

(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2013-517039

(P2013-517039A)

(43) 公表日 平成25年5月16日(2013.5.16)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 5/05 3 9 0
A 6 1 B 6/00 3 7 0

テーマコード(参考)

4 C 0 9 3
4 C 0 9 6
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2012-548516 (P2012-548516)
(86) (22) 出願日 平成23年1月12日 (2011.1.12)
(85) 翻訳文提出日 平成24年7月13日 (2012.7.13)
(86) 國際出願番号 PCT/IB2011/050129
(87) 國際公開番号 WO2011/089537
(87) 國際公開日 平成23年7月28日 (2011.7.28)
(31) 優先権主張番号 61/296,053
(32) 優先日 平成22年1月19日 (2010.1.19)
(33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 590000248
コーニングクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
オランダ国 5 6 2 1 ベーーー アインドーフェン フルーネヴაウツウェッハ
1
(74) 代理人 100087789
弁理士 津軽 進
(74) 代理人 100122769
弁理士 笹田 秀仙
(72) 発明者 デラディ スザボルクス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス
ビルディング 4 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】撮像装置

(57) 【要約】

本発明は、対象物2の内部を撮像するための撮像装置1に関する。当該撮像装置1は、種々異なる周波数にて対象物の内部を検知するための第1の超音波センサ及び第2の超音波センサを有し、第1の超音波センサからの超音波検知信号が第1の超音波画像を生成するために使用され、第2の超音波センサからの超音波検知信号が第2の超音波画像を生成するために使用される。より低い周波数と比較すると、より高い周波数は概して対象物の内部へと浸透する深さがより浅く、より高い空間分解能を提供する。これ故、撮像装置1は異なる空間分解能及び異なる浸透深さにて対象物の内部を同時に撮像する能力を提供できる。これによって、撮像装置が対象物の内部を撮像するクオリティを改善できる。

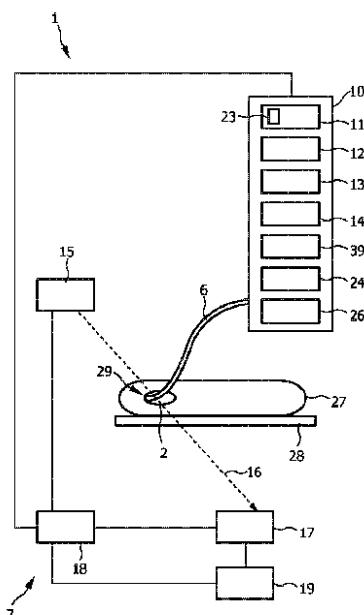


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物の内部を撮像するための撮像装置であって、当該装置は、

- a) 第1の周波数で前記対象物の内部を検知するための第1の超音波センサであって、前記対象物の内部を示す第1の超音波検知信号が生成される、第1の超音波センサと、
- b) 第2の周波数で前記対象物の内部を検知するための第2の超音波センサであって、前記対象物の内部を示す第2の超音波検知信号が生成され、前記第1の超音波センサが前記対象物の内部をより低い空間分解能にて検知するよう適応され、前記第2の超音波センサが前記対象物の内部をより高い空間分解能にて検知するよう適応されるよう、前記第1の周波数が前記第2の周波数よりも低い、第2の超音波センサと、
- c) 前記第1の超音波検知信号からより低い空間分解能をもつ第1の超音波画像を生成し、前記第2の超音波検知信号からより高い空間分解能をもつ第2の超音波画像を生成するための超音波画像生成ユニットと、
を有する、第1の画像生成デバイスと、

前記対象物内へと導入可能なよう適応され、少なくとも前記第1の超音波センサ及び前記第2の超音波センサを収容するためのハウジングと、
を有する、撮像装置。

【請求項 2】

前記撮像装置が更に、

前記対象物の第3の画像を生成するための第2の画像生成デバイスと、
当該第3の画像を前記第1の超音波画像及び前記第2の超音波画像のうちの少なくとも一つと重ね合わせるためのオーバレイ・ユニットと、
を有する、請求項 1 に記載の撮像装置。

【請求項 3】

前記第2の画像生成デバイスが、

- a) 前記対象物を横断する放射線を生成するための放射線源と、
- b) 前記対象物を横断した後の前記放射線に応じて検出値を生成するための検出器と、
- c) 前記生成された検出値から前記第3の画像を再構築するための画像再構築ユニットと、
を有する、請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 4】

前記撮像装置が更に、前記第1の超音波画像及び前記第2の超音波画像のうちの少なくとも一つを前記第3の画像と共に登録するための登録ユニットを有する、請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 5】

前記撮像装置が更に、前記第1の超音波センサ及び前記第2の超音波センサを駆動するための駆動ユニットを有する、請求項 1 に記載の撮像装置。

【請求項 6】

前記駆動ユニットが、単線で前記第1の超音波センサと前記第2の超音波センサとを接続される、請求項 5 に記載の撮像装置。

【請求項 7】

前記駆動ユニットが、前記第1の超音波検知信号を有する前記第1の超音波センサ及び前記第2の超音波検知信号を有する前記第2の超音波センサからの組み合わされた超音波検知信号を受信するよう適応され、前記駆動ユニットは、前記組み合わされた超音波検知信号から、前記第1の超音波検知信号及び前記第2の超音波検知信号をフィルタリングするためのフィルタユニットを有する、請求項 5 に記載の撮像装置。

【請求項 8】

前記撮像装置が更に、少なくとも前記第1の超音波画像及び前記第2の超音波画像に応じて、前記ハウジングが前記対象物内の所望する場所へと案内されることを可能にするナビゲーション・ユニットを有する、請求項 1 に記載の撮像装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記第1の周波数及び前記第2の周波数が、少なくとも前記第1の超音波センサ及び前記第2の超音波センサのバンド幅の1/2の和の分だけ隔てられている、請求項1に記載の撮像装置。

【請求項 10】

前記第1の周波数は1MHz乃至10MHzの範囲にあり、前記第2の周波数は20MHz乃至40MHzの範囲にある、請求項1に記載の撮像装置。

【請求項 11】

対象物の内部に影響を及ぼすための影響付与装置であって、同装置は、

前記対象物に影響を及ぼすための影響付与エレメントと、

請求項1に記載の第1の超音波画像及び第2の超音波画像を生成するための撮像装置と、

少なくとも前記第1の超音波画像及び前記第2の超音波画像に応じて前記影響付与エレメントを前記対象物の内部にある所望する場所へと案内するためのナビゲーション・ユニットと、

を有する、影響付与装置。

【請求項 12】

a) 第1の超音波センサによる第1の周波数にて前記対象物の内部を検知するステップであって、第1の超音波検知信号が前記対象物の内部を示すよう生成されるステップと、

b) 第2の超音波センサによる第2の周波数にて前記対象物の内部を検知するステップであって、第2の超音波検知信号が前記対象物の内部を示すよう生成され、前記第1の超音波センサが、より低い空間分解能で前記対象物の内部を検知し、前記第2の超音波センサが、より高い空間分解能で前記対象物の内部を検知するよう、前記第1の周波数が前記第2の周波数よりも低い、ステップと、

c) 超音波画像生成ユニットによって、前記第1の超音波検知信号からより低い空間分解能をもつ第1の超音波画像を生成し、前記第2の超音波検知信号からより高い空間分解能をもつ第2の超音波画像を生成するステップであって、前記対象物内へと導入可能なよう適応されたハウジング内に、少なくとも前記第1の超音波センサ及び前記第2の超音波センサが収容されている、ステップと、

を含む、対象物の内部を撮像するための撮像方法。

【請求項 13】

対象物の内部に影響を及ぼすための影響を付与する方法であって、当該方法は、

- 請求項12に記載の撮像装置によって第1の超音波画像及び第2の超音波画像を生成するステップと、

- 少なくとも前記第1の超音波画像及び前記第2の超音波画像に応じて前記対象物に影響を及ぼすための影響付与エレメントを当該対象物の内部にある所望する場所へとナビゲーション・ユニットによって案内するステップと、

- 前記影響付与エレメントにて前記対象物に影響を及ぼすステップと、
を含む、方法。

【請求項 14】

請求項1に記載の撮像装置を制御するコンピュータ上で実行された場合に、前記コンピュータに請求項12に記載の撮像方法のステップを実行させるためのプログラムコードを有する、対象物の内部を撮像するための撮像用コンピュータプログラム。

【請求項 15】

請求項11に記載の影響付与装置を制御するコンピュータ上で実行された場合に、コンピュータに請求項13に記載の影響を付与する方法のステップを実行させるためのプログラムコード手段を有する、対象物の内部に影響を及ぼすための影響を付与するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】**【0001】**

本発明は、対象物の内部を撮像するための撮像装置、撮像方法、及び撮像用コンピュータプログラムに関する。本発明は更に、対象物の内部に影響を及ぼすための影響付与装置、影響を付与する方法、及び影響を付与するコンピュータプログラムに関する。

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0002】**

米国特許公報US 7,396,332 B2は、生物の脈管系中に挿入され且つ誘導されるよう構成されたカテーテル本体を含む超音波撮像カテーテル・アセンブリにおいて使うことができる、複数の固有共振周波数で振動可能な単独の変換器のエレメントを開示している。超音波撮像カテーテル・アセンブリは、管腔部と、当該管腔部中を通過するよう適応された回転可能な撮像用コア部とを有し、撮像用コア部は可撓性のドライブシャフトを含む。変換器エレメントが複数の固有共振周波数で振動できるので、ユーザは、カテーテル又は撮像用コア部を切り離すこと無く焦点深度又は解像度を改善するために、一つの周波数から別の周波数へと切り替えることができる。

10

【課題を解決するための手段】**【0003】**

本発明の目的は、対象物の内部を撮像するための撮像装置、撮像方法、及び撮像用のコンピュータプログラムを提供することであり、対象物の内部を撮像するクオリティを改善できる。本発明の更なる目的は、対象物の内部に影響を及ぼすための影響付与装置、影響を付与する方法、及び影響を付与するコンピュータプログラムを提供することであり、これらは改善された画像を使用する。

20

【0004】

本発明の第1の態様において、対象物の内部を撮像するための撮像装置が提示されており、当該撮像装置は、

a) 第1の周波数で前記対象物の内部を検知するための第1の超音波センサであって、前記対象物の内部を示す第1の超音波検知信号が生成される、第1の超音波センサと、

b) 第2の周波数で前記対象物の内部を検知するための第2の超音波センサであって、前記対象物の内部を示す第2の超音波検知信号が生成され、前記第1の超音波センサが前記対象物の内部をより低い空間分解能にて検知するよう適応され、前記第2の超音波センサが前記対象物の内部をより高い空間分解能にて検知するよう適応されるよう、前記第1の周波数が前記第2の周波数よりも低い、第2の超音波センサと、

30

c) 前記第1の超音波検知信号からより低い空間分解能をもつ第1の超音波画像を生成し、前記第2の超音波検知信号からより高い空間分解能をもつ第2の超音波画像を生成するための超音波画像生成ユニットと、

を有する、第1の画像生成デバイス

前記対象物内へと導入可能なよう適応され、少なくとも前記第1の超音波センサ及び前記第2の超音波センサを収容するためのハウジングと、
を有する。

40

【0005】

第1の超音波センサ及び第2の超音波センサが異なる周波数で対象物の内部を検知するために用いられ、これらの超音波センサからの超音波検知信号が第1の超音波画像及び第2の超音波画像を生成するために使われるので、対象物の内部が、異なる空間分解能と共に同時に検知されることができる。さらに、より低い周波数と比べると、より高い周波数は対象物の内部へと浸透する概してより浅い深さをもっている。したがって、少なくとも二つの画像が同時に生成されることができ、異なる浸透深さにて対象物の内部を撮像する。これ故当該撮像装置は、異なる空間分解能及び異なる浸透深さにて対象物の内部を同時に撮像する能力を提供できる。これによって、撮像装置が対象物の内部を撮像するクオリティを改善できる。

50

【0006】

ハウジングは、好ましくはカテーテル又は介入針である。

【0007】

撮像装置は、ハウジング内に組み込まれた更なるエレメントを有することができる。これらは例えば、位相をずらした超音波アレイなどの更なる超音波センサ、電気的検出エレメント又は光学的検出エレメントのような他の検出エレメント、生検術を実施するための生検エレメント、例えば切除電極、切除用凍結エレメント、光学的切除エレメント、等々の切除エレメントのようなエネルギーを付与するエレメントである。

【0008】

第1の超音波センサ及び第2の超音波センサは、異なる方向から対象物の内部を検知するよう適応されることがある。さらに、第1の画像生成デバイスが少なくとも二つのペアの第1の超音波センサ及び第2の超音波センサを有することができ、異なるペアが異なる方向で対象物の内部を検知する。

10

【0009】

撮像装置が更なる超音波センサを有する場合、対象物の内部を異なる空間分解能及び異なる深さにて検知するために、これらの更なる超音波センサは第1の周波数及び第2の周波数とは異なる周波数を好ましくは有する。

【0010】

第1の周波数及び第2の周波数は好ましくは中心周波数である。即ち、超音波センサは單一周波数で動作するのではなく、中心周波数の前後にも中心がある周波数の範囲で動作することが当業者には良く知られている。このように超音波センサは中心周波数をもつバンド幅を概して有する。第1の周波数及び第2の周波数は、好ましくはそれぞれ第1の超音波センサ及び第2の超音波センサのバンド幅の中心周波数である。

20

【0011】

撮像装置が、対象物の第3の画像を生成するための第2の画像生成デバイスと、当該第3の画像を第1の超音波画像及び第2の超音波画像のうちの少なくとも一つと重ね合わせるためのオーバレイ・ユニットと、を更に有することが好ましい。

【0012】

第2の画像生成デバイスが更に、

30

- a) 対象物を横断する放射線を生成するための放射線源と、
 - b) 対象物を横断した後の放射線量に応じて検出値を生成するための検出器と、
 - c) 生成された検出値から第3の画像を再構築するための画像再構築ユニットと、
- を有することが好ましい。

【0013】

放射線源は好ましくはX線源であり、検出器は好ましくはX線検出器である。

【0014】

第2の画像生成デバイスが、別の画像診断法のこともある。例えば、第2の画像生成デバイスが磁気共鳴撮像法、又はポジトロン放射型の断層撮影法若しくは単一光子放射型のコンピュータ断層撮影法のような核画像診断法のこともある。

40

【0015】

画像再構築ユニットは、生成された検出値から対象物の投影画像を再構築するよう好ましくは適応されており、当該画像再構築ユニットは、投影画像を再構築するために、生成された検出値を並べて配置するよう適応されることがある。しかしながら、画像再構築ユニットが例えば対象物のコンピュータ断層撮影画像を再構築するよう適応されることもでき、生成された放射線が異なる方向から対象物を横断するよう放射線源が適応され、異なる方向から対象物を横断した後の放射線量に応じて生成された検出値に対して検出器が適応され、画像再構築ユニットが、生成された検出値からコンピュータ断層撮影画像を再構築するよう適応される。

【0016】

第3の画像は、超音波画像診断法ではない画像診断法によって好ましくは生成される。

50

これ故第3の画像は、第1の超音波画像及び第2の超音波画像上で示されるものではないか、又はこれらとは異なって示される対象物の内部の特徴を示す。第3の画像、並びに第1の超音波画像及び第2の超音波画像のうちの少なくとも一つの重ね合わせであるオーバーレイ画像は、これ故対象物の内部に関して一層詳細な情報を含み、よって対象物の画像を改善できる。例えば第1の超音波画像が、より深い浸透深さにてより低い空間分解能を有し、第2の超音波画像が、より浅い浸透深さにてより高い空間分解能を有し、特に第2の画像生成デバイスの放射線源がX線源である場合、第3の画像は最も低い空間分解能を有し、これは投影画像であるかも知れない。

【0017】

撮像装置が更に、第1の超音波画像及び第2の超音波画像のうちの少なくとも一つを第3の画像と共に登録するための登録ユニットを有することが好ましい。第3の画像、並びに第1の超音波画像及び第2の超音波画像のうちの少なくとも一つが互いに登録される場合、これらはオーバーレイ・ユニットによって、より正しく重ね合わさることができる、これによつて対象物の内部の画像のクオリティを更に改善する。オーバーレイ画像の生成及び登録は、好ましくはリアルタイムで実行される。

10

【0018】

好ましくは、第1の超音波センサ及び第2の超音波センサに対する既知の空間的な関係を保ち、且つ第3の画像中で見ることのできるエレメントが、画像を登録するための登録ユニットによって使用される。このエレメントとは例えば第1の超音波センサ自身であり、第2の超音波センサ自身であり、生検針であり、等々である。

20

【0019】

対象物は、機械、パイプラインのような技術的な対象物のことがあり得、又は内部が撮像されなければならない何らかの他の技術的な対象物のことがあり得る。対象物はヒト又は動物のこともあり、ヒト又は動物の内部、特に臓器の内部、血管の内部、等々が撮像されねばならない。

20

【0020】

撮像装置が、対象物の内部を光で照明するため、及び対象物の内部からの光を受信するための光ファイバを有し、受信した光をスペクトル探査するためのスペクトロメータを有することが更に好まれ、当該光ファイバはハウジング内に収容される。撮像装置は、対象物の内部を照らすための一つあるいは複数の光ファイバと、対象物の内部により散乱された対象物の内部からの光を受信するための一つあるいは複数の光ファイバとを好ましくは有する。スペクトロメータは受信した光のスペクトルを生成する。スペクトロメータは、生成されたスペクトルから対象物の内部に関する情報を決定するために更に適応されることがある。例えば、脂肪、水、血液、酸素、等々のような特定の物質に対して、スペクトルが検定により決定されることがあり、これらのスペクトルがスペクトロメータの記憶ユニットに記憶されることができる。スペクトルが実際の測定に対して生成された後、実際に光によって照らされた物質を特定するために、当該スペクトルは記憶ユニットに記憶されたスペクトルと比較されることができる。特に、種々異なるタイプの組織が種々異なる物質の組合せから構成されていると看做される場合、スペクトロメータは、スペクトルを分析することによって、それぞれの組織のタイプを決定するよう適応されることができる。例えば、特定の組織のタイプが、実際に測定されたスペクトルをスペクトル分析することによって特定の材料の組合せから構成されていると判った場合、どの物質の組合せが実際に照らされたかを決定することができ、したがって、どのタイプの組織が実際のところ照らされたかを決定できる。これ故撮像装置は、どのタイプの組織がカテーテルの先端部又は針の先端部の前にあるかを決定できるよう適応されることができる。

30

【0021】

第1の超音波センサ及び第2の超音波センサを駆動するために、撮像装置は駆動ユニットを有することが更に好まれる。第1の超音波センサ及び第2の超音波センサは好ましくは同じ駆動ユニットにより駆動される。各々の超音波センサが専用の駆動ユニットへと接続される必要はないので、超音波センサを駆動ユニットと接続するためのハウジング内の配線

40

50

が簡略化されることができ、当該ハウジング内で必要とされるスペースはより小さくてもよい。これによって、より小さな直径をもつハウジングを使用することができ、及び/または更なるエレメントを当該ハウジング内に集積できる。

【0022】

駆動ユニットが第1の超音波センサ及び第2の超音波センサへと単線を介して接続されることが更に好まれる。このことが超音波センサを駆動ユニットへと接続するための配線の更なる簡略化を可能にし、ハウジング内で必要とされる配線用のスペースを減じることができる。

【0023】

第1の超音波検知信号及び第2の超音波検知信号を有する第1の超音波センサ及び第2の超音波センサからの組み合わされた超音波信号を受信するよう、駆動ユニットが適応されることが更に好ましい。ここで当該駆動ユニットは、当該組み合わされた超音波検知信号から第1の超音波検知信号と第2の超音波検知信号とをフィルタリングするためのフィルタユニットを有する。

10

【0024】

第1の超音波検知信号をフィルタリングするため、フィルタユニットは組み合わされた超音波検知信号をフーリエ変換するよう適応され、第1の周波数を含む帯域をフィルタリングする第1の周波数の帯域通過フィルタを使用するよう適応され、及び帯域通過しフィルタリングされた組み合わされた超音波信号を逆フーリエ変換して結果として第1の超音波検知信号を得るよう、好ましくは適応される。第2の超音波検知信号をフィルタリングするため、フィルタユニットは組み合わされた超音波検知信号をフーリエ変換するよう適応され、第2の周波数を含む帯域をフィルタリングする第2の周波数の帯域通過フィルタを使用するよう適応され、及び帯域通過しフィルタリングされた組み合わされた超音波信号を逆フーリエ変換して結果として第2の超音波検知信号を得るよう、好ましくは適応される。

20

【0025】

同様に、第1の周波数の帯域通過フィルタが例えば検定用の測定を実施することにより特定されることができ、第1の超音波検知信号のみが存在する場合、第1の超音波検知信号の帯域及び中心周波数が決定される。同様に、第2の周波数の帯域通過フィルタが例えば検定用の測定を実施することにより特定されることができ、第2の超音波検知信号のみが存在する場合、第2の超音波検知信号の帯域及び中心周波数が決定される。第1の超音波検知信号及び第2の超音波検知信号について決定された帯域幅及び中心周波数が、第1の周波数の帯域通過フィルタ及び第2の周波数の帯域通過フィルタをそれぞれ規定する。

30

【0026】

好ましくは、検定用の測定は1回だけ実施されるか、又は複数回の測定が実施された後で各々の測定が実施される前に実施される。特に、撮像装置の製造者は検定用の測定を予め実施することができ、決定された第1の周波数の帯域通過フィルタ及び第2の周波数の帯域通過フィルタをフィルタユニットへ記憶させることができるか、又は決定された第1の周波数の帯域通過フィルタ及び第2の周波数の帯域通過フィルタの情報をユーザへ提供できる。ユーザは、備えられている入力ユニット、例えばキーボード、マウス、等を介して、第1の周波数の帯域通過フィルタ及び第2の周波数の帯域通過フィルタの値をフィルタユニットへと入力する。

40

【0027】

少なくとも第1の超音波画像及び第2の超音波画像に応じて、対象物内の所望する場所へとハウジングを案内できるナビゲーション・ユニットを撮像装置が有することが更に好ましい。第1の超音波画像及び第2の超音波画像が対象物の内部の改善された画像を提供し、特に、種々異なる空間分解能及び種々異なる撮像範囲が提供されるので、この画像に基づくナビゲーションもまた改善されることが可能である。

【0028】

ハウジングの先端、特にカテーテルの先端が、対象物内にある所望する場所へと案内さ

50

れるよう、ナビゲーション・ユニットが好ましくは適応される。

【0029】

更なる画像に応じて、特に第1の超音波画像、第2の超音波画像、及び第3の画像のうちの少なくとも一つの画像にも応じて、ハウジングが案内されることが可能なようナビゲーション・ユニットが適応されることも可能である。

【0030】

ユーザが完全に手動でハウジングを案内できるよう、又は少なくとも第1の超音波画像若しくは第2の超音波画像に応じて半自動で案内できるよう、ナビゲーション・ユニットが適応されることが可能である。少なくとも第1の超音波画像又は第2の超音波画像に応じて全自动でハウジングを案内することもできるよう、ナビゲーション・ユニットが適応されることも可能である。

10

【0031】

より低い空間分解能及びより大きな撮像範囲をもつ第1の超音波画像が、ハウジングを所望する場所へとおおまかに案内するために使用されることができ、より高い空間分解能及びより小さな撮像範囲をもつ第2の超音波画像が、ハウジングをより正確に所望する場所へと案内するために、又は所望する場所でハウジングの位置を精密に調節するために使用されることができる。

20

【0032】

第1の超音波画像が対象物内より深い場所にある第1の関心領域を撮像するために使用され、第2の超音波画像が対象物内より浅い場所にある第2の関心領域を撮像するために使用されることができる。

20

【0033】

おおまかに案内用のフィードバックを提供するために、と同時に高分解能の情報、特にハウジング先端の近傍、例えば生検針の先端の近傍からの情報を提供するために、第1の超音波センサ及び第2の超音波センサが好ましくは同時に作動される。しかしながら、最初におおまかに情報を提供し、続いて精密な情報を提供するために、第1の超音波センサ及び第2の超音波センサが順番に作動されることもできる。

30

【0034】

第1の周波数及び第2の周波数が、少なくとも第1の超音波センサの帯域の1/2と第2の超音波センサの帯域の1/2との和の分だけ隔てられることが更に好まれる。第1の周波数が1MHz乃至10MHzの範囲にあり、第2の周波数が20MHz乃至40MHzの範囲にあることも好まれる。第1の周波数及び第2の周波数がこれらの範囲内にある場合、両者は容易にフィルタユニットによって互いに隔てられることが可能である。更に、上記の周波数範囲内にある第1の周波数は、人体内で10cm乃至15cmの浸透深さをもち、この深さはおおまかに案内目的によく適する。また、上記の周波数範囲内にある第2の周波数は、高い空間分解能をもつ第2の超音波画像の生成を可能にし、これもまた案内目的によく適する。

30

【0035】

帯域幅の1/2とは、好ましくは最大値の1/2における幅の半分のことである。

【0036】

本発明の更なる態様では、対象物の内部に影響を及ぼすための影響付与装置が提示され、当該影響付与装置は、

40

- 対象物に影響を及ぼすための影響付与エレメントと、
- 請求項1で規定されている第1の超音波画像及び第2の超音波画像を生成するための撮像装置と、
- 少なくとも第1の超音波画像及び第2の超音波画像に応じて対象物の内部にある所望する場所へと前記影響付与エレメントを案内するためのナビゲーション・ユニットと、を有する。

【0037】

影響付与エレメントは好ましくは生検針であるか、又はカテーテルの先端に位置する切除エレメントか、さもなければ上記ハウジングにある介入針である。このように、影響付

50

与エレメントは好ましくは撮像装置のカテーテル又は介入針と一体化されている。ナビゲーション・ユニットは、少なくとも第1の超音波画像及び第2の超音波画像に応じて対象物の内部にある所望する場所へと当該生検針又は切除エレメントを案内するよう、好ましくは適応される。

【0038】

本発明の更なる態様では、対象物の内部を撮像するための撮像方法が提示され、当該撮像方法は、

a) 第1の超音波センサによる第1の周波数にて前記対象物の内部を検知するステップであって、第1の超音波検知信号が前記対象物の内部を示すよう生成されるステップと、

b) 第2の超音波センサによる第2の周波数にて前記対象物の内部を検知するステップであって、第2の超音波検知信号が前記対象物の内部を示すよう生成され、前記第1の超音波センサが、より低い空間分解能で前記対象物の内部を検知し、前記第2の超音波センサが、より高い空間分解能で前記対象物の内部を検知するよう、前記第1の周波数が前記第2の周波数よりも低い、ステップと、

c) 超音波画像生成ユニットによって、前記第1の超音波検知信号からより低い空間分解能をもつ第1の超音波画像を生成し、前記第2の超音波検知信号からより高い空間分解能をもつ第2の超音波画像を生成するステップであって、前記対象物内へと導入可能なよう適応されたハウジング内に、少なくとも前記第1の超音波センサ及び前記第2の超音波センサが収容されている、ステップと、
を含む。

【0039】

本発明の更なる態様では、対象物の内部に影響を及ぼすための影響を付与する方法が提示され、当該影響を付与する方法は、

- 請求項12において規定された撮像装置によって第1の超音波画像及び第2の超音波画像を生成するステップと、

- 対象物に影響を及ぼすための影響付与エレメントを少なくとも第1の超音波画像及び第2の超音波画像に応じて対象物の内部にある所望する場所へとナビゲーション・ユニットによって案内するステップと、

- 影響付与エレメントによって対象物に影響を及ぼすステップと、を含む。

【0040】

本発明の更なる態様では、対象物の内部を撮像するための撮像用のコンピュータプログラムが提示されており、当該撮像用のコンピュータプログラムは、当該コンピュータプログラムが請求項1で規定された撮像装置を制御するコンピュータ上で実行された場合、請求項12で規定された撮像方法の各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラムコードを有する。

【0041】

本発明の更なる態様では、対象物の内部に影響を及ぼすための影響付与コンピュータプログラムが提示されており、当該影響付与コンピュータプログラムは、当該コンピュータプログラムが請求項11で規定された影響付与装置を制御するコンピュータ上で実行された場合、請求項13で規定された影響を付与する方法の各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラムコードを有する。

【0042】

請求項1に記載の撮像装置、請求項11に記載の影響付与装置、請求項12に記載の撮像方法、請求項13に記載の影響を付与する方法、請求項14に記載の撮像用コンピュータプログラム、及び請求項15に記載の影響付与コンピュータプログラムは、類似する及び/又は同一の好ましい実施例、特に従属請求項にて規定された好ましい実施例をもつことを理解されたい。

【0043】

本発明の好ましい実施例が、それぞれの従属請求項と独立請求項との何らかの組み合わ

10

20

30

40

50

せも考えられることを理解されたい。

【0044】

本発明のこれらの態様及び他の態様が、これ以降説明される実施例を参照して明らかになり且つ解明されることであろう。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】対象物の内部を撮像するための撮像装置の実施例を典型例として概観的に示す。

【図2】カテーテルの末端部の典型的な実施例を概観的に示す。

【図3】異なる方向を異なる浸透深さで撮像するよう、三つの方向に各一対の超音波センサが配置されたカテーテルの末端部の実施例を概観的に示す。 10

【図4】組み合わされた超音波検知信号を典型例として示す。

【図5】第2の超音波検知信号を典型例として示す。

【図6】第1の超音波検知信号を典型例として示す。

【図7】生検導管を有し、異なる撮像範囲をもつカテーテルの末端部の更なる実施例を概観的に示す。

【図8】横方向に二つの異なる撮像範囲をもつセンサを有するカテーテルの末端部の更なる実施例を概観的に示す。

【図9】生検導管を有し、横方向に四つの異なる撮像範囲をもつセンサを有するカテーテルの末端部の更なる実施例を概観的に示す。

【図10】カテーテルの末端部を目標の対象物へと案内する際の幾つかの超音波センサの動作を例示する。 20

【図11】対象物の内部を撮像するための撮像方法の実施例を典型例として例示しているフロー図を示す。

【図12】対象物の内部に影響を及ぼすための影響を付与する方法の実施例を典型例として例示しているフロー図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0046】

図1は対象物2の内部を撮像するための撮像装置を典型例として概観的に示す。本実施例において、対象物2は患者テーブル28に載置されている患者27の内蔵2である。装置1は、少なくとも第1の超音波センサ及び第2の超音波センサを収容するためのハウジング6を有し、当該ハウジング6は患者2へと導入可能なよう適応される。本実施例において、ハウジング6はカテーテルである。第1の超音波センサ及び第2の超音波センサは、カテーテル6の末端部29に好ましくは位置している。 30

【0047】

カテーテル6の末端部29の実施例のより詳細が図2に典型例として概観的に示されている。カテーテル6の末端部29は、第1の周波数にて対象物2の内部を検知するための第1の超音波センサ4を有し、第1の超音波検知信号が対象物2の内部を示すよう生成される。第2の超音波検出センサ5が第2の周波数で対象物2の内部を検知するよう適応され、第2の超音波信号が対象物2の内部を示すよう生成される。第1の超音波センサ4が対象物の内部をより低い空間分解能で検知するよう第1の周波数は第2の周波数よりも低く、第2の超音波センサ5は対象物2の内部をより高い空間分解能で検知する。カテーテル6は更に、第3の周波数にて対象物2の内部を検知するための第3の超音波センサを有し、第3の超音波センサが対象物の内部を第1の超音波検知信号の空間分解能よりも高く、且つ第2の超音波検知信号の空間分解能よりも低い空間分解能にて検知できるよう、第3の周波数は第1の周波数よりも高く、第2の周波数よりも低い。 40

【0048】

異なる周波数に起因して、第2の超音波センサ5の撮像範囲30は第3の超音波センサ3の撮像範囲31よりも狭く、第1の超音波センサ4の撮像範囲32は第3の超音波センサ3の撮像範囲31よりも広い。異なる超音波センサ3、同4、同5の異なる超音波検知信号が、これ故対象物2の内部を異なる浸透深さにて検知する。 50

【0049】

図2において、超音波センサ3、同4、同5は対象物の内部を同じ方向から検知する。しかしながら、超音波センサは対象物の内部を異なる方向から検知することもできる。さらにもう一つの実施例では、当該末端部が少なくとも二つのペアの、より低い周波数をもつ第1の超音波センサ及びより高い周波数をもつ第2の超音波センサを有することができる。カーテルの末端部内にある斯様な二つのペアの配置が、図3に典型例として概観的に示されている。図3において、カーテルの末端部129は、第1の超音波センサ104及び第2の超音波センサ105の三つのペア133を有する。第1の超音波センサ104は、対象物の内部を第2の超音波センサ105の周波数よりも低い周波数で検知する。超音波センサの三つのペア133は、対象物の内部を異なる方向から検知するよう適応されている。

10

【0050】

カーテルの末端部129は、好ましくはリング状の電極であるエネルギー付与エレメント135によって囲まれた三つの開口部134を有する。リング状の電極135を備えた開口部134は、超音波が当該リング状の電極135中を進行できるよう構成される。図3に示すカーテルの末端部129は、説明を明瞭にするために図3に示されてはいない更なるエレメントを当然有する。例えば、カーテルの末端部129は、リング状の電極135及び超音波センサ104、同105をカーテルの外部にあるそれぞれの制御ユニットと接続するための配線を有する。しかも、カーテルの末端部129は更なるエネルギー付与エレメントを有し、更なる検出エレメントを有し、及び/又は生検エレメントを有する。リング状の電極135は切除処置、特に無線周波数による切除処置において好ましくは用いられる。

20

【0051】

本実施例では、開口部134は窓材によって覆われてはいない。しかしながら別の実施例において、当該開口部はポリメチルペンテンの窓のような超音波用の透明な窓によって閉じられることが可能である。超音波センサと対象物の内部、特にヒト組織との間の接触部は、ポリメチルペンテン、又は生理的な溶液例えば生理食塩水のような音響的に透明なものにより仲介される。

【0052】

再び図1を参照すると、撮像装置1は、超音波センサ3、同4、同5を駆動するための駆動ユニット11を含むカーテル制御ユニット10を有する。駆動ユニット11は単独の駆動ユニットであり、即ち超音波センサ3、同4、同5が同じ駆動ユニットにより駆動される。超音波センサ3、同4、同5の駆動ユニット11への接続が図2に概観的に示されている。図2から見てとれるように、超音波センサ3、同4、同5は駆動ユニット11へと単独の同軸線22を介して接続されている。

30

【0053】

駆動ユニット11は、第1の超音波センサ4により生成された第1の超音波検知信号と、第2の超音波センサ5により生成された第2の超音波検知信号と、第3の超音波センサ3により生成された第3の超音波検知信号とを含む異なる超音波センサ3、同4、同5からの組み合わされた超音波検知信号を受信するよう適応される。駆動ユニット11は、受信した組み合わされた超音波検知信号から第1の超音波検知信号、第2の超音波検知信号、及び第3の超音波検知信号をフィルタリングするためのフィルタユニット23を有する。

40

【0054】

例えば第1の超音波検知信号をフィルタリングするために、フィルタユニット23は組み合わされた超音波検知信号をフーリエ変換するよう適応され、第1の周波数を含む帯域をフィルタリングする第1の周波数の帯域通過フィルタを使用するよう適応され、及び帯域通過しフィルタリングされた組み合わされた超音波信号を逆フーリエ変換し、結果として第1の超音波検知信号を得るよう好ましくは適応される。第2の超音波検知信号及び第3の超音波検知信号も、組み合わされた超音波検知信号から適応フィルタリングされることがある。

【0055】

各々の超音波センサが特定のバンド幅にて動作する。したがって、第1の超音波センサ

50

は第1のバンド幅にて動作し、第2の超音波センサは第2のバンド幅にて動作し、第3の超音波センサは第3のバンド幅にて動作する。第1の周波数は第1のバンド幅の中心周波数であり、第2の周波数は第2のバンド幅の中心周波数であり、第3の周波数は第3のバンド幅の中心周波数である。第1の周波数の帯域通過フィルタは第1のバンド幅と対応するよう好ましくは適応され、第2の周波数の帯域通過フィルタは第2のバンド幅と対応するよう好ましくは適応され、第3の周波数の帯域通過フィルタは第3のバンド幅と対応するよう好ましくは適応される。

【0056】

周波数帯域通過フィルタが、検定用の測定を実施することにより決定されることができる。例えば第1の超音波検知信号のみが存在する場合、第1の周波数の帯域通過フィルタを決定するために、第1の超音波検知信号の第1のバンド幅及び第1の中心周波数が決定される。ここでこの決定された第1のバンド幅及び第1の中心周波数が第1の周波数の帯域通過フィルタを規定する。第2の周波数の帯域通過フィルタ及び第3の周波数の帯域通過フィルタも同様にして決定されることができる。

10

【0057】

図4は、第1の超音波センサ4及び第2の超音波センサ5による第1の超音波検知信号及び第2の超音波検知信号の組み合わせである組み合わされた超音波検知信号36を典型例として示す。図5は、組み合わされた超音波検知信号36からフィルタリングした後の第2の超音波検知信号を例示的に示し、図6は組み合わされた超音波検知信号36からフィルタリングした後の第1の超音波検知信号を典型例として示す。この実施例では、超音波センサが各々の超音波センサからの種々異なる距離を反映した超音波を受信した場合、超音波センサは電気信号を生成する圧電変換器を好ましくは有する。図4乃至図6において、縦軸はそれぞれの圧電変換器により生成された電気信号の電圧Uを任意の単位で表しており、横軸はそれぞれの圧電変換器と、それぞれの超音波が反射された位置との間の距離を任意の単位で表している。

20

【0058】

カーテル制御ユニット10は更に、第1の超音波検知信号からのより低い空間分解能をもつ第1の超音波画像と、第2の超音波検知信号からのより高い空間分解能をもつ第2の超音波画像とを生成するための超音波画像生成ユニット12を有する。この実施例では超音波画像生成ユニット12は更に、第1の超音波画像の空間分解能よりも高い空間分解能をもち、第3の超音波検知信号からの第2の超音波画像の空間分解能よりも低い空間分解能をもつ更なる超音波画像を生成するよう適応される。

30

【0059】

駆動ユニット11は超音波センサを駆動し、且つ超音波センサからの超音波信号を受信するよう適応される。受信した超音波信号は、位相が揃ったアレイが超音波センサとして使用されている場合は例えばB-モードの超音波画像を生成するために、単独の変換器が超音波センサとして使われている場合はA-モード及び/又はM-モードの超音波画像を生成するために、画像生成ユニットへと提供される。

【0060】

超音波センサ3、同4、同5は、駆動ユニット11及び超音波画像生成ユニット12と共に第1の画像生成デバイスを形成する。

40

【0061】

撮像装置1は更に、対象物の更なる画像を生成するための第2の画像生成デバイス7を有する。本実施例において第2の画像生成デバイスは、蛍光透視画像を生成する蛍光透視デバイスである。第2の画像生成デバイス7は、対象物2を横断するための放射線16を生成するための放射線源15と、対象物2を横断した後の放射線量に応じて検出値を生成するための検出器17と、生成された検出値から蛍光透視画像を再構築するための画像再構築ユニット19と、を有する。放射線源15はX線源であり、検出器17はX線検出器である。画像再構築ユニット19は、蛍光透視画像である投影像を再構築するために、生成された検出値を横に並べて配置する。

50

【0062】

他の実施例では、第2の画像生成デバイスが別の画像診断法のこともある。例えば、投影画像は異なる方向から生成することができ、画像再構築ユニットが対象物のコンピュータ断層撮影画像を再構築するよう適応されることがある。または、第2の画像生成デバイスは磁気共鳴撮像法、又はポジトロン放射型断層撮像法若しくは单一光子放射型コンピュータ断層撮像法のような核画像診断法のことがある。

【0063】

放射線源15、検出器17、及び画像再構築ユニット19は、蛍光透視画像を示すためのディスプレイも好ましくは有する蛍光透視制御ユニット18によって制御される。

【0064】

これまでに既に述べたように、撮像装置、特にカテーテル又は介入針は更なる検出エレメントを有することがある。例えば図2に概観的に示されるように、カテーテル6の末端部29は、対象物の内部を光で照らすため、及び対象物2の内部からの光を受信するための光ファイバ20、同21を有することができる。光ファイバ20、同21は、受信した光信号をスペクトル探査するための、カテーテル制御ユニット10内にあるスペクトロメータ39に接続している。撮像装置は、対象物の内部を照明するための一つあるいは複数の光ファイバと、対象物の内部により散乱された対象物の内部からの光を受信するための一つあるいは複数の光ファイバとを好ましくは有する。スペクトロメータ39は受信光のスペクトルを生成する。スペクトロメータ39は更に、生成されたスペクトルから対象物の内部に関する情報を決定するよう適応されることがある。例えば、脂肪、水、血液、酸素、等の特定の物質に対するスペクトルが、検定により特定されることができ、これらのスペクトルがスペクトロメータ39の記憶ユニットに記憶されることがある。実際の測定に対するスペクトルが生成された後、実際に光によって照らされた物質を決定するために、このスペクトルが記憶ユニットに記憶されているスペクトルと比較されることがある。特に、種々異なるタイプの組織が種々異なる物質の組合せから構成されていると看做される場合、スペクトロメータ39は、スペクトルを分析することによってそれぞれの組織のタイプを決定するよう適応されることがある。例えば、特定のタイプの組織が特定の物質の組合せから構成されることが知られている場合、実際に測定されたスペクトルをスペクトル分析することによって、どの物質の組合せが実際に照らされているか、したがって、どのタイプの組織が実際に照らされているかを決定することができる。これ故撮像装置は、どのタイプの組織がカテーテル先端部又は針の先端部の前にあるかを決定できるよう適応されることがある。

10

20

30

40

【0065】

カテーテル制御ユニット10は更に、第1の超音波画像及び第2の超音波画像のうちの少なくとも一つを蛍光透視画像と共に登録するための登録ユニット13を有する。二つの画像を登録するために、登録ユニット13は、二つの画像中において見えているエレメントを好ましくは使用する。このエレメントは例えば超音波センサ、生検針、電極のようなエネルギー付与エレメント、等々である。登録された画像は、重ね合わせ画像を生成するためのオーバレイ・ユニット14によって好ましくは重ね合わされる。オーバレイ・ユニット14は、蛍光透視画像を複数の超音波画像のうちの少なくとも一つと重ね合わせるよう、好ましくは適応される。

【0066】

カテーテル制御ユニット10は更に、少なくとも第1の超音波画像及び第2の超音波画像に従ってカテーテル6、特にカテーテル6の末端部29が対象物2内の所望する場所へと案内されることを可能にするナビゲーション・ユニット24を有する。本実施例では、ナビゲーション・ユニット24は、カテーテルが更なる画像、即ち蛍光透視画像、スペクトル画像、及び好ましくは第3の超音波画像にも従って案内されることを可能にするよう適応される。

【0067】

ナビゲーション・ユニット24は、少なくとも第1の超音波画像及び第2の超音波画像に従ってユーザが手動又は半自動でカテーテル6を完全に案内できるよう適応されることがで

50

きる。当該ナビゲーション・ユニット24は、少なくとも第1の超音波画像及び第2の超音波画像に従って自動的にカテーテル6を案内するよう適応されることもできる。

【0068】

カテーテル6は、ナビゲーション・ユニット24により制御されることができる組み込まれた案内手段（図1に示されず）を好ましくは有する。カテーテル6は、例えばカテーテル6の末端部29を対象物2内の所望する場所へと案内するために、ステアリング・ワイヤを用いて操縦され且つ案内されることができる。

【0069】

より低い空間分解能をもつ第1の超音波画像が、ハウジングを所望する場所へとおおまかに案内するために用いられることができ、より微細な空間分解能をもつ第2の超音波画像が、ハウジングを所望する場所へとより正確に案内するために用いられることができ。更に、第1の超音波画像が、対象物2内にあるより深い場所にある第1の関心領域を画像化するために使われることができ、第2の超音波画像が、対象物2内にあるより浅い場所にある第2の関心領域を画像化するために使うことができる。おおまかに案内に対するフィードバックを提供し、同時に高解像度の情報、特に例えば生検針の先端を収容するカテーテル6の末端部29の近傍からの情報を提供するために、第1の超音波センサ4及び第2の超音波センサ5が同時に作動されることができる。しかしながら、最初におおまかに情報を提供し、次に精密な情報を提供するために、第1の超音波センサ及び第2の超音波センサが順番に作動されることもできる。また、異なる空間分解能及び異なる浸透深さをもつ第3の超音波画像のような更なる超音波画像を、ナビゲーション目的用に使うことができる。また、第3の超音波センサが第1の超音波センサ及び第2の超音波センサと同時に作動されることもでき、又は三つの超音波センサが順番に作動されることもできる。

10

20

30

【0070】

好ましい実施例において、蛍光透視画像、又は例えばコンピュータ断層撮像デバイス若しくは磁気共鳴デバイスが第2の画像生成デバイスとして用いられる場合、コンピュータ断層撮影画像若しくは磁気共鳴映像が、対象物内にある所望する場所に接近するまでの非常におおまかに情報を提供するために、蛍光透視画像、コンピュータ断層撮影画像、又は磁気共鳴画像の上に重ね合わされる。ここで、第1の超音波画像の空間分解能が蛍光透視の空間分解能、コンピュータ断層撮像の空間分解能、又は磁気共鳴撮像の空間分解能よりも高いと看做されるので、所望する場所に接近する精度が改善される。所望する場所に概ね達したとき、カテーテル先端部の精密位置決めが蛍光透視画像上に、コンピュータ断層撮影画像上に、又は磁気共鳴画像上に重ね合わされた登録された第2の超音波画像に基づいて好ましくは実施される。最終的に位置合わせされた後に、例えば生検針が対象物に挿入されることができる。切除に際して病変/腫瘍の境界線に関する高解像度情報を提供するために第2の超音波画像を用いることもでき、切除の間は、第1の超音波画像を例えば対象物の組織内にある切除部をモニタするために使うことができる。第2の超音波画像を、例えば切除されてはならない隣接組織が生検針によって損傷を受けないことを確実にするために使うことができる。

40

【0071】

撮像装置は、対応するロボットユニットを用いて自動でナビゲーション手順を実行するよう適応されることができる。異なる空間分解能をもつ異なる画像を使用し、及びオプションでスペクトロメータから受信したスペクトル情報も使用するフィードバックループが、案内軌道を調節するために使われることができ、同軌道に沿って介入デバイスが動かされねばならない。案内軌道の調節は、例えば血管又は神経のような重要な構造物が案内軌道の近傍に位置する場合に必要である。また例えば、介入デバイスとしての針の挿入が、ロボットユニットによって自動的に実行されることができる。

50

【0072】

第1の超音波画像及び第2の超音波画像の空間分解能とは異なる空間分解能をもつ超音波画像を生成する第3の超音波センサ3のような更なる超音波センサが用いられた場合、この

50

更なる超音波画像が、カテーテルの先端部を所望する場所へと案内するために使われることもできる。

【0073】

隣接する周波数は、それぞれの超音波センサのバンド幅の少なくとも1/2の和の分だけ隔てられる。例えば、第1の超音波センサ4及び第2の超音波センサ5のみが撮像用に使用される場合、第1の周波数は好ましくは1MHz乃至10MHzの範囲であり、第2の周波数は好ましくは20MHz乃至40MHzの範囲である。

【0074】

図7は、カテーテルの末端部229の更なる実施例を典型例として概観的に示し、当該実施例は図2に示されたカテーテルの末端部29の代わりに使うことができる。カテーテルの末端部229は三つの超音波センサを有する。第1の超音波センサ204は第1の周波数で検知し、第2の超音波センサ205は第2の周波数で検知し、第3の超音波センサ203は第3の周波数で検知する。また、本実施例では、第1の周波数は第3の周波数よりも低く、第2の周波数は第3の周波数よりも高い。異なる周波数に起因して、三つの超音波センサ203、同204、同205は例えば対象物の組織への異なる浸透深さ及び異なる空間分解能をもつ異なる撮像範囲230、同231、同232を有する。異なる超音波センサ203、同204、同205は、異なる方向から検知するよう配置される。特に、第1の超音波センサはカテーテルに対して長手方向から検知するよう配置され、第2の超音波センサ205はカテーテルに対して横方向から検知するよう配置され、第3の超音波センサ203は長手方向の方向と横方向との間の斜め方向から検知するよう配置される。カテーテルは更に、生検針225が生検術を実施するために送り届けられることができる生検導管240を有する。生検針225は、カテーテル制御ユニット10に含まれる生検制御ユニット26により制御することができる。また、超音波センサ203、同204、同205は、単独の配線222を介して一つの駆動ユニット11へと接続できる。

10

20

30

40

50

【0075】

図8は、カテーテルの末端部329の更なる実施例を示す。カテーテルの末端部329は二つの超音波センサ、即ち第1の超音波センサ304及び第2の超音波センサ305を備えており、これらのセンサは、横方向の側面を監視する方向から検知するよう配置される。第1の超音波センサは、第2の超音波センサが対象物の内部を検知する第2の周波数よりも低い第1の周波数にて検知する。これ故、超音波センサ304、同305は異なる撮像範囲330、同332を有し、これらの異なる撮像範囲によって超音波センサ304、同305は対象物内の異なる深さの超音波画像を生成できる。第1の超音波センサ304及び第2の超音波センサ305は、単一の配線322を介して駆動ユニット11へと接続している。

【0076】

図9は、カテーテルの末端部の更なる実施例を示す。図9に示されるカテーテルの末端部429は、四つの超音波センサ404、同405、同441、同442を有し、これらのセンサは、カテーテルに対して横方向から対象物の内部を検知するよう配置される。第1の超音波センサ404及び第3の超音波センサ441が反対方向に向いており、同様に第2の超音波センサ405及び第4の超音波センサ442が反対方向に向いている。第1の超音波センサは、第2の超音波センサ405が動作する第2の周波数よりも低い第1の周波数で動作する。第3の超音波センサ441は、第1の周波数と等しい第3の周波数で好ましくは動作し、第4の超音波センサ442は、第2の周波数と等しい第4の周波数で好ましくは動作する。第1の超音波センサ404及び第2の超音波センサ405が異なる周波数で動作するので、両者の撮像範囲430、同432は異なる。これによって、第1の超音波センサ404及び第2の超音波センサ405が異なる深さで対象物の内部を撮像できる。更に、第1の超音波センサ404からの第1の信号によって生成された超音波画像は、第2の超音波センサ405からの第2の超音波検知信号によって生成された超音波画像よりも低い空間分解能を有する。したがって、異なる空間分解能をもつ複数の超音波画像が、異なる深さで測定されることができる。第3の超音波センサ441及び第4の超音波センサ442も異なる周波数で動作するので、これらの超音波センサも、異なる深さで異なる空間分解能にて対象物の内部を検知するために用いられることができる。該当する撮像範囲が図9において参照番号443、同444により示される。カテーテルは更に、生検術を

実施するために生検針425が送り届けられることができる生検導管440を有する。また生検針425は、生検術を実行するための生検制御ユニット26に接続できる。超音波センサ404、同405、同441、同442が、単一配線422を介して一つの駆動ユニット11に接続される。

【0077】

図10は、カテーテル6の末端部229の例えれば病変であるターゲット組織45へのナビゲーションを典型例として概観的に例示する。カテーテルの末端部229については図7を参照して更に詳細にこれまでに説明されている。図7の例では、三つの超音波センサ203、同204、同205が、ヒト27の異なる領域46、同47、同48を順番に又は同時に検知する。該当する超音波画像が、第2の画像生成デバイス7により生成された蛍光透視画像と共に、カテーテル6の末端部229をターゲット組織45へと案内するために使われる。三つの隣接領域46、同47、同48が超音波により撮像されるので、ターゲット組織45が見つからない確率は非常に低い。複数の超音波画像によって、ターゲット組織45の位置に対する末端部229の空間的な位置をモニタすることができ、この相対的な空間的な位置を、末端部229をターゲット組織45へと案内するために使用できる。

10

【0078】

以下において、対象物2の内部を撮像するための撮像法の実施例が、図11に示されるフロー図を参照して典型例として説明されよう。

【0079】

ステップ501において、対象物の内部が第1の超音波センサによって第1の周波数にて検知され、ここで、対象物の内部を示す第1の超音波検知信号が生成される。ステップ502において、対象物の内部が第2の超音波センサによって第2の周波数で検知され、ここで、対象物の内部を示す第2の超音波検知信号が生成される。第1の超音波センサは対象物の内部をより低い空間分解能で検知し、第2の超音波センサは対象物の内部をより高い空間分解能で検知するよう、第1の周波数は第2の周波数よりも低い。

20

【0080】

ステップ503において、より低い空間分解能をもつ第1の超音波画像が、超音波画像生成ユニットによって第1の超音波検知信号から生成され、より高い空間分解能をもつ第2の超音波画像が第2の超音波検知信号から生成される。

【0081】

ステップ501及びステップ502は同時に又は順番に実行されることができ、ステップ501及びステップ502が順番に実行された場合、第1の超音波検知信号又は第2の超音波検知信号がそれぞれ生成された後に、他の超音波検知信号、即ち第2の超音波検知信号又は第1の超音波検知信号を待つことなく、第1の超音波画像又は第2の超音波画像がステップ503において、それぞれ生成される。例えは最初にステップ501及びステップ503がループ状に実施されることができ、ここでは第2の超音波画像を生成せずに、例えはおおまかなナビゲーション目的用の複数の第1の超音波画像が生成される。次に、第1の超音波画像を生成せずに、例えはカテーテルのより正確なナビゲーションを実行するための一つあるいは複数の第2の超音波画像を生成するために、ステップ502及び503が同時に又はループ状に実施されることができる。

30

【0082】

カテーテルが例えは図3、図7、又は図9を参照して説明した生検針又はエネルギー付与エレメントのような影響付与エレメントを有する場合、このカテーテルは撮像装置と共に対象物の内部に影響を及ぼす影響付与装置と考えることができる。この影響付与装置は、対象物に影響を及ぼすための、例えは、生検針又はエネルギー付与エレメントである影響付与エレメントと、少なくとも第1の超音波センサ、第2の超音波センサ、超音波画像生成ユニット、及びカテーテルを有する撮像装置と、少なくとも第1の超音波画像及び第2の超音波画像に応じて影響付与エレメントを対象物内にある所望する場所へと案内するためのナビゲーション・ユニットと、を好ましくは有する。

40

【0083】

対象物の内部に影響を及ぼす影響を付与する方法が、典型例として図12に示されるフロ

50

ー図を参照して以下で説明されることであろう。

【0084】

ステップ601において、図11を参照して上で説明した撮像装置によって第1の超音波画像及び第2の超音波画像が生成される。ステップ602で、影響付与エレメント225が少なくとも第1の超音波画像及び第2の超音波画像に応じて対象物内にある所望する場所へとナビゲーション・ユニットにより案内される。影響付与エレメントのナビゲーションが、実際に生成された第1の超音波画像及び/又は第2の超音波画像をダイナミックに、特にリアルタイムで調節できるよう、ステップ601及びステップ602がループ状に実行されることができる。また、第2の画像生成デバイスにより生成され、第1の超音波画像及び/又は第2の超音波画像の上に重ね合わされた画像、及び/又はスペクトル、又はスペクトロメータで測定され決定された特定の種類の物質、特に特定の種類の組織などの更なる画像が、影響付与エレメントを所望する場所へと案内するために使われることができる。

10

【0085】

一実施例では、最初に第1の超音波画像が生成され、おおまかなナビゲーションがこの第1の超音波画像に基づいて実施される。影響付与エレメントのナビゲーションが実際に生成された第1の超音波画像をダイナミックに調節できるよう、第1の超音波画像の生成及び第1の超音波画像に基づくナビゲーションがループ状に実行されることができる。影響付与エレメントが所望する場所におおまかに案内された後、第2の超音波画像が生成され、より正確で精密なナビゲーション手順が第2の超音波画像に基づいて実行されることができる。また、影響付与エレメントのより精密なナビゲーションも実際に生成された第2の超音波画像をダイナミックに、特にリアルタイムで調節できるよう、第2の超音波画像の生成及び第2の超音波画像に基づく影響付与エレメントのナビゲーションもまた、ループ状に実行されることができる。

20

【0086】

影響付与エレメントが所望する場所に到着した場合、ステップ603で、影響付与エレメントは当該所望する場所で対象物に影響を及ぼす。例えば、生検術が実施されるか、又はエネルギーが所望する場所に付与される。

30

【0087】

好ましくは病変の場所である所望する場所に対する生検針の空間的な位置についての双方向のリアルタイムのモニタリングが、臨床面からの継続的な要求である。現行の超音波で案内された針の追跡は、深い場所に存在する病変では概して満足のいくようなものではないばかりか、骨及び空気が妨げの要因である表在性病変においても使われることはない。他の撮像法は、自身のリアルタイムではない応答に起因してますます使用できない(X線蛍光透視撮像がリアルタイムの走査フィードバックを行うが、しかし満足できるコントラスト解像度ではない点に注意)。本撮像装置は、人体を透過すると共に、能動的に周囲組織を走査する生検針の先端に取り付けられた超音波センサを走査することから構成され、撮像に対する解決案を提供できる。

30

【0088】

特に小さく且つ深い場所に存在する病変では、針が介在する正確な組織サンプリングは問題がある。針が介在する生検/ドレナージを実行する際に、以下の問題が起こり得る。

40

【0089】

コンピュータ断層撮影又は磁気共鳴にて予め取得した走査に基づいた画像誘導による針ナビゲーションは、器官/組織の動きの双方向の予知を行わないことに主に起因して、誤った場所に針を置く結果をかなり多く生じる。超音波誘導による針ナビゲーションが固体解剖学における表在性病変にとっては究極の標準であると考えられる。しかしながら超音波の限られた浸透度、骨の解剖学的構造、及び空気による信号干渉が、この技術を深い場所に在る病変、肺、腸の周囲の解剖等では使用不能にしてしまう。X線蛍光透視は、骨生検術及びいくつかの痛みに関する脊髄麻酔処置においてはかなり満足できる誘導を提供するが、しかし同透視は狭いダイナミックレンジに起因して、多種多様な生検術及びドレナージにおいて使われることはない。光学針は非常に良好な解決策を病変境界及び病変含有

50

物の双方の検知に提供するが、しかし、光学針の限られた通過率に起因して、病変場所を検知する際の精度の問題がある。

【0090】

撮像装置及び影響付与装置は、組織へと侵入する際に現時点の針の位置に対する病変場所及び病変境界を相互作用して検知するために使われることができ、最も最適な針の挿入コースを定めるのを手助けし、針を目標へと向けるのを手助けして、病変の動きを相互作用して検知するために使われることができ、病変塊内部での最終的な針の先端の留置位置を相互作用して点検するために使われることができ、及び/又は造影剤又は治療薬を注射した際に、切除を実施した際に、等々において病変の変化を相互作用してモニタするため使うことができる。

10

【0091】

上記の実施例においては、撮像装置は、生検針又は切除電極のようなエネルギー付与エレメントである影響付与エレメントと好ましくは組み合わされるものの、撮像装置が他のエレメント、特にカテーテルの先端部内に一体化されることができる他の影響付与エレメントと組み合わされることもできる。例えば、造影剤注入エレメントがカテーテル内に位置することができ、造影剤を注入するために少なくとも第1の超音波画像及び第2の超音波画像を使用して、当該造影剤注入エレメントが所望する場所へとナビゲーション・ユニットにより案内されることができる。

【0092】

カテーテルがヒトに導入される場合、おおまかなナビゲーション用に第1の超音波センサは、浸透深さが10cmより深い範囲である1MHz乃至9MHz、又は1MHz乃至10MHzの範囲にある第1の周波数をもつ。カテーテルがヒトに導入される場合、精密なナビゲーション用に第2の超音波センサは、約2cm至3cmでの浸透深さをもつ20MHz乃至40MHzの範囲にある第2の周波数をもつ。

20

【0093】

超音波センサは単独のエレメントの変換器でもよいし、又は周囲の領域、特に周囲の組織のより広い範囲を網羅する超音波変換器のアレイでもよい。

【0094】

実施例が生検針のような針を含んで用いられる場合、好ましくはX線画像である蛍光透視画像が、登録された蛍光透視画像及び超音波画像を重ね合わせることによって、第1の超音波画像及び/又は第2の超音波画像から生じた組織の造影と組み合わさることができ。これは例えば病変、癌種、組織の異常、等々の位置の特定を改善することができ、針が所望する場所の方へと進むときに、僅かな位置変化をリアルタイムで修正できる。

30

【0095】

最小限の侵襲治療、例えば腫瘍治療、心臓不整脈治療、及び生体弁の修理において、針及びカテーテルなどの細いデバイスが用いられる。治療デバイス及びモニタリングデバイスのサイズの重要性は言うまでもない。何故ならば、当該サイズは血管のような通路によって通常は限定され、術後の外傷に直接関係するからである。カテーテルが大腿静脈及び二つの心房を隔てている隔壁を通過せねばならないという事実に起因して、より細いカテーテルが例えば心房細動の治療において好まれる。将来の大部分の最小限の侵襲デバイスは、診断、ナビゲーション、及び治療の可能性を多分組み合わせねばならないことだろう。デバイスの直径の制限は、これらの機能の洗練された組合せにつながる。複数の異なる超音波センサに対して同じ駆動ユニット、即ち同じ駆動電子部品を使用するこれまでに説明された実施例は、より小さな直径を可能にする最小限の侵襲デバイス中を給電しなければならない導線を減じるばかりか、デバイス周辺のハードウェアコンポーネントの必要数を減じることによって費用対効果の高い駆動電子部品も組み込む。更に、従来からある最小限の侵襲デバイスの機械的な構造を単純化できる。

40

【0096】

撮像装置は、種々異なる画像及びオプションでスペクトル情報を表示するためのディスプレイを有することができ、種々異なる画像と、オプションで提供されたスペクトル情報

50

とに応じてユーザが案内することを可能にする。撮像装置は、どの超音波センサが作動されねばならないか及びどの画像がディスプレイに表示されねばならないかをヒトが選択できるよう、適応されることもできる。特に、撮像装置がズーム機能を備えるよう適応されることがある。例えば図2を再度参照すると、最初に第1の超音波センサ4により生成され、最も低い空間分解能を有する第1の超音波画像がディスプレイに表示されることがある。次に、ユーザがズームインを望む場合、ユーザは第2の超音波センサ5により生成された第2の超音波画像か、又は第3の超音波センサ3により生成された第3の超音波画像を選択できる。概して撮像装置は、種々異なる空間分解能をもつ複数の異なる超音波画像間をユーザが切り替えることができるよう適応されることがある。

【0097】

10

—実施例では、第1の超音波センサ及び第2の超音波センサのみが存在し、第1の超音波センサが5MHzの第1の周波数を有し、第2の超音波センサが30MHzの第2の周波数を有する。第1の超音波センサ及び第2の超音波センサのバンド幅は、好ましくは約40%である。

【0098】

撮像装置及び影響付与装置は、血管内撮像及び血管内治療、特に腫瘍の生検を実行するために使用するよう適応されることがある。特に撮像装置は、心臓治療カテーテル、血管内治療目的のための介入デバイス、腫瘍治療のための介入デバイス、等々で使われるよう、好ましくは適応される。好ましくは撮像装置及び影響付与装置は、病変場所に対する介入デバイスの空間的な位置を相互作用してリアルタイムでモニタするのに使われるよう適応される。しかしながら撮像装置は、治療オプションを提供せずに、検査目的のためにだけ適応されることもでき、種々異なる空間分解能を有する様々な深さで組織が検査されることがある。

20

【0099】

図2、図3、及び図7乃至図9を参照してこれまでに説明されたカテーテルの末端部は、これらの図に示されるよりも多くのエレメントを有することができることに留意されたい。更に、異なる図に示されたエレメントが、異なる図に示されたこれらのエレメントを有するカテーテルの末端部に組み合わさることができる。例えば、図2及び図8に示されたカテーテルの末端部は、生検針を備えた生検導管を有することもでき、また、図2、図3、及び図8に示された超音波センサの配置及び数が、図7及び図9に示されたカテーテルの末端部に設けられることが可能である。更に、図2に示された光ファイバが、複数の図に示された他のカテーテル中にも設けられることができることである。

30

【0100】

少なくとも超音波画像を生成するために、及び好ましくはカテーテルのそれぞれの末端部を所望する場所へと案内するためにも、考得る種々異なるカテーテルが、特に複数のカテーテルの考得る異なる末端部が、図1に示された他のエレメントと共に用いられることが可能である。

【0101】

これまでに説明された実施例においては、特定の数の超音波センサが説明されたものの、撮像装置は、2に等しいか又は2よりも大きな別の数の超音波センサを有することもできる。

40

【0102】

開示された実施例に対する他のバリエーションが、図面、開示物、及び添付の請求項の学習から、請求された本発明を実施する際に当業者により理解されることができ且つ遂行されることがある。

【0103】

請求項において、単語「有する」が他のエレメント又はステップを除外することはなく、不定冠詞「a」又は「an」が複数を除外することはない。

【0104】

单一のユニット又は单一のデバイスが、請求項に詳述されている複数の項目の機能を実現してもよい。特定の手段が相互に異なる従属請求項において再引用されているという单

50

なる事実は、これらの手段の組合せが有効に使われることができないことを示してはいな
い。

【0105】

一つあるいは複数のユニット又はデバイスにより実施された登録及び重ね合わせのような機能が、他のいかなる数のユニット又はデバイスによっても実行されることができる。これまでに説明された撮像法に従う撮像装置の制御、及び/又はこれまでに説明された影響を付与する方法に従う影響付与装置の制御が、コンピュータプログラムのプログラムコードとして、及び/又は専用ハードウェアにて実行されることができる。

【0106】

コンピュータプログラムが他のハードウェアと共に、又は他のハードウェアの一部として供給される光記憶媒体若しくはソリッドステート媒体などの適切な媒体に記憶/配布されてもよいが、しかし、例えばインターネット又は他の有線若しくは無線の通信システムを介して他の形で配布されてもよい。

【0107】

請求項のいかなる参照符号も、本発明の範囲を限定するものとして解釈されてはならない。

【0108】

本発明は対象物の内部を撮像するための撮像装置に関する。当該撮像装置は、種々異なる周波数にて対象物の内部を検知するための第1の超音波センサと第2の超音波センサとを有し、第1の超音波センサからの超音波検知信号が第1の超音波画像を生成するために使われる、第2の超音波センサからの超音波検知信号が第2の超音波画像を生成するために使われる。より低い周波数と比べると、より高い周波数は対象物の内部のより浅い浸透深さ、及びより高い空間分解能を提供する。これ故撮像装置は、異なる空間分解能及び異なる浸透深さにて対象物の内部を同時に撮像する能力を備えることができる。これによって、撮像装置が対象物の内部を撮像するクオリティを改善できる。

【図1】

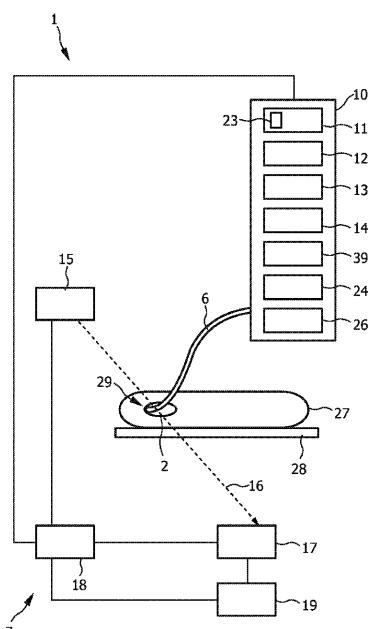


FIG. 1

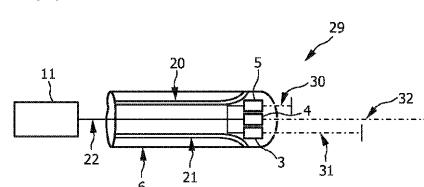


FIG. 2

【図3】

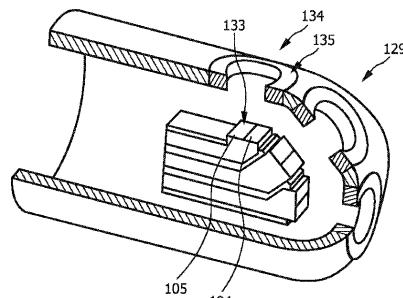
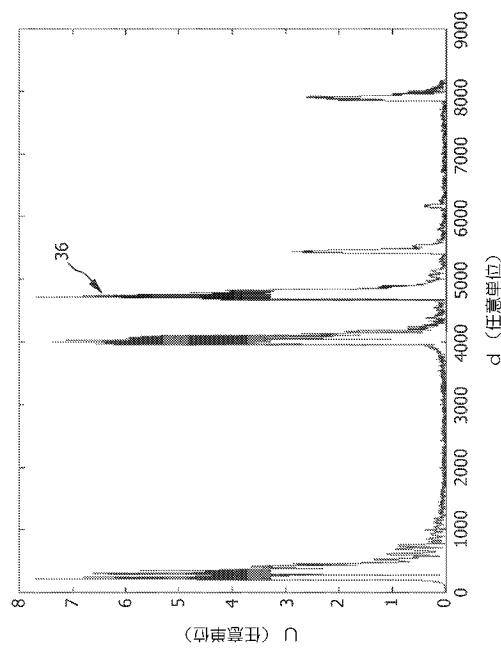


FIG. 3

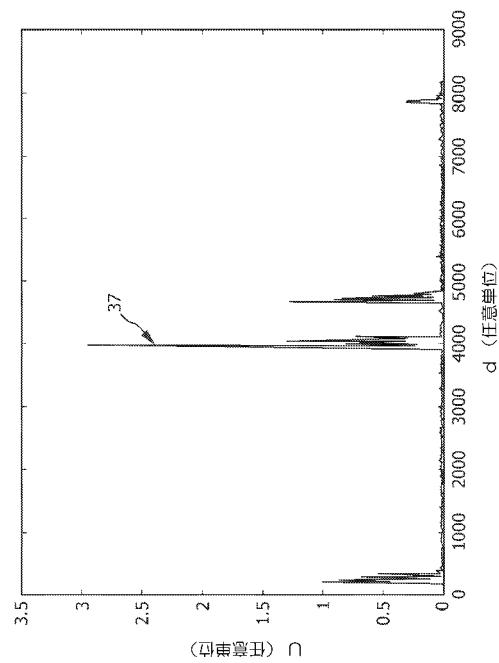
10

20

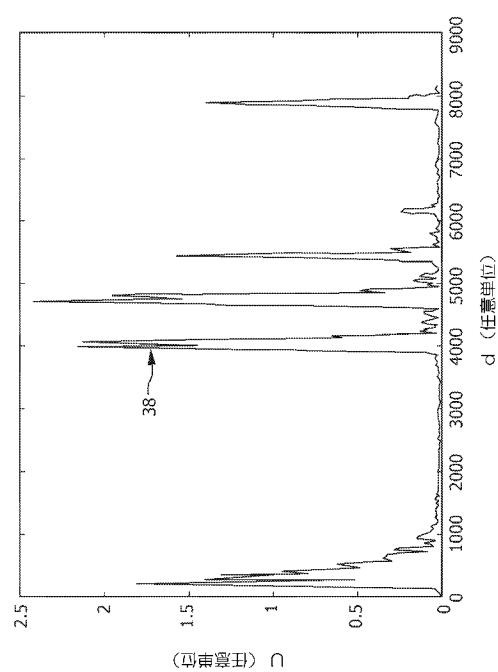
【図4】



【図5】



【図6】



【図7】

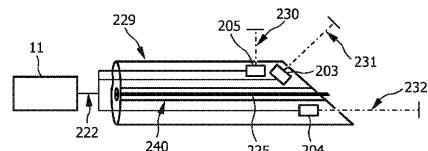


FIG. 7

【図8】

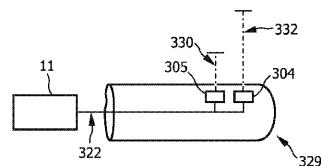


FIG. 8

【図9】

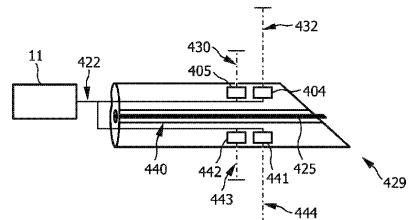


FIG. 9

【図 10】

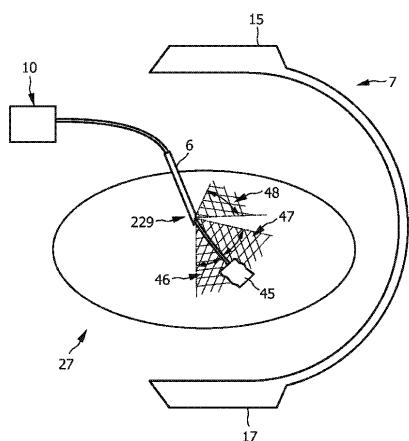


FIG. 10

【図 11】

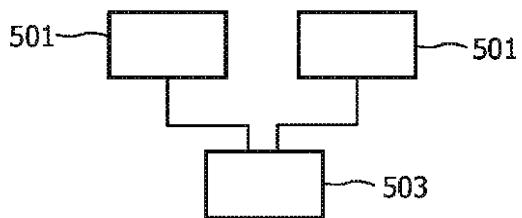


FIG. 11

【図 12】

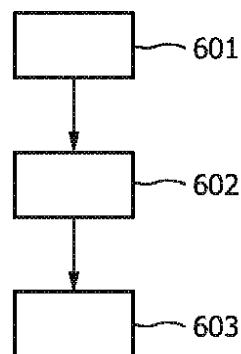


FIG. 12

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/IB2011/050129															
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/12 G01S15/89 ADD. A61B5/00 A61B5/055 A61B6/03 A61B6/12																	
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 G01S																	
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 practical, search terms used) EPO-Internal																	
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category^a</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center; padding: 2px;">X</td> <td style="text-align: left; padding: 2px;">US 2006/241482 A1 (KARASAWA HIROYUKI [JP]) 26 October 2006 (2006-10-26)</td> <td style="text-align: center; padding: 2px;">1,2,8, 10,11, 14,15</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center; padding: 2px;">Y</td> <td style="text-align: left; padding: 2px;">paragraphs [0002], [0006] - [0014], [0045] - [0052], [0094], [0106], [0121]; figures 3,6,9 -----</td> <td style="text-align: center; padding: 2px;">3,4</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center; padding: 2px;">Y</td> <td style="text-align: left; padding: 2px;">US 2008/091104 A1 (ABRAHAM THEODORE P [US]) 17 April 2008 (2008-04-17) paragraphs [0055], [0066], [0072], [0074] -----</td> <td style="text-align: center; padding: 2px;">3,4</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center; padding: 2px;">X</td> <td style="text-align: left; padding: 2px;">EP 0 570 998 A2 (MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD [JP]) 24 November 1993 (1993-11-24) column 9, line 9 - column 13, line 48; figures 3,5 ----- -/-</td> <td style="text-align: center; padding: 2px;">1,5-7,14</td> </tr> </tbody> </table>			Category ^a	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	US 2006/241482 A1 (KARASAWA HIROYUKI [JP]) 26 October 2006 (2006-10-26)	1,2,8, 10,11, 14,15	Y	paragraphs [0002], [0006] - [0014], [0045] - [0052], [0094], [0106], [0121]; figures 3,6,9 -----	3,4	Y	US 2008/091104 A1 (ABRAHAM THEODORE P [US]) 17 April 2008 (2008-04-17) paragraphs [0055], [0066], [0072], [0074] -----	3,4	X	EP 0 570 998 A2 (MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD [JP]) 24 November 1993 (1993-11-24) column 9, line 9 - column 13, line 48; figures 3,5 ----- -/-	1,5-7,14
Category ^a	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.															
X	US 2006/241482 A1 (KARASAWA HIROYUKI [JP]) 26 October 2006 (2006-10-26)	1,2,8, 10,11, 14,15															
Y	paragraphs [0002], [0006] - [0014], [0045] - [0052], [0094], [0106], [0121]; figures 3,6,9 -----	3,4															
Y	US 2008/091104 A1 (ABRAHAM THEODORE P [US]) 17 April 2008 (2008-04-17) paragraphs [0055], [0066], [0072], [0074] -----	3,4															
X	EP 0 570 998 A2 (MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD [JP]) 24 November 1993 (1993-11-24) column 9, line 9 - column 13, line 48; figures 3,5 ----- -/-	1,5-7,14															
<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 document 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																	
Date of the actual completion of the international search 5 April 2011		Date of mailing of the international search report 21/04/2011															
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 Koprinarov, Ivaylo															

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2011/050129

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2006/253028 A1 (LAM DUC H [US] ET AL) 9 November 2006 (2006-11-09) paragraphs [0001], [0005], [0006], [0012], [0025] - [0032], [0041] - [0043]; figures 1,2,6 -----	1,5-7,9, 14
X	JP 8 173420 A (OLYMPUS OPTICAL CO) 9 July 1996 (1996-07-09) the whole document -----	1,5,14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2011/050129

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.: 12, 13 because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210

3. Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ IB2011/ 050129

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210**Continuation of Box II.2****Claims Nos.: 12, 13**

Claims 12 and 13 are related to a method for imaging and influencing an interior of an object. It is clear from the description (cf. page 10, lines 9 - 15 and page 20, lines 12 - 34) that the method is performed while the instrument is positioned inside the patient's body. Since such a procedure constitutes a physical intervention on the body that requires professional medical skills to be carried out and that involves health risks, the claimed method is regarded as a method for treatment by surgery according to Rules 39.1(iv) and 67.1(iv) PCT.

The applicant's attention is drawn to the fact that claims relating to inventions in respect of which no international search report has been established need not be the subject of an international preliminary examination (Rule 66.1(e) PCT). The applicant is advised that the EPO policy when acting as an International Preliminary Examining Authority is normally not to carry out a preliminary examination on matter which has not been searched. This is the case irrespective of whether or not the claims are amended following receipt of the search report or during any Chapter II procedure. If the application proceeds into the regional phase before the EPO, the applicant is reminded that a search may be carried out during examination before the EPO (see EPO Guideline C-VI, 8.2), should the problems which led to the Article 17(2) declaration be overcome.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/IB2011/050129

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
US 2006241482	A1	26-10-2006	JP	4590293 B2		01-12-2010
			JP	2006288679 A		26-10-2006
US 2008091104	A1	17-04-2008	CA	2666122 A1		17-04-2008
			EP	2077760 A2		15-07-2009
			US	2008091109 A1		17-04-2008
			WO	2008046031 A2		17-04-2008
EP 0570998	A2	24-11-1993	DE	68920639 D1		02-03-1995
			DE	68920639 T2		24-05-1995
			EP	0346889 A1		20-12-1989
			US	5070734 A		10-12-1991
US 2006253028	A1	09-11-2006	JP	2008536638 T		11-09-2008
			WO	2006113857 A1		26-10-2006
JP 8173420	A	09-07-1996		NONE		

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,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,R,S,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,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,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 ミハイロヴィク ネナド

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 パピック ドゥラツエンコ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 スエイフェル ヤン フレデリック

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 シ ヤン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

F ターム(参考) 4C093 AA01 EA02 EB16 FA03 FF35

4C096 AA18 AB50 DC18

4C601 BB01 EE01 FE02 FE03 FF03 FF11 GA03 GA20 GB14 HH36
LL33

专利名称(译)	摄像装置		
公开(公告)号	JP2013517039A	公开(公告)日	2013-05-16
申请号	JP2012548516	申请日	2011-01-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	デラディスザボルクス ミハイロヴィクネナド バビックドウラツエンコ スエイフェルヤンフレデリック シヤン		
发明人	デラディスザボルクス ミハイロヴィクネナド バビックドウラツエンコ スエイフェルヤンフレデリック シヤン		
IPC分类号	A61B8/12 A61B5/055 A61B6/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/0084 A61B6/032 A61B6/12 A61B6/5247 A61B8/445 A61B8/4483 A61B8/5238 A61B10/0233 G01S15/8952		
FI分类号	A61B8/12 A61B5/05.390 A61B6/00.370		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/EA02 4C093/EB16 4C093/FA03 4C093/FF35 4C096/AA18 4C096/AB50 4C096 /DC18 4C601/BB01 4C601/EE01 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/FF03 4C601/FF11 4C601/GA03 4C601/GA20 4C601/GB14 4C601/HH36 4C601/LL33		
优先权	61/296053 2010-01-19 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于对物体(2)的内部成像的成像设备(1)。成像装置(1)包括第一超声传感器和第二超声传感器，用于以不同频率感测物体的内部，其中来自第一超声传感器的超声感测信号用于产生第一超声图像和超声感测来自第二超声传感器的信号用于产生第二超声图像。较大的频率通常提供穿透物体内部的较小深度和比较小频率更大的空间分辨率。因此，成像设备(1)可以提供以不同的空间分辨率和不同的穿透深度同时对物体内部成像的能力。这允许成像设备提高对物体内部成像的质量。

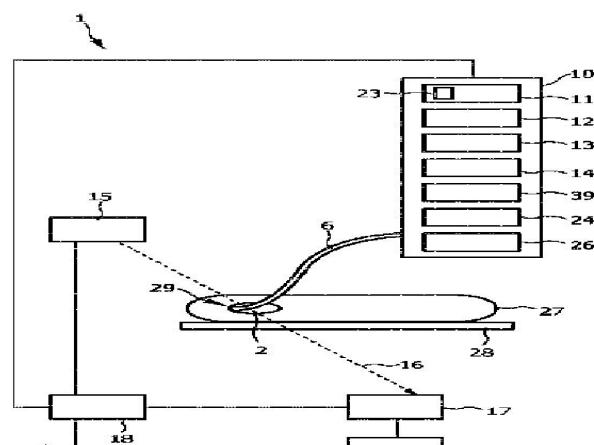


FIG. 1