

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6951456号

(P6951456)

(45) 発行日 令和3年10月20日 (2021. 10. 20)

(24) 登録日 令和3年9月28日 (2021. 9. 28)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 13 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2019-548437 (P2019-548437)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成30年2月27日 (2018. 2. 27)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2020-508806 (P2020-508806A)		ヴェ
(43) 公表日	令和2年3月26日 (2020. 3. 26)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/EP2018/054805		N. V.
(87) 国際公開番号	W02018/162283		オランダ国 5656 アーヘー アイン
(87) 国際公開日	平成30年9月13日 (2018. 9. 13)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	令和3年1月8日 (2021. 1. 8)		2
(31) 優先権主張番号	62/468, 046	(74) 代理人	110001690
(32) 優先日	平成29年3月7日 (2017. 3. 7)		特許業務法人M&Sパートナーズ
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)	(72) 発明者	デイヴィス ステフェン チャールズ
			オランダ国 5656 アーヘー アイン
			ドーフエン ハイ テック キャンパス
			5
早期審査対象出願			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 熱伝導性プレートを備える超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の身体内で撮像するための装置であって、
 前記患者の身体内に挿入される可撓性長尺部材と；
 前記可撓性長尺部材の遠端部に配置されると共に該遠端部の長さによって延在する撮
 像アセンブリであって、

外側表面及び内側表面を有する撮像エレメントのアレイと、
 前記撮像エレメントのアレイの前記内側表面に隣接する集積回路と、
 を有する撮像アセンブリと；

前記撮像アセンブリに隣接すると共に該撮像アセンブリの長さの少なくとも一部にわた
 って延在する伝導性プレートであって、前記撮像エレメントのアレイ及び前記集積回路の
 少なくとも一方により発生される熱を受ける伝導性プレートと；
 を有し、

前記撮像エレメントのアレイの撓みを防止するように、前記伝導性プレートが前記撮像
 エレメントのアレイの剛性より大きな剛性を有する、装置。

【請求項 2】

前記伝導性プレートが金属を有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記伝導性プレートが放射線不透過性である、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

10

20

前記伝導性プレートの断面が、長方形形状、Ｔ字形状又は半円形形状を有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記撮像エレメントのアレイの外側表面が、前記身体内の撮像される面に面する、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記集積回路は第 1 表面及び該第 1 表面とは反対側の第 2 表面を有し、該集積回路の第 1 表面が前記撮像エレメントのアレイに結合される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記撮像アセンブリは第 1 表面及び該第 1 表面とは反対側の第 2 表面を有する音響裏打ち材料を更に有し、前記集積回路の第 2 表面が該音響裏打ち材料の第 1 表面に結合される、請求項 6 に記載の装置。

10

【請求項 8】

前記音響裏打ち材料の第 2 表面が前記伝導性プレートに結合される、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記撮像エレメントのアレイ及び前記集積回路の少なくとも一方により発生される熱が前記音響裏打ち材料を介して前記伝導性プレートにより受け取られるように、前記音響裏打ち材料が伝導性である、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 10】

20

前記撮像エレメントのアレイ及び前記集積回路の少なくとも一方と通信する電子部品を更に有し、前記伝導性プレートが該電子部品により発生される熱を受ける、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

前記電子部品が、前記撮像アセンブリの音響裏打ち材料と接触する、請求項 10 に記載の装置。

【請求項 12】

前記集積回路が前記撮像エレメントのアレイを制御する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 13】

撮像装置を製造する方法であって、
伝導性プレートを設けるステップと；
長さを定めている撮像アセンブリを設けるステップであって、該撮像アセンブリが、
内側表面及び外側表面を有する撮像エレメントのアレイと、
前記内側表面に隣接すると共に前記撮像エレメントのアレイと通信する集積回路と、
を有するステップと；

30

前記伝導性プレートと前記集積回路及び前記撮像エレメントのアレイの少なくとも一方との間の熱的接触を確立するステップであって、前記伝導性プレートが前記撮像アセンブリに隣接すると共に該撮像アセンブリの長さの少なくとも一部にわたって延在するステップと；

前記伝導性プレート及び前記撮像アセンブリを可撓性長尺部材の遠端部内に配置するステップと；
を有し、

40

前記撮像エレメントのアレイの撓みを防止するように、前記伝導性プレートが前記撮像エレメントのアレイの剛性より大きな剛性を有する、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[0001] 本開示は、広くは、被検者の体内で撮像するための装置に関する。

【背景技術】

【0002】

50

【0002】 診断及び治療用超音波カテーテル（又はガイドワイヤ）は、人体の多くの領域内で撮像するために設計されている。超音波カテーテルは、心臓内心エコー法（ICE）、経食道心エコー法、血管内撮像及び他の腔内又は流体充填構造の撮像を含む種々の用途のために使用し及び適合させることができる。

【0003】

【0003】 例えば、ICEは、例えば経中隔内腔穿刺法、左心耳閉鎖術、心房細動アブレーション術及び弁修復術等を誘導及び容易化するために、心臓及び周囲の構造を撮像するための標準治療として浮かび上がってきている。ICEカテーテルは、典型的に、当該カテーテルの遠端部におけるトランスジューサのアレイ及び該アレイを撮像コンソールに接続する複数の信号ワイヤを含んでいる。上記アレイは、平らな、湾曲した、環状のものとする
10
ことができるか、又は任意の他の構造のものとする。当該組織からのエコーを発生及び受信するために同一のトランスジューサ又は別個のトランスジューサを使用することができる。上記信号ワイヤは、上記アレイを制御すると共にエコー信号を撮像コンソールに送るための信号を伝送することができる。当該アセンブリは、例えば心臓臓器構造の前方、後方、左及び／又は右のビューを撮像できるように、回転、2方向又は4方向ステアリング機構を設けることができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

【0004】 ICEカテーテルを含む殆どの超音波カテーテルに共通する問題は、撮像の間に発生される熱である。撮像の間において、トランスジューサは電気的エネルギーを機械的エネルギーに変換し、又はその逆を行う。トランスジューサを介しての或る形態から他の形態へのエネルギーの変換は、滅多に100%効率的とはならない。斯かる非効率さは、しばしば、熱等の他の形態で現れる。熱が管理されないと、体温を超える相対的に緩い温度上昇においても、望ましくない血液凝固、血栓形成、組織の損傷及び変性が起こり得る。現在のところ、カテーテルにより発生される熱は、トランスジューサにより発生される音響出力を制限することにより管理されている。望ましくも熱を低減するものの、音響出力を制限することは、送信され及び受信される両方の全体の信号強度を低下させ、これにより、低い画像品質を生じるという副作用も有する。このように、音響出力に対する制限は、
20
臨床的に重要な画像を容易に得るための医師の能力を侵害する。

【課題を解決するための手段】

【0005】

【0005】 本開示は、撮像装置の遠端部における撮像アセンブリに関するものである。熱伝導性プレートが、上記遠端部に配置される。該プレートは、幾つかの実施態様では、金属であり得る。該プレートは、当該撮像装置の遠端部に配置される超音波撮像アレイ及び種々の電子部品から熱を引き出すように機能する。このことは、当該撮像装置が一層高い出力（パワー）で及び／又は一層長い期間にわたり動作することを可能にし、このことは、身体内の組織の一層良好な画像を可能にする。例えば、当該撮像アセンブリは集積回路上に形成される撮像アレイ及び相互接続基板を含むことができる。上記集積回路及び相互
40
接続基板は熱伝導性音響裏打ち材料に結合することができ、該音響裏打ち材料は前記熱伝導性プレートに機械的に取り付けられる。該プレートは、当該撮像装置の遠端部を強化し、前記撮像アレイを損傷させ得る曲げ／撓みも防止する。

【0006】

【0006】 本開示の実施態様は、患者の身体内で撮像するための装置を提供し、該装置は前記患者の身体内に挿入することができる可撓性長尺部材を含む。該装置は、前記可撓性長尺部材の遠端部に配置されると共に該遠端部の長さによって延在する撮像アセンブリも含むことができる。該撮像アセンブリは、外側表面及び内側表面を有することができる撮像エレメントのアレイを含むことができる。該撮像アセンブリは、更に、前記撮像エレメントのアレイの前記内側表面に隣接する集積回路を含むことができる。当該装置は、更に、前記撮像アセンブリに隣接すると共に該撮像アセンブリの長さの少なくとも一部にわ
50

たって延在する伝導性プレートを含むことができる。該伝導性プレートは、前記撮像エレメントのアレイ及び前記集積回路の少なくとも一方により発生される熱を受けることができる。

【 0 0 0 7 】

[0007] 幾つかの実施態様において、前記プレートは、該プレートが前記撮像エレメントのアレイの撓みを防止することができるように、前記撮像エレメントのアレイの剛性より大きな剛性を有することができる。幾つかの例において、前記プレートは1以上の金属を含むことができる。幾つかの実施態様において、前記プレートは放射線不透過性であり得る。幾つかの実施態様において、前記撮像アセンブリは、第1表面及び該第1表面とは反対側の第2表面を有する音響裏打ち材料を含むことができる。幾つかの例において、第1電子部品の第2表面は、前記音響裏打ち材料の第1表面に結合することができる。幾つかの他の例において、前記音響裏打ち材料の第2表面は前記プレートに結合することができる。幾つかの実施態様において、前記音響裏打ち材料は、前記撮像エレメントのアレイ及び前記電子(集積)回路の少なくとも一方により発生される熱が前記音響裏打ち材料を介して前記プレートにより受け取られるように、熱伝導性である。

10

【 0 0 0 8 】

[0008] 幾つかの実施態様において、前記プレートの断面は、長方形形状、T字形状又は半円形形状を有することができる。幾つかの例において、前記撮像エレメントのアレイの外側表面は、前記患者の身体内の撮像される面に面することができる。幾つかの実施態様において、前記集積回路は第1表面及び該第1表面とは反対側の第2表面を有し、かくして、該集積回路の第1表面は前記撮像エレメントのアレイに結合することができる。

20

【 0 0 0 9 】

[0009] 幾つかの実施態様においては、電子部品が前記撮像エレメントのアレイ及び前記集積回路の少なくとも一方と通信することができ、かくして、前記プレートは該電子部品により発生される熱も受けることができる。幾つかの例において、該電子部品は前記撮像アセンブリの音響裏打ち材料と接触することができる。幾つかの例において、該電子部品は相互接続基板である。幾つかの例において、前記集積回路は前記撮像エレメントのアレイを制御することができる。

【 0 0 1 0 】

[0010] 幾つかの実施態様において、撮像装置を製造する方法は、伝導性プレートを設けるステップ及び撮像アセンブリを設けるステップを含む。前記撮像アセンブリは、長さを定めることができると共に撮像エレメントのアレイを有することができる。該撮像エレメントのアレイは、内側表面及び外側表面を有することができる。前記撮像アセンブリは、前記内側表面に隣接することができると共に前記撮像エレメントのアレイと通信することができる集積回路を更に含むことができる。該方法は、前記プレートと前記集積回路及び前記撮像エレメントのアレイの少なくとも一方との間の熱的接触を確立するステップも含む。前記プレートは、前記撮像アセンブリに隣接すると共に該撮像アセンブリの長さの少なくとも一部にわたって延在することができる。該方法は、更に、前記プレート及び前記撮像アセンブリを可撓性長尺部材の遠端部内に配置するステップを有する。

30

【 0 0 1 1 】

[0011] 幾つかの実施態様において、前記撮像装置を製造する方法は、更に、熱伝導性プレートを得るステップ、及び金属及び箔を有するプレートアセンブリを得るステップを含むことができる。該方法は、更に、前記プレートアセンブリの、前記箔ではなく、前記金属に複数のプレートをエッチング形成するステップを含むことができる。幾つかの例において、該方法は、複数の撮像アセンブリを得るステップ、及び複数のサブアセンブリを形成するために、前記複数の撮像アセンブリの各々における前記音響裏打ち材料の表面を前記複数のプレートにおける各プレートに結合するステップを含むことができる。該方法は、前記プレートと相互接続基板との間の熱的接触を確立するステップも含むことができる。該方法は、前記プレートアセンブリの前記箔をエッチングするステップを含むような、前記サブアセンブリを単独化するステップも含むことができる。

40

50

【 0 0 1 2 】

[0012] 本開示の更なる態様、フィーチャ及び利点は、後述する詳細な説明から明らかとなるであろう。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

[0013] 以下、本開示の例示的实施態様を、添付図面を参照して説明する。

【 0 0 1 4 】

【図 1】[0014] 図 1 は、本開示の態様による撮像システムの概略図である。

【図 2】[0015] 図 2 は、本開示の態様による撮像装置の遠端部の斜視図である。

【図 3 A】[0016] 図 3 A は、本開示の態様による撮像アセンブリの上面図である。

10

【図 3 B】[0017] 図 3 B は、本開示の態様による撮像アセンブリの側面図である。

【図 4】[0018] 図 4 は、本開示の態様による撮像装置の遠端部の側面図である。

【図 5】[0019] 図 5 は、本開示の態様による複数の伝導性プレートを含むプレートアセンブリの上面図である。

【図 6 A - 6 C】[0020] 図 6 A - 6 C は、本開示の態様による伝導性プレートの断面図である。

【図 7】[0021] 図 7 は、本開示の態様による撮像装置を製造する方法のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

20

[0022] 本開示の原理の理解を促進するために、図面に示される実施態様を参照すると共に、該実施態様を説明するために固有の文言を使用する。それにも拘わらず、本開示の範囲に対する何れの限定も意図されていないと理解されるものである。記載される装置、システム及び方法に対する任意の代替例及び更なる変更例、並びに本開示の原理の何れの他の応用例も、本開示が関係する当業者により通常に思い付くように、本開示内において想定されると共に含まれるものである。例えば、当該 I C E システムは流体充填構造に関して説明され得るが、この用途に限定されることを意図するものではなく、例えば、患者の身体内を撮像するために用いることができると理解される。特に、或る実施態様に関して記載されるフィーチャ、構成要素及び／又はステップは、本開示の他の実施態様に関して記載されるフィーチャ、構成要素及び／又はステップと組み合わせることができることが十分に考えられる。しかしながら、簡略化のために、これらの組み合わせの多数の繰り返しは、別途記載されるものではない。

30

【 0 0 1 6 】

[0023] 本開示の実施態様は、撮像装置の遠端部に熱伝導性部材（例えば、プレート）を実施化する。該プレートは、当該超音波撮像アレイ及び／又は該超音波撮像アレイと通信する電子部品（例えば、集積回路又は相互接続基板）により発生される熱を一層均一に分散させるヒートシンクとして作用する。該プレートは、当該撮像装置を、上記遠端部が当該撮像アレイを湾曲させ及び損傷／破壊しないように強化さえもする。

【 0 0 1 7 】

[0024] 本明細書で説明される実施態様は、多数の利点を提供する。複雑な手術が、最小限の侵襲的手順を用いて一層高頻度で達成される。最小限の侵襲的手順における重要事項は、介入治療を評価、監視及び誘導するために身体内の高品質画像を提供する能力である。例えば、外部的なものと実質的に同一の解像度で血管構造及び心臓内を撮像する能力である。侵襲的超音波トランスジューサの設計及び構成は一層複雑になるので、これらトランスジューサの電力消費及び結果的な熱放散は上昇する。本発明の開示は、当該トランスジューサ及び制御回路において発生される熱エネルギーを当該装置の最高表面温度を低減するように再分配し、かくして、高い電力で又は長期間にわたり動作させることを可能にする方法を説明する。実際に、一層高い音響出力パワーで動作することができる超音波プローブからは一層良好な画像品質が得られる。

40

【 0 0 1 8 】

50

[0025] 図1は、本開示の実施態様による撮像システム100の概略図である。患者の身体内で撮像するために使用することができる該システム100は、撮像装置110、コネクタ124、コンソール及び/又はコンピュータ等の制御及び処理システム130、並びにモニタ132を含むことができる。撮像装置110は、可撓性長尺部材108の先端における撮像アセンブリ102及びハンドル120を含む。撮像アセンブリ102は、トランスジューサエレメントのアレイ等の1以上の超音波トランスジューサエレメント及び関連する電子回路を含むことができる。幾つかの実施態様において、撮像システム100は2D及び/又は3D画像を発生するために使用される。例えば、当該撮像アセンブリは、2D撮像のための1D撮像アレイ又は3D撮像のための2D撮像アレイを含むことができる。幾つかの例において、撮像システム100は、互いに垂直な2つの異なる視方向におけるx面画像を発生するために使用される。当該トランスジューサエレメント及び/又は電子回路は、種々の実施態様において撮像コア又は撮像アセンブリと称され得る。

10

【0019】

[0026] 可撓性長尺部材108は、遠端部104及び近端部106を含む。前記撮像アセンブリ102は、可撓性長尺部材108の遠端部104に直接に又は間接的に結合することができる。例えば、撮像アセンブリ102は先端部材(例えば、図2の先端部材200)内に配置することができ、該先端部材を可撓性長尺部材108の遠端部104に結合することができる。撮像アセンブリ102は、遠端部104の長さ等の該可撓性長尺部材108の或る長さにわたり延在することができる。近端部106における近端は、撮像装置110の操作及び該撮像装置110の手動制御のために、例えば可撓性歪緩和部112によりハンドル120に取り付けられる。ハンドル120は、アクチュエータ116、クラッチ114、及び/又は撮像装置110を1以上の方向にステアリングする(撮像アセンブリ102及び遠端部104を偏向させること等により)ための他のステアリング制御部品を含むことができる。

20

【0020】

[0027] ハンドル120は、他の歪緩和部118及び接続ケーブル122を介してコネクタ124に接続される。コネクタ124は、撮像アセンブリ102における撮像コアにより発生された信号から得られるデータを処理し、記憶し、分析し、操作し及び表示するために制御/処理システム130及びモニタ132と相互接続するように何らかの好適な形態で構成することができる。制御/処理システム130は、1以上のプロセッサ、メモリ、キーボード等の1以上の入力装置及び何らかの好適なコマンド制御インターフェース装置を含むことができる。制御/処理システム130は、本明細書に記載される撮像システム100のフィーチャを容易化するように動作することができる。例えば、前記プロセッサは非一時的有形コンピュータ読取可能な媒体上に記憶されたコンピュータ読取可能な命令を実行することができる。モニタ132は、液晶ディスプレイ(LCD)パネル等の任意の好適な表示装置とすることができる。

30

【0021】

[0028] 動作時において、医師又は臨床医は可撓性長尺部材108を心臓生体構造における血管内へと進める。医師又は臨床医は、アクチュエータ116及びハンドル120上のクラッチ114を制御することにより、可撓性長尺部材108を撮像されるべき関心領域の近傍の位置へとステアリングすることができる。例えば、一方のアクチュエータ116は撮像アセンブリ102及び遠端部104を左右面内で偏向させることができる一方、他方のアクチュエータ116は撮像アセンブリ102及び遠端部104を前後面内で偏向させることができる。クラッチ114は、関心領域を撮像する間に、アクチュエータ116の位置を、従って前記可撓性長尺部材の偏向をロックするためのロック機構を提供する。

40

【0022】

[0029] 撮像過程は、超音波エネルギーを生成するために撮像アセンブリ102上の超音波トランスジューサエレメントを駆動するステップを含み得る。該超音波エネルギーの一部は当該関心領域及び周囲の生体構造により反射され、超音波エコー信号が該超音波トラン

50

スジューサエレメントにより受信される。コネクタ１２４は該受信されたエコー信号を制御／処理システム１３０に伝送し、該制御／処理システムにおいて超音波画像が再構成されると共にモニタ１３２上に表示される。幾つかの実施態様において、制御／処理システム１３０は超音波トランスジューサエレメントの駆動及びエコー信号の受信を制御することができる。幾つかの実施態様において、制御／処理システム１３０及びモニタ１３２は同一のシステムの一部とすることができる。

【００２３】

[0030] 当該システム１００は、経中隔内腔穿刺法、左心耳閉鎖術、心房細動アブレーション術及び弁修復術等の種々の応用例において利用することができる。一般的に、システム１００は、血管、構造、内腔及び／又は任意の数の生体構造位置及び組織型を含む患者の身体内の任意の適した生体構造／組織を撮像するために使用することができ、これらは、限定するものではないが、肝臓、心臓、腎臓、胆嚢、脾臓、肺臓を含む臓器；導管；腸；脳；硬膜嚢、脊髄及び末梢神経を含む神経系構造；泌尿器系；並びに心臓の血液、心室若しくは他の部分内の弁及び／又は身体の他の系を含む。自然構造に加えて、当該撮像装置１１０は、限定するものでないが、心臓弁、ステント、シャント、フィルタ及び他の装置等の人工構造を検査するために使用することもできる。例えば、装置１１０は、患者の身体内等の、自然又は人工の両方の流体で充填された又は取り囲まれた構造内に配置することができる。当該血管、構造、内腔及び生体構造／組織は、心臓血管系、末梢血管系、神経血管系、腎臓血管系及び／又は身体内の何らかの適した内腔を含む患者の血管系の動脈又は静脈等の血管を含むことができる。

【００２４】

[0031] システム１００は、何らかのカテーテル治療手順により使用するのに適している。更に、撮像アセンブリ１０２は、診断、治療及び／又は療法のための何れの好適な生理学的センサ又は部品を含むこともできる。例えば、当該撮像アセンブリは、撮像部品、アブレーション部品、切断部品、細切除去部品、圧力感知部品、流れ感知部品、温度感知部品及び／又はこれらの組み合わせを含むことができる。幾つかの例において、システム１００は腔内撮像手順の前後関係で説明される。

【００２５】

[0032] 図２は、本開示の実施態様による撮像アセンブリ１０２を含む撮像装置１１０の遠端部１０４の斜視図である。撮像アセンブリ１０２は、先端部材２００内に配置されたトランスジューサエレメントのアレイ及び関連する回路を含む撮像コア２６２を備えて図示されている。先端部材２００は、撮像アセンブリ１０２のためのハウジングとすることができ、超音波エネルギー及び反射されたエコーが通過伝搬する音響窓を含むことができる。撮像アセンブリ１０２は先端部材２００内に配置することができ、該先端部材２００は前記可撓性長尺部材１０８の遠端部１０４に結合することができる。該先端部材２００の材料のタイプ及び壁厚は、音響的歪、減衰及び／又は反射を最少にするように選択される。先端部材２００は、例えば、ガイドワイヤ管腔、孔、又は圧力センサ、薬剤供給機構及び／又は何らかの適切な介入フィーチャ等の追加の装置若しくはフィーチャを収容するための他の幾何学構造等の他のフィーチャを含むこともできる。先端部材２００は、撮像アセンブリ１０２のための光学的及び／又は音響的に透過性のカバーとすることができる。撮像アセンブリ１０２は、撮像コア２６２と電氣的に通じる相互接続基板３１０を含む。撮像コア２６２は、電気ケーブル２６６に、相互接続基板３１０に対する電氣的相互接続部２６４を介して結合される。電気ケーブル２６６は、図１に示されたように、遠端部１０４から近端方向に可撓性長尺部材１０８及び装置１１０を介してコネクタ１２４まで延在することができる。幾つかの実施態様において、当該撮像装置の遠端部の直径は、約３mmとすることができる。

【００２６】

[0033] 図３Ａは、本開示の実施態様による撮像アセンブリ１０２の上面図であり、図３Ｂは側面図である。図４は、先端部材２００内に配置された撮像アセンブリ１０２を含む撮像装置１１０の遠端部１０４の側面図である。

【 0 0 2 7 】

[0034] 撮像アセンブリ 1 0 2 は、撮像エレメントのアレイ 3 0 2 を含む撮像コア 2 6 2 を備えて図示されている。例えば、音響撮像エレメント 3 0 2 は、チタン酸ジルコン酸鉛（P Z T）、圧電又は容量性微細加工超音波トランスジューサ（P M U T 又は C M U T）を含む任意の好適なタイプのものとすることができる。幾つかの実施態様において、アレイ 3 0 2 は P Z T 層、1 以上の電極層、1 以上の整合層等の複数の層を含む。幾つかの例において、撮像エレメントのアレイ 3 0 2 は、8 0 0 個を超える撮像エレメントのアレイの形態であり得る。この点に関し、撮像エレメント 3 0 2 は、該撮像エレメントのアレイ 3 0 2 が対称な開口を有することができるように、同一の長さ及び同一の幅を持つ 2 次元アレイで配置することができる。幾つかの例において、撮像エレメント 3 0 2 は、当該アレイの長さに沿って幅にわたるよりも一層多くの撮像エレメント 3 0 2 が延在するように、幅より大きな長さを有する 2 次元アレイで配置することができる。結果として、撮像エレメントのアレイ 3 0 2 は、非対称な開口を有し得る。

10

【 0 0 2 8 】

[0035] 図 3 A、図 3 B 及び図 4 に示されるように、撮像アセンブリ 1 0 2 は、撮像エレメント 3 0 2 と互いに電氣的に通じる電子部品 3 0 4、3 1 0、及び / 又は電気ケーブル 2 6 6 も含むことができる。幾つかの実施態様において、該集積回路 3 0 4 及び / 又は 3 1 0 は、剛性又は可撓性の印刷回路アセンブリであり得る。例えば、集積回路 3 0 4 は、撮像エレメント 3 0 2 の動作を制御するように構成された、特定用途向け集積回路（A S I C）等の集積回路であり得る。例えば、集積回路 3 0 4 は、トランスジューサエレメント 3 0 2 の駆動、信号線の間の切り換え、励起パルスの発生、及び / 又は腔内撮像、流体充填構造の撮像若しくは患者の身体内での撮像に関連する他のフィーチャを提供することができる。幾つかの例において、集積回路 3 0 4 は、撮像エレメントのアレイ 3 0 2 を制御できると共に該アレイの撮像エレメント 3 0 2 のためのビーム形成を実行することができるマイクロビームフォーマ集積回路（I C）であり得る。幾つかの実施態様において、トランスジューサエレメント 3 0 2 は、例えば集積回路 3 0 4 の基板上に形成される。幾つかの実施態様において、撮像トランスジューサのアレイ 3 0 2 は、集積回路 3 0 4 上に直接フリップチップ実装される。圧電エレメント 3 0 2 は、典型的に、音響層のアセンブリをフリップチップ実装すると共に個々のエレメントに切断することにより当該 I C に取り付けられる。M U T エレメントは、ユニットとしてフリップチップ実装するか又は集積回路 3 0 4 上に直接成長させることができる。幾つかの例において、音響撮像エレメント 3 0 2 の大量端末処理は集積回路 3 0 4 において実施される。幾つかの実施態様において、集積回路 3 0 4 は音響エレメントのアレイ 3 0 2 の直下に位置し、これらに電氣的に接続される。集積回路 3 0 4 は、撮像エレメント 3 0 2 と物理的且つ熱的な接触状態であり得る。

20

30

【 0 0 2 9 】

[0036] 撮像アセンブリ 1 0 2 の電子部品 3 1 0 は、相互接続基板及び / 又はインターポーザであり得る。幾つかの例において、相互接続基板 3 1 0 は、図 3 A 及び図 3 B に図示されたように、集積回路 3 0 4 にワイヤボンディング 3 2 0 等の何らかの好適な手段を介して電氣的に及び / 又は機械的に接続される。幾つかの例において、相互接続基板 3 1 0 は、図 3 B に示されるように、当該撮像アセンブリの温度を測定するための 1 以上のセンサ 3 1 5 を含むことができる。

40

【 0 0 3 0 】

[0037] 電気ケーブル 2 6 6 は、撮像エレメント 3 0 2、集積回路 3 0 4 及び / 又は相互接続基板 3 1 0 と通信する。該電気ケーブル 2 6 6 は、集積回路 3 0 4 に電源を供給するための 1 以上の電源ライン、集積回路 3 0 4 に制御信号を伝送するための 1 以上の制御ライン、及び撮像信号を伝送するための 1 以上の信号ラインを含む。幾つかの例において、電気ケーブル 2 6 6 のワイヤは、集積回路 3 0 4 と相互接続基板 3 1 0 を介して電氣的に通じる。ケーブル 2 6 6 は、相互接続基板 3 1 0 上の電氣的相互接続部 2 6 4 に結合することができる。幾つかの例において、撮像アセンブリ 1 0 2 は電気ケーブル 2 6 6 が集

50

積回路 304 に直接結合されるように構成される。

【0031】

[0038] 当該撮像アセンブリ 102 は、図 3 B 及び図 4 に示されるように、音響裏打ち材料 365 を含む。該音響裏打ち材料 365 は、撮像エレメント 302 により望ましくない方向に放出される超音波信号を減衰させるように構成することができる。幾つかの例において、音響裏打ち材料 365 は、超音波に対する減衰材料とすることができ、超音波の後方への伝搬を防止することができる。従って、該音響裏打ち材料 365 は、先端部材 200 の音響窓を介して等の当該撮像エレメント 302 による超音波信号の所望の方向への送信を促進する。幾つかの例において、該音響裏打ち材料 365 は熱伝導性のものである。

10

【0032】

[0039] 本開示の態様によれば、装置 110 の遠端部 104 及び / 又は撮像アセンブリ 102 はプレート 375 を含む。該プレート 375 は正方形又は長方形の棒体若しくは複数の棒体の形態を呈することができる。該プレート 375 は、幾つかの事例では、長方形角柱として成形することができる。幾つかの実施態様において、プレート 375 は単一の金属棒体又は互いに平行で隣接した複数の棒体を有することができる。プレート 375 は、セラミック、ダイヤモンド、タングステンカーバイド、アルミニウム、銅若しくはチタン等の金属、又は銅若しくはベリリウム銅等の金属合金等の任意の好適な材料を有することができる。幾つかの実施態様において、プレート 375 は放射線不透過性であり得る。この点に関し、金属は電子密度が高く、従って、高度に放射線不透過性である。このこと

20

【0033】

[0040] 幾つかの実施態様において、プレート 375 は伝導性である。プレート 375 は、幾つかの事例では、ヒートシンクと称することができる。プレート 375 は熱伝導性のものですることができる。幾つかの実施態様において、プレート 375 は導電性のものですることができる。例えば、プレート 375 は、撮像装置 110 の動作の副産物として撮像エレメントのアレイ 302、集積回路 304 及び / 又は相互接続基板 310 により発生される熱を受ける。この点に関し、プレート 375 は撮像エレメントのアレイ 302、集積回路 304 及び / 又は相互接続基板 310 と熱接触状態である。プレート 375 無しでは、熱は撮像エレメントのアレイ 302、集積回路 304 及び / 又は相互接続基板 310 の箇所に集中される。このように、撮像装置 110 の遠端部 104 における何れの温度上昇も局在化される。プレート 375 は、熱エネルギーが最高温度箇所から最低温度箇所へ移動し得る経路を提供する。このことは、有利にも、撮像装置 110 内の熱を分散させ、遠端部 104 の何れの位置も不釣り合いに大きな温度上昇から防止する。加えて、プレート 375 を用いて熱を分散させることにより、血液の一層大きな表面積が当該撮像装置 110 の暖かな部分と接触するようになり、このことは、血液が自身を損傷させることなく熱を一層容易に放散することを可能にする。プレート 375 のために使用される材料の熱伝導性が大きいほど、当該トランスジューサ及び集積回路領域から熱が一層効率的に除去されるであろう。

30

40

【0034】

[0041] プレート 375 は、前記音響裏打ち材料 365 にも熱的に接触する。前述したように、音響裏打ち材料 365 は熱伝導性とすることができる。このような実施態様において、該音響裏打ち材料 365 及びプレート 375 は、当該撮像装置 110 のための 2 段階ヒートシンクとして作用する。この点に関し、撮像エレメントのアレイ 302、集積回路 304 及び / 又は相互接続基板 310 により発生される熱は、音響裏打ち材料 365 により受け取られた際に最初に分散され、プレート 375 により受け取られた際に 2 度目に分散される。

【0035】

[0042] 幾つかの例において、プレート 375 は、該プレート 375 が撮像エレメント

50

のレイ 302 の撓みを防止するように該撮像エレメントのレイ 302 の剛性より大きな剛性を示すことができる。また、プレート 375 は、有利には、当該撮像装置 110 遠端部 104 の引っ張り / 圧縮強度及び / 又は剛性を増加させることにより撮像アセンブリ 102 のための構造的支持を提供する。この点に関し、プレート 375 の材料の引っ張り / 圧縮強度及び / 又は剛性は、レイ 302、集積回路 304、相互接続基板 310 及び / 又は先端部材 200 の材料の剛性よりも大きくすることができる。プレート 375 を撮像装置 110 内に実施化することにより、遠端部 104 は、レイ 302 を損傷させ又は破壊するような曲げ又は撓みを受ける可能性が低くなる。幾つかの実施態様において、プレート 375 は熱伝導性のものではなく、撮像装置 110 内に構造的支持をもたらすためにのみ実施化される。他の実施態様において、プレート 375 は、熱伝導性であると共に、撮像アセンブリ 102 のための構造的支持も提供する。

10

【0036】

[0043] 図 3B 及び図 4 に示されたように、プレート 375 は、遠端部 104 内に、撮像アセンブリ 102 と長手方向及び横方向が位置合わせされて配置される。例えば、プレート 375 は、撮像アセンブリ 102 に隣接して延在すると共に該撮像アセンブリの長さの少なくとも一部にわたって延在することができる。この点に関し、プレート 375 の寸法 376、377、378 は、撮像エレメントのレイ 302、集積回路 304 及び / 又は相互接続基板 310 の長さの全て又は少なくとも一部及び幅の全て又は少なくとも一部にわたるように選択することができる。特定の例において、プレート 375 は、これら要素の長さ又は幅を超えて延在することもできる。幾つかの実施態様において、プレート 375 の幅 376 は、3mm 等の値を含み、約 2mm ~ 4mm の間とすることができる。プレート 375 の長さ 377 は、幾つかの実施態様では、約 5mm ~ 25mm の間とすることができる。プレート 375 の高さ 378 は、幾つかの実施態様では、約 0.1mm ~ 1mm の間とすることができる。幾つかの実施態様において、プレート 375 の表面積は、放射表面積を、従ってエネルギー伝送の率を増加させるために最大にすることができる。幾つかの例において、プレート 375 の幅 376、高さ 378 及び長さ 377 は、所望の熱放散の量に基づいて選択することができる。幾つかの実施態様において、撮像エレメントのレイ 302 及び集積回路 304 の遠端側エッジは、プレート 375 の遠端側エッジと整列させることができる。幾つかの実施態様において、プレート 375 は、近端側の方向に、撮像エレメントのレイ 302 及び集積回路 304 の近端側エッジを超えて延在することができる。相互接続基板 310 の近端側エッジは、プレート 375 の近端側エッジと位置合わせすることができる。音響裏打ち材料 365 は、プレート 375 と横方向及び長手方向で整列させることができる。幾つかの実施態様において、プレート 375 の 1 以上のエッジ (側部) は、撮像エレメントのレイ 302 及び / 又は集積回路 304 の 1 以上のエッジ (側部) と整列させることができる。例えば、撮像アセンブリ 102 は、プレート 375、レイ 302、集積回路 304、裏打ち材料 365、相互接続基板 310 等を含む、積層構造の 1 以上の部品を含む。プレート 375 の 1 以上のエッジ (側部) は、当該撮像アセンブリ 102 の他の積層部品の 1 以上のエッジ (側部) と面一とすることができる。

20

30

【0037】

[0044] レイ 302、集積回路 304、相互接続基板 310、音響裏打ち材料 365 及びプレート 375 のうちの 1 以上は、接着剤又はエポキシ等の何らかの適切な接着剤を用いて機械的及び / 又は熱的に結合することができる。幾つかの実施態様において、図 3B 及び図 4 において撮像アセンブリ 102 の向きで示されるように、レイ 302 は集積回路 304 の上位表面上に形成される。例えば、レイ 302 は外側 / 上位表面及び内側 / 下位表面を含むことができる。レイ 302 の上位 / 外側表面は、撮像されている患者身体内の生体構造の撮像面に面するように配置することができる。集積回路 304 は、レイ 302 の下位 / 内側表面に隣接することができる。集積回路 304 の上位表面とは反対側の下位表面は、音響裏打ち層 365 の上位表面と接触すると共に該上位表面に結合することができる。相互接続基板 310 の上位表面とは反対側の下位表面は、音響裏打ち層 365 の上位表面と接触すると共に該上位表面に結合することができる。音響裏打ち層 3

40

50

65の上位表面とは反対側の下位表面は、プレート375の上位表面と接触すると共に該上位表面に結合することができる。該プレート375の上位表面とは反対側の下位表面は、先端部材200に隣接することができる。

【0038】

[0045] 図5は、本開示の態様による複数の熱伝導性プレート510を含むプレートアセンブリ500の上面図である。図5は、撮像装置110を製造する方法の間における或る段階を図示するものであり得る。バッチ工程の間において、1、10、16又はそれ以上のプレート等の任意の数のプレート510を形成することができる。該プレートアセンブリ500は、何らかの好適な接着剤により箔505に結合されたブロック515を含むことができる。ブロック515及び/又は箔505は、幾つかの実施態様では、金属又は金属合金であり得る。幾つかの実施態様において、ブロック515はベリリウム銅とすることができる一方、箔505はアルミニウム又は鋼とすることができる。プレートアセンブリ500の製造は、中実の完全な長方形角柱であるブロック515で開始することができる。製造の或る段階において、箔505ではなく、ブロック515はアイランド(島部)又はプレート510を形成するためにエッチングされる。図5は、この段階の後のプレートアセンブリ500を示す。箔505ではなく、ブロック515のみをエッチングすることにより、複数のプレート510が、これらプレート510の間の間隔を維持しながら所望の形状で形成される。個々のプレート510に付着された箔505の細条部520は、プレート510の間の相対的配置を維持する。当該エッチングは非常に正確なものとすることができ、プレート510間の正確な間隔が分かる。当該撮像装置110の製造の後の段階において、プレート510が箔505に依然として付着されたまま、例えば、ピックアップブレース方法を用いて撮像アセンブリ102の種々の部品を各プレート510上に正確に配置すると共に当該プレート510に結合することができる。幾つかの実施態様において、当該アセンブリ500は、プレート510上の部品の正確な切断及び配置を容易にするために基準マーカを含むことができる。製造の更に後の段階において、プレート510は箔を介しての切断/ダイシングにより単体化することができ、かくして、斯かるプレート及び何れの結合された撮像部品も互いに対して移動可能となるようにする。

【0039】

[0046] 複数のプレート510を単一の段階で形成する結果として、製造は一層効率的になり得る。幾つかの実施態様において、ICE装置は、血管を介して心臓の心室まで進まなければならないので、必然的に小さくなる。従って、当該アセンブリが先端部材の範囲内に収まるように先端部を高い精度で組み立てることが必要である。これを達成するために、金属棒体が一層大きな金属のプレートからエッチングされると共に表面上に薄い金属箔により支持されるようなバッチ工程を考えることができる。当該エッチング工程は、他の製造方法を超える多数の利点を有している。エッチングは非常に正確な工程であり、該処理技術は棒体上に面取り面を残存させて、組み立てられる装置の先端部内への収まりを容易にし、該製造方法はトランスジューサアセンブリの構築に現在採用されている他の製造方法と組み合わせるのに向いている。

【0040】

[0047] 図6A、図6B及び図6Cは、各々、本開示の態様によるプレート600、650及び680の断面図である。幾つかの例において、これらの断面図は、図3Aにおける断面6-6に対応するか、又は同様に図3Bにおける断面379に対応する。図6A、図6B及び図6Cは、プレート600、650及び680の例示的断面形状を示す。種々の実施態様において、プレート600、650及び680の断面は中実であり得る。他の実施態様において、当該断面は1以上の開口を含み得る。プレート600は長方形断面を含み、この構成は有利にも容易に製造することができる形状を提供する。プレート650は半円又は半楕円形状を含み、該形状は有利にも撮像装置110の先端部材200の形状に整合する。プレート680はT字形状を含み、該形状は有利にも当該プレートの撓み/曲がり防止のための引っ張り/圧縮強度及び/又は剛性を付加する。

【0041】

[0048] 図7は、装置110等の撮像装置を製造する方法700を解説したフローチャートを示す。方法700のステップは、他の実施態様においては、図7に示されたのとは異なる順序で実行することもでき、これらステップの前、間及び後に追加のステップを設けることもでき、及び/又は記載されたステップの幾つかを置換若しくは削除することもできると理解される。方法700のステップは、当該撮像装置の製造者により実行することができる。幾つかの例において、装置110は腔内撮像、流体充填構造の撮像、又は患者の身体内の撮像のために使用することができる。

【0042】

[0049] ステップ702において、方法700は伝導性プレートを設定するステップを含む。ステップ704において、方法700は撮像アセンブリを設定するステップを含む。該撮像アセンブリは、撮像エレメントのアレイ及び該撮像エレメントのアレイと通信する集積回路を含むことができる。幾つかの実施態様において、上記撮像アセンブリは該撮像アセンブリの長さを定め得る。ステップ706において、方法700は、前記プレートと、撮像エレメントのアレイ302、集積回路304、相互接続基板310及び/又は音響裏打ち材料365等の当該撮像アセンブリの1以上の構成部品との間の熱的接触を確立するステップを含む。上記プレートは、当該撮像アセンブリに隣接すると共に該撮像アセンブリの長さの少なくとも一部にわたり延在することができる。幾つかの実施態様において、熱的接触を確立するステップ706は、当該構成部品を、一方の部品から他方の部品へ熱エネルギーが伝送され得るように直接的又は間接的に接触又は接近させるステップを含むことができる。ステップ708において、方法700は前記プレート及び撮像アセンブリを可撓性長尺部材の遠端部内に配置するステップを含む。幾つかの例において、該プレート及び撮像アセンブリの配置は、上記可撓性長尺部材の長さにならって延在し得る。例えば、ステップ708は、前記プレート及び撮像アセンブリを前記可撓性長尺部材の遠端部内に機械的及び/又は電気的に取り付けるステップを含み得る。例えば、該プレート及び撮像アセンブリは、前記可撓性長尺部材等のカテーテル本体の遠端部に結合される先端部材又は撮像窓内に配置することができる。

【0043】

[0050] 幾つかの実施態様において、前記プレートはプレートアセンブリから製造される。この点に関し、方法700は箔に結合された金属ブロックを有するプレートアセンブリを得るステップを含むことができる。方法700は、上記プレートアセンブリのうちの箔ではなく金属ブロックに複数のプレートをエッチング形成するステップを含むことができる。このようにして、上記プレートの間に延びる箔が、これらプレートの間に正確な間隔を維持する。方法700は、更に、前記撮像アセンブリの1以上の構成部品を各プレート上に結合するステップを含むことができる。例えば、当該撮像アセンブリの少なくとも一部は、前記音響裏打ち材料、該音響裏打ち材料に結合された集積回路、及び該集積回路上に形成された撮像エレメントのアレイ（例えば、トランスジューサアレイ）を含むことができる。当該撮像アセンブリの斯かる各部分は、各プレートの遠端部分に結合することができる。この点に関し、ステップ706は、各撮像アセンブリの音響裏打ち材料の表面を前記複数のプレートの各プレートに、接着剤を使用すること等により、結合するステップを含むことができる。この点に関し、当該撮像アセンブリの各部分を当該プレートアセンブリの各プレート上に正確に配置するためにピックアンドプレイス工程を用いることができる。

【0044】

[0051] 当該撮像アセンブリにおける前記プレートに接続された部分は、幾つかの実施態様では、サブアセンブリ又はプレート付撮像アセンブリと称することができる。方法700は、エッチング、ダイシング及び/又は、それ以外では、前記プレートアセンブリの箔を切断すること等により、前記サブアセンブリを単独化するステップを含むことができる。このことは、サブアセンブリが互いに対して移動されることを可能にする。方法700は、各プレート付撮像アセンブリに追加の部品を付加するステップを含むことができる。例えば、方法700は、幾つかの実施態様において、当該撮像アセンブリの相互接続基

板と前記プレートとの間の熱的接触を確立するステップを含むことができる。例えば、該相互接続基板は前記音響裏打ち材料に結合することができる。このように、該相互接続基板からの熱は、上記音響裏打ち材料を介して当該プレートにより受け取ることができる。方法700は、当該撮像アセンブリの前記集積回路及び相互接続基板をワイヤボンディング320等により機械的及び／又は電氣的に結合するステップを含むこともできる。方法700は、電気ケーブルと当該撮像アセンブリとの間の電氣的及び／又は機械的接触を確立するステップを含むこともできる。当該撮像アセンブリ及びプレートは、撮像装置を形成するために、前記可撓性長尺部材の遠端部に取り付けられると共に該可撓性長尺部材の長さにより延在することができる。

【0045】

[0052] 上述した実施態様はICEに関するものであるが、血管内超音波装置及び経食道プローブ等の他の侵襲的超音波撮像装置に容易に変換することができる。

【0046】

[0053] 当業者であれば、上述した装置、システム及び方法を種々の態様で変更することができることを認識するであろう。従って、当業者は本開示により含まれる実施態様は上述した特定の例示的实施態様に限られるものではないことを理解するであろう。この点に関し、解説的实施態様が図示及び説明されたが、広範囲の修正、変更及び置換が上記開示において想定されるものである。このような変形は上記に対して本開示の範囲から逸脱することなく行うことができると理解される。従って、添付請求項は広く且つ本開示と一貫した態様で解釈されるべきと理解される。

以下、本発明の各種形態を付記する。

(付記1)

患者の身体内で撮像するための装置であって、

前記患者の身体内に挿入される可撓性長尺部材と；

前記可撓性長尺部材の遠端部に配置されると共に該遠端部の長さによりわたって延在する撮像アセンブリであって、

外側表面及び内側表面を有する撮像エレメントのアレイと、

前記撮像エレメントのアレイの前記内側表面に隣接する集積回路と、
を有する撮像アセンブリと；

前記撮像アセンブリに隣接すると共に該撮像アセンブリの長さの少なくとも一部によりわたって延在する伝導性プレートであって、前記撮像エレメントのアレイ及び前記集積回路の少なくとも一方により発生される熱を受ける伝導性プレートと；

を有する、装置。

(付記2)

前記伝導性プレートが前記撮像エレメントのアレイの撓みを防止するように、該伝導性プレートが前記撮像エレメントのアレイの剛性より大きな剛性を有する、付記1に記載の装置。

(付記3)

前記伝導性プレートが金属を有する、付記1に記載の装置。

(付記4)

前記伝導性プレートが放射線不透過性である、付記1に記載の装置。

(付記5)

前記伝導性プレートの断面が、長方形形状、T字形形状又は半円形形状を有する、付記1に記載の装置。

(付記6)

前記撮像エレメントのアレイの外側表面が、前記身体内の撮像される面に面する、付記5に記載の装置。

(付記7)

前記集積回路は第1表面及び該第1表面とは反対側の第2表面を有し、該集積回路の第1表面が前記撮像エレメントのアレイに結合される、付記1に記載の装置。

(付記 8)

前記撮像アセンブリは第 1 表面及び該第 1 表面とは反対側の第 2 表面を有する音響裏打ち材料を更に有し、前記集積回路の第 2 表面が該音響裏打ち材料の第 1 表面に結合される、付記 7 に記載の装置。

(付記 9)

前記音響裏打ち材料の第 2 表面が前記伝導性プレートに結合される、付記 8 に記載の装置。

(付記 10)

前記撮像エレメントのアレイ及び前記集積回路の少なくとも一方により発生される熱が前記音響裏打ち材料を介して前記プレートにより受け取られるように、前記音響裏打ち材料が伝導性である、付記 8 に記載の装置。

10

(付記 11)

前記撮像エレメントのアレイ及び前記集積回路の少なくとも一方と通信する電子部品を更に有し、前記伝導性プレートが該電子部品により発生される熱を受ける、付記 1 に記載の装置。

(付記 12)

前記電子部品が、前記撮像アセンブリの音響裏打ち材料と接触する、付記 11 に記載の装置。

(付記 13)

前記電子部品が相互接続基板を有する、付記 11 に記載の装置。

20

(付記 14)

前記集積回路が前記撮像エレメントのアレイを制御する、付記 1 に記載の装置。

(付記 15)

撮像装置を製造する方法であって、
伝導性プレートを設けるステップと；
長さを定めている撮像アセンブリを設けるステップであって、該撮像アセンブリが、
内側表面及び外側表面を有する撮像エレメントのアレイと、
前記内側表面に隣接すると共に前記撮像エレメントのアレイと通信する集積回路と、
を有するステップと；
前記伝導性プレートと前記集積回路及び前記撮像エレメントのアレイの少なくとも一方との間の熱的接触を確立するステップであって、前記伝導性プレートが前記撮像アセンブリに隣接すると共に該撮像アセンブリの長さの少なくとも一部にわたって延在するステップと；
前記伝導性プレート及び前記撮像アセンブリを可撓性長尺部材の遠端部内に配置するステップと；
を有する、方法。

30

(付記 16)

前記伝導性プレートを設けるステップが、
金属及び箔を有するプレートアセンブリを得るステップと、
前記プレートアセンブリの、前記箔にではなく、前記金属に複数のプレートをエッチング形成するステップと、
を有する、付記 15 に記載の方法。

40

(付記 17)

前記撮像アセンブリは音響裏打ち材料を更に有し、前記集積回路は該音響裏打ち材料と接触し、前記熱的接触を確立するステップが前記音響裏打ち材料の表面及び前記プレートを結合するステップを含む、付記 16 に記載の方法。

(付記 18)

複数の撮像アセンブリを得るステップと、
複数のサブアセンブリを形成するために、前記複数の撮像アセンブリの各々における前記音響裏打ち材料の表面を前記複数のプレートにおける各プレートに結合するステップと

50

を更に有する、付記 17 に記載の方法。

(付記 19)

前記プレートアセンブリの前記箔をエッチングするステップを含む、前記サブアセンブリを単独化するステップ、

を更に有する、付記 18 に記載の方法。

(付記 20)

前記撮像アセンブリが相互接続基板を更に有する付記 15 に記載の方法であって、
前記伝導性プレートと前記相互接続基板との間の熱的接触を確立するステップ、
を更に有する、方法。

10

【図 1】

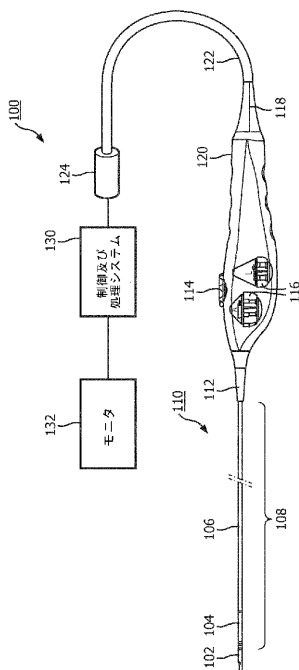


図 1

【図 2】

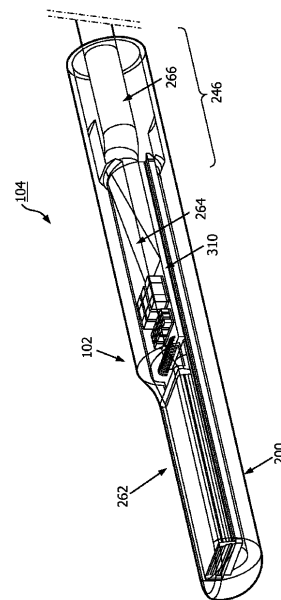


FIG. 2

【図 3 A】

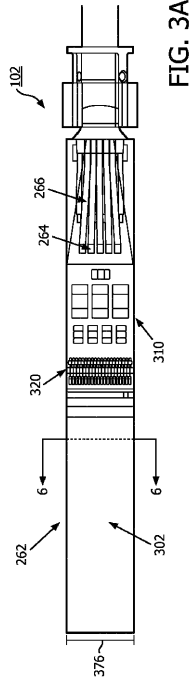


FIG. 3A

【図 3 B】

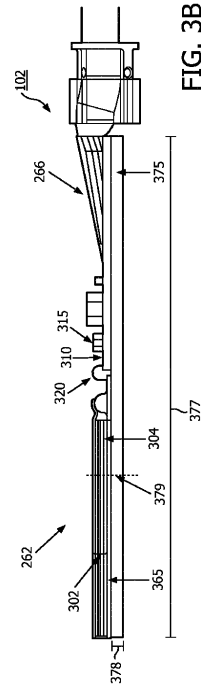


FIG. 3B

【図 4】

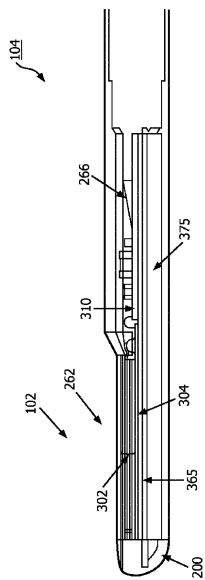


FIG. 4

【図 5】

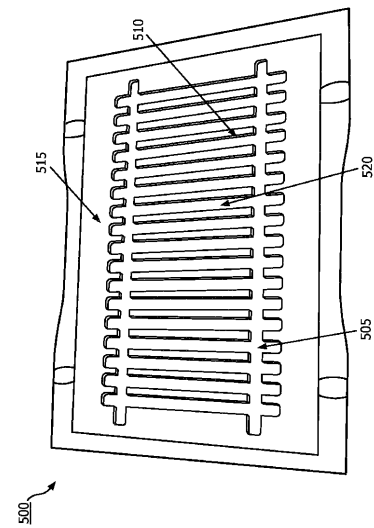


FIG. 5

【図 6 A】

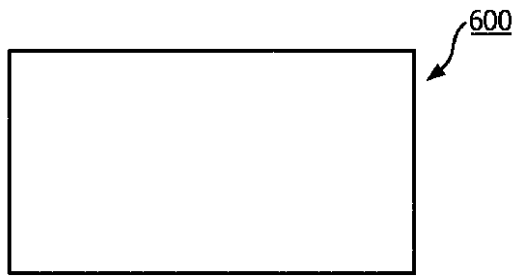


FIG. 6A

【図 6 C】

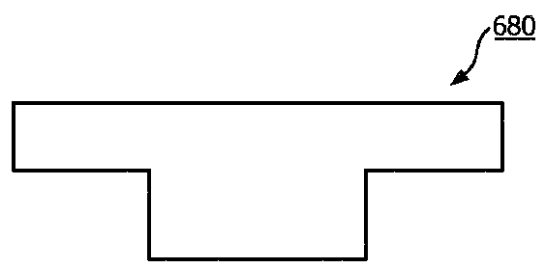


FIG. 6C

【図 6 B】



FIG. 6B

【図 7】

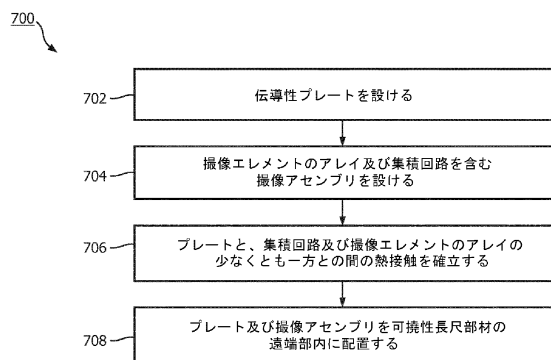


図 7

フロントページの続き

- (72)発明者 スドル ヴォイテク
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 オスマン ウィリアム ジョン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 サイニ アンジャリ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 レヴィ マイク
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

審査官 姫島 あや乃

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2015/0289854(US, A1)
米国特許出願公開第2003/0028108(US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 4