

(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2012-518454

(P2012-518454A)

(43) 公表日 平成24年8月16日(2012.8.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 5 3
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
A 6 1 N 1/37 (2006.01)	A 6 1 N 1/37	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2011-550679 (P2011-550679)  
 (86) (22) 出願日 平成22年2月10日 (2010. 2. 10)  
 (85) 翻訳文提出日 平成23年8月19日 (2011. 8. 19)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2010/050613  
 (87) 国際公開番号 WO2010/097728  
 (87) 国際公開日 平成22年9月2日 (2010. 9. 2)  
 (31) 優先権主張番号 61/154, 844  
 (32) 優先日 平成21年2月24日 (2009. 2. 24)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 三角形形状センサ構造を持つ超音波血流センサ

(57) 【要約】

超音波血流センサは、隣接して設けられる複数の三角形形状のトランスデューサエレメントを含み、該要素は超音波を血管に送信し、該血管中の血流からの反射された超音波を受信する。好ましくは、該トランスデューサエレメントは、送信エレメントと受信エレメントの組として対で設けられる。該エレメントはマトリックス中に固定され、該マトリックスは皮膚との音響カップリング接触中に付され得る。該マトリックスは、隣接するトランスデューサエレメントを僅かに空間的に離れて保持することで、該トランスデューサエレメントのマトリックスが曲がり、皮膚表面の形状に適合されることができる。該三角形形状間の空間は、該マトリックスの長さ寸法に対して平行でもなく垂直でもない。従って、該マトリックスが血管の位置を横切るように固定する際に、該トランスデューサ間の空間に沿って整列されることはない。さらに、該エレメントの立体構造は、送信及び受信ビーム間により重なるプロフィールをもたらし、それによりセンサがカバーする領域を広げる。

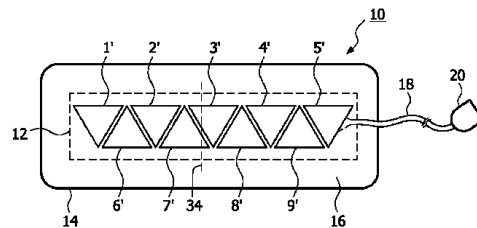


FIG. 3A

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

血流を検知するための超音波センサストリップであり：

三角形トランスデューサエレメントの超音波トランスデューサアセンブリ；

前記トランスデューサエレメントと電氣的に接続されるコネクタ；

前記トランスデューサエレメントを既定の空間配置に維持する柔軟性マトリックス；

及び

対象物と音響カップリング接触する前記マトリックスに付されると共に構成されるアタッチメント材料を含む、超音波センサストリップ。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波センサストリップであり、前記センサストリップがさらに、長さ寸法及び幅寸法を示し、前記三角形トランスデューサエレメントの隣接するエレメント間のスペースが、前記幅寸法に平行ではない長さを示す、超音波センサストリップ。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波センサストリップであり、前記三角形トランスデューサエレメントの隣接するエレメント間のスペースが、前記幅寸法でも前記長さ寸法にも平行でない、超音波センサストリップ。

**【請求項 4】**

請求項 1 に記載の超音波センサストリップであり、前記トランスデューサエレメントが等辺三角形である、超音波センサストリップ。

**【請求項 5】**

請求項 2 に記載の超音波センサストリップであり、前記既定の配置がさらに、一列のトランスデューサエレメントであって前記センサストリップの前記長さ寸法へ伸びており、かつ前記列のそれぞれの三角形トランスデューサエレメントが、一般的に、隣接するトランスデューサエレメントの端部と平行でありかつ隣接するトランスデューサと 0.5 ~ 5.0 mm 離されて配置されている、超音波センサストリップ。

**【請求項 6】**

センサに記載の超音波センサストリップであり、前記トランスデューサアセンブリのトランスデューサエレメントが組みとなり、前記組のひとつのトランスデューサエレメントが電氣的に送信エレメントと結合し、他のひとつが電氣的に受信エレメントと結合する、超音波センサストリップ。

**【請求項 7】**

請求項 6 に記載の超音波センサストリップであり、前記組になったトランスデューサエレメントが、前記マトリックス中で、対象物の皮膚表面からの予期される血管の深さで重なるビームパターンを持つように方向付けられる、超音波センサストリップ。

**【請求項 8】**

請求項 7 に記載の超音波センサストリップであり、前記組になったトランスデューサエレメントがさらに、皮膚表面と平行な血管断面に対して、直行角度ではない角度に方向付けられる、超音波センサストリップ。

**【請求項 9】**

請求項 1 に記載の超音波センサストリップの前記コネクタと結合されるドップラ超音波システムであり、前記システムは、送信シグナルを前記アセンブリのトランスデューサエレメントに提供し、前記送信シグナルに応じる血からトランスデューサで受信される反射超音波シグナルを受信する、ドップラ超音波システム。

**【請求項 10】**

請求項 9 に記載のドップラ超音波システムであり、前記トランスデューサエレメントが送信及び受信の組とされ、前記ドップラ超音波システムが、一組の送信エレメントに超音波を送信させ、及び前記ドップラ超音波システムが、前記組の受信エレメントからの超音波シグナルを受信するように操作する、ドップラ超音波システム。

**【請求項 11】**

10

20

30

40

50

請求項 9 に記載のドップラ超音波システムであり、前記トランスデューサエレメントが送信及び受信の組とし、前記ドップラ超音波システムが、前記組の送信エレメントに超音波を送信させ、前記ドップラ超音波システムが前記組の複数の受信エレメントから超音波シグナルを受信する、ドップラ超音波システム。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載のドップラ超音波システムであり、前記ドップラ超音波システムが、前記受信エレメントのひとつからの超音波シグナルを受信した後、さらに連続して該受信エレメントから超音波シグナルを受信するように操作される、ドップラ超音波システム。

【請求項 1 3】

血流を検知するための超音波センサストリップであり：

台形状トランスデューサエレメントの超音波トランスデューサアセンブリ；

前記トランスデューサエレメントと電氣的に接続されるコネクタ；

前記トランスデューサエレメントを既定の空間配置に維持する柔軟性マトリックス；

及び

対象物と音響カップリング接触する前記マトリックスに付されるところに構成されるアタッチメント材料を含む、超音波センサストリップ。

【請求項 1 4】

一列の三角形トランスデューサエレメントを形成するために圧電素子材料シートを切断するための方法であり：

前記シートを水平方向に切断して、前記圧電素子の細長いストリップを形成し；及び

前記細長いストリップを、鋭角方向及び鈍角方向に切断して一列の三角形トランスデューサを形成する、方法。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載の方法であり、前記細長いストリップの長手方向の端に関して、前記鋭角が 60° で、前記鈍角が 120° である、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、2008年5月15日出願された継続中の米国特許出願番号 12 / 085133 の一部継続出願である。

【0002】

本発明は、一般に超音波血流センサの分野に関し、血流測定によって、心肺機能蘇生及び心臓蘇生法 (CPR) の施行ガイダンスにおいて利用性を有する。

【背景技術】

【0003】

緊急時及び手術施術の際に、患者の血流状態を評価することは、該問題点の診断及びそのための適切な治療の両方にとって本質的なことである。

患者の心臓パルスの存在は、通常患者の首を触診し、患者の形動脈容量の変化に基づく圧力変化を検出することで行われる。心臓鼓動で心臓の心室が収縮する際に、患者の末梢循環を通じて圧力波が送られる。頸動脈パルス波形は、心収縮時での心室駆出により生じ、心臓からの圧力波が最大値に達したときにピークとなる。該頸動脈パルスは、該圧力が該パルスの終点に近づくに従い降下する。

【0004】

患者の頸動脈パルスが検出できないということは心停止の強い指示である。心停止は生命を脅かす医学的状態であり、患者の心臓が生命を維持する血流を提供できない状態である。心停止の際、心臓の電氣的活動が、乱れる (心室細動)、速すぎる (心室性頻脈)、欠ける (不全収縮) 又は通常の若しくは緩慢ではあるが血流を生じることがない、などが起こりうる。

【0005】

パルス検出不可能となった患者に施す治療は、患者の心臓状態の評価に部分的に依存す

10

20

30

40

50

る。例えば、介護者により、患者の心室細動（V F）、又は心室頻脈（V T）に除細動ショックを与えて、乱れた又は速すぎる電氣的活動を停止させてリズムをもとに戻すことができる。特に外部除細動は、患者の胸部表面に配置される電極から患者の心臓へ強い電気ショックを与えるものである。患者が検出可能なパルスが欠き、心停止又は無パルス電氣的活性（P E A）状態である場合、除細動は適用できず、介護者は心肺蘇生術（C P R）を実施し、患者のいくらかの血流を生じさせることができる。

#### 【0006】

患者の除細動やC P Rなどを施す前に、最初に介護者は患者が心停止状態であることを確認しなければならない。一般的に、外部除細動は、意識不明、無呼吸、無パルス及びV F又はV T状態にある場合にのみ適切である。医学ガイドラインには、患者の心臓パルスが有るか無いかを10秒以内に決めるべきことを指示されている。例えば、アメリカ心臓協会による心肺蘇生（C P R）についてのプロトコルでは、心臓介護専門家に、5～10秒以内に患者のパルスを評価するべきことを要求する。パルスが無いことは、外部胸骨圧迫開始を指示する。意識のある成人については簡単に見えるけれども、パルス有無を評価することは、基本的な生命維持評価手順のうち最も失敗しやすい部分である。この理由は、例えば経験不足、不十分な目印又はパルス有無を誤ることによる。パルス有無についての正確な検出に失敗すると、C P R又は除細動を患者に施すか又は施さない場合に、患者への処置を悪化させる恐れがある。

#### 【0007】

心電図（E C G）シグナルが、通常除細動ショックが必要かどうかを決めるために使用される。しかし、救助者が遭遇しやすいリズムには、E C Gシグナルだけでは決定できないものがある、例えば無パルス電氣的活動である。これらのリズムの診断には、E C Gシグナルにより指示される心筋電氣的活動にも拘わらず無灌流状態のさらなる証拠を必要とする。

#### 【0008】

従って、救助者が患者に治療を施すかどうかを迅速に決めることができるように、患者のパルスを迅速かつ容易に分析することが要求される。該分析は、血流量及び患者の動脈内になんらかの拍動性流れがあるかどうかを正しく決めるためのE C Gシグナルがあり得る。

#### 【0009】

この要求は救助者が十分訓練されていない場合及び/又は未経験である場合に特に重要であり、かかる場合のシステムは米国特許No. 6, 575, 914（Rock等）に記載されている。該914特許の譲受人は本発明と同じであり、その全体が参照されて本明細書の一部となる。914特許には、自動外部除細動装置（A E D）（ここでは、A E D及び半自動外部除細動 - A S E D - も合わせて、A E Dと参照される）であって、最初の対応するほとんど又は全く医学的訓練がされていない介助者が、無意識の患者へ除細動を施すかどうかを決定するために使用され得る。

#### 【0010】

該ロック（Rock等）のA E Dは、除細動装置、ドップラ超音波シグナルを送信及び受信するためのひとつのセンサパッド、E C Gシグナルを受信する2つのセンサパッド及びプロセッサを含む。該プロセッサは、ドップラ及びE C Gシグナルを受信及びアクセスして、除細動が該患者に適切かどうか（即ち、パルスがあるかどうか）、又はC P Rなどの他の処置方法が適切かどうかを決定する。ドップラパッドは患者の頸動脈上の皮膚に設けられ頸動脈パルスを受感する。該頸動脈パルスは、脈動血流が十分であるかどうかのキーとなる指示である。特に、ロックのA E Dにおけるプロセッサはドップラシグナルを分析して、検出可能なパルスがあるかどうかを決定し、かつE C Gシグナルを分析して「ショック可能なリズム」があるかどうかを決定する。914特許の図7及び関連する、第6欄60行～第7欄52行を参照のこと。ロックのA E Dでのプロセッサによる検出可能なパルスの決定は、受信したドップラシグナルと受信ドップラシグナルの統計的に適切な閾値とを比較してなされる。これら2種類の別の分析の結果に基づいて、該プロセッサは徐

10

20

30

40

50

再送を助言するかどうかを決定する。

【0011】

除細動が助言されない場合、該除細動装置は、CPRを患者に施す。除細動が医学専門家により操作される場合には該専門家は一般的に適切な方法でCPRを施すであろう。しかし、自動除細動装置は医学的訓練のなされていない素人により操作されるものであることから、該除細動装置は、素人の救助者にCPRの適切な適用を監督することができるものであることが望ましい。CPRの監督機能は、米国特許6,125,299 (Groenke等)、米国特許6,351,671 (Myklebust等)、及び米国特許6,306,107 (Myklebust等)に記載されるように、除細動装置に組み込まれることができる。299及び671特許には共に、患者の胸骨の上に置かれ、そこに胸骨圧迫力が供されることが記載されている。該力センサは、除細動装置に結合され、胸骨圧迫力を感知し、該装置の音により救助者に、「より強く」又は「より弱く」又は「より速く」又は「よりゆっくりと」などを監督指導する。107特許には、力センサの代わりに加速度メータを含む圧縮パッドが記載されている。該パッドは力よりはむしろ胸部圧迫の深さを感知する。この方法は、CPRガイドラインが供する力よりはむしろ圧迫深さにつき指示していることから、好ましいものである。というのは、適用される力はCPR圧迫に対する胸部の抵抗が異なることから、圧迫深さとはかならずしも関連しないからである。これらの技術はCPR指示監督にとって効果的である。というのは、これが定量化可能ということは、胸部圧迫(肺を拡張又は減少させて、それにより部分的にも血液に酸素を送る)方法に用いられるからである。これらの技術は、CPRの他の意図される効果、少なくともある程度の血液循環を生じるという効果を測定するものではない。心筋に血液を送ることは心臓の電氣的活動を増加させ、除細動ショックにより正常な心臓リズムに復帰する可能性を高める。脳内に血流を送ることは、心停止による非可逆的脳損傷までの時間を長くすることができる。従って、CPR測定システムが、肺の拡張縮小に加えて脳内への血流の測定を提供することが好ましい。

10

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

本発明の課題は、超音波血流センサを提供することである。

【課題を解決するための手段】

30

【0013】

本発明の原理によれば、超音波トランスデューサパッドであり、首の頸動脈上に付するために適切なパッドが提供される。該トランスデューサパッドは、三角形の構造を持つ複数のトランスデューサエレメントを含む。該エレメントの三角形構造は、該トランスデューサの頸動脈血流に対する感度を改良する。即ち、頸動脈が、隣接するトランスデューサエレメント間の切りみぞ(kerf)(空間)に沿って整列する可能性を低減する。使用の際に、本発明のトランスデューサパッドは、頸動脈の上に付され、CPRを施す間及び/又は除細動のための患者評価と組み合わせて、血流を検知するために使用される。ひとつ又はそれ以上の血流測定は、CPR又は心肺蘇生を施すガイダンスで使用される超音波シグナルを処理することから開発される。

40

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】図1は、従来技術による血流測定のための超音波センサトリップを示す。

【図2A】図2Aは、図1の超音波センサトリップのトランスデューサの異なる特徴及び構成を示す。

【図2B】図2Bは、図1の超音波センサトリップのトランスデューサの異なる特徴及び構成を示す。

【図2C】図2Cは、図1の超音波センサトリップのトランスデューサの異なる特徴及び構成を示す。

【図2D】図2Dは、図1の超音波センサトリップのトランスデューサの異なる特徴及

50

び構成を示す。

【図 2 E】図 2 E は、図 1 の超音波センサストリップのトランスデューサの異なる特徴及び構成を示す。

【図 3 A】図 3 A は、本発明の原理による、三角形形状のトランスデューサエレメントを持つ超音波センサストリップを示す。

【図 3 B】図 3 B は、本発明の原理による、三角形形状のトランスデューサエレメントを持つ超音波センサストリップを示す。

【図 4】図 4 は、三角形形状エレメントのアレイを形成するために切断される圧電材料のシート又はブロックを示す。

【図 5 A】図 5 A は、本発明の原理による超音波センサストリップのトランスデューサの傾きを示す。

【図 5 B】図 5 B は、本発明の原理による超音波センサストリップのトランスデューサの傾きを示す。

【図 6 A】図 6 A は、本発明の原理により構成される、生命徴候モニタ及び治療システムをブロックダイアグラムで示す。

【図 6 B】図 6 B は、本発明に原理に基づき構成された、パルス検出及び C P R ガイダンスを有する、生命徴候モニタ及び治療システムをブロックダイアグラムで示す。

【図 7】図 7 は、図 6 B の除細動装置システムの電極パッド及びセンサの救助作業中での適用を示す。

【発明を実施するための形態】

【0015】

まず図 1 を参照して、超音波センサストリップ 10 が示される。センサストリップ 10 はトランスデューサ 1 ~ 5 の一列を含む。トランスデューサの数は、一般的には、与えられるセンサストリップで 4 から 6 個のトランスデューサが使用され得る。トランスデューサエレメントのそれぞれの組は、送信エレメント ( $T_1$ 、 $T_2$  など) 及び受信エレメント ( $R_1$ 、 $R_2$  など) を含み、連続波 (CW) 超音波モードで操作され得る。送信エレメントが波を送信し、対応する受信エレメントが該送信への応答として戻るエコーを受信する。この例では、トランスデューサエレメントは焦点化されていない。これらは、深さ 1 . 5 ~ 2 cm 及び範囲 0 . 5 ~ 4 cm に亘り個々にコリメートされ、該範囲で該送信及び受信ビームの開口部が重なり、従って、送信トランスデューサエレメントにより生じるエコーが対応する受信トランスデューサエレメントにより受信される。パルス波 (PW) 超音波操作では、ひとつのエレメントのみが必要であり、これらは連続的に送信しその後受信する。トランスデューサは柔軟なマトリックス 12 内に封止されており、該ストリップが適用される皮膚表面の形状に合わせて曲げられ得る。電極ゲルなどの皮膚適合性接着性は、該ストリップの皮膚側をカバーし、該センサストリップを患者の皮膚に接着する。例示されるセンサストリップは、1 ~ 2 mm の距離で離されており、従って、該マトリックス中のトランスデューサ列は曲げられ得る。マトリックス 12 は該トランスデューサの並びを維持し、身体から電氣的に絶縁するものであり、例えばシリコーン (例えば RTV ゴムなど) で形成され得る。マトリックス 12 から、導電性のケーブル 18 が以下説明されるように該トランスデューサエレメントと結合されて伸びている。該ケーブル 18 は、コネクタ 20 で終端し、該コネクタは、該センサストリップ 10 を操作するモニタ装置に結合される。トランスデューサ装置のマトリックスは基板 14 でカバーされ、該基板は、該センサストリップを身体に接着する。例示では、基板は接着性テープであるか又は他の天然又は他のポリマー性材料であり、皮膚接触表面上の接着性電極ゲルなどの接着剤 16 を含む。トランスデューサのマトリックスの皮膚接触表面は、該マトリックス 12 及び身体との間の良好な音響カップリングを提供する材料でカバーされる。この音響材料は、接着剤 16 が、例えば接着性電極ゲル材料などの望ましい音響特性を持つものであれば、接着剤 16 と同じ材料であってよい。音響材料はまた、ヒドロゲル材料又は接着パッチ又は他の固体材料を含むことができる。

【0016】

図 2 A はトランスデューサ 1 ~ 5 の例の側面図である。この例では、トランスデューサエレメントのトップ送信表面 6 が丸められていることが分かる。この例では、該トランスデューサエレメントは 25 mm の曲率半径で曲げられている。送信表面が丸められていることは、送信超音波が広がり、従って身体より大きな部分に送信され、これにより、ターゲット組織が超音波され、該トランスデューサエレメント間のデッドゾーンの形成を防止する可能性を増大させる。トランスデューサを丸める形状の他、平坦送信表面上にレンズを用いることがあり得る。これにより送信超音波を広げることができる。

【 0 0 1 7 】

図 2 B はトランスデューサ 1 ~ 5 へ結合される電気接続を示す。皮膚と面するトランスデューサエレメントの送信表面は電極 22 でカバーされ安全及びため接地される。個々の電極 22 は個々のエレメント上に形成され、従ってケーブル 18 によりコネクタ 20 に電氣的に接続される。又は、電極 22 はホイル又は他の柔軟な導電性材料の連続シートであってよく、トランスデューサエレメントの群又は全てのトランスデューサエレメントをカバーする。皮膚表面から離れる側に面するエレメントの側には電極 24 が接続され、送信（駆動）シグナルを提供しかつ該トランスデューサエレメントからの戻りエコーシグナルを提供する。図 2 C は、前記シグナルコンダクタの結合の一例を示すトランスデューサエレメントの平面図である。この例では、送信エレメント  $T_1 \sim T_5$  の全てが協同操作されケーブル 18 a のひとつのコンダクタに電氣的に接続される。受信エレメント  $R_1 \sim R_5$  は別々に操作され、前記ケーブルの個々のコンダクタ 18 b に接続される。この構成により、全ての送信エレメントが同時に同じ送信波で駆動され、受信エレメント  $R_1 \sim R_5$  の別々の受信位置で受信される受信エコーを持つことができる。図 2 D は他のシグナルリード結合の例を示し、全ての送信エレメント  $T_1 \sim T_5$  が同時に、コンダクタ 18 a 上でひとつの送信シグナルにより駆動され、全ての受信エレメント  $R_1 \sim R_5$  が電氣的にタンデムと一緒に結合される。それぞれの位置での受信エレメント  $R_1 \sim R_5$  により受信される全てのエコーシグナルは一緒にされて同じコンダクタ 18 b に接続される。図 2 E はそれぞれの送信エレメント及び受信エレメントが個々に操作され得る結合構成の例を示す。それぞれの送信エレメント  $T_1 \sim T_5$  は、それ自身の送信シグナルコンダクタ 18 a と結合され、それぞれの受信エレメント  $R_1 \sim R_5$  はそれ自身の受信コンダクタ 18 b に結合される。この例は、該センサストリップが電池駆動装置により操作される場合に好ましい。というのは、ひとつの送信エレメントのみが駆動され、ひとつの受信チャンネルだけがいつでも必要であるからであり、従って電池を節約することになるからである。

【 0 0 1 8 】

本発明の原理によると、前記センサストリップ 10 のトランスデューサエレメント 1' ~ 9' は図 3 A 及び 3 B に示されるように三角形状構造を持つ。図 1 の従来技術では、通常の長形状エレメントを使用し、送信及び受信エレメントの組が、好ましくは連続波ドップラモードで操作される。該センサの感受性は正確な位置に依存する。一般的に、心臓動脈中の血流を感知するために、ユーザはセンサストリップを首の皮膚に適用し、該ストリップは一般的に胸部と頭部の間の頸動脈の方向と直行する。図 3 A では、心臓動脈とその血流の方向は、点線 34 で示される。トランスデューサの感度は、血管が偶々トランスデューサエレメント組の間に正確に並ぶ際に特に減少することが見いだされた。ここで思い出すべきは、該トランスデューサの組は空間で仕切られており、該センサストリップは柔軟であり、かつ首の皮膚表面の曲がりによって適合するように曲がり得るということである。この感度損失は、該ユーザが初めから血管の位置につきなんらの情報も持たない際に特に問題となる。血管が 2 つの受信エレメントの間のデッドスポットを横切るように該センサを位置することが起こり得る。図 3 A 及び 3 B の例で示される三角形状の受信エレメントを用いることで、該エレメントの組でカバーされる領域をより大きな範囲にすることができる。図 3 A では送信及び受信エレメントは交互に配列するが、図 3 B の好ましい実施態様では、送信専用エレメント列を 1 ~ 5 等に、かつ受信専用エレメント列 1' ~ 5' 等と配置される。この重なりはエレメントの組の低感度領域を低減し、よりよい感度と配置の不正確性へのよい高い許容性をもたらす。図 3 A 及び 3 B に示されるように、三角

10

20

30

40

50

形状構造を持つ該エレメント間のスペースの方向は、センサストリップ 14 の主（長さ方向）及び従（幅方向）寸法のいずれにも平行でもないし垂直でもない。これにより該センサストリップが血管のあるべき方向に亘り付される際に血管に沿って該スペースが並ぶ機会を改良する。点線 34 で示される方向の血管が該ストリップ受信開口部の下の領域で超音波を受けると、反射超音波シグナルは、少なくとも 1 つ又はほとんどの場合 2 つの受信エレメントにより良好な感度で感知されることができる。このことは、該血管の左右位置及び深さ位置につき当てはまる。長方形エレメントを用いると、血管が 2 つの受信エレメントの間に位置してデッドゾーンとなる恐れがあるが、図 3 A 及び 3 B の配置ではより大きな重なりを与えることができる。さらに、一方、それぞれの三角形状エレメントの基底部分はよりコリメートされたビームを表す一方、それぞれの三角形状エレメントの位置では、急速に広がるビームを生じることができる。このビームパターンはまた、センサストリップの下の血管の位置に拘わらず、信頼性の高い超音波照射が保証される。

10

## 【0019】

図 3 A 及び 3 B に示される三角形状センサストリップはいくつかの好ましい製造上の利点を有する。該トランスデューサエレメントのためのひとつの好ましい圧電素子は P Z T セラミックスであり、棒状又はシート状で使用可能であり、個々のトランスデューサエレメントの形状にダイシングソーで切断することができる。図 4 に示されるように、三角形状で切断するために、切断を実施するために 3 種類のみ異なる切断角がある。この例では、P Z T セラミックスの形状化シート 36 が、切りみぞ（kerf）切断 38 で水平に、かつ点線切断ライン 76 及び 78 で示される 2 つの 45 度角に切断される。この工程で該シートの端で損失する材料はほとんどない。他の実施態様もまた、厳密に分けられる台形状のエレメントを使用することができる。該台形状もまた重なりを生じるが、重なり量と、ひとつの領域をカバーするために必要なエレメントの数の間にはトレードオフの関係となる。

20

## 【0020】

図 5 A は、トランスデューサの組のトランスデューサエレメントをマトリックス 12 中に、シグナル受信を改善するために位置させるひとつの例を示す。ドップラ超音波シグナルは角度依存である。超音波ビーム及び血流方向のなす角度が 90°である場合、ドップラシグナルは最小となり、血流方向が該トランスデューサからの直方向で離れていく場合に最も強くなる。例えば心臓動脈 32 のような皮膚表面 30 に近い血管は、身体の平均深さが約 20 mm であることから、皮膚表面にほぼ平行であり、皮膚表面 30 に垂直の超音波を送信するトランスデューサの方向は、血流の方向と約 90°の入射角となるであろう。この直交ビーム - 血流 - 方向の可能性を低下させるために、トランスデューサエレメントは図 5 A に示されるように浅い角度で傾けられる。超音波方向及び血流方向の関係は図 5 B に詳細に示される。示されるように傾けられた送信エレメント  $T_x$  で、正確な角度が波進行方向及び血流方向 34 の間に形成される。図 5 B で、トランスデューサエレメント  $T_x$  及び  $R_x$  は、角度 15°でお互いに角度相殺している。送信ビームは血流方向に対して 75°であり、受信ビームは 60°である。この角度付けにより、送信及び受信ビーム 86 及び 88 は、図 5 のビーム重なり領域で示される血管の予期される深さで重なることになる。

30

40

## 【0021】

図 5 A 及び 5 B の例では、該エレメント傾きは、トランスデューサ列の長さ方向寸法に関して平行にビームを角度付けて、該トランスデューサがセンサストリップの側部に面するようにする。これは、該センサストリップ 10 を、図 6 B に示される心臓動脈 32 を横切るように血管を横切る位置で設けられる場合に効果的に作用する。血管を横切る（直角に）位置にセンサストリップ 10 を設けることで、素人ユーザにも、超音波で、見えない血管を横切らせるための最大の機会を与えることとなる。トランスデューサエレメント開口部は従って、心臓動脈 32 の流れの方向に面するか離れる。該センサストリップが図 6 B で示されるように位置される場合、最も強いドップラシグナルがトランスデューサの組  $T_3 - R_3$  で検出され得る。ここで  $T_3 - R_3$  は、心臓動脈 32 の上に位置し、他のトラ

50

ンスデューサの組は血管の上に位置していない。914特許の図4で示されるロック等のシステムでは、トランスデューサ列が該血管の長手方向に一般的に平行に整列されている。この配置の利点は、シグナルが多重トランスデューサエレメントにより受信されることができ、該多重トランスデューサエレメントが該血管上に位置することから、これによりシグナル対ノイズ比が増加するということである。欠点としては、ユーザが、血管の位置を誤判断し、該トランスデューサを隠れた血管の上ではなく並行に位置させた場合には、ほとんど又は全くシグナルを受信しないことである。図6Bの例示されたセンサストリップの配置は、素人ユーザの成功する可能性を改善するものである。

#### 【0022】

図6Aは、本発明の原理により構成される生命徴候モニタ及び治療システムのブロックダイアグラムを示す。中央処理及び制御ユニット160が、該システムのコンポーネントの機能を制御して、生命徴候データを処理する。中央処理及び制御装置は、モニタされる生命徴候及び該システムで実行される治療のための適切な処理及び制御アルゴリズムを実行する。該中央及び制御ユニットは、他の装置に、有線又は無線LAN結合又はブルーツース(Bluetooth)結合により結合されてよい。該中央処理及び制御ユニット160及び他の該システムの電子コンポーネントは、電源162で駆動される。該電源には、電池、交流電源、電力供給装置及び他の電源管理及び制御機能を含む。医者は、表示装置、音声インプット及び音声出力、キーパッド及びプリンタなどを含むユーザインタフェース164により該システムと相互作用する。患者のECGはECGインプット及び処理サブシステム166によりモニタされかつ処理される。これによりインピーダンス、呼吸及び不整脈分析などの機能を実行することができる。このシステムには、他の生命徴候測定及び処理168のエレメントを含むことができ、例えばSPO<sub>2</sub>、ETCO<sub>2</sub>、IBPNIBPなどが挙げられる。

該システムには、治療機能170が含まれてよく、例えばペーシング治療、除細動、高電圧システム及び患者隔離などが挙げられる。CPR実施は、(以下詳細に説明されるように、CPR測定サブシステム180により測定される。

#### 【0023】

図6Bは、本発明のセンサストリップ10をCPR施術のガイドを補助するために使用する生命徴候モニタ及び治療システムの一部を形成するブロックダイアグラムを示す。図6Bのセンサストリップ10は送信エレメント $T_1 \sim T_5$ を有線で共通結合し、受信エレメント $R_1 \sim R_5$ を、既出の図2Cで示す、別々の出力線で接続する。他の実施態様はまた、一列の受信専用エレメント及び他の一列の送信専用エレメントを電気的に共通接続(図3Bに示されるように)することを含み、これは多くに実施において好ましいものとなり得る。センサストリップ10は治療機能170のひとつの除細動装置110と接続され、図示される以下のエレメントを含む。送信発生装置40はセンサストリップ10の送信エレメントに送信波を生成する。送信波は、心臓超音波応用のための見かけ周波数3~7MHzを持つが、この例では見かけ5MHzの周波数を持つ。送信波は増幅装置42で増幅され送信エレメント $T_1 \sim T_5$ に提供される。受信エレメント $R_1 \sim R_5$ はマルチプレックス44に接続され、受信エレメントのひとつで受信されたシグナルをその出力にカップルさせる。選択された受信シグナルは低ノイズ増幅装置46で増幅されrfバンドパスフィルタ48でフィルタされる。受信シグナルはベースバンドとミキサ52及び54で混合され、前記送信波形と参照される対象シグナルにより直行するように駆動される。復調直行シグナルはI及びQと図中ではラベルされており、ドップラフローベクトルの直行検出コンポーネントを含む。I及びQシグナルはローパスフィルタ56及び58でフィルタされ、その後サムフィルタ又はウォールフィルタ62及び64でフィルタして、DC(静的組織)コンポーネント及び血管からのコンポーネントを除くために流速コンポーネントを通す。フィルタされた直交コンポーネントはドップラフィルタ66及び68でフィルタされ、2つのインプットデュアルアナログ-デジタルコンバータ70に適用され、ドップラシグナルをデジタル化する。ドップラシグナルはドップラスペクトルに、高速フーリエ変換(FFT)プロセッサ72により変換する。ドップラシグナルのFFTプロセッサ

は当該技術において異なる実施に用いられるものである。例えば“Discrete-Time Signal Processing,” by Oppenheim & Schaffer (Prentice Hall, 1989)を参照できる。通常の実施において、続いてドップラサンプルの重なった手順が、ゼロが埋め込まれたスライドサンプル窓レジスタにロードされ、ドップラ周波数シグナル $f_D$ を、ドップラスペクトル中のほぼゼロ(DC)中心及び、前記送信間隔速度により決められるドップラサンプリング周波数(一般的にkHz範囲である)の $\pm 1/2$ に限って生成するように処理される。FFTプロセッサにより実行されない場合には、ドップラシグナルの強度が検出装置74により検出され、パワードップラアウトシグナルを生成する。

#### 【0024】

パワードップラシグナルは分析モジュール100と接続される。これにはCPR測定サブシステム180が含まれ、ドップラシグナルを種々の方法で分析することができる。一例として、マルチプレクス44は異なる受信トランスデューサエレメントから10m秒毎にシグナルを選択する。これについては国際特許出願WO 2006/003606に開示されており、参照することにより本明細書の一部とする。マルチプレクサは最初近くの送信エレメントからのシグナルを選択する。この最初のサンプリング間隔の後、マルチプレクサはエレメント $R_2$ からのシグナルを選択する。マルチプレクサはエレメント $R_3$ 、 $R_4$ 及び $R_5$ からシグナルを選択し、その後この手順を繰り返す。この間に、分析モジュール100は所与の閾値、例えば既定のノイズレベルなど、を越える強いパワードップラシグナルを探す。意味のあるパワードップラシグナルは、所与のシグナル対ノイズによる閾値を越えると判定されるものである。この例では、除細動システムは、CPRが患者に施されている間パワードップラシグナルをサンプリングする。救助者が患者の胸部を圧迫するとある程度の血が心臓から押し出され、圧力波が循環系を通じて伝わり、一般的にはパルス状血流が頸動脈に生じる。この血流の発生がポーリング手順の間に検出され、分析モジュールにより意味のあるパワードップラシグナルとして判定されると、マルチプレクサはポーリングを停止し、該意味のあるドップラシグナルをシステムに接続する。この例では、意味のあるドップラシグナルは、頸動脈32の上にある受信トランスデューサエレメント $R_3$ で検出される。受信エレメント $R_2$ からのシグナルはその後、該システムでサンプリングが継続される。意味のあるシグナルのドップラ周波数 $f_D$ は、血流速及びピークシグナルがCPRにより生じる最大の瞬間流速を示すことを示す。

#### 【0025】

マルチプレクス44で影響を受けるサンプリング手順は種々の数の変法を示すことができる。例えば、分析モジュールが選択された受信エレメントからのパワードップラシグナル強度が低下することを感知する場合、該マルチプレクサは、隣接する受信エレメントでのより強いシグナルを見出すことを試みるために、該選択されたエレメントのいずれかの側の受信エレメントからのシグナルをサンプリングするように制御する。これらの隣接するいずれかのトランスデューサ位置でより強いドップラシグナルが見出された場合、マルチプレクサは該トランスデューサエレメント $R_3$ からのシグナルサンプリングを変更することができる。マルチプルプロセスチャンネルが所与の装置で利用可能である場合、マルチプルトランスデューサエレメントが同時にモニタされ、最も強いドップラシグナルが分析に使用され得る。

#### 【0026】

速度検出に加えて、ドップラ波形が、いくつかの胸部圧迫による繰り返されるピーク速度を検出することで感知される。この繰り返し速度間隔は、CPR中の胸部圧迫の速度を示す。この分析に結果として、救助者は音響的及び/又は可視的にCPRを正しく施すことを指導される。例えば通常のCPRプロトコルでは、1分間に100圧迫速度で15圧迫施すように救助者に指示する。分析モジュールにより感知される繰り返し速度がこの望ましい値よりも小さい場合、分析モジュールはオーディオシンセサイザ102に信号を送るか、表示スクリーンに「より早く圧迫せよ」なる指示を表示する。該オーディオシンセサイザはオーディオ信号を生成し、増幅装置104により増幅され、スピーカ106に送

10

20

30

40

50

られ、救助者に「より早く圧迫せよ」なる音による指示を行う。分析モジュールはまた、胸部圧迫の間の血流のピーク速度と、おのこのの圧迫により達成されるべき望ましい最小血流速とを比較する。例えば通常のピーク速度は約1 m / 秒である。分析モジュールで使用される参照値は、この通常速度よりも小さくてもよい。望ましい参照速度が達成されない場合、分析モジュールは、「より強く圧迫」コマンドをユーザインタフェース164のオーディオシンセサイザ及びスピーカから発することができる。LED列又はグラフィック表示などの可視的表示は、絶対値で又は相対値でのフローシグナル強度及び/又は最も強い血流シグナルが感知されるトランスデューサセンサの列に沿った位置を視覚的に表示することができる。

#### 【0027】

ドップラ波のピーク速度及び間隔の検出に加えて、分析モジュールは、CPRにより生じる血流につき充足させる他の測定も生成することができる。例えば平均速度、容量流速、パルスインデックス及びフローインデックスなどである。これらは国際特許出願WO 2006/030354に記載され、参照することで本明細書の一部となる。

#### 【0028】

図6A及び6Bのシステムは、他のセンサであって、ドップラフローセンサと組み合わせることでCPRの効果を判断するセンサを持つ。圧迫パッド80が図6Bに示される。これを患者の胸部に置き、これに対してCPR圧迫が適用される。圧迫パッドは、米国特許6,351,671に記載の力センサを含むか、又は好ましくは米国特許6,306,107に記載の加速度計が含まれる。圧迫がパッド80に適用されるたびにシグナルが生成される。このシグナルは増幅装置82で増幅され検出装置84で検出される。検出された胸部圧迫シグナルはその後、ドップラフローシグナルから誘導される情報と組み合わせられる。例えば、生じる圧迫シグナルのそれぞれを、センサストリップ10による意味あるドップラフローシグナルの検知と時間的に関連付けられる。従って、圧迫シグナルは、ドップラシグナル分析のタイムゲートとして又は分析モジュールにより感知される圧迫期間の速度を関連させ及び保証するために使用され得る。ECGシグナルは、存在する場合、またタイムゲートとして使用できる。該力又は2回積算加速度シグナルの強度は圧迫力又は圧迫が施される深さの尺度であり、「より強く」又は「より弱く」コマンドを出すかどうかの決定に使用され得る。例えば、低流速又は低体積流速が救助者により強く圧迫すべきことを示す一方、圧迫シグナルが、救助者はすでに患者に安全な強さ又は深さで圧迫していることを示す可能性がある。分析モジュールはその場合、この圧迫情報を考慮して「より強く」コマンドを出すことを差し控える。

#### 【0029】

図6Bのシステムはまた、胸部電極92、94を含み、これらは患者の胸部に付着され患者のECGシグナルと胸部バイオインピーダンスを感知し及び除細動ショックを与えるために用いられる。ECG一般的インピーダンスシグナルはECG、インピーダンスモジュール96により処理され、かつそれは分析モジュールと接続され、CPR指導を補助するために使用され得る。例えば671特許で説明されるように、インピーダンスシグナルは、胸部が圧迫される際及び再び圧迫力が緩和される際の機会を示す。これらのインピーダンス変化の生じる時間は、ドップラシグナル分析と関連付けるかタイムゲートさせて、これらのシグナル検出とCPRの適切性を保証するか改善するために使用され得る。

#### 【0030】

図7は、患者の外見を示す。患者は、頸動脈を横切る首にセンサストリップ10、胸部の中心に圧迫パッド80、及びECG測定及び除細動のための通常的位置に配置される電極92、94を含む除細動装置110が示される。該分析モジュールがこれらの全てのセンサからのシグナルを関連付け、結合して、CPRのよりよい指導コマンドを生成することができることは、当業者には明らかであろう。米国特許2003/0199929に記載の通り、センサストリップ10と上部除細動電極92をひとつの電極にして、患者の首に設けることが可能である。

#### 【0031】

10

20

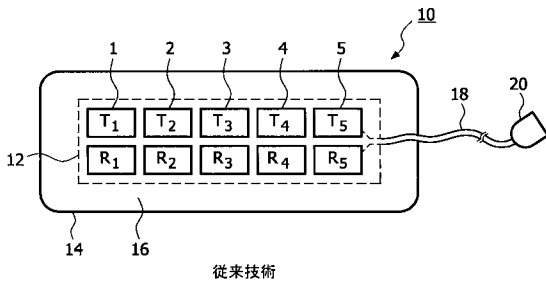
30

40

50

センサトリップ構成の他の変更についても当業者には想到できる。例えば異なる形状のトランスデューサエレメントを用いることができる。例えば、送信エレメントが長方形であり、受信エレメントが三角形状であるか、又はその逆があり得る。

【 図 1 】



従来技術

【 図 2 C 】

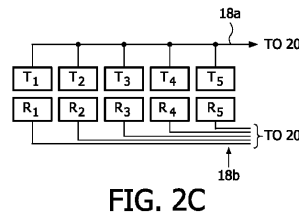


FIG. 2C

【 図 2 A 】

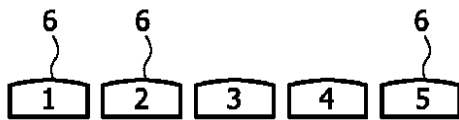


FIG. 2A

【 図 2 B 】

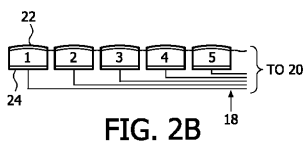


FIG. 2B

【 図 2 D 】

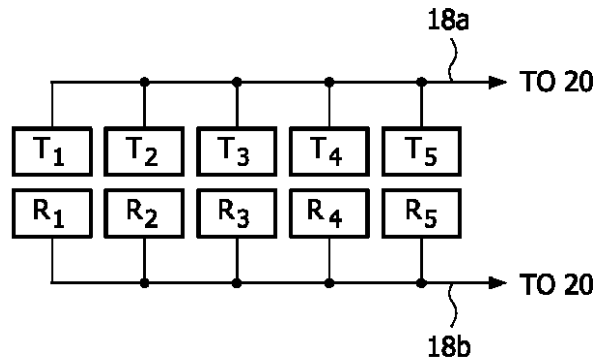
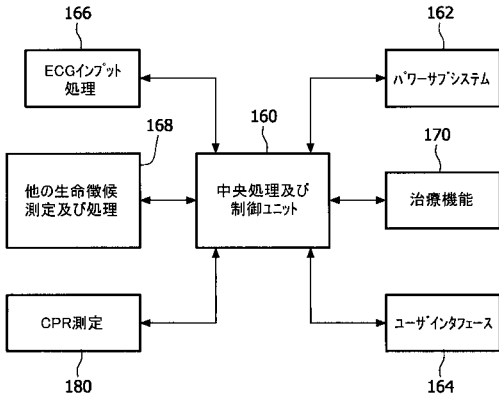


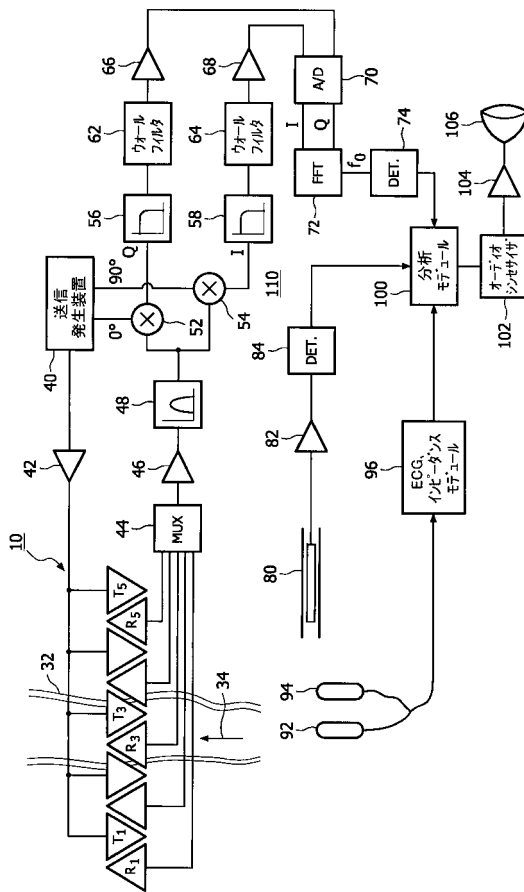
FIG. 2D



【 図 6 A 】



【 図 6 B 】



【 図 7 】

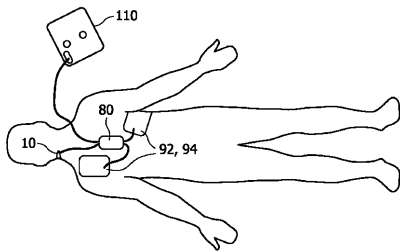


FIG. 7

## 【手続補正書】

【提出日】平成23年8月25日(2011.8.25)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

血流を検知するための超音波センサストリップであり：

三角形状トランスデューサエレメントの超音波トランスデューサアセンブリ；

前記トランスデューサエレメントと電氣的に接続されるコネクタ；

前記トランスデューサエレメントを既定の空間配置に維持する柔軟性マトリックス；

及び

対象物と音響カップリング接触する前記マトリックスに付されるように構成されるアタッチメント材料を含み、

前記センサストリップがさらに、長さ寸法及び幅寸法を示し、前記三角形状トランスデューサエレメントの隣接するエレメント間のスペースが、前記幅寸法でも前記長さ寸法にも平行でない、超音波センサストリップ。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波センサストリップであり、前記トランスデューサエレメントが等辺三角形状である、超音波センサストリップ。

【請求項3】

請求項1に記載の超音波センサストリップであり、前記既定の配置がさらに、一列のトランスデューサエレメントであって前記センサストリップの前記長さ寸法へ伸びており、かつ前記列のそれぞれの三角形状トランスデューサエレメントが、一般的に、隣接するトランスデューサエレメントの端部と平行でありかつ隣接するトランスデューサと0.5～5.0mm離されて配置されている、超音波センサストリップ。

【請求項4】

請求項1に記載の超音波センサストリップであり、前記トランスデューサアセンブリのトランスデューサエレメントが組みとなり、前記組のひとつのトランスデューサエレメントが電氣的に送信エレメントと結合し、他のひとつが電氣的に受信エレメントと結合する、超音波センサストリップ。

【請求項5】

請求項4に記載の超音波センサストリップであり、前記組になったトランスデューサエレメントが、前記マトリックス中で、対象物の皮膚表面からの予期される血管の深さで重なるビームパターンを持つように方向付けられる、超音波センサストリップ。

【請求項6】

請求項5に記載の超音波センサストリップであり、前記組になったトランスデューサエレメントがさらに、皮膚表面と平行な血管断面に対して、直行角度ではない角度に方向付けられる、超音波センサストリップ。

【請求項7】

請求項1に記載の超音波センサストリップの前記コネクタと結合されるドップラ超音波システムであり、前記システムは、送信シグナルを前記アセンブリのトランスデューサエレメントに提供し、前記送信シグナルに応じる血からトランスデューサで受信される反射超音波シグナルを受信する、ドップラ超音波システム。

【請求項8】

請求項7に記載のドップラ超音波システムであり、前記トランスデューサエレメントが送信及び受信の組とされ、前記ドップラ超音波システムが、一組の送信エレメントに超音波を送信させ、及び前記ドップラ超音波システムが、前記組の受信エレメントからの超音

波シグナルを受信するように操作する、ドップラ超音波システム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載のドップラ超音波システムであり、前記トランスデューサエレメントが送信及び受信の組とし、前記ドップラ超音波システムが、前記組の送信エレメントに超音波を送信させ、前記ドップラ超音波システムが前記組の複数の受信エレメントから超音波シグナルを受信する、ドップラ超音波システム。

【請求項 10】

請求項 9 に記載のドップラ超音波システムであり、前記ドップラ超音波システムが、前記受信エレメントのひとつからの超音波シグナルを受信した後、さらに連続して該受信エレメントから超音波シグナルを受信するように操作される、ドップラ超音波システム。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2010/050613

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B8/06 B06B1/06 ADD.		
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 B06B		
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 practical, search terms used) EPO-Internal		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2007/057825 A2 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; AYATI SHERVIN [US]; COHEN-SOLAL E) 24 May 2007 (2007-05-24) page 5, line 1 - page 8, line 2 figures 1-3B	1-4, 13
A	----- page 5, line 1 - page 8, line 2 figures 1-3B	6-12
Y	WO 01/58337 A2 (SPENCER TECHNOLOGIES INC [US]) 16 August 2001 (2001-08-16) page 17, line 19 - page 20, line 3 figures 9,10	1-4
A	----- page 17, line 19 - page 20, line 3 figures 9,10	5
A	WO 2006/138185 A2 (SPENTECH INC [US]; MOEHRING MARK A [US]; CURRY MARK A [US]) 28 December 2006 (2006-12-28) paragraph [0043] - paragraph [0045] figure 4A	1-3
	----- -/--	
<input checked="" 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		*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
*E* earlier document but published on or after the international filing date		*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
*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)		*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.
*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*Z* document member of the same patent family
*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
1 July 2010	09/07/2010	
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  Chen, Amy	

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2010/050613
---------------------------------------------------

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	GB 2 019 565 A (AUSTRALIA DEPT OF HEALTH) 31 October 1979 (1979-10-31)	13
A	page 2, line 13 - line 80 page 3, line 4 - line 37 figure 2	14,15
A	EP 0 181 506 A2 (EDO WESTERN CORP [US]) 21 May 1986 (1986-05-21) page 6, line 6 - page 12, line 5 figures 1-3	1-3,13
X	WO 2006/083539 A1 (SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS [US]; LU XUAN-MING [US]; PROULX TIMOTHY L [U] 10 August 2006 (2006-08-10)	14,15
A	paragraph [0023] - paragraph [0046] figures 1-4	1,4,5,13
A	US 4 357 944 A (MAUSER RUDOLF ET AL) 9 November 1982 (1982-11-09) column 13, line 1 - line 25 claim 14 figure 6	6-8
X	YIN J ET AL: "Geometry effect on piezo-composite transducers with triangular pillars" ULTRASONICS SYMPOSIUM, 2008. IUS 2008. IEEE, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 2 November 2008 (2008-11-02), pages 1421-1424, XP031443611 ISBN: 978-1-4244-2428-3 page 1422, left-hand column, line 31 - right-hand column	14,15

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2010/050613

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2007057825 A2	24-05-2007	CN 101365387 A	11-02-2009
		EP 1951126 A2	06-08-2008
		JP 2009515631 T	16-04-2009
		US 2010022886 A1	28-01-2010
WO 0158337 A2	16-08-2001	AU 3329501 A	20-08-2001
		AU 2001233295 B2	07-07-2005
		CA 2399410 A1	16-08-2001
		EP 1255488 A2	13-11-2002
		JP 2003534032 T	18-11-2003
		US 6635017 B1	21-10-2003
		US 2004138563 A1	15-07-2004
		WO 2006138185 A2	28-12-2006
US 2007016050 A1	18-01-2007		
GB 2019565 A	31-10-1979	AT 368865 B	25-11-1982
		AU 529113 B2	26-05-1983
		AU 4610779 A	25-10-1979
		CA 1130439 A1	24-08-1982
		DE 2915761 A1	31-10-1979
		FR 2423207 A1	16-11-1979
		JP 55005678 A	16-01-1980
		US 4254661 A	10-03-1981
		EP 0181506 A2	21-05-1986
DE 3583850 D1	26-09-1991		
DE 181506 T1	02-07-1987		
JP 61172081 A	02-08-1986		
WO 2006083539 A1	10-08-2006	EP 1848546 A1	31-10-2007
		JP 2008530854 T	07-08-2008
		US 2006241468 A1	26-10-2006
US 4357944 A	09-11-1982	DE 2941668 A1	23-04-1981
		EP 0027215 A1	22-04-1981
		JP 56060532 A	25-05-1981

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(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, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. Bluetooth

(72)発明者 エルカンプ, ラモン  
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブライアクリフ・マナー スカーボロ  
・ロード 345 ピー・オー・ボックス 3001

(72)発明者 コーエン - ソラル, エリック  
アメリカ合衆国, 98041-3003 ワシントン州, ボセル, ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 ラジュ, バラスンダラ  
アメリカ合衆国, 98041-3003 ワシントン州, ボセル, ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 フレーザー, ジョン  
アメリカ合衆国, 98041-3003 ワシントン州, ボセル, ピー・オー・ボックス 3003

Fターム(参考) 4C053 CC01 KK03  
4C601 DE02 DE05 EE03 FF11 GB04 GB09 GB12 GB14 GB32 GB41

专利名称(译)	具有三角传感器结构的超声波血流传感器		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012518454A</a>	公开(公告)日	2012-08-16
申请号	JP2011550679	申请日	2010-02-10
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	エルカン普拉モン コーエンソラルエリック ラジュバラスンダラ フレーザージョン		
发明人	エルカン,ラモン コーエン-ソラル,エリック ラジュ,バラスンダラ フレーザー,ジョン		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61N1/37		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4236 A61B8/4483 A61B8/4494 B06B1/0629		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61N1/37		
F-TERM分类号	4C053/CC01 4C053/KK03 4C601/DE02 4C601/DE05 4C601/EE03 4C601/FF11 4C601/GB04 4C601/GB09 4C601/GB12 4C601/GB14 4C601/GB32 4C601/GB41		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/154844 2009-02-24 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声血流传感器包括多个相邻的三角形换能器元件，其将超声波发送到血管并从血管中的血流接收反射的超声波。优选地，换能器元件成对设置为一对发送元件和接收元件。该元件固定在基质中，该基质可以在声学耦合接触皮肤期间施加。矩阵使相邻的换能器元件在空间上略微分开，使得换能器元件的矩阵可以弯曲并适应皮肤表面的形状。三角形之间的空间既不平行也不垂直于矩阵的长度尺寸。因此，当将基质固定在血管的位置上时，它不沿着换能器之间的空间对齐。此外，元件的构造导致在发射和接收光束之间重叠的轮廓，从而加宽了传感器覆盖的区域。

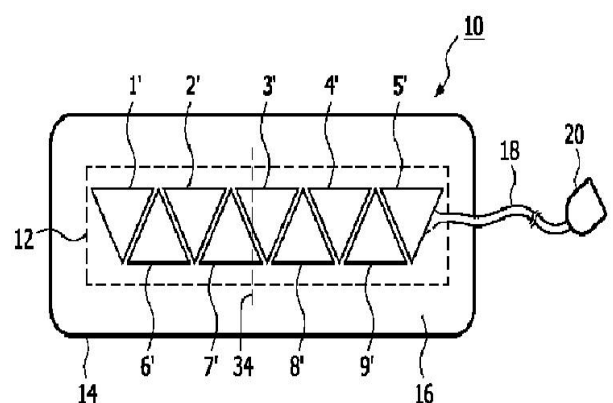


FIG. 3A