

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6535088号  
(P6535088)

(45) 発行日 令和1年6月26日(2019.6.26)

(24) 登録日 令和1年6月7日(2019.6.7)

(51) Int.Cl. F I  
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 15 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2017-513212 (P2017-513212)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成27年8月26日 (2015.8.26)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2017-526467 (P2017-526467A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成29年9月14日 (2017.9.14)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2015/056457		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02016/038491		
(87) 国際公開日	平成28年3月17日 (2016.3.17)	(74) 代理人	100107766
審査請求日	平成30年8月22日 (2018.8.22)		弁理士 伊東 忠重
(31) 優先権主張番号	62/048,853	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成26年9月11日 (2014.9.11)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 即時のユーザフィードバックのためのマルチビート心エコー取得のための品質メトリック

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

マルチビート捕捉モードにおいて画像データを捕捉するよう構成されるイメージングデバイスと、

メモリに記憶されており、前記イメージングデバイスから画像データを受け取るよう構成される品質スコアリングモジュールであり、前記受け取られた画像データにおける第1 スキャンラインパラメータを、前記受け取られた画像データにおける第2 スキャンラインパラメータと比較し、前記第1 スキャンラインパラメータ及び前記第2 スキャンラインパラメータはマルチビートサイクルからであり、前記画像データから生成される画像の適合性を示す品質スコアを前記比較から計算するよう構成される前記品質スコアリングモジュールと、

前記画像を表示し、実時間において前記画像に対応する前記品質スコアを表示するディスプレイと

を有するイメージングシステム。

【請求項 2】

前記品質スコアリングモジュールは、画像データ以外の1つ以上の他のソースからの入力を更に含む、

請求項1に記載のイメージングシステム。

【請求項 3】

前記品質スコアリングモジュールの前記比較は、前記画像データにおけるスティッチ位

10

20

置にある第 1 スキャンラインと、前記画像データにおける非ステッチ位置にある第 2 スキャンラインとを比較することを含む、

請求項 1 に記載のイメージングシステム。

【請求項 4】

前記品質スコアリングモジュールは、心周期の間の波形間の心電図変動性スコアを計算するアプリケーションを含む、

請求項 1 に記載のイメージングシステム。

【請求項 5】

前記イメージングデバイスと通信するプロセッサを更に有し、

前記画像データは、捕捉されたスキャンラインデータ、又は捕捉されたスキャンラインデータと補間されたスキャンラインデータとの混合を含み、

前記プロセッサは、画像データから画像を生成し、

前記品質スコアリングモジュールの前記比較は、前記捕捉されたスキャンラインデータを前記補間されたスキャンラインデータと比較することを含む、

請求項 1 に記載のイメージングシステム。

【請求項 6】

前記品質スコアリングモジュールは、イメージングの間のモーション測定に基づきモーションスコアを計算するアプリケーションを含む、

請求項 1 に記載のイメージングシステム。

【請求項 7】

前記イメージングデバイスと前記マルチビートサイクルの間に撮像される対象との間の相対運動を特定する少なくとも 1 つのモーション測定デバイス

を更に有する請求項 1 に記載のイメージングシステム。

【請求項 8】

前記イメージングデバイスは、超音波デバイスである、

請求項 1 に記載のイメージングシステム。

【請求項 9】

マルチビート捕捉モードにおいて画像データを捕捉するよう構成される超音波イメージングデバイスと、

メモリに記憶されており、前記超音波イメージングデバイスから画像データを受け取るよう構成される品質スコアリングモジュールであり、前記受け取られた画像データにおける第 1 スキャンラインパラメータを、前記受け取られた画像データにおける第 2 スキャンラインパラメータと比較し、前記第 1 スキャンラインパラメータ及び前記第 2 スキャンラインパラメータはマルチビートサイクルからであり、前記画像データから生成される画像の適合性を示す品質スコアを前記比較から計算するよう構成される前記品質スコアリングモジュールと、

前記画像を表示し、実時間において前記画像に対応する前記品質スコアを表示するディスプレイと、

前記品質スコアに基づき前記画像の承認又は拒否を可能にするインターフェイスとを有するイメージングシステム。

【請求項 10】

前記品質スコアリングモジュールは、画像データ以外の 1 つ以上の他のソースからの入力を更に含む、

請求項 9 に記載のイメージングシステム。

【請求項 11】

前記品質スコアリングモジュールの前記比較は、前記画像データにおけるステッチ位置にある第 1 スキャンラインと、前記画像データにおける非ステッチ位置にある第 2 スキャンラインとを比較することを含む、

請求項 9 に記載のイメージングシステム。

【請求項 12】

10

20

30

40

50

前記イメージングデバイスと前記マルチビートサイクルの間に撮像される対象との間の相対運動を特定する少なくとも1つのモーション測定デバイス

を更に有する請求項9に記載のイメージングシステム。

【請求項13】

前記品質スコアリングモジュールは、全体的な品質スコアを更に有し、該全体的な品質スコアは、前記スキャンラインパラメータから計算された前記品質スコアと、前記1つ以上の他のソースから計算された品質スコアとを含む、

請求項10に記載のイメージングシステム。

【請求項14】

前記全体的な品質スコアは、前記品質スコアの加重結合を含む、

請求項13に記載のイメージングシステム。

【請求項15】

マルチビート捕捉モードにおいて画像データを捕捉し、

受け取られた前記画像データにおける第1スキャンラインパラメータを、前記受け取られた画像データにおける第2スキャンラインパラメータと比較し、前記第1スキャンラインパラメータ及び前記第2スキャンラインパラメータはマルチビートサイクルからであり、前記画像データから生成される画像の適合性を示すよう前記比較から品質スコアを計算することによって、前記画像に品質スコアリングを行い、

前記画像及び該画像に対応する前記品質スコアを実時間において表示する

ことを有するイメージング方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、医療機器に関係があり、特に、マルチビート心エコー測定の品質を示すメトリック (metric)、システム及び方法に関係がある。

【背景技術】

【0002】

心エコー検査において、視野 (field-of-view)、空間分解能、及び時間分解能の間にはトレードオフが生じる。通常、1つのパラメータについてより多くを求める場合に、他のパラメータは損害を受ける。例えば、より大きいFOVが必要とされる場合に、空間分解能 (及び画像品質) 並びに時間分解能は低減される可能性が高い。このトレードオフは、心電計 (ECG; electrocardiograph) 同期 (gated) マルチビート (multi-beat) 捕捉を使用することによって、特に3Dボリューム捕捉のために、心エコー検査において回避され得る。それらの捕捉は、同じFOVが一周期において得られた場合に別な方法で得られうるよりも空間分解能及び時間分解能の両方が高い、より大きいFOVを構成するために、心臓の動きの周期性を利用する。

【0003】

マルチビート捕捉は、いずれかの所与の周期においてFOVの一部又はセグメントのみを捕捉することによって、通常は作動する。捕捉のタイミングは、ECG波形、具体的にRピーク、から駆動される。モードは、捕捉が完了すると、次いで、複数のセグメントを単一の画像にスティッチ (stitch) する。これは、超音波システム (例えば、フィリップスのEPIOSシステム) における2Q、4Q及び6Q捕捉モード (本願では、NQ捕捉モードと呼ばれる。) で見られうる。"HVR" モードと呼ばれる他のマルチビート捕捉モードは、それがいずれかの所与の心周期においてFOV全体にわたってスキャンラインの疎な組を捕捉する点で、わずかに異なった方法において作動する。FOVにおけるスキャンラインの残りの組は、同様の疎パターンにおいてその後の心周期において捕捉される。いずれかの所与の時点で、画像は、所与のフレームについて、取得されたスキャンラインの組から、あるいは、1つのビートから他のビートへの画像コンテンツが正確に並ぶよう現れないならば、スキャンラインの補間から、形成される。

【0004】

10

20

30

40

50

マルチビート捕捉に伴う１つの問題は、心臓及びプローブが一連の心周期の間に同じ位置にあるという仮定にマルチビート捕捉が依存する点である。しかし、しばしば、心臓又はプローブは、臨床医によるプローブの動き、患者の動き、呼吸による心臓の動き、又は心拍ごとの変動のいずれかに起因して、異なるビート間でわずかに異なる位置にある。それらの動きは、N Q 画像モードの場合について、最終の画像シーケンスにおいてスティッチアーチファクトとして現れ、あるいは、H V R モードの場合には、実際に捕捉されたスキャンラインとは対照的に、補間がその場合にボリュームを満たすために使用されるという事実に起因して、より低い画像品質（I Q ; image quality）として現れる。それらの出来事は微妙でありうるが、画像の定量化において変動及び誤りを生じさせる。現在、臨床医は、そのような捕捉がそれらのアーチファクト又はより低いI Q を含む場合を検出し、重篤性に基づき、他の画像を捕捉すべきか否かを決定している。アーチファクト又はより低いI Q は、画像の３D 性質に起因して且つそれらの微妙な性質に起因して、即座には目に見えないので、正確な検出は時間がかかり、且つ、相当の技術を必要とする。

10

**【発明の概要】****【 0 0 0 5 】**

本原理に従って、イメージングシステムは、マルチビート捕捉モードにおいて画像を捕捉するよう構成されるイメージングデバイスを含む。品質スコアリングモジュールは、メモリに記憶されており、前記画像の適合性を示す品質スコアを計算するようにマルチビートサイクルの部分間の前記画像の変化を評価するよう構成される。ディスプレイは、前記画像を表示するとともに該画像の実時間フィードバックとして前記品質スコアを示すために設けられる。

20

**【 0 0 0 6 】**

他のイメージングシステムは、心電図マルチビート捕捉モードにおいて画像を捕捉するよう構成される超音波イメージングデバイスを含む。品質スコアリングモジュールは、メモリに記憶されており、前記画像の適合性を示す品質スコアを計算するようにマルチビートサイクルの部分間の前記画像の変化を評価するよう構成される。前記品質スコアリングモジュールは、個別的な品質スコアを全体的な品質スコアにまとめる結合メソッド（combination method）を含む。ディスプレイは、前記画像を表示するとともに該画像の実時間フィードバックとして前記品質スコアを示すために含まれる。インターフェイスは、前記全体的な品質スコアに基づき前記画像の承認又は拒否を可能にするよう構成される。

30

**【 0 0 0 7 】**

イメージング方法は、マルチビート捕捉モードにおいて画像を捕捉することと、マルチビートサイクルの部分間の前記画像の変化を評価して、前記画像の適合性を示す品質スコアを計算するよう、前記画像に品質スコアリングを行うことと、前記画像とともに該画像の実時間フィードバックとして前記品質スコアを示すこととを含む。

**【 0 0 0 8 】**

本開示のそれら及び他の目的、特徴及び利点は、その実例となる実施形態の以下の詳細な説明から明らかになるだろう。詳細な説明は、添付の図面に関連して読まれるべきである。

**【図面の簡単な説明】**

40

**【 0 0 0 9 】**

本開示は、以下の図を参照して、好適な実施形態の以下の記載を詳細に示す。

【図 1】一実施形態に従って、画像を評価する品質メトリックを提供する超音波イメージングシステムを示すブロック／フロー図である。

【図 2】他の実施形態に従って、より詳細に、画像を評価する品質スコアリングモジュールを示す超音波イメージングシステムを示すブロック／フロー図である。

【図 3】一実施形態に従って、スティッチング品質メトリックを計算するためのスティッチング位置を示す図である。

【図 4】一実施形態に従って、E C G 変動性品質メトリックを計算するための波形を示す図である。

50

【図5】一実施形態に従って、画像に関するフィードバックを提供するためにその中に表示される品質スコアを示す画像である。

【図6】実例となる実施形態に従って、品質メトリックを用いて撮像する方法を示すブロック/フロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本原理に従って、マルチビート捕捉のための自動化された即時の品質スコアが提供され、これは、定量化を目的として捕捉の品質及び画像のその後の値を評価するために臨床医によって用いられ得る。品質は、多数のソースから、例えば、画像に基づく解析から、ECG波形の解析から（捕捉のためのゲーティングプロセスに使用される。）、画像に基づく動き推定又はセンサに基づく（すなわち、電磁気、光、若しくは加速度センサ）推定、などのいずれかを通じて検出されたプローブの動きから、導出され得る。

10

【0011】

従来、臨床医が捕捉後に画像において何を観察することができるかに基づき、マルチビート捕捉の品質又はその欠如を評価することは、スキャンを実施する臨床医次第である。NQイメージングモードの場合におけるアーチファクト又はHVRモードの場合における画像品質の低下を検出することは、しばしば困難である。NQイメージングモードの場合に、ユーザは、如何にして画像が形成されたか（すなわち、全ての心周期が取得された後につなが合わされる複数の連続したセグメントを捕捉することによる。）を知る必要がある。この情報によれば、ユーザは、次いで、スティッチングアーチファクトをどこで探すべきかを知る必要がある。スティッチングアーチファクトの位置は、いくつかの周期が捕捉の間に使用されたかに応じて変化しうる。たとえそうでも、スティッチングアーチファクトは、スキャンセッションの間に直ちに明らかでないことがあり、オフラインの目視検査又は定量化まで分からないことがある。オフラインの目視検査又は定量化は、画像が（例えば、定量化のためには）不適切であると決定される場合には、他の画像を捕捉し直すには既に遅すぎる。

20

【0012】

HVR捕捉の場合に、ユーザは、いずれかの所与の時点で画像が実際に捕捉されたスキャンラインから、又は連続した心周期において捕捉されたデータがアライメントしないと考えられる場合には、スキャンラインの補間から構成され得ることを知る必要がある。ユーザがこの事実に気付かない場合には、ユーザは、もうしばらく待機し、より安定してプローブを保持し、あるいは、患者に彼らの動き及び/又は呼吸を制限するように求めて、補間領域がその後の周期において満たされるか又は捕捉されることを可能にすることで、より高い品質の画像が直ぐ手に入ることを知らないままに、画像を捕捉しうる。

30

【0013】

そのようなマルチビート捕捉は、通常、3D画像捕捉との関連で行われる。3D画像捕捉は、問題を更に複雑にしうる。3D画像を捕捉し、画像を如何にして解釈すべきかを理解し、画像の周囲を如何にしてナビゲートすべきかを知ることは、相当の訓練を必要とする。いつ如何にしてマルチビート捕捉を更に解釈すべきか、及びそれらの捕捉をいつ承諾又は拒否すべきかを知ることは、複雑さを付け加えられる。超音波マシンは、アーチファクト又は低IQを自動的に検出することができるように、マルチビート捕捉モード及び画像形成処理に関する十分な情報を有している。本原理に従って、画像の品質に関してユーザにフィードバックを与えるよう品質メトリック（又はメトリクス）を提供することによって、スキャンする臨床医の方で画像を承諾又は拒否するために必要とされる時間及び専門的知識は、より少なくて済む。如何にして捕捉を補正するかにおいてユーザを支援し、最終的に、初心者ユーザによる3D画像の採用を奨励するよう、ガイダンスも提供され得る。

40

【0014】

品質メトリックは、捕捉の品質に関して、スキャンを実施する臨床医へ即時のフィードバックを提供するよう、マルチビート捕捉に対して計算されてよい。マルチビート捕

50

捉は、変動性及び画像アーチファクト、すなわち、スティッチアーチファクトの高い可能性を有しており、それらは微妙であり、即座には臨床医の目に見えないことがある。変動性及びアーチファクトは、画像の観察及び定量化の両方において混乱及び不正確さを引き起こしうるので、それらがいつ起きるか及びそれらの重篤性に関する決定がなされる必要がある。マルチビート捕捉は、通常、3D画像捕捉との関連で行われるので、更には、3D画像の周りをナビゲートし且つそれをよく理解することは、特に初心者の3Dユーザにとっては、困難でありうるので、本原理は、新しいマルチビート捕捉を捕捉すべきか否かをユーザが決定するのを助ける品質メトリックを即座に且つ容易に理解できるようにすることによって、3Dイメージングの採用を臨床医により容易にすることを目標とする。

【0015】

10

本原理に従う品質メトリックは、1つ以上のソース又はソースの組み合わせから導出されてよい。1つのソースは、スティッチ位置にない画像コンテンツに対して、画像内のスティッチ位置の周囲の画像コンテンツを含んでよい。低品質は、スティッチ位置の周囲のコンテンツが残りの画像とは著しく異なった特性を有している場合に見受けられ得る。他のソースはECG波形を含んでよく、電気生理学における心拍ごとの不規則性は、心臓が捕捉の間の毎周期の間に同じ位置にない可能性が高いので、より低い品質の捕捉を示しうる。他のソースは、変動性を引き起こし且つ画像の品質を下げうるプローブの動きを検出することができるモーションセンサ（例えば、画像に基づく動き検出、電磁気センサ、光センサ、加速度計、など）を含んでよい。他のソースも用いられてよい。

【0016】

20

本発明は医療機器に関して記載されるが、本発明の教示はよりずっと広範であり、情報を品質メトリックと組み合わせることが可能な如何なる機器にも適用可能であることが理解されるべきである。いくつかの実施形態において、本原理は、複雑な生物学的又は機械的システムを追跡又は解析することにおいて用いられる。特に、本原理は、生物学的システムの内部追跡プロシージャや、肺、心臓、胃腸管、排出器官、血管、などのような身体の全ての領域におけるプロシージャに適用可能である。図に表される要素は、ハードウェア及びソフトウェアの様々な組み合わせにおいて実装され、単一の要素又は複数の要素において組み合わせられ得る機能を提供してよい。

【0017】

30

図に示される様々な要素の機能は、専用のハードウェア及び、適切なソフトウェアに関連してソフトウェアを実行することができるハードウェアの使用を通じて提供され得る。プロセッサによって提供される場合に、機能は、単一の専用プロセッサによって、単一の共有プロセッサによって、又はいくつかが共有され得る複数の個別プロセッサによって、提供され得る。更には、語「プロセッサ」又は「コントローラ」の明示的な使用は、ソフトウェアを実行することができるハードウェアをもっぱら指すものと解釈されるべきではなく、制限なしに、デジタル信号プロセッサ(DSP; digital signal processor)ハードウェア、ソフトウェアを記録するリードオンリーメモリ(ROM; read-only memory)、ランダムアクセスメモリ(RAM; random access memory)、不揮発性ストレージ、などを暗に含むことができる。

【0018】

40

更には、本発明の原理、態様、及び実施形態、並びにそれらの具体例を挙げる本願の全ての記述は、それらの構造上及び機能上の同等物を包含するよう意図される。加えて、そのような同等物は、現在知られている同等物及び将来開発される同等物（すなわち、構造にかかわらず、同じ機能を実施するよう開発されたあらゆる要素）の両方を含むことが意図される。よって、例えば、当業者に明らかなように、本願で提示されるブロック図は、本発明の原理を具現する事例となるシステムコンポーネント及び/又は回路構成の概念図を表す。同様に、如何なるフローチャート、フロー図及び同様のものも、コンピュータ読み出し可能な媒体において実質的に表現され、故にコンピュータ又はプロセッサによって、そのようなコンピュータ又はプロセッサが明示的に示されていようとなかろうと、実行され得る様々なプロセスを表すことが認識されるだろう。

50

## 【 0 0 1 9 】

更には、本発明の実施形態は、コンピュータ若しくは何らかの命令実行システムによって又はそれと関連して使用されるプログラムコードを提供するコンピュータ使用可能な又はコンピュータ読み出し可能な記憶媒体からアクセス可能なコンピュータプログラム製品の形をとることができる。本明細書のために、コンピュータ使用可能な又はコンピュータ読み出し可能な記憶媒体は、命令実行システム、装置、若しくはデバイスによって又はそれと関連して使用されるプログラムを含み、記憶し、通信し、伝搬し、又は転送することができる如何なる装置であることもできる。媒体は、電子、磁気、光、電磁気、赤外線、又は半導体システム（又は装置又はデバイス）、あるいは、伝播媒体であることができる。コンピュータ読み出し可能な媒体の例には、半導体又はソリッドステートメモリ、磁気テープ、リムーバブルコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、リードオンリーメモリ（ROM）、硬質磁気ディスク及び光ディスクがある。光ディスクの現在の例には、コンパクトディスク・リードオンリーメモリ（CD-ROM）、コンパクトディスク・リード/ライト（CD-RW）、ブルーレイ及びDVDがある。

## 【 0 0 2 0 】

これより図面（図面において、同じ参照符号は同じか又は類似した要素を表す。）及び最初に図1を参照すると、本原理に従って構成された超音波イメージングシステム10がブロック図形式で示されている。図1の超音波診断イメージングシステムでは、超音波システム10は、超音波を送信し且つエコー情報を受信するトランスデューサ又はトランスデューサアレイ14を有しているプローブ12を含む。様々なトランスデューサアレイが当該技術でよく知られており、例えば、リニア（linear）アレイ、コンベックス（convex）アレイ、又はフェーズド（phased）アレイがある。トランスデューサアレイ14は、例えば、2D及び/又は3Dイメージングのために仰角（elevation）及び方位角（azimuth）の両次元においてスキャンすることが可能なトランスデューサ要素の2次元アレイ（図示されているとおり。）を含むことができる。トランスデューサアレイ14は、プローブ12内でマイクロビームフォーマ16へ結合されている。マイクロビームフォーマ16は、アレイ内のトランスデューサ要素による信号の送信及び受信を制御する。この例において、マイクロビームフォーマ16は、送信/受信（T/R；transmit/receive）スイッチ18へプローブケーブルによって結合されている。T/Rスイッチ18は、送信と受信とを切り替え、高エネルギー送信信号からメインビームフォーマ22を保護する。いくつかの実施形態において、T/Rスイッチ18及びシステム内の他の要素は、別個の超音波システムベース内ではなく、トランスデューサプローブ内に含まれ得る。マイクロビームフォーマ16の制御下でのトランスデューサアレイ14からの超音波ビームの送信は、T/Rスイッチ18及びビームフォーマ22へ結合されている送信コントローラ20によって方向付けられる。送信コントローラ20は、ユーザインターフェイス又は制御パネル24のユーザによる操作から入力を受けてよい。

## 【 0 0 2 1 】

送信コントローラ20によって制御される1つの機能は、ビームが向けられる方向である。ビームは、トランスデューサアレイから真っ直ぐ前方に（トランスデューサアレイに直交して）、又はより広い視野のために異なる角度で、向けられてよい。マイクロビームフォーマ16によって生成される部分的にビームフォーミングされた信号は、メインビームフォーマ22へ結合される。メインビームフォーマ22において、トランスデューサ要素の個々のパッチからの部分的にビームフォーミングされた信号は、完全にビームフォーミングされた信号へと結合される。

## 【 0 0 2 2 】

ビームフォーミングされた信号は信号プロセッサ26へ結合される。信号プロセッサ26は、バンドパスフィルタリング、デシメーション、I及びQ成分の分離、並びに高調波信号分離のような様々な方法で、受信されたエコー信号を処理することができる。信号プロセッサ26はまた、スペckル低減、信号合成、及びノイズ削除のような、追加の信号エンハンスメントを実行してよい。処理された信号はBモードプロセッサ28へ結合され

る。Bモードプロセッサ28は、身体における画像の撮像のために振幅検出を用いることができる。Bモードプロセッサ28によって生成された信号は、スキャンコンバータ30及び多断面再構成部(multiplanar reformatter)32へ結合される。スキャンコンバータ30は、エコー信号を、それらが所望の画像フォーマットにおいて受信された空間関係において配置する。例えば、スキャンコンバータ30は、エコー信号を2次元(2D)扇形フォーマット、又はピラミッド形3次元(3D)画像へと配置してよい。多断面再構成部32は、米国特許第6443896号(Detmer)において記載されるように、身体の体積領域における共通面内の点から受信されるエコーをその面の超音波画像へと変換することができる。ボリュームレンダラ34は、3Dデータセットのエコー信号を、例えば、米国特許第6530885号(Entrekin et al.)において記載されるように、所与の基準点から見られる投影3D画像へと変換する。2D又は3D画像は、画像ディスプレイ38での表示のための更なるエンハンスメント、バッファリング及び一時記憶のために、スキャンコンバータ30、多断面再構成部32、及びボリュームレンダラ34から画像プロセッサ36へ結合される。グラフィクスプロセッサ40は、超音波画像による表示のためのグラフィックオーバーレイを生成することができる。そのようなグラフィックオーバーレイ又はパラメータブロックは、例えば、患者名、画像の日時、イメージングパラメータ、フレームインデックス、及び同様のもののような、標準の識別情報を含むことができる。それらのために、グラフィクスプロセッサ40は、タイプされた患者名のよう、ユーザインターフェイス24からの入力を受ける。ユーザインターフェイス24はまた、多重多断面再構成(MPR; multiple multiplanar reformatted)画像の表示の選択及び制御のために多断面再構成部32へ結合され得る。

#### 【0023】

本原理に従って、超音波データは、例えば、心臓からのマルチビート捕捉データの実時間レビューを可能にするフォーマットで、捕捉されてメモリ42に記憶される。一実施形態において、品質スコアリングアプリケーション46は、現在のデータの品質をオペレータに示す品質パラメータを出力するよう画像データを解析するために、メモリ42において記憶されている。一実施形態において、システム10は、ディスプレイ38でのユーザのための表示を生成するマルチビート捕捉モードを含む。

#### 【0024】

一実施形態において、システム10は、X5トランスデューサ(例えば、フィリップスのEPIQシステムで見られる。)による4Qイメージングモードを用いて肋間窓から心臓の尖経胸腔的3D画像を捕捉することが可能である。捕捉について計算されると、最終的な品質スコアは、画像とともにディスプレイ38に表示され、更には、オフラインの表示のために画像ファイルとともにセーブされてよい。メモリ42は、スキャンコンバータ30の後に置かれているものとして表されている。しかし、メモリ42は、信号経路内の如何なる位置でもデータを記憶し且つ相互に作用してよい。

#### 【0025】

図2を参照すると、超音波画像のレビューのためのシステム100が一実施形態に従って実例として示されている。システム100は、画像がレビューされ且つモードが選択されるワークステーション又はコンソール112を含んでよい。システム100は、イメージングシステム(例えば、イメージングシステム10)に組み込まれるか又はそれとともに機能してよく、あるいは、別個のユニット又はモジュールであってよい。ワークステーション112は、望ましくは、1つ以上のプロセッサ114と、プログラム、アプリケーション及びデータを記憶するメモリ116とを含む。メモリ116は、捕捉されたデータを収集し、捕捉された画像について実時間の品質スコアを計算するよう構成される品質スコアリングモジュール115を記憶してよい。

#### 【0026】

品質スコアリングモジュール115は、画像データを受け取り、1つ以上のソースからのデータ(例えば、異なるイメージングパラメータ又はデータコンテンツ)を評価するよう構成される。画像134は、ディスプレイデバイス118で表示され得る画像(例えば

10

20

30

40

50



、マルチビート3D捕捉画像)及び品質スコア136を含むよう生成され得る。画像及びスコアは、メモリ116において一緒に(又は別々に)記憶されてよい。ワークステーション112は、対象(例えば、患者、患者の心臓、など)の内部画像をレビューするためのディスプレイ118を含む。ディスプレイ118はまた、ユーザがワークステーション112並びにそのコンポーネント及び機能、又はシステム100内のいずれかの他の要素と対話することを可能にしてよい。これは、インターフェイス120によって更に助けられる。インターフェイス120は、ワークステーション112からのユーザフィードバック及びそれとの対話を可能にするキーボード、マウス、ジョイスティック、触覚デバイス、又は何らかの他の周辺機器若しくはコントロールを含んでよい。

【0027】

10

いずれかのマルチビート捕捉モードの間にユーザに表示される実時間の品質メトリック又はスコア136は、そのマルチビート捕捉の品質及びその欠如をユーザに示す。品質スコア136は、多種多様なソースから(例えば、画像134、又は外部の測定、例えば、センサから)計算される。ソースは、本願で挙げられているものに加えて、他のソースも含んでよい。スコア136は、捕捉プロセスの間にユーザに示されるべきであるが、更には、画像134とともに(例えば、DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)ファイルにおいて)セーブされてよい。

【0028】

いくつかの実例となるソースは、実例となる実施形態に従って記載される。本願で記載されるソースは、包括的ではなく、追加のソースは、記載されているものに代えて、又はそれらに加えて提供されてよい。その上、ソースは、結合メソッド又はモジュール150によって様々な組み合わせにおいて結合されてよい。1つ以上のソースが、品質メトリック136を計算することにおいて用いられてよい。

20

【0029】

1つのソースは、スティッチ検出アプリケーション140(NQ画像モードのため。)を含んでよい。スティッチ検出アプリケーション140は、スティッチ位置にある画像の領域を用い、そのような領域は、スティッチ位置にない画像の領域と比較される。低スコアは、スティッチアーチファクトを示す大きい勾配が他の領域と比較してスティッチ領域において見受けられる場合に、生成される。

【0030】

30

他のソースは、画像品質(IQ; image quality)検出アプリケーション142(例えば、HVR画像モードのため。)を含んでよい。画像が、実際に捕捉されたスキャンラインデータ又は補間されたスキャンラインデータのいずれか一方から構成される場合に、計算される品質メトリック136は、実際に捕捉されたスキャンラインデータから構成されるボリュームの量に比例することができる。完ぺきな(高い)スコアは、これに関連して、ボリューム全体が実際に捕捉されたスキャンラインデータから構成されていることを示す。低スコアは、画像が、画像を形成することが可能な最低限の数の実際に捕捉されたスキャンラインから計算されることを示す。

【0031】

モーション検出アプリケーション144も含まれてよい。マルチビート捕捉は、プローブ及び心臓が一連の心周期において同じ位置及び向きにあるとの仮定に依存するので、心周期どうしの間で動きが検出される場合には、画像は、動きが検出されない場合に対して、より低い品質スコアを与えられるべきである。動きは、多種多様なソースから検出され得る。画像に基づく動き検出は、HVRモードで用いられているものと同様の方法を用いて、あるいは、重なり合う画像セグメントの空間レジストレーションを実施することによって、計算されてよい。動きは、モーションセンサ132からも検出され得る。例えば、センサ132は、イメージングシステム10のためのイメージングプローブ130に又はその周囲に置かれた電磁気センサ、光センサ、又は加速度計を含んでよく、捕捉の間のプローブ130の動きを測定することができる。捕捉の間に起こる動きが大きければ大きいほど、品質スコアはますます低い。対象160又は他のオブジェクトの相対運動も、セン

40

50

サ 1 3 2 を用いてモニタされてよい。

【 0 0 3 2 】

E C G 変動性アプリケーション 1 4 6 が用いられてよい。マルチビート捕捉は、連続した心周期において捕捉された画像データを時間的にアライメントするために、通常、E C G ゲーティングを用いる。心拍ごとの変動性が起こる場合に、マルチビート捕捉の品質は低下する可能性が高い。そのため、いくつかの E C G 波形及び / 又は検出された時間的ランドマークは、マルチビート捕捉内の画像データ（例えば、R ピーク）を比較し、時間的にアライメントするために、用いられてよい。波形又は時間的ランドマークにおける高い変動性は、より低い品質スコアをもたらさう。

【 0 0 3 3 】

他のソース 1 4 8 は、品質スコア 1 3 6 に影響を及ぼすために用いられる他の画像アーチファクト又は外部環境入力を含んでよい。品質スコア 1 3 6 の生成は、マルチビート捕捉モードに組み込まれて、ユーザに表示されてよい。一実施形態において、4 Q イメージングモード及び X 5 トランスデューサを使用した肋間窓からの心臓の尖経胸腔的 3 D 画像は、品質スコア 1 3 6 を生成されてよい。捕捉について計算されると、最終的な品質スコア 1 3 6 は、画像とともにディスプレイ 1 1 8 の画面上に表示され、更には、オフラインの表示のために画像ファイルとともにセーブされる。

【 0 0 3 4 】

図 3 を参照すると、図は、1 つの例となる実施形態に従って、スティッチスコアの計算を例として示す。スティッチスコアは、図 3 に示される夫々のスティッチ位置 3 0 2 で、例えば、1 ~ 4 のラベルを付されたセクタ間で、すなわち、セクタ 1 及び 2 の間、セクタ 2 及び 3 の間、並びにセクタ 3 及び 4 の間で、計算されてよい。スティッチスコアは、同じセグメント内にありながらスティッチ位置 3 0 2 の近くにあるスキャンライン（例えば、A 及び B、又は C 及び D）の間の差を、スティッチ位置 3 0 2 の両側にあるスキャンライン（例えば、B 及び C）の間の差と比較することによって、計算されてよい。軸方向に沿って M 個の要素が存在する場合に、スコアは、式 ( 1 ) に与えられるように計算され得る。ボリュームについての最終的なスティッチスコアは、1 が最も高い品質スコアであるとして、0 から 1 の間の範囲に及ぶ。

【 0 0 3 5 】

【 数 1 】

$$S_{stitch1-2} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M ||A_m - B_m| - |B_m - C_m||$$

$$S_{stitch} = \frac{1}{1 + \max\{S_{stitch1-2}, S_{stitch2-3}, S_{stitch3-4}\}} \quad (1)$$

ここで、 $S_{stitch}$  はスティッチスコアであり、m はスキャンラインの要素インデックスであり、M は要素の総数であり、A、B 及び C は位置 A、B 又は C でのスキャンラインの数であり、max は最大値関数である。

【 0 0 3 6 】

図 4 を参照すると、図は、1 つの例となる実施形態に従って、E C G 変動性スコアの計算を例として示す。E C G 変動性スコアは、捕捉の間の夫々の心周期からの波形、例えば、波形  $W_1$ 、 $W_2$ 、 $W_3$  及び  $W_4$  を比較することによって、計算されてよい。スコア  $S_{cg}$  は、式 ( 2 ) に従って計算され得る。このとき、4 つのトレース (  $t = 4$  ) が存在し、各トレースからの最初の M 個の要素が比較される。スティッチスコアと同様に、E C G スコアは、1 が最も高い品質スコアであるとして、0 から 1 の間の範囲に及ぶ。

【 0 0 3 7 】

【数 2】

$$S_{ecg} = \frac{1}{1 + \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \max_t \left| W_t(m) - \frac{W_1(m) + W_2(m) + W_3(m) + W_4(m)}{4} \right|} \quad (2)$$

一実施形態に従って、夫々の個別的な品質スコアは、1 が最も高い品質スコアであるとして、0 から 1 の間の範囲に及ぶよう構成されてよい。そのようなものとして、それらの個別的なスコアは、実時間においてラベルを付されてユーザに表示されてよい。それにより、ユーザは、画像の各コンポーネントが如何にしてスコアを得たかを知る。あるいは、スコアは、記載されるいくつかの方法のうちの 1 つにおいて単一のスコアへと結合されてよい。このとき、夫々の最終的なスコアは、やはり、1 が最も高い品質スコアであるとして、0 から 1 の間の範囲に及ぶ。

【0038】

最終的なスコアを計算する 1 つの結合メソッドは、式 (3) で見られるように、個別的なスコアを独立変数として含めてよい。他の結合メソッドは、式 (4) で見られるように、個別的なスコアが必ずしも独立していないとして、個別的なスコアを含めてよい。式 (4) において、min は最小値関数である

【0039】

【数 3】

$$S_{final} = S_{stitch} \times S_{ecg} \quad (3)$$

$$S_{final} = \min\{S_{stitch}, S_{ecg}\} \quad (4)$$

他の結合メソッドは、平均をとること、加重平均をとること、品質スコアを足し算すること、などを含んでよい。例えば、夫々の個別的な品質スコアのための重み付けは、複数のソースから全体の品質スコアを計算するよう重要性又は他の基準に基づき優先順位を付けられてよい。最終的なスコアは、他の個別的なスコアを同様に含んでよい。最終的なスコアは、0 から 1 の間の 1 つの数字を含んでよいが、他の値が用いられてよい。

【0040】

一実施形態において、HVR モードのための画像品質 (IQ) スコア、及び (画像に基づく検出又はモーションセンサからの) 動き検出が用いられる場合のモーションスコアは、以下を含んでよい。IQ スコア及びモーションスコアは、ユーザに個別的に示されるか、あるいは、例において上述されたのと同様に、最終的なスコアへと他のスコアと結合されてよい。

【0041】

HVR 画像は、スキャンラインから計算されてよい。このとき、スキャンラインは、実際に捕捉されるか、あるいは、隣接するスキャンラインから補間される。N<sub>total</sub> を、画像を計算するために使用されるスキャンラインの総数として、N<sub>min</sub> を、画像を計算するために必要とされる実際に定義されたスキャンラインの最低限の数として、N<sub>def</sub> を、いずれかの所与の画像における定義されたスキャンラインの数として考える。その場合に、HVR 画像品質スコア (S<sub>IQ</sub>) は、式 (5) において計算され得る。このとき、スコアは、1 が最も高い品質スコアであるとして、0 から 1 の間の範囲に及ぶ。

【0042】

【数 4】

$$S_{IQ} = \frac{N_{def} - N_{min}}{N_{total} - N_{min}} \quad (5)$$

10

20

30

40

50

モーションスコアはまた、プローブの動き又は身体構造上の動きに基づき決定されてよい。動きは多数の方法において検出され得る。例えば、動きは、異なる心周期の間に捕捉された重なり合うセグメントについて画像に基づくレジストレーションを実施することによって、推定され得る。動きはまた、電磁気センサ、光センサ、加速度計、などのようなセンサをいくつでも用いて、推定され得る。それらのセンサは、プローブ又は撮像される生体構造の動きを検出するよう、患者の上に、プローブの上に、及び／又はプローブの中に設置されてよい。動き検知方法、及び動き検知が行われている場所（例えば、プローブの上若しくは中及び／又は患者の上）に応じて、最大許容運動量に関する予備的知識は、動き閾値  $D_{thresh}$  を決定するために用いられてよい。 $X_{ref}$  がある基準段階でのプローブ又は患者の基準位置であり、 $X_m$  がいずれかの所与の時点でのプローブの位置であるならば、 $M$  個の位置サンプルが捕捉の間に取得される場合に、モーションスコア ( $S_{motion}$ ) は、式 (6) に従って計算され得る。スコアは、1 が最も高い品質スコアであるとして、0 から 1 の間の範囲に及ぶことができる。

【0043】

【数5】

$$S_{motion} = 1 - \frac{\max\{D_{thresh}, \max_m \|X_{ref} - X_m\|\}}{D_{thresh}} \quad (6)$$

図5を参照すると、スティッチングアーチファクト202なしの、及びスティッチングアーチファクト204を伴うマルチビート捕捉の例が、実例として表されている。アーチファクトは微妙であり、故に容易には検出され得ない。そのため、品質スコア136は、動き、スティッチアーチファクト、ECG不変性、画像品質、などに基づきマルチビート捕捉の品質を評価するためにインジケータ206としてユーザに現れ、画像を受け入れるべきか否か、定量化のために画像を使用すべきか否か、及び／又は新しい画像を捕捉すべきか否かに関してユーザを導くよう設計される。本原理は、超音波システムにおける全てのECG同期マルチビート捕捉にとって有用である。それは、2Q、4Q、6Q、HVRQ、及びHMQイメージングモードを含むが、それらに限定されない。本原理はまた、外部又は内部のいずれかにモーションセンサ（例えば、ジャイロスコープ、加速度計、など）を取り付けられたプローブにおいて捕捉された超音波画像に適用される。他の適用及び機能も考えられる。

【0044】

図6を参照すると、マルチビート捕捉モードにおいて画像を捕捉するイメージング方法が、本原理に従って示されている。ブロック302で、画像は、マルチビート捕捉モードにおいて捕捉される。一実施形態において、画像は、マルチビート3D捕捉画像及び、特に、心臓の尖経胸腔的3D画像を含む。ブロック304で、画像は、マルチビートサイクルの部分間の画像の変化を評価するよう品質スコアリングを行われる。品質スコアは、画像の適合性を示すよう計算される。

【0045】

ブロック306で、品質スコアリングは、全体の画像適合性を評価するよう1つ以上のソースからの入力を受けることを含んでよい。1つ以上のソースは、記載されているソース及び／又は他のソースによる如何なる組み合わせでも用いられてよい。ブロック308で、品質スコアリングは、画像スティッチ位置間のスティッチングスコアを計算することを含む。ブロック310で、品質スコアリングは、心周期の間の波形間の心電図 (ECG) 変動性スコアを計算することを含む。ブロック312で、品質スコアリングは、画像におけるスキャンラインに基づき画像品質スコアを計算することを含む。ブロック314で、品質スコアリングは、イメージングの間のモーション測定に基づきモーションスコアを計算することを含む。ブロック315で、他の品質スコアは計算されてよい。

【0046】

ブロック316で、個別的な品質スコアは、全体的な品質スコアへと結合されてよい。

ブロック 3 2 2 で、画像及び品質スコアは、画像についての実時間フィードバックとして表示される。ブロック 3 2 4 で、ユーザは、品質スコアに基づく画像を承諾又は拒否することができる。ブロック 3 2 6 で、画像は、品質スコアとともに、又は品質スコアなしで、記憶される。

#### 【 0 0 4 7 】

添付の特許請求の範囲を解釈する際に、次の点が理解されるべきである：

a ) 語「有する (comprising)」は、所与の請求項で挙げられている以外の要素又は動作の存在を除外しない；

b ) 要素の単称 (すなわち、不定冠詞 a 又は an ) は、そのような要素の複数個の存在を除外しない；

c ) 特許請求の範囲における如何なる参照符号も、それらの適用範囲を制限しない；

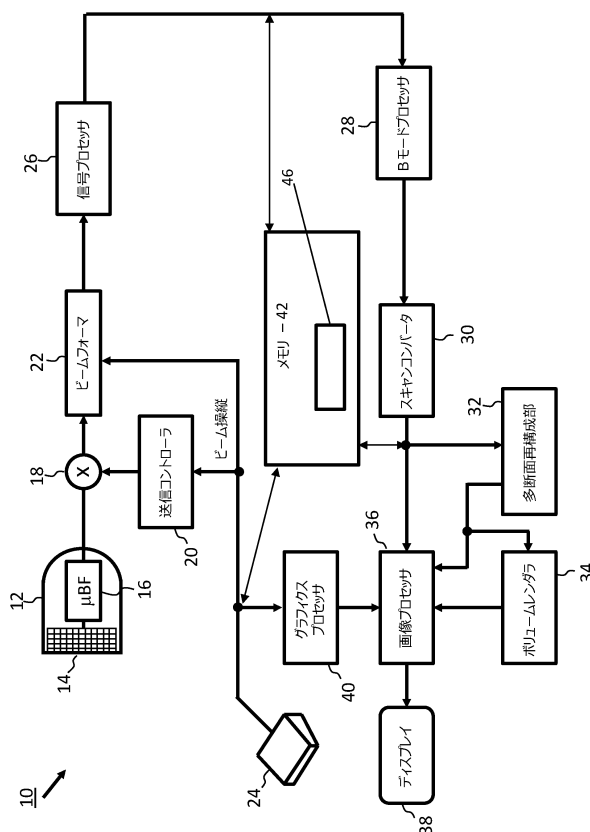
d ) いくつかの“手段”は、同じアイテム又はハードウェア又はソフトウェアで実装される構造又は機能によって表されてよい；

e ) 動作の特定のシーケンスは、具体的に示されない限りは、必要とされることを意図されない。

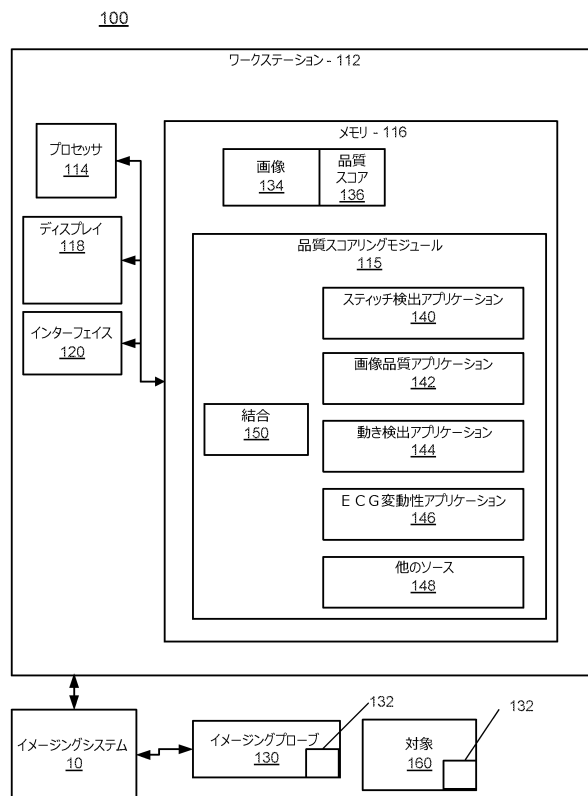
#### 【 0 0 4 8 】

好適な実施形態 ( 限定ではなく実例であるよう意図される。 ) について記載してきたが、変更及び変形は、上記の教示に照らして、当業者によって行われ得ることが知られる。従って、変更は、添付の特許請求の範囲で述べられているような、本願で開示されている実施形態の適用範囲内であれば、開示されている本開示の特定の実施形態において行われてよいことが理解されるべきである。特許法によって要求されている詳細及び列挙をこのように記載してきたが、特許によって保護されることを請求され望まれているものは、添付の特許請求の範囲において示されている。

【 図 1 】

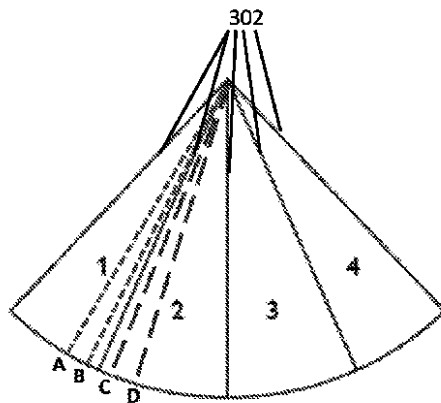


【 図 2 】



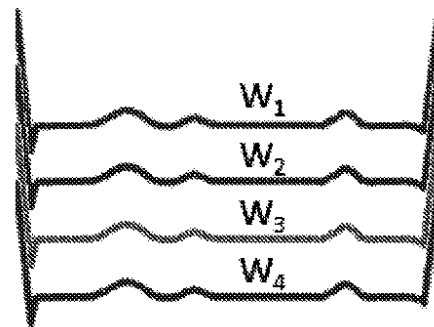
【図 3】

FIG. 3

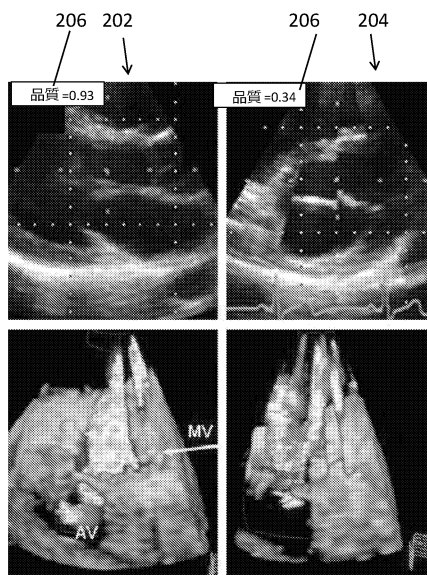


【図 4】

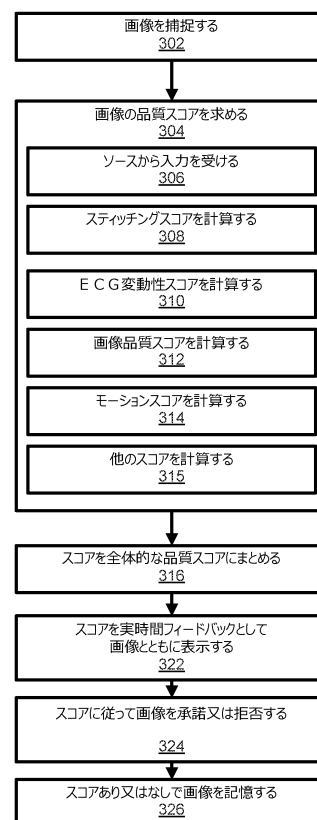
FIG. 4



【図 5】



【図 6】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 シュナイダー, ロベルト ヨーゼフ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング  
5

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2014-23928(JP,A)

特表2009-517177(JP,A)

特開2009-225948(JP,A)

特表2007-530160(JP,A)

特開2009-240701(JP,A)

国際公開第2014/076498(WO,A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15