

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7309350号
(P7309350)

(45)発行日 令和5年7月18日(2023.7.18)

(24)登録日 令和5年7月7日(2023.7.7)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 18/12
A 6 1 B 34/20 (2016.01) A 6 1 B 34/20

請求項の数 8 (全23頁)

(21)出願番号	特願2018-226287(P2018-226287)	(73)特許権者	390030731 朝日インテック株式会社 愛知県瀬戸市暁町3番地100
(22)出願日	平成30年12月3日(2018.12.3)	(74)代理人	100160691 弁理士 田邊 淳也
(65)公開番号	特開2020-89411(P2020-89411A)	(74)代理人	100167232 弁理士 川上 みな
(43)公開日	令和2年6月11日(2020.6.11)	(74)代理人	100157277 弁理士 板倉 幸恵
審査請求日	令和3年9月14日(2021.9.14)	(72)発明者	大島 史義 愛知県名古屋市守山区脇田町1703番 地 朝日インテック株式会社内
		審査官	槻木澤 昌司

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 治療システム、および、画像生成方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

治療システムであって、
治療対象の生体が発生する生体磁界を検出する磁気センサと、
前記生体に挿入されるカテーテルと、
前記磁気センサから出力される生体磁界情報と、前記生体に挿入された前記カテーテルの位置情報とを用いて、前記生体磁界の強さを表した画像と、前記カテーテルの位置を表す画像とを含む合成画像を生成する画像情報処理部と、
前記合成画像を表示する表示部と、を備え、
前記カテーテルの位置情報は、前記磁気センサが、前記カテーテルの先端部が発生する磁界を検出して出力する磁界情報に基づいて検出したものであり、
前記カテーテルは、先端部にマーカを備えており、
前記マーカは、位置検出用電流が供給されて磁界を発生し、
前記磁気センサは、さらに、前記マーカが発生する磁界を検出可能であり、
前記画像情報処理部は、前記磁気センサから出力され、前記マーカの位置情報を含む磁界情報と、前記生体磁界情報と、を用いて前記合成画像を生成し、
前記生体磁界の強さを表した画像は、前記生体の特定部位を横切る任意の仮想面における前記生体磁界の強さを、前記仮想面の各位置における前記生体磁界の強さによって表した画像であり、
前記合成画像は、前記生体磁界の強さを表した画像に、前記カテーテルの先端部の位置

10

20

を表すアイコンを重ねて生成された画像である

治療システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の治療システムであって、

前記画像情報処理部は、前記生体磁界の強さを表した画像であって、前記生体の特定の臓器が発生する生体磁界の分布である生体磁界分布を表す画像と、前記カテーテルの先端部の前記生体磁界分布に対する相対的な位置を前記アイコンによって示す画像とを含む合成画像を生成する、

治療システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の治療システムであって、

前記画像情報処理部は、前記生体磁界分布を表す画像と、前記カテーテルの先端部の前記生体磁界分布に対する相対的な位置および向きを前記アイコンによって示す画像とを含む合成画像を生成する、

治療システム。

【請求項 4】

請求項 2 または請求項 3 に記載の治療システムであって、

前記表示部は、2 つの前記合成画像を表示し、

前記表示部に表示される前記 2 つの合成画像には、前記特定の臓器の互いに異なる位置における前記生体磁界分布を表す画像と、それぞれの前記生体磁界分布に対する前記カテーテルの先端部の相対的な位置を前記アイコンによって示す画像と、が含まれている、

治療システム。

【請求項 5】

請求項 2 から請求項 4 までのいずれか一項に記載の治療システムは、さらに、

前記表示部に表示される前記合成画像の内容を変更するための操作部を備え、

前記画像情報処理部は、前記操作部が操作されると、前記生体磁界情報を用いて、前記特定の臓器が発生する生体磁界のうち、前記操作部の操作に応じた位置における生体磁界分布を表す画像と、前記カテーテルの先端部の前記生体磁界分布に対する相対的な位置を前記アイコンによって示す画像とを含む新たな合成画像を生成する、

治療システム。

【請求項 6】

治療システムにおいて実行される画像生成方法であって、

前記治療システムが備える制御装置が、

治療対象の生体が発生する生体磁界を検出する工程と、

前記生体に挿入されたカテーテルの先端部が発生する磁界を検出して得られる磁界情報に基づいて、前記カテーテルの位置情報を検出する工程と、

検出された生体磁界に関する生体磁界情報と、検出された前記カテーテルの位置情報とを用いて、前記生体磁界の強さを表した画像と、前記カテーテルの位置を表す画像とを含む合成画像を生成する工程と、を実行し、

前記カテーテルは、先端部にマーカを備えており、

前記マーカは、位置検出用電流が供給されて磁界を発生し、

前記合成画像を生成する工程は、前記マーカが発生する磁界を検出して得られた前記マーカの位置情報を含む磁界情報と、前記生体磁界情報と、を用いて前記合成画像を生成し、

前記生体磁界の強さを表した画像は、前記生体の特定部位を横切る任意の仮想面における前記生体磁界の強さを、前記仮想面の各位置における前記生体磁界の強さによって表した画像であり、

前記合成画像は、前記生体磁界の強さを表した画像に、前記カテーテルの先端部の位置を表すアイコンを重ねて生成された画像である

画像生成方法。

【請求項 7】

10

20

30

40

50

治療システムであって、
 治療対象の生体が発生する生体磁界を検出する磁気センサと、
 前記生体に挿入されるカテーテルと、
 前記磁気センサから出力される生体磁界情報と、前記生体に挿入された前記カテーテルの位置情報とを用いて、前記生体磁界の強さを表した画像と、前記カテーテルの位置を表す画像とを含む合成画像を生成する画像情報処理部と、
 前記合成画像を表示する表示部と、を備え、
 前記カテーテルの位置情報は、前記磁気センサが、前記カテーテルの先端部が発生する磁界を検出して出力する磁界情報に基づいて検出したものであり、
 前記生体磁界の強さを表した画像は、前記生体の特定部位を横切る任意の仮想面における前記生体磁界の強さを、前記仮想面の各位置における前記生体磁界の強さによって表した画像であり、
 前記合成画像は、前記生体磁界の強さを表した画像に、前記カテーテルの先端部の位置を表すアイコンを重ねて生成された画像であり、
前記画像情報処理部は、前記生体磁界の強さを表した画像であって、前記生体の特定の臓器が発生する生体磁界の分布である生体磁界分布を表す画像と、前記カテーテルの先端部の前記生体磁界分布に対する相対的な位置および向きを前記アイコンによって示す画像とを含む合成画像を生成する、

10

治療システム。

【請求項 8】

20

治療システムであって、
 治療対象の生体が発生する生体磁界を検出する磁気センサと、
 前記生体に挿入されるカテーテルと、
 前記磁気センサから出力される生体磁界情報と、前記生体に挿入された前記カテーテルの位置情報とを用いて、前記生体磁界の強さを表した画像と、前記カテーテルの位置を表す画像とを含む合成画像を生成する画像情報処理部と、
 前記合成画像を表示する表示部と、を備え、
 前記カテーテルの位置情報は、前記磁気センサが、前記カテーテルの先端部が発生する磁界を検出して出力する磁界情報に基づいて検出したものであり、
 前記生体磁界の強さを表した画像は、前記生体の特定部位を横切る任意の仮想面における前記生体磁界の強さを、前記仮想面の各位置における前記生体磁界の強さによって表した画像であり、
 前記合成画像は、前記生体磁界の強さを表した画像に、前記カテーテルの先端部の位置を表すアイコンを重ねて生成された画像であり、
前記画像情報処理部は、前記生体磁界の強さを表した画像であって、前記生体の特定の臓器が発生する生体磁界の分布である生体磁界分布を表す画像と、前記カテーテルの先端部の前記生体磁界分布に対する相対的な位置を前記アイコンによって示す画像とを含む合成画像を生成し、

30

前記表示部は、2つの前記合成画像を表示し、

前記表示部に表示される前記2つの合成画像には、前記特定の臓器の互いに異なる位置における前記生体磁界分布を表す画像と、それぞれの前記生体磁界分布に対する前記カテーテルの先端部の相対的な位置を前記アイコンによって示す画像と、が含まれている、

40

治療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、治療システム、および、画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、人体等の生体が発生する生体磁界を検出する磁気センサが知られている。例

50

例えば、特許文献 1、2 には、人体が発生する生体磁界を検出する磁気センサを備えた生体磁気測定装置が開示されている。また、特許文献 3 には、生体磁界を視覚化した心磁図が開示されている。また、特許文献 4 には、心臓の電流密度マップが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】国際公開第 2017/209273 号

国際公開第 2005/117695 号

米国特許第 7742806 号明細書

米国特許第 9433363 号明細書

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

例えば、不整脈治療において、治療対象の人体が発生する生体磁界を確認しながら処置をおこなうための治療システムの利便性の向上が望まれている。しかしながら、上述した先行技術によっても、治療システムの利便性には、なお、改善の余地があった。

【0005】

本発明は、上述した課題を解決するためになされたものであり、治療システムの利便性の向上を図るための技術の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

20

【0006】

本発明は、上述の課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、以下の形態として実現することが可能である。

本発明の一形態は、治療システムであって、治療対象の生体が発生する生体磁界を検出する磁気センサと、前記生体に挿入されるカテーテルと、前記磁気センサから出力される生体磁界情報と、前記生体に挿入された前記カテーテルの位置情報とを用いて、前記生体磁界の強さを表した画像と、前記カテーテルの位置を表す画像とを含む合成画像を生成する画像情報処理部と、前記合成画像を表示する表示部と、を備え、前記カテーテルの位置情報は、前記磁気センサが、前記カテーテルの先端部が発生する磁界を検出して出力する磁界情報に基づいて検出したものであり、前記生体磁界の強さを表した画像は、前記生体の特定部位を横切る任意の仮想面における前記生体磁界の強さを、前記仮想面の各位置における前記生体磁界の強さによって表した画像であり、前記合成画像は、前記生体磁界の強さを表した画像に、前記カテーテルの先端部の位置を表すアイコンを重ねて生成された画像である。

30

また、本発明の他の一形態は、治療システムにおいて実行される画像生成方法であって、前記治療システムが備える制御装置が、治療対象の生体が発生する生体磁界を検出する工程と、前記生体に挿入されたカテーテルの先端部が発生する磁界を検出して得られる磁界情報に基づいて、前記カテーテルの位置情報を検出する工程と、検出された生体磁界に関する生体磁界情報と、検出された前記カテーテルの位置情報とを用いて、前記生体磁界の強さを表した画像と、前記カテーテルの位置を表す画像とを含む合成画像を生成する工程と、を実行し、前記生体磁界の強さを表した画像は、前記生体の特定部位を横切る任意の仮想面における前記生体磁界の強さを、前記仮想面の各位置における前記生体磁界の強さによって表した画像であり、前記合成画像は、前記生体磁界の強さを表した画像に、前記カテーテルの先端部の位置を表すアイコンを重ねて生成された画像である。

40

このような形態であれば、カテーテルの手技者は、生体磁界の強さを表した画像と、カテーテルの位置を表す画像とを含む合成画像を確認しながら治療をおこなうことができるため、治療時における利便性の向上を図ることができる。

その他、本発明は、以下のような形態として実現することも可能である。

【0007】

(1) 本発明の一形態によれば、治療システムが提供される。この治療システムは、治

50

療対象の生体が発生する生体磁界を検出する磁気センサと、前記生体に挿入されるカテーテルと、前記磁気センサから出力される生体磁界情報と、前記生体に挿入された前記カテーテルの位置情報とを用いて、前記生体磁界の強さを表した画像と、前記カテーテルの位置を表す画像とを含む合成画像を生成する画像情報処理部と、前記合成画像を表示する表示部と、を備える。

【0008】

この構成によれば、カテーテルの手技者は、生体磁界の強さを表した画像と、カテーテルの位置を表す画像とを含む合成画像を確認しながら治療をおこなうことができるため、治療時における利便性の向上を図ることができる。

【0009】

(2) 上記形態の治療システムにおいて、前記画像情報処理部は、前記生体の特定の臓器が発生する生体磁界の分布である生体磁界分布を表す画像と、前記カテーテルの先端部の前記生体磁界分布に対する相対的な位置を示す画像とを含む合成画像を生成してもよい。この構成によれば、表示される合成画像によって、カテーテルの手技者は、特定の臓器の生体磁界分布に対するカテーテルの先端部の相対的な位置を容易に確認することができるため、治療時における利便性のさらなる向上を図ることができる。

【0010】

(3) 上記形態の治療システムにおいて、前記画像情報処理部は、前記生体磁界分布を表す画像と、前記カテーテルの先端部の前記生体磁界分布に対する相対的な位置および向きを示す画像を含む合成画像を生成してもよい。この構成によれば、カテーテルの手技者は、特定の臓器の生体磁界分布に対するカテーテルの先端部の相対的な位置および向きを容易に確認することができるため、治療時における利便性のさらなる向上を図ることができる。

【0011】

(4) 上記形態の治療システムにおいて、前記表示部は、2つの前記合成画像を表示し、前記表示部に表示される前記2つの合成画像には、前記特定の臓器の互いに異なる位置における前記生体磁界分布を表す画像と、それぞれの前記生体磁界分布に対する前記カテーテルの先端部の相対的な位置を示す画像と、が含まれていてもよい。この構成によれば、カテーテルの手技者は、特定の臓器の互いに異なる位置における生体磁界分布とカテーテル先端部の相対的な位置を確認することができるため、治療時における利便性のさらなる向上を図ることができる。

【0012】

(5) 上記形態の治療システムは、さらに、前記表示部に表示される前記合成画像の内容を変更するための操作部を備え、前記画像情報処理部は、前記操作部が操作されると、前記生体磁界情報を用いて、前記特定の臓器が発生する生体磁界のうち、前記操作部の操作に応じた位置における生体磁界分布を表す画像と、前記カテーテルの先端部の前記生体磁界分布に対する相対的な位置を示す画像とを含む新たな合成画像を生成してもよい。この構成によれば、カテーテルの手技者は、操作部を操作することによって、特定の臓器の所望の位置における生体磁界分布とカテーテル先端部の相対的な位置を確認することができるため、治療時における利便性のさらなる向上を図ることができる。

【0013】

(6) 上記形態の治療システムにおいて、前記カテーテルは、先端部にマーカを備えており、前記磁気センサは、さらに、前記マーカが発生する磁界を検出可能であり、前記画像情報処理部は、前記磁気センサから出力され、前記マーカの位置情報を含む磁界情報と、前記生体磁界情報と、を用いて前記合成画像を生成してもよい。この構成によれば、マーカの位置情報を含む磁界情報を用いて、生体磁界の強さを表した画像と、カテーテルの位置を表す画像とを含む合成画像を容易に生成することができる。

【0014】

なお、本発明は、種々の態様で実現することが可能であり、例えば、画像生成装置、画像生成方法、検査システム、検査方法、治療システムの製造方法、治療システムに用いら

10

20

30

40

50

れるカテーテルなどの形態で実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】第1実施形態の治療システムの概略構成を例示した説明図である。

【図2】磁気センサレイによる生体磁界の検出方法を例示した説明図である。

【図3】生体磁界分布画像を説明するための図である。

【図4】心臓の複数の仮想面における生体磁界分布画像を例示した説明図である。

【図5】磁気センサレイによる混合磁界の検出方法を例示した説明図である。

【図6】カテーテル位置画像を説明するための図である。

【図7】心臓の複数の仮想面におけるカテーテル位置画像を例示した説明図である。

10

【図8】合成画像の生成方法を説明するための模式図である。

【図9】第2仮想面に対応する合成画像の表示例を示した第1の説明図である。

【図10】第2仮想面に対応する合成画像の表示例を示した第2の説明図である。

【図11】第1、3仮想面に対応する合成画像の表示例を示した説明図である。

【図12】第2実施形態の治療システムの概略構成を例示した説明図である。

【図13】位置検出部によるカテーテルの位置検出方法を例示した説明図である。

【図14】各センサによって検出されたマーカ磁界の強さを例示した説明図である。

【図15】第3実施形態における合成画像の表示例を示した説明図である。

【図16】第4実施形態における合成画像の表示例を示した説明図である。

【図17】第5実施形態における合成画像の表示例を示した説明図である。

20

【図18】第6実施形態における合成画像の表示例を示した説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

<第1実施形態>

図1は、第1実施形態の治療システム1の概略構成を例示した説明図である。治療システム1は、治療対象の生体（ここでは、人体）90の治療に用いられる装置であり、磁気センサレイ10と、カテーテル20と、高周波発生器30と、コンピュータ50と、モニタ60と、操作部70と、を備えている。ここでは、本実施形態の一例として、不整脈治療に用いられる治療システム1について説明する。

【0017】

30

磁気センサレイ10は、治療対象の人体90が発生する生体磁界の強さや向き等を検出する装置であり、複数の磁気センサ11が縦横に複数並んだマトリックス状に配置されている。磁気センサ11は、生体磁界の強さや向きを検出する素子であり、例えば、磁気抵抗効果素子（MR）、磁気インピーダンス素子（MI）、超伝導量子干渉素子（SQUID）を例示することができる。ここでは、磁気センサレイ10は、治療時に人体90が横たわる台80の中央部付近に配設されている。なお、磁気センサレイ10は、治療時に人体90に装着されるように構成されていてもよい。例えば、磁気センサレイ10は、帯状に構成され、人体90に巻き付けられてもよいし、衣服状や帽子状に構成されていてもよい。これらの場合には、人体90の形状に沿って磁気センサ11を配置されることができる。また磁気センサレイ10は人体の前面と背面の1面又は両面と、両側面の1面又は両面、の夫々に板上の磁気センサレイ10を3次的に配置されるのであってもよい。ここでは、人体90の臓器の1つである心臓91（図2）が発生する心磁界の強さや向きを検出する例について説明する。

40

【0018】

カテーテル20は、治療時に人体90に挿入され、心臓91（図2）の内側において先端からプラズマを発生させる、いわゆる焼灼カテーテルである。カテーテル20は、本体部21と、先端チップ22と、コネクタ23と、マーカ24とを備えている。本体部21は、長尺状の外形を備え、電気絶縁の外層の内側に、それぞれ導電性を有する図示しない第1ワイヤ（コアワイヤ）と第2ワイヤが配設されている。先端チップ22は、本体部21の先端に設けられており、第1ワイヤの先端と電氣的に接続されている。コネクタ23

50

は、本体部 2 1 の基端に設けられており、高周波発生器 3 0 に接続されている。コネクタ 2 3 と高周波発生器 3 0 との接続によって、第 1 ワイヤおよび第 2 ワイヤのそれぞれの基端が高周波発生器 3 0 と電氣的に接続される。マーカ 2 4 は、カテーテル 2 0 の先端部の位置を検出するために用いられる導電性部材であり、本体部 2 1 の先端側であって、先端チップ 2 2 の基端側に設けられている。ここでは、マーカ 2 4 は、第 2 コアワイヤの先端と電氣的に接続されている。

【 0 0 1 9 】

高周波発生器 3 0 は、カテーテル 2 0 に高周波電流を供給する装置であり、第 1 ワイヤを介して先端チップ 2 2 に高周波電流を供給し、第 2 ワイヤを介してマーカ 2 4 に位置検出用の電流を供給する。高周波発生器 3 0 は、通電用対極板 3 1 ととも電氣的に接続されており、先端チップ 2 2 に高周波電流を供給することで、先端チップ 2 2 と通電用対極板 3 1 との間でプラズマを発生させる。このプラズマによって、心臓 9 1 の不整脈が生じている部分を焼灼することができる。高周波発生器 3 0 は、マーカ 2 4 に位置検出用の電流を供給することで、マーカ 2 4 から磁界を発生させる。これにより、後述するように、カテーテル 2 0 の先端部の位置や向きを特定することができる。ここでは、高周波発生器 3 0 は、コンピュータ 5 0 に接続されており、コンピュータ 5 0 からの指示により、先端チップ 2 2 への高周波電流の供給の有無、および、マーカ 2 4 への位置検出用電流の供給の有無を切り替える。

【 0 0 2 0 】

コンピュータ 5 0 は、治療システム 1 の全体を制御する装置であり、磁気センサアレイ 1 0、高周波発生器 3 0、モニタ 6 0、操作部 7 0 のそれぞれと電氣的に接続されている。コンピュータ 5 0 は、図示しない CPU、ROM、および、RAM を含んで構成されており、ROM に記憶されているプログラムを CPU が実行することにより、主制御部 5 1 と、画像情報処理部 5 2 の機能を実現する。

【 0 0 2 1 】

主制御部 5 1 は、磁気センサアレイ 1 0、高周波発生器 3 0、モニタ 6 0、および、操作部 7 0 と情報のやりとりをし、治療システム 1 の全体を制御する。主制御部 5 1 は、操作部 7 0 が所定の操作を受け付けたときに、高周波発生器 3 0 を制御して、先端チップ 2 2 に高周波電流を供給する。また、主制御部 5 1 は、先端チップ 2 2 に高周波電流を供給していないとき、マーカ 2 4 に位置検出用電流を断続的に供給する。主制御部 5 1 は、先端チップ 2 2 およびマーカ 2 4 の両方に電流を供給していないときに、磁気センサアレイ 1 0 が検出した生体磁界の強さや向きに関する情報（以後、「第 1 磁界情報」とも呼ぶ）と、マーカ 2 4 に検出用電流を供給しているときに、磁気センサアレイ 1 0 が検出した磁界の強さや向きに関する情報（以後、「第 2 磁界情報」とも呼ぶ）と、を磁気センサアレイ 1 0 から取得する。第 1 磁界情報は、人体 9 0 が発生する生体磁界 MFh（図 2）の強さや向きが表されている生体磁界情報である。第 2 磁界情報は、人体 9 0 が発生する生体磁界 MFh と、マーカ 2 4 が発生する磁界（以後「マーカ磁界」とも呼ぶ） MFm（図 5）の両方が合わさった磁界（以後「生体マーカ混合磁界」とも呼ぶ）の強さと向きが表されている磁界情報である。第 2 磁界情報には、マーカ磁界に関する情報が含まれているため、人体 9 0 の内部のマーカ 2 4 の位置を特定することができる。このことから、第 2 磁界情報には、カテーテル 2 0 の位置情報が含まれているといえる。

【 0 0 2 2 】

画像情報処理部 5 2 は、磁気センサアレイ 1 0 から出力された第 1 磁界情報（生体磁界情報）、および、第 2 磁界情報（カテーテル 2 0 の位置情報）を用いて、後述する合成画像 CI を生成する。画像情報処理部 5 2 は、磁気分布画像生成部 5 2 1 と、位置画像生成部 5 2 2 と、合成画像生成部 5 2 3 と、を含んでいる。磁気分布画像生成部 5 2 1 は、第 1 磁界情報（生体磁界情報）から磁界分布画像（心磁図）MI（図 3（B））を生成する。位置画像生成部 5 2 2 は、第 2 磁界情報（カテーテル 2 0 の位置情報）を用いて、カテーテル位置画像 PI（図 6（B））を生成する。合成画像生成部 5 2 3 は、生体磁界分布画像 MI と、カテーテル位置画像 PI とを用いて合成画像 CI（例えば、図 9）を生成する

10

20

30

40

50

。生体磁界分布画像MI、カテーテル位置画像PI、合成画像CIの内容については後述する。生成された合成画像CIは、主制御部51によって、モニタ60の表示画面61に表示される。

【0023】

モニタ60は、表示画面61を備えた表示部であり、液晶ディスプレイ等で構成される。治療システム1は、モニタ60以外の表示部を備えていてもよい。例えば、治療システム1は、表示画面を備えたスマートグラスを備えていてもよいし、画像を投射するプロジェクタを備えていてもよい。操作部70は、キーボード等で構成され、例えば、カテーテル20の手技者が表示画面61の表示内容を切り替えるときに操作される。操作部70は、カテーテル20の一部に設けられていてもよい。

10

【0024】

図2～図4を用いて、磁気分布画像生成部521(図1)による磁界分布画像(心磁図)MIの生成方法について説明する。図2は、磁気センサアレイ10による生体磁界MFhの検出方法を模式的に示した説明図である。図3(A)は、磁気センサアレイ10の各磁気センサ11が検出した生体磁界MFhの強さ(検出値Vd)を示した説明図である。図3(B)は、生体磁界分布画像MIを例示した説明図である。図4は、心臓91の複数の仮想面VPにおける生体磁界分布画像MIを例示した説明図である。ここでは、主制御部51(図1)は、先端チップ22およびマーカ24の両方に電流を供給しておらず、先端チップ22やマーカ24からは磁界が発生していないものとする。よって、磁気センサアレイ10は、人体90が発生する生体磁界MFhの強さや向きが表されている生体磁界情報(第1磁界情報)を出力する。

20

【0025】

図2に示すように、心臓91では、心房や心室を収縮させるために洞結節から電気信号CDが発生している。磁気センサアレイ10は、電気信号CDによって生じる生体磁界(心磁界)MFhの強さや向きを検出する。磁気センサアレイ10には、磁気センサ11が2次元平面(XY平面)にマトリックス状に配置されているため、図3(A)に示すように、2次元平面の各位置における生体磁界MFhの強さ(検出値Vd)を検出することができる。図3(A)では、2次元平面(XY平面)の各位置における生体磁界MFhの強さの時系列変化が表されている。2次元平面の各位置における生体磁界MFhの強さの時間的変化から、2次元平面における生体磁界MFhの向きを検出することができる。さらに、磁気センサ11は、2次元平面の法線方向(Z方向)における生体磁界MFhの強さの変化を検出可能に構成されている。ここでは、各磁気センサ11は、それぞれ、2次元平面の法線方向に並ぶ複数(例えば、2つ)の素子を含んでおり、法線方向(Z方向)において、相対的に心臓91に近い位置における生体磁界MFhの強さと、相対的に遠い位置における生体磁界MFhの強さを検出することができる。この構成によって、磁気センサアレイ10は、心臓91を切断する任意の仮想面(XY平面)VPにおける生体磁界MFhの強さや向きを検出することができる。磁気センサアレイ10は、各磁気センサ11によって検出されたこれらの生体磁界MFhの強さを含む生体磁界情報(第1磁界情報)を出力する。

30

【0026】

磁気分布画像生成部521(図1)は、磁気センサアレイ10から出力された生体磁界情報(第1磁界情報)から、図3(B)に示す生体磁界分布画像MIを生成する。ここでは、生体磁界分布画像MIの一例として、2次元平面(XY平面)の各位置における生体磁界MFhの強さ(図3(A))が等高線状に表されている。この生体磁界MFhの等高線の形状等によって、例えば、不整脈の位置を特定することができる。図4に示すように、磁気分布画像生成部521は、生体磁界情報(第1磁界情報)から、心臓91を切断する任意の仮想面VPにおける生体磁界分布画像MIを生成することができる。ここでは、一例として、3つの仮想面(第1仮想面VP1、第2仮想面VP2、第3仮想面VP3)にそれぞれ対応する生体磁界分布画像MI1、MI2、MI3が例示されている。

40

【0027】

50

図5～図7を用いて位置画像生成部522(図1)によるカテーテル位置画像PIの生成方法について説明する。図5は、磁気センサレイ10による生体マーカ混合磁界の検出方法を模式的に示した説明図である。図6(A)は、混合磁界分布画像DMIを例示した説明図である。図6(A)は、カテーテル位置画像PIを例示した説明図である。図7は、心臓91の複数の仮想面VPにおけるカテーテル位置画像PIを例示した説明図である。ここでは、主制御部51(図1)は、マーカ24に検出用電流を供給しており、マーカ24からマーカ磁界MFmが発生しているものとする。磁気センサレイ10は、人体90が発生する生体磁界MFhと、マーカ24が発生するマーカ磁界MFmの両方が合わさった生体マーカ混合磁界の強さや向きが表されている第2磁界情報を入力する。

【0028】

マーカ24には検出用電流が流れているため、図5に示すように、マーカ24からは、マーカ磁界MFmが発生している。また、心臓91からは、電気信号CDによる生体磁界(心磁界)MFhが発生している。磁気センサレイ10は、マーカ磁界MFmと生体磁界MFhが合わさった生体マーカ混合磁界の強さや向きを検出する。既述の構成によって、磁気センサレイ10は、2次元平面の各位置における生体マーカ混合磁界の強さや向きを検出することができる。また、磁気センサレイ10は、心臓91を切断する任意の仮想面(XY平面)VPにおける生体マーカ混合磁界の強さや向きを検出することができる。磁気センサレイ10は、各磁気センサ11によって検出されたこれらの生体マーカ混合磁界の強さを含む第2磁界情報を入力する。

【0029】

位置画像生成部522(図1)は、磁気センサレイ10から出力された第2磁界情報から、図6(A)に示す混合磁界分布画像DMIを生成する。ここでは、混合磁界分布画像DMIの一例として、2次元平面(XY平面)の各位置における生体マーカ混合磁界の強さが等高線状に表されている。この混合磁界分布画像DMIの等高線には、生体磁界MFhの影響を受けている部分と、マーカ磁界MFmの影響を受けている部分が含まれている。位置画像生成部522は、磁気分布画像生成部521によって生成された生体磁界分布画像MI(図3(B))と、混合磁界分布画像DMIとを比較することによって、マーカ磁界MFmの影響を受けている部分を特定する。すなわち、図3(B)の生体磁界分布画像MIは、マーカ磁界MFmの影響をほぼ受けておらず、生体磁界(心磁界)MFhによって形成されている一方、混合磁界分布画像DMIは、生体磁界(心磁界)MFhと、マーカ磁界MFmによって形成されている。そのため、この2つの画像の差分から、混合磁界分布画像DMIのうち、マーカ磁界MFmの影響を受けている部分を判別することができる。これにより、混合磁界分布画像DMIにおけるマーカ24の位置を特定することができる。また、マーカ磁界MFmの影響を受けている部分の等高線の形状から、特定された位置におけるマーカ24の向きを判別することができる。また、Z方向の位置が異なる複数の仮想面の混合磁界分布画像DMIのそれぞれから、マーカ磁界MFmの影響を受けている部分の等高線の形状を比較することにより、XY平面におけるマーカ24の位置、向きだけでなく、X方向も含めた3次元におけるマーカ24の位置、向き、傾き(回転)を判別することができる。

【0030】

位置画像生成部522(図1)は、混合磁界分布画像DMIにおいて、マーカ24の位置、向き、傾き(回転)、を特定すると、図6(B)のカテーテル位置画像PIを生成する。カテーテル位置画像PIは、混合磁界分布画像DMIにおいて等高線を削除または視認できない状態にし、特定されたマーカ24の位置にカテーテル20の先端部の位置を示すアイコンが配置された画像である。ここでは、アイコンとして矢印形状が例示されている。カテーテル位置画像PIは、矢印の位置や向きによって、カテーテル20の先端部の位置や向きを表している。ここでは、後述するように、カテーテル位置画像PIは、矢印の立体画像として表されており、矢印の形状が傾いた形状に変化することによって、カテーテル20の先端部の傾き(回転)を表すことができる。

【0031】

10

20

30

40

50

位置画像生成部 5 2 2 (図 1) は、第 2 磁界情報から、心臓 9 1 を切断する任意の仮想面 V P における混合磁界分布画像 D M I を生成することができる。そして、対応する仮想面 V P における生体磁界分布画像 M I (図 3 (B)) と比較することによって、図 7 に示すように、任意の仮想面 V P におけるカテーテル位置画像 P I を生成することができる。ここでは、一例として、3 つの仮想面 (第 1 仮想面 V P 1、第 2 仮想面 V P 2、第 3 仮想面 V P 3) にそれぞれ対応するカテーテル位置画像 P I 1、P I 2、P I 3 が例示されている。位置画像生成部 5 2 2 (図 1) は、任意の仮想面 V P における混合磁界分布画像 D M I と、対応する生体磁界分布画像 M I との比較によって、マーカ 2 4 の Z 方向における位置も特定することができる。そのため、ここでは、位置画像生成部 5 2 2 (図 1) は、マーカ 2 4 の Z 方向における位置をカテーテル位置画像 P I の輪郭の態様で表している。具体的には、マーカ 2 4 の Z 方向の位置が一致している仮想面 (X Y 平面) V P では、カテーテル位置画像 P I の輪郭が実線で示され、マーカ 2 4 の Z 方向の位置が一致していない仮想面 (X Y 平面) V P では、カテーテル位置画像 P I の輪郭が破線で示される。ここでは、カテーテル位置画像 P I 2 の輪郭が実線で示され、カテーテル位置画像 P I 1、P I 3 の輪郭が破線で示されている。これにより、カテーテル 2 0 の先端の Z 方向の位置は、第 2 仮想面 V P 2 と一致することがわかる。この構成によって、カテーテルの先端の Z 方向の位置を容易に特定することができる。

10

【 0 0 3 2 】

図 8 を用いて、合成画像生成部 5 2 3 (図 1) による合成画像 C I の生成方法について説明する。図 8 は、合成画像 C I の生成方法を説明するための模式図である。合成画像生成部 5 2 3 (図 1) は、磁気分布画像生成部 5 2 1 によって生成された生体磁界分布画像 M I と、位置画像生成部 5 2 2 (図 1) によって生成されたカテーテル位置画像 P I とを重ねることによって、生体磁界分布画像 M I 上にカテーテル位置画像 P I が表示された合成画像 C I を生成する。合成画像 C I には、生体磁界分布に対するカテーテル 2 0 の先端部の相対的な位置が示されている。合成画像生成部 5 2 3 は、任意の仮想面 V P ごとに、生体磁界分布画像 M I とカテーテル位置画像 P I を重ねて合成画像 C I を生成する。ここでは、第 1 仮想面 V P 1 に対応する、生体磁界分布画像 M I 1 とカテーテル位置画像 P I 1 とを重ねて合成画像 C I 1 を生成し、第 2 仮想面 V P 2 に対応する、生体磁界分布画像 M I 2 とカテーテル位置画像 P I 2 とを重ねて合成画像 C I 2 を生成し、第 3 仮想面 V P 3 に対応する、生体磁界分布画像 M I 3 とカテーテル位置画像 P I 3 とを重ねて合成画像 C I 3 を生成する例が示されている。

20

30

【 0 0 3 3 】

生成された合成画像 C I は、主制御部 5 1 によって、表示画面 6 1 に表示される。画像情報処理部 5 2 は、所定の間隔で連続的に合成画像 C I を生成し、表示画面 6 1 にはリアルタイムの合成画像 C I、すなわち、リアルタイムの生体磁界分布と、その生体磁界分布に対するカテーテル 2 0 の先端部の相対的な位置が表示される。主制御部 5 1 は、操作部 7 0 による操作に応じて、任意の仮想面 V P に対応する合成画像 C I を表示画面 6 1 に表示させる。例えば、主制御部 5 1 は、第 2 仮想面 V P 2 に対応する合成画像 C I 2 を表示させているときに、操作部 7 0 が + Z 方向側の仮想面を表示する操作を受け付けると、第 1 仮想面 V P 1 に対応する合成画像 C I 1 を表示させる。また、主制御部 5 1 は、第 2 仮想面 V P 2 に対応する合成画像 C I 2 を表示させているときに、操作部 7 0 が - Z 方向側の仮想面を表示する操作を受け付けると、第 3 仮想面 V P 3 に対応する合成画像 C I 3 を表示させる。

40

【 0 0 3 4 】

図 9 ~ 図 1 1 を用いて、表示画面 6 1 に表示される合成画像 C I の表示例について説明図する。図 9 (A) は、第 2 仮想面 V P 2 に対応する合成画像 C I 2 の第 1 の表示例を示した説明図である。図 9 (B) は、合成画像 C I 2 の第 2 の表示例を示した説明図である。図 1 0 (A) は、合成画像 C I 2 の第 3 の表示例を示した説明図である。図 1 0 (B) は、合成画像 C I 2 の第 4 の表示例を示した説明図である。図 9 (A)、図 9 (B)、図 1 0 (A)、図 1 0 (B) は、カテーテル位置画像 P I 2 の矢印形状がそれぞれ異なる点

50

以外は同じである。図 11 (A) は、第 1 仮想面 VP1 に対応する合成画像 CI1 の表示例を示した説明図である。図 11 (B) は、第 3 仮想面 VP3 に対応する合成画像 CI3 の表示例を示した説明図である。図 9、図 10 の合成画像 CI2 から、図 11 (A) の合成画像 CI1 への表示への切り替え、および、図 9、図 10 の合成画像 CI2 から、図 11 (B) の合成画像 CI3 への表示の切り替えは、操作部 70 の操作に応じておこなわれる。すなわち、主制御部 51 は、操作部 70 の操作に応じて、Z 方向における任意の位置の仮想面 VP に対応する合成画像 CI を表示画面 61 に表示させる。

【0035】

図 9 (A) に示すように、表示画面 61 には、第 2 仮想面 VP2 に対応する合成画像 CI2 と、その凡例 EN と、が表示される。合成画像 CI2 には、生体磁界分布画像 MI2 と、カテーテル位置画像 PI2 とが含まれている。生体磁界分布画像 MI2 に対するカテーテル位置画像 PI2 の相対的な位置は、生体磁界分布に対するカテーテル 20 の先端部の相対的な位置を示している。カテーテル位置画像 PI2 の矢印の向きは、生体磁界分布に対するカテーテル 20 の先端部の向きを示している。図 9 (A) では、カテーテル位置画像 PI2 は、表示画面 61 の面 (XY 平面) に平行で真上を指す矢印の形状を有している。矢印の輪郭は実線で示されている。これにより、カテーテル 20 の先端は、心臓 91 の第 2 仮想面 VP2 上に位置し、第 2 仮想面 VP2 と平行で -Y 方向を向いていることがわかる。

10

【0036】

図 9 (B) では、カテーテル位置画像 PI2 は、表示画面 61 の面 (XY 平面) に平行ではなく、表示画面 61 の手前側から奥側に向かって上方向を指す矢印の形状を有している。矢印の輪郭は実線で示されている。これにより、カテーテル 20 の先端は、心臓 91 の第 2 仮想面 VP2 上に位置し、-Y 方向および -Z 方向を向いていることがわかる。図 10 (A) では、カテーテル位置画像 PI2 は、表示画面 61 の面 (XY 平面) に平行ではなく、表示画面 61 の手前側から奥側に向かって右上方向を指し、右に傾いた(右に回転した)矢印の形状を有している。矢印の輪郭は実線で示されている。これにより、カテーテル 20 の先端は、心臓 91 の第 2 仮想面 VP2 上に位置し、-X 方向、-Y 方向および -Z 方向を向き、右に傾いて(右に回転して)いることがわかる。図 10 (B) では、カテーテル位置画像 PI2 は、表示画面 61 の面 (XY 平面) に平行ではなく、表示画面 61 の奥側から手前側に向かって左下方向を指し、右に傾いた(右に回転した)矢印の形状を有している。矢印の輪郭は実線で示されている。これにより、カテーテル 20 の先端は、心臓 91 の第 2 仮想面 VP2 上に位置し、+X 方向、+Y 方向および +Z 方向を向き、右に傾いて(右に回転して)いることがわかる。

20

30

【0037】

図 11 (A) の表示画面 61 には、第 1 仮想面 VP1 に対応する合成画像 CI1 と、その凡例 EN と、が表示される。合成画像 CI1 には、生体磁界分布画像 MI1 と、カテーテル位置画像 PI1 とが含まれている。図 11 (A) のカテーテル位置画像 PI1 は、図 10 (A) のカテーテル位置画像 PI2 と比較すると、矢印の輪郭が破線で示されている点異なる。これは、カテーテル 20 の先端が表示されている第 1 仮想面 VP1 上にはないことを示している。図 11 (A) のカテーテル位置画像 PI1 は、破線の輪郭内側が白色で表示されている。これにより、カテーテル 20 の先端の Z 方向における位置は、表示されている第 1 仮想面 VP1 よりも -Z 方向側であることを示している。

40

【0038】

図 11 (B) の表示画面 61 には、第 3 仮想面 VP3 に対応する合成画像 CI3 と、その凡例 EN と、が表示される。合成画像 CI3 には、生体磁界分布画像 MI3 と、カテーテル位置画像 PI3 とが含まれている。図 11 (B) のカテーテル位置画像 PI3 は、図 10 (B) のカテーテル位置画像 PI2 と比較すると、矢印の輪郭が破線で示されている点、および、破線の輪郭内側の色が異なる。矢印の輪郭が破線であることにより、カテーテル 20 の先端が表示されている第 3 仮想面 VP3 上にないことを示している。破線の輪郭内側の色が異なることにより、カテーテル 20 の先端の Z 方向における位置が、表示さ

50

れている第3仮想面VP3よりも+Z方向側であることを示している。

【0039】

<本実施形態の効果例>

以上説明した、本実施形態の治療システム1によれば、生体磁界の強さを表した生体磁界分布画像MIと、カテーテル20の位置を表すカテーテル位置画像PIとを含む合成画像CIが表示画面61に表示される。そのため、カテーテル20の手技者は、表示された合成画像CIを確認しながら治療をおこなうことができる。これにより、治療時における利便性の向上を図ることができる。

【0040】

また、本実施形態の治療システム1によれば、さらに、生体磁界分布画像MIは、2次元平面(XY平面)の各位置における生体磁界MFhの強さ(図3(A))が等高線状で表され、その等高線にカテーテル位置画像PI2が表示される。これにより、カテーテル20の手技者は、生体磁界分布に対するカテーテル20の先端部の相対的な位置を確認することができる。これにより、さらに、利便性の向上を図ることができる。

10

【0041】

また、本実施形態の治療システム1によれば、表示画面61にはリアルタイムの生体磁界分布と、その生体磁界分布に対するカテーテル20の先端部の相対的な位置が表示される。そのため、カテーテル20の手技者に対して、不整脈発生箇所に対する焼灼カテーテルの位置をリアルタイムで提供することができる。また、焼灼後の生体磁界分布を確認することで、焼灼カテーテルを抜き出すことなく、不整脈を示す生体磁界分布の消失の有無を確認することができる。

20

【0042】

<第2実施形態>

図12は、第2実施形態の治療システム1Aの概略構成を例示した説明図である。第2実施形態の治療システム1Aは、第1実施形態の治療システム1(図1)と比較すると、位置検出部40をさらに備えている点が異なる。その他の構成は、第1実施形態の治療システム1と同様であるため説明を省略する。位置検出部40は、3つのセンサ41、42、43を含んでおり、カテーテル20の3次元位置を検出する。3つのセンサ41、42、43は、互いに異なる3次元空間位置にそれぞれ配置され、マーカ24が発生するマーカ磁界MFmの強さや向きを検出する。ここでは、主制御部51は、マーカ磁界MFmが生体磁界(心磁界)MFhに対して非常に大きくなるように、マーカ24に供給する位置検出用の電流を制御する。マーカ磁界MFmは、生体磁界MFhよりも非常に大きいため、位置検出部40が検出した磁界に含まれる生体磁界MFhの影響はほぼ無視できるものとする。

30

【0043】

主制御部51は、マーカ24に検出用電流を供給しているときに、位置検出部40が検出した磁界の強さや向きに関する情報(以後、「第3磁界情報」とも呼ぶ)を位置検出部40から取得する。第3磁界情報は、人体90が発生する生体磁界MFhはほぼ含まれておらず、マーカ24が発生するマーカ磁界MFmの強さと向きが表されている磁界情報である。第3磁界情報には、マーカ磁界MFmに関する情報が含まれているため、カテーテル20の位置情報が含まれているといえる。

40

【0044】

図13、図14を用いて、位置検出部40によるカテーテル20の位置検出方法について説明する。図13は、位置検出部40によるカテーテル20の位置検出方法を模式的に示した説明図である。図13では、生体磁界MFhの図示を省略している。図14(A)は、各センサ41、42、43によって検出されたマーカ磁界MFmの強さを例示した説明図である。図14(B)は、カテーテル20の先端部の位置を模式的に示した説明図である。

【0045】

図13に示すように、位置検出部40は、3つのセンサ41、42、43によって、そ

50

それぞれ異なる位置から、マーカ磁界MFmの強さを検出する。上述のように、心臓91から発生する生体磁界MFhは、マーカ磁界MFmに対して非常に小さいため、生体磁界MFhの影響はほぼ無視できる。位置検出部40は、図14(A)に示すように、センサ41、42、43からそれぞれ検出されたマーカ磁界MFmの強さV41、V42、V43を含む第3磁界情報を出力する。位置画像生成部522は、第3磁界情報からカテーテル位置画像PI(図6(B))を生成する。位置画像生成部522は、各センサ41、42、43によって検出されたマーカ磁界MFmの時間的変化から、図14(B)に示すように、3次元空間におけるカテーテル20の位置Pcおよび向き(矢印)を特定する。これにより、位置画像生成部522は、第3磁界情報から、心臓91を切断する任意の仮想面VPにおけるカテーテル位置画像PIを生成することができる。

10

【0046】

合成画像生成部523は、第1実施形態と同様に、磁気分布画像生成部521によって生成された生体磁界分布画像MIと、位置画像生成部522によって生成されたカテーテル位置画像PIとを重ねることによって、生体磁界分布画像MI上にカテーテル位置画像PIが表示された合成画像CIを生成する。生成された合成画像CIは、主制御部51によって、表示画面61に表示される。表示画面61に表示される合成画像CIの表示例については第1実施形態と同様のため説明を省略する。

【0047】

以上説明した、本実施形態の治療システム1Aによれば、カテーテル20の位置を特定するセンサは磁気センサアレイ10に限定されず、他の任意のセンサを採用することができる。磁気センサアレイ10以外のセンサによってカテーテル20の位置を特定した本実施形態の治療システム1Aによっても、生体磁界の強さを表した生体磁界分布画像MIと、カテーテル20の位置を表すカテーテル位置画像PIとを含む合成画像CIを生成することができるため、合成画像CIを確認しながら治療をおこなうことができる。これにより、治療時における利便性の向上を図ることができる。

20

【0048】

<第3実施形態>

図15は、第3実施形態における合成画像CIの表示例を示した説明図である。図15(A)は、第2仮想面VP2に対応する合成画像CI2の表示例を示した説明図である。図15(B)は、第1仮想面VP1に対応する合成画像CI1の表示例を示した説明図である。第3実施形態の表示例は、第1実施形態の表示例と比較すると、合成画像CIに含まれるカテーテル位置画像PIの形状が異なる。その他の構成は、第1実施形態と同様であるため説明を省略する。

30

【0049】

図15(A)に示すように、表示画面61には、第2仮想面VP2に対応する合成画像CI2と、その凡例ENと、が表示される。合成画像CI2には、生体磁界分布画像MI2と、カテーテル位置画像PI2aとが含まれている。図15(A)のカテーテル位置画像PI2aは、白丸の形状を有しており、生体磁界分布画像MI2に対するカテーテル位置画像PI2aの相対的な位置は、生体磁界分布に対するカテーテル20の先端部の相対的な位置を示している。第1実施形態と異なり、カテーテル位置画像PI2aは、方向性を持たない画像であり、カテーテル20の先端部の向きに関する情報を含んでいない。

40

【0050】

図15(B)の表示画面61には、第1仮想面VP1に対応する合成画像CI1と、その凡例ENと、が表示される。合成画像CI1には、生体磁界分布画像MI1と、カテーテル位置画像PI1aとが含まれている。図15(B)のカテーテル位置画像PI1aは、図15(A)のカテーテル位置画像PI2aと比較すると、円の輪郭が破線で示されている点異なる。これは、カテーテル20の先端が表示されている第1仮想面VP1上にはないことを示している。図15(B)のカテーテル位置画像PI1aは、破線の輪郭内側が白色で表示されている。これにより、カテーテル位置画像PI1aは、カテーテル20の先端部のZ方向位置が、現在表示されている第1仮想面VP1よりも-Z方向側であ

50

ることを示している。なお、カテーテル位置画像 P I 1 a は、破線の輪郭内側が異なる色で表示されている場合、カテーテル 20 の先端部の Z 方向位置が、表示されている仮想面 V P よりも + Z 方向側であることを示している。

【 0 0 5 1 】

以上説明した、本実施形態の合成画像 C I の表示例によれば、カテーテル位置画像 P I 1 a の形状は矢印に限定されず、任意の形状とすることができる。この場合であっても、合成画像 C I には、生体磁界の強さを表した生体磁界分布画像 M I と、カテーテル 20 の位置を表すカテーテル位置画像 P I とが含まれているため、カテーテル 20 の手技者は、合成画像 C I を確認しながら治療をおこなうことができる。これにより、治療時における利便性の向上を図ることができる。

10

【 0 0 5 2 】

< 第 4 実施形態 >

図 16 は、第 4 実施形態における合成画像 C I の表示例を示した説明図である。第 4 実施形態の表示例は、第 1 実施形態の表示例と比較すると、表示画面 61 に表示される合成画像 C I の数が異なる。また、第 1 実施形態で表示されていない画像が追加して表示される。その他の構成は、第 1 実施形態と同様であるため説明を省略する。

【 0 0 5 3 】

図 16 に示すように、表示画面 61 には、第 1 仮想面 V P 1 に対応する合成画像 C I 1 と、第 2 仮想面 V P 2 に対応する合成画像 C I 2 と、心臓モデル画像 S I と、心拍数表示画像 F I と、凡例 E N と、が表示される。合成画像 C I 1 には、生体磁界分布画像 M I 1 と、カテーテル位置画像 P I 1 とが含まれている。合成画像 C I 2 には、生体磁界分布画像 M I 2 と、カテーテル位置画像 P I 2 とが含まれている。心臓モデル画像 S I には、表示されている 2 つの合成画像 C I に対応する仮想面 V P の位置が表示されている。心拍数表示画像 F I には、心臓 91 の心拍数を示す数字が含まれている。

20

【 0 0 5 4 】

表示画面 61 に表示される 2 つの合成画像 C I は、操作部 70 の操作によって切り替え可能となっている。主制御部 51 は、操作部 70 の操作に応じて、Z 方向における任意の 2 つの位置の仮想面 V P にそれぞれ対応する 2 つの合成画像 C I を表示画面 61 に表示させる。表示される合成画像 C I の切り替えによって、心臓モデル画像 S I に表示されている仮想面 V P の位置も切り替わる。

30

【 0 0 5 5 】

以上説明した、本実施形態の合成画像 C I の表示例によれば、表示画面 61 に表示されるカテーテル位置画像 P I の数は、一つに限定されず、任意の数にすることができる。この場合であっても、合成画像 C I が複数表示された場合、カテーテルの手技者は、複数の合成画像 C I を同時に確認しながら治療をおこなうことができる。これにより、治療時における利便性のさらなる向上を図ることができる。

【 0 0 5 6 】

< 第 5 実施形態 >

図 17 は、第 5 実施形態における合成画像 C I の表示例を示した説明図である。第 5 実施形態の表示例は、第 1 実施形態の表示例と比較すると、生体磁界分布画像 M I の態様が異なる。その他の構成は、第 1 実施形態と同様であるため説明を省略する。第 1 実施形態の生体磁界分布画像 M I 2 (図 9) は、生体磁界 M F h が等高線状に表わされているものとした。第 5 実施形態の生体磁界分布画像 M I 2 a は、生体磁界 M F h が複数の矢印によって表されている。

40

【 0 0 5 7 】

図 17 に示すように、表示画面 61 には、第 2 仮想面 V P 2 に対応する合成画像 C I 2 a が表示される。合成画像 C I 2 a には、生体磁界分布画像 M I 2 a と、カテーテル位置画像 P I 2 a とが含まれている。生体磁界分布画像 M I 2 a は、第 2 仮想面 V P 2 の各位置における生体磁界 M F h の強さ向きが、矢印の長さ方向で表されている。カテーテル位置画像 P I 2 a は、第 3 実施形態のカテーテル位置画像 P I 2 a と同様に白丸の形状を有

50

しており、生体磁界分布画像 M I 2 a の複数の矢印の上に重なって表示されている。生体磁界分布画像 M I 2 a に対するカテーテル位置画像 P I 2 a の相対的な位置は、生体磁界分布に対するカテーテル 2 0 の先端部の相対的な位置を示している。

【 0 0 5 8 】

以上説明した、本実施形態の合成画像 C I の表示例によれば、生体磁界分布画像 M I の態様は等高線状に限定されず、任意の態様とすることができる。この場合であっても、合成画像 C I には、生体磁界の強さを表した生体磁界分布画像 M I と、カテーテル 2 0 の位置を表すカテーテル位置画像 P I とが含まれているため、カテーテルの手技者は、生体磁界分布に対するカテーテル 2 0 の先端部の相対的な位置を確認しながら治療をおこなうことができる。これにより、治療時における利便性の向上を図ることができる。

10

【 0 0 5 9 】

< 第 6 実施形態 >

図 1 8 は、第 6 実施形態における合成画像 C I の表示例を示した説明図である。第 6 実施形態の表示例は、第 1 実施形態の表示例と比較すると、生体磁界（心磁界）M F h の強さを表示する方法が異なる。その他の構成は、第 1 実施形態と同様であるため説明を省略する。第 1 実施形態では、生体磁界 M F h の強さを生体磁界分布画像 M I によって表していた。第 6 実施形態では、生体磁界 M F h の強さを表す画像として、2 次元平面（X Y 平面）の各位置における各磁気センサ 1 1 の検出値 V d が表示されている。

【 0 0 6 0 】

図 1 8 に示すように、表示画面 6 1 には、第 2 仮想面 V P 2 に対応する合成画像 C I 2 b が表示される。合成画像 C I 2 b には、各磁気センサ 1 1 の検出値 V d と、カテーテル位置画像 P I 2 a とが含まれている。表示される各磁気センサ 1 1 の検出値 V d は、第 2 仮想面 V P 2 の各位置における生体磁界 M F h の強さの時系列変化が折れ線で示されている。カテーテル位置画像 P I 2 a は、第 3 実施形態のカテーテル位置画像 P I 2 a と同様に白丸の形状を有しており、検出値 V d の画像上に重なって表示されている。各磁気センサ 1 1 の検出値 V d の表示位置に対するカテーテル位置画像 P I 2 a の相対的な位置は、生体磁界分布に対するカテーテル 2 0 の先端部の相対的な位置を示している。

20

【 0 0 6 1 】

以上説明した、本実施形態の合成画像 C I の表示例によれば、合成画像 C I に含まれ、生体磁界（心磁界）M F h の強さを示す画像は、生体磁界分布画像 M I に限定されず、任意の画像を採用することができる。本実施形態であっても、合成画像 C I には、生体磁界の強さを表した画像（検出値 V d ）と、カテーテル 2 0 の位置を表すカテーテル位置画像 P I とが含まれているため、カテーテルの手技者は、生体磁界分布に対するカテーテル 2 0 の先端部の相対的な位置を確認することができる。これにより、治療時における利便性の向上を図ることができる。

30

【 0 0 6 2 】

< 本実施形態の変形例 >

本発明は上記の実施形態に限られるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々の態様において実施することが可能であり、例えば次のような変形も可能である。

【 0 0 6 3 】

[変形例 1]

本実施形態の治療システム 1 は、不整脈治療に用いられるものとして説明した。しかし、治療システム 1 は、不整脈治療以外の治療に用いられてもよい。また、治療システム 1 は、心臓以外の臓器の治療に用いられてもよい。例えば、治療システム 1 は、脳の治療に用いられてもよい。この場合、磁気センサアレイ 1 0 は、治療対象の人体 9 0 が被る帽子状の形態であってもよい。

40

【 0 0 6 4 】

[変形例 2]

本実施の形態のカテーテル 2 0 は、プラズマによる焼灼カテーテルとして説明をした。しかしカテーテル 2 0 での焼灼方法は、プラズマを発生させる他、高周波電流を流す又は

50

レーザー照射を行うものであっても良い。また焼灼に限定されず、穿刺による薬剤の注入を行うものであっても良い。

【0065】

[変形例3]

本実施形態のカテーテル20は、マーカ24と、先端チップ22は別体として構成されていた。しかし、マーカ24と、先端チップ22は別体でなくてもよい。例えば、先端チップ22に焼灼用の高周波電流と、位置検出用の電流とを交互に流すことによって、先端チップ22にマーカの機能を付与させてもよい。また、本実施形態の治療システム1は、カテーテル20を備えるものとしたが、カテーテル20の代わりにガイドワイヤ、内視鏡、ダイレクタ等の医療器具を備えていてもよい。この場合、合成画像CIによって、生体磁界分布に対する医療器具の先端部の相対的な位置を表示させることができる。

10

【0066】

[変形例4]

本実施の形態のカテーテル20は、マーカ24としてコイルに電流を流すことにより生じる磁場を用いる構成として説明した。しかしマーカ24として永久磁石を用いることで、カテーテル先端位置を確認するためにマーカ24のコイルに電流を流す操作を不要とすることが可能となる。また永久磁石であれば発生する磁界強度は一定となることから、磁場センサ10で検知した磁界強度から、永久磁石が発生する磁界強度との差分を求めると、本来の生体の発生する磁界強度を求めることが可能となる。但し永久磁石をマーカ24として用いる場合、永久磁石が発生する磁界強度が生体組織の発生する磁界強度と比較して非常に大きい場合、生体組織の発生する磁界を磁場センサ10で適切に検出することが困難になる。よって永久磁石の発生する磁界強度は生体組織の発生する磁界強度の100倍以内であることが望ましい。

20

【0067】

[変形例5]

第1～5実施形態の合成画像CIは、生体磁界分布画像MI上にカテーテル位置画像PIが表示されているものとした。しかし、合成画像CIは、生体磁界分布画像MIとカテーテル位置画像PIとが、離れて表示されていてもよい。また、表示画面61において、生体磁界分布画像MIとカテーテル位置画像PIをそれぞれ異なる表示領域に表示されてもよい。

30

【0068】

[変形例6]

本実施形態の表示画面61には、互いに平行な複数の仮想面VPに対応する合成画像CIが表示されるものとした。しかし、表示画面61に表示される合成画像CIは、互いに平行な複数の仮想面VPに対応する合成画像CIのほか、互いに交差する複数の仮想面VPに対応する合成画像CIであってもよい。すなわち、合成画像CIは、操作部70の操作に応じて、XY平面だけでなく、XY平面に交差する仮想面VPに対応するものであってもよい。

【0069】

[変形例7]

本実施形態の合成画像CIは、対応する仮想面VPのZ軸方向における位置の違いによって、カテーテル位置画像PIの態様が変化するものとした。しかし、合成画像CIは、対応する仮想面VPのZ軸方向における位置が変化しても、カテーテル位置画像PIの態様に変化せず一定のままであってもよい。また、カテーテル位置画像PIの形状は、操作部70の操作に応じて適宜形状が切り替え可能であってもよい。また、本実施形態の合成画像CIには、1つのカテーテル20の先端部に対応したカテーテル位置画像PIが一つ含まれているものとした。しかし、合成画像CIには、複数のカテーテルの先端部にそれぞれ対応した複数のカテーテル位置画像PIが含まれていてもよい。このとき、操作部70の操作によって、複数のカテーテル位置画像PIのうち、選択されたカテーテルに対応するカテーテル位置画像PIだけを表示してもよい。すなわち、操作部70の操作によっ

40

50

て、カテーテル位置画像 P I を表示させるカテーテルを切り替えてもよい。また、複数のカテーテル位置画像 P I の形状は、それぞれ異なってもよい。

【 0 0 7 0 】

[変形例 8]

本実施形態で例示した生体磁界分布画像 M I の内容はその一例であり、生体磁界分布画像 M I の内容は上記実施形態の内容に限定されない。例えば、上記実施形態の生体磁界分布画像 M I では、生体磁界 M F h の強さを等高線状に表していたが、生体磁界 M F h の強さは、数値で表されていてもよいし、折れ線グラフで表されていてもよい。また、生体磁界 M F h の向きを三角形や記号などで表されていてもよい。また、生体磁界分布画像 M I の代わりに、生体が発生する電流の流れや密度を示す画像であってもよい。この場合であ

10

【 0 0 7 1 】

[変形例 9]

本実施形態の表示画面 6 1 の表示例は一例であり、上述した表示例以外の表示をおこなってもよい。上述した表示例のうちの一部が表示されていなくてもよいし、他の画像が追加されていてもよい。例えば、凡例 E N が表示されていなくてもよいし、血圧や、操作部画像が表示されてもよい。

【 0 0 7 2 】

[変形例 1 0]

本実施形態の構成は、治療システム以外の装置に対しても適用することができる。例えば、本実施形態の構成は、検査システム、検査方法、画像生成装置、画像生成方法などにおいても適用することができる。また、第 1 ~ 第 6 実施形態で例示した治療システムの各構成は、その一部を適宜組み合わせることができるとともに、適宜除くことができる。

20

【 0 0 7 3 】

以上、実施形態、変形例に基づき本態様について説明してきたが、上記した態様の実施の形態は、本態様の理解を容易にするためのものであり、本態様を限定するものではない。本態様は、その趣旨並びに特許請求の範囲を逸脱することなく、変更、改良され得ると共に、本態様にはその等価物が含まれる。また、その技術的特徴が本明細書中に必須なものとして説明されていなければ、適宜、削除することができる。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 7 4 】

- 1 ... 治療システム
- 1 0 ... 磁気センサアレイ
- 2 0 ... カテーテル
- 2 2 ... 先端チップ
- 2 4 ... マーカ
- 3 0 ... 高周波発生器
- 4 0 ... 位置検出部
- 5 0 ... コンピュータ
- 5 1 ... 主制御部
- 5 2 ... 画像情報処理部
- 5 2 1 ... 磁気分布画像生成部
- 5 2 2 ... 位置画像生成部
- 5 2 3 ... 合成画像生成部
- 6 0 ... モニタ
- 6 1 ... 表示画面
- 7 0 ... 操作部
- 9 0 ... 人体
- 9 1 ... 心臓

40

50

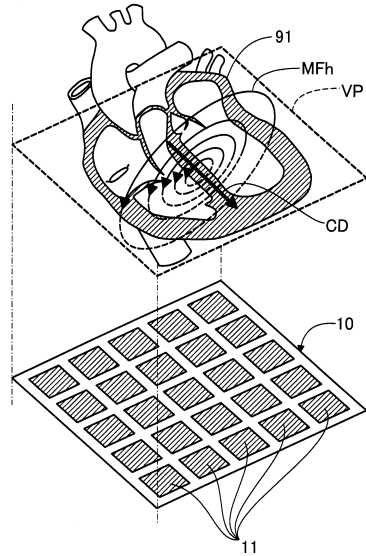
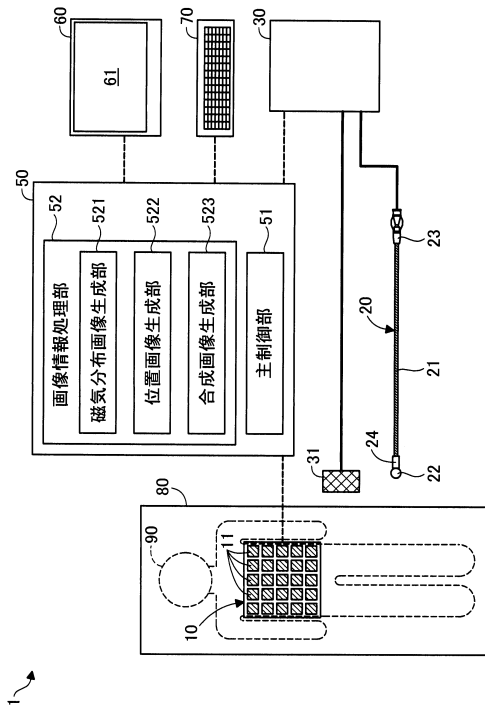
- C I ... 合成画像
- P I ... カテーテル位置画像
- M I ... 生体磁界分布画像
- S I ... 心臓モデル画像
- F I ... 心拍数表示画像
- V P ... 仮想面
- D M I ... 混合磁界分布画像
- M F h ... 生体磁界
- M F m ... マーカ磁界

【図面】

10

【図 1】

【図 2】



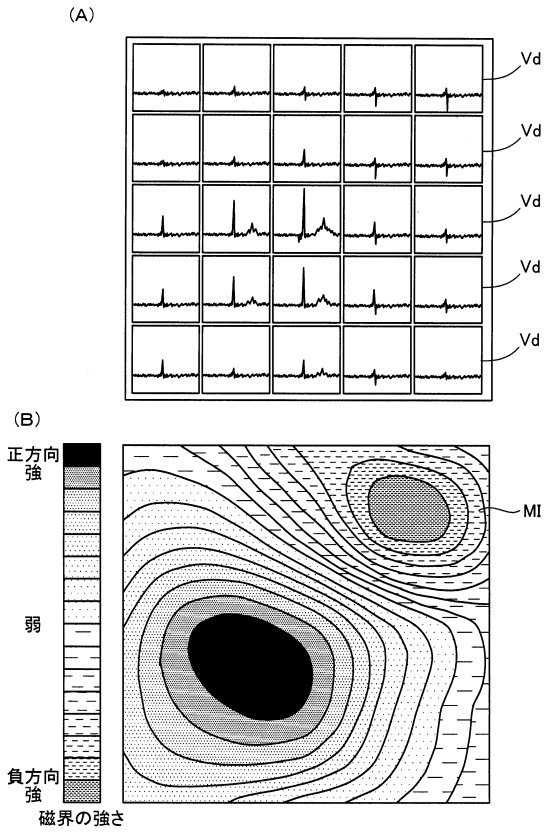
20

30

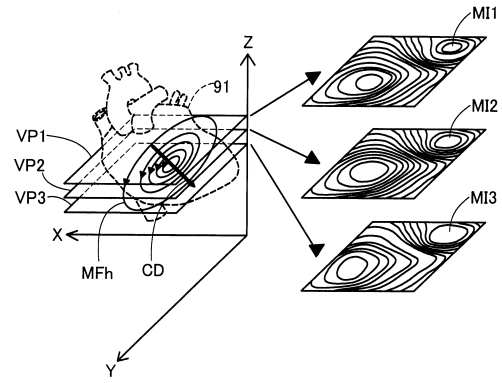
40

50

【図3】



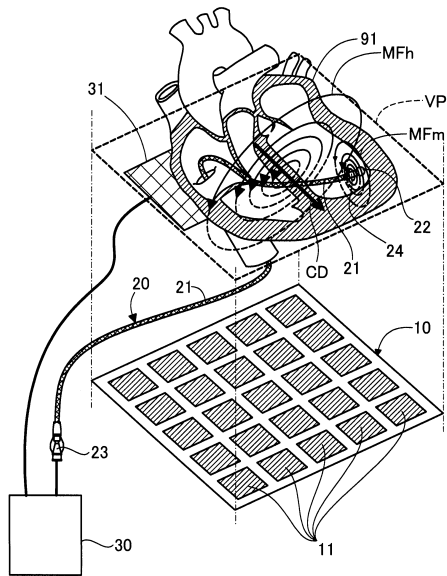
【図4】



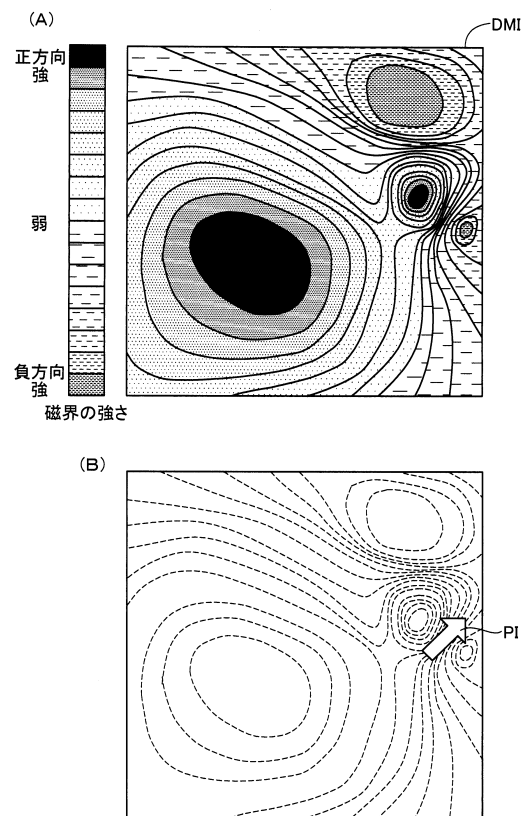
10

20

【図5】



【図6】

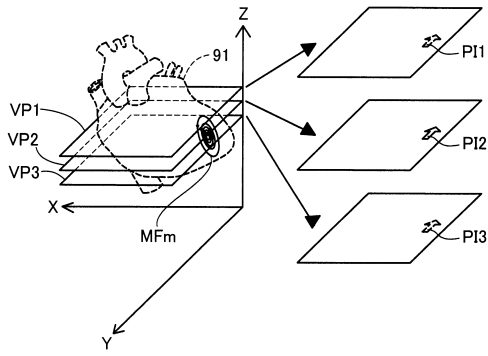


30

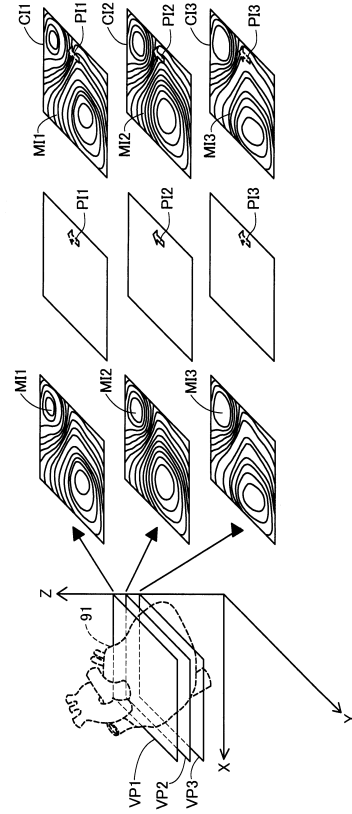
40

50

【 7 】



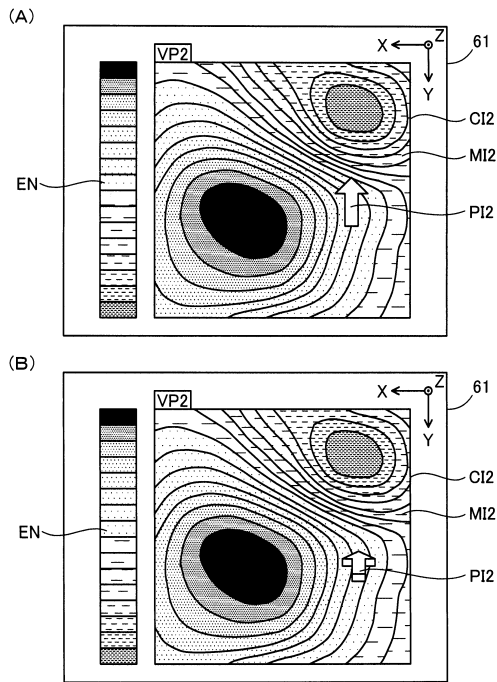
【 8 】



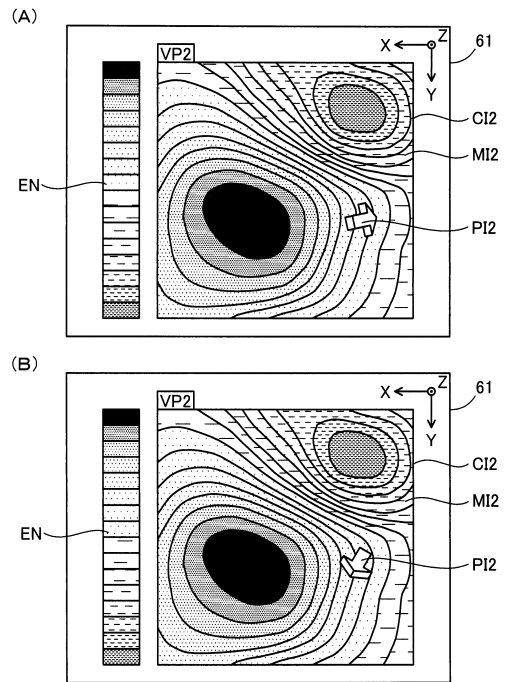
10

20

【 9 】



【 10 】

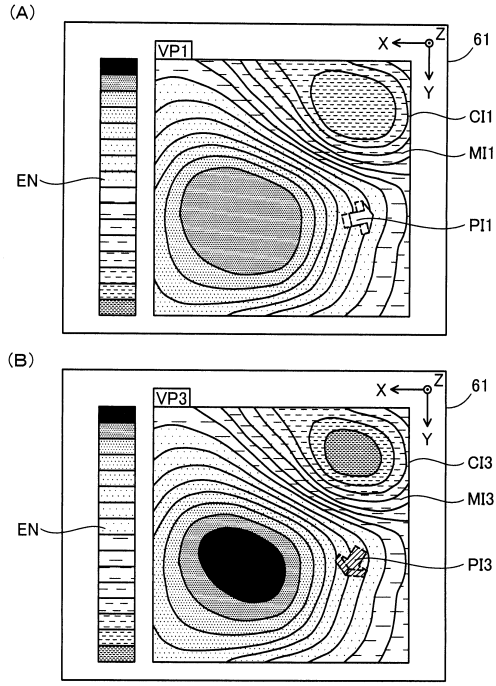


30

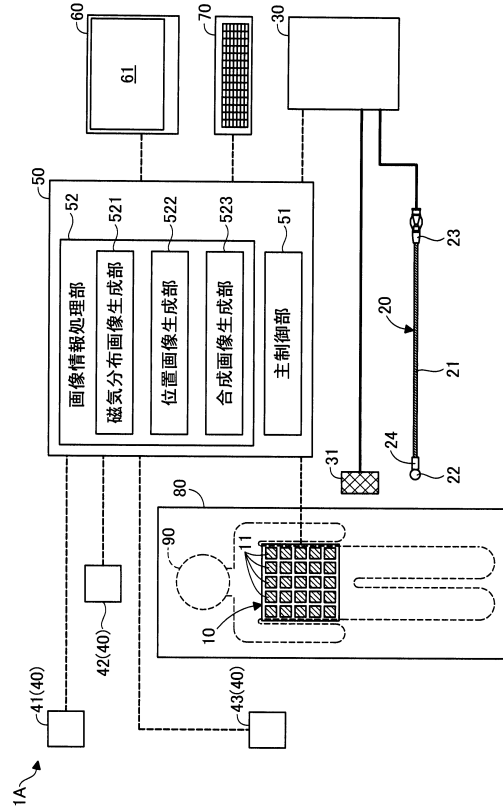
40

50

【図 1 1】



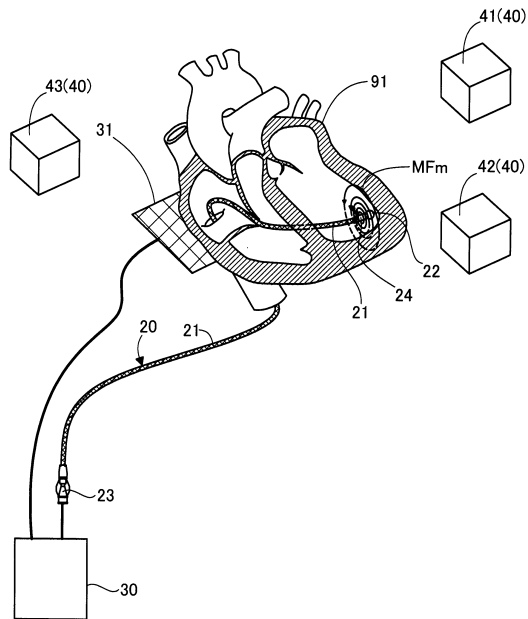
【図 1 2】



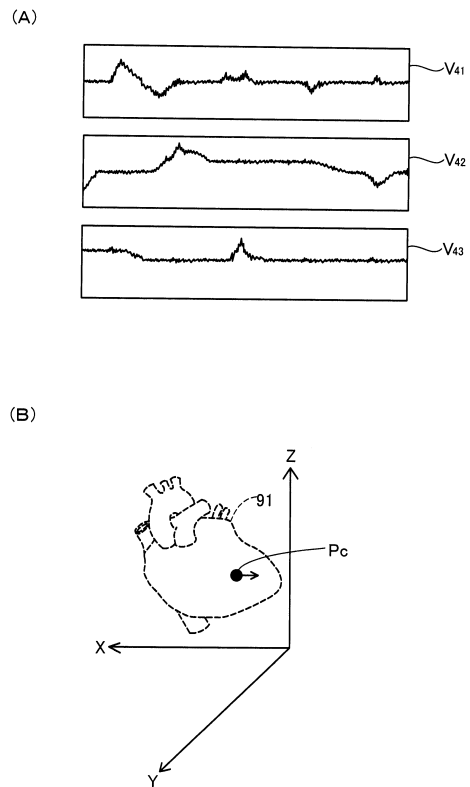
10

20

【図 1 3】



【図 1 4】

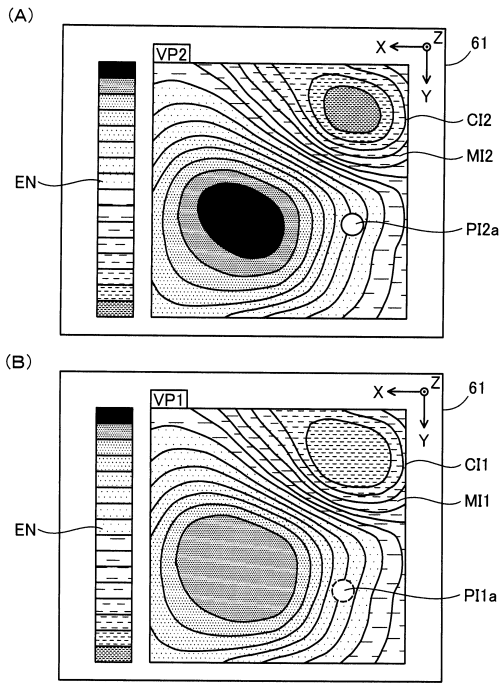


30

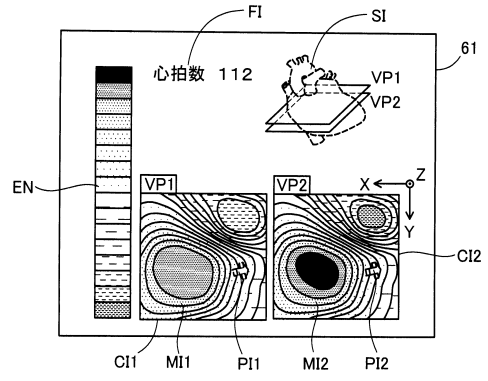
40

50

【 15 】



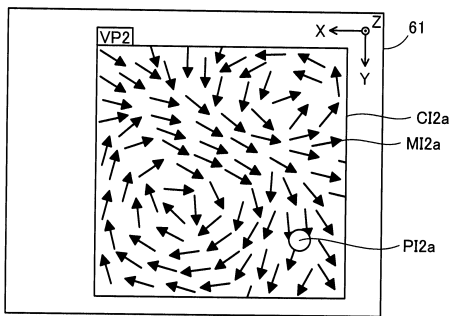
【 16 】



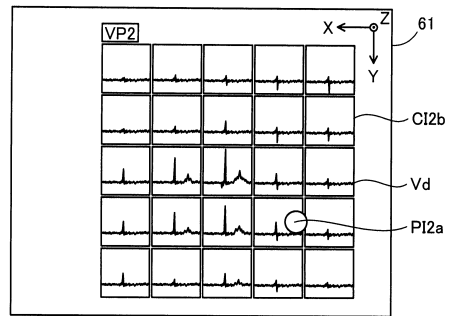
10

20

【 17 】



【 18 】



30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2010/0030061 (US, A1)
国際公開第2017/209273 (WO, A1)
国際公開第2005/117695 (WO, A1)
特表2018-525041 (JP, A)
米国特許出願公開第2014/0275972 (US, A1)
特表平08-509141 (JP, A)
Moshage W, et al, "Biomagnetic Localization of Ventricular Arrhythmias", Radiology, 米国, Radiological Society of North America, Inc., 1991年09月, Vol.180, No.3, p.685-692, ISSN:0033-8419
- (58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)
A 6 1 B 1 8 / 1 2
A 6 1 B 3 4 / 2 0
A 6 1 B 5 / 0 5