

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-144851
(P2015-144851A)

(43) 公開日 平成27年8月13日(2015.8.13)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 10 O L 外国語出願 (全 27 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2015-65508 (P2015-65508)</p> <p>(22) 出願日 平成27年3月27日 (2015. 3. 27)</p> <p>(62) 分割の表示 特願2012-534276 (P2012-534276) の分割</p> <p>原出願日 平成22年10月12日 (2010.10.12)</p> <p>(31) 優先権主張番号 61/250, 781</p> <p>(32) 優先日 平成21年10月12日 (2009.10.12)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p> <p>(31) 優先権主張番号 61/256, 543</p> <p>(32) 優先日 平成21年10月30日 (2009.10.30)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(71) 出願人 510171405 シリコンバレー メディカル インストル メンツ インコーポレイテッド アメリカ合衆国 94539-7401 カリフォルニア州 フレモント スイート 101 ウェスティングハウス ドライ ブ 47697</p> <p>(74) 代理人 100083806 弁理士 三好 秀和</p> <p>(74) 代理人 100095500 弁理士 伊藤 正和</p> <p>(74) 代理人 100070024 弁理士 松永 宣行</p> <p>(74) 代理人 100111235 弁理士 原 裕子</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コレジスタ・イメージングのための血管内超音波システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】高画質の冠状動脈像を得られる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】イメージングコアは、超音波エネルギーパルスを送信するべく及び反射超音波エネルギーパルスを受信するべく構成される。本システムは、イメージングコアに結合されたイメージングエンジンであって、イメージングコアにエネルギーパルスを与えて当該イメージングコアに超音波エネルギーパルスを送信させるべく構成されたイメージングエンジンをさらに含む。エネルギーパルスは繰り返しシーケンスで構成され、各シーケンスのエネルギーパルスは異なる特徴を有する。反射パルスは、各異なる特徴に起因する画像の複合画像を与えるべく処理される。

【選択図】 図 2 9

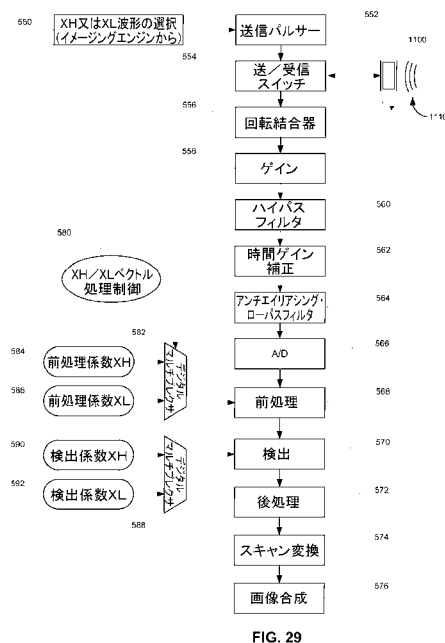


FIG. 29

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

遠位端を有する細長い本体と前記細長い本体に挿入されるべく構成されたイメージングコアとを備えるカテーテルであって、前記イメージングコアは超音波エネルギーパルスを送信するべく及び反射超音波エネルギーパルスを受信するべく構成されたカテーテルと、前記イメージングコアに結合されたイメージングエンジンであって、前記イメージングコアにエネルギーパルスを与えて前記イメージングコアに前記超音波エネルギーパルスを送信させるべく構成されたイメージングエンジンと

を含み、

前記エネルギーパルスは繰り返しシーケンスで構成され、各シーケンスのエネルギーパルスは異なる特徴を有する血管内超音波イメージングシステム。

10

【請求項 2】

各シーケンスのエネルギーパルスは少なくとも 2 つのパルスを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

各シーケンスのエネルギーパルスは 3 つのパルスを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記 3 つのパルスの第 1 パルスは高エネルギーの特徴を有し、前記 3 つのパルスの第 2 パルスは中間エネルギーの特徴を有し、前記 3 つのパルスの第 3 パルスは低エネルギーの特徴を有する、請求項 3 に記載のシステム。

20

【請求項 5】

前記異なる特徴はパルスエネルギーである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記異なる特徴は周波数である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記異なる特徴は帯域幅である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記イメージングエンジンは、

前記反射超音波エネルギーパルスを画像フレームにおいて処理するプロセッサと、前記反射超音波エネルギーパルスの前記異なる特徴を検出する検出器と

を含み、

前記イメージングエンジンは、検出された異なる特徴に基づいて前記フレームを処理する、請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 9】

前記イメージングエンジンは、共通の検出された特徴を有する反射超音波エネルギーパルスのみを処理するべく構成される、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記イメージングエンジンはさらに、反射超音波エネルギーパルスのシーケンスの異なる特徴に基づいて複合画像を与えるべく構成される、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記イメージングエンジンは、前記反射超音波エネルギーパルスを別個の画像フレームにおいて処理するプロセッサを含み、各画像フレームは、異なるエネルギーパルスの特徴のそれぞれに対応し、前記イメージングエンジンは、前記別個の画像フレームを同時に表示するための表示信号を与える、請求項 1 に記載のシステム。

40

【請求項 12】

遠位端を有する細長い本体と前記細長い本体に挿入されるべく構成されたイメージングコアとを備えるカテーテルを与えることであって、前記イメージングコアは、超音波エネルギーパルスを送信するべく及び反射超音波エネルギーパルスを受信するべく構成されることと、

前記イメージングコアに前記超音波エネルギーパルスを送信させるべく前記イメージン

50

グコアにエネルギーパルスを与えることと

を含み、

前記エネルギーパルスは繰り返しシーケンスで構成され、各シーケンスのエネルギーパルスは異なる特徴を有する方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般に血管内超音波 (intravascular ultrasound (IVUS)) イメージングに関する。本発明は詳しくはコレジスタ・イメージング (co-registered imaging) のための IVUS システムに関する。

10

【0002】

優先権の主張

本願は、2009年10月12日に出願された同時係属中の米国仮特許出願第61/250,781号の利益を主張する。また、本願は、2009年10月30日に出願された同時係属中の米国仮特許出願第61/256,543号の利益を主張する。上記出願双方の全体が本明細書に参照として組み入れられる

【0003】

血管内超音波イメージングは一般に、経皮的冠動脈インターベンション、典型的にはペアメタル又は薬剤溶出ステントの配置をガイド及びアセスメントをするべく行われる。IVUS イメージングの他の用途は、冠状動脈疾患のアセスメントもさらに含む。

20

【0004】

冠動脈ステントは一般に、ステンレス鋼又はコバルト・クロム合金のような金属製の支柱を有する。金属ステントの支柱は、ステントの支柱上に成長した新生組織のような血液及び軟部組織と比べてかなり大きな反射超音波信号を与える。新生組織の成長を検出かつ測定する能力は、ステント治療プロセスを評価する目的にとって特に重要である。現在市販の IVUS システムは、反射超音波信号の検出可能範囲が限られているため、初期の新生組織の成長を検知する能力も限られている。

【0005】

破裂しやすいアテローム性傷害、いわゆる不安定プラークは、インターベンション心臓病専門医の興味を引いている。プラーク破裂の大きなパーセンテージを占めると考えられている不安定プラークの一種のタイプは薄膜線維性アテロームである。この場合、薄い (65 μm 未満の) 線維性被膜が、機械的に不安定な脂質豊富又は壊死のコアの上に横たわる。現在市販の IVUS システムは、40 MHz まで動作するのみであって、距離分解能は約 100 μm に限られる。したがって、現在市販の IVUS システムは不安定プラークを信頼性をもって検出することができない。

30

【0006】

一般に、空間分解能を向上させるべくイメージング周波数を増大させる必要がある。しかしながら、増大したイメージング周波数はまた、血液と非血液組織との低減したコントラストをもたらす。これは、血液が充填された内腔を内膜プラークからセグメント化することを困難にする。例えば、特許文献1に記載のように、血液及び非血液組織の周波数依存超音波特性を利用する自動セグメント化アルゴリズムもある。実時間の自動セグメント化ツールは、臨床診療にてその有用性を減じるエラーを起こしがちであることが多い。

40

【0007】

経胸腔的心エコー用途を目的とする多周波数イメージングが開発されている。特許文献2は、異なるイメージング周波数及び帯域幅の2つのBモード画像を同時に表示するシステムを記載する。しかし、この技術は、基本波イメージング技術及び高調波イメージング技術の双方を使用し、組織の非線形伝搬特性に依存する。高調波イメージングは良好な空間分解能を潜在的に与えるが、近接場での高調波イメージングの性能は限られる。さらに、高調波 IVUS イメージングは現実的に有用とは考えられていない。

【0008】

50

多周波数 I V U S イメージングはまた、複数のトランスデューサ・イメージングカテータルの使用によって達成することができる。しかし、複数のトランスデューサによれば、使い捨てイメージングカテータル及びイメージングシステムに複雑性及びコストが加わることとなる。別個のトランスデューサからの画像をコレジストレーションする潜在的な必要性がその現実的な使用をさらに複雑にする。

【 0 0 0 9 】

経皮的冠動脈インターベンションをガイドするのに十分なコントラスト分解能、並びにステント治癒及び不安定プラークを検出するのに十分なコントラスト及び空間分解能を与える技術が必要とされている。さらに、かかる技術では複数画像間のコレジストレーション・ステップが不要であることが望ましい。またさらに、かかる技術では、既存の商用システム及びカテータルに対してシステム及びカテータルの複雑性及びコストが実質的に上昇しないことが望ましい。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 0 】

【 特許文献 1 】 米国特許第 5 , 8 7 6 , 3 4 3 号明細書

【 特許文献 2 】 米国特許第 6 , 1 3 9 , 5 0 1 号明細書

【 特許文献 3 】 米国特許出願公開明細書第 2 0 0 4 / 0 1 9 9 0 4 7 (A 1) 号明細書

【 特許文献 4 】 米国特許出願公開明細書第 2 0 0 1 / 0 0 2 9 3 3 6 (A 1) 号明細書

【 特許文献 5 】 米国特許出願公開明細書第 2 0 0 8 / 0 2 0 0 8 1 5 (A 1) 号明細書

20

【 発明の概要 】

【 0 0 1 1 】

本発明は、遠位端を有する細長い本体と当該細長い本体に挿入されるべく構成されたイメージングコアとを備えるカテータルを含む血管内超音波イメージングシステムを与える。イメージングコアは、超音波エネルギーパルスを送信するべく及び反射超音波エネルギーパルスを受信するべく構成される。本システムは、イメージングコアに結合されたイメージングエンジンであって、イメージングコアにエネルギーパルスを与えて当該イメージングコアに超音波エネルギーパルスを送信させるべく構成されたイメージングエンジンをさらに含む。エネルギーパルスは繰り返しシーケンスで構成され、各シーケンスのエネルギーパルスは異なる特徴を有する。

30

【 0 0 1 2 】

エネルギーパルスの各シーケンスは、少なくとも 2 つのパルス、例えば 3 つのパルスを含む。異なる特徴は、パルスエネルギー、周波数、又は帯域幅である。

【 0 0 1 3 】

本イメージングエンジンは、反射超音波エネルギーパルスを画像フレームにおいて処理するプロセッサと、反射超音波エネルギーパルスの異なる特徴を検出する検出器とを含む。本イメージングエンジンは、検出された異なる特徴に応じて当該フレームを処理する。

【 0 0 1 4 】

本イメージングエンジンは、共通の検出された特徴を有する反射超音波エネルギーパルスのみを処理するべく構成される。本イメージングエンジンはさらに、反射超音波エネルギーパルスのシーケンスの異なる特徴に基づいて複合画像を与えるべく構成される。

40

【 0 0 1 5 】

本イメージングエンジンは、反射超音波エネルギーパルスを別個の画像フレームにおいて処理するプロセッサを含む。各画像フレームは、異なるエネルギーパルスの特徴のそれぞれに対応する。本イメージングエンジンは、別個の画像フレームを同時に表示するための表示信号を与える。

【 0 0 1 6 】

本発明はさらに、遠位端を有する細長い本体と当該細長い本体に挿入されるべく構成されたイメージングコアとを備えるカテータルを与えることを含む方法を与える。当該イメージングコアは、超音波エネルギーパルスを送信するべく及び反射超音波エネルギーパル

50

スを受信するべく構成される。本方法はさらに、イメージングコアに超音波エネルギーパルスを送信させるべく当該イメージングコアにエネルギーパルスを与えるステップを含む。エネルギーパルスは繰り返しシーケンスで構成され、各シーケンスのエネルギーパルスは異なる特徴を有する。

【図面の簡単な説明】

【0017】

添付図面とともに以下の記載を参照することで、本発明のさらなる特徴及び利点とともに、本発明を最も良く理解することができる。いくつかの図面では、同じ参照番号が同じ要素を特定する。

【0018】

【図1】IVUSシステムのハイレベルブロック図である。

【図2a】コレジスタ・イメージング用IVUSシステムの信号処理経路の一のブロック図である。

【図2b】コレジスタ・イメージング用IVUSシステムの信号処理経路の他のブロック図である。

【図3】図3a及び3bはそれぞれ、短時間パルスの時間領域信号及びパワースペクトルを示す。

【図4a】広帯域パワースペクトルの一の通過帯域を示す。

【図4b】広帯域パワースペクトルの他の通過帯域を示す。

【図5a】イメージングエンジンの一のブロック図である。

【図5b】イメージングエンジンの他のブロック図である。

【図5c】イメージングエンジンのさらに他のブロック図である。

【図6】図6aから6dはそれぞれ、第1、第2、第3、及び第4の代表的な送信パルスシーケンスを示す。

【図7】コレジスタ・イメージング用IVUSシステムの信号処理経路のブロック図である。

【図8】統合後方散乱パラメータ計算用信号処理ステップのブロック図である。

【図9】複数のコレジストレーションされた画像を含む表示を示す。

【図10】図10a及び10bは、コレジストレーションされた画像間のフィーチャ・マッピングを示す。

【図11】IVUSシステムのハイレベルブロック図である。

【図12】さらなるイメージングエンジンのブロック図である。

【図13】デジタル信号処理エンジンのブロック図である。

【図14】デジタル信号処理エンジンのブロック図である。

【図15】デジタル信号処理エンジンのブロック図である。

【図16】デジタル信号処理エンジンのブロック図である。

【図17】デジタル信号処理エンジンのブロック図である。

【図18】コレジスタ・イメージング用IVUSシステムの信号処理経路のブロック図である。

【図19】狭窄した冠状動脈の断面図である。

【図20】インプラントされたステントを伴う冠状動脈の断面図である。

【図21】高送信エネルギーパルスを用いて得られたステント冠状動脈の横断面IVUS画像を示す。

【図22】高エネルギー、中間エネルギー、及び低エネルギーの繰り返し送信パルスシーケンスを示す。

【図23】中間送信エネルギーパルスを用いて得られたステント冠状動脈の横断面IVUS画像を示す。

【図24】低送信エネルギーパルスを用いて得られたステント冠状動脈の横断面IVUS画像を示す。

【図25】高送信エネルギーパルスを用いて得られたステント冠状動脈の、選択されたダ

10

20

30

40

50

イナミックレンジを伴う横断面 I V U S 画像を示す。

【図 2 6】中間送信エネルギーパルスを用いて得られたステント冠状動脈の、選択されたダイナミックレンジを伴う横断面 I V U S 画像を示す。

【図 2 7】低送信エネルギーパルスを用いて得られたステント冠状動脈の、選択されたダイナミックレンジを伴う横断面 I V U S 画像を示す。

【図 2 8】ステント冠状動脈の高送信エネルギー横断面 I V U S 画像、ステント冠状動脈の中間送信エネルギー横断面 I V U S 画像、及びステント冠状動脈の低送信エネルギー横断面 I V U S 画像の複合画像を示す。

【図 2 9】高送信エネルギーパルスシーケンス、中間送信エネルギーパルスシーケンス、及び低送信エネルギーパルスシーケンスによるイメージング用 I V U S システムの信号処理経路のフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

図 1 は、I V U S システムのハイレベルブロック図である。I V U S システムは、I V U S イメージングカテーテル 1 0 0 0、患者インターフェイスモジュール 2 0 0 0、及びイメージングエンジン 3 1 0 0 からなる。カテーテルは典型的には、大腿又は橈骨動脈逆行性経路を介して冠状動脈へ送達される。イメージングカテーテル 1 0 0 0 は、患者インターフェイスモジュール 2 0 0 0 に機械的かつ電氣的に接続される。イメージングエンジン 3 1 0 0 は、冠状動脈イメージングを目的として、患者インターフェイスモジュール 2 0 0 0 及びカテーテル 1 0 0 0 の動作を制御するべく用いられる。I V U S イメージングカテーテルについての以下の説明は、機械的に回転する画像コアの場合に関する。各 I V U S 画像は、所定数のベクトル（又はスキャンライン）及び一ベクトル当たりのサンプルを含む。最新の入手可能な市販 I V U S システムは一画像当たり 2 5 6 ベクトルを利用する。一ベクトル当たりのサンプル数は一般に、市販の I V U S システムに対して約 2 5 6 サンプルから 2 0 4 8 サンプルの間で変化し、イメージング周波数及びデータ形式（例えば R F 又はベース帯域）に部分的に依存する。

【0020】

図 2 a は、コレジスタ・イメージング用 I V U S システムの信号処理経路の一実施例のブロック図である。ステップ 1 0 2 で波形が選択される。一般にはイメージングエンジン内で選択される。次に、ステップ 1 0 4 で送信パルサーにより送信波形が生成される。送信パルサーは一般に、患者インターフェイスモジュールに配置される。ステップ 1 0 6 で、送 / 受信 (T / R) スイッチを介して超音波トランスデューサ 1 1 0 0 へ送信波形が送られる。トランスデューサは、1 0 M H z から 8 0 M H z の周波数範囲にわたって動作する。冠内イメージングに対しては一般に、2 0 M H z から 6 0 M H z の間である。

【0021】

トランスデューサは、超音波圧力場 1 1 1 0 を放射して冠状動脈に超音波を当てる。超音波エネルギーの中には後方散乱されてトランスデューサが受信するものもある。受信された超音波は、ステップ 1 0 6 で T / R スイッチを通過し、ステップ 1 0 8 で回転結合器を通過する。回転結合器は、誘導型回転結合器又は液体金属回転結合器である。代替的には、回転結合器は例えば、2 0 0 9 年 5 月 1 4 日に出願された同時係属中の米国特許出願第 1 2 / 4 6 5 , 8 5 3 号に記載の回転容量結合器であってよい。この出願は、出願人が Silicon Valley Medical Instruments, Inc であって、発明の名称が回転容量結合器を有する I V U S システムであり、その全体が本明細書に参照として組み入れられる。回転結合器は、カテーテルの機械的に回転するイメージングコアと、患者インターフェイスモジュールの回転しないエレクトロニクスとのインターフェイスをなす。

【0022】

次に、受信された信号はステップ 1 0 9 でゲイン増幅器を通過し、ステップ 1 1 0 でハイパスフィルタを通過し、及びステップ 1 1 2 で時間ゲイン補正増幅器を通過する。時間ゲイン補正が与えられるのは、超音波信号の減衰が、当該信号が冠状動脈内にさらに伝搬

10

20

30

40

50

するときに増大するからである。次に、ステップ 1 1 4 で信号はアンチエイリアシング・ローパスフィルタを介して送信された後、ステップ 1 1 6 でデジタル化される。

【 0 0 2 3 】

次に、デジタル化された信号は、低周波数経路 1 2 0 及び高周波数経路 1 3 0 を含む多周波数技術によって処理される。低周波数及び高周波数処理の経路は同様の処理段を含む。当該処理段は、通過帯域、視野、及び信号対雑音比のようなイメージングパラメータに起因して異なり得る。

【 0 0 2 4 】

図 3 及び 4 を参照すると、60% 超過の比帯域幅を有する 60 MHz の I V U S イメージングトランスデューサの短時間パルスに対する時間領域応答 2 0 2 及びパワースペクトル 2 0 4 がそれぞれ図 3 a 及び 3 b に示される。大きな比帯域幅、すなわちほぼ 50% 超過の比帯域幅を有するトランスデューサの使用は、本発明の一の重要な側面である。50% 未満の比帯域幅を有するトランスデューサを使用することもできるが、かかるトランスデューサの使用は有用性が低減されて有効とならないことが予想される。本発明の他の重要な側面は、有用な帯域幅にわたり均一な高い感度を有するトランスデューサの使用である。選択された低周波数及び高周波数は、重なる帯域幅 2 2 2、2 2 4 又は重ならない帯域幅 2 2 6、2 2 8 を含む。それぞれ図 4 a 及び 4 b に示されるように、通過帯域幅中心周波数 F 1、F 2 に対応する。重なる帯域幅を使用する潜在的な利益は、帯域幅が広いほど空間分解能が良好な画像が生成されることにある。本発明の一実施例では、低い通過帯域幅中心周波数 F 1 が 40 MHz、高い通過帯域幅中心周波数 F 2 が 60 MHz であり、低い通過帯域幅 2 2 2 が 30 MHz から 50 MHz、高い通過帯域幅 2 2 4 が 45 MHz から 75 MHz である。本発明の他実施例では、カテーテルは広帯域 40 MHz トランスデューサを含み、低い通過帯域中心周波数は 30 MHz、高い通過帯域中心周波数は 50 MHz である。本発明のさらなる他実施例では、カテーテルは広帯域 35 MHz トランスデューサを含み、低い通過帯域中心周波数は 25 MHz、高い通過帯域中心周波数は 40 MHz である。

10

20

【 0 0 2 5 】

図 2 a を再び参照すると、ステップ 1 2 2 で低周波数経路デジタル化データの前処理が最初に行われる。業界で周知のとおり、前処理は一般に、バンドパスフィルタリング技術及びベクトル処理技術を含む。ステップ 1 2 4 で、前処理されたデータのエンベロープが検出されて、その後ステップ 1 2 6 で後処理される。後処理は一般に、視覚的にアピールしかつ有用な画像を生成するべく対数圧縮及びガンマ補正を含む。次にステップ 1 2 8 で、後処理されたデータは、極座標から直交座標にスキャン変換される。前処理、検出、後処理、及びスキャン変換は、医用超音波イメージングの当業者にとって周知の信号及び画像の処理技術である。

30

【 0 0 2 6 】

高周波数経路デジタル化データも同様の手法で処理される。ステップ 1 3 2 で高周波数経路デジタル化データの前処理が最初に行われる。繰り返しになるが、前処理は一般に、バンドパスフィルタリング及びベクトル処理を含む。ステップ 1 3 4 で、前処理されたデータのエンベロープが検出されて、その後ステップ 1 3 6 で後処理される。後処理は一般に、視覚的にアピールしかつ有用な画像を生成するべく対数圧縮及びガンマ補正を含む。次にステップ 1 3 8 で、後処理されたデータは、極座標から直交座標にスキャン変換される。

40

【 0 0 2 7 】

次にステップ 1 5 0 で、低周波数及び高周波数のスキャン変換画像 1 5 2、1 5 4 が同時に表示される。低周波数画像は血液と非血液組織との良好なコントラストを含み、内腔境界検出が容易となる。高周波数画像は、薄い線維性被膜のような傷害フィーチャの良好な空間分解能を含む。低周波数及び高周波数のスキャン変換画像 1 5 2、1 5 4 は、双方の画像を生成するべく同じ超音波データが使用されるので、コレジストレーションされる。

50

【0028】

図2aに示す信号処理経路は、多くの物理構成で実装することができる。本発明の一の重要な側面は、イメージングエンジンの物理構成にある。図5aは、イメージングエンジン3100の一実施例のためのブロック図である。イメージングエンジン3100は、シングルボード・コンピュータ3102、専用デジタル信号処理(DSP)モジュール3120、及びインターフェイスボード3180を含む。DSPモジュール3120は、患者インターフェイスモジュールに送信される送信波形3182を選択するべく用いられる。インターフェイスボード3180には、時間ゲイン補正増幅器3184及びアンチエイリアシング・ローパスフィルタ3186が配置される。DSPモジュール3120には、アナログデジタル変換器(又はデジタイザ)3128が配置される。DSPモジュール3120はさらに、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ(FPGA)3122を含む。図2aに示す低周波数信号及び高周波数信号処理経路120、130は一般にFPGAに実装される。本実施例の一の重要な側面は、コレジスタ・イメージングが、単一のアナログデジタル変換器及び単一のFPGAを含むイメージングエンジンによって行われることにある。

10

【0029】

図5bは、本発明のイメージングエンジンの他実施例のブロック図である。本イメージングエンジンは、第1DSPモジュール3120及び第2DSPモジュール3140を含み、単一のアナログデジタル変換器(又はデジタイザ)3128及び2つのFPGA3122、3142が利用可能である。一のFPGAを含む第2DSPモジュールの追加により計算処理パワーが増大するが、デバイスの複雑性及びコストが増大する。同じデジタル化データが双方のFPGAによって処理される。

20

【0030】

図5cは、本発明のイメージングエンジンのさらなる他実施例のブロック図である。本イメージングエンジンは、第1DSPモジュール3120及び第2DSPモジュール3140を含み、2つのアナログデジタル変換器(又はデジタイザ)3128、3148及び2つのFPGA3122、3142が利用可能である。サンプリングクロック3126が双方のデジタイザ3128、3148を同期させる。本実施例の2デジタイザ/2FPGAのイメージングエンジンはさらに、第2時間ゲイン補正増幅器3188及び第2アンチエイリアシング・ローパスフィルタ3190を含む。第2のデジタイザ3148、時間ゲイン補正増幅器3188、ローパスフィルタ3190の追加により計算処理のパワー及び柔軟性が増大するが、デバイスの複雑性が増大する。柔軟性が加わることで、異なる周波数帯域に起因する当該組織を介した超音波圧力波の異なる減衰に対して補正をすることができる。

30

【0031】

図2bは、図5cに示すイメージングエンジンの一実施例を含むコレジスタ・イメージング用IVUSシステムの信号処理経路の一実施例のブロック図である。当該組織から後方散乱された信号は、トランスデューサ1100により受信された後に、ステップ106で送/受信スイッチを通過し、ステップ108で回転結合器を通過し、ステップ109でゲイン増幅器を通過し、ステップ110でハイパスフィルタを通過する。ハイパスフィルタを通過した信号は次に、低周波数処理経路120A及び高周波数処理経路130Aを含む多周波数技術によって処理される。低周波数処理経路120A及び高周波数処理経路130Aは同様の処理段を含む。当該処理段は、通過帯域、視野、及び信号対雑音比のようなイメージングパラメータに起因して異なり得る。ステップ112で、低周波数経路信号に対して時間ゲイン補正が最初に適用される。時間ゲイン補正が与えられるのは、超音波信号の減衰が、当該信号が冠状動脈内にさらに伝搬するときが増大するからである。TGC増幅された低周波数経路信号は次に、ステップ114でアンチエイリアシング・ローパスフィルタを介して送信された後、ステップ116でアナログデジタル(A/D)変換(又はデジタル化)される。ステップ122で低周波数経路デジタル化データの前処理が最初に行われる。前処理は一般に、バンドパスフィルタリング技術及びベクトル処理技術を

40

50

含む。ステップ 1 2 4 で、前処理されたデータのエンベロープが検出されて、その後ステップ 1 2 6 で後処理される。後処理は一般に、視覚的にアピールしかつ有用な画像を生成するべく対数圧縮及びガンマ補正を含む。次にステップ 1 2 8 で、後処理されたデータは、極座標から直交座標にスキャン変換される。

【 0 0 3 2 】

高周波数経路 1 3 0 A の信号も同様の手法で処理される。ステップ 1 1 0 でのハイパスフィルタリングの後にまず、ステップ 1 1 2 A で時間ゲイン補正が、ステップ 1 1 4 A でアンチエイリアシング・ローパスフィルタが、ステップ 1 1 6 A で A / D 変換が行われる。次にステップ 1 3 2 で、高周波数デジタル化されたデータが前処理される。前処理は一般に、バンドパスフィルタリング技術及びベクトル処理技術を含む。ステップ 1 3 4 で、前処理されたデータのエンベロープが検出されて、その後ステップ 1 3 6 で後処理される。後処理は一般に、視覚的にアピールしかつ有用な画像を生成するべく対数圧縮及びガンマ補正を含む。次にステップ 1 3 8 で、後処理されたデータは、極座標から直交座標にスキャン変換される。次にステップ 1 5 0 で、低周波数及び高周波数のスキャン変換画像 1 5 2、1 5 4 が同時に表示される。図 2 b に示す信号処理経路の実施例において、多周波数信号処理経路はステップ 1 1 0 でのハイパスフィルタリングの後にスプリットされるのに対し、図 2 a に示す信号処理経路の実施例においては、多周波数信号処理経路はステップ 1 1 6 での A / D 変換の後にスプリットされる。ハイパスフィルタリングの後の多周波数信号処理経路のスプリットにより、異なるイメージング周波数に適した時間ゲイン補正を行うことができる。

10

20

【 0 0 3 3 】

ここで図 6 a - 6 d を参照すると、一連のイメージング波形シーケンスが示されている。図 6 a は、単一のパルスシーケンス 1 0 が I V U S 画像の各ベクトルに対して同じ波形 X c を送ることを含む一実施例を示す。図 6 b は、低周波数波形 X 1 及び高周波数波形 X 2 が交互となるパルスシーケンス 2 0 を含む他実施例を示す。単一パルスシーケンスに対する交互パルスシーケンスの潜在的利点は、送信されるエネルギーを、多周波数処理の選択された通過帯域に対して増大又は減少できることにある。送信エネルギーを調整できる能力は、同時に表示されるコレジストレーション画像の画質にとって有利である。図 6 c は、イメージング波形 X i 及びパラメタイメージング波形 X p が交互となるパルスシーケンス 3 0 を含むさらなる他実施例を示す。イメージング波形 X i は、X c、X 1、又は X 2 波形を含む。パラメタイメージング波形 X p は、統合後方散乱、減衰、ひずみ、及びモーションを含む少なくとも一の超音波組織分類パラメタの解析を最適化するべく選択される。狭帯域波形の使用は、相関に基づく又はドップラーに基づくモーション解析にとって有利である。図 6 d は、イメージング波形 X i 及びパラメタイメージング波形 X p が交互となるパルスシーケンス 4 0 を含むなおさらなる他実施例を示す。ここでは、複数のパラメタイメージング波形 X p がイメージング波形 X i の間に送信される。繰り返されるパルスの使用は、信号対雑音条件にとってさらに有利である。

30

【 0 0 3 4 】

したがって、上述からわかるように及び本発明の複数の側面によれば、イメージングコアに結合されたイメージングエンジンは、イメージングコアにエネルギーパルスを与えて当該イメージングコアに超音波エネルギーパルスを送信させるべく構成される。エネルギーパルスは繰り返しシーケンスで構成され、各シーケンスのエネルギーパルスは異なる特徴を有する。例えば、エネルギーパルスの各シーケンスは少なくとも 2 つのパルスを含む。また、異なる特徴はパルスエネルギーである。

40

【 0 0 3 5 】

図 7 は、コレジスタ・イメージング用 I V U S システムの信号処理経路の一実施例のブロック図を示す。ここでは、コレジストレーション画像がグレースケール画像 1 8 2 及びパラメタ画像 1 8 4 を含む。パラメタ画像 1 8 4 は、多重パラメタ画像を含む。ステップ 1 0 2 で選択されてイメージングエンジンから送られた送信波形は、図 6 a 及び 6 c に示す単一パルスシーケンス 1 0 並びにイメージング及びパラメタイメージングパル

50

スシーケンス 30 を含む。デジタル化ステップ 116 への信号処理経路は、図 2 a に示した多周波数イメージングのための信号処理経路と同様である。

【0036】

次に、デジタル化された信号は、グレースケールイメージング経路 160 及びパラメータイメージング経路 170 によって処理される。まずステップ 162 で、グレースケールイメージング経路のデジタル化データが前処理される。前処理は一般に、バンドパスフィルタリング技術及びベクトル処理技術を含む。ステップ 164 で、前処理されたデータのエンベロープが検出されて、その後ステップ 166 で後処理される。後処理は一般に、視覚的にアピールしかつ有用な画像を生成するべく対数圧縮及びガンマ補正を含む。次にステップ 168 で、後処理されたデータは、極座標から直交座標にスキャン変換される。

10

【0037】

パラメータイメージング経路 170 の処理段は、前処理ステップ 172、パラメータ解析ステップ 174、後処理ステップ 176、及びスキャン変換ステップ 178 を含む。各パラメータイメージング処理ステップの具体的詳細は、当該計算対象の少なくとも一のパラメータによる。

【0038】

本発明の一実施例では、統合後方散乱のパラメータ画像が生成される。統合後方散乱前処理ステップ 172 は、バンドパスフィルタリング及びベクトル処理技術を含む。フィルタ通過帯域は、トランスデューサの -3 dB 帯域幅から決定される。ステップ 174 での統合後方散乱パラメータ解析は、スライディング窓技術を含む。スライディング窓技術は、超音波組織性状の当業者にとって周知である。

20

【0039】

ここで図 8 を参照すると、ブロック図に、スライディング窓技術を用いた統合後方散乱パラメータの計算のための信号処理段の一実施例が示される。まずステップ 502 で、前処理されたデータ 500 の関心領域 (ROI) が選択される。ROI の各ベクトルに対してハミング窓又はハン窓のような時間領域窓が適用されて、周波数分解能の低減という犠牲のもとで高速フーリエ変換 (FFT) スペクトル解析におけるエッジ不連続性が最小化される。ROI は、所定数のベクトル及びベクトルサンプルを含む。ベクトル及びベクトルサンプルの数は、ベクトル密度、サンプルレート、最適 ROI サイズ、及び信号対雑音の測定基準 (metrics) を含む詳細に依存する。

30

【0040】

本発明の一実施例においてシステムは、-IVUS 画像当たり 1024 ベクトルのベクトル密度及び 400×10^6 サンプル/秒のサンプルレートを与える。最適 ROI サイズは、ROI の最小径方向範囲を最大信号対雑音比と均衡させる。当該径方向範囲と比較可能な ROI の側方向範囲により、その後のパラメータ画像解析を容易にすることができる。複数のベクトルによっても信号平均化が可能となる。さらに、選択された ROI サイズはレンジ依存である。物理ベクトルの間隔がレンジに伴い増大するからである。1.5 m のレンジにおける 7 ベクトル及び 32 サンプルの ROI サイズにより、約 $60 \mu\text{m} \times 60 \mu\text{m}$ である ROI が得られる。このサイズは、薄い線維性被膜のような小型アテローム性傷害フィーチャにとって適切である。

40

【0041】

ステップ 504 で ROI に対して平均パワースペクトルが計算される。これは、各ベクトルのパワースペクトルを計算した後に平均化することにより行われる。パワースペクトルは一般に、FFT 技術を用いて計算される。平均化は一般に、対数 (dB) 領域で行われるが線形領域で行われてもよい。次にステップ 506 で、平均パワースペクトルについて、レンジ依存感度及び周波数依存トランスデューサ感度を含むシステム及びトランスデューサの影響が補正される。ステップ 508 で統合後方散乱パラメータが計算される。これは、選択された帯域幅の補正された平均パワースペクトル値を加算し、かつ、上記選択された帯域幅で除算することによって行われる。複数の付加的 ROI が選択される。これは、前処理されたデータ 500 又は当該前処理されたデータの所定サブセットにわたり窓 (

50

又はROI)をスライドさせることによって行われる。ROIの重なり度合いは、重なりを最大化することによるパラメータ画像のスムージングと、重なりを最小化することによる計算コストとを均衡させるべく選択される。7ベクトル×32サンプルのROIサイズに対しては、スライディング窓の重なりは一般に、ベクトルに沿って16サンプル(又は50%)から24サンプル(又は75%)の間、及びベクトルを横切って4ベクトル(又は約50%)から6ベクトル(又は85%)の間を含む。解析すべきROIがもはや残っていない場合に統合後方散乱パラメータデータが後処理ステップ176(図7)に送られる。

【0042】

ステップ176の統合後方散乱画像の後処理は、しきい値処理及びガンマ補正を含む。本発明の一実施例では、統合後方散乱画像がしきい値処理されて、比較的低い統合後方散乱値を有するものとして知られる脂質豊富ROIが表示される。代替実施例では、統合後方散乱画像は、複数の組織タイプを区別するべく多レベルにてしきい値処理される。次にステップ178で、後処理統合後方散乱画像はスキャン変換される。

10

【0043】

次にステップ180で、スキャン変換されたグレースケール画像及びスキャン変換された統合後方散乱パラメータ画像が同時に表示される。グレースケール画像は良好な構造詳細を与える。統合後方散乱パラメータ画像は良好なブランク組成詳細を与える。さらに、グレースケール及び統合後方散乱パラメータ画像182、184はコレジストレーションされる。同じ超音波データが双方の画像を生成するべく使用されるからである。

20

【0044】

図9は、4つのコレジストレーション画像192、194、196、198を含む表示190である。4つのコレジストレーション画像は、少なくとも一のグレースケール画像及び少なくとも一のパラメータ画像を含む。本発明の一実施例では、表示は、40MHzグレースケール画像、60MHzグレースケール画像、及び統合後方散乱パラメータ画像を含む。

【0045】

本発明により、コレジストレーション画像間の画像フィーチャのマッピングが容易となる。低い超音波周波数のIVUS画像が一般に血液と非血液組織との良好なコントラストを与える一方、高い超音波周波数のIVUS画像は一般にアテローム性傷害の良好な空間分解能を与える。図10aは、低周波数の第1IVUS画像300及び高周波数の第2IVUS画像を示す。カテーテルマスク302、322は、冠状動脈セクションに関するカテーテル位置を表す。第1画像300にて特定されるルーメン輪郭308は、第2画像320にて特定される内腔輪郭328に対してマッピング312される。内腔輪郭は、血液304と非血液組織とを区分する。第1画像300にて特定される血管輪郭310は、第2画像320にて特定される血管輪郭330に対してマッピング314される。内腔輪郭及び血管輪郭308、310は、アテローム性ブランク306と他組織とを区分する。高周波数IVUS画像のマッピングされた輪郭328、330によって、アテローム性ブランクをさらに処理することができる。

30

【0046】

図10bは、第1画像340における顕著なフィーチャを第2画像360にマッピングすること、及び上記第2画像360における顕著なフィーチャを第1画像340にマッピングすることを示す。第1画像はグレースケール画像を含み、第2画像はパラメータ画像を含む。第1画像340の内腔輪郭348が第2画像360の内腔輪郭368にマッピング352される。第2画像360の血管輪郭370及びROI372はそれぞれ、第1画像340の第2血管輪郭350及び第2ROI352にマッピング374、376される。

40

【0047】

本発明は、最小限のデバイス複雑性で最適なイメージング性能及び計算効率を与えることが望ましい。図11は、コレジスタ・イメージング用IVUSシステムの一実施例の八

50

イレベルブロック図を示す。コレジスタ・イメージング用 I V U S システムについての以下の説明は、2つのコレジストレーションされたグレースケール画像を表示する I V U S システムの場合に関する。I V U S システムは、2つの画像 3 8 0 2、3 8 0 3、イメージングエンジン 3 8 0 4、患者インターフェイスモジュール (P I M) 2 0 0 0、及び I V U S イメージングカテーテル 1 0 0 0 を含む。I V U S イメージングカテーテル 1 0 0 0 についての以下の説明は、機械的に回転する画像コアの場合に関する。イメージングエンジン 3 8 0 4 は、ディスプレイエンジン 3 8 0 6、D S P エンジン 3 8 0 8、送信 (T x) ロジック 3 8 1 0、送信バッファ 3 8 1 2、受信 (R x) 信号処理段 3 8 1 4、及びアナログデジタル変換器 (A D C) 3 8 1 6 を含む。

【 0 0 4 8 】

D S P エンジン 3 8 0 8 は、実時間の同時コレジスタ・イメージングのための計算パワーを与える。D S P エンジン 3 8 0 8 は、アナログ送信パルスシーケンスを生成する送信ロジック 3 8 1 0 に制御信号を送る。送信パルスが送信バッファ 3 8 1 2 を通過した後に P I M 2 0 0 0 へ向かう。P I M 2 0 0 0 は、カテーテル 1 0 0 0 とイメージングエンジン 3 8 0 4 とのインターフェイスである。P I M 2 0 0 0 は、トランスデューサ励起エネルギーを送信し、トランスデューサ信号の戻りを受信し、及び信号の戻りをイメージングエンジン 3 8 0 4 に送信する。戻り信号は受信信号処理段 3 8 1 4 及びアナログデジタル変換器 3 8 1 6 を通過する。次に、デジタル化された戻り信号は D S P エンジン 3 8 0 8 にて処理される。画像データがディスプレイエンジン 3 8 0 6 に送られて、コレジストレーション画像 3 8 0 2、3 8 0 3 の実時間の同時表示のためにストリーミングされる。

【 0 0 4 9 】

図 1 2 は、イメージングエンジン 3 1 0 0 の物理構成の一実施例を示す。イメージングエンジン 3 1 0 0 は、画像生成、表示、及びシステム全体の制御のすべてを行う。イメージングエンジン 3 1 0 0 は、汎用処理ユニット 3 5 0 0、D S P モジュール 3 6 0 0、及びインターフェイスボード 3 7 0 0 を含む。

【 0 0 5 0 】

汎用処理ユニット 3 5 0 0 は、中央処理ユニット (C P U) 3 5 0 2、メモリコントローラ 3 5 0 4、動的ランダムアクセスメモリ (D R A M) 3 5 0 6、デジタルバスインターフェイス 3 5 0 8、及び周辺機器コントローラ 3 5 1 0 を含む。D S P モジュール 3 6 0 0 は、D S P エンジン 3 6 1 0、送信ロジック回路 3 6 1 2、デジタルアナログ変換器 (D A C) 3 6 2 0、アナログデジタル変換器 (A D C) 3 6 3 0、及びサンプリングクロック 3 6 4 0 を含む。高速デジタルバス 3 5 1 2 がデジタルバスインターフェイス 3 5 0 8 と D S P エンジン 3 6 1 0 とを接続する。インターフェイスボード 3 7 0 0 は、送信バッファ 3 7 0 2、時間ゲイン補正 (T G C) 増幅器 3 7 0 4、及びアンチエイリアシング・ローパスフィルタ (L P F) 3 7 0 6 を含む。

【 0 0 5 1 】

D S P エンジン 3 6 1 0 は、アナログ送信信号を送信バッファ 3 7 0 2 に送るべく送信ロジック回路 3 6 1 2 を制御する。アナログ送信信号は、少なくとも一の矩形パルスを含むパルスを含む。アナログ送信信号がインターフェイスボード 3 7 0 0 から P I M に送られる。D S P エンジン 3 6 1 0 はさらに、デジタル T G C 信号を生成する。デジタル T G C 信号は、D A C 3 6 2 0 によってアナログ T G C 信号に変換される。アナログ T G C 信号は、P I M から受信した信号に適用される T G C 増幅 3 7 0 4 のレベルを与える。ローパスフィルタ 3 7 0 6 は、T G C 増幅された信号のエイリアシングを最小化する。

【 0 0 5 2 】

アンチエイリアシングされた T G C 増幅戻り信号は、デジタル化された後に、コレジスタ・イメージングを目的として D S P エンジン 3 6 1 0 によって処理される。サンプリングクロック 3 6 4 0 は、A D C (又はデジタイザ) 3 6 3 0 と D S P エンジン 3 6 1 0 とを同期させる。コレジストレーション画像が、画像表示を目的として D S P エンジン 3 6 1 0 から汎用処理ユニット 3 5 0 0 までストリーミングされる。

【 0 0 5 3 】

10

20

30

40

50

ここで図13-17を参照すると、DSPエンジン3610は異なる形態の複数の信号プロセッサを含む。図13-15は、DSPエンジン3610の図を示す。DSPエンジン3610は、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ(FPGA)3902、DSPチップ3904及びランダムアクセスメモリ(RAM)3906、又は特定用途向け集積回路(ASIC)3908を含む。DSPエンジンはさらに、複数の信号プロセッサを含む。図16は、第1FPGA3910及び第2FPGA3912を含むDSPエンジン3610の図を示す。図17は、CPU及びRAMモジュールの超並列プロセッサアレイ(MPPA)3914を含むDSPエンジン3610の図を示す。最もコスト効果がよく計算効率が良い信号プロセッサは、具体的な用途に依存する。IVUSイメージングシステムには通常、フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイが用いられる。

10

【0054】

図18は、コレジスタ多周波数イメージングのための信号処理経路を示す。これは、コレジストレーションされたグレースケールイメージング性能を最適化する一方でデバイスのコスト及び複雑性を最小化する。以下の説明は、図6bに示す交互送信パルスシーケンス20の場合に関する。ここで、第1パルスシーケンスX1は低いイメージング周波数を有し、X2は高いイメージング周波数を有する。図6aに示す単一パルスシーケンス10に対する交互パルスシーケンス20の潜在的利点は、多周波数処理の選択された通過帯域に対して送信エネルギーを増減できることにある。送信エネルギーを調整できる能力は、同時表示されるコレジストレーション画像の画質にとって有利である。

【0055】

ステップ300で、受信された信号がアナログからデジタル(A/D)に変換される。ステップ302で、デジタル化された信号が前処理される。ここで、前処理は一般にバンドパスフィルタリング技術及びベクトル処理技術を含む。前処理の具体的な形態は、送信信号がX1パルスであるか又はX2パルスであるかに依存する。デジタルマルチプレクサ330が、第1セットの前処理係数332及び第2セットの前処理係数334を受ける。前処理係数は、バンドパスフィルタリングのためのフィルタ係数を含む。ベクトル処理制御320が、どのセットの前処理係数を前処理に用いるべきかを決定する。ステップ304で、前処理された信号のエンベロープが検出される。ベクトル処理制御320は、デジタルマルチプレクサ340が検出処理のために第1セットの検出係数342又は第2セットの検出係数344を選択するかを決定する。次にステップ306で、検出された信号は後処理される。ここで、後処理は一般に、視覚的にアピールしかつ有用な画像を生成するべく対数圧縮及びガンマ補正を含む。次にステップ308で、後処理された信号は、極座標から直交座標にスキャン変換される。

20

30

【0056】

次にステップ310で、低周波数及び高周波数のスキャン変換画像312、314が同時に表示される。低周波数画像は血液と非血液組織との良好なコントラストを与え、内腔境界検出が容易となる。高周波数画像は、薄い線維性被膜のような傷害フィーチャの良好な空間分解能を与える。低周波数及び高周波数のスキャン変換画像312、314は、双方の画像データセットが交互送信パルスシーケンスを用いるときに実質的に同時に取得されるので、コレジストレーションされる。

40

【0057】

他実施例では、交互送信パルスシーケンスは交互のパルス群を含む。パルスシーケンスは、X1及びX2パルスシーケンスの交互の群を含む。ここで、X1及びX2パルスの群はそれぞれ少なくとも2つのパルスを含む。X1画像の取得とX2画像の取得との間の時間遅延は大きくなるが、X1パルスシーケンスとX2パルスシーケンスとの間の変更が少ないという利点がある。

【0058】

図18に示す信号処理経路の利点は、必要なデジタイザが一つのみであることにある。さらに、デジタル信号処理が単一のFPGAにて行われる。なおもさらに、多周波数処理を信号処理段の重複なしで行うことができる。

50

【0059】

本発明の一の重要な側面は、イメージングエンジン、患者インターフェイスモジュール、及びIVUSカテーテルを含むコレジスタ・イメージング用IVUSシステムを用いることにある。イメージングエンジンは、汎用処理ユニット、DSPモジュール、及びインターフェイスボードを含む。DSPモジュールは、アナログデジタル変換器及びDSPエンジンを含む。DSPエンジンは、FPGA、DSPチップ、又はASICを含む。DSPエンジンは代替的に、複数のFPGAか、又はCPU及びRAMモジュールの超並列処理アレイを含む。本発明の他の重要な側面は、高感度の広帯域（50%超過の比帯域幅）の超音波トランスデューサを含むIVUSカテーテルを用いることにある。ここで、グレースケール画像を生成するべく低い通過帯域及び高い通過帯域の双方を用いることができる。低い通過帯域及び高い通過帯域の中心周波数はそれぞれ、40MHz及び60MHz、30MHz及び50MHz、25MHz及び40MHz、並びに異なる周波数間隔の他の組み合わせを含む。本発明のさらに他の重要な側面は、プログラマブル送信パルスシーケンスを用いることにある。送信パルスシーケンスは、単一パルスイメージングシーケンス及び低周波数・高周波数交互のイメージングシーケンス、又はイメージング・パラメータ交互のイメージングシーケンスを含む。本発明のなおもさらに他の重要な側面は、少なくとも一のグレースケール画像を含む少なくとも2つのコレジストレーション画像を表示することにある。コレジストレーション画像はさらに、少なくとも一のパラメータ画像を含む。本発明の一のさらに重要な側面は、コレジストレーション画像間の画像フィーチャをマッピングすることにある。ここで、画像フィーチャは輪郭及び関心領域を含む。

10

20

【0060】

インプラントされたステントを有する冠状動脈のイメージングを目的として改善されたコントラスト分解能を与えることも望ましい。ステント治癒、又は冠動脈ステント支柱上の新生組織成長を検出及び測定できる能力に特に関連する。図19は、狭窄冠状動脈400の断面図を概略的に示す。冠状動脈は、血液が充填された内腔402、内膜プラーク層404、中膜層406、及び外膜層408を含む。内腔は一般に、 4mm^2 未満の断面積を有する。図20は、ステントをインプラントした後の、図19と同じ冠状動脈400を概略的に示す。ステント支柱410が、内腔・プラーク境界の近傍に配置される。ステントは、動脈を通る改善された血液の流れを可能とすべく内腔断面積を増大させる。

30

【0061】

図21は、一般に50Vを超える振幅を有する高送信エネルギーパルスにより取得されたステント冠状動脈の横断面IVUS画像420を示す。横断面IVUS画像420は、冠状動脈に対するIVUSカテーテルの位置を示すカテーテルマスク422を含む。IVUS画像420はさらに、血液が充填された内腔424、新生組織成長426、内膜プラーク層428、中膜層430、及び外膜層432からの超音波反射を示す。新生組織成長426はステント治癒プロセスに起因する。薬剤溶出ステントの覆われていない支柱は、後のステント血栓症という不都合な事象の一要因と考えられる。横断面IVUS画像420はまたさらに、いわゆるステント・ブルーミング・アーチファクト436のみならず、ステント支柱434からのかなり強い超音波反射も含む。ステント・ブルーミング・アーチファクトは、IVUSシステムの一部である受信側エレクトロニクスの飽和に起因し得る。ステント支柱434のカテーテルマスク422から離れた側に見られる。ステント反射434とステント・ブルーミング・アーチファクト436との結合厚さは一般に、ステント支柱の物理厚さよりもかなり大きく、約100ミクロン以下である。ステント・ブルーミング・アーチファクト436は画質を劣化させる。

40

【0062】

ステント・ブルーミング・アーチファクトは、送信パルスのエネルギーをIVUSシステムの受信側エレクトロニクスの飽和回避に十分なだけ低減することにより防止することができる。本発明の一実施例では、高送信エネルギーパルス、中送信エネルギーパルス、及び低送信エネルギーパルスを含む3パルスのシーケンスが用いられて新生組織成長が可視化され、冠状動脈内への十分な超音波エネルギーの浸透が与えられ、及びステント・ブ

50

ルーミング・アーチファクトが防止される。図 2 2 は、高エネルギー送信パルス X H、中間エネルギー送信パルス X M、及び低エネルギー送信パルス X L の繰り返しパルスシーケンス 2 2 を示す。

【 0 0 6 3 】

図 2 1 に示す横断面 I V U S 画像 4 2 0 は、高送信エネルギーパルスによって取得され、新生組織成長の可視化及び中膜層 4 3 0 を超える浸透が可能となる。図 2 3 は、図 2 1 に示すのと同じステント冠状動脈の横断面 I V U S 画像 4 4 0 を示すが、高送信エネルギーパルスの振幅よりも小さい振幅の中間送信エネルギーパルスによって取得される。横断面 I V U S 画像 4 4 0 は、冠状動脈に対する I V U S カテーテルの位置を示すカテーテルマスク 4 2 2 を含む。I V U S 画像 4 4 0 はさらに、血液が充填された内腔 4 2 4、新生組織成長 4 2 6、及び内膜プラーク層 4 2 8 からの超音波反射を示す。横断面 I V U S 画像 4 4 0 はまたさらに、ステント支柱 4 4 2 からの超音波反射及びステント・ブルーミング・アーチファクト 4 4 4 も含む。

10

【 0 0 6 4 】

図 2 4 は、図 2 1 に示すのと同じステント冠状動脈の横断面 I V U S 画像 4 5 0 を示すが、高送信エネルギーパルスの振幅よりも小さい振幅の低送信エネルギーパルスによって取得される。横断面 I V U S 画像 4 5 0 は、冠状動脈に対する I V U S カテーテルの位置を示すカテーテルマスク 4 2 2 を含む。I V U S 画像 4 4 0 はさらに、新生組織成長 4 2 6 からの超音波反射及び内膜プラーク層 4 2 8 の複数部分を示す。横断面 I V U S 画像 4 4 0 はまたさらに、ステント支柱 4 5 4 からの超音波反射も含む。パルスの低送信エネルギーレベルゆえに、ステント・ブルーミング・アーチファクトも、中膜層及び外膜層のような冠状動脈の離れた部分も可視化されていない。パルスの低送信エネルギーレベルは、血液が充填された内腔からのわずかな超音波反射を検出かつ可視化する能力を低下させる。

20

【 0 0 6 5 】

高送信エネルギーパルス、中送信エネルギーパルス、及び低送信エネルギーパルスの繰り返しシーケンスを用いて、高送信エネルギー I V U S 画像、中間送信エネルギー I V U S 画像、及び低送信エネルギー I V U S 画像をコレジストレーションすることができる。ここで図 2 5 を参照すると、高送信エネルギー I V U S 画像 4 6 0 がさらに処理されて、中膜層 4 3 0 及び外膜 4 3 2 のような、高送信エネルギーパルスによって可視化される深い組織を含むことができる。ここで図 2 6 を参照すると、中間送信エネルギー I V U S 画像 4 7 0 がさらに処理されて、当該画像から除去されたステント及びステント・ブルーミング・アーチファクトを含む画像部分 4 7 2 を有することができる。ここで図 2 7 を参照すると、低送信エネルギー I V U S 画像 4 8 0 がさらに処理されて、新生組織成長 4 2 6 及び画像部分 4 5 4、4 7 2 のみを含むことができる。画像部分 4 5 4、4 7 2 は、ステント及びステント・ブルーミング・アーチファクト 4 7 2 を含む中間送信エネルギー I V U S 画像 4 7 0 の画像部分に位置する。ここで図 2 8 を参照すると、さらに処理された高送信エネルギー I V U S 画像 4 6 0、さらに処理された中間送信エネルギー I V U S 画像 4 7 0、及びさらに処理された低送信エネルギー I V U S 画像 4 8 0 を組み合わせて複合画像 4 9 0 にすることができる。複合画像 4 9 0 では、ステント支柱 4 5 4 上の新生組織成長 4 2 6 が可視化され、中膜層 4 3 0 を超えかつ含む組織が可視化され、及びステント・ブルーミング・アーチファクトが回避される。

30

40

【 0 0 6 6 】

図 2 9 は、高送信、中間送信、及び低送信エネルギーパルスを用いて取得された画像から複合画像を生成する信号処理経路の一実施例を示す。以下の説明は、図 2 2 に示す送信パルスシーケンス 2 2 の場合に関する。ここで、第 1 パルス X H は高送信エネルギーを有し、第 2 パルス X M は中間送信エネルギーを有し、及び第 3 パルス X L は低送信エネルギーを有する。

【 0 0 6 7 】

ステップ 5 5 0 で、一般にイメージングエンジン内に格納される高送信エネルギー、中

50

間送信エネルギー、又は低送信エネルギー波形が選択される。次にステップ552で、送信波形が送信パルサーによって生成される。ステップ554で、送/受信(T/R)スイッチを介して超音波トランスデューサ1100へ送信波形が送られる。トランスデューサは、10MHzから80MHzの周波数範囲にわたって動作する。冠内イメージングに対しては一般に、20MHzから60MHzの間である。

【0068】

トランスデューサは、超音波圧力場1110を放射して冠状動脈に超音波を当てる。超音波エネルギーの中には後方散乱されてトランスデューサが受信するものもある。受信された超音波は、ステップ554でT/Rスイッチを通過し、ステップ556で回転結合器を通過する。回転結合器は、誘導型回転結合器又は液体金属回転結合器である。回転結合器は、カテーテルの機械的に回転するイメージングコアと、患者インターフェイスモジュールの回転しないエレクトロニクスとのインターフェイスをなす。

10

【0069】

次にステップ558で、受信された信号にゲインが適用される。次にステップ560で、増幅された信号にハイパスフィルタが適用される。ステップ562で、ハイパスフィルタが適用された信号に時変ゲインが適用される。時間ゲイン補正が与えられるのは、超音波信号の減衰が、当該信号が冠状動脈内にさらに伝搬するときに増大するからである。次にステップ564で、当該信号にアンチエイリアシングローパスフィルタが適用された後に、ステップ566で当該信号がデジタル化される。

【0070】

ステップ568で、デジタル化された信号が前処理される。ここで、前処理は一般にバンドパスフィルタリング技術及びベクトル処理技術を含む。前処理の具体的な形態は、送信信号が高送信エネルギーパルスXHであるか又は低送信エネルギーパルスXLであるかに依存する。デジタルマルチプレクサ584が、第1セットの前処理係数PH584、第2セットの前処理係数PM585、及び第3セットの前処理係数PL586を受ける。前処理係数は、バンドパスフィルタリングのためのフィルタ係数を含む。ベクトル処理制御580が、どのセットの前処理係数を前処理に用いるべきかを決定する。ステップ570で、前処理された信号のエンベロープが検出される。ベクトル処理制御580は、デジタルマルチプレクサ588が検出処理のために第1セットの検出係数DH590、第2セットの検出係数DM585、又は第3セットの検出係数DL592を選択するかを決定する。次にステップ572で、検出された信号は後処理される。ここで、後処理は一般に、視覚的にアピールしかつ有用な画像を生成するべく対数圧縮及びガンマ補正を含む。

20

30

【0071】

次にステップ574で、後処理された信号は、極座標から直交座標にスキャン変換される。次にステップ576で、高送信エネルギー、中間送信エネルギー、及び低送信エネルギーのスキャン変換画像が一の複合画像に結合される。当該3つの画像の単一複合画像への結合又は融合は、各画像ごとのダイナミックレンジの一部を選択することによって行われる。次に複合画像は、いずれの単一画像よりも広いダイナミックレンジを有する。次に複合画像は、表示デバイスのパラメータを満足させるべく圧縮される。複合画像は、ステント支柱上の新生組織成長並びに中膜層を超えて及びこれを含む組織を含む。複合画像はさらにステント・ブルーミング・アーチファクトを回避する。個々の高送信エネルギー、中間送信エネルギー、及び低送信エネルギー画像はまず、後処理中にアラインメントが取られて、モーション・アーチファクトを最小化することができる。さらに、当該複数画像は、例えば心周期の拡張終期のような比較的小さなモーションの期間中に取得されて、モーション・アーチファクトをさらに最小化することができる。パルス送信同士の間を最小化するべく取得されたデータの深度又はレンジを最小化することによって、モーション・アーチファクトをさらに最小化することができる。

40

【0072】

本発明の特定の実施例を図示し説明したが、変形が可能であるから、添付の特許請求の範囲において、本発明の真の要旨及び範囲内にあるすべての変更及び変形をカバーするこ

50

とが意図される。

【 図 1 】

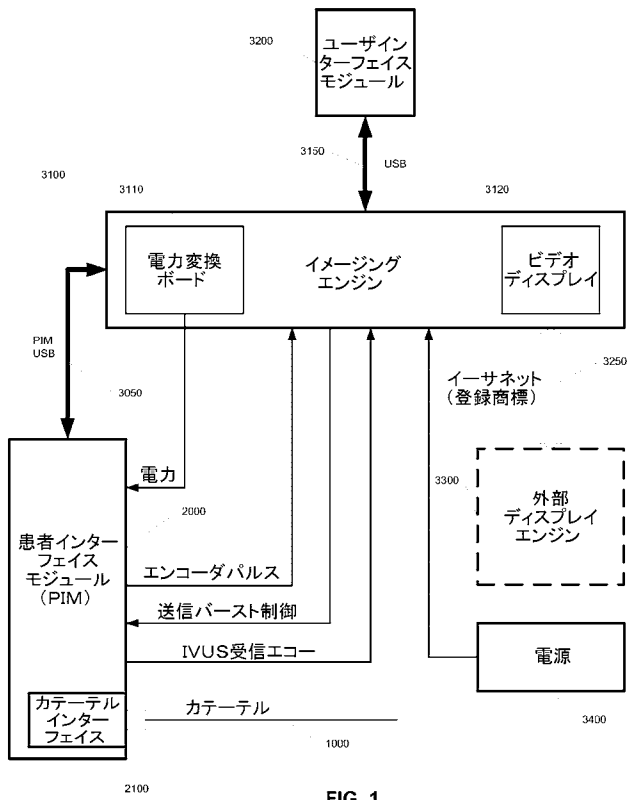


FIG. 1

【 図 2 a 】

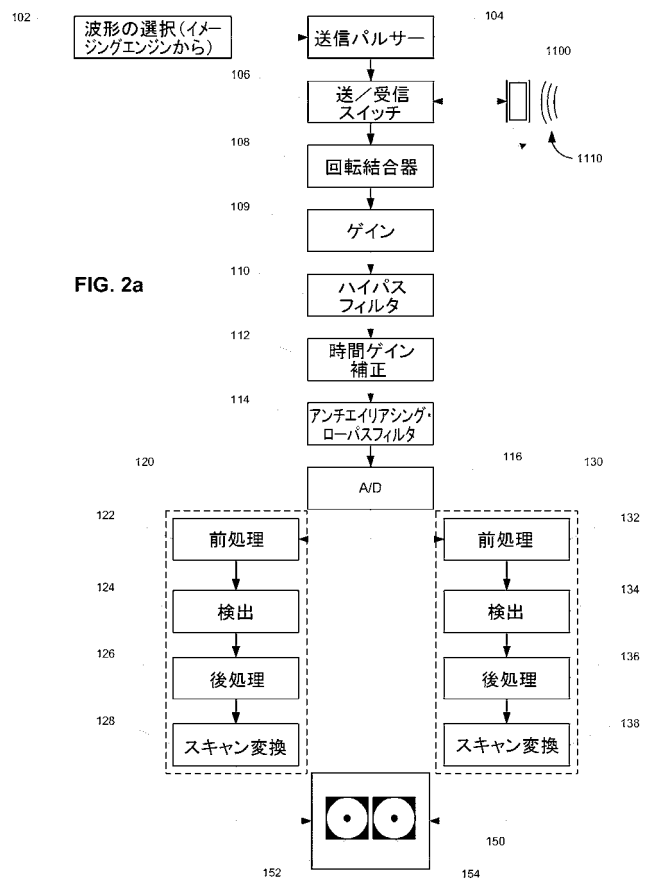
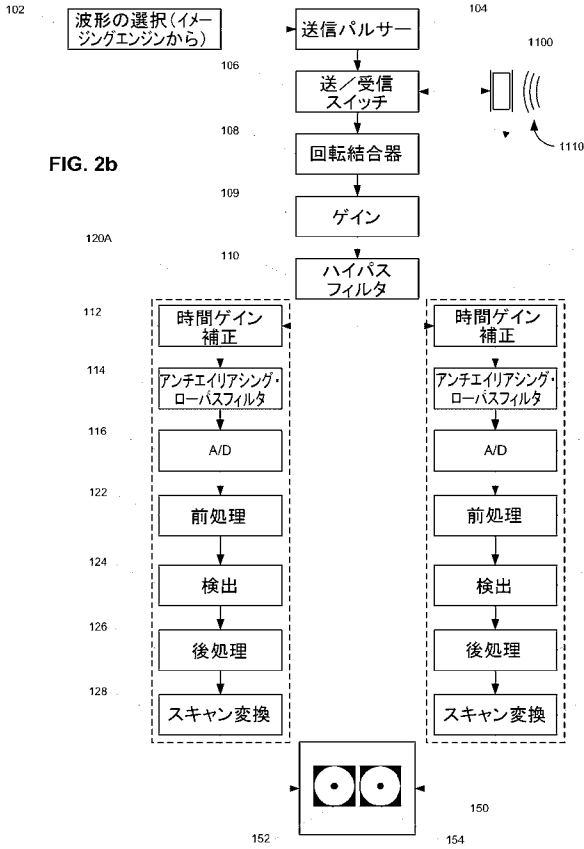
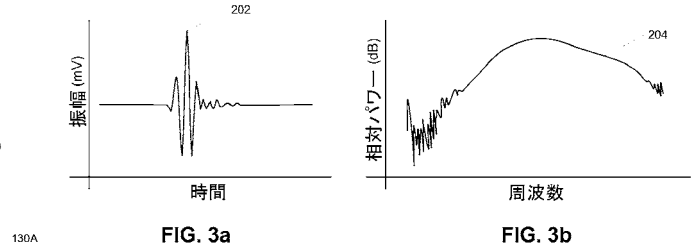


FIG. 2a

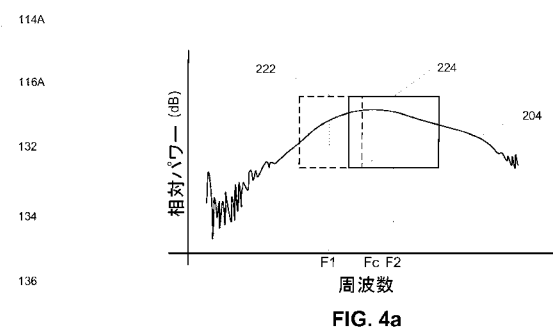
【 図 2 b 】



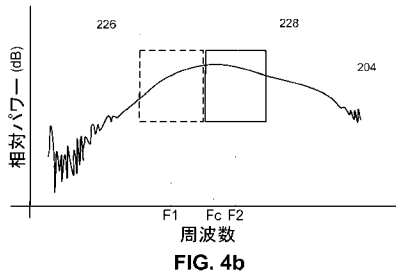
【 図 3 】



【 図 4 a 】



【 図 4 b 】



【 図 5 a 】

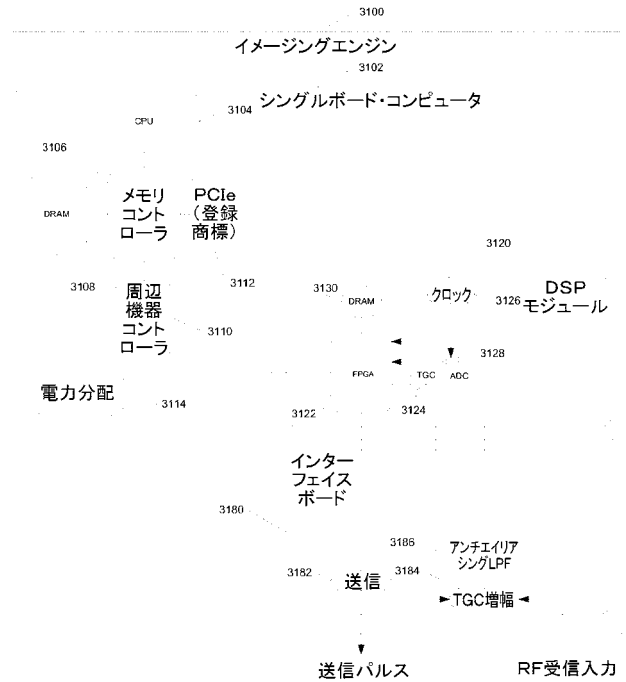


FIG. 5a

【 図 5 b 】

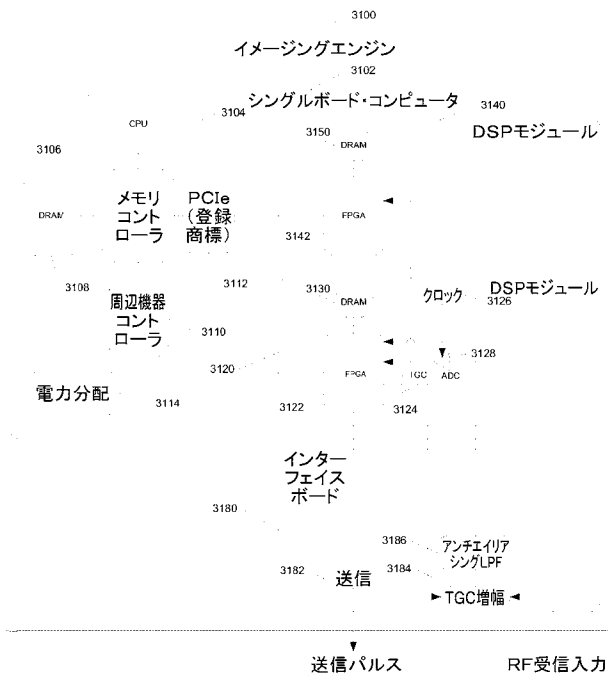


FIG. 5b

【 図 5 c 】

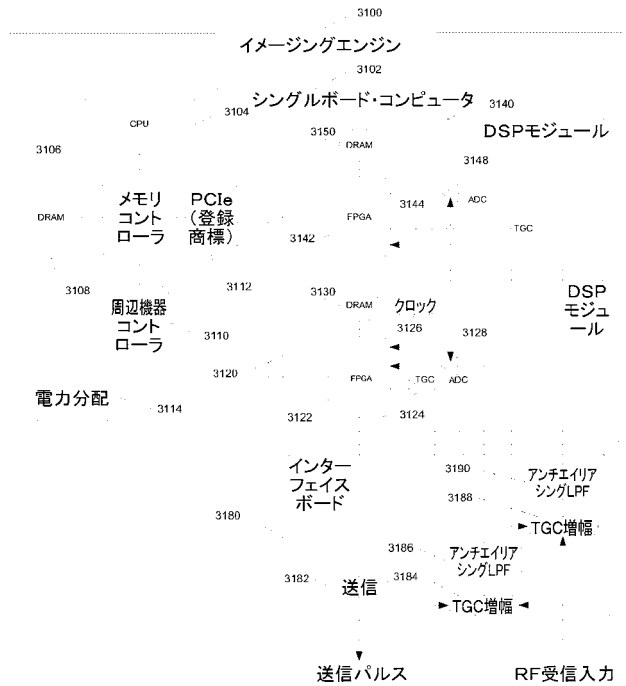
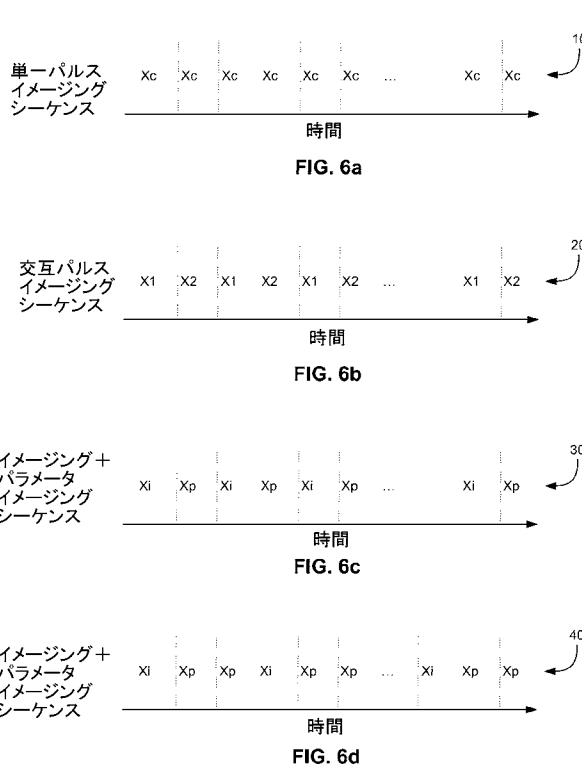
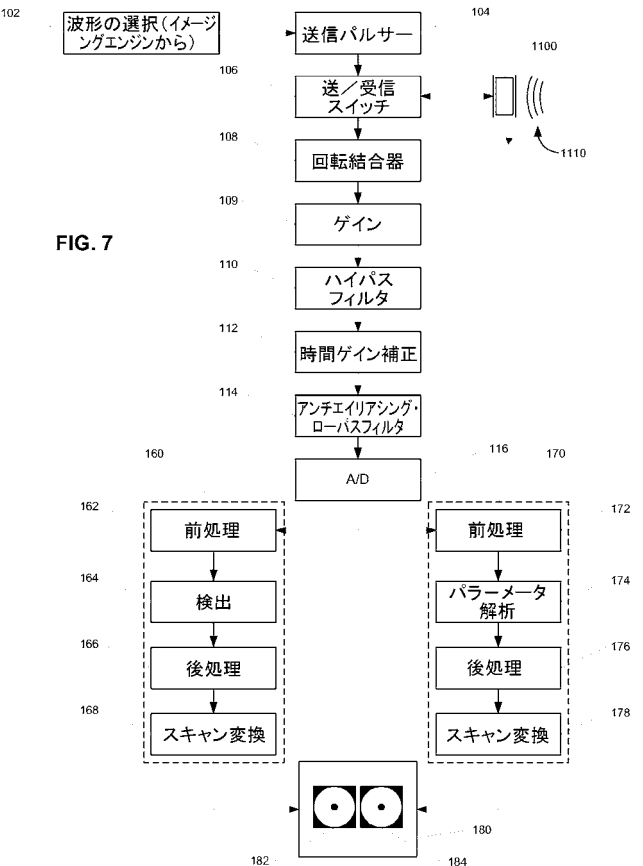


FIG. 5c

【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】

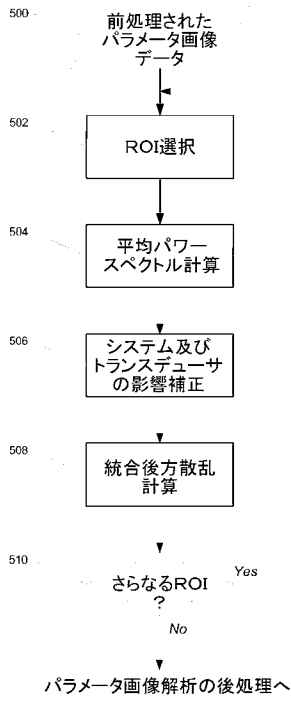


FIG. 8

【 図 9 】

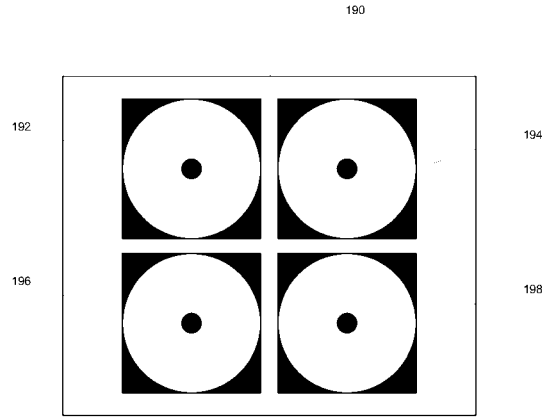


FIG. 9

【 図 10 】

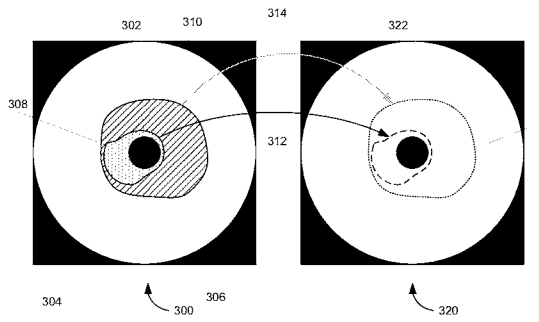


FIG. 10a

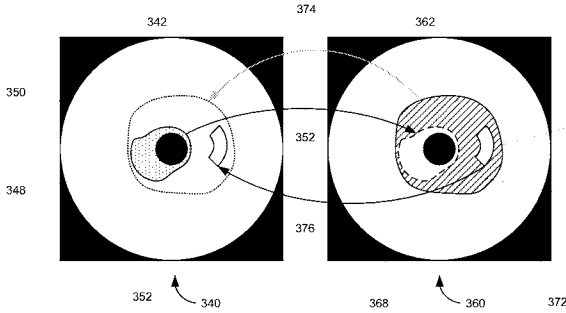


FIG. 10b

【 図 11 】

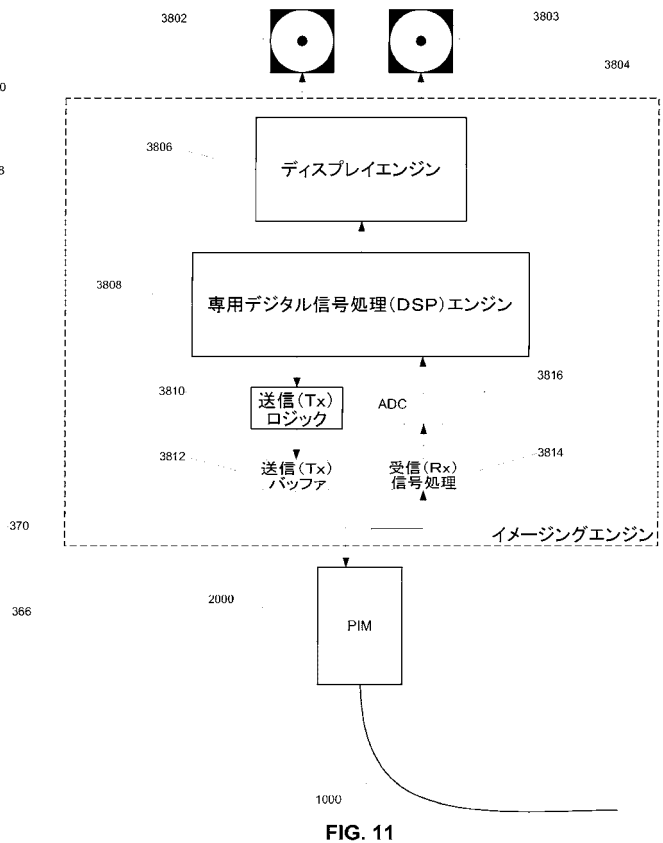


FIG. 11

【 図 1 2 】

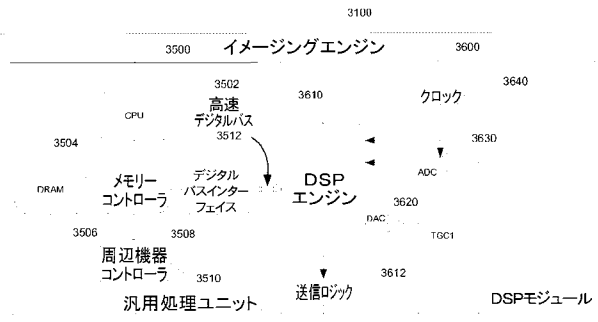


FIG. 12

【 図 1 3 】



FIG. 13

【 図 1 4 】

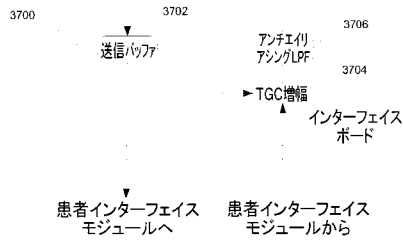


FIG. 12

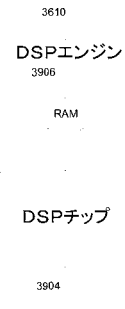


FIG. 14

【 図 1 5 】



FIG. 15

【 図 1 7 】

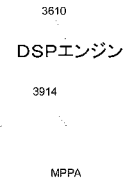


FIG. 17

【 図 1 6 】

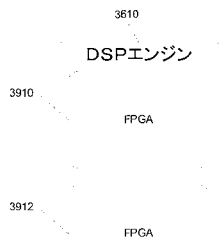


FIG. 16

【図18】

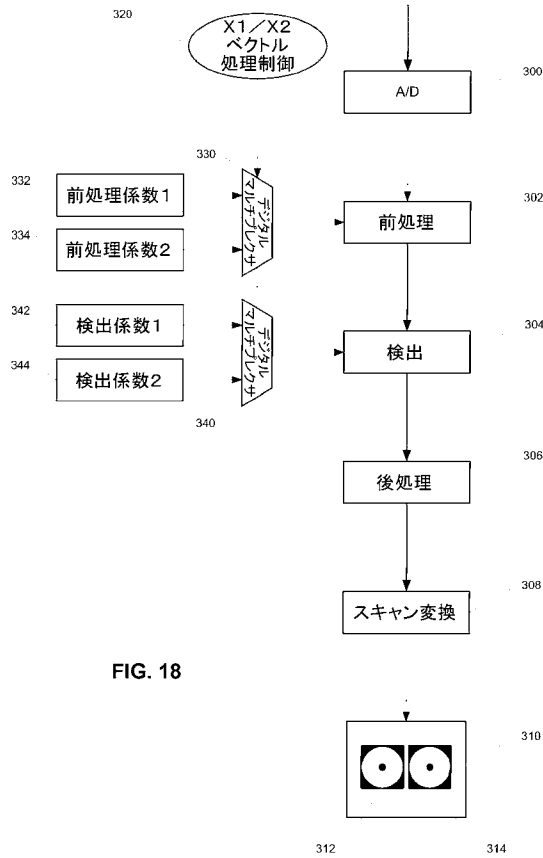


FIG. 18

【図19】

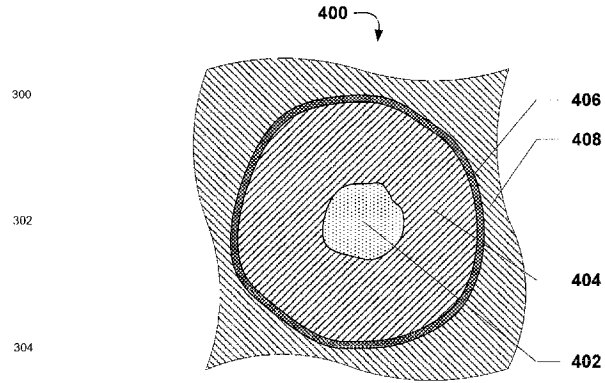


FIG. 19

【図20】

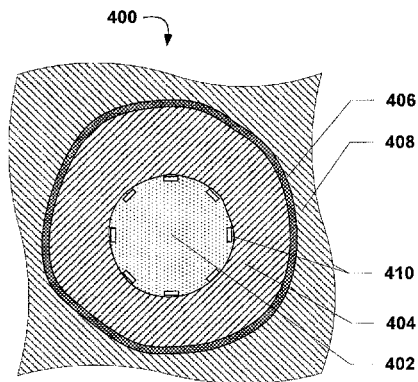


FIG. 20

【図21】

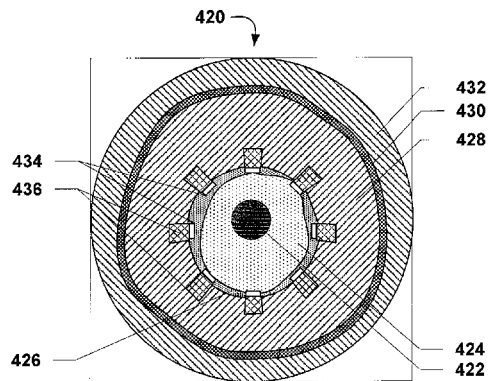


FIG. 21

【図22】

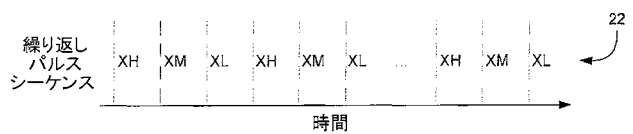
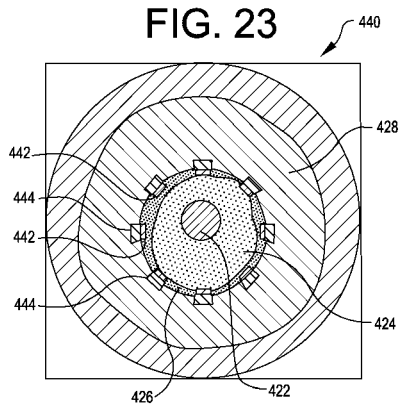
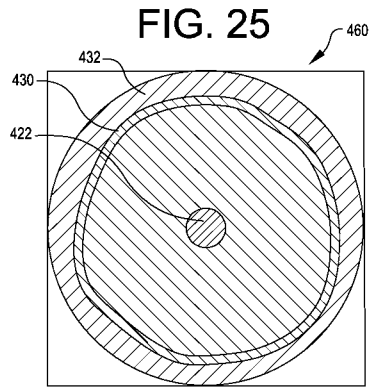


FIG. 22

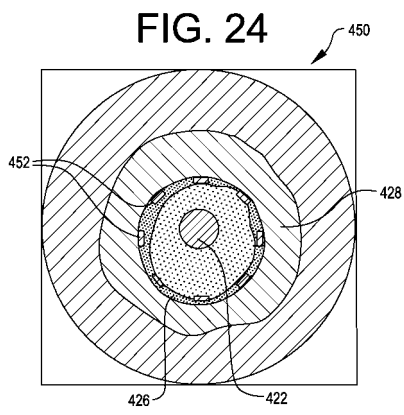
【 図 2 3 】



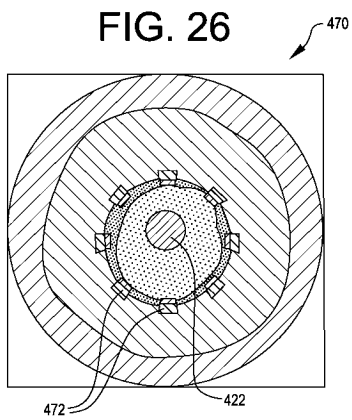
【 図 2 5 】



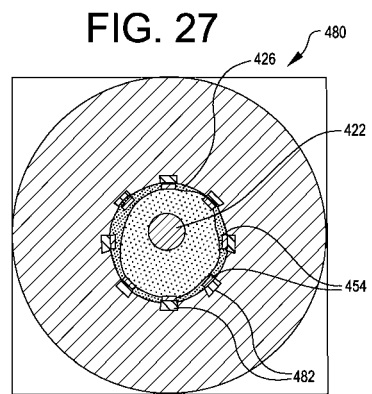
【 図 2 4 】



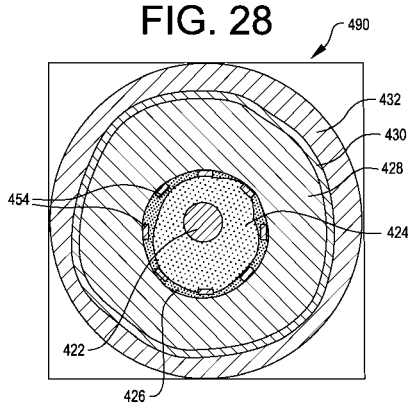
【 図 2 6 】



【 図 2 7 】



【図28】



【図29】

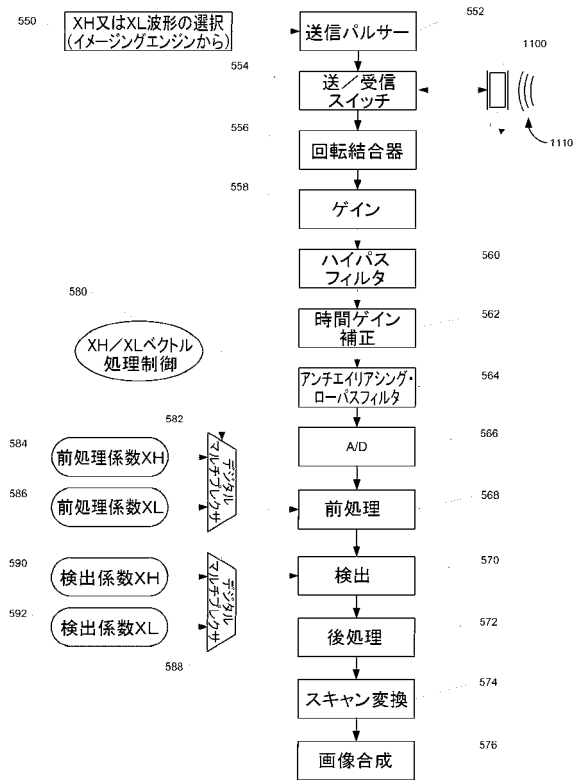


FIG. 29

【手続補正書】

【提出日】平成27年4月2日(2015.4.2)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

血管内超音波イメージングのシステムであって、

遠位端を有する細長い本体と前記細長い本体に挿入されるべく構成されたイメージングコアとを備えるカテーテルであって、前記イメージングコアは超音波エネルギーパルスを送信するべく及び反射超音波エネルギーパルスを受信するべく構成されたカテーテルと、

前記イメージングコアに結合されたイメージングエンジンであって、前記イメージングコアにエネルギーパルスを与えて前記イメージングコアに前記超音波エネルギーパルスを送信させるべく構成されたイメージングエンジンと

を含み、

前記超音波エネルギーパルスは繰り返しシーケンスで構成され、

各シーケンスのエネルギーパルスは異なる特徴を有し、

前記イメージングエンジンはさらに、前記反射超音波エネルギーパルス、それぞれがエネルギーパルスの各異なる特徴に対応する別個の画像フレームにおいて処理するべく構成され、

前記イメージングエンジンは、前記別個の画像フレームを複合画像として同時に表示するための表示信号を与え、

前記イメージングエンジンは、前記シーケンスを用いるときに前記別個の画像フレーム

が同時に取得されるコレジストレーションによって前記複合画像を形成するべく構成され、

前記複合画像には、前記別個の画像フレームそれぞれの特徴の少なくとも一部が含まれるシステム。

【請求項 2】

前記イメージングエンジンはさらに、前記イメージングコアに超音波エネルギーパルスの繰り返しシーケンスを与える結果、各シーケンスの超音波エネルギーパルスが少なくとも 2 つのパルスを含むように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記イメージングエンジンはさらに、前記イメージングコアに超音波エネルギーパルスの繰り返しシーケンスを与える結果、各シーケンスの超音波エネルギーパルスが 3 つのパルスを含むように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記イメージングエンジンはさらに、前記イメージングコアに超音波エネルギーパルスの繰り返しシーケンスを与える結果、前記 3 つのパルスの第 1 パルスが第 1 エネルギーを有し、前記 3 つのパルスの第 2 パルスが第 2 エネルギーを有し、及び前記 3 つのパルスの第 3 パルスが第 3 エネルギーを有するように構成され、

前記第 1 エネルギーは前記第 2 エネルギーよりも大きく、かつ、前記第 1 エネルギーは前記第 3 エネルギーよりも大きい、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記イメージングエンジンはさらに、前記イメージングコアに超音波エネルギーパルスの繰り返しシーケンスを与える結果、各シーケンスの超音波エネルギーパルスが異なるパルスエネルギーを有するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記イメージングエンジンはさらに、前記イメージングコアに超音波エネルギーパルスの繰り返しシーケンスを与える結果、各シーケンスの超音波エネルギーパルスが異なる周波数を有するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記イメージングエンジンはさらに、前記イメージングコアに超音波エネルギーパルスの繰り返しシーケンスを与える結果、各シーケンスの超音波エネルギーパルスが異なる帯域幅を有するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記イメージングエンジンは、

前記反射超音波エネルギーパルスを画像フレームにおいて処理するべく構成されたプロセッサと、

前記反射超音波エネルギーパルスの前記異なる特徴を検出する検出器とを含み、

前記イメージングエンジンは、検出された異なる特徴に基づいて前記フレームを処理する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記イメージングエンジンはさらに、共通の検出された特徴を有する反射超音波エネルギーパルスのみを処理するべく構成される、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記イメージングエンジンはさらに、反射超音波エネルギーパルスのシーケンスの異なる特徴に基づいて複合画像を与えるべく構成される、請求項 8 に記載のシステム。

フロントページの続き

- (72)発明者 ムーア、 トーマス、 シー .
アメリカ合衆国 9 4 5 5 0 - 7 1 4 7 カリフォルニア州 リバーモア アンコナ サークル
2 5 5 8
- (72)発明者 ウォーターズ、 ケンドール、 アール .
アメリカ合衆国 9 4 5 5 0 - 6 2 2 0 カリフォルニア州 リバーモア フォントネット アベ
ニュー 4 4 2
- (72)発明者 レイノルズ、 ジェイ . スティーブ
アメリカ合衆国 9 4 3 0 3 - 4 5 0 8 カリフォルニア州 パロ アルト コリーナ ウェイ
3 8 7 4
- (72)発明者 ラム、 ダック エイチ .
アメリカ合衆国 9 5 1 4 8 - 2 1 1 4 カリフォルニア州 サンノゼ ファブレ オーク コー
ト 3 3 6 2
- (72)発明者 マスターズ、 ドナルド
アメリカ合衆国 9 2 1 2 8 - 2 6 4 2 カリフォルニア州 サンディエゴ ロミカ ドライブ
1 2 0 7 7

Fターム(参考) 4C601 BB14 BB24 DD14 DD15 EE01 FE04 HH05 HH06 JC21

【外国語明細書】

2015144851000001.pdf

专利名称(译)	用于共配准成像的血管内超声系统		
公开(公告)号	JP2015144851A	公开(公告)日	2015-08-13
申请号	JP2015065508	申请日	2015-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	SILICON VALLEY MEDICAL INSTR		
申请(专利权)人(译)	硅谷的医疗仪器公司		
[标]发明人	ムーアトーマスシー ウォータースケンドールアール レイノルズジェイステイーブ ラムダックエイチ マスターズドナルド		
发明人	ムーア、トーマス、シー、 ウォータース、ケンドール、アール、 レイノルズ、ジェイ.ステイーブ ラム、ダックエイチ、 マスターズ、ドナルド		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B5/06 A61B8/0833 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/463 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S15/102 G01S15/8952 G06T7/0012 G06T7/30		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE01 4C601/FE04 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/JC21		
代理人(译)	三好秀 伊藤雅一 松永信行 原裕子		
优先权	61/250781 2009-10-12 US 61/256543 2009-10-30 US		
其他公开文献	JP6055862B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够获得高质量冠状动脉图像的超声诊断设备。成像芯被配置为发送超声能量脉冲并接收反射的超声能量脉冲。该系统还包括耦合至成像核心的成像引擎，该成像引擎配置为向成像核心提供能量脉冲，以使成像核心发送超声能量脉冲。能量脉冲由重复序列组成，每个序列的能量脉冲具有不同的特性。由于每个不同的特征，处理反射的脉冲以给出图像的合成图像。[选择图]图29

(21) 出願番号	特願2015-65508 (P2015-65508)	(71) 出願人	510171405
(22) 出願日	平成27年3月27日 (2015. 3. 27)		シリコンバレー メディカル インストル
(62) 分割の表示	特願2012-534276 (P2012-534276)		メンツ インコーポレイテッド
	の分割		アメリカ合衆国 94539-7401
原出願日	平成22年10月12日 (2010. 10. 12)		カリフォルニア州 フレモント スイート
(31) 優先権主張番号	61/250, 781		101 ウェスティングハウス ドライ
(32) 優先日	平成21年10月12日 (2009. 10. 12)		ブ 47697
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100083806
(31) 優先権主張番号	61/256, 543		弁理士 三好 秀和
(32) 優先日	平成21年10月30日 (2009. 10. 30)	(74) 代理人	100095500
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 伊藤 正和
		(74) 代理人	100070024
			弁理士 松永 宣行
		(74) 代理人	100111235
			弁理士 原 裕子

最終頁に続く