



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2024년10월24일
(11) 등록번호 10-2722181
(24) 등록일자 2024년10월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) A61B 34/10 (2016.01)
A61B 34/20 (2016.01) A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/15 (2006.01) A61B 90/00 (2016.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/0875 (2013.01)
A61B 34/20 (2016.02)
(21) 출원번호 10-2018-7012592
(22) 출원일자(국제) 2016년10월07일
심사청구일자 2021년09월30일
(85) 번역문제출일자 2018년05월02일
(65) 공개번호 10-2018-0095796
(43) 공개일자 2018년08월28일
(86) 국제출원번호 PCT/US2016/056159
(87) 국제공개번호 WO 2017/062890
국제공개일자 2017년04월13일
(30) 우선권주장
62/239,169 2015년10월08일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
JP2005527336 A
(뒷면에 계속)
전체 청구항 수 : 총 40 항

(73) 특허권자
디지전 사이선씨즈 메디컬 컴패니, 엘엘씨
미국 92064 캘리포니아주 포웨이 스위트 100 퍼스
트 아메리칸 웨이 12345
(72) 발명자
크루즈 더스틴
미국 92064 캘리포니아주 포웨이 스위트 100 퍼스
트 아메리칸 웨이 12345
프레이머그 이반
미국 92064 캘리포니아주 포웨이 스위트 100 퍼스
트 아메리칸 웨이 12345
헤이스 제임스 제이
미국 92064 캘리포니아주 포웨이 스위트 100 퍼스
트 아메리칸 웨이 12345
(74) 대리인
양영준, 김윤기

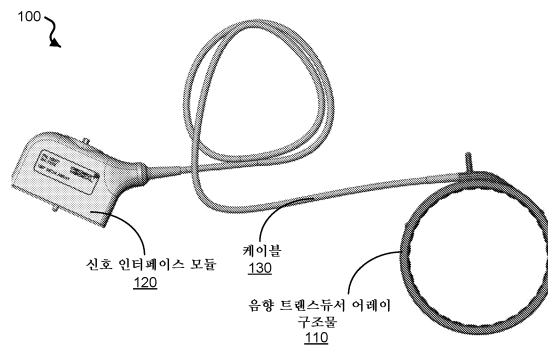
심사관 : 곽중환

(54) 발명의 명칭 음향 정형외과용 추적 시스템 및 방법들

(57) 요약

음향 에너지를 이용하여 신체의 정형외과적 피쳐들에 관한 정보를 취득하고 제공하기 위한 시스템들, 디바이스들 및 방법들이 개시된다. 일부 양태들에서, 음향 정형외과용 추적 시스템은, 외과 수술을 위해 정형외과용 수술 시스템에 정보를 공급하기 위한 정형외과용 위치 정보를 획득하기 위한 휴대형 음향 트랜스듀서들을 포함한다.

대표도 - 도1a



(52) CPC특허분류

A61B 8/085 (2013.01)
A61B 8/15 (2013.01)
A61B 8/4227 (2013.01)
A61B 8/4263 (2013.01)
A61B 8/4477 (2013.01)
A61B 8/5223 (2013.01)
A61B 2034/105 (2016.02)
A61B 2034/2048 (2016.02)
A61B 2090/378 (2016.02)

(56) 선행기술조사문헌

US20070066897 A1
JP2011062531 A
KR1020100118157 A
KR1020180094774 A
KR1020180116345 A
US06652461 B1
US20130144193 A1
WO2009020617 A1
WO2014072427 A1

명세서

청구범위

청구항 1

음향 정형외과용 추적 시스템으로서,

생물학적 피험자의 신체 부위와 인터페이스하는 만곡된 형상을 갖는 지지 프레임, 및 상기 만곡된 지지 프레임 상에 배열되고 상기 신체 부위 내의 정형외과적 구조물의 표적 체적을 향하여 음향 파형들을 전송하고 상기 정형외과적 구조물의 상기 표적 체적의 적어도 일부로부터 귀환하는 귀환 음향 파형들을 수신하도록 동작가능한 트랜스듀서 요소들의 어레이를 포함하도록 구성된 음향 프로브 디바이스;

상기 트랜스듀서 요소들의 어레이에 결합된 음향 결합 컴포넌트 -상기 음향 결합 컴포넌트는, 상기 음향 결합 컴포넌트와 접촉할 때의 상기 생물학적 피험자의 신체 부위와 상기 트랜스듀서 요소들 사이에 음향 파형들을 전도하도록 동작가능함-;

상기 음향 프로브 디바이스와 통신하며, (i) 전송 및 수신 전자(TRE; transmit and receive electronics) 유닛, 및 (ii) 데이터를 저장하는 메모리 및 상기 메모리에 결합되어 데이터를 처리하는 프로세서를 포함하는 데이터 처리 유닛 -상기 TRE 유닛은 상기 데이터 처리 유닛과 통신하는 파형 생성기 및 상기 파형 생성기와 통신하며 상기 파형 생성기를 통해 상기 데이터 처리 유닛에 의해 제공된 파형 정보에 따라 하나 이상의 파형을 생성하는 하나 이상의 파형 합성기를 포함하고, 전송가능한 상기 음향 파형들은 신호 생성 및 처리 디바이스에 의해 생성된 상기 하나 이상의 파형에 대응함- 을 포함하도록 구성된 신호 생성 및 처리 디바이스; 및

상기 신호 생성 및 처리 디바이스와 통신하고 상기 음향 프로브 디바이스의 트랜스듀서 요소들의 위치를 추적하도록 동작가능한 위치 추적 디바이스

를 포함하고,

상기 데이터 처리 유닛은 상기 수신된 귀환 음향 파형들을 처리하여 상기 표적 체적의 상기 적어도 일부로부터의 정보를 포함하는 데이터 세트를 생성하도록 동작가능하고, 상기 정보는, 6 자유도(6DoF; six degrees of freedom)에서의 상기 신체 부위의 정형외과적 구조물의 위치 좌표, 배향, 또는 움직임 중 적어도 하나를 포함하는 음향 정형외과용 추적 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 데이터 처리 유닛은 수술 시스템과 통신하고, 상기 수술 시스템이 상기 데이터 세트에 포함된 정보에 기초하여 상기 정형외과적 구조물에 관한 수술 또는 시술을 수행할 수 있도록 상기 수술 시스템에 상기 생성된 데이터 세트를 전달하도록 동작가능한, 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 위치 추적 디바이스는, 카메라, 전하-결합 디바이스(CCD; charge-coupled device)를 포함하는 영상 센서, 또는 발광 다이오드(LED) 중 하나 이상을 포함하는 광학 센서를 포함하는, 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 음향 결합 컴포넌트는 하이드로겔(hydrogel)을 포함하고, 상기 하이드로겔은 상기 하이드로겔 내부에 수성 유체(aqueous fluid)를 포획하도록 구성된 네트워크를 형성하는 하나 이상의 중합가능한 재료를 포함하고, 상기 하이드로겔은 상기 신체 부위의 외측 표면 및 상기 트랜스듀서 요소들과 부합하도록 구성되며,

상기 음향 결합 컴포넌트가 상기 신체 부위의 외측 표면과 접촉할 때, 상기 음향 결합 컴포넌트는 수신 매체와 음향 신호 트랜스듀서 요소들 사이에 음향 임피던스 정합을 제공하는, 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 하이드로겔은, 상기 음향 결합 컴포넌트와 상기 신체 부위 사이에 형성된 공기 또는 공극

층치들 없이 상기 표면과 완전하게 접촉하여 상기 신체 부위에 부합하도록 구성된, 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 TRE 유닛은 :

상기 음향 프로브 디바이스의 상기 트랜스듀서 요소들의 어레이에 의해 수신되는 수신된 귀환 음향 파형들을, 상기 표적 체적의 적어도 일부의 정보를 포함하는 수신 파형으로서, 아날로그 포맷으로부터 디지털 포맷으로 변환하는 아날로그 대 디지털(A/D) 변환기들의 어레이,

상기 하나 이상의 파형 합성기와 통신하며 전송을 위해 상기 음향 프로브 디바이스에 제공되는 파형들을 수정하는 하나 이상의 증폭기, 및

상기 음향 프로브 디바이스 및 상기 A/D 변환기들의 어레이와 통신하며 상기 A/D 변환기들에 제공되는 상기 수신된 귀환 음향 파형들을 수정하는 하나 이상의 전치증폭기

를 포함하는, 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 음향 프로브 디바이스는 상기 신호 생성 및 처리 디바이스의 상기 TRE 유닛에 접속가능한 신호 인터페이스 모듈을 포함하고, 상기 신호 인터페이스 모듈은, 상기 트랜스듀서 요소들의 어레이와 통신하며 상기 어레이의 하나 이상의 트랜스듀서 요소를 선택해 상기 파형들을 대응하는 음향 파형들로 트랜스듀싱하도록 하고, 상기 어레이의 하나 이상의 트랜스듀서 요소를 선택해 상기 귀환 음향 파형들을 수신하도록 하는 멀티플렉싱 유닛을 포함하는, 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 신호 생성 및 처리 디바이스는 임의 파형들을 생성하도록 동작가능하고, 상기 임의 파형들은 수학적으로 기술가능한 임의 파형을 포함하는, 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 임의 파형들은, 직사각형 펄스들, 삼각형 펄스들, 임펄스 펄스들, Gaussian 펄스들, 정현파 펄스들, 사인 펄스들, 멕시코 모자(Mexican hat) 웨이브릿 펄스들, Haar 웨이브릿 펄스들, 선형 FM 처핑된 펄스(linear FM chirped pulse)들, 쌍곡선 FM 처핑된 펄스들, 코딩된 펄스들, 2진 코딩된 펄스들, 3진 코딩된 펄스들, 위상 코딩된 펄스들, 상보형 2진 코딩된 펄스들, 진폭 코딩된 펄스들, 위상 및 진폭 코딩된 펄스들, 주파수 코딩된 펄스들, 계단형 사인파 펄스들, 성형된 스펙트럼 펄스들, 또는 이들의 조합들 중 하나 이상을 포함하는, 시스템.

청구항 10

제8항에 있어서, 상기 신호 생성 및 처리 디바이스는 상기 임의 파형들을 빔형성 및 조향하도록 동작가능한, 시스템.

청구항 11

제1항에 있어서, 상기 신호 생성 및 처리 디바이스는, 상기 파형 정보에 따라 상기 하나 이상의 파형 합성기에 의해 생성된 하나 이상의 주파수 대역에 대응하는 개별적인 직교 코딩된 파형들 중 2개 이상을 포함하는 복합 파형을 생성하도록 동작가능하고, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들은 서로 상호 직교하고 상이한 주파수 대역들에 대응하여, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들 각각이 대응하는 위상을 갖는 고유 주파수를 포함하도록 하는, 시스템.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들 각각은, 각각, 개별적으로 진폭 가중되고 개별적으로 위상 가중된 복수의 진폭 및 복수의 위상을 포함하는, 시스템.

청구항 13

제11항에 있어서, 상기 신호 생성 및 처리 디바이스는, 각각의 개별적인 직교 코딩된 파형의 주파수 대역, 진폭, 시간-대역폭 곱 파라미터, 및 위상 파라미터를 결정하도록 동작가능한, 시스템.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 위상 파라미터는, 의사-난수들의 세트로부터 또는 결정론적 수들의 세트로부터 결정되는, 시스템.

청구항 15

제1항에 있어서, 상기 표적 체적은 상기 생물학적 피험자의 조직 구조물을 포함하고, 상기 프로브 디바이스의 만족 성형된 섹션은 상기 생물학적 피험자의 신체 부위와 접촉하는, 시스템.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 신체 부위는, 복부, 흉부, 인후를 포함한 목, 팔, 다리, 무릎 관절, 엉덩이 관절, 발목 관절, 팔꿈치 관절, 어깨 관절, 허리 관절, 가슴, 생식기, 또는 두개골을 포함한 머리를 포함하는, 시스템.

청구항 17

제15항에 있어서, 상기 생물학적 피험자의 조직 구조물은, 양성 또는 비암성 종양, 내부 병변, 결합 조직 염좌, 조직 파열, 또는 뼈를 포함하는, 시스템.

청구항 18

음향 파형을 이용하여 정형외과용 데이터를 생성하기 위한 방법으로서,
 음향 프로브 디바이스의 어레이 내의 복수의 음향 트랜스듀서 요소로부터 상기 음향 프로브 디바이스가 접촉하는 생물학적 피험자의 신체 부위의 정형외과적 구조물의 표적 체적을 향하여 음향 신호들을 전송하는 단계;
 트랜스듀서 요소들 중 하나 이상에서 상기 표적 체적의 적어도 일부로부터 귀환하는 음향 에코들을 수신하는 단계 -상기 수신된 음향 에코들은 상기 전송된 음향 신호들에 대응하는 적어도 일부의 파형 성분들을 포함함-;
 상기 음향 신호들의 전송 및 상기 음향 에코들의 수신 동안에 상기 음향 프로브 디바이스의 상기 음향 트랜스듀서 요소들의 위치들을 결정하는 단계;
 연조직과 뼈 중 하나 또는 양쪽 모두를 포함하는 정형외과적 구조물로부터의 귀환 음향 에코들에 대응하는 공간 정보를 생성하기 위해 상기 수신된 음향 에코들을 처리하는 단계 -상기 처리는 상기 정형외과적 구조물의 조직-뼈 계면으로부터 귀환 음향 에코들과 연관된 고유의 정반사 패턴 데이터를 포함하는 에코 시그니처를 결정하는 것을 포함함-; 및
 상기 음향 트랜스듀서 요소들의 상기 결정된 위치들을 이용하여 샘플 패턴들과 정량적으로 비교함으로써 상기 정형외과적 구조물로부터의 상기 공간 정보에 기초하여 6 자유도(6DoF) 좌표 공간에서 상기 정형외과적 구조물의 위치 또는 배향, 또는 양쪽 모두를 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 19

제18항에 있어서,
 상기 음향 트랜스듀서 요소들의 상기 결정된 위치들을 이용하여 샘플 패턴들과 정량적으로 비교함으로써 상기 정형외과적 구조물로부터의 상기 공간 정보에 기초하여 6 자유도(6DoF) 좌표 공간에서 상기 정형외과적 구조물의 뼈의 토폰그래피(topography)를 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 20

제18항에 있어서, 상기 음향 트랜스듀서 요소들의 위치들을 결정하는 단계는, 3차원 공간 내의 고정된 지점에 관한 상기 트랜스듀서 요소들의 위치를 결정하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 21

제18항에 있어서, 상기 음향 신호들을 전송하는 단계는, 순차적으로 한번에 하나씩, 동시에, 또는 시간-엇갈림형 또는 시간-지연된 패턴으로 전송하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 22

제18항에 있어서, 상기 수신된 음향 에코들을 처리하는 단계는,

상기 정형외과적 구조물의 상기 연조직 및 상기 뼈로부터 상기 공간 정보에 대응하는 음향 에코들을 증폭, 필터링, 및 디지털 샘플링하는 단계; 및

상기 공간 정보를 데이터로서 저장하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 23

제22항에 있어서, 상기 고유의 정반사 패턴 데이터는 샘플링된 공간 정보에 대한 상기 뼈의 길이에 걸친 횡단면 패턴들을 포함하는, 방법.

청구항 24

제18항에 있어서, 상기 생성된 공간 정보는 상기 정형외과적 구조물로부터의 상기 음향 에코들에 대응하는 스펙트럼 정보를 포함하는, 방법.

청구항 25

제18항에 있어서,

데이터 세트 내의 상기 정형외과적 구조물의 위치 및 배향 중 하나 또는 둘 다를, 상기 데이터 세트에 포함된 상기 정보에 기초하여 정형외과적 구조물에 관한 수술 또는 시술을 수행하도록 동작가능한 수술 시스템에 제공하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 26

제25항에 있어서, 상기 데이터 세트를 상기 수술 시스템에 제공하는 단계는, 상기 방법의 구현 동안에 실시간으로 상기 데이터 세트를 상기 수술 절차에 전송하는 단계를 포함하고, 상기 방법은 상기 수술 시스템에 의한 수술 또는 시술 동안에 상기 생물학적 피험자 내외로의 상기 음향 신호들의 전송 및 상기 음향 에코들의 수신을 포함하는, 방법.

청구항 27

음향 정형외과용 추적 디바이스로서,

생물학적 피험자의 신체 부위와 인터페이스하는 만곡된 형상을 갖는 지지 프레임, 및 상기 만곡된 지지 프레임 상에 배열되고 상기 신체 부위 내의 정형외과적 구조물의 표적 체적을 향하여 음향 파형들을 전송하고 상기 정형외과적 구조물의 상기 표적 체적의 적어도 일부로부터 귀환하는 음향 에코들을 수신하도록 동작가능한 트랜스듀서 요소들의 어레이를 포함하는 음향 프로브;

상기 트랜스듀서 요소들의 어레이에 결합된 음향 결합 매체 -상기 음향 결합 매체는 상기 음향 결합 매체와 접촉할 때의 상기 생물학적 피험자의 신체 부위와 상기 트랜스듀서 요소들 사이에 음향 파형들을 전도하도록 동작가능함-; 및

상기 트랜스듀서 요소들과 통신하며, 하우징, 상기 하우징에 배치된 전송 및 수신 전자(TRE) 유닛, 및 상기 하우징에 배치되고, 데이터를 저장하는 메모리 및 상기 메모리에 결합되어 데이터를 처리하는 프로세서를 포함하는 데이터 처리 유닛 -상기 TRE 유닛은 상기 데이터 처리 유닛과 통신하는 파형 생성기 및 상기 파형 생성기와 통신하며 상기 파형 생성기를 통해 상기 데이터 처리 유닛에 의해 제공된 파형 정보에 따라 하나 이상의 파형을 생성하는 하나 이상의 파형 합성기를 포함함- 을 포함하도록 구성된 신호 생성 및 처리 유닛을 포함하고,

상기 음향 파형들은 상기 신호 생성 및 처리 유닛에 의해 생성된 상기 하나 이상의 파형에 대응하고, 상기 귀환 음향 에코들은 상기 전송된 음향 파형들에 대응하는 적어도 일부의 파형 성분들을 포함하며,

상기 데이터 처리 유닛은, 상기 귀환 음향 에코들을 처리하여 상기 정형외과적 구조물의 조직-뼈 계면으로부터 귀환된 상기 음향 에코들과 연관된 정반사 패턴 데이터를 식별함으로써 연조직과 뼈 중 하나 또는 양쪽 모두를

포함하는 상기 정형외과적 구조물로부터의 상기 음향 에코들에 대응하는 공간 정보를 생성하고, 상기 음향 프로브의 전송 및 수신 동작들 동안에 상기 트랜스듀서 요소들의 위치 데이터를 이용하여 샘플 패턴들과 정량적으로 비교함으로써 상기 정형외과적 구조물로부터의 공간 정보에 기초하여 6 자유도(6DoF) 좌표 공간에서 상기 정형외과적 구조물의 위치 또는 배향, 또는 양쪽 모두를 결정하도록 구성된, 음향 정형외과용 추적 디바이스.

청구항 28

제27항에 있어서, 상기 신호 생성 및 처리 유닛은, 상기 신호 생성 및 처리 유닛과 통신하는 위치 추적 디바이스로부터 상기 위치 데이터를 수신하여 상기 음향 프로브의 전송 및 수신 동작들 동안에 상기 음향 프로브 디바이스의 상기 트랜스듀서 요소들의 위치를 추적하도록 동작가능한, 디바이스.

청구항 29

제27항에 있어서, 상기 데이터 처리 유닛은, 상기 6DoF 좌표 공간에서의 상기 신체 부위의 정형외과적 구조물의 상기 결정된 위치, 배향, 또는 위치 및 배향을 포함하는 데이터 세트를 생성하도록 동작가능한, 디바이스.

청구항 30

제29항에 있어서, 상기 데이터 처리 유닛은 수술 시스템과 통신하고 상기 수술 시스템이 상기 데이터 세트에 포함된 정보에 기초하여 상기 정형외과적 구조물에 관한 수술 또는 시술을 수행할 수 있도록 상기 수술 시스템에 상기 생성된 데이터 세트를 전달하도록 동작가능한, 디바이스.

청구항 31

제27항에 있어서, 상기 음향 결합 매체는 하이드로겔을 포함하고, 상기 하이드로겔은 상기 하이드로겔 내부에 수성 유체를 포획하도록 구성된 네트워크를 형성하는 하나 이상의 중합가능한 재료를 포함하고, 상기 하이드로겔은 상기 신체 부위의 외측 표면 및 상기 트랜스듀서 요소들과 부합하도록 구성되며,

상기 음향 결합 매체가 상기 신체 부위의 외측 표면과 접촉할 때, 상기 음향 결합 매체는 상기 신체 부위와 음향 신호 트랜스듀서 요소들 사이에 음향 임피던스 정합을 제공하는, 디바이스.

청구항 32

제27항에 있어서, 상기 TRE 유닛은 :

상기 트랜스듀서 요소들의 어레이에 의해 수신된 귀환 음향 에코들을, 상기 표적 체적의 적어도 일부의 정보를 포함하는 수신 파형으로서, 아날로그 포맷으로부터 디지털 포맷으로 변환하는 아날로그 대 디지털(A/D) 변환기들의 어레이,

상기 하나 이상의 파형 합성기와 통신하며 전송을 위해 상기 음향 프로브에 제공되는 파형들을 수정하는 하나 이상의 증폭기, 및

상기 음향 프로브 및 상기 A/D 변환기들의 어레이와 통신하며 상기 A/D 변환기들에 제공되는 상기 귀환 음향 에코들을 수정하는 하나 이상의 전치증폭기

를 포함하는, 디바이스.

청구항 33

제27항에 있어서, 상기 음향 프로브는 상기 신호 생성 및 처리 유닛의 상기 TRE 유닛에 접속가능한 신호 인터페이스 모듈을 포함하고, 상기 신호 인터페이스 모듈은, 상기 트랜스듀서 요소들의 어레이와 통신하며 상기 어레이의 하나 이상의 트랜스듀서 요소를 선택해 상기 파형들을 대응하는 음향 파형들로 트랜스듀싱하도록 하고, 상기 어레이의 하나 이상의 트랜스듀서 요소를 선택해 상기 귀환 음향 에코들을 수신하도록 하는 멀티플렉싱 유닛을 포함하는, 디바이스.

청구항 34

제27항에 있어서, 상기 신호 생성 및 처리 유닛은 임의 파형들을 생성하도록 동작가능하고, 상기 임의 파형들은 수학적으로 기술가능한 임의 파형을 포함하는, 디바이스.

청구항 35

제34항에 있어서, 상기 임의 파형들은, 직사각형 펄스들, 삼각형 펄스들, 임펄스 펄스들, Gaussian 펄스들, 정현파 펄스들, 사인 펄스들, 멕시코 모자(Mexican hat) 웨이브릿 펄스들, Haar 웨이브릿 펄스들, 선형 FM 처핑된 펄스(linear FM chirped pulse)들, 쌍곡선 FM 처핑된 펄스들, 코딩된 펄스들, 2진 코딩된 펄스들, 3진 코딩된 펄스들, 위상 코딩된 펄스들, 상보형 2진 코딩된 펄스들, 진폭 코딩된 펄스들, 위상 및 진폭 코딩된 펄스들, 주파수 코딩된 펄스들, 계단형 사인파 펄스들, 성형된 스펙트럼 펄스들, 또는 이들의 조합들 중 하나 이상을 포함하는, 디바이스.

청구항 36

제34항에 있어서, 상기 신호 생성 및 처리 유닛은 상기 임의 파형들을 빔형성 및 조향하도록 동작가능한, 디바이스.

청구항 37

제27항에 있어서, 상기 신호 생성 및 처리 유닛은, 상기 파형 정보에 따라 상기 하나 이상의 파형 합성기에 의해 생성된 하나 이상의 주파수 대역에 대응하는 개별적인 직교 코딩된 파형들 중 2개 이상을 포함하는 복합 파형을 생성하도록 동작가능하고, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들은 서로 상호 직교하고 상이한 주파수 대역들에 대응하여, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들 각각이 대응하는 위상을 갖는 고유 주파수를 포함하도록 하는, 디바이스.

청구항 38

제37항에 있어서, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들 각각은, 각각, 개별적으로 진폭 가중되고 개별적으로 위상 가중된 복수의 진폭 및 복수의 위상을 포함하는, 디바이스.

청구항 39

제37항에 있어서, 상기 신호 생성 및 처리 유닛은, 각각의 개별적인 직교 코딩된 파형의 주파수 대역, 진폭, 시간-대역폭 곱 파라미터, 및 위상 파라미터를 결정하도록 동작가능한, 디바이스.

청구항 40

제39항에 있어서, 상기 위상 파라미터는, 의사-난수들의 세트로부터 또는 결정론적 수들의 세트로부터 결정되는, 디바이스.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 관련 출원의 상호참조
- [0002] 본 출원은 2015년 10월 8일 출원된 미국 가 특허 출원 번호 제62/239,169호의 우선권을 주장한다. 앞서 언급된 특허 출원의 전체 내용은 본 출원의 개시내용의 일부로서 참조로 포함된다.
- [0003] 본 특허 문서는, 진단 및 치료를 위해 음향 에너지를 이용하는 시스템들, 디바이스들, 및 프로세스들에 관한 것이다.

배경 기술

- [0004] 음향 촬영(acoustic imaging)은 매체를 통해 이동하는 음파의 특성을 이용하여 시각적 이미지를 렌더링하는 촬영 방식이다. 고주파 음향 촬영은 동물 및 인간의 내부 구조와 기능을 보기 위해 다양한 생체의학 분야에서 수십년 동안 촬영 방식으로 이용되어 왔다. 생체의학 촬영에 이용되는 고주파 음향파는, 상이한 주파수들, 예를 들어, 1 내지 20 MHz, 또는 훨씬 더 높은 주파수에서 동작할 수 있고, 종종 초음파라고 불린다. 기본적으로, 초음파 촬영은, 하나 이상의 음향파를 전송하여 구조물로부터의 하나 이상의 에코를 수신 및 처리하여 이미지를 형성하는 SONAR(sound navigation and ranging)와 동일한 원리로 동작한다. 불충분한 공간 해상도 및 조직 구분을 비롯한 몇 가지 요인으로 인해, 기존의 초음파 촬영 기술을 이용하여 원하는 이미지 품질

을 달성할 수 없어서, 많은 임상 증상이나 응용에 대한 그 이용이 제한될 수 있다. 다른 촬영 방식에 비해, 초음파 촬영의 실시간, 비이온화, 휴대형, 및 비교적 저렴한 비용 특징은 생체의학 응용에 대해 매력적이다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0005] 음향 에너지를 이용하여 신체의 정형외과적 피처에 관한 정보를 취득하고 제공하기 위한 시스템들, 디바이스들 및 방법들이 개시된다. 일부 양태들에서, 음향 정형외과용 추적 시스템은, 외과 수술을 위해 정형외과 수술 시스템에 정보를 공급하기 위한 정형외과용 위치 정보를 획득하기 위한 휴대형 음향 트랜스듀서들을 포함한다.

[0006] 본 기술의 일부 양태들에서, 음향 정형외과용 추적 시스템(OTS)은 설계된 음향 어레이 및 지지 구조물을 포함하며, 여기서, 음향 어레이는 트랜스듀서 구조물 및 관심 신체 부위와 관련하여 음향 결합 매체를 제공한다. 예를 들어, 음향 어레이 구조물의 복수의 초음파 트랜스듀서는, 뼈의 모양, 위치, 및 움직임을 실시간으로 추적하는데 이용되는 초음파를 전송 및 수신한다. 수신된 초음파 에코는 처리되어, 일부 구현에서는 3D 단층촬영 정보와 결합될 수 있는, 뼈의 6 자유도(6DoF; six degrees of freedom) 위치 좌표를 추정한다. 음향 OTS에 의해 제공되는 정보는, 의료 계획, 의료 절차, 수술 절차, 완전 자동화된 수술, 로봇이 보조하는 수술, 및 바이오메트릭에 이용될 수 있다.

[0007] 일부 양태들에서, 정형외과용 추적을 위한 방법은, 복수의 초음파 트랜스듀서로부터, 예를 들어, 순차적으로 한번에 하나씩, 동시에, 또는 시간-엇갈림형 또는 시간-지연된 패턴으로 초음파 펄스들을 전송하는 단계를 포함한다. 각각의 전송에는, 단일 전송에 대응하는 하나 이상의 트랜스듀서 요소 상에서의 음향 에코의 수신이 동반된다. 수신된 에코는, 나이퀴스트 샘플링 이론에 의해 정해지는 바와 같이 연조직 및 뼈로부터의 에코에 대응하는 모든 관련 스펙트럼 정보를 유지하기에 충분하게 증폭되고, 필터링되고, 시간적으로 샘플링된다. 수신된 에코는 처리를 위해 디지털적으로 샘플링되어 저장된다. 일부 실시예에서, 이용되는 파형은, 주파수 및 깊이-의존 감쇠, 전자적 노이즈, 인접 채널들 사이의 누화(cross-talk), 및 음향 잔향 등의 유해 인자에 대해 매우 강인한 파형인 확산 스펙트럼 파형을 포함한다. 뼈 반사의 정반사 성질로 인해, 조직-뼈 계면으로부터 에코는, 연조직으로부터 및 뼈 자체 내부로부터의 에코에 비해 상이하고 식별가능한 에코 시그니처를 보일 것이다. 모든 뼈, 예를 들어, 대퇴골과 경골은 뼈의 길이에 관해 고유의 횡단면 패턴들을 가지고 있다. 뼈의 하나 이상의 지점에서 샘플링된 뼈로부터의 정반사 음향 에코 패턴(specular acoustic echo pattern)은, 어레이 지오메트리에 따라 샘플링된 패턴들의 라이브러리와 정합되어, 뼈의 토포그래피를 결정하고, 그에 따라, 공간 내의 고정된 지점에 관한 트랜스듀서의 위치에 따라 6DoF 좌표 공간에서 뼈의 배향을 추정한다. 수신된 무선 주파수(RF) 에코들에 존재하는 진폭 및 위상 정보에 대해 신호 처리가 적용되어 패턴 정합을 결정하고 추적 중인 뼈의 6DoF 좌표, 각각의 트랜스듀서의 축을 따른 조직과 뼈 속도 및 가속도의 추정치 뿐만 아니라, 패턴 정합과 연관된 파라미터들, 및 식별된 6DoF 좌표에서 불확실성의 추정치를 식별한다.

[0008] 일부 응용들에서, 예를 들어, 본 기술은, 슬관절 전치환술(TKA; total knee arthroplasty) 및 인공 슬관절 전치환술(TKR; total knee replacement)을 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는, 무릎의 컴퓨터 보조 수술(CAS) 동안 다리의 경골 및 대퇴골을 추적하는데 이용될 수 있다. 현재의 최첨단 TKA 및 TKR 절차는, 외부 광학 추적기를 이용하여 양쪽 뼈를 엄격하게 추적하기 위해 경골과 대퇴골 양쪽 모두 내로의 정렬 막대의 외과적 배치를 요구한다. 예를 들어, 정렬 막대를 배치하려면, 피부에 작은 절개가 이루어지고, 뼈 내에 구멍이 뚫어지며, 막대가 구멍에 나사고정된다. 수술은 침습적(invasive)이어서, 피부에 흉터가 생긴다. 이것은, 특히 나이 많은 환자의 경우, 뼈의 무결성을 손상시킬 수 있다. 이것은 잠재적 감염의 부위가 되어, 수술 후 합병증을 초래할 수 있다. 개시된 기술은 이러한 침습적 추적을 비침습적 추적으로 대체하는 것을 구상한다.

도면의 간단한 설명

[0009] 도 1a는 음향 촬영 데이터를 취득하기 위해 이용되는 음향 트랜스듀서 어레이 및 지지 구조물을 포함하는 본 기술의 예시적인 음향 정형외과용 추적 시스템(OTS; orthopedic tracking system)의 도면을 도시한다.

도 1b는 예시적인 음향 OTS의 영상을 도시한다.

도 1c는 외부 디바이스 또는 시스템과 연계하여 구현된 음향 OTS의 예시적인 실시예의 블록도를 도시한다.

도 1d는 데이터 처리 유닛의 예시적인 실시예의 블록도를 도시한다.

- 도 1e는 예시적인 합성 개구 초음파/음향(SAU; synthetic aperture ultrasound/acoustic) 시스템을 도시한다.
- 도 2a는 본 기술의 예시적인 음향 트랜스듀서 어레이 구조물의 개략도를 도시하며, 구조물의 평면도, 측면도, 및 단면도를 도시한다.
- 도 2b는, 음향 신호 전송 및 수신을 위해 받아들이는 신체와 인터페이스하는 음향 결합기를 포함하는, 예시적인 음향 트랜스듀서 어레이 구조물의 다이어그램을 도시한다.
- 도 3a는 피험자의 대퇴골에 부착된 음향 OTS(100)의 다양한 3차원 도면을 도시한다.
- 도 3b는 도 3a에 도시된 컴포넌트들의 또 다른 도면이다.
- 도 3c는 다리당 2개의 트랜스듀서 어레이를 채용하는 개시된 시스템의 일부의 3차원 도면을 도시한다.
- 도 3d는 피험자에 관한 예시적인 음향 OTS(100) 및 음향 결합기(112)를 나타내는 부분 다이어그램의 3차원 도면이다.
- 도 4는 예시적인 음향 OTS에 대한 특정한 제약 세트에 대해 이용될 수 있는 요소 직경 및 중심 주파수를 탐색하는 절충 연구 다이어그램을 도시한다.
- 도 5a는 예시적인 단층촬영 어레이의 평면도를 도시한다.
- 도 5b는 특정한 파라미터들을 갖는 예시적인 단층촬영 어레이의 평면도를 도시한다.
- 도 5c는 도 5b의 단층촬영 어레이의 측면도를 도시한다.
- 도 5d는 도 5b의 단층촬영 어레이의 등각도를 도시한다.
- 도 5e는 인접한 그룹의 요소들 상에서 전송이 인에이블되는 예시적인 단층촬영 어레이를 도시한다.
- 도 5f는 빔의 초점이 인접한 어레이 요소들에 걸친 호 길이 및 각도에 의해 한정된 섹터 내에 있는 예시적인 단층촬영 어레이를 도시한다.
- 도 5g는 도 5f의 단층촬영 어레이에서의 제2 빔 전송을 도시한다.
- 도 5h는, 수신 개구가, 전송 개구와 중심을 맞추거나 대략 중심을 맞춘 하나 이상의 요소를 포함하는 단층촬영 어레이의 예시적인 구성을 도시한다.
- 도 5i는 2개의 초점에 대해 f-수 1이 유지되는 단층촬영 어레이의 예시적인 구성을 도시한다.
- 도 5j는 복수의 전송이 시간적으로 엇갈리는 단층촬영 어레이의 예시적인 구성을 도시한다.
- 도 5k는 도 5j의 구성과 연관된 시간의 함수로서의 전송 및 수신 신호의 예시적인 시퀀스를 도시한다.
- 도 5l은 하나 이상의 수신 이 전송 개구의 위상 중심으로부터 90도 및 -90도 사이에 있는 어레이 요소들 상에 발생하는 단층촬영 어레이의 예시적인 구성을 도시한다.
- 도 6a는 물에 부유된 인간 대퇴골로부터의 정반사 에코 시그니처를 도시한다.
- 도 6b는 초음파 에코의 정반사 성분과 정합하는 및 정합하지 않는 패턴들을 도시하는 정반사 에코 시그니처이다.
- 도 7a는 인간 대퇴골에 대한 예시적인 방사상 패턴(radial pattern)들을 도시한다.
- 도 7b는 인간 대퇴골에 대한 방사상 패턴들의 또 다른 도면을 도시한다.
- 도 7c는 인간 경골에 대한 예시적인 방사상 패턴을 도시한다.
- 도 7d는 대퇴골에 대한 길이의 함수로서의 원주 또는 둘레를 도시한다.
- 도 7e는 경골에 대한 길이의 함수로서의 원주 또는 둘레를 도시한다.
- 도 8a는 뼈를 포함하는 연조직을 통해 전송 및 에코를 수신하는 2개의 트랜스듀서의 간단한 배열을 도시한다.
- 도 8b는 각각의 트랜스듀서나 빔 또는 빔들의 집합들의 트랜스듀서들의 집합과 연관된 예시적인 목적 함수(objective function)를 도시한다.

도 9는 음향 OTS 시스템이 제3자 수술 네비게이션 시스템(3PSNS)과 통합되는 예시적인 시스템을 도시한다.

도 10a는, 환자의 뼈 좌표계, OTS 초음파 트랜스듀서 어레이 좌표계, 및 3PSNS 광학 어레이 좌표계 사이의 관계를 도시한다.

도 10b는, 도 10a와 유사하지만 미래의 시간 $t = T$ 에서의 초음파 어레이 변위를 도시하는 뼈 추적 좌표계를 도시한다.

도 11은 OTS에 대한 예시적인 하드웨어 블록도를 도시한다.

도 12는 예시적인 OTS 소프트웨어 아키텍처의 블록도를 도시한다.

도 13은 시간 T 에서 대퇴골 6 자유도(6DoF) 좌표계를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0010] 음향 촬영은, 조직(tissue)을 포함한 생물학적 매체 등의 물리적 탄성 매체 내에서 음향 파형(예를 들어, 펄스)을 방출함으로써 수행될 수 있다. 음향 파형은, (예를 들어, 트랜스듀서 요소들의 어레이의) 트랜스듀서 요소로부터 표적 관심 체적(VOI; volume of interest)을 향해 전송된다. 표적 체적을 향한 매체에서의 음향 파형의 전파는, 음향 파형이 2개의 매체(예를 들어, 상이한 생물학적 조직 구조들) 사이의 경계로부터 부분적으로 반사되고 부분적으로 전달되게 하는 구조체를 만날 수 있다. 전송된 음향 파형의 반사는 2개의 매체 사이의(예를 들어, 2개의 상이한 생물학적 조직 유형 사이의 계면에서의) 음향 임피던스 차이에 의존할 수 있다. 예를 들어, 전송된 음향 파형의 음향 에너지의 일부는 계면에서 트랜스듀서로 다시 산란되어 수신되고, 처리되어, 정보를 추출할 수 있는 반면, 나머지는 계속 이동하여 다음 매체로 진행할 수 있다. 일부 경우에, 반사의 산란은, 산란 중심으로서 작용하는 반사 매체에 포함된 2개 이상의 임피던스의 결과로서 발생할 수 있다. 추가로, 예를 들어, 음향 에너지는, 매체의 특성 및/또는 음향 파의 성질에 기초하여 굴절, 회절, 지연, 및/또는 감쇠될 수 있다.
- [0011] 음향 촬영 시스템 트랜스듀서는 압전 요소(piezoelectric element)들의 어레이를 이용하여 음향 펄스를 표적 VOI(예를 들어, 표적 생물학적 조직)를 향해 전송하고 그 내부의 산란 구조로부터 귀환하는 귀환 음향 신호(에코)를 수신할 수 있다. 이러한 시스템에서, 트랜스듀서 어레이는 촬영 시스템의 개구(aperture)로서 기능한다. 음향 파형(예를 들어, 초음파 펄스)은, 평면 또는 체적을 통해 전자적으로 조향되고 포커싱될 수 있으며, 표적의 이미지를 형성하는데 이용되는 귀환 에코의 1D, 2D 및/또는 3D 맵을 생성하는데 이용될 수 있다. 빔형성(beamforming)은 전송 및 수신 양쪽 모두에서 발생할 수 있다. 예를 들어, 전송에서, 빔형성은, 빔을 형성, 포커싱 및 조향하기 위해 채널들 사이의 위상차의 이용을 포함할 수 있다. 일부 구현에서, 트랜스듀서 어레이에서 전송 및 수신되는 초음파 펄스 및 귀환 에코는 어레이의 각각의 트랜스듀서에서 시간적으로 개별적으로 지연되어 위상 어레이로서 작용할 수 있다.
- [0012] 예를 들어, 표적 체적을 향한 음향 파형의 전파를 위해, 예를 들어, 수신 매체라고 불리는, 음향 파형을 수신하는 매체와 트랜스듀서 사이의 계면에서, 음향파 속도 및 음향 임피던스 차이가 존재할 수 있다. 이러한 차이는, 음향 신호의 전송과 귀환된 에코의 수신을 방해하여, 음향 촬영, 범위-도플러 측정 또는 치료 응용을 수행하는 능력 또는 결과를 저하시킨다. 음향 임피던스 차이는, 2개의 매체의 재료 특성(예를 들어, 재료 밀도) 및 음향파 속도를 다르게 함으로써 야기되어, 방출되는 상당한 양의 음향 에너지가 계면을 가로질러 완전히 전달되는 것이 아니라 계면에서 반사될 것이다.
- [0013] 종래의 실제 개구 초음파 촬영 시스템에서, 이미지의 품질은 초음파 시스템의 트랜스듀서에 의해 생성된 음장(acoustic field)에 직접적으로 의존하고, 이미지는 통상적으로, 한번에 하나의 축 방향 이미지 라인씩 순차적으로 취득된다(즉, 표적 영역 범위의 슬라이스별 스캔). 이것은, 예를 들어 움직이는 표적의 촬영을 포함한, 다양한 실시간 초음파 촬영 응용에서 해로울 수 있는, 촬영 동안의 프레임 속도에 대한 제한을 설정한다.
- [0014] 종래의 실제 개구 초음파 촬영에서의 제한을 해결하기 위해, 합성 개구 초음파 촬영을 이용하여 초음파 이미지의 품질을 향상시킬 수 있다. "합성 개구(synthetic aperture)"는, 위상 중심이 특정한 또는 임의의 형상의 알려진 1차원(1D), 2차원(2D), 및/또는 3차원(3D) 경로를 따라 움직이는, VOI를 검사하기 위한 하나 이상의 더 작은, 실제의 개구(부개구(sub-aperture))를 연속적으로 이용하여 이미지 취득을 위한 더 큰 유효(비-실제) 개구를 구현하는 개념이다. 합성 개구는, 전기-음향 트랜스듀서(예를 들어, 트랜스듀서 어레이)의 공간적 위치를 연속적인 빔 전송 및/또는 수신 위치들로 기계적으로 변경함으로써, 또는 전기 음향 트랜스듀서 어레이 상의 연속적인 빔 전송 및/또는 수신 위치들의 위상 중심을 전자적으로 변경함으로써, 또는 상기의 임의의 조합에 의해

형성될 수 있다. 합성 개구-기반의 촬영은, 원래, 레이더 시스템에서, 상공으로부터 관심 지역을 스캔하는 항공기로부터 지상의 넓은 지역을 촬영하기 위해 이용되었다. 초음파 촬영에서 합성 개구 포커싱은, 초음파 전송 요소로부터 VOI 위치까지의 기하학적 거리 및 그 위치로부터 다시 초음파 수신 요소까지의 거리에 기초한다. 초음파 촬영에서, 합성 개구의 이용은, 모든 방향으로부터 복수의 전송기 및 수신기 위치들 각각에서 기록된, 귀환 에코(예를 들어, 단정적(mono-static) 및 쌍정적(bi-static) 에코)의 수신된 진폭 및 위상 데이터를 분석함으로써 표적 영역 내의 한 지점 상의 포커싱을 가능하게 하여, 전체 영역에 대한 정보를 제공한다. 귀환된 에코의 방향은 하나의 수신기 채널만으로 결정될 수 없기 때문에, 많은 수신기 채널들이 이용되어, 채널들의 일부 또는 전부에 걸쳐 처리되는 귀환 에코에 포함된 정보를 결정하여, 궁극적으로 표적 영역의 이미지를 생성하는데 이용되는 정보를 렌더링한다.

[0015] 또한, 음향 정형외과용 추적을 위한 개시된 시스템들, 디바이스들, 및 방법들은 또한, 합성 개구 음향 촬영 및/또는 범위-도플러 측정을 위한 기술을 포함할 수 있다. 일부 구현에서, 개시된 기술은, 합성 개구 초음파(SAU: synthetic aperture ultrasound) 응용에서, 코히어런트, 확산-스펙트럼, 순간적-광대역, 코딩된 파형을, 생성, 전송, 수신 및 처리하도록 설계된 아키텍처를 포함한다. 코히어런트, 확산-스펙트럼, 순간적-광대역, 코딩된 파형 및 합성 개구 초음파의 생성, 전송 및 데이터 처리에 관한 예는, 본 특허 문서의 일부로서 참조로 포함되는, 미국 특허 제8,939,909호 및 미국 특허 출원 공보 제2015/0080725호에 개시되어 있다.

[0016] 예를 들어, 개시된 SAU 시스템의 구현에서 코히어런트 파형의 이용은, 예를 들어, 전송된 파형 등의, 선택된 기준 신호와 에코 귀환의 일부 또는 전체의 복소 상관을 허용할 수 있다. 이러한 코히어런트 복소 상관은 이미지 및 신호 아티팩트의 감소 및 더 낮은 신호 대 잡음비 및 간섭의 존재하에서의 데이터 추출을 허용한다.

[0017] SAU 시스템의 구현에서 확산-스펙트럼 신호의 이용은, 고의적이고 명시적인 진폭 및 위상 주파수 내용을 갖는 음향 파형의 확실한 설계를 허용할 수 있다. 예를 들어, 확산 스펙트럼 복합 음향 파형의 각각의 주파수 성분의 진폭 및/또는 위상을 명시적으로 정의함으로써, 신호 및 정보 처리 기술을 이용하여 에코 귀환으로부터, 예를 들어, 수학적 한계에 접근하는, 최대의 정보량을 추출할 수 있다.

[0018] 개시된 SAU 시스템의 구현에서 순간 코히어런트, 광대역, 확산-스펙트럼, 코딩된 파형의 이용은, 각각의 전송-수신 구간 동안 모든 가용 정보의 포착을 가능하게 할 수 있어서, 예를 들어, 살아있는 생물 표본의 불균질적인, 역동적 특성, 및 수집 과정의 움직임 유도된 아티팩트에 의한 귀환 신호의 손상을 최소화할 수 있다. 추가로, (예를 들어, 벌크 모듈러스, 밀도, 감쇠, 음향 임피던스, 진폭 반사, 그룹 지연 또는 기타 등의) 기본적인 물리적 파라미터들이, 개시된 기술의 신호 및 정보 처리 방법을 이용하여 추출되어 VOI에서 조직의 구분 및 분류를 가능하게 할 수 있다. 예를 들어, 개시된 SAU 기술의 일부 신호 및 정보 처리 방법은, VOI에서 조직을 구분 및/또는 분류하기 위한 수신된 주파수 및 각도 의존 광대역, 확산 스펙트럼, 합성 개구 수신된 신호 에코에 관해 동작하는 역 수학적 기술(inverse mathematical technique) 뿐만 아니라, 전문가 시스템 기술, 예를 들어, 결정론적, 지원 벡터 네트워크 및 신경망 기술을 포함할 수 있다.

[0019] 개시된 SAU 시스템의 구현에서 파형들의 각각의 주파수 성분의 명시적 진폭 및/또는 위상 코딩은 복수의 이점을 제공할 수 있다. 예를 들어, 진폭 코딩은 트랜스듀서 어레이 및 음향 전파 채널의 주파수-분산 특성의 명시적 보상을 허용한다. 각각의 주파수 성분의 진폭 및/또는 위상 코딩은 결정론적 빔형성 및 넓은-순간 파형의 조향을 허용한다. 예시적인 전송된 신호의 각각의 주파수 성분의 명시적 진폭 및 위상 코딩은 피크-대-평균 전력비(PAPR)의 최소화, 및 예를 들어 유해한 생물학적 영향을 최소화하기 위한 넓은 대역에 걸친 음향 전력의 확산을 허용한다. 예를 들어, 확산-스펙트럼 신호의 각각의 주파수 성분의 진폭 및/또는 위상을 명시적으로 정의함으로써, 신호 및 정보 처리 기술이 이용되어 개별적인 전송된 파형과 연관된 수신된 신호를 복원할 수 있도록, 서로간에 최소 간섭을 보이는 파형들이 동시에 전송될 수 있게끔 구성될 수 있다. 또한, 개시된 SAU 기술의 코딩된, 확산-스펙트럼 음향 파형은 이들 파형의 특정한 모호성 특성으로 인해 움직임 보상(motion compensation)을 허용할 수 있다.

[0020] 음향 에너지를 이용하여 신체의 정형외과적 피처에 관한 정보를 취득하고 제공하기 위한 시스템들, 디바이스들 및 방법들이 개시된다. 일부 양태들에서, 음향 정형외과용 추적 시스템은, 정형외과용 위치 정보를 획득하기 위해 피험자의 신체 부위에 부착되는 음향 트랜스듀서 어레이를 포함하는 휴대형 디바이스, 및 예를 들어 외과 수술을 위한 정형외과용 수술 시스템 등의 진단 또는 치료 응용을 위해 외부 디바이스에 실시간으로 정보를 공급하기 위한, 뼈의 형상, 위치, 및 움직임 정보를 식별하는 데이터 세트를 생성하는 신호 및 데이터 처리 유닛을 포함한다.

[0021] 개시된 실시예들이 여기서는 주로 기초 개념의 이해를 용이하게 하기 위해 본 기술의 음향 추적 시스템을 이용

한 정형외과용 해부학적 구조물을 추적하는 것에 관련되어 설명되지만, 개시된 실시예들은 또한, 신체의 유연한 부위, 신체 벽 또는 장기(예를 들어, 신장, 방광 등)를 포함할 수 있지만 이것으로 제한되지 않는, 정반사 정보가 획득될 수 있는 다른 해부학적 또는 비해부학적 구조물의 추적을 포함할 수 있다는 것을 이해해야 한다.

[0022] 개시된 음향 OTS의 예시적인 실시예들

[0023] 도 1a 및 도 1b는 각각 예시적인 음향 정형외과용 추적 시스템(OTS)(100)의 다이어그램 및 영상을 도시한다. 음향 OTS(100)는, 팔 또는 다리 말단, 머리, 목, 가슴, 몸통 또는 다른 신체 부위를 포함하는 사용자의 신체에 부합하도록 구성되고, 예를 들어, 음향 이미지 생성, 범위-도플러 측정, 및/또는 외과 수술에 영향을 주는 정형외과용 수술 시스템 등의 치료 시스템에 공급하기 위한, 음향 촬영 데이터를 취득하기 위한 음향 OTS(100)에 의해 이용되는 "구조물"이라고도 하는 음향 트랜스듀서 어레이 및 지지 구조물(110)을 포함한다. 음향 OTS(100)는, 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)과 신호 생성기 및 처리 디바이스(140)(도 1c에 도시됨) 사이의 인터페이스를 제공하는 신호 인터페이스 모듈(120)을 포함한다. 신호 인터페이스 모듈(120)은, 신호 생성기 및 처리 디바이스(140)를 이용한 신호 전송 및 수신을 위해 어레이의 음향 트랜스듀서 요소들에 의해 전송되거나 이에 의해 수신되는 전기 신호를 증폭, 멀티플렉싱, 아날로그-디지털(A/D) 변환 및/또는 디지털-아날로그(D/A) 변환, 또는 기타의 방식으로 조절하는 신호 처리 회로 및 컴포넌트들을 포함할 수 있다.

[0024] 신호 생성기 및 처리 디바이스(140)는, 도 1c의 블록도에 도시된 바와 같이, 전송 및 수신 전자 유닛(142)과 데이터 처리 유닛(144)을 포함한다. 본 기술의 (생성기 및 처리 디바이스(140)의) 전송 및 수신 전자 유닛(142)의 일부 예는, 본 특허 문서에 참조로 포함되는 국제 (PCT) 출원 공개 WO2016/149427호에 기술되어 있다. 한 예는, (본 문서의 도 1e로서 재현된) 상기 PCT 공보의 도 1에 도시된 합성 개구 초음파/음향(SAU) 시스템(100)을 포함하고, 여기서, SAU 시스템(100)은, 전송/수신 전자 모듈(TREM; 110E) 또는 외부 컴퓨터 디바이스(130E) 상에 상주하는 데이터 처리 유닛과 및 음향 프로브 디바이스(120E)와 전기적으로 통신하는 전송/수신 전자 모듈(TREM)(110E)을 포함한다. TREM(110E)은, 개별적인 생성된 코딩된 파형에 기초하여 하나 이상의 복합 파형(예를 들어, 코히어런트, 확산-스펙트럼, 순간-광대역, 코딩된 파형들)을 전송 및 수신하기 위한 프로브 디바이스에 전달되는 복수의 채널 상에 개별적인 코딩된 파형을 생성하도록 구성된다. 음향 OTS(100)의 구현에서, 프로브 디바이스는 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)을 포함할 수 있다. TREM(110E)은, 함수 생성기 및 임의 파형 생성기(AWG; arbitrary waveform generator)를 포함하는 파형 생성기 유닛을 포함한다. TREM(110E)은 개별적인 코딩된 파형들의 합성을 위해 파형 생성기 유닛을 제어하는 시스템 제어 유닛을 포함한다. TREM은, 예를 들어, 아날로그/디지털 변환기, 멀티플렉서, 증폭기 등을 포함할 수 있는, 아날로그 및 디지털 신호를 증폭, 선택 및/또는 변환하는 신호 조절 및 처리 회로를 포함한다. TREM(110E)은, 예를 들어, 파형 합성 또는 프로브 제어에 관한 실행가능한 명령어 및/또는 취득되거나 처리된 데이터 등의 데이터를 컴퓨터(130E)의 중앙 처리 디바이스(CPU)에 전송하도록 구성된 데이터 처리 유닛(예를 들어, 프로세서 또는 마이크로제어기, 및 메모리)을 포함한다.

[0025] 다시 도 1a를 참조하면, 음향 OTS(100)는, 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110) 및 신호 인터페이스 모듈(120)과 통신하며 구조물(110)과 모듈(120) 사이에 데이터 통신을 제공하는(예를 들어, 전기 신호를 전송하는) 커넥터(130)(예를 들어, 케이블)를 포함한다. 커넥터(130)의 일부 구현에서, 예를 들어, 커넥터(130)는 응력 완화되고, 오염물이 침입하는 것을 방지하는 하나 이상의 밀봉부로 구조물(110)에 결합되는 착탈식 단자를 포함한다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 커넥터(130)의 외측 피복재는 멸균을 허용하도록 고압증기 멸균 재료(autoclavable material)로 구성될 수 있다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 커넥터(130)는, 예를 들어, 외부 덮개 상에 고압증기 멸균 재료를 포함할 수 있거나, (예를 들어 일회용의) 소모재로 구성될 수 있는 구조물(110)에 영구적으로 부착될 수 있다.

[0026] 도 1c는, 예를 들어 외과 수술을 위한 정형외과용 수술 시스템 등의, 외부 디바이스 또는 시스템(150)과 연계하여 구현될 수 있는 본 기술의 시스템의 예시적인 실시예의 블록도를 도시한다. 이 시스템은 음향 OTS(100) 및 신호 생성기 및 처리 디바이스(140)를 포함한다. 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)은, 예를 들어 양방향 아날로그 및/또는 디지털 신호 라인을 통해, 신호 생성기 및 처리 디바이스(140)의 전송 및 수신 전자 유닛(142)에 (예를 들어, 신호 인터페이스 모듈(120)을 통해) 접속된다. 전송 및 수신 전자 유닛(142)은, 전력 증폭기, RF 증폭기, 가변 이득 증폭기, 다이플렉서, 멀티플렉서, 디지털-대-아날로그 변환기, 아날로그-대-디지털 변환기, ASIC, FPGA, DSP, RF 트랜스포머, 아날로그 필터, 디지털 필터, 이더넷 회로, PCI 회로, 디지털 버퍼, RAM, 비휘발성 메모리, 통신 컴포넌트, 및 전원 전자회로를 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 회로 및 전자 컴포넌트를 포함할 수 있다. 전송 및 수신 전자 유닛(142)은, 신호 생성기 및 처리 디바이스(140)의 데이터

처리 유닛(144)과 통신하며 디바이스(140)의 데이터를 처리 및 저장한다.

[0027] 디바이스(140)의 일부 실시예에서, 데이터 처리 유닛(144)은, 하나 이상의 컴퓨터(예를 들어, 데스크탑 컴퓨터, 랩탑 컴퓨터, 인터넷을 통해 서로 데이터 통신하는(예를 들어, '클라우드' 내의) 컴퓨터 디바이스들의 네트워크, 또는 스마트폰, 태블릿 또는 착용형 컴퓨팅/통신 디바이스를 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 다른 컴퓨팅 디바이스) 상에 상주할 수 있다. 디바이스(140)의 일부 실시예에서, 데이터 처리 유닛(144)은 전송 및 수신 전자 유닛(142)을 포함하는 디바이스 구조물(예를 들어, 하우징)에 상주할 수 있다. 전송 및 수신 전자 유닛(142)은, USB, FireWire, Ethernet, PCI, IEEE 1394 Serial, Wi-Fi, Fiber Channel, 광섬유, 무선 버스, 직렬 버스, 또는 병렬 버스를 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 임의의 인터페이스 또는 인터페이스들의 집합일 수 있는, 디지털 인터페이스를 통해 데이터 처리 유닛(144)과 통신한다.

[0028] 데이터 처리 유닛(144)은, 다음과 같은 컴포넌트들, 예를 들어, 하나 이상의 프로세서, 직렬 프로세서, 병렬 프로세서, 수학 코프로세서, 범용 그래픽 처리 유닛(GPU), FPGAs, ASICs, DSPs, 비휘발성 메모리, RAM, 디지털 버퍼, 저장 디바이스, 하드 드라이브, USB, FireWire, Ethernet, PCI, IEEE 1394 Serial, Wi-Fi, Fiber Channel, 광섬유, 무선 버스, 직렬 버스, 외부 디스플레이 어댑터, 외부 디스플레이 드라이버, 병렬 버스, 통신 컴포넌트들, 및 전원 전자회로를 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 프로그래머블 처리 유닛 및 저장 디바이스를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 디바이스(140)는 또한, 모니터 등의 디스플레이 디바이스(148), 스피커, 또는 시각적, 오디오 또는 햅틱 출력의 조합을 생성하는 기타의 디바이스를 포함할 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예에서, 디스플레이 디바이스(148)는, 데이터 처리 유닛(144)이, 컴퓨터 상에, 예를 들어 단일 유닛으로 또는 외부 디스플레이로의 케이블링을 통해 별개로 상주할 때, 데이터 처리 유닛(144)과 함께 통합될 수 있다.

[0029] 데이터 처리 유닛(144)은, 음향 OTS(100)로부터 취득된 음향 데이터를 처리하여, 뼈 형상, 밀도, 위치, 배향, 및/또는 피쳐 및 전체 뼈의 구조적 움직임 등의, 생물학적 정보 및 위치 정보를 포함하는 피험자의 정형외과적 구조물(예를 들어, 뼈) 또는 피쳐의 데이터 세트를 생성하도록 구성된다. 데이터 처리 유닛(144)은 생성된 데이터 세트를 외부 디바이스(150)에 제공할 수 있다. 예를 들어, 일부 구현에서, 시스템은 진단 또는 치료 응용을 위해 실시간으로 정보를 외부 디바이스(150)에 제공하기 위한 데이터 세트를 생성한다.

[0030] 도 1d는 데이터 처리 유닛(144)의 예시적인 실시예의 블록도를 도시한다. 이 예에서, 데이터 처리 유닛(144)은 데이터를 처리하는 프로세서(182) 및 프로세서(182)와 통신하며 데이터를 저장하는 메모리(184)를 포함한다. 예를 들어, 프로세서(182)는 중앙 처리 유닛(CPU) 또는 마이크로제어기 유닛(MCU)을 포함할 수 있다. 예를 들어, 메모리(184)는, 프로세서-실행가능한 코드를 포함할 수 있고, 프로세서-실행가능한 코드는, 프로세서(182)에 의해 실행될 때, 정보, 명령 및/또는 데이터를 수신하고, 정보 및 데이터를 처리하며, 또 다른 엔티티(예를 들어, 외부 디바이스(150))에 정보/데이터를 전송하거나 제공하는 것 등의 다양한 동작을 수행하도록 데이터 처리 유닛(144)을 구성한다. 데이터 처리 유닛(144)의 다양한 기능을 지원하기 위해, 메모리(184)는, 명령어, 소프트웨어, 값, 이미지, 및 프로세서(182)에 의해 처리되거나 참조되는 기타의 데이터 등의, 다른 정보 및 데이터를 저장할 수 있다. 다양한 유형의 랜덤 액세스 메모리(RAM) 디바이스, 판독 전용 메모리(ROM) 디바이스, 플래시 메모리 디바이스, 및 기타의 적절한 저장 매체가 메모리(184)의 저장 기능을 구현하는데 이용될 수 있다. 메모리(184)는, 데이터 처리 유닛(144) 및 디바이스(140)의 다른 유닛들의 데이터 및 정보를 저장할 수 있다. 예를 들어, 메모리(184)는, 디바이스 유닛 파라미터 및 하드웨어 제약뿐만 아니라, 디바이스(140)에 관한 동작을 위한 소프트웨어 파라미터 및 프로그램을 저장할 수 있다. 이 예에서, 데이터 처리 유닛(144)은, 디바이스(140)의 다른 유닛들과의 데이터 처리 유닛(144)의 통신 접속을 허용할 수 있는 I/O 유닛(186)을 포함한다. 예를 들어, I/O 유닛(186)은, 예를 들어, USB(Universal Serial Bus), IEEE 1394(FireWire), Bluetooth, IEEE 802.111, WLAN(Wireless Local Area Network), WPAN(Wireless Personal Area Network), WWAN(Wireless Wide Area Network), WiMAX, IEEE 802.16 (Worldwide Interoperability for Microwave Access (WiMAX)), 3G/4G/LTE 셀룰러 통신 방법, 및 병렬 인터페이스를 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는, 전형적인 데이터 통신 표준과 호환되는 다양한 유형의 유선 또는 무선 인터페이스를 이용하여, 다른 디바이스 또는 시스템과 통신하는 데이터 처리 유닛(144)에 제공될 수 있다. I/O 유닛(186)은 또한, 외부 인터페이스(예를 들어, 외부 디바이스(150)), 데이터 저장 소스, 또는 디스플레이 디바이스(예를 들어, 디스플레이 디바이스(148))로의 데이터 처리 유닛(144)의 통신 접속을 제공할 수 있다. 데이터 처리 유닛(144)의 I/O 유닛(182)은 또한, 다른 외부 인터페이스, 데이터 저장 소스, 및/또는 시각 또는 오디오 디스플레이 디바이스 등과 인터페이스하여, 프로세서(182)에 의해 처리되고 메모리(184)에 저장되며 디바이스(140)의 출력 유닛(예를 들어, 디스플레이 디바이스(148)) 상에서 전시될 수 있는 데이터 및 정보를 회수하고 전송할 수 있다.

- [0031] 다시 도 1c를 참조하면, 일부 실시예에서, 시스템은, 6DoF에서의 갖춘 신체 부위의 정형외과적 구조물의 위치 좌표, 배향, 및 기타의 위치 및 움직임 정보를 결정하는데 이용되는 데이터를 데이터 처리 유닛(144)에 제공하는 위치 추적 디바이스(146)를 포함한다. 데이터 처리 유닛(144)은, 예를 들어, 디지털 인터페이스를 통해 구성될 수 있는 위치 추적 디바이스(146)와 통신한다. 위치 추적 디바이스(146)는, 예를 들어, 구조물(110)에 배치된 개별적인 어레이 요소(111)의 위치 데이터를 포함한, 음향 OTS(100)의 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)의 위치를 추적하도록 동작가능하다. 일부 구현에서, 예를 들어, 위치 추적 디바이스(146)는 디바이스(146)의 비접촉 센서를 이용하여 구조물(110) 및/또는 구조물(110)이 부착되어 있는 신체 부위의 데이터를 획득함으로써 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)의 위치를 측정할 수 있다. 위치 추적 디바이스(146)의 센서의 예는, 광학 센서(예를 들어, 비디오 카메라, CCD, LED 등), 자기 센서(예를 들어, 자력계, 홀 효과 센서, MEMS-기반의 자기장 센서 등), 레이저 센서(자이로 센서, 가속도계 등), 및/또는 전자기, 무선 주파수, 및/또는 마이크로웨이브 센서, 또는 기타의 검출기를 포함할 수 있지만, 이것으로 제한되는 것은 아니다. 위치 추적 디바이스(146)는, 데이터 처리 유닛(144)에 처리된 좌표 정보를 제공하거나, 데이터 처리 유닛(144)이 구조물(111) 및/또는 신체 부위의 좌표 정보를 생성하기 위해 처리하는 원시 센서 데이터를 데이터 처리 유닛(144)에 제공하도록 구성된다. 데이터 처리 유닛(144)은, 좌표 정보를 음향 OTS(100)로부터 획득된 수신된 음향 에코로 처리하여, 뼈 위치, 에러 추정치, 음향 영상, 및 피험자의 정형외과적 피쳐의 다른 관련 파라미터의 6DoF 좌표 추정치를, 예를 들어 1kHz 이상의 업데이트 속도로 생성하도록 동작가능하다. 데이터-처리된 6DoF 뼈 좌표, 배향 및/또는 (예를 들어, 특정한 응용과 관련된) 기타의 정보는, 외부 디바이스(150)에 의한 이용을 위해 디바이스(140)의 데이터 처리 유닛(144)에 의해 외부 디바이스(150)에 전달될 수 있다.
- [0032] 위치 추적 디바이스(146)의 한 예는, 예를 들어 Stryker NAV3i 플랫폼 등의, Stryker Surgical Navigation System(SNS)을 포함할 수 있다. Stryker NAV3i 플랫폼은, 디지털 카메라 기술, 위치 데이터 처리 디바이스, 및 실시간 추적을 위한 복수의 시각적 디스플레이 모니터를 포함한다. 예를 들어, Stryker NAV3i 플랫폼은, 예를 들어 다양한 절차 및 접근법을 수용하기 위해, 넓은 범위의 움직임에 대한 촬영을 위한 하나 이상의 카메라(예를 들어, 내장된 LiveCam)를 갖춘 네비게이션 카메라 아암을 포함한다. 예를 들어, Stryker NAV3i 플랫폼의 데이터 처리 디바이스는, 예를 들어, 무선 통합(예를 들어, 병원 네트워크와의 원활한 통합을 위한 DICOM 질의/회수 및 DICOM 클라이언트 기능) 및 디바이스(140)의 데이터 처리 유닛(144) 등의 다른 데이터 처리 디바이스로의 다양한 I/O 출력(예를 들어, HDMI 등)을 갖춘, (예를 들어, 하이엔드 처리 속도 및 RAM을 갖춘) 산업용 컴퓨터 및 터치 기능이 있는 IO 태블릿 사용자 인터페이스를 포함한다.
- [0033] 도 2a는 예시적인 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)의 개략도를 도시하며, 구조물의 상면도, 측면도, 및 단면도를 도시한다. 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)은, 트랜스듀서 요소들의 어레이, 및 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)이 적용되는 질량체로/로부터 음향 신호를 전송 및 수신하기 위한 트랜스듀서 요소(111)를 포함하고 배치하기 위한하우징 본체(119)를 포함한다. 하우징 본체(119)는 음향 전송 및/또는 수신 트랜스듀서 어레이의 트랜스듀서 요소(111)가 위치되는 만곡부를 포함하며, 여기서, 하우징 본체(119)의 만곡부는, 음향 촬영, 측정 또는 다른 구현에서 구조물(110)이 적용될 특정한 신체 영역 또는 부위에 맞추어진 다양한 크기 및/또는 곡률로 구성될 수 있다. 예를 들어, 만곡된 하우징 본체(119)의 길이, 깊이, 및 호는, 가슴, 팔, 다리, 목, 목구멍, 무릎 관절, 엉덩이 관절, 발목, 허리, 어깨, 또는 비장 종괴, 암성 및 비암성 종양, 병변, 염좌, 눈물, 뼈 윤곽선 및 기타 손상 또는 질환의 징후 등의, 이러한 구조물 내의 표적 체적을 촬영하거나 이에 초음파 치료를 적용할 대상이 되는 인간이나 동물(예를 들어, 개)의 기타의 해부학적 구조물 등의 해부학적 구조물의 관심 영역과 완전하게 접촉하도록 구성될 수 있다.
- [0034] 도 2b는, 음향 결합기(112)에 결합되어 음향 신호 전송 및 수신을 위해 받아들이는 신체와 인터페이스하는 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)의 다이어그램을 도시한다. 음향 결합기(112)는, 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)의 트랜스듀서 요소(111)에 결합되어 구조물(110)과 받아들이는 신체(예를 들어, 피험자의 신체 부위) 사이에 음향 신호 전송 인터페이스를 생성한다. 트랜스듀서 요소(111)는 가요성 브라켓(118)을 통해 하우징 본체(119)에 부착된다. 음향 결합기(112)는 다이어그램에 도시된 바와 같이 트랜스듀서 요소(111)의 면에 직접적으로 부합할 수 있다. 이 예에서, 음향 결합기(112)는, 예를 들어 음향 결합기(112)의 하이드로겔 및/또는 외측 라이닝의 '접착성 영역'과 접촉하여 정렬되도록, 클립의 외부 표면 상의 접착제(113)에 의해 가요성 브라켓(118)의 클립 컴포넌트에 부착된다. 클립은, 하우징 본체(119)의 립(lip) 주위에 부착되어 음향 결합기(112)와 트랜스듀서 요소(111)의 면(111B) 사이에 직접 접촉을 제공하도록 구성된다. 트랜스듀서 요소(111)는 전기 에너지와 음향 에너지를 상호변환하기 위한 전기 통신 요소와 인터페이스하는 트랜스듀서 음향 받침부(111A)를 포함할 수 있다.

- [0035] 도 3a 내지 도 3d는, 뼈의 토포그래피, 공간에서의 뼈의 배향, 또는 환자의 다리 말단의 다른 해부학적 파라미터를 결정하기 위해 환자의 다리 주변에 부착된 예시적인 음향 OTS 또는 복수의 음향 OTS를 도시하는 다이어그램이다. 도 3a 및 도 3b는 진단 및/또는 치료 과정 동안에 있을 수 있는 피험자의 대퇴골에 부착된 음향 OTS(100)의 다양한 3차원 도면을 도시한다. 도 3c는, 하나는 경골을 추적하기 위한 것이고 다른 하나는 대퇴골을 추적하기 위한 것인 2개의 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)을 다리에 부착하는 것을 포함한, 다리당 트랜스듀서의 2개의 어레이를 채용하는 개시된 시스템의 일부의 3D 도면을 도시한다. 도 3d는 피험자에 관한 예시적인 음향 OTS(100) 및 음향 결합기(112)를 나타내는 부분 다이어그램의 3D 도면이다.
- [0036] 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110), 신호 생성기 및 처리 디바이스(140), 및/또는 위치 추적 디바이스(146)를 포함하는, 개시된 시스템의 예시적인 피쳐들이, 본 기술의 다양한 실시예 및 구현을 위해 더 설명된다.
- [0037] 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)은, (예를 들어, 도 2b에 도시된) 프레임 또는 하우징 본체(119)에 부착된 초음파 트랜스듀서를 포함하고, 하나 이상의 뼈를 포함하는 신체 부위를 완전히 또는 부분적으로 둘러싸도록 구성된다. 구조물(110)은, 예를 들어 원형 또는 타원형 등으로, 만곡되거나 대략 만곡되도록 구성될 수 있다. 만곡된 구조물은, 예를 들어, 신체 부위 주위로 120도 또는 270도를 커버하도록 개방될 수 있다. 개구는 신체의 특정한 영역에 액세스하기 위한, 예를 들어, 엉덩이 뼈에 액세스하기 위한 유틸리티를 제공할 수 있다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 구조물(110)은 원형이고 뼈 주위로 360도를 커버한다. 구조물(110)은 가요성, 반-가요성 또는 강성일 수 있다.
- [0038] 가요성 실시예에서, 구조물(110)은, 신체 부위, 예를 들어 소매 등에 임의로 부합된다. 가요성 재료에 부착된 트랜스듀서가 이 실시예를 가능하게 한다. 가요성 재료는, 라텍스 고무, 니트릴 고무, 네오프렌 고무, 실리콘 고무, 및 이들의 조합 등의 고무를 포함할 수 있지만, 이것으로 제한되는 것은 아니다. 가요성 재료는 또한, 중합체, 플라스틱, 및 수지를 포함할 수 있다. 가요성 회로 및 가요성 동축 케이블은 트랜스듀서로의 유연한 전기 접속을 가능하게 할 수 있다.
- [0039] 반-가요성 실시예에서, 예를 들어, 구조물(110)은, 체인 내의 체인 링크와 유사하게, 트랜스듀서를 포함하는 강성 섹션들 사이의 힌지 또는 피벗 지점을 포함할 수 있다.
- [0040] 반-가요성 설계에 의해 제공되는 자유도는 구조물(110)이 다양한 형상에 부합하는 것을 허용한다. 각각의 피벗 지점에 있는 위치 인코더는, 인접한 섹션들 사이의 상대 각도 또는 절대 각도를 측정할 수 있게 한다. 6DoF란, 일반적으로 x, y 및 z 축으로 지칭되는 3개의 직교 축에 따른 3차원 공간 좌표를 갖는 카테시안 좌표계에 추가하여, 일반적으로 각각 롤, 피치, 요라 불리는, 각각의 대응하는 축 주변의 회전 각을 더한 것을 지칭한다는 점에 유의한다.
- [0041] 강성 실시예에서, 예를 들어, 구조물(110)은, 원형 또는 타원형 링, 또는 대략 원형 또는 타원형 다각형 등의 고정된 형상일 수 있다. 구조물(110)의 강성 실시예는 모든 차원에서 구조적으로 비유연성이다.
- [0042] 일부 실시예에서, 예를 들어, 구조물(110)은 초음파 트랜스듀서를 지지하되, 모든 트랜스듀서의 6DoF 위치가 지지 구조물 상의 하나 이상의 지정된 지점에 관해 알려진, 측정된 또는 캘리브레이트된 양이 되도록 한다. 다른 실시예에서, 예를 들어, 각각의 트랜스듀서의 6DoF 위치는 하나 이상의 외부 공간 기준점에 관해 동적으로 측정된다.
- [0043] 특히, 가요성 실시예에서, 강성 및 반-강성 실시예에도 불구하고, 외부 기준점으로부터 구조물(110)의 하우징 본체(119) 또는 트랜스듀서(111) 상의 지점들까지의 거리는, 예를 들어, 하나 이상의, 광학 촬영 카메라(예를 들어, CCD), 광학 센서(예를 들어, 포토다이오드), 광학 패턴(예를 들어, QR 코드), 발광 다이오드, 광섬유, 쿼텟 도트, 형광 입자, 자기 센서(예를 들어, 자력계, 홀 효과 센서, MEMS-기반의 자기 센서 등), 자성 입자, 자석, 전자석, 자성 나노입자, 금 나노입자, MEMS 센서, 용량성 센서, 전자기 센서, 마이크로파 센서, 및 이들의 조합을 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 것들을 이용하여 동적으로 측정될 수 있다. 이러한 측정의 경우, 알려진 6DoF 좌표를 갖는 하나 이상의 공통 공간 기준점으로부터 구조물까지의 거리가 측정된다. 구조물 상의 각각의 측정 지점에 대응하는 6DoF 좌표는 3개 이상의 거리 측정값으로부터 삼각측량된다. 예를 들어, 예를 들어, 6DoF 좌표의 삼각측량을 가능하게 하기 위해 각각의 트랜스듀서가 복수의 센서 또는 측정 지점을 갖는다면, 각각의 트랜스듀서 또는 구조물에 대한 측정 정확도/불확실성은, 대략적으로, 트랜스듀서 또는 구조물마다 이루어진 독립적 측정 총 횟수의 제곱근에 비례하여 감소한다. 하나 이상의 공간 기준점에 관한 뼈의 위치를 결정하기 위해, 하나 이상의 공간 기준점으로부터 구조물 상의 하나 이상의 측정 지점까지 및 각각의 개별 트랜스듀서까지의 좌표 변환이 실시간으로 계산되고 저장된다. 좌표 변환의 순서는, 예를 들어, 방향 코사인, Euler 각

도 또는 사원수(quaternion)를 이용하여, 동일한 결과에 도달하는 수 개의 방법 또는 형식을 따를 수 있다.

- [0044] 구조물(110)의 형상은 특정한 신체 부위를 수용하도록 최적화될 수 있다. 구조물(110)은, 다양한 집단, 예를 들어 여성 또는 남성에 특유한 인체공학적 형상 및 크기를 구현할 수 있다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 신체 부위는 뼈가 추적될 지점까지 구조물(110)의 내측 직경 영역을 통과하여 미끄러진다. 예를 들어, 발, 발목을 넘어, 종아리 근육을 지나, 무릎 관절 아래 약 3 내지 6 인치 영역까지, 경골 슬립(tibia slip)을 측정하는 음향 트랜스듀서 어레이 구조물. 구조물은, 예를 들어, 소정의 신체 부위의 특정한 크기 범위(예를 들어, 직경이 6 내지 10 인치 범위인 종아리 근육)를 수용하도록 크기가 정해질 수 있다.
- [0045] 구조물(110)은, 알루미늄, 티타늄, 스테인레스 강, 중합체, 유리섬유, 플라스틱, 고무, 유리 또는 수지의 조합 또는 복합체를 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 다양한 재료로 제작될 수 있다.
- [0046] 구조물(110)은, 신체 부위가 움직일 때 신체 부위와 함께 움직이도록 설계된다. 예를 들어, 구조물(110)이 대퇴골을 포함하는 허벅지 및 발목힘줄(hamstring) 영역 주위에 위치되고, 다리가 조작될 때, 구조물(110)은 각도 편위(angular excursion)가 음향 데이터 취득에 악영향을 미치지 않도록 다리와 함께 움직일 수 있다. 예를 들어, 구조물(110)은 뼈를 포함하는 신체 부위가 움직일 때 기계적 운동량을 최소화하기 위해 경량으로 구성될 수 있다.
- [0047] 구조물(110)은 신체 부위 내에 포함된 뼈에 관한 움직임의 자유를 갖는다. 뼈에 관한 구조물(110)의 움직임 범위는 신체 부위로의 구조물(110)의 부착하는 방법에 의해 제한될 수 있다. 예를 들어, 구조물(110)이 신체 부위에 테이핑된 경우, 구조물(110)은 움직일 때 신체 부위를 대략 따르지만, 테이프의 유연성 및 피부 및 아래의 연조직의 유연성은, 구조물(110)의, 제한된 움직임이긴 하지만, 움직임을 허용한다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 구조물(110)은, (신체 부위 내에 포함된) 뼈에 관해 적어도 제한된 운동 자유의 움직임을 갖도록 설계되지만, 구조물(110)은 신체 부위 또는 신체 부위 내에 포함된 뼈의 움직임에 강성으로 결합되지 않는다. 동작에 있어서, 예를 들어, 뼈의 시간 의존 6DoF 좌표는 구조물(110)에 관해 추정될 수 있고, 구조물(110)의 6DoF 좌표는 뼈의 6DoF 좌표를 매 순간마다 공간 내의 고정된 지점으로 변환시킨다. 구조물(110)의 시간 의존적인 6DoF 좌표에 적용되는 정적 또는 시간-독립적인 변환을 통한 획득과는 대조적인 이러한 동작들이 구현될 수 있다. 또한, 예를 들어, 뼈에 관한 구조물(110)의 움직임은, 구조물(110)이 신체 부위로부터 분리되는 것을 방지하기 위해 이러한 움직임이 제한되도록 동작될 수 있다. 구조물(110)은, 뼈가 다른 영역에 비해 더욱 용이하게 추적되는 피처를 포함하는 특정한 영역의 신체 부위에 부착될 수 있다.
- [0048] 뼈에 관한 구조물(110)의 비강성 결합은 다른 강성 결합 수단에 비해 이점을 갖는다. 가장 중요하게는, 예를 들어, 결합은 비침습적이다.
- [0049] 또한, 예를 들어, 구조물(110)의 비강성 결합은, 절개, 드릴링, 주사, 금속 나사, 금속 봉, 임시 임플란트, 영구 임플란트, 및 봉합 등의, 수술과 연관된 방법을 요구하지 않는다. 구조물(110)의 비강성 결합은 또한, 멍, 감염, 출혈, 혈병, 타박상, 및 반흔 조직 등의 손상으로부터 신체를 보호한다. 구조물(110)의 비강성 결합은 또한 자연적으로 인체 공학적이며, 구조물(110) 및 부착될 신체 부위 양쪽 모두에 대해 가장 낮은 기계적 응력을 자동으로 발견하도록 구성되며, 여기서 언급된 기계적 시스템은, 구조물(110), 음향 결합기(112), 신체 부위, 뼈, 및 구조물(110)을 신체 부위에 부착하고 제한된 움직임을 허용하는데 이용되는 구조물(110)의 컴포넌트를 포함한다. 예를 들어, 음향 에너지를 구조물(110)로부터 불규칙한 형상의 신체 부위에 결합시키는 것은, 예를 들어, 가요성, 탄성 및 변형가능 하이드로겔 등의, 음향 결합 재료를 이용한다.
- [0050] 일부 실시예에서, 예를 들어, 구조물(110)은, 상이한 신체 부위를 수용하고 트랜스듀서를 포함한 구조물(110)을 신체 부위에 부착하도록 가변 또는 고정된 높이를 갖는 원통형일 수 있다. 구조물(110)은 신체 부위에 일시적으로 부착될 수 있다. 예를 들어, 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)은, 신체 부위에 구조물(110)을 부착하기 위한 고정 컴포넌트를 포함할 수 있고, 여기서, 고정 컴포넌트는, 테이프, 접착제, 스트랩, 버클, 스냅, 버튼, Velcro, 커프스(cuffs) 및 이들의 조합들을 포함할 수 있지만, 이것으로 제한되는 것은 아니다.
- [0051] 원형 링 구조물, 예를 들어, 고무 커프스로부터의 가요성 원통형 연장부는 신체 부위에 구조물(110)을 유지하기 위해 이용될 수 있다. 커프스의 내측 직경은, 신체 부위 위로 미끄러져 전체 둘레를 견고하게 유지하도록 신체 부위의 둘레보다 약간 더 작을 수 있다. 고무 커프스는, 환자와 트랜스듀서를 포함하는 구조물 사이의 공극이 액체 또는 반액체 음향 결합 매체로 채워질 수 있도록 전체 신체 부위 주위에 밀봉부를 형성할 수 있다. 커프스는, 고무 탄성체, 실리콘, 폴리우레탄, 라텍스, 네오프렌, 천연 고무, 직물, 나일론, 실크, 또는 면직물을 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는, 순수 또는 복합 탄성 재료로 형성될 수 있다. 상기 커프스는, 재사용을

위해 고압증기 멸균가능하거나, 일회용만으로 쓰고버려질 수 있다. 고압증기 멸균 및 화학적 멸균과 호환되는 재료는, 의료 기기 분야에서 널리 공지되어 있다.

[0052] 음향 에너지를 트랜스듀서와 뼈 사이의 피부 및 연조직을 통해 결합시키기 위해 음향 결합 매체가 필요하다. 개시된 기술의 음향 결합 매체(112)는, 예를 들어, 물, 중합체, 유기 용매, 유기 화합물, 무기 화합물, 및 이들의 조합을 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 여러 재료를 포함할 수 있다. 음향 결합 매체(112)는, 구체적으로, 물, 아크릴아미드, 비스아크릴아마이드(bisacrylamide), PVA, PVP, DMSO, 프로필렌 글리콜, 나트륨 벤조에이트, 나트륨 알기네이트, 나트륨 보레이트, 염화나트륨, 황산 암모늄, 황산 칼슘, 황산 마그네슘, 테트라메틸에틸렌디아민(TMED), 키토산, 아세트산, 에탄올, 폴리에틸렌 글리콜, 소르비톨(sorbitol), 덱스트로스(dextrose) 및 알로에 베라(aloe vera), 및 이들의 조합을 포함할 수 있다. 음향 결합 매체(112)는 정균성(bacteriostatic)으로 하기 위해 유기 또는 무기 화합물 또는 입자를 포함할 수 있다.

[0053] 음향 결합 매체(112)는, 연조직과 유사한 음속 및 음향 임피던스를 갖는 액체 또는 겔일 수 있다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 음향 결합 매체(112)에 의해 제공되는 음속은, 각각, 예를 들어 지방에서 근육까지의 연조직을 수용하기 위해 1450 내지 1590m/s의 범위이다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 음향 임피던스는, 각각, 지방에서 근육까지의 연조직을 수용하기 위해 1.3 내지 1.7MRayl(kg / (sec · m²) x 10⁶)의 범위이다.

[0054] 음향 결합 매체(112)는, 미리형성된 겔 재료, 예를 들어 하이드로겔의 실린더를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 하이드로겔은, 중합체를 가교결합하고 겔을 형성하기 위해 수 개의 동결 해동 온도 사이클을 거친 PVA 및 물을 주로 포함할 수 있다.

[0055] 온도 사이클링 전에, PVA 용액이 몰드(mold) 내에 부어진다. 몰드는 3D 프린팅 기술을 이용하여 맞춤형될 수 있기 때문에, 예시적인 하이드로겔 음향 결합 매체(112)의 형상은 개별적인 신체 부위들 및 특정한 트랜스듀서 구조물들에 맞추어질 수 있다. 예를 들어, 경골은, 정강이에서 가늘고 종아리에서 두꺼운 다리 주위의 다양한 연조직의 두께를 나타낸다. 가변 두께 원통형 하이드로겔 패드는, 뼈 표면에 음향 초점 영역을 위치시키기 위해 정강이에서 두껍고 종아리에서 얇도록 경골 주위에 가변 스탠드오프 경로(standoff path)를 제공하도록 형성될 수 있다. 3차원 단층촬영 촬영 정보는, 겔 패드를 각각의 환자에게 인체공학적으로 맞춤화하는데 이용될 수 있다.

[0056] 일부 실시예에서, 예를 들어, 하이드로겔은, 힘으로 제거될 수 있지만 피부에 손상을 주거나 불편함을 유발할만큼 충분한 힘은 아니도록 하여 피부에 부착된다. 하이드로겔은, 피부를 수화하고(hydrated) 장시간 유연하게 유지시켜 겔-피부 계면에서 불편함과 음향 아티팩트를 최소화할 수 있도록 충분한 물과 이온 함량을 갖는다. 하이드로겔은, 초음파 트랜스듀서 및 음향 겔이 트랜스듀서에 적용된 지지 구조물을 수용하는 홈 또는 슬롯을 갖는다. 구조물은 상기 임시 고정 컴포넌트에 의해 신체 부위에 고정된다.

[0057] 본 기술의 음향 트랜스듀서 어레이 및 구조물 디바이스 및 음향 신호 전송 결합 디바이스에 관한 추가 정보 및 예는 본 특허 문서에 참조로 포함되는 미국 특허 출원 공보 제2016/0242736호에 기술되어 있다.

[0058] 일부 실시예에서, 예를 들어, 음향 트랜스듀서 어레이 구조물은, 초음파 트랜스듀서 및 강성 지지 구조물 또는 프레임을 포함하는 일체형 디바이스이고, 전자 디바이스 및 트랜스듀서 요소를 기계적 손상으로부터 보호하는 케이스 부분에 둘러싸여 있다. 음향적으로 호환가능한 폴리우레탄 또는 이와 유사한 재료가 최외곽 코팅재로 채용되고 케이블링이 디바이스 내에 들어가는 곳까지 인클로저를 밀봉할 수 있다. 트랜스듀서 상의 폴리우레탄 코팅의 두께, 음향 임피던스, 감쇠, 음속은, 각각의 트랜스듀서에 있는 하나 이상의 음향 정합 층의 일부로서 사운드 전달을 최적화하도록 제어된다. 커넥터(120)(예를 들어, 케이블링)는, 응력 완화되고 하나 이상의 밀봉부로 디바이스 내에 캡처되어 오염 물질이 침입하는 것을 방지하도록 구성될 수 있다. 케이블링까지의 전체 음향 트랜스듀서 어레이(110)는 고압증기 멸균되거나 화학적으로 멸균되어 여러 환자들에게 재사용되는 것을 허용할 수 있다. 고압증기 멸균 및 화학적 멸균과 호환되는 재료는, 의료 기기 분야에서 널리 공지되어 있다.

[0059] 트랜스듀서(111)는 전기 에너지를 음압파(acoustic pressure wave)로 및 음압파를 전기 에너지로 변환한다. 수 개의 압전 재료가 트랜스듀서(111)에 이용될 수 있고, 예를 들어, PZT(lead zirconate titanate), PZN-PT(lead zinc niobate and lead titanate), PMN-PT(lead magnesium niobate and lead titanate), 니오브산 리튬, 티탄산 바륨, 메타니오브산 납을 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는, 효율적인 전기음향 트랜스듀서이다. 중합체 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF; polymer polyvinylidene fluoride)도 역시 양호한 전기음향 변환 특성을 갖는 것으로 알려져 있다. 일부 압전 재료는, 예를 들어, 함께 소결된 특정한 재료(예를 들어, PZT)의 작은 결정을 포함하는, 소정의 알갱이 크기를 갖는 세라믹으로서 형성된다. 다른 압전 재료는, 압전 재료(예를 들어,

PZN-PT, PMN-PT 등)의 단결정으로부터 형성된다. 음향 속성을 최적화하기 위해, 트랜스듀서는 음향 에너지를 흡수하거나 감쇠시키는 것으로 알려진 재료(예를 들어, 폴리우레탄, 에폭시 등)와 결합된 전술된 재료들 중 하나 이상의 복합물로부터 형성될 수 있다. 이러한 복합물은, 특정한 진동 모드를 분리 및/또는 감쇠시키기 위하여, 하나 이상의 감쇠 재료로 채워진, 다양한 폭, 길이, 및 깊이의 절단부들로 트랜스듀서 요소들을 다이싱 및 서브-다이싱함으로써 형성될 수 있다. 트랜스듀서는 대역폭과 효율을 증가시키기 위해 복수의 층 또는 스택으로 제작될 수 있다.

[0060] 일부 실시예에서, 예를 들어, 각각의 트랜스듀서(111)는, 1 내지 10 MHz 범위의 공진 주파수 및 공진 주파수의 10 내지 120 % 범위의 -6 dB, 절반-진폭 비대역폭을 갖는 원형 요소를 포함한다. 이 예에서, 원형 요소는 고정된 초점 깊이를 가지며 원형 요소의 평면에 수직인 중심 축에 관해 방사상 대칭을 갖는 음향 빔을 생성한다. 원형 요소는, 초점 심도 또는 피사계 심도라고도 알려진 음향장이 포커싱되는 범위가 조직-뼈 계면을 포함하도록, 전송의 중심 주파수, 요소 직경, 및 기하학적 초점 깊이의 바람직한 조합을 갖는다. Fresnel 거리 및 초점 깊이라고도 알려진 초점 심도는, 또한, 예상 주파수, 및 약 0.2 내지 1dB/cm/MHz 이상까지 이를 수 있는 깊이-의존 감쇠로 인해 중심 주파수와 대역폭을 제한한다. 예를 들어, 얇은 조직에 위치한 뼈는, 2 MHz 중심 주파수를 이용하여 이상적으로 위치파악될 수 있는, 조직 깊숙히 위치한 뼈에 비해 8 MHz 등의 높은 중심 주파수를 이용하여 이상적으로 위치파악된다. 바람직하게는, 뼈의 최대 예상 깊이에서의 감쇠는, 합리적인 수신기 이득을 수용하도록 60dB보다 크지 않다.

[0061] 원형 요소는 바람직하게는, 파워 전달을 최대화하기 위해 하나 이상의 정합 층을 갖는 음향 결합 매체(112)의 임피던스에 정합된다. 또한, 원형 요소들은, 오목 형상으로 형성함으로써 또는 음향 결합 매체(112)보다 작거나 큰 음속을 갖는 렌즈의 추가에 의해 기하학적으로 포커싱될 수 있다. 렌즈와 음향 결합 매체와의 접촉을 최대화하기 위해, 렌즈를 음향 결합 매체보다 작은 음속의 볼록 렌즈로서 형성하여, 볼록한 형상이, 기포를 포획할 더 적은 가능성과 함께, 음향 결합 매체와 더욱 양호하게 접촉하게 하는 것이 바람직하다. 예를 들어, 원형 요소의 공간 응답의 사이드 로브(side lobe)를 -17.5dB의 표준 제1 사이드 로브 레벨 아래로 낮추기 위한 목적으로, 음향 렌즈에 또는 하나 이상의 정합 층 내에 아포다이징 속성(apodization property)을 포함하여 사이드 로브 레벨을 감소시키는 것이 바람직하지만, 필수적인 것은 아니다. 아포다이징은, 트랜스듀서의 원형 영역에 걸쳐 반경의 함수로서 가변 감쇠를 갖는 재료를 포함함으로써 달성된다. 가변 감쇠는 반경의 함수로서 다양한 양의 음향 흡수 재료를 병합함으로써 달성된다. 이러한 재료는, 마이크론 크기의 기포, 공기의 마이크론 크기의 마이크로블론, 고무, 플라스틱, 유리, 금속 및 세라믹의 그러나 이것으로 제한되지 않는 것의 마이크론 크기의 입자를 포함하지만 이것으로 제한되는 것은 아니다.

[0062] 일부 실시예에서, 예를 들어, 원형 링 구조물 상에 배치된 원형 트랜스듀서 요소들의 수는 적어도 16개(예를 들어, 일부 실시예에서는 32개 이상)이며, 뼈의 위치를 결정하는데 있어서 표준 오차는 독립적인 측정 횟수의 계급근에 비례한다 - 따라서, 16개 요소에 대해서는 표준 오차의 0.25배이고 64개 요소에 대해서는 표준 오차의 0.125배이다. 요소의 수는, 전술된 수 개의 관련 설계 파라미터에 의해 결정되는 요소 직경, 및 링의 내부 루멘의 둘레에 의해 주로 좌우된다. 원형 초음파 트랜스듀서 설계를 위한 방정식을 이용하면, 특정한 제약 세트에 이용될 수 있는 요소 직경 및 중심 주파수를 탐색할 수 있는 절충 연구가 공식화할 수 있다. 예를 들어, 4 내지 6cm 범위의 Fresnel 거리, 5.3cm 내지 8cm 범위의 4/3 Fresnel 거리로서 계산된 피사계 심도, 및 40dB 미만의 양방향 감쇠를 달성하기 위해, 1.0dB/cm/MHz의 양방향 감쇠를 고려하여, 전술된 설계 제약을 만족시키는 대략적인 요소 직경 및 중심 주파수 조합은, 8MHz에서 직경 6mm, 7MHz에서 직경 6-7mm, 5 MHz에서 직경 5 mm, 4 MHz에서 8 내지 9 mm, 3 MHz에서 10 내지 11 mm, 2 MHz에서 12 내지 13 mm, 1 MHz에서 16 내지 19 mm의 직경을 포함하지만, 이것으로 제한되는 것은 아니다. 도 4는 절충 연구의 예를 나타내는 다이어그램이다.

[0063] 본 기술의 다양한 예시적인 구현에서 예시된 바와 같이, 요소 직경 및 중심 주파수에 대한 몇 가지 가능성이 존재한다. 뼈 추적 접근법의 목적은, 뼈로부터의 정반사 가능성을 최대화하고 뼈 자체 내로부터의 Rayleigh 산란 또는 Rayleigh-유사한 산란의 가능성을 최소화하는 것이다. 뼈에 대한 음향 전달 계수는 0보다 크고, 약 0.5일 수 있기 때문에, 상당한 양의 음향 에너지가 뼈에 들어가고 구조물 전체에 산란될 수 있다. 뼈는 살아있는 조직이기 때문에, 연조직에 비해 더 큰 음속과 음향 임피던스에도 불구하고, 뼈 내부로부터의 산란은 연조직에서의 Rayleigh 산란과 유사하다; 그러나, 뼈는 훨씬 더 큰 주파수 및 4 내지 8 dB/cm/MHz 범위의 깊이-의존 감쇠를 갖는다. 따라서, 뼈 내부로부터의 Rayleigh 산란 가능성을 최소화하기 위해 더 높은 중심 주파수가 바람직하다.

[0064] 대조적으로, 정반사성 산란의 가능성은, 정반사가 수신되어 오는 평탄하거나 대략 평탄한 영역을 발견할 가능성을 증가시키는, 뼈 표면 위의 더 넓은 영역을 커버하는 더 큰 빔 직경의 경우 최대화된다. -6 dB 빔 직경은,

개구의 f-수 * 파장에 의해 대략적으로 주어지며, 여기서 f-수는 대략 Rayleigh 거리 또는 초점 심도를 요소 직경으로 나눈 값이다. 일정한 초점 심도 5cm의 경우, 전송된 트랜스듀서 직경 및 중심 주파수 조합은, 1MHz 설계의 경우의 약 4-4.7mm 내지 8MHz 설계의 경우의 약 1.6mm 범위의 빔 폭을 갖는다.

[0065] 예를 들어, 중심 주파수 및 요소 직경 대 정반사성 산란 가능성 대 Rayleigh 산란 가능성에 대한 절충이 존재한다. 전송된 제약에 기초한 바람직한 설계는 극단들 사이의 어딘가에 해당될 것이다. 예를 들어, 약 1.9 mm의 빔 직경을 갖는 5 MHz에서의 5 mm 직경 요소. 어떤 경우에는, 예를 들어, 주파수를 높이거나 낮추는 것이 바람직할 수 있다. 예를 들어, 어떤 경우에는, 뼈의 표면에서 대략 중첩되는 빔을 갖는 것이 바람직할 수 있으므로, 빔을 넓히기 위해 아마도 더 낮은 주파수 또는 더 작은 요소를 요구할 수도 있다.

[0066] 트랜스듀서 요소(111) 및 요소(111)의 구성은 단일 평면 내의 단일 링 요소 배치로 제한되지 않는다. 예를 들어, 요소들은 2개 이상의 링을 따라 배치되어, 예를 들어 대퇴골의 길이를 따른 2개 이상의 평면을 따라 뼈 에코를 추적하도록 요소들이 원통형 배열로 2개 이상의 평면을 점유하게 할 수 있다. 각각의 평면을 점유하는 요소들의 개별적인 링들은 또한 이웃한 링에 관해 엇갈리게 배치되어, 공간 샘플들을 뼈 주위에, 예를 들어 나선형 패턴 또는 나선 등의 나선형류의 패턴으로, 더욱 균일하게 분포시킬 수 있다. 마찬가지로, 요소들은, 예를 들어, 뼈 주위로 전체 360도에 걸치도록 32개의 요소들을 분리하는 11.25도로, 요소들 사이의 각도가 일정하도록 주기적인 공간 샘플링을 달성하게끔 배치될 수 있다. 이러한 일정한 샘플링 배열은 대략 원형인 대퇴골을 추적하는데 적용될 수 있다. 원형 지오메트리에 부합하지 않는 엉덩이 뼈 등의 특정한 뼈를 추적하기 위해, 트랜스듀서의 최적의 공간 샘플링이 3차원에서 비주기적이거나 불균일하거나 공간적으로 다양한 응용이 구상될 수 있다.

[0067] 일부 실시예에서, 예를 들어, 트랜스듀서 요소(111)들은 서로 동일한 평면에 배치되어, 모두가 공간에서 동일한 지점을 가리키게 할 수 있다. 다른 실시예에서, 예를 들어, 트랜스듀서 요소(111)들은 특정한 뼈로부터의 음향 에코에서의 정반사를 최대화하도록 결정된 각도를 가리키도록 고정된다. 예를 들어, 경골의 횡단면은 둥글지 않고, 오히려 대략 삼각형이다. 트랜스듀서 요소들은 경골의 표면으로부터의 정반사를 최대화하기 위해 요구되는 3D 벡터를 따라 가리키도록 배열될 수 있다.

[0068] 일부 실시예에서, 예를 들어, 뼈의 위치는, 음향 결합 매체, 예를 들어 하이드로겔의 이용에 의해 초점 심도 내에서 유지된다. 탄성 하이드로겔 결합 매체(112)는, 뼈를 둘러싸는 신체 부위 및 연조직의 불규칙성에 부합할 수 있다. 예시적인 하이드로겔 결합 매체(112)는 인체공학적으로 설계되고 특정한 용도에 적합하도록 몰딩될 수 있다.

[0069] 상이한 트랜스듀서 어레이 구성 및 지오메트리들이 구상될 수 있다. 어레이는, 개방되거나 폐쇄된 원형 또는 타원형 또는 만곡형 개구에 배열된 수백개의 또는 수천개의 요소들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 단일 요소를 이용하여 음향 빔을 포커싱하는 대신에, 최신 기술의 임상 초음파 스캐너와 일치되도록, 하나 이상의 1D, 1.25D, 1.5D, 1.75D, 2D 또는 3D 선형 또는 위상 어레이로 배열된 수 개의 소형 트랜스듀서 요소들로부터의 적절히 지연된 전송을 이용하여 포커싱이 달성될 수 있다. 선형 어레이는 전형적으로 한 파장 이상의 요소 중심들 사이의 피치 또는 간격을 가지며, 위상 어레이는 음향 빔의 조향을 허용하도록 한 파장 미만, 바람직하게는 1/2 파장 이하의 피치를 갖는다. 선형 또는 위상 어레이의 작동은 일반적으로 임상 초음파 스캐너에서 구현되는 바와 같이 완전히 또는 부분적으로 합성 개구 모드일 수 있다. 개시된 시스템은 음향 에너지를 전송하거나 수신하기 위한 특정한 수단 또는 개구 치수로 제한되지 않는다. 또한, 개시된 시스템은 트랜스듀서 어레이에 대한 특정한 직경, 형상, 또는 크기로 제한되지 않는다. 개시된 시스템은, 하나 이상의 양태 또는 뷰 또는 각도 또는 방향, 0도 내지 360도 범위의 각도에 걸친 단층촬영 초음파, 합성 개구 초음파, 및 3차원 초음파 데이터 세트로부터 부분적으로 또는 전체적으로 빔형성된 초음파 영상에 직접 적용가능하다.

[0070] 트랜스듀서 요소들의 어레이 또는 복수의 어레이를 이용하는 특정한 실시예들은, 뼈, 예를 들어 대퇴골의 원주 방향 또는 단층촬영 커버리지를 갖는 고해상도 및 고속의 정형외과용 추적에 특히 적용된다.

[0071] 한 실시예에서, 1/2 파장 내지 수개의 파장 범위의 피치를 갖는 트랜스듀서 요소들의 1D 어레이는, 완전한 원으로 배열되어 단층촬영 어레이를 형성한다.

[0072] 도 5a는 이러한 단층촬영 어레이의 평면도 예를 도시한다. 이러한 배열에서, 전송 및 수신 양쪽 모두에 관한 어레이의 전기적 접촉성 및 각각의 경우의 채널 수에 따라, 전송 및 수신에 대한 많은 가능성이 있다. 마찬가지로, 어레이의 표적 응용은 어레이 주변의 필요한 공간 샘플링을 지정한다. 예를 들어, 어떤 경우에는, 요소의 중심으로부터 원형 어레이의 기하학 중심 쪽으로 가리키는 벡터들에 의해 정의된 특정한 방향 또는 방사형

벡터를 따라 전송과 수신 양쪽 모두에 음향 에너지를 포커싱하도록 좁은 방향성을 갖는 큰 요소들을 이용하는 것이 유리할 수 있다. 다른 경우에, 예를 들어, 어레이가 예를 들어 전송 및 수신 양쪽 모두에서 동적 포커싱 및 아포다이징으로 동작할 수 있도록 넓은 방향성을 갖는 작은 요소들을 이용하는 것이 유리할 수 있다.

- [0073] 일반적으로, 빔 형성시 조향이 요구될 때 실제의 빔 또는 합성 개구 동작 중 어느 하나에서 전송 또는 수신시에 격자 로브(grating lobe)에 대한 가능성을 감소시키거나 제거하기 위해, 요소들의 피치 또는 간격이 제한되어야 한다. 조향이 인에이블되어 있는 정형의과용 추적 응용을 고려하면, 예시적인 어레이는, 반경이 2π 로 나누어진 요소 피치의 약 1024배와 동일한 단층촬영 개구를 포함하는 1/2 파장 내지 2 파장 범위에 이르는 방위각 피치로 나란히 배열된 1024개의 트랜스듀서 요소를 포함할 수 있다. 도 5b는 이러한 어레이의 평면도의 예를 도시하고, 도 5c 및 도 5d는 이러한 어레이의 측면도 및 등각도를 도시한다. 따라서, 요소 폭은 1/2 파장 내지 2 파장에서, 요소들 사이의 공간, 즉, 절단(kerf)를 뺀 값의 범위이다. 고도 차원(elevation dimension)에서의 요소 높이는, 특정한 응용에 대한 전형적인 깊이 및 초점 심도 요건에 따라, 고도에서 수동 및 기하학적 포커싱 능력 양쪽 모두를 제공하기 위해 수 개의 파장에 걸쳐 있을 수 있다. 설명된 단층촬영 개구는 특정한 전송 및 수신 패턴을 예시하기 위한 목적으로 제공된 것이다. 전송 및 수신 패턴은, 단층촬영 구성으로 배열된 임의의 요소 크기 및 요소의 수를 포함하는 어레이에도 동등하게 적용가능하다.
- [0074] 일부 실시예에서, 하나 이상의 트랜스듀서 요소에서, 바람직하게는 하나보다 많은 요소의 경우에는, 인접한 그룹의 요소들에서, 각각에 전자적 지연이 할당된 채, 전송이 인에이블되어, 단일의 포커싱된 음향 빔, 즉, 실제 빔을 형성한다. 도 5e는 연속적인 그룹의 요소들 상에서 전송이 인에이블되는 이러한 구성의 예를 도시한다. 하나의 요소 상의 전송의 경우는, 이하에서 더 설명되는 바와 같이 별도로 취급된다. 빔 형성의 프로세스는, 초음파 촬영, 레이더 촬영, 및 신호 처리 분야에서 널리 공지되어 있다.
- [0075] 한 실시예에서, 실제 전송 빔은, 64개의 인접 요소, 예를 들어, 요소 1 내지 64 상에서의 전송으로부터 발생할 수 있고, 여기서, 빔의 초점은, 도 5f의 예시적인 다이어그램에 도시된 바와 같이, 요소 1 내지 요소 64에 걸친 호 길이 및 각도에 의해 한정된 섹터 내의 어딘가에 놓인다. 이 예에서, 도 5g의 예시적인 다이어그램에 도시된 바와 같이, 요소 1 내지 요소 64 상의 전송에 다음에는, 요소 2 내지 요소 65 상의 전송이 뒤따를 수 있다.
- [0076] 일부 실시예에서, 전송 빔은, 요소 인덱스에서 임의의 증가로 단계화될 수 있다, 예를 들어, 요소 1 내지 64 상의 전송 이후에, 요소 257 내지 320 상의 전송이 뒤따를 수 있다.
- [0077] 일부 실시예에서, 실제 전송 빔은, 적절한 지연을 각각의 참여 전송 요소에 적용함으로써 공간에서 임의로 조향될 수 있다.
- [0078] 일부 실시예에서, 실제 전송 빔은, 고정적으로(예를 들어, 1 1 1 ...), 점진적으로(예를 들어, 12 3 ...), 순차적으로(예를 들어, 1 3 5 ...), 주기적으로(예를 들어, 1 513 1 513 ...), 무작위로(예를 들어, 254 46 884 373 109 209 ...), 반복적으로(예를 들어, 1 1 1 ...), 순환적으로(예를 들어, 1 2 3 1 2 3 ...) 또는 결정론적으로(예를 들어, $\text{mod}(\text{전송 인덱스}, 128) = 0$)를 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 방식으로 변하는 간격으로 한 전송으로부터 다음 전송으로 변화하는, 전송 개구의 가상 중심, 즉, 위상 중심을 갖는 임의의 인접한 그룹의 요소들로부터 임의적으로 방사될 수 있다.
- [0079] 한 실시예에서, 실제 전송 빔은, 정의된 사이클 시간을 갖는 주기적으로 반복하는 시퀀스에 따라 방사된다.
- [0080] 실제 빔의 전송 후에, 수신 개구를 포함하는 복수의 요소는 음향 에코를 수신하도록 인에이블된다. 일부 실시예에서, 수신 개구는, 도 5h에 도시된 바와 같이, 전송 개구와 중심이 맞추어진 또는 거의 중심이 맞추어진 하나 이상의 요소를 포함한다.
- [0081] 일부 실시예에서, 수신 개구는 전송 개구를, 그것이 전송들 사이에 위치를 변경할 때, 따른다.
- [0082] 실제 빔에 영향을 미치는 파라미터들, 예를 들어, 개구 크기, 아포다이징 및 지연은, 선형적 정보, 예를 들어, 트랜스듀서 요소들의 예상 위치로부터 뼈의 표면까지의 거리의 측정치를 제공하는 MRI 또는 CT 영상에 따라 미리 결정될 수 있다. 선형적 정보는, 뼈 상의 피쳐들에 관한, 예를 들어 평평한 영역에 수직이거나 만곡된 영역의 국지적 꼭지점에 수직인, 빔의 위치를 결정하는데 이용될 수 있다.
- [0083] 추가로, 최적화 프로세스는 전송에 관여된 요소들의 수, 각각의 요소에 대한 전송 지연, 각각의 요소에 대한 전송 진폭(예를 들어, 0 내지 1 범위의 정규화된 요소별 전송 아포다이징)을 결정할 수 있다. 특히, 실제 빔은, 뼈의 부근으로부터 수신된 코히어런트 빔형성 에코들로부터 유도된 포커싱 매트릭, 예를 들어, 에코 세기, 에코 파워, 및 뼈 부근의 영상 콘트라스트에 따라 뼈의 표면에 초점을 두도록 수동으로 또는 자동으로 튜닝될 수 있

다. 마찬가지로, 수신에 이용되는 트랜스듀서 요소들은 또한, 수신에 관여된 최적의 요소 수, 각각의 요소에 대한 수신된 지연, 및 각각의 수신된 에코의 가중치(예를 들어, 0 내지 1 범위의 정규화된 요소당 수신 아포다이징)를 결정하도록 최적화될 수 있다.

- [0084] 일부 실시예에서, f-수, 예를 들어, 전송 및 수신 개구의 개구 크기로 나눈 초점 깊이는, 뼈 상에 조사된 (insonified) 복수의 지점에 대한 뼈의 표면과 정렬된 초점에 관한 각각의 빔에 대해 거의 일정하게 유지된다. 예를 들어, 어레이 상의 지점들로부터 1cm 깊이 및 3cm 깊이의 2개의 뼈 계면에 대해 f-수를 1로 유지하기 위해, 개구 크기는 각각 약 1cm와 3cm이어야 한다. 이것은, 도 5i의 예시적인 다이어그램으로부터 볼 수 있는데, 여기서, 어레이의 양쪽 면 상의 전송/수신 개구들로부터, 각각, 1cm 및 3cm에 있는 2개의 초점에 대해 f-수 1이 유지된다. 여기서, 개구 크기는, 개구를 포함하는 가장 먼 요소들 상의 지점들까지 측정된 선형 거리, 예를 들어, 현 길이(chord length)에 의해 정의된다.
- [0085] 실제 빔을 이용한 빔형성에 대한 대안으로서, 합성 개구 빔형성이 이용될 수 있다. 합성 개구 실시예에서, 빔형성을 위한 많은 가능성이 존재한다. 예를 들어, 합성 전송 개구는 비합성 수신 개구와 함께 이용될 수 있다. 대안으로서, 비합성 전송 개구는 합성 수신 개구와 함께 이용될 수 있다. 역시 또 다른 대안에서, 합성 전송 개구는 합성 수신 개구와 함께 이용될 수 있다. 일부 응용들에서는, 독립적으로 취득될 필요가 있는 많은 수의 전송 및 수신 조합으로 인해 완전 합성 전송 및 수신 개구를 이용하는 것이 실현가능하지 않을 수 있다.
- [0086] 트랜스듀서 요소들의 제한된 방향성과 결합된 완전 합성 개구 빔형성기 샘플들 내에 포함된 높은 정도의 중복 에코 정보는 특정한 실시예를 가능하게 하며, 그 일부가 아래에서 더 설명된다.
- [0087] 한 실시예에서, 이전에 설명된 예시적인 어레이로부터의 전송이, 예를 들어, 합성 전송 개구 포맷으로, 한 번에 하나의 트랜스듀서 요소 상에서 인에이블되고, 그 다음, 전송 요소와 그 전송 요소의 양 측면 요소들을 포함하는 하나 이상의 요소들 상에서의 동시 수신이 후속된다. 이 실시예는, 한 그룹의 전송 요소들 대신에 하나의 전송 요소가 이용된다는 점에서, 전송된 실시예와는 상이하다.
- [0088] 예를 들어, 요소 1 상의 전송 다음에는, 993부터 32까지 범위의 64개 요소들의 인접 그룹 상에서의 수신이 후속된다. 그 다음, 요소 2 상의 전송 다음에는, 994부터 33까지 범위의 64개 요소들 상의 수신이 후속된다. 그 다음, 요소 3 상의 전송 다음에는, 995부터 34까지 범위의 64개 요소들 상의 수신이 후속된다. 이 패턴은, 모든 요소들이 단일 사이클을 완료하기 위해 한 번 전송에 이용될 때까지 순차적으로 계속된다.
- [0089] 보편성을 잃지 않고, 이 실시예는 또한, 전송 요소가 수신 개구 내에서 대략 중심에 있고, 수신 개구가 전송 요소로 단계화되는 경우 더 작거나 더 큰 수신 개구들(예를 들어, 32개 또는 128개 요소들)에도 적용된다.
- [0090] 또 다른 실시예에서, 하나의 요소 상의 전송 및 동일한 요소 상의 수신을 위해 합성 개구의 특별한 경우가 구현된다. 이 실시예는, 한 그룹의 전송 요소들 대신에 하나의 전송 요소가 이용된다는 점에서, 전송된 실시예와는 상이하다.
- [0091] 이전에 설명된 예시적인 어레이를 참조하면, 예를 들어, 요소 1 상의 전송으로 시작하는 사이클 다음에 요소 1 상의 수신이 후속된다. 그 다음, 요소 2 상의 전송 다음에, 요소 2 상의 수신이 후속된다. 마찬가지로, 요소 3 상의 전송 다음에, 요소 3 상의 수신이 후속된다. 이 패턴은 하나의 사이클을 완료하기 위해 요소 1024 상의 전송 및 요소 1024 상의 수신으로 끝나고, 그 후에 반복된다.
- [0092] 이 실시예에서, 전송 및 수신은, 예를 들어, 순차적 사분면에서 순차적 순서를 벗어나서 진행될 수 있다. 이전에 설명된 예시적인 어레이를 참조하면, 사이클은 요소 1 상의 전송으로 시작한 다음, 요소 1 상의 수신이 후속될 수 있다. 그 다음, 요소 257 상의 전송 다음에, 요소 257 상의 수신이 후속된다. 그 다음, 요소 513 상의 전송 다음에, 요소 513 상의 수신이 후속된다. 그 다음, 요소 769 상의 전송 다음에, 요소 769 상의 수신이 후속된다. 그 다음, 요소 2 상의 전송 다음에, 요소 2 상의 수신이 후속된다. 그 다음, 요소 258 상의 전송 다음에, 요소 258 상의 수신이 후속된다. 그 다음, 요소 514 상의 전송 다음에, 요소 514 상의 수신이 후속된다. 그 다음, 요소 770 상의 전송 다음에, 요소 770 상의 수신이 후속된다. 패턴은 전송 및 수신을 위해 요소 인덱스를 1씩 증가시키므로써 계속된다. 패턴은 요소 1024 상의 전송과 후속된 요소 1024 상의 수신으로 끝난다. 각각의 반복은, 반복을 하기 전에 한 사이클을 완료하기 위해 모든 요소가 한 번 전송될 때까지 하나의 요소만 클림 증가된다.
- [0093] 유사하게, 전송 및 수신은, 2분면, 4분면, 및 8분면에서 순차적으로를 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 다른 분할 방식으로 비순차적 순서로 진행될 수 있다.

- [0094] 대안으로서, 전송은, 예를 들어, 전송 사이클을 완료하기 위해 모든 요소들이 한번 전송에 이용될 때까지 랜덤 또는 의사랜덤 순열에 따라, 예를 들어, 328; 82; 119; 829; 130; 91; 848; 485; 4; 238 등으로 진행될 수 있다. 각각의 전송에 대해, 수신은 전송 요소 상에서 발생한다. 예를 들어, 요소(328) 상의 전송 후에, 요소(328) 상에서 수신이 발생한다.
- [0095] 이 실시예의 중요한 피쳐는, 전송 이벤트당 단지 1개의 전송 채널 및 1개의 수신기 채널이 요구되므로 수신에서 더 많은 요소들을 이용하는 완전 합성 개구 모드에 비해 이 동작 모드에 대한 하드웨어 복잡성 및 데이터량을 대폭 감소시킨다는 것이다. 그에 따라, 감소된 데이터 레이트는 에코 샘플을 전송하는데 요구되는 시간과 샘플을 처리하는데 필요한 시간을 감소시키고, 궁극적으로, 표적, 예를 들어, 뼈의 진정한 물리적 위치와 표적의 추정 위치 사이의 시간 지연을 감소시킨다. 낮은 지연(lag)을 갖는 높은 레이트의 위치 피드백은, 부정확성, 언더샘플링, 및 히스테리시스로 인한, 제어기 피드백 에러를 방지하기 위해 보조형 수술에서 매우 중요하다.
- [0096] 한 실시예에서, 합성 개구의 제2 특별한 경우는, 하나의 요소 상의 전송 및 2개의 요소 상의 수신, 구체적으로는, 전송 요소 및 하나의 바로 인접한 요소 상의 수신을 위해 구현된다. 예를 들어, 단층촬영 개구를 포함하는 1/2 파장 내지 1 파장 범위의 피치와 함께 나란히 배열된 1024개의 트랜스듀서 요소들을 포함하는 어레이. 이러한 구성에서, 요소 1 상의 전송 다음에, 요소 1 및 2 상의 수신이 후속된다. 그 다음, 요소 2 상의 전송 다음에, 요소 2 및 3 상의 수신이 후속된다. 마찬가지로, 요소 3의 전송 다음에, 요소 3 및 4 상의 수신이 후속된다. 이 패턴은 하나의 사이클을 완료하기 위해 요소 1024 상의 전송 및 요소들 1024 및 1 상의 수신으로 끝나고, 그 후에 반복된다. 대안으로서, 사이클은 하나의 요소 1 상의 전송으로 시작하여, 요소 1024 및 1 상의 수신에 후속될 수 있다. 그 다음, 요소 2 상의 전송 및 후속된 요소 1 및 2 상의 수신 등이, 요소 1024 상의 전송 및 요소들 1023 및 1024 상의 수신으로 종료할 때까지 계속된다. 전송 요소 전후의 양 쪽 요소들 상의 수신도 가능하고 여기에 개시되어 있다; 그러나, 음향 에코 정보는 양쪽 모두의 경우에 대해 대부분 중복적이다.
- [0097] 이 실시예에서, 전송 및 수신은, 예를 들어, 요소 1의 전송 및 후속된 요소 1 및 2 상의 수신에 동반되는 연속적인 사분면에서, 비순차적인 순서로 진행될 수 있다. 그 다음, 요소 257 상의 전송 다음에, 요소 257 및 258 상의 수신에 후속된다. 그 다음, 요소 513 상의 전송 다음에, 요소 513 및 514 상의 수신에 후속된다. 그 다음, 요소 769 상의 전송 다음에, 요소 769 및 770 상의 수신에 후속된다. 그 다음, 요소 2 상의 전송 다음에, 요소 2 및 3 상의 수신에 후속된다. 그 다음, 요소 258 상의 전송 다음에, 요소 258 및 259 상의 수신에 후속된다. 그 다음, 요소 514 상의 전송 다음에, 요소 514 및 515 상의 수신에 후속된다. 그 다음, 요소 770 상의 전송 다음에, 요소 770 및 771 상의 수신에 후속된다. 각각의 반복은, 반복을 하기 전에 한 사이클을 완료하기 위해 모든 요소가 한 번 전송될 때까지 하나의 요소만큼 증가된다.
- [0098] 유사하게, 전송 및 수신은, 2분면, 4분면, 및 8분면에서 순차적일 수 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 다른 분할 방식으로 비순차적 순서로 진행될 수 있다.
- [0099] 대안으로서, 전송은, 예를 들어, 전송 사이클을 완료하기 위해 모든 요소들이 한번 전송에 이용될 때까지 랜덤 또는 의사랜덤 순열에 따라, 예를 들어, 72; 987; 63; 231; 546; 771; 9; 1021; 393; 20 등으로 진행될 수 있다. 각각의 전송에 대해, 수신은 전송 요소 상에서 발생하고, 선행하는 요소 상에서 또는 후속 요소 상에서, 예를 들어, 요소 72 상에서의 전송에 대해, 요소 71 및 72 상에서 또는 요소 72 및 73 상에서 수신에 발생한다. 요소들 71, 72 및 73 상에서의 동시 수신도 가능하다; 그러나 요소 71 및 73에 대해 기록된 에코에 포함된 정보는 대부분 중복적이다.
- [0100] 이 실시예의 중요한 피쳐는, 전송 이벤트당 단지 1개의 전송 채널 및 2개의 수신기 채널이 요구되므로 수신에서 더 많은 요소들을 이용하는 완전 합성 개구 모드에 비해 이 동작 모드에 대해 요구되는 하드웨어 복잡성 및 데이터량을 대폭 감소시킨다는 것이다. 그에 따라, 감소된 데이터 레이트는 에코 샘플을 전송하는데 요구되는 시간과 샘플을 처리하는데 필요한 시간을 감소시키고, 궁극적으로, 표적, 예를 들어, 뼈의 진정한 물리적 위치와 표적의 추정 위치 사이의 시간 지연을 감소시킨다. 낮은 지연(lag)을 갖는 높은 레이트의 위치 피드백은, 부정확성, 언더샘플링, 및 히스테리시스로 인한, 제어기 피드백 에러를 방지하기 위해 보조형 수술에서 매우 중요하다.
- [0101] 모든 실제 빔 및 합성 개구 실시예에서, 뼈 계면을 포함하는 좁은 범위의 원도우에 걸쳐 에코를 빔형성하는 것만이 필요하다. 이에 관하여, 도 5j의 예시적인 구성에서 나타낸 바와 같이, 복수의 전송은, 빔형성기에서 중첩되는 에코 샘플들을 방지하기 위해 적절하게 이격되어 있지만, 동시에 비행하는 방식으로 시간적으로 엇갈릴 수 있다. 예를 들어, 3cm의 범위 원도우는, 먼저 개구 1 상에서의 전송이 조사되고, 1540m/s의 음속에서 공간적으로 3.08cm 또는 20 마이크로초 등의 규정된 지연 후의 개구 2 상에서 후속된 코히어런트 전송, 및 후속된

개구 1 상에서의 전송, 및 후속된 개구 2 상에서의 수신에 뒤따른다. 도 5k는 시간의 함수로서의 전송 및 수신 신호들의 예시적인 시퀀스를 나타낸다. 고속 멀티플렉서는 개구 1 및 개구 2로부터 수신을 스위칭하는데 이용될 수 있다. 이 기술을 이용하면, 전송에 관한 모든 요소를 커버하는데 요구되는 결과적인 사이클 시간은 대략 계수 2로 나누어진다. 마찬가지로, 사이클 시간에서의 추가적인 감소는 각각의 추가적인 엇갈림형 전송들을 허용된다. 예를 들어, 3개의 엇갈림형 전송은 사이클 시간을 약 3배 감소시킨다. 멀티플렉싱에 대한 대안으로서, 추가적인 수신 채널들이 이용될 수 있다.

- [0102] 전송을 엇갈리게 하는데에 이용되는 전송 지연은 이전의 전송으로부터의 코히어런트 에코들을 시간적으로 비상관시키기 위해 무작위로 변화될 수 있으며, 따라서 초광대역 통신 등의 분야에서 때때로 시간 디터링이라 지칭되는 것을 생성한다.
- [0103] 또 다른 실시예에서, 동시 전송은, 코딩된 파형들, 구체적으로는 직교하는, 예를 들어 그들의 상호 교차상관이 모든 지연에 대해 0 또는 대략 0인 파형들을 이용하여 인에이블된다.
- [0104] 또 다른 실시예에서, 동시 전송은, 코딩된 파형들, 구체적으로는 부분적으로 직교하는, 예를 들어 그들의 상호 교차상관이 소정의 지연 범위에 대해 0 또는 대략 0인 파형들을 이용하여 인에이블된다.
- [0105] 또 다른 실시예에서, 하나 이상의 수신은, 주어진 전파 경로에 대한 비행 시간과 감쇠를 측정하기 위한 목적으로, 예를 들어, 피치-포착 전송-수신 방식으로, 전송 개구의 위상 중심으로부터 90도와 -90도 사이에 있는 어레이 요소들 상에서 발생한다. 도 5l에 도시된 바와 같이, 전송된 예시적인 어레이를 이용하여, 요소 1 상의 전송에 대해, 요소 257 내지 769 상에서 하나 이상의 수신에 있다. 이러한 전송 및 수신은 완전한 사이클은, 음속 및 감쇠를 추정하고 전송과 수신 양쪽 모두에서 빔형성기 지연을 개선하는데 이용하기 위한 전송 단층촬영 데이터 세트를 포함한다.
- [0106] 개시된 기술은, 예를 들어 음향 신호 데이터를 취득할 신체 부위의 정형외과적 구조물의 형상, 위치, 및 움직임 정보를 식별하는 데이터 세트를 생성하는 (도 1c에 도시된) 데이터 처리 유닛(144)을 이용하여 데이터를 처리하기 위한 방법을 포함한다. 개시된 방법의 예시적인 피쳐들이 본 기술의 다양한 실시예 및 구현을 위해 더 설명된다.
- [0107] 정형외과용 추적에 대한 예시적인 방법이 일반적인 용어로 기술되며, 음향 OTS(100)의 임의의 가능한 어레이 구성에 적용가능하다. 음향(예를 들어, 초음파) 펄스는, 예를 들어, 순차적으로 한 번에 하나, 동시에, 또는 시간-엇갈림형 또는 시간 지연형 패턴으로, 구조물(110)의 복수의 음향 트랜스듀서 요소(111)로부터 전송된다. 각각의 전송에는, 단일 전송에 대응하는 트랜스듀서 요소(111)들 중 하나 이상 상에서의 음향 에코의 수신에 동반된다. 원형 고정-조점 피스톤 트랜스듀서의 경우, 예를 들어, 에코는 동일한 트랜스듀서 상에서만 수신된다. 선형 또는 위상 어레이의 경우, 예를 들어, 하나 이상의 트랜스듀서 상에서 동시에 수신에 발생한다. 수신된 에코는, 나이퀴스트 샘플링 이론에 의해 정해지는 바와 같이 연조직 및 뼈로부터의 에코에 대응하는 모든 관련 스펙트럼 정보를 유지하기에 충분하게, 예를 들어, 디바이스(140)에 의해, 증폭되고, 필터링되고, 시간적으로 샘플링된다. 수신된 에코는 처리를 위해 디지털적으로 샘플링되어 저장된다.
- [0108] 바람직하게는, 전송된 펄스는, 단일의 음향 사이클의 임펄스 응답에 대략적으로 대응하는 가능한 가장 넓은 대역폭, 예를 들어, 약 100% 비대역폭을 포함한다. 높은 대역폭의 이유는, 뼈로부터의 정반사 에코들의 위치가 파장을 비대역폭으로 나눈 값에 대략 반비례하는 범위 불확실성을 가질 것이라는 사실 때문이다. 예를 들어, 5MHz에서 동작하는 80 % 비대역폭 시스템은 0.308mm의 파장을 갖는다. 이 예시적인 펄스에 대한 범위 측정 불확실성은 대략 0.308mm를 0.8으로 나눈 값으로서, 0.385mm이다. 측정 불확실성의 다른 원인은, 유한 빔 크기, 전자 노이즈, 시간 샘플링, 양자화 노이즈, 사이드 로브, 격자 로브, 감쇠, 음속, 및 움직임으로 인한 공간 평균을 포함할 수 있지만, 이것으로 제한되는 것은 아니다. 1m/s보다 큰, 어레이 또는 환자의 움직임이 매우 빠른 경우를 제외하고는, 대역폭, 파장, 음속은 일반적으로 측정 불확실성의 가장 큰 원인이 된다. 큰 시간-대역폭 곱으로 전송된 파형(예를 들어, 확산 스펙트럼 파형)을 이용하는 것은, 주파수 및 깊이-의존 감쇠로 인한 신호 대 잡음비(SNR)의 손실을 보상하기 위해 더 높은 전송 주파수에서의 더 깊은 관통을 가능하게 한다.
- [0109] 일부 실시예에서, 예를 들어, 이용되는 파형은 확산-스펙트럼 파형으로서 알려진 파형의 클래스에 속한다. 이러한 파형은, 주파수 및 깊이-의존 감쇠, 전자적 노이즈, 인접한 채널들 사이의 누화, 및 음향 반향을 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 유해 요인에 강하다. 예를 들어, 파형은 임의로 최대 약 100kHz까지의 펄스-반복-주파수(PRF) 범위로 전송될 수 있으며, 상단은, 음속, 감쇠, 에코가 유용한 정보를 포함하는 최대 깊이, 이웃하는 전송된 (예를 들어, 엇갈림형 전송) 빔들 사이의 공간적 및 시간적 중첩 정도, 전송 및 수신 멀티플렉서

회로의 속도, 전자적 누화, 및 잠재적인 조직 가열 등의 여러 가지 요인에 의해 결정된다. 뼈 상의 독립된 위치들을 충분히 조사하는 PRF와 사이클당 전송 횟수는, OTS가 뼈의 6DoF 좌표에 관한 위치 피드백을 제공하는 속도를 결정한다.

- [0110] 뼈 반사의 정반사 성질로 인해, 조직-뼈 계면으로부터 에코는, 연조직으로부터 및 뼈 자체 내부로부터의 에코에 비해 상이하고 식별가능한 에코 시그니처를 보일 것이다. 물속에 떠 있는 인간 대퇴골로부터의 정반사 에코 시그니처가 도 6a에 도시되어 있으며, 여기서, 이들 예시적인 결과는 개시된 시스템의 예시적인 구현에서 측정되고 처리되었다. 여기서, 예를 들어, 5MHz 및 약 80% FBW에서 동작하는 Philips L7-4 선형 어레이를 이용하여 에코가 기록되었다. 전송은 단일 요소 상에서 발생했으며 에코는 동일한 요소 상에서 수신되었다.
- [0111] 고도에서의 렌징(lensing)을 제외하고, 방위각에서 포커싱은 없었다. 에코는 뼈 둘레를 따라 0.5도마다 기록되었다. 여기서, 에코를 줄이기 위해 한 세트의 전송 각도들이 깊이에 관해 분리되었다. 정반사 성분은 대략 일정하고 각도의 함수로서 높은 상관관계가 유지되는 반면, Rayleigh 성분은 신속하게 변하고 각도의 함수로서 상관관계가 없는 것으로 관찰되었다. 또한, 정반사 성분은 각도의 함수로서 패턴을 형성한다는 것이 관찰되었다. 이러한 관찰은, 개시된 기술의 핵심 양태였다. 예를 들어 도 6b에 도시된 바와 같이, 패턴들은 초음파 에코의 정반사 성분과 정합되거나, 그렇지 않다.
- [0112] 모든 뼈, 예를 들어, 대퇴골과 경골은 뼈의 길이에 관해 고유의 횡단면 패턴들을 가지고 있다. 도 7a 및 도 7b는 인간 대퇴골에 대한 예시적인 방사상 패턴들을 도시하고, 도 7c는 예를 들어 양쪽 뼈의 CT 체적으로부터 얻어진 인간 경골에 대한 예시적인 방사상 패턴들을 도시한다. 여기서, 길이를 따라 뼈를 관통하는 횡단면 슬라이스의 중심에 측정된 반경은 360도에 걸쳐 64개의 각도에 대해 정량화되었다. 추가로, 대퇴골에 대해 도 7d에 및 경골에 대해 도 7e에 도시된 바와 같이, 길이의 함수로서 뼈의 대응하는 둘레(원래의 도면에서 내부적으로 표시된 둘레)가 정량화되었다. 일부 영역은, 특히 무릎 관절에 가까운, 다른 영역보다 더 빠르게 변하는 둘레를 갖는 것으로 관찰되었다. 이들 영역에서 횡단면 패턴들이 뼈 추적에 가장 민감하고 풍부한 피처가 된다.
- [0113] 이 패턴은, 예를 들어, 뼈의 고해상도 컴퓨터 단층촬영(CT) 영상으로부터 결정되는 등의, 뼈를 단층촬영하는 임의의 수단으로부터 결정된 패턴들의 라이브러리에 정합될 수 있다. 개시된 방법은, 뼈의 하나 이상의 지점에서 샘플링된 뼈로부터의 정반사 음향 에코 패턴을, 어레이 지오메트리에 따라 샘플링된 패턴들의 라이브러리와 정합하기 위한 프로세스를 포함하고, 예를 들어, 여기서, 이 프로세스는, 뼈의 토포그래피를 결정하고, 그에 따라, 공간 내의 고정된 지점에 관한 트랜스듀서의 위치에 따라 6DoF 좌표 공간에서 뼈의 배향을 추정하기 위하여 패턴의 정합을 채용할 수 있다. 초음파 스펙클은 무작위 산란에 인한 것이고, 초음파 영상들 사이의 상관관계를 이용하여 추적되기 때문에, 이 방법은 "스펙클 추적(speckle tracking)"이 아니라는 점에 유의해야 한다. "정반사(specular)"와 "스펙클(speckle)"은 상이한 에코 속성들을 지칭한다.
- [0114] 수신된 무선 주파수(RF) 에코에 존재하는 진폭 및 위상 정보에 신호 처리가 적용되어, 강성 뼈 정보를 포함하는 3차원 라이브러리로부터 자동으로 생성된 패턴에 대한 패턴 정합을 결정한다. 패턴 정합은, 에코 샘플 내의 정보를 라이브러리로부터 생성된 패턴과 통계적으로 상관시킴으로써 달성될 수 있다. 각각의 패턴 샘플에 페널티 조건을 적용하여 패턴 정합을 다양한 음속에 대해 견고하게 할 수 있다. 트랜스듀서와 뼈 표면 사이의 조직 유형에 관한 정보는, 패턴 정합 알고리즘에게, 더욱 정확한 정합을 위해, 예를 들어 초음파 단층촬영으로부터 획득되거나 MRI 이완 시간 정보 또는 CT Hounsfield 유닛 정보로부터 추론된 음속 정보를 통보하는데 이용될 수 있다. 예시적인 알고리즘은, 선형 교차 상관, 원형 교차 상관, SAD(sum-absolute-difference), 선형 회귀, 비선형 회귀, 1차 통계, 2차 통계, 고차 통계, Fourier 변환, Mellin 변환, Fourier-Mellin 변환, Radon 변환, Hankel 변환, 고유 값 분해, 방사형 대칭 변환, 특이 값 분해, pseudoinverse(예를 들어, 일반화된 역, Moore-Penrose 역 등), 행렬 역, 피벗 변환, 직교 변환, 웨이블릿 변환, 정합된 필터들, Hilbert 변환, FIR 필터, IIR 필터, 비선형 필터, 보간기, 및 이들의 조합을 포함할 수 있지만, 이것으로 제한되는 것은 아니다. 이 알고리즘들은, 에코 내에 포함된 진폭, 위상, 또는 진폭 및 위상 정보 양쪽 모두에 관해 동작할 수 있다.
- [0115] 알고리즘에 대한 입력은, 기하학적 투영(예를 들어, 광선 추적)을 통해 탐색가능한 추적대상 뼈에 관한 3차원 정보의 라이브러리, 트랜스듀서 위치에 대한 6DoF 좌표 정보, 결합 매체의 음속 및 연조직을 통한 예상 음속에 대한 선형적인 정보, 음향 에코에 대한 타이밍 정보, 음향 에코에 대한 진폭 스케일링 정보, 및 각각의 음향 에코에 대응하는 전송 파형 정보를 포함하지만, 이것으로 제한되는 것은 아니다.
- [0116] 알고리즘으로부터의 출력은, 추적 대상 뼈의 추정된 6DoF 좌표, 패턴 정합의 하나 이상의 신뢰 지표, 추정된 6DoF 좌표에서의 불확실성의 하나 이상의 추정치, 및 각각의 트랜스듀서의 축을 따른 조직 및 뼈의 속도와 가속도의 추정치를 포함하지만, 이것으로 제한되는 것은 아니다.

- [0117] 일부 실시예에서, 예를 들어, 알고리즘은 또한, 어레이 및 뼈 움직임의 물리학을 모델링하는 Kalman 필터를 포함할 수 있다. 앞서 언급된 파라미터들 외에도, Kalman 필터에 요구되는 입력 및 출력도 역시 포함된다.
- [0118] 일부 실시예들에서, 예를 들어, 알고리즘은 또한, 그래디언트 디센트(gradient decent) 또는 유사한 최적화 접근법을 이용하여 잠재적으로 수백만개의 패턴들을 효율적으로 탐색하는 최적화기를 포함할 수 있다.
- [0119] 뼈 추적을 위한 한 예시적인 접근법에서, 알고리즘은 일부 파라미터들을 동시에 최적화하고자 하는 프로세스를 포함할 수 있다. 도 8a는 뼈를 포함하는 연조직을 통해 에코를 전송 및 수신하는 2개의 트랜스듀서(800A 및 800B)의 간단한 배열을 도시하는 도면이다. 설명을 위해, 트랜스듀서(800A 및 800B)는 서로에 관해 180도에 배치된다; 그러나, 이 개념은 임의의 복수의 각도에서 복수의 쌍의 트랜스듀서로 용이하게 확장된다. 트랜스듀서들의 방사 개구들의 중심들 사이의 거리는 d_1 으로 주어지고, 이것은 유일한 알려진 양이다. 좌측 트랜스듀서로부터 뼈까지의 거리는 $d_3 = c_3 \tau_3$ 으로 주어지고, 우측 트랜스듀서로부터 뼈 상의 상이한 지점까지의 거리는 $d_4 = c_4 \tau_4$ 로 주어지며, 여기서 c_3 과 c_4 는 각각 평균 음속이고 τ_3 및 τ_4 는 3D 뼈 모델에 대한 에코 패턴 정합에 의해 추정된 뼈에 대한 각각의 에코 시간이다. 거리 d_2 는 3D 뼈 모델에 대한 에코 패턴 정합에 의해 결정된 뼈의 측정된 두께이다. 수학적 식 $d_1 = d_2 + d_3 + d_4$ 는, 미지의 음속 파라미터 c_3 및 c_4 를 추정하게 하는 거리의 보존을 구성한다. 추가로, d_2 는 강성 모델(rigid model)로부터 결정되고 d_1 은 강성으로 알려져 있으므로 d_1-d_2 는 강성 거리이며 d_3+d_4 는, 강성으로 알려져 있지 않지만, 함께 강성 양으로서 취해진다. 따라서, 강성 양 d_1-d_2 로부터의 d_3+d_4 의 추정된 합에서의 편차는, 증가하는 편차에 선형적 또는 비선형적으로 증가하는 페널티가 할당되도록, 최적화 비용 함수에서 페널티를 할당받을 수 있다. d_3+d_4 는 또한, 각각 c_3 및 c_4 의 함수이므로, c_3 및 c_4 에 관해 선형 및 비선형 페널티가 평가되어 전체 비용 함수에 포함될 수 있다. 예를 들어, 평균 음속이 1542 m/s로 알려져 있고, 현재 에코 패턴 정합이 1538 m/s의 음속을 요구한다면, 4 m/s의 차이에 관해 차이의 선형 또는 비선형 함수로서 페널티가 평가된다. 또한, d_3 에서의 변화는 거리의 보존으로 인해 d_4 에서의 동등하고 반대되는 변화를 일으킨다는 것을 알 수 있다. 이 가정은 1 밀리초 이하의 매우 짧은 시간 스케일에서 특히 유효하며, 여기서, 뼈의 움직임은 1mm 이내로 제한될 가능성이 크다. 따라서, 개시된 방법은, 어레이가 적어도 180도만큼 뼈를 둘러싸는 경우, 뼈에 관한 어레이의 독립적인 움직임에 특히 강인하다. 개시된 알고리즘은, 예를 들어, 임의의 수의 트랜스듀서 쌍 또는 음향 빔쌍으로 확장될 수 있으며, 여기서, 각각의 트랜스듀서나 빔 또는 빔들의 집합들의 트랜스듀서들의 집합은 도 8b에 도시된 바와 같이 그 자신의 목적 함수(objective function)를 갖는다. 여기서, 목표는 N개 쌍에 관해 f_n 을 최소화하는 것이다. 또한 f_n 은 패턴 정합 알고리즘으로부터 추정된 뼈의 6DoF 좌표의 함수임을 알 수 있다. 강인성은 트랜스듀서 또는 빔 수가 증가함에 따라 증가한다. 이 방법은 트랜스듀서 또는 빔의 쌍에 대해 엄격하게 제한되지 않는다; 그러나, 바람직한 실시예는 각각의 쌍 사이의 각도가 180도인 반대 쌍들의 집합으로 구성된다.
- [0120] 일부 실시예에서, 예를 들어, 개시된 알고리즘은 다음과 같다. 기록된 에코들이 처리되고 하나 이상의 패턴 정합 알고리즘이 한 세트의 목적 함수를 초기화하기 위해 정반사 에코 패턴을 관심대상 뼈의 3D 모델에 대략적으로 정합시킨다. 이 초기 정합 동안, 조직의 음속은, 소정 값, 예를 들어, 1540 m/s인 것으로 가정된다. 목적 함수가 초기화되면, 다변수 최적화기(multivariate optimizer)가 각각의 쌍의 트랜스듀서 요소들 사이의 알려진 거리를 제외한 모든 파라미터를 변동시킴으로써 3D 모델에 가장 적합한 것을 결정한다. 각각의 반복에서, 최적화기는, (도 7b에 도시되지는 않았지만, 전술된 바와 같이) 하나 이상의 페널티 항을 포함할 수 있는 목적 함수 세트를 최소화하기 위해, 예를 들어, 음속에 관한 페널티에 따라 제약된 세트의 6DoF 좌표에 걸쳐 3D 모델의 탐색을 개선한다. 최적화기는 또한, 조직-뼈 계면의 추정된 위치 부근의 음향 에코로부터 측정된 속도 및 가속도 등의 추가 입력을 병합할 수 있다. 최적화기는 또한, 외부적으로 추정된 음향 구조물의 실시간 추정된 속도 및 가속도로부터의 입력을 병합할 수 있다. 최적화기는 또한 복수의 속도 및 가속도 입력을 필터링하여 필터링된 각각의 속도 및 가속도를 생성하는 Kalman 필터의 출력들을 병합할 수 있다. 각각의 반복에서, 알고리즘은, 뼈의 추정된 6DoF 좌표, 패턴 정합 매트릭, 목적 함수 값, 페널티 추정치, 및 추정된 속도 및 가속도를 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는 파라미터들을 출력한다.
- [0121] 본 기술의 한 예시적인 응용은, 슬관절 전치환술(TKA; total knee arthroplasty) 및 인공 슬관절 전치환술(TKR: total knee replacement)을 포함한 그러나 이것으로 제한되지 않는, 무릎의 컴퓨터 보조 수술(CAS) 동안 다리의 경골 및 대퇴골을 추적하는 것이다. 현재의 최첨단 TKA 및 TKR은, 외부 광학 추적기를 이용하여 양쪽 뼈를 엄격하게 추적하기 위해 경골과 대퇴골 양쪽 모두 내로의 정렬 막대의 외과적 배치를 요구한다. 정렬 막

대를 배치하려면, 피부에 작은 절개가 이루어지고, 뼈 내에 구멍이 뚫어지며, 막대가 구멍에 나사고정된다. 수술은 침습적(invasive)이어서, 피부에 흉터가 생긴다. 이것은, 특히 나이 많은 환자의 경우, 뼈의 무결성을 손상시킬 수 있다. 이것은 잠재적 감염의 부위가 되어, 수술 후 합병증을 초래할 수 있다. 개시된 시스템은 이러한 침습적 추적을 본 명세서에서 설명된 비침습적 추적으로 대체하는 것을 구상한다. 도 3c는, 하나는 경골을 추적하기 위한 것이고 다른 하나는 대퇴골을 추적하기 위한 것인 2개의 음향 트랜스듀서 어레이 구조물(110)을 다리에 부착하는 것을 포함한, 다리당 트랜스듀서의 2개의 어레이를 채용하는 예시적인 실시예를 도시한다.

[0122] 2003-2006년, 미국 어린이 및 성인을 위한 인체 측정 기준 데이터: National Health Statistics Reports, No. 10, October 22, 2008, pp. 1-45에 따르면, 최대 종아리 둘레는 모든 연령대와 인종에 걸쳐 직경이 약 48cm 또는 15cm이고, 최대 중간 허벅지 둘레는 모든 연령대와 인종에 걸쳐 직경이 약 70cm 또는 22cm이다. 따라서, 고정된 직경 15cm의 어레이는 대부분의 인구에 대해 무릎 바로 위의 다리를 수용할 수 있으며, 인구의 대부분의 종아리와 무릎 위로 미끄러질 정도로 충분히 크다. 이러한 어레이는 바람직하게는 5 MHz 부근의 중심 주파수로 동작할 것이다.

[0123] 일부 실시예에서, 예를 들어, 음향 에코는, 임상 초음파 스캐너 상에 디스플레이되는 초음파 에코와 유사하게 모니터 상에 디스플레이된다. 에코는 RF 에코로서의 원시 포맷으로 디스플레이되거나, 로그 압축된 진폭(log compressed amplitude) 또는 B-모드 영상으로서 그레이스케일로 디스플레이될 수 있다. 사용자가 위치결정 및 패턴 정합을 관찰할 수 있도록 에코 상에 패턴 정합이 중첩될 수 있다. 사용자가 신체 부위를 조작할 때 추적 대상 뼈의 3차원 렌더링도 역시 실시간으로 디스플레이될 수 있다.

[0124] 일부 실시예에서, 예를 들어, 음향 전송, 수신, 에코 처리, 및 출력 통신의 조정은, 프로세서, 디스플레이, 디지털 통신 수단, 및 음향 전송을 위한 전자 디바이스, 음향 에코의 수신을 위한 전자 디바이스, 및 음향 에코를 기록하고 저장하기 위한 전자 디바이스를 포함하는 비밀시적인 컴퓨터 관독가능한 매체 상에서 발생한다.

[0125] 개시된 기술에 관한 추가 정보는 본 문서의 후반부 "OTS 시스템의 특정한 예"라는 제목하에 설명된다.

[0126] 예들

[0127] 아래의 예들은 본 기술의 몇 가지 실시예들을 예시한다. 본 기술의 다른 예시적인 실시예들이, 이하에 열거된 예들 이전에 또는 이하에 열거된 예들 이후에 제시될 수 있다.

[0128] 본 기술의 한 예(예 1)에서, 음향 정형외과용 추적 시스템은, 생물학적 피험자의 신체 부위와 인터페이스하는 만곡된 형상을 갖는 지지 프레임, 및 상기 만곡된 지지 프레임 상에 배열되고 상기 신체 부위 내의 정형외과적 구조물의 표적 체적을 향하여 음향 파형들을 전송하고 상기 정형외과적 구조물의 상기 표적 체적의 적어도 일부로부터 귀환하는 귀환 음향 파형을 수신하도록 동작가능한 트랜스듀서 요소들의 어레이를 포함하도록 구성된 음향 프로브 디바이스; 상기 트랜스듀서 요소들의 어레이에 결합된 음향 결합 컴포넌트 -상기 음향 결합 컴포넌트는, 상기 음향 결합 컴포넌트와 접촉할 때의 상기 생물학적 피험자의 신체 부위와 상기 트랜스듀서 요소들 사이에 음향 파형들을 전도하도록 동작가능함-; 상기 음향 프로브 디바이스와 통신하며, (i) 전송 및 수신 전자(TRE) 유닛, 및 (ii) 데이터를 저장하는 메모리 및 상기 메모리에 결합되어 데이터를 처리하는 프로세서를 포함하는 데이터 처리 유닛 -상기 TRE 유닛은 상기 데이터 처리 유닛과 통신하는 파형 생성기 및 상기 파형 생성기와 통신하며 상기 파형 생성기를 통해 상기 데이터 처리 유닛에 의해 제공된 파형 정보에 따라 하나 이상의 파형을 생성하는 하나 이상의 파형 합성기를 포함하고, 전송가능한 상기 음향 파형들은 상기 신호 생성 및 처리 디바이스에 의해 생성된 상기 하나 이상의 파형에 대응함- 을 포함하도록 구성된 신호 생성 및 처리 디바이스; 및 상기 신호 생성 및 처리 디바이스와 통신하고 상기 음향 프로브 디바이스의 트랜스듀서 요소들의 위치를 추적하도록 동작가능한 위치 추적 디바이스를 포함하고, 상기 데이터 처리 유닛은 상기 수신된 귀환 음향 파형들을 처리하여 상기 표적 체적의 상기 적어도 일부로부터의 정보를 포함하는 데이터 세트를 생성하도록 동작가능하고, 상기 정보는, 6 자유도(6DoF)에서의 상기 신체 부위의 정형외과적 구조물의 위치 좌표, 배향, 또는 움직임 중 적어도 하나를 포함한다.

[0129] 예 2는, 상기 데이터 처리 유닛은 수술 시스템과 통신하고 상기 수술 시스템이 상기 데이터 세트에 포함된 정보에 기초하여 상기 정형외과적 구조물에 관한 수술 또는 시술을 수행할 수 있도록 상기 수술 시스템에 상기 생성된 데이터 세트를 전달하도록 동작가능한, 예 1의 시스템을 포함한다.

[0130] 예 3은, 상기 위치 추적 디바이스는, 카메라, 전하-결합 디바이스(CCD)를 포함하는 영상 센서, 또는 발광 다이오드(LED) 중 하나 이상을 포함하는 광학 센서를 포함하는, 예 1의 시스템을 포함한다.

- [0131] 예 4는, 상기 음향 결합 컴포넌트는 하이드로겔을 포함하고, 상기 하이드로겔은 상기 하이드로겔 내부에 수성 유체를 포획하도록 구성된 네트워크를 형성하는 하나 이상의 중합가능한 재료를 포함하고, 상기 하이드로겔은 상기 신체 부위의 외측 표면 및 상기 트랜스듀서 요소들과 부합하도록 구성되며, 상기 음향 결합 컴포넌트가 상기 신체 부위의 외측 표면과 접촉할 때, 상기 음향 결합 컴포넌트는 수신 매체와 상기 음향 신호 트랜스듀서 요소들 사이에 음향 임피던스 정합을 제공하는, 예 1의 시스템을 포함한다.
- [0132] 예 5는, 상기 하이드로겔은, 상기 음향 결합 컴포넌트와 상기 신체 부위 사이에 형성된 공기 또는 공극 멍치들 없이 상기 표면과 완전하게 접촉하여 상기 신체 부위에 부합하도록 구성된, 예 4의 시스템을 포함한다.
- [0133] 예 6은, 상기 TRE 유닛은, 상기 음향 프로브 디바이스의 트랜스듀서 요소들의 어레이에 의해 수신되는 수신된 귀환 음향 파형을, 상기 표적 체적의 적어도 일부의 정보를 포함하는 수신 파형으로서, 아날로그 포맷으로부터 디지털 포맷으로 변환하는 아날로그 대 디지털(A/D) 변환기들의 어레이와, 상기 하나 이상의 파형 합성기와 통신하며 전송을 위해 상기 음향 프로브 디바이스에 제공되는 파형들을 수정하는 하나 이상의 증폭기, 및 상기 음향 프로브 디바이스 및 상기 A/D 변환기들의 어레이와 통신하며 상기 A/D 변환기들에 제공되는 수신된 귀환 음향 파형들을 수정하는 하나 이상의 전치증폭기를 포함하는, 예 1의 시스템을 포함한다.
- [0134] 예 7은, 상기 음향 프로브 디바이스는 상기 신호 생성 및 처리 디바이스의 상기 TRE 유닛에 접속가능한 신호 인터페이스 모듈을 포함하고, 상기 신호 인터페이스 모듈은, 상기 트랜스듀서 요소들의 어레이와 통신하며 상기 어레이의 하나 이상의 트랜스듀서 요소를 선택해 상기 파형들을 대응하는 음향 파형들로 트랜스듀싱하도록 하고, 상기 어레이의 하나 이상의 트랜스듀서 요소를 선택해 상기 귀환 음향 파형들을 수신하도록 하는 멀티플렉싱 유닛을 포함하는, 예 1의 시스템을 포함한다.
- [0135] 예 8은, 상기 신호 생성 및 처리 디바이스는 임의 파형들을 생성하도록 동작가능하고, 상기 임의 파형들은 수학적으로 기술가능한 임의 파형을 포함하는, 예 1의 시스템을 포함한다.
- [0136] 예 9는, 상기 임의 파형들은, 직사각형 펄스들, 삼각형 펄스들, 임펄스 펄스들, Gaussian 펄스들, 정현파 펄스들, 사인 펄스들, 멕시코 모자(Mexican hat) 웨이브릿 펄스들, Haar 웨이브릿 펄스들, 선형 FM 처핑된 펄스(linear FM chirped pulse)들, 쌍곡선 FM 처핑된 펄스들, 코딩된 펄스들, 2진 코딩된 펄스들, 3진 코딩된 펄스들, 위상 코딩된 펄스들, 상보형 2진 코딩된 펄스들, 진폭 코딩된 펄스들, 위상 및 진폭 코딩된 펄스들, 주파수 코딩된 펄스들, 계단형 사인파 펄스들, 성형된 스펙트럼 펄스들, 또는 이들의 조합들 중 하나 이상을 포함하는, 예 8의 시스템을 포함한다.
- [0137] 예 10은, 상기 신호 생성 및 처리 디바이스는 상기 임의 파형들을 임의로 지연, 아포다이징, 조향 및 빔형성하도록 동작가능한, 예 8의 시스템을 포함한다.
- [0138] 예 11은, 상기 신호 생성 및 처리 디바이스는, 상기 파형 정보에 따라 상기 하나 이상의 파형 합성기에 의해 생성된 하나 이상의 주파수 대역에 대응하는 개별적인 직교 코딩된 파형들 중 2개 이상을 포함하는 복합 파형을 생성하도록 동작가능하고, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들은 서로 상호 직교하고 상이한 주파수 대역들에 대응하여, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들 각각이 대응하는 위상을 갖는 고유 주파수를 포함하도록 하는, 예 1의 시스템을 포함한다.
- [0139] 예 12는, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들 각각은, 각각, 개별적으로 진폭 가중되고 개별적으로 위상 가중된 복수의 진폭 및 복수의 위상을 포함하는, 예 11의 시스템을 포함한다.
- [0140] 예 13은, 상기 신호 생성 및 처리 디바이스는, 각각의 개별적인 직교 코딩된 파형의 주파수 대역, 진폭, 시간-대역폭 곱 파라미터, 및 위상 파라미터를 결정하도록 동작가능한, 예 11의 시스템을 포함한다.
- [0141] 예 14는, 상기 위상 파라미터는 의사-난수들의 세트로부터 또는 결정론적 수들의 세트로부터 결정되는, 예 13의 시스템을 포함한다.
- [0142] 예 15는, 상기 표적 체적은 생물학적 피험자의 조직 구조물을 포함하고, 상기 프로브 디바이스의 성형된 섹션은 상기 생물학적 피험자의 신체 부위와 접촉하는, 예 1의 시스템을 포함한다.
- [0143] 예 16은, 상기 신체 부위는, 복부, 흉부, 인후를 포함한 목, 팔, 다리, 무릎 관절, 엉덩이 관절, 발목 관절, 팔꿈치 관절, 어깨 관절, 허리 관절, 가슴, 생식기, 또는 두개골을 포함한 머리를 포함하는, 예 15의 시스템을 포함한다.
- [0144] 예 17은, 상기 생물학적 구조물은, 암성 또는 비암성 종양, 내부 병변, 결합 조직 염좌, 조직 파열, 또는 뼈를

포함하는, 예 15의 시스템을 포함한다.

- [0145] 본 기술의 한 예(예 18)에서, 음향 파형을 이용하여 정형외과용 데이터를 생성하기 위한 방법은, 음향 프로브 디바이스의 어레이 내의 복수의 음향 트랜스듀서 요소로부터 상기 음향 프로브 디바이스가 접촉하는 생물학적 피험자의 신체 부위의 정형외과적 구조물의 표적 체적을 향하여 음향 신호들을 전송하는 단계; 트랜스듀서 요소들 중 하나 이상에서 상기 표적 체적의 적어도 일부로부터 귀환하는 음향 에코들을 수신하는 단계 -상기 수신된 음향 에코들은 상기 전송된 음향 신호들에 대응하는 적어도 일부의 파형 성분들을 포함함-; 상기 음향 신호들의 전송 및 상기 음향 에코들의 수신 동안에 상기 음향 프로브 디바이스의 상기 음향 트랜스듀서 요소들의 위치들을 결정하는 단계; 연조직과 뼈 중 하나 또는 양쪽 모두를 포함하는 정형외과적 구조물로부터의 귀환 음향 에코들에 대응하는 공간 정보를 생성하기 위해 상기 수신된 음향 에코들을 처리하는 단계 -상기 처리는 상기 정형외과적 구조물의 조직-뼈 계면으로부터 귀환된 음향 에코들과 연관된 고유의 정반사 패턴 데이터를 포함하는 에코 시그니처를 결정하는 것을 포함함-; 및 상기 음향 트랜스듀서 요소들의 상기 결정된 위치들을 이용하여 샘플 패턴들과 정량적으로 비교함으로써 상기 정형외과적 구조물로부터의 상기 공간 정보에 기초하여 6 자유도(6DoF) 좌표 공간에서 상기 정형외과적 구조물의 위치 또는 배향, 또는 양쪽 모두를 결정하는 단계를 포함한다.
- [0146] 예 19는, 상기 음향 트랜스듀서 요소들의 상기 결정된 위치들을 이용하여 샘플 패턴들과 정량적으로 비교함으로써 상기 정형외과적 구조물로부터의 상기 공간 정보에 기초하여 6 자유도(6DoF) 좌표 공간에서 상기 정형외과적 구조물의 뼈의 토포그래피를 결정하는 단계를 포함하는, 예 18의 방법을 포함한다.
- [0147] 예 20은, 상기 음향 트랜스듀서 요소들의 위치들을 결정하는 단계는, 3차원 공간 내의 고정된 지점에 관한 상기 트랜스듀서 요소들의 위치를 결정하는 단계를 포함하는, 예 18의 방법을 포함한다.
- [0148] 예 21은, 상기 음향 신호들을 전송하는 단계는, 순차적으로 한번에 하나씩, 동시에, 또는 시간-엇갈림형 또는 시간-지연된 패턴으로 전송하는 단계를 포함하는, 예 18의 방법을 포함한다.
- [0149] 예 22는, 상기 수신된 귀환 음향 파형들을 처리하는 단계는, 상기 정형외과적 구조물의 상기 연조직 및 상기 뼈로부터 상기 공간 정보에 대응하는 음향 에코들을 증폭, 필터링, 및 디지털 샘플링하는 단계; 및 상기 공간 정보를 데이터로서 저장하는 단계를 포함하는, 예 18의 방법을 포함한다.
- [0150] 예 23은, 상기 고유한 정반사 패턴 데이터는 상기 샘플링된 공간 정보에 대한 상기 뼈의 길이에 걸친 횡단면 패턴들을 포함하는, 예 18의 방법을 포함한다.
- [0151] 예 24는, 상기 생성된 공간 정보는 상기 정형외과적 구조물로부터의 상기 음향 에코들에 대응하는 스펙트럼 정보를 포함하는, 예 18의 방법을 포함한다.
- [0152] 예 25는, 데이터 세트 내의 상기 정형외과적 구조물의 위치 및/또는 배향을, 상기 데이터 세트에 포함된 상기 정보에 기초하여 정형외과적 구조물에 관한 수술 또는 시술을 수행하도록 동작가능한 수술 시스템에 제공하는 단계를 더 포함하는, 예 18의 방법을 포함한다.
- [0153] 예 26은, 상기 데이터 세트를 상기 수술 시스템에 제공하는 단계는, 상기 방법의 구현 동안에 실시간으로 상기 데이터 세트를 상기 수술 절차에 전송하는 단계를 포함하고, 상기 방법은 상기 수술 시스템에 의한 수술 또는 시술 동안에 상기 생물학적 피험자 내외로의 상기 음향 신호들의 전송 및 상기 음향 에코들의 수신을 포함하는, 예 25의 방법을 포함한다.
- [0154] 본 기술의 한 예(예 27)에서, 음향 정형외과용 추적 디바이스는, 생물학적 피험자의 신체 부위와 인터페이스하는 만곡된 형상을 갖는 지지 프레임, 및 상기 만곡된 지지 프레임 상에 배열되고 상기 신체 부위 내의 정형외과적 구조물의 표적 체적을 향하여 음향 파형들을 전송하고 상기 정형외과적 구조물의 상기 표적 체적의 적어도 일부로부터 귀환하는 음향 에코들을 수신하도록 동작가능한 트랜스듀서 요소들의 어레이를 포함하는 음향 프로브; 상기 트랜스듀서 요소들의 어레이에 결합된 음향 결합 매체 -상기 음향 결합 매체는 상기 음향 결합 매체와 접촉할 때의 상기 생물학적 피험자의 신체 부위와 상기 트랜스듀서 요소들 사이에 음향 파형들을 전도하도록 동작가능함-; 및 상기 트랜스듀서 요소들과 통신하며, 하우징, 상기 하우징에 배치된 전송 및 수신 전자(TRE) 유닛, 및 상기 하우징에 배치되고, 데이터를 저장하는 메모리 및 상기 메모리에 결합되어 데이터를 처리하는 프로세서를 포함하는 데이터 처리 유닛 -상기 TRE 유닛은 상기 데이터 처리 유닛과 통신하는 파형 생성기 및 상기 파형 생성기와 통신하며 상기 파형 생성기를 통해 상기 데이터 처리 유닛에 의해 제공된 파형 정보에 따라 하나 이상의 파형을 생성하는 하나 이상의 파형 합성기를 포함함- 을 포함하도록 구성된 신호 생성 및 처리 유닛을 포함하고, 상기 음향 파형들은 상기 신호 생성 및 처리 유닛에 의해 생성된 상기 하나 이상의 파형에 대응

하고, 상기 귀환 음향 에코들은 상기 전송된 음향 파형들에 대응하는 적어도 일부의 파형 성분들을 포함하며, 상기 데이터 처리 유닛은, 상기 귀환 음향 에코들을 처리하여 상기 정형외과적 구조물의 조직-뼈 계면으로부터 귀환된 상기 음향 에코들과 연관된 정반사 패턴 데이터를 식별함으로써 연조직과 뼈 중 하나 또는 양쪽 모두를 포함하는 상기 정형외과적 구조물로부터의 상기 음향 에코들에 대응하는 공간 정보를 생성하고, 상기 음향 프로브의 전송 및 수신 동작들 동안에 상기 트랜스듀서 요소들의 위치 데이터를 이용하여 샘플 패턴들과 정량적으로 비교함으로써 상기 정형외과적 구조물로부터의 공간 정보에 기초하여 6 자유도(6DoF) 좌표 공간에서 상기 정형외과적 구조물의 위치 또는 배향, 또는 양쪽 모두를 결정하도록 구성된다.

- [0155] 예 28은, 상기 신호 생성 및 처리 유닛은, 상기 신호 생성 및 처리 유닛과 통신하는 위치 추적 디바이스로부터 상기 위치 데이터를 수신하여 상기 음향 프로브의 전송 및 수신 동작들 동안에 상기 음향 프로브 디바이스의 상기 트랜스듀서 요소들의 위치를 추적하도록 동작가능한, 예 27의 디바이스를 포함한다.
- [0156] 예 29는, 상기 데이터 처리 유닛은, 상기 6DoF 좌표 공간에서의 상기 신체 부위의 정형외과적 구조물의 상기 결정된 위치, 배향, 또는 위치 및 배향을 포함하는 데이터 세트를 생성하도록 동작가능한, 예 27의 디바이스를 포함한다.
- [0157] 예 30은, 상기 데이터 처리 유닛은 수술 시스템과 통신하고 상기 수술 시스템이 상기 데이터 세트에 포함된 정보에 기초하여 상기 정형외과적 구조물에 관한 수술 또는 시술을 수행할 수 있도록 상기 수술 시스템에 상기 생성된 데이터 세트를 전달하도록 동작가능한, 예 29의 디바이스 포함한다.
- [0158] 예 31은, 상기 음향 결합 매체는 하이드로겔을 포함하고, 상기 하이드로겔은 상기 하이드로겔 내부에 수성 유체를 포획하도록 구성된 네트워크를 형성하는 하나 이상의 중합가능한 재료를 포함하고, 상기 하이드로겔은 상기 신체 부위의 외측 표면 및 상기 트랜스듀서 요소들과 부합하도록 구성되며, 상기 음향 결합 매체가 상기 신체 부위의 외측 표면과 접촉할 때, 상기 음향 결합 매체는 상기 신체 부위와 상기 음향 신호 트랜스듀서 요소들 사이에 음향 임피던스 정합을 제공하는, 예 27의 디바이스를 포함한다.
- [0159] 예 32는, 상기 TRE 유닛은, 트랜스듀서 요소들의 어레이에 의해 수신된 귀환 음향 에코들을, 상기 표적 체적의 적어도 일부의 정보를 포함하는 수신 파형으로서, 아날로그 포맷으로부터 디지털 포맷으로 변환하는 아날로그 대 디지털(A/D) 변환기들의 어레이와, 상기 하나 이상의 파형 합성기와 통신하며 전송을 위해 상기 음향 프로브에 제공되는 파형들을 수정하는 하나 이상의 증폭기, 및 상기 음향 프로브 디바이스 및 상기 A/D 변환기들의 어레이와 통신하며 상기 A/D 변환기들에 제공되는 귀환 음향 에코들을 수정하는 하나 이상의 전치증폭기를 포함하는, 예 27의 디바이스를 포함한다.
- [0160] 예 33은, 상기 음향 프로브는 상기 신호 생성 및 처리 유닛의 상기 TRE 유닛에 접속가능한 신호 인터페이스 모듈을 포함하고, 상기 신호 인터페이스 모듈은, 상기 트랜스듀서 요소들의 어레이와 통신하며 상기 어레이의 하나 이상의 트랜스듀서 요소를 선택해 상기 파형들을 대응하는 음향 파형들로 트랜스듀싱하도록 하고, 상기 어레이의 하나 이상의 트랜스듀서 요소를 선택해 상기 귀환 음향 에코들을 수신하도록 하는 멀티플렉싱 유닛을 포함하는, 예 27의 디바이스를 포함한다.
- [0161] 예 34는, 상기 신호 생성 및 처리 유닛은 임의 파형들을 생성하도록 동작가능하고, 상기 임의 파형들은 수학적으로 기술가능한 임의 파형을 포함하는, 예 27의 디바이스를 포함한다.
- [0162] 예 35는, 상기 임의 파형들은, 직사각형 펄스들, 삼각형 펄스들, 임펄스 펄스들, Gaussian 펄스들, 정현파 펄스들, 사인 펄스들, 멕시코 모자(Mexican hat) 웨이브릿 펄스들, Haar 웨이브릿 펄스들, 선형 FM 처핑된 펄스들(linear FM chirped pulse)들, 쌍곡선 FM 처핑된 펄스들, 코딩된 펄스들, 2진 코딩된 펄스들, 3진 코딩된 펄스들, 위상 코딩된 펄스들, 상보형 2진 코딩된 펄스들, 진폭 코딩된 펄스들, 위상 및 진폭 코딩된 펄스들, 주파수 코딩된 펄스들, 계단형 사인파 펄스들, 성형된 스펙트럼 펄스들, 또는 이들의 조합들 중 하나 이상을 포함하는, 예 34의 디바이스를 포함한다.
- [0163] 예 36은, 상기 신호 생성 및 처리 유닛은 상기 임의 파형들을 빔형성 및 조향하도록 동작가능한, 예 34의 디바이스를 포함한다.
- [0164] 예 37은, 상기 신호 생성 및 처리 유닛은, 상기 파형 정보에 따라 상기 하나 이상의 파형 합성기에 의해 생성된 하나 이상의 주파수 대역에 대응하는 개별적인 직교 코딩된 파형들 중 2개 이상을 포함하는 복합 파형을 생성하도록 동작가능하고, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들은 서로 상호 직교하고 상이한 주파수 대역들에 대응하여, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들 각각이 대응하는 위상을 갖는 고유 주파수를 포함하도록 하는, 예

27의 디바이스를 포함한다.

- [0165] 예 38은, 상기 개별적인 직교 코딩된 파형들 각각은, 각각, 개별적으로 진폭 가중되고 개별적으로 위상 가중된 복수의 진폭 및 복수의 위상을 포함하는, 예 37의 디바이스를 포함한다.
- [0166] 예 39는, 상기 신호 생성 및 처리 유닛은, 각각의 개별적인 직교 코딩된 파형의 주파수 대역, 진폭, 시간-대역 폭 곱 파라미터, 및 위상 파라미터를 결정하도록 동작가능한, 예 37의 디바이스를 포함한다.
- [0167] 예 40은, 상기 위상 파라미터는 의사-난수들의 세트로부터 또는 결정론적 수들의 세트로부터 결정되는, 예 39의 디바이스를 포함한다.
- [0168] 예 41은, 연조직 및 표적 뼈 양쪽 모두를 포함하는 관심 대상 주위에 배치되도록 구성가능한 만족된 어레이를 형성하도록 배열된 복수의 트랜스듀서 요소를 포함하는 음향 정형외과용 추적 시스템에 이용하기 위한 단층촬영 어레이에 관한 것으로, 각각의 트랜스듀서 요소는, 음향 파형을 전송 및 수신할 수 있고, 각각의 트랜스듀서 요소는, 높이 및 폭을 갖고 이웃 요소로부터 소정 거리에 위치한다. 상기 단층촬영 어레이는 또한, 상기 복수의 트랜스듀서 요소와 상기 관심 대상 사이에 음향 신호 전송 인터페이스를 형성하는 음향 결합기를 포함한다.
- [0169] 예 42는, 각각의 트랜스듀서 요소가 상기 관심 대상에 또는 상기 관심 대상으로부터 음향 신호를 전송하거나 수신하기 위해 독립적으로 어드레싱될 수 있는 구성에 관한 것이다.
- [0170] 예 43은, 단층촬영 어레이가 특정한 파장을 포함하는 음향파로 동작가능하고, 각각의 트랜스듀서 요소는 특정한 파장의 0.5 내지 2배 범위의 이웃 요소로부터 소정 거리에 위치하는 구성에 관한 것이다. 이 예에서, 음향파는 파장들의 범위를 포함할 수 있고, 이웃 요소들 사이의 거리는 상기 파장 범위로부터 선택되거나 선정되는 파장의 0.5 내지 2배의 범위 내에 있도록 선택될 수 있다.
- [0171] 예 44는, 단층촬영 어레이가 제1 음향 신호의 전송을 위해 연속적인 제1 세트의 트랜스듀서 요소들이 통전되는 것을 허용하도록 구성되는 구성에 관한 것이다.
- [0172] 예 45는, 음향 신호의 초점이 상기 연속적인 제1 세트의 트랜스듀서 요소들에 걸친 호 길이(arc length) 및 각도에 의해 한정된 섹터 내에 위치하는 구성에 관한 것이다.
- [0173] 예 46은, 단층촬영 어레이가 제2 음향 신호의 전송을 위해 연속적인 제2 세트의 복수의 트랜스듀서 요소들이 통전되는 것을 허용하도록 구성되는 구성에 관한 것이다.
- [0174] 예 47은, 상기 제1 세트 및 상기 제2 세트가 적어도 하나의 트랜스듀서 요소를 공유하는 구성에 관한 것이다.
- [0175] 예 48은, 단층촬영 어레이가 복수의 트랜스듀서 요소로부터의 제1 세트의 트랜스듀서 요소들을 포함하는 수신 개구, 및 상기 복수의 트랜스듀서 요소로부터의 제2 세트의 트랜스듀서 요소들을 포함하는 전송 개구를 포함하도록 구성된 구성에 관한 것으로, 상기 수신 개구는 상기 전송 개구와 동일하거나 더 크고, 상기 전송 개구는 완전히 상기 수신 개구 내에 위치한다.
- [0176] 예 49는, 단층촬영 어레이가, 비중첩 트랜스듀서 요소들을 포함하도록 상기 단층촬영 어레이 내에 위치하는 제1 및 제2 개구를 포함하도록 구성되고, 각각의 개구는 음향 신호를 수신 및 전송할 수 있으며, 상기 제1 개구는 제1 개수의 트랜스듀서 요소를 포함하고, 상기 제2 개구는 제2 개수의 트랜스듀서 요소를 포함하며, 상기 제1 개수 및 상기 제2 개수는, 상기 제1 및 상기 제2 개구 각각에 대해 관심 대상(예를 들어, 표적 뼈)의 표면에서 동일한 f-수를 유지하도록 선택된다.
- [0177] 예 50은, 단층촬영 어레이가 제1 전송 개구 및 제1 수신 개구로 구성되고, 상기 제1 수신 개구는 상기 제1 전송 개구의 위상 중심으로부터 90도 내지 -90도 사이에 위치하는 구성에 관한 것이다.
- [0178] 예 51은, 연조직과 표적 뼈 양쪽 모두를 포함하는 관심 대상 주변에 위치하도록 구성가능한 만족된 어레이를 형성하도록 배열된 복수의 트랜스듀서 요소를 포함하는 촬영 시스템에서 음향 신호를 전송 및 수신하기 위한 방법에 관한 것이다. 이러한 방법은, 관심 대상에 음향 신호를 전송하기 위한 전송 개구를 형성하는 제1 세트의 트랜스듀서 요소들을 통전하는 단계, 및 상기 관심 대상과의 상호작용 후에 상기 전송된 음향 신호의 적어도 일부를 수신하는 수신 개구를 형성하는 제2 세트의 트랜스듀서 요소들에서 수신하는 단계를 포함한다. 상기 제1 세트의 트랜스듀서 요소들은 적어도 하나의 트랜스듀서 요소를 포함하고, 상기 제2 세트의 트랜스듀서 요소들은, 이웃 트랜스듀서 요소로부터 중간 트랜스듀서 요소없이 소정 거리만큼 각각이 분리된 복수의 연속 트랜스듀서 요소를 포함한다.

- [0179] 예 52는, 상기 제1 세트의 트랜스듀서 요소들 내의 복수의 트랜스듀서 요소에 걸친 호 길이 및 각도에 의해 한정된 섹터 내에 위치하는 초점을 갖는 제1 음향 신호를 형성하는 것을 포함하는 제1 세트의 트랜스듀서 요소들을 통전하는 것에 관한 것이다.
- [0180] 예 53은 상기 제1 세트와 적어도 하나의 트랜스듀서 요소를 공유하는 제3 세트의 트랜스듀서 요소들을 이용하여 제2 음향 신호를 형성하는 것에 관한 것이다.
- [0181] 예 54는, 수신 개구가 전송 개구와 동일하거나 더 크고, 전송 개구가 복수의 트랜스듀서 요소에 의해 형성된 호상에서 완전히 상기 수신 개구 내에 위치하는 시나리오에 관한 것이다.
- [0182] 예 55는, 제1 세트 및 제2 세트의 트랜스듀서 요소들이 트랜스듀서 요소를 공유하지 않고, 상기 제1 세트 및 상기 제2 세트의 트랜스듀서 요소들 각각이, 수신 개구 또는 전송 개구 중 하나로서 동작하며, 상기 제1 세트 및 상기 제2 세트의 트랜스듀서 요소들은 상기 제1 세트 및 상기 제2 세트의 트랜스듀서 요소들에 의해 형성된 개구들에 대해 관심 대상(예를 들어, 표적 뼈)의 표면에서 동일한 f-수를 유지하도록 선택된다.
- [0183] 예 56은, 또 다른 음향 신호를 전송하는 제3 세트의 트랜스듀서 요소들을 통전하고, 상기 제3 세트의 트랜스듀서 요소들에 의해 생성된 음향 신호의 상기 관심 대상과의 상호작용으로 인해 생성된 음향 신호의 적어도 일부를 수신하는 것을 포함한다.
- [0184] 예 57은, 상이한 세트들의 트랜스듀서 요소들을 반복적으로 통전하고, 복수의 트랜스듀서 요소 모두가 적어도 한번 통전될 때까지 관심 대상과의 음향과의 상호작용의 결과로서 생성된 음향 신호를 수신하는 것을 포함한다.
- [0185] 예 58은, 각각의 반복에서, 상이한 세트들의 트랜스듀서 요소들이 무작위 선택 패턴으로 선택되는 시나리오에 관한 것이다.
- [0186] 예 59는, 각각의 반복에서, 상이한 세트들의 인접한 트랜스듀서 요소들이 선택되는 시나리오에 관한 것이다.
- [0187] 예 60은, 각각의 반복에서, 상이한 세트들의 비인접 트랜스듀서 요소들이 선택되는 시나리오에 관한 것이다.
- [0188] 예 61은, 각각의 반복이 서로 시간적으로 분리된 2개 이상의 음향 신호의 전송과, 그에 후속하는, 시간적으로 분리된 2개 이상의 음향 신호의 수신을 포함하는 시나리오에 관한 것이다.
- [0189] 예 62는, 모든 트랜스듀서 요소들에 어드레싱가능한 하나의 전송 채널 및 모든 트랜스듀서 요소들에 어드레싱가능한 하나의 수신 채널을 포함하는 예 43의 디바이스를 포함한다.
- [0190] 예 63은, 전송 요소가 복수의 요소로부터 선택되고 수신 요소가 주어진 전송을 위해 전송 요소와 동일하도록 선택되는 예 62에 관한 것이다.
- [0191] 예 64는, 모든 트랜스듀서 요소들에 어드레싱가능한 하나의 전송 채널 및 모든 트랜스듀서 요소들에 어드레싱가능한 2개의 수신 채널을 포함하는 예 43의 디바이스를 포함한다.
- [0192] 예 65는, 전송 요소가 복수의 트랜스듀서 요소로부터 선택되고 하나의 수신 요소가 주어진 전송을 위해 전송 요소와 동일하도록 선택되며 제2 수신 요소는 사이에 아무런 요소도 없는 이웃 요소가 되도록 선택되는 예 64에 관한 것이다.
- [0193] 예 66은, 트랜스듀서 요소들이 연속적으로 인덱싱되고 하나의 수신 채널은 짝수 트랜스듀서 요소 인덱스에 어드레싱가능하고 다른 수신 채널은 홀수 트랜스듀서 요소 인덱스에 어드레싱가능한 예 64에 관한 것이다.
- [0194] OTS 시스템의 특정한 예
- [0195] 개시된 음향 정형외과용 추적 시스템(OTS)은, 정형외과 수술 이전 및 도중에, 정확하고 시기적절한 6DoF 뼈 위치를 제공함으로써, 대화식 정형외과 수술용 로봇 팔 등의, 수술 시스템을 보강하는데 이용될 수 있다. 개시된 음향 OTS 기술은, 비-촬영 데이터(예를 들어, 범위 도플러 측정)를 제공할 수 있고, 추가로 또는 대안으로서 촬영 데이터를 제공할 수 있다. 개시된 음향 OTS에 의해 제공되는 이점들로 인해, 개시된 시스템은, 적어도 부분적으로, 환자의 대퇴골 및 경골에 고정된 LED 전기-광학 추적기를 전형적으로 이용하는 현재의 추적 시스템을 대체할 것으로 예상된다.
- [0196] 일부 구현에서, 개시된 음향 OTS는, 인간 대퇴골 및 경골 뼈 표적을 위해 제3자 수술 네비게이션 시스템(third party surgical navigation system; 3PSNS)에 수술 중 상대적 위치 데이터를 제공할 수 있다. 개시된 음향 OTS의 이러한 예시적인 구현은 인간 대퇴골 및 경골에 적용가능하며, 시스템은 또한, 다른 정형외과용 해부학적

피쳐 및 구조물, 예를 들어 다른 인간 또는 동물의 뼈 표적에 대한 적용을 특성규명하도록 설계된다.

- [0197] 일부 실시예에서, 예를 들어, 개시된 음향 OTS는, 초음파 신호 데이터를 전송 및 수신할 수 있고, 예를 들어, 전기-광학적 SNS 등의, 3D 위치 추적 시스템에 의해 동시에 추적될 수 있는 위치와 각도 위치에서 초음파 트랜스듀서 어레이를 포함한다. 위치 데이터는, 로봇 보조형 정형외과 수술을 위해 추적할 뼈의 3D 모델에 맞추어진 좌표계를 기준할 수 있다. 일부 구현에서, 예를 들어, 3D 뼈 모델은 수술 계획 프로세스의 일부로서 CT 스캔 또는 다른 3D 촬영 양식에 의해 외과 수술 전에 준비될 수 있다.
- [0198] 도 9는 예시적인 3PSNS 시스템 컴포넌트들과 통합된 개시된 음향 OTS 시스템을 도시한다. 도 9에 도시된 예에서, 예시적인 OTS 초음파 트랜스듀서 어레이는 환자의 뼈의 위치를 모니터링하기 위해 환자의 외부 다리 피부 표면에 부착된다. OTS는 예시적인 전기-광학적 SNS에 위치 및 각도 기준 데이터를 제공하여, 3PSNS가 환자의 뼈 좌표계에 관한 3PSNS 광학 어레이의 위치를 결정하는 것을 허용한다.
- [0199] 도 10a는, OTS가 임의의 지점 P, 및 그 연관된 좌표계(x_1, y_1, z_1)를 취득할 때, 시간 $t = 0$ 에서의, 환자의 뼈 좌표계(x_1, y_1, z_1), 예시적인 OTS 초음파 트랜스듀서 어레이 좌표계 (x_2, y_2 및 z_2), 및 예시적인 3PSNS 광학 어레이 좌표계(x_3, y_3 및 z_3) 사이의 관계를 도시한다.
- [0200] 예를 들어, SNS 광 어레이가, 기준의 SNS 프레임에 관하여, 기준 지점 P의 상대 위치를 알 때, SNS는 점 P와 환자의 뼈 표면의 "알려진" 탐색 점 Q 사이의 위치 관계를 등록할 수 있다.
- [0201] CT 스캔 데이터로부터 준비된 뼈의 소프트웨어 3D 솔리드 모델을 이용하여, 예를 들어, 수신된 초음파 신호가 뼈 모델과 정합되어, 초기 취득 후 임의의 미래 시간 $t = T$ 에서의 뼈 좌표계(x_1, y_1, z_1)에 대한 OTS 초음파 어레이 좌표계(x'_2, y'_2, z'_2)의 위치 관계를 지속적으로 결정한다. 어레이가 환자의 뼈에 고정되어 있지 않기 때문에, 뼈에 대해 상대적인 어레이의 움직임이 측정되어, 도 10b에 나타난 바와 같이, 전체 6DoF 추적에 대한 각도 변경을 포함한 상대 위치(x'_2, y'_2, z'_2)로서 3PSNS 시스템에 보고된다. 도 10b는 미래 시간 $t = T$ 에서의 초음파 어레이 변위를 나타내는 뼈 추적 좌표계를 도시하는 다이어그램이다.
- [0202] 예시적인 음향 OTS는, 취득 후, 모든 샘플 시간 T에 대한 트랜스듀서 어레이 좌표계(x'_2, y'_2, z'_2)에 대해, 병진 데이터 $\Delta R_{12}(T)$ 에 더하여 트랜스듀서 좌표 회전 정보를 3x3 방향 코사인 행렬 요소들로서, 또는 기타 임의의 상호합의된 포맷으로 제공한다. 어떠한 이유로든 "추적 손실" 상태가 발생한다면, OTS는 취득 모드로 가서, 원래 가상 기준점 P, 및 연관된 좌표계를 재취득하고 디지털 "트랙 손실" 플래그를 설정할 것이다. 일부 구현에서, 예를 들어, OTS가 지점 P를 자동으로 재취득하지 않을 유일한 예상되는 조건은, 어떤 이유로 OTS 트랜스듀서 어레이가 환자의 피부로부터 분리되는 경우일 것이다.
- [0203] OTS에 대한 예시적인 하드웨어 블록도는 도 11에 도시되어 있다. 예를 들어, 시스템의 일부 실시예에서, OTS 하드웨어 서브시스템은 다음과 같은 요소들을 포함할 수 있다 : 초음파 트랜스듀서 어레이 #1과 #2 : 뼈 표면으로부터 반사된 초음파 신호를 전송 및 수신한다; Tx/Rx 전자회로 : 초음파 전송기 회로 및 수신기 전치증폭기 및 A/D 컨버터를 포함한다. RF 신호는 트랜스듀서 어레이에/트랜스듀서 어레이로부터 전송된다. 수신된 신호는 디지털화되고 필터링되며 실시간 프로세서에 공급된다.
- [0204] 실시간 데이터 프로세서 : 예시적인 OTS 소프트웨어 아키텍처의 블록도가 도 12에 도시되어 있다.
- [0205] 시스템 동작 : 다음 절은 본 기술의 작동 모드, 파라미터, 및 절차의 시스템의 예로서 설명된다. 다른 동작 모드들, 파라미터들, 및 절차들은 또한 본 기술의 시스템을 이용하여 구현될 수 있다.
- [0206] 예시적 모드들
- [0207] 셋업 모드 : 셋업 모드는 제3자 호스트 시스템 운영자가 3D 뼈 솔리드 모델을 로딩하고 어레이 캘리브레이션을 포함한 다른 유지보수 작업을 수행하는 것을 허용한다. 3D 솔리드 모델이 아직 시스템에 로딩되지 않은 경우 셋업 모드가 디폴트 모드가 될 수 있다.
- [0208] 자체-테스트 모드 : 자체-테스트는, 어레이, Tx/Rx 기능, 프로세서 및 I/O 인터페이스를 포함한 주요 하드웨어 기능을 자동으로 테스트하도록 프로그래밍될 수 있다. 자체-테스트는, 수행된 각각의 테스트의 결과를 포함하는 상세한 상태 메시지를 포함하는 통과/실패 표시를 반환한다. 상태 메시지는, 이용되는 경우, 유지 관리를 위해, 호스트 시스템이나 부착된 콘솔에 전송된다.

- [0209] 수동 테스트 모드 : 수동 테스트는 운영자는 자체-테스트에서 수행된 테스트들 각각을 개별적으로 수행하고 문제 해결을 위해 하위 수준의 상태 정보를 획득하는 것을 허용한다. 수동 테스트는, 트랜스듀서 요소들 각각으로부터의 반환된 신호를 보여주는 차트 뿐만 아니라, 숫자 또는 그래픽 형식의 6DoF 데이터를 포함하는 테스트 대시보드로부터 볼 수 있는 측정 데이터를 제공하도록 프로그래밍될 수 있다.
- [0210] 실행 모드 : 실행 모드는 2가지 하위 모드를 포함한다; 취득 및 추적, 이들은 다음과 같이 설명된다.
- [0211] 취득 모드 : 실행 모드로 명령받으면, 예시적인 음향 OTS는 취득 하위 모드를 시작함으로써, 3D 솔리드 모델에 대한 뼈 단면 정합을 검색하므로 유효한 위치 데이터를 STS에 아직 제공하지 않는다. 이 모드 동안, 예를 들어, IEEE 1394 인터페이스를 통해, 음향 OTS의 현재 모드 및 건강 상태를 나타내는 메시지가 STS로 지속적으로 전송될 것이다. 음향 OTS가 솔리드 모델에 대한 수락가능한 정합을 가진다고 결정하면, 취득 모드가 완료되고 OTS가 3D 솔리드 모델에 등록된다.
- [0212] 추적 모드 : 일단 OTS 소프트웨어가 3D 솔리드 모델에 대한 충분한 정합을 결정하고 나면, 자동으로 트랙 모드로 천이하고 IEEE 1394 직렬 인터페이스를 통해 6DoF 위치 데이터를 STS에 보고하기 시작한다. 메시지 스트림은 어레이에 관한 뼈 위치의 측정의 유효성을 나타내는 각각의 프레임과 함께 건강 상태 워드(health status word)를 포함한다. 이 메시지는 수신된 초음파 신호와 3D 기준 모델 사이의 상관관계에 기초한 에러 추정치를 포함할 수 있다. 어떤 이유로 OTS 소프트웨어가 3D 솔리드 모델과 충분히 정합되지 않는 뼈의 단면을 감지하면, 자동으로 취득 모드로 돌아가 OTS를 3D 솔리드 모델에 재등록할 것이다.
- [0213] 어레이 및 모드 선택과 어레이 식별 : 음향 OTS는 시스템에 접속된 어레이(들)의 유형을 자동으로 검출하도록 프로그래밍될 수 있다. 검출된 어레이 유형의 코드는 호스트 시스템에 전송된 상태 메시지에 포함될 수 있다.
- [0214] 시스템 또는 서브시스템 기능적 동작 파라미터들
- [0215] 6DoF 추적 : 음향 OTS는, 3PSNS 시스템의 서브시스템으로서 이용되어 로봇 보조형 정형외과 수술을 위해 환자의 뼈에 맞추어진 미리정의된 좌표계에 관한 초음파 트랜스듀서 어레이의 6DoF 추적을 제공하도록 프로그래밍될 수 있다.
- [0216] 6DOF 추적 샘플 주파수 : 음향 OTS 추적 샘플 주파수는 1 kHz 이상이 되도록 프로그래밍될 수 있다.
- [0217] 6DoF 추적 지연 : 음향 OTS 추적 레이턴시는 3ms 미만이 되도록 프로그래밍될 수 있다.
- [0218] 6DoF 추적 레이턴시 시간 지터 : 음향 OTS 추적 레이턴시 지터는 기껏해야 무시할 만한 양이 되도록 프로그래밍될 수 있다.
- [0219] 상대 표적 추적 속도 : 음향 OTS는 최대 50 mm/s의 선형 속도로 뼈에 관한 트랜스듀서 어레이의 상대적 위치를 추적하도록 프로그래밍될 수 있다.
- [0220] 표적 추적 범위 : 음향 OTS는 초기화된 시작 위치로부터 +/-25 mm의 움직임 범위에 걸쳐 뼈에 관한 트랜스듀서 어레이의 상대적 위치를 추적하도록 프로그래밍될 수 있다.
- [0221] 해부학적 표적 : 음향 OTS는, 다음과 같은 해부학적 표적, 예를 들어, 인간 대퇴골 및 인간 경골에 관한 트랜스듀서 어레이 위치를 추적할 수 있도록 프로그래밍될 수 있다.
- [0222] 인간 환자 집단 : OTS는 아래의 표 1에 명시된 바와 같이 5 번째 및 95번째 종아리와 중간 허벅지 치수 사이에서 남성 및 여성의 환자에 관한 정형외과 수술 절차를 지원할 수 있다.

표 1

환자 파라미터	최소 (5 th 백분위)	최대 (95 th 백분위)
나이, 연령	20 초과	
성별	남성 및 여성	
종아리 둘레 ¹ , cm	29.8	48.0
중간-허벅지 둘레 ¹ , cm	38.2	75.0
체중 ¹ , lb	102	275

[0223]

[0224]

인간 환자 집단 특성들

[0225]

OTS 시스템은 수족이 표 1에 명시된 크기 범위 내에 있다면 20세 미만의 환자에게 이용될 수 있다.

[0226]

6DoF 데이터 출력 파라미터들 : OTS는, 예를 들어, 아래의 표 2에 정의된 바와 같은, 6DoF 위치 및 각도 파라미터를 출력할 수 있다.

표 2

파라미터	정의	단위	범위
좌표 변환	시간 샘플 T에서 O ₂ 에 대한 원점 O' ₂ 위치		
ΔX_2	$x_2 \cdot \Delta R_{12}$	meters	-1 내지 1
ΔY_2	$y_2 \cdot \Delta R_{12}$	meters	-1 내지 1
ΔZ_2	$z_2 \cdot \Delta R_{12}$	meters	-1 내지 1
좌표 회전	시간 샘플 T에서 O ₂ 에 관한 O' ₂ 좌표 회전		
$\cos(\theta_{11})$	$x_2 \cdot x'_2$	단위 없음	-1 내지 +1
$\cos(\theta_{12})$	$x_2 \cdot y'_2$	단위 없음	-1 내지 +1
$\cos(\theta_{13})$	$x_2 \cdot z'_2$	단위 없음	-1 내지 +1
$\cos(\theta_{21})$	$y_2 \cdot x'_2$	단위 없음	-1 내지 +1
$\cos(\theta_{22})$	$y_2 \cdot y'_2$	단위 없음	-1 내지 +1
$\cos(\theta_{23})$	$y_2 \cdot z'_2$	단위 없음	-1 내지 +1
$\cos(\theta_{31})$	$z_2 \cdot x'_2$	단위 없음	-1 내지 +1
$\cos(\theta_{32})$	$z_2 \cdot y'_2$	단위 없음	-1 내지 +1
$\cos(\theta_{33})$	$z_2 \cdot z'_2$	단위 없음	-1 내지 +1

[0227]

[0228]

6DoF 파라미터들

[0229]

여기서 x_2 는 X_2 방향의 단위 벡터이고, x'_2 는 X'_2 방향의 단위 벡터 등등이며, $\cos(\theta_{ij})$ 는, 아래의 수학식 (A)에 예시되고 도 13에 도시된 바와 같이 시간 T에서의 트랜스듀서 어레이의 각 운동(angular movement)을 기술하는 방향 코사인 행렬의 요소들이다.

$$\begin{pmatrix} X'_2 \\ Y'_2 \\ Z'_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_{11}) & \cos(\theta_{12}) & \cos(\theta_{13}) \\ \cos(\theta_{21}) & \cos(\theta_{22}) & \cos(\theta_{23}) \\ \cos(\theta_{31}) & \cos(\theta_{32}) & \cos(\theta_{33}) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{pmatrix} \quad (A)$$

[0230]

[0231]

상기 수학식 (A)에서, (X_2 , Y_2 , Z_2)는 시스템이 초기화된 시간 $t = 0$ 에서의 OTS 트랜스듀서 좌표 기준이고, (X'_2 , Y'_2 , Z'_2)는 후속 시간 $t = T$ 에서의 뼈에 관한 트랜스듀서의 움직임에 기인한 새로운 트랜스듀서 각 위치

이다. 파라미터 x , y 및 z 는 시간 $t = T$ 에서의 뼈 기준 프레임에 관한 트랜스듀서의 병진의 측정치이다. 도 13은 시간 T 에서의 대퇴골 6DoF 좌표계를 도시한다.

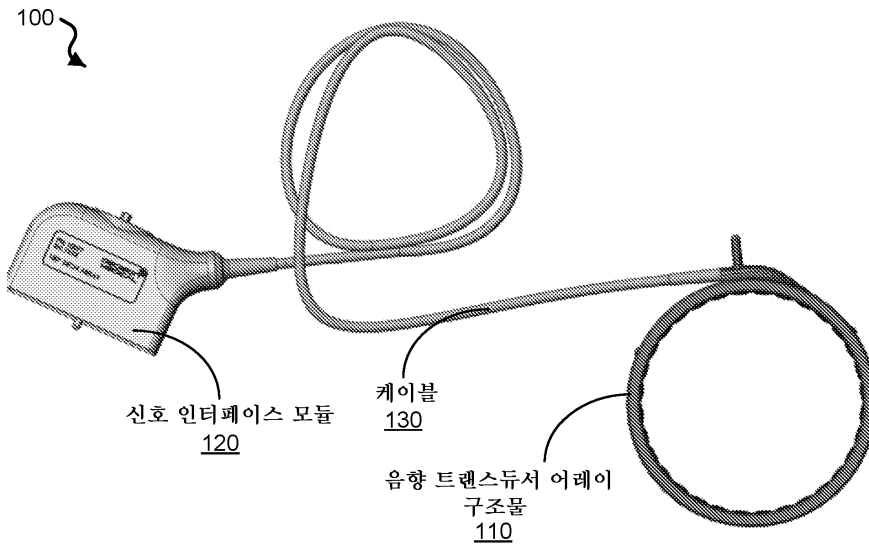
- [0232] 동작 시퀀스 : 음향 OTS는 다음과 같은 활동 시퀀스로 동작될 수 있다(예를 들어, 무릎 관절경 검사).
- [0233] 예시적인 수술전 계획 : (1) CT 스캔(또는 다른 3D 단층촬영) 영상에서 환자의 대퇴골과 경골의 3D 솔리드 모델을 준비한다; (2) (도 13에 도시된 바와 같이) 3차원 솔리드 모델 상의 지점 P에 맞추어진 직교 우측 기준 프레임을 할당한다; (3) 적절한 3D 뼈 팬텀에 대해 OTS 초음파 어레이를 검증/캘리브레이트한다.
- [0234] 예시적인 수술일 계획 : (1) 무릎뼈로부터 적절한 거리에서 환자의 허벅지와 종아리에 음향 OTS 트랜스듀서 어레이를 부착한다; (2) 음향 OTS 시스템 전자회로를 활성화하고 예시적인 3PSNS 콘솔을 통해 TIB 및 MI 출력 디스플레이 인덱스를 포함하는 상태를 모니터링한다; (3) 예시적인 3PSNS 콘솔을 통해 추적을 시작하기 위해 공칭 위치에 있는 트랜스듀서들로 OTS를 초기화한다; (4) 3PSNS 시스템을 초음파 어레이의 공간 기준점에 맞춘다; (5) 음향 OTS 뼈 추적을 갖춘 3PSNS 시스템을 대퇴골과 경골의 외피 표면 상의 적절한 기준 위치들에 맞춘다; (6) 로봇 보조형 정형외과 수술을 진행한다.
- [0235] 트랜스듀서 어레이 : 음향 OTS 트랜스듀서 어레이는 해부학적 치수의 범위에서 이용하기에 적합하도록 구성될 수 있다.
- [0236] 대퇴골 어레이(들)
- [0237] 대퇴골 어레이 위치 : OTS 대퇴골 어레이(들)은 무릎 관절로부터 6 cm와 12 cm 사이의 대퇴골 외피 표면을 맵핑할 수 있도록 구성될 수 있다.
- [0238] 대퇴골 어레이 스캔 영역 : OTS 대퇴골 어레이(들)은 둘레가 35 내지 75 cm인 (직경 11.1 내지 23.9cm) 허벅지 영역을 스캔할 수 있도록 구성될 수 있다.
- [0239] 경골 어레이(들)
- [0240] 경골 어레이 위치 : OTS 대퇴골 어레이(들)은 무릎 관절로부터 6 cm와 12 cm 사이의 경골 외피 표면을 맵핑할 수 있도록 구성될 수 있다.
- [0241] 경골 어레이 스캔 영역 : OTS 대퇴골 어레이(들)은 둘레가 28 내지 48 cm인 (직경 8.9 내지 15.3 cm) 종아리 영역을 스캔할 수 있도록 구성될 수 있다.
- [0242] 기타의 어레이(들) : 개시된 기술은, 예를 들어 엉덩이, 척추 및 발목 등의, 다른 인간의 뼈에 대한 어레이를 구현하는데 이용될 수 있다.
- [0243] 출력 디스플레이 표준 : OTS 초음파 시스템은, FDA 트랙 3 디바이스처럼, 출력 디스플레이 표준(NEMA UD 3-2004)에 부합하는 출력을 생성할 수 있다.
- [0244] 뼈 열 지수(Bone Thermal Index) : OTS 초음파 시스템은 초음파가 전송되고 있는 모든 시간에서 음향 출력 뼈 열 지수(TIB)의 실시간 보고를 제공하도록 구성될 수 있다. TIB 값은, 주변 체온보다 높은 온도 상승, 몇 도 C의 추정치이다. TIB는 3PSNS에 전송되는 데이터 메시지에 포함될 수 있다.
- [0245] 기계적 지수 : OTS 초음파 시스템은 초음파가 전송되고 있는 모든 시간에서 음향 출력 기계적 지수(MI)의 실시간 보고를 제공하도록 구성될 수 있다. MI는 3PSNS에 전송되는 데이터 메시지에 포함될 수 있다.
- [0246] 트랜스듀서 어레이 세정 재료 : OTS 트랜스듀서 어레이는 다음과 같은 세정 재료들 중 하나 이상과 호환되도록 구성될 수 있다, 예를 들어 : 75 % IPA, Cidex Plus 28 Day, Cidex OPA, Cidezyme, Klenzyme 또는 Omnicide.
- [0247] 본 특허 문서 및 첨부된 부록에서 설명된 주제와 기능적 동작들의 구현은, 본 명세서에서 개시된 구조들 및 그들의 구조적 균등물들을 포함한, 다양한 시스템들, 디지털 전자 회로, 컴퓨터 소프트웨어, 펌웨어, 또는 하드웨어로, 또는 이들 중 하나 이상의 조합으로 구현될 수 있다. 본 명세서에서 설명된 주제의 구현은, 하나 이상의 컴퓨터 프로그램 제품, 즉, 데이터 처리 장치에 의해 실행되거나 데이터 처리 장치의 동작을 제어하기 위한 유형의 및 비일시적인 컴퓨터 판독가능한 매체에 인코딩된 컴퓨터 프로그램 명령어들의 하나 이상의 모듈로서 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독가능한 매체는, 머신 판독가능한 저장 디바이스, 머신 판독가능한 저장 기관, 메모리 디바이스, 머신 판독가능한 전파된 신호에 영향을 미치는 물질의 조성, 또는 이들 중 하나 이상의 조합일 수 있다. 용어 "데이터 처리 장치"는, 예로서 프로그램가능한 프로세서, 컴퓨터, 또는 복수의 프로세서나 컴퓨터를 포함한, 데이터를 처리하기 위한 모든 장치, 디바이스, 및 머신을 포괄한다. 장치는, 하드웨어 외에도, 해

당 컴퓨터 프로그램에 대한 실행 환경을 생성하는 코드, 예를 들어, 프로세서 펌웨어, 프로토콜 스택, 데이터베이스 관리 시스템, 운영 체제, 또는 이들 중 하나 이상의 조합으로 구성된 코드를 포함할 수 있다.

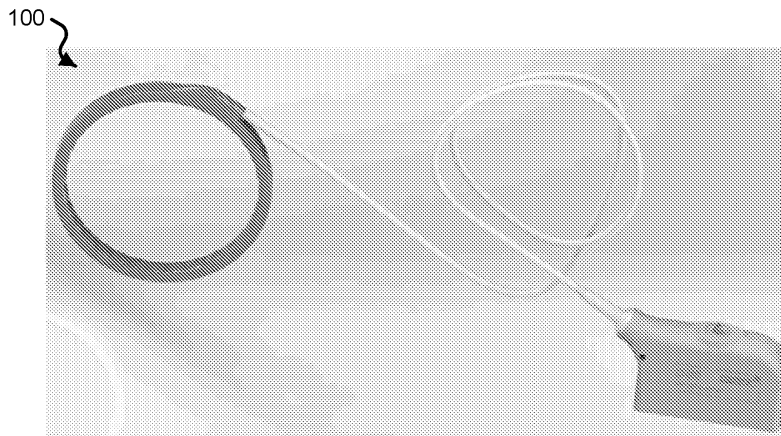
- [0248] (프로그램, 소프트웨어, 소프트웨어 애플리케이션, 스크립트, 또는 코드라고도 알려진) 컴퓨터 프로그램은, 컴파일형 또는 인터프리터형 언어를 포함한 임의의 형태의 프로그래밍 언어로 작성될 수 있고, 단독형 프로그램이나, 모듈, 컴포넌트, 서브루틴, 또는 컴퓨팅 환경에서 이용하기에 적합한 기타의 유닛을 포함한, 임의의 형태로 배치될 수 있다.
- [0249] 컴퓨터 프로그램은 반드시 파일 시스템 내의 파일에 대응할 필요는 없다. 프로그램은 다른 프로그램이나 데이터를 보유하고 있는 파일(예를 들어, 마크업 언어 문서에 저장된 하나 이상의 스크립트)의 일부로서, 해당 프로그램에 전용된 단일 파일에, 또는 복수의 조율된 파일들(예를 들어, 하나 이상의 모듈, 서브 프로그램, 또는 코드의 부분들을 저장하고 있는 파일들)에 저장될 수 있다.
- [0250] 컴퓨터 프로그램은, 하나의 컴퓨터에서, 또는 적어도 하나의 사이트에 위치하거나 복수의 사이트에 걸쳐 분산되고 통신 네트워크를 통해 상호접속된 복수의 컴퓨터에서 실행되도록 배치될 수 있다.
- [0251] 본 명세서에서 설명된 프로세스들 및 로직 흐름들은, 입력 데이터에 관해 동작하고 출력을 생성함으로써 기능을 수행하는 하나 이상의 컴퓨터 프로그램을 실행하는 하나 이상의 프로그램가능한 프로세서에 의해 수행될 수 있다. 프로세스들과 로직 흐름들은 또한, 특별 목적 로직 회로, 예를 들어, FPGA(필드 프로그래머블 게이트 어레이) 또는 ASIC(application specific integrated circuit; 주문형 집적 회로)에 의해 수행될 수 있고, 또한 장치가 이들로서 구현될 수 있다.
- [0252] 컴퓨터 프로그램을 실행하기에 적합한 프로세서로는, 예로서, 범용 마이크로프로세서 및 특별 목적 마이크로프로세서 양쪽 모두, 및 임의의 종류의 디지털 컴퓨터의 임의의 하나 이상의 프로세서가 포함된다. 일반적으로, 프로세서는 판독 전용 메모리나 랜덤 액세스 메모리 또는 양쪽 모두로부터 명령어와 데이터를 수신할 것이다. 컴퓨터의 본질적 요소들은, 명령어를 실행하기 위한 프로세서와, 명령어 및 데이터를 저장하기 위한 하나 이상의 메모리 디바이스이다. 일반적으로, 컴퓨터는 또한, 데이터를 저장하기 위한 하나 이상의 대용량 저장 디바이스, 예를 들어, 자기, 광자기 디스크, 또는 광 디스크를 포함하거나, 이들로부터 데이터를 수신, 이들에게 데이터를 전송, 또는 양쪽 모두를 위해 동작적으로 결합될 수 있다. 그러나, 컴퓨터는 이러한 디바이스를 가질 필요는 없다. 컴퓨터 프로그램 명령어 및 데이터를 저장하기에 적합한 컴퓨터 판독가능한 매체는, 예로서 반도체 메모리 디바이스들, 예를 들어 EPROM, EEPROM 및 플래시 메모리 디바이스를 포함한, 모든 형태의 비휘발성 메모리, 매체 및 메모리 디바이스를 포함한다. 프로세서와 메모리는 특별 목적 로직 회로에 의해 보충되거나, 이에 병합될 수 있다.
- [0253] 본 특허 문서 및 첨부된 부록은 많은 특정한 사항들을 포함하지만, 이들은 본 발명의 범위의 또는 청구 범위에 관한 제한으로서 해석되어서는 안 되고, 특정한 발명의 특정한 실시예들 고유의 피쳐들의 설명으로서 해석되어야 한다. 별개의 실시예들의 정황에서 본 특허 문서 및 첨부된 부록에서 설명된 소정 피쳐들은 또한, 단일의 실시예에서 조합하여 구현될 수 있다. 역으로, 단일 실시예의 정황에서 설명된 다양한 피쳐들은 또한, 복수의 실시예에서 별개로 구현되거나 임의의 적절한 하위조합(subcombination)으로 구현될 수 있다. 게다가, 피쳐들이 상기에서 소정 조합으로 작용하는 것으로 설명되거나 심지어 그와 같이 처음 청구되더라도, 청구된 조합으로부터의 하나 이상의 피쳐들은 일부 경우에는 그 조합으로부터 삭제될 수도 있고, 청구된 조합은 하위조합이나 하위조합의 변형에 관한 것일 수도 있다.
- [0254] 마찬가지로, 동작들이 도면에서 특정 순서로 도시되더라도, 이것은, 바람직한 결과를 달성하기 위해 이러한 동작들이 도시된 특정 순서로 또는 순차적 순서로 수행될 것을 요구하거나, 도시된 모든 동작들이 수행될 것을 요구하는 것으로 이해되어서는 안 된다. 또한, 본 특허 문서 및 첨부된 부록에서 설명된 실시예들에서의 다양한 시스템 컴포넌트들의 분리는 모든 실시예에서 이러한 분리를 요구하는 것으로 이해되어서는 안 된다.
- [0255] 단지 몇 개의 구현 및 예들만이 설명되었지만, 본 특허 문서 및 첨부된 부록에서 설명되고 예시된 내용에 기초하여 다른 구현, 개선 및 변형이 이루어질 수 있다.

도면

도면1a

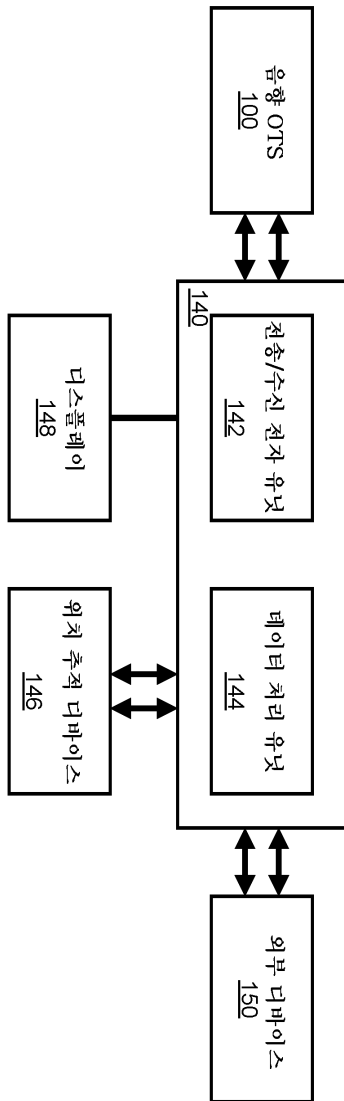


도면1b

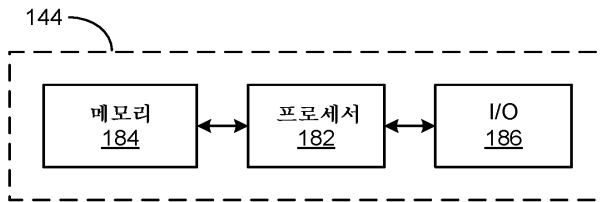


- 대퇴골, 경골, 엉덩이(장골능)에 대한 고유 어레이
- 저비용(잠재적으로 쓰고버리는) 멸균 섹션
- 환자로의 접촉성/압축 결합
- 멸균으로부터 비멸균 환경으로의 케이블 천이

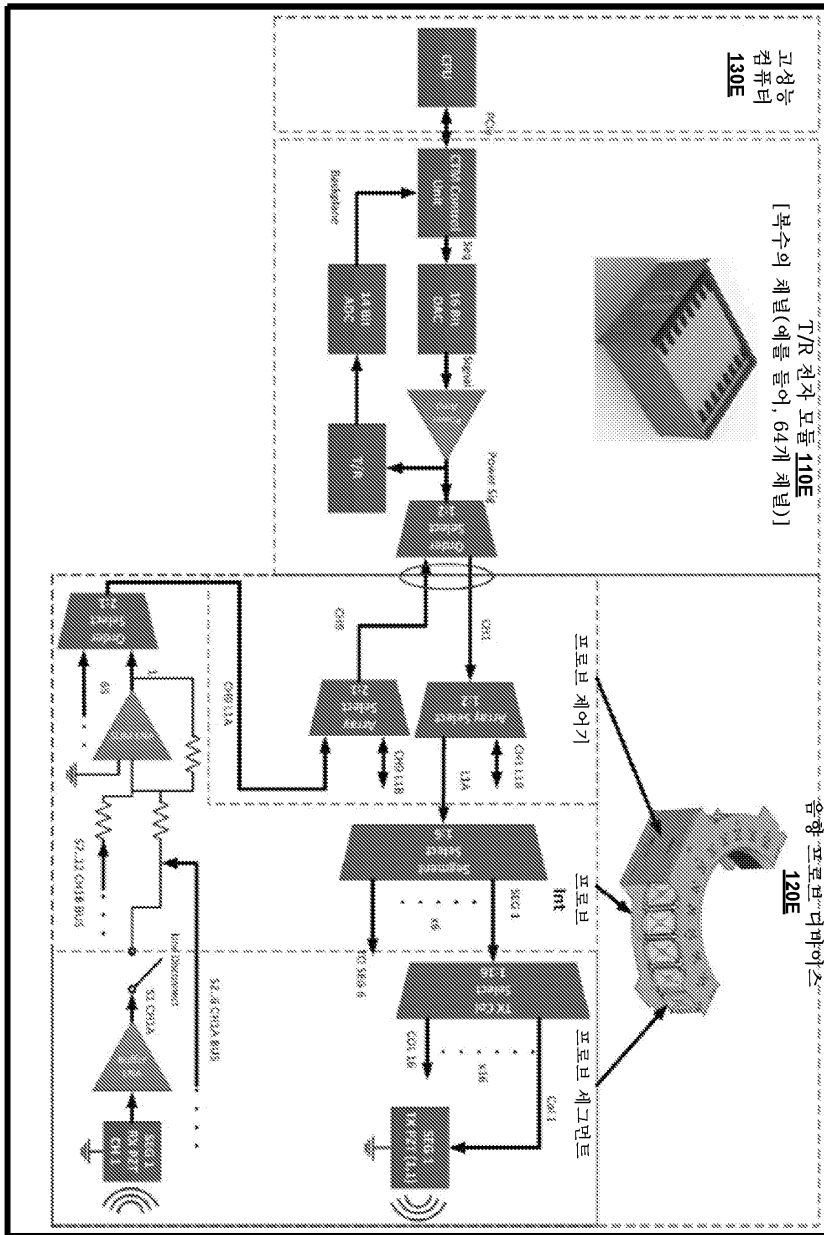
도면1c



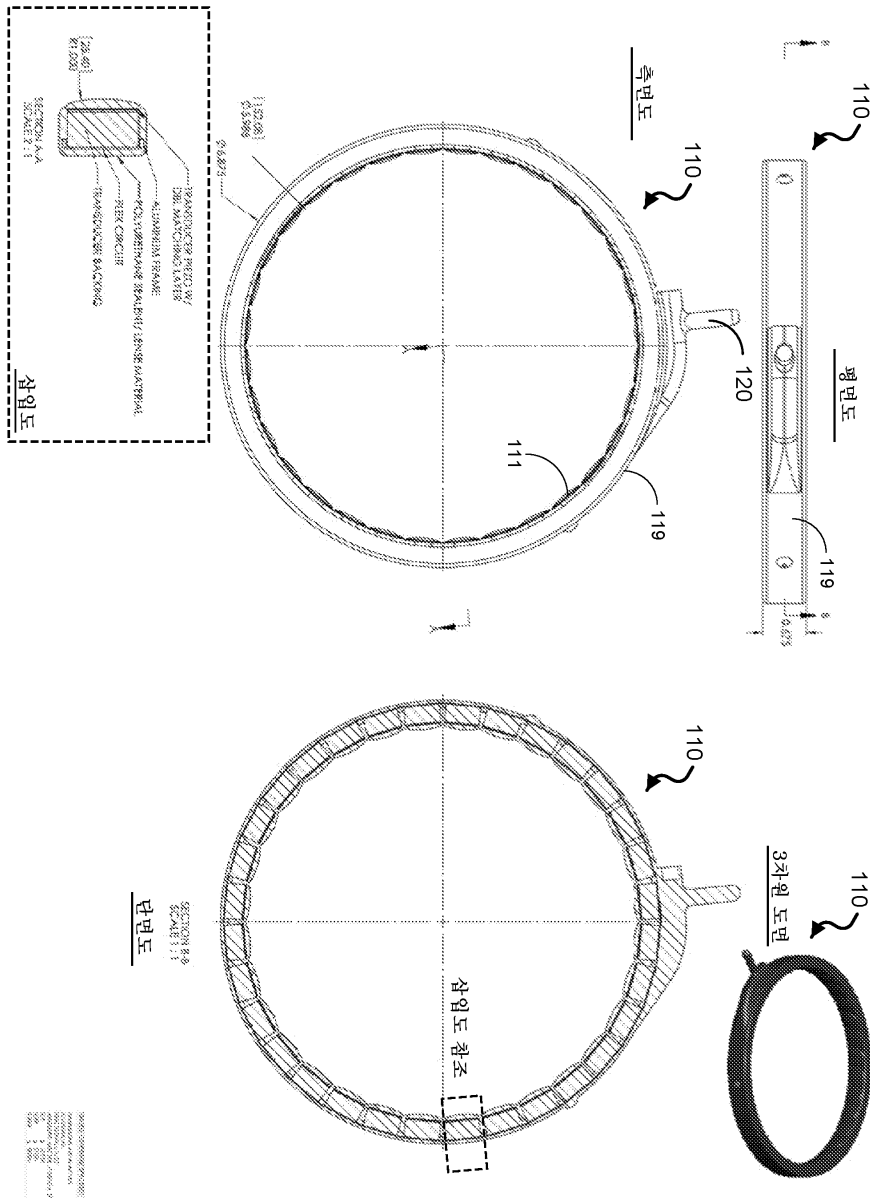
도면1d



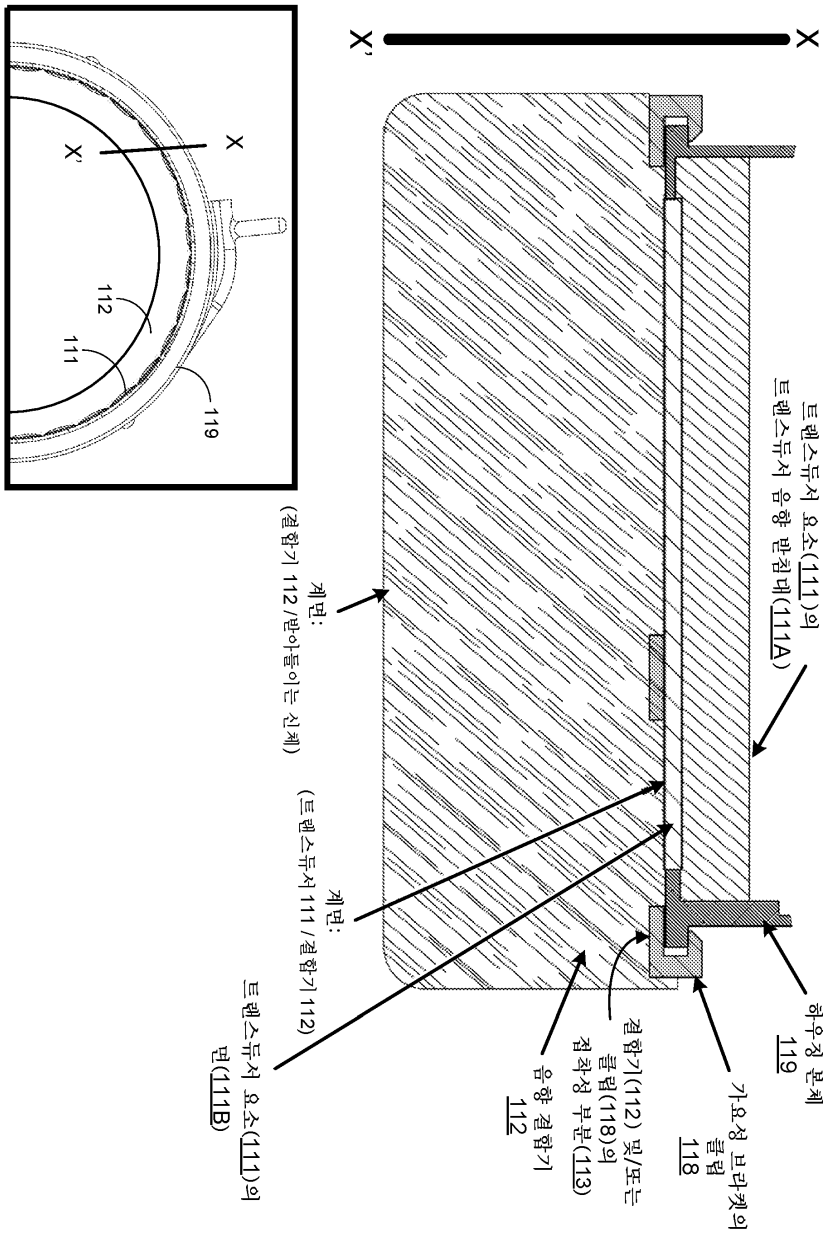
도면 1e



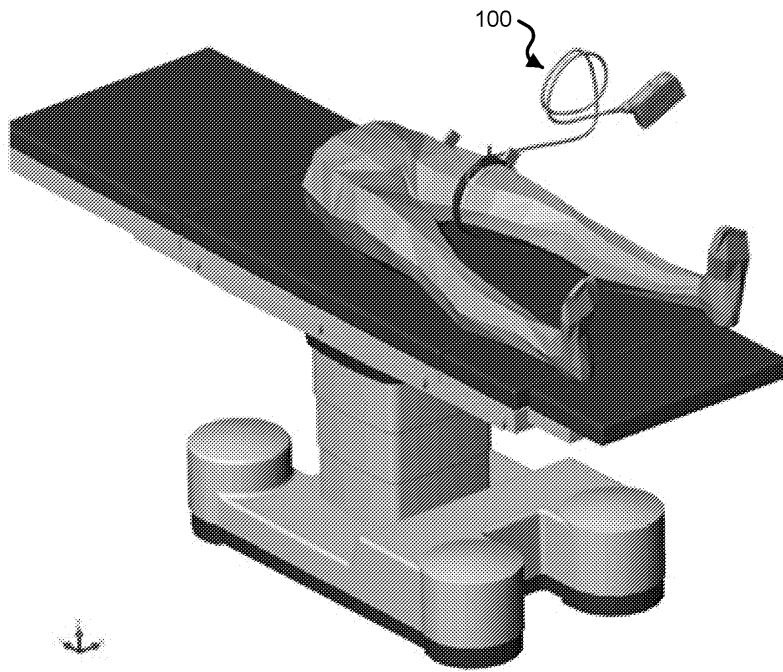
도면2a



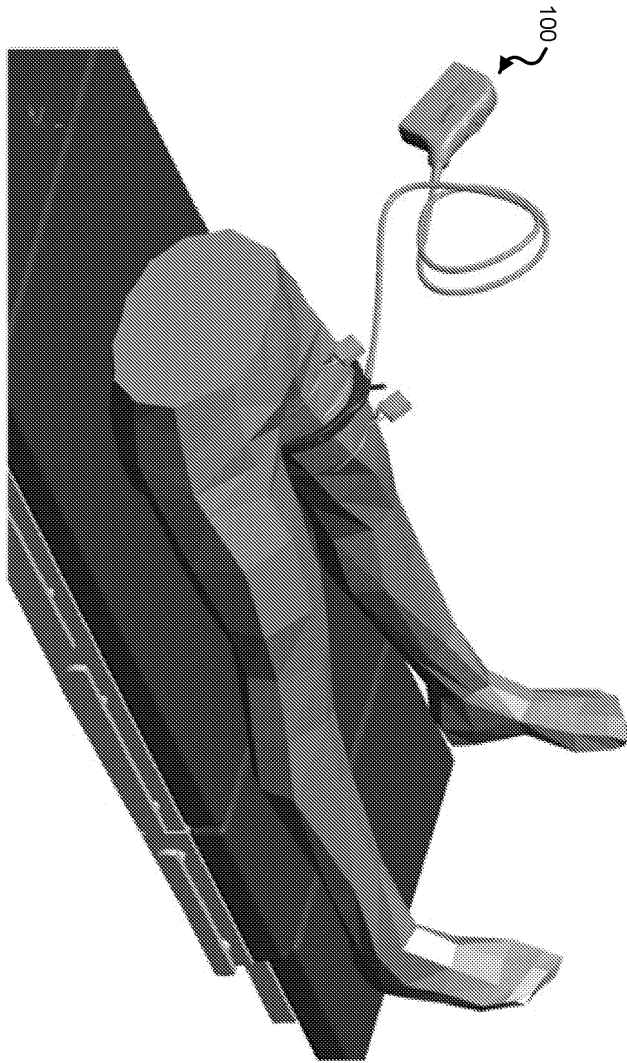
도면2b



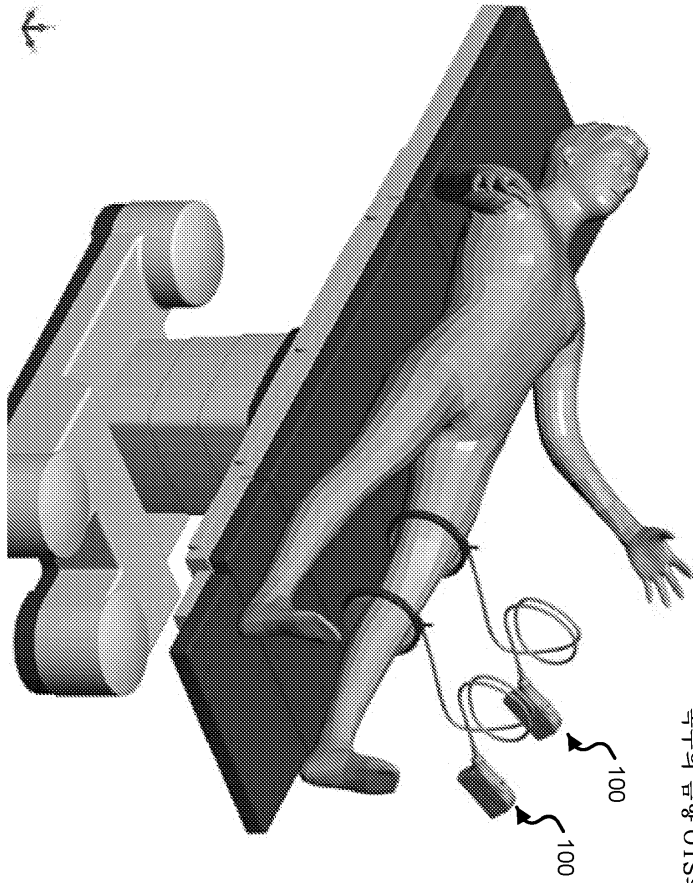
도면3a



도면3b

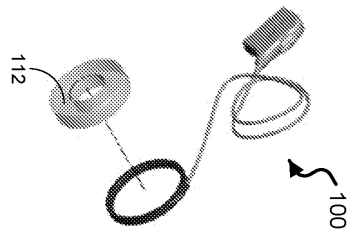
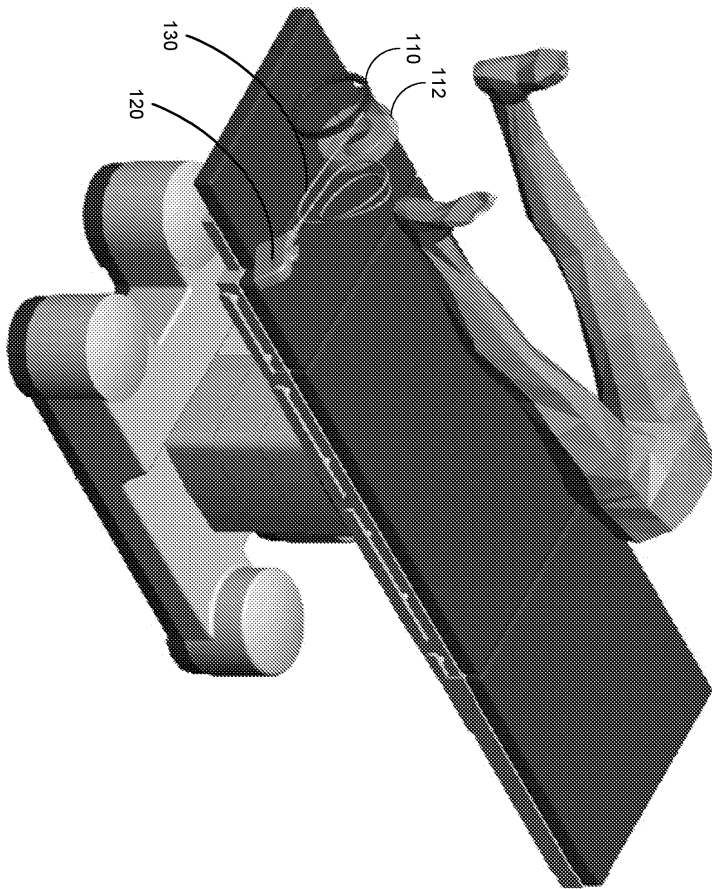


도면3c



복수의 음향 OTS의 동시적 적용

도면3d



도면4

피스톤 설계

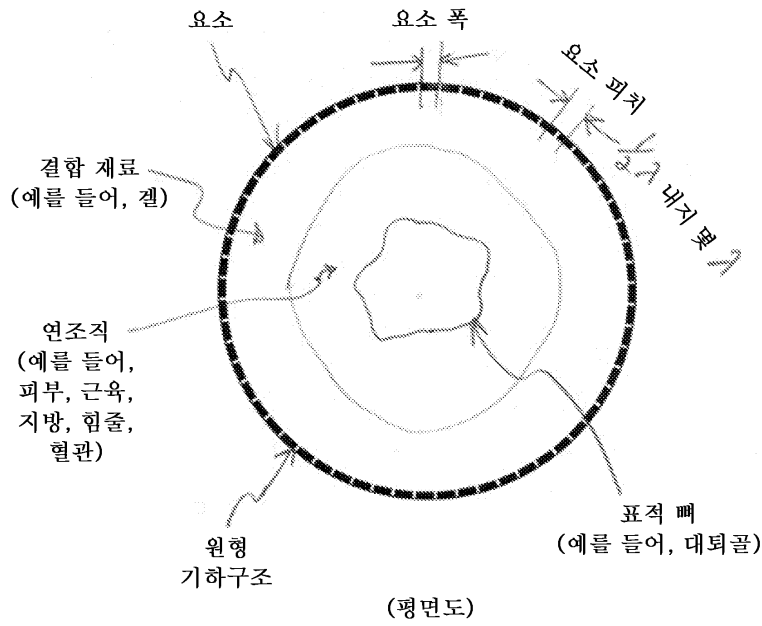
* 기본 설계 방정식

- * Fresnel 거리 $FD=a^2/\lambda$ (4.6 cm)
- * 피사계 심도 $DOF=4/3 FD$ (5.3-8 cm)
- * 감쇠 1.0 dB/cm/MHz 양방향 (0-40 dB)

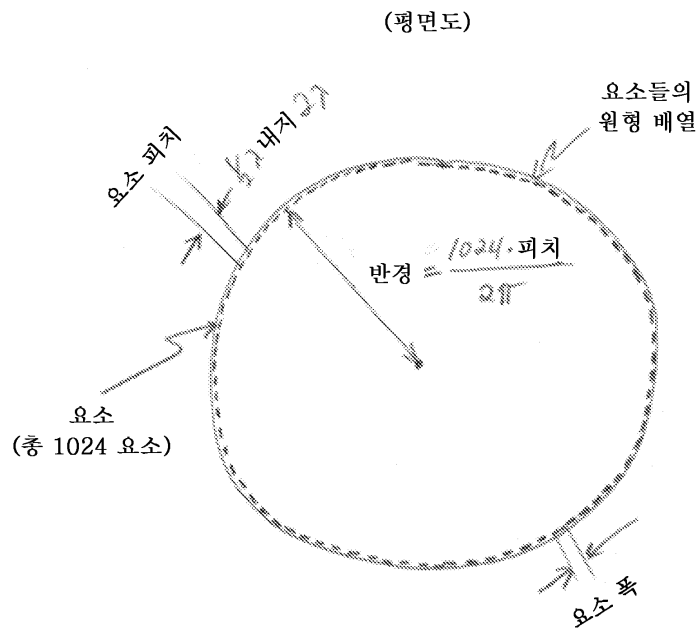
Frequency (GHz)	Fresnel distance, (20% and attenuation at subarray)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0.050	2.400	1.200	0.800	0.600	0.480	0.400	0.343	0.300	0.267	0.240
0.060	2.000	1.000	0.667	0.500	0.400	0.333	0.286	0.250	0.222	0.200
0.080	1.500	0.750	0.500	0.375	0.300	0.250	0.214	0.188	0.167	0.150
0.100	1.200	0.600	0.400	0.300	0.240	0.200	0.171	0.148	0.133	0.120
0.150	0.800	0.400	0.267	0.200	0.160	0.133	0.114	0.099	0.089	0.080
0.200	0.600	0.300	0.200	0.150	0.120	0.100	0.086	0.074	0.067	0.060
0.300	0.400	0.200	0.133	0.100	0.080	0.067	0.057	0.050	0.044	0.040
0.400	0.300	0.150	0.100	0.075	0.060	0.050	0.043	0.037	0.033	0.030
0.500	0.240	0.120	0.080	0.060	0.048	0.040	0.034	0.030	0.027	0.024
0.600	0.200	0.100	0.067	0.050	0.040	0.033	0.028	0.025	0.022	0.020
0.800	0.150	0.075	0.050	0.037	0.030	0.025	0.021	0.018	0.016	0.015
1.000	0.120	0.060	0.040	0.030	0.024	0.020	0.017	0.015	0.013	0.012
1.500	0.080	0.040	0.026	0.020	0.016	0.013	0.011	0.009	0.008	0.007
2.000	0.060	0.030	0.020	0.015	0.012	0.010	0.008	0.007	0.006	0.005
3.000	0.040	0.020	0.013	0.010	0.008	0.006	0.005	0.004	0.003	0.003
4.000	0.030	0.015	0.010	0.007	0.006	0.005	0.004	0.003	0.003	0.002
5.000	0.024	0.012	0.008	0.006	0.004	0.004	0.003	0.002	0.002	0.002
6.000	0.020	0.010	0.006	0.005	0.004	0.003	0.002	0.002	0.001	0.001
8.000	0.015	0.007	0.005	0.003	0.003	0.002	0.001	0.001	0.001	0.001
10.000	0.012	0.006	0.004	0.003	0.002	0.002	0.001	0.001	0.000	0.000
15.000	0.008	0.004	0.002	0.002	0.001	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000
20.000	0.006	0.003	0.002	0.001	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
30.000	0.004	0.002	0.001	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
40.000	0.003	0.001	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
50.000	0.002	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
60.000	0.002	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
80.000	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
100.000	0.001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
150.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
200.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
300.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
400.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
500.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
600.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
800.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
1000.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

인부 COTS 후보들:
 2.25 MHz, 0.50"
 5.0 MHz, 0.33"
 7.5 MHz, 0.25"

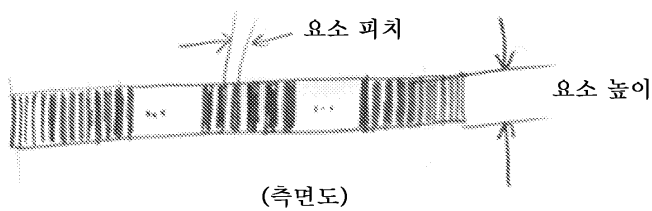
도면5a



도면5b

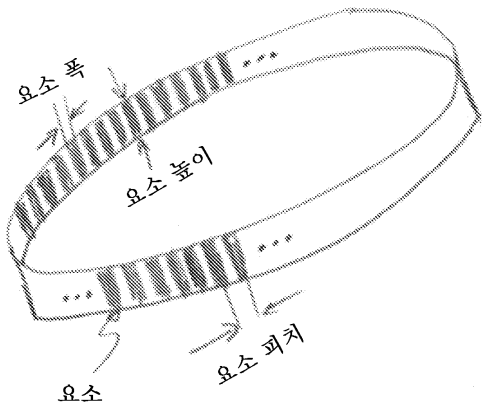


도면5c



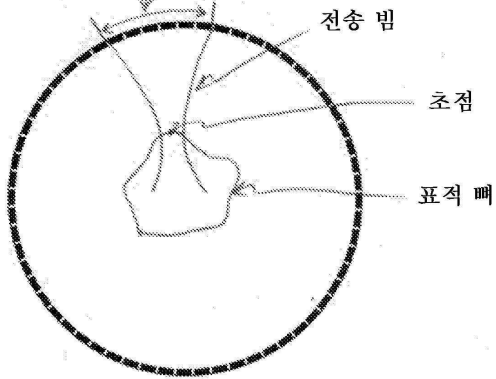
도면5d

(등각 투영도)



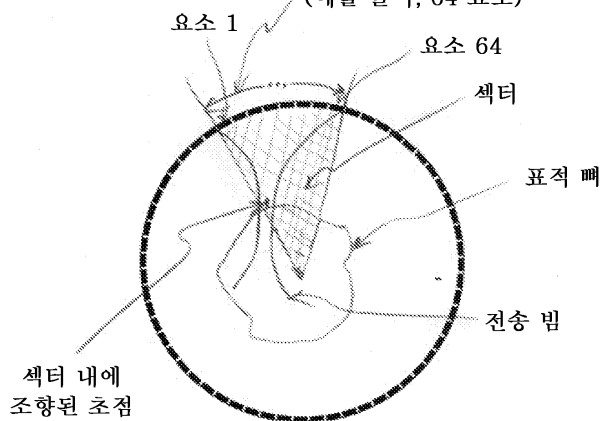
도면5e

송신을 위해
인에이블되는
인접한 그룹의
요소들

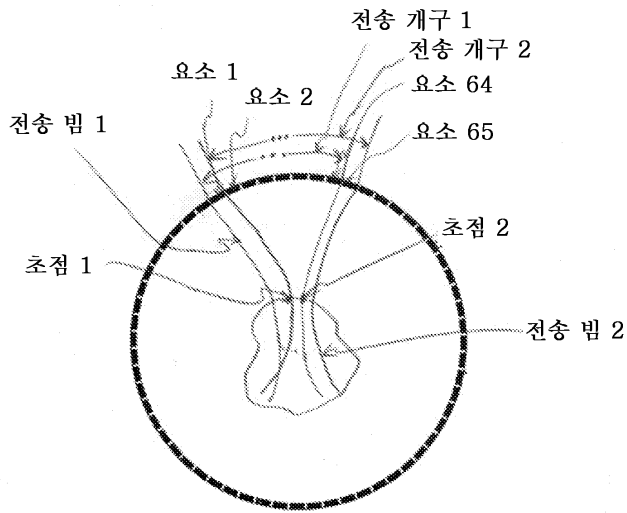


도면5f

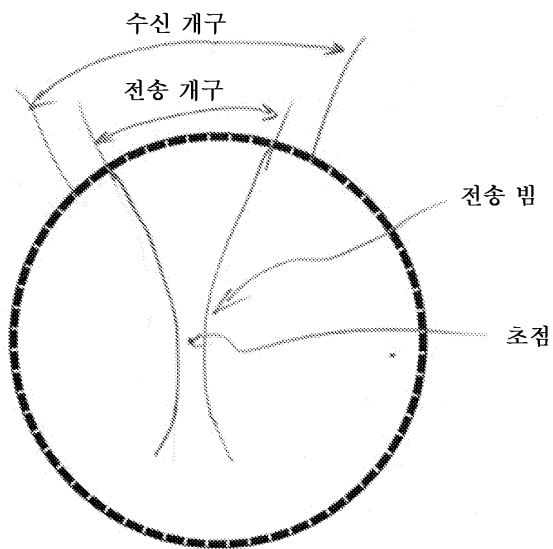
인접한 그룹의 요소들
(예를 들어, 64 요소)



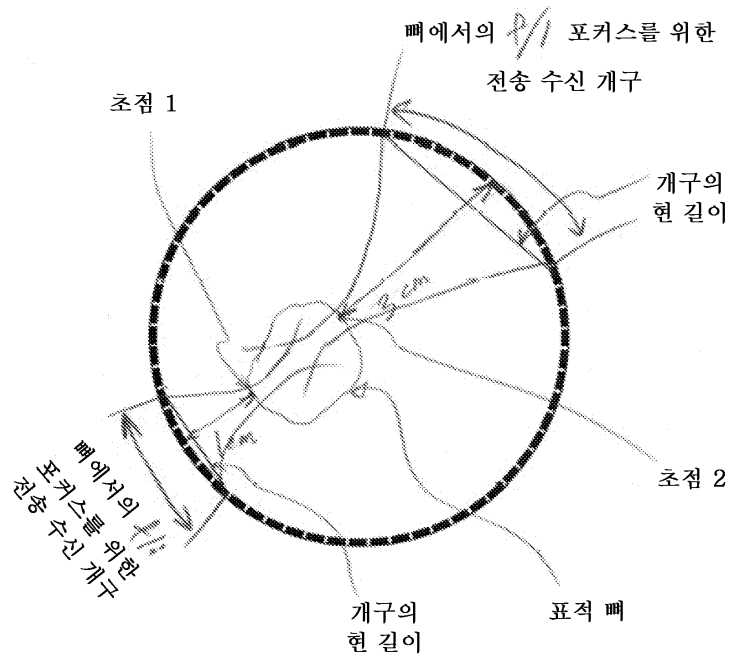
도면5g



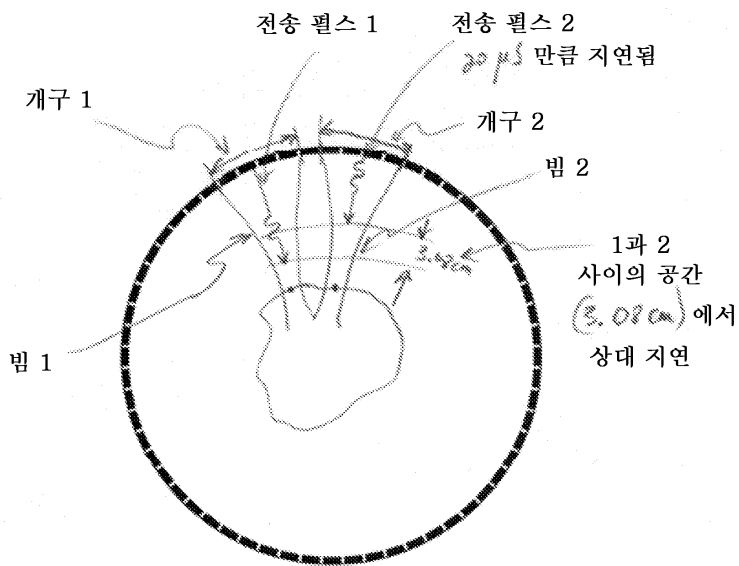
도면5h



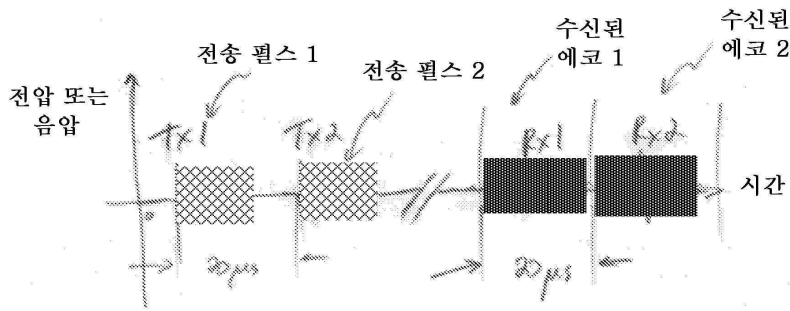
도면5i



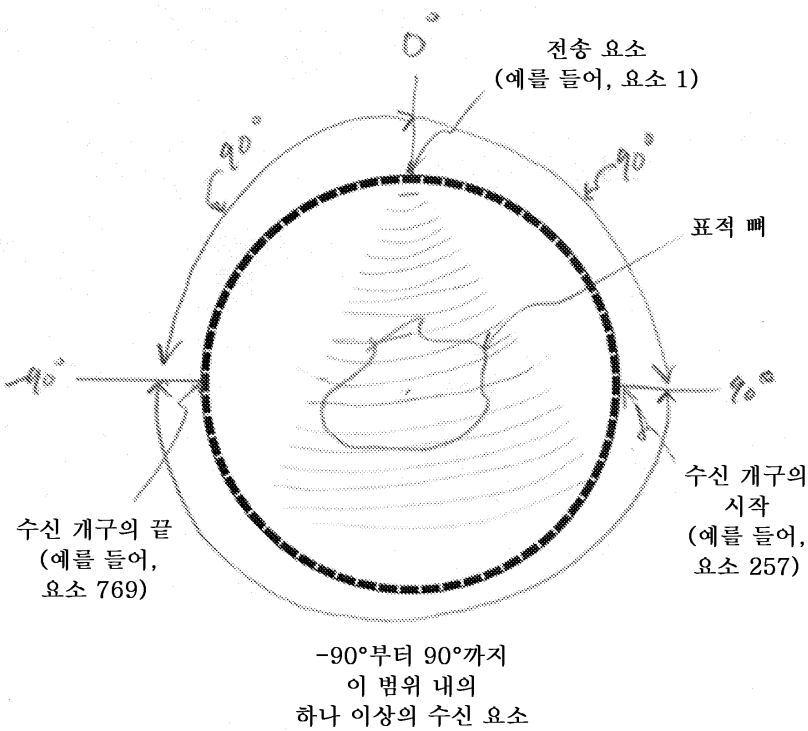
도면5j



도면5k

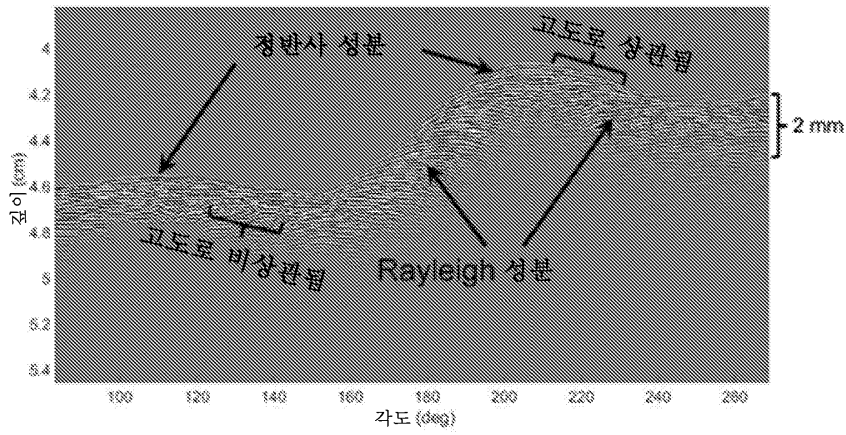


도면5l



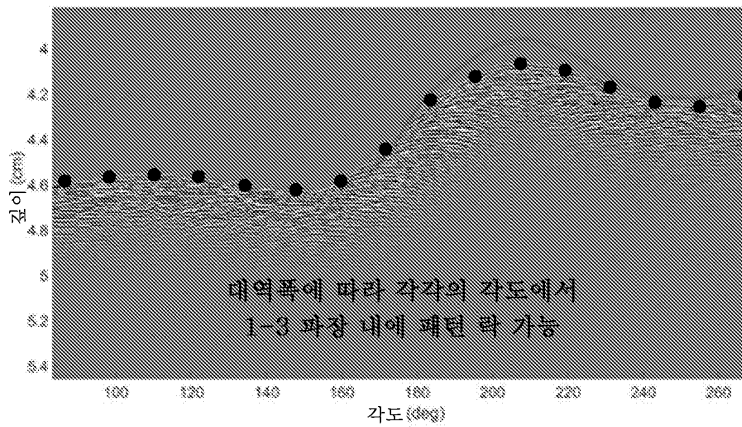
도면6a

0.5도에서 샘플링된 인간 대퇴골로부터의 5MHz US RF 에코

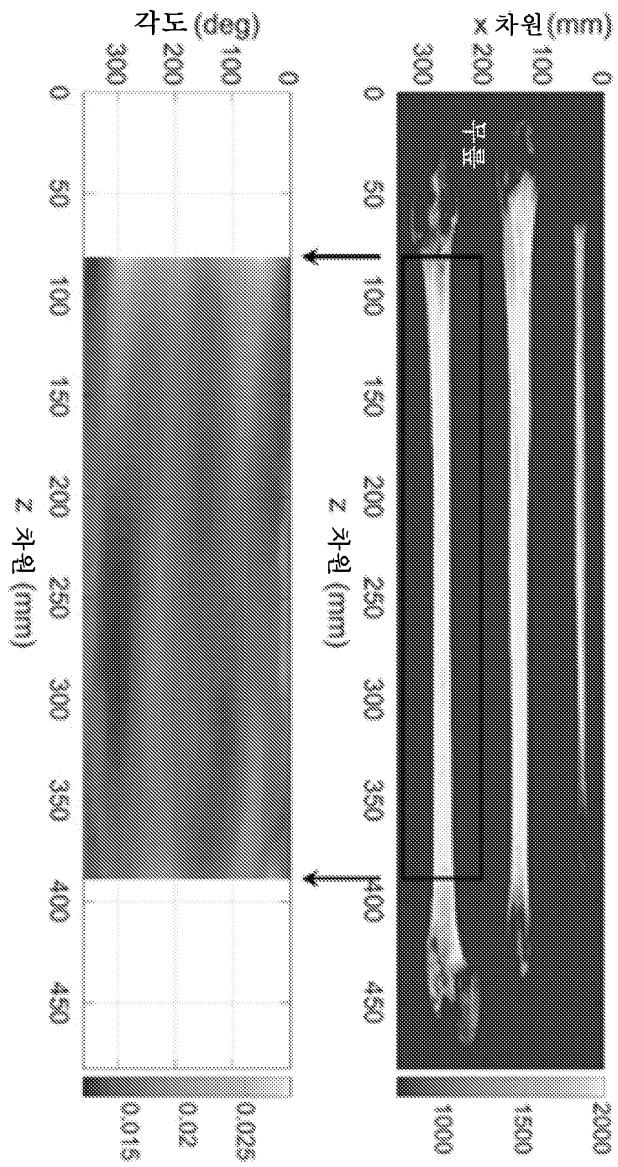


도면6b

원들을 갖는 라인 = 정반사 성분에 대한 훌륭한 CT 패턴 정합
 실선 = 정반사 성분에 대한 불량한 CT 패턴 정합

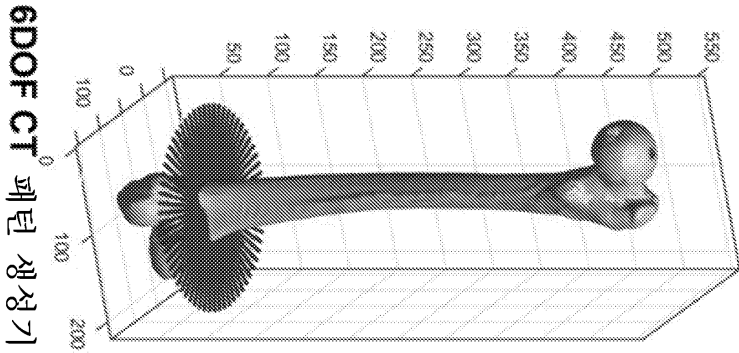


대퇴골:반경 대 길이

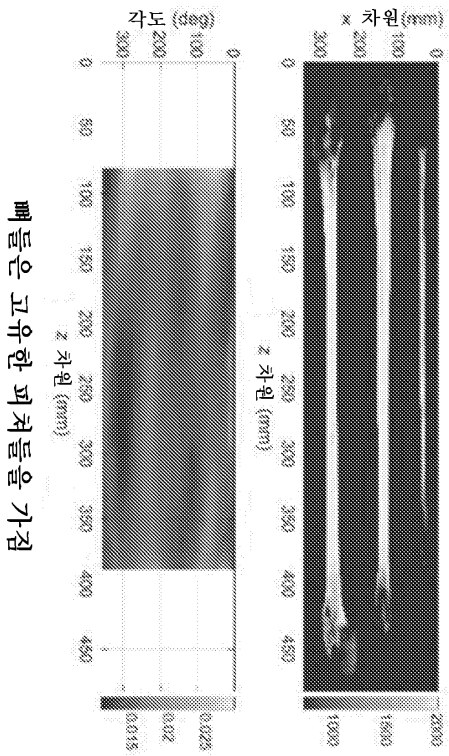


도면7a

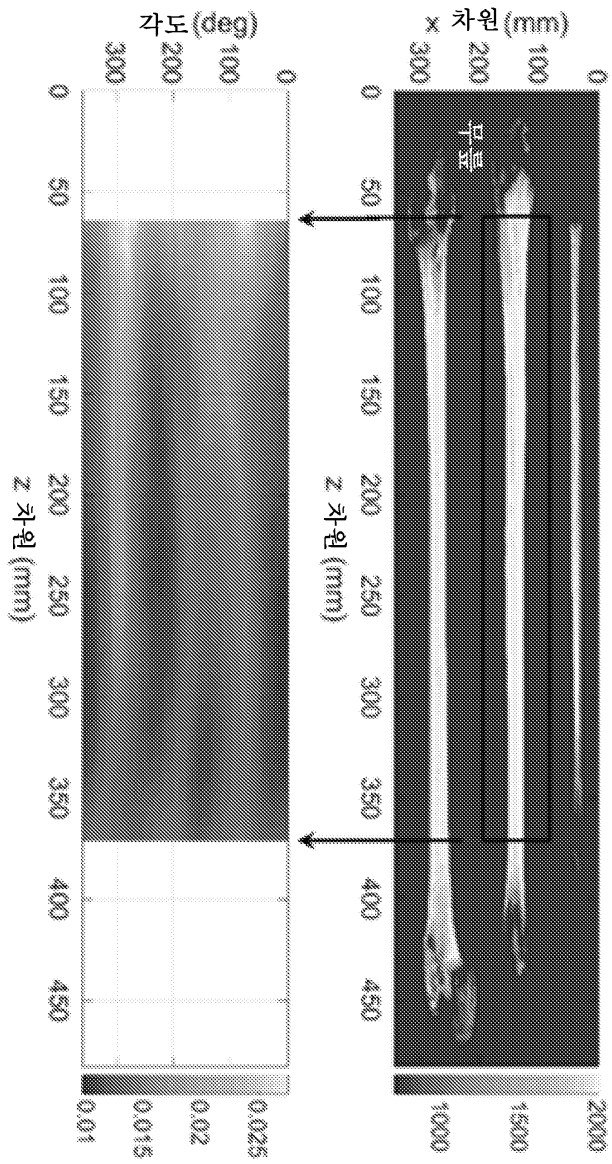
도면7b



- 어레이에 대한 뼈 표면을 위치 파악하기 위한 높은 레이저의 초음파 정반사 뼈 응답
- CT좌표계에 대한 US 어레이 위치를 결정하기 위해 표면 피쳐들과 US 에코들을 상관시킴

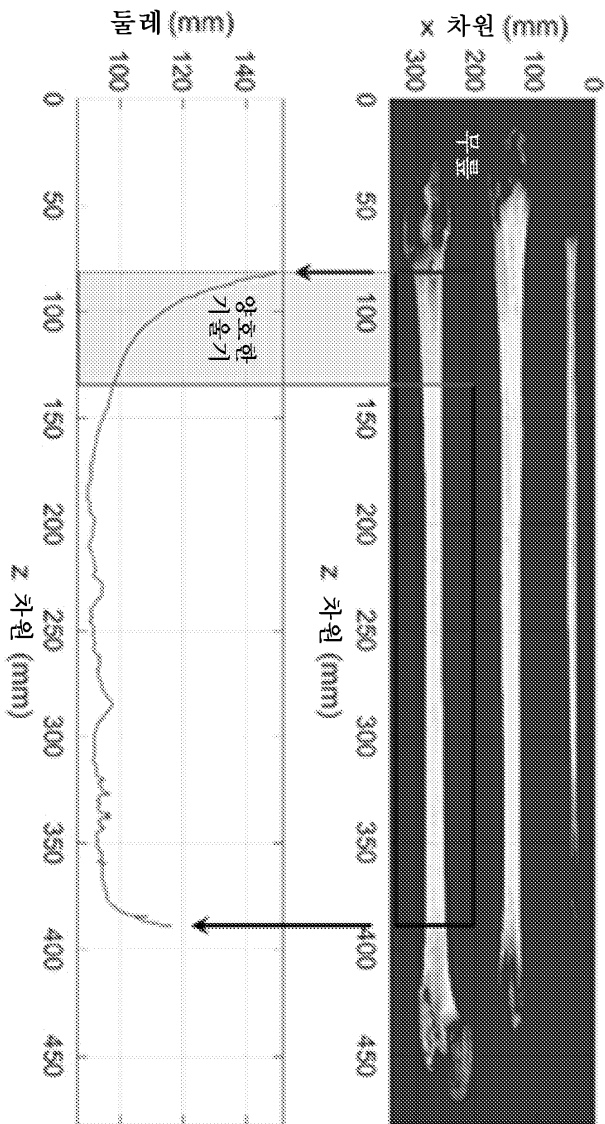


경골: 반경 대 길이



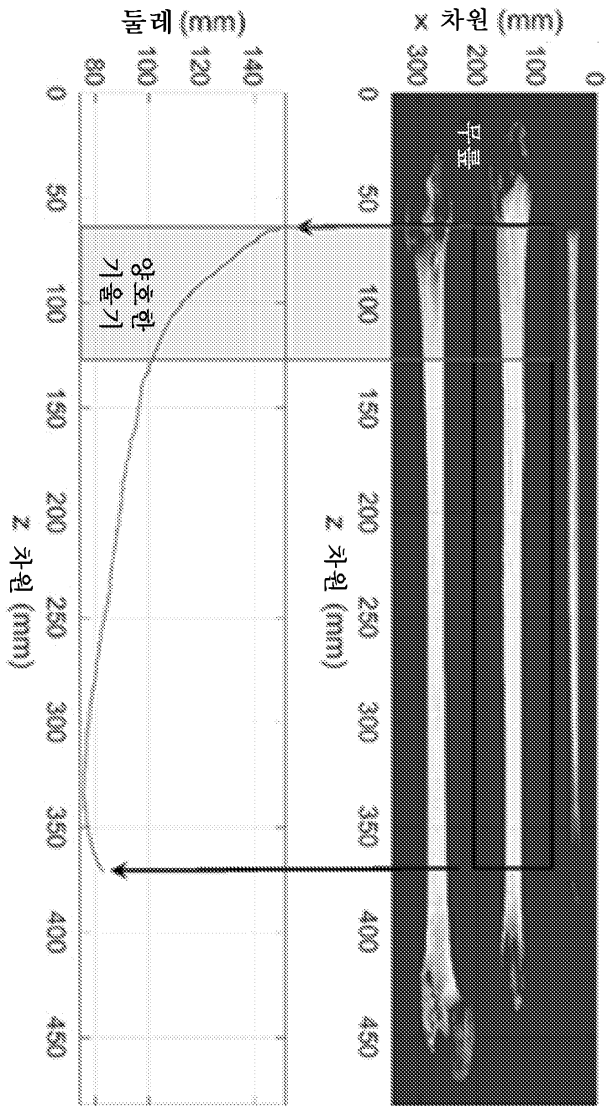
도면7c

대퇴골: 둘레 대 길이



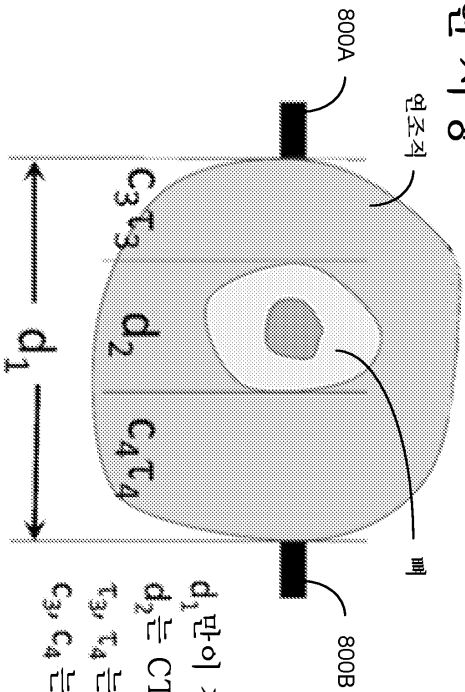
도면7d

경골: 들레 데 길이



도면7e

RTT 구형 사상



$$d_1 = d_2 + C_3T_3 + C_4T_4$$

목적 함수의 기초

- d_1 만이 정확하게 알려져 짐
- d_2 는 CT 모델로부터 검색 됨
- T_3, T_4 는 측정 됨
- C_3, C_4 는 추정 됨

도면8a

요소들의 N개 쌍에 대한 n번째 목적 함수

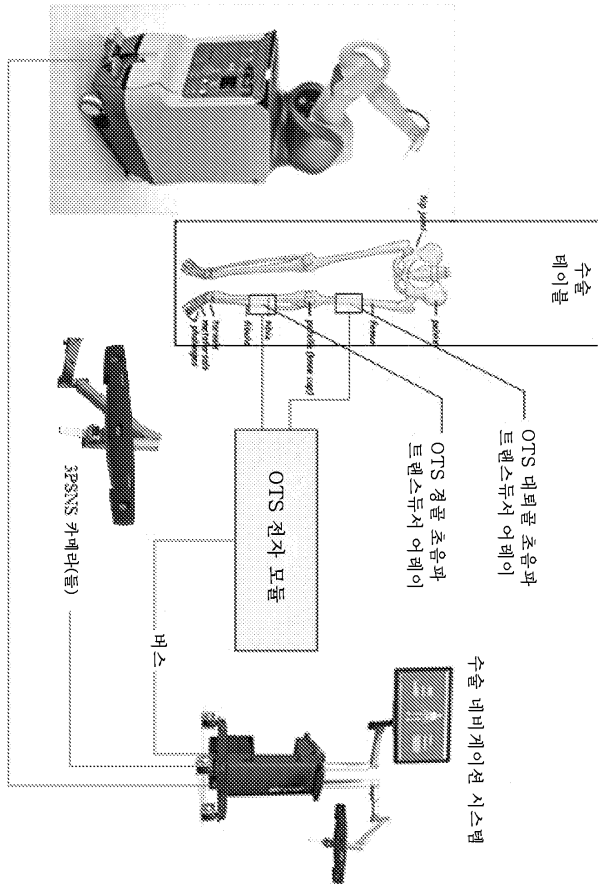
$$f_n = d_{n,1} - d_{n,2}(x,y,z,\phi,\theta,\psi) - C_{n,3}T_{n,3} - C_{n,4}T_{n,4}$$



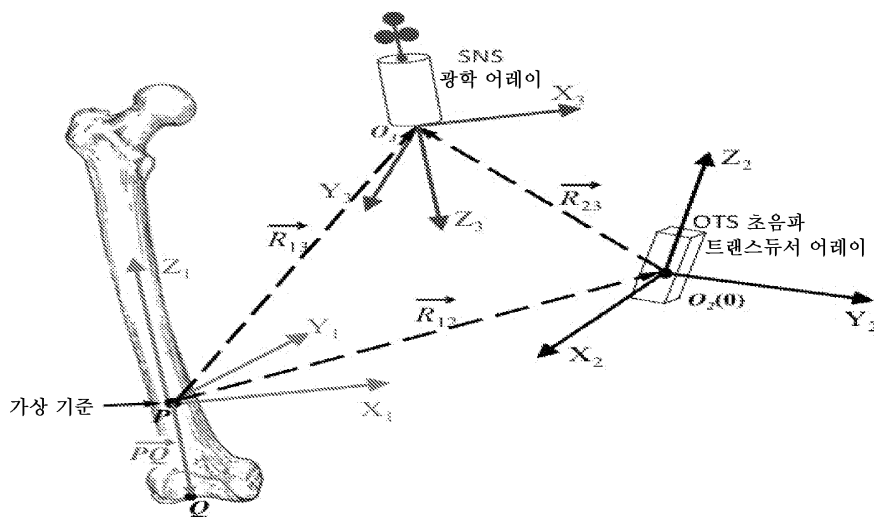
CT 모델 배향에서 실제로 6개가 알려지지 않음
제약이 알려지지 않아 해결자가 락을 걸 수 있음

도면 8b

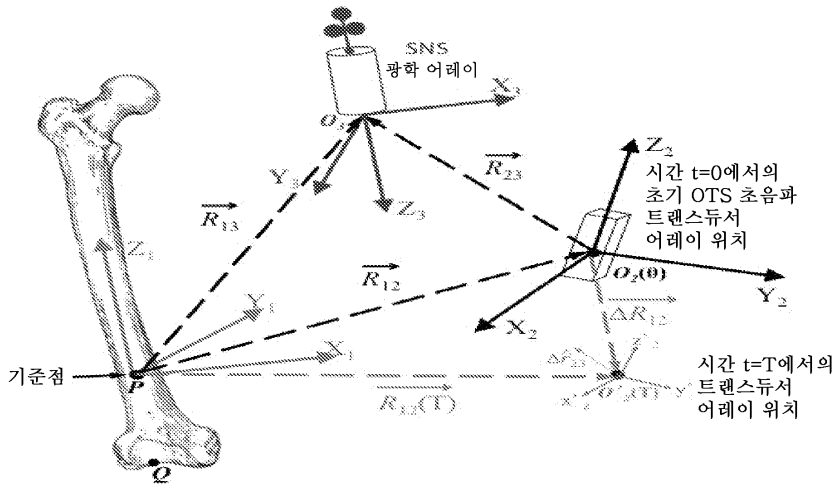
도면9



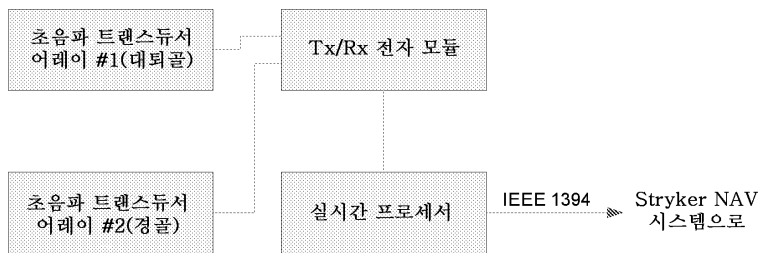
도면10a



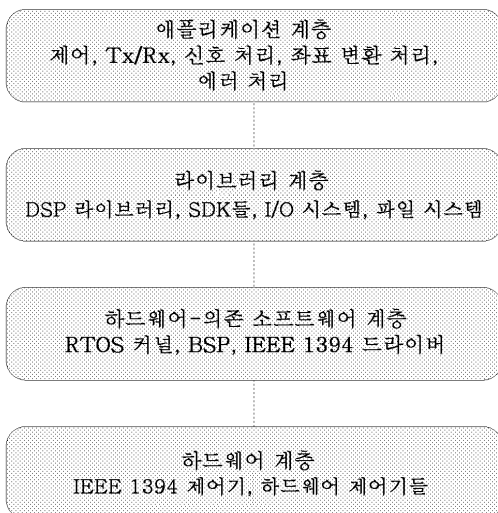
도면10b



도면11



도면12



도면13

