중요할 수 있는 장치 설계.
- [0048] 바람직한 한 실시 형태에 따른 장치 개발은 구체적으로는 두께-감응 SGW 모드(= 램 AO와 일치함)의 임상적으로 의미 있는 생체 내 측정을 가능하게 하는 것을 목표로 할 것이다. 이를 위해, 계획안(project)의 구체적인 목적은:
- [0049] - 뼈 내에 광대역(저주파수) 및 플렉서블 신호 발생을 위해 PA 기법을 도입하는 것.
 - [0050] - PA를 이용하여 덮여 있는 연조직으로 인한 모드 왜곡을 감소시키기 위한 수단으로서 AO 모드를 선택적으로 여기시키는 것.
 - [0051] - PA를 이용하여 덮여 있는 연조직 위로부터의 뼈 표면 진동을 원격으로 활성화하는 것.
 - [0052] - 임상용으로 충분히 오랫동안 측정된 거리의 정밀하고 고속인 스캐닝을 위한 기술을 최적화시키는 것.
 - [0053] - 뼈에 대한 생체 내 측정을 위한 측정 구성(setup)을 모델링에 의해 최적화시키는 것.
 - [0054] - 임상적 생체 내 측정을 가능하게 하도록 신호 처리를 최적화시키는 것.
 - [0055] - 휴대용 계기(instrument)를 설계하고 구성하는 것.
- [0056] 이들 목적은 상대적으로 경제적일 것이며 이제까지 가능했던 것보다 더 완벽한 뼈 평가를 제공할 것인, 골다공

증의 임상적으로 의미 있는 다모드 (FAS + SGW) 생체 내 특징화을 가능하게 할 것이다.

[0059] PAQUS(광-음향 골격 정량적 초음파) 장치 구현의 여러 옵션들이 조사될 것이다.

[0060] 1. 초음파 축방향 전달 스캐너(도 1)의 소스 및 수신기를 비접촉식(광-음향; PA) 수단으로 대체.

A. 단계 1: 복합 장치 - PA 소스를 접촉식 초음파 탐지와 결합 .

B. 단계 2: 풀 PA 구현 - PA 수단에 의한 여기 및 탐지.

[0063] (PA) 위상 지연 어레이 프로브 사용에 의한 여기의 향상. PA 수단에 의해 구현되는, 반사하는 반향(specular reflection)으로부터 피질 두께의 직접적인 평가(펄스-에코 측정).

[0064] 탄성 유도파(elastic guided waves)(램 파)의 임상적으로 유용한 두 가지 특성은 두께-감도 및 물질 특성에 대한 감도이다. 후자는 각각의 특정 모드의 침투 깊이 및 특징적인 진동 프로파일에 의해 좌우된다.

[0065] 저속 유도파(SGW 또는 Wave2)는 A0 램 모드의 특성과 일치한다. 고속의 제1 도달 신호(FAS 또는 Wave1)는 측정된 신호에서 관찰가능한 결보기(appraent) 모드이며 그 속도는 해석될 수 있다. FAS 및 SGW의 최적의 두께-감도 범위는 적절한 모드에 따라 해석될 수 있다.

[0066] 특히 SGW(A0에 연관됨)의 여기 및 탐지를 위해서는, 특히 덮여 있는 연조직의 영향이 도전 과제인데, 이는, 주변 조직 내로의 음향 에너지의 급속한 유출(이는 거리에 따라 급속한 감쇄를 일으킴) 및 특징적인 변위 프로파일(displacement profile)로 인한 것이며, 이에 따라, 이 모드는 뼈에서는 탐지가능한 변위 진폭을 갖지만, 그 진폭은 뼈를 제외한 연조직 피복물에서 급속히 강하되어 연조직 피복물 위에서는 거의 탐지할 수 없다(Viktorov 1967; Yapura and kinra, 1995). 더욱이, 연조직 피복물에서 더 강한 다른 모드로 인한 간섭은 미약한 A0 모드의 식별을 방해한다(Moilanen et al., 2008).

[0067] 긴 파장(저주파수)의 선택은 어느 정도는, 이런 연조직의 영향을 감소시킬 수 있다. 특히 긴 파장의 경우, A0 모드는 (얇은) 연조직 피복물 위에서도 측정가능한 변위를 가질 수 있다. 이를 위해, 예를 들어, 50 kHz 만큼 낮은 주파수가 최적인 것으로 고려될 수 있다. 광-음향 장치(photo-acoustics)는 그런 저주파수의 여기 및 탐지를 가능하게 하면서도, 동시에 압전-소자에서는 도전 과제가 될 수 있는데, 이는 그러한 변화기의 물리적으로 큰 치수 때문이다. A0 모드의 여기를 위해, 탄성 도파관에 수직인, 선예하고(즉, 작은 표면적 상으로 전달됨) 강한 임펄스가 사실상 최적인 것으로 알려져 있다.

[0068] 광 신호의 에너지는 광-음향 변환을 통해 음향 신호(즉, 초음파)의 에너지로 전달된다. 이 과정은 광 흡수로 인해 발생하지만, 광-음향 변환의 효율은 주로 흡수 효율, 각각의 물질에 대한 특성 및 광 파장에 의해 결정된다. 또한, 광 빔의 침투 깊이도 역할을 한다.

[0069] 피질골의 경우, 이들 광 파라미터는 파장에 종속된다. 피질골은 1400 nm보다 긴 여기 파장에서 최고의 광 흡수를 가지며, 여기서, 피질골 내로의 유효 침투 깊이는 약 1 mm이다. 그래서, 이들 파장에서의 레이저 여기가 뼈에서 가능한 가장 강한 광-음향파를 발생시키는데 최적이다.

[0070] 연조직 피복물을 통과하는 신호를 전달하기 위한 또 다른 고려사항들이 필요로 된다. 일반적으로, 연조직은 광 흡수 및 산란에 영향을 미치며, 그래서 뼈에 도달하는 광 에너지의 양을 효율적으로 제한한다. 예를 들어, 관련된 흡수 스펙트럼에 따르면, 흡수는 600 nm 내지 1100 nm에서 최소(및 그림으로써, 최적)이다(피부에 대한 결과). 그래서, 뼈와 연조직에 대한 최적값 사이에 직접적인 매칭은 존재하지 않으며, 연조직 피복물과 뼈에서의 흡수 사이에서의 효율적인 광-음향 여기는 항상 상관관계에 있다. 그러므로, 최적의 여기 파장 선택에 주의를 요한다.

[0071] 위에서 설명한 3가지의 예시적인 경우에서, 523 nm에서의 여기는 연조직의 표면 아래에만 위치되는 가장 강하지만 가장 작은 PA 소스를 생성할 것이다. 따라서, 압전 소자에 의해서는 가능하지 않은 여기 주파수와 독립적으로 표면적을 조정할 수 있는 이점을 가지면서, 전통적인 접촉식 초음파 변환기의 연조직 표면에서의 특징들이 모방된다. 압전 소자의 경우, 그 치수는 항상 중심 주파수의 함수이다. 특히, 낮은 초음파 주파수에서는, 전통적인 압전 소자의 물리적인 사이즈는 본 응용의 경우에는 그 적합성(suitability)을 제한시킨다. 532 nm의 파장은 특히 FAS의 여기용으로 최적화되어 있는 한편, 이 파동 모드의 측정은 이전의 접촉식 변환기용으로 최적화되어 있다(Kilappa et al 2011). 두 번째로, 이 파장은 또한, 그 작은 표면 사이즈로 인해 얇은 연조직 피복물을 통과하는 SGW(A0에 연관됨)의 여기를 가능하게 한다.

[0072] 1064 nm 파장에서의 여기는 연조직 및 뼈 둘 다에서 가장 미약하고 가장 큰 PA 소스를 발생시킬 것이다. 뼈

내로의 침투는 SGW(A0에 연관됨)의 여기를 가능하게 할 것이며, 한편 소스의 큰 사이즈는 그 목적으로는 최적화되어 있지 않다.

[0073] 1680 nm 파장에서의 여기는 A0에 연관된 SGW의 여기에 최적인, 연조직 및 뼈에 강하고 선예한 PA 소스를 발생시킬 것이다. 반면에, 연조직에서의 강한 흡수(뼈에서의 흡수보다 더 강함)는 연조직 및 뼈에서의 PA 소스 간에 불리한 간섭을 일으킬 수 있다.

[0074] 1250 nm에서의 여기는 A0에 연관된 강한 SGW를 발생하기 위한 가장 최적인 파장인 것으로 여겨질 수 있다. 이 파장에서 뼈 내에서의 흡수 피크가 존재하고, 연조직에서의 흡수는 뼈의 흡수에 필적할만한 수준으로 감소되었다. 예비적인 실험 결과는, 낮은 초음파 주파수 범위에서 1250 nm 파장에서 여기되는 진폭 스펙트럼이 1680 nm에서 여기되는 것보다 더 강하다는 추정을 뒷받침한다.

[0075] 광 빔은 피부 표면 상으로 포커싱될 수 있거나, 광 노출 부위는 언포커싱된(nfocussed) 빔을 마스킹(masking)하여 조정될 수 있다. 빔의 직접적인 포커싱은 특히 SGW(A0에 연관됨)의 여기에 최적인, 선예하고 강한 포인트(또는 라인) 소스를 발생시킨다. 그러나, 그런 포커싱된 빔의 강도는 정확하고 국지적으로 제어하는 것이 어려워, 강도는 안전 범위를 쉽게 초과할 수 있다. 그래서, 비록 마스킹이 포커싱보다 그러한 최적인 포인트 소스를 발생시킬 수는 없지만, 언포커싱된 빔의 마스킹을 더 제어되고 안전한 옵션으로 포커싱한다. 마스킹에 의해 발생된 소스는 전파 방향을 따라 짧은 치수(너비)를 갖는 라인 소스이었다. 라인 소스의 너비로는 1 내지 5 mm의 값이 고려되었고, 라인 소스의 길이로는 5 내지 15 mm의 값이 고려되었다. 더 큰 빔 영역의 이점은 조직 내로 안전하게 상당량의 에너지를 전달하여, 더 강한 응답을 만들어 낼 수 있다.

[0076] 광-음향 축방향 전달 스캐너의 복합 변형에서, 소스는 비접촉식 수단으로 구현되는 한편, 수신기들은 전통적인 접촉식 초음파 변환기이다. 한 쌍의 수신기를 사용하여 연조직 영향의 정확한 보정을 위한 양방향 측정을 행할 수 있다.

[0077] PAQUS 복합 구성을 이용하여 뼈 생체 내에서 초음파 신호를 여기시키고 탐지할 때, 예를 들어, 기록된 신호에서 FAS 모드는 명확하게 식별될 수 있다.

[0078] 개별적인 램 모드(예를 들어, A0 또는 S0 모드)의 여기는 위상 지연 여기에 의해 촉진될 수 있다. 그래서, 램 모드(예를 들어, S0 또는 S0 모드)의 효율적인 발생을 허용하기 위해 잠재적으로 비접촉식 IDT(지간형(interdigital) 변환기)-형 여기를 채용해왔다. 개념은 수신기에서 인식하기에 강하고 용이한 모드를 발생시키는 데 있다. 그것은 뼈의 적어도 하나의 임상적으로 의미 있는 특성(예를 들어, 피질골 두께, 탄성 강도 또는 뼈 무기질 밀도)에도 역시 감응해야 한다. 그렇게 하기 위해, 본 발명자들은 송신 영역과 수신 영역 사이에 최단 조준선에 놓여 있는 피부에 4개 스폿(예를 들어, 구, 선 또는 크레스트)을 조명한다. 이들 스폿의 사이즈는 피부에 최대 허용 가능한 광 세기를 제공하도록 선택된다. 그들의 형상은 수신기에서 가능한 가장 강한 표적 모드를 발생하도록 선택된다. 스폿 간 거리는 표적 파동 모드(예를 들어, 50 kHz에서 요골을 따르는 A0)를 위한 비행 시 요건(공간 위상 매칭)에 매칭하도록 선택된다. 표적 모드의 중심 주파수는 수신된 신호의 진폭을, 피드백을 이용하여 절대 대역폭을 최소화시킴으로써 최대화하도록 선택된다. 조명 레이저의 광 스펙트럼은 덜여 있는 연조직에서의 흡수를 최소화하는 것을 필요조건으로 하여 뼈에 최적인 광 흡수 프로파일을 제공하도록 선택된다. 조명받는 각각의 스폿 상으로의 펄싱 패턴 및 각각의 조명 펄스의 시간적(temporal) 프로파일은, 예를 들어, 뼈 내로 강한 모드를 발생시키는 소닉 패턴(sonic pattern)을 발생시키도록 선택된다. 레이저 스폿의 (시간적 및 공간적) 조명은 IDT 변환기에서와 같이 위상 매칭 요건(이는 뼈 내에서의 음속 및 스폿 간의 거리에 좌우된다)을 충족시켜야 한다.

[0079] PA 과는 초음파 결합 액체에 의해 인체의 팔다리 내로 결합되어 서로 다른 조직 경계에서 반향할 것이다. 에코(echoes)는 PA 센서 내로 도로 전파되고 압전-탐지기에 의해 수신된다. 피질골은 다른 연조직보다 훨씬 더 높은 음향 임피던스를 가지므로, 뼈-연조직 경계에서의 에코는 연조직-연조직 경계로부터 반향된 것들보다 훨씬 더 강해, 구별하기에 용이하다. 뼈-연조직 경계로부터 두 에코의 시간차를 측정하면, 뼈에서의 음속이 알려진 경우 뼈 두께를 추정할 수 있다.

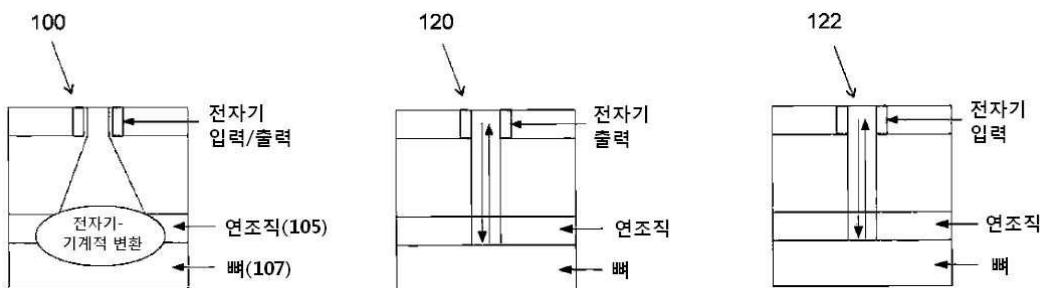
[0080] 마지막으로, 도 3a 내지 도 3d에서는 더 상세히 설명되어 있다. 뼈 내로의 초음파 프로브의 적절한 포지셔닝은 성공적인 초음파 측정에 결정적이다. 특히, 뼈의 장축에 대한 횡방향 및 원주 방향이 중요하다. 핸드-핸드형 어레이 프로브에서는, 측정된 응답 신호의 특성을 피드백으로 이용하여, 프로브의 수동 이동시킴에 의해 적절한 포지셔닝을 직관적으로 찾아낼 수 있다. 적절한 해부(anatomical) 위치는 전형적으로 30도 범위 내에서 발견된다.

- [0081] PAQUS 구성에서, 광 섬유(216)를 통해 외부 레이저 유닛(또는 유닛들)(210), 즉, 전자기 방사 소스(210)를 사용하면, 레이저 빔(들)을 이동시키는 자유도는 최소화되는 것이 바람직하다. 특히, 레이저 빔의 회전을 결정하는 (arrange) 것이 도전 과제이다. 그러므로, 적절한 포지셔닝에 필요한 자유도는 인체의 팔다리를 적절한 위치로 이동시켜 정하는 한편, 초음파 소스(들) 및 탐지기(들)(103)는 변함이 없는 것이 바람직하다.
- [0082] 인체 팔다리의 회전을 정하기 위해, 가능한 실시 형태는 바깥쪽 원(212)은 고정되어 있고 안쪽 원(214)은 자유롭게 회전되는 두 원(212, 214)을 포함한다. 초음파 변환기(PA 및 종래 변환기)는 바깥쪽 원에(또는 바깥쪽 원에 대해) 고정된다. 복합 구성에서, 변환기는, 예를 들어, 외부 펄스 레이저 유닛으로부터 조정되는 PA 소스 및 종래의 두 접촉식 US 수신기를 포함한다. US 수신기에는 접촉 압력을 모니터링하기 위한 힘(force) 센서가 포함된다. 수신기는 변함이 없지만, PA 소스의 축방향 위치를 스캐닝하기 위한 수단이 마련된다.
- [0083] 목적은 원의 중심점 내로 빼(예를 들어, 요골)의 단면의 질량 중심을 위치시킨 후, 그 빼를 적당한 각도로 회전시키는 데 있다. 팔은 선형 유닛을 통해 안쪽 원(214)에 장착된 특수 클램프(218)에 의해 고정된다. 참조 부호(200)는 베이스 구조체(base structure)에 대한 지지부(200)를 나타내며, 참조 부호(226)는 안쪽 원(214)을 바깥쪽 원에 관련하여 이동시키는 크랭크(226)를 나타낸다. 참조 부호(204)는 전자기파 콜리메이터(204)를 나타낸다.
- [0084] 이하에서는, 인체 팔다리의 본보기로서 인체 팔뚝을 이용하고, 측정할 뼈의 본보기로서 요골을 이용한다.
- [0085] 초음파 센서를 이동시키기 위한 수단(224)
- [0086]
 - 수단은 팔뚝을 고정시키는 동안 초음파 센서(103)를 이동시키고, 센서를 측정 위치로 다시 복귀시키기 위해 제공될 수 있다.
 - 수단은 초음파 센서(103)의 수직 위치(x)를 미세 조정하기 위해 제공될 수 있다.
- [0087] 적응적 축방향 포지셔닝(z-방향)
- [0088]
 - 팔뚝은 팔꿈치 클램프 및 손목 클램프에 고정시킨다.
 - 수단은 이를 두 클램프의 위치를 측정하도록 제공된다.
 - 두 클램프의 거리는 뼈 길이를 나타내며, 측정된 위치로부터 결정된다.
 - 축방향 측정 위치는 뼈 길이와 관련하여 결정된다.
- [0089] 수단(124)은 올바른 축방향 위치로의 팔뚝의 움직임("전진(forward)", "후진(backward)" 및 "정지(hold)"를 지시하는 표시(signs)로)을 안내하거나 이동(모터에 의해)시키도록 제공된다.
- [0090] 두 클램프의 축방향 위치는 고정되어 있다.
- [0091] 접선(x 및 y) 및 아지미스 포지셔닝
- [0092] 두 클램프의 접선 위치는 4 개의 독립적인 선형 유닛들에 의해 조정될 것이다.
- [0093] 포지셔닝은 위치 측정에 의해, 그리고 측정된 신호를 피드백으로서 이용하여 연속적으로 조정된다. 포지셔닝은 수동적으로 또는 자동으로 될 수 있다.
- [0094] 축방향 스캐닝
- [0095] 수단(224)은 두 수신기 간의 제한된 범위(예를 들어, 30 mm) 내에서 소스 빔을 연속적으로 이동시키도록 제공되며, 상기 범위는 두 센서(103)에 대해 대칭적이다.
- [0096] 소스의 각각의 위치에서 센서(103)에 응답 신호가 기록된다.
- [0097] 대체 구성
- [0098] 복합 구성에서, 소스(210)는 레이저 다이오드 또는 레이저 다이오드의 어레이로 대체될 수 있다. 이 경우, 팔뚝 클램프(218) 시스템은 테이블에 고정시키고 소스 및 수신기는 내측 회전 링에 고정시키는 가능성 있는 대체 구성이 포함된다. 두 번째 대체 설계는 핸드-헬드형 어레이 프로브를 포함하는데, 이 경우에는 팔뚝 클램프 및 포지셔닝 기구(mechanism)를 필요로 하지 않는다.

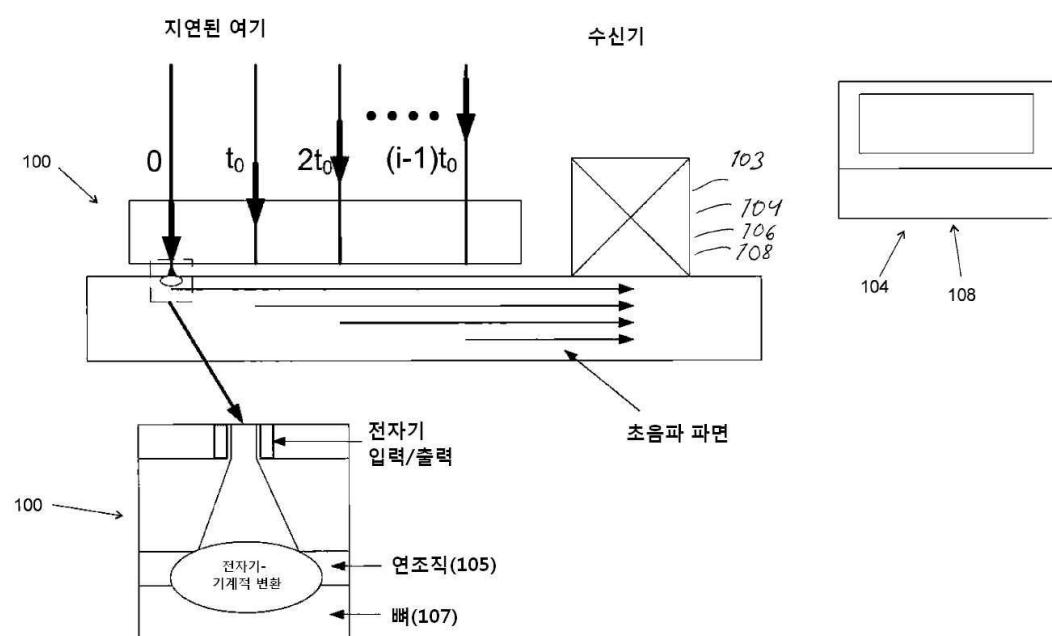
- [0104] 13. 수신기, 즉, 센서(103)는 PA 수신기(예를 들어, 간섭계)로 대체될 수 있고, 소스는 종래의 초음파 변환기 또는 종래의 초음파 변환기의 어레이로 대체될 수 있다.
- [0105] 14. 수신기는 PA 수신기(예를 들어, 간섭계)로 대체되어 풀 PA 장치를 가능하게 할 수 있다.
- [0106] 15. 소스 및 수신기 역시 활상(imaging) 모드로 동작가능하거나, 특수 활상 센서를 포함할 수 있으므로, 초음파 또는 PA 펄스-에코 방식에 기반한 팔다리의 (기하학적 구조) 활상을 가능하게 한다. 활상은 퍼질 두께의 프로파일 또는 맵(map) 등의, 추가적인 진단 정보를 제공할 수 있다. 게다가, 활상을 이용하여 뼈의 배향 및 뼈의 단면의 질량 중심 위치를 결정할 수 있으며, 이에 따라, 기술된 기구에서의 뼈의 포지셔닝을 자동화할 수 있다.
- [0107] 컴퓨터 프로세서(104, 108)는 도 3a 내지 도 3d에서 개략적으로 도시되어 있다. 도 3a 내지 도 3d에서 기술된 컴퓨터 프로세서(104, 108)와 포지셔닝 수단(106) 사이에서 유선 또는 무선 데이터 송신을 이용하여 이들 간에 필요로 되는 데이터 송신을 수행한다.
- [0108] 비록 본 발명을 첨부된 도면 및 상세한 설명을 참조하여 제시하였지만, 본 발명은 결코 이들 수단에 의해서만 제한되는 것이 아니라, 본 발명은 첨부된 특허청구범위에서 한정된 범위 내에서의 각종 변형 및 수정 실시 형태를 포함하는 것으로 간주한다.

도면

도면1



도면2



도면3

