

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5754021号
(P5754021)

(45) 発行日 平成27年7月22日(2015.7.22)

(24) 登録日 平成27年6月5日(2015.6.5)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 1/00 3 O O D

請求項の数 18 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2012-503511 (P2012-503511)
 (86) (22) 出願日 平成22年3月24日 (2010.3.24)
 (65) 公表番号 特表2012-521852 (P2012-521852A)
 (43) 公表日 平成24年9月20日 (2012.9.20)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2010/028442
 (87) 國際公開番号 WO2010/117632
 (87) 國際公開日 平成22年10月14日 (2010.10.14)
 審査請求日 平成25年3月22日 (2013.3.22)
 (31) 優先権主張番号 12/415,807
 (32) 優先日 平成21年3月31日 (2009.3.31)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 506192652
 ボストン サイエンティフィック サイム
 ド、インコーポレイテッド
 BOSTON SCIENTIFIC S
 CIME D, INC.
 アメリカ合衆国 55311-1566
 ミネソタ州 メープル グローブ ワン
 シメッド プレイス (番地なし)
 (74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠
 (74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣
 (74) 代理人 100142907
 弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】複数の引戻し速度を有する血管内画像化システムを作成し使用するためのシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を画像化するためのプロセッサ実行可能命令を有するコンピュータ可読媒体であつて、前記プロセッサ実行可能命令は、装置にインストールされるとき、該装置が、

撮像素子により調査領域を、該撮像素子を該調査領域の第1の端部から、該第1の端部とは反対側の該調査領域の第2の端部まで、第1の線形引戻し速度で引戻しながら撮像して、一組の第1の画像を取得し、

前記調査領域内で識別された、斑を含む関心ある領域を、前記撮像素子を該関心ある領域の第1の端部から、該第1の端部とは反対側の該関心ある領域の第2の端部まで、前記第1の線形引戻し速度より小さい第2の線形引戻し速度で引戻しながら撮像して、一組の第2の画像を取得し、

前記第2の画像の組の少なくとも一部分を表示する、

ステップを含む動作を実行するのを可能にすることを特徴とするコンピュータ可読媒体。

【請求項 2】

前記動作は、前記調査領域の前記第1の画像の組の少なくとも一部分を用いて、前記調査領域内の前記関心ある領域を識別するステップをさらに含むことを特徴とする、請求項1に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 3】

前記動作は、前記識別された関心ある領域の前記第1の端部に前記撮像素子を配置するステップをさらに含むことを特徴とする、請求項1及び請求項2のいずれか1項に記載の

コンピュータ可読媒体。

【請求項 4】

前記動作は、前記第1の画像の組の少なくとも一部分を表示するステップをさらに含むことを特徴とする、請求項1から請求項3までのいずれか1項に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 5】

前記動作は、前記表示された第1の画像の組の上で前記識別された関心ある領域にマーク付けするステップをさらに含むことを特徴とする、請求項4に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 6】

カテーテル内に配置され、制御モジュールに結合された少なくとも1つの撮像素子と、前記制御モジュール内に配置されたプロセッサと、
を含み、

前記プロセッサは、

調査領域を、前記撮像素子を該調査領域の第1の端部から、該第1の端部とは反対側の該調査領域の第2の端部まで、第1の線形引戻し速度で引戻しながら撮像して、一組の第1の画像を取得し、

前記調査領域内で識別された、斑を含む関心ある領域を、前記撮像素子を該関心ある領域の第1の端部から、該第1の端部とは反対側の該関心ある領域の第2の端部まで、前記第1の線形引戻し速度より小さい第2の線形引戻し速度で引戻しながら撮像して、一組の第2の画像を取得し、

前記第2の画像の組の少なくとも一部分を表示する、
ステップを含む動作を可能にするプロセッサ可読命令を実行することを特徴とする撮像装置。

【請求項 7】

前記動作は、前記調査領域の前記第1の画像の組の少なくとも一部分を用いて、前記調査領域内の前記関心ある領域を識別するステップをさらに含むことを特徴とする、請求項6に記載の撮像装置。

【請求項 8】

前記動作は、前記識別された関心ある領域の前記第1の端部に前記撮像素子を配置するステップをさらに含むことを特徴とする、請求項6及び請求項7のいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項 9】

前記動作は、前記第1の画像の組の少なくとも一部分を表示するステップをさらに含むことを特徴とする、請求項6から請求項8までのいずれか1項に記載の撮像装置。

【請求項 10】

画像化システムの作動方法であって、前記画像化システムが、
撮像される調査領域の第1の端部に配置されるように構成され準備されたカテーテルの内部に配置され、制御モジュールに結合された撮像素子を準備し、

前記撮像素子を前記調査領域の前記第1の端部から、該第1の端部とは反対側の前記調査領域の第2の端部まで、第1の線形引戻し速度で引戻す際に取得される前記調査領域の一組の第1の画像の少なくとも一部分を用いて、前記調査領域内の関心ある領域をソフトウェアを用いて決定し、

斑を含む前記決定された関心ある領域の第1の端部に前記撮像素子を配置し、前記撮像素子を前記第1の線形引戻し速度より小さい第2の線形引戻し速度で反対側の関心ある領域の第2の端部まで引戻すことによって取得された一組の第2の画像の少なくとも一部分を表示する、

ステップを実行するように構成されている、ことを特徴とする方法。

【請求項 11】

前記画像化システムは、血管内超音波システム又は光コヒーレンストモグラフィ・シス

10

20

30

40

50

テムのうちの 1 つであることを特徴とする、請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 2】

前記調査領域内の前記関心ある領域を決定するステップは、前記関心ある領域にマーク付けするステップを含むことを特徴とする、請求項 1 0 及び請求項 1 1 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記関心ある領域にマーク付けするステップは、前記調査領域の少なくとも一部分の表示された画像の上の前記関心ある領域にマーク付けするステップを含むことを特徴とする、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記関心ある領域にマーク付けするステップは、少なくとも 1 つのマーカーを、前記表示された関心ある領域の少なくとも一部分の上又は近傍に配置するステップを含むことを特徴とする、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記関心ある領域にマーク付けするステップは、前記表示されたマーカーの長さ又は位置のうちの少なくとも 1 つを調整するステップを含むことを特徴とする、請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記関心ある領域にマーク付けするステップは、前記制御モジュールによって実行されることを特徴とする、請求項 1 2 に記載の方法。

10

【請求項 1 7】

前記撮像素子を前記マーク付けされた関心ある領域の前記第 1 の端部に配置するステップは、前記制御モジュールによって実行されることを特徴とする、請求項 1 2 から請求項 1 6 までのいずれか 1 項に記載の方法。

20

【請求項 1 8】

前記第 1 の画像の組の少なくとも幾つかを、前記第 2 の画像の組の少なくとも幾つかと組み合わせて合成画像を形成するステップをさらに含むことを特徴とする、請求項 1 0 から請求項 1 7 までのいずれか 1 項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0 0 0 1】

本発明は、血管内画像化システムの分野に向けられる。本発明はまた、複数の線形引戻し速度を用いる血管内画像化手順を実施するように構成され準備された血管内画像化システム、並びにその血管内システムを作成及び使用する方法に向けられる。

(関連出願の相互参照)

本出願は、引用によりその内容全体が本明細書に組み入れられる 2009 年 3 月 31 出願の米国特許出願第 12 / 415 , 807 号の優先権を主張するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

血管内超音波（「IVUS」）画像化システムは、様々な疾病及び疾患に対する実証済みの診断機能を有する。例えば、IVUS 画像化システムは血栓を診断し、開業医が血流を回復又は増加するためのステント又は他の器具を選択し配置するのを支援する情報を提供するための画像診断法として用いられている。IVUS 画像化システムは、血管内の特定の位置における粥状斑蓄積の診断に用いられる。IVUS 画像化システムは、血管閉塞又は狭窄の存在、並びに閉塞又は狭窄の性質及び程度を判断するのに用いることができる。IVUS 画像化システムは、例えば、運動（例えば、鼓動している心臓）又は 1 つ又はそれ以上の組織（例えば、画像化する必要がない 1 つ又はそれ以上の血管）のために、血管造影法などの他の血管内画像化技術を用いて可視化することが困難な場合がある血管系の部分を可視化するのに用いることができる。IVUS 画像化システムは、進行中の血管治療、例えば、血管造影及びステント配置をリアルタイム（又はほぼリアルタイム）でモ

40

50

ニター又は評価するのに用いることができる。さらに、IVUS画像化システムは、1つ又はそれ以上の心腔をモニターするのに用いることができる。

【0003】

IVUS画像化システムは、様々な疾病又は疾患を可視化するための診断ツールを提供するために開発されてきた。IVUS画像化システムは、制御モジュール（パルス発生器、画像処理プロセッサ、及びモニターを有する）、カテーテル、及びカテーテル内に配置された1つ又はそれ以上のトランステューサを含むことができる。トランステューサ内蔵のカテーテルは、血管壁又は血管壁に近接する患者組織などの撮像する領域内又はそれに近接する内腔又は空洞の中に配置することができる。制御モジュール内のパルス発生器は電気パルスを生成し、この電気パルスが1つ又はそれ以上のトランステューサに送られて音響パルスに変換され、この音響パルスが患者組織内に送られる。送られた音響パルスの反射パルスが1つ又はそれ以上のトランステューサによって吸収されて電気パルスに変換される。変換された電気パルスは画像処理プロセッサに送られ、モニター上に表示可能な画像に変換される。10

【0004】

光コヒーレンス・トモグラフィ（「OCT」）は血管内疾病及び疾患の診断に使用するのに実証済みの機能を有する別の画像診断法である。OCTでは、患者組織を撮像するのに光信号が用いられる。OCTシステムから発せられる光信号は患者組織から反射され、OCTシステムによって集光され処理されて画像が形成される。20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許第7,306,561号

【特許文献2】米国特許第6,945,938号

【特許文献3】米国特許出願公開第20060253028号

【特許文献4】米国特許出願公開第20070016054号

【特許文献5】米国特許出願公開第20070038111号

【特許文献6】米国特許出願公開第20060173350号

【特許文献7】米国特許出願公開第20060100522号

【発明の概要】

【0006】

一実施形態において、血管内画像化手順を実施する方法は、血管内画像化システムのカテーテルを患者の血管系内に挿入して、カテーテル内に配置された撮像素子が、画像化する患者血管系の調査領域の第1の端部に配置されるようにするステップを含む。撮像素子は制御モジュールに結合される。調査領域は、撮像素子を調査領域の第1の端部から、第1の端部とは反対側の調査領域の第2の端部まで引戻す間に、撮像されて一組の第1の画像が取得される。撮像素子は第1の線形引戻し速度で引戻される。関心ある領域は、調査領域の第1の画像の組の少なくとも一部分を用いて調査領域内で決定される。撮像素子は関心ある領域の第1の端部に配置される。関心ある領域は、撮像素子を関心ある領域の第1の端部から、第1の端部とは反対側の関心ある領域の第2の端部まで引戻す間に、撮像されて一組の第2の画像が得られる。撮像素子は、第1の線形引戻し速度よりも小さい第2の線形引戻し速度で引戻される。第2の画像の組の少なくとも一部分が表示される。3040

【0007】

別の実施形態において、コンピュータ可読媒体が、組織を画像化するためのプロセッサ実行可能命令を含む。プロセッサ実行可能命令は、装置にインストールされたとき、装置が動作を実行することを可能にする。その動作は、血管内撮像素子を用いて患者血管系の調査領域を、撮像素子を調査領域の第1の端部から、第1の端部とは反対側の調査領域の第2の端部まで第1の線形引戻し速度で引戻す間に、撮像して一組の第1の画像を取得するステップを含む。動作はまた、調査領域内の識別された関心ある領域を、撮像素子を関心ある領域の第1の端部から、第1の端部とは反対側の関心ある領域の第2の端部まで引50

戻す間に、撮像して一組の第2の画像を取得するステップを含む。関心ある領域の撮像の間、撮像素子は第1の線形引戻し速度よりも小さい第2の線形引戻し速度で引戻される。動作はまた、第2の画像の組の少なくとも一部分を表示するステップを含む。

【0008】

さらに別の実施形態において、血管内撮像装置は、患者血管系内に挿入されるカテーテル内に配置された少なくとも1つの撮像素子を含む。この少なくとも1つの撮像素子は制御モジュールに結合される。血管内撮像装置はまた、制御モジュール内に配置されたプロセッサを含む。このプロセッサは動作を可能にするプロセッサ可読命令を実行するためのものである。その動作は、患者血管系の調査領域を、撮像素子を調査領域の第1の端部から、第1の端部とは反対側の調査領域の第2の端部まで第1の線形引戻し速度で引戻す間に、撮像して一組の第1の画像を取得するステップを含む。動作はまた、調査領域内の識別された関心ある領域を、撮像素子を関心ある領域の第1の端部から、第1の端部とは反対側の関心ある領域の第2の端部まで引戻す間に、撮像して一組の第2の画像を取得するステップを含む。関心ある領域の撮像の間、撮像素子は第1の線形引戻し速度よりも小さい第2の線形引戻し速度で引戻される。動作はまた、第2の画像の組の少なくとも一部分を表示するステップを含む。

【0009】

本発明の非限定的及び非網羅的な実施形態は、添付の図面を参照して説明される。図面中、特に明記しない限り、種々の図の全てにわたり、同様の符号は同様の要素を示す。

本発明をより良く理解するために、以下の詳細な説明が参考され、これは添付の図面に関連付けて読まれるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明による、血管内超音波画像化システムの一実施形態の概略図である。

【図2】本発明による、血管内超音波画像化システムのカテーテルの一実施形態の略側面図である。

【図3】本発明による、カテーテル内の定められた内腔の内部に配置された撮像コアを有する、図2に示したカテーテルの遠位端の一実施形態の略透視図である。

【図4】本発明による、血管壁内に斑を有する患者血管の一部分に沿って延びたカテーテルの一部の一実施形態の長手方向の略断面図である。

【図5A】本発明による、画像化手順の調査引戻しから形成される一組の画像、及び画像の一部に近接してこれらの画像に含まれる関心ある領域にマーク付けするマーカーの一実施形態の概略図である。

【図5B】本発明による、画像化手順の調査引戻しから形成される一組の画像、及び画像の一部に近接してこれらの画像に含まれる関心ある領域の終点にマーク付けするマーカーの一実施形態の概略図である。

【図6】本発明による、図5Aの調査引戻しから形成される画像の組、及び、図5Aの関心ある領域に沿って形成される検査引戻しから形成される別の画像の組の一実施形態の概略図である。

【図7】本発明による、複数の引戻し速度を有する血管内画像化システムを用いた画像化手順の例示的な一実施形態を示すフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本発明は血管内画像化システムの分野に向けられる。本発明はまた、複数の線形引戻し速度を用いる血管内画像化手順を実施するように構成され準備された血管内画像化システム、並びに血管内超音波システムを作成及び使用する方法に向けられる。

【0012】

本明細書で説明する方法、システム、及び装置は多くの異なる形態で具体化することができ、本明細書で説明する実施形態に限定されるものと理解するべきではない。従って、本明細書で説明する方法、システム、及び装置は、完全にハードウェアの実施形態、完全

10

20

30

40

50

にソフトウェアの実施形態、又はソフトウェア及びハードウェアの態様を組み合わせた実施形態の形をとることができる。本明細書で説明する方法は、プロセッサ、又は各装置がプロセスの少なくとも部分を実行するコンピューティング装置の任意の組み合わせを含む、コンピュータのようないずれかのタイプのコンピューティング装置を用いて実行することができる。

【0013】

適切なコンピュータ装置は、典型的には大容量記憶装置を含み、そして典型的には装置間の通信手段を含む。大容量記憶装置は、コンピュータ可読媒体、即ちコンピュータ記憶媒体の型を示す。コンピュータ記憶媒体は、コンピュータ可読命令、データ構造体、プログラムモジュール、または他のデータなどの情報を記憶する任意の方法又は技術において実装される、揮発性、不揮発性、取り外し可能、及び固定媒体を含むことができる。コンピュータ記憶媒体の例としては、RAM、ROM、EEPROM、フラッシュメモリ、又は他のメモリ技術、CD-ROM、デジタル多用途ディスク(DVD)又は他の光記憶装置、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスク記憶装置又は他の磁気記憶装置、又は、所望の情報を保管するのに用いることができ、コンピュータ装置によってアクセスすることができる任意の他の媒体、が挙げられる。

10

【0014】

装置間又はシステムの構成要素間の通信方法は、有線及び無線(例えば、RF、光、又は赤外線)通信方法、並びに別の型のコンピュータ可読媒体を与える方法、即ち通信媒体を含むことができる。通信媒体は、典型的には、コンピュータ可読命令、データ構造体、プログラムモジュール、又は、搬送波データ信号などの変調データ信号又は他の伝送機構内の他のデータを具体化するものであり、任意の情報配信媒体を含む。用語「変調データ信号」及び「搬送波信号」は、1つ又はそれ以上の特性セットを有する信号、即ち、信号中の情報、命令、及びデータなどを符号化するように変換された信号を含む。例えば、通信媒体には、ツイストペア、同軸ケーブル、光ファイバ、導波管などの有線媒体及び他の有線媒体、並びに、音響、RF、赤外線、などの無線媒体及び他の無線媒体が含まれる。

20

【0015】

適切な血管内超音波(「IVUS」)画像化システムは、それらに限定されないが、患者体内に径皮挿入するように構成され準備されたカテーテルの遠位端に配置された1つ又はそれ以上のトランステューサを含む。カテーテルを有するIVUS画像化システムの例は、特許文献1、特許文献2、特許文献3、特許文献4、特許文献5、特許文献6、及び特許文献7に見出され、これらの全ては引用により本明細書に組み入れられる。

30

【0016】

図1は、IVUS画像化システム100の一実施形態の概略を示す。IVUS画像化システム100は、制御モジュール104に結合可能なカテーテル102を含む。制御モジュール104は、例えば、プロセッサ106、パルス発生器108、モータ110、及び1つ又はそれ以上のディスプレイ112を含むことができる。少なくとも幾つかの実施形態において、パルス発生器108は、カテーテル102内に配置された1つ又はそれ以上のトランステューサ(図3の312)に入力することができる電気パルスを形成する。少なくとも幾つかの実施形態において、モータ110からの機械的エネルギーは、カテーテル102内に配置された撮像コア(図3の306)を駆動するのに用いることができる。少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上のトランステューサ(図3の312)から送られた電気パルスは処理のためにプロセッサ106に入力することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上のトランステューサ(図3の312)からの処理された電気パルスは、1つ又はそれ以上の画像として、1つ又はそれ以上のディスプレイ上に表示することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、プロセッサ106はまた、制御モジュール104の1つ又はそれ以上の他の構成要素の機能を制御するのに用いることができる。例えば、プロセッサ106は、パルス発生器108から送られる電気パルスの周波数又は継続時間、モータ110による撮像コア(図3の306)の回転速度、モータ110による撮像コア(図3の306)の引戻しの速度又は

40

50

長さ、又は、1つ又はそれ以上のディスプレイ112の上に形成される1つ又はそれ以上の画像の1つ又はそれ以上の性質、のうちの少なくとも1つを制御するのに用いることができる。

【0017】

図2は、IVUS画像化システム(図1の100)のカテーテル102の一実施形態の略側面図である。カテーテル102は細長部材202及びハブ204を含む。細長部材202は近位端206及び遠位端208を含む。図2において、細長部材202の近位端206はカテーテルハブ204に結合され、細長部材の遠位端208は、患者体内への径皮挿入のために構成され準備される。少なくとも幾つかの実施形態において、カテーテル102には少なくとも1つのフラッシュポート、例えばフラッシュポート210を定める。少なくとも幾つかの実施形態において、フラッシュポート210はハブ204内に定められる。少なくとも幾つかの実施形態において、カテーテル102にはフラッシュポート204は使用されない。少なくとも幾つかの実施形態において、ハブ204は制御モジュール(図1の104)に結合するように構成され準備される。幾つかの実施形態において、細長部材202及びハブ204は一体として形成される。他の実施形態において、細長部材202及びカテーテルハブ204は別々に形成され、次いで一緒に組み立てられる。

【0018】

図3は、カテーテル102の細長部材202の遠位端208の一実施形態の略透視図である。細長部材202は鞘302及び内腔304を含む。内腔306内に配置された撮像コア306は、回転可能駆動軸310の遠位端に結合された撮像デバイス308を含む。内腔304内に配置された撮像コア306は内腔の中に配置される。撮像コア306は回転可能駆動軸310の遠位端に結合された撮像デバイス308を含む。

【0019】

鞘302は、患者体内への挿入に適した任意の可撓性生体適合材料から形成することができる。適切な材料の例としては、例えば、ポリエチレン、ポリウレタン、プラスチック、スパイラルカット・ステンレス鋼、及びニチノールのハイポチューブなど、又はそれらの組合せが挙げられる。

【0020】

1つ又はそれ以上のトランスデューサ312を撮像デバイス308の上に取り付けて、音響パルスを送信及び受信するのに用いることができる。好ましい実施形態において(図3に示すように)トランスデューサ312のアレイが撮像デバイス308の上に取り付けられる。他の実施形態においては、単一のトランスデューサを用いることができる。さらに他に実施形態において、不規則アレイ状の複数のトランスデューサを用いることができる。任意の数のトランスデューサ312を用いることができる。例えば、2個、3個、4個、5個、6個、7個、8個、9個、10個、12個、15個、16個、20個、25個、50個、100個、500個、1000個、又はそれ以上のトランスデューサを存在させることができる。認識されるように、他の数のトランスデューサを用いることもできる。少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312が環状に配置される。少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312は所定の位置に固定されて回転しない。

【0021】

1つ又はそれ以上のトランスデューサ312は、加えられた電気パルスを1つ又はそれ以上のトランスデューサ312の表面上の圧力変形に変換する機能及びその逆変換の機能を有する1つ又はそれ以上の既知の材料から形成することができる。適切な材料の例としては、圧電性セラミック材料、圧電性複合材料、圧電性プラスチック、チタン酸バリウム、ジルコン酸チタン酸鉛、メタニオブ酸鉛、及びポリフッ化ビニリデンなどが挙げられる。他のトランスデューサ技術には、複合材料、単結晶複合物、及び半導体デバイス(例えば、容量性微小超音波トランスデューサ('cMUT')、又は圧電性微小超音波トランスデューサ('pMUT')など)が含まれる。

【0022】

10

20

30

40

50

1つ又はそれ以上のトランスデューサ312の表面上の圧力変形は、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312の共鳴周波数に基づく周波数の音響パルスを形成する。1つ又はそれ以上のトランスデューサ312の共鳴周波数は、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312を形成するのに用いたサイズ、形状及び材料によって影響され得る。1つ又はそれ以上のトランスデューサ312は、カテーテル102の内部に配置するのに適切な、そして所望の周波数の音響パルスを1つ又はそれ以上の選択された方向に伝搬させるのに適切な任意の形状に形成することができる。例えば、トランスデューサは円盤型、プロック型、矩形型、及び卵型などとすることができます。1つ又はそれ以上のトランスデューサは、例えば、ダイシング、ダイシング及び充填、機械加工、及び微細加工などを含む任意のプロセスによって所望の形状に成形することができる。

10

【0023】

一例として、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312の各々は、導電性音響レンズと、音響吸収材料（例えば、タンゲステン粒子を含むエポキシ基材）から形成された導電性裏当て材との間に挟まれた圧電性材料の層を含むことができる。動作中、圧電性層は裏当て材及び音響レンズの両方によって電気的に励起されて音響パルスの放射を引き起こす。

【0024】

少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312を用いて、周囲空間の半径方向断面画像を形成することができる。従って、例えば、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312がカテーテル102内に配置され、患者の血管内に挿入されるとき、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312を用いて、血管壁及び血管を取り囲む組織の画像を形成することができる。

20

【0025】

少なくとも幾つかの実施形態において、撮像コア306をカテーテル102の長手方向軸の回りに回転させることができる。撮像コア306が回転する際、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312は種々異なる半径方向に音響パルスを放射する。十分なエネルギーを有する放射された音響パルスが1つ又はそれ以上の媒体境界、例えば1つ又はそれ以上の組織境界に出会うとき、放射された音響パルスの一部分が反射され、エコーパルスとして放射したトランスデューサに戻る。検出されるのに十分なエネルギーを有してトランスデューサに達する各々のエコーパルスは、受信したトランスデューサ内で電気信号に変換される。1つ又はそれ以上の変換された電気信号が制御モジュール（図1の104）に送られ、そこでプロセッサ106が電気信号特性を処理して、送信された音響パルス及び受信されたエコーパルスの各々からの情報の集合に少なくとも部分的に基づいて、撮像された領域の表示可能な画像を形成する。少なくとも幾つかの実施形態において、撮像コア306の回転は制御モジュール（図1の104）内に配置されたモータ110によって駆動される。

30

【0026】

1つ又はそれ以上のトランスデューサ312がカテーテル102の長手方向軸の回りに回転して音響パルスを放射するとき、複数の画像が形成され、これらが集合的に1つ又はそれ以上のトランスデューザ312の回りの領域の一部分、例えば、関心ある血管壁及び血管周囲組織の半径方向断面画像を形成する。少なくとも幾つかの実施形態において、半径方向断面画像は1つ又はそれ以上のディスプレイ112上に表示することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312は、画像化手順の間、所定の位置に固定されて回転しない。少なくとも幾つかの実施形態において、少なくとも1つの撮像コア306、又は1つ又はそれ以上のトランスデューサ312は手動で回転される。

40

【0027】

少なくとも幾つかの実施形態において、撮像コア306をまた、カテーテル102が挿入された血管の長手方向に移動させて、血管の長手方向長さに沿って複数の断面画像を形成することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化手順の間に1つ又は

50

それ以上のトランステューサ 312 をカテーテル 102 の長手方向長さに沿って後退させる（即ち引戻す）ことができる。少なくとも幾つかの実施形態において、カテーテル 102 は、1つ又はそれ以上のトランステューサ 312 を引戻す際に後退させることができる。少なくとも1つのめ込み部分を含む。少なくとも幾つかの実施形態において、モータ 110 はカテーテル 102 内で撮像コア 306 の引戻しを駆動する。少なくとも幾つかの実施形態において、モータ 110 が撮像コアを引戻す距離は少なくとも 5 cm である。少なくとも幾つかの実施形態において、モータ 110 が撮像コアを引戻す距離は少なくとも 10 cm である。少なくとも幾つかの実施形態において、モータ 110 が撮像コアを引戻す距離は少なくとも 15 cm である。少なくとも幾つかの実施形態において、モータ 110 が撮像コアを引戻す距離は少なくとも 20 cm である。少なくとも幾つかの実施形態において、モータ 110 が撮像コアを引戻す距離は少なくとも 25 cm である。少なくとも幾つかの実施形態において、カテーテル 102 全体を画像化手順の間に、撮像コア 306 を伴って、又はカテーテル 102 とは独立に長手方向に移動する撮像コア 306 を伴わずに後退させることができる。10

【0028】

少なくとも幾つかの実施形態において、撮像コア 306 を回転させながら後退させる場合、画像は集合的に血管に沿った連続的螺旋形を形成する。少なくとも幾つかの実施形態において、撮像コア 306 を回転させながら後退させる場合、ステッピングモータを用いて撮像コア 306 を引戻すことができる。ステッピングモータは、回転させながら又は回転させずに、撮像コア 306 を短距離だけ引戻して1つ又はそれ以上のトランステューサ 306 が画像を取り込むのに十分に長い間停止し、次に撮像コア 306 を別の短距離だけ引戻して再び別の画像を取り込むなどのことを行うことができる。20

【0029】

1つ又はそれ以上のトランステューサ 312 から異なる深さで生成された画像の品質は、例えば、帯域幅、トランステューサ焦点、ビームパターン、並びに音響パルスの周波数を含む1つ又はそれ以上の因子によって影響される可能性がある。1つ又はそれ以上のトランステューサ 312 からの音響パルス出力の周波数もまた、1つ又はそれ以上のトランステューサ 312 からの音響パルス出力の侵入深度に影響する可能性がある。一般に、音響パルスの周波数が低くなると、患者組織内の音響パルスの侵入深度は増加する。少なくとも幾つかの実施形態において、IVUS 画像化システム 100 は、5 MHz 乃至 100 MHz の周波数範囲内で動作する。30

【0030】

少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上の導電体 314 がトランステューサ 312 を制御モジュール 104（例えば、図 1 を参照されたい）に電気的に結合させる。少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上の導電体 314 は、回転可能駆動軸の長手方向長さに沿って延びる。

【0031】

少なくとも幾つかの実施形態において、撮像コア 308 の遠位端 208 に取り付けられた1つ又はそれ以上のトランステューサ 312 を有するカテーテル 102 は、撮像するように選択された領域、例えば血管の選択された部分から遠く離れた位置における利用しやすい血管、例えば大腿動脈などを経由して患者体内に径皮的に挿入することができる。次にカテーテル 102 は、患者の血管を通して選択された撮像位置、例えば選択された血管の一部分まで進めることができる。40

【0032】

血管内画像化技術（例えば、IVUS、又は OCT など）は、一般に患者の疾病及び疾患の診断に用いられる。血管内疾病及び疾患は、患者血管系の個別の位置に発生するか又はより広い血管内領域に分散することがある。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化手順は、カテーテル内の撮像素子を患者血管系の長手方向部分に沿って引戻すことを含む。血管系の部分に沿っての特定の線形引戻し速度において、一組の隣接する画像が取り込まれる。画像は処理されてユーザに表示される。一例として、1つの特定の IVUS 50

システムは毎秒 30 画像を取り込み、0.5 mm / 秒から 1.0 mm / 秒までの範囲の線形引戻し速度を有する。従って、10 cm の血管系に沿った引戻しには 100 乃至 200 秒かかり、3,000 乃至 6,000 画像が取り込まれる。通常、大部分の画像及びそれらの画像を取り込むのにかかる時間は、患者血管系の健康な部分に関するものであり、所与の診断には重要でない。

【0033】

血管内画像化システムを用いて患者血管系を評価するためのシステム及び方法を説明する。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化手順は調査引戻し及び検査引戻しを含む。調査引戻しの際に、患者血管系の一部分についての画像が取り込まれる。調査引戻し中に識別される病巣域などの 1 つ又はそれ以上の関心ある領域 (ROI) の位置を、次に検査引戻し中に撮像することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、識別された ROI は、検査引戻しの前にマーク付けされる。

10

【0034】

検査引戻しの際、マーク付けされた ROI は位置が再決定され、再撮像される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査引戻しと検査引戻しは異なる線形引戻し速度で実行される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査引戻しの線形引戻し速度は検査引戻しの線形引戻し速度よりも大きい。少なくとも幾つかの実施形態において、調査引戻しと、調査引戻しの一部分の検査引戻しとを用いる画像化手順を実行するのにかかる時間は、従来の血管内画像化システムによる単一引戻しを用いる画像化手順を実行するのにかかる時間よりも短い。

20

【0035】

図 4 は、血管 404 の壁内部に斑を有する患者血管 404 の一部分に沿って延びるカテーテル 402 の一部分の一実施形態の長手方向の略断面図である。カテーテル 402 は、遠位端が破線 412 で、及び近位端が破線 414 で境界付けられる血管 404 の調査領域 410 を撮像するように配置され準備された撮像素子 408 (例えば、図 3 の撮像コア 306) を含む。少なくとも幾つかの実施形態において、カテーテル 402 は定位置に保持され、一方撮像素子 408 は、カテーテル 402 内での撮像素子 408 の引戻しによって調査領域 410 を撮像する。少なくとも幾つかの実施形態において、調査領域 410 は第 1 の線形引戻し速度で撮像される。

30

【0036】

調査領域 410 の引戻し中に ROI 416 (例えば、斑 406 など) が識別されるとき、撮像素子 408 は次に ROI 416 だけを撮像する。図 4 において、ROI 416 は斑 406 及び斑 406 の側面に位置する血管 404 の領域として示される。ROI 416 は、遠位端が点線 418 で、及び近位端が点線 420 で境界付けられる。少なくとも幾つかの実施形態において、ROI 416 は、調査引戻しの線形速度とは異なる第 2 の線形引戻し速度で再撮像 (即ち、検査) される。

【0037】

調査引戻しにおいては、血管 404 の一組の画像が取り込まれる。この画像の組を用いて 1 つ又はそれ以上の ROI の位置を、異なる線形引戻し速度で再撮像するために決定することができる。調査引戻しの際に取り込まれる画像の組は任意の数の画像を含むことができる。画像の幅は、撮像素子の撮像ビームの幅によって決定される。隣接する画像は、任意の中心間距離で互いに分離することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、中心間距離は隣接する画像が重なるように設定される。少なくとも幾つかの実施形態において、中心間距離は隣接する画像が重ならないように設定される。幾つかの実施形態において、中心間距離は、撮像される血管 404 の長さの全てが撮像されるように設定される。他の実施形態において、中心間距離は、隣接する画像の間の血管 404 の部分が撮像されないように設定される。

40

【0038】

図 5A 及び図 5B は、調査領域 410 の引戻し中に形成された画像 502 などの一組の画像の一実施形態の略図である。図 5A 及び 5B において、画像は互いに隣接する円筒と

50

して示される。少なくとも幾つかの実施形態において、この画像の組は制御モジュール（図1の104）によって処理される。少なくとも幾つかの実施形態において、この画像の組は1つ又はそれ以上のディスプレイ（図1の112）上に表示される。他の実施形態において、画像の組は、撮像素子（図4の408）に結合された別のデバイス上に表示される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査引戻しは制御モジュール（図1の104）の制御下で自動的に実行される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査引戻しは血管内画像化システム（例えば、図1のIVUSシステム100）に結合された別のデバイスによって実行される。

【0039】

1つ又はそれ以上のROIを様々な方法で識別することができる。例えば、少なくとも幾つかの実施形態において、ROIは、例えば組織特徴付けソフトウェアなどのソフトウェアを用いて識別される。そのようなソフトウェアは、例えば、正常組織、壊死組織、石灰化組織、脂質組織、及び線維化組織を含む領域を識別することができる。さらにソフトウェアを用いて、不均一組織（例えば、線維脂質組織など）、並びに血栓の血液及び種々の形態を識別することができる。上に列挙した組織（及び血液）は単に例示的なものであることを理解されたい。ソフトウェアを用いて識別できる多くの異なる他の可能な組織置換が存在する。

【0040】

ROIは、相当量の非正常組織（例えば、脂質組織）として選択することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、ROIは、医療サービス提供者により手作業で識別される。例えば、医療サービス提供者は、調査領域410の調査引戻しの際に取り込まれた1つ又はそれ以上の表示画像を調べることができる。幾つかの実施形態において、ソフトウェア識別及び手作業識別の両方を用いることができる。

【0041】

幾つかの実施形態において、ROI416のようなROIが識別されるとき、ROI416にはディスプレイ上でマーク付けすることができる。他の実施形態において、識別されたROI416にはソフトウェアにより内部的にマーク付けすることができる。ROI416がディスプレイ上でマーク付けされる場合、マーカー501がROI416の位置に近接する（例えば、ROIの上、ROIの下、ROIの横、ROIの頂部の上）画像の組のディスプレイ上に配置される。少なくとも幾つかの実施形態において、マーカー504は、制御モジュール（図1の104）によりディスプレイ上に自動的に表示される。少なくとも幾つかの実施形態において、マーカー504は、血管内画像化システムのユーザによってディスプレイに付けられる。少なくとも幾つかの実施形態において、マーカー504のサイズ及び位置のうちの少なくとも1つは制御モジュール（図1の104）を介してユーザにより調整される。幾つかの実施形態において、図5Bに示すように、単一のマーカー（図5Aの504）の代わりに複数のマーカー506及び508を用いてROI416にマーク付けすることができる。少なくとも幾つかの実施形態において、マーカー506及び508は、それぞれ、ROI416の遠位端及び近位端に配置される。

【0042】

少なくとも幾つかの実施形態において、調査領域410は、ROI416を撮像する際に用いられる線形引戻し速度よりも大きい線形引戻し速度を用いて撮像される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査領域410は、2mm/秒以上の線形引戻し速度を用いて撮像される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査領域410は、5mm/秒以上の線形引戻し速度を用いて撮像される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査領域410は、10mm/秒以上の線形引戻し速度を用いて撮像される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査領域410は、15mm/秒以上の線形引戻し速度を用いて撮像される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査領域410は、20mm/秒以上の線形引戻し速度を用いて撮像される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査領域410は、30mm/秒以上の線形引戻し速度を用いて撮像される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査領域410は、40mm/秒以上の線形引戻し速度を用いて撮

10

20

30

40

50

像される。

【0043】

ひとたび R O I 4 1 6 がマーク付けされると、撮像素子（図 4 の 4 0 8 ）を R O I 4 1 6 の遠位端に配置することができる。幾つかの実施形態において、撮像素子は、調査領域（図 4 の 4 1 6 ）の画像の組のディスプレイ上に 1 つ又はそれ以上のマーカーでマーク付けされた R O I 1 4 6 の遠位端に自動的に再配置される。他の実施形態において、撮像素子は、血管内画像化システムのユーザによって、R O I 4 1 6 の遠位端に手作業で再配置される。ひとたび撮像素子が R O I 4 1 6 の遠位端に配置されると、撮像素子は R O I 4 1 6 の遠位端から近位端まで検査引戻しを実行することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、検査引戻しによって取り込まれた画像の組は重なりのない隣接画像を含む。少なくとも幾つかの実施形態において、重なりのない隣接画像は隣接する画像の間に空隙がないように互いに隣接する。好ましい実施形態において、隣接画像は互いに重なる。隣接画像を重ね合わせることは、隣接画像の間に空隙がないことを確実にし、またさらに制御モジュール（図 1 の 1 0 4 ）が画像からのデータに対して 1 つ又はそれ以上の画像処理アルゴリズム（例えば、相関など）を実行できるようにするのに有利である。10

【0044】

図 6 は、R O I 4 1 6 に沿った検査引戻しから形成される、例えば画像 6 0 2 のような一組の画像の一実施形態の略図である。図 6 において、検査引戻しからの重なりのある画像の組が、図 5 A の調査引戻しの際に形成される画像 5 0 2 のような画像の組の上に重ね合わされている。図 6 において、検査引戻しの際に取り込まれる隣接画像の間の中心間距離は、調査引戻しの際に取り込まれる隣接画像の間の中心間距離よりも小さい。20

【0045】

少なくとも幾つかの実施形態において、調査引戻しは制御モジュール（図 1 の 1 0 4 ）の制御下で自動的に実行される。少なくとも幾つかの実施形態において、検査引戻しは、血管内画像化システム（例えば、図 1 の I V U S システム 1 0 0 ）に結合された別のデバイスによって実行される。少なくとも幾つかの実施形態において、R O I 4 1 6 の撮像は 2 m m / 秒以下の線形引戻し速度で実行される。20

【0046】

好ましい実施形態において、検査引戻し中に得られた画像が表示される。少なくとも幾つかの実施形態において、検査引戻し中に得られた画像だけが表示される。少なくとも幾つかの実施形態において、調査引戻し中に得られた画像、及び検査引戻し中に得られた画像の両方が表示される。少なくとも幾つかの実施形態において、検査引戻しからの画像の組の表示を、調査引戻しからの画像の組と組み合せて合成画像が形成される。少なくとも幾つかの実施形態において、表示された画像を編集することができる（例えば、トリミングする、フィルターにかけるなど）。

【0047】

前述のように、従来の血管内画像化技術では、1 0 c m の引戻しに 1 0 0 乃至 2 0 0 秒かかり得る。少なくとも幾つかの実施形態において、調査領域が 1 0 c m の長手方向長さを有し、4 0 m m / 秒の線形引戻し速度で撮像される場合、調査引戻しは 2 . 5 秒以内で実行される。少なくとも幾つかの実施形態において、R O I が 1 c m の長手方向長さを有し、1 m m / 秒の線形引戻し速度で撮像される場合、検査引戻しは 1 0 秒以内で実行される。従って、R O I の近傍に 1 つ又はそれ以上のマーカーを配置し、R O I の遠位端に撮像素子を再配置するのに 3 0 秒を見込んでも、本画像化手順でかかる時間は 4 2 . 5 秒以内であり、これに比べて従来の方法では 1 0 0 乃至 2 0 0 秒かかる40

【0048】

さらに、やはり前述のように、従来の血管内画像化技術では、1 0 c m の引戻しで 3 , 0 0 0 乃至 6 , 0 0 0 画像が取り込まれ得る。さらに、大部分の画像及びこれら画像を取り込むのにかかる時間は、所与の診断には重要でない患者血管系の健康な部分に関連する。少なくとも幾つかの実施形態において、制御モジュール（図 1 の 1 0 4 ）に格納されるデータのサイズは、調査引戻し及び検査引戻しを実行することによって縮小することがで50

きる。例えば、少なくとも幾つかの実施形態において、毎秒 30 画像の撮像速度では調査引戻し中及び検査引戻し中に格納されるフレーム数は、それぞれ、(2.5 秒 × 每秒 30 画像) + (10 秒 × 每秒 30 画像) = 375 画像となり、これと比較して従来の方法では 3,000 乃至 6,000 画像である。

【0049】

図 7 は、複数の引戻し速度を有する血管内画像化システムを用いる画像化手順の例示的な一実施形態を示すフロー図である。ステップ 702 において、撮像素子を有するカテーテルを患者血管系内に挿入する。ステップ 704 において、撮像素子を調査領域の遠位端に配置する。ステップ 706 において、撮像素子を調査領域に沿って調査領域の近位端まで第 1 の線形引戻し速度で引戻す。ステップ 708 において、調査領域がなにも ROI を含まないとき、画像化手順は終了する。そうでなければ、ステップ 710 において、調査引戻し中に識別された ROI の近傍に 1 つ又はそれ以上のマーカーを配置する（また適切な場合には調整する）。ステップ 712 において、調査領域が 1 つ又はそれ以上の付加的な ROI を含む場合、制御はステップ 710 に戻る。そうでなければ、ステップ 714 において撮像素子をマーク付き ROI の遠位端に配置する。ステップ 716 において、撮像素子を ROI に沿って ROI の近位端まで、第 1 の線形引戻し速度とは異なる第 2 の線形引戻し速度で引戻す。ステップ 718 において、調査領域が 1 つ又はそれ以上の付加的なマーク付き ROI を含む場合、制御はステップ 714 に戻る。そうでなければ画像化手順は終了する。

【0050】

フロー図の各々のブロック、及びフロー図内のブロックの組合せ、並びに、組織選別器の任意の部分、本明細書で開示した撮像素子、制御モジュール、システム及び方法はコンピュータプログラム命令によって実施できることが理解されるであろう。これらのプログラム命令をプロセッサに与えてマシーンを作成することができ、その結果、プロセッサ上で実行される命令が、フロー図のブロック又は複数ブロック内で指定された動作、又は、本明細書で開示された組織選別器、撮像素子、制御モジュール、システム及び方法に関して説明された動作を実施するための手段を作成する。コンピュータプログラム命令をプロセッサにより実行し、一連の動作ステップがプロセッサにより実行されるようにして、コンピュータ実施のプロセスを生成することができる。コンピュータプログラム命令により、動作ステップの少なくとも幾つかが並列に実行されるようにすることもできる。さらに、ステップの幾つかを、例えば、マルチプロセッサ・コンピュータシステム内で行われ得るように、1つより多いプロセッサにわたって実行することもできる。さらに、1つ又はそれ以上のプロセスは、他のプロセスと同時に実行することもでき、又は本発明の範囲及び趣旨から逸脱することなく、説明されたものとは異なる順序で実行することさえもできる。

【0051】

コンピュータプログラム命令は、これらに限られるものではないが、RAM、ROM、EEPROM、フラッシュメモリ若しくは他のメモリ技術、CD-ROM、digital versatile disk (DVD) 若しくは他の光記憶装置、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスク記憶装置若しくは他の磁気記憶装置、又は、所望の情報を格納することができ且つコンピューティング装置によってアクセスできる任意の他の媒体を含む、任意の適切なコンピュータ可読媒体上に格納することができる。

【0052】

1 つ又はそれ以上の調査領域又は ROI に沿った引戻しは、撮像する領域の近位端から遠位端まで撮像素子を引戻すことによって実行することを理解されたい。また、上述の血管内画像化技術は、患者血管系内に挿入可能なカテーテルを用いる他の種類の画像化技術と共に用いることもできることを理解されたい。例えば、血管内画像化技術は、患者組織の 1 つ又はそれ以上の計測可能な特徴を評価するように構成され準備された任意の画像化技術（例えば、血管内磁気共鳴画像化、分光法、又は温度マッピングなど）と共に用いることができる。

10

20

30

40

50

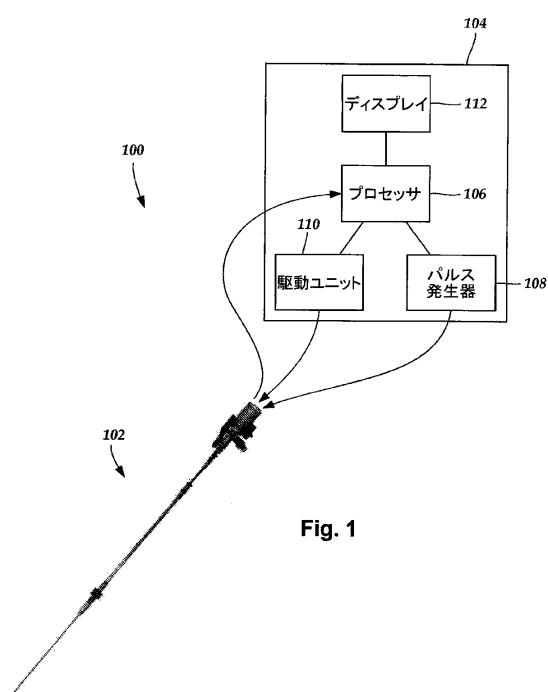
【 0 0 5 3 】

上述の明細書、実施例、及びデータは、本発明の構成物の製造及び使用についての説明を提供する。本発明の多くの実施形態を本発明の精神及び範囲から逸脱することなく構成することができるので、その発明もまた、添付の特許請求の範囲内にある。

【 符号の説明 】**【 0 0 5 4 】**

1 0 0 : 血管内超音波 (I V U S) 画像化システム	
1 0 2 : カテーテル	
1 0 4 : 制御モジュール	
1 0 6 : プロセッサ	10
1 0 8 : パルス発生器	
1 1 0 : モータ	
1 1 2 : ディスプレイ	
2 0 2 : 細長部材	
2 0 4 : ハブ	
2 0 6 : 近位端	
2 0 8 : 遠位端	
2 1 0 : フラッシュポート	
3 0 2 : 鞘	
3 0 4 : 内腔	20
3 0 6 : 撮像コア	
3 0 8 : 撮像デバイス	
3 1 0 : 駆動シャフト	
3 1 2 : トランスデューサ	
4 0 2 : カテーテル	
4 0 4 : 血管	
4 0 6 : 班	
4 0 8 : 撮像素子	
4 1 0 : 調査領域	
4 1 2 、 4 1 4 : 破線	30
4 1 6 : R O I (関心ある領域)	
4 1 8 、 4 2 0 : 点線	
5 0 2 、 6 0 2 : 画像	
5 0 4 、 5 0 6 、 5 0 8 : マーカー	

【図1】



【図2】

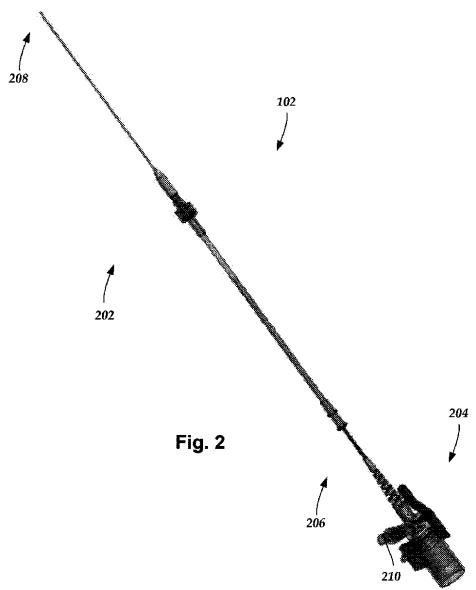


Fig. 2

【図3】

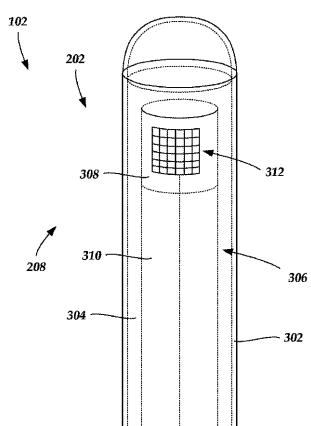


Fig. 3

【図5A】

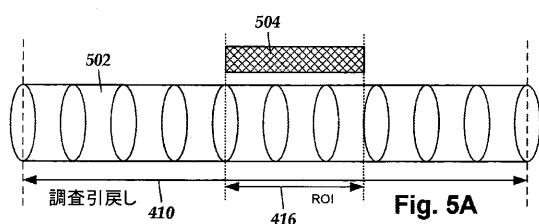


Fig. 5A

【図5B】

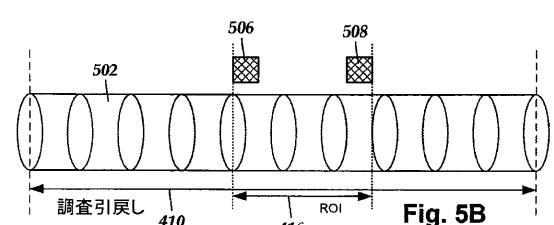


Fig. 5B

【図4】

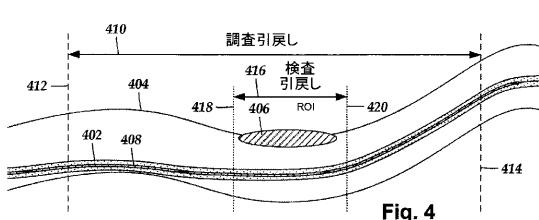


Fig. 4

【図6】

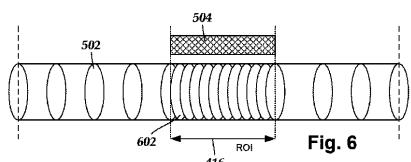


Fig. 6

【図7】

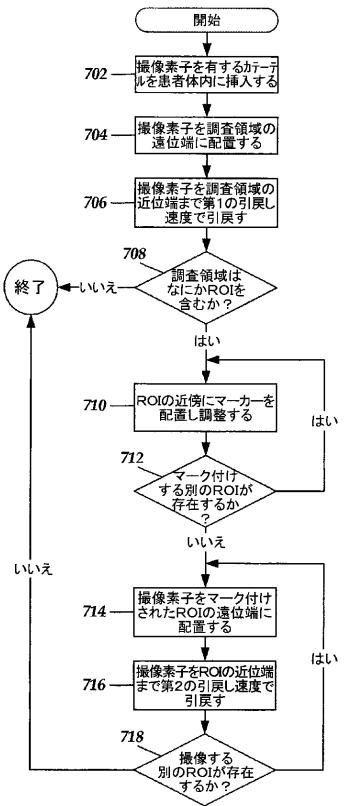


Fig. 7

フロントページの続き

(72)発明者 ナイト ジョン エム

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94588 プレザントン セイジウッド コート 337
2

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 米国特許出願公開第2006/0052700(US, A1)

米国特許出願公開第2008/0004530(US, A1)

特開2000-051218(JP, A)

特開2006-280449(JP, A)

国際公開第2008/086613(WO, A1)

国際公開第2007/084995(WO, A2)

特開2005-152346(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 12

A 61 B 1 / 00 - 1 / 32