

(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2017-526414

(P2017-526414A)

(43) 公表日 平成29年9月14日(2017.9.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 1 2 7
A 6 1 B 5/0472 (2006.01)	A 6 1 B 5/04	3 1 2 Q
A 6 1 B 5/0402 (2006.01)	A 6 1 B 5/04	3 1 O M
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04	3 0 0 J
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-503982 (P2017-503982)
 (86) (22) 出願日 平成27年7月30日 (2015. 7. 30)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年1月24日 (2017. 1. 24)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2015/055747
 (87) 国際公開番号 WO2016/020800
 (87) 国際公開日 平成28年2月11日 (2016. 2. 11)
 (31) 優先権主張番号 62/034, 194
 (32) 優先日 平成26年8月7日 (2014. 8. 7)
 (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 エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (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】 経食道心エコー法のための食道心電図

(57) 【要約】

医療イメージングシステムは、患者の心臓をスキャンするための超音波トランスデューサ 2 1 と、患者の心臓の心房の電気活動を主に示す心房心電図信号を生成する心房電極 2 2 と、を有する経食道プローブ 2 0 を用いる。医療イメージングシステムは更に、患者の心臓の心室の電気活動を主に示す心室の心電図信号を生成する心室電極 2 3 を用いる。医療イメージングシステムは更に、患者の心臓の示された電気活動に基づいて心電図波形を生成し及び心電図波形の周期的な心臓位相期間を表す心臓ゲーティング信号を生成する心電図マシン 3 0 を用いる。医療イメージングシステムは更に、周期的な心臓位相期間の時間セグメント又は全体を含む、患者の心臓の超音波画像を再構成する超音波マシン 4 0 を用いる。

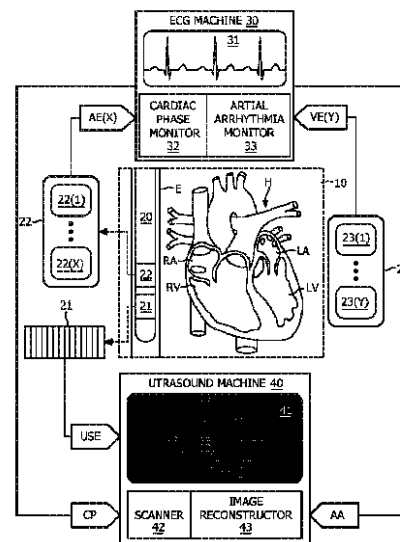


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の心臓を超音波イメージングするための医療イメージングシステムであって、

前記心臓に隣接する前記患者の食道に位置付けられる経食道プローブであって、前記心臓をスキャンするように動作可能な超音波トランスデューサを有し、前記経食道プローブが更に少なくとも 1 つの心房電極を有し、各心房電極が、前記心臓の心房による電気活動を主に示す心房心電図信号を生成する、経食道プローブと、

患者の表面胸部の領域に取り付けられる少なくとも 1 つの心室電極であって、各心室電極が、前記心臓の心室による電気活動を主に示す心室心電図信号を生成する、心室電極と、

前記少なくとも 1 つの心房電極による少なくとも 1 つの心房心電図信号の生成に応じて及び前記少なくとも 1 つの心室電極による少なくとも 1 つの心室心電図信号の生成に応じて、前記心臓の心電図波形を生成する心電図マシンであって、前記心電図マシンは更に、前記心電図波形の周期的な心臓位相期間を示す心臓ゲーティング信号を生成する、心電図マシンと、

前記超音波トランスデューサによる前記心臓の超音波スキャンングに応じて及び前記心電図マシンによる前記心臓ゲーティング信号の生成に応じて、前記心電図の前記周期的な心臓位相期間の少なくとも部分を含む前記心臓の少なくとも 1 つの超音波画像を再構成する超音波マシンと、

を有する医療イメージングシステム。

【請求項 2】

前記心電図マシンは、前記心電図波形の正常心房位相から前記周期的な心臓位相期間を導出する心臓位相モニタを有する、請求項 1 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 3】

前記心電図マシンは、前記心電図波形の正常心室位相から前記周期的な心臓位相期間を導出する心臓位相モニタを有する、請求項 1 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 4】

前記心電図マシンは、前記心電図波形の心房不整脈位相から前記周期的な心臓位相期間を導出する心房不整脈モニタを有する、請求項 1 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 5】

前記心電図マシンは、前記少なくとも 1 つの心房心電図信号のみから前記心電図波形の心房位相を導出する心臓位相モニタを有する、請求項 1 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 6】

前記心電図マシンは、1 対の心房電極から導き出されるバイポーラ信号に関して前記心電図波形を生成する、請求項 1 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 7】

前記心電図マシンは、心房電極及び心室電極から導き出されるバイポーラ信号に関して前記心電図波形を生成する、請求項 1 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 8】

前記心電図マシンは、前記少なくとも 1 つの心房電極及び前記少なくとも 1 つの心室電極の組み合わせから導き出される信号に関して前記心電図波形を生成する、請求項 1 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 9】

各心房電極が、前記経食道プローブ上に外的に配置されるリード電極である、請求項 1 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 10】

前記経食道プローブは、前記経食道プローブの長手軸と平行な、複数の心房電極の配置を含む、請求項 9 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 11】

前記経食道プローブは、前記経食道プローブの長手軸に対し垂直な、複数の心房電極の配置を含む、請求項 9 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 1 2】

各心房電極は、前記経食道プローブの周りに外的に配されたリング電極である、請求項 1 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 1 3】

前記超音波マシンは、周期的なスキャンング期間中、前記超音波トランスデューサによる前記心臓の超音波スキャンングを制御するスキャナを有し、前記スキャナは、前記周期的な心臓位相期間から前記周期的なスキャンング期間を導き出す、請求項 1 に記載の医療イメージングシステム。

10

【請求項 1 4】

前記超音波マシンは、周期的な画像再構成期間中、前記心臓の超音波画像を画像再構成する画像再構成器を有し、前記画像再構成器は、前記周期的な心臓位相期間から前記周期的な画像再構成期間を導き出し、前記画像再構成器は、より大きい 3 次元超音波シネループがより小さいサブボリュームから作られるように、前記周期的な画像再構成期間を導き出す、請求項 1 に記載の医療イメージングシステム。

【請求項 1 5】

患者の心臓を超音波イメージングする医療イメージング装置であって、

前記心臓に隣接して前記患者の食道に位置付けられるように構成される経食道プローブを有し、

20

前記経食道プローブは、前記心臓をスキャンする超音波トランスデューサと、少なくとも 1 つの心房電極と、を有し、各心房電極は、前記心臓の心房による電気活動を主に示す心房心電図信号を生成し、

前記経食道プローブは、

(i) 前記患者の表面胸部の領域に取り付けられ、前記心臓の心室による電気活動を主に示す心室心電図信号を生成する少なくとも 1 つの心室電極、

(i i) 前記少なくとも 1 つの心房電極による少なくとも 1 つの心房心電図信号の生成に応じて及び前記少なくとも 1 つの心室電極による少なくとも 1 つの心室心電図信号の生成に応じて、前記心臓の心電図波形を生成し、前記心電図波形の周期的な心臓位相期間を示す心臓ゲーティング信号を生成する心電図マシン、及び

30

(i i i) 前記超音波トランスデューサによる前記心臓の超音波スキャンングに応じて及び前記心電図マシンによる前記心臓ゲーティング信号の生成に応じて、前記心電図の前記周期的な心臓位相期間の少なくとも一部を含む前記心臓の少なくとも 1 つの超音波画像を再構成する超音波マシン、

と通信するように動作可能である、医療イメージング装置。

【請求項 1 6】

患者の心臓を超音波イメージングするための医療イメージング方法であって、

前記心臓に隣接して前記患者の食道内に位置付けられる超音波トランスデューサを使用して、前記心臓をスキャンするステップと、

前記心臓に隣接して前記食道内に位置付けられる少なくとも 1 つの心房電極を使用して、前記心臓の心房による電気活動を主に示す心房心電図信号を生成するステップと、

40

前記患者の表面胸部領域に取り付けられる少なくとも 1 つの心室電極を使用して、前記心臓の心室による電気活動を主に示す心室心電図信号を生成するステップと、

前記少なくとも 1 つの心房電極による少なくとも 1 つの心房心電図信号の生成に応じて及び前記少なくとも 1 つの心室電極による少なくとも 1 つの心室心電図信号の生成に応じて、前記心臓の心電図波形を生成するステップと、

前記心電図波形の周期的な心臓位相期間を示す心臓ゲーティング信号を生成するステップと、

前記心臓の超音波スキャンングに応じて及び前記心臓ゲーティング信号の生成に応じて、前記心電図波形の前記周期的な心臓位相期間の少なくとも時間セグメントを含む前記心

50

臓の超音波画像を再構成するステップと、
を含む医療イメージング方法。

【請求項 17】

心電図マシンが、前記心電図波形の心房不整脈位相から、前記周期的な心臓位相期間を導き出す、請求項 16 に記載の医療イメージング方法。

【請求項 18】

心電図マシンが、前記少なくとも 1 つの心房心電図信号のみから、前記心電図波形の心房位相を導き出す、請求項 16 に記載の医療イメージング方法。

【請求項 19】

超音波マシンは、周期的なスキャン期間中、前記超音波トランスデューサによる超音波スキャンを制御し、前記超音波マシンは、前記周期的な心臓位相期間から前記周期的なスキャン期間を導き出す、請求項 16 に記載の医療イメージング方法。

10

【請求項 20】

超音波マシンは、周期的な画像再構成期間中、前記心臓の超音波画像を再構成し、超音波マシンは、前記周期的な心臓位相期間から、前記周期的な画像再構成期間を導き出す、請求項 16 に記載の医療イメージング方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、経食道心エコー法（「TEE」）に関する。本発明は、特に、TEE プロシージャの超音波スキャン及び画像再構成の見地における改善のための食道心電図（「ECG」）に関する。

20

【背景技術】

【0002】

当分野において知られている TEE は、高周波音波（すなわち超音波）を用いて心臓の高解像度画像を生成するプロシージャである。例えば、図 1 に示される心臓 H 及び食道 E の矢状平面ビュー 10 において、超音波トランスデューサ 21 を有する TEE プローブ 20 は、患者の開いた口に通され、更に患者の咽喉、及び患者の食道 E へと通される。心臓 H の左心房 LA、右心房 RA、左心室 LV 及び右心室 RV に対する食道 E の近接性のため、心腔及び心臓弁の非常に鮮明な超音波画像が、当分野において知られている超音波マシン 40 によって生成されることができる。実際、食道 E は、心臓 H の左心房 LA と右心房 RA の間に及びそれらの後ろに位置するが、図 1 は、TEE プローブ 20 の明確さのため、食道 E が、心房 LA 及び RA から間隔をおいて配置されていることを示していることに留意されたい。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

当分野において知られている ECG は、患者の心臓に対する電極の戦略的な配置によって患者の心腔の電気活動を記録するプロシージャである。標準の非侵襲 ECG の場合、当分野において知られているように、表面電極が、患者の胸部領域の皮膚表面上の良好に確立された解剖学的ランドマークに従って、戦略的に配置される。しかしながら、表面電極の不利益は、（1）表面 ECG の心房成分の貧弱な信号対雑音比、（2）より大きい心室成分による ECG の心房成分のマスキング、及び（3）心室興奮と比較した心房 ECG アクティベーションの変化する位相であり、通常の ECG ゲーティングは、心房の高解像度シネループを妨げる。

40

【0004】

プローブが患者の胸部領域の皮膚表面に配置される標準の心エコーの場合、侵襲性 ECG が、患者の開いた口に通され、患者の咽喉及び患者の食道へ進められる「ピル」電極の形で実現されることができる。ピル電極は、難しい心房不整脈を診断するために利用され、その理由は、心房信号が、それが食道から心房の近くで測定されるとき、非常に強くは

50

っきりしているからである。しかしながら、このプロシージャは、ストリング上のピルを嚥下し、それを引き出す不都合及び不快さの性質のため、一般には使用されない。更に、ピル電極の適用は、ECG記録及びペーシングに制限される。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、TEEプローブが、高解像度心エコーの場合、すでに心臓に近いところにおいて食道に対する密接な物理的結合を有しており、TEEプローブからの強い心房ECG信号が、超音波イメージングのためのさまざまな新しいアプリケーションを容易にすることを認識する。例えば、心房ECG信号単独で、心房不整脈のさまざまな形（例えば心房細動、心房粗動及び心房頻拍）について自動化された検出及びアラーム出力を容易にする。更なる例によれば、ここでも強い心房ECG信号を使用して、超音波の心房ゲーティングが可能であり、これは、高い心房レート不整脈の間、速く動く心房のシネループを与える。

10

【0006】

本発明の1つの形態は、(1)超音波トランスデューサ及び1又は複数の心房電極を有するTEEプローブ、(2)1又は複数の心室電極、(3)ECGマシン、及び(4)超音波マシン、を用いる医療イメージングシステムである。動作中、TEEプローブは、患者の心臓に隣接して、患者の食道内に位置付けられ、超音波トランスデューサが、患者の心臓をスキャンし、TEEプローブ上の各々の心房電極が、患者の心臓の心房による電気活動を主に表わす心房心電図信号を生成する。

20

【0007】

(1又は複数の)心室電極が、患者の表面胸部領域に取り付けられ、各々の心室電極は、患者の心臓の心室による電気活動を主に表わす心室信号を生成する。

【0008】

ECGマシンは、患者の心腔の示された電気活動から、患者の心臓の心電図波形を生成し、更に、心電図波形の周期的な心臓位相期間を示す心臓ゲーティング信号を生成する。

【0009】

患者の心臓の超音波スキャンニング及び心臓ゲーティング信号の生成から、超音波マシンは、心電図波形の周期的な心臓位相期間の時間セグメント又は全体を含む患者の心臓の超音波画像を再構成する。

30

【0010】

例えば、ECGマシンは、心電図波形の正常心房位相（例えばp波トリガ）又は心電図波形の正常心室位相（例えばQRS群トリガ）から心臓ゲーティング信号を導き出すことができ、心臓ゲーティング信号は、心電図波形の周期的な心臓位相期間の時間セグメント又は全体にわたる、超音波トランスデューサによる患者の心臓の超音波スキャンニング及び/又は患者の心臓の画像再構成の、超音波マシンによる制御をトリガする。

【0011】

同時に又は代替として、ECGマシンは、心電図波形の心房不整脈の心房位相のECGマシンによる検出から、心臓ゲーティング信号（例えば心房細動、心房粗動及び心房頻拍に関する心房ECGゲーティング）を導き出すことができ、心臓ゲーティング信号は、心電図波形の周期的な心臓位相期間の時間セグメント又は全体にわたる、超音波トランスデューサによる患者の心臓の超音波スキャンニング及び/又は患者の心臓の画像再構成の、超音波マシンによる制御をトリガする。この心房ECGゲーティングは、(a)心房及び心室の活動が重なっている、(b)心房及び心室のレートが異なっている、又は(c)心房及び心室の活動の間の位相が変化する、という任意の不整脈の心房イメージングに有用であることに留意されたい。特に、心房粗動のような心房不整脈の場合、各心室サイクルごとに複数の心房サイクルがあり、心房及び心室の活動が時間的に完全に重なっている。多くの場合、心室サイクル当たりの心房サイクルの数に変化する。

40

【0012】

本発明の上述の形態及び他の形態並びに本発明のさまざまな特徴及び利点は、添付の図

50

面に関連して理解される本発明のさまざまな実施形態の以下の詳細な説明から一層明らかになる。詳細な説明及び図面は、本発明を制限するものではなく、単に説明するものであり、本発明の範囲は、添付の請求項及びその等価なものによって規定される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】本発明による医療イメージングシステムの例示的な実施形態を示す図。

【図 2】本発明による例示的な心臓ゲーティングを示す図。

【図 3】本発明による例示的な心臓ゲーティングを示す図。

【図 4 A】本発明による例示的な心臓ゲーティングを示す図。

【図 4 B】本発明による例示的な心臓ゲーティングを示す図。

【図 5】本発明による心房電極の例示の実施形態を示す図。

【図 6】本発明による心房電極の例示の実施形態を示す図。

【図 7】本発明による心房電極の例示の実施形態を示す図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

本発明の目的において、構造上の語「経食道プローブ」、「超音波トランスデューサ」、「電極」、「ECGマシン」及び「超音波マシン」並びに同義の及び関連する語は、本発明の技術分野において知られているように広く解釈されることができる。

【 0 0 1 5 】

本発明の理解を容易にするために、本発明の例示的な実施形態は、図 1 に示すような本発明の医療イメージングシステムによって実現される TEE プロシージャの超音波スキャンニング及び画像再構成の見地における改善のために、食道 ECG に向けられており、図 1 に示す本発明の医療イメージングシステムは、(1) 超音波トランスデューサ 2 1 及び X 個の心房電極 2 2 (X = 1) を有する TEE プローブ 2 0、(2) Y 個の心室電極 2 3 (Y = 1)、(3) ECG マシン 3 0、及び(4) 超音波マシン 4 0、を有する。

【 0 0 1 6 】

図 1 を参照して、上述したように、TEE プロシージャは、TEE プローブ 2 0 が、患者の開いた口に通され、患者の咽喉へ、そして患者の食道 E へ通されることを含む。心臓 H に対する食道 E の近接性のため、心臓 H の腔及び弁は、当分野において知られているように超音波トランスデューサ 2 1 によって明確にスキャンされることができる。本発明によれば、TEE プロシージャは、TEE プローブ 2 0 上への心房電極 2 2 の新しい配置を含み、それにより、心房 RA 及び LA の電気活動が、心臓 H に対する食道 E の近接性のため、心房電極 2 2 によって直接検知されることができる。

【 0 0 1 7 】

TEE プロシージャは、当分野において知られているように、患者の表面胸部領域上への心室電極 2 3 の配置を含み、それにより、心室 RV 及び LV の電気活動が、当分野において知られているように心室電極 2 3 によって直接検知されることができる。

【 0 0 1 8 】

各々の心房電極 2 2 は、心房 ECG 信号 AE を生成して、ECG マシン 3 0 に伝達し、各々の心室電極 2 3 は、心室 ECG 信号 VE を生成して、ECG マシン 3 0 に伝達し、それにより、ECG マシン 3 0 は、当分野において知られているように、図示される正常 ECG 波形 3 1 のような ECG 波形を生成する。各々の心房 ECG 信号 AE は、心臓 H の心房 RA 及び LA による電気活動を主に示し、各々の心室 ECG 信号 VE は、心臓 H の心室 RV 及び LV による電気活動を主に示す。従って、ECG マシン 3 0 によって生成される正常 ECG 波形(例えば図示される ECG 波形 3 1)は、ECG 波形の心房位相(すなわち心房脱分極及び房室結節遅延)が、心房 RA 及び LA の直接的な検知から導き出される点において、及び ECG 波形の心室位相(すなわち心房脱分極及び / 又は心室再分極)が、心室 RV 及び LV の直接的な検知から導き出される点において、最善である。更に、ペースメーカーが心室の電気活動ではなく心房の電気活動を強調する信号を取得するために異なる接続を使用するやり方と同様に、異常 ECG 波形(図 1 に図示せず)の不整脈の心房

10

20

30

40

50

位相の存在が、各々の心房 E C G 信号 A E を通じて、より容易に検出される。

【 0 0 1 9 】

本発明の E C G 信号 A E 及び V E の利点に基づく心臓ゲーティングの目的において、E C G マシン 3 0 は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア及び / 又は回路モジュールとして、心臓位相モニタ 3 2 及び心房不整脈モニタ 3 3 を、分離された形で又は既存のモジュール (例えば当分野において知られている自動 E C G 解析ユニット) に統合される形で、組み込む。

【 0 0 2 0 】

心臓位相モニタ 3 2 は、正常 E C G 波形の各々の心方位相又は正常 E C G 波形の各々の心室位相を検出するために、E C G 信号 A E 及び V E の一方又は両方を監視する。指定された (すなわち心房又は心室の) 心臓位相の各々の検出から、心臓位相モニタ 3 2 は、心臓位相信号 C P の形の心臓ゲーティング信号を生成して、超音波マシン 4 0 に伝達する。

10

【 0 0 2 1 】

心方位相検出の場合、心臓位相モニタ 3 2 は、正常 E C G 波形の各心方位相を検出する際に、E C G 信号 A E 及び V E の両方を処理し、又は心房 E C G 信号 A E のみを処理し、超音波マシン 4 0 に対するスキニング及び / 又は画像再構成トリガ (例えば p 波トリガ) として心臓位相信号 C P を伝達する。

【 0 0 2 2 】

心室位相検出の場合、心臓位相モニタ 3 2 は、正常 E C G 波形の各心室位相を検出する際に、E C G 信号 A E 及び V E の両方を処理し、又は心室 E C G 信号 V E のみを処理し、超音波マシン 4 0 に対するスキニング及び / 又は画像再構成トリガ (例えば Q R S 群トリガ) として心臓位相信号 C P を伝達する。

20

【 0 0 2 3 】

心房不整脈モニタ 3 3 は、異常 E C G 波形 (例えば、心房細動、心房粗動及び心房頻拍) の心房不整脈位相の存在を検出するために、E C G 信号 A E 及び V E の一方又は両方を監視し、超音波マシン 4 0 に不整脈アラーム信号 A A の形で心臓ゲーティング信号を伝達する。好適には、心房不整脈モニタ 3 3 は、異常 E C G 波形の心房不整脈位相の存在を検出する際に、心房 E C G 信号 A E のみを監視する。

【 0 0 2 4 】

超音波マシン 4 0 は、当分野において知られているような、超音波トランスデューサ 2 1 による心臓 H のスキニングを制御するスキャナ 4 2 と、当分野において知られているような、超音波トランスデューサ 2 1 から受信される超音波エコー信号 U S E から心臓 H の超音波画像を画像再構成する画像再構成器 4 3 と、を組み込む。実際、超音波トランスデューサ 2 1 は、当分野において知られている任意のタイプの超音波トランスデューサ (例えば、2 次元又は 3 次元、線形又は曲線、その他) でありえ、スキャナ 4 2 及び画像再構成器 4 3 は、超音波トランスデューサのタイプに応じて構造的に構成される。

30

【 0 0 2 5 】

本発明の目的において、スキャナ 4 2 及び / 又は画像再構成器 4 3 は、心臓位相信号 C P によってトリガされる及び / 又は不整脈アラーム信号 A A によってトリガされる、個々のスキニング及び画像再構成タスクを実行するように構造的に構成される。

40

【 0 0 2 6 】

例えば、図 2 に示すように、スキャナ 4 2 は、連続するスキニング期間 S C P にわたってスキニングタスクを実行するように構造的に構成され、画像再構成器 4 3 は、心方位相検出のための心臓位相信号 C P によってトリガされる又は不整脈アラーム信号 A A によってトリガされる周期的な画像再構成期間 I R P の間、画像再構成タスクを実行するように構造的に構成される。正常 E C G 波形 3 1 a の場合、画像再構成期間 I R P は、心臓位相信号 C P によってトリガされる心方位相の部分 (例えば p 波のみ) 又は全体を含む。異常 E C G 波形 3 1 b の場合、画像再構成期間 I R P は、好適には、不整脈アラーム信号 A A によってトリガされる心方位相の全体を含む。この目的で、画像再構成器 4 3 は、心房不整脈がモニタ 3 3 (図 1) によって検出されるときはいつでも、不整脈アラーム信号

50

A A が心臓位相信号 C P に優先するように、構造的に構成されることができる。

【0027】

更に例示として、図3に示すように、スキャナ42は、心房位相検出のために心臓位相信号 C P によってトリガされる又は不整脈アラーム信号 A A によってトリガされる周期的なスキャン期間 S C P の間、スキャンタスクを実行するように構造的に構成され、画像再構成器43は、スキャン期間 S P と一致する周期的な画像再構成期間 I R P の間、画像再構成タスクを実行するように構造的に構成される。正常 E C G 波形 3 1 a の場合、スキャン期間 S C P 及び画像再構成期間 I R P は、心臓位相信号 C P によってトリガされる心房位相の部分（例えば p 波のみ）又は全体を含む。異常 E C G 波形 3 1 b の場合、画像スキャン期間 S C P 及び再構成期間 I R P は、好適には、不整脈アラーム信号 A A によってトリガされる心房位相の全体を含む。この目的で、スキャナ42は、心房不整脈がモニタ33（図1）によって検出されるときはいつでも、不整脈アラーム信号 A A が心臓位相信号 C P に優先するように、構造的に構成されることができる。

10

【0028】

更なる例として、図4に示すように、心房粗動波形 3 1 c は、心室サイクル（すなわち T 波）ごとに、Q R S 群の前に複数の心房サイクル（すなわち F 波）を含む。この波形 3 1 c の場合、心房電気活動及び心室電気活動は時間的に重なり合っており、心室サイクル当たりの心房サイクルの数が増加することができ、心房サイクルと Q R S 群の間の位相は、図示されるように、図4Aと図4Bとの間で異なりうる。この目的で、スキャナ42は、不整脈アラーム信号 A A によってトリガされる位相のスキャンタスクを実行するように構造的に構成され、画像再構成器43は、スキャン位相と一致して画像再構成タスクを実行するように構造的に構成される。より具体的には、図4に示すように、6つの位相 ϕ は、当業者によって理解されるように（例えば、多くの心拍にわたって取得されるより小さいサブボリュームからより大きい3D超音波画像を構築することと同様に）、複数心房サイクルにわたる単一の長期間画像を構築して単一の完全な心房サイクルを示すための、各々の心房サイクルの変化するスライスである。

20

【0029】

図2 - 図4の記述から、当業者は、実際に、スキャナ42及び/又は画像再構成器43は、多くのさまざまな動作モードにおいて個々のスキャン及び画像再構成タスクを実行するように、心臓位相信号 C P によってトリガされる及び/又は不整脈アラーム信号 A A によってトリガされることができる。

30

【0030】

図1に戻って参照すると、実際、各々の心房電極22は、心臓Hの心房の電気活動を直接検知するのに適した構造形態を有することができる。例えば、各々の心房電極22は、当分野において知られているリードの形を有することができ、又は、図5に示すように T E E プローブ20の周囲に配置される電極リング22aでありうる。更に実際に、複数の心房電極22が、心臓Hの心房の電気活動を直接検知するのに適した態様で、T E E プローブ22上に配置されることができる。例えば、心房電極22は、図6に示すように破線によって示される T E E プローブ20の長手軸に平行な線形配置50を有することができ、又は図7に示すように T E E プローブ20の長手軸に対して垂直な円形配置51を有することができる。

40

【0031】

更に実際に、1対の心房電極22、又は1対の心房電極22及び心室電極23が、バイポーラ E C G 信号を生成するために利用されることができる。このような対は、E C G マシン30の心臓ゲーティングフィーチャを改善する。より具体的には、電極間のバイポーラ差は、バイポーラ電極対の物理軸に沿って信号振幅を改善し、異なるバイポーラ組み合わせは、心臓のさまざまな部分の信号振幅を改善するために使用されることができ、それにより、電気伝導は、バイポーラ電極対の方向に進む。これは、診断 E C G のための複数の E C G 電極の理由である。

【0032】

50

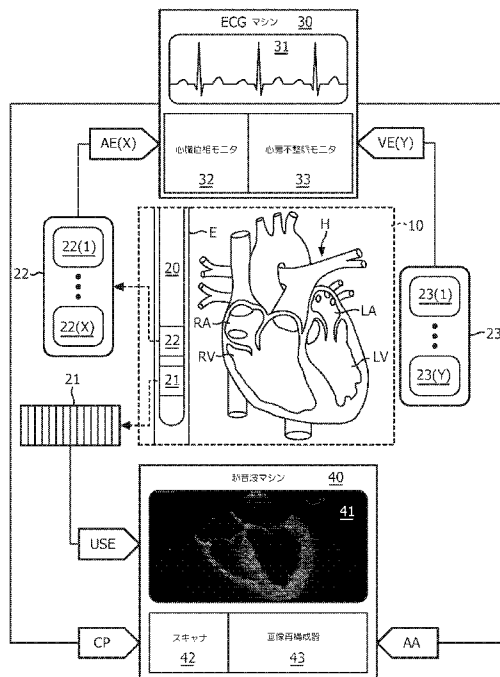
図 1 - 図 7 を参照して、当業者であれば、速く動く心房位相のシネループを表示するために心臓ゲーティングの目的で使用されることができる T E E プロシーダの間の心房不整脈アラームを含む本発明の多くの利点を理解するであろう。例えば、図 4 を参照して、複数の心房サイクルにわたる心房脱分極の変化する位相における短いスキャン周期を通じて、心房脱分極の非常に高解像度の画像が生成されることができる。

【 0 0 3 3 】

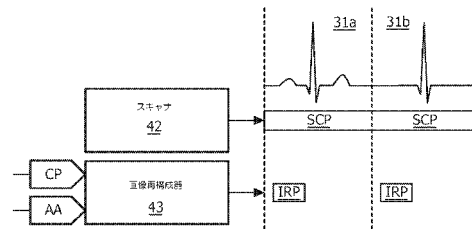
本発明のさまざまな実施形態が図示され記述されているが、当業者によって、ここに記述される本発明の実施形態は例示であり、さまざまな変形及び変更が行われることができ、等価なものは、本発明の真の範囲を逸脱することなくその構成要素と置き換えられることができることが理解される。更に、多くの変更が、その中心範囲を逸脱することなく本発明の教示を適応させるために行われることができる。従って、本発明は、本発明を実施するために企図される最良の形態として開示される特定の実施形態に制限されず、本発明は、添付の特許請求の範囲に入るすべての実施形態を含むことが意図される。

10

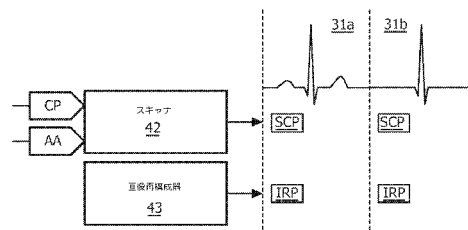
【 図 1 】



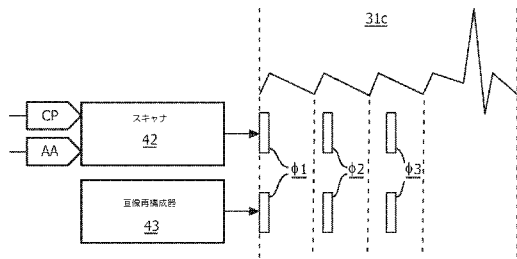
【 図 2 】



【 図 3 】



【図 4 A】



【図 5】

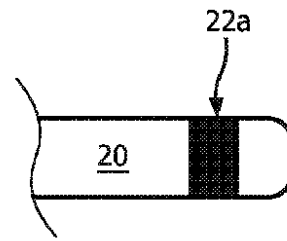
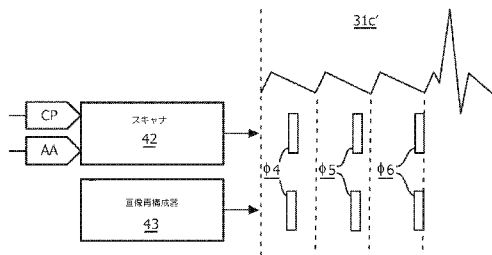


FIG. 5

【図 4 B】



【図 6】

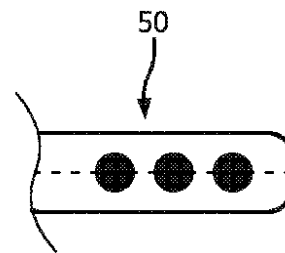


FIG. 6

【図 7】

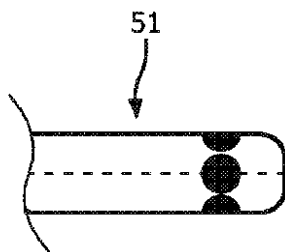


FIG. 7

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2015/055747

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/00 A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00 A61B5/042
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	DE 23 05 501 A1 (SIEMENS AG) 15 August 1974 (1974-08-15) page 2, lines 1-22 page 4, lines 10-25 page 5, line 18 - page 7, line 32 claims; figures	1-20
Y	----- WO 2011/097312 A1 (BARD INC C R [US]; GRUNWALD SORIN [FR]) 11 August 2011 (2011-08-11) paragraphs [0072], [0203], [0211] paragraphs [0236], [0241]	1-20
A	----- US 5 010 888 A (JADVAR HOSSEIN [US] ET AL) 30 April 1991 (1991-04-30) column 6, line 11 - column 7, line 29 figures 1-3 ----- -/-	1-20

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ 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

5 November 2015

Date of mailing of the international search report

12/11/2015

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

Bataille, Frédéric

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2015/055747

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 1 749 475 A2 (BIOSENSE WEBSTER INC [US]) 7 February 2007 (2007-02-07) paragraphs [0037] - [0046] -----	1-20
A	US 5 904 651 A (SWANSON DAVID K [US] ET AL) 18 May 1999 (1999-05-18) column 11, line 14 - column 12, line 6 figures 9,21 -----	1-20
A	US 5 343 860 A (METZGER WILLIAM T [US] ET AL) 6 September 1994 (1994-09-06) the whole document -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2015/055747

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 2305501	A1	15-08-1974	NONE	

WO 2011097312	A1	11-08-2011	CN 102821679 A	12-12-2012
			EP 2531098 A1	12-12-2012
			JP 2013518676 A	23-05-2013
			US 2011196248 A1	11-08-2011
			WO 2011097312 A1	11-08-2011

US 5010888	A	30-04-1991	NONE	

EP 1749475	A2	07-02-2007	AU 2006203008 A1	15-02-2007
			BR P10603038 A	13-03-2007
			CA 2553498 A1	01-02-2007
			CN 1880663 A	20-12-2006
			CN 1915181 A	21-02-2007
			CN 103690271 A	02-04-2014
			EP 1749475 A2	07-02-2007
			IL 177130 A	30-09-2013
			JP 5079281 B2	21-11-2012
			JP 2007044507 A	22-02-2007
			US 2007027392 A1	01-02-2007

US 5904651	A	18-05-1999	US 5904651 A	18-05-1999
			US 2001020126 A1	06-09-2001
			US 2002111548 A1	15-08-2002

US 5343860	A	06-09-1994	NONE	

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 5/0492 (2006.01)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

(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 グレグ リチャード イー
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 ビルディング
5

F ターム (参考) 4C127 AA02 BB05 GG01 LL08
4C601 BB03 DD15 EE20 FE01 FF08

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2017526414A5	公开(公告)日	2018-07-26
申请号	JP2017503982	申请日	2015-07-30
[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	グレッグリチャードイー		
发明人	グレッグ リチャード イー		
IPC分类号	A61B8/12 A61B5/0472 A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/0492 A61B5/0478 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/0421 A61B5/7285 A61B8/00 A61B8/0883 A61B8/543		
FI分类号	A61B8/12 A61B5/04.312.Q A61B5/04.310.M A61B5/04.300.J A61B8/08		
F-TERM分类号	4C127/AA02 4C127/BB05 4C127/GG01 4C127/LL08 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE20 4C601/FE01 4C601/FF08		
优先权	62/034194 2014-08-07 US		
其他公开文献	JP2017526414A JP6543690B2		

摘要(译)

医学成像系统使用经食道的探头20，该探头具有用于扫描患者心脏的超声换能器21和产生心房心电图信号的心房电极22，该心电图信号主要指示患者心脏的心房中的电活动。。该医学成像系统还采用心室电极23，该心室电极产生心室心电图信号，该信号主要指示患者心脏的心室电活动。该医学成像系统还使用心电图机30基于所指示的患者心脏的电活动和代表该心电图波形的周期性心动周期的心动门控信号来生成心电图波形。医学成像系统还采用超声机40，该超声机40重建患者心脏的超声图像，包括时间段或整个周期性心脏相位周期。