

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6076336号  
(P6076336)

(45) 発行日 平成29年2月8日(2017.2.8)

(24) 登録日 平成29年1月20日(2017.1.20)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 K 51/00 (2006.01)	A 6 1 K 49/02 A
A 6 1 K 49/00 (2006.01)	A 6 1 K 49/00 A
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 5
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2014-516464 (P2014-516464)  
 (86) (22) 出願日 平成24年6月12日 (2012. 6. 12)  
 (65) 公表番号 特表2014-520141 (P2014-520141A)  
 (43) 公表日 平成26年8月21日 (2014. 8. 21)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2012/052962  
 (87) 国際公開番号 W02012/176093  
 (87) 国際公開日 平成24年12月27日 (2012. 12. 27)  
 審査請求日 平成27年6月10日 (2015. 6. 10)  
 (31) 優先権主張番号 61/498, 634  
 (32) 優先日 平成23年6月20日 (2011. 6. 20)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(73) 特許権者 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 100107766  
 弁理士 伊東 忠重  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 薬剤イメージング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の造影剤を関心領域の中に含んでいる、対象者の内部の前記関心領域を撮像するために、第 1 の放射線を用いるコンピュータ断層撮影イメージングシステムと、

前記関心領域の中の第 2 の造影剤を撮像するために、第 2 の放射線を用いる光音響イメージングシステムであって、前記第 2 の放射線の照射に応じて、前記関心領域の中の第 2 の造影剤から放たれる音響信号を受信する受信部によって生成される前記音響信号を示す信号が基準閾値と比較され、前記基準閾値を満たす前記信号に基づき光音響識別部によって生成されるトリガ信号が、前記コンピュータ断層撮影イメージングシステムに、前記関心領域の中に前記第 1 の造影剤を含んでいる前記関心領域をスキャンさせるように用いられる、光音響イメージングシステムと、

を含む、システム。

【請求項 2】

前記第 2 の造影剤は光音響造影剤である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記光音響イメージングシステムは、

前記第 2 の造影剤を励起する光信号を放射する光源であって、前記第 2 の造影剤は前記光信号によって励起されたことに応じて音響信号を放つ、光源と、

前記音響信号を受信する受信部と、

を含む、請求項 1 乃至 2 のいずれか 1 項に記載のシステム。

10

20

## 【請求項 4】

前記光源はレーザを含み、前記受信部は超音波受信部を含む、請求項 3 に記載のシステム。

## 【請求項 5】

前記光音響イメージングシステムは、

前記トリガ信号を生成する光音響識別部をさらに含む、請求項 3 乃至 4 のいずれか 1 項に記載のシステム。

## 【請求項 6】

前記光音響イメージングシステムは、

前記関心領域を横切る超音波信号を送信する超音波送信部であって、前記受信部は前記超音波信号に応じて生成されたエコー信号を受信する、超音波送信部と、

前記エコー信号を処理し、前記関心領域の構造的な画像を生成する、画像処理部と、をさらに含む、請求項 4 又は 5 に記載のシステム。

## 【請求項 7】

前記画像処理部は前記関心領域の中の前記第 2 の造影剤の画像を前記音響信号に基づいて生成する、請求項 6 に記載のシステム。

## 【請求項 8】

前記第 2 の造影剤はインドシアニン・グリーンに基づく造影剤を含む、請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載のシステム。

## 【請求項 9】

前記光音響イメージングシステムによる前記関心領域のスキャンは、前記関心領域において前記第 1 の造影剤のピーク撮取を捉える、請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載のシステム。

## 【請求項 10】

前記第 1 の放射線は電離放射線であり、前記第 1 の造影剤は放射性薬剤であり、前記第 2 の放射線は非電離放射線であり、前記第 2 の造影剤は非放射性薬剤である、請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載のシステム。

## 【請求項 11】

プロセッサと光音響イメージングシステムとコンピュータ断層撮影イメージングシステムとを含むシステムの作動方法であって、

前記光音響イメージングシステムの超音波受信部が、第 2 の放射線の照射に応じて対象者の内部の関心領域の光音響造影剤から放たれる音響信号を受信して、前記音響信号を示す信号を生成し、当該作動方法は、

前記プロセッサが、前記光音響イメージングシステムの光音響識別部に、前記光音響イメージングシステムの超音波受信部によって生成される前記音響信号を示す信号を基準閾値と比較させ、前記基準閾値を満たす前記信号に基づき、前記コンピュータ断層撮影イメージングシステムに、第 1 の放射線を用いて、前記関心領域の中に第 1 の造影剤を含んでいる前記関心領域をスキャンさせるためのトリガ信号を生成させるステップを含む、作動方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

下記は概してイメージングに関し、薬剤 (agent) に基づくコンピュータ断層撮影 (CT) への具体的な応用とともに説明される。しかしながら、下記は他の画像診断技術にもさらに従う。

## 【背景技術】

## 【0002】

造影 CT は、血管及び / 又は心臓若しくは脳のような器官などの関心脈管組織 (vascular tissue of interest) を通る、投与された X 線造影剤 (radio-contrast material) の通過を捕捉する、イメージング技術である。一般に、造影 CT に関して、X 線造影剤

10

20

30

40

50

のボラス (bolus) を患者に対して静脈内投与し、関心脈管組織を含む患者の関心領域をスキャンする。X線造影剤は、脈管組織を通して流れるにつれて、関心脈管組織内のX線密度を一時的に増加させ、強調されたデータをもたらす。

【0003】

結果として生じるCTデータの分析を、関心脈管組織の健康状態を判定するために使用してよい。心臓への応用に関して、これは、心筋におけるX線造影剤の到達を時間とともに数値で表すことを含んでよい。上記の分析は、血流量、血液量、平均通過時間、最大の上り坂、ピークまでの時間、などのパラメータを判定することを含んでよい。この情報を、虚血組織 (壊死組織) を特定するため、かつ/あるいは、不可逆的な損傷組織 (壊死組織) と潜在的に可逆的な損傷組織 (潜在的に危険な状態にある組織) とを区別するために使用してよい。

10

【0004】

ピークの造影剤摂取を捉えるために、スキャンは造影剤投与と同期する必要がある。図1は、例示的な造影剤プロファイル102を示し、摂取領域104、ピーク摂取領域106及び流出領域108を含む、時間の関数である。図1はさらに、コントラスト前 (基準値) 領域110及びコントラスト後領域112を示す。図1において、y軸114は造影剤の量を表し、x軸116は時間を表す。同期から外れている場合、スキャンがあまりに早く、すなわち造影剤が組織に到達する前に行われるおそれがあり、あるいは、あまりに遅く、すなわち造影剤が組織から出た後に行われるおそれがあり、あるいは、造影剤は組織内にあるがピーク摂取中ではない間に行われるおそれがある。

20

【0005】

しかしながら、造影剤ボラスの投与を伴う適時のスキャンは困難となる場合がある。そのタイミングを決定する解決法は、ボラストラッキング及びテストボラスインジェクションである。ボラストラッキングでは、2Dの軸に関するスライスを連続的に撮像し、血管内の造影剤レベルを、そのレベルが閾値に到達するまで追跡して、それがデータ取得のトリガとなる。テストボラスインジェクションでは、低濃度のテストボラスを使用して、類似の方法でボラス到達時間を測定する。その後、測定された時間を用いて、検査ボラスの投与後に、それに続くデータ取得をトリガする。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0006】

CTスキャナは電離放射線を放射し、したがってスキャンされている人間を電離放射線にさらす。それは、細胞を損傷させる、又は殺すおそれがあり、かつ/あるいは、がんのリスクを増加させるおそれがある。不幸なことに、ボラストラッキング及びテストボラスインジェクションの双方は、造影CTスキャンをいつトリガすべきかを決定するために、追加のCTイメージングを必要とする。少なくとも上記を考慮すると、造影剤ボラスの投与に関して、スキャンのタイミングを決定する他の方法の必要性が、解決されていない。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本出願の態様は、上記で参照した事項及びその他を解決する。

40

【0008】

1つの態様によると、システムが、関心領域に第1の薬剤を含んでいる対象者の内部の関心領域を撮像するために第1の放射線を用いる第1のイメージングシステムと、その関心領域の中の第2の薬剤を撮像するために第2の放射線を用いる第2のイメージングシステムとを含み、第2のイメージングシステムのアウトプットが、第1のイメージングシステムに関心領域に第1の薬剤を含んでいるその関心領域をスキャンさせる、トリガとなるように用いられる。

【0009】

別の態様において、方法が、関心組織において超音波薬剤の存在を検出するステップと

50

、関心組織における光音響薬剤の存在の検出に応じて、スキャンをトリガするステップとを含む。

【 0 0 1 0 】

別の態様において、コンピュータ読取可能媒体上に符号化されたコンピュータ読取可能命令が、コンピューティング・システムのプロセッサによって実行された場合、関心領域のスキャンを、その関心領域内の光音響薬剤の存在の識別に基づいてトリガする動作、をもたらす。

【 0 0 1 1 】

下記の詳細説明を読んで理解すると、本発明のさらなる態様が当業者に十分に理解されるであろう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 2 】

本発明は、種々の構成要素及び構成要素の配置、並びに、種々のステップ及びステップの配置の形式を取ってよい。図面は、単により好ましい実施形態を説明する目的のものであって、本発明を限定するものとみなされるべきではない。

【 図 1 】 例示的なコントラストプロファイルを概略的に示す。

【 図 2 】 電離放射線イメージングシステム及び非電離放射線イメージングシステムを含む、例示的なシステムを概略的に示す。

【 図 3 】 非電離放射線イメージングシステムを光音響イメージングで構成している例を概略的に示す。

【 図 4 】 非電離放射線イメージングシステムを超音波イメージングでさらに構成している例を概略的に示す。

【 図 5 】 造影 CT スキャンをトリガする例示的な方法を示す。

【 図 6 】 造影 CT スキャンのタイミングを決定する例示的な方法を示す。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 3 】

図 2 は、例示的なシステム 2 0 0 を示し、それは、コンピュータ断層撮影 ( CT ) スキャナなどの電離放射線イメージングシステム 2 0 1 と、非電離放射線イメージングシステム 2 1 8 とを含む。

【 0 0 1 4 】

電離放射線イメージングシステム 2 0 1 は、一般的な固定ガントリ 2 0 2 と、固定ガントリ 2 0 2 によって回転可能に支持された、回転ガントリ 2 0 4 とを含む。回転ガントリ 2 0 4 は、長手方向又は z 軸に対して、検査領域 2 0 6 の周りを回転する。

【 0 0 1 5 】

X 線管などの放射線源 2 1 0 が、回転ガントリ 2 0 4 によって支持され、回転ガントリ 2 0 1 とともに回転し、第 1 の放射線、又は電離放射線を放射する。放射線感知検出器アレイ 2 1 4 を、検査領域 2 0 6 を横切った、線源 2 1 0 の反対側に設置する。検出器アレイ 2 1 4 は、検査領域 2 0 6 を横切る放射線を検出し、それを示す電気信号を生成する。

【 0 0 1 6 】

長椅子などの対象者支持物 2 0 8 が、検査領域 2 0 6 内の対象者又は被写体を支持する。

【 0 0 1 7 】

注入器 2 1 6 を、撮像法に対する標的薬剤及び / 又はコントラスト剤 / 造影剤などの、種々の薬剤を注入するように構成する。適切な造影剤には、X 線造影剤 ( 例えば造影撮像法向け ) 若しくは放射性薬剤 ( radio-agent )、非 X 線造影剤 ( 例えば光音響材料若しくは造影剤 ) 若しくは非放射性薬剤 ( non radio-agent )、及び / 又は他の造影剤を含む。造影剤を手動で投与する場合、注入器 2 1 6 を省略してよい。

【 0 0 1 8 】

非電離放射線イメージングシステム 2 1 8 は、特定の非 X 線造影剤 ( 例えば光音響造影剤又は他の造影剤 ) を励起する非電離励起信号を放射し、その非 X 線造影剤は、それを励

10

20

30

40

50

起されたことに反応して特性放射線（例えば音響その他）を放つ。非電離放射線イメージングシステムは特性放射線を検出し、それを示す電気信号を生成する。

【0019】

汎用目的コンピュータが、操作者コンソール220の役割を果たす。コンソール220は、モニタ又はディスプレイなどの人間が読み取り可能な出力デバイスと、キーボード及びマウスなどの入力デバイスとを含む。コンソール220上の常駐ソフトウェアにより、操作者は、スキャナ200とのやりとりが可能となる。そうしたやりとりには、造影プロトコルのようなイメージングプロトコルを選択することを含み、そのプロトコルは、特性放射線などを示す信号に基づいて、注入器216を作動させることやスキャニングを開始することを含んでよい。

10

【0020】

再構成部222は、信号を再構成し、3次元(3D)の容積測定画像データを生成する。

【0021】

以下でより詳細に説明するが、関心領域内の特性放射線を示す信号に基づいた、非X線造影剤の存在の検出を、イメージングシステム201を通じて造影CTスキャンを開始する目的でコンソール220をトリガするために使用してよい。これにより、双方CTスキャンをいつトリガするかを決定するために患者を追加の放射線にさらしてしまう、ポラストラッキング又はテストポラスイネクションを使用する場合のように、造影CTスキャンによる電離放射線被ばくに対して追加で患者を電離放射線にさらすことがなく、造影CTスキャンを開始することが可能となる。

20

【0022】

図3は、非電離放射線イメージングシステム218の例を概略的に示す。この例として、非X線造影剤は、光音響造影剤を含む。適切な光音響造影剤には、インドシアニン・グリーン(ICG)、メチレンブルー、及び/又は、光信号を吸収してそれに応じて音響信号を放つ他の造影剤を含む。

【0023】

非電離放射線イメージングシステム218は、レーザなどの光源302を含む。メチレンブルーとの使用に適切なレーザには、短い(例えば5~10ナノ秒(5~10ns))パルスを放射するよう構成された、665ナノメートル(665nm)のレーザを含む。それは、対象者を突き抜けて光音響造影剤によって吸収されることが可能であり、音響信号を放つように、光音響造影剤を励起又は刺激する。

30

【0024】

ICGについては、例えば、805ナノメートル(805nm)のレーザ波長を使用するであろう。別の実施形態では、多波長レーザを使用する。多波長レーザ放射を、コントラスト剤のスペクトル特性を背景と区別するのに使用してよい。

【0025】

超音波(US)受信部304を、励起又は刺激された光音響造影剤から放たれた音響信号を検出するように構成する。US受信部304は、受信した音響信号を示す信号を生成する。図3においてUS受信部304は、いずれの空間符号化能力も持たない、単独の画素検出器である。他の実施形態において、US受信部304は、1つ以上の画素検出器を含んでよく、かつ/あるいは、空間符号化能力を有してよい。

40

【0026】

光音響識別部306は、関心組織内の光音響造影剤の存在又は不在を、US受信部304が生成する信号に基づいて識別し、光音響剤が関心領域内に存在することをその信号が示す場合に、トリガ信号を生成する。1つの限定しない例において、光音響識別部306は、信号(例えば、強度、輝度など)を基準閾値308と比較して、その信号が閾値を満たす場合にトリガ信号を生成する。光音響造影剤が何も投与されていないかどうかは別にして、基準閾値を、音響検出部304のアウトプットに基づいて決定してよい。光音響識別部306は、そのトリガ信号をコンソール220へ伝える。

50

## 【 0 0 2 7 】

タイマ 3 1 0 を、超音響造影剤を投与してから、関心組織において超音響造影剤の存在を識別するまでの時間を測定するために、使用してよい。タイマ 3 1 0 を、超音響造影剤が投与されていることを示している注入器 2 1 6 及びノ又はコンソール 2 2 0 からの信号に基づいて開始してよく、かつノあるいは、技術者又は他の任命された者が開始してよい。タイマ 3 1 0 はそのタイマ時間をコンソール 2 2 0 に伝える。別の実施形態では、タイマ 3 1 0 を省略する。

## 【 0 0 2 8 】

図 4 は、図 3 の実施形態とかなり類似する実施形態を概略的に示し、違いは、非電離放射線イメージングシステム 2 1 8 が超音波 ( U S ) 送信部 4 0 2 及び画像処理部 4 0 4 をさらに含むことである。超音波 ( U S ) 送信部 4 0 2 は、高周波 ( 例えば 1 ~ 2 0 メガヘルツ ( 1 ~ 2 0 M H z ) ) の広帯域音響波を、1 つ又は複数の変換器要素を介して放射する。その音響波は、対象者を突き抜け、構造をその組成に基づいて横切るにつれて減衰され、( エコーとして ) 返される。さらに超音波 ( U S ) 受信部 3 0 4 を、エコーを検出してそれを示す信号を生成するように構成する。この実施形態において、U S 受信部 3 0 4 は、画素検出器の 1 次元又は 2 次元のアレイを含む。

10

## 【 0 0 2 9 】

画像処理部 4 0 4 は、エコーを示す信号を処理し、それに基づいて構造的な超音波画像を生成する。適切な処理には、従来型の B モードの遅延及び合計 ( delay and sum ) 処理、並びにノ又は他の処理を含む。処理部 4 0 4 はさらに、音響信号を処理し、超音響造影剤を示す画像を生成する。処理部 4 0 4 は、構造的な画像と超音響造影剤の画像とを重ね合わせ、又はオーバーレイし、スキャンされた構造的な情報の背景の中に超音響造影剤を示している、結合された画像をもたらす。その画像の 1 つ又は複数、非電離放射線システム 2 1 8 のディスプレイ、コンソール 2 2 0 、及びノ又は他のディスプレイを介して、視覚的に表示してよい。

20

## 【 0 0 3 0 】

バリエーションが考えられる。

## 【 0 0 3 1 】

図 3 及び 4 において、超音響識別部 3 0 6 及びノ又はタイマ 3 1 0 は、非電離放射線システム 2 1 8 に位置している。別の実施形態では、これらの構成要素の 1 つ又は複数、コンソール 2 2 0 及びノ又は他のデバイスに位置する。

30

## 【 0 0 3 2 】

図 4 において、U S 送信部 4 0 2 及び画像処理部 4 0 4 は、非電離放射線システム 2 1 8 に位置している。別の実施形態では、これらの構成要素の 1 つ又は複数、別個の U S デバイス及びノ又は他のデバイスに位置する。

## 【 0 0 3 3 】

別の実施形態において、システム 2 0 2 のユーザは、トリガ信号を視覚的に監視し、C T スキャンを手動で開始する。

## 【 0 0 3 4 】

別の実施形態において、システム 2 0 2 のユーザは、生成された画像を視覚的に監視し、C T スキャンを手動で開始する。

40

## 【 0 0 3 5 】

別の実施形態において、非電離放射線イメージングシステム 2 1 8 を使用して、X 線造影剤の投与と後に続く C T スキャンである造影 C T スキャンとの間の時間を決定する場合、非電離放射線イメージングシステム 2 1 8 及び電離放射線イメージングシステム 2 0 1 を、別個の検査室に設置してよい。

## 【 0 0 3 6 】

別の実施形態において、非電離放射線イメージングシステム 2 1 8 はマイクロ波源を含み、それを使用して、特性放射線を放つように、対応する投与された非 X 線造影剤を励起する電磁放射線を放射する。同様に、関心領域における特性放射線の検出を、関心領域に

50

において造影CTスキャンをトリガすることに用いてよい。

【0037】

図5は、造影ボラスの投与後に造影CTスキャンをトリガする方法を示す。

【0038】

十分理解されるように、下記動作の順序は例示目的のものであって限定的ではない。そのようなものとして、本書において他の順序も考えられる。さらに、その動作の1つ又は複数を省略してよく、かつ/あるいは、1つ又は複数の他の動作を含んでよい。

【0039】

502において、非電離放射線イメージングシステム218を、超音響造影剤の存在を関心組織において検出可能なように、患者に対して設置する。

10

【0040】

関心組織は、造影CTプロトコルと関連するCTスキャナ202を介してスキャンされる、関心領域に通じる血管、又はその関心領域の一部であってよい。非電離放射線イメージングシステム218を、ユーザ、ロボット、機械的なデバイスなどによって、適所に維持してよい。

【0041】

504において、X線造影剤及び超音響造影剤の双方を含む造影剤を患者に投与する。

【0042】

506において、非電離放射線イメージングシステム218を使用して、関心組織を光源302で照らす。

20

【0043】

508において、非電離放射線イメージングシステム218を使用して、超音響造影剤から放たれた信号をUS受信部304で検出し、それを示す信号を生成する。

【0044】

510において、超音響識別部306が、超音響造影剤の存在を示しているUS受信部304からの信号に応じて、トリガ信号を生成する。

【0045】

512において、コンソール220がトリガ信号に応じてシステム202にCTスキャンを実行させ、少なくとも、そこにおいてX線コントラストが高い、ピークコントラスト撮取を捉えることを含む。

30

【0046】

図6は、X線造影剤の投与に続いてCTスキャンを開始するタイミングを決定する方法を示す。

【0047】

十分理解されるように、下記動作の順序は例示目的のものであって限定的ではない。そのようなものとして、本書において他の順序も考えられる。さらに、その動作の1つ又は複数を省略してよく、かつ/あるいは、1つ又は複数の他の動作を含んでよい。

【0048】

602において、非電離放射線イメージングシステム218を、超音響造影剤の存在を関心組織において検出可能なように、患者に対して設置する。

40

【0049】

関心組織は、造影CTプロトコルと関連するCTスキャナ202を介してスキャンされる、関心領域に通じる血管、又はその関心領域の一部であってよい。非電離放射線イメージングシステム218を、ユーザ、ロボット、機械的なデバイスなどによって、適所に維持してよい。

【0050】

604において、超音響造影剤のみを含む造影剤を患者に投与する。

【0051】

606において、動作604と同時に（又は直前若しくは直後に）、非電離放射線イメージングシステム218がタイマ310を開始する。

50

## 【 0 0 5 2 】

6 0 8 において、非電離放射線イメージングシステム 2 1 8 を使用して、血管を光源 3 0 2 で照らす。

## 【 0 0 5 3 】

6 1 0 において、非電離放射線イメージングシステム 2 1 8 を使用して、超音響造影剤から放たれた信号を US 受信部 3 0 4 で検出し、それを示す信号を生成する。

## 【 0 0 5 4 】

6 1 2 において、超音響識別部 3 0 6 が、超音響造影剤の存在をその信号に基づいて識別する。

## 【 0 0 5 5 】

6 1 4 において、非電離放射線イメージングシステム 2 1 8 は、その存在の識別に応じて、タイマ 3 1 0 を停止する。

## 【 0 0 5 6 】

6 1 6 において、非電離放射線イメージングシステム 2 1 8 は、タイマ 3 0 6 によって測定された時間を、コンソール 2 2 0 に伝える。

## 【 0 0 5 7 】

6 1 8 において、造影 CT スキャン向けの放射性材料を含む造影剤を患者に投与する。

## 【 0 0 5 8 】

6 2 0 において、コンソール 2 2 0 は、測定された時間に基づいて CT スキャンを開始し、CT スキャナが関心領域をスキャンし、少なくとも、そこにおいて X 線コントラストが高い、ピークコントラスト撮取を捉える。

## 【 0 0 5 9 】

上記を、1 つ又は複数のプロセッサに種々の動作及び / 又は他の機能や動作を実行させる物理メモリなどの、コンピュータ読取可能ストレージ媒体上に符号化又は具体化された 1 つ又は複数のコンピュータ読取可能命令を実行する、1 つ又は複数のプロセッサを用いて実施してよい。追加的に又は代替的に、その 1 つ又は複数のプロセッサは、信号又は搬送波などの一時的な媒体によって運ばれる命令を実行してよい。

## 【 0 0 6 0 】

十分理解されるように、本書で議論した構成要素の 1 つ又は複数（例えば、超音響識別部 3 0 6 など）を、1 つ又は複数のプロセッサに本書で議論した種々の機能及び / 又は他の機能を実行させる物理メモリなどの、コンピュータ読取可能ストレージ媒体上に符号化又は具体化された 1 つ又は複数のコンピュータ読取可能命令を実行する、1 つ又は複数のプロセッサを用いて実施してよい。追加的に又は代替的に、その 1 つ又は複数のプロセッサは、信号又は搬送波などの一時的な媒体によって運ばれる命令を実行してよい。

## 【 0 0 6 1 】

上記を CT と関連させて説明したが、十分理解されるように、イメージングシステムには、薬剤に基づく磁気共鳴イメージング (MRI)、薬剤に基づく核医学 (NM) イメージング、及び / 又は他のイメージングなどの、他のイメージング用途を含んでよい。もちろん、特定のモダリティ（例えばポジトロン放出断層撮影 (PET)）に対する薬剤（例えばルビジウム 82）は、そのモダリティ（例えば PET）に対応するであろう。非電離放射線イメージングの背景において、薬剤の検出を、本書で説明したように、スキャンング及び / 又はワークフローを決定及び / 又は最適化することに用いてよく、例えば、開始スキャン時刻、終了スキャン時刻などを特定するために用いてよい。

## 【 0 0 6 2 】

本発明を、種々の実施形態を参照して本書で説明してきた。変更及び調整が、本書の説明を読んだ他者において生じるであろう。そうした変更及び調整が別記の請求項又はその均等物の範囲内に入る限り、本発明はすべてのそうした変更及び調整を含むものと見なされるべきであるということが、意図される。

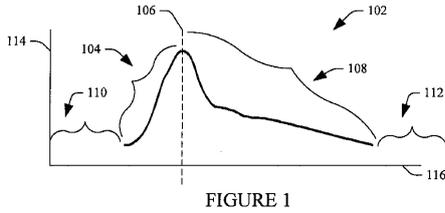
10

20

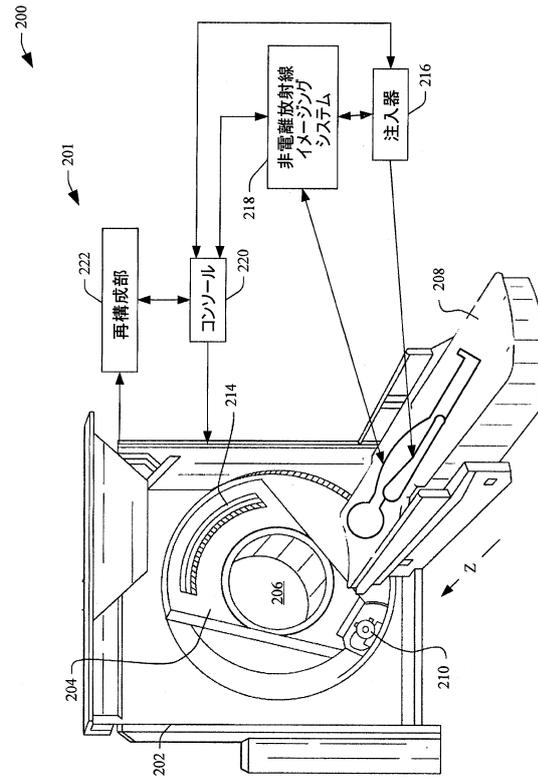
30

40

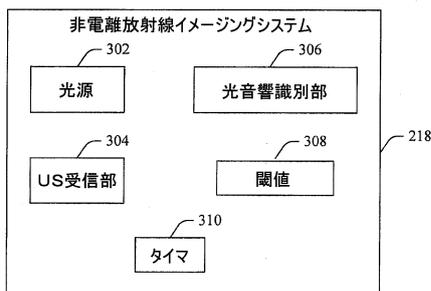
【図1】



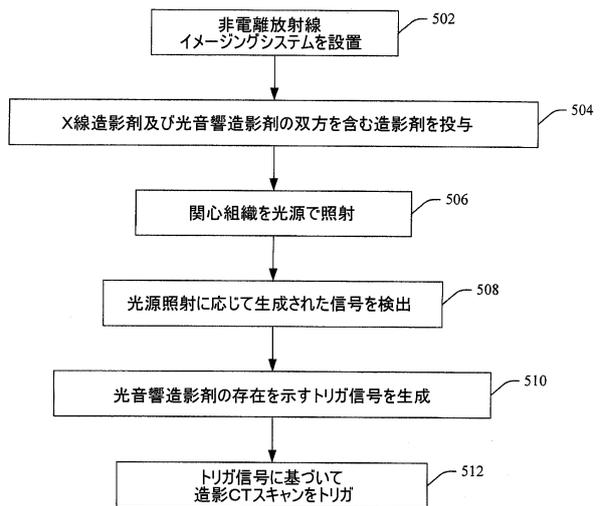
【図2】



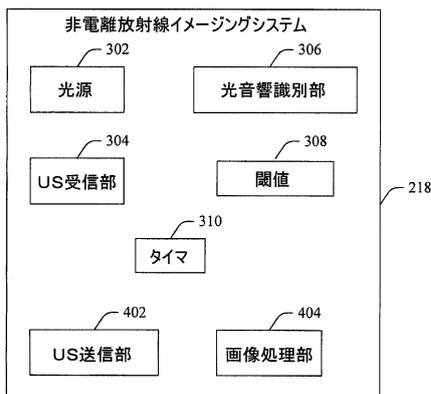
【図3】



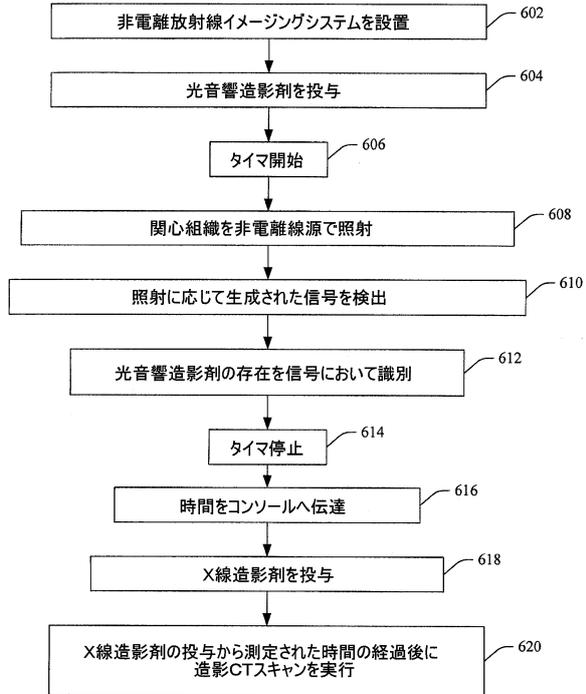
【図5】



【図4】



【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 ブロクサ, ロラント

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 44, フィリッ  
プス・アイビー・アンド・エス - エヌエル内

(72)発明者 ヤンコヴィチ, ラディスラフ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 44, フィリッ  
プス・アイビー・アンド・エス - エヌエル内

審査官 小堀 麻子

(56)参考文献 特表2009-535126(JP, A)

国際公開第2005/106519(WO, A1)

特表2002-508760(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61K 51/00

A61B 6/00

CAplus/MEDLINE/EMBASE/BIOSIS(STN)