

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2022年5月5日(05.05.2022)

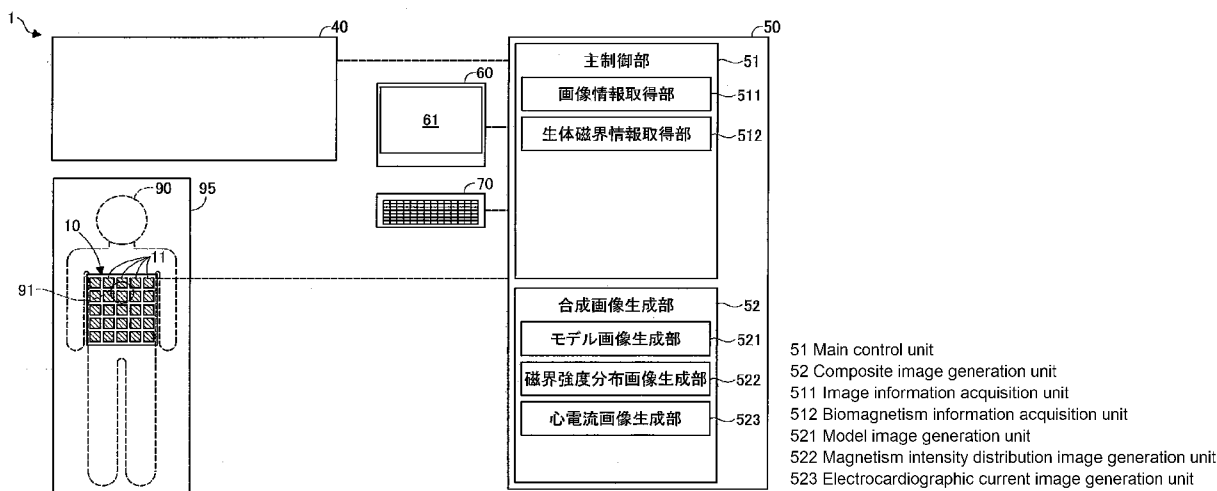


(10) 国際公開番号  
**WO 2022/091175 A1**

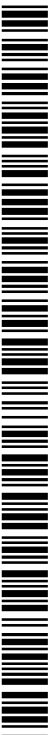
- (51) 国際特許分類:  
*A61B 5/05* (2021.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/040073
- (22) 国際出願日: 2020年10月26日(26.10.2020)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: 朝日インテック株式会社 (ASAHI INTECC CO., LTD.) [JP/JP]; 〒4890071 愛知県瀬戸市暁町3番地100 Aichi (JP).
- (72) 発明者: 石川 雅友 (ISHIKAWA Masatomo); 〒4890071 愛知県瀬戸市暁町3番地100 朝日インテック株式会社内 Aichi (JP). 堀 貴行 (HORI Takayuki); 〒4890071 愛知県瀬戸市暁町3番地100 朝日インテック株式会社内 Aichi (JP).
- (74) 代理人: 田邊 淳也, 外 (TANABE Junya et al.); 〒4600008 愛知県名古屋市中区栄2-9-30 栄山吉ビル5階 かつわ国際特許事務所 Aichi (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(54) Title: MEDICAL DEVICE AND IMAGE GENERATION METHOD

(54) 発明の名称: 医療装置、及び、画像生成方法



(57) Abstract: A medical device (1) includes: an image information acquisition unit (511) for acquiring image information including an MRI image or CT image of an organ in a living body; a biomagnetism information acquisition unit (512) for acquiring biomagnetism information obtained from biomagnetism generated by the organ; a model image generation unit (521) for generating, using the image information, an organ model image representing the organ in three dimensions or two dimensions; an electrocardiographic current image generation unit (523) for generating an electrocardiographic current image that represents, using change in color attribute, change over time of a current that flows through each position of the organ, said change being obtained from the biomagnetism information; and a composite image generation unit (52) for generating a composite image that superimposes the organ model image and the electrocardiographic current image.



WO 2022/091175 A1

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類 :

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

---

(57) 要約 : 医療装置 (1) は、生体内の臓器のMRI画像またはCT画像を含む画像情報を取得する画像情報取得部 (511) と、臓器が発生する生体磁界から得られる生体磁界情報を取得する生体磁界情報取得部 (512) と、画像情報を用いて、臓器を3次元または2次元で表した臓器モデル画像を生成するモデル画像生成部 (521) と、臓器の各位置を流れる電流の経時変化であって、生体磁界情報から得られた電流の経時変化を、色属性の変化により表した心電流画像を生成する心電流画像生成部 (523) と、臓器モデル画像と心電流画像とを重畳した合成画像を生成する合成画像生成部 (52) と、を備える

## 明 細 書

**発明の名称**：医療装置、及び、画像生成方法

### 技術分野

[0001] 本発明は、医療装置、及び、画像生成方法に関する。

### 背景技術

[0002] 生体内の臓器の状態を視覚的に表す技術が知られている。例えば、特許文献1及び特許文献2には、心臓の測定結果から心臓を流れる電流ベクトルを推定し、心臓モデルに対して、電流ベクトルを表す矢印表示と、色表示（カラーマップ表示）とを行う技術が開示されている。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0003] 特許文献1：特許第4597329号

特許文献2：特許第4027867号

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0004] 例えば、不整脈治療等において、病変部（不整脈治療の場合は不整脈箇所）を含む心臓の状態を、視覚的に確認しながら処置するための技術の向上が望まれている。しかし、特許文献1及び特許文献2に記載の技術では、電流ベクトルを表す矢印が術者の視界を遮り、術者が心臓の状態を確認する際の妨げとなる虞があった。このように、上述した先行技術によってもなお、病変部を含む心臓の状態を表示する技術については改善の余地があった。なお、このような課題は、心臓に限らず、脳や腎臓など、生体電流が流れる臓器全般の治療または診断について共通する。

[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、病変部を含む臓器の状態を表示する技術の向上を図ることを目的とする。

#### 課題を解決するための手段

[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。

[0007] (1) 本発明の一形態によれば、医療装置が提供される。この医療装置は、生体内の臓器のMRI画像またはCT画像を含む画像情報を取得する画像情報取得部と、前記臓器が発生する生体磁界から得られる生体磁界情報を取得する生体磁界情報取得部と、前記画像情報を用いて、前記臓器を3次元または2次元で表した臓器モデル画像を生成するモデル画像生成部と、前記臓器の各位置を流れる電流の経時的变化であって、前記生体磁界情報から得られた電流の経時的变化を、色属性の変化により表した心電流画像を生成する心電流画像生成部と、前記臓器モデル画像と、前記心電流画像と、を重畳した合成画像を生成する合成画像生成部と、を備える。

[0008] この構成によれば、医療装置は、臓器を3次元または2次元で表した臓器モデル画像と、臓器の各位置を流れる電流の経時的变化を表した心電流画像と、を重畳した合成画像を生成する。このため、術者は、合成画像を用いて、臓器の各位置を流れる電流の変化の様子を直感的に認識することができる。また、合成画像の心電流画像は、臓器の各位置を流れる電流の経時的变化を、色属性の変化により表した画像である。このため、従来の電流ベクトルを表す矢印表示と比較して、電流ベクトルを表す矢印が術者の視界を遮り、術者が臓器の状態を確認する際の妨げとなる虞がない。これらの結果、病変部（不整脈箇所等）の発見に要する時間を短縮することができると共に、手技の効率や安全性を向上できる。

[0009] (2) 上記形態の医療装置において、前記心電流画像生成部は、前記色属性の変化を、色相と、彩度と、明度と、これらの組み合わせと、のいずれかを変化させることにより表現してもよい。

この構成によれば、心電流画像生成部は、色属性の変化を、色相と、彩度と、明度と、これらの組み合わせと、のいずれかを変化させることにより表現した心電流画像を生成する。このため、術者は、臓器の各位置を流れる電流の変化の様子を、より一層直感的に認識できる。

[0010] (3) 上記形態の医療装置において、前記心電流画像生成部は、所定時刻に

おける前記臓器の各位置のうち、相対的に高い電流が流れている部分に対応する部分についての、色相、彩度、及び明度の少なくとも1つを、同時刻の他の部分よりも高くした前記心電流画像を生成してもよい。

この構成によれば、心電流画像生成部は、相対的に高い電流が流れている部分に対応する部分についての、色相、彩度、及び明度の少なくとも1つを、他の部分よりも高くした心電流画像を生成する。このため、術者は、臓器の各位置を流れる電流の変化の様子を、より一層直感的に認識できる。

[0011] (4) 上記形態の医療装置において、前記心電流画像生成部は、前記臓器のある位置において、電流値が経時的に上昇する場合は、第1のパターンで前記色属性を変化させた前記心電流画像を生成し、電流値が経時的に下降する場合は、前記第1のパターンとは異なる第2のパターンで前記色属性を変化させた前記心電流画像を生成してもよい。

この構成によれば、心電流画像生成部は、臓器のある位置において、電流値が経時的に上昇する場合は第1のパターンで色属性を変化させ、電流値が経時的に下降する場合は第2のパターンで色属性を変化させた心電流画像を生成する。このため、術者は、色属性の変化のパターンによって、臓器のある位置の電流値が上昇傾向であるか、下降傾向であるかを直感的に認識できる。

[0012] (5) 上記形態の医療装置において、前記生体磁界情報には、前記臓器が発生する生体磁界の磁界強度分布に関する情報が含まれており、さらに、前記生体磁界情報を用いて、前記臓器の各位置における前記生体磁界の強さを表す磁界強度分布画像を生成する磁界強度分布画像生成部を備え、前記合成画像生成部は、前記臓器モデル画像と前記心電流画像に加えてさらに、前記磁界強度分布画像を重畳した合成画像を生成してもよい。

この構成によれば、合成画像生成部は、臓器モデル画像と心電流画像に加えてさらに、磁界強度分布画像を重畳した合成画像を生成する。このため、術者は、合成画像の磁界強度分布画像を用いて、臓器の各位置における生体磁界の強さを認識することができ、手技の効率や安全性をより一層向上でき

る。

[0013] (6) 本発明の一形態によれば、画像生成方法が提供される。この画像生成方法は、生体内の臓器のMRI画像またはCT画像を含む画像情報を取得する工程と、前記臓器が発生する生体磁界から得られる生体磁界情報を取得する工程と、前記画像情報を用いて、前記臓器を3次元または2次元で表した臓器モデル画像を生成する工程と、前記臓器の各位置を流れる電流の経時的变化であって、前記生体磁界情報から得られた電流の経時的变化を、色属性の変化により表した心電流画像を生成する工程と、前記臓器モデル画像と、前記心電流画像とを重畳した合成画像を生成する工程と、を備える。

[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、表示用の画像を生成する医療装置（画像生成装置）、画像生成方法、医療装置を含む医療システム、これら装置及びシステムの製造方法、これら装置及びシステムの機能を実現するコンピュータプログラム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]医療装置の構成を例示した説明図である。
- [図2]主制御部と合成画像生成部の機能ブロック図である。
- [図3]3次元臓器モデルと、臓器モデル画像との説明図である。
- [図4]磁気センサレイによる生体磁界情報の取得方法を模式的に示す図である。
- [図5]磁界強度分布画像の生成方法を模式的に示す図である。
- [図6]心臓の異なる仮想面における、磁界強度分布画像を例示した説明図である。
- [図7]3次元磁界強度分布モデルの生成方法を模式的に示す図である。
- [図8]心臓を流れる電流の経時的变化の取得方法を模式的に示す図である。
- [図9]心電流画像の生成方法を模式的に示す図である。
- [図10]合成画像の一例を示す図である。
- [図11]合成画像の他の例を示す図である。

[図12]色属性の変化の他の例を示す図である。

[図13]色属性の変化の他の例を示す図である。

[図14]第2実施形態の主制御部と合成画像生成部の機能ブロック図である。

[図15]第2実施形態の合成画像の一例を示す図である。

[図16]第2実施形態の合成画像の他の例を示す図である。

## 発明を実施するための形態

### [0016] <第1実施形態>

図1は、医療装置1の構成を例示した説明図である。医療装置1は、生体（ここでは人体）90の治療または診断に用いられる装置であり、人体90の臓器の各位置を流れる電流の経時的变化を、色属性の変化により表した心電流画像を生成及び表示できる。医療装置1は、磁気センサアレイ10と、CT装置40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。以下の例では、不整脈治療に用いられる医療装置1について例示する。

[0017] 磁気センサアレイ10は、治療または診断対象の人体90が発生する生体磁界に関する情報（以降「生体磁界情報」とも呼ぶ）を検出する装置である。生体磁界情報は、生体磁界の強さと、生体磁界の向きとを含む。磁気センサアレイ10には、複数の磁気センサ11が配置されている。複数の磁気センサ11は、縦横にマトリックス状に配置されている。磁気センサ11は、生体磁界情報を検出する検出素子であり、例えば、GSR（GHz-Spin-Rotation Sensor）センサ、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）を用いることができる。

[0018] 磁気センサアレイ10は、人体90を横たえるための寝台95の中央部付近に配設されている。磁気センサアレイ10は、治療または診断の際に、人体90に装着されるように構成されてもよい。なお、磁気センサアレイ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、磁気センサアレイ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

0の形状に沿って磁気センサ11を配置してよい。また磁気センサアレイ10は、2枚以上の板状に構成され、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、のそれぞれに3次元的に配置されてもよい。以降、磁気センサアレイ10によって、人体90の臓器の1つである、心臓91が発生する心臓磁界情報（心臓磁界の強さや向き等）を検出する例について説明する。

[0019] CT (Computed Tomography) 装置40は、ガントリ（架台）の内側に、X線を発する管球と、X線を検出する円弧形状の検出器とを備え、寝台95に横たわる人体90の周りを管球が360°回転することで心臓91の形状を表すCT画像を生成し、CT画像を含む画像情報をコンピュータ50に出力する。なお、医療装置1は、人体90内側の臓器の形状を表す画像を生成する装置として、CT装置の代わりにMRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置を備えていてもよい。すなわち、医療装置1は、CT画像を含む画像情報の代わりにMRI画像を含む画像情報を取得してもよい。

[0020] コンピュータ50は、医療装置1の全体を制御する装置であり、磁気センサアレイ10、CT装置40、モニタ60、及び操作部70のそれぞれと電気的に接続されている。コンピュータ50は、図示しないCPU、ROM、RAMを含んで構成されており、ROMに記憶されているコンピュータプログラムをRAMに展開し、CPUにより実現されることで、主制御部51と、合成画像生成部52との機能を実現する。

[0021] 主制御部51は、磁気センサアレイ10、CT装置40、モニタ60、及び操作部70と情報を送受し、医療装置1の全体を制御する。主制御部51は、画像情報取得部511と、生体磁界情報取得部512とを含んでいる。画像情報取得部511は、CT装置40を制御して、人体90のCT画像を含む情報（以後、「画像情報」とも呼ぶ）を取得する。生体磁界情報取得部512は、磁気センサアレイ10を制御して、人体90が発生する生体磁界に関する情報（生体磁界情報）を取得する。すなわち、主制御部51は、CT装置40と、磁気センサアレイ10との、いわゆるコンソールとして機能

する。画像情報取得部 5 1 1 及び生体磁界情報取得部 5 1 2 の詳細は後述する。

[0022] 合成画像生成部 5 2 は、臓器モデル画像と、心電流画像と、これらを合成した合成画像とを生成し、生成した合成画像をモニタ 6 0 に表示させる。合成画像生成部 5 2 は、モデル画像生成部 5 2 1 と、磁界強度分布画像生成部 5 2 2 と、心電流画像生成部 5 2 3 とを含んでいる。これら各機能部の詳細は後述する。

[0023] モニタ 6 0 は、表示画面 6 1 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。医療装置 1 は、モニタ 6 0 以外の表示部を備えていてもよい。例えば、医療装置 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 7 0 は、キーボード、操作ボタン、タッチパネル、フットスイッチ、音声認識装置等の任意の手段で構成されている。操作部 7 0 は、術者が表示画面 6 1 の表示内容を切り替えるときに操作される。

[0024] 図 2 は、主制御部 5 1 と合成画像生成部 5 2 の機能ブロック図である。図 3 は、3次元臓器モデル OM と、臓器モデル画像 S 1 との説明図である。図 3 (A) は、3次元臓器モデル OM の一例を表し、図 3 (B) は、臓器モデル画像 S 1 の一例を表す。主制御部 5 1 の画像情報取得部 5 1 1 は、CT 装置 4 0 を制御して、CT 装置 4 0 から CT 画像を含む画像情報を取得し、コンピュータ 5 0 の記憶部に記憶させる。具体的には、画像情報取得部 5 1 1 は、心臓 9 1 の全体を経時的に断面撮影し、時間ごとの心臓 9 1 全体の断面を含む画像情報を取得する。なお、画像情報取得部 5 1 1 は、CT 装置 4 0 を制御して直接的に画像情報を取得する方法のほか、予め取得された画像情報が記憶された記憶媒体から画像情報を取得してもよい。

[0025] 主制御部 5 1 のモデル画像生成部 5 2 1 は、画像情報取得部 5 1 1 により取得された画像情報から、図 3 (A) に示す 3次元臓器モデル OM を生成する。生体磁界情報取得部 5 1 2 が、CT 画像を含む画像情報から、3次元臓器モデル OM を生成する具体的な方法については、既存の種々の技術を適用

できる。図示の例では、3次元臓器モデルOMは、心臓91の外部形状、及び、内部形状が表された立体画像データである。ここで、モデル画像生成部521は、画像情報取得部511により取得された、ある時刻の心臓91全体の断面画像（連続する複数のCT画像）を統合して、当該時刻の心臓91の3次元臓器モデルOMを生成する。その後、モデル画像生成部521は、異なる各時刻における心臓91の3次元臓器モデルOMを統合して、時間の経過と共に変化する動的な3次元臓器モデルOMを生成する。

[0026] 合成画像生成部52のモデル画像生成部521は、この動的な3次元臓器モデルOMを、任意の位置に設定される仮想面VPでキャプチャすることで、心臓91を3次元で表した臓器モデル画像S1を生成する。なお、仮想面VPの位置及び向きは、操作部70の操作によって、術者の任意の位置及び向きに設定される。例えば、仮想面VPが3次元臓器モデルOMと交差する場合、図3(B)に示すように、3次元臓器モデルOMの断面を表す臓器モデル画像S1が生成される。設定した仮想面VPが3次元臓器モデルOMと交差しない場合、仮想面VPから見た3次元臓器モデルOMの外観（外表面）を表す臓器モデル画像S1が生成される。

[0027] なお、モデル画像生成部521は、心臓91を2次元で表した臓器モデル画像S1を生成してもよい。なお、2次元の臓器モデル画像S1は、3次元臓器モデルOMのうち、仮想面VPと交差した部分の表面のみが表された画像である。3次元の臓器モデル画像S1は、仮想面VPと交差した部分のほか、仮想面VPから見える3次元臓器モデルOMの奥行き方向の部分も表された画像である。モデル画像生成部521が生成する画像の次元（2次元／3次元／両方）は、操作部70の操作によって、術者の任意に設定できる。

[0028] なお、3次元臓器モデルOMは、心臓91の特定部位に対応する部分の座標位置に関連する情報を含んでいる。「心臓91の特定部位の座標位置に関連する情報」とは、例えば、洞結節の位置、房室結節の位置、ヒス束の向き、プルキンエ線維の位置等の情報である。心臓91の特定部位の座標位置に関連する情報は、例えば、これら特定部位（洞結節、房室結節、ヒス束、プ

ルキンエ線維等)の一般的な位置関係を表す輪郭画像と、モデル画像生成部521により生成された3次元臓器モデルOMとのフィッティング等により取得できる。

[0029] 図4は、磁気センサアレイ10による生体磁界情報の取得方法を模式的に示す図である。主制御部51の生体磁界情報取得部512(図2)は、磁気センサアレイ10を制御して生体磁界情報を取得し、コンピュータ50の記憶部に記憶させる。上述の通り、生体磁界情報には、人体90の内側の臓器が発生する生体磁界MFhの強さや向きが含まれている。図4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、この電気信号CDによって生じる生体磁界MFhの強さや向きを検出し、生体磁界情報取得部512は、生体磁界MFhの強さや向きを生体磁界情報として取得する。

[0030] なお、臓器に病変部(例えば、心臓91の不整脈箇所)が存在する場合、生体磁界情報における生体磁界MFhの強さや向きは、当該病変部によって影響を受ける。換言すれば、病変部を有する臓器の生体磁界MFhの強さや向きは、病変部がない健康な臓器の生体磁界MFhの強さや向きとは相違する。このため、生体磁界情報を用いて(健康な臓器の生体磁界MFhとの比較により)、臓器の病変部の位置を特定することができる。したがって、生体磁界情報取得部512が取得する生体磁界情報には、臓器の病変部に関する情報が含まれていると言える。

[0031] 図5は、磁界強度分布画像M1の生成方法を模式的に示す図である。図5(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)の一例を示す図である。図5(B)は、磁界強度分布画像M1の一例を示す図である。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。このため、図5(A)に示すように、磁気センサアレイ10は、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5(A)では、2次元平面(XY平面)の各位置における生体磁界MF

hの強さの時系列変化が表されている。磁気センサアレイ10は、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と交差する任意の仮想面VP（XY平面）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を、生体磁界情報取得部512に出力する。

[0032] 図6は、心臓91の異なる仮想面VP1～VP3における、磁界強度分布画像M11～M13を例示した説明図である。合成画像生成部52の磁界強度分布画像生成部522は、生体磁界情報取得部512により取得された生体磁界情報から、図5（B）に示す磁界強度分布画像M1を生成する。図5（B）では、磁界強度分布画像M1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の強さを、等高線状に表した磁界強度分布画像M1を例示する。なお、生体磁界MFhの強さは、色のグラデーションなど等高線以外の方法で表されていてもよい。磁界強度分布画像生成部522は、ある時刻t1の生体磁界情報を用いて、心臓91と交差する任意の仮想面VPにおける磁界強度分布画像M1を生成できる。図6では、一例として、時刻t1における、3つの仮想面VP1、VP2、VP3にそれぞれ対応する磁界強度分布画像M11、M12、M13を例示する。

[0033] 図7は、3次元磁界強度分布モデルDMの生成方法を模式的に示す図である。図7（A）は、5つの異なる仮想面から得られた磁界強度分布画像M11～M15の一例を示す図である。図7（B）は、磁界強度分布画像M11

～M I 5 から得られた 3 次元磁界強度分布モデル DM の一例を示す図である。図 7 (C) は、時間の経過と共に変化する動的な 3 次元磁界強度分布モデル DM の一例を示す図である。磁界強度分布画像生成部 5 2 2 は、さらに、図 7 (A) に示すように、上述のようにして生成した、ある時刻  $t_1$  の磁界強度分布画像 M I 1 ～M I 5 (連続する複数の磁界強度分布画像 M I) を統合して、図 7 (B) に示すように、ある時刻  $t_1$  の 3 次元磁界強度分布モデル DM を生成する。次に、磁界強度分布画像生成部 5 2 2 は、図 7 (C) に示すように、異なる各時刻  $t_1 \sim t_n$  ( $n$  は自然数) における心臓 9 1 の 3 次元磁界強度分布モデル DM を統合して、時間の経過と共に変化する動的な 3 次元磁界強度分布モデル DM を生成する。

[0034] なお、磁界強度分布画像生成部 5 2 2 は、2 次元の磁界強度分布画像 M I を生成してもよい。2 次元の磁界強度分布画像 M I は、3 次元磁界強度分布モデル DM のうち、仮想面 V P と交差した部分の磁界強度分布のみが表された画像である。3 次元の磁界強度分布画像 M I は、仮想面 V P から見える 3 次元磁界強度分布モデル DM の全体、または、3 次元磁界強度分布モデル DM のうち、任意の空間領域に含まれる部分の磁界強度分布を表す画像である。そのため、3 次元の磁界強度分布画像 M I には、磁界強度分布の奥行き方向も表される。磁界強度分布画像生成部 5 2 2 が生成する画像の次元 (2 次元 / 3 次元 / 両方) は、操作部 7 0 の操作によって、術者の任意に設定できる。

[0035] なお、3 次元磁界強度分布モデル DM は、生体磁界 M F h の向きや強さについての情報のほか、心臓 9 1 の特定部位に対応する部分の座標位置に関連する情報を含んでいる。「心臓 9 1 の特定部位の座標位置に関連する情報」とは、3 次元臓器モデル O M と同様に、洞結節の位置、房室結節の位置、ヒス束の向き、プルキンエ線維の位置等の情報とできる。心臓 9 1 の特定部位の座標位置に関連する情報は、例えば、電気信号 C D によって生じる磁界の変化から特定することができる。例えば、洞結節は電気信号 C D の起源となる部分であり、房室結節は電気信号 C D の中継地点となる部分であるため、

電気信号CDの発生位置や電気信号の流れる方向などから特定することができる。

[0036] 図8は、心臓91を流れる電流EVの経時変化の取得方法を模式的に示す図である。図8(A)には、ある時刻 $t_1 \sim t_{10}$ において心臓91を流れる電気信号CDと、その際の電流EV( $t_1 - t_{10}$ )との一例を示す。図8(B)には、次の時刻 $t_{11} \sim t_{20}$ において心臓91を流れる電気信号CDと、その際の電流EV( $t_{11} - t_{20}$ )との一例を示す。図8(C)には、さらに次の時刻 $t_{21} \sim t_{30}$ において心臓91を流れる電気信号CDと、その際の電流EV( $t_{21} - t_{30}$ )との一例を示す。

[0037] 合成画像生成部52の心電流画像生成部523は、磁界強度分布画像生成部522から、図7の方法により生成された3次元磁界強度分布モデルDM(時間の経過と共に変化する動的な3次元磁界強度分布モデルDM)を取得する。ここで、心臓91では一般に、経時的な心臓91の運動(拍動)に伴い、図8(A)左図に示すように洞結節SNから房室結設ANへと局所電流が発生し(電気信号CDが生じ)、図8(B)左図に示すように房室結設ANからヒス束HBへと電流が伝わり(電気信号CDが生じ)、図8(C)左図に示すように、プルキンエ線維PFへと電流が伝わっていく(電気信号CDが生じていく)。図4で説明した通り、3次元磁界強度分布モデルDMは、この電気信号CDによって生じる生体磁界MFhの強さや向き(生体磁界情報)により生成されている。このため、心電流画像生成部523は、3次元磁界強度分布モデルDM(時間の経過と共に変化する動的な3次元磁界強度分布モデルDM)を用いて、マクスウェル方程式等の周知の物理法則に従い、心臓91の各位置における電気信号CDの経時変化、換言すれば、心臓91の各位置を流れる電流EVの経時変化EV( $t_1 - t_{30}$ )を求めることができる(図8(A)~(C)右図)。なお、図8では、便宜上、時刻 $t_1 \sim t_{30}$ までを挙げたが、以降の説明では、時刻 $t_1 \sim t_n$ ( $n$ は自然数)を例示しつつ説明する。

[0038] このように、心電流画像生成部523は、心臓91の各位置を流れる電流

$E V$ の経時的变化 $E V(t_1 - t_n)$ を、生体磁界情報から(3次元磁界強度分布モデル $DM$ を介して間接的に)取得できる。なお、心電流画像生成部523は、他の方法によって、心臓91の各位置を流れる電流 $E V$ の経時的变化 $E V(t_1 - t_n)$ を取得してもよい。例えば、心電流画像生成部523は、磁気センサアレイ10の検出値から直接、心臓91の各位置を流れる電流 $E V$ の経時的变化 $E V(t_1 - t_n)$ を取得してもよい。

[0039] 図9は、心電流画像 $V I(t_1 - t_n)$ の生成方法を模式的に示す図である。次に心電流画像生成部523は、心臓91の各位置を流れる電流 $E V$ の経時的变化 $E V(t_1 - t_n)$ を、色属性の変化によって表した心電流画像 $V I(t_1 - t_n)$ を生成する。具体的には、心電流画像生成部523は、モデル画像生成部521から、図3の方法により生成された3次元臓器モデル $OM$ (心臓91の外部形状及び内部形状が表された立体画像データ)を取得する。ここで、心電流画像生成部523が取得する3次元臓器モデル $OM$ は、時間の経過と共に変化する動的な3次元臓器モデル $OM$ を意味し、以降便宜的に「3次元臓器モデル $OM(t_1 - t_n)$ 」とも呼ぶ。

[0040] 次に、心電流画像生成部523は、3次元臓器モデル $OM(t_1 - t_n)$ を、所定の単位体積要素を表すボクセル $BO$ に分割する。その後、心電流画像生成部523は、3次元臓器モデル $OM(t_1 - t_n)$ と、図8の方法により求めた、心臓91の各位置を流れる電流 $E V$ の経時的变化 $E V(t_1 - t_n)$ との位置合わせを行う。位置合わせは、例えば、図8(C)左図に示した、プルキンエ線維 $PF$ へと流れる電流 $E V(t_{21} - t_{30})$ と、3次元臓器モデル $OM(t_1 - t_n)$ の輪郭形状とを合わせるにより実現できる。この位置合わせによって、心電流画像生成部523は、各ボクセル $BO$ を流れる電流 $E V$ の経時的变化 $E V(t_1 - t_n)$ 、換言すれば、心臓91の各位置を流れる電流 $E V$ の経時的变化 $E V(t_1 - t_n)$ を取得できる。図9の下段には、異なる位置にあるボクセル $BO11$ ,  $BO13$ ,  $BO15$ ,  $BO17$ をそれぞれ流れる電流 $E V$ の経時的变化 $E V(t_1 - t_n)$ を表している。図9下段において破線で示すように、電流 $E V$ は、ボクセル $B$

Oの位置に応じて、それぞれ異なる経時的变化 $E V(t_1 - t_n)$ を有している。

[0041] 心電流画像生成部523は、各ボクセルBOについて、色相及び彩度は任意の値とし、かつ、明度については当該ボクセルBOを流れる電流 $E V$ の経時的变化 $E V(t_1 - t_n)$ に応じた値とした、心電流画像 $V I(t_1 - t_n)$ を生成する。図9下段の例では、心電流画像生成部523は、あるボクセルBOを流れる電流 $E V$ の値に比例させて、当該ボクセルBOの明度を高くした心電流画像 $V I(t_1 - t_n)$ を生成する。このようにすれば、心電流画像生成部523は、相対的に明度の高いボクセルBO（換言すれば、相対的に明度の高い部分）が、電流 $E V$ の経時的变化 $E V(t_1 - t_n)$ に従って、経時的に移動していくように見える心電流画像 $V I(t_1 - t_n)$ を生成できる。換言すれば、本実施形態の心電流画像生成部523は、所定時刻（例えば時刻 $t_{10}$ ）における心臓91の各位置のうち、相対的に高い電流 $E V$ が流れている部分に対応するボクセルBOについての明度を、同時刻（例えば時刻 $t_{10}$ ）の他の部分よりも高くした心電流画像 $V I(t_1 - t_n)$ を生成する。

[0042] 図10は、合成画像C1の一例を示す図である。合成画像生成部52は、仮想面VPで3次元臓器モデルOM( $t_1 - t_n$ )をキャプチャして生成された臓器モデル画像S1( $t_1 - t_n$ )に対して、同じ仮想面VPにおける心電流画像 $V I(t_1 - t_n)$ を重畳した合成画像C1を生成する。合成画像生成部52は、生成した合成画像C1と、第1窓FW1とを、モニタ60の表示画面61に表示させる。第1窓FW1には、心臓91を表す画像と、仮想面VPとの位置関係を表す画像が表示されている。術者は、第1窓FW1に表示された仮想面VPを操作して、心臓91を表す画像との位置関係を変更することにより、合成画像C1における仮想面VPの位置を変更することができる。図10の例では、第1窓FW1において、仮想面VPは、心臓91を表す画像と交差していない。このため、合成画像C1は、心臓91の外観（外表面）を表す臓器モデル画像S1( $t_1 - t_n$ )と、心臓91の同

じ外表面を流れる電流  $E_V$  の経時的变化  $E_V(t_1 - t_n)$  を表す心電流画像  $V_I(t_1 - t_n)$  とを重畳した画像とされている。

[0043] 図10では、合成画像  $C_I$  のうち、心電流画像  $V_I(t_1 - t_n)$  を白抜き表示している。この心電流画像  $V_I(t_1 - t_n)$  のうち、相対的に明度の高い部分  $BP$  は、心臓  $91$  の各位置を流れる電流  $E_V$  の経時的变化  $E_V(t_1 - t_n)$  に従って、経時的に移動していく。例えば、ある時刻  $t_{21}$  において相対的に明度の高い部分  $BP(t_{21})$  と、次の時刻  $t_{22}$  において相対的に明度の高い部分  $BP(t_{22})$  とは、異なる位置である。このような合成画像  $C_I$  を参照することにより、術者は、心臓  $91$  の各位置を流れる電流  $E_V$  の経時的变化  $E_V(t_1 - t_n)$  を、直感的に認識することができる。また、心臓  $91$  において電流  $E_V$  の変化が異常な箇所  $LE$  (例えば、心臓  $91$  の不整脈箇所) については、他の正常箇所とは異なる明度の変化をする(図示の例では、渦巻き状に明度に変化する)。このため術者は、異常な電流  $E_V$  の変化を有する病変部  $LE$  の場所についても、直感的に認識することができる。

[0044] なお、心電流画像生成部  $523$  及び合成画像生成部  $52$  は、2次元臓器モデル  $OM$  と、2次元磁界強度分布モデル  $DM$  とを用いた2次元の処理においても、2次元臓器モデル  $OM$  を、所定の単位面積要素を表すピクセルに分割した上で、図8～図10で説明したと同様の処理をすることができる。

[0045] 図11は、合成画像  $C_I$  の他の例を示す図である。図11の例では、第1窓  $FW1$  において、仮想面  $VP$  は、心臓  $91$  を表す画像と交差している。このため、合成画像  $C_I$  は、仮想面  $VP$  における心臓  $91$  の断面を表す臓器モデル画像  $S_I(t_1 - t_n)$  と、心臓  $91$  の同じ断面を流れる電流  $E_V$  の経時的变化  $E_V(t_1 - t_n)$  を表す心電流画像  $V_I(t_1 - t_n)$  とを重畳した画像とされている。図11の合成画像  $C_I$  においても、図10と同様に、心電流画像  $V_I(t_1 - t_n)$  のうち、相対的に明度の高い部分  $BP$  は、心臓  $91$  の各位置を流れる電流  $E_V$  の経時的变化  $E_V(t_1 - t_n)$  に従って、経時的に移動していく。例えば、ある時刻  $t_{13}$  において相対的に明度

の高い部分BP ( $t_{13}$ ) と、次の時刻  $t_{14}$  において相対的に明度の高い部分BP ( $t_{14}$ ) とは、異なる位置である。

[0046] 図12は、色属性の変化の他の例を示す図である。図12(A)は、彩度を変化させる例を示し、図12(B)は、色相を変化させる例を示す。図12(A)に示すように、心電流画像生成部523は、心電流画像V1 ( $t_1 - t_n$ ) を生成する際、各ボクセルBOについて、色相及び明度は任意の値とし、かつ、彩度については当該ボクセルBOを流れる電流EVの経時的変化EV ( $t_1 - t_n$ ) に応じた値としてもよい。このようにしても、明度を変化させた図9～図11の例と同様の効果が得られる。図12(B)に示すように、心電流画像生成部523は、心電流画像V1 ( $t_1 - t_n$ ) を生成する際、各ボクセルBOについて、明度及び彩度は任意の値とし、かつ、色相については当該ボクセルBOを流れる電流EVの経時的変化EV ( $t_1 - t_n$ ) に応じたRGB値としてもよい。このようにしても、明度を変化させた図9～図11の例と同様の効果が得られる。

なお、図9では明度を変化させる例、図12(A)では彩度を変化させる例、図12(B)では色相を変化させる例についてそれぞれ説明した。しかし、心電流画像生成部523は、色相と、彩度と、明度と、これらの組み合わせと、のいずれかを変化させた心電流画像V1 ( $t_1 - t_n$ ) を生成してよい。

[0047] 図13は、色属性の変化の他の例を示す図である。図13では、色属性のパターンを変化させる例を示す。図13に示すように、心電流画像生成部523は、心電流画像V1 ( $t_1 - t_n$ ) を生成する際、あるボクセルBOについて、電流EVが経時的に上昇する場合(図13:時刻  $t_1$  から、電流EVが頂点CPに至るまでの間)は、第1のパターンで色属性を変化させる。図13の例では、第1のパターンは、電流EVの上昇に伴い、暖色の間で色相を赤から黄へと変化させると共に、明度を高く変化させる。また、心電流画像生成部523は、心電流画像V1 ( $t_1 - t_n$ ) を生成する際、同じボクセルBOについて、電流EVが経時的に下降する場合(図13:電流EV

が頂点CPに至った後、時刻 $t_n$ までの間)は、第1のパターンとは異なる第2のパターンで色属性を変化させる。図13の例では、第2のパターンは、電流EVの下降に伴い、寒色の間で色属性を黄から青へと変化させると共に、明度を低く変化させる。なお、心電流画像生成部523は、3次元臓器モデルOM( $t_1 - t_n$ )の各ボクセルBOに対して同様に処理を行い、心電流画像Vl( $t_1 - t_n$ )を生成する。

[0048] 図13の例によれば、心電流画像生成部523は、臓器のある位置(心臓91のあるボクセルBO)において、電流値EVが経時的に上昇する場合は第1のパターンで色属性を変化させ、電流値EVが経時的に下降する場合は第2のパターンで色属性を変化させた心電流画像Vl( $t_1 - t_n$ )を生成する。このため、術者は、色属性の変化のパターンによって、臓器のある位置(心臓91のあるボクセルBO)の電流値EVが上昇傾向であるか、下降傾向であるかを直感的に認識できる。

[0049] 以上のように、第1実施形態の医療装置1によれば、心臓91(臓器)を3次元または2次元で表した臓器モデル画像Sl( $t_1 - t_n$ )と、心臓91の各位置を流れる電流EVの経時的变化EV( $t_1 - t_n$ )を表した心電流画像Vl( $t_1 - t_n$ )と、を重畳した合成画像Clを生成する。このため、術者は、合成画像Clを用いて、心臓91の各位置を流れる電流EVの変化の様子を直感的に認識することができる。また、合成画像Clの心電流画像Vl( $t_1 - t_n$ )は、心臓91の各位置を流れる電流EVの経時的变化EV( $t_1 - t_n$ )を、色属性の変化により表した画像である。このため、従来の電流ベクトルを表す矢印表示と比較して、電流ベクトルを表す矢印が術者の視界を遮り、術者が心臓91の状態を確認する際の妨げとなる虞がない。これらの結果、病変部(不整脈箇所等)の発見に要する時間を短縮することができると共に、手技の効率や安全性を向上できる。

[0050] また、第1実施形態の医療装置1によれば、心電流画像生成部523は、色属性の変化を、色相と、彩度と、明度と、これらの組み合わせと、のいずれかを変化させることにより表現した心電流画像Vl( $t_1 - t_n$ )を生成

する。このため、術者は、心臓91（臓器）の各位置を流れる電流EVの変化の様子を、より一層直感的に認識できる。また、心電流画像生成部523は、相対的に高い電流EVが流れている部分に対応する部分（ボクセルBO）についての、色相、彩度、及び明度の少なくとも1つを、他の部分（ボクセルBO）よりも高くした心電流画像V1（t1-tn）を生成する。このため、術者は、心臓91の各位置を流れる電流EVの変化の様子を、より一層直感的に認識できる。

[0051] <第2実施形態>

図14は、第2実施形態の主制御部51と合成画像生成部52Aの機能ブロック図である。第2実施形態の医療装置1Aは、第1実施形態で説明した合成画像生成部52に代えて合成画像生成部52Aを備えている。合成画像生成部52Aは、第1実施形態で説明した臓器モデル画像S1（t1-tn）と、心電流画像V1（t1-tn）とに加えてさらに、同じ仮想面VPにおける磁界強度分布画像M1（t1-tn）を重畳した合成画像C1Aを生成する。なお、磁界強度分布画像M1（t1-tn）は、図7で説明した方法により生成された3次元磁界強度分布モデルDMを、仮想面VPでキャプチャして生成できる。合成画像生成部52Aは、生成した合成画像C1Aと、第1窓FW1と、第2窓FW2とを、モニタ60の表示画面61に表示させる。

[0052] 図15は、第2実施形態の合成画像C1Aの一例を示す図である。第1窓FW1は、第1実施形態で説明した通りである。第2窓FW2には、心電流画像V1の表示有無（ON/OFF）と、磁界強度分布画像M1の表示有無（ON/OFF）とを表す画像が表示されている。術者は、第2窓FW2に表示されたON/OFF表示の選択を切り替えることにより、合成画像C1Aの臓器モデル画像S1（t1-tn）に重畳される画像の種類を切り替えることができる。図15の例では、第2窓FW2において、心電流画像V1の表示有無がOFF（表示しない）に設定されており、磁界強度分布画像M1の表示有無がON（表示する）に設定されている。このため、上部には、

臓器モデル画像  $S_I(t_1 - t_n)$  に対して磁界強度分布画像  $M_I(t_1 - t_n)$  を重畳した合成画像  $C_I A$  が表示されている。

[0053] 図16は、第2実施形態の合成画像  $C_I A$  の他の例を示す図である。図16の例では、第2窓  $FW2$  において、心電流画像  $V_I$  の表示有無が  $ON$  (表示する) に設定されており、磁界強度分布画像  $M_I$  の表示有無が  $ON$  (表示する) に設定されている。このため、上部には、臓器モデル画像  $S_I(t_1 - t_n)$  に対して、心電流画像  $V_I(t_1 - t_n)$  と、磁界強度分布画像  $M_I(t_1 - t_n)$  との両方を重畳した合成画像  $C_I A$  が表示されている。

[0054] このように、医療装置  $1A$  は種々の変更が可能であり、合成画像生成部  $52A$  は、臓器モデル画像  $S_I(t_1 - t_n)$  及び心電流画像  $V_I(t_1 - t_n)$  とは異なる別途の画像を含む合成画像  $C_I A$  を生成し、表示させてもよい。上述の例では、合成画像  $C_I A$  に磁界強度分布画像  $M_I(t_1 - t_n)$  を重畳するとしたが、他の画像を重畳してもよい。他の画像としては、例えば、病変部の位置を表す画像、心臓  $91$  に挿入された医療デバイス (カテーテル等) の位置を表す画像等、種々の画像を採用できる。また、合成画像生成部  $52A$  は、仮想面  $VP$  を指定するための第1窓  $FW1$  に加えてさらに、合成画像  $C_I A$  として表示する画像の種類を指定するための第2窓  $FW2$  を表示させてもよい。第2窓  $FW2$  を用いれば、術者における医療装置  $1A$  の使い勝手をより一層向上できる。

[0055] このような第2実施形態の医療装置  $1A$  においても、上述した第1実施形態と同様の効果を奏することができる。また、第2実施形態の医療装置  $1A$  によれば、合成画像生成部  $52A$  は、臓器モデル画像  $S_I(t_1 - t_n)$  と心電流画像  $V_I(t_1 - t_n)$  に加えてさらに、磁界強度分布画像  $M_I(t_1 - t_n)$  を重畳した合成画像  $C_I A$  を生成する。このため、術者は、合成画像  $C_I A$  の磁界強度分布画像  $M_I(t_1 - t_n)$  を用いて、心臓  $91$  (臓器) の各位置における生体磁界  $MF_h$  の強さを認識することができ、手技の効率や安全性をより一層向上できる。

[0056] <本実施形態の変形例>

上記実施形態において、ハードウェアによって実現されたとした構成の一部をソフトウェアに置き換えるようにしてもよく、逆に、ソフトウェアによって実現されたとした構成の一部をハードウェアに置き換えるようにしてもよい。また、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。

[0057] [変形例 1]

上記第 1, 第 2 実施形態では、医療装置 1, 1 A の構成を例示した。しかし、医療装置 1 の構成は種々の変更が可能である。例えば、医療装置 1 において、磁気センサアレイ 10 と、CT 装置 40 と、コンピュータ 50 と、表示部 60 と、操作部 70 との少なくとも一部は、一体的なデバイスとして構成されてもよい。例えば、医療装置 1 は、MRI 装置、心電計、X 線撮像装置、超音波プローブ等の他の装置を備えていてもよい。医療装置 1 が心電計を備える場合、医療装置 1 は、心電計による実測値と、心電流画像生成部 523 により求められた電流  $E V$  の経時的变化  $E V (t_1 - t_n)$  と、を比較することで、心電流画像生成部 523 により求められた電流値の確認、再測定、補正等を行ってもよい。

[0058] 例えば、心電流画像生成部 523 は、上述した方法とは異なる、下記の方法 a 1 または方法 a 2 によって、心臓 91 の各位置を流れる電流  $E V$  の経時的变化  $E V (t_1 - t_n)$  を求めてもよい。なお、方法 a 1 及び a 2 において、心臓 91 内における医療デバイス（カテーテル等）の位置の特定は、例えば次のようにして実現できる。

・医療デバイスに電磁石からなる磁界発生部を設ける。医療装置 1 の主制御部 51 は、磁界発生部（電磁石）に通電した状態で、磁気センサアレイ 10 から出力された第 2 磁界情報を取得する。第 2 磁界情報は、生体磁界  $M F h$  と、医療デバイスの磁界発生部が発生するデバイス磁界とが合わさった磁界情報（以後「生体・デバイス混合磁界」とも呼ぶ）である。第 2 磁界情報には、医療デバイスの位置情報が含まれている。このため主制御部 51 は、第

1 実施形態で説明した生体磁界情報と、第2磁界情報とを比較することによって、医療デバイスの磁界発生部の位置を特定できる。

・医療デバイスに永久磁石からなる磁界発生部を設ける。医療装置1の主制御部51は、X線撮像装置により得られるX線画像から、医療デバイスの磁界発生部の位置を特定できる。これは、医療デバイスに設けられる磁界発生部（磁力源）が永久磁石である場合、X線画像上の磁界発生部と、磁気センサレイ10と、の相対距離以外の要因（主として時間）で磁力強度測定値が変化しないため、磁界発生部を、心臓91の拍動よりも、医療デバイスの操作（換言すれば、医療デバイスの移動）に連動して移動する磁力源として識別できるためである。

[0059] (a1) 医療デバイスに電極を設け、心臓91の内側に挿入された医療デバイスを用いた電位測定によって、心臓91の各位置を流れる電流EVの経時的变化EV(t1-tn)を求めてもよい。この場合、心臓91の内側のある特定ポイントで任意の時間Tの間だけ電位変化測定を実施した後、測定ポイントを移動させることで、必要とする心臓領域における電位の時間変化データを取得する。時間Tは、事前に取得された心臓91の拍動周期に応じた値とでき、心臓91の拍動周期のm(mは自然数)倍とすることが好ましい。心電流画像生成部523は、このようにして得た電位変化を、電流EVの経時的变化EV(t1-tn)に読み替える。読み替えは、単位換算のみを原則とできる。心電流画像生成部523は、読み替えと共に、ノイズ低減等の信号補正を行ってもよい。なお、心臓91に挿入される医療デバイスが、バスケット構造を有するカテーテルである場合は、測定をリアルタイムに行いながら、電位と電流との読み替えをすることも可能である。

[0060] (a2) 医療デバイスに磁気センサを設け、心臓91の内側に挿入された医療デバイスを用いた磁気測定によって、心臓91の各位置を流れる電流EVの経時的变化EV(t1-tn)を求めてもよい。この場合、心臓91の内側のある特定ポイントで任意の時間Tの間だけ磁気変化測定を実施した後、測定ポイントを移動させることで、必要とする心臓領域における磁気の時

間変化データを取得する。時間Tについては方法a1と同様である。心電流画像生成部523は、このようにして得た磁気変化を、マクスウェル方程式等の周知の物理法則に従い、電流EVの経時変化EV(t1-tn)に変換する。なお、心臓91に挿入される医療デバイスが、バスケット構造を有するカテーテルである場合は、測定をリアルタイムに行いながら、磁気と電流との変換をすることも可能である。

[0061] 周知の通り、磁気、電位、電流の時間変化は相互関係にある。このため、第1実施形態で説明した方法、及び上記方法a1, a2において、心電流画像生成部523は、マクスウェル方程式と共に心臓91の心筋のインピーダンスデータを用いて、経時変化EV(t1-tn)を求めてもよい。

[0062] [変形例2]

上記第1, 第2実施形態では、合成画像生成部52, 52Aが生成し、表示画面61に表示させる画像の一例を示した。しかし、表示画面61に表示される画像は、種々の変更が可能である。例えば、第1窓FW1と、第2窓FW2との少なくとも一方は、省略されてもよい。例えば、表示画面61には、心電流画像V1(t1-tn)における色属性の変化の方法(図9, 図12, 図13で説明した方法)を選択可能とするための第3窓が表示されてもよい。例えば、表示画面61には、MRI画像、心電計による測定データを表示する画像、脈拍等を表示する画像、手技の手順を説明する画像等の、種々の画像が表示されてよい。例えば、合成画像C1には、医療デバイスの位置を表す画像や、病変部の位置を表す画像がさらに重畳されてもよい。例えば、合成画像C1には、心臓91の特定部位(洞結節、房室結節、ヒス束、プルキンエ線維等)を表す画像がさらに重畳されてもよい。

[0063] [変形例3]

上記第1, 第2実施形態の医療装置1, 1Aの構成、及び上記変形例1, 2の各構成は、適宜組み合わせてもよい。例えば、第2実施形態で説明した構成において、図9, 図12, 図13で説明した心電流画像V1(t1-tn)における色属性の変化のバリエーションを採用してもよい。

[0064] 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。

### 符号の説明

- [0065] 1, 1 A…医療装置  
1 0…磁気センサアレイ  
1 1…磁気センサ  
4 0…CT装置  
5 0…コンピュータ  
5 1…主制御部  
5 2, 5 2 A…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  
9 5…寝台  
5 1 1…画像情報取得部  
5 1 2…生体磁界情報取得部  
5 2 1…モデル画像生成部  
5 2 2…磁界強度分布画像生成部  
5 2 3…心電流画像生成部  
V P…仮想面  
O M…3次元臓器モデル  
D M…3次元磁界強度分布モデル

S I …臓器モデル画像  
V I …心電流画像  
M I …磁界強度分布画像  
C I , C I A …合成画像  
F W 1 …第 1 窓  
F W 2 …第 2 窓  
H B …ヒス束  
L E …病変部  
P F …プルキンエ線維  
S N …洞結節

## 請求の範囲

### [請求項1]

医療装置であって、  
生体内の臓器のMRI画像またはCT画像を含む画像情報を取得する画像情報取得部と、  
前記臓器が発生する生体磁界から得られる生体磁界情報を取得する生体磁界情報取得部と、  
前記画像情報を用いて、前記臓器を3次元または2次元で表した臓器モデル画像を生成するモデル画像生成部と、  
前記臓器の各位置を流れる電流の経時的变化であって、前記生体磁界情報から得られた電流の経時的变化を、色属性の変化により表した心電流画像を生成する心電流画像生成部と、  
前記臓器モデル画像と、前記心電流画像と、を重畳した合成画像を生成する合成画像生成部と、  
を備える、医療装置。

### [請求項2]

請求項1に記載の医療装置であって、  
前記心電流画像生成部は、前記色属性の変化を、色相と、彩度と、明度と、これらの組み合わせと、のいずれかを変化させることにより表現する、医療装置。

### [請求項3]

請求項2に記載の医療装置であって、  
前記心電流画像生成部は、所定時刻における前記臓器の各位置のうち、相対的に高い電流が流れている部分に対応する部分についての、色相、彩度、及び明度の少なくとも1つを、同時刻の他の部分よりも高くした前記心電流画像を生成する、医療装置。

### [請求項4]

請求項1から請求項3のいずれか一項に記載の医療装置であって、  
前記心電流画像生成部は、前記臓器のある位置において、  
電流値が経時的に上昇する場合は、第1のパターンで前記色属性を変化させた前記心電流画像を生成し、  
電流値が経時的に下降する場合は、前記第1のパターンとは異なる

る第2のパターンで前記色属性を変化させた前記心電流画像を生成する、医療装置。

[請求項5]

請求項1から請求項4のいずれか一項に記載の医療装置であって、前記生体磁界情報には、前記臓器が発生する生体磁界の磁界強度分布に関する情報が含まれており、

さらに、前記生体磁界情報を用いて、前記臓器の各位置における前記生体磁界の強さを表す磁界強度分布画像を生成する磁界強度分布画像生成部を備え、

前記合成画像生成部は、前記臓器モデル画像と前記心電流画像に加えてさらに、前記磁界強度分布画像を重畳した合成画像を生成する、医療装置。

[請求項6]

画像生成方法であって、

生体内の臓器のMRI画像またはCT画像を含む画像情報を取得する工程と、

前記臓器が発生する生体磁界から得られる生体磁界情報を取得する工程と、

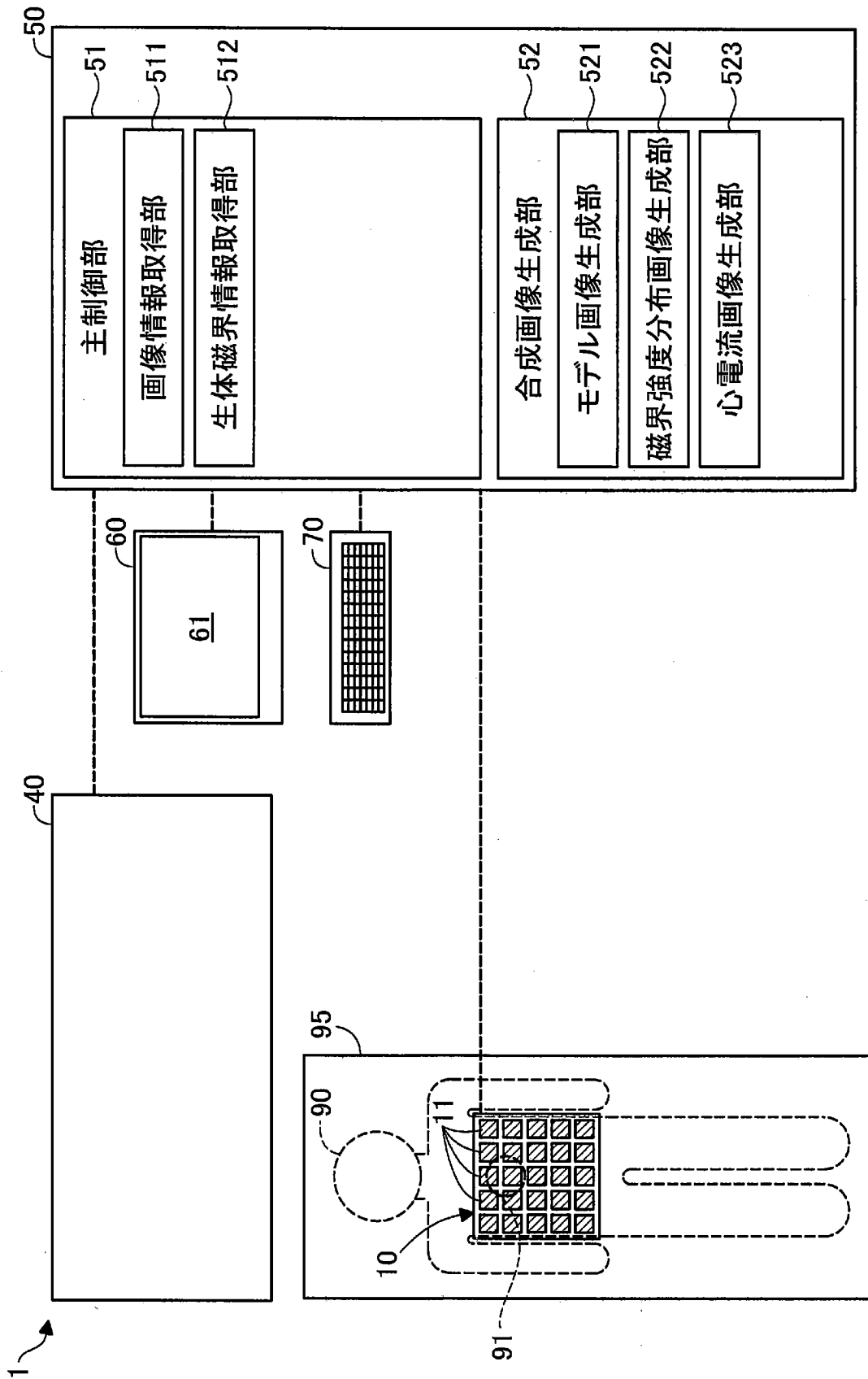
前記画像情報を用いて、前記臓器を3次元または2次元で表した臓器モデル画像を生成する工程と、

前記臓器の各位置を流れる電流の経時的变化であって、前記生体磁界情報から得られた電流の経時的变化を、色属性の変化により表した心電流画像を生成する工程と、

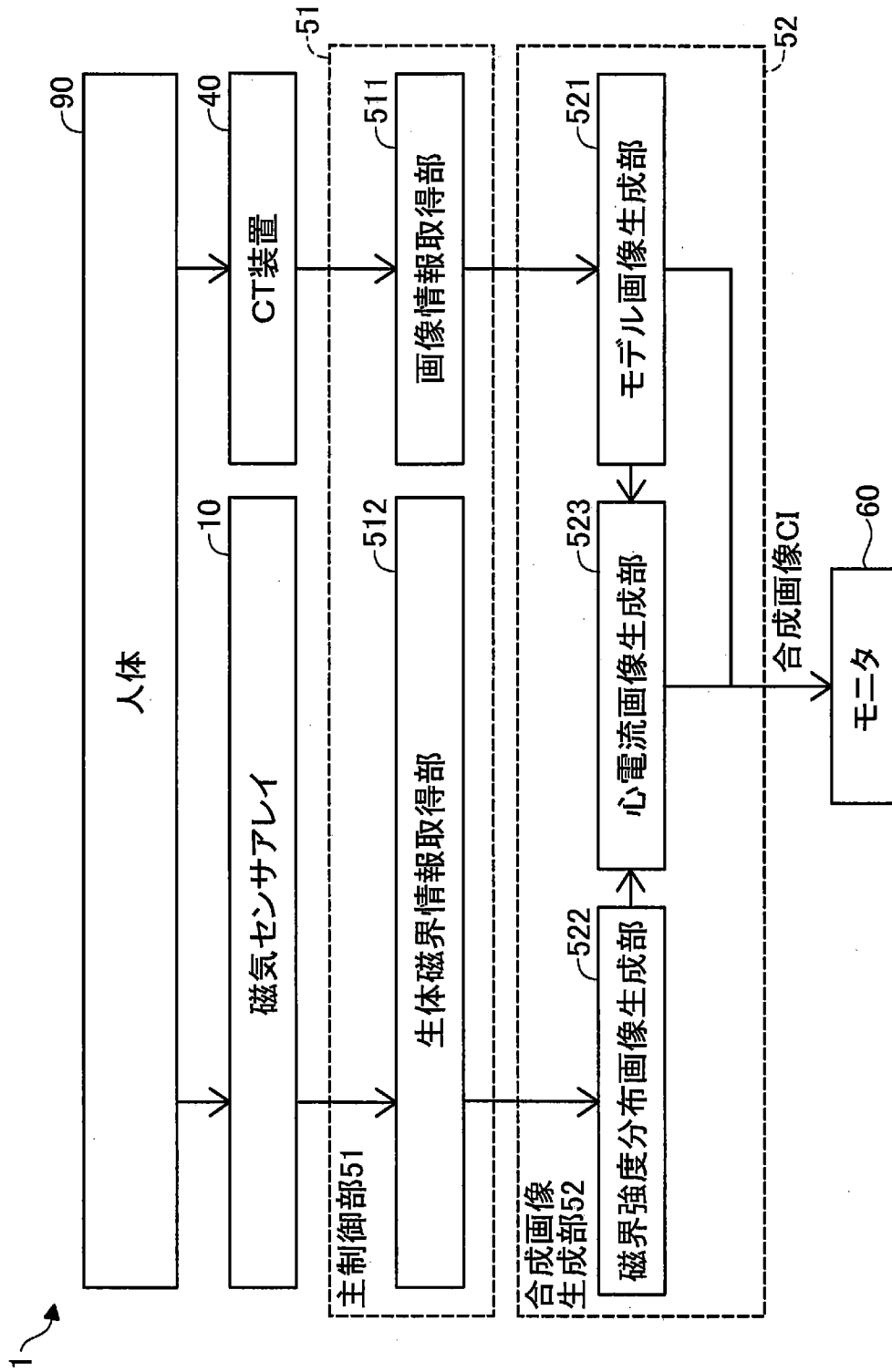
前記臓器モデル画像と、前記心電流画像とを重畳した合成画像を生成する工程と、

を備える、画像生成方法。

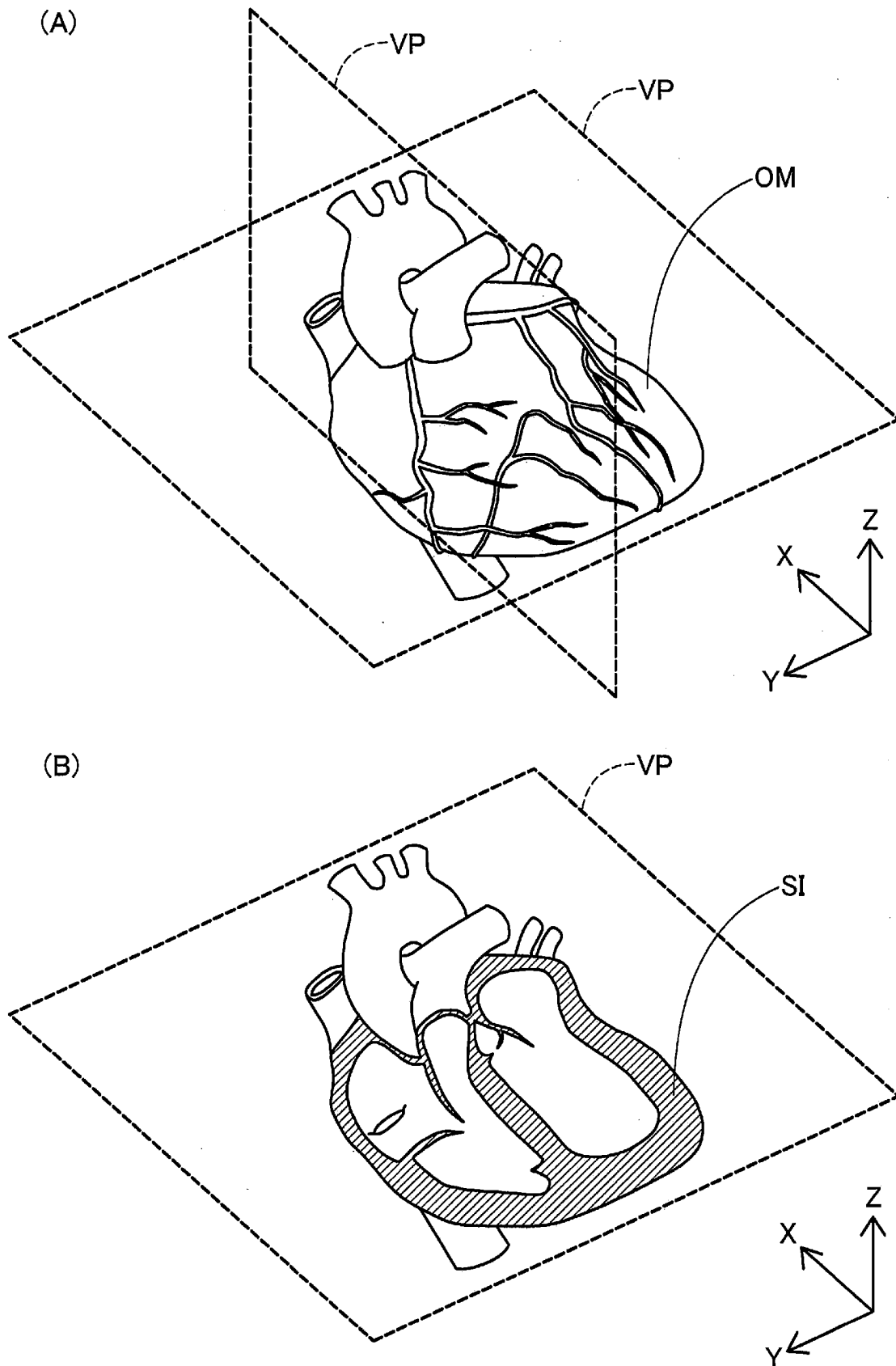
[図1]



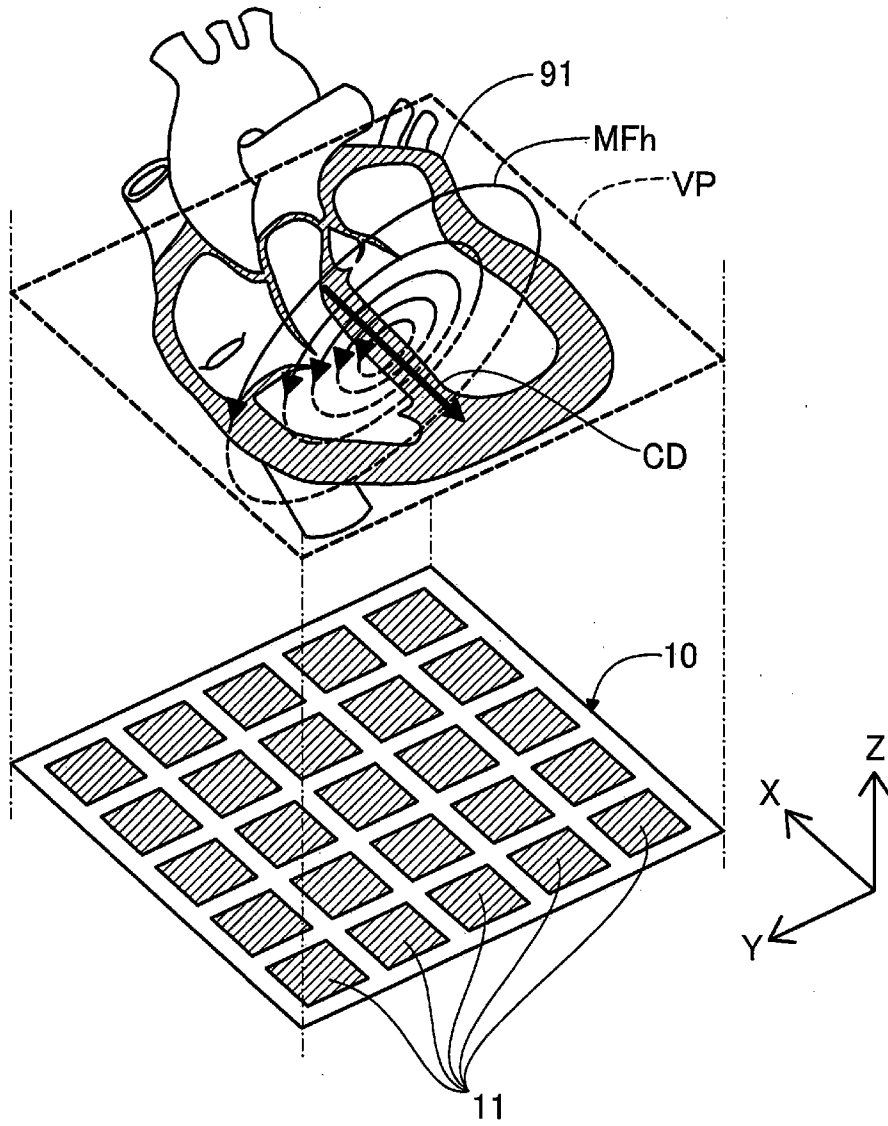
[図2]



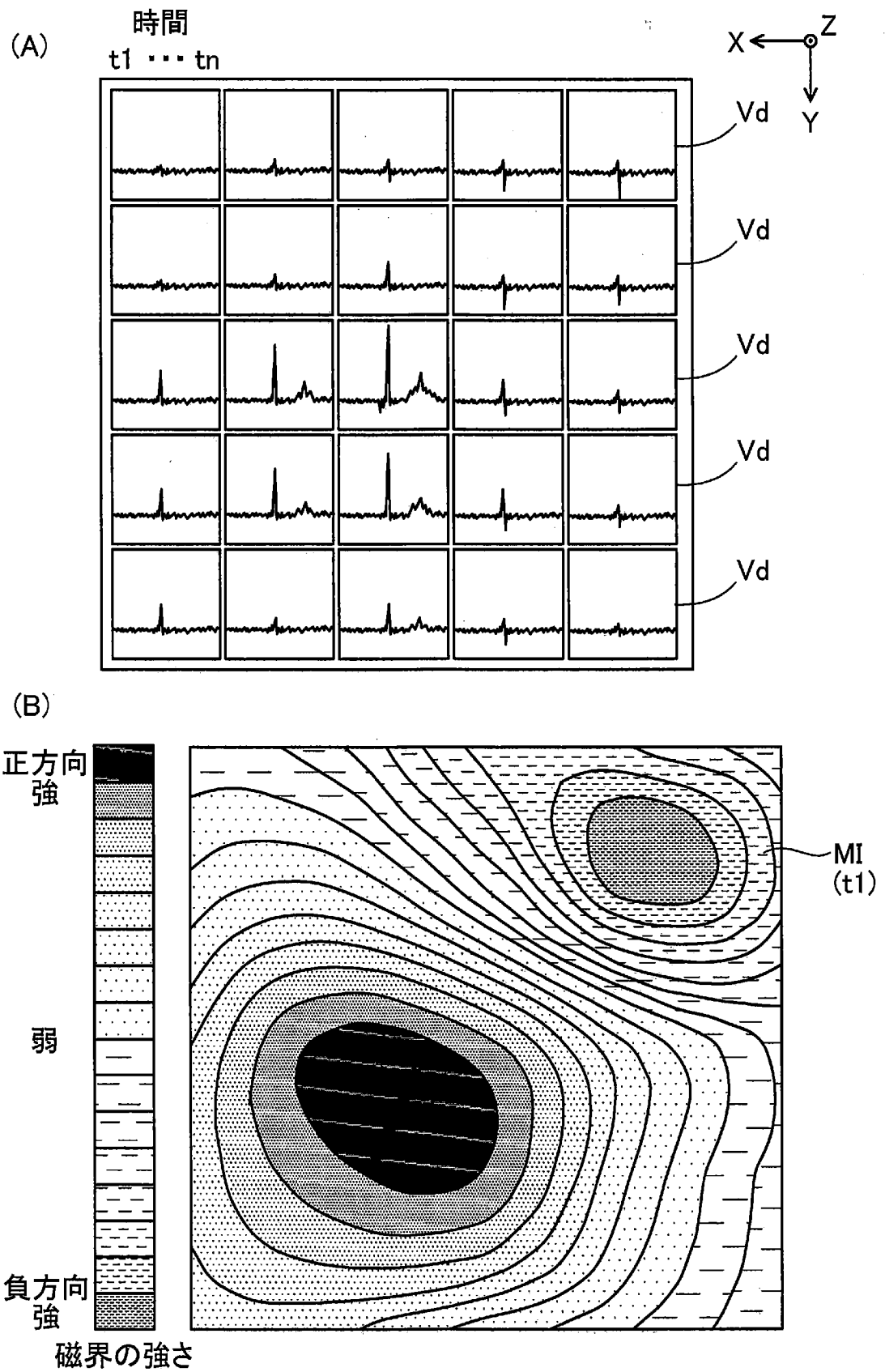
[図3]



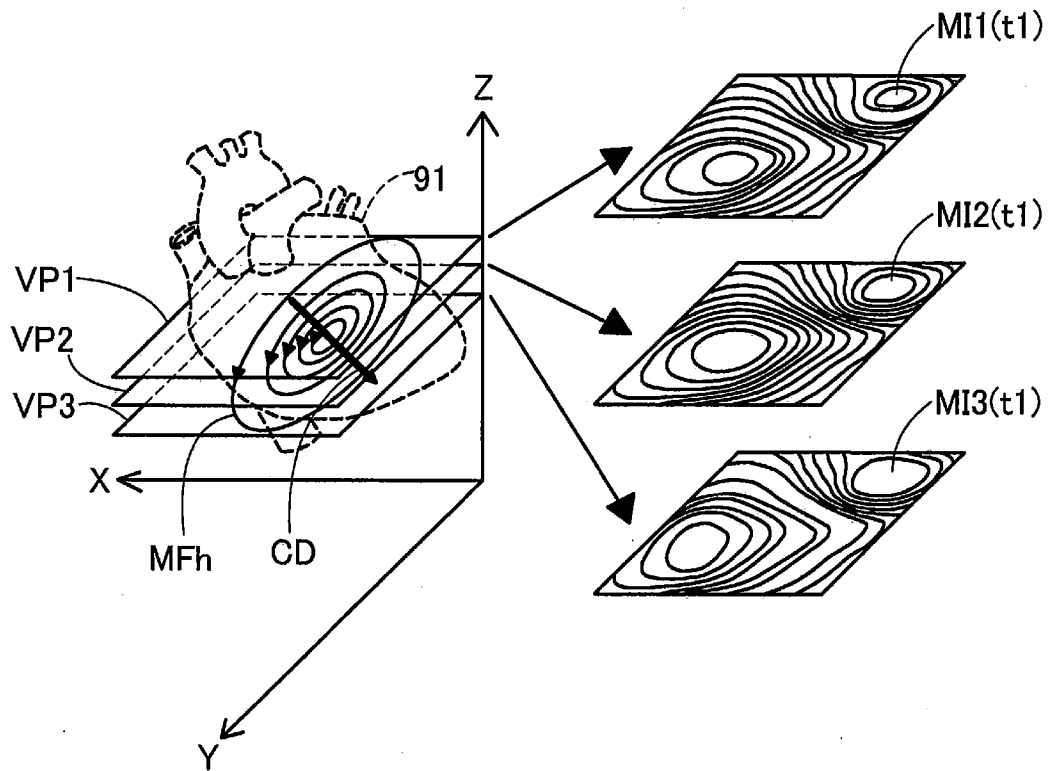
[図4]



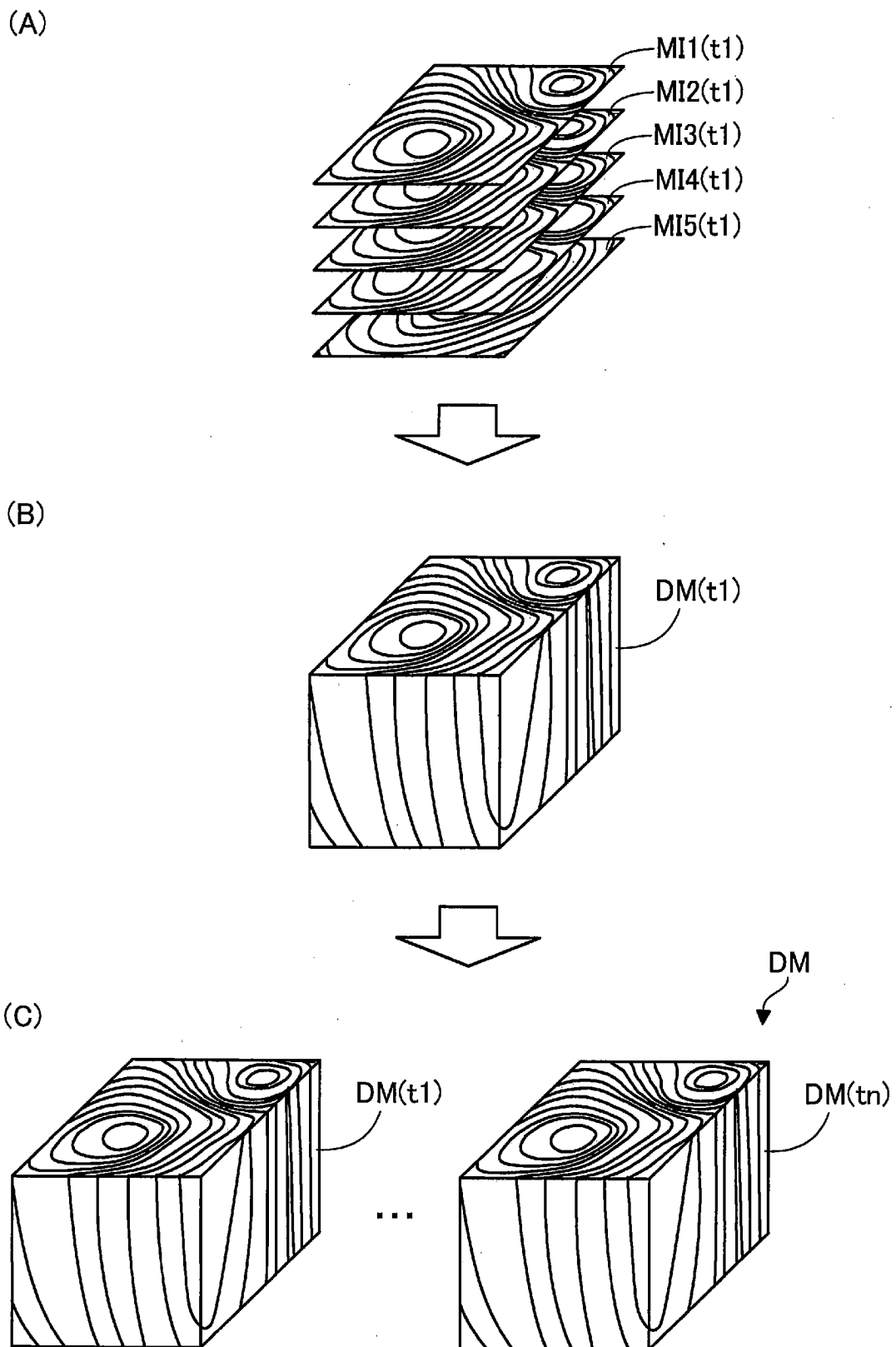
[図5]



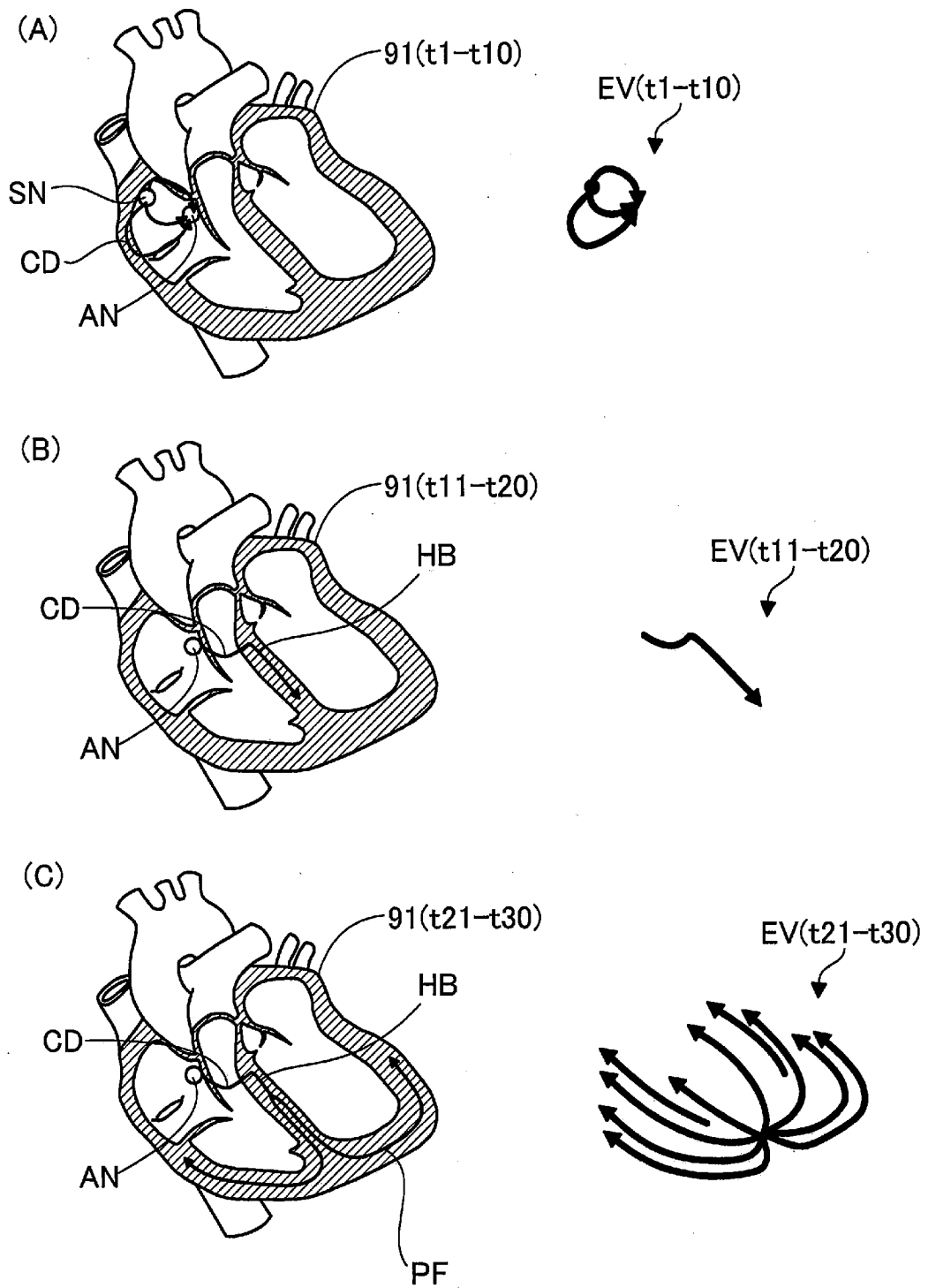
[図6]



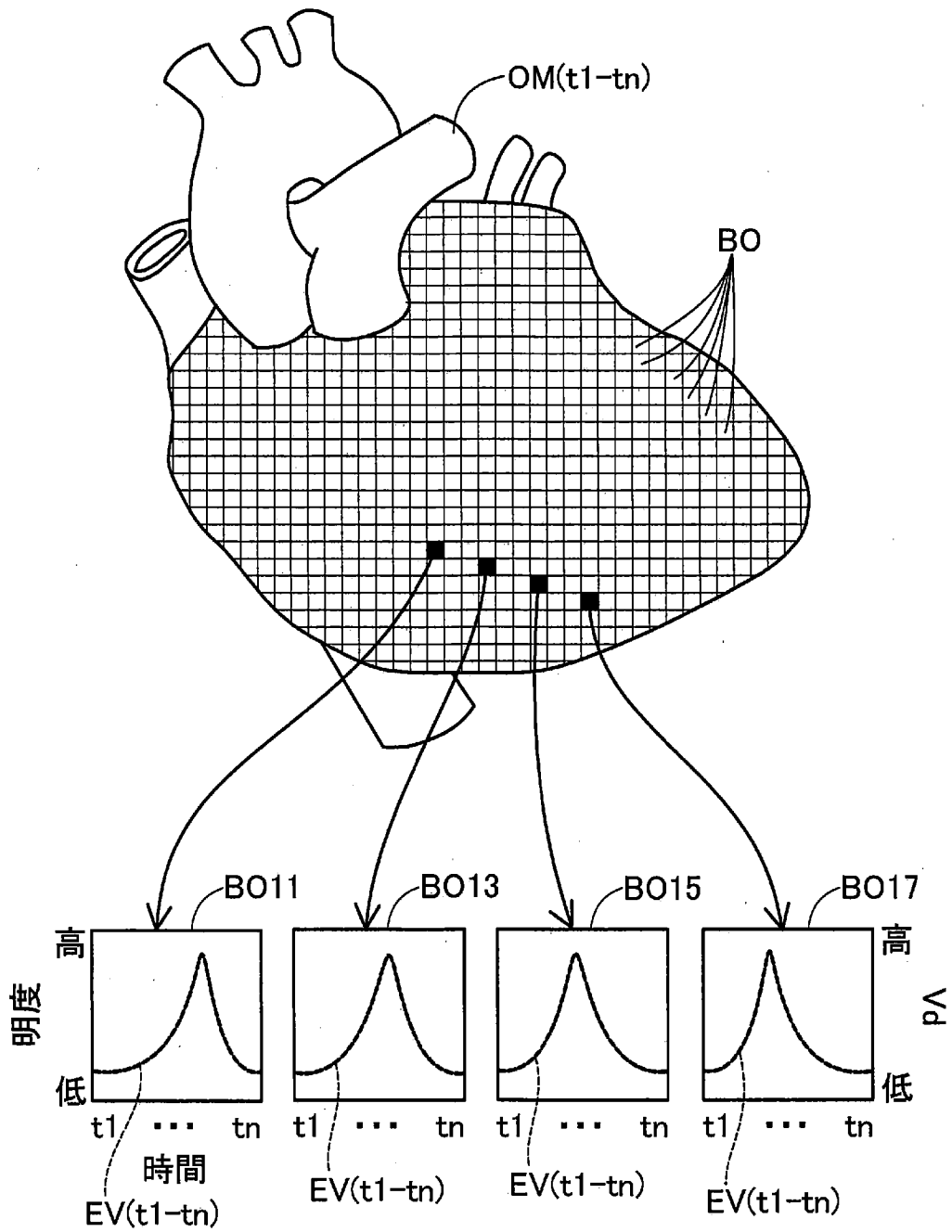
[図7]



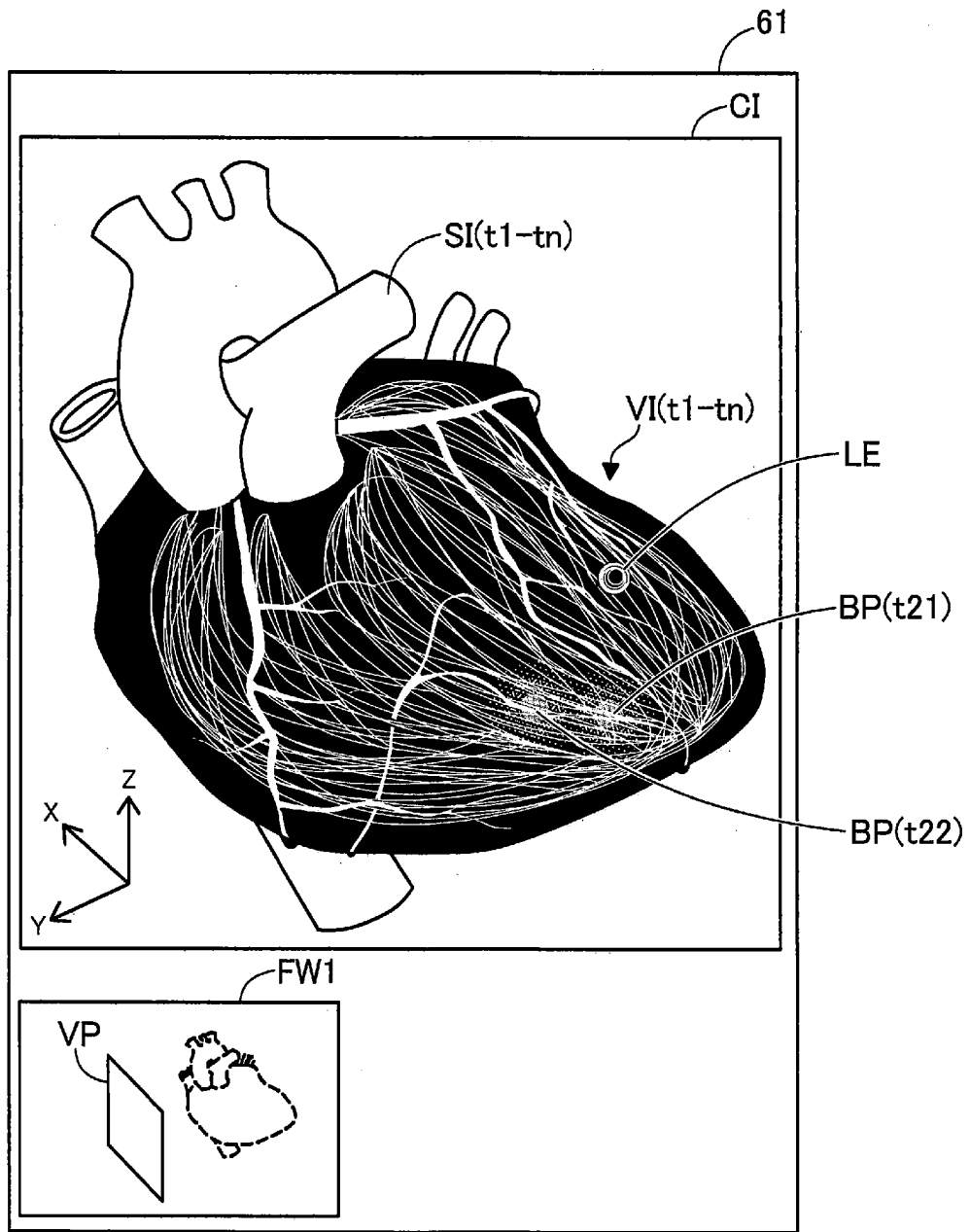
[図8]



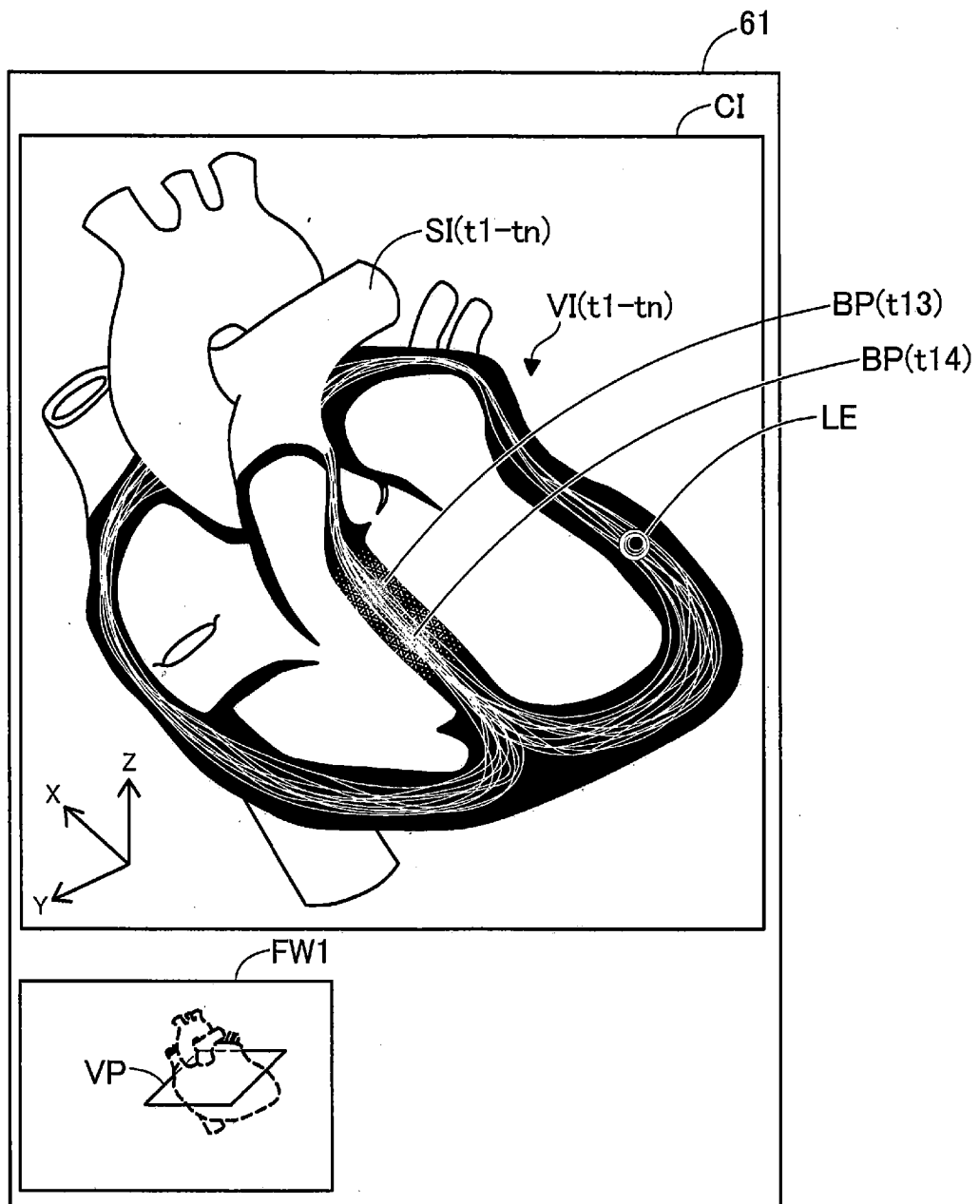
[図9]



[図10]

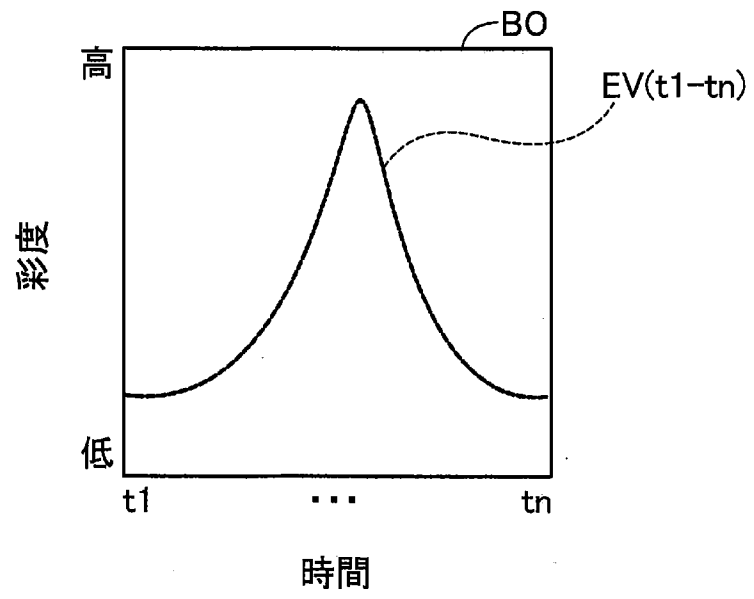


[図11]

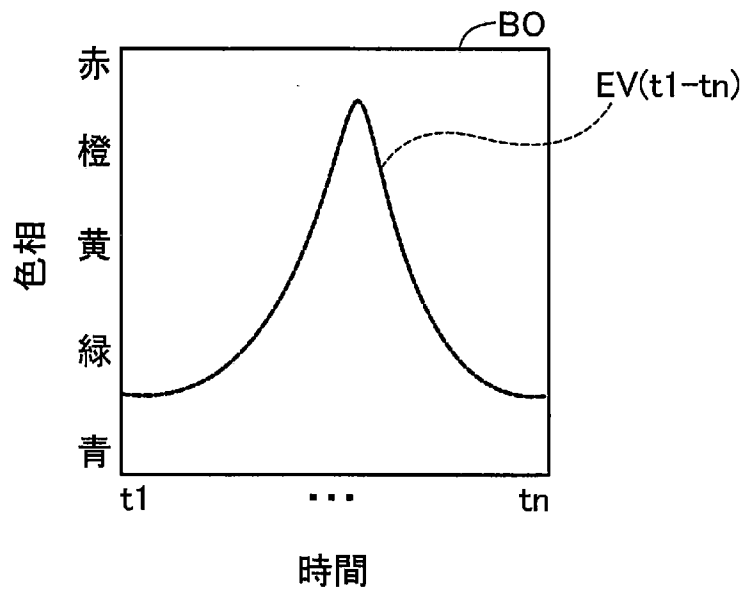


[図12]

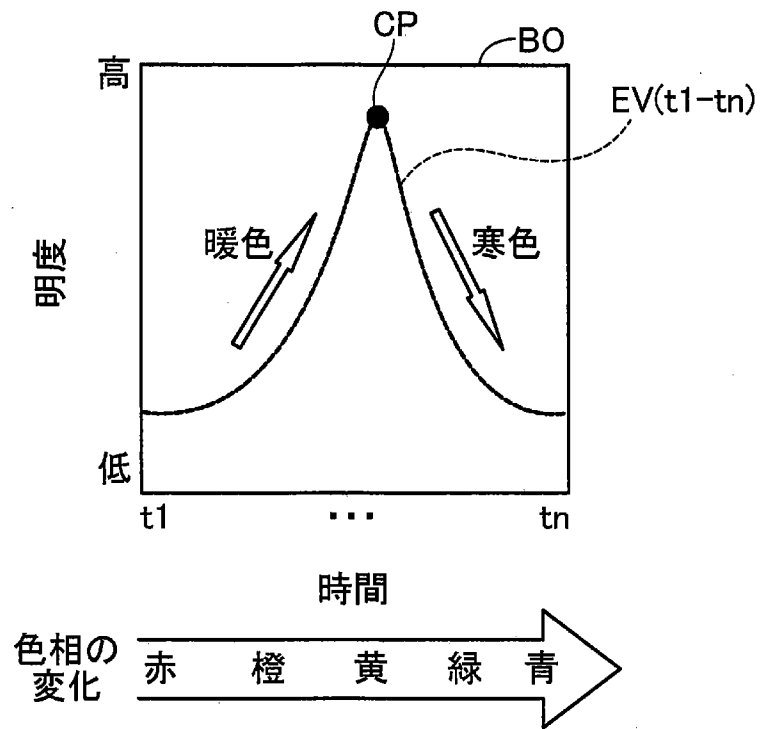
(A)



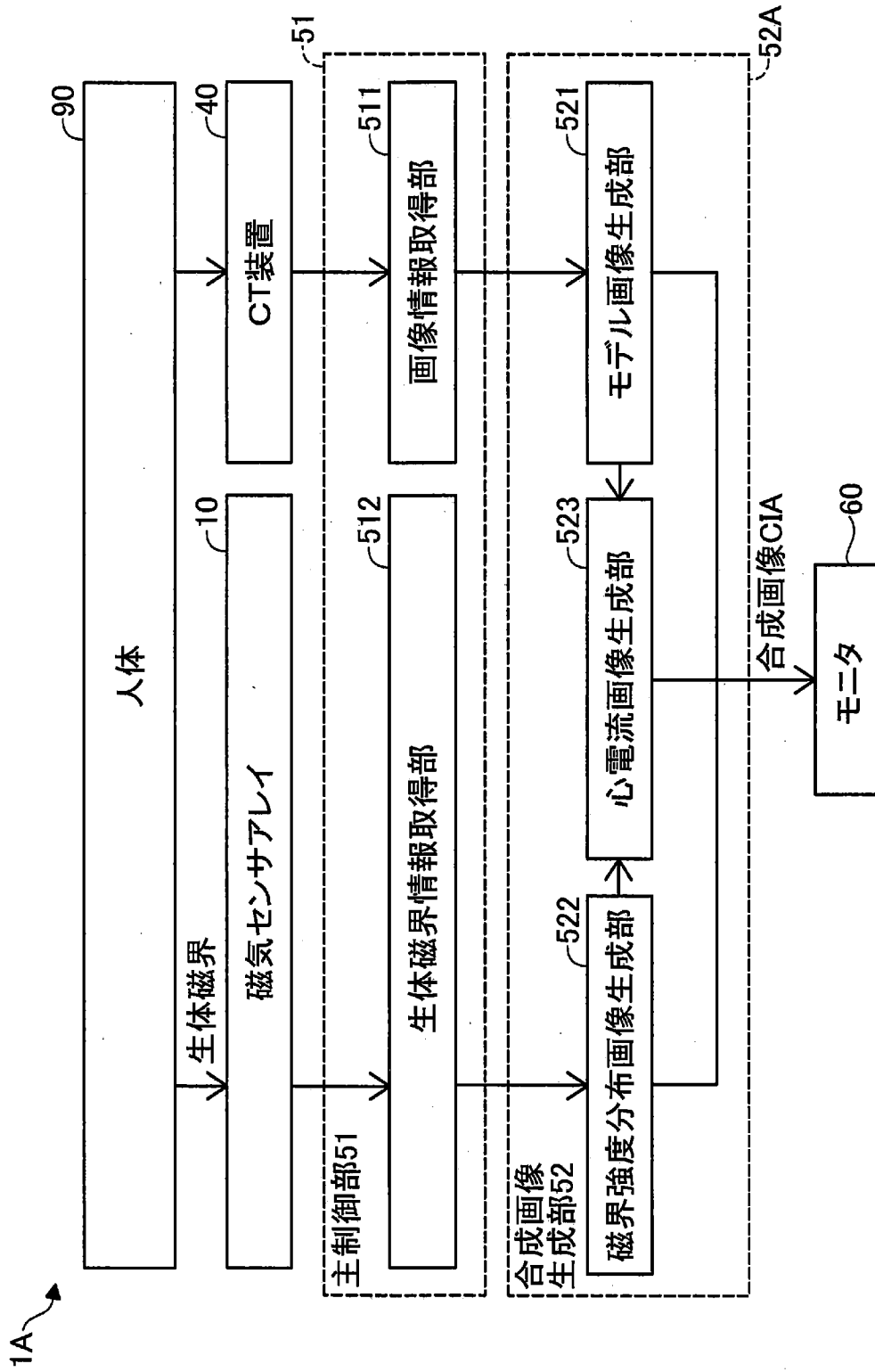
(B)



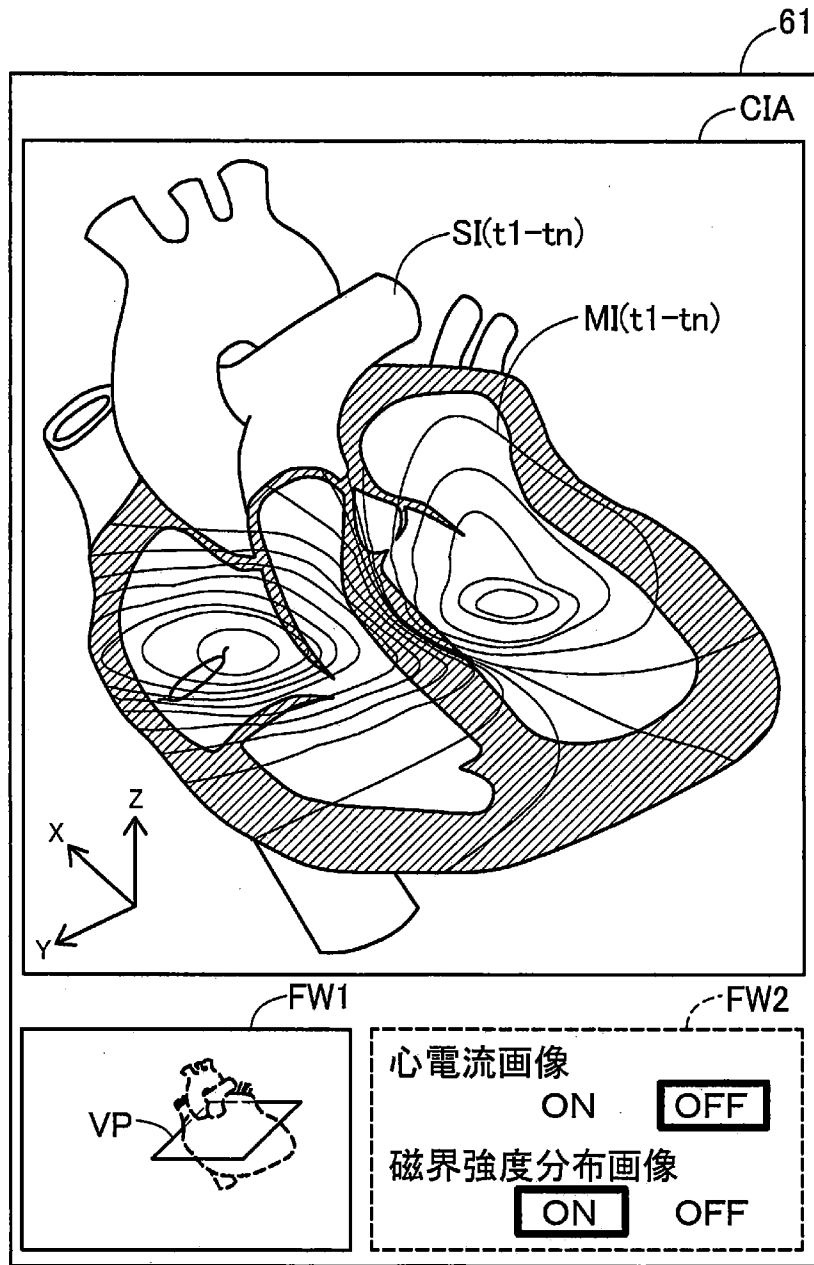
[図13]



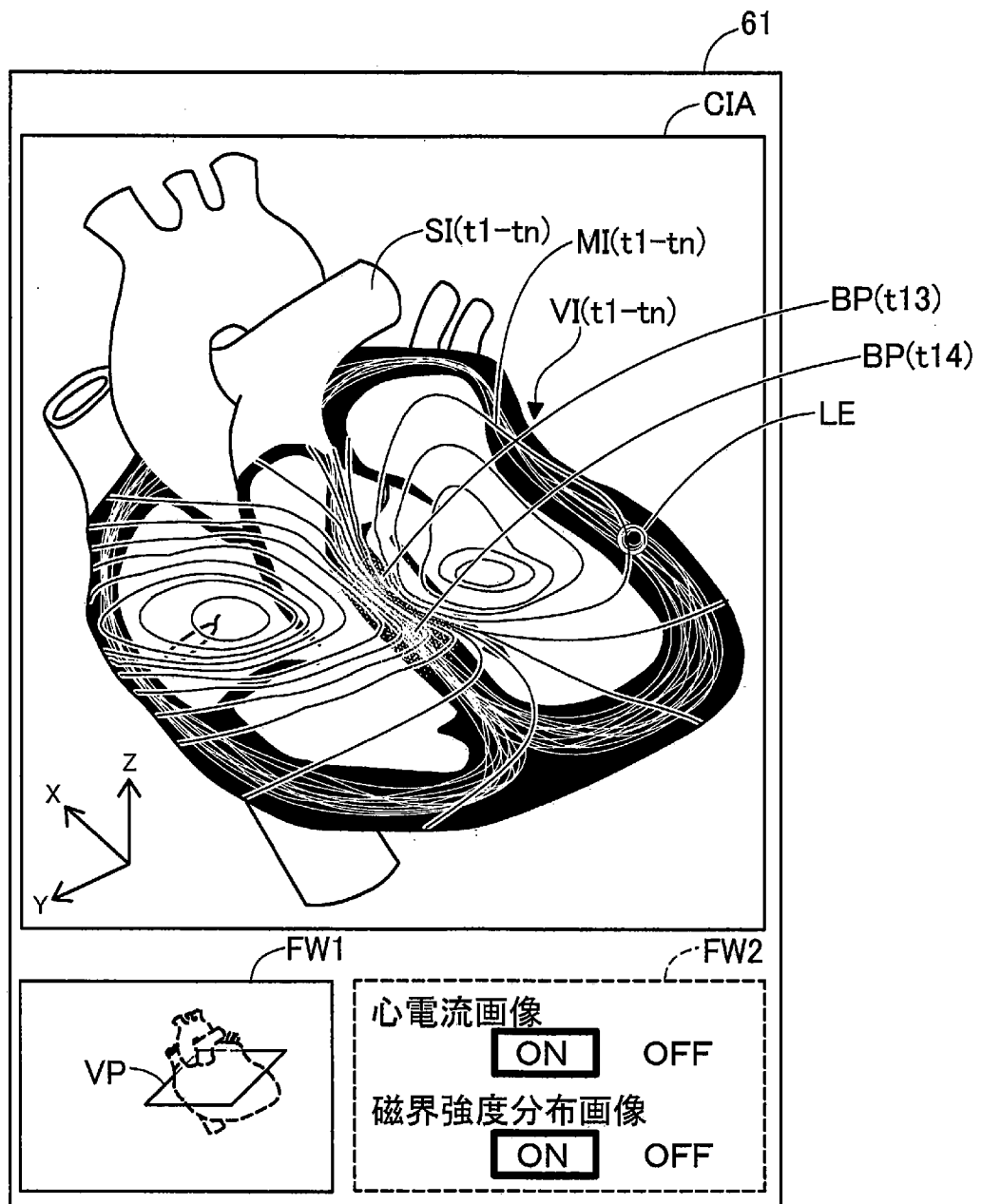
[図14]



[図15]



[図16]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2020/040073

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

Int. Cl. A61B5/05 (2021.01) i  
FI: A61B5/05 A

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

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int. Cl. A61B5/05, A61B5/04

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996  
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2020  
Registered utility model specifications of Japan 1996-2020  
Published registered utility model applications of Japan 1994-2020

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2002/05714 A1 (JAPAN SCIENCE AND TECHNOLOGY CORP.) 24 January 2002 (2002-01-24), description, p. 3, lines 10-27, p. 7, line 26 to p. 8, line 17, p. 12, line 18 to p. 14, line 3, fig. 1, 7A-8	1-4, 6
Y		5
Y	JP 2001-170018 A (HITACHI, LTD.) 26 June 2001 (2001-06-26), paragraphs [0093]-[0095], fig. 8	5

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
04.12.2020

Date of mailing of the international search report  
22.12.2020

Name and mailing address of the ISA/  
Japan Patent Office  
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,  
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.  
PCT/JP2020/040073

Patent Documents referred to in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
WO 2002/05714 A1	24.01.2002	US 2004/0039291 A1 paragraphs [0015], [0016], [0052]- [0057], [0083]- [0093], fig. 1, 7A-8 EP 1302160 A1 AU 6953901 A JP 2002-28144 A	
JP 2001-170018 A	26.06.2001	US 6522908 B1 column 18, line 52 to column 19, line 30, fig. 8	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/05(2021.01)i FI: A61B5/05 A		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） A61B5/05, A61B5/04		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの		
日本国実用新案公報	1922 - 1996年	
日本国公開実用新案公報	1971 - 2020年	
日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年	
日本国登録実用新案公報	1994 - 2020年	
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	WO 2002/05714 A1 (科学技術振興事業団) 24.01.2002 (2002 - 01 - 24) 明細書第3頁第10-27行, 第7頁第26行-第8頁第17行, 第12頁第18行-第14頁第3行、 図1, 7A-8	1-4, 6
Y		5
Y	JP 2001-170018 A (株式会社日立製作所) 26.06.2001 (2001 - 06 - 26) [0093]-[0095]、図8	5
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー	“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの “E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの “X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの “L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） “Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの “O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 “&” 同一パテントファミリー文献 “P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献	
国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日	
04.12.2020	22.12.2020	
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官）  門田 宏 2Q 9224  電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告  
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号  
 PCT/JP2020/040073

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
WO	2002/05714	A1	24.01.2002	US	2004/0039291	A1	
					[0015]-[0016], [0052]- [0057], [0083]-[0093]、 図1, 7A-8		
				EP	1302160	A1	
				AU	6953901	A	
				JP	2002-28144	A	
JP	2001-170018	A	26.06.2001	US	6522908	B1	
					第18欄第52行-第19欄第30 行、図8		