(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
2010 年 1 月 21 日(21.01.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/008097 A1

(51) 国際特許分類:
*A61B 5/055* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2009/063237

(22) 国際出願日: 2009 年 7 月 16 日(16.07.2009)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2008-185130 2008 年 7 月 16 日(16.07.2008) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人 千葉大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION CHIBA UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒2638522 千葉県千葉市稲毛区弥生町１番３３号 Chiba (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 桝田喜正 (MASUDA, Yoshitada) [JP/JP]; 〒2608677 千葉県千葉市中央区亥鼻１丁目８番１号国立大学法人千葉大学医学部附属病院 放射線部内 Chiba (JP). 羽石秀昭 (HANEISHI, Hideaki) [JP/JP]; 〒2638522 千葉県千葉市稲毛区弥生町１番３３号国立大学法人千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター内 Chiba (JP).

(74) 代理人: 工藤一郎(KUDO, Ichiro); 〒1000006 東京都千代田区有楽町１丁目７番１号有楽町電気ビル南館 Tokyo (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, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

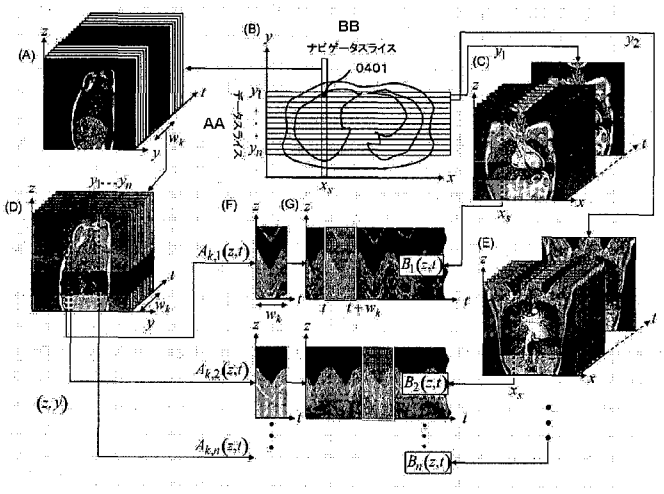
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF,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

[続葉有]

(54) **Title**: DEVICE AND METHOD FOR CREATING IN VIVO THREE-DIMENSIONAL MOVING IMAGE

(54) 発明の名称: 体内立体動画像の合成装置および合成方法

[図4]




(57) **Abstract**: Provided is a device and method for creating an in-vivo three-dimensional moving image with a fewer amount of data than that required in conventional technology while ensuring an adequate processing speed. As data used to create three-dimensional time-series MR images, two-dimensional time-series MR images of slice planes (data slice) of an internal organ of the subject are captured at high speed, and two-dimensional time-series MR images of one or more slice planes (navigator slice) intersecting with the slice planes are captured at high speed. For each of the data slice images of slice planes, any data generally agreeing with time-varying data in the positions of the intersections with the navigator slice image is extracted. A three-dimensional time-series MR image is created by using the data slice images extracted from the data slice planes.

(57) 要約: 【課題】従来技術に比べて扱うデータ量を少なくし、十分な処理速度を確保した体内立体動画像の合成方法および合成装置を提供することなどを課題とする。 【解決手段】３次元時系列ＭＲ画像を作成するためのデータとして、被写体臓器の複数のスライス面（データスライス）の２次元時系列ＭＲ画像を高速撮像し、また、前記複数のスライス面と鎖交するような一以上のスライス面（ナビゲータスライス）の２次元時系列ＭＲ画像を高速撮像する。そして、複数のスライス面のデータスライス画像ごとに、ナビゲータスライス画像との鎖交位置における時間変化データが略一致するデータを抽出する。そして、各データスライス面から抽出したデータスライス画像を利用して、３次元時系列ＭＲ画像を作成する。

WO 2010/008097 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

# 明 細 書

## 発明の名称 ： 体内立体動画像の合成装置および合成方法

## 技術分野

[0001] 本発明は、被写体となる体内の臓器を時間軸に従って複数撮像した２次元ＭＲ画像を合成し、被写体となる体内の臓器の時間変化を３次元画像で表示などする体内立体動画像の合成装置および合成方法に関する。

## 背景技術

[0002] 体内の臓器の動きを立体動画像として表示することは重要である。例えば、呼吸にともなう胸部臓器の動きを立体動画像として表示することは、呼吸運動や呼吸機能を解析する上で極めて重要である。また、放射線治療において、正常組織への照射を可能な限り少なくするために、照射野決定のプロセスにおいて重要な情報となる照射対象の臓器の立体動画像の必要性は高まっている。

[0003] 体内の臓器の動きを示す立体動画像を取得する手段としては、例えば、Ｘ線ＣＴ（Ｃｏｍｐｕｔｅｄ Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ）装置を利用して立体動画像を直接撮像する手段などがある。実際、当該手段は放射線治療に利用されたりしている。しかしながら、ＣＴ装置で被写体臓器の立体動画像を直接撮像する場合、被ばくの増加が懸念されるという問題がある。

[0004] そこで、被ばくのないＭＲＩ（Ｍａｇｎｅｔｉｃ Ｒｅｓｏｎａｎｃｅ Ｉｍａｇｉｎｇ）装置を利用して、被写体臓器の立体動画像を取得する手段が期待されている。近年、ＭＲＩ装置の進歩により高速撮像が可能となったことから、被写体臓器の２次元ＭＲ画像を時間軸に従い複数、高速撮像し、前記２次元時系列ＭＲ画像を利用して、被写体臓器の動きを２次元画像の動画として表示することは可能となっている。しかしながら、３次元時系列ＭＲ画像を直接撮像することは、心臓のような規則的な反復運動をする臓器の場合、心電図同期を行うことにより実現可能であるが、肺、横隔膜などのように呼吸運動に連動して不規則な反復運動を行うような臓器の場合、現在の

技術レベルでは実現不可能である。そこで、２次元時系列ＭＲ画像を合成などし、被写体臓器の３次元時系列ＭＲ画像を作成する手段が望まれている。

[0005] ２次元時系列ＭＲ画像を利用して、３次元時系列ＭＲ画像を作成する手段としては、例えば、非特許文献１に記載の手段などがある。非特許文献１に記載の手段は、２次元時系列ＭＲ画像を取得した後、回顧的な技術により２次元時系列ＭＲ画像を並び変えて３次元時系列ＭＲ画像を作成する処理方法であり、呼吸に伴う肝臓の運動を解析する目的で開発された。当該手法では、被写体に対して、他のスライス面の動きを同期させるために専用に撮像するスライス面（以下、「ナビゲータスライス」という）を設定する。また、被写体に対して、３次元時系列ＭＲ画像を作成するための元データを撮像する面（以下、「データスライス」という）を複数設定する。

[0006] そして、まず、ナビゲータスライスの２次元時系列ＭＲ画像を高速撮像する。次に、データスライスの２次元ＭＲ画像と、ナビゲータスライスの２次元ＭＲ画像とを交互に撮像し、２次元時系列ＭＲ画像を取得する。

[0007] その後、最初に撮像したナビゲータスライスの２次元ＭＲ画像と、データスライスの２次元ＭＲ画像と交互に撮像したナビゲータスライスの２次元ＭＲ画像とを独自の方法で比較し、比較の結果に基づいて、データスライスの２次元ＭＲ画像を並び変える。

[0008] 前記処理をすべてのスライス位置におけるデータスライスの２次元ＭＲ画像に対して行う。そして、スライス位置ごとに並び替えを行ったデータスライスの２次元ＭＲ画像を合成などし、被写体の３次元時系列ＭＲ画像を作成するというものである。

非特許文献1：von Siebenthal M, Szekely G, Gamper U, et al.：4D MR imaging of respiratory organmotion and its variability. Phys Med Biol 52：1547－1564, 2007

## 発明の開示

## 発明が解決しようとする課題

[0009] しかしながら、非特許文献１に記載の手段の場合、データスライスの一つの２次元ＭＲ画像に対して、一つのナビゲータスライスの２次元ＭＲ画像を組み合わせるように交互に撮像し、前記ナビゲータスライスの２次元ＭＲ画像を利用してデータスライスの２次元ＭＲ画像の並び替えを行うというものであるので、扱うデータ量が膨大となり、十分な処理速度を確保できないという問題がある。また、データスライスの２次元ＭＲ画像の並び替えを、一つの２次元ＭＲ画像ごとに行っているので、並び変え後の２次元時系列ＭＲ画像は、被写体の実際の動作を必ずしも忠実に再現できていないおそれがある。

[0010] そこで、本発明では、従来技術に比べて扱うデータ量を少なくし、十分な処理速度を確保した体内立体動画像の合成方法および合成装置を提供することを課題とする。また、被写体の実際の動作に限りなく近い体内立体動画像を作成することができる体内立体動画像の合成方法および合成装置を提供することを課題とする。

## 課題を解決するための手段

[0011] 上記課題を解決するための手段として、以下のような発明などを提供する。

[0012] 第一発明では、生体のスライス静止画像であるデータスライス画像を同一軸方向の複数のスライス位置ごとに少なくとも被写体となる体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって複数撮像するデータスライス画像撮像部と、全スライス位置での前記データスライス画像と鎖交するスライス静止画像であるナビゲータスライス画像を体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって複数撮像するナビゲータスライス画像撮像部と、前記ナビゲータスライス画像撮像部が撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、一反復運動周期分以上の時間にわたる複数の連続したナビゲータスライス画像のセットを抽出する抽出部と、前記抽出部が抽出した１セット分のナビゲータスライス画像と、前記データスライス画像撮像部

が反復運動周期以上の時間にわたって撮像した複数のデータスライス画像とのそれぞれに、両者の鎖交位置で体内臓器の反復運動によって表れる時間変化パターンを比較する比較部と、前記ナビゲータスライス画像セットとの比較部での比較結果が略合致する一反復運動周期以上の時間にわたる複数の連続したデータスライス画像のセットを複数のスライス位置ごとに取得し、それらを相互に関連付けて保持する保持部と、を有する体内立体動画像の合成装置を提供する。

[0013] 第二発明では、第一発明を基本とし、さらに、保持部が保持している相互に関連付けられたデータスライス画像セットの複数を利用して、被写体となる体内臓器の立体画像時間変化データを合成する合成部を有する体内立体動画像の合成装置を提供する。

[0014] 第三発明では、第一発明または第二発明を基本とし、さらに、抽出部は、前記ナビゲータスライス画像撮像部が撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、被写体となる体内臓器の繰返し頻度の高い動作である基準反復運動を撮像したナビゲータスライス画像セットを抽出する基準反復運動データ抽出手段を有する体内立体動画像の合成装置を提供する。

[0015] 第四発明では、第一発明から第三発明のいずれか一を基本とし、さらに、抽出部は、データスライス画像撮像部でのデータスライス画像の撮像前に、ナビゲータスライス画像セットを抽出する撮像前抽出手段を有し、比較部は、前記撮像前抽出手段が抽出した１セット分のナビゲータスライス画像と、前記データスライス画像撮像部が反復運動周期以上の時間にわたって撮像したデータスライス画像とを、データスライス画像が撮像されるごとに比較するダイナミック比較手段を有する体内立体動画像の合成装置を提供する。

[0016] 第五発明では、生体のスライス静止画像であるデータスライス画像を同一軸方向の複数のスライス位置ごとに少なくとも被写体となる体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって複数撮像するデータスライス画像撮像ステップと、全スライス位置での前記データスライス画像と鎖交するスライス静止

画像であるナビゲータスライス画像を体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって複数撮像するナビゲータスライス画像撮像ステップと、前記ナビゲータスライス画像撮像ステップが撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、一反復運動周期分以上の時間にわたる複数の連続したナビゲータスライス画像のセットを抽出する抽出ステップと、前記抽出ステップで抽出した１セット分のナビゲータスライス画像と、前記データスライス画像撮像ステップで反復運動周期以上の時間にわたって撮像した複数のデータスライス画像とのそれぞれに、両者の鎖交位置で体内臓器の反復運動によって表れる時間変化パターンを比較する比較ステップと、前記ナビゲータスライス画像セットとの比較ステップでの比較結果が略合致する一反復運動周期以上の時間にわたる複数の連続したデータスライス画像のセットを複数のスライス位置ごとに取得し、それらを相互に関連付けて保持する取得保持ステップと、を有する体内立体動画像の合成方法を提供する。

[0017] 第六発明では、第五発明を基本とし、さらに、保持している相互に関連付けられたデータスライス画像セットの複数を利用して、被写体となる体内臓器の立体画像時間変化データを合成する合成ステップを有する体内立体動画像の合成方法を提供する。

[0018] 第七発明では、第五発明または第六発明を基本とし、さらに、抽出ステップは、前記ナビゲータスライス画像撮像ステップで撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、被写体となる体内臓器の繰返し頻度の高い動作である基準反復運動を撮像したナビゲータスライス画像セットを抽出する基準反復運動データ抽出サブステップを有する体内立体動画像の合成方法を提供する。

[0019] 第八発明では、第五発明から第七発明のいずれかーを基本とし、さらに、抽出ステップは、データスライス画像撮像ステップでのデータスライス画像の撮像前に、ナビゲータスライス画像セットを抽出する撮像前抽出サブステップを有し、比較ステップは、前記撮像前抽出サブステップで抽出した１セ

ット分のナビゲータスライス画像と、前記データスライス画像撮像ステップで反復運動周期以上の時間にわたって撮像したデータスライス画像とを、データスライス画像が撮像されるごとに比較するダイナミック比較サブステップを有する体内立体動画像の合成方法を提供する。

## 発明の効果

[0020] 本発明の体内立体動画像の合成装置および合成方法により、従来技術よりも早い処理速度で、被写体臓器の時間変化を撮像した２次元時系列ＭＲ画像を合成し、３次元時系列ＭＲ画像を生成することが可能となる。その結果、従来技術よりも早い処理速度で、被写体臓器の立体動画像で表示することが可能となる。

[0021] また、被写体臓器の実際の動作に限りなく近い３次元時系列ＭＲ画像を生成し表示することが可能となる。

## 発明を実施するための最良の形態

[0022] 以下に、本発明の実施例を説明する。実施例と請求項の相互の関係は、以下のとおりである。実施形態１は主に請求項１、２、５、６などに関し、実施形態２は主に請求項３、７などに関し、実施形態３は主に請求項４、８などに関する。なお、本発明はこれら実施例に何ら限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲内において、様々な態様で実施しうる。

＜実施形態１の概要＞

[0023] 本実施形態の体内立体動画像の合成装置および合成方法は、胸部臓器などの被写体臓器を２次元ＭＲ画像で時間軸に従い複数撮像したデータを利用して、３次元の被写体臓器の動画像を生成し、表示などする技術に関する。

[0024] 具体的には、図１に示すように、被写体臓器を撮像するために、生体（図では、胸部）を同一軸方向（図では、ｙ軸方向）に複数にスライスした複数のスライス面（データスライス）ごとに、所定の時間（例：１分間）、２次元時系列ＭＲ画像を高速撮像する。また、前記複数のスライス位置のデータスライスすべてと鎖交するような一以上のスライス面（ナビゲータスライス）の２次元時系列ＭＲ画像を、所定の時間（例：１分間）、高速撮像する。

[0025] その後、ナビゲータスライスの所定の時間分（例：１分間）の２次元時系列ＭＲ画像の中から、被写体臓器の一反復運動周期分以上の時間にわたる２次元時系列ＭＲ画像を抽出する。そして、抽出したナビゲータスライスの２次元時系列ＭＲ画像と、データスライス２次元時系列ＭＲ画像とを、互いの鎖交位置での被写体臓器の時間変化データにより比較する。そして、データスライスの２次元時系列ＭＲ画像の中から、抽出したナビゲータスライスの２次元時系列ＭＲ画像との比較結果が最も合致する一反復運動周期分以上にわたる２次元時系列ＭＲ画像を抽出する。

[0026] 前記処理をすべてのスライス位置のデータスライスの２次元時系列ＭＲ画像に対して行った後、スライス位置ごとに抽出した２次元時系列ＭＲ画像を互いに関連付けて保持し、被写体臓器の３次元時系列ＭＲ画像を生成する。

＜実施形態１の機能的構成＞

[0027] 本実施形態の体内立体動画像の合成装置の機能ブロックの一例を図２に示す。図２に示すように、本実施形態の「体内立体動画像の合成装置」（０２００）は、「データスライス画像撮像部」（０２０１）と、「ナビゲータスライス画像撮像部」（０２０２）と、「抽出部」（０２０３）と、「比較部」（０２０４）と、「保持部」（０２０５）を有する。また、「合成部」（０２０６）を有してもよい。

[0028] なお、本実施形態の体内立体動画像の合成装置は、必ずしも、前記構成要件を、物理的に分離した一つの装置のみで備える必要はない。例えば、「データスライス画像撮像部」、「ナビゲータスライス画像撮像部」を備える撮像装置と、「抽出部」、「比較部」、「保持部」、「合成部」を備える編集装置との２つの結びつきにより、本実施形態の体内立体動画像の合成装置を構成してもよい。当該前提は、以下のすべての実施形態において同様である。

[0029] ここで、本装置の機能ブロックは、ハードウェア、ソフトウェア、またはハードウェアおよびソフトウェアの両方として実現され得る。具体的には、コンピュータを利用するものであれば、ＣＰＵやＲＡＭ、バス、あるいは二

次記憶装置（ハードディスクや不揮発性メモリ、ＣＤ－ＲＯＭやＤＶＤ－ＲＯＭなどの記憶メディアとそれらメディアの読取ドライブなど）、印刷機器や表示装置、その他の外部周辺装置などのハードウェア構成部やその外部周辺機器用のＩ／Ｏポート、それらハードウェアを制御するためのドライバプログラムやその他アプリケーションプログラム、情報入力に利用されるユーザインターフェイスなどが挙げられる。

[0030] またこれらハードウェアやソフトウェアは、ＲＡＭ上に展開したプログラムをＣＰＵで演算処理したり、メモリやハードディスク上に保持されているデータや、インターフェイスを介して入力されたデータなどを加工、蓄積、出力処理したり、あるいは各ハードウェア構成部の制御を行ったりするために利用される。また、この発明は装置として実現できるのみでなく、方法としても実現可能である。また、このような発明の一部をソフトウェアとして構成することができる。さらに、そのようなソフトウェアをコンピュータに実行させるために用いるソフトウェア製品、および同製品を記憶媒体に固定した記憶媒体も、当然にこの発明の技術的な範囲に含まれる（本明細書の全体を通じて同様である）。

[0031] 以下、本実施形態の「体内立体動画像の合成装置」（０２００）の「データスライス画像撮像部」（０２０１）と、「ナビゲータスライス画像撮像部」（０２０２）と、「抽出部」（０２０３）と、「比較部」（０２０４）と、「保持部」（０２０５）と、「合成部」（０２０６）の機能的構成について詳細に説明する。

[0032] 「データスライス画像撮像部」（０２０１）は、生体のスライス静止画像であるデータスライス画像を同一軸方向の複数のスライス位置ごとに、少なくとも被写体となる体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって複数撮像するよう構成されている。「データスライス画像」とは、被写体となる体内臓器（例：胸部臓器（肺など））を撮像するために、生体（例：胸部）の複数位置のスライス面において撮像した、生体の２次元静止画像（スライス静止画像）である。当該データスライス画像を利用して、以下で説明する合成

部（０２０６）などの機能により、被写体となる体内臓器の３次元画像を合成する。

[0033] ここで、データスライス画像を撮像するための複数のスライス位置は、同一軸方向に定められる。例えば、生体（例：胸部）の複数のスライス位置でデータスライス画像を撮像する場合、図１に示すように生体（胸部）に対して左右方向にｘ軸、前後方向にｙ軸、体軸方向にｚ軸を定義する。そして、任意の軸と同一軸方向（図の場合「ｙ軸」）に、所定の間隔で、複数のスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝を定める。この際、残りの２つの軸で定まる面（図の場合、ｘ軸－ｚ軸）に対して平行にデータスライス画像を撮像する面を定めるのが望ましい。なお、ｘ軸、ｙ軸、ｚ軸の定義方法や、データスライス画像のスライス位置を定めるための軸の設定や、複数のスライス位置の数・間隔の設定、などについては、任意の設計事項である。

[0034] データスライス画像撮像部（０２０１）は、図１のように定められた複数のスライス位置ごとに、少なくとも被写体となる体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって２次元静止画像（スライス静止画像）を時系列に複数撮像する。図３左図は、図１のように定めたデータスライス画像を撮像するためのスライス位置を、ｚ軸方向から見た様子を示す概念図である。また、図３右図は、矢印で示すスライス位置において、データスライス画像を時系列に複数撮像した様子を示す概念図である。なお、データスライス画像撮像部（０２０１）は、すべてのスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝ごとに、データスライス画像を時系列に複数撮像するが、図においては説明の便宜上、スライス位置｛ｙ１、ｙ２｝においてデータスライス画像を時系列に複数撮像した様子のみを示している。

[0035] ここで、「体内臓器の反復運動周期」とは、体内臓器が繰り返し行う反復運動を、一反復運動のみ行うために要する時間のことである。例えば、肺の場合には、一回の呼吸（吸う－吐く）における運動が一反復運動に該当し、前記一反復運動を行うための時間が反復運動周期に該当する。なお、被写体となる体内臓器の２次元静止画像（スライス静止画像）を複数撮像する時間

は、反復運動周期以上であれば問題ないが、本実施形態の場合には、ある程度十分な時間（例：胸部臓器を被写体とする場合、１分間程度）にわたり、２次元静止画像を複数撮像しておくのが望ましい。当該理由については、以下で説明する比較部（０２０４）での比較方法の詳細な説明により明らかになる。なお、以下で説明する実施形態３の場合には、必要に応じて、被写体となる体内臓器の一反復運動周期分の時間にわたる２次元静止画像のみを複数撮像するようにすることもできる。当該理由については、以下で説明する実施形態３の詳細な説明により明らかになる。

[0036] ここで、データスライス画像撮像部（０２０１）が、複数のスライス位置ごとに、少なくとも被写体となる体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって２次元静止画像を複数撮像する手段としては、例えば、ＭＲＩ装置の高速撮像により実現することができる。ＭＲＩ装置は、ＮＭＲ（Ｎｕｃｌｅａｒ Ｍａｇｎｅｔｉｃ Ｒｅｓｏｎａｎｃｅ：核磁気共鳴）の原理を利用して、生体内を画像化するものであり、近年は、高速（例：１５０ｍｓｅｃ／ｆｒａｍｅ）で撮像可能な装置も存在する。このようなＭＲＩ装置としては、例えば、「１．５Ｔ ＩＮＴＥＲＡ ＡＣＨＩＶＡ Ｎｏｖａ－ｄｕａｌ（フィリップス社製）」などが該当する。なお、本発明の撮像における撮像条件としては特段制限されないが、本発明は撮像した静止画像を利用して、動画像のように表示することを目的としている。よって、ある程度の高速撮像が望まれる。例えば、１５０ｍｓｅｃ／ｆｒａｍｅ程度の高速撮像が望ましい。

[0037] また、ＭＲＩ装置による撮像は、原子（一般的には「１Ｈ」）を構成する原子核の原子核スピンの特性を利用し、被写体を画像化するものである。よって、鮮明な２次元静止画像を得るためには、ある程度の量の原子を対象にしてパルス波の照射を行い撮像するのが望ましい。すなわち、図１６に示すように、ある程度の厚みを持った３次元の被写体を対象にして撮像を行い、２次元静止画像を得るのが望ましい。かかる場合、データスライス画像を撮像するために定めるスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝は、一つの数

値により特定される概念ではなく、ある程度の数値幅を持って特定される概念となる。例えば、図３はＭＲＩ装置による撮像を想定しているので、ある程度の厚みを持ったスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝を定めて、２次元静止画像を撮像している様子を示している。なお、前記厚さは任意の設計事項であるが、例えば、７．５ｍｍ厚などとしてもよい。

[0038] 「ナビゲータスライス画像撮像部」（０２０２）は、全スライス位置での前記データスライス画像と鎖交するスライス静止画像であるナビゲータスライス画像を、体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって複数撮像するよう構成されている。すなわち、図１に示すように生体（胸部）に対してｘ軸、ｙ軸、ｚ軸を定義し、ｙ軸と同一軸方向のスライス位置ごとにデータスライス画像を複数撮像する場合、ナビゲータスライス画像を撮像するスライス面は、図のように全てのスライス位置のデータスライス画像と鎖交するように定める。

[0039] ここで、「鎖交」するとは、一つのスライス画像（ナビゲータスライス画像）に対して、複数のスライス画像（データスライス画像）が交差するような関係をいう。鎖交の仕方としては、図に示すように、ナビゲータスライス画像と各データスライス画像が直交するのが望ましい。このように定めることで、以下で説明する比較部（０２０４）の処理が容易になる。なお、ナビゲータスライス画像を撮像する面は、図に示すように、ｙ軸－ｚ軸で定まる面に対して平行に定めてもよいし、または、ｘ軸－ｙ軸で定まる面に対して平行に定めてもよい。また、図のように、ナビゲータスライス画像を撮像する面を、ｙ軸－ｚ軸で定まる面に対して平行に定めた場合のｘ軸方向の位置（座標）や、ｘ軸－ｙ軸で定まる面に対して平行に定めた場合のｚ軸方向の位置（座標）は任意の設計事項である。

[0040] ナビゲータスライス画像撮像部（０２０２）は、前記のようにして、例えば図４（Ｂ）のように定めた位置（ｘｓ）で、体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって２次元静止画像（スライス静止画像）を時系列に複数撮像する。図４（Ｂ）は、図１のように定めたデータスライス画像を撮像するた

めの複数のスライス位置と、とナビゲータスライス画像を撮像するためのスライス位置の関係を、ｚ軸方向から見た様子を示す概念図である。また、図４（Ｃ）、（Ｅ）は、矢印で示すスライス位置において、データスライス画像を時系列に複数撮像した様子を示す概念図である。そして、図４（Ａ）は、図４（Ｂ）のように定めた位置（ｘｓ）で、ナビゲータスライス画像を時系列に複数撮像した様子を示す概念図である。

[0041] なお、ナビゲータスライス画像撮像部（０２０２）の具体的撮像手段については、前記データスライス画像撮像部（０２０１）と同様、ＭＲＩ装置の高速撮像により実現することができる。また、撮像条件についても同様に特段制限されない。しかし、前記と同様の理由で、ある程度の高速撮像（例：１５０ｍｓｅｃ／ｆｒａｍｅ）が望ましい。また、ある程度の厚みを持った３次元の被写体に対して撮像を行い、２次元静止画像を得るのが望ましい。図４はＭＲＩ装置による撮像を想定しているので、ある程度の厚みを持って撮像位置（ｘｓ）を定めて、２次元静止画像を複数撮像している様子を示している。なお、前記厚さは任意の設計事項であるが、例えば、７．５ｍｍ厚などとしてもよい。

[0042] 「抽出部」（０２０３）は、前記ナビゲータスライス画像撮像部が撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、一反復運動周期分以上の時間にわたる複数の連続したナビゲータスライス画像のセットを抽出する。すなわち、抽出部（０２０３）は、ナビゲータスライス画像撮像部（０２０２）が撮像した、図４（Ａ）に示すような反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、一反復運動周期分以上の時間（ｗｋ）にわたる複数の連続したナビゲータスライス画像を１セットとして、図４（Ｄ）に示すように抽出する。

[0043] なお、抽出する１セット分の時間（ｗｋ）は、一反復運動周期分以上であれば特段制限されない。しかし、以下で説明する比較部（０２０４）による比較処理を考慮すると、一反復運動周期分程度を１セットとするのが望ましい。前記以上の時間にすると、比較部（０２０４）におけるデータスライス

画像との比較において、比較の結果が略合致する複数の連続したデータスライス画像のセットを特定するのが困難になる可能性があるからである。その詳細については、以下の比較部（０２０４）の説明で自明になる。なお、図４（Ａ）中のｗｋは、抽出したナビゲータスライス画像セットの時間幅を示しており、ｋは、反復運動周期以上の時間にわたって時系列に複数撮像されたナビゲータスライス画像に対して、一反復運動分の複数のナビゲータスライス画像ごとに頭から付した通し番号である。

[0044] ここで、抽出部（０２０３）が、図４（Ａ）に示すような反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、抽出する１つのナビゲータスライス画像セット（「一反復運動周期分程度」の時間にわたる複数の連続したナビゲータスライス画像）を特定するためには、ふたつの手段が必要となる。一つは、「一反復運動周期分程度の時間の長さを特定する手段」、他の一つは、「複数ある一反復運動周期分程度の時間長の複数のナビゲータスライス画像群のなかから一つのナビゲータスライス画像群を選択するための手段」である。

[0045] 「一反復運動周期分程度の時間の長さを特定する手段」は、図４（Ａ）に示すような反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の各ナビゲータスライス画像を、それぞれ互いに比較することでほぼ同じ画像を見つけ出し、ほぼ同じ画像間の時間長を一反復運動周期ととらえるという手段である。これは画像認識技術を利用することで実現可能である。

[0046] 「複数ある一反復運動周期分程度の時間長の複数のナビゲータスライス画像群のなかから一つのナビゲータスライス画像群を選択するための手段」は、一群のナビゲータスライス画像の鮮明度が高いか、一群のナビゲータスライス画像中で時間的に隣接する画像間の画素差分値の均等性が高いか、などを基準として選択する手段がある。鮮明度に関しては、画像の輪郭がくっきりと表れているか判断するための「一つの画像内の画素値の変化率の総和」が最も大きいものを選ぶ手法（これはオートフォーカスで利用されている技術である）を採用し、鮮明度が最も高い画像群を選択することができる。ま

た、均等性が高いかは、二つの隣接画像間での画素値の差分値の総和が最も小さいものを選ぶ手法により、二つの隣接画像間での変化率が小さい画像群を選択することができる。

[0047] なお、抽出部（０２０３）が抽出する１セット分のナビゲータスライス画像は、被写体となる体内臓器の反復運動の中で、繰返し頻度の高い動作である基準反復運動を撮像した、複数の連続するナビゲータスライス画像であってもよい。その抽出方法については、以下の実施形態２で詳細を説明する。

[0048] 「比較部」（０２０４）は、前記抽出部（０２０３）が抽出した１セット分のナビゲータスライス画像（図４（Ｄ））と、前記データスライス画像撮像部（０２０１）が複数のスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝ごとに反復運動周期以上の時間にわたって撮像した複数のデータスライス画像（図４（Ｃ）、（Ｅ）など）とのそれぞれに、両者の鎖交位置で体内臓器の反復運動によって表れる時間変化パターンを比較するよう構成されている。

[0049] まず、比較部（０２０４）は、複数のスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝で撮像された複数のデータスライス画像（図４（Ｃ）、（Ｅ）など）の中から一つのスライス位置（例：ｙ１）で撮像された複数のデータスライス画像（例：図４（Ｃ））を特定する。そして、特定した複数のデータスライス画像（例：図４（Ｃ））と、抽出した複数のナビゲータスライス画像（図４（Ｄ））のそれぞれに、両者の鎖交位置（図４（Ｂ）中、０４０１）で体内臓器の反復運動によって表れる時間変化パターンを比較する。

[0050] 具体的には、抽出した１セット分のナビゲータスライス画像（図４（Ｄ））の中から、特定したデータスライス画像（例：図４（Ｃ））との鎖交位置であるｙ１の座標における画像データの時間変化パターンを抽出する（図４（Ｆ））。また、特定した一つのスライス位置（例：ｙ１）の複数のデータスライス画像（図４（Ｃ））の中から、ナビゲータスライス画像（図４（Ｄ））との鎖交位置（ｘｓ）の座標における画像データの時間変化パターンを抽出する（図４（Ｇ））。なお、データスライス画像を撮像するためのスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝やナビゲータスライス画像を撮像する

ための撮像位置（ｘｓ）をある程度の数値幅持って定めている場合には、その幅分の数値を平均化し、図４（Ｆ）、（Ｇ）のように時間変化パターンを示してもよい。

[0051] そして、比較部（０２０４）は、図４（Ｆ）の画像データ（ナビゲータスライス画像の時間変化パターン）を「テンプレート」とし、図４（Ｇ）の画像データ（データスライス画像の時間変化パターン）と比較する。具体的には、図４（Ｇ）の画像データ上（データスライス画像の時間変化パターン上）においてテンプレート（ナビゲータスライス画像の時間変化パターン）を時間軸に従いスライド移動させ、テンプレート（ナビゲータスライス画像の時間変化パターン）の時間幅分に対応する図４（Ｇ）の画像データ（データスライス画像の時間変化パターン）とパターンマッチングにより比較していく。

[0052] ここで、パターンマッチングの手法としては、正規化相互相関などを利用することができる。具体的には、テンプレート（ナビゲータスライス画像の時間変化パターン）と比較処理するデータスライス画像の時間変化パターンを特定すると（図４（Ｇ）の場合、「ｔ～ｔ＋ｗｔ」の範囲内のデータを特定）、テンプレート（ナビゲータスライス画像の時間変化パターン）の画素値と前記特定したデータスライス画像の時間変化パターンの画素値との「平均」と「標準偏差」により正規化し、以下のような式により相関演算を行う。

[数1]

$$C_{k,i}(t)=\sum_{z=z_{b_k}-\beta h_k}^{z_{b_k}+\alpha h_k}\sum_{\tau=0}^{w_k}A_{k,i}^{(n)}(z,\tau)B_i^{(n)}(z,t+\tau)$$

[0053] ここで、Ｘ（ｎ）は、Ｘの正規化を意味しており、例えば、Ａｋｉ（ｎ）

（ｚ、ｔ）は、以下の式で与えられる。

[数2]

$$A_{k,i}^{(n)}(z,t)=\frac{A_{k,i}(z,t)-\overline{A}_{k,i}}{\sigma_{A_{k,i}}}$$

$\overline{A}_{k,i}$ :それぞれの領域内の平均

$\sigma_{A_{k,i}}$ :それぞれの領域内の標準偏差

[0054] 正規化相互相関の結果は－１から１の間の値をとり、１に近いほど、テンプレートとの類似性が高いことを表す。図５の下図は、テンプレート（ナビゲータスライス画像の時間変化パターン）をデータスライス画像の時間変化パターン上で時間軸に従いスライド移動させながら、対応するデータスライス画像の時間変化パターンとパターンマッチングにより比較していった結果を示すグラフである。横軸は、時間軸、縦軸は正規化相互相関の結果を表し

ている。

[0055] そして、比較部（０２０４）は、前記のようにして算出した正規化相互相関の結果（図５の下図）を基に、テンプレート（ナビゲータスライス画像の時間変化パターン）と略合致するデータスライス画像の時間変化パターンを特定し、前記時間変化パターンを提示した、一反復運動周期以上の時間（ｗｋ）にわたる複数の連続したデータスライス画像のセットを特定する。なお、略合致するデータスライス画像のセットが複数あるような場合には、最も類似する（正規化相互相関が最も１に近い）データスライス画像のセットを特定してもよい。

[0056] 比較部（０２０４）は、前記比較処理を、複数のスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝で撮像された複数のデータスライス画像すべてに対して行い、スライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝ごとに、テンプレートと略合致する時間変化パターンを提示する、一反復運動周期以上の時間にわたる複数の連続したデータスライス画像のセットを特定する。

[0057] なお、比較部（０２０４）における前記ナビゲータスライス画像とデータスライス画像の互いの鎖交位置における時間変化データの比較は、撮像した画像のすべてのデータを利用して行ってもよいし、一部のデータのみを利用して行ってもよい。すなわち、互いの鎖交位置における時間変化データの中で、特徴的な部分のみを抽出し、比較を行ってもよい。なお、図４で示した比較は、一部のデータのみを利用して比較処理を行う様子を示している。実際、図４（Ｆ）の時間変化パターンは、図４（Ｄ）のデータスライス画像セットのｙ１座標における時間変化データの中で、Ａ≦ｚ≦Ｂ（Ａ、Ｂは任意の設計事項）の範囲のデータのみを抽出して示した時間変化パターンである。また、図４（Ｇ）についても同様である。

[0058] 「保持部」（０２０５）は、前記ナビゲータスライス画像セットとの比較部（０２０４）での比較結果が略合致する一反復運動周期以上の時間（ｔ＝ｗｋ）にわたる複数の連続したデータスライス画像のセットを複数のスライス位置ごとに取得し、それらを相互に関連付けて保持するよう構成されてい

る。すなわち、保持部（０２０５）は、抽出部（０２０３）が抽出した１セット分のナビゲータスライス画像（図４（Ｄ））を基にスライス位置ごとに取得した「データスライス画像セットの複数（複数セット）」を、互いに関連付けて保持する。

[0059] 「合成部」（０２０６）は、保持部（０２０５）が保持している相互に関連付けられたデータスライス画像セットの複数を利用して、被写体となる体内臓器の立体画像時間変化データを合成するよう構成されている。すなわち、合成部（０２０６）は、複数のスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝ごとに抽出した複数の連続するデータスライス画像（２次元静止画像）を利用して、複数の連続する３次元静止画像を合成する。このようにして生成した複数の連続する３次元静止画像を利用して、被写体臓器の立体動画像を表示することができる。かかる場合、時間ｗｔ分の立体動画像を表示することが可能である。

[0060] なお、合成するために利用するデータスライス画像セットは、必ずしも、スライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝ごとに抽出したすべてのデータスライス画像セットを利用する必要はない。例えば、スライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙ５｝のデータスライス画像セットのみを利用して、複数の連続する３次元静止画像を合成してもよい。このようにすることで、特定の面でスライスした被写体臓器の立体動画像を表示することが可能となる。なお、合成の手法については、ＯｓｉｒｉＸなどの既存ソフトウェアを利用して実現可能であるので、ここでの詳細な説明は省略する。

＜実施形態１のハードウェア構成＞

[0061] 図６は、上記機能的構成をハードウェアとして実現した際の構成の一例を表す図である。

[0062] 以下に、図６のハードウェア図を用いて、本実施形態を実現する手段の一例を説明する。図に示すように、本実施形態の体内立体動画像の合成装置は、「データスライス画像撮像部」、「ナビゲータスライス画像撮像部」、「抽出部」、「比較部」、「保持部」、「合成部」などを構成する「ＣＰＵ」

（０６０１）、「主記憶装置」（０６０２）、「プログラム記憶装置」（０６０３）、「２次記憶装置」（０６０４）、「ユーザＩ／Ｆ」（０６０５）、「外部機器Ｉ／Ｆ」（０６０６）、「ＭＲＩ撮像部」（０６０７）、「ディスプレイ」（０６０８）、「ＨＤＤ」（０６０９）、「バス」（０６１０）、などを備えている。

[0063] 主記憶装置（０６０２）は、プログラム実行中に動的にデータ書換可能な記憶装置である。主記憶装置（０６０２）はプログラム記憶装置（０６０３）に記憶されているプログラムを実行するために必要なスタックやヒープ等のワーク領域を提供する。また主記憶装置（０６０２）は、スライス画像データ取得プログラムに従い、ＭＲＩ撮像部（０６０７）、または、ＨＤＤ（０６０８）、または、外部機器Ｉ／Ｆ（０６０９）を経由した外部機器、などから取得したナビゲータスライス画像、データスライス画像などを保持したりする。また、テンプレート生成プログラムに従いナビゲータスライス画像を基に生成したテンプレートや、データスライス画像セット抽出プログラムに従いデータスライス画像から抽出した１セット分のデータスライス画像セットや、前記を抽出するために利用する正規化相互相関算出式や、前記式に基づき算出した結果である正規化相互相関の結果や、合成プログラムに従い合成した３次元静止画像セットなどを保持したりする。

[0064] ２次記憶装置（０６０４）はプログラム実行中に動的にデータ書換可能な記憶装置であり、体内立体動画像の合成装置の電源が切れても、記憶しているデータが消去されない。２次記憶装置は、正規化相互相関算出式などを保持する。

[0065] ユーザＩ／Ｆ（０６０５）は、ユーザからデータ処理の指示信号などを受信する。外部機器Ｉ／Ｆ（０６０６）は、有線または無線で外部機器と通信し、被写体となる体内臓器を撮像したナビゲータスライス画像、データスライス画像などを受信したりする。ＭＲＩ撮像部（０６０７）は、被写体となる体内臓器のナビゲータスライス画像、データスライス画像などを撮像し、撮像データを記録する。ディスプレイ（０６０８）は、３次元静止画像セッ

トを利用して、被写体となる臓器の立体動画像を表示したりする。ＨＤＤ（０６０９）は、外部機器から取得したナビゲータスライス画像、データスライス画像や、ＭＲＩ撮像部（０６０７）が撮像したナビゲータスライス画像、データスライス画像を保持したりする。また、合成プログラムに従い生成された３次元静止画像セットを保持してもよい。

[0066] 以下、本実施形態の体内立体動画像の合成装置の処理の一例について説明する。

[0067] まず、ＣＰＵ（０６０１）は、ユーザＩ／Ｆ（０６０５）を介して取得したユーザの指示信号に従い、プログラム記憶装置（０６０３）からスライス画像データ取得プログラムを取り出し、主記憶装置（０６０２）のワーク領域に展開する。そして、スライス画像データ取得プログラムに従い、ＭＲＩ撮像部（０６０７）を制御して、被写体臓器の２次元時系列ＭＲ画像を高速撮像し、撮像したナビゲータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）と、データスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）を主記憶装置（０６０２）のデータ領域に格納する。なお、前記手段の他、スライス画像データ取得プログラムに従い、あらかじめ撮像されＨＤＤ（０６０９）に保持されているナビゲータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）と、データスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）を取り出してもよいし、または、外部機器に保持されているナビゲータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）と、データスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）を外部機器Ｉ／Ｆ（０６０６）を介して取得してもよい。

[0068] 次に、主記憶装置（０６０２）のワーク領域に展開されたテンプレート生成プログラムに従い、ナビゲータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）の中から、一反復運動周期分以上のデータ（２次元時系列ＭＲ画像）を取り出すと、その中から、データスライス画像と比較するための時間変化パターンを抽出し、テンプレートとして主記憶装置（０６０２）のデータ領域に格納する。

[0069] その後、主記憶装置（０６０２）のワーク領域に展開されたデータスライ

ス画像セット抽出プログラムに従い、スライス位置ごとに、データスライス画像の時間変化パターンとテンプレートとを比較処理し、比較の結果に基づき、スライス位置ごとに、１セット分のデータスライス画像セットを抽出する。具体的には、２次記憶装置（０６０４）に保持されている正規化相互相関算出式を利用して正規化相互相関を算出し、その結果に基づき、最もテンプレートと類似したデータスライス画像の時間変化パターンに相当するデータスライス画像セット（２次元時系列ＭＲ画像）を抽出する。

[0070] そして、主記憶装置（０６０２）のワーク領域に展開された合成プログラムに従い、スライス位置ごとに抽出したデータスライス画像セット（２次元時系列ＭＲ画像）を利用して、３次元静止画像セットを生成し、主記憶装置（０６０２）のデータ領域に格納する。その後、ユーザＩ／Ｆ（０６０５）を介して受信したユーザからの指示信号に従い、３次元静止画像セットをＨＤＤ（０６０９）に格納したり、３次元静止画像セットを利用して被写体臓器の立体動画像をディスプレイ（０６０８）に表示したりする。

＜実施形態１の処理の流れ＞

[0071] 本実施形態の処理の流れの一例を図７のフローチャートに示す。

[0072] なお、本実施形態の体内立体動画像の合成方法は、以下のような流れでデータの取得を行い、データの処理を行うような単純方法であってもよいし、または、以下のような流れを電子計算機の一連の動作方法として実現したものであってもよい。当該前提は、以下のすべての実施形態において同様である。

[0073] まず、あらかじめＭＲＩ装置を利用して撮像し、保存されている被写体臓器の複数のナビゲータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）と複数のデータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）を、内蔵ＨＤＤ、または、外部機器などから取得する（Ｓ０７０１）。なお、撮像した前記データをＭＲＩ装置から直接取得してもよい。

[0074] 次に、ステップＳ０７０１で取得した複数のスライス位置ごとに撮像された複数のデータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）の中から、１つのス

ライス位置で撮像された複数のデータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）を特定する（Ｓ０７０２）。

[0075] そして、ステップＳ０７０１で取得した複数のナビゲータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）を基に、ステップＳ０７０２で特定した複数のデータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）と比較処理をするためのテンプレートを生成する（Ｓ０７０３）。具体的には、まず、ステップＳ０７０１で取得した複数のナビゲータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）の中から、一反復運動周期以上の時間にわたる複数の連続するナビゲータスライス画像のセットを抽出する。そして、ステップＳ０７０２で特定したデータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）と鎖交する位置における時間変化パターンを抽出する。その後、比較処理するデータ範囲を特定し、前記抽出した時間変化パターンの中から、前記特定した範囲のデータのみをテンプレートとして取り出す。

[0076] 次に、ステップＳ０７０２で特定した複数のデータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）の時間変化パターンと、ステップＳ０７０３で生成したテンプレートとを正規化相互相関により比較処理する（Ｓ０７０４）。具体的には、ステップＳ０７０２で特定した複数のデータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）の中から、ナビゲータスライス画像と鎖交する位置における時間変化パターンを抽出する。そして、抽出した時間変化パターンの中から、ステップＳ０７０３において特定した「比較処理するデータ範囲」のデータのみを取り出す。その後、ステップＳ０７０３で生成したテンプレートを、前記生成したデータスライス画像の時間変化パターン上をスライド移動させながら、対応するデータスライス画像の時間変化パターンと、順次、正規化相互相関により比較処理する。

[0077] その後、ステップＳ０７０４での比較の結果、テンプレートと最も類似していたデータスライス画像の時間変化パターンに相当するデータスライス画像セットを抽出する（Ｓ０７０５）。

[0078] その後、ステップＳ０７０２において、いまだ特定されていない複数のデ

ータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）があるか確認し（Ｓ０７０６）、ある場合には、ステップＳ０７０２にもどり、前記と同様の処理（Ｓ０７０２～Ｓ０７０５）を繰り返す。一方、ない場合には、ステップＳ０７０７に進む。

[0079] ステップＳ０７０７では、ステップＳ０７０５で複数のスライス位置ごとに抽出した複数のデータスライス画像セット（２次元時系列ＭＲ画像）を、互いに関連付けて保持する。その後、被写体臓器の立体動画像を表示する指示信号の入力を受付けた場合には（Ｓ０７０８）、ステップＳ０７０９に進む。一方、受付けなかった場合には、処理を終了する。

[0080] ステップＳ０７０９では、ステップ０７０７で互いに関連付けて保持した複数のデータスライス画像セット（２次元時系列ＭＲ画像）を利用して、一反復運動周期以上の時間にわたる３次元静止画像セットを生成する。そして、生成した３次元静止画像セットを利用して、一反復運動周期以上の時間にわたる被写体臓器の立体動画像をディスプレイなどに表示する（Ｓ０７１０）。

＜実施形態１の発明の効果＞

[0081] 本実施形態の体内立体動画像の合成装置および合成方法により、従来技術に比べて速い処理速度で、被写体となる体内臓器を撮像した複数の連続する２次元静止画像（ＭＲ画像）から、複数の連続する３次元静止画像を生成することができる。その結果、従来技術よりも早い処理速度で、被写体となる体内臓器の立体動画像を表示することが可能となる。

[0082] また、生成する複数の連続する３次元静止画像は、連続的に撮像された複数の２次元静止画像の連続性を損なうことなく生成するので、被写体臓器の実際の動作に限りなく近い立体動画像を表示することが可能となる。

＜実施形態２の概要＞

[0083] 本実施形態の体内立体動画像の合成装置および合成方法は、実施形態１を基本とし、さらに、テンプレートを生成するために、複数のナビゲータスライス画像から１セット分のナビゲータスライス画像を抽出する際、被写体と

なる体内臓器の反復運動の中で繰返し頻度の高い動作である「基準反復運動」を撮像した、１セット分のナビゲータスライス画像を抽出することを特徴とする。

＜実施形態２の機能的構成＞

[0084] 本実施形態の体内立体動画像の合成装置の機能ブロックの一例を図８に示す。図８に示すように、本実施形態の「体内立体動画像の合成装置」（０８００）は、「データスライス画像撮像部」（０８０１）と、「ナビゲータスライス画像撮像部」（０８０２）と、「抽出部」（０８０３）と、「比較部」（０８０４）と、「保持部」（０８０５）を有し、「抽出部」（０８０３）は、「基準反復運動データ抽出手段」を有する。また、「合成部」（０８０６）を有してもよい。

[0085] 以下、本実施形態の「体内臓器の合成装置」（０８００）の「抽出部」（０８０３）の「基準反復運動データ抽出手段」の機能的構成について詳細に説明する。なお、「データスライス画像撮像部」（０８０１）と、「ナビゲータスライス画像撮像部」（０８０２）と、「比較部」（０８０４）と、「保持部」（０８０５）と、「合成部」（０８０６）の機能的構成については、実施形態１と同様であるので、ここでの詳細な説明は省略する。

[0086] 「抽出部」（０８０３）の「基準反復運動データ抽出手段」は、ナビゲータスライス画像撮像部（０８０２）が撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、被写体となる体内臓器の繰返し頻度の高い動作である基準反復運動を撮像したナビゲータスライス画像セットを抽出するよう構成されている。

[0087] 生体の臓器は、基本的には同じ動作を繰り返し行っているが（反復運動）、それらの中には、反復運動の周期がバラバラだったり、微妙に異なる動作を行ったりするものがある。例えば、呼吸の反復運動周期（「１回吸って－１回吐く」に要する時間）はバラバラである場合があり、かかる場合、それに伴い反復運動を行う臓器（肺など）の反復運動周期もバラバラである。また、呼吸の大きさ（吸う大きさ、吐く大きさ）の違いにより、関連する臓器

（肺など）の動作（反復運動）も微妙に異なってくる。「基準反復運動」とは、被写体となる体内臓器が行う反復運動のなかで、繰返し頻度の高い動作のことである。

[0088] 基準反復運動データ抽出手段が、基準反復運動を抽出する手段としては、例えば、ナビゲータスライス画像撮像部（０８０２）が撮像した複数のナビゲータスライス画像の中で出現頻度が最も高かった反復運動を特定し、それを基準反復運動として抽出してもよい。

[0089] ここで、複数のナビゲータスライス画像の中で出現頻度が最も高かった反復運動を特定する手段としては、（１）複数のナビゲータスライス画像と複数のデータスライス画像を利用して特定する手段と、（２）複数のナビゲータスライス画像のみを利用して特定する手段が考えられる。以下、それぞれについて説明する。

[0090] なお、抽出部（０８０３）が抽出するナビゲータスライス画像セットは「一反復運動周期分以上」のデータであるが、基準反復運動データ抽出手段により抽出する場合には、「一反復運動周期分」のデータあることが望ましい。このようにすることで、データ処理が容易になる。

＜＜（１）複数のナビゲータスライス画像と複数のデータスライス画像を利用して特定する手段＞＞

[0091] 以下は、「一反復運動周期分」の基準反復運動データを抽出する手段について説明する。なお、以下で説明する「Ｌ個のグループに分割する手段」を調整することで、一反復運動周期分より多い基準反復運動データを抽出する手段も同様にして実現可能である。

[0092] まず、基準反復運動データ抽出手段は、ナビゲータスライス画像撮像部（０８０２）が撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像を、一反復運動周期分の複数の連続するナビゲータスライス画像ごとに、Ｌ個のグループに分割する。そして、Ｌ個のグループに対して、時間軸に従い通し番号を付与する。分割の仕方としては、以下のような手段が考えられる。

[0093] まず、基準反復運動データ抽出手段は、ナビゲータスライス画像撮像部（０８０２）が撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像（図４（Ａ）参照）の中から一つのスライス位置（ｙｉ｜１≦ｉ≦ｎ）を特定し、特定したｙ座標（ｙｉ）における画像データの時間変化パターンを抽出する（図９）。時間変化パターン（図９）を抽出する手段については、実施形態１と同様である。

[0094] そして、図９のような時間変化パターンを利用して、複数のナビゲータスライス画像を一反復運動周期分ごとにＬ個のグループに分割する。すなわち、ｔ軸をＬ個のグループに分割する。

[0095] 例えば、図９のような時間変化パターン（胸部臓器を撮像したもの）の場合、横隔膜の動きを示す曲線を利用して、一反復運動を認識し、Ｌ個のグループに分割してもよい。

[0096] その具体的手段としては、例えば、図１０に示すように、横隔膜の動きを示す曲線上のすべての最大呼気点（極大点）ａｋと、最大吸気点（極小点）ｂｋを特定する。これらはそれぞれ、｛（ｔａ１、ｚａ１）、（ｔａ２、ｚａ２）、・・・・・、（ｔａｋ、ｚａｋ）、・・・、（ｔａＬ、ｚａＬ）、（ｔａＬ＋１、ｚａＬ＋１）｝と、｛（ｔｂ１、ｚｂ１）、（ｔｂ２、ｚｂ２）、・・・・・、（ｔｂｋ、ｚｂｋ）、・・・、（ｔｂＬ、ｚｂＬ）、（ｔｂＬ＋１、ｚｂＬ＋１）｝と表せる。なお、前記｛ａｋ｝、｛ｂｋ｝の特定は、ユーザの入力を受付けることで実現してもよい。そして、図に示すように、前記特定した｛ａｋ｝のｔ軸座標｛ｔａｋ｝を利用し、隣り合うｔ座標までのデータを１つのセットとして、Ｌ個のセットに分割してもよい（前記分割は、｛ｂｋ｝のｔ軸座標を利用して行ってもよい。）。図１１は、｛ａｋ｝のｔ軸座標｛ｔａｋ｝を利用し、ｔ軸をＬ個のグループに分割した様子を示している。

[0097] その他の分割する具体的手段としては、例えば、図９のような時間変化パターンの中から、任意の一呼吸分のパターンを抽出する。任意の一呼吸分のパターンの抽出は、ユーザの入力を受付けることで実現してもよいし、前記

最大呼気点（極大点）ａｋと、最大吸気点（極小点）ｂｋを利用して、自動で実現してもよい。

[0098] そして、前記一呼吸分のパターンから、所定時間分（任意の設計事項）の吸気開始部分（図１７）と、所定時間分（任意の設計事項）の呼気終了部分（図１８）を抽出する。そして、前記抽出した「吸気開始部分（図１７）」と、「呼気終了部分（図１８）」のパターンのそれぞれと、図９の時間変化パターンを比較する。なお、前記比較の具体的手法については、実施形態１の比較部で説明した比較処理と同様である。

[0099] 前記比較の結果は図１９のようになる。図の横軸は、時間軸、縦軸は正規化相互相関の結果を表している。また、「吸気開始部分（図１７）」（実線のグラフ）と、「呼気終了部分（図１８）」（点線のグラフ）のパターンの両方の比較結果を同時にプロットしている。図１９のグラフを得ると、「吸気開始部分（図１７）」のグラフの極大値と、「呼気終了部分（図１８）」のグラフの極大値が交互に並ぶように、正規化相互相関の閾値を設定する。図１９の場合は、「０．９」と設定するのが望ましい。なお、前記閾値の設定は、プログラムの処理により自動で行ってもよいし、ユーザの入力を受付けることで実現してもよい。

[0100] そして、前記閾値以上の、「吸気開始部分（図１７）」と、「呼気終了部分（図１８）」の極大値を利用して、隣り合う「吸気開始部分」の極大値から「呼気終了部分」の極大値までを一呼吸（一反復運動）として、Ｌ個のグループに分割してもよい。図２０は、当該手段により、ｔ軸をＬ個のグループに分割した様子を示している。

[0101] 次に、基準反復運動データ抽出手段は、基準反復運動を特定するために利用するデータの範囲を定める。すなわち、ｚ軸方向のデータ範囲を特定する。

[0102] ここで、利用するデータは、撮像した画像の中のすべてのデータを利用して行ってもよいし、一部のデータ（例：Ａ≦ｚ≦Ｂ｜Ａ、Ｂは任意の設計事項）のみを利用して行ってもよい。なお、ｚ軸方向の上限値（Ｂ）と、下限

値（Ａ）を特定する手段（利用するデータを特定する手段）としては、例えば、前記｛ａｋ｝、｛ｂｋ｝の座標データを利用して特定してもよい。具体的には、横隔膜の振幅ｈｋ（＝ｚａｋ－ｚｂｋ）を算出し、前記数値を利用して、ｚ軸上の上限値（Ｂ）を「ｚｂｋ＋αｈｋ」、下限値（Ａ）を「ｚｂｋ－βｈｋ」と定めてもよい。なお、αとβは、撮像したスライス画像データ（図９、１０など）を基に定めることができる任意の設計事項である。図１０の四角の枠（１００１）は、Ｌ個に分けたグループの中の、ｋ番目のグループにおける「基準反復運動を特定するために利用されるデータ範囲」を示している。すなわち、基準反復運動データ抽出手段は、図９のような時間変化パターン上に、図１０の四角の枠（１００１）をＬ個分作成し、Ｌ個のグループ分の「基準反復運動を特定するために利用するデータ範囲」を特定する（図１１参照）。

[0103] その後、基準反復運動データ抽出手段は、「Ｌ個のグループ分の基準反復運動を特定するために利用するデータ」（図１１のそれぞれの四角内のデータ）それぞれをテンプレートとして、ｙｉのスライス位置で撮像された複数のデータスライス画像（図３参照）と比較処理する。具体的には、ナビゲータスライス画像とｙｉのスライス位置で撮像されたデータスライス画像とのそれぞれに、両者の鎖交位置で体内臓器の反復運動によって表れる時間変化パターンを比較する。なお、前記比較の具体的手法については、実施形態１の比較部で説明した比較処理と同様である。

[0104] ここで、実施形態１で説明したように、比較部（０８０４）は、図５上のようにテンプレートを移動させながら正規化相互相関を算出していくと、その結果（図５下）を利用して、最も正規化相互相関が大きいデータスライス画像セットを特定する。

[0105] しかし、本実施形態の基準反復運動データ抽出手段は、図５上のようにテンプレートを移動させながら正規化相互相関を算出していくと、その結果（図５下）を利用して、最大の正規化相互相関（Ｃｋ、ｉ、ｍａｘ）の数値を取得する。そして、前記処理（Ｃｋ、ｉ、ｍａｘの数値の取得）を、Ｌ個の

グループ分のテンプレートすべてを利用して行い、Ｌ個のグループごとに最大の正規化相互相関（Ｃｋ、ｉ、ｍａｘ）の数値を取得する。

[0106] そして、基準反復運動データ抽出手段は、前記処理を、すべてのスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・・ｙｎ｝に対して行う。すなわち、基準反復運動データ抽出手段は、スライス位置ごとに、Ｌ個のＣｋ、ｉ、ｍａｘを取得し、合計Ｌ×ｎ個のＣｋ、ｉ、ｍａｘを取得することとなる。

[0107] その後、Ｌ×ｎ個のＣｋ、ｉ、ｍａｘを、グループの通し番号を基にＬ個のグループに分割し、Ｌ個のグループごとに、Ｃｋ、ｉ、ｍａｘの相乗平均｛Ｅｋ｝を、式「Ｅｋ＝（Ｃｋ、１、ｍａｘ×Ｃｋ、２、ｍａｘ×・・・Ｃｋ、ｉ、ｍａｘ・・・×Ｃｋ、ｎ、ｍａｘ）１／ｎ」を用いて算出する。

[0108] そして、基準反復運動データ抽出手段は、Ｌ個のグループ分の｛Ｅｋ｝の中で、最もＥｋが大きかったｋを特定し、そのグループのナビゲータスライス画像セットを、基準反復運動データとして抽出する。なお、前記で、相加平均でなく相乗平均を用いるのは、全てのデータスライス画像との相関が一様に高いテンプレートを示す指標とするためであり、すなわち、Ｃｋ、ｉ、ｍａｘの分布のばらつきが少なく、かつ、平均が高いものを選択するためである。

[0109] 参考までに、基準反復運動データ抽出手段が取得した、Ｌ×ｎ個のＣｋ、ｉ、ｍａｘをプロットしたグラフの一例を図１２に示す。図中、縦軸はＣｋ、ｉ、ｍａｘの数値を示し、横軸はデータスライス画像を撮像したスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・ｙｉ・・ｙｎ｝を示している。なお、図１２は、説明の便宜上、ｋ＝１、３、５のデータのみをプロットしている。また、スライス位置は、１８個（ｎ＝１８）に設定されている。すなわち、図は、３×１８個のＣｋ、ｉ、ｍａｘをプロットしたものである。

[0110] なお、当該処理に利用するデータスライス画像は、必ずしも、データスライス画像撮像部（０８０１）で撮像するよう定めたすべてのスライス位置｛ｙ１、ｙ２、・・ｙｉ・・ｙｎ｝のデータスライス画像を利用しなくてもよい。例えば、一つ飛ばしのスライス位置のデータ（｛ｙ２ｍ｝、または｛ｙ

２ｍ－１｝）のみを利用して処理してもよいし、さらに少ないスライス位置のみを利用して処理してもよい。また、データスライス画像撮像部（０８０１）が、被写体臓器の立体動画像を生成するために、スライス位置ごとに所定時間（撮像した反復運動周期上の時間：「例：１分間」）にわたり撮像したすべてのデータスライス画像を利用しなくてもよい。例えば、頭から１０秒間分のデータスライス画像のみを利用して処理してもよい。このように利用するデータ数を少なくすることで、データ処理の時間を短縮することが可能となる。なお、当然に、多くのデータを利用して処理した方が、より理想的な基準反復運動を抽出することができるので、時間が許す限り多くのデータを利用して処理するのが望ましい。

＜＜（２）複数のナビゲータスライス画像のみを利用して特定する手段＞＞

[0111] 以下は、一反復運動周期分程度の基準反復運動データを抽出する手段について説明する。なお、「Ｌ個のグループに分割する手段」を調整することで、一反復運動周期分程度より多い基準反復運動データを抽出する手段も同様にして実現可能である。

[0112] まず、基準反復運動データ抽出手段は、ナビゲータスライス画像撮像部（０８０２）が撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像を一反復運動周期分ごとに、Ｉ個のグループに分割する。分割の仕方としては、前記（（１）複数のナビゲータスライス画像と複数のデータスライス画像を利用して特定する手段）と同様にして実現できる。

[0113] そして、｛ａｋ｝のｔ軸座標を利用して、Ｉ個のグループそれぞれの周期Ｔｋ（＝ｔａｋ＋１－ｔａｋ）を算出し、それらの相加平均値｛Ｔａｖｅ＝（Ｔ１＋Ｔ２＋・・・＋Ｔｋ＋・・＋ＴＩ）／Ｉ｝を算出する。その後、｛ａｋ｝のｔ座標とＴａｖｅを利用して、ナビゲータスライス画像撮像部（０８０２）が撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像を一反復運動周期分程度ごとに、Ｌ個のグループに分割し直す。具体的には、ｋ番目のグループのｔ軸座標を｛ｔａｋ～（ｔａｋ＋Ｔａｖｅ）｝と定めて、複数のナビゲータスライス画像をＬ個のグループ｛Ｐｋ｜１≦

ｋ≦Ｌ｝に分割する。なお、かかる場合、２つのグループに属するデータがあったり、いずれのグループにも属さないデータがあったりする可能性がある。しかし、当該処理は、一反復運動周期分程度の基準反復運動データを抽出することを目的としており、前記のような事態が生じても、当該目的を達成する上で問題はない。

[0114] その後、基準反復運動データ抽出手段は、｛Ｐｋ｝の中から一つのｋを特定すると（例：ｋ＝１を特定）、｛Ｐ１｝のデータと他のすべてのグループのデータ｛Ｐ２、Ｐ３、Ｐ４・・ＰＬ｝のそれぞれとを比較し、それぞれの正規化相互相関を算出する。そして、算出した（Ｌ－１）個の正規化相互相関の結果を利用して、相乗平均（Ｅｋ）を算出する。前記処理をすべてのＰｋに対して行い、Ｌ個のグループ分の相乗平均（Ｅｋ）を算出する。そして、最も数値の大きいｋを特定し、特定したｋのグループに属する複数のナビゲータスライス画像を基準反復運動データとして抽出する。ここで、前記比較処理は、撮像した画像の中のすべてのデータを利用して行ってもよいし、一部のデータ（例：Ａ≦ｚ≦Ｂ｜Ａ、Ｂは任意の設計事項）のみを利用して行ってもよい。

[0115] なお、前記処理は一例であり、従来技術を利用したその他の手段により基準反復運動データを抽出してもよい。

＜実施形態２のハードウェア構成＞

[0116] 本実施形態の処理については、実施形態１に準じて実現することができる。よって、ここでの詳細な説明は省略する。

＜実施形態２の処理の流れ＞

[0117] 本実施形態の処理の流れの一例「（１）複数のナビゲータスライス画像と複数のデータスライス画像を利用して特定する手段」を図１３のフローチャートに示す。なお、以下の処理は、図７を用いて説明した実施形態１の処理の流れにおけるステップＳ０７０２の処理の一部である。

[0118] まず、複数のナビゲータスライス画像を、一反復運動周期ごとにＬ個のグループに分割する（Ｓ１３０１）。次に、複数のスライス位置ごとに撮像さ

れた複数のデータスライス画像の中から、１つのスライス位置で撮像された複数のデータスライス画像を特定する（Ｓ１３０２）。その後、ステップＳ１３０１で分割したＬ個のグループごとに、ステップＳ１３０２で特定した複数のデータスライス画像と互いの鎖交位置で比較処理する（Ｓ１３０３）。そして、ステップＳ１３０３の結果に基づいて、Ｌ個のグループごとに、最大の正規化相互相関を算出する（Ｓ１３０４）。

[0119] その後、ステップＳ１３０２において、いまだ特定されていない複数のデータスライス画像（特定されていないスライス位置）があるか確認し（Ｓ１３０５）、ある場合には、ステップＳ１３０２にもどり、前記と同様の処理（Ｓ１３０２～Ｓ１３０４）を繰り返す。一方、ない場合には、ステップＳ１３０６に進む。

[0120] ステップＳ１３０６では、Ｌ個のグループごとに、ステップＳ１３０４で算出した複数のスライス位置ごとの最大の正規化相互相関の相乗平均を算出する。そして、Ｌ個のグループの中から、ステップＳ１３０６で算出した相乗平均が最も大きいグループを特定し（Ｓ１３０７）、特定したグループに属する複数のナビゲータスライス画像を基準反復運動データとして抽出する（Ｓ１３０８）。

＜実施形態２の発明の効果＞

[0121] 本実施形態の体内立体動画像の合成装置および合成方法により、被写体となる体内臓器が行う反復運動の中で、繰返し頻度の高い動作の立体動画像を表示することが可能となる。

＜実施形態３の概要＞

[0122] 本実施形態の体内立体動画像の合成装置および合成方法は、実施形態１または２を基本とし、さらに、被写体臓器のデータスライス画像を撮像する前に、それ以前に撮像した複数のナビゲータスライス画像を利用して、複数のデータスライス画像と比較処理するためのテンプレートを生成する。

[0123] その後、被写体臓器のデータスライス画像を撮像しながら前記テンプレートとの比較処理を行い、テンプレートと略合致するデータスライス画像セッ

トを取得すると（撮像すると）、撮像を終了する。

[0124] 本実施形態の体内立体動画像の合成装置および合成方法は、前記のようにして、スライス位置ごとに被写体臓器の複数のデータスライス画像を撮像し、取得することを特徴とする。

＜実施形態３の機能的構成＞

[0125] 本実施形態の体内立体動画像の合成装置の機能ブロックの一例を図１４に示す。図１４に示すように、本実施形態の「体内立体動画像の合成装置」（１４００）は、「データスライス画像撮像部」（１４０１）と、「ナビゲータスライス画像撮像部」（１４０２）と、「抽出部」（１４０３）と、「比較部」（１４０４）と、「保持部」（１４０５）を有し、「抽出部」（１４０３）は、「撮像前抽出手段」を、「比較部」（１４０４）は、「ダイナミック比較手段」を有する。また、「合成部」（１４０６）を有してもよい。さらに、図示していないが、抽出部」（１４０３）は、「基準反復運動データ抽出手段」を有してもよい。

[0126] 以下、本実施形態の「体内臓器の合成装置」（１４００）の「抽出部」（１４０３）の「撮像前抽出手段」と、「比較部」（１４０４）の「ダイナミック比較手段」の機能的構成について詳細に説明する。なお、「データスライス画像撮像部」（１４０１）と、「ナビゲータスライス画像撮像部」（１４０２）と、「保持部」（１４０５）と、「合成部」（１４０６）の機能的構成については、実施形態１と同様であるので、ここでの詳細な説明は省略する。

[0127] 「抽出部」（１４０３）の「撮像前抽出手段」は、データスライス画像撮像部でのデータスライス画像の撮像前に、ナビゲータスライス画像セットを抽出するよう構成されている。

[0128] すなわち、ナビゲータスライス画像撮像部（１４０２）は、データスライス画像撮像部（１４０１）でのデータスライス画像の撮像前に、複数のナビゲータスライス画像を撮像する。そして、撮像前抽出手段は、データスライス画像撮像部でのデータスライス画像の撮像前に、ナビゲータスライス画像

セットを抽出する。その後、データスライス画像撮像部（１４０１）でのデータスライス画像の撮像前に、前記抽出したナビゲータスライス画像セットを利用して、比較部（１４０４）による複数のデータスライス画像との比較に利用されるテンプレート（図４（Ｆ）参照）が生成される。

[0129] なお、抽出するナビゲータスライス画像セットは、ナビゲータスライス画像撮像部（１４０２）が撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像（図４（Ａ））の中から任意に選択して抽出してもよいし、基準反復運動データを特定して抽出してもよい。基準反復運動データを特定する手段については、実施形態２で説明した「（２）複数のナビゲータスライス画像のみを利用して特定する手段」などを利用することで実現できる。なお、実施形態２で説明した「（１）複数のナビゲータスライス画像と複数のデータスライス画像を利用して特定する手段」を利用して実現することも可能である。なぜなら、「データスライス画像の撮像前」とは、「被写体臓器の立体動画像を合成する基データとなるデータスライス画像の撮像前」と同等の意味であり、すなわち、撮像前抽出手段がナビゲータスライス画像セットを抽出する前に、前記抽出のためのみに利用するデータスライス画像を撮像することを排する意味ではないからである。

[0130] 「比較部」（１４０４）の「ダイナミック比較手段」は、撮像前抽出手段が抽出した１セット分のナビゲータスライス画像と、データスライス画像撮像部（１４０１）が反復運動周期以上の時間にわたって撮像したデータスライス画像とを、データスライス画像が撮像されるごとに比較するよう構成されている。

[0131] すなわち、ダイナミック比較手段は、データスライス画像撮像部（１４０１）が複数の連続するデータスライス画像を撮像するごとに、撮像前抽出手段が抽出した１セット分のナビゲータスライス画像を基に生成したテンプレートと比較処理し、正規化相互相関を算出していく。また、その都度、算出した正規化相互相関と、あらかじめ定めておいた閾値とを大小比較する。

[0132] そして、ダイナミック比較手段は、あらかじめ定めておいた閾値以上の正

規化相互相関が得られると、その直後に現れる極大値が得られるまで比較処理を続ける。そして、その極大値が得られると、その旨をデータスライス画像撮像部（１４０１）に通知する。すると、データスライス画像撮像部（１４０１）は、そのスライス位置での撮像を終了する。その後、データスライス画像撮像部（１４０１）は、必要に応じて、他のスライス位置での撮像を開始する。

[0133] また、ダイナミック比較手段は、あらかじめ定めておいた閾値以上の正規化相互相関が得られると、その直後に現れる極大値（正規化相互相関）が得られた複数の連続するデータスライス画像のセットを保持部（１４０５）に渡す。すると、保持部（１４０５）は、前記取得した複数の連続するデータスライス画像のセットを、他のスライス位置での撮像において、閾値以上の正規化相互相関が得られた直後の極大値が得られた複数の連続するデータスライス画像のセットと互いに関連付けて保持する。

[0134] なお、前記比較の具体的手段は、実施形態１で説明したものと同様であるので、ここでの詳細な説明は省略する。

＜実施形態３のハードウェア構成＞

[0135] 本実施形態の処理については、実施形態１に準じて実現することができる。よって、ここでの詳細な説明は省略する。

＜実施形態３の処理の流れ＞

[0136] 本実施形態の処理の流れの一例を図１５のフローチャートに示す。

[0137] まず、ＭＲＩ装置を利用して、被写体臓器の複数のナビゲータスライス画像を時系列に撮像する。なお、あらかじめ撮像し保存しておいた被写体臓器の複数のナビゲータスライス画像を、内蔵ＨＤＤ、または、外部機器などから取得してもよい（Ｓ１５０１）。そして、ステップＳ１５０１で取得した被写体臓器の複数の連続するナビゲータスライス画像の中から、一反復運動周期以上にわたる複数の連続するナビゲータスライス画像のセットを抽出する（Ｓ１５０２）。

[0138] その後、データスライス画像を撮像するための複数のスライス位置の中か

ら、１つのスライス位置を特定し（Ｓ１５０３）、特定したスライス位置に対応するテンプレートを生成する（Ｓ１５０４）。具体的には、ステップＳ１５０２で抽出した複数の連続するナビゲータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）の中から、ステップＳ１５０３で特定したスライス位置で撮像されるデータスライス画像（２次元時系列ＭＲ画像）と鎖交する位置における時間変化パターンを抽出する。その後、比較処理するデータ範囲を特定し、前記抽出した時間変化パターンの中から、前記特定した範囲のデータのみをテンプレートとして取り出す。

[0139] その後、ステップＳ１５０３で特定したスライス位置において、被写体臓器の複数のデータスライス画像を連続的に撮像しながら、その都度、ダイナミックに生成されるデータスライス画像の時間変化パターンを、ステップＳ１５０４で生成したテンプレートと比較処理する。具体的には、正規化相互相関を算出し、あらかじめ定めておいた閾値と大小比較する（Ｓ１５０５）。

[0140] ステップＳ１５０５での比較の結果、いまだ所定の閾値以上の正規化相互相関が得られていない場合には（Ｓ１５０６）、ステップＳ１５０５での撮像・比較の処理を継続する。一方、ステップＳ１５０５での比較の結果、所定の閾値以上の正規化相互相関が得られると（Ｓ１５０６）、その直後に現れる極大値が得られた複数の連続するデータスライス画像のセットを抽出し（Ｓ１５０７）、そのスライス位置でのデータスライス画像の撮像を終了する（Ｓ１５０８）。

[0141] そして、ステップＳ１５０３において、いまだデータスライス画像を撮像するために特定されていないスライス位置があるか確認する（Ｓ１５０９）。ステップＳ１５０９での確認の結果、いまだデータスライス画像を撮像されていないスライス位置がある場合には、ステップＳ１５０３に戻り、前記と同様の処理（Ｓ１５０３～Ｓ１５０８）を繰り返す。一方、いまだデータスライス画像を撮像されていないスライス位置がない場合には、ステップＳ１５１０に進む。

[0142] ステップＳ１５１０では、ステップＳ１５０７で複数のスライス位置ごとに抽出したデータスライス画像セットを、互いに関連付けて保持する。その後、被写体臓器の立体動画像を表示する指示信号の入力を受付けた場合には（Ｓ１５１１）、ステップＳ１５１２に進む。一方、受付けなかった場合には、処理を終了する。

[0143] ステップＳ１５１２では、ステップ１５１０で互いに関連付けて保持した複数のデータスライス画像セットを利用して、一反復運動周期以上の時間にわたる３次元静止画像セットを生成する。そして、生成した３次元静止画像セットを利用して、一反復運動周期以上の時間にわたる被写体臓器の立体動画像をディスプレイなどに表示する（Ｓ１５１３）。

＜実施形態３の発明の効果＞

[0144] 本実施形態の体内立体動画像の合成装置および合成方法は、複数のデータスライス画像の撮像を連続的に行いながら、その都度、ナビゲータスライス画像セットとの比較処理を行う。そして、あらかじめ定めておいた所定の類似度以上のデータスライス画像のセットを抽出すると、撮像を終了する。

[0145] 前記構成により、あらかじめ定めておく所定の類似度を調節することで（低めに調節）、撮像するデータスライス画像の量を少なくすることが可能となり、処理速度が速くなる。また、所定の類似度を調節することで（高めに調節）、限りなくナビゲータスライス画像セットと類似するデータスライス画像セットを抽出し、限りなく被写体臓器の実際の動作に近い立体動画像を生成することが可能となる。

## 図面の簡単な説明

[0146] [図1]ナビゲータスライス画像とデータスライス画像を撮像する面を説明する概念図

[図2]実施形態１の機能ブロック図

[図3]スライス位置ごとに撮像される複数のデータスライス画像を説明する概念図

[図4]複数のナビゲータスライス画像と複数のデータスライス画像を比較する

処理を説明する概念図

[図5]ナビゲータスライス画像の時間変化パターンとデータスライス画像の時間変化パターンを比較する処理を説明する概念図

[図6]実施形態１のハードウェア構成の一例を示した概念図

[図7]実施形態１の処理の流れを示すフローチャート図

[図8]実施形態２の機能ブロック図

[図9]複数のナビゲータスライス画像の所定座標に表れる時間変化パターン図

[図10]複数のナビゲータスライス画像の中から比較処理するための一単位のデータを特定する手段を説明する図

[図11]複数のナビゲータスライス画像の中から比較処理するためのデータを一単位ごとに特定した様子を説明する図１

[図12]基準反復運動データを抽出するために算出した結果の一部をマッピングしたグラフ

[図13]実施形態２の処理の流れを示すフローチャート図

[図14]実施形態３の機能ブロック図

[図15]実施形態３の処理の流れを示すフローチャート図

[図16]ＭＲＩ装置による撮像の概念を説明する図

[図17]所定時間分の吸気開始部分の時間変化パターンの一例

[図18]所定時間分の呼気終了部分の時間変化パターンの一例

[図19]吸気開始部分・吸気終了部分それぞれとナビゲータスライス画像との比較結果

[図20]複数のナビゲータスライス画像の中から比較処理するためのデータを一単位ごとに特定した様子を説明する図２

## 符号の説明

[0147]

| | |
|---|---|
| ０２００ | 体内立体動画像の合成装置 |
| ０２０１ | データスライス画像撮像部 |
| ０２０２ | ナビゲータスライス画像撮像部 |
| ０２０３ | 抽出部 |

０２０４　　比較部

０２０５　　保持部

０２０６　　合成部

# 請求の範囲

[請求項1] 生体のスライス静止画像であるデータスライス画像を同一軸方向の複数のスライス位置ごとに少なくとも被写体となる体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって複数撮像するデータスライス画像撮像部と、

全スライス位置での前記データスライス画像と鎖交するスライス静止画像であるナビゲータスライス画像を体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって複数撮像するナビゲータスライス画像撮像部と、

前記ナビゲータスライス画像撮像部が撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、一反復運動周期分以上の時間にわたる複数の連続したナビゲータスライス画像のセットを抽出する抽出部と、

前記抽出部が抽出した１セット分のナビゲータスライス画像と、前記データスライス画像撮像部が反復運動周期以上の時間にわたって撮像した複数のデータスライス画像とのそれぞれに、両者の鎖交位置で体内臓器の反復運動によって表れる時間変化パターンを比較する比較部と、

前記ナビゲータスライス画像セットとの比較部での比較結果が略合致する一反復運動周期以上の時間にわたる複数の連続したデータスライス画像のセットを複数のスライス位置ごとに取得し、それらを相互に関連付けて保持する保持部と、

を有する体内立体動画像の合成装置。

[請求項2] 保持部が保持している相互に関連付けられたデータスライス画像セットの複数を利用して、被写体となる体内臓器の立体画像時間変化データを合成する合成部を有する請求項１に記載の体内立体動画像の合成装置。

[請求項3] 抽出部は、

前記ナビゲータスライス画像撮像部が撮像した反復運動周期以上

の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、被写体となる体内臓器の繰返し頻度の高い動作である基準反復運動を撮像したナビゲータスライス画像セットを抽出する基準反復運動データ抽出手段を有する請求項１または２に記載の体内立体動画像の合成装置。

[請求項4] 抽出部は、

データスライス画像撮像部でのデータスライス画像の撮像前に、ナビゲータスライス画像セットを抽出する撮像前抽出手段を有し、

比較部は、

前記撮像前抽出手段が抽出した１セット分のナビゲータスライス画像と、前記データスライス画像撮像部が反復運動周期以上の時間にわたって撮像したデータスライス画像とを、データスライス画像が撮像されるごとに比較するダイナミック比較手段を有する請求項１から３のいずれか一に記載の体内立体動画像の合成装置。

[請求項5] 生体のスライス静止画像であるデータスライス画像を同一軸方向の複数のスライス位置ごとに少なくとも被写体となる体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって複数撮像するデータスライス画像撮像ステップと、

全スライス位置での前記データスライス画像と鎖交するスライス静止画像であるナビゲータスライス画像を体内臓器の反復運動周期以上の時間にわたって複数撮像するナビゲータスライス画像撮像ステップと、

前記ナビゲータスライス画像撮像ステップが撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、一反復運動周期分以上の時間にわたる複数の連続したナビゲータスライス画像のセットを抽出する抽出ステップと、

前記抽出ステップで抽出した１セット分のナビゲータスライス画像と、前記データスライス画像撮像ステップで反復運動周期以上の時間にわたって撮像した複数のデータスライス画像とのそれぞれに、両者

の鎖交位置で体内臓器の反復運動によって表れる時間変化パターンを比較する比較ステップと、

前記ナビゲータスライス画像セットとの比較ステップでの比較結果が略合致する一反復運動周期以上の時間にわたる複数の連続したデータスライス画像のセットを複数のスライス位置ごとに取得し、それらを相互に関連付けて保持する取得保持ステップと、

を有する体内立体動画像の合成方法。

[請求項6] 保持している相互に関連付けられたデータスライス画像セットの複数を利用して、被写体となる体内臓器の立体画像時間変化データを合成する合成ステップを有する請求項５に記載の体内立体動画像の合成方法。

[請求項7] 抽出ステップは、

前記ナビゲータスライス画像撮像ステップで撮像した反復運動周期以上の時間にわたる複数のナビゲータスライス画像の中から、被写体となる体内臓器の繰返し頻度の高い動作である基準反復運動を撮像したナビゲータスライス画像セットを抽出する基準反復運動データ抽出サブステップを有する請求項５または６に記載の体内立体動画像の合成方法。

[請求項8] 抽出ステップは、

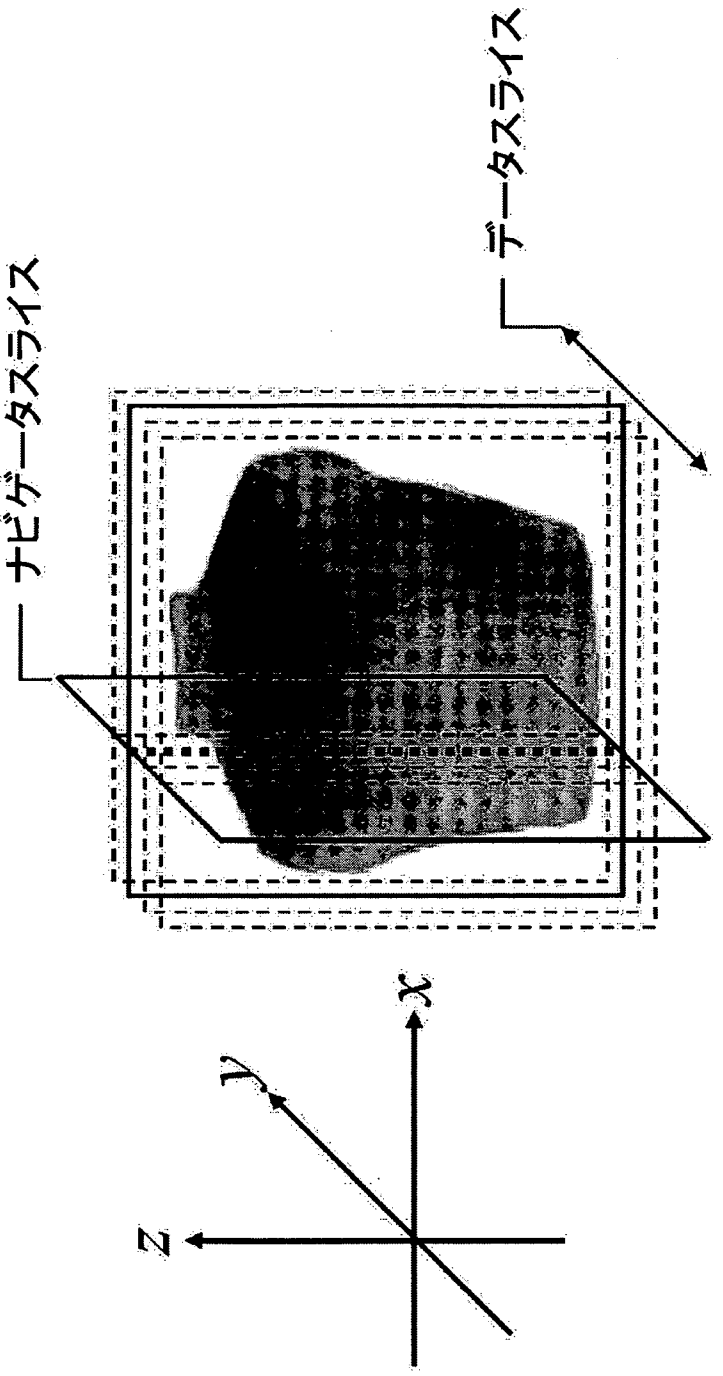
データスライス画像撮像ステップでのデータスライス画像の撮像前に、ナビゲータスライス画像セットを抽出する撮像前抽出サブステップを有し、

比較ステップは、

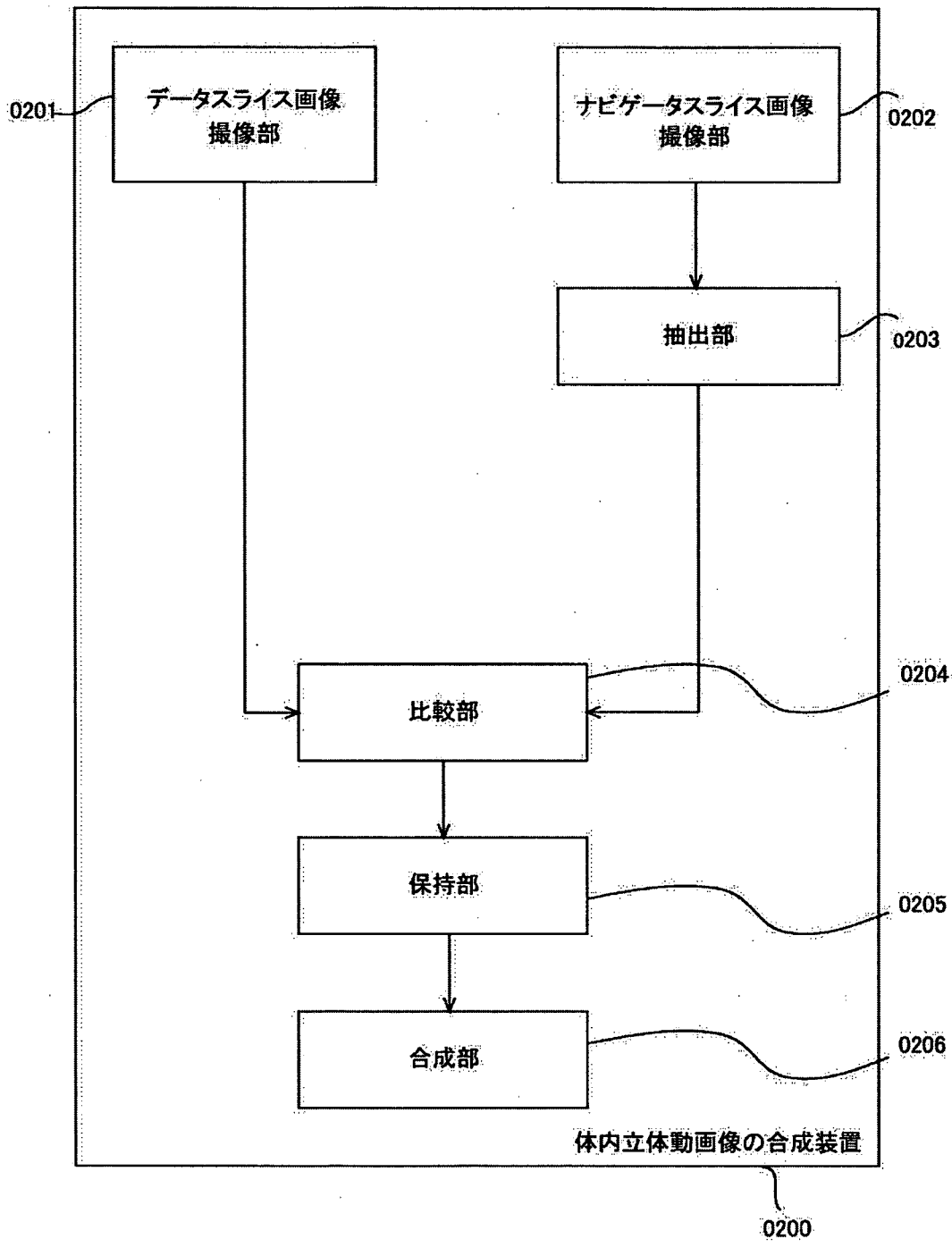
前記撮像前抽出サブステップで抽出した１セット分のナビゲータスライス画像と、前記データスライス画像撮像ステップで反復運動周期以上の時間にわたって撮像したデータスライス画像とを、データスライス画像が撮像されるごとに比較するダイナミック比較サブステップを有する請求項５から請求項７のいずれか一に記載の体内立体動画

像の合成方法。

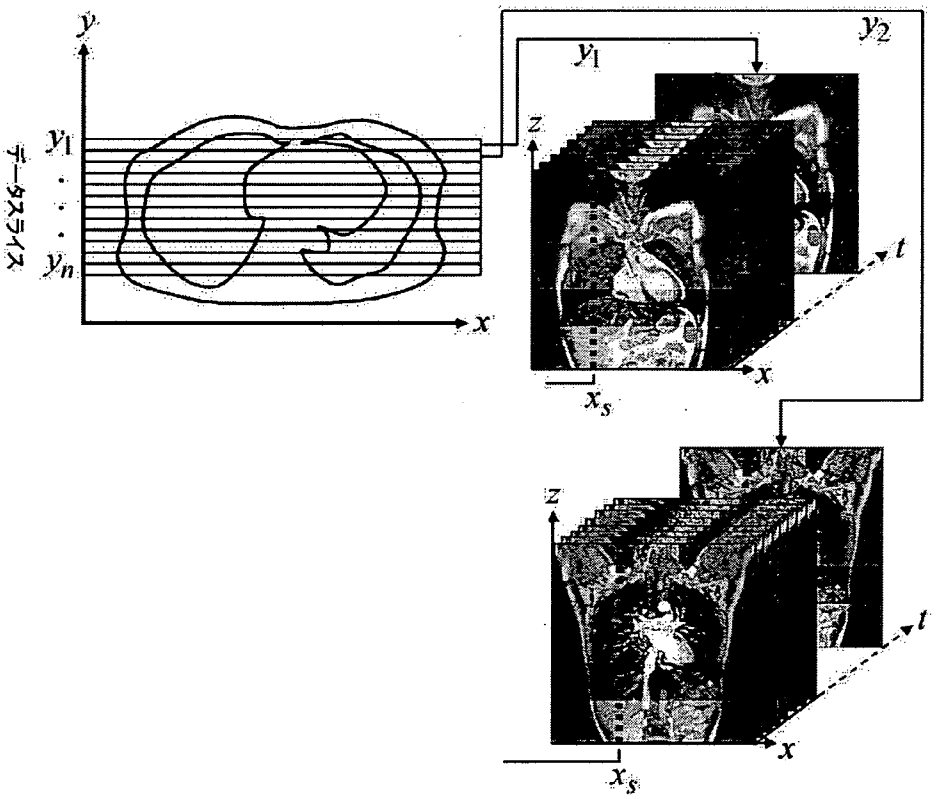
[図1]



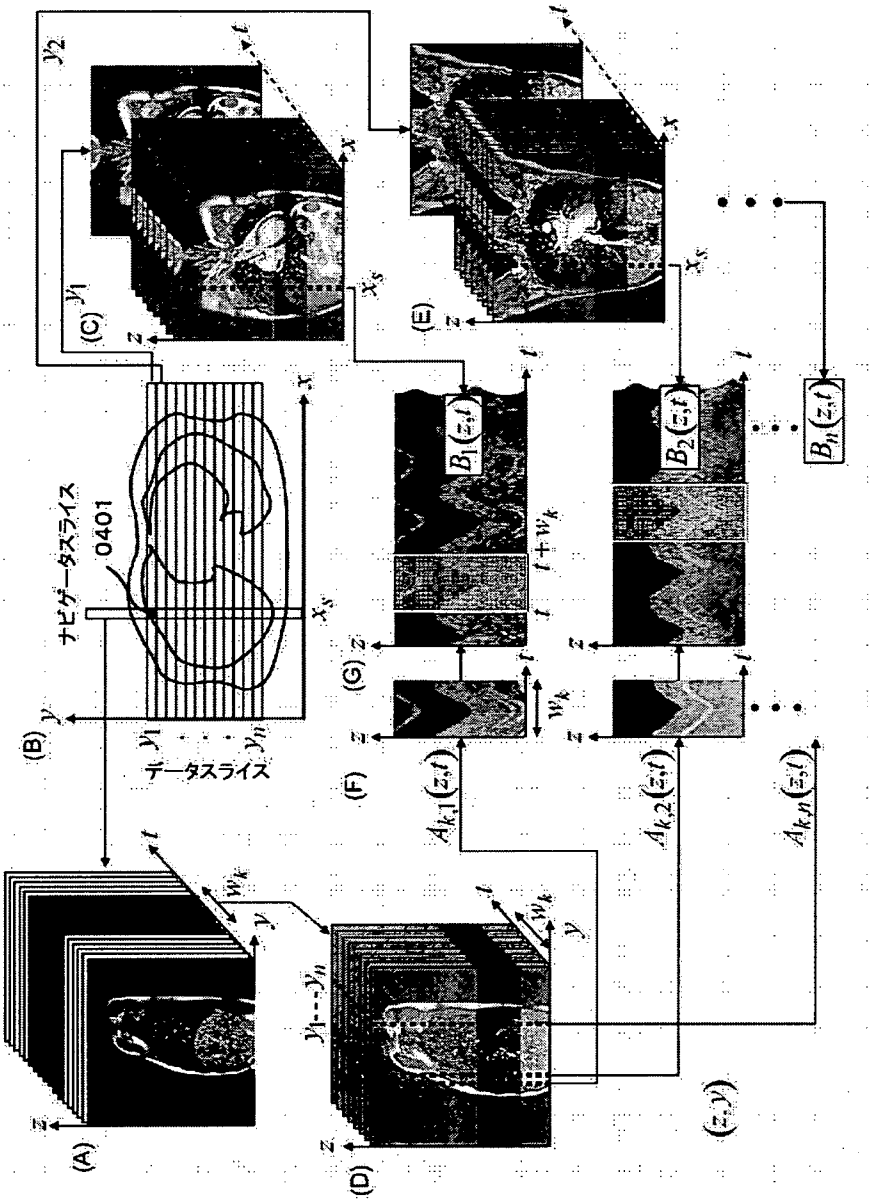
[図2]


データスライス画像
撮像部
0201
ナビゲータスライス画像
撮像部
0202
抽出部
0203
比較部
0204
保持部
0205
合成部
0206
体内立体動画像の合成装置
0200

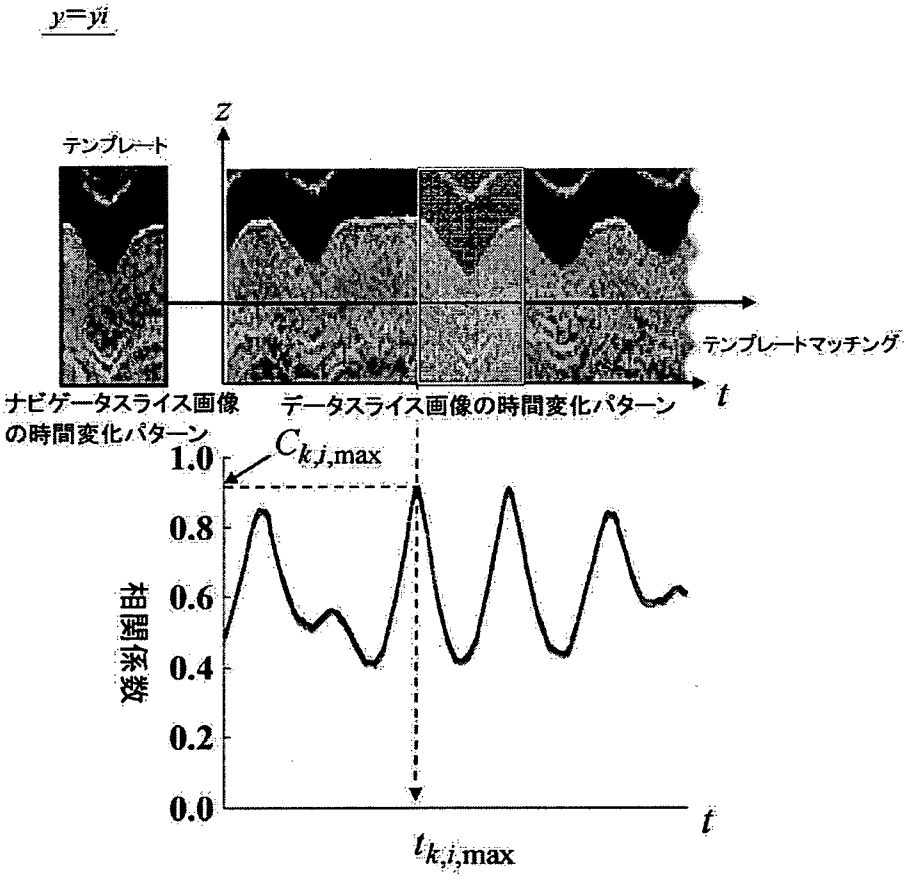
[図3]



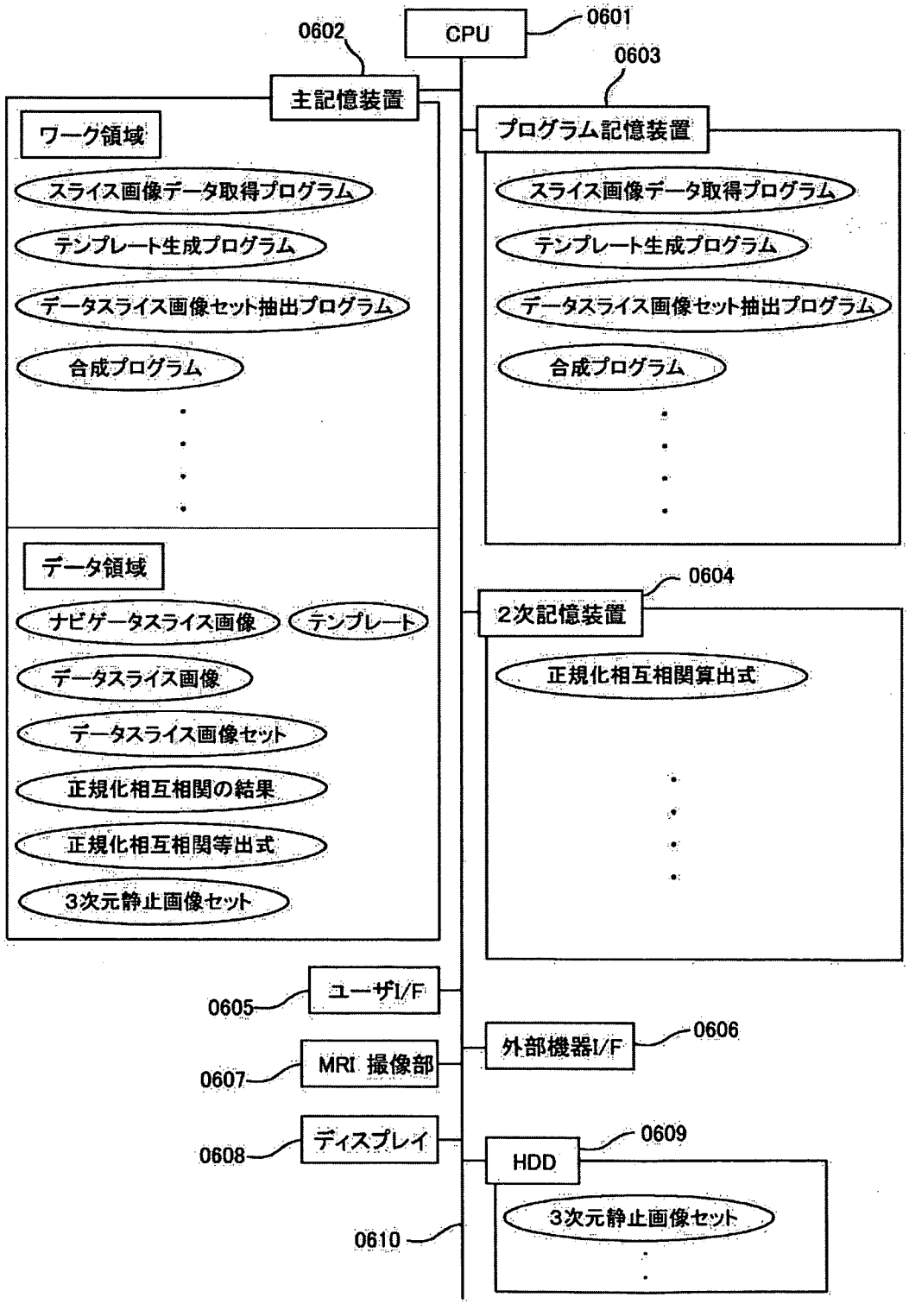
[図4]



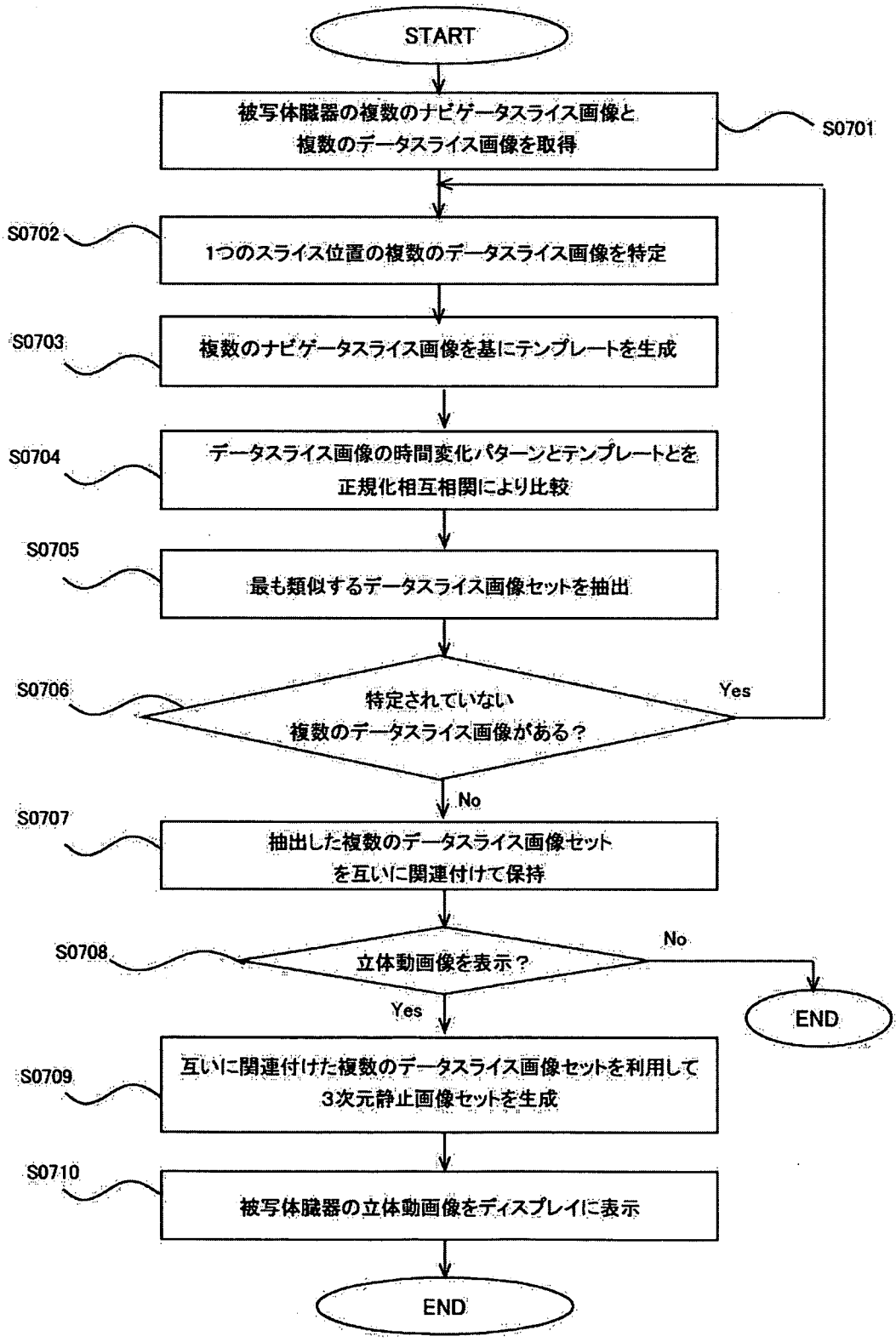
[図5]


y=yi
z
テンプレート
テンプレートマッチング
t
ナビゲータスライス画像
の時間変化パターン
データスライス画像の時間変化パターン
$C_{k,j,\max}$
1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
0.0
相関係数
t
$t_{k,i,\max}$

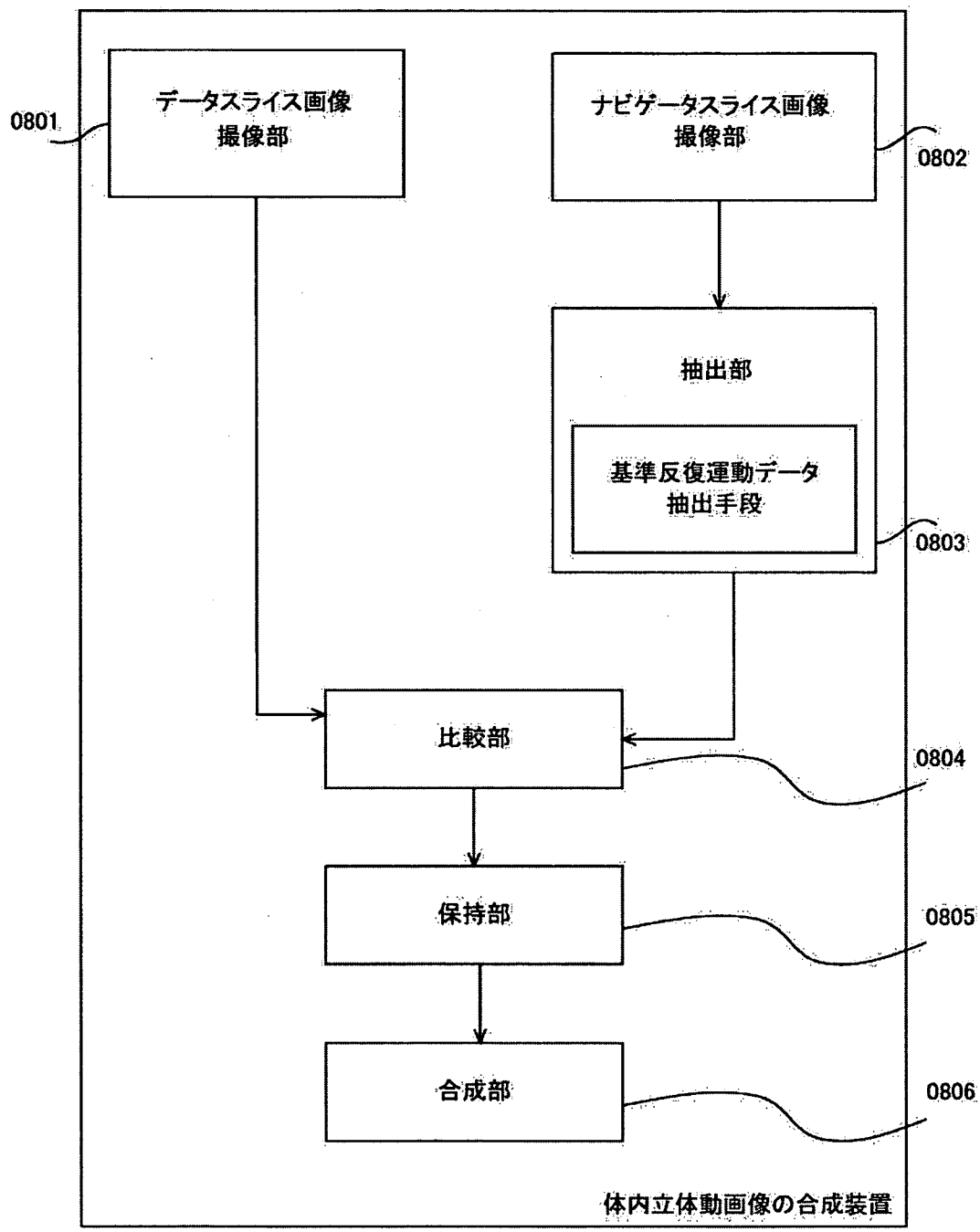
[図6]


CPU
0601
0602
主記憶装置
0603
プログラム記憶装置
ワーク領域
スライス画像データ取得プログラム
テンプレート生成プログラム
データスライス画像セット抽出プログラム
合成プログラム
スライス画像データ取得プログラム
テンプレート生成プログラム
データスライス画像セット抽出プログラム
合成プログラム
データ領域
ナビゲータスライス画像
テンプレート
データスライス画像
データスライス画像セット
正規化相互相関の結果
正規化相互相関等出式
3次元静止画像セット
0604
2次記憶装置
正規化相互相関算出式
0605
ユーザI/F
0606
外部機器I/F
0607
MRI 撮像部
0608
ディスプレイ
0609
HDD
3次元静止画像セット
0610

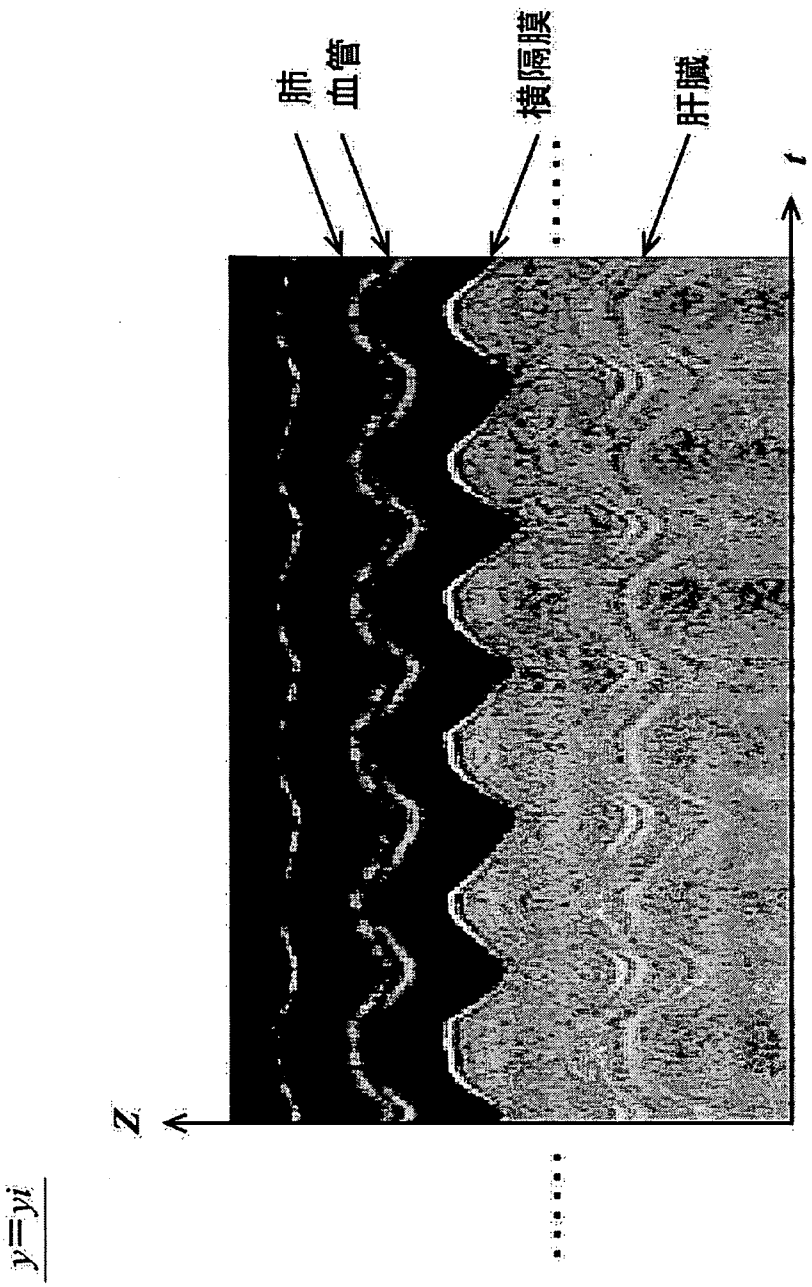
[図7]


START
被写体臓器の複数のナビゲータスライス画像と
複数のデータスライス画像を取得
S0701
S0702
1つのスライス位置の複数のデータスライス画像を特定
S0703
複数のナビゲータスライス画像を基にテンプレートを生成
S0704
データスライス画像の時間変化パターンとテンプレートとを
正規化相互相関により比較
S0705
最も類似するデータスライス画像セットを抽出
S0706
特定されていない
複数のデータスライス画像がある？
Yes
No
S0707
抽出した複数のデータスライス画像セット
を互いに関連付けて保持
S0708
立体動画像を表示？
No
END
Yes
S0709
互いに関連付けた複数のデータスライス画像セットを利用して
3次元静止画像セットを生成
S0710
被写体臓器の立体動画像をディスプレイに表示
END

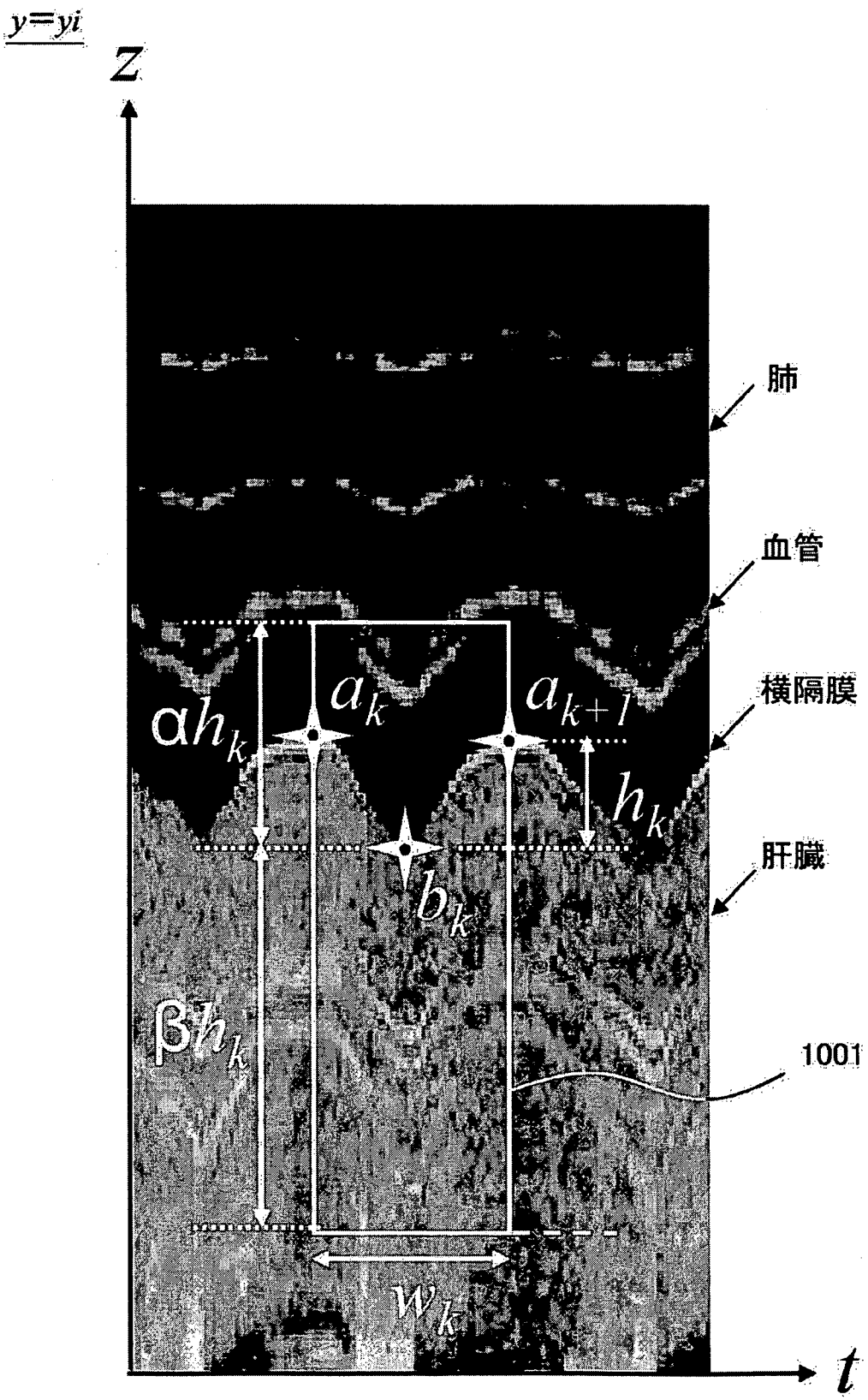
[図8]


データスライス画像
撮像部
0801
ナビゲータスライス画像
撮像部
0802
抽出部
基準反復運動データ
抽出手段
0803
比較部
0804
保持部
0805
合成部
0806
体内立体動画像の合成装置

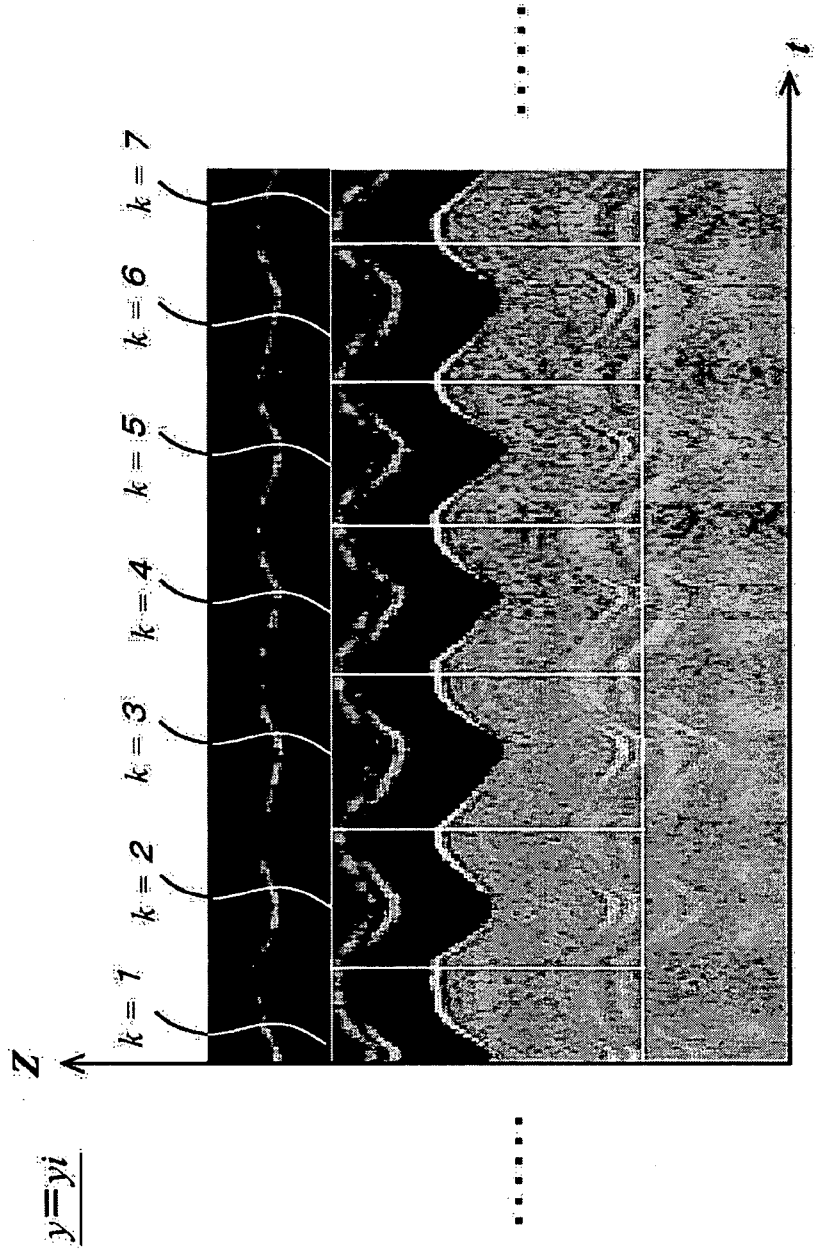
[図9]



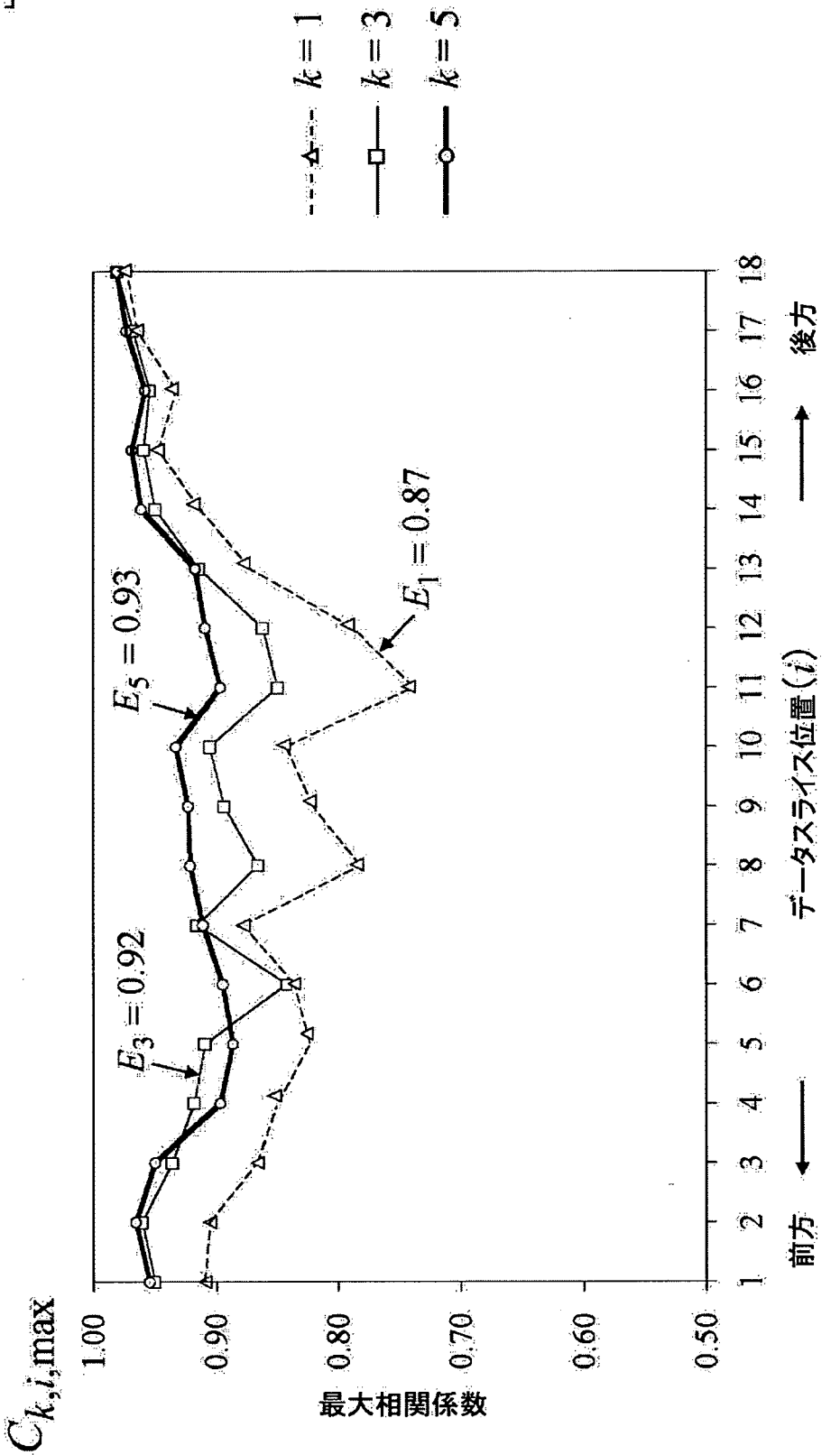
[図10]



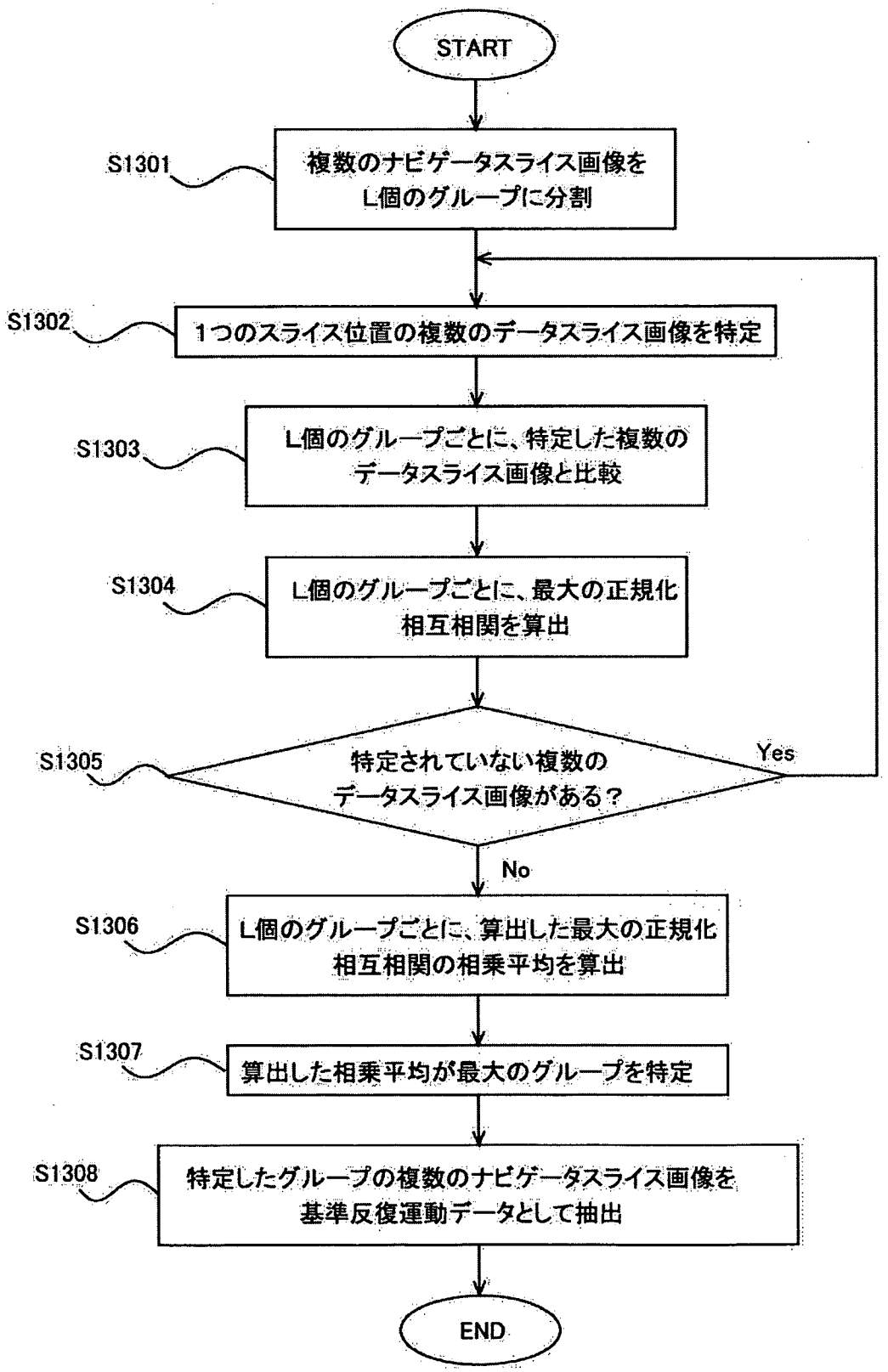
[図11]



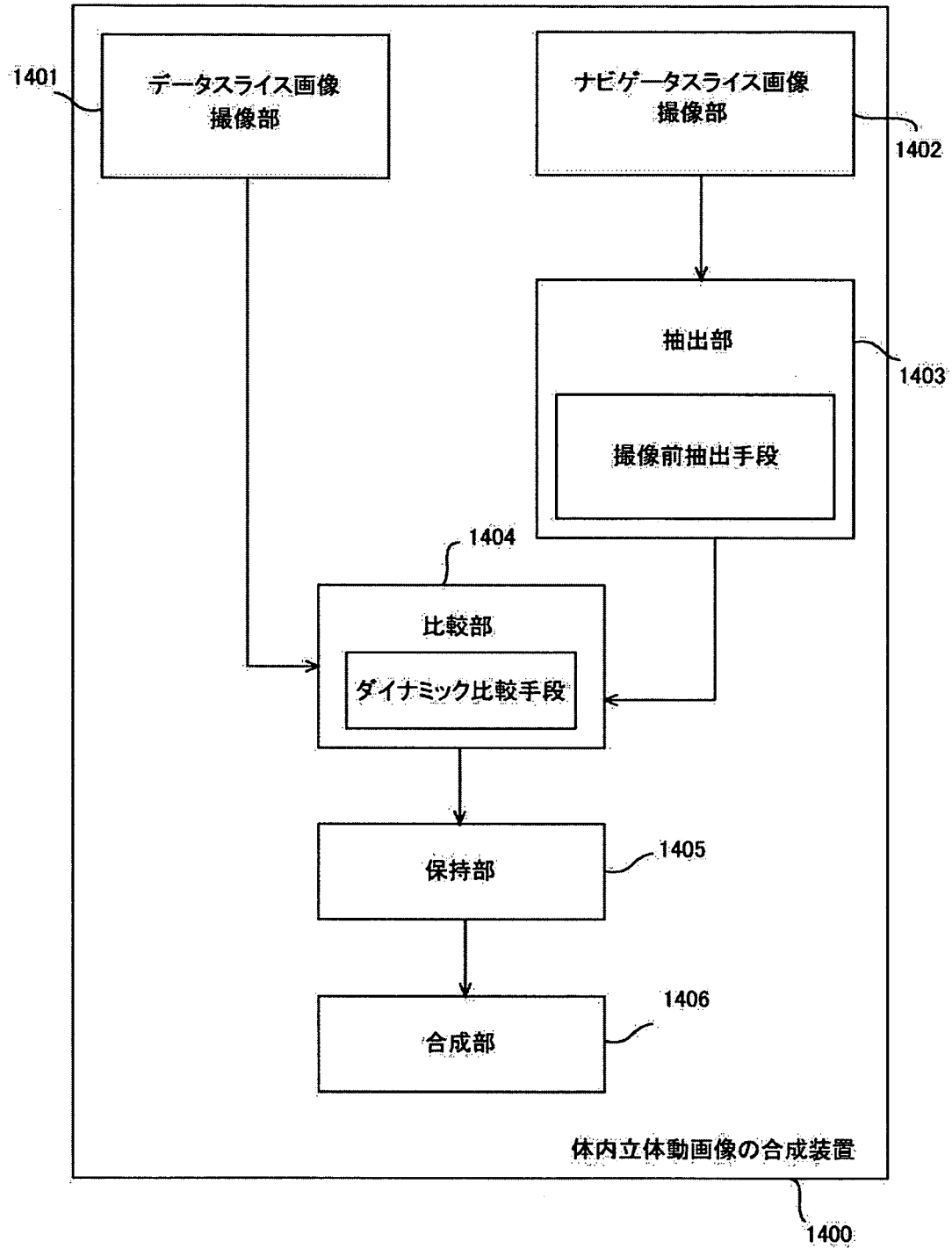
[図12]


k = 1
k = 3
k = 5
$E_1 = 0.87$
$E_3 = 0.92$
$E_5 = 0.93$
$C_{k,i,\max}$
最大相関係数
1.00
0.90
0.80
0.70
0.60
0.50
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18
前方
データスライス位置 (i)
後方

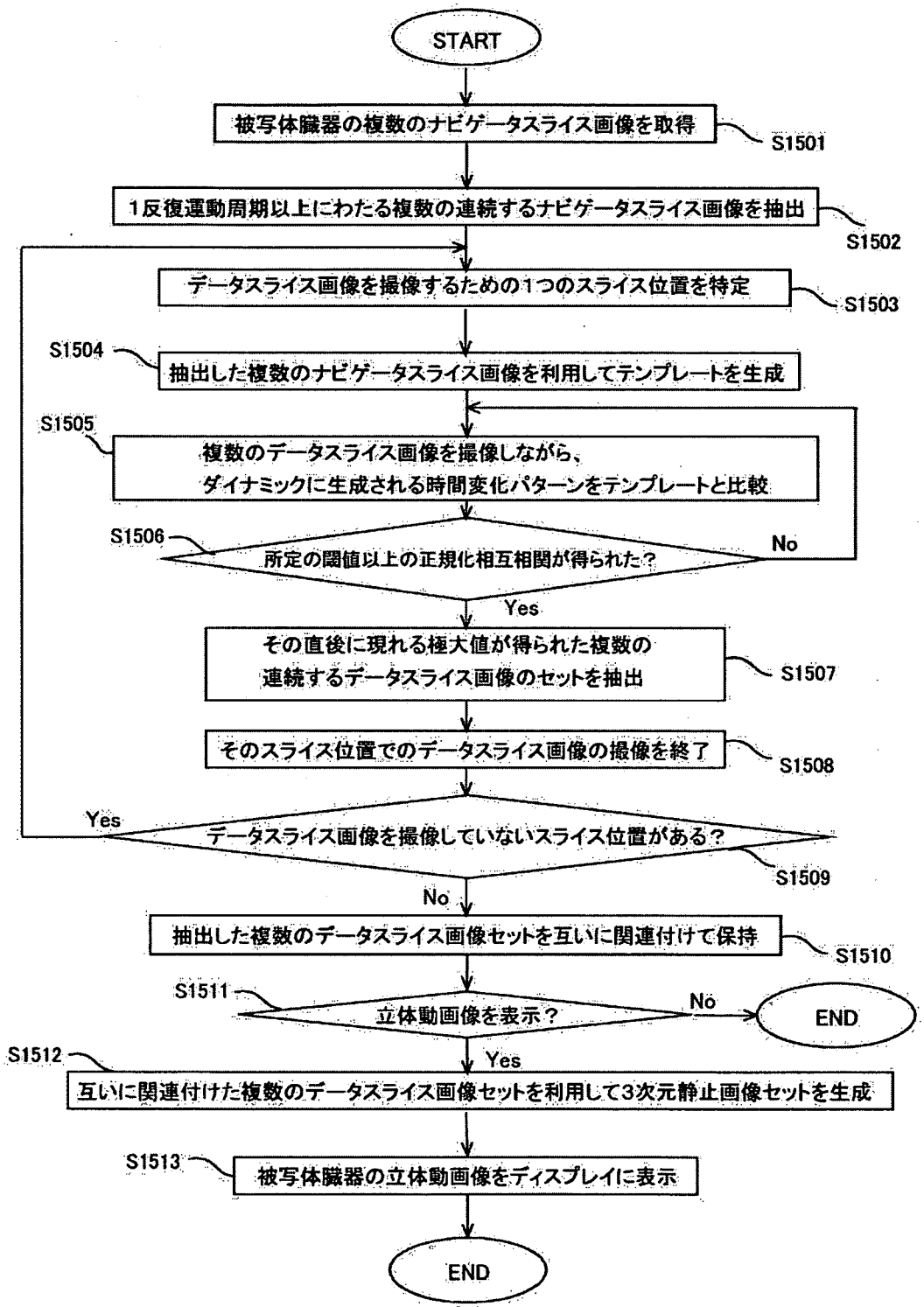
[図13]


START
S1301
複数のナビゲータスライス画像を
L個のグループに分割
S1302
1つのスライス位置の複数のデータスライス画像を特定
S1303
L個のグループごとに、特定した複数の
データスライス画像と比較
S1304
L個のグループごとに、最大の正規化
相互相関を算出
S1305
特定されていない複数の
データスライス画像がある？
Yes
No
S1306
L個のグループごとに、算出した最大の正規化
相互相関の相乗平均を算出
S1307
算出した相乗平均が最大のグループを特定
S1308
特定したグループの複数のナビゲータスライス画像を
基準反復運動データとして抽出
END

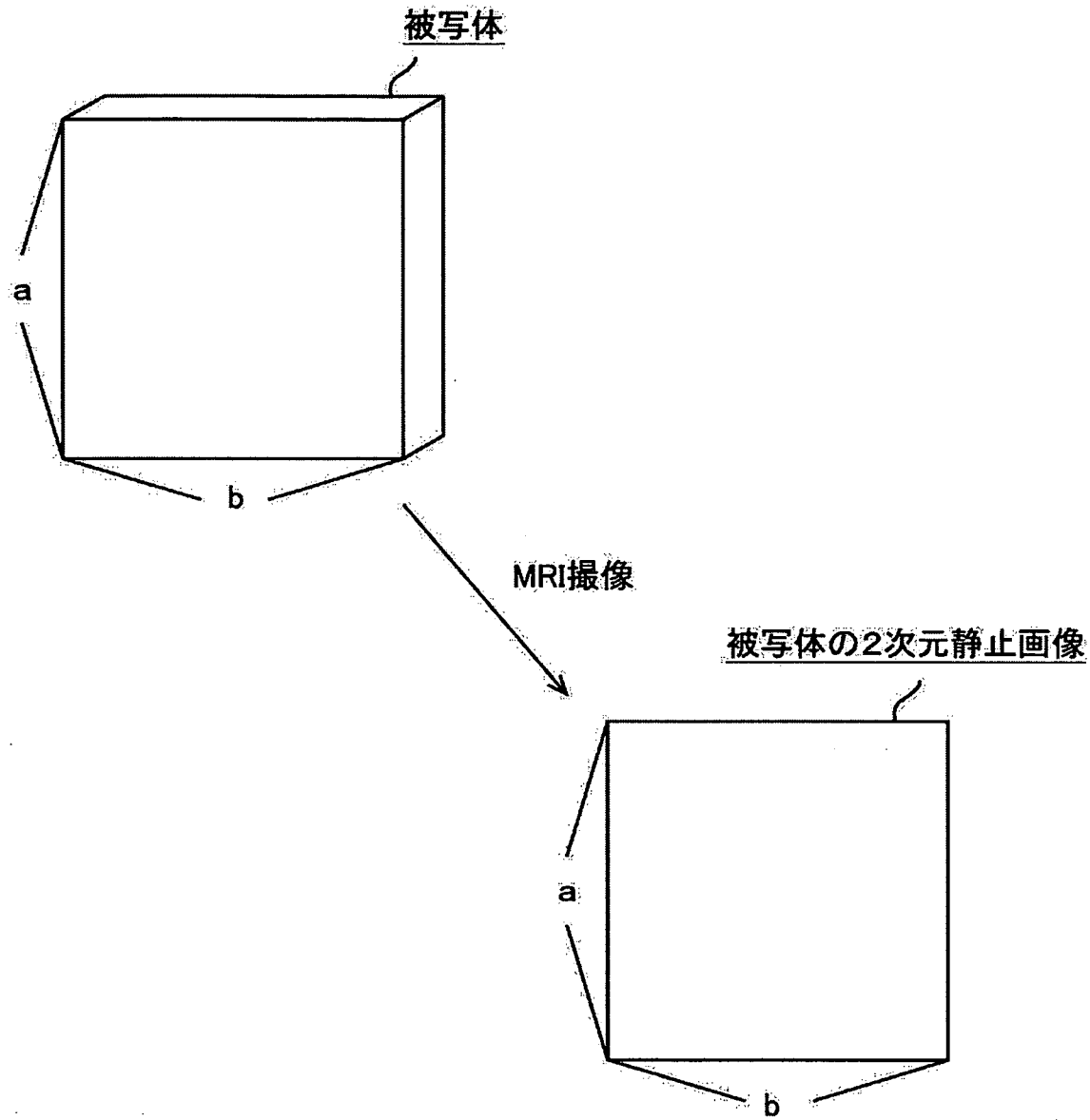
[図14]


1401
データスライス画像
撮像部
ナビゲータスライス画像
撮像部
1402
抽出部
1403
撮像前抽出手段
1404
比較部
ダイナミック比較手段
保持部
1405
合成部
1406
体内立体動画像の合成装置
1400

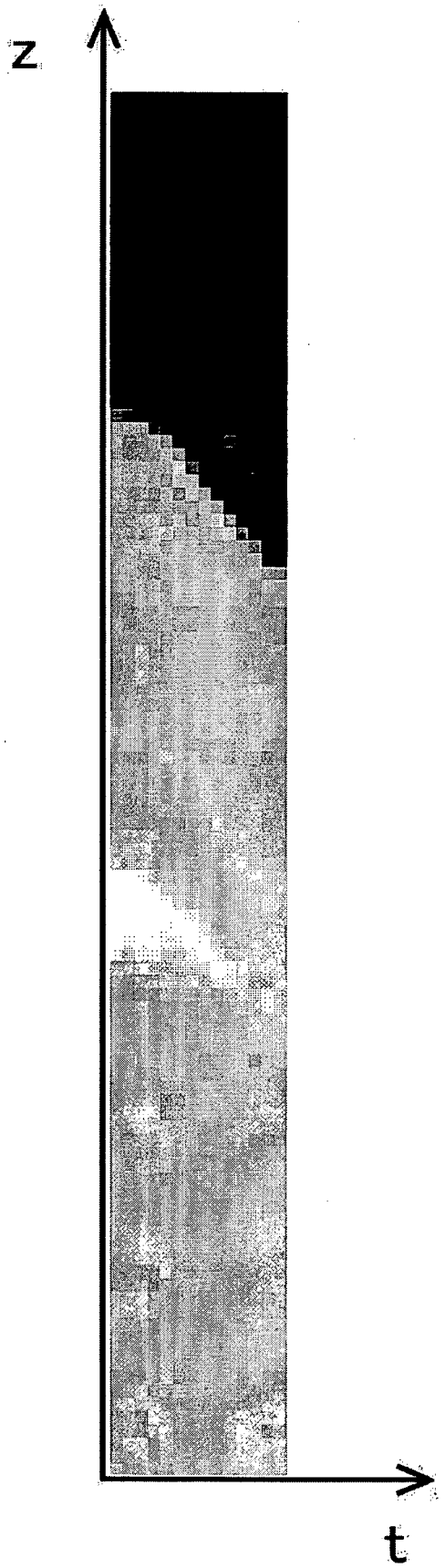
[図15]


START
被写体臓器の複数のナビゲータスライス画像を取得
S1501
1反復運動周期以上にわたる複数の連続するナビゲータスライス画像を抽出
S1502
データスライス画像を撮像するための1つのスライス位置を特定
S1503
S1504
抽出した複数のナビゲータスライス画像を利用してテンプレートを生成
S1505
複数のデータスライス画像を撮像しながら、
ダイナミックに生成される時間変化パターンをテンプレートと比較
S1506
所定の閾値以上の正規化相互相関が得られた？
No
Yes
その直後に現れる極大値が得られた複数の
連続するデータスライス画像のセットを抽出
S1507
そのスライス位置でのデータスライス画像の撮像を終了
S1508
Yes
データスライス画像を撮像していないスライス位置がある？
S1509
No
抽出した複数のデータスライス画像セットを互いに関連付けて保持
S1510
S1511
立体動画像を表示？
No
END
S1512
Yes
互いに関連付けた複数のデータスライス画像セットを利用して3次元静止画像セットを生成
S1513
被写体臓器の立体動画像をディスプレイに表示
END

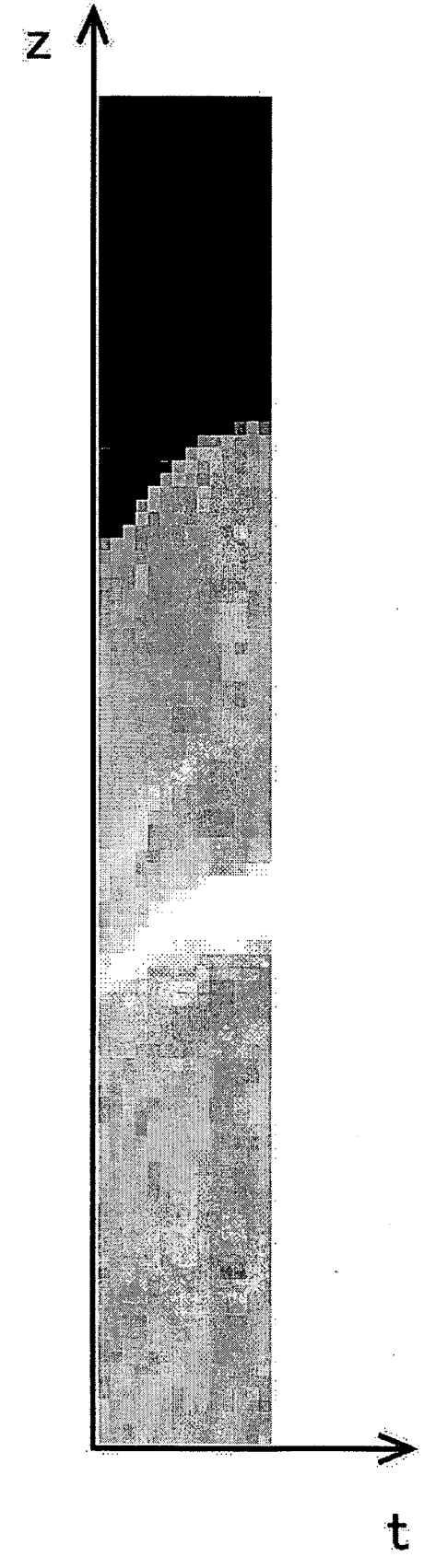
[図16]



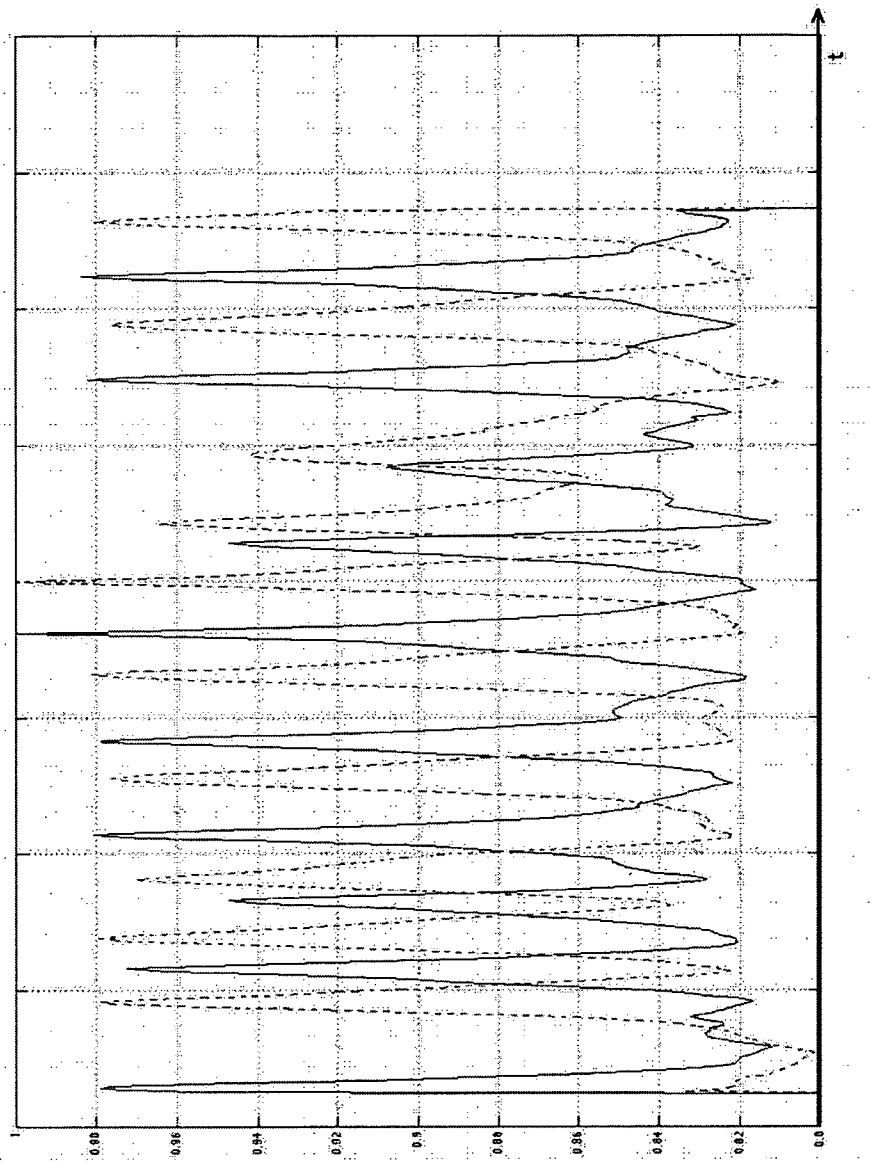
[図17]



[図18]

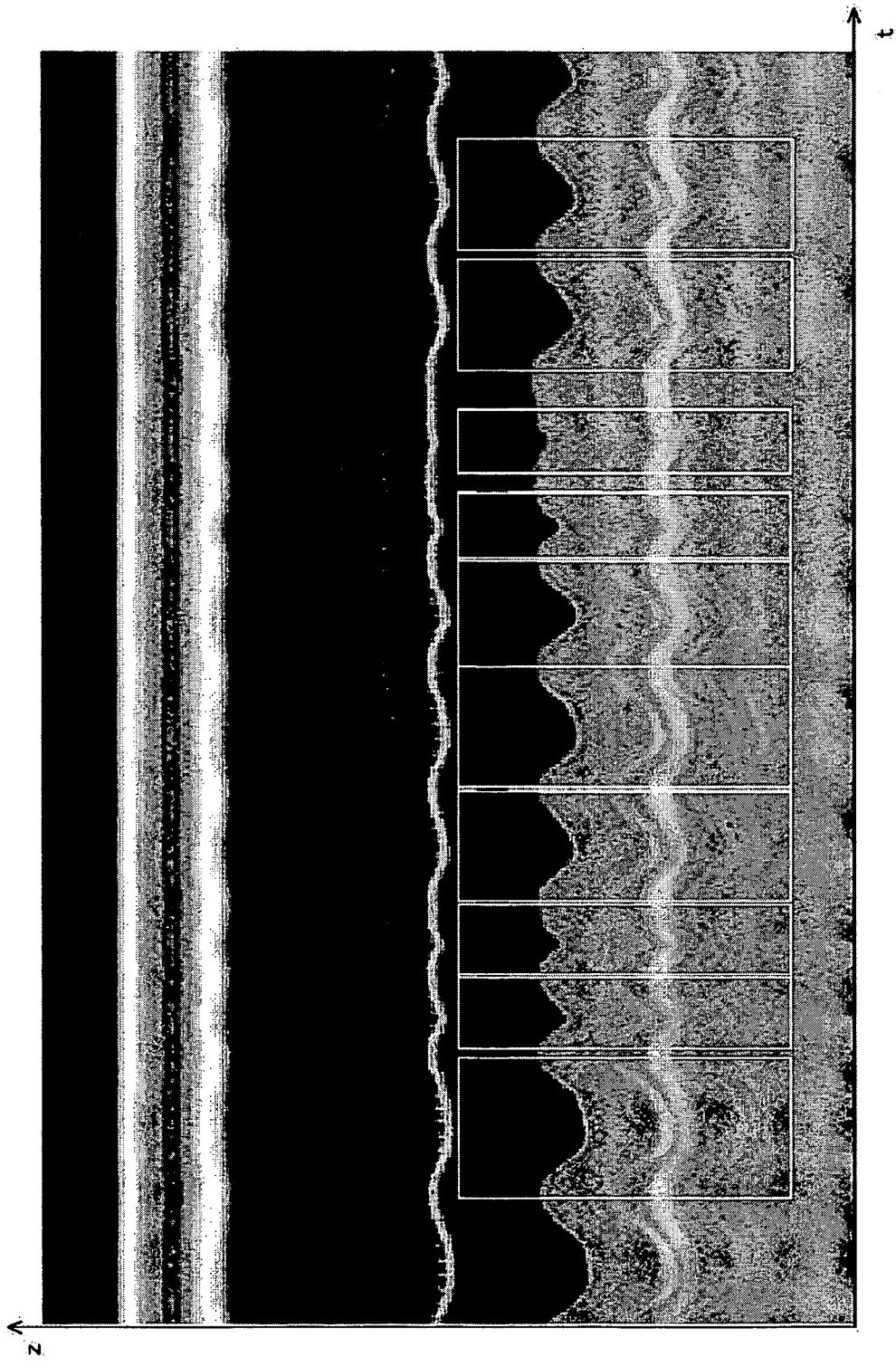


[図19]




相関係数

[図20]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/063237

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
*A61B5/055*(2006.01)i

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)
A61B5/055

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII), PubMed, Science Direct

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|---|---|---|
| A | Chika NAKAMURA, Akira ASAKURA, Marcos Tsuzuki, Toshiyuki GOTO, Seiichiro KAGEI, Tae IWASAWA, "Kokyu Undo Kaiseki ni Motozuku Jikeiretsu MR Gazo kara no 3 Jigen Hai Doga no Seisei", IEICE Technical Report, 31 October, 2005 (31.10.05), No.105:386, pages 33 to 38 | 1-8 |
| A | Kotaro MATSUSHITA, Akira ASAKURA, Seiichiro KAGEI, Toshiyuki GOTO, Tae IWASAWA, Tomio INOUE, "Kokyu Pattern ni Motozuku Jikeiretsu Kyobu MR Gazo no Zoki Keijo Tsuiseki", The Journal of the Institute of Image Electronics Engineers of Japan, 25 November, 2004 (25.11.04), Vol.33, No.6, pages 1115 to 1122 | 1-8 |

☒ 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 | Date of mailing of the international search report |
|---|---|
| 13 August, 2009 (13.08.09) | 25 August, 2009 (25.08.09) |
| Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office<br>Facsimile No. | Authorized officer<br>Telephone No. |

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.
PCT/JP2009/063237

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|---|---|---|
| A | Monika Eichinger,Ralf Tetzlaff,Michael Puderbach, Proton magnetic resonance imaging for assessment of lung function and respiratory dynamics, European Journal of Radiology, 2007. 12, Volume 64,Issue 3, p.329-334 | 1-8 |
| T | Yoshitada MASUDA, Toshio FUJIBUCHI, Hideaki HANEISHI, "Kosa Profile-ho ni yoru Kyobu 4D-MRI no Kochiku", Dai 27 Kai Japanese Society of Medical Imaging Technology Taikai Yokoshu, 05 August, 2008 (05.08.08), C2-03 | 1-8 |

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００９／０６３２３７

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/055(2006.01)i

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））

Int.Cl.　A61B5/055

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 | １９７１－２００９年 |
| 日本国実用新案登録公報 | １９９６－２００９年 |
| 日本国登録実用新案公報 | １９９４－２００９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）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII),PubMed, Science Direct

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 |
|---|---|---|
| A | 中村千佳,朝倉輝,Marcos Tsuzuki,後藤敏行,影井清一郎,岩澤多恵, 呼吸運動解析に基づく時系列ＭＲ画像からの３次元肺動画の生成, 電子情報通信学会技術研究報告, 2005.10.31, 105 号:386, p.33-38 | 1-8 |
| A | 松下孝太郎,朝倉輝,影井清一郎,後藤敏行,岩澤多恵,井上登美夫, 呼吸パターンに基づく時系列胸部ＭＲ画像の臓器形状追跡, 画像電子学会誌, 2004.11.25, 33 巻,6 号, p.1115-1122 | 1-8 |

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　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

「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

「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）

「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「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

「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矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「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

「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

「＆」同一パテントファミリー文献

| 国際調査を完了した日 | 国際調査報告の発送日 |
|---|---|
| １３．０８．２００９ | ２５．０８．２００９ |


国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　３８０８
谷垣　圭二
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　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 |
|---|---|---|
| A | Monika Eichinger,Ralf Tetzlaff,Michael Puderbach, Proton magnetic resonance imaging for assessment of lung function and respiratory dynamics, European Journal of Radiology, 2007.12, Volume 64,Issue 3, p.329-334 | 1-8 |
| T | 桝田喜正,藤淵俊王,羽石秀昭, 交差プロファイル法による胸部４Ｄ-ＭＲＩの構築, 第２７回日本医用画像工学会大会予稿集, 2008.08.05, C2-03 | 1-8 |