

(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2017-514617

(P2017-514617A)

(43) 公表日 平成29年6月8日(2017.6.8)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/12 (2006.01)

F I  
A61B 8/12

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2016-566648 (P2016-566648)  
 (86) (22) 出願日 平成27年5月5日 (2015.5.5)  
 (85) 翻訳文提出日 平成28年12月8日 (2016.12.8)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/029229  
 (87) 国際公開番号 WO2015/171602  
 (87) 国際公開日 平成27年11月12日 (2015.11.12)  
 (31) 優先権主張番号 61/989,679  
 (32) 優先日 平成26年5月7日 (2014.5.7)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 512240408  
 マフィン・インコーポレイテッド  
 MUFFIN INCORPORATED  
 アメリカ合衆国、47906 インディア  
 ナ州、ウェスト・ラファイエット、カンバ  
 ーランド・アベニュー、1400  
 (74) 代理人 110001195  
 特許業務法人深見特許事務所  
 (72) 発明者 フィアノット、ニール・イー  
 アメリカ合衆国、47906 インディア  
 ナ州、ウェスト・ラファイエット、イース  
 ト・500・ノース、1311

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内超音波処置に有用なガイド部材および関連器具

(57) 【要約】

少なくとも1つの超音波弱反射セグメントを有するガイドワイヤ、関連する装置および方法が記載される。ガイドワイヤは、血管内超音波プローブを備える装置と併用され、血管手術中、区域の効率的な撮影に使用することができる。超音波弱反射セグメントは、1つ以上の超音波強反射マーカを有することができる。これによって、血管内超音波を用いて、セグメントの検出および/またはセグメントの相対運動の検出が可能になる。

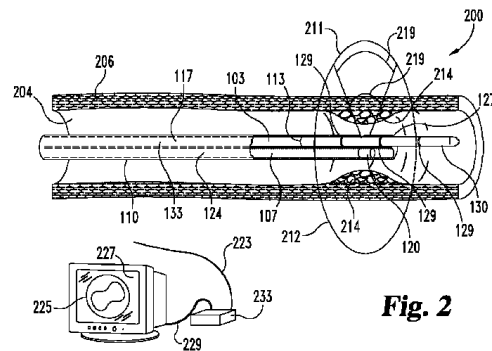


Fig. 2

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

血管内に挿入可能な装置であって、

血管内に通路を形成するための細長いキャリア本体を備え、前記キャリア本体は、少なくとも 1 つの内腔を規定し、前記キャリア本体の外部の造影可能な領域を表す画像データを生成するための少なくとも 1 つの血管内超音波プローブを運搬し、

前記内腔に収容可能な細長いガイド本体を有するガイド部材を備え、前記細長いガイド本体は、前記造影可能な領域に進入することができる少なくとも第 1 ガイド本体部を有し、

前記第 1 ガイド本体部は、超音波弱反射材料を含み、関連する少なくとも 1 つの超音波強反射マーカを有する、装置。 10

## 【請求項 2】

前記細長いガイド本体は、互いに連結される少なくとも 2 つの長手方向に延在するガイド本体部分を含む、請求項 1 に記載の装置。

## 【請求項 3】

超音波強反射材料で形成された第 2 ガイド本体部をさらに備え、

前記細長いガイド本体は、少なくとも前記第 2 ガイド本体部に連結された前記第 1 ガイド本体部を含む、請求項 2 に記載の装置。

## 【請求項 4】

前記第 1 ガイド本体部は、ポリマ材料を含み、

前記第 2 ガイド本体部は、金属を含む、請求項 2 または 3 に記載の装置。 20

## 【請求項 5】

前記少なくとも 1 つの超音波強反射マーカは、長手方向に離間された複数の超音波強反射マーカ領域を含む、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の装置。

## 【請求項 6】

前記少なくとも 1 つの超音波強反射マーカは、複数の離散的な超音波強反射マーカまたは長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカを含む、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の装置。

## 【請求項 7】

前記少なくとも 1 つの超音波強反射マーカは、前記長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカを含み、

前記長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカは、螺旋パターンを形成する、請求項 6 に記載の装置。 30

## 【請求項 8】

前記細長いキャリア本体は、カテーテルである、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の装置。

## 【請求項 9】

前記造影可能な領域は、実質的に 2 次元断面の切片である、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の装置。

## 【請求項 10】

前記造影可能な領域は、3次元である、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の装置。 40

## 【請求項 11】

前記造影可能な領域は、前記超音波プローブの前方に位置する領域を含む、請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の装置。

## 【請求項 12】

前記第 1 ガイド本体部は、 $0.5 \text{ g/cc} \sim 3.5 \text{ g/cc}$  範囲の密度を有するポリマ材料を含む、請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の装置。

## 【請求項 13】

前記第 1 ガイド本体部は、約  $0.8 \text{ g/cc} \sim 1.1 \text{ g/cc}$  範囲の密度を有するポリエチレンを含む、請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の装置。 50

## 【請求項 14】

血管内超音波処置に使用されるガイドワイヤであって、  
血管を通過するように構成された細長いガイド本体を備え、前記細長いガイド本体は、  
超音波弱反射材料を含む少なくとも第1ガイド本体部を有し、  
前記第1ガイド本体部に関連された少なくとも1つの超音波強反射マーカを備える、ガ  
イドワイヤ。

## 【請求項 15】

前記細長いガイド本体は、互いに連結される少なくとも2つの長手方向に延在するガイ  
ド本体部分を含む、請求項14に記載のガイドワイヤ。

## 【請求項 16】

超音波強反射材料で形成された第2ガイド本体部をさらに備え、  
前記細長いガイド本体は、少なくとも前記第2ガイド本体部に連結された前記第1ガイ  
ド本体部を含む、請求項14または15に記載のガイドワイヤ。

## 【請求項 17】

前記第1ガイド本体部は、ポリマ材料を含み、  
前記第2ガイド本体部は、金属を含む、請求項15または16に記載のガイドワイヤ。

## 【請求項 18】

前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、長手方向に離間された複数の超音波強反  
射マーカ領域を含む、請求項14～17のいずれか1項に記載のガイドワイヤ。

## 【請求項 19】

前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、複数の離散的な超音波強反射マーカまた  
は長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカを含む、請求項14～17のいずれか  
1項に記載のガイドワイヤ。

## 【請求項 20】

前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、前記長手方向に延在する連続的な超音波  
強反射マーカを含み、  
前記長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカは、螺旋パターンを形成する、請  
求項19に記載の装置。

## 【請求項 21】

前記第1ガイド本体部は、 $0.5 \text{ g/cc} \sim 3.5 \text{ g/cc}$  範囲の密度を有するポリマ  
材料を含む、請求項14～20のいずれか1項に記載のガイドワイヤ。

## 【請求項 22】

第1ガイド本体部は、約  $0.8 \text{ g/cc} \sim$  約  $1.1 \text{ g/cc}$  範囲の密度を有するポリエ  
チレンを含む、請求項14～21のいずれか1項に記載のガイドワイヤ。

## 【請求項 23】

血管内処置であって、  
細長いガイド本体を血管内に挿入するステップを備え、前記細長いガイド本体は、超音  
波弱反射材料を含む少なくとも第1ガイド本体部と、前記第1ガイド本体部に関連された  
少なくとも1つの超音波強反射マーカとを有し、  
血管内超音波プローブを用いて、前記血管内の領域を撮影するステップを備え、前記撮  
影中に、前記第1ガイド本体部の少なくとも一部は、前記領域内に配置される。

## 【請求項 24】

前記細長いガイド本体は、互いに連結される少なくとも2つの長手方向に延在するガイ  
ド本体部分を含む、請求項23に記載の方法。

## 【請求項 25】

超音波強反射材料で形成された第2前記ガイド本体部をさらに備え、  
前記細長いガイド本体は、少なくとも前記第2ガイド本体部に連結された前記第1ガイ  
ド本体部を含む、請求項24に記載の方法。

## 【請求項 26】

前記第1ガイド本体部は、ポリマ材料を含み、

10

20

30

40

50

前記第2ガイド本体部は、金属を含む、請求項24または25に記載の方法。

【請求項27】

前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、長手方向に離間された複数の超音波強反射マーカ領域を含む、請求項24～26のいずれか1項に記載の方法。

【請求項28】

前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、複数の離散的な超音波強反射マーカまたは長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカを含む、請求項24～26のいずれか1項に記載の方法。

【請求項29】

前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、前記長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカを含み、

前記長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカは、螺旋パターンを形成する、請求項28に記載の方法。

【請求項30】

前記第1ガイド本体部は、 $0.5\text{ g/cc} \sim 3.5\text{ g/cc}$  範囲の密度を有するポリマ材料を含む、請求項24～29のいずれか1項に記載の方法。

【請求項31】

前記第1ガイド本体部は、約 $0.8\text{ g/cc} \sim 1.1\text{ g/cc}$  範囲の密度を有するポリエチレンを含む、請求項24から30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】

【0001】

関連出願の参照

本願は、2014年5月7日に出願され、「血管内超音波処置に有用なガイド部材および関連器具」と題された米国特許出願第61/989679号の優先権を主張し、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【背景技術】

【0002】

背景

本発明は、一般的に医療装置および医療処置に関し、特に、血管内超音波 (IVUS) を利用して撮影する処置を行う際に、動物およびヒト患者に有益に使用され得る血管ガイドワイヤおよび他の血管装置と組み合わせて使用され得る血管ガイドワイヤ、例えばカテテルに関する。

【0003】

血管内処置に有用なガイドワイヤは、さまざまな材料および技術を用いて構成することができる。例えば、ガイドワイヤは、コイルまたは撚線もしくはその両方に形成された金属ワイヤのセグメントから構成することができる。また、ワイヤガイドは、広範囲の塗布剤のうち1種類以上の塗布剤、例えば、摩擦を低減するためのポリテトラフルオロエチレン (PTFE)、または血液凝固を減少するためのヘパリンなどの抗凝固剤で塗布することができる。

【0004】

しかしながら、金属性材料の特徴音響インピーダンスが実質的にすべての音波を通過せず、装置から反射するため、金属ワイヤガイドは、超音波を高度に反射する。したがって、金属ガイドワイヤを患者に挿入して、超音波造影装置を用いて撮影する場合、さまざまな人工物が常に観察され、重要な撮影特徴が見難くなる。例えば、金属製ガイドワイヤを使用する場合、大きな陰影と共に、ワイヤ裏側に明るいドットが観察される可能性がある。

【0005】

これらの人工物は、IVUS撮影を非常に酷く影響する可能性がある。空間、サイズおよびコスト (例えば1次使用) の制限によって、IVUSトランスデューサは、従来の経

10

20

30

40

50

皮トランスデューサに比べて、全体的な性能が低下する可能性がある。したがって、これらの人工物の影響は、より酷くなり、画質をさらに悪化する可能性がある。ワイヤがIVUSトランスデューサに近接する場合、これらの人工物の影響は、特に深刻になり、超音波画像から有用な臨床情報、場合によって非常に重要な臨床情報を得る可能性をさらに低減することがある。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

概要

開示された実施形態は、上述したものと同様の機能および目的を有し、血管内超音波処置に併用可能であり、金属材料または他の超音波強反射材料によって引き起こされる視覚影響を低減または排除するガイドワイヤおよびワイヤガイドなどのガイド部材に関する。また、構築方法と共に、技術例および使用の説明も含まれている。

10

【0007】

実施形態に記載されたガイドワイヤは、少なくとも部分的に超音波弱反射である。これによって、超音波弱反射部分が造影可能な領域内に位置する場合、超音波画像における視覚干渉が低減される。好ましくは、超音波は、20kHzという低周波数～4GHzという高周波数の範囲で共振する。使用される撮影装置および臨床目的などの要因に応じて、より低い周波数またはより高い周波数も可能である。任意周波数の音波は、通過する物理物質（「媒体」）の分子を振動させることができる。媒体の密度および音波が媒体に伝播する速度は、音波エネルギーが媒体を容易に通過できるか否かを決める。音波が一媒体を通過して別の異なる媒体に伝播するときに、エネルギー波の速度が変化し、音波エネルギーの一部が新しい媒体から反射され、一部が新しい速度で媒体を通過する。

20

【0008】

例えば臨床において、音波が超音波トランスデューサから出射され、人間または動物を通過する途中に、筋肉、骨、さまざまな体液、空気または他の気体などのいくつかの物質に当たる。また、さまざまな臨床器具および装置（例えば、ガイドワイヤ）は、音波の経路に存在する可能性もある。音波は、一媒体から別の媒体に、例えば、人間組織から、体液、ガイドワイヤ、場合によって再び体液を通過して、ガイドワイヤの裏側にある同様のまたは別の人間組織に伝播する際に、異なる媒体間の界面でその速度が変化する。この速度変化によって、音響エネルギーの一部がトランスデューサに向かって反射され、音響エネルギーの一部が継続的にトランスデューサから離れていく。一般的に、より多くの音響エネルギーがトランスデューサに反射されると、得られた超音波画像において、反射媒体がより鮮明に表示される。したがって、「超音波弱反射」材料は、音波を通過させ、より少ない超音波反射を引き起こすため、あまり鮮明に表示されない。「超音波強反射」材料は、より少ない音波を通過させ、より多くの音響エネルギーを反射する。以下に記載のように、例えば、軟組織および脂肪とほぼ同様の量の音波エネルギーを反射する材料は、軟組織および脂肪に隣接して体内に挿入されるガイドワイヤなどのような医療装置に使用される場合、このような材料から反射される超音波があったとしても、非常に少ない。

30

【0009】

さまざまな材料を選択することによって、装置の特徴音響インピーダンスを変更することができるため、装置の「エコー透過度」を調整することができる。材料または媒体の特徴音響インピーダンスは、その特定の媒体の固有特性であり、音波が存在していないときの媒体の密度と、媒体に伝播する音波の音速との積である。インピーダンスは、レイリー（Rayl）で測れる。1 Raylは、1ニュートン秒/m<sup>3</sup>または1kg/s・m<sup>2</sup>に等しい。したがって、ガイドワイヤまたは他の類似装置の作製に使用される材料を変更することによって、材料の特徴音響インピーダンスを調整し、それによって、材料を通過する音波エネルギーと、材料によって反射される音波エネルギーとの比率を変更することができる。その結果、ガイドワイヤまたは同様の装置は、超音波造影時に超音波反射を引き起こすとしても、非常に少ない超音波反射を生成し、装置の可視性を低減することができ

40

50

る。超音波弱反射材料を使用することによって生じた可視性の低減は、ガイドワイヤの裏側の構造（トランスデューサから見て、ガイドワイヤの反対側の構造）を造影することができる。その理由は、トランスデューサから離れた音波エネルギーは、ガイドワイヤを通過して、より遠くの媒体に到達することができ、反射された音波エネルギーは、ガイドワイヤを通過して、トランスデューサに到達することができるからである。

#### 【0010】

さまざまな材料および作製方法を使用して、ガイドワイヤまたは開示された他の類似装置の超音波弱反射特性を変更することができる。一例において、ガイド部材の超音波弱反射領域と共に、超音波強反射マーカまたは超音波強反射マーカ領域を設ける。これらの超音波強反射マーカは、例えば、人間または動物の肉体の特徴音響インピーダンスと大きく異なる特徴音響インピーダンスを有する媒体から作製することができる。例えば、室温前後の空気の特徴音響インピーダンスが約  $415 \text{ Rayl}$  であるのに対して、人間または動物組織の特徴音響インピーダンスは、約  $1.5 \sim 1.7 \text{ MRayl}$ （または百万  $\text{Rayl}$ ）の範囲内にあり、 $3800$  倍以上である。したがって、超音波強反射マーカを有するガイドワイヤの例としては、空気を含有する1つ以上の空洞を封入するまたは含む場合に、人間の肉体の音響インピーダンスにほぼ等しい特徴音響インピーダンスを有する材料から少なくとも部分的に作られたガイドワイヤを含む。超音波造影に得られた画像において、材料に封入された空洞（すなわち、「気泡」または「マーカ」）が周囲の材料よりも、より可視であり、周囲の材料が実質的に不可視であり、または少なくともその可視性が実質的に低減される。

10

20

#### 【0011】

気泡以外に、マーカとして使用できる他の材料、形態および構成も開示されており、開示されたものは、単に例示である。したがって、超音波弱反射ガイド部材または超音波弱反射ガイド部材の部分に埋入されまたは連結された金属フレーク、細長いストリップ、ビーズおよび他の構成のマーカ要素または要素群は、撮影中に、望ましくない影響を最小限にしながら、ガイド部材の追跡および位置決めにおいて医師を支援することができる。また、2次元および3次元の血管内超音波造影装置と共に使用されるガイド部材の実施形態も開示される。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0012】

30

【図1】血管内超音波処置に有用なガイド部材の一例の遠位端および他の装置を示す縦断面図である。

【図2】血管内腔に導入され、撮像装置に接続された図1の装置を示す部分切断斜視図である。

【図3】血管内超音波処置に有用な他の装置と共に使用される図1のガイド部材の遠位端を示す縦断面図である。

【図4】血管内腔に導入され、図1の撮像装置に接続された図1および図3の装置を示す部分切断斜視図である。

【図5A】図1～図4に示すガイド部材の他の実施形態を示す斜視図である。

40

【図5B】図1～図4に示すガイド部材の他の実施形態を示す斜視図である。

【図5C】図1～図4に示すガイド部材の他の実施形態を示す斜視図である。

【図6A】図1～図4に示すガイド部材の他の実施形態を示す斜視図である。

【図6B】図1～図4に示すガイド部材の他の実施形態を示す斜視図である。

【図6C】図1～図4に示すガイド部材の他の実施形態を示す斜視図である。

【図7A】図1～図4に示すガイド部材の他の実施形態を示す斜視図である。

【図7B】図1～図4に示すガイド部材の他の実施形態を示す斜視図である。

【図7C】図1～図4に示すガイド部材の他の実施形態を示す斜視図である。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0013】

詳細な説明

50

本開示の原理に対する理解を促進するため、図面に示された一部の実施形態に参照番号を付し、特定の用語を用いてこれらの実施形態を説明する。しかしながら、これらの参照番号および特定の用語は、特許請求の範囲を限定することを意図していないことを理解すべきである。説明した実施形態に対する任意の変更およびさらなる修正、および本開示に記載の原理のさらなる用途は、通常、本開示に関連する技術分野の当業者にとって考えられるであろう。

【0014】

図1は、参照番号100を用いて、他の関連装置と共に、動物またはヒト患者の血管内超音波処置に有用なガイド部材133の一実施形態を示している。図示されたガイド部材133は、個別の部分またはセグメントを接続することによって得られたセグメント構成を有している。使用された材料、構成方法および使用目的に応じて、これらの個別の部分は、さらに別の部分またはセグメントを含むこともできる。図1に示された実施形態において、ガイド部材133の遠位端を形成する第1ガイド本体部130は、第2ガイド本体部103に連結されている。2つのセグメントは、接合部113で互いに接続される。第1ガイド本体部130は、その長さの長手方向に沿って離間され、点在する1つ以上の超音波強反射マーカ129を有する。これらの超音波強反射マーカは、超音波造影処置中に表示するように動作可能である。ガイド部材133は、第1管腔117内に配置され、細長いキャリア本体110の遠位端127を越えて延在することができる。細長いキャリア本体110は、ガイド部材133と第2管腔124内に配置された血管内超音波プローブ107との位置関係の維持などのさまざまな機能を果たすことができる。この位置関係を維持することによって、ガイド部材133は、血管内超音波プローブ107を操作して患者の体内位置に進入することに支援することができる。

10

20

【0015】

第2管腔124内に配置された血管内超音波プローブ107は、その遠位端で、超音波トランスデューサ120を有している。超音波トランスデューサ120は、超音波エネルギーを出射し、反射されたエネルギーを検出することによって、患者の血管および臓器などの解剖学構造の内部空間の超音波造影を行うように動作可能である。好ましくは、超音波トランスデューサ120は、接合部113の遠位端に配置される。これによって、超音波トランスデューサ120から出射された超音波エネルギーは、第2ガイド本体部103を通過せず、細長いキャリア本体110および第1ガイド本体部130を通過する。

30

【0016】

細長いキャリア本体110は、患者体内の血管、臓器および他の構造組織の挿入およびの移動に適する任意の材料で構成することができる。適切な材料としては、ポリウレタン、ナイロン、ポリエチレンおよびシリコンを含むがこれらに限定されない。好ましくは、細長いキャリア本体110は、キャリア本体110の超音波弱反射部分によって反射された音響エネルギーを実質的に低減または排除するために、超音波弱反射材料を含む。トランスデューサ120からの超音波エネルギーが共振する細長いキャリア本体110の領域に超音波弱反射材料を含ませることによって、超音波は、実質的に阻害されず、キャリア本体110を通過し、キャリア本体110周囲の組織を造影することができる。

40

【0017】

一実施形態において、細長いキャリア本体110は、カテーテルである。このカテーテルは、カテーテルの全長または一部を通過して延在し、カテーテルの遠位端またはその近傍に出口を有する複数の管腔を含む。この実施形態において、カテーテルは、ガイド部材133および血管内超音波プローブ107の適切な相互位置を維持するように機能する。よって、ガイド部材133を用いて、細長いキャリア本体110の前進を支援することができる。その後、細長いキャリア本体110を用いて、血管内超音波プローブ107を体内の対象部位に適切に前進させることができる。他の実施形態において、細長いキャリア本体110は、血管内超音波プローブ107が埋入されたまたは接続されたカテーテルを含む。

【0018】

50

図1は、超音波弱反射材料を含む第1ガイド本体部130を示している。超音波弱反射材料は、周囲組織（例えば、対象物としてのヒトまたは動物の骨、血液、筋肉、体液または他の解剖学的特徴）の特徴音響インピーダンスに実質的に同様またはほぼ同等な特徴音響インピーダンスを有する任意の材料を含む。したがって、周囲組織から通過した超音波が第1ガイド本体部130を通過する時に、高周波超音波の周波数変化が最小化される。これによって、ガイド本体部130からトランスデューサ120に反射される超音波が少なくなり、または超音波画像においてガイド本体部130が実質的に見えなくなりまたは完全に見えなくなる。したがって、ガイド本体部130ではなく、造影対象である周囲組織または他の解剖学的構造を造影することができる。

#### 【0019】

一例において、第1ガイド本体部130の超音波弱反射材料は、約1.5MRayl～約2.2MRayl範囲の特徴音響インピーダンスを有することができる。この範囲の特徴音響インピーダンスは、多く種類のヒト組織または動物組織の特徴音響インピーダンス範囲と概ね同様である。このような超音波弱反射材料の例としては、ポリエチレン（PE）、ポリメチルペンテンおよびエチルビニルアセテートが挙げられる。別の例において、第1ガイド本体部130の超音波弱反射材料は、約1MRayl～約5MRayl範囲の特徴音響インピーダンスを有することができる。しかしながら、このような材料は、超音波造影処置中にガイド本体部130の可視を引き起こし、性能を低下することができる。このような材料の例として、アクリル、ポリ塩化ビニル（PVC）、ポリカーボネート、ナイロン、ポリスチレン、ビニルおよびアクリロニトリルブタジエンスチレン（ABS）が挙げられる。第1ガイド本体部130は、例えば、0.5g/cc～3.5g/cc範囲の密度を有するポリマ材料を含むことができる。別の実施形態において、第1ガイド本体部130は、約0.8g/cc～約1.1g/cc範囲の密度を有するポリエチレンまたは別のポリマ材料を含む。

#### 【0020】

他の実施形態において、第1ガイド本体部130は、反射された超音波の数および強度を変更するための他の超音波強反射構造物または物質を含んでもよい。得られた画像から第1ガイド本体部130を完全に消すと、位置フィードバックが実質的に減少されまたは完全に喪失されるため、望ましくない。位置フィードバックがない場合、臨床医は、超音波造影処置中に、第1ガイド本体部130を適切に操縦および位置決めすることができない。

#### 【0021】

以下に説明するように、超音波造影システムを用いて位置フィードバックを提供することは、超音波強反射マーカまたはマーカ領域の使用などのさまざまな方法で達成することができる。しかしながら、材料の特徴音響インピーダンスを正確に制御するために、有利には、第1ガイド本体部130の作製に使用されるポリマ材料に超音波不透過剤を選択的に添加してもよい。使用され得る超音波不透過剤の例として、ガイド本体部130に添加されるタングステンナノ粒子、ガラスまたはセラミックビーズ、またはガス充填空洞または他の類似構造物または材料を含む。添加剤または構造物の濃度、配置、サイズおよび他の性質を変更することによって、第1ガイド本体部130の音響インピーダンス並びに対応するエコー輝度およびエコー透過度を変更することができ、その結果、超音波画像において、第1ガイド本体部130の表示を制御することができる。

#### 【0022】

周辺領域に位置するヒトまたは動物組織の特徴音響インピーダンスと異なる特徴音響インピーダンスを有する材料を使用することによって、エコー透過度を減少し、エコー輝度を増加することができる。例えば、PVCでガイド本体部130を作製すると、ガイド本体部130が約3MRaylの特徴音響インピーダンスを有する。これによって、超音波の一部がガイド本体部130を通過して、イメージガイド本体部130の裏側領域を造影することができると共に、第1ガイド本体部130の付加的な可視性を臨床医に提供することができる。

10

20

30

40

50

## 【0023】

他の実施形態において、他の材料または構造物を第1ガイド本体部130に添加することによって、他の種類の造影技術に対して、第1ガイド本体部130の可視性を変更することができ、例えば第1ガイド本体部130を部分的にX線不透過または完全にX線不透過に変更することができる。このような実施形態は、同一の処置中に2つの異なる造影技術（例えば、超音波検査およびX線撮影）を使用する場合に、有用であり得る。例えば、第1ガイド本体部130は、同時に硫酸バリウムまたは他の類似するX線不透過剤を含むポリエチレン（約1.73MRaylの特徴音響インピーダンスを有する）で形成されてもよい。したがって、得られたガイドワイヤは、超音波弱反射になり、トランスデューサ120に非常に少ない超音波を反射する。よって、X線撮影中に可視でありながら、超音波画像に非可視または最小限に可視である。

10

## 【0024】

第1ガイド本体部130の位置追跡は、第1ガイド本体部130の長軸に沿って、長手方向に離間された1つ以上の超音波強反射マーカ129を設けることによって、達成することができる。図1に示された第1ガイド本体部130は、3つの超音波強反射マーカ129を有する。しかしながら、図1に示された超音波強反射マーカ129の正確な数は、単なる例示である。一部の実施形態において、単一の超音波強反射マーカ129を設けることができ、他の実施形態において、複数のマーカまたはマーカ群を設けることができる（例示として、以下の図5A～図7Cおよび関連する説明を参照）。

## 【0025】

超音波強反射マーカ129は、ガイド部材133に固定または埋入され、適切な大きさおよび形状を有する個別の金属フレーク、またはガイド部材133に埋入された金属ビーズまたは金属プラグ、またはガイド部材133の外面に接着された金属撚線または金属繊維、またはガイド部材133に埋入された金属撚線または金属繊維を含む。超音波強反射マーカ129の超音波強反射材料として、さまざまな金属を使用することができる。例えば、ステンレス鋼またはニッケルチタン合金、例えばニチノールなどのような物質は、フレーク状、撚線状、繊維状または他の形状に形成され、ガイド部材133に埋入され、取付けられ、接着され、または他の方法でガイド部材133に結合または包含されることによって、超音波強反射マーカ129を形成することができる。

20

## 【0026】

別の実施形態において、ガイド部材133の第1ガイド本体部130は、複数の超音波強反射マーカ129を含み、各超音波強反射マーカ129は、ガイド部材133の長さに沿って適切な位置に設けられた1つ以上の超音波強反射構造物、例えば1つ以上の空洞またはガス充填空洞または「気泡」を含む。これらの気泡は、さまざまなサイズを有することができる。例えば、より大きなサイズを有し、個別に配置された気泡は、各々単独に超音波強反射マーカ129として機能することができ、より小さなサイズを有する気泡は、環状、線状または他の形状に配置され、共に超音波強反射マーカ129として機能することができる（図5C～7Bを参照）。気泡自体は、ほぼ真空の空洞、または少量のガスで充填された空洞、または周囲の組織とは実質的に異なる特徴音響インピーダンスを有する任意種類の物質を含有する空洞を形成することができる。

30

## 【0027】

ガイド部材133の他の実施形態も考えられる。例えば、別の実施形態において、ガイド部材133には、接合部113が設けられない。この実施形態において、第1ガイド本体部130は、超音波弱反射材料で形成された単一のセグメントであり、少なくとも1つの超音波強反射マーカ129を備える。この実施形態において、ガイド部材133の全体が超音波弱反射であり、第2ガイド本体部103が存在しないため、超音波トランスデューサ120に対するガイド部材133の位置決めを考慮する必要がない（図2および図4を参照して、以下により詳細に説明する）。このようなガイド部材133の一例として、血管内超音波処置に使用されるガイドワイヤが挙げられる。このガイドワイヤは、超音波弱反射材料から形成され、好ましくはその遠位端にまたは遠位端の近傍に設けられた1つ

40

50

以上の超音波強反射マーカを有する。このようなガイドワイヤの一例として、ポリエチレンガイドワイヤが挙げられる。このガイドワイヤの遠位端の近傍に、ニチノールビーズから形成された単一の超音波強反射マーカが埋入されている。

#### 【0028】

図1に示された実施形態において、第2ガイド本体部103は、超音波強反射材料または他の類似する材料から形成されてもよい。好ましい一実施形態において、第2ガイド本体部103は、金属、または例えばポリマ（または他の非金属）繊維および金属繊維の組合せからなる金属性材料を含む。超音波強反射特性を有するガイド部材133の例としては、ステンレス鋼またはニチノールもしくは他の類似する超音波強反射材料から形成された撚線またはコイルで構成され、その遠位端にポリエチレンまたは他の類似する超音波弱反射材料から構成されたセグメントを有するガイドワイヤを含む。

10

#### 【0029】

図2は、図1に示された装置を用いて、血管内処置などの処置中においてヒト患者または動物の体内領域を造影することを示している。図2に示された細長いキャリア本体110は、血管200の血管内腔204に挿入されている。血管内腔204は、血管壁206および血管閉塞物214を有する。図示されたガイド部材133は、血管内超音波プローブ107を越えて、細長いキャリア本体110の遠位端から突出している。血管内超音波プローブ107の超音波トランスデューサ120を通電すると、超音波エネルギー219は、血管内超音波プローブ107から外側に出射され、細長いキャリア本体110を通過して造影可能な領域212に進入し且つ造影可能な領域212を通過する。この造影可能な領域212は、細長いキャリア本体110の外部に位置し、血管内腔204の内容物、血管壁206および血管壁206以外のものを含む。使用される血管内超音波プローブ107の特定の実装に応じて、造影可能な領域は、常に、すべての造影可能な領域212の一部である造影可能な部分領域211である。したがって、一部の実施形態において、造影可能な領域212の全体の最新画像を取得するために、血管内超音波プローブ107を繰り返し回転しなければならない。血管内超音波プローブ107の一実施形態において、超音波トランスデューサ120は、造影可能な領域212を電子掃引するように構成された1つ以上の出射素子からなるアレイを有するため、超音波トランスデューサ120を回転せず、自動的に造影可能な領域212の最新画像を生成する。血管内超音波プローブ107の別の実施形態において、造影可能な領域212の最新画像は、臨床医が手動でまたは超音波プローブ107に連結されている電動モータ等の回転装置を用いて、回転トルクを超音波プローブ107に適用し、超音波トランスデューサ120を回転することによって、生成される。

20

30

#### 【0030】

血管内超音波プローブ107のこの実施形態において、所定の時点で造影可能な領域212を走査または造影する範囲にかかわらず、造影可能な領域は、血管内腔204およびその内容物、血管壁206および血管閉塞物214などの血管壁206上の任意の異常物を含む実質的に2次元断面の切片である。断面切片は、造影可能な領域212の位置で示されるように、超音波トランスデューサ120の適切な位置に造影される。留意すべきことは、図2が造影可能な領域212の見かけ最大範囲を示しているが、図示からは、この最大範囲が存在するか否かまたはこの最大範囲がどこまで延在するかを決めることができないことである。一般的に、多くの要因は、超音波造影プローブの感知能力を決定する。その中でも、特定の患者の特別な属性、さまざまな臓器および組織構造に対する体内の特定の場所、出射されるエネルギーのパワーおよび周波数、並びに使用される超音波トランスデューサ120の特定の実施形態のさまざまな他の操作設定が、決定要因である。したがって、細長いキャリア本体110の壁を越えて延在する造影可能な領域212の範囲は、特に制限されない。

40

#### 【0031】

造影可能な領域212を通過する超音波エネルギーおよび反射される超音波の検出結果は、種々の情報を示す画像データ、いくつか例として、血管閉塞物214が血管内腔20

50

4 内で延在する範囲および血管閉塞物 2 1 4 を構成する成分の種類などを示す画像データを含んでもよい。これらの情報を収集するために、細長いキャリア本体 1 1 0 は、トランスデューサリンク 2 2 3 を介して、画像データインターフェース装置 2 3 3 に連結される。トランスデューサリンク 2 2 3 は、トランスデューサ 1 2 0 からのデータをデータインターフェース装置 2 3 3 に送信するように動作可能な任意のデータケーブルまたはワイヤレスデータリンクであってもよい。また、データインターフェース装置は、接続部材 2 2 9 を介して、画像データ表示装置 2 2 7 に連結される。接続部材 2 2 9 は、データをデータ表示装置 2 2 7 に送信することができる任意のデータケーブル、ワイヤレスデータリンクまたは他の類似物であってもよい。造影可能な領域 2 1 2 内の対象物から反射された超音波は、画像データインターフェース装置 2 3 3 によってデータストリームに変換され、変換されたデータは、画像データ表示装置 2 2 7 に伝送される。画像データ表示装置 2 2 7 において、データは、画像データ 2 2 5 に処理され、造影可能な領域 2 1 2 の画像として表示される。臨床医は、表示された画像を観察する、閲覧する、後で患者に示すために保存する、医療記録に保管する、または他の目的のために使用することができる。

10

20

30

40

50

#### 【0032】

いくつかの実施形態において、画像データ表示装置 2 2 7 は、専用のソフトウェアを動作させ、接続部材 2 2 9 を介して画像データ表示装置 2 2 7 からデータを受信し、受信したデータを1つ以上の画像に処理し、その画像データ 2 2 5 を表示することができる汎用コンピュータである。他の実施形態において、画像データ表示装置 2 2 7 は、接続部材 2 2 9 からデータを受信し、受信したデータを画像データ 2 2 5 に処理する目的のみに設計され、構築された専用コンピュータである。いずれの場合においても、画像データ 2 2 5 は、造影可能な領域 2 1 2 の各々のスナップショットを含む静止フレーム、または動画として画像データ表示装置 2 2 7 に表示される画像データ 2 2 5 のストリーム等の種々の視覚表現のいずれかに処理される。動画の場合に、画像データ 2 2 5 は、造影可能な領域 2 1 2 からの新しいデータを用いて、好ましくは毎秒 15 フレームを超えるレートで、より好ましくは毎秒 20 フレームを超えるレートで、最も好ましくは毎秒 30 フレーム以上のレートで、更新される。

#### 【0033】

ガイド部材 1 3 3 の使用は、図 2 に示されている。ガイド部材 1 3 3 は、細長いキャリア本体 1 1 0 および血管内超音波プローブ 1 0 7 と共に、体内に挿入される。一般的には、最初に、ガイド部材 1 3 3 を体内に挿入し、続いて、細長いキャリア本体 1 1 0 を体内に挿入し、必要に応じて、その後、血管内超音波プローブ 1 0 7 を体内に挿入する。また、細長いキャリア本体 1 1 0 および血管内超音波プローブ 1 0 7 を共に前進させる前に、細長いキャリア本体よりもある程度の距離でガイド部材 1 3 3 を前進させることも一般的である。その後、対象領域に到達するまで、またはいくつかの場合に、血管内超音波プローブ 1 0 7 を前進させる目的として、通過する領域の画像データを取得するための操作が完了するまで、細長いキャリア本体 1 1 0 に続いて、ガイド部材 1 3 3 を前進させる操作を繰り返す。この操作において、ガイド部材 1 3 3 の移動は、しばしば、蛍光透視法、MRI 撮影等の他の造影技術によって補助される。図 2 に示すように、対象領域に到達する際に、または場合によって前進中に、ガイド部材 1 3 3 は、細長いキャリア本体 1 1 0 の遠位端を越えて延在する。その後、(作動されていない場合に)血管内超音波プローブ 1 0 7 を動作させ、画像データ表示装置 2 2 7 上に画像データ 2 2 5 を表示させる。

#### 【0034】

図 2 から分かるように、接合部 1 1 3 は、超音波トランスデューサ 1 2 0 の近位に、したがって造影可能な領域 2 1 2 の近位に配置されることができる。このガイド部材 1 3 3 と血管内超音波プローブ 1 0 7 との相対的な配置によって、超音波弱反射材料を含む第 1 ガイド本体部 1 3 0 は、造影可能な領域 2 1 2 内に位置するガイド部材 1 3 3 の唯一の部分である。その結果、超音波トランスデューサ 1 2 0 によって出射された超音波エネルギーは、第 1 ガイド本体部 1 3 0 によって反射されず、第 1 ガイド本体部を通過する。したがって、第 1 ガイド本体部 1 3 0 は、画像データ 2 2 5 を干渉しない。このことは、より

重要な情報を曖昧にし、より重要な情報の識別をより困難になり、または画像データ 2 2 5 を干渉することができる余分な情報が画像データ 2 2 5 に現れることを避けるため、好ましい。しかしながら、接合部 1 1 3 を超音波トランスデューサ 1 2 0 の遠位に配置するようにガイド部材 1 3 3 を設ける場合に、第 2 ガイド本体部 1 0 3 が造影可能な領域 2 1 2 内に配置されることになる。第 2 ガイド本体部 1 0 3 が超音波トランスデューサ 1 2 0 によって出射された超音波エネルギーの一部またはすべてを通さない超音波強反射材料で構成されているため、余分な情報が画像データ 2 2 5 に現れ、画像データ 2 2 5 に干渉を与える。

#### 【 0 0 3 5 】

血管内腔 2 0 4 内に位置するガイド部材 1 3 3 の超音波弱反射部分の位置を示す視覚指示を画像データ 2 2 5 に表示させることは、臨床医にとって好ましい場合がある。この潜在的な需要は、長手方向に離間された複数の超音波強反射マーカ 1 2 9 によって達成される。これらの超音波強反射マーカは、螺旋状、直線状、ストライプ状またはドット状などのさまざまなパターンに配置されたマーカ群を有するマーカ領域として実装することができる（超音波強反射マーカのさまざまな実施例は、図 5 A ~ 図 7 C に示されている）。超音波エネルギー 2 1 9 は、第 1 ガイド本体部 1 3 0 を通過するが、出射された超音波エネルギー 2 1 9 の経路内に位置する超音波強反射マーカ 1 2 9 によって血管内超音波トランスデューサ 1 2 0 に反射される。超音波強反射マーカ 1 2 9 は、ガイド部材 1 3 3 に比べてサイズが小さいため、画像データ 2 2 5 に現れ、第 1 ガイド本体部 1 3 0 の位置を示すとしても、実質的な視覚干渉を引き起こすことがない。したがって、超音波強反射マーカ 1 2 9 は、実質的な視覚干渉を引き起こすことなく、画像データ 2 2 5 に視覚指示を残しながら、臨床医のガイド部材 1 3 3 に対する操縦を支援する。

#### 【 0 0 3 6 】

使用される超音波トランスデューサの種類に応じて、収集された画像データは、患者体内のさまざまな部位で取得され、表示される一連の 2 次元断面切片であることがある。他の実施形態において、超音波トランスデューサは、対象領域の 3 次元または立体表現を含む画像データを生成することができる。これらの機能を有する装置の例は、図 3 に示され、その動作が図 4 に示され、以下に説明される。

#### 【 0 0 3 7 】

図 3 は、参照番号 3 0 0 を用いて、前方向きの超音波トランスデューサと共に使用される図 1 のガイド部材 1 3 3 の一例を示している。ガイド部材 1 3 3 は、内部管腔 3 1 1 を備える細長いキャリア本体 3 0 4 の遠位端 3 2 7 および遠位端に配置された血管内超音波プローブ 3 2 0 を越えて延在している。血管内超音波プローブ 3 2 0 は、細長いキャリア本体 3 0 4 の遠位端 3 2 7 の周囲に環状に配置された前向きのトランスデューサアレイ 3 2 5 を含む。ガイド部材 1 3 3 が前向きのトランスデューサアレイ 3 2 5 を越えて延在しているため、前向きのトランスデューサアレイ 3 2 5 から出射された超音波エネルギーが第 1 ガイド本体部 1 3 0 の周りを通過することができる。図 1 および 2 に示されたように、接合部 1 1 3 が血管内超音波プローブ 3 2 0 の近位に設けられるため、超音波強反射材料からなる第 2 ガイド本体部 1 0 3 が前向きのトランスデューサアレイ 3 2 5 の近位に位置し、主に超音波弱反射材料から形成された第 1 ガイド本体部 1 3 0 が遠位端 3 2 7 を越えて延在し、前向きのトランスデューサアレイ 3 2 5 の遠位に位置する。（図 1 および 2 に示されたように）細長いキャリア本体 3 0 4 の側壁を横方向に貫通する超音波エネルギーを出射する超音波トランスデューサを使用せず、複数のトランスデューサのアレイを配置することによって、トランスデューサアレイ 3 2 5 の前方から、遠位端 3 2 7 の遠位領域に向かって、超音波エネルギーを出射する。

#### 【 0 0 3 8 】

血管内超音波プローブ 3 2 0 の一実施形態は、前向きのトランスデューサアレイ 3 2 5 に配置された一列の静電容量性小型超音波トランスデューサ（Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers、CMUT）を含む。したがって、超音波エネルギーは、トランスデューサアレイ 3 2 5 およびキャリア本体 3 0 4 の縦方向の前方に向けられる。アレ

10

20

30

40

50

イ 3 2 5 内に配置された要素は、集積回路 3 1 7 によって制御され、超音波エネルギーの出射および検出を行う。同様に、他の種類のトランスデューサまたはトランスデューサアレイ、例えば圧電トランスデューサを使用することもできる。この細長いキャリア本体 3 0 4 の例において、CMUTトランスデューサアレイは、単一の血管内腔カテーテルの遠位端に配置されている。他の構成、例えば、複数の血管内腔カテーテル構成、またはトランスデューサアレイを遠位端の周りに環状に配置するのではなく、遠位端の隣りに配置する構成も考えられる。

#### 【 0 0 3 9 】

図 4 は、図 3 に示された装置を使用して、患者の部分的に閉塞された内腔、例えば血管の血管内撮影などの撮影手順を示している。図 4 に示された血管 4 0 0 は、図 2 に示された血管と類似する。血管 4 0 0 は、血管内腔 4 0 4 を有する。血管内腔 4 0 4 には、細長いキャリア本体 3 0 4 およびキャリア本体の遠位端に連結されている血管内超音波プローブ 3 2 0 が挿入されている。血管内超音波プローブ 3 2 0 は、前向きのトランスデューサアレイ 3 2 5 を含む。超音波 4 1 9 は、前向きのトランスデューサアレイ 3 2 5 によって生成され、3次元の結像可能な領域 4 1 1 を形成する。ガイド部材 1 3 3 は、この結像可能な領域 4 1 1 内に位置する。図 4 に示すように、血管壁 4 0 6 の一部および血管閉塞物 4 1 4 も、トランスデューサアレイ 3 2 5 に対して相対的な位置で、造影可能な領域内 4 1 1 内に位置する。

10

#### 【 0 0 4 0 】

前向きのトランスデューサアレイ 3 2 5 を作動させると、超音波エネルギー 4 1 9 は、血管内超音波プローブ 3 2 0 から出射され、細長いキャリア本体 3 0 4 の遠位端 3 2 7 を越えて、造影可能な領域 4 1 1 に進入し、造影可能な領域を通過する。造影可能な領域 4 1 1 は、細長いキャリア本体 3 0 4 の外部に位置し、血管内腔 4 0 4 の内容物、血管壁 4 0 6、血管閉塞物 4 1 4、場合によって、血管 4 0 0 外部の構造および組織の内容物を含む。前向きのトランスデューサアレイ 3 2 5 内の各個別のトランスデューサの動作は、集積回路 3 1 7 によって制御される。これによって、血管内超音波プローブ 3 2 0 は、動作して、造影可能な領域 4 1 1 の全体を3次元領域として撮影し、造影可能な領域内の構造物の特性、例えば体積、密度、血管内腔 4 0 4 を流通する流体の流速、領域内に発見され、決定することができる対象物の形状、サイズ、長さおよび他の特性を取得する。留意すべきことは、図 4 が造影可能な領域 4 1 1 の見かけ最大範囲を示しているが、図示からは、この最大範囲が存在するか否かまたはこの最大範囲がどこまで延在するかを決めることができないことである。一般的に、多くの要因は、超音波造影プローブの感知能力を決定する。その中でも、特定の患者の特別な属性、さまざまな臓器および組織構造に対する体内の特定の場所、出射されるエネルギーのパワーおよび周波数、並びに使用される前向きのトランスデューサアレイ 3 2 5 の特定の実施形態のさまざまな他の操作設定が、決定要因である。したがって、遠位端 3 2 7 を越えて延在する造影可能な領域 4 1 1 の範囲は、特に制限されない。

20

30

#### 【 0 0 4 1 】

造影可能な領域 4 1 1 を通過する超音波エネルギーおよび反射される超音波の検出結果は、種々の情報を示す画像データ、例えば血管閉塞物 4 1 4 が血管内腔 4 0 4 内で延在する範囲、血管閉塞物 4 1 4 を構成する成分の種類および密度、並びに他の関連情報を示す3次元画像データ 4 2 5 である。これらの情報を収集するために、上述したように、細長いキャリア本体 1 1 0 は、トランスデューサリンク 2 2 3 を介して、画像データインターフェース装置 2 3 3 に連結される。その後、上述したように、データインターフェース装置 2 3 3 は、接続部材 2 2 9 を介して、画像データ表示装置 2 2 7 に連結される。造影可能な領域 2 1 2 の内部から反射された超音波は、画像データインターフェース装置 2 3 3 によってデータストリームに変換され、変換されたデータは、画像データ表示装置 2 2 7 に伝送される。伝送されたデータは、3次元画像データ 4 2 5 に処理され、造影可能な領域 4 1 1 の3次元画像としてまたは3次元画像データ 4 2 5 から抽出された2次元画像または「切片」の集合として表示される。臨床医は、表示された画像を観察する、閲覧する、

40

50

後で患者に示すために保存する、医療記録に保管する、または他の目的のために使用することができる。

#### 【0042】

図4に示されたガイド部材133を使用する時に、臨床医は、必要な手順に応じて、さまざまな方法を用いて、細長いキャリア本体304を体内の適切な箇所に挿入することができる。それと同時にまたは別の時間に、臨床医は、ガイド部材133を第1管腔311に挿入することができる。ガイド部材133を挿入するための動作の正確な順序は、システムの情報を収集するための用途に重要ではない。細長いキャリア本体304は、身体を通して、好ましくは血管などの血管内腔を通して、血管内超音波プローブ320によって撮影される体内部位に挿入される。この移動は、体内で細長いキャリア本体320をガイドする目的で、しばしば細長いキャリア本体の前方に挿入されるガイド部材133によって促進される。ガイド部材133の移動は、蛍光透視法、MRI撮影等の他の造影技術によって補助されてもよい。多くの場合、細長いキャリア本体304を前進させながら、血管内超音波プローブ320を操作して、画像データを取得することが有利であり得る。

10

#### 【0043】

図4は、ガイド部材133と共に使用される血管内超音波プローブ320の動作を示している。図4から分かるように、(図2と同様に)接合部113は、好ましくは、超音波トランスデューサ320の近位に、したがって造影可能な領域411の近位に配置される。このガイド部材133と血管内超音波プローブ320との相対的な配置によって、超音波弱反射材料を含む第1ガイド本体部130は、造影可能な領域411内に位置するガイド部材133の唯一の部分である。その結果、前向きトランスデューサレイ325から出射された超音波エネルギー419は、第1ガイド本体部130によって実質的に反射されず、主に第1ガイド本体部を通過する。したがって、第1ガイド本体部130は、実質的に画像データ425を干渉しない。このことは、さもなければより重要な情報を曖昧にし、より重要な情報の識別をより困難になり、または画像データ425を干渉することができる余分な情報が画像データ425に現れることを避けるため、好ましい。しかしながら、接合部113を前向きトランスデューサレイ325の遠位に配置するようにガイド部材133を設ける場合に、第2ガイド本体部103は、ガイド部材133を通過する超音波エネルギー419をブロックする超音波強反射材料で構成されているため、余分な情報、「ノイズ」、「陰影」または他の干渉物が画像データ425に現れ、画像データ425を干渉する。

20

30

#### 【0044】

図2を参照して上述したように、血管内腔404内に位置するガイド部材133の超音波弱反射部分の位置を示す視覚指示を画像データ425に表示することは、臨床医にとって好ましい場合がある。このことは、臨床医が、超音波強反射マーカに依存して、血管内超音波プローブ320を自動的に位置付けることができる自動化撮影システムを操作する場合に、特に有用である。したがって、上述したように、少なくとも1つ、場合によって2つ以上の長手方向に離間した超音波強反射マーカ129は、ガイド部材133の第1ガイド本体部の一部として設けられる。超音波強反射マーカ129は、個別のマーカであってもよく、螺旋状、直線状、ストライプ状またはドット状などのさまざまなパターンに配置されたマーカ群を有するマーカ領域であってもよい(超音波強反射マーカおよびマーカ領域のさまざまな実施例は、図5A~図7Cに示されている)。超音波エネルギー419のうち少量の超音波エネルギーは、超音波強反射マーカ129によってまたはガイド部材133の構造に応じてガイド部材133によって、超音波トランスデューサレイ325に反射されるが、大部分の超音波エネルギーは、ガイド部材133の他の部分を通り抜けることができる。超音波強反射マーカ129は、第1ガイド部材130に比べてサイズが小さいため、画像データ425に現れ、第1ガイド本体部130の位置を示すとしても、実質的な視覚干渉を引き起こすことがない。したがって、超音波強反射マーカ129は、実質的な視覚干渉を引き起こすことなく、画像データ425に視覚指示を残しながら、臨床医のガイド部材133に対する操縦を支援する。

40

50

## 【 0 0 4 5 】

2次元または3次元の造影可能な領域、撮影される体内位置および撮影される構造の種類などの多くの要素に応じて、さまざまな種類の視覚指示は、必要とされる。図5A～図7Cは、さまざまな配置の超音波強反射マーカまたは超音波強反射マーカ領域を有するガイド部材133に類似するガイド部材のさまざまな実施例を示している。図5A～図7Cに示された実施形態の各々において、超音波強反射マーカは、図1～4に示された超音波強反射マーカ129と同様に、さまざまな方法で配置されている。例えば、(図1～図4に示された超音波強反射マーカ129のような)環状の超音波強反射マーカは、金属または他の音響反射材料などの超音波強反射材料からなる狭窄バンドをガイド部材(例えば、図1のガイド部材133)の外面に接着することによって作製することができる。同様に、ガイド部材の表面内または表面下に、超音波強反射材料からなる狭窄バンドを埋入することによって、同様の効果を達成することができる。他の実施形態、例えば、ガイド部材内に設けられた真空空洞、または窒素、空気または他のガスで充填した空洞、金属ビーズまたは金属フレークなどの超音波強反射材料の小切れ、または他の超音波強反射部材も考えられる。説明した超音波強反射マーカを作製するために、これらのさまざまな構造を併用してもよく、さまざまな組み合わせで使用してもよい。

10

## 【 0 0 4 6 】

図5A、5Bおよび5Cは、ガイド部材500の例示を示している。ガイド部材500は、接合部504で接合された第1ガイド本体部510および第2ガイド本体部503を有する。超音波強反射マーカ506は、長手方向に沿って連続延在するように表示される。図5Aにおいて、超音波強反射マーカ506は、第1ガイド本体部510に沿って延在し且つ第1ガイド本体部510の長手方向軸に実質的に平行である単一の連続なりボンまたはバンドとして表示される。上述したように、超音波強反射マーカ506は、超音波強反射材料をガイド部材500の外面に接着することによって、または超音波強反射材料をガイド部材500内に埋入することによって、または第1ガイド本体部510内に超音波強反射構造または材料を設けるようにガイド部材500を製造することによって、作成することができる。同様に、撮影中に超音波強反射マーカ506を表示させるための他の技術を使用することもできる。図5Bにおいて、超音波強反射マーカ506は、螺旋パターンを形成するように、長手方向に連続延在する単一の超音波強反射マーカである。同様に、図5Cに示された超音波強反射マーカ506は、長手方向に連続延在する超音波強反射マーカである。この超音波強反射マーカ506は、マーカ材料または構造に設けられた不連続要素によって分離され、パターンを有する超音波強反射マーカ要素508として具体化される。この実施形態において、各個別の超音波強反射マーカ要素508は、単一の超音波強反射マーカ506の一部である。図5Cにおいて、各「ドット」(マーカ要素508)は、マーカ129に関して上述したように、個別の金属フレーク、金属ビーズ、気泡、または他の超音波強反射材料または構造であってもよい。

20

30

## 【 0 0 4 7 】

図6A、6Bおよび6Cは、第1ガイド本体部610を有するガイド部材600を示している。第1ガイド本体部610は、超音波強反射マーカ606を有する。超音波強反射マーカ606は、長手方向に離間された1つ以上の超音波強反射マーカ領域605からなるマーカパターンとして具体化される。マーカ領域605は、1つ以上の超音波強反射マーカ要素608を含む。前述の実施形態と同様に、第1ガイド本体部610は、接合部604で第2ガイド本体部603に接合される。図示のように、マーカ要素608は、超音波強反射材料または構造に設けられた不連続要素によって互いに分離されてもよい。各個別のマーカ要素608は、マーカ要素508およびマーカ129に関して上述したように構成される。したがって、図6Aに示された各個別の超音波強反射マーカ要素608は、超音波強反射「ドット」と見なされてもよい。図6Bに示された各個別の超音波強反射マーカ要素608は、超音波強反射環である。図6Cに示された各個別の超音波強反射マーカ要素608は、各マーカ領域605内に1つ以上の環状パターンで配置された個別のドットである。

40

50

## 【0048】

図7A、7Bおよび7Cは、ガイド部材700の例示を示している。ガイド部材700は、接合部704で接合された第1ガイド本体部710および第2ガイド本体部703を有する。第1ガイド本体部710に沿って離間された離散的な超音波強反射マーカ708は、さまざまな配置で設けられる。図7Aおよび7Bにおいて、複数の超音波強反射マーカ708は、上述したように個別の超音波強反射「ドット」として示される。図7Aにおいて、超音波強反射マーカ708は、直線状に配置されるが、図7Bにおいて、超音波強反射マーカ708は、螺旋状マーカパターンに配置される。

## 【0049】

図7Cにおいて、各超音波強反射マーカ708は、ガイド部材700の周囲または外周の少なくとも一部の周りに配置されたバンドとして構成される。図5Cと同様に、図7A~7Cに示された各「ドット」または環は、上述したように超音波強反射材料または構造から形成された個別の超音波強反射マーカ708、例えば、金属環、实心金属ビーズ、気泡、金属フレーク、ガス充填空洞、真空空洞、または他の超音波強反射材料部材を表す。

10

## 【0050】

本発明を説明する文脈に（特に特許請求の範囲の文脈に）使用された不定冠詞「a」/「an」、定冠詞「the」および同様の参照は、本明細書に特に明記しない限りまたは内容上明らかに他の意味を示す場合を除き、単数および複数の両方を含むように解釈すべきである。本明細書において、値の範囲の列挙は、単にその範囲内に含まれる各個別の値を各々言及する速記方法として意図され、本明細書に特に明記しない限り、各個別の値は、本明細書に個別に記載されるように、本明細書に組み込まれる。本明細書に特に明記しない限りまたは内容上明らかに他の意味を示す場合を除き、本明細書に記載のすべての方法は、任意の適切な順序で行うことができる。本明細書において、任意の例およびすべての例または例示的な言語（例えば、「~のような」）の使用は、本発明をより明瞭にするよう意図されており、特に明記しない限り、本発明の範囲を限定するものではない。明細書内の用語は、本発明の実施に不可欠な任意の非請求要素を示すものと解釈すべきではない。

20

## 【0051】

図面および前述の説明において、本発明を詳細に説明してきたが、前述の説明は、例示であって、文言上本発明を限定するものではないと考えられるべきである。理解すべきことは、前述の説明は、好適な実施形態を図示および説明したのみであり、すべての変更および修正は、本発明の精神内に含まれ、保護されることである。さらに、本明細書に引用されたすべての参考文献は、当業者のレベルを示す指標であり、その全体が参考として本明細書に援用される。

30

## 【0052】

以下の番号付けの請求項は、上述した具体的な実施形態を設定し、本開示の理解に有用である。

## 【0053】

1. 血管内に挿入可能な装置であって、

血管内に通路を形成するための細長いキャリア本体を備え、前記キャリア本体は、少なくとも1つの内腔を規定し、前記キャリア本体の外部の造影可能な領域を表す画像データを生成するための少なくとも1つの血管内超音波プローブを運搬し、

40

前記内腔に収容可能な細長いガイド本体を有するガイド部材を備え、前記細長いガイド本体は、前記造影可能な領域に進入することができる少なくとも第1ガイド本体部を有し、

前記第1ガイド本体部は、超音波弱反射材料を含み、関連する少なくとも1つの超音波強反射マーカを有する、装置。

## 【0054】

2. 第1項に記載の装置において、

前記細長いガイド本体は、互いに連結される少なくとも2つの長手方向に延在するガイド本体部分を含む。

50

## 【0055】

3. 第2項に記載の装置において、  
超音波強反射材料で形成された第2ガイド本体部をさらに備え、  
前記細長いガイド本体は、少なくとも前記第2ガイド本体部に連結された前記第1ガイド本体部を含む。

## 【0056】

4. 第2または3項に記載の装置において、  
前記第1ガイド本体部は、ポリマ材料を含み、  
前記第2ガイド本体部は、金属を含む。

## 【0057】

5. 第1～4項のいずれか1項に記載の装置において、  
前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、長手方向に離間された複数の超音波強反射マーカ領域を含む。

10

## 【0058】

6. 第1～4項のいずれか1項に記載の装置において、  
前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、複数の離散的な超音波強反射マーカまたは長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカを含む。

## 【0059】

7. 第61項に記載の装置において、  
前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、前記長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカを含み、  
前記長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカは、螺旋パターンを形成する。

20

## 【0060】

8. 第1～7項のいずれか1項に記載の装置において、  
前記細長いキャリア本体は、カテーテルである。

## 【0061】

9. 第1～8項のいずれか1項に記載の装置において、  
前記造影可能な領域は、実質的に2次元断面の切片である。

## 【0062】

10. 第1～8項のいずれか1項に記載の装置において、  
前記造影可能な領域は、3次元である。

30

## 【0063】

11. 第1～10項のいずれか1項に記載の装置において、  
前記造影可能な領域は、前記超音波プローブの前方に位置する領域を含む。

## 【0064】

12. 第1～11項のいずれか1項に記載の装置において、  
前記第1ガイド本体部は、 $0.5 \text{ g/cc} \sim 3.5 \text{ g/cc}$  範囲の密度を有するポリマ材料を含む。

## 【0065】

13. 第1～12項のいずれか1項に記載の装置において、  
前記第1ガイド本体部は、 $約0.8 \text{ g/cc} \sim 約1.1 \text{ g/cc}$  範囲の密度を有するポリエチレンを含む。

40

## 【0066】

14. 血管内超音波処置に使用されるガイドワイヤであって、  
血管を通過するように構成された細長いガイド本体を備え、前記細長いガイド本体は、  
超音波弱反射材料を含む少なくとも第1ガイド本体部を有し、  
前記第1ガイド本体部に関連された少なくとも1つの超音波強反射マーカを備える、  
ガイドワイヤ。

## 【0067】

15. 第14項に記載のガイドワイヤにおいて、

50

前記細長いガイド本体は、互いに連結される少なくとも2つの長手方向に延在するガイド本体部分を含む。

【0068】

16. 第14または15項に記載のガイドワイヤにおいて、  
超音波強反射材料で形成された第2ガイド本体部をさらに備え、  
前記細長いガイド本体は、少なくとも前記第2ガイド本体部に連結された前記第1ガイド本体部を含む。

【0069】

17. 第15または16項に記載のガイドワイヤにおいて、  
前記第1ガイド本体部は、ポリマ材料を含み、  
前記第2ガイド本体部は、金属を含む。

10

【0070】

18. 第14～17項のいずれか1項に記載のガイドワイヤにおいて、  
前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、長手方向に離間された複数の超音波強反射マーカ領域を含む。

【0071】

19. 第14～17項のいずれか1項に記載のガイドワイヤにおいて、  
前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、複数の離散的な超音波強反射マーカまたは長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカを含む。

【0072】

20. 第19項に記載のガイドワイヤにおいて、  
前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、前記長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカを含み、  
前記長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカは、螺旋パターンを形成する。

20

【0073】

21. 第14～20項のいずれか1項に記載のガイドワイヤにおいて、  
前記第1ガイド本体部は、 $0.5\text{ g/cc} \sim 3.5\text{ g/cc}$  範囲の密度を有するポリマ材料を含む。

【0074】

22. 第14～21項のいずれか1項に記載のガイドワイヤにおいて、  
第1ガイド本体部は、 $約0.8\text{ g/cc} \sim 約1.1\text{ g/cc}$  範囲の密度を有するポリエチレンを含む。

30

【0075】

23. 血管内処置であって、  
細長いガイド本体を血管内に挿入するステップを備え、前記細長いガイド本体は、超音波弱反射材料を含む少なくとも第1ガイド本体部と、前記第1ガイド本体部に関連された少なくとも1つの超音波強反射マーカとを有し、  
血管内超音波プローブを用いて、前記血管内の領域を撮影するステップを備え、前記撮影中に、前記第1ガイド本体部の少なくとも一部は、前記領域内に配置される。

【0076】

24. 第23項に記載の方法において、  
前記細長いガイド本体は、互いに連結される少なくとも2つの長手方向に延在するガイド本体部分を含む。

40

【0077】

25. 第24項に記載の方法において、  
超音波強反射材料で形成された第2前記ガイド本体部をさらに備え、  
前記細長いガイド本体は、少なくとも前記第2ガイド本体部に連結された前記第1ガイド本体部を含む。

【0078】

26. 第24または25項に記載の方法において、

50

前記第1ガイド本体部は、ポリマ材料を含み、  
前記第2ガイド本体部は、金属を含む。

【0079】

27. 第24～26項のいずれか1項に記載の方法において、  
前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、長手方向に離間された複数の超音波強反射マーカ領域を含む。

【0080】

28. 第24～26項のいずれか1項に記載の方法において、  
前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、複数の離散的な超音波強反射マーカまたは長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカを含む。

10

【0081】

29. 第28項に記載の方法において、  
前記少なくとも1つの超音波強反射マーカは、前記長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカを含み、  
前記長手方向に延在する連続的な超音波強反射マーカは、螺旋パターンを形成する。

【0082】

30. 第24～29項のいずれか1項に記載の方法において、  
前記第1ガイド本体部は、0.5g/cc～3.5g/cc範囲の密度を有するポリマ材料を含む。

20

【0083】

31. 第24～30項のいずれか1項に記載の方法において、  
前記第1ガイド本体部は、約0.8g/cc～約1.1g/cc範囲の密度を有するポリエチレンを含む。

【図1】

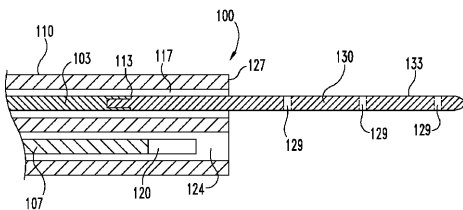


Fig. 1

【図3】

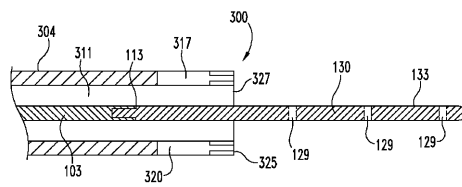


Fig. 3

【図2】

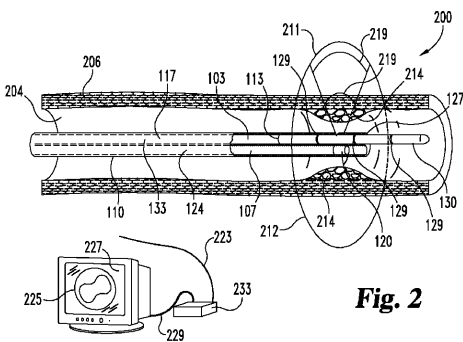


Fig. 2

【図4】

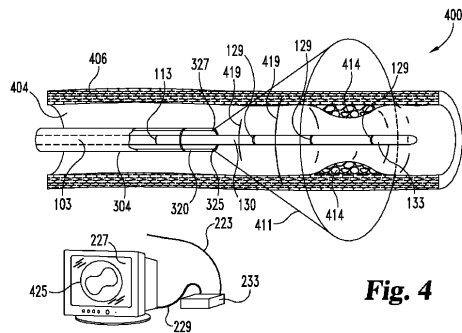


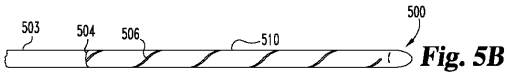
Fig. 4

【図5A】

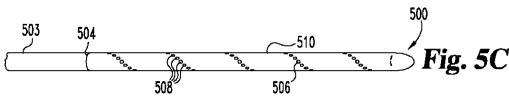


Fig. 5A

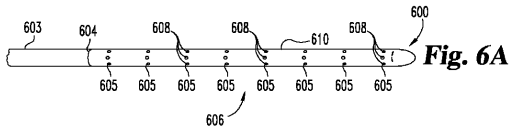
【 図 5 B 】



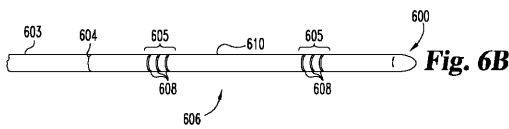
【 図 5 C 】



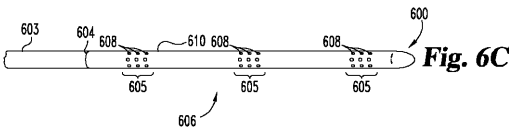
【 図 6 A 】



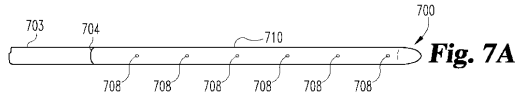
【 図 6 B 】



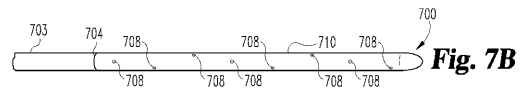
【 図 6 C 】



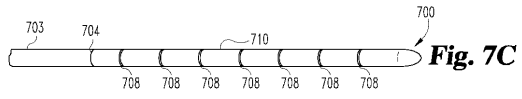
【 図 7 A 】





【 図 7 B 】



【 図 7 C 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. <b>PCT/US2015/029229</b>
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> <b>A61B 8/08(2006.01)i, A61B 8/00(2006.01)i, A61B 8/14(2006.01)i</b>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 8/08; B23K 11/00; A61M 31/00; A61B 18/00; A61M 25/00; A61B 8/14; A61B 6/00; A61B 17/00; A61B 18/12; A61B 8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & keywords: intravascular, ultrasound probe, echogenic marker, guidewire		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6475226 B1 (WILLIAM M. BELEF et al.) 05 November 2002 See abstract, column 23, line 60-column 25, line 27 and figures 22A-24B.	1, 14
Y		2-4, 15, 16
Y	US 2012-0228273 A1 (KATSURO MISHIMA et al.) 13 September 2012 See abstract, paragraphs [0028]-[0038] and figure 1.	2-4, 15, 16
A	JP 2008-119523 A (RITA MEDICAL SYSTEMS INC.) 29 May 2008 See abstract, paragraphs [0034]-[0110] and figures 1A-31.	1-4, 14-16
A	US 2011-0021924 A1 (SHRIRAM SETHURAMAN et al.) 27 January 2011 See abstract, paragraphs [0005],[0110]-[0117] and figure 12.	1-4, 14-16
A	US 2012-0095434 A1 (GREGORY W. FUNG et al.) 19 April 2012 See abstract, paragraphs [0005],[0006],[0087] and figures 1-2D.	1-4, 14-16
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 20 August 2015 (20.08.2015)		Date of mailing of the international search report <b>21 August 2015 (21.08.2015)</b>
Name and mailing address of the ISA/KR  International Application Division Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-472-7140		Authorized officer PARK, Hye Lyum  Telephone No. +82-42-481-3463

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
**PCT/US2015/029229****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.: 23-31  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
Claims 23-31 pertain to a method for treatment of the human body by surgery or by therapy/diagnostic methods, and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required to search under PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).
2.  Claims Nos.: 7,20,29  
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:  
Claims 7,20,29 refer to claims 6,19,28 which do not comply with PCT Rule 6.4(a).
3.  Claims Nos.: 5,6,8-13,17-19,21,22,27,28,30,31  
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 any 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 SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No.

**PCT/US2015/029229**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date		
US 6475226 B1	05/11/2002	WO 00-45886 A2	10/08/2000		
		WO 00-45886 A3	23/11/2000		
US 2012-0228273 A1	13/09/2012	AT 369176 T	15/08/2007		
		AT 422931 T	15/03/2009		
		CN 101537222 A	23/09/2009		
		CN 101537222 B	12/09/2012		
		DE 602004008019 T2	24/04/2008		
		EP 1543857 A1	22/06/2005		
		EP 1543857 B1	08/08/2007		
		EP 1832308 A1	12/09/2007		
		EP 1832308 B1	18/02/2009		
		JP 2005-177094 A	07/07/2005		
		JP 2005-204677 A	04/08/2005		
		JP 2005-211511 A	11/08/2005		
		JP 4376048 B2	02/12/2009		
		JP 4376073 B2	02/12/2009		
		JP 4376078 B2	02/12/2009		
		KR 10-1153506 B1	11/06/2012		
		KR 10-1180518 B1	06/09/2012		
		KR 10-1326997 B1	14/11/2013		
		KR 10-1329394 B1	14/11/2013		
		KR 10-2005-0062404 A	23/06/2005		
		KR 10-2011-0074727 A	01/07/2011		
		KR 10-2012-0039566 A	25/04/2012		
		KR 10-2013-0009710 A	23/01/2013		
		US 2005-0152731 A1	14/07/2005		
		US 2010-0286663 A1	11/11/2010		
		US 2012-0310218 A1	06/12/2012		
		US 7785274 B2	31/08/2010		
		US 8313445 B2	20/11/2012		
		US 9033004 B2	19/05/2015		
		JP 2008-119523 A	29/05/2008	AU 2002-245243 B2	22/03/2007
				CA 2434151 A1	18/07/2002
				CA 2434151 C	22/12/2009
				EP 1363700 A2	26/11/2003
EP 1363700 A4	09/11/2005				
JP 2004-523272 A	05/08/2004				
JP 4111829 B2	02/07/2008				
US 2002-0133148 A1	19/09/2002				
US 2004-0059328 A1	25/03/2004				
US 6622731 B2	23/09/2003				
US 7108696 B2	19/09/2006				
WO 02-054941 A2	18/07/2002				
WO 02-054941 A3	18/09/2003				
WO 02-054941 A9	18/12/2003				
US 2011-0021924 A1	27/01/2011	WO 2008-100386 A2	21/08/2008		

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No.

**PCT/US2015/029229**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		WO 2008-100386 A3	02/10/2008
US 2012-0095434 A1	19/04/2012	AU 2011-239637 A1	08/11/2012
		AU 2011-239637 B2	11/12/2014
		CA 2796347 A1	20/10/2011
		CN 103096963 A	08/05/2013
		EP 2558151 A1	20/02/2013
		JP 2013-523408 A	17/06/2013
		US 8986278 B2	24/03/2015
		WO 2011-130456 A1	20/10/2011

## フロントページの続き

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

(72)発明者 マキニス, ピーター・エス

アメリカ合衆国、 2 7 5 1 0 ノース・カロライナ州、キャルボロ、イースト・カー・ストリート、 1 0 2

(72)発明者 ホーキンス, ケム

アメリカ合衆国、 4 7 4 0 1 インディアナ州、ブルーミントン、グラン・ヘブン・ドライブ、 4 0 8 4

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB14 BB24 DD14