

(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2020-516403

(P2020-516403A)

(43) 公表日 令和2年6月11日(2020.6.11)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A61B 8/12 (2006.01)	A61B 8/12	4C601
H04R 1/44 (2006.01)	H04R 1/44 330H	5D019
H04R 19/00 (2006.01)	H04R 1/44 330K	
H04R 3/00 (2006.01)	H04R 19/00 330	
A61B 8/06 (2006.01)	H04R 3/00 330	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2019-555967 (P2019-555967)  
 (86) (22) 出願日 平成30年4月13日(2018.4.13)  
 (85) 翻訳文提出日 令和1年10月11日(2019.10.11)  
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2018/059532  
 (87) 国際公開番号 W02018/189371  
 (87) 国際公開日 平成30年10月18日(2018.10.18)  
 (31) 優先権主張番号 17166562.3  
 (32) 優先日 平成29年4月13日(2017.4.13)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 N. V.  
 オランダ国 5656 アーヘー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 2  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙  
 (74) 代理人 100163809  
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ファセット遠位前面を持つ超音波トランスデューサプローブ

(57) 【要約】

血管内動作に対する超音波トランスデューサプローブ 300 は、マイクロマシン超音波トランスデューサMUT素子308のそれぞれのサブアレイ306を持つ少なくとも2つの相互に近接した前面ファセット304 . a、304 . bを持つ、超音波放射及び受信のためのファセット遠位前面302を有し、前記MUT素子のサブアレイは、一緒に、前記遠位前面上に分布するMUT素子のファセットアレイを形成する。

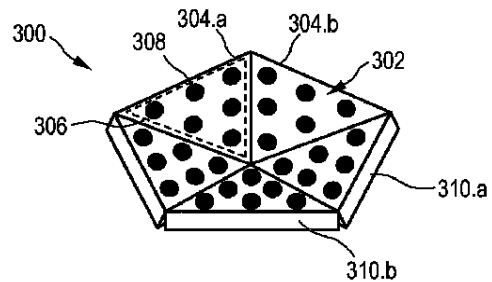


FIG. 3A

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

マイクロマシン超音波トランスデューサ素子（MUT素子）のそれぞれのサブアレイを持つ少なくとも2つの前面ファセットを持つ、超音波放射及び受信のためのファセット遠位前面を有する、超音波トランスデューサプロープにおいて、前記MUT素子の前記サブアレイが、一緒に、前記遠位前面上に分布するMUT素子のファセットアレイを形成し、前記前面ファセットが、個別の剛体キャリアアイランドにより形成され、各キャリアアイランドが、前記MUT素子のサブアレイの少なくとも1つを有し、前記キャリアアイランドが、可撓性電気絶縁材料により機械的に互いに接続される、超音波トランスデューサプロープ。

10

**【請求項 2】**

前記前面が、全体として凹状である、請求項1に記載の超音波トランスデューサプロープ。

**【請求項 3】**

前記前面が、全体として凸状である、請求項1に記載の超音波トランスデューサプロープ。

**【請求項 4】**

前記剛体キャリアアイランドが、前記MUT素子のそれぞれのサブアレイを電氣的に接続するそれぞれの接点インタフェースを含み、前記可撓性材料が、異なるサブアレイの接点インタフェースを互いに電氣的に接続する電気相互接続線を含む、請求項1に記載の超音波トランスデューサプロープ。

20

**【請求項 5】**

前記剛体キャリアアイランドが、前記MUT素子のそれぞれのサブアレイを電氣的に接続するそれぞれの接点インタフェースを含み、前記キャリアアイランドの前記接点インタフェースを剛体接点アイランドに電氣的に接続する可撓性相互接続バスを更に有し、前記剛体接点アイランドが、前記それぞれのサブアレイの前記MUT素子から超音波照射の送信を駆動する外部電源に対する前記MUT素子のアレイの接続、及び前記それぞれのサブアレイの前記MUT素子により受信された超音波照射を示すトランスデューサ信号を受信する外部信号処理装置に対する接続のための接点インタフェースを有する、請求項1に記載の超音波トランスデューサプロープ。

30

**【請求項 6】**

前記剛体キャリアアイランドが、前記MUT素子のそれぞれのサブアレイを電氣的に接続するそれぞれの接点インタフェースを含み、前記MUT素子のサブアレイが、電気ワイヤにより、前記それぞれのサブアレイの前記MUT素子からの超音波照射の送信を駆動する外部電源に接続され、前記それぞれのサブアレイの前記MUT素子により受信された超音波照射を示すトランスデューサ信号を受信する外部信号処理装置に接続される、請求項1に記載の超音波トランスデューサプロープ。

40

**【請求項 7】**

血管内動作に対する血管内超音波センサ装置において、生物の血管内への挿入に適したセンサ本体と、前記センサ本体の遠位端における請求項1に記載の超音波トランスデューサプロープと、を有する、血管内センサ装置。

**【請求項 8】**

前記センサ本体が、前記超音波トランスデューサプロープからの超音波照射の送信を駆動する外部電源に対する前記超音波トランスデューサプロープの接続のための電力伝送線と、前記それぞれのサブアレイの前記MUT素子により受信された超音波照射を示すトラ

50

ンスデューサ信号を受信する外部信号処理装置に対する接続のための信号伝送線とを有する血管内ガイドワイヤ又は血管内カテーテルを有する、請求項 7 に記載の血管内超音波センサ装置。

【請求項 9】

前記電力伝送線が、電力の伝送又は光パワーの伝送のいずれかに対して構成され、前記信号伝送線が、電気トランスデューサ信号の伝送又は光トランスデューサ信号の伝送のいずれかに対して構成される、請求項 8 に記載の血管内超音波センサ装置。

【請求項 10】

前記センサ本体上に配置され、血管内で検出された血圧の量を示す圧力信号を提供するように構成された圧力センサを更に有する、請求項 7 に記載の血管内超音波センサ装置。

10

【請求項 11】

血管内超音波センサシステムにおいて、  
請求項 7 に記載の血管内超音波センサ装置と、  
前記血管内超音波センサ装置に動作電力を提供するように構成された電源装置と、  
前記 M U T 素子により受信された超音波エコー信号を示すトランスデューサ信号を受信し、それを示す処理された出力信号を提供するように構成された信号処理ユニットと、  
を有する、血管内超音波センサシステム。

【請求項 12】

前記信号処理ユニットが、前記センサ本体内に配置され、前記トランスデューサ信号を受信し、それを示す前処理された出力信号を提供するように構成された前処理ユニットを有する、請求項 11 に記載の血管内超音波センサシステム。

20

【請求項 13】

前記超音波トランスデューサプローブにより放射される事前選択可能なビームパターンに従って複数の M U T 素子からの超音波照射のそれぞれの位相を独立して制御するように構成されたビーム制御ユニットを更に有する、請求項 11 に記載の血管内超音波センサシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管内動作に対する超音波トランスデューサプローブ、血管内超音波センサ装置及び血管内超音波センサシステムに関する。

30

【背景技術】

【0002】

冠動脈循環器疾患の診断及び治療の評価に対して、超音波撮像及び超音波技術を使用する血流測定が、採用される。

【0003】

US 2010/0268089 A 1 は、超音波エネルギーを送信及び受信するための複数の C M U T アレイを有する前方視又は側方視カテーテル装置を含む複数電極要素の容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ ( C M U T ) プローブを記載している。 C M U T アレイは、間隔を空けた配置で基板上に配置され、基板上的異なる場所に配置される。 C M U T アレイは、それぞれ、複数の C M U T 素子を有する。この種の C M U T トランスデューサプローブは、医療画像アプリケーション又は血管内ドップラ血流センサとして使用される。

40

【0004】

US 2013/253325 A 1 は、結合画像品質を改善する可能性の高いサブ画像情報により多くの重みを与えることに基づいて複数のサブ画像の結合からなる超音波画像の品質を改善するシステム及び方法を記載している。

【0005】

US 2014/0148701 A 1 は、超音波プローブ及び超音波診断装置を記載している。特定の装置において、第 1 の超音波トランスデューサアレイは、第 1 のスキャン面

50

をスキャンする。第2の超音波トランスデューサアレイは、第1の超音波トランスデューサアレイと係合し、第1の超音波トランスデューサアレイと交差するように設けられ、第1のスキャン面とは異なる第2のスキャン面をスキャンする。プローブ本体は、第1の超音波トランスデューサアレイ及び第2の超音波トランスデューサアレイを設けられ、第1及び第2の超音波トランスデューサアレイが互いに交差する位置において開口を持ち、開口に延在する貫通孔を持つ。第1及び第2の超音波トランスデューサアレイを互いに係合する係合部は、第1及び第2の超音波トランスデューサアレイが互いに交差する角度が変更可能であるように構成される。

#### 【0006】

US2015/065922A1は、調節可能な音波照射(sonication)周波数を持つ超音波トランスデューサを有する高強度集束超音波システムを有する医療器具を記載している。超音波トランスデューサは、容量性マイクロマシントランスデューサを有する。プロセッサによる機械実行可能命令の実行は、プロセッサに、対象内の目標ゾーンを記述する治療計画を受信させ、治療計画を使用して目標ゾーンまで対象を通る横断距離を決定させ、ここで横断距離は超音波トランスデューサから目標ゾーンまでの超音波の横断を記述し、音波照射体積を目標ゾーンに集束させるように横断距離を使用して音波照射周波数を決定させ、音波照射周波数において高強度集束超音波システムを使用して目標ゾーンを音波照射させる。

10

#### 【0007】

WO1017/001965A1は、マルチモード容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ(CMUT)及び関連する装置、システム及び方法を記載している。一実施例において、血管内装置は、近位部分及び遠位部分を持つ可撓性細長部材と、可撓性細長部材の遠位部分に配置された第1のセンサアセンブリを含む。第1のセンサアセンブリは、容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ(CMUT)の第1のアレイを有する。第1のセンサアセンブリは、圧力センサ、流れセンサ、又は撮像センサの少なくとも2つを有する。一部の実施例において、血管内装置は、CMUTの第2のアレイを有する第2のセンサアセンブリを含む。

20

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0008】

先端領域において超音波トランスデューサプローブを持つ前方視装置は、動作時に血管と良好にアラインされないかもしれない。血管内血流測定中の超音波トランスデューサプローブのこのようなミスアライメントは、誤った結果を与える可能性があり、したがって、超音波測定技術を信頼できなくする。

30

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0009】

本発明者は、超音波ベースの血流測定の信頼性を増大するためには、マイクロマシン超音波トランスデューサ(MUT)素子により生成された超音波ビーム幾何構成の増大された設計可変性を可能にする超音波トランスデューサプローブを提供することが望ましいことを認識している。

40

#### 【0010】

本発明の第1の態様によると、血管内動作に対する超音波トランスデューサプローブが、提供される。前記超音波トランスデューサプローブは、MUT素子のそれぞれのサブアレイを持つ少なくとも2つの前面ファセットを持つ、超音波放射及び受信のためのファセット遠位前面(faceted distal front surface)(以後、手短に前面又はファセット前面とも称される)を有し、前記MUT素子のサブアレイは、一緒に前記遠位前面上に分布するMUT素子のファセットアレイを形成し、前記前面ファセットは、個別の剛体キャリアアイランド(carrier islands)により形成され、各キャリアアイランドは、前記MUT素子のサブアレイの少なくとも1つを有し、前記キャリアアイランドは、可撓性電気絶縁材料により機械的に互いに接続される。

50

## 【0011】

第1の態様の前記超音波トランスデューサプローブは、したがって、ファセット遠位前面を持つ。コヒーレントな前面を作り上げる個別の前面ファセットは、MUT素子のそれぞれのサブアレイを持つ。前記ファセット遠位前面は、全体として、したがって、MUT素子のアレイを提供する。この有利な前面幾何構成は、前記トランスデューサプローブのMUT素子のアレイからの超音波放射の幾何学的パラメータを設計する新しい設計を切り開く。特に、各MUT素子から放射された超音波ビームの重ね合わせとして提供される超音波放射の所望の角度又は超音波ビームの所望の幅は、前記個別の前面ファセット上に設けられたMUT素子のサブアレイ及び前記ファセット遠位前面の適切なファセット設計を選択することにより与えられた応用事例の要件に従って設計されることができ、前記前

10

## 【0012】

以下、前記超音波トランスデューサプローブの実施例が、記載される。

## 【0013】

前記MUT素子は、一部の実施例において、容量性MUT(CMUT)である。他の実施例において、前記MUT素子は、圧電MUT素子である。

20

## 【0014】

前記個別の前面ファセットは、好ましくは、平面である。

## 【0015】

前記ファセット遠位前面設計は、平坦な前面設計と比較して超音波放射の増大されたビーム幅を達成するのに使用されることができ、このようなより幅広い超音波ビームは、血管内のより大きなサンプル体積を達成し、したがって、最高速度で血管の領域をサンプリングする可能性を増大させる。それ自体が既知であるように、血管の中心領域は、典型的には、最高血流速度量を示し、血流パラメータの決定に使用される。他の場合に、しかしながら、血管内の最高速度を示す領域は、中心領域ではない。例えば、血管の湾曲の場合に、最高速度は、典型的には、湾曲に対して外側の壁を形成する血管の壁の近くである。

30

## 【0016】

一部の実施例は、全体的には凹状であるファセット遠位前面を用いてこのような幅広い超音波ビームを達成する。前記ファセット前面のこの設計は、前記トランスデューサプローブ上の実際のレンズを必要とせずにレンズ効果を達成することを可能にする。本実施例を使用して達成された幅広い超音波ビームは、したがって、超音波血流測定を、血管に対するセンサのミスアライメントに対して、よりロバストにする。したがって、前記トランスデューサプローブは、特に小さいサイズで構築されることができ、同時に前記遠位前面の既知の平面設計と比較して、より幅広い超音波ビームを提供することができる。凹状の前面は、小さなハイポチューブ形状因子への統合を特に容易にし、これは、機械的により

40

## 【0017】

凹状前面を持つ有利な変形例において、前記前面ファセットは、前記遠位前面から前方向に延在する中心長手軸に対して20°乃至40°の角度で延在する表面ベクトルを持つ。前記中心長手軸は、典型的には、直線を形成するように配置され、遠位端において前記トランスデューサプローブを有するマイクロカテーテル又はガイドワイヤの中心長手軸と一致する。30°の角度が好適である。

## 【0018】

一部の他の実施例において、前記前面は、全体として凸状である。また、この実施例において、放射される超音波放射のビーム幅は、前記MUT素子の他の点では同一の(しかし平坦な)分布を使用する平坦な前面の場合より高い値を達成することができる。前記ビ

50

ーム幅は、凸状の度合いに依存して、凹状前面を用いる場合より更に高い値を達成することができる。他方で、ファセット凹状前面の製造及び超音波システムにおける統合は、より困難である。

【0019】

凹状又は凸状前面を持つこれらの実施例の一部において、前記中心長手軸は、対称軸を形成し、前記前面ファセットは、この対称軸に対して回転対称であるように構成される。

【0020】

前記超音波トランスデューサプロープの前記遠位前面と一緒に形成する前面ファセットの数は、製造プロセスの境界条件を考慮に入れて、ビーム幾何構成の要件に従って選択されうる。一部の実施例において、2つの前面ファセットのみが提供される。他の実施例において、3乃至9の前面ファセットが、使用される。一部の実施例は、5つの前面ファセットを持つ。所定の実施例において使用されることが出来るファセットの最大数は、前記個別のMUT素子の横方向の拡張によってのみ制限される。前記個別のMUT素子は、それぞれの平坦な表面ファセットを要求する。

10

【0021】

前記サブアレイは、別々に電氣的に接続される場合、独立して駆動されることが出来る。しかしながら、これは、複雑さ及び/又は余分な接続を加える。他の実施例において、前記剛体キャリアアイランドは、前記MUT素子のそれぞれのサブアレイに電氣的に接続するそれぞれの接点インタフェースを含み、前記可撓性材料は、異なるサブアレイの接点インタフェースを互いに電氣的に接続する電気相互接続線を含む。前記サブアレイと一緒に接続することにより、複雑さは低減されるが、独立に駆動されることができないことを犠牲にする。

20

【0022】

両方の場合に、可撓性の相互接続は、前記剛体アイランドを接続するだけ又は電気接続をも持つことができる。

【0023】

他の実施例において、前記剛体キャリアアイランドは、前記MUT素子のそれぞれのサブアレイに電氣的に接続するそれぞれの接点インタフェースを含む。これらの実施例は、前記キャリアアイランドの前記接点インタフェースを剛体接点アイランドに電氣的に接続する可撓性相互接続バスを更に有する。この剛体接点アイランドは、前記それぞれのサブアレイの前記MUT素子からの超音波照射の送信を駆動する外部電源に対する前記MUT素子のアレイの接続、及び前記それぞれのサブアレイの前記MUT素子により受信された超音波照射を示すトランスデューサ信号を受信する外部信号処理装置に対する接続のための接点インタフェースを有する。前記剛体接点アイランドは、例えば、ワイヤの接続を可能にするボンダパッドを含む。オプションとして、前記接点アイランド及び/又は剛体キャリアアイランドは、(オプションとして分散型の)特定用途向け集積回路(ASIC)として適切に実装される、信号増幅及び/又は信号処理ユニットを含む。

30

【0024】

他の実施例において、前記剛体キャリアアイランドは、前記MUT素子のそれぞれのサブアレイに電氣的に接続するそれぞれの接点インタフェースを含む。これらの実施例において、前記MUT素子のサブアレイは、電気ワイヤにより、前記それぞれのサブアレイの前記MUT素子からの超音波照射の送信を駆動する外部電源に、及び前記それぞれのサブアレイの前記MUT素子により受信された超音波照射を示すトランスデューサ信号を受信する外部信号処理装置に接続される。

40

【0025】

前記可撓性の電気絶縁材料は、現在好適な実施例において、前記MUT素子が配置される前記キャリアアイランドの前側に配置される。前記可撓性の電気絶縁材料は、これらの実施例において、好ましくは、特に前記材料における適切な孔により、超音波放射及び受信と干渉しないように成形される。他の実施例において、前記電気絶縁材料は、前記可撓性材料を前側に配置する代わりに又は加えてのいずれかで、前記キャリアアイランドの裏

50

側に配置される。

【0026】

本発明の第2の態様によると、血管内超音波センサ装置が、提供される。前記血管内超音波センサ装置は、生物の血管内に挿入するのに適したセンサ本体と、本発明の第1の態様又はその実施例のいずれかによる超音波トランスデューサプローブとを有する。前記超音波トランスデューサプローブは、好ましくは、前記センサ本体の遠位端に配置される。

【0027】

第2の態様による血管内超音波センサ装置は、したがって、第1の態様又はその実施例のいずれかの超音波トランスデューサプローブの利点を共有する。

【0028】

前記センサ本体は、カテーテル、好ましくはマイクロカテーテル、又はガイドワイヤを適切に形成する。

【0029】

前記センサ本体は、前記超音波トランスデューサプローブ並びに信号及び電力伝送線に対するハウジングを提供する。前記血管内超音波センサ装置の一部の実施例において、前記センサ本体は、前記超音波トランスデューサプローブからの超音波照射の送信を駆動する外部電源に対する前記超音波トランスデューサプローブの接続のための電力伝送線と、前記それぞれのサブレイの前記MUT素子により受信された超音波照射を示すトランスデューサ信号を受信する外部信号処理装置に対する接続のための信号伝送線とを有する。

【0030】

これらの実施例の一部において、前記電力伝送線は、電力の伝送又は光パワーの伝送のいずれかに対して構成され、前記信号伝送線は、電気トランスデューサ信号の伝送又は光トランスデューサ信号の伝送のいずれかに対して構成される。光パワー又は光トランスデューサ信号のいずれかがやりとりされる実施例において、前記血管内超音波センサ装置は、好ましくは、前記血管内超音波装置の先端領域内に適切に配置される電気光パワーコンバータ又は電気光信号コンバータをそれぞれ有する。

【0031】

本発明の第3の態様によると、血管内超音波センサシステムが、提示される。前記血管内超音波センサシステムは、本発明の第2の態様による血管内超音波センサ装置と、前記血管内超音波センサ装置に動作電力を提供するように構成された電源装置と、前記MUT素子により受信された超音波エコー信号を示すトランスデューサ信号を受信し、それを示す処理された出力信号を提供するように構成された信号処理ユニットとを有する。

【0032】

第3の態様による血管内超音波センサシステムは、第2の態様による血管内超音波センサ装置及び第1の態様による超音波トランスデューサプローブ又はそれぞれの実施例の利点を共有する。

【0033】

一部の特に有利な実施例において、前記信号処理ユニットは、前記トランスデューサ信号から、時間の関数として血流速度を決定するように構成される。

【0034】

第3の態様の一部の実施例において、前記血管内超音波センサシステムの前記信号処理ユニットは、前記センサ本体内に配置され、前記トランスデューサ信号を受信し、それを示す前処理された出力信号を提供するように構成された前処理ユニットを更に有する。前記前処理ユニットは、好ましくは、前記剛体接点アイランド上に配置され、一部の実施例において、前記トランスデューサ信号を増幅又は処理し、したがって前記前処理された出力信号を生成するように構成された特定用途向け集積回路を有する。

【0035】

前記血管内超音波センサシステムの更に他の実施例は、前記超音波トランスデューサプローブにより放射される事前選択可能なビームパターンに従って独立して複数のMUT素子からの超音波放射のそれぞれの位相を制御するように構成されるビーム制御ユニットを

10

20

30

40

50

更に有する。

【0036】

これらの実施例は、有利には、前記超音波放射の電子ステアリングを可能にするように構成される。前記ビーム制御ユニットは、MUT素子の異なるセットに対して互いに独立に電力を提供するように構成される。これらの異なるセットは、MUT素子の各サブアレイ、又は独立して動作されることが出来る個別のMUT素子を含むMUT素子の任意の他の組み合わせを有することができる。

【0037】

請求項1の超音波トランスデューサプロブ、請求項7の血管内超音波センサ装置、及び請求項11の血管内超音波センサシステムは、特に従属請求項に規定されるような、同様な及び/又は同一の好適な実施例を持つと理解されるべきである。

10

【0038】

本発明の好適な実施例は、従属請求項又は上記実施例とそれぞれの独立請求項とのいかなる組み合わせも可能であると理解されるべきである。

【0039】

本発明のこれら及び他の態様は、以下に記載される実施例を参照して理解され、明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1A】ある位置及び向きにおいて生物の血管内に挿入される、従来技術から既知である典型的な超音波センサ装置を示す。

20

【図1B】それぞれの位置及び向きにおいてこのような超音波測定から生じるサンプル体積内の時間の関数としての血流速度の典型的なプロットを示す。

【図2A】異なる位置及び向きにおいて生物の血管内に挿入される、従来技術から既知である典型的な超音波センサ装置を示す。

【図2B】それぞれの異なる位置及び向きにおいてこのような超音波測定から生じるサンプル体積内の時間の関数としての血流速度の典型的なプロットを示す。

【図3A】5つの前面ファセットを持つ凹状前面を持つ血管内動作の超音波トランスデューサプロブの一実施例の概略図を示す。

【図3B】4つの前面ファセットを持つ凸状前面を持つ血管内動作の超音波トランスデューサプロブの一実施例の概略図を示す。

30

【図4A】典型的な丸いトランスデューサ先端の超音波照射パターンを示す。

【図4B】5つの前面ファセットを持つ凹状前面を持つ超音波トランスデューサプロブの超音波照射パターンを示す。

【図5】超音波トランスデューサプロブの他の実施例の図を示す。

【図6】血管内超音波センサ装置、電源及び信号処理ユニットを有する血管内超音波センサシステムの一実施例を示す。

【図7】血管内超音波センサシステムの他の実施例を示す。

【図8】圧力センサを含む血管内超音波センサシステムの他の実施例を示す。

【図9】血管内超音波トランスデューサプロブの他の実施例を示す。

40

【発明を実施するための形態】

【0041】

血管内血流測定により心臓血管及び末梢血管疾患の血行動態深刻度を評価することは、アテローム性動脈硬化症の治療をガイドするのに有益であると示されている。特に、冠動脈において、大きな臨床試験は、圧力及び流れ測定に基づく意思決定が、血管造影単独と比較して臨床結果を改善することを証明した。

【0042】

ドップラ超音波(US)センサを持つガイドワイヤは、20年以上前から開発されており、ジルコン酸チタン酸鉛(PZT)に基づく単一素子圧電超音波トランスデューサを備える。これらの装置を用いて、USパルスが、送信及び受信されることができる。送信信

50

号と受信信号との間の周波数差の分析により、特定のサンプリング領域における血流速度が、標準的な超音波パルスドップラ測定として推定されることができると。

【0043】

図1Aは、生物の血管102内に挿入されている、従来技術から既知である典型的な超音波センサ装置100を示す。超音波センサ装置100は、ガイドワイヤの形式の本体セクション104と、トランスデューサ先端106とを有する。前記超音波センサ装置は、血管、例えば冠動脈内の血流速度の時間依存性を決定する超音波ドップラ測定及び/又は超音波撮像に使用されることができると。このような超音波測定から生じるサンプル体積110内の時間の関数としての血流速度の典型的なプロットを示す図が、図1Bに示される。測定される各時間における最大速度が、血流に対する代理として使用される。典型的には、最大血流速度が、血管の中心線の近くで測定される。

10

【0044】

図2Aは、前記トランスデューサプローブのミスアライメント下での典型的な超音波センサ装置100を示す。前記ガイドワイヤの先端の場所又は向きが、測定中に変化することができることを考慮すると、特に脈打つ心臓上に配置される冠動脈において、このミスアライメント問題は、信頼できるピーク速度信号を得ることを非常に難しくする可能性がある。図2Bは、図1Aに示される測定条件下で決定された最大血流速度108と比較して図2Aに示される測定条件下の時間の関数としての決定された最大血流速度202を示す。前者の場合、サンプル体積200は、血液が最大血流速度で流れる領域を含まない。このようなミスアライメントは、準最適な信号対雑音比を生じるかもしれず、これは、最大血流速度の決定を難しくする。

20

【0045】

本発明の超音波トランスデューサプローブは、有利には、以下に説明されるように、血流速度が決定される有効サンプル体積を増大することにより最大血流速度の決定の信頼度を増大するように設計される。

【0046】

図3Aは、血管内動作に対する超音波トランスデューサプローブ300の一実施例の概略図を示す。前記超音波トランスデューサプローブは、超音波放射及び受信のためのファセット遠位前面302を有し、5つの近接した前面ファセットを有し、そのうち2つが、図3において304・a及び304・bでラベルされている。前記5つの前面ファセットの各々が、容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ(CMUT)素子のそれぞれのサブアレイを持つ。例えば、CMUT素子308は、前面ファセット304・a上に配置されたサブアレイ306の素子である。前記CMUT素子のサブアレイは、したがって、遠位前面302上に分布するCMUT素子のファセットアレイを形成する。変形例において、CMUT素子の代わりに、圧電マイクロマシン超音波トランスデューサ(PMUT)素子が、使用される。

30

【0047】

本発明によると、前記ファセットの少なくとも2つは、互いに平行ではない。換言すると、少なくとも2つのファセットは、互いに平行ではない法線ベクトルを持ち、これら2つのファセットの超音波送信及び受信の方向が相互に異なる方向であるようにする。

40

【0048】

図3Aの超音波トランスデューサプローブ300の前記前面ファセットは、310・a及び310・bのような個別の剛体キャリアアイランドにより形成され、前記キャリアアイランドの各々は、前記CMUT又はPMUT素子のサブアレイの少なくとも1つを有する。図3Aに示される前記超音波トランスデューサプローブの前面302は、全体として凹形状を持つ。

【0049】

代替的な超音波トランスデューサプローブは、図3Bに示される。超音波トランスデューサプローブ312は、全体として凸状である遠位前面を持つ。前記超音波トランスデューサプローブの前記前面は、4つの近接した前面ファセットにより形成され、そのうち2

50

つは、314 . a 及び 314 . b でラベルされる。各前面ファセットは、前記前面上に分布する C M U T 又は P M U T 素子のファセットアレイを形成する C M U T 又は P M U T 素子 316 のそれぞれのサブアレイを持つ。

#### 【0050】

図 1 A 及び 2 A を参照して記載されるもののような典型的な丸いトランスデューサ先端及び図 3 のもののような超音波トランスデューサプローブの超音波照射パターンは、図 4 A 及び 4 B にそれぞれ示される。図 4 A は、軸方向距離 ( d ) 及び半径方向距離 ( r ) に対してプロットされた所定の照射強度における照射パターンを示す概略図を示す。前記照射パターンは、いかなるファセット前面をも持たない典型的な丸いトランスデューサ先端 ( 例えば、図 1 A 及び 2 A のトランスデューサ先端 106 ) の形式の照射源 402 により生成される。図 4 B は、軸方向距離 ( d ) 及び半径方向距離 ( r ) に対してプロットされた所定の照射強度における照射パターンを示す他の概略図を示す。前記照射パターンは、この場合、長手方向対称軸に対して 30° において 5 つの前面ファセットを含むファセット遠位前面を有し、したがって全体として凹状である前面を示す超音波トランスデューサプローブの形式の照射源 404 により生成される。関心領域は、両方のグラフにおいて点線により与えられる。前記関心領域及び前記照射パターンの交差における線を引かれた領域として図 4 A に示される前記サンプル体積は、図 4 B に示される前記サンプル体積 ( 前記関心領域及び前記それぞれの照射パターンの交差における線を引かれた領域 ) より小さいサイズを持つ。

#### 【0051】

したがって、ファセット遠位前面を持つ超音波トランスデューサプローブの幾何学的構成は、有利には、照射パターンのビーム角度を増大し、最大血流速度を持つサンプリング血管領域の確率を増大するように設計される。

#### 【0052】

図 5 は、C M U T 素子のそれぞれのサブアレイ 501 を各々有する 5 つの前面ファセットを持つ超音波トランスデューサプローブ 500 の他の実施例を示す。これまでのように、P M U T 素子が、代替例において採用されることができる。単純さの目的で、以下の記載は、C M U T 素子のサブアレイの例に基づく。前記前面ファセットは、例えば 502 . a 及び 502 . b のような個別の剛体キャリアアイランドにより形成される。全てのキャリアアイランドは、例えばポリイミドフィルムのような可撓性絶縁材料 504 により機械的に互いに接続される前記ポリイミドフィルムは、前記キャリアアイランドの前側又は裏側に配置されることができる。本実施例において、主に裏側に配置されることが示されている。しかしながら、他の実施例に関連して示されるように、前側の配置も可能である。前記剛体キャリアアイランドは、前記 C M U T 素子のそれぞれのサブアレイを電氣的に接続するそれぞれの接点インタフェース ( 図示されない ) を含む。可撓性材料 504 は、異なるサブアレイの接点インタフェースを電氣的に接続する電気相互接続線 508 を含む。可撓性材料 504 は、したがって、前記キャリアアイランドの前記接点インタフェースを剛体接点アイランド 510 に電氣的に接続する可撓性相互接続バス 506 をも形成する。この剛体接点アイランドは、外部電源 ( 図示されない ) 及び外部信号処理ユニット ( 図示されない ) に対する前記 C M U T 素子のアレイの接続のための接点インタフェース 512 を有する。前記外部電源は、前記それぞれのサブアレイの前記 C M U T 素子からの超音波照射の送信を駆動するように構成され、前記外部信号処理ユニットは、前記それぞれのサブアレイの前記 C M U T 素子により受信された超音波照射を示すトランスデューサ信号を受信するように構成される。これらの実施例において、前記 C M U T アレイ側の電子装置と典型的にはパッチケーブルを含む前記電源及び前記信号処理ユニットとの間の電気接続は、例えばボンディングパッドの形式の前記接点インタフェースを含む前記剛体接点アイランドにおいて行われる。

#### 【0053】

前記剛体キャリアアイランドは、単一のキャリアアイランドの向きの変化を可能にし、埋め込まれた電気相互接続を含むヒンジを形成する前記可撓性電気絶縁材料、特に前記ポ

リイミドフィルムと接続される。埋め込まれた相互接続を持つこれらのポリイミドフィルムは、有利には、F 2 R（可撓性から剛体）技術を使用して製造されることができる。F 2 Rは、カテーテル及びガイドワイヤのような最小侵襲医療器具に対する小型及び可撓性のセンサアセンブリの製造を可能にするプラットフォームである。シリコンウエハ上に製造された装置は、ポリイミド上に移動され二段裏側シリコン反応性イオンディープエッチングを用いて部分的に可撓性にされる。前記可撓性は、前記装置が前記器具の先端内に折り曲げられる又は前記先端の周りに巻き付けられることを可能にする。全体的なアセンブリの製造は、前記装置を最小のガイドワイヤの寸法までスケールダウンすることが可能であるように標準的な集積回路製造技術に基づく。

#### 【 0 0 5 4 】

他の超音波トランスデューサプロブは、電気ワイヤにより前記CMUT素子のそれぞれのサブレイを外部電源及び外部信号処理ユニットに電氣的に接続するそれぞれの接点インタフェースを含む剛体キャリアアイランドを含む。これらの電気接点インタフェースは、一部の実施例において、前記剛体キャリアアイランドを横断し、前記キャリアアイランドの裏側又は側面に配置されうるビアである。これらの特定の実施例において、前記CMUT素子のサブレイと前記電源及び前記信号処理ユニットに電氣的に接続された前記パッチケーブルとの間の電気接続は、前記剛体キャリアアイランドにおいて直接的に行われる。

#### 【 0 0 5 5 】

図6は、血管内動作に対する超音波センサ装置600の一実施例を示す。超音波センサ装置600は、生物の血管内への挿入に適したセンサ本体602と、超音波照射の放射及び対応する超音波エコー照射の受信に対する超音波トランスデューサプロブ604とを有する。超音波トランスデューサプロブ604は、例えば、カテーテル（特にマイクロカテーテル）又はガイドワイヤであることができるセンサ本体602の遠位端に配置される。超音波トランスデューサプロブ604は、凹状前面を形成する5つの前面ファセットを持つ前面を有する。他の超音波トランスデューサプロブは、異なる数の面ファセット及び/又は凸状前面を含む異なる幾何学的構成を有してもよい。凸状前面を持つ超音波トランスデューサプロブは、より大きなビーム角度を持つ照射を生成し、したがって、凹状前面を持つ超音波トランスデューサプロブより大きなサンプル体積を提供するが、製造及び統合するのがより難しい。

#### 【 0 0 5 6 】

606のような複数のファセットにより形成されたCMUT素子のCMUTファセットアレイは、剛体接点アイランド610に接続する可撓性相互接続バス608を形成する可撓性材料上に配置された相互接続線（図示されない）に電氣的に接続される。前記剛体接点アイランドは、電力伝送線614を用いて外部電源612に更に接続される。前記剛体接点アイランドは、信号伝送線618を介して外部信号処理ユニット616にも接続される。電源612は、超音波トランスデューサプロブ604からの超音波照射の送信を駆動するのに対し、前記信号処理ユニットは、前記CMUT素子により受信された超音波照射を示すトランスデューサ信号を受信する。前の実施例のように、PMUT素子のPMUTファセットアレイが、代替例において使用されることができる。

#### 【 0 0 5 7 】

血管内超音波センサ装置600は、電源612及び信号処理ユニット616と一緒に、血管内超音波センサシステムの典型的な実施例を形成する。

#### 【 0 0 5 8 】

620のような一部の血管内センサシステムにおいて、前記信号処理ユニットは、センサ本体602内に配置され、前記トランスデューサ信号を受信し、それを示す前処理された出力信号を提供する前処理ユニット622を有する。前記信号処理ユニットは、有利には、ボンディングステージ610上に配置され、信号増幅又は任意の他の特定の種類の信号処理を可能にする特定用途向け集積回路を含んでもよい。

#### 【 0 0 5 9 】

10

20

30

40

50

図7に描かれたもののような、一部の血管内超音波センサシステム700は、センサ本体703内に、好ましくは、電力伝送線711・a及び信号伝送線711・bを介して超音波トランスデューサプローブ706のMUT素子のアレイを電源708及び信号処理ユニット710に接続する剛体接点アイランド704上に配置されたビーム制御ユニット702をも有する。ビーム制御ユニット702は、前記超音波トランスデューサプローブにより放射される事前選択可能なビームパターンに従って複数のMUT素子からの超音波放射のそれぞれの位相を独立して制御するように構成される。これらの血管内超音波センサシステムは、したがって、MUT素子のサブアレイからの超音波照射の放射を互いに独立して制御するように構成されることができる。これらの血管内超音波センサシステムの一部は、各MUT素子又はMUT素子の所定のセットに対する超音波照射の放射を独立して制御するように更に構成されることができる。これらの血管内超音波センサシステムは、有利には、前記MUT素子のいずれが所定の時間における超音波照射を提供するかを制御し、したがって前記超音波照射の電子ビームステアリングを可能にすることにより超音波照射の放射を制御するように構成される。

10

20

30

40

50

#### 【0060】

更に他の血管内センサシステムは、図8に示されるもののような血管内超音波センサ装置を含む。血管内超音波センサ装置800は、センサ本体802と、図3を参照して記載されたもののような、ファセット遠位前面を有する超音波トランスデューサプローブ804とを有する。これらの血管内超音波センサ装置は、前記センサ本体上に配置され、血管において検出された血圧の量を示す圧力信号を提供するように構成された圧力センサ806を更に有する。前記圧力信号は、信号伝送線808を介して前記信号処理ユニットにも提供される。これらの血管内センサシステムは、有利には、血圧及び血流速度の両方の決定を可能にし、したがって、血管の所定の局所的な狭窄及び微小循環の血流に対する抵抗の評価を可能にするように構成される。

#### 【0061】

図9は、他の典型的な超音波トランスデューサプローブ900を示す。超音波トランスデューサプローブ900は、有利には、血管内動作に対して設計される。これは、個別のキャリアアイランド902・a、902・b及び902・cにより形成された3つの前面ファセットを有する。各キャリアアイランドは、MUT素子の1つのサブアレイを有する。例えば、キャリアアイランド902・cは、MUT素子のサブアレイ904を有する。各サブアレイは、超音波トランスデューサ素子906のような複数のマイクロマシン超音波トランスデューサを有する。キャリアアイランド902・a、902・b及び902・cは、可撓性電気絶縁材料908により機械的に互いに接続される。この特定の超音波トランスデューサプローブにおいて、前記可撓性電気絶縁材料は、前記キャリアアイランドの接点インタフェースを電氣的に接続する電気相互接続線910を含む。これらの接続は、明確さのため図9に示されていないが、これらの実装は、当業者にとって既知である。

#### 【0062】

前記電気絶縁材料は、この超音波トランスデューサプローブにおいて、キャリアアイランド902・a、902・b及び902・cの前側に配置されるのに対し、前記MUT素子は、前記MUT素子と実質的に同じ平面内に配置される。前記電気絶縁材料は、この特定の超音波トランスデューサプローブにおいて、有利には、超音波放射及び受信と干渉しないように成形される。

#### 【0063】

超音波トランスデューサプローブ900は、図9において、前記MUT素子が、前記プローブの長手方向yに実質的に垂直な方向xを指している平坦な状態において示されている。この状態は、血管内への前記超音波プローブの挿入を容易化する。動作中に、しかしながら、前記超音波プローブは、好ましくは、前記ファセットが、前記プローブの長手方向yに実質的に平行な方向を指している状態である。同様の幾何学的構成の例は、図6、7及び8に示されている。

#### 【0064】

超音波プローブ 900 において、電気相互接続線 910 は、前記キャリアアイランドにより形成された前記前面の中心領域における前記ファセットに接続されるトランク 912 を形成する可撓性電気絶縁材料 908 に埋め込まれる。図 9 に示される前記平坦な状態において、前記トランクは、ファセット 902 . b と 902 . c との間のギャップに配置される。前記トランクは、前記ファセットに対する前記トランクの移動を可能にするようにファセット 902 . b 及び 902 . c の側面には接続されない。前記トランク及び前記ファセットは、前記ファセットが前記トランクの方向 x に実質的に垂直な方向を指す位置を達成するように互いに対して相対的に回転されるように構成される。

【0065】

前記個別のファセットの相対的な向きは、更に、前記前面の所望の幾何学的構成、例えば、凸状又は凹状前面を達成するように設定されることができる。凸性又は凹性の最大の度合いは、前記平坦な状態における前記トランクの両側の前記ファセット、すなわち、図 9 におけるファセット 902 . b 及び 902 . c の間のギャップのサイズに依存する。最高の対称性を示す動作に対する好適な幾何学的状態において、前記側面又はファセット 902 . b 及び 902 . c は、一定である。

10

【0066】

一部の血管内超音波装置において、前記電力伝送線は、電力の伝送又は光パワーの伝送のいずれかに対して構成され、前記信号伝送線は、電気トランスデューサ信号の伝送又は光トランスデューサ信号の伝送のいずれかに対して構成される。光パワー又は光トランスデューサ信号のいずれかがやりとりされる場合、前記血管内超音波センサは、前記血管内超音波装置の先端領域に適切に配置される電気 光パワー又は電気 光信号コンバータをそれぞれ有する。

20

【0067】

開示された実施例に対する他の変形例は、図面、開示及び添付の請求項の検討から請求された発明を実施する当業者により理解及び達成されることができる。

【0068】

請求項において、単語「有する」は、他の要素を除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は、複数を除外しない。

【0069】

請求項内のいかなる参照符号も、範囲を限定するように解釈されるべきではない。

30

【 図 1 A 】

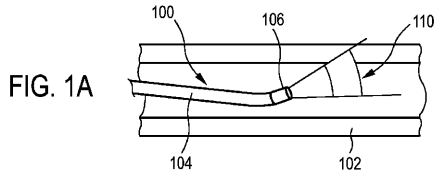


FIG. 1A

【 図 1 B 】

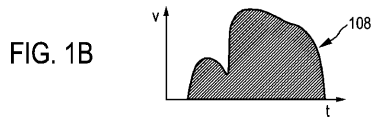


FIG. 1B

【 図 2 A 】

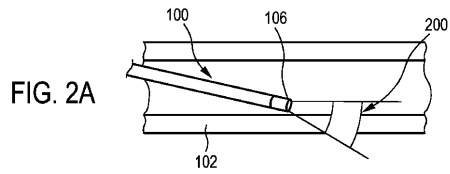


FIG. 2A

【 図 2 B 】

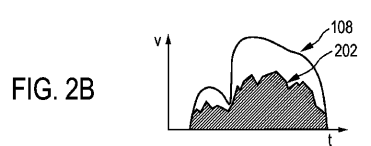


FIG. 2B

【 図 4 A 】

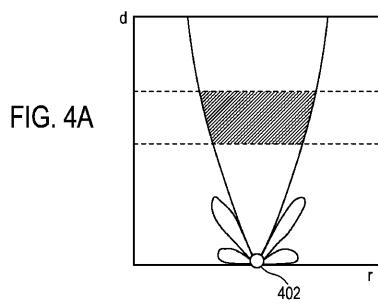


FIG. 4A

【 図 4 B 】

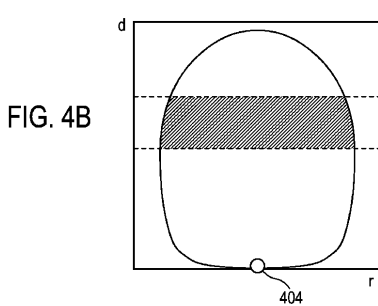


FIG. 4B

【 図 3 A 】

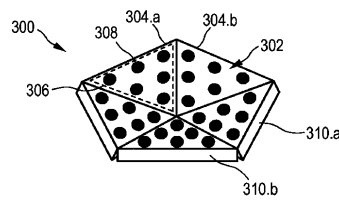


FIG. 3A

【 図 3 B 】

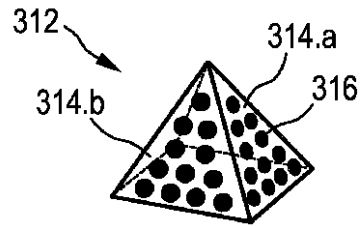


FIG. 3B

【 図 5 】

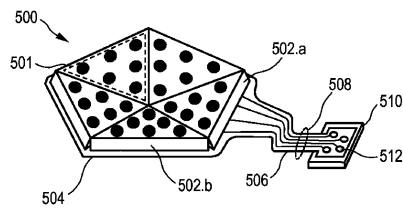


FIG. 5

【 図 6 】

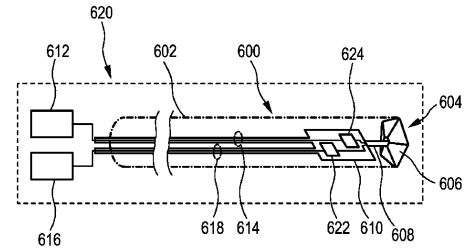


FIG. 6

【 図 7 】

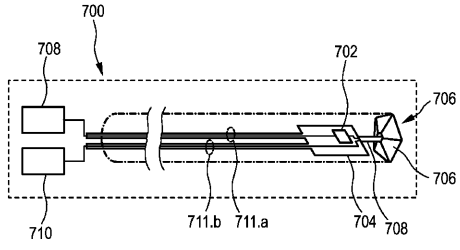


FIG. 7

【 図 9 】

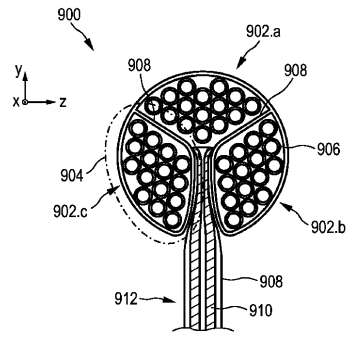


FIG. 9

【 図 8 】

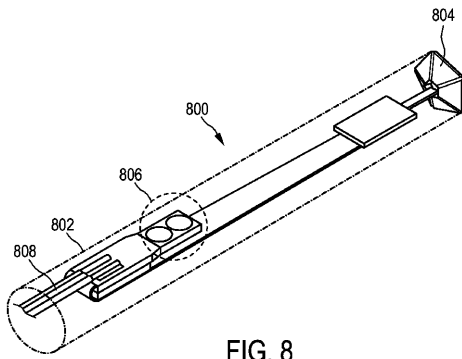


FIG. 8

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2018/059532
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. B06B1/02 B06B1/06 ADD. A61B8/00		
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) B06B A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
<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 2013/253325 A1 (CALL JOSEF R [US] ET AL) 26 September 2013 (2013-09-26) paragraphs [0056], [0082]; figure 3	1-13
X	US 2014/148701 A1 (YAO CONG [JP] ET AL) 29 May 2014 (2014-05-29) paragraphs [0027], [0028], [0035], [0069]; figure 1	1-13
A	US 2015/065922 A1 (KOHLENER MAX OSKAR [FI]) 5 March 2015 (2015-03-05) paragraph [0051]; figure 2	1-13
A	WO 2017/001965 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS NV [NL]) 5 January 2017 (2017-01-05) paragraphs [0025] - [0027]; figure 2	1-13
<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 <b>9 August 2018</b>		Date of mailing of the international search report <b>20/08/2018</b>
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer <b>Naujoks, Marco</b>

1

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/059532

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2013253325 A1	26-09-2013	CN 104203110 A	10-12-2014
		EP 2833791 A1	11-02-2015
		HK 1206956 A1	22-01-2016
		JP 2015512301 A	27-04-2015
		KR 20140143807 A	17-12-2014
		US 2013253325 A1	26-09-2013
		US 2017224312 A1	10-08-2017
		WO 2013148673 A1	03-10-2013
US 2014148701 A1	29-05-2014	CN 103702615 A	02-04-2014
		JP 5976441 B2	23-08-2016
		JP 2013048900 A	14-03-2013
		US 2014148701 A1	29-05-2014
		WO 2013018905 A1	07-02-2013
US 2015065922 A1	05-03-2015	CN 104349818 A	11-02-2015
		EP 2836275 A1	18-02-2015
		JP 2015513985 A	18-05-2015
		RU 2014145315 A	10-06-2016
		US 2015065922 A1	05-03-2015
		WO 2013153509 A1	17-10-2013
WO 2017001965 A1	05-01-2017	CN 107735032 A	23-02-2018
		EP 3316791 A1	09-05-2018
		JP 2018519080 A	19-07-2018
		WO 2017001965 A1	05-01-2017

## フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 8/06

(81)指定国・地域 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(72)発明者 ファン デル ホルスト アルジェン

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 ルーワース マルクス コルネリス

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 ヘンネケン フィンセント アドリアヌス

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 ウィーカムプ ヨハネス ウィルヘルムス

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 クエネン マールテン ペトルス ヨセフ

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 シュレボフ セルゲイ

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

Fターム(参考) 4C601 BB06 BB09 DD03 DD06 DE03 EE10 FE04 FE05 GB06 GB41

GD03

5D019 AA01 AA24 EE02 FF04 GG11

专利名称(译)	带小平面前端的超声波换能器探头		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020516403A</a>	公开(公告)日	2020-06-11
申请号	JP2019555967	申请日	2018-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	クエネン マールテン ペトルス ヨセフ シュレポフ セルゲイ		
发明人	ファン デル ホルスト アルジェン ルーワース マルクス コルネリス ヘンネケン フィンセント アドリアヌス ウィーカムプ ヨハネス ウィルヘルムス クエネン マールテン ペトルス ヨセフ シュレポフ セルゲイ		
IPC分类号	A61B8/12 H04R1/44 H04R19/00 H04R3/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/04 A61B8/06 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4466 A61B8/4477 A61B8/4488 B06B1/0215 B06B1/0292 B06B1/0622 B06B2201/76		
FI分类号	A61B8/12 H04R1/44.330.H H04R1/44.330.K H04R19/00.330 H04R3/00.330 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/DD03 4C601/DD06 4C601/DE03 4C601/EE10 4C601/FE04 4C601/FE05 4C601/GB06 4C601/GB41 4C601/GD03 5D019/AA01 5D019/AA24 5D019/EE02 5D019/FF04 5D019/GG11		
优先权	2017166562 2017-04-13 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

用于血管内运动的超声换能器探针300具有至少两个紧密间隔的前小面304.a, 304.b, 其具有微加工超声换能器MUT元件308的相应子阵列306, 用于超声发射和接收。MUT元件的子阵列一起形成分布在远端前表面上的MUT元件的小平面阵列。

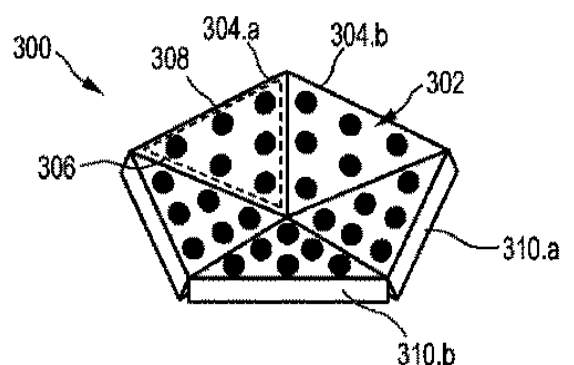


FIG. 3A