

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-537136
(P2016-537136A)

(43) 公表日 平成28年12月1日(2016.12.1)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/13 (2006.01) A 6 1 B 8/13 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2016-533596 (P2016-533596)
(86) (22) 出願日 平成26年11月11日(2014.11.11)
(85) 翻訳文提出日 平成28年7月20日(2016.7.20)
(86) 国際出願番号 PCT/US2014/065001
(87) 国際公開番号 W02015/077088
(87) 国際公開日 平成27年5月28日(2015.5.28)
(31) 優先権主張番号 61/907,843
(32) 優先日 平成25年11月22日(2013.11.22)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 506365393
マサチューセッツ インスティテュート
オブ テクノロジー
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 O
2 1 3 9, ケンブリッジ, マサチュー
セッツ アベニュー 77
(74) 代理人 100134832
弁理士 瀧野 文雄
(74) 代理人 100060690
弁理士 瀧野 秀雄
(74) 代理人 100070002
弁理士 川崎 隆夫
(74) 代理人 100165308
弁理士 津田 俊明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 非接触超音波のためのシステム及び方法

(57) 【要約】

対象に物理的に接触することなく対象の超音波画像を生成するためのシステム及び方法を提供する。光音響励起源は、患者内に音響じょう乱を伝達して伝搬光音響波を生じさせるために、走査ミラーへ向けられるよう構成される。音響じょう乱は、患者に沿って定められた方向に移行されて、伝搬光音響波のコヒーレント加算を生じさせ、これにより、患者内の構造を調べるために合成音響及び/又は弾性波を生じさせる。合成波の後方散乱により生成された振動は、患者の表面において検出され、患者内の構造の超音波画像が生成される。振動の検出は、レーザー振動計を用いて実行されてもよい。励起及び検出システムは、別々に又は組み合わせて用いられてもよい。

【選択図】 図 1

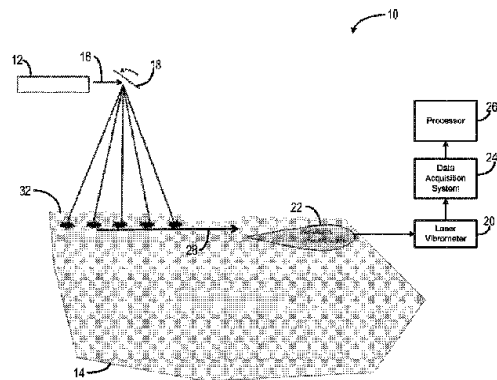


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の超音波画像を生成するための方法において、

a) 前記患者内に複数の音響じょう乱を伝達し伝搬光音響波を生じさせるために、走査ミラーに光音響励起源を向ける工程と、

b) 前記患者内の構造を調べるために、前記伝搬光音響波のコヒーレント加算を生じさせ、これにより、定められた方向に沿って伝搬する少なくとも一つの結果的に生じる合成波を生成するために、前記患者に沿って前記定められた方向に前記複数の音響じょう乱を移行させる工程と、

c) 前記患者内の構造からの前記少なくとも一つの結果的に生じる合成波の後方散乱により生成された前記患者の表面における振動を検出する工程と、

d) 前記工程 c) で前記患者の表面において検出された振動を用いて、前記患者内の構造の超音波画像を生成する工程と、を含む

ことを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

前記光音響励起源が、レーザーを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記レーザーが、連続波出力と、約 0 Hz から約 10 MHz の間の変調周波数を有する出力と、のうちの一つを有することを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記レーザーがレーザービームを生成するよう構成され、前記走査ミラーが、前記レーザービームを前記定められた方向に沿って移動させるよう構成されたことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

20

【請求項 5】

前記光音響励起源が、無線周波数エネルギー及びマイクロ波エネルギーの指向性を有する源のうちの少なくとも一つを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記少なくとも一つの結果的に生じる合成波の後方散乱により生成された前記患者の表面における振動を検出する工程が、レーザー振動計検出アレイ及び超音波トランスデューサ受信機のうちの少なくとも一つを用いて実行されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 7】

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の眼及び皮膚のうちの少なくとも一つに届けられるよう構成された光のビームを放出することを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の動きを補正するためにドップラートラッキングを実行するよう構成されたことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の表面における振動を、約 1 Hz から約 40 MHz の周波数バンドにわたって測定するよう構成されたことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

40

【請求項 10】

前記レーザー振動計検出アレイが、コヒーレントマルチ画素イメージングシステム及びデジタル焦点面アレイのうちの少なくとも一つであることを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 11】

前記光音響励起源は、前記患者から遠隔配置されたハンドヘルド装置を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

前記超音波画像は三次元 (3D) 画像を含み、前記患者内の構造は、脳及び骨のうち少

50

なくとも一つを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記光音響励起源及び前記走査ミラーのうち少なくとも一つは、前記複数の音響じょう乱を音速で移行するよう構成されたことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 4】

患者の超音波画像を生成するためのシステムにおいて、
前記患者内に複数の音響じょう乱を伝達し伝搬光音響波を生じさせるために、走査ミラーに向けられる光音響励起源と、

少なくとも一つの結果的に生じる合成波の後方散乱によって生成された、前記患者の表面における振動を検出するよう構成されたセンサと、

前記少なくとも一つの結果的に生じる合成波を受信するよう構成されたデータ取得システムと、

前記データ取得システムへのアクセスを有するプロセッサと、を有し、

前記プロセッサは、

i) 前記患者内の構造を調べるために、前記伝搬光音響波のコヒーレント加算を生じさせ、これにより、定められた方向に沿って伝搬する少なくとも一つの結果的に生じる合成波を生成するために、前記複数の音響じょう乱を前記患者に沿って前記定められた方向に移行させる工程と、

ii) 前記患者内の構造からの前記少なくとも一つの結果的に生じる合成波の後方散乱により生成された前記患者の表面における振動を測定する工程と、

iii) 前記工程 ii) で前記患者の表面において検出された振動を用いて、前記患者内の構造の超音波画像を生成する工程と、を実行するよう構成されたことを特徴とするシステム。

【請求項 1 5】

前記光音響励起源が、レーザーを含むことを特徴とする請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記レーザーが、連続波出力と、約 0 kHz から約 10 MHz の間の変調周波数を有する出力と、のうちの一つを有することを特徴とする請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記レーザーがレーザービームを生成し、前記走査ミラーが、前記レーザービームを前記定められた方向に沿って移動させるよう構成されたことを特徴とする請求項 1 6 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記光音響励起源が、無線周波数エネルギー及びマイクロ波エネルギーの指向性を有する源のうちの少なくとも一つを含むことを特徴とする請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記センサが、レーザー振動計検出アレイ及び超音波トランスデューサ受信機のうちの少なくとも一つを含むことを特徴とする請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の眼及び皮膚のうちの少なくとも一つに届けられるよう構成された光のビームを放出するよう構成されたことを特徴とする請求項 1 9 に記載のシステム。

【請求項 2 1】

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の動きを補正するためにドップラートラッキングを実行するよう構成されたことを特徴とする請求項 1 9 に記載のシステム。

【請求項 2 2】

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の表面における振動を、約 1 Hz から約 40 MHz の周波数バンドにわたって測定するよう構成されたことを特徴とする請求項 1 9 に記載のシステム。

【請求項 2 3】

10

20

30

40

50

前記レーザー振動計検出アレイが、コヒーレントマルチ画素イメージングシステム及びデジタル焦点面アレイのうちの少なくとも一つであることを特徴とする請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 24】

前記光音響励起源は、前記患者から遠隔配置されたハンドヘルド装置を含むことを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 25】

前記超音波画像は三次元(3D)画像を含み、前記患者内の構造は、脳及び骨のうち少なくとも一つを含むことを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 26】

前記光音響励起源及び前記走査ミラーのうち少なくとも一つは、前記複数の音響じょう乱を音速で移行するよう構成されたことを特徴とする請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 27】

患者の超音波画像を生成するための方法において、

a) 伝搬光音響波を生じさせるために、レーザービームを生成するよう構成されたレーザー源を前記患者に向ける工程と、

b) 前記患者内の構造を調べるために、前記伝搬光音響波のコヒーレント加算を生じさせ、これにより、定められた方向に沿って伝搬する少なくとも一つの結果的に生じる合成波を生成するために、前記患者に沿って前記定められた方向に前記レーザービームを移行させる工程と、

c) レーザー振動計検出アレイを用いて、前記患者内の構造からの前記少なくとも一つの結果的に生じる合成波の後方散乱により生成された前記患者の表面における振動を検出する工程と、

d) 前記工程 c) で前記患者の表面において検出された振動を用いて、前記患者内の構造の超音波画像を生成する工程と、を含むことを特徴とする方法。

【請求項 28】

前記レーザーが、連続波出力と、約 0 kHz から約 10 MHz の間の変調周波数を有する出力と、のうちの一つを有することを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 29】

前記レーザービームを、前記レーザービームを前記定められた方向に沿って移動させるよう構成された走査ミラーに向けることを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 30】

前記光音響励起源及び前記走査ミラーのうち少なくとも一つは、前記レーザービームを音速で移行させるよう構成されたことを特徴とする請求項 29 に記載の方法。

【請求項 31】

前記レーザー振動計検出アレイが、超音波トランスデューサ受信機を含むことを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 32】

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の眼及び皮膚のうちの一つに届けられるよう構成された光のビームを放出することを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 33】

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の動きを補正するためにドップラートラッキングを実行するよう構成されたことを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 34】

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の表面における振動を、約 1 Hz から約 40 MHz の周波数バンドにわたって測定するよう構成されたことを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 35】

10

20

30

40

50

前記レーザー振動計検出アレイが、コヒーレントマルチ画素イメージングシステム及びデジタル焦点面アレイのうちの少なくとも一つであることを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 36】

前記レーザー源は、前記患者から遠隔配置されたハンドヘルド装置を含むことを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 37】

前記超音波画像は三次元(3D)画像を含み、前記患者内の構造は、脳及び骨のうち少なくとも一つを含むことを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 38】

前記レーザー源を前記患者に向ける工程が、複数の音響じょう乱を前記患者内に伝達するために実行されることを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 39】

患者の超音波画像を生成するためのシステムにおいて、
 伝搬光音響波を生じさせるために、前記患者に向けられるレーザービームを生成するよう構成されたレーザー源と、
 少なくとも一つの結果的に生じる合成波の後方散乱によって生成された、前記患者の表面における振動を検出するよう構成されたレーザー振動計検出アレイと、
 前記少なくとも一つの結果的に生じる合成波を受信するよう構成されたデータ取得システムと、

前記データ取得システムへのアクセスを有するプロセッサと、を有し、
 前記プロセッサは、

i) 前記患者内の構造を調べるために、前記伝搬光音響波のコヒーレント加算を生じさせ、これにより、定められた方向に沿って伝搬する少なくとも一つの結果的に生じる合成波を生成するために、前記レーザービームを前記患者に沿って前記定められた方向に移行させる工程と、

ii) 前記レーザー振動計検出アレイを用いて、前記患者内の構造からの前記少なくとも一つの結果的に生じる合成波の後方散乱により生成された前記患者の表面における振動を測定する工程と、

iii) 前記工程 ii) で前記患者の表面において検出された振動を用いて、前記患者内の構造の超音波画像を生成する工程と、を実行するよう構成されたことを特徴とするシステム。

【請求項 40】

前記レーザーが、連続波出力と、約 0 kHz から約 10 MHz の間の変調周波数を有する出力と、のうちの一つを有することを特徴とする請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 41】

前記レーザービームが、前記定められた方向に沿って前記レーザービームを動かすよう構成された走査ミラーに向けられるよう構成されたことを特徴とする請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 42】

前記レーザー源及び前記走査ミラーのうち少なくとも一つは、前記レーザービームを音速で移行させるよう構成されたことを特徴とする請求項 41 に記載のシステム。

【請求項 43】

前記レーザー振動計検出アレイが、超音波トランスデューサ受信機を含むことを特徴とする請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 44】

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の眼及び皮膚のうち少なくとも一つに届けられるよう構成された光のビームを放出することを特徴とする請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 45】

10

20

30

40

50

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の動きを補正するためにドップラートラッキングを実行するよう構成されたことを特徴とする請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 46】

前記レーザー振動計検出アレイが、前記患者の表面における振動を、約 1 Hz から約 40 MHz の周波数バンドにわたって測定するよう構成されたことを特徴とする請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 47】

前記レーザー振動計検出アレイが、コヒーレントマルチ画素イメージングシステム及びデジタル焦点面アレイのうちの少なくとも一つであることを特徴とする請求項 39 に記載のシステム。

10

【請求項 48】

前記レーザー源は、前記患者から遠隔配置されたハンドヘルド装置を含むことを特徴とする請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 49】

前記超音波画像は三次元 (3D) 画像を含み、前記患者内の構造は、脳及び骨のうち少なくとも一つを含むことを特徴とする請求項 39 に記載のシステム。

【請求項 50】

前記レーザー源が、前記患者に複数の音響じょう乱を伝達するために前記患者に向けられるよう構成されたことを特徴とする請求項 39 に記載のシステム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

【0002】

本出願は、2013年11月22日に提出された米国仮出願番号第61/907,843号に基づくとともにその利益を主張し、当該仮出願の内容は全てここに引用することにより盛り込まれているものとする。

【0003】

(連邦政府の支援による研究に関する言明)

本発明は、米空軍ライフサイクル管理センターによって与えられたFA8721-05-C-0002に従う政府の支持とともになされた。政府は、本発明において一定の権利を有する。

30

【背景技術】

【0004】

本発明は、超音波画像を生成するためのシステム及び方法に関し、より詳細には、患者にシステムを接触させずに超音波画像を生成するためのシステム及び方法に関し、これは、例えば、音響エネルギー及び/又はレーザー振動測定を使用することで達成することが出来る。

【0005】

生体組織及び骨の超音波イメージング技法は、治療法において定着したものであり、施術者による病気や怪我の診断を補助する。現在のシステムは、皮膚と接触した機械的なトランスデューサ及び受信機に頼っており、皮膚との接触箇所において、結合ゲルが、装置と皮膚との間のインピーダンスを低減するための接合部分の役割をする。従来の超音波画像は、音響信号を送受信するために、関心領域の上に直接置かれた超音波トランスデューサを用いることによって、接触した形で得られる。通常、音響パルスは体内に放出される。体内の構造からのエコーはトランスデューサに反射して戻り、その到着時間によって、構造までの範囲(range)に関する情報が提供される。音源は全方向性であるので、範囲情報のみが取得され、交差範囲方向(cross range direction)の情報を生じるトランスデューサのラインを用いることによって二次元(2D)画像が形成される。

40

【0006】

50

しかしながら、現在、トランスデューサーラインアレイのスキャンを介する三次元画像の形成にはかなりの作業が費やされているものの、これには、個々の2D画像が正しく配列されなければならないことから、登録エラーに関する問題がある。また、より良い質の空間情報を得るために放出されたエネルギーが指向性を有するよう、トランスデューサーの2Dアレイの個別の源要素を組み合わせるといった検証も行われている。しかしながら、2Dアレイの実用的な実施においては、関心がある表面（例えば、人体）と共形でかつこれに均一に結合した十分大きなアレイを作成する上で問題がある。

【0007】

更に、特定の状況下では、超音波画像を得るために非接触での操作が望まれる場合がある。例えば、無菌状態が重要な問題となる手術の状況、直接的な接触が不快又は痛みを伴うような状況（例えば、眼の画像化）、あるいは患者が搬送中及び/又は安定化されていて接触システムを介して容易に画像化することが難しい緊急の状況が挙げられる。更なる応用として、例えば、リアルタイムの手術フィードバック画像化、外傷性脳損傷（TBI）検出、及び骨の健康のモニタリングが挙げられる。リアルタイム手術ガイダンス及びフィードバックは、特に脊髄及び頸部手術などの非常にデリケートな手術において、露出した皮膚又は外傷性組織に非接触で直接アクセスできるイメージング技術によって、改善することが出来る。

10

【0008】

一例のアプローチとして、新たな光学的技法である光音響トモグラフィ（PAT）がある。PATは、例えば通常の侵入深さが1mm未満である動物の組織における表面付近の浅い毛細管の画像化にしばしば用いられる。PAT技法は、光音響効果を生むための光源、及び、応答を記録するための接触トランスデューサーを用いる。最近の研究では、検出装置としてのレーザードップラー振動計が探究され、これによりシステムが光学化される。これらの研究において、生体ファントム又は自然組織において1cm未満の深さまで、測定可能な信号が観測された。しかしながら、光学測定システムが、実際に用いられている医用超音波と競り合うには、関心のある構造を調べるために少なくとも数インチの侵入深さが必要であり、そして、光が眼や皮膚に安全でなければならない。

20

【0009】

したがって、超音波画像を生成するために音響エネルギーを媒体内に非接触で結合させるための効果的な手段を提供し、これによりTBIや骨折などの損傷を治療することが可能なシステム及び方法が必要とされる。

30

【発明の概要】

【0010】

本発明は、非接触超音波イメージング装置を提供することにより、上述した問題を解決する。本発明は、標準光音響手段によって生じる音響振幅よりも十分に大きい音響振幅を提供するレーザイメージングシステムを使用してもよい。伝搬音響波及び/又は弾性波のコヒーレント加算は、レーザ源を体の表面に沿って音速でスキャンすることによって達成される。また、本発明は、患者の皮膚の表面の力学的係数を決定するために振動計検出器のアレイを用いてもよい。

40

【0011】

本発明は、患者の超音波画像を生成するための方法を提供する。当該方法は、音響じょう乱(acoustic disturbances)を患者内に伝えて伝搬光音響波を生じさせるために、光音響励起源(photoacoustic excitation source)を走査ミラーに向けるステップを含む。複数の音響及び/又は弾性じょう乱は、伝搬光音響波のコヒーレント加算を生じさせるために、患者に沿って定められた方向に移行(translated)される。コヒーレント加算は、患者内の構造を調べるために、定められた方向に沿って伝搬する結果的に生じる合成波(resultant wave)を生成する。振動は、患者内の構造からの合成波の後方散乱によって作成され、患者の表面において検出される。次に、患者内の構造の超音波画像が、患者の表面において前回検出された振動を用いて生成される。

【0012】

50

本発明は、また、患者の超音波画像を生成するためのシステムを提供する。当該システムは、音響じょう乱を患者内に伝えて伝搬光音響波を生じさせるために、走査ミラーに向けられた光音響励起源を有する。また、当該システムは、結果的に生じる合成波の後方散乱によって生成された患者の表面における振動を検出するよう構成されたセンサを有する。データ取得システムは、合成波を受信するよう構成される。また、前記システムは、患者に沿って定められた方向に音響じょう乱を移行させて伝搬光音響波のコヒーレント加算を生じさせるために、データ取得システムにアクセスするプロセッサを有する。コヒーレント加算は、患者内の構造を調べるために、定められた方向に沿って伝搬する合成波を生成する。プロセッサは、次に、患者内の構造からの合成波の後方散乱によって生成された、患者の表面における振動を測定する。プロセッサは、次に、患者の表面において検出された振動を用いて、患者内の構造の超音波画像を生成する。

10

【0013】

また、本発明は、患者の超音波画像を生成するための方法を提供する。当該方法は、伝搬光音響波を生じさせるために、レーザービームを生成するよう構成されたレーザー源を患者に向けるステップを含む。次に、レーザービームは、伝搬光音響波のコヒーレント加算を生じさせるために、患者に沿って定められた方向に移行され、これにより、患者内の構造を調べるために、定められた方向に沿って伝搬する合成波が生じる。患者内の構造からの合成波の後方散乱によって生成された振動が、レーザー振動計検出アレイを用いて、患者の表面において検出される。次に、患者の表面において検出された振動を用いて、患者内の構造の超音波画像が生成される。

20

【0014】

また、本発明は、患者の超音波画像を生成するためのシステムを提供する。当該システムは、伝搬光音響波を生じさせるために、患者に向けられたレーザービームを生成するよう構成されたレーザー源を有する。また、前記システムは、結果的に生じる合成波の後方散乱によって生成された振動を、患者の表面において検出するよう構成されたレーザー振動計検出アレイを有する。データ取得システムは、合成波を受信するよう構成される。また、前記システムは、患者に沿って定められた方向にレーザービームを移行させて伝搬光音響波のコヒーレント加算を生じさせ、これにより、患者内の構造を調べるために定められた方向に沿って伝搬する合成波を生成するために、データ取得システムにアクセスするプロセッサを有する。また、プロセッサは、患者内の構造からの合成波の後方散乱によって生成された振動を、患者の表面において、レーザー振動計検出アレイを用いて測定するよう構成されてもよい。プロセッサは、次に、患者の表面において検出された振動を用いて、患者内の構造の超音波画像を生成してもよい。

30

【0015】

本発明の上記の及びその他の側面及び利点は以下の記載から明らかとなる。本明細書は、その一部を構成するとともに本発明の好ましい実施形態を例示する添付の図面を参照して記載されている。そのような実施形態は、必ずしも本発明の全範囲を表すものではなく、したがって本発明の範囲は、特許請求の範囲及び本明細書の記載に基づいて解釈されるべきである。

40

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】超音波画像を生成するために本発明を実施するよう構成されたシステムを示す概略図である。

【図2】図1のシステムに組み込まれるよう構成された励起源及び検出アレイを示す図である。

【図3】(a)は図1のシステムに組み込まれる励起源を示す図であり、(b)は図1のシステムに組み込まれる別の励起源を示す図である。

【図4】図1のシステムに組み込まれるよう構成されたレーザードップラー振動計システムを示す図である。

【図5】従来のレーザー振動計を利用したときの、組織サンプルにわたって光音響的に生

50

成された弾性波の粒子速度の時間変化を示すグラフである。

【図 6】図 1 のシステムを利用したときの、組織サンプルにわたって光音響的に生成された弾性波の粒子速度の時間変化を示すグラフである。

【図 7】様々な励起及びセンサ源を利用したときの、組織サンプルにわたる弾性波の伝達を比較する一連のグラフである。

【図 8】接触及び光学超音波測定システムについての、信号対ノイズ比 (S N R) の比較を示すテーブルである。

【図 9】全光学配置についての、組織にわたる反射弾性波伝達の粒子速度の時間変化を示すグラフである。

【図 10】LDV 測定を利用したときの、組織サンプルにわたる反射弾性波伝達を示す一対のグラフである。

【図 11】連続波光伝搬波に光変調を利用する、単調音響トーンを伝達する例示的なレーザーダイオード装置を示す図である。

【図 12】連続波周波数で光変調された伝搬波を伝達するよう構成された別の例示的なレーザーダイオード装置を示す図である。

【図 13】50 kHz のパルス繰り返し周波数で光伝搬波を変調することによって光学的に生成された 50 kHz 音響トーンを示す時系列グラフである。

【図 14】50 kHz のパルス繰り返し周波数で光伝搬波を変調することによって光学的に生成された 50 kHz 音響トーンを示すスペクトルグラフである。

【図 15】モデル化された音響ビーム放射パターンを示すグラフである。

【図 16】図 15 のモデル化された音響ビーム放射パターンに対応する測定されたビーム放射パターンを示すグラフである。

【図 17】本発明による超音波画像を生成するためのプロセスのステップを説明するフローチャートである。

【図 18】比較的強い信号振幅を有する指向性音響波において生じる光音響波のコヒーレント加算を示す図である。

【図 19】サンプルの右側において様々なビーム速度で移動された連続波レーザーを示すグラフである。

【図 20】サンプルの左側において様々なビーム速度で移動された連続波レーザーを示すグラフである。

【図 21】皮膚表面サンプルにわたって所定のビーム移動速度で最大化された光音響信号を示すグラフである。

【図 22】骨サンプルにわたって所定のビーム移動速度で生成された光音響信号を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下に記載するように、本発明は、単独で又は組み合わせで使用される様々なシステム及び方法を含む。例えば、以下に記載される一要素は、体内へ伝搬し、その後反射、屈折、散乱し、そして内部構造の外で吸収される (absorb off interior structure) 伝搬弾性波を生成するために光音響励起現象を使用するためのシステムを含む。これに関して、超音波弾性波ビームを要求通りに体内に向けることができる非接触光音響励起源が提供される。これらの弾性波は、次に、皮膚表面へと伝搬して戻り、そこで測定され、体の分析を容易にするために用いられる。以下に記載される別の要素は、皮膚表面を投光照明で照らすのに用いることができる非接触レーザー振動計又は非接触デジタル焦点面アレイ (DFPA) を含む。この点に関し、振動計又は DFPA システムは、上で参照した弾性波の測定に使用できる、あるいは、他の目的のために別個で使用できる。上記の弾性波の戻り (returns) を測定する場合、これらの戻りを、処理して、そして弾性波インピーダンスコントラストに基づいて体内部の反射像を形成するために構成することができる。振動計及び/又は DFPA 検出装置によって、解像画像を可能にする、固定若しくは移動検出器プラットフォーム又は固定された若しくは移動する対象のための動き補正機能を提供すること

10

20

30

40

50

ができる。これらの機能がなければ、移動システムにおいて戻り信号を解像することはできない。

【0018】

光音響効果は、音響エネルギーを人対象内に結合させる手段として用いることができる。光音響効果は周知のプロセスであり、これによって光エネルギー、通常はレーザーからの光エネルギー、が媒体によって吸収される。このエネルギーの移動は、媒体の熱膨張を引き起こし、これによって伝搬音響及び/又は弾性波が生じる。結果的に得られる音響及び/又は弾性波の特性の多くは、源媒体(source medium)の材料制限内において源レーザーによって制御することができる。レーザーシステムを用いることで、超音波イメージングにおいて従来用いられ患者の皮膚に適用されている、穴を有する生体組織(open body tissue)を汚染する可能性がある結合ゲルを省くことができる。更に、レーザーシステムは、接触検出変形で観測されるゆがみを低減しつつより高品質な画像を生成するための優れた空間及び時間解像度を提供することができる。生物医学的光音響システムは、約0.1 - 10 cmの吸収深さを有する可視から近赤外(即ち400 - 1100 nm)のレーザー波長を用いることができる。しかしながら、光散乱が大きいことが原因で、実際の侵入深さは、通常、吸収深さよりも小さい。加えて、既存の光音響システムは、結果的に得られる音響応答がかなり弱い単一源光照明を利用することから、患者内の構造を調べることが困難である。

10

【0019】

ここで、図1及び図2を参照すると、音響振幅が、標準光音響手段を介して生成された音響振幅よりも大きくなるよう、音響エネルギーを単一方向に伝搬させる手段を提供するシステム10が示されている。システム10は、伝搬光音響波を生成するために患者14内に音響じょう乱を伝えるよう構成された光音響励起源12を有してもよい。光音響励起源12は、例えば、無線周波数エネルギー又はマイクロ波エネルギーの方向付けられた源でもよい。あるいは、光音響源12は、約0 Hzから10 MHzの間の変調周波数を生成するよう構成されたレーザー源などのハンドヘルド装置でもよい。同様に、光音響源12は、連続波(CW)レーザーでもよい。光音響源12は、患者14から離れたところに設けられて、患者14内に音響じょう乱を伝えるために走査ミラー18に向けられたレーザービーム16を生成してもよい。図1に示すように、センサ20、例えばレーザー振動計検出アレイ又は超音波トランスデューサ受信機、を、結果的に生じる合成波(resultant wave)22の後方散乱によって生成された振動を検出するために、患者14から離れたところに配置してもよい。合成波22は、伝搬光音響波のコヒーレント加算によって生成されてもよい。図1に示すように、データ取得システム24を、合成波22を受信するためにセンサ20に結合してもよく、プロセッサ26をデータ取得システム24に結合してもよい。

20

30

【0020】

図1に示すように、患者へのレーザースポット入射が例えば音速で移動するよう走査ミラー18を回転させる又は光音響励起源12を移動させることによって、音響じょう乱を、患者14に沿って定められた方向28(図1に矢印で示される)に移行(translate)させるよう、プロセッサ26を構成してもよい。この移行によって、伝搬光音響波のコヒーレント加算が起こり、合成波22が生成される。ビーム16は定められた方向28に沿って移動される。例えば、ミラー18を動かすことによって、ビーム16を定められた方向28に沿って動かしてもよい。また、煩雑にはなるが、光音響励起源12を動かしてもよい。プロセッサ26を、患者14の表面32における振動を測定するように構成してもよい。振動は、患者14内の構造の調査から得られる合成波22の後方散乱によって生成される。プロセッサ26は、次に、センサ20によって検出された振動を用いて、患者内の構造の超音波画像を生成してもよい。

40

【0021】

図3(a)を参照すると、光音響励起源12が、ハンドヘルドレーザー源として示される。ハンドヘルドレーザー源を、体内への弾性波伝搬を生成するために用いてもよい。非

50

接触レーザー励起源は、患者 1 4 内へ伝わり皮膚表面 3 2 に戻る音響 / 超音波を生成する。光侵入深さよりも深い位置において患者 1 4 の構造をスキャンするために、定められた方向 2 8 にレーザービーム 1 6 を伝えるために、レーザー源を同期 / 位相合わせしてもよい。レーザー源は、例えば、患者 1 4 内に伝搬し皮膚表面 3 2 に戻る音響 / 超音波バンド幅及び出力レベルを生成できるとともに、超音波画像の形成にすぐに使用できる低出力レーザーシステムでもよい。したがって、レーザー源は、患者 1 4 の詳細な構造を調査及び画像化するために、制御された指向性の音響エネルギー源を提供する。有利には、音響及び / 又は弾性波は、三次元超音波画像を生成することを容易にする指向性を有する。

【 0 0 2 2 】

あるいは、図 3 (b) に示すように、光音響励起源 1 2 は、例えば音速で患者 1 4 に沿って定められた方向に移行されて、伝搬光音響波のコヒーレント加算を生じさせる。伝搬光音響波のコヒーレント加算によって、指向性の合成波が生成される。伝搬光音響波のコヒーレント加算の利点は、波の強度よりもむしろ振幅が加算されて、より強い総合的な合成波をもたらすことである。合成波は、患者 1 4 の体の構造を調べるために、定められた方向に沿って伝搬してもよい。

【 0 0 2 3 】

図 1 及び図 2 に戻って参照すると、患者 1 4 内に伝搬光音響波を生じさせるために光音響励起源 1 2 が用いられると、波は、組織の力学的性質コントラストに関連して、散乱、反射及び屈折する。伝搬光音響波が表面 3 2 に後方散乱されると、表面 3 2 で振動が生成される。振動は、センサ 2 0 (即ち、レーザー振動計検出アレイ) を用いて、患者 1 4 に接触することなく、遠隔で、検出及び測定されてもよい。センサ 2 0 は、例えば患者 1 4 の眼又は皮膚に安全に届くよう構成された光のビームを放出する干渉計として動作する。センサ 2 0 は、例えばコヒーレントマルチ画素イメージングシステム又はデジタル焦点面アレイ (D F P A) でもよい。センサ 2 0 は、体内からの空間的に分散した音響 / 超音波の戻りを受信する。これらの信号は、図 1 に示すように、その後プロセッサ 2 6 で処理されて、患者 1 4 の内部構造の構造的 2 D 及び 3 D 超音波画像を形成する。

【 0 0 2 4 】

センサ 2 0 は、例えば 1 H z から 4 0 M H z までの範囲の周波数バンドにわたる振動を測定することが出来る。センサ 2 0 は、例えば、患者 1 4 の動きに対する補償を行うためにドップラートラッキングを利用するファームウェアを含んでもよい。更に、センサ 2 0 は、図 3 A に示されるハンドヘルドレーザー源 1 2 などの移動リファレンスから体内へ伝えられた弾性波の測定を可能とする動き補償性能を提供してもよい。したがって、弾性波励起及び測定は、患者 1 4 からわずかに数インチ離れたところから、患者 1 4 から例えば 3 0 メートル離れたところで、実行することができる。

【 0 0 2 5 】

限定を意図しない一例では、光音響励起源 1 2 は、離れた非接触位置 (standoff-non contact position) から、患者 1 4 の体内に音響及び弾性波を生成するよう構成された光源でもよい。より詳細には、光源は、光音響現象の主たるメカニズムによって引き起こされる超音波を患者 1 4 の組織内に引き起こして生成するために、短い光周波数パルスを生成してもよい。光音響現象は、まず、光源から放出されたターゲット表面に光子が衝突し、液体又は生体組織複合体などの吸収材料によって光子が熱へ変換されることで、発展する。このプロセスは、低 Q 組織を素早く変形させ、ひいては超音波音響及び弾性波を生成する非線形熱衝撃ローディングでもよい。

【 0 0 2 6 】

光音響プロセスの第一段階では、光子は組織容量を有する粒子によって吸収され、吸収係数 μ は以下の式 (1) で記述される。

【 数 1 】

$$\mu_a = \rho \sigma_a \quad \text{ここで、} \quad \sigma_a = -4 \frac{2\pi a}{\lambda} \pi a^2 / m \left\{ \frac{n_1 - n_0}{n_1 + 2n_0} \right\} \quad (1)$$

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

式中、 n_1 及び n_0 はそれぞれ粒子密度及び断面積であり、 a は粒子半径であって $a \ll$ 光学波長であり、 n_1 及び n_0 は、それぞれ、吸収材料及び無限均一非吸収媒体の屈折率である。

【 0 0 2 8 】

組織粒子への光学パルス入射において、全吸収エネルギー E_a は、以下の式 (2) で記述される。

【数 2】

$$E_a(\mathbf{r}, t) = \mu_a \int_{4\pi} I(\mathbf{r}, t, \hat{\mathbf{s}}) d\Omega = \mu_a U^{inc}(\mathbf{r}, t) \quad (2)$$

10

【 0 0 2 9 】

式中、 I は、位置 \mathbf{r} における、以下の方向、

【数 3】

$\hat{\mathbf{s}}$

の光の入射から組織粒子により吸収された具体的な強度 (specific intensity) である。 U^{inc} は、平均入射強度で、単位は J / cm^2 である。この平均入射強度は、光学レーザー超音波を発展させる場合に特に懸念され、この強度は、光学的放射の継続期間中に眼及び皮膚への安全限界内にある。一例では、 $1 \sim 20 mJ / cm^2$ であれば、動作システム 10

20

【 0 0 3 0 】

組織変形即ち音響又は弾性波の生成を規定する支配的關係は、以下の式 (3) に示されるように吸収エネルギーによって生じる組織温度の増大から生まれる。

【数 4】

$$\rho_m C \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} - \kappa \nabla^2 T(\mathbf{r}, t) = E_a(\mathbf{r}, t) \quad (3)$$

【 0 0 3 1 】

式中、 ρ_m 、 C 、 κ 、 T は、それぞれ、組織質量密度、比熱、熱伝導率、及び温度である。式 (3) の第一項は、光吸収及び拡散による温度の増大を記述する。光拡散の大きさは、熱拡散の大きさよりも数オーダーも大きい場合があり、したがって、式 (3) に示される第二項は無視してもよく、光パルス放射による温度の増大は以下の式 (4) で記述できる。

30

【数 5】

$$\frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \approx \frac{1}{\rho_m C} \mu_a U^{inc}(\mathbf{r}, t) \quad (4)$$

【 0 0 3 2 】

更に、式 (4) は、光パルス継続期間が熱拡散の時間スケールよりもかなり小さいことから熱拡散が無視できることを意味する。

40

【 0 0 3 3 】

複雑な生体組織などの散乱媒体内への光伝搬の影響は、光音響現象のプロセスを理解するための別の要素となり得る。通常、組織質量を有する材料はかなり不均質であり、例えば血中ヘモグロビンは光の吸収性が高い一方で、他の組織セルは同時に反射性が高い。光及び光学周波数波は、組織内を伝搬し、以下の式 (5) に示されるように拡散近似によって記述できる。入射エネルギー密度 S_0 による光平均強度 U の拡散は、以下のとおりである。

【数 6】

$$D\nabla^2 U(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c} \frac{\partial U(\mathbf{r}, t)}{\partial t} - \bar{\mu}_a(\mathbf{r}) U(\mathbf{r}, t) = -S_0(\mathbf{r}, t) \quad (5)$$

【0034】

上記の式(5)において、Dは光拡散係数であり、cは組織内の光の平均速度である。均質な散乱組織カラム(scattering tissue column)内の平均強度は、次に、以下の式(6)に基づき、周波数の関数として平均入射エネルギーに関連付けることができる。

【数 7】

10

$$\tilde{U}(\mathbf{r}, \omega) = \tilde{U}^{inc}(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}) + \frac{1}{4\pi} \int_V \tilde{U}^{inc}(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}') \Delta \mu_a(\mathbf{r}') \times g(\gamma_0 |\mathbf{r} - \mathbf{r}'|) d\mathbf{r}' \quad (6)$$

【0035】

上記の式(6)において、gは例えば3Dグリーン関数であり、 γ_0 は光拡散光子密度波についての周波数依存波数である。平均入射エネルギーは、以下の式(7)に基づいて時間領域内の入射エネルギー密度との間の関係を示し、導出できる。

【数 8】

$$U^{inc}(\mathbf{r}_s, \mathbf{r}, t) = \frac{S_0}{(4\pi Dct)^{3/2}} \exp\left[\frac{|\mathbf{r}_s - \mathbf{r}|}{4Dct} - \mu_a |\mathbf{r}_s - \mathbf{r}|\right] \quad (7) \quad 20$$

【0036】

レーザードップラー振動計又は従来の接触トランスデューサを含む受光器などのセンサ20によって測定できる音響又は弾性波は、光から圧力への光音響変換及び結果的に生じる音響波伝搬を記述する別の要素である。簡単化のために、以下の線形力の式(8)に示すように、非粘性流体を用いて、入射光からの縦波又は圧縮波の生成及び伝搬を示してもよい。

【数 9】

30

$$\rho_m \frac{\partial^2 \mathbf{u}(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -\nabla p(\mathbf{r}, t) \quad (8)$$

【0037】

式中、uは音響変位でもよく、pは音圧でもよい。組織媒体は、その後、以下の式(9)に基づく膨張から変形してもよい。

【数 10】

$$\nabla \cdot \mathbf{u}(\mathbf{r}, t) = -\frac{p(\mathbf{r}, t)}{\rho_m v_s^2} + \beta T(\mathbf{r}, t) \quad (9) \quad 40$$

【0038】

式中、 β は体積膨張係数であり、 v_s は組織内の音速である。

【数 11】

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{v_s^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = \rho_m \beta \frac{\partial^2 T(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} \quad (10)$$

【0039】

上記の式(9)と式(10)を組み合わせて、熱源と合成波の関係が、以下の式(11)において光平均強度及び光吸収係数に関して示される。

50

【数 1 2】

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{v_s^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = \frac{\beta}{c} [\mu_a + \Delta\mu_a(\mathbf{r})] \frac{\partial U(\mathbf{r}, t)}{\partial t} \quad (11)$$

【0040】

組織カラムに沿った圧力分布は以下の式(12)のように分解される。

【数 1 3】

$$p(\mathbf{r}, t) = p_0(\mathbf{r}, t) + \frac{\beta}{4\pi C} \int_V \frac{d\mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} \Delta\mu_a(\mathbf{r}') \times \left. \frac{\partial U^{inc}(\mathbf{r}', t')}{\partial t'} \right|_{t' = t - \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|}{v_s}} \quad 10$$

$$\text{ここで、 } p_0(\mathbf{r}, t) = \frac{\beta\mu_a}{4\pi C} \int_V \frac{d\mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} \left. \frac{\partial U^{inc}(\mathbf{r}', t')}{\partial t'} \right|_{t' = t - \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|}{v_s}} \quad (12)$$

【0041】

上式(12)において、 $p_0(\mathbf{r}, t)$ は組織カラムのオンセットにおける入射圧でもよい。

【0042】

上記の光音響励起源12が患者14内へ音響じょう乱を伝えると、非接触レーザー振動計検出アレイなどのセンサ20は、超音波の戻りを測定してもよい。超音波の戻りは、例えば、患者14内の構造及び材料特性分布を構成する内部境界から届く光励起源によって促進されてもよい。限定と意図しない一例では、センサ20は振動計センサシステムに利用される光ヘテロダインレーザーダ(optical heterodyne ladar)設計である。

【0043】

従来のヘテロダイン検出では、既知の周波数における関心のある信号は、近い周波数にセットされた参照「局所発振器」(LO)と非線形に混合されている。所望の結果は、元々のより高い周波数信号の信号情報(即ち、振幅、位相及び周波数変調)を有する差分周波数であって、しかしより低くかつより容易に処理できるキャリア周波数である。光周波数範囲内の電場振動は、比較的高い光周波数が電子機器の応答よりも速い振動場を有するので、直接測定することができない。その代わりに、光子が、エネルギーにより又は光子カウンティングにより同等に検出され、電場の二乗に比例し、したがって非線形な事象を形成する。したがって、LO及び信号ビームが、患者14の表面32などのターゲット表面上に共に衝突するとき、LO及び信号ビームは「混合」され、ヘテロダインうなり周波数を生成する。

【0044】

例えばレーザー振動計の性能、及び超音波測定のプロセスは、レーザー振動計のノイズフロアによって決定され得る。ノイズフロアは、1)超音波周波数におけるノイズフロアを支配するショットノイズ、2)可聴音響バンド内のノイズに寄与するスペックルノイズ、及び、3)意図するシステム光励起源の他の可能性のある様々な源による動きに起因するプラットフォーム及び対象ターゲット振動を含んでもよいが、これらに限定されるものではない。

【0045】

ショットノイズは、測定内の統計的変動から生じ得る。ヘテロダインレーザーダにおける検出された電流は、以下の式(13)に基づき記述されてもよい。

【数 1 4】

$$i(t) = i_{LO} + i_s(t) + 2\sqrt{\eta_h i_{LO} i_s(t)} \cos[\omega_{IF} t + \theta(t)] \quad (13)$$

【 0 0 4 6 】

式中、 i_{LO} 及び $i_s(t)$ は局所発振器及び信号からの電流であり、 η_h はヘテロダイン混合効率(0から1)であり、 f_{IF} は中間周波数であり(信号ゲインを向上させるため差分又はうなり周波数を生成するために、キャリア信号は局所発振器と混合される)、 $\theta_s(t)$ は位相シフトである。 f_{IF} は音響光学変調器周波数オフセット、プラス、プラットフォームの動きによるドップラーオフセットに等しい。したがって、位相シフトは、以下の式(14)に基づき記述してもよい。

$$\theta(t) = 2kx(t) + \theta_s(t) = \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \theta_s(t) \quad (14)$$

10

【 0 0 4 7 】

式中、 $r(t)$ はヘテロダインレーザレーダと組織表面32の間の見通し距離であり、 $s(t)$ はスペckルロープのランダム位相であり、 λ はレーザ振動計の光学波長である。 $v(t)$ は、例えば体の振動及び動き、レーザプラットフォーム振動並びにポインティングジッターによって変化し得る。

【 0 0 4 8 】

レーザ振動計検出アレイ20は、キャリア対ノイズ比(CNR)によって特徴付けられてもよい。より詳細には、振動計復調バンド幅にわたる光電子の一秒当たりの受信数 N_{e} (即ち、振動している組織表面からの光学戻り)は、受信信号品質を決定し得る。例えば、レーザセンサシステムによって受信された光電子の数が多いほど、ノイズショットが低く、したがって、結果としてより感度の高いレーザ振動計20となる。一部の実施形態では、CNRは、レーザ振動計20の出力を増大させることによって及び組織表面32に衝突するレーザビーム16の直径を減少させることによって、増大させてもよい。

20

【 0 0 4 9 】

周波数 f の関数としての、表面粒子速度のショットノイズスペクトル $A_{v,sh}$ は、以下の式(15)によって記述されるように、受信された戻り光電子に比例してもよい。

【 数 1 6 】

$$A_{v,sh}(f) = \frac{f\lambda}{\sqrt{\phi_e}} \quad (15)$$

30

【 0 0 5 0 】

前述のように、ノイズの別の源は、例えばスペckルからのものである。スペckルは、レーザビーム16に直面する組織表面32上の光散乱の分布によって生じるノイズである。例えば拡散表面において、光を反射して受信機に戻す多くの散乱(表面粗さに基づく)が存在する。レーザ振動計20へのスペckルノイズの寄与は、散乱の同じ実現に対する信号時間統合によって減少させることができる。統合時間の増大はスペckルノイズを減少させ、したがってシステム10の感度を向上させる。しかしながら、割り当てられた統合加算時間の間に、例えばプラットフォームの動き、ビームジッター又はターゲットの移動によりレーザビーム16のターゲット表面32上の位置が変化した場合には、スペckル実現が変化し、これにより移行又はダイナミックスペckル及びノイズフロアの増大が生じる。患者14の表面に渡るより速いレーザビーム16の移行速度によっても、スペckルノイズフロアの寄与が増大する。スペckルノイズ振幅は、以下の式(16)に基づき記述される。

40

【 数 1 7 】

$$A_{v,sp}(f) = \lambda \sqrt{\frac{\pi f_{exc}^2}{12}} \sqrt{\frac{2\alpha}{\alpha^2 + (2\pi f)^2}} \quad (16)$$

50

【 0 0 5 1 】

式中、 $f_{exc} = 2 \cdot v_t / d$ 及び $f_{exc} = v_t / d$ (即ち、レーザービームの直径に渡るターゲット上でのレーザービーム移行速度)は、スペックルパターンの交換率である。

【 0 0 5 2 】

超音波測定における、図4に示されるレーザードップラー振動計20などのレーザー振動計の性能は、ノイズフロア感度を支配すると見込まれるショットノイズの寄与(例えば1MHzにおける)によって特徴付けられる。しかしながら、システムの動きを導入する際には、スペックルノイズが重大な因子となり得る。小さいレーザービーム16の直径でのわずかな動き(ミリメートルのオーダー)であっても、スペックル実現及び結果的に生じるノイズフロアに顕著な変動が生成される。

10

【 0 0 5 3 】

レーザー振動計20を利用する光学光音響励起源12から生成された超音波信号を測定するために、システム10に対して一連の試験が行われる。一部の実施形態において、一連の試験からの最終的な結果の測定は、結合ゲル若しくはレーザー戻り促進のための反射性ビーズ(reflexite beads)又は他の手段を用いることなく実施されてもよい。本発明に係わるレーザー振動計20を用いて生成された信号品質は、例えばPolytec, Inc.製のレーザー振動計や、オリンパス製の接触超音波トランスデューサなどの市販のレーザー振動計に匹敵する。

【 0 0 5 4 】

伝達測定の第一セットにおいて、組織サンプルを通しての直接音響/弾性波伝達は、レーザードップラー振動計20又は従来の接触超音波受信トランスデューサを用いて測定してもよい。利用される光源は、例えば、Continuum製のQスイッチ15パルス/秒レーザーであって、約355nmで動作し、サンプル表面でのパルスエネルギーが1-4mJで、スポットサイズが0.05cm²で、生み出されるパルス毎のフルエンスが20-80mJ/cm²のものでよい。レーザー振動計ビーム(検出受信機)は、組織サンプルの対向側に向けられてもよく、しかしながら、励起レーザービーム16と共同設置(co-located)される。組織サンプルは約1インチの厚さでもよい。レーザー振動計20を用いて測定された受信信号は、例えば図1のデータ取得システム24を用いて記録されてもよい。データ取得システム24は、一例として、Agilent Technologies製のL4534A 20Mサンプル/秒デジタイザーでもよい。接触トランスデューサによる受信信号及び市販のレーザー振動計(即ち、Polytec, Inc.製レーザー振動計)による測定値は、例えばTektronix製のTDS2024Bデジタルオシロスコープに記録されてもよい。

20

30

【 0 0 5 5 】

この例では、レーザードップラー振動計(LDV)20は組織サンプルから約五フィート離れた位置に配置してもよい。Qスイッチレーザーなどのレーザー源12は、光音響メカニズムを介して組織サンプル内に超音波を発生させるために、組織サンプルから約一フィート離れた位置に配置される。この構成により、組織サンプルに渡って直接弾性波伝達が達成される。図5を参照すると、LDVセンサを用いた組織サンプルを通る直接弾性波伝達のLDV測定値が示されている。第一曲線40は、Qスイッチレーザーパルスが金属板によって励起源と組織サンプルの間で遮られた場合の、LDVにより測定された光音響的に誘起された弾性波の応答を示す。第二曲線42は、源ビームが遮られていない場合の弾性波伝達による応答を示す。したがって、反射性ガラスビーズ(~1µmの直径)が、組織サンプルの表面からの戻り信号を検出するのに妥当なSNRを達成するのに必要である。反射性ガラスビーズを使用しない場合、信号は観測できなかった。

40

【 0 0 5 6 】

しかしながら、本発明のレーザー振動計20を用いた場合、反射性ダストを用いずに、直接伝達の測定が達成可能である。レーザー振動計20は、出力2mW及び波長633nmの市販のPolytec製振動計に比べて、より高い光出力強度約45mW及び波長1550nmを有することによって、改善されたSNRを達成した。上式(15)を参照す

50

ると、レーザー振動計 20 は、より高い出力 (/ power) を有することによって、同等のスポットサイズについて、Polytec 製レーザー振動計よりもショットノイズフロアを二倍減少させる。更に、レーザー振動計 20 内の信号処理ゲインにより、Polytec 製振動計よりも向上した性能が示される。

【0057】

図 6 を参照すると、サンプル表面処理をしない、レーザー振動計 20 を用いた信号戻り測定が示されている。より具体的には、第一曲線 44 は、Q スイッチレーザーを用いて光周波数短パルスにより生成された組織サンプルを通る直接弾性波伝達の LDV センサ測定からの応答を示す。この測定例では、LDV ノイズフロア応答を減少させるためのサンプル表面の処理に用いられる反射性ビーズ又は他の物質は、なにも用いられていない。直接波伝達は、約 30 マイクロ秒において観測され得り、組織サンプルの背部からの第一反射は、約 50 マイクロ秒において観測され得る。

10

【0058】

限定を意図しない一例では、直接伝達測定構成のための接触トランスデューサと光学装置の組み合わせについての信号対ノイズ比 (SNR) が比較される。図 7 には、接触圧電トランスデューサと光学超音波測定の比較が示されている。送信パルスは $t = 0$ で開始されてもよい。第一のグラフ 46 は、例えば 1 MHz の縦トランスデューサに接触しかつこれによって測定される 1 インチの組織サンプルを通る直接弾性波伝達を有するトランスデューサ送受信システムを示す。接触超音波源は、1 MHz 縦トランスデューサでもよい。第二のグラフ 48 は、組織サンプルに向けられた LDV ビームによって測定される 1 インチの組織サンプルを通る直接弾性波伝達を有するトランスデューサ送信及び LDV 受信システムを示す。超音波源は、1 MHz の縦接触トランスデューサでもよい。最後に、第三のグラフ 50 は、全非接触スタンドオフ光学超音波を用いた光送信及び LDV 受信システムを示す。第三のグラフ 50 に示される直接弾性波伝達は、例えば、355 nm Q スイッチレーザーパルスによって生成され、組織サンプルの反対側に向けられた LDV ビームによって測定されてもよい。

20

【0059】

SNR は、図 8 のテーブルに示されるように各構成について計算される。SNR は以下の式 (17) により定義されてもよい。

【数 18】

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{Ps^2 - Mn^2}{Vn} \right) \quad (17)$$

30

【0060】

式中、Ps はピーク信号振幅、Mn は平均ノイズ、Vn はノイズの分散である。引き続き図 8 を参照すると、接触及び光学超音波測定アプローチの SNR 比較によれば、サンプル処理を何もしない場合、接触トランスデューサシステムが、光学装置よりも、よい SNR 及び信号品質を提供することが示されている。反射性ビーズでサンプル処理をした場合 (ノイズフロアを減少させるため)、全接触トランスデューサ配置と、Polytec 製品を用いた全光学配置と、を比較すると、SNR が同レベルとなっている。

40

【0061】

しかしながら、ゲルの使用及びトランスデューサを保持する軸方向の力は、結合を可能とするとともに、SNR に影響を及ぼす。更に、トランスデューサを適切な位置に保持することにより組織サンプルが変形して、組織サンプルの機械的及び伝達特性が、自然状態から修正される。図 7 に示される観測された伝達速度は 1645 m/s であり、文献で報告された筋肉縦速度 (muscle longitudinal velocities) の 1580 m/s に比べて、過大に見積もられている。図 7 に示されるように、光送信及び LDV 受信システムについて、全光学測定速度の見積もりは約 1585 m/s である。したがって、図 8 に示されるように、振動計ノイズフロアを減少させるための表面処理を何もしない、レーザー振動計 20 を用いる全光測定の場合、SNR は最も低く、組織サンプルへの減少した封圧の影響を受

50

け得る。

【 0 0 6 2 】

限定を意図しない別の例では、第二の一連の測定値が、光励起源 1 2 及びレーザー振動計センサ 2 0 によって取得される。反射信号品質及び超音波伝達のプロービング深さを分析するために、全光学測定構成が調査される。これらの試験において、光送信機及び光検出振動計は、例えば組織サンプルの同じ側面に配置されてもよく、この配置は、超音波イメージング及びプロービングでの使用においてより一般的である。一実施例では、直接伝達構成は、トモグラフィー超音波イメージング用途において使用してもよい。図 9 を参照すると、送信機及び受信機が組織サンプルの同じ側面に設けられた全光学配置についての組織サンプルを通る反射弾性波伝達の L D V 測定値が示されている。

10

【 0 0 6 3 】

引き続き図 9 を参照すると、L D V 及び Q スイッチレーザーが、組織サンプルの同じ側面に設けられている。励起源と複数のセンサビームスポットは、組織サンプル上において約 0 . 5 インチ離れており、弾性波は L D V センサを用いて測定されてもよい。図 9 において、サンプルの背部からの第一の反射の到着（即ち、組織 / 空気干渉）は、最大振幅を有する信号を示す。後続の多重反射が、時間の経過と共に観測される。第三の多重は、組織サンプル内を行き来して 4 インチの進行路をたどり、依然として顕著な S N R を示す。

【 0 0 6 4 】

図 1 0 を参照すると、厚さが 1 インチの組織サンプルについての反射信号の構造と品質のコントラストが示されている。この配置では、Q スイッチレーザー及び L D V によって、組織サンプルの同じ側面からの信号が測定される。組織サンプルの背面にある (backing) 金属板からの反射弾性波信号が、図 1 0 の上側のグラフに示されている。金属板は、例えば Dow 真空用グリースの薄い層を用いて、組織サンプルに結合される。図 1 0 の下側のグラフには、比較用に、金属のバックグがない組織サンプルにおける信号が示されている。反射信号は、組織とサンプルの背面の外気との間の大きなインピーダンスに起因し得る。図 1 0 の両グラフにおいて反射信号特徴は顕著に異なり、このことは、組織サンプルの背面の有限の板をイメージし、異なる光送信機及び組織サンプル面上の検出位置についてマップすることができることを示している。

20

【 0 0 6 5 】

図 1 1 を参照すると、限定を意図しない別の例では、前述の Q スイッチレーザーに代えて、レーザーダイオード 5 4 を用いて生体組織 5 6 内に音響及び弾性波を生成してもよい。光音響励起のためのレーザーダイオード 5 4 は、例えば、単一チャンネルのための光音響励起源と、ラインアレイ 5 8 と、を含んでもよい。図 1 1 に示される励起システムは、連続波光キャリア上に光変調を採用することによって、単一周波数音響トーンを送信することができる。その後、パルス圧縮技術を用いて、観測検出位置で受信されたトーンから音響弾性波短パルスが合成される。約 2 2 2 k H z から約 9 0 9 k H z の 3 5 周波数チャープにわたって各周波数トーンを重ね合わせることで、源位置において強制関数を計算してもよい。各音響弾性波トーンは、組織 5 6 の反対側で測定してもよい。次に、測定されたトーンを、例えば狭帯域フィルタを用いて処理してもよい。付加的又は代替的に、その後、各トーンを、時間を合わせて足し合わせることで、短パルスを構成してもよい。

30

40

【 0 0 6 6 】

付加的に又は代替的に、図 1 2 に示されるように、2 つのレーザーダイオード 5 4 素子を用いて連続波周波数で光変調されたキャリアを送信してもよい。ピエゾトロンクス接触超音波トランスデューサなどの光キャリア 5 8 は、生体組織内 5 6 内の光音響応答及び弾性波伝達を生成する。2 つのレーザーダイオード 5 4 により、図 1 3 及び 1 4 に示されるように、操作可能な弾性波を生成することができる干渉パターンが生成される。例えば、図 1 3 及び 1 4 に示されるように、約 5 0 k H z のパルス繰り返し周波数での光パルスの吸収により、5 0 k H z の弾性波周波数を組織サンプル表面において生成してもよい。結果として、2 つの隣接するレーザーダイオード 5 4 の励起に反応して、図 1 5 及び 1 6 に示されるようなビーム照射出力が生成される。より具体的には、図 1 5 はモデル化 / 予想

50

ビームパターンを示し、図 16 は、例えばピエゾトロンクス製接触超音波トランスデューサを用いて測定されたパターンを示す。

【0067】

図 17 を参照すると、患者内の構造の超音波画像を生成するための例示的なステップ 100 を説明するフローチャートが示されている。プロセスの開始において、プロセスブロック 102 で、図 3 A 又は 3 B に示されるレーザー源 12 などの光音響励起源が、走査ミラーに向けられる。従来の超音波イメージング装置で用いられる全方向音響エネルギーと異なり、音響エネルギー源（即ち、光音響励起源）は、従来の超音波技法では得られない付加的な位置情報を提供する源である。特に、光音響励起源は、散乱対象の範囲だけでなく、その方向をも決定することができる。更に、従来の光音響技法に対し、大きく向上した信号強度を提供するという利点もある。

10

【0068】

プロセスブロック 104 において、例えば CW レーザー源などのレーザー源が走査ミラーに向けられるに伴い、ビームは患者に向けられ、これにより患者内に音響じょう乱が伝わる。プロセスブロック 106 において、音響じょう乱により、患者にわたって光音響波が伝搬する。プロセスブロック 108 において、光音響励起源によって生成された出力は、例えば音速で、患者に沿って定められた方向に移行され、これにより、プロセスステップ 110 において伝搬光音響波のコヒーレント加算が生じる。プロセスブロック 110 における伝搬光音響波のコヒーレント加算により、プロセスブロック 112 において、指向性合成波が生成される。

20

【0069】

一例として、図 18 に示されるように、伝搬光音響波 180 のコヒーレント加算は、波の強度よりも波の振幅が加算されることで、より強い全体的な合成波 182 が生じるという利点がある。加えて、散乱音響エネルギーが、表面下構造についての情報をもたらす。図 19 及び 20 のグラフに示されるように、例えば、サンプルの左側からサンプルの右側に様々な速度で CW レーザーを走らせる (swept) ことで、音響信号がうまく発生する。図 21 に示されるように、皮膚サンプルについて、ビームを走らせる速度が約 237 メートル / 秒のときに、光音響信号が最大となる。同様に、図 22 に示されるように、例えば骨にわたって様々な速度で CW レーザーを走らせることによっても、音響信号がうまく発生する。この例での光音響信号は、縦方向において約 770 メートル / 秒で、横方向において約 872 メートル / 秒で、最大となる。

30

【0070】

図 17 に戻って参照すると、プロセスブロック 114 において、患者の体の構造を調べるために、結果的に得られる合成波は、定められた方向に沿って伝搬してもよい。プロセスブロック 116 において、プロセスブロック 114 で患者内の構造を調べた結果の合成波の後方散乱によって生成された振動が、患者の表面で検出されてもよい。プロセスブロック 118 に示されるように、振動は、例えばレーザー振動計検出アレイを用いて検出されてもよい。プロセスブロック 112 で生成された合成波は、その後プロセスブロック 120 で処理されてもよい。その後、プロセスブロック 122 で、プロセスブロック 116 において患者の表面で検出された振動を用いて、患者内の構造の超音波画像が生成されてもよい。

40

【0071】

上述した方法は、例えば、リアルタイム外科イメージングのガイダンス、外傷性脳損傷の検知、内出血検知及びイメージング、骨の健康のモニタリング、内蔵及び組織イメージング、離れた位置からの、呼吸数や脈拍数などの動力学的バイタルサインモニタリングに用いてもよい。加えて、上述の方法は、血管に関する異常（例えば静脈瘤前兆）、皮膚異常、脱水症、BMI 又は隠れた皮下インプラントの診断に用いてもよい。

【0072】

本明細書に記載した光画像イメージ取得のアプローチは、接触トランスデューサ測定を超える数々の利点を有する。まず、空間的サンプリングにより、コヒーレントマルチ画素

50

アレイを用いてサブミリメートルの解像度に近づくことができる。更に、手術中、損傷を受けた体の領域、表面、皮膚状態、傷口の開いた傷若しくは領域、又は到達が困難かつ注意を要する領域に、皮膚又は体に装置の物理的圧力を加えることなく、測定を行うことができる。装置圧力を加えることによるオペレータへの損傷は低減され、結合ゲルの使用が不要となると共にそれによる汚染もなくなる（これらは接触超音波装置の場合に懸念された）。最後に、光画像取得アプローチでは、接触トランスデューサの場合のように手によって加えられる圧力に起因するSNR変動性が小さい。

【0073】

本発明は、本明細書において一以上の好ましい実施形態に基づき記載され、明確に記載されたもの以外にも、多くの同等のもの、代替のもの、バリエーション及び修正が可能であるととも本発明の範囲内である。

【図11】

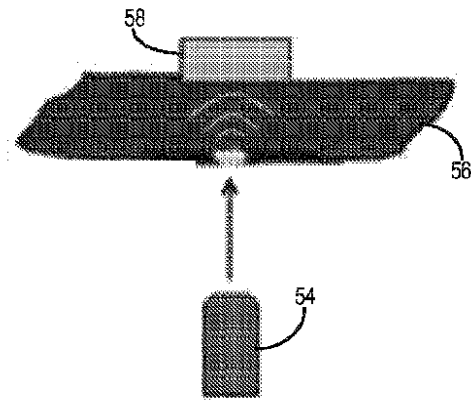


FIG. 11

【図12】

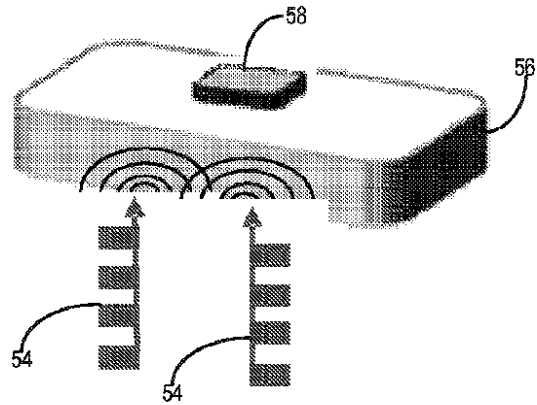
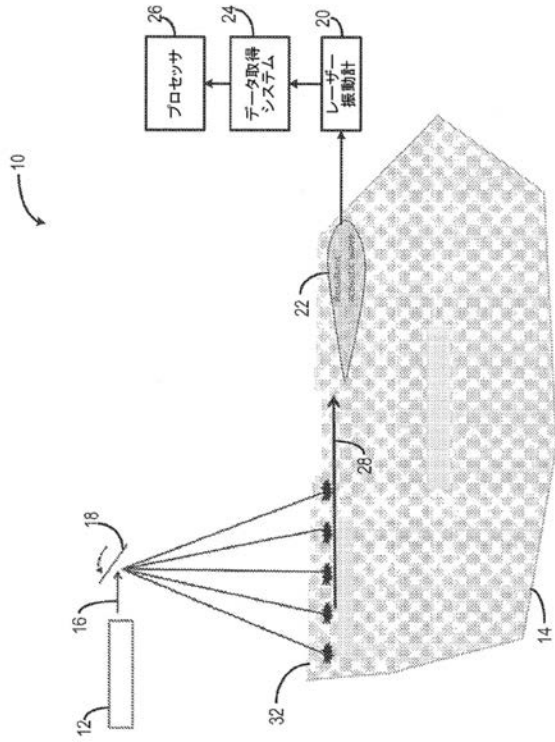
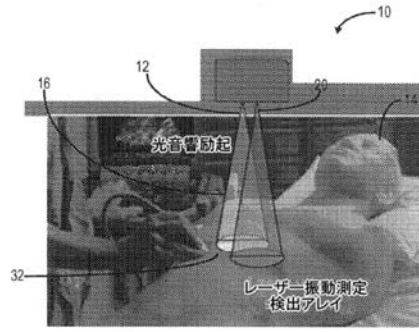


FIG. 12

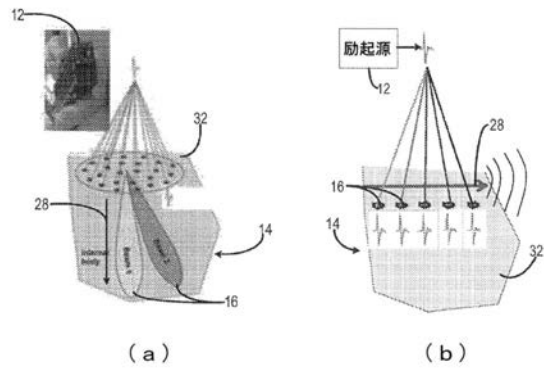
【図1】



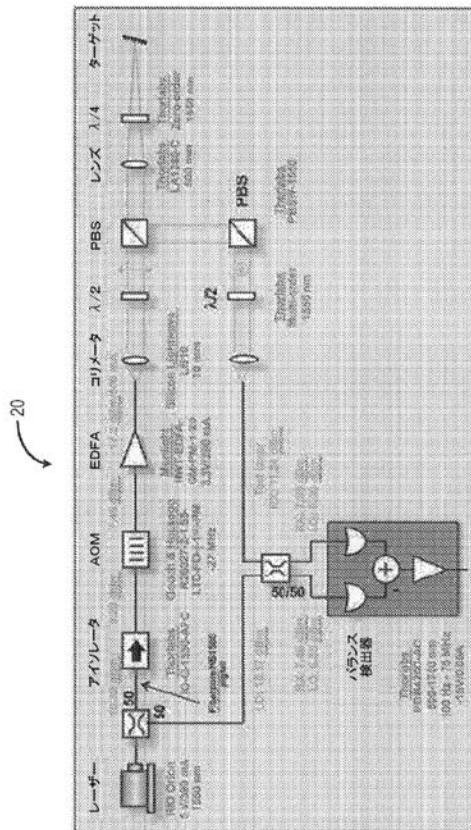
【図2】



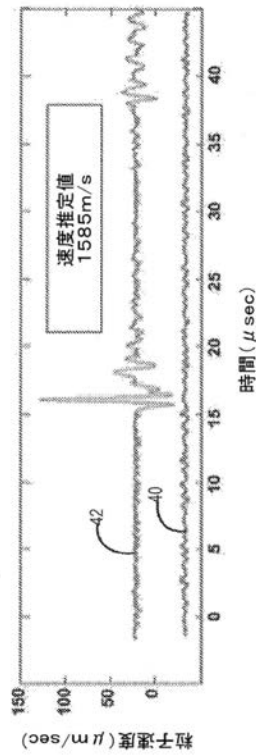
【図3】



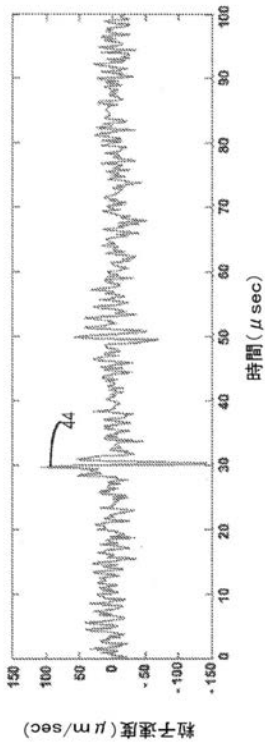
【図4】



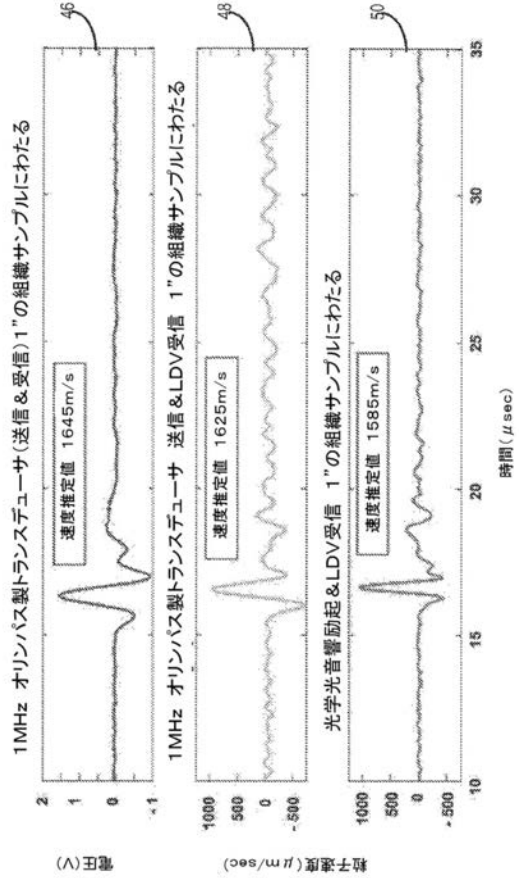
【図5】



【 図 6 】



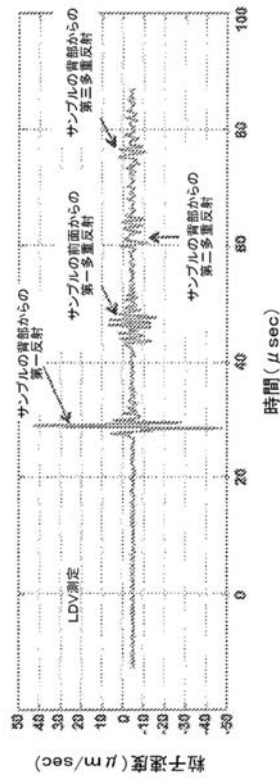
【 図 7 】



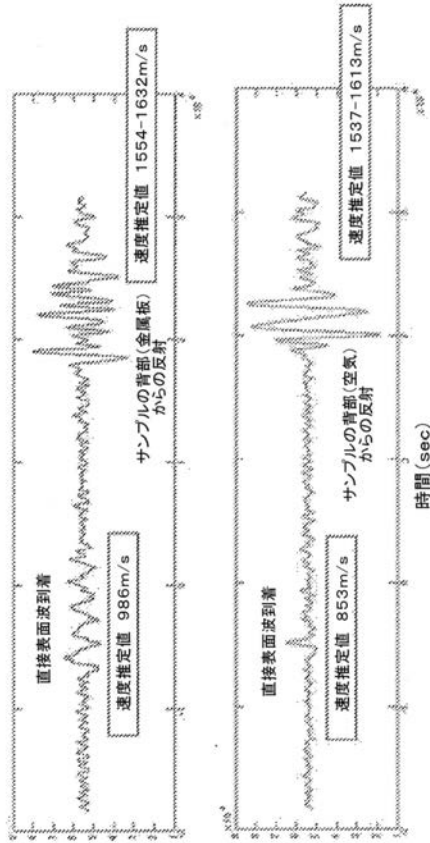
【 図 8 】

測定構成	励起源	信号検出受信機	測定された SNR(dB)
完全サンプル接触	1MHz縦方向 圧電トランスデューサ	1MHz縦方向 圧電トランスデューサ	39
接触動起/光学測定	1MHz縦方向 圧電トランスデューサ	2.5MHz Polytec製LDV (反射性ヒース表面処理)	32
全て光学、接触なし	355nm; 10nS光パルス	2.5MHz Polytec製LDV (反射性ヒース表面処理)	37
接触動起/光学測定	1MHz縦方向 圧電トランスデューサ	2MHz MIT LLカスタムLDV (サンプル表面処理なし)	22
全て光学、接触なし	355nm; 10nS光パルス	2MHz MIT LLカスタムLDV (サンプル表面処理なし)	19

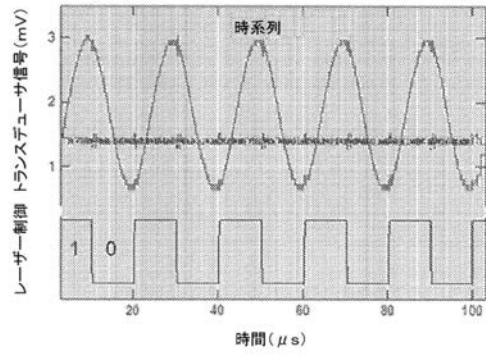
【 図 9 】



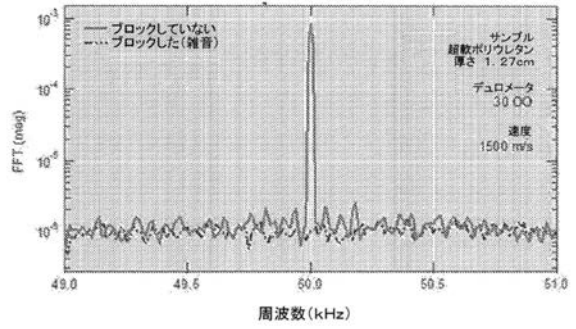
【図10】



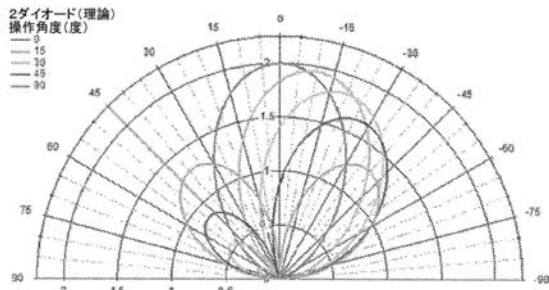
【図13】



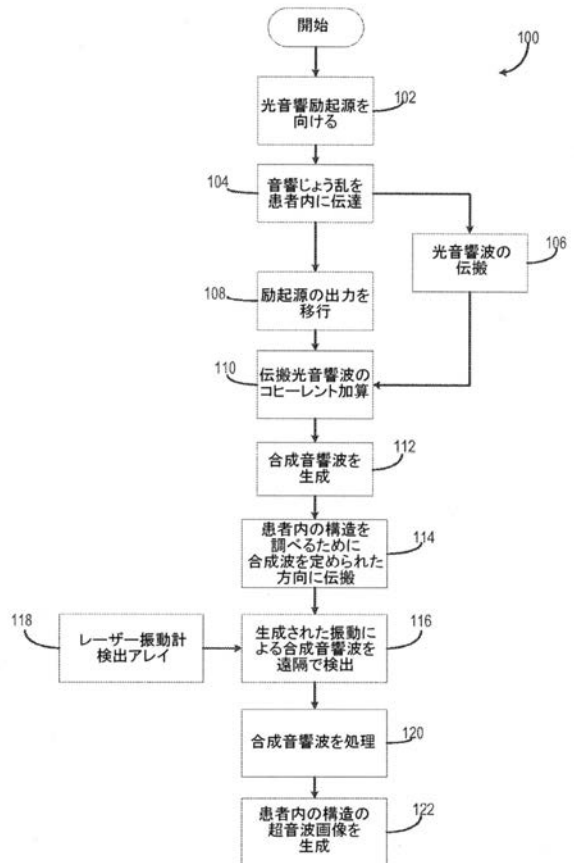
【図14】



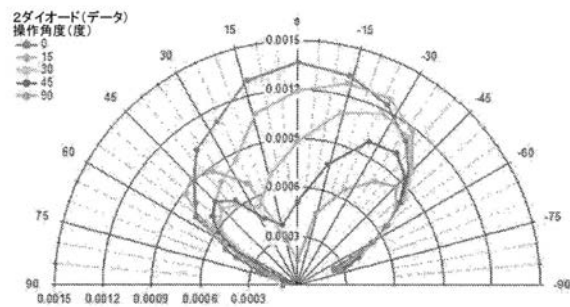
【図15】



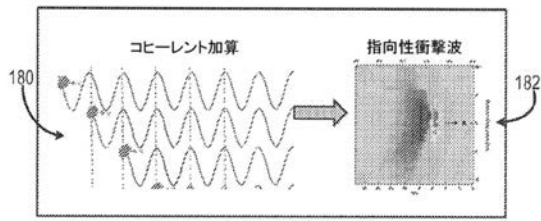
【図17】



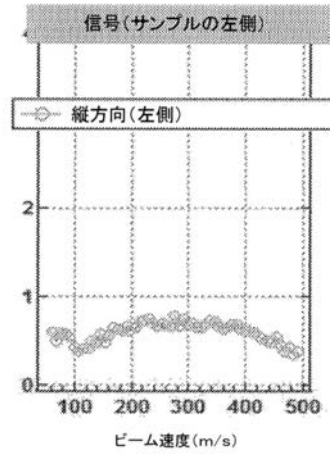
【図16】



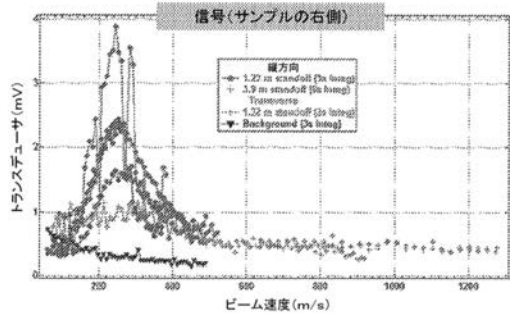
【 図 1 8 】



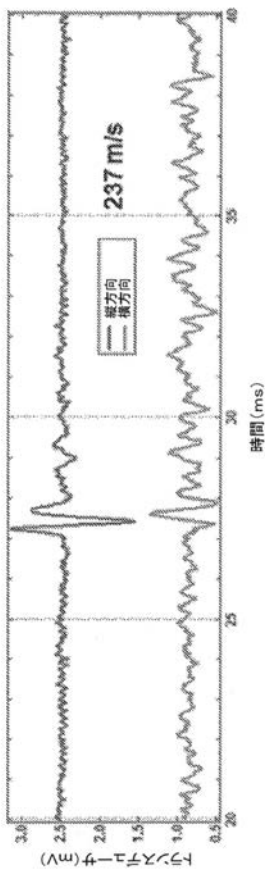
【 図 2 0 】



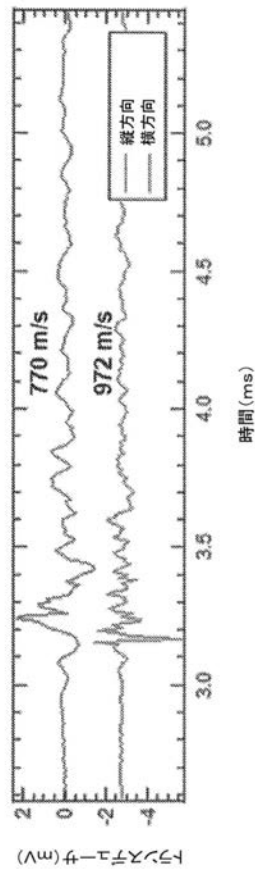
【 図 1 9 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2014/065001

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/00 A61B8/00 G01N21/17 G01H9/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G01H G01N		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2013/064740 A1 (OSCARE MEDICAL OY [F1]) 10 May 2013 (2013-05-10) page 1, lines 11-15 page 6, lines 4-18 page 8, lines 9-25 page 12, line 26 - page 13, line 2 page 14, lines 17,18 page 23, lines 10-17 figures 1,2 ----- -/--	1-50
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier application or patent but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 29 January 2015		Date of mailing of the international search report 05/02/2015
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040 Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Mecking, Nikolai

7

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2014/065001

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KARPPINEN PASI ET AL: "Phase-delayed laser diode array allows ultrasonic guided wave mode selection and tuning", JOURNAL OF APPLIED PHYSICS, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS, US, vol. 113, no. 14, 14 April 2013 (2013-04-14), pages 144904-144904, XP012172340, ISSN: 0021-8979, DOI: 10.1063/1.4801394 [retrieved on 2013-04-11] page 2, column 2, line 23 - page 3, column 1, line 10 page 4, column 2, lines 20-23 figure 1 -----	1-50
A	US 2010/245766 A1 (ZHANG HAO F [US] ET AL) 30 September 2010 (2010-09-30) paragraphs [0023] - [0041]; figures 1-3 -----	1-50
A	DE 10 2008 049692 A1 (FRAUNHOFER GES FORSCHUNG [DE]) 1 April 2010 (2010-04-01) paragraphs [0029] - [0037]; figure 1 -----	1-50
A	PETRO MOILANEN ET AL: "Photo-acoustic phase-delayed excitation of guided waves in coated bone phantoms", 2013 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), 21 July 2013 (2013-07-21), pages 2080-2083, XP55162407, DOI: 10.1109/ULTSYM.2013.0531 ISBN: 978-1-46-735684-8 page 2081, column 1, lines 7-19; figure 2 -----	1-50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2014/065001

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2013064740 A1	10-05-2013	CA 2851985 A1	10-05-2013
		CN 103906474 A	02-07-2014
		EP 2750608 A1	09-07-2014
		FI 20110378 A	02-05-2013
		JP 2014532467 A	08-12-2014
		KR 20140084089 A	04-07-2014
		US 2014243666 A1	28-08-2014
		WO 2013064740 A1	10-05-2013

US 2010245766 A1	30-09-2010	EP 2408376 A1	25-01-2012
		US 2010245766 A1	30-09-2010
		US 2010245769 A1	30-09-2010
		US 2010245770 A1	30-09-2010
		US 2010249562 A1	30-09-2010
		WO 2010107930 A1	23-09-2010
		WO 2010107933 A1	23-09-2010

DE 102008049692 A1	01-04-2010	DE 102008049692 A1	01-04-2010
		WO 2010031395 A1	25-03-2010

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(74)代理人 100110733

弁理士 鳥野 正司

(74)代理人 100115048

弁理士 福田 康弘

(72)発明者 ハウプト、ロバート、ダブリュ

アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 02421、レキシントン、シェイド ストリート 55

(72)発明者 ウィン、チャールズ、エム

アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01450、グロトン、リーディー メドウ ロード 82

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB05 DD10 DD11 DE16 GA40

专利名称(译)	用于非接触式超声的系统和方法		
公开(公告)号	JP2016537136A	公开(公告)日	2016-12-01
申请号	JP2016533596	申请日	2014-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	麻省理工学院		
申请(专利权)人(译)	麻省理工学院		
[标]发明人	ハウプトロバートダブリュ ウインチャールズエム		
发明人	ハウプト、ロバート、ダブリュ ウイン、チャールズ、エム		
IPC分类号	A61B8/13		
FI分类号	A61B8/13		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/DD10 4C601/DD11 4C601/DE16 4C601/GA40		
代理人(译)	泷野秀雄 川崎孝雄 津田俊明 福田 康弘		
优先权	61/907843 2013-11-22 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了用于在不与对象物理接触的情况下产生对象的超声图像的系统和方法。光声激发源被配置为指向扫描镜，以在患者体内传输声干扰以产生传播的光声波。声音的扰动沿着患者沿着定义的方向传递，从而引起相干的传播光声波相加，从而产生合成的声波和/或弹性波，用于研究患者体内的结构。。在患者的表面检测到复合波的反向散射产生的振动，并在患者体内产生了结构的超声图像。可以使用激光振动计来执行振动检测。激发和检测系统可以单独使用或结合使用。[选型图]图1

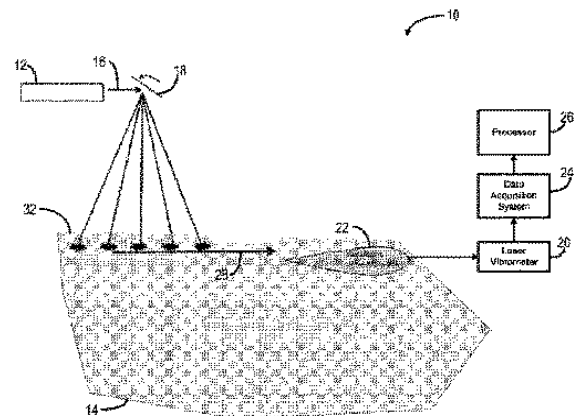


FIG. 1