

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6316744号  
(P6316744)

(45) 発行日 平成30年4月25日 (2018. 4. 25)

(24) 登録日 平成30年4月6日 (2018. 4. 6)

(51) Int. Cl.	F I
<b>A 6 1 B 6/03 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q
<b>A 6 1 B 6/12 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
	A 6 1 B 6/12

請求項の数 15 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2014-504422 (P2014-504422)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成24年4月5日 (2012. 4. 5)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2014-514082 (P2014-514082A)		ヴェ
(43) 公表日	平成26年6月19日 (2014. 6. 19)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/051700		N. V.
(87) 国際公開番号	W02012/140553		オランダ国 5656 アーエー アイン
(87) 国際公開日	平成24年10月18日 (2012. 10. 18)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成27年4月1日 (2015. 4. 1)		High Tech Campus 5,
(31) 優先権主張番号	11305428.2		NL-5656 AE Eindhoven
(32) 優先日	平成23年4月12日 (2011. 4. 12)	(74) 代理人	100122769
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 埋め込み3Dモデリング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ガイダンスサポートのための画像処理装置であって、  
処理ユニットと、  
入力ユニットと、  
出力ユニットとを有し、

前記入力ユニットは対象の関心領域の術前三次元データを提供し、前記関心領域の少なくとも一部の術中画像データを提供し、装置は少なくとも部分的に前記関心領域内に配置され、前記装置はステントであり、

前記処理ユニットは前記ステントのために提供される形状仮定によって前記術中画像データから前記装置の三次元モデルを生成する生成ユニットを有し、

前記処理ユニットは前記三次元モデルを前記術前三次元データ内に埋め込む埋め込みユニットを有し、

前記出力ユニットは前記埋め込まれた三次元モデルを伴うモデル更新三次元画像を提供する、  
画像処理装置。

【請求項 2】

前記術中画像データが少なくとも一つの二次元画像を有し、前記生成ユニットが前記少なくとも一つの二次元画像から前記三次元モデルを生成し、

前記生成ユニットが前記術前三次元データから前記関心領域の三次元表現を生成し、

10

20

前記埋め込みユニットが前記三次元モデルを前記三次元表現内に埋め込む、  
請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

ガイダンスサポートを提供するための医用イメージングシステムであって、  
画像収集装置と、  
請求項 1 又は 2 に記載の画像処理装置と、  
表示ユニットとを有し、  
前記画像収集装置が前記術中画像データを収集し、当該データを前記処理ユニットへ提供し、  
前記出力ユニットが前記モデル更新三次元画像を前記表示ユニットへ提供し、  
前記表示ユニットが前記モデル更新三次元画像を表示する、  
医用イメージングシステム。

10

【請求項 4】

前記画像収集装置が X 線源と X 線検出器を持つ X 線イメージング装置であり、  
前記 X 線イメージング装置が二次元 X 線画像を術中画像データとして提供する、  
請求項 3 に記載の医用イメージングシステム。

【請求項 5】

ガイダンスサポートのための画像処理装置の作動方法であって、前記画像処理装置は処理ユニット、入力ユニット、及び出力ユニットを有し、前記処理ユニットは生成ユニット及び埋め込みユニットを有し、

20

a) 前記処理ユニットが、対象の関心領域の術前三次元データを提供するステップと、  
b) 前記処理ユニットが、前記関心領域の少なくとも一部の術中画像データを提供する  
ステップであって、装置は少なくとも部分的に前記関心領域内に位置し、前記装置がステ  
ントである、ステップと、  
c) 前記生成ユニットが、前記ステントのために提供される形状仮定によって前記術中  
画像データから前記装置の三次元モデルを生成するステップと、  
d) 前記埋め込みユニットが、前記三次元モデルを前記術前三次元データ内に埋め込む  
ことによってモデル更新三次元画像のためのデータを提供するステップと  
を有する方法。

【請求項 6】

ステップ a) における前記術前三次元データが第 1 の基準座標系を有し、ステップ b) における前記術中画像データが第 2 の基準座標系を有し、  
ステップ d) における埋め込みのために、前記第 1 の基準座標系と前記第 2 の基準座標系の間の変換が決定され、  
前記変換が前記三次元モデルへ適用される、  
請求項 5 に記載の方法。

30

【請求項 7】

前記術中画像データが少なくとも一つの二次元画像を有する、請求項 5 又は 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記関心領域の三次元表現が前記術前三次元データから生成され、ステップ d) において、前記三次元モデルが前記三次元表現内に埋め込まれる、請求項 5 乃至 7 のいずれか一項に記載の方法。

40

【請求項 9】

ステップ d) のために、前記三次元モデルと前記術前三次元データの間の予測される空間関係が予め決定され、埋め込みのために、前記三次元モデルがそれに従って調節される、請求項 5 乃至 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

ステップ d) に続いて、前記関心領域の前記三次元表現内で前記モデル更新三次元画像がユーザへ表示されるステップ e) が提供される、請求項 8 又は 9 に記載の方法。

50

## 【請求項 1 1】

前記装置及び／又は対象の所定の特徴が前記モデル更新三次元画像において検出され、前記所定の特徴が前記モデル更新三次元画像において強調される、請求項 5 乃至 1 0 のいずれか一項に記載の方法。

## 【請求項 1 2】

前記装置及び／又は対象の所定の特徴が前記モデル更新三次元画像において検出され、前記対象に関連する前記特徴の測定データが決定され、  
インターベンションの操作若しくはガイドの方策を定義する及び／又は適応させるために前記測定データが提供される、  
請求項 5 乃至 1 1 のいずれか一項に記載の方法。

10

## 【請求項 1 3】

ガイダンスサポートのための画像処理装置の作動方法であって、  
入力ユニットから処理ユニットへ対象の関心領域の術前三次元データを提供するステップと、  
前記入力ユニットから前記処理ユニットへ前記関心領域の少なくとも一部の術中画像データを提供するステップであって、装置は少なくとも部分的に前記関心領域内に配置され、前記装置がステントである、ステップと、  
前記処理ユニットによって、前記ステントのために提供される形状仮定によって前記術中画像データから前記装置の三次元モデルを生成するステップと、  
出力ユニットを介してモデル更新三次元画像を提供するために前記処理ユニットによって前記術前三次元データ内に前記三次元モデルを埋め込むステップと  
を有する方法。

20

## 【請求項 1 4】

処理ユニットによって実行されるときに、請求項 5 乃至 1 3 のいずれか一項に記載の方法ステップを実行するように構成される、請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の装置を制御するためのコンピュータプログラム要素。

## 【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載のプログラム要素を記憶したコンピュータ可読媒体。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

30

## 【0 0 0 1】

本発明はガイダンスサポートのための画像処理装置、ガイダンスサポートを提供するための医用イメージングシステム、ガイダンスサポートのための方法、ガイダンスサポートのための画像処理装置を操作するための方法、及びコンピュータプログラム要素とコンピュータ可読媒体に関する。

## 【背景技術】

## 【0 0 0 2】

ガイダンスサポートは、例えば患者の検査若しくは手術などのインターベンション手順中に外科医に提供され得る。インターベンション手順の一例はいわゆる最小侵襲手術におけるステント留置である。外科医に、言うまでもなく一般に外科医自身には直接見えない、現在の状況についての情報を与えるために、例えば患者の領域など、対象の関心領域の画像データがディスプレイ上に提供される。例えば、US 2 0 1 0 / 0 0 6 1 6 0 3 A 1 は 2 D ライブ画像の収集を記載し、これらは術前に 3 D 画像データと組み合わせられ、画像合成としてユーザへ表示される。術前に生成される情報は現在の状況から外れているかもしれないことがわかっている。さらに現在の状況についての改良された画像情報を提供するために、ユーザは収集画像データを頼りにしなければならないことがわかっている。

40

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0 0 0 3】

本発明の目的は実際の状況についての改良された容易に知覚可能な情報を提供すること

50

である。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の目的は独立クレームの主題によって解決され、さらなる実施形態は従属クレームに組み込まれる。

【0005】

本発明の下記の態様は画像処理装置、医用イメージングシステム、ガイダンスサポートのための方法、ガイダンスサポートのための画像処理装置を操作するための方法、コンピュータプログラム要素、及びコンピュータ可読媒体にも当てはまることが留意されるべきである。

10

【0006】

本発明の一態様によれば、処理ユニット、入力ユニット、及び出力ユニットを有するガイダンスサポートのための画像処理装置が提供される。入力ユニットは対象の関心領域の3Dデータを提供し、関心領域の少なくとも一部の画像データを提供するように構成され、装置は少なくとも部分的に関心領域内に配置される。処理ユニットは画像データから装置の3Dモデルを生成する生成ユニットを有する。処理ユニットは3Dデータ内に3Dモデルを埋め込む埋め込みユニットを有する。出力ユニットは埋め込み3Dモデルを伴うモデル更新3D画像を提供するように構成される。

【0007】

本発明によれば、"ガイダンスサポート"という語は、ユーザに直接見えないながら、装置若しくは他の機器若しくは部品がボリウム内部で運動若しくは操作されなければならない任意のインターベンションを支援し、補助し、若しくは容易にする情報を、例えば外科医若しくはインターベンショナルラジオロジストなどのユーザへ提供することをあらわす。"ガイダンスサポート"は、好適には可視情報によって現在の状況についてより良い理解を与えるいかなるタイプの情報でもあり得る。

20

【0008】

一実施形態例によれば、画像データは少なくとも一つの2D画像を有し、生成ユニットは少なくとも一つの2D画像から3Dモデルを生成するように構成される。生成ユニットは3Dデータから関心領域の3D表現を生成するように構成され、処理ユニットは3D表現内に3Dモデルを埋め込むように構成される。

30

【0009】

本発明のさらなる態様によれば、画像収集装置、表示ユニット、上述の態様及び実施形態例にかかる画像処理装置を有する、ガイダンスサポートを提供するための医用イメージングシステムが提供される。画像収集装置は画像データを収集し、処理ユニットへデータを提供するように構成される。出力ユニットはモデル更新3D画像を表示ユニットへ提供するように構成され、表示ユニットはモデル更新3D画像を表示するように構成される。

【0010】

一実施形態例によれば、画像収集装置はX線源とX線検出器を持つX線イメージング装置である。X線イメージング装置は2D X線画像を画像データとして提供するように構成される。

40

【0011】

本発明のさらなる態様によれば、次のステップを有するガイダンスサポートのための方法が提供される：

- a) 対象の関心領域の3Dデータを提供するステップ、
- b) 関心領域の少なくとも一部の画像データを提供するステップ、装置は少なくとも部分的に関心領域内に位置する、
- c) 画像データから装置の3Dモデルを生成するステップ、
- d) 3Dデータ内に3Dモデルを埋め込むことによってモデル更新3D画像のためのデータを提供するステップ。

【0012】

50

本発明の一実施形態例によれば、３Ｄモデルと３Ｄデータの間の空間関係が予め決定され、埋め込みのために、３Ｄモデルがそれに従って調節される。

【００１３】

本発明のさらなる実施形態例によれば、装置及び／又は対象の所定の特徴がモデル更新３Ｄ画像において検出される。

【００１４】

例えば、所定の特徴はモデル更新３Ｄ画像において強調される。

【００１５】

例えば、対象に関連する検出された特徴の測定データが決定され、測定データはインターベンションの操作若しくはガイドの方策を定義する及び／又は適応させるために提供される。

10

【００１６】

本発明のさらなる態様によれば、次のステップを有するガイダンスサポートのための画像処理装置を操作するための方法が提供される：

入力ユニットから処理ユニットへ対象の関心領域の３Ｄデータを提供するステップ、  
入力ユニットから処理ユニットへ関心領域の少なくとも一部の画像データを提供するステップ、装置は少なくとも部分的に関心領域内に配置される、

処理ユニットによって画像データから装置の３Ｄモデルを生成するステップ、  
出力ユニットを介してモデル更新３Ｄ画像を提供するために処理ユニットによって３Ｄデータ内に３Ｄモデルを埋め込むステップ。

20

【００１７】

画像データ、例えばライブ蛍光透視画像など、現在の状況を反映する画像データを装置自体のモデリングのための基礎としてとることが本発明の一態様とみなされ得る。従って、現在の状況と厳密に一致する、すなわち現在の状況をあらゆる装置のモデルが生成される。そしてこのいわばライブモデルは、現在の状況について容易に知覚可能で正確な情報をユーザへ提供するために３Ｄデータのコンテキストにおいて示される。

【００１８】

本発明のこれらの及び他の態様は以下に記載の実施形態から明らかとなり、これらを参照して説明される。

【００１９】

本発明の実施形態例は以下の図面を参照して以下に記載される。

30

【図面の簡単な説明】

【００２０】

【図１】本発明の一実施形態例にかかる画像処理装置を図示する。

【図２】本発明にかかる画像処理装置のさらなる実施例を図示する。

【図３】本発明の一実施形態例にかかる医用イメージングシステムを図示する。

【図４】本発明の一実施形態例にかかるガイダンスサポートのための方法を図示する。

【図５】本発明にかかる方法の実施形態例のさらなる実施例を示す。

【図６】本発明にかかる方法の実施形態例のさらなる実施例を示す。

【図７】本発明にかかる方法の実施形態例のさらなる実施例を示す。

40

【図８】本発明にかかる方法の実施形態例のさらなる実施例を示す。

【図９】本発明にかかる方法の実施形態例のさらなる実施例を示す。

【図１０】本発明にかかる方法の実施形態例のさらなる実施例を示す。

【図１１】本発明の一実施形態例にかかる画像処理装置を操作するための方法を図示する。

【図１２】本発明にかかる一実施形態のさらなる態様を示す。

【図１３】本発明にかかる一実施形態のさらなる態様を示す。

【図１４】本発明にかかる一実施形態のさらなる態様を示す。

【図１５】本発明にかかる一実施形態のさらなる態様を示す。

【図１６】本発明にかかる方法のさらなる実施例を示す。

50

## 【発明を実施するための形態】

## 【0021】

図1は処理ユニット12、入力ユニット14、出力ユニット16を持つガイダンスサポートのための画像処理装置10を図示する。入力ユニット14は対象の関心領域の3Dデータを提供するように構成される。3Dデータの提供は第1の矢印18で示される。入力ユニット14はさらに関心領域の少なくとも一部の画像データを提供するように構成される。画像データの提供は第2の矢印20で示される。画像データにおいて、装置は少なくとも部分的に関心領域内に配置される。

## 【0022】

例えば、3Dデータ18及び画像データ20は各点線矢印22及び24で示す通り外部ソースから入力ユニット14へ提供され得る。例えば、3Dデータ18はさらに図示されない記憶ユニットから提供され、画像データ20は一実施例として図3を参照して説明される通り、画像収集装置から提供され得る。

## 【0023】

処理ユニット12は画像データ20から装置の3Dモデル28を生成する生成ユニット26を有する。処理ユニット12は3Dデータ18内に3Dモデル28を埋め込む埋め込みユニット30をさらに有する。従って、埋め込み3Dモデルを伴うモデル更新3D画像32のためのデータが得られる。出力ユニット16は点線矢印34で示す通り、例えばさらなる外部構成部品へモデル更新3D画像32を提供するように構成される。

## 【0024】

図2に示すさらなる実施形態例によれば、画像データ20は少なくとも一つの2D画像を有する。生成ユニット26は3Dデータから関心領域の3D表現36を生成するように構成される。埋め込みユニット30は3D表現36内に3Dモデル28を埋め込むように構成される。同様の特徴は図1と比較して図2に同じ参照番号で示されることが留意されなければならない。

## 【0025】

図3は画像収集装置52、上記実施形態例にかかる画像処理装置10、及び表示ユニット54を有するガイダンスサポートを提供するための医用イメージングシステム50の一実施例を示す。画像収集装置52は画像データ、例えば図1及び2の画像データ20を収集し、データを処理ユニット、例えば処理ユニット12へ提供するように構成される。画像処理装置10の出力ユニット（不図示）は表示ユニット54へモデル更新3D画像を提供するように構成される。表示ユニット54はモデル更新3D画像を表示するように構成される。

## 【0026】

図3はX線イメージング装置56を画像収集装置52として示す。X線イメージング装置56はX線源58とX線検出器60を有する。X線イメージング装置56は例えば画像データ20として2D X線画像を提供するように構成される。X線イメージング装置56はCアーム構造62の対向端にX線源58とX線検出器60を持つCアーム構造として示される。Cアーム構造62は支持構造64を介して取り付けられ、これはCアームの回転運動だけでなく、支持体64におけるCアーム構造62のスライド運動も可能にする。支持体64はさらに、例えば手術室の天井に取り付けられる例えば吊り下げ基部で、支持基部によって支持される。Cアームは異なる方向から例えば患者66などの対象についての画像情報を収集するために異なる収集方向が可能であるように取り付けられる。さらに、テーブル68の形の支持体が患者を例えば水平に支持するために設けられる。従って、テーブル68は検査手順中に手術台若しくはテーブルとして機能し得る。

## 【0027】

表示ユニット54は複数の表示エリアとともに示され、これらは異なるモニタとして、又はより大きなモニタの異なるサブエリアでも配置されることができる。異なるサブエリアが表示エリア70を形成する。表示ユニット54は例えばディスプレイ支持構造72を介して天井から吊り下げられ得る。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 8 】

X線イメージング装置56はほんの一例としてCアーム装置の形で示されることが留意されなければならない。勿論、ガントリを持つCTなど、例えば他の可動装置、又はマンモグラフィイメージング装置など、例えば患者が水平に配置されるだけでなく患者が直立位になるような静止イメージング装置など、他のイメージングモダリティが提供され得る。

## 【 0 0 2 9 】

図示されないが、さらなる実施例によれば、画像収集装置は画像データ20のためにX線画像の代わりに超音波画像を提供する超音波画像収集装置として提供される。

## 【 0 0 3 0 】

図3の医用イメージングシステム50は以下の図面を参照してその機能についても説明され、そこで方法の実施形態例が以下の図面を参照して医用イメージングシステム及び/又は画像処理装置10によって実行される。図3に示す通り、医用イメージングシステム50は例えばモデル更新3D画像32を示す表示画像74の形で現在の状況についての改良された情報を表示するように構成される。

## 【 0 0 3 1 】

以下に記載の医用イメージングシステム50及び方法は例えば血管内動脈瘤修復などの血管内外科手術中に使用されることができ、これは図12以下を参照して以下でさらに説明される。

## 【 0 0 3 2 】

画像データ、例えばライブ2D画像データが装置を少なくとも部分的に関心領域内に配置していると定義するとき、装置は例えばステント、カテーテル、若しくはガイドワイヤ、又は任意の他のインターベンションツール若しくは体内プロテーゼであり得る。関心領域内に装置を完全に配置する必要はなく、最低限その一部のみでよい。この部分はそこから三次元のモデルを生成することができるようにするために十分なものでなければならない。

## 【 0 0 3 3 】

例えば、装置のモデルは静的であり得る。別の実施例によれば、これは動的モデルである。勿論、例えばモデルの一部が動的部分として(運動する)ガイドワイヤに関連し、別の部分が静的部分としてインプラント若しくはプロテーゼに関連する場合、モデルの一部を静的に、及びモデルの一部を動的にすることも可能である。しかしながら、動きは主に対象に関連する運動に関連するが、勿論例えば呼吸若しくは心拍関連運動によって生じる身体若しくは身体部位の運動もまた考慮され得ることが留意されなければならない。

## 【 0 0 3 4 】

図4は以下のステップを有するガイダンスサポートのための方法100を示す。対象の関心領域の3Dデータ112が提供される、第1の提供ステップ110が提供される。第2の提供ステップ114において、関心領域の少なくとも一部の画像データ116が提供され、装置は少なくとも部分的に関心領域内に位置する。生成ステップ118において、装置の3Dモデル120が画像データから生成される。第3の提供ステップ122において、モデル更新3D画像124のためのデータが3Dデータ112内に3Dモデルを埋め込むこと126によって提供される。

## 【 0 0 3 5 】

第1の提供ステップ110はステップa)、第2の提供ステップ114はステップb)、生成ステップ118はステップc)、及び第3の提供ステップ122はステップd)とも称される。

## 【 0 0 3 6 】

図5に示す一実施形態例によれば、ステップa)における3Dデータ112は第1の基準座標系128を有し、ステップb)における画像データ116は第2の基準座標系130を有する。ステップd)における埋め込み126のために、第1の基準座標系128と第2の基準座標系130の間の変換132が決定サブステップ134において決定される

10

20

30

40

50

。そして変換 1 3 2 は 3 D モデル 1 2 0 へ適用される。この適用は例えば第 1 の適用矢印 1 3 6 a で示す通りステップ c ) において直接幾何学的変換 1 3 2 を適用することによって、又は第 2 の適用矢印 1 3 6 b で示す通りステップ d ) において埋め込み 1 2 6 へ変換を適用することによって、達成され得る。これは基準座標系 1 2 8 においてあらわされるモデル更新 3 D 画像をもたらす。勿論幾何学的変換 ( 若しくはその逆 ) は代わりに 3 D データ 1 1 2 に適用され、基準座標系 1 3 0 においてあらわされるモデル更新 3 D 画像をもたらすことができる。実際、基準座標系 1 3 0 及び 1 2 8 が幾何学的変換 1 3 2 の後正しく位置合わせされるならば、どちらの基準座標系において結果 1 2 4 があらわされるかは問題ではない。そのことについては、幾何学的変換 1 3 2 は基準座標系 1 2 8 へ適用されるものと基準座標系 1 3 0 へ適用されるものの二つの変換にわけられ、この双対変換後に二つの基準座標系 1 2 8 及び 1 3 0 が空間的に一致するような変換対を提供してもよい。

10

【 0 0 3 7 】

例えば、3 D データ 1 1 2 は画像データ 1 1 6 とレジストレーションされる。

【 0 0 3 8 】

さらなる実施例によれば、ステップ a ) における 3 D データ 1 1 2 は第 1 の画像データとも称され、ステップ b ) における画像データ 1 1 6 は第 2 の画像データとも称される。

【 0 0 3 9 】

例えば、画像データ 1 1 6 は少なくとも一つの 2 D 画像を有する。

【 0 0 4 0 】

図 6 に示すさらなる実施例によれば、ステップ c ) におけるモデリングのために、すなわち 3 D モデル 1 2 0 の生成 1 1 8 のために、モデリングを容易にする形状仮定 1 3 8 が提供サブステップ 1 4 0 において提供される。例えば、特定の検査若しくはインターベンション手順との相関関係において、対象、すなわち患者は、関心領域の各位置から依存する特定成形を持つ血管樹など、特定の解剖学的構造に対する特定形状を示すことが予測され得る。

20

【 0 0 4 1 】

図示されないさらなる実施例によれば、画像データ 2 0、若しくはいわば第 2 の画像データは、ライブ 2 D 画像のセットを有する。続いて、ステップ c ) はライブ 2 D 画像のセットから 3 D モデルを構築若しくは生成することを有する。

【 0 0 4 2 】

モデル更新 3 D 画像 1 2 4 は操作ガイダンス画像として使用され得る。

30

【 0 0 4 3 】

また図 5 を参照して、第 1 及び第 2 の画像データのレジストレーションステップ、すなわち 3 D データ 1 1 2 に関連する画像データ 1 1 6 の空間的位置の決定が、3 D モデル 1 2 0 の生成 1 1 8 の前若しくは後に実行され得ることが留意される。しかしながら、これはステップ d ) における埋め込み 1 2 6 の前に実行される。

【 0 0 4 4 】

3 D データ若しくは第 1 の画像データはインターベンション前画像データを有し得る。画像データ 1 1 6 若しくは第 2 の画像データはライブ画像又は術中、若しくはインターベンション中画像を有し得る。

40

【 0 0 4 5 】

従って、インターベンション前に取得若しくは生成される 3 D データと組み合わせて、状況についての現在の、すなわち実際の情報を示すことが可能である。従って、3 D データは増大された可視性及び改良された知覚性を示すことができ、一方画像データ 1 1 6 は現在の、すなわちライブ情報を提供する。

【 0 0 4 6 】

上述の通り、3 D データは X 線 C T 画像データ若しくは M R I 画像データを有し得る。

【 0 0 4 7 】

画像データ 1 1 6 は、こうした画像収集が例えば他のインターベンション手順を最低限にしか妨げない若しくは影響を及ぼさない C アーム構造で可能であるため、2 D X 線画

50



像データとして提供され得る。

【 0 0 4 8 】

例えば、画像データ 1 1 6 は少なくとも一つの蛍光透視 X 線画像として提供される。好適には、ステップ c ) における装置のモデリングを容易にするために少なくとも二つの蛍光透視 X 線画像が異なる方向から収集される。

【 0 0 4 9 】

図示されない一実施例によれば、ステップ d ) に続いて、3 D データ内の再構成された装置の 3 D ビューがユーザへ表示されるステップ e ) が提供される。

【 0 0 5 0 】

例えば、図 7 に示す通り、3 D データ 1 1 2 から関心領域の 3 D 表現 1 4 2 が生成ステップ 1 4 4 において生成される。ステップ d ) において、改良されたモデル更新 3 D 画像 1 2 4 を提供するために 3 D モデル 1 2 0 が 3 D 表現内に埋め込まれる 1 2 6。例えば、対象が患者である場合、3 D データ 1 1 2 は血管情報を有し、データは 3 D 表現 1 4 2 のための対象の管状構造を再構成するためにセグメント化される。別の実施例として、解剖学的コンテキストが 3 D 表現 1 4 4 のための 3 D データから抽出され得る。例えば、管状構造の再構成は大動脈及び腸骨動脈 3 D セグメンテーションを有する。

10

【 0 0 5 1 】

図 1 2 以下も参照して説明される通り、装置はステントなどの展開可能な装置であり得る。画像データ 1 1 6、すなわち第 2 の画像データにおいて、装置は展開された状態である。装置はその最終状態及び最終位置でも示され得る。

20

【 0 0 5 2 】

例えば、装置は展開された状態の人工心臓弁である。

【 0 0 5 3 】

図 8 に示すさらなる実施形態例によれば、ステップ d ) のために、3 D モデル 1 2 0 と 3 D データ 1 1 2 の間の予測される空間関係 1 4 6 が事前決定ステップ 1 4 8 において予め決定される。埋め込み 1 2 6 のために、調節矢印 1 5 0 で示す通り 3 D モデル 1 2 0 がそれに従って調節される。

【 0 0 5 4 】

例えば、予測される関係は例えば血管樹内部にステントを留置するときの血管構造内の位置を有し得る。この場合、ステント自体が血管構造内部に置かれるはずであると仮定され得る。従って、埋め込みが、ステントが血管構造内部に部分的に、又は血管構造の隣若しくは外側に置かれるだけであるようなステントのモデルの位置をもたらし得る場合、これは実際の位置を反映しておらず、むしろ不正確な空間配置、例えば不正確なレジストレーションステップに基づくものであることが仮定されるはずである。この場合、予測される関係はそれに従って位置調整を適応若しくは修正するために使用され得る。

30

【 0 0 5 5 】

図面において、調節矢印 1 5 0 は埋め込みボックス 1 2 6 へ入ることが留意されなければならない。しかしながら、さらなる実施例によれば、調節矢印 1 5 0 はさらに図示されないがステップ c ) のモデル生成ボックス 1 1 8 へ入るものとしても提供され得る。事前決定 1 4 8 は図 5 を参照して説明される変換と組み合わせて提供されることもできることがさらに留意される。勿論、これはオプションのつもりに過ぎず、このため各矢印は図 8 に点線で示される。

40

【 0 0 5 6 】

図 9 に示すさらなる実施例によれば、ステップ d ) に続いて、表示ステップ 1 5 4 においてモデル更新 3 D 画像 1 2 4 が表示情報 1 5 2 として表示されるステップ e ) が提供され、モデル更新 3 D 画像は関心領域の 3 D 表現 1 4 2 内に表示される。

【 0 0 5 7 】

図 1 0 に示すさらなる実施形態例によれば、装置及び / 又は対象の所定の特徴 1 5 6 が検出ステップ 1 5 8 においてモデル更新 3 D 画像 1 2 4 において検出される。

【 0 0 5 8 】

50

例えば、所定の特徴 1 5 6 はモデル更新 3 D 画像 1 2 4 において強調され、これは強調矢印 1 6 0 で示される。

【 0 0 5 9 】

強調 1 6 0 の代わりに若しくは加えて提供され得る、図 1 0 にも示されるさらなる実施例によれば、対象に関連する所定の特徴の測定データ 1 6 2 が決定ステップ 1 6 4 において決定される。例えば、測定データ 1 6 2 はインターベンションの操作若しくはガイドの方策を定義する及び / 又は適応させるために提供される。測定データ 1 6 2 の提供は提供矢印 1 6 6 で示され、定義若しくは適応はほんの一例としてボックス 1 6 2 で示される。

【 0 0 6 0 】

例えば、装置はステントグラフトの第 1 のステント本体の第 1 の部分であり、第 1 の部分のゲートが検出され、ゲートの位置データは二つの部分が十分に重なるようにステントグラフトの第 2 の部分を位置付けるために使用され、これは図 1 2 以下を参照して説明される。"ゲート"という語はそれを通してワイヤ配線が実現されるべき体内プロテーゼの開口部を示す。ワイヤはこの開口部を通されなければならず、これは蛍光透視画像などのインターベンション投影画像における奥行き知覚の欠如のために複雑な操作を構成する。これは図 1 2 乃至 1 5 の記載においてさらに説明される。

【 0 0 6 1 】

図 1 1 はガイダンスサポートのための画像処理装置 2 1 0 を操作するための方法 2 0 0 を示す。以下のステップが提供される：第 1 の提供ステップ 2 1 2 において、対象の関心領域の 3 D データ 2 1 4 が入力ユニット 2 1 6 から処理ユニット 2 1 8 へ提供される。第 2 の提供ステップ 2 2 0 において、関心領域の少なくとも一部の画像データ 2 2 2 が入力ユニット 2 1 6 から処理ユニット 2 1 8 へ提供され、装置は少なくとも部分的に関心領域内に配置される。次に、生成ステップ 2 2 4 において、装置の 3 D モデル 2 2 6 が処理ユニット 2 1 8 によって画像データ 2 2 2 から生成される。埋め込みステップ 2 2 8 において、出力ユニット 2 3 2 を介してモデル更新 3 D 画像 2 3 0 を提供するために処理ユニット 2 1 8 によって 3 D データ 2 1 4 内に 3 D モデル 2 2 6 が埋め込まれる。

【 0 0 6 2 】

3 D データ 2 1 4 は、参照番号 2 3 4 で点線の第 1 の提供矢印で示す通り、記憶媒体などの外部データソースから提供され得る。画像データ 2 2 2 は第 2 の点線提供矢印 2 3 6 で示す通り例えば画像収集装置から提供され得る。モデル更新 3 D 画像 2 3 0 は点線出力矢印 2 3 8 で示す通り例えば表示装置へ提供され得る。

【 0 0 6 3 】

上述の手順の応用のための実施例が図 1 2 乃至 1 5 を参照して以下に記載される。

【 0 0 6 4 】

血管内外科手術において、いわゆる血管内動脈瘤修復 ( E V A R ) は重要なインターベンション手術である。図 1 2 は動脈瘤 3 1 0 を持つ血管構造 3 0 0 を示す。また図 1 2 に示す通り、ステントグラフト 3 1 2 が示され、これは例えば大腿動脈における小切開を通して大動脈に挿入されている。そしてこれは参照番号 3 1 4 で示される例えば腎動脈直下の腹部大動脈瘤において展開され、参照番号 3 1 6 で示される大動脈分岐をカバーする。従ってステントグラフト 3 1 2 は二つの部分から成る。図 1 2 に示す通り、大動脈及び一つの腸骨動脈をカバーする本体 3 1 3 が最初に位置付けられる。これはゲート 3 1 8、すなわち入口開口を持ち、そしてこの中に図 1 4 に示す第 2 の部分 3 2 4 が挿入される。この目的で、インターベンショナリストは既知の手順に従って蛍光透視ガイダンス下でゲートの中にガイドワイヤ 3 2 0 ( 図 1 3 参照 ) を通さなければならない。

【 0 0 6 5 】

ステント本体 3 1 3 のゲート 3 1 8 へのガイドワイヤ 3 2 0 の挿入を容易にするために、図 1 2 及び 1 3 に示す通り展開されたプロテーゼが上記の通り一つ若しくは複数の蛍光透視画像から 3 D でモデル化される。そしてモデリング結果は例えば術前 C T スキャン内に埋め込まれる。このようにして、展開された装置がその解剖学的コンテキスト内で 3 D で見られることができ、特に、ゲート 3 1 8 及び参照番号 3 2 2 で示される大動脈壁の相

10

20

30

40

50

対位置が適切に表示されることができ、これはワイヤ 3 2 0 の適切な操作を示す。

【 0 0 6 6 】

一実施例によれば、この目的で、ゲートのみがモデル化され術前 C T データに埋め込まれる必要がある。ゲートは楕円形状の針金様構造として蛍光透視画像にあらわれる。従ってこれは自動的に検出されることができ（例えば楕円などのパラメトリック形状の発見のために勾配に基づくハフ変換を頼りにする）、個別角形成に対応する二つの画像においてセグメント化されることができる。これら二つのセグメンテーション結果（二つの楕円 2 D 線）から、3 D 楕円線が計算されることができ、その二つの発生元画像面への投影はこれらの画像において観察されるゲートに対応する。

【 0 0 6 7 】

C T データは主に血管境界があらわされる（例えば表面若しくはメッシュとして）ように処理され得る。そして埋め込みは血管境界とともに装置（ここではゲート）をモデリングする 3 D 楕円線をあらわすことにある。

【 0 0 6 8 】

勿論このジョイント表現はモデル及び術前データの両方に対する共通基準座標系において得られるべきである。これはこれら二つのデータソースの基準座標系が自然に互いに対応しない場合、術前データとモデルの共レジストレーションを要し得る。特にこれは C T 及び X 線由来データを組み合わせるときに当てはまる。これは 3 D データが C アーム C T 技術（回転 X 線）で作られるときは当てはまらない。この場合 2 D X 線投影から計算される 3 D データとモデルは同じシステムに由来し、同じ基準座標系において自然に表現されることができ、共レジストレーションを不要にする。

【 0 0 6 9 】

ゲートに加えて、ガイドワイヤ自体（若しくは単にその遠位端）も 3 D 線としてモデル化され得る。そして三つ揃いの血管壁、プロテーゼ入口点、この入口点を通され、血管壁に支持される可能性があるインターベンション装置を、単一表現内で可視化することができる。

【 0 0 7 0 】

従って、X 線蛍光透視下での追加画像収集ステップは、ゲートの位置に対するワイヤ先端及びその相対深度が蛍光透視画像の投影ビューにおいて適切に推定されることができない場合、必要ない。むしろ、プロテーゼゲートを通すことはインターベンションの最も細心の注意を要するフェーズの一つであるため、外科医にとって非常に重要なこの情報は、本発明に従って生成され埋め込まれるモデル更新 3 D 画像によって各情報とともに提供される。言い換えれば、図 1 3 に示すガイドワイヤ 3 2 0 の挿入は、図 1 4 に見られる通り、ステントの第 2 の部分 3 2 4、すなわちまたの名は対側ステントがステント本体 3 1 3 と十分な重なりを持つように挿入され展開されることができるよう、上記発明で容易にされる。

【 0 0 7 1 】

本発明によれば、第 3 の部分として、ステント本体 3 1 3 と十分な重なりを持つ展開状態で図 1 5 に示される、個別の短い延長部 3 2 6 の操作を容易にすることも可能である。第 2 の部分 3 2 4 は長い対側延長部とも称される。

【 0 0 7 2 】

本発明の一実施形態例によれば、モデル更新 3 D 表現はモデル化された対象がライブ 2 D 投影と一致する限りでのみ有効であることが留意されなければならない。ゲートはかなり静的であり、これは長期間当てはまり続ける。そしてゲート更新 3 D データは一度だけ計算されることができ、ゲート通過インターベンションステップのために使用されることができる。しかしガイドワイヤは必然的に操作され、静的なままではない。これは対応するライブ画像が利用可能であるときのみジョイントゲートプラスワイヤモデリングが有効であることを示唆する。特にこれはゲートプラスワイヤモデリングと 3 D 更新の持続的生成のために使用され得る投影対を絶えず生成し得る二方向（b i p l a n e）システムで当てはまる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 3 】

図 1 6 は背景が図 1 2 乃至 1 5 に示される、上記血管内動脈瘤修復に関連して、本発明にかかる方法 4 0 0 のさらなる実施形態例を示す。第 1 の入力 4 1 0 として、ステントが展開される関心領域のインターベンション前 C T スキャン 4 1 2 が提供される。例えば、大動脈が造影される。さらに、2 D / 3 D レジストレーション法に応じて、スキャン領域は脊椎若しくは骨盤などの他の領域も含まなければならない可能性がある。MRI など、これらの必要条件を満たす 3 D リッジングモダリティも使用され得る。

## 【 0 0 7 4 】

第 2 の入力 4 1 4 として、例えばステントグラフトの第 1 の部分の展開後の少ない数のビューからとられる蛍光透視画像など、X 線システムからライブ画像 4 1 6 が提供される。これらは現在の状況を評価するために使用される通常ビューである。インターベンション前 C T スキャン 4 1 2 から、大動脈と腸骨動脈を 3 D においてセグメント化するセグメンテーション 4 1 8 が提供される。これは 3 D データ 1 1 2 ボリュームにおいて管状構造を抽出する自動若しくは半自動アルゴリズム解法によって実現され得る。さらに、腹部大動脈瘤のセグメンテーションも適用され得る。インターベンション前 C T スキャン 4 1 2 及びライブ画像 4 1 6 はさらに 2 D / 3 D レジストレーションステップ 4 2 0 においてレジストレーションされる。それとともに、X 線システム基準座標系におけるインターベンション前 C T スキャン若しくは 3 D 大動脈セグメンテーションの位置が見つけれられる。一つ若しくは複数の X 線投影からその特定位置を取り出すために 2 D / 3 D レジストレーションアルゴリズムが使用される。例えば、脊椎及び骨盤が C T スキャン全体をレジストレーションするために使用され得る。大動脈からの血管造影図も 3 D セグメント化大動脈をレジストレーションするために使用され得る。

## 【 0 0 7 5 】

本発明によれば、モデリングステップ 4 2 2 において、ステントグラフト本体が 3 D においてモデル化される。ステントグラフトの形状は、主にゲートレベルにおいて、単純でかなり規則的であり、すなわち分岐を持つ管状構造であることが留意される。蛍光透視画像の少ないセットからモデル化され得るように、その形状についての仮定を使用することが可能である。結果は X 線システム基準座標系において得られる 3 D モデル 4 2 4 である。そして 3 D セグメンテーション及び 3 D モデルは調節ステップ 4 2 6 へ提供され、ここでステントモデルが大動脈の 3 D 再構成内で調節される。2 D / 3 D レジストレーションアルゴリズムに応じて、モデルステントは大動脈の 3 D セグメンテーション内に適切に位置付けられることができない。従って、例えば大動脈の 3 D セグメンテーション内にステントを位置付ける残りの変換が計算される。結果として、3 D 再構成内の調節されたモデルが提供され、参照番号 4 2 8 でもあらわされる。

## 【 0 0 7 6 】

さらに、3 D セグメンテーションが埋め込みステップ 4 3 0 において使用され、ここでステントグラフトの 3 D ビューが大動脈の 3 D セグメンテーション内に埋め込まれる。そしてインターベンショナリストはこの特定ビューを使用して大動脈内のゲートの位置を評価し、ガイドワイヤを挿入するためにその方策を適応させることができる。

## 【 0 0 7 7 】

また図 1 6 を参照するさらなる実施例によれば、インターベンションワイヤ先端は 3 D モデルの一部でもあることができ、一旦 3 D データに埋め込まれると、ステント（特にゲート）、ツール（特にワイヤ先端）、及び解剖学構造（特に血管境界）の相対位置が明らかになり、インターベンションツールが操作されていない限り有効なままである。しかし全プロセス（モデリング + 調節）は特に二方向システムに由来する入力ライブデータ 4 1 6 に対して繰り返され得るので、更新された 3 D ビューは絶えずリフレッシュされ、関係のあるままであることができる。

## 【 0 0 7 8 】

さらなる実施例によれば、図 1 6 に示す方法はセグメンテーションステップ 4 1 8 なしで、及び調節ステップ 4 2 6 なしで提供されることが留意される。代わりに、2 D / 3 D

レジストレーション 420 は、同様に代わりに埋め込みステップ 430 へ直接提供される 3D モデリング 422 の場合とも同様に、埋め込みステップ 430 へ直接提供される。

【0079】

図示されないが、本発明のさらなる実施形態例によれば、ライブデータから術前 CT への装置のモデリングは経カテーテル弁移植など、他のインターベンションにおいても適用される。

【0080】

本発明の別の実施形態例において、適切なシステム上で、先の実施形態の一つにかかる方法の方法ステップを実行するように構成されることを特徴とするコンピュータプログラム若しくはコンピュータプログラム要素が提供される。

10

【0081】

従ってコンピュータプログラム要素は本発明の一実施形態の一部でもあり得るコンピュータユニット上に記憶され得る。このコンピュータユニットは上記方法のステップを実行するか若しくはその実行を誘導するように構成され得る。さらに、上記装置の構成部品を操作するように構成され得る。コンピュータユニットは自動的に操作する及び/又はユーザの命令を実行するように構成され得る。コンピュータプログラムはデータプロセッサのワーキングメモリへロードされ得る。従ってデータプロセッサは本発明の方法を実行するように装備され得る。

【0082】

本発明のこの実施形態例ははじめから本発明を使用するコンピュータプログラムと、更新を利用して既存プログラムを本発明を使用するプログラムへ変えるコンピュータプログラムの両方をカバーする。

20

【0083】

さらに、コンピュータプログラム要素は上記方法の実施形態例の手順を達成するために必要な全ステップを提供することができてよい。

【0084】

本発明のさらなる実施形態例によれば、CD ROM などのコンピュータ可読媒体が提示され、コンピュータ可読媒体は前セクションによって記載されるコンピュータプログラム要素をその上に記憶している。

【0085】

30

コンピュータプログラムは他のハードウェアと一緒に若しくはその一部として供給される光学記憶媒体若しくは固体媒体などの適切な媒体上に記憶及び/又は分配され得るが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムなどを介して他の形式でも分配され得る。

【0086】

しかしながら、コンピュータプログラムはワールドワイドウェブのようなネットワーク上で提示されてよく、かかるネットワークからデータプロセッサのワーキングメモリへダウンロードされ得る。本発明のさらなる実施形態例によれば、コンピュータプログラム要素をダウンロードのために利用できるようにするための媒体が提供され、このコンピュータプログラム要素は本発明の前記実施形態の一つにかかる方法を実行するように構成される。

40

【0087】

本発明の実施形態は異なる主題を参照して記載されることが留意されるべきである。特に、一部の実施形態は方法タイプクレームに関して記載され、一方他の実施形態は装置タイプクレームに関して記載される。しかしながら、当業者は上記及び下記から、他に明記しない限り、一つのタイプの主題に属する特徴の任意の組み合わせに加えて、異なる主題に関連する特徴間の任意の組み合わせもまた本出願とともに開示されるものとみなされることを推測する。しかしながら、全特徴は組み合わせられて、特徴の単なる総和にとどまらない相乗効果をもたらし得る。

【0088】

50

本発明は図面及び上記において詳細に図示され記載されているが、かかる図示と記載は例示若しくは説明であって限定ではないとみなされるものとする。本発明は開示の実施形態に限定されない。開示の実施形態への他の変更は図面、開示及び従属クレームの考察から、請求される発明を实践する上で当業者によって理解されもたらされることができる。

【 0 0 8 9 】

クレーム中、"有する"という語は他の要素若しくはステップを除外せず、不定冠詞 "a" 若しくは "an" は複数を除外しない。単一のプロセッサ若しくは他のユニットはクレームに列挙される複数の項目の機能を満たし得る。特定の手段が相互に異なる従属クレームに列挙されるという単なる事実は、これら手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示すものではない。クレーム中の任意の参照符号は範囲を限定するものと解釈されてはならない。

10

【 図 1 】

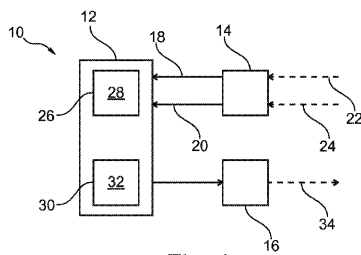


Fig. 1

【 図 2 】

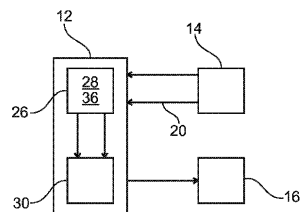


Fig. 2

【 図 3 】

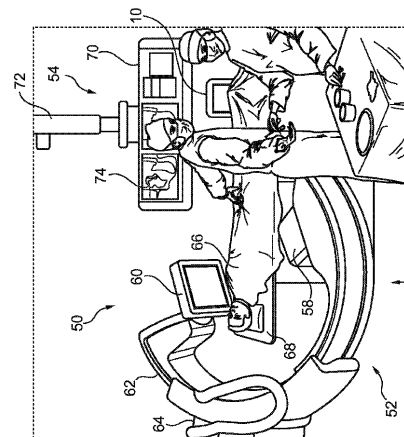


Fig. 3

【 図 4 】

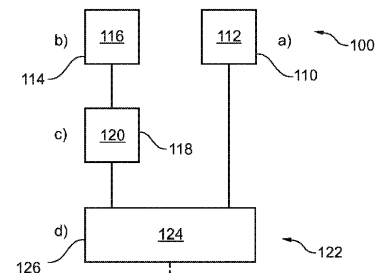
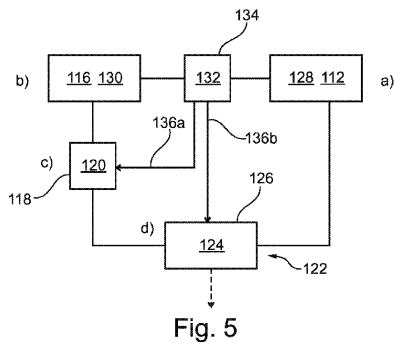
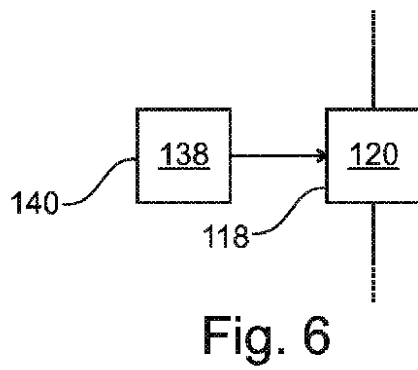


Fig. 4

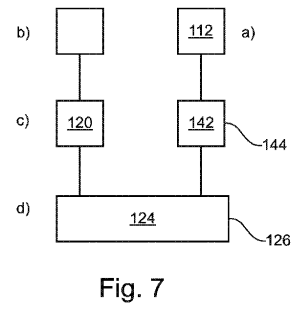
【図 5】



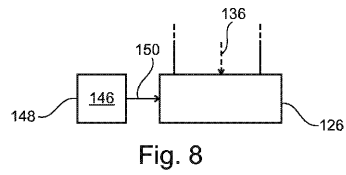
【図 6】



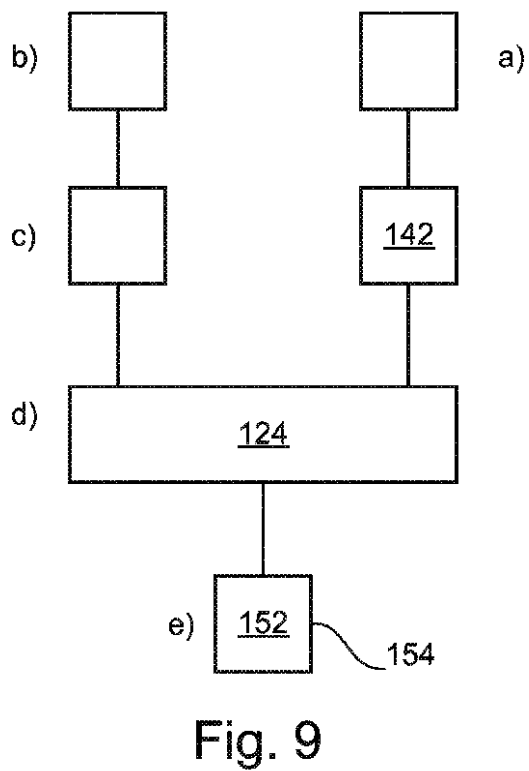
【図 7】



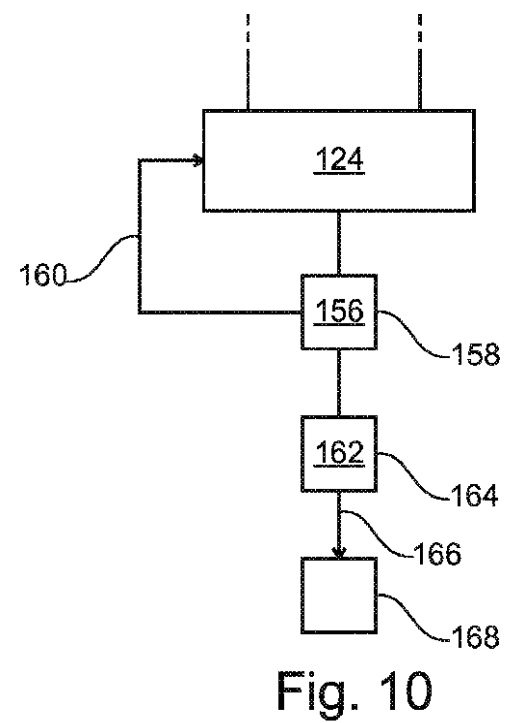
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【図 1 1】

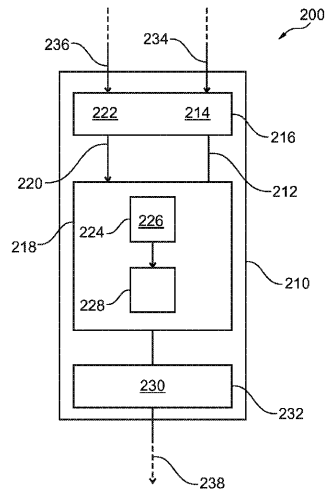


Fig. 11

【図 1 2】

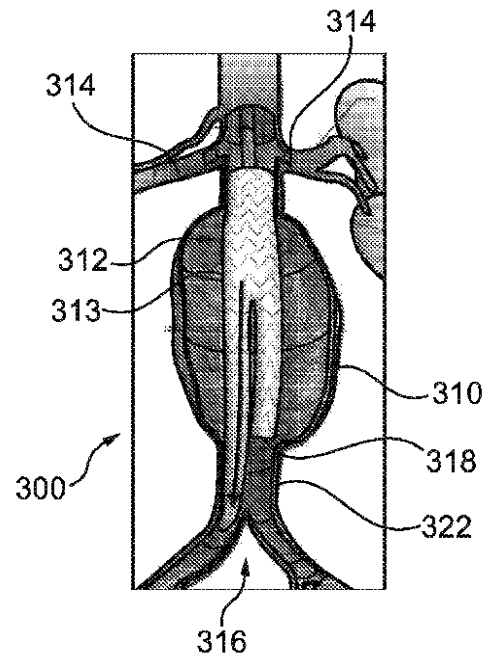


Fig. 12

【図 1 3】

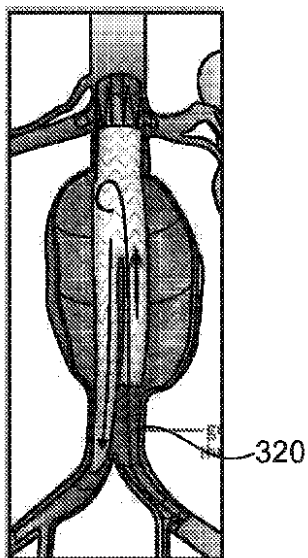


Fig. 13

【図 1 4】

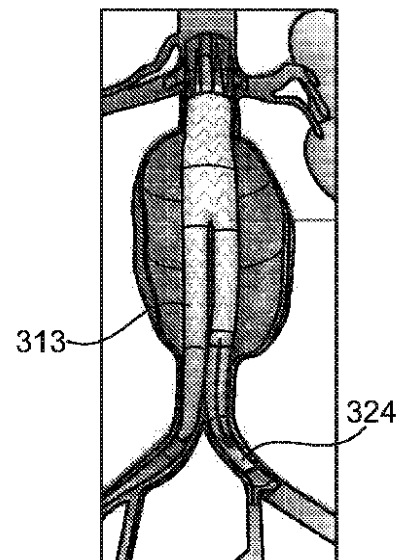


Fig. 14



【図 15】

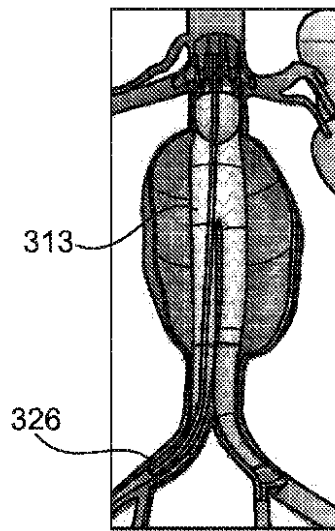


Fig. 15

【図 16】

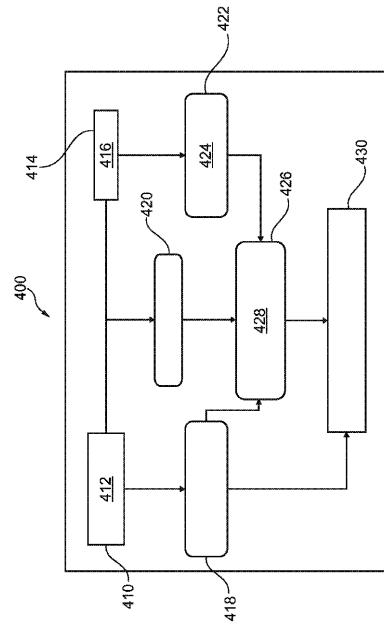


Fig.16

## フロントページの続き

- (72)発明者 ネンボン オリヴィエ ピエール  
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  
4 4
- (72)発明者 フロラン ラウール  
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  
4 4
- (72)発明者 カティエ パスカル イヴ フランソワ  
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  
4 4

審査官 亀澤 智博

- (56)参考文献 特開2003-245360(JP,A)  
米国特許第06351513(US,B1)  
特開2001-079097(JP,A)  
特開平08-280657(JP,A)  
特表2005-510280(JP,A)  
国際公開第2005/011499(WO,A1)  
特表2006-506117(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4  
G 0 6 T 1 / 0 0