

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2002 年 10 月 24 日 (24.10.2002)

PCT

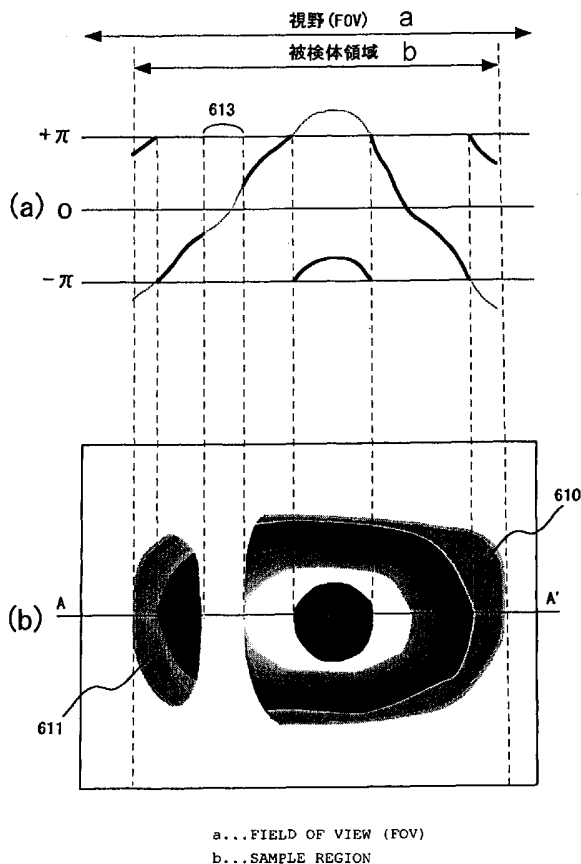
(10) 国際公開番号
WO 02/082994 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 5/055, G01R 33/56 (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP02/03614
- (22) 国際出願日: 2002 年 4 月 11 日 (11.04.2002) (72) 発明者; および
- (25) 国際出願の言語: 日本語 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 谷井 由美子 (YATSUI, Yumiko) [JP/JP]; 〒270-1166 千葉県我孫子市寿1-4-3 9-2 0 2 Chiba (JP). 高橋 哲彦 (TAKAHASHI, Tetsuhiko) [JP/JP]; 〒340-0011 埼玉県草加市栄町3-4-2 4-9 1 0 Saitama (JP).
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ: 特願2001-112765 2001 年 4 月 11 日 (11.04.2001) JP (81) 指定国 (国内): US.
- (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS AND IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置及び画像処理方法



(57) Abstract: A magnetic resonance imaging apparatus having control means for fetching a plurality of image data and obtaining an image by a calculation. The control means performs an unwrap processing to a plurality of regions for removing a main value of a phase rotation amount so as to obtain a distribution diagram of a phase rotation amount caused by magnetostatic unevenness, obtains a plurality of evaluation values based on the phase value between a plurality of regions, selects a desired evaluation value from the plurality of evaluation values, and adjusts the phase values between the regions in accordance with the desired evaluation value.

[続葉有]



添付公開書類：
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約:

複数枚の画像データを取得し、演算によって画像を得る制御手段を有する磁気共鳴イメージング装置において、前記制御手段は、静磁場不均一による位相回転量を表す分布図を求めるために位相回転量の主値周りを除去するアンラップ処理を複数領域に対し実行すると共に、複数の各領域間の位相値に基づいた評価値を複数求め、前記複数の評価値から所望の評価値を選択し、前記所望の評価値に基づき前記各領域間の位相値の整合を取るものである。

磁気共鳴イメージング装置及び画像処理方法

5 技術分野

本発明は、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置という）に係り、特に 1 つの画像中に 2 つ以上の島状の撮影領域を含んでいる場合、各領域に対して正確に水・脂肪分離画像を取得する技術に関する。

10 背景技術

磁気共鳴イメージング装置で画像を得る場合、エコー時間（TE）や繰り返し時間（TR）等のパラメータを変化させたり、画像演算を行うことによって、様々な組織コントラストを持つ画像を得ることができる。そこで、コントラストを持つ画像を得る方法の 1 つに Dixon 法がある。Dixon 法とは、ある 1 つ領域において、水信号の MR 信号と脂肪の MR 信号の位相の変化を利用して水・脂肪分離画像を得る方法である。

近年、臨床において、大腿部を左右同時に撮影したり、頭部脳底部を横断面で撮影したり、腹部を冠状断面で撮影し、水・脂肪分離画像で診断する機会が増えている。このように空間的に離れた複数の部分からなる被検体や、被検体中に空気等信号のない部分が存在する被検体など領域が島状にいくつかに分断されたときに各領域に対して正確に水・脂肪分離画像を取得する従来の技術として、「"A New Two-Dimensional Phase Unwrapping Algorithm for MRI Images" ; M. Hedley and D. Rosenfeld ; Magnetic Resonance in medicine, Vol. 24, 177-181 (1992)」がある。この技術は 2 つの分断された島状領域がある場合、第 1 の領域と第 2 の領域間の最近接点の位相のみを単純に比較することが開示されている。しかし、この技術では局所的に急激な位相変化が起こっている場所や、分断された島状領域間が離れている場合には、所望の画像を得ることが困難なため、水画像、脂肪画像を分離することができず、1 枚の画像の中に、水信号が描出された領域と脂肪信号が描出された領域が混在してしまう。

発明の開示

本発明の目的は1つの画像中に2つ以上の領域が島状にいくつかに分断されたときでも、領域間でのアーチファクトの発生を抑制が可能な磁気共鳴イメージング装置を提供することにある。本発明ではエコー時間の異なる複数枚の画像データを取得し、演算によって画像を得る制御手段を有する磁気共鳴イメージング装置において、前記制御手段は、複数の各領域の位相値に基づいた評価関数を用いて、前記各領域間の位相値の整合を取る磁気共鳴イメージング装置を開示する。

10

図面の簡単な説明

図1はMRI装置の構成を示すブロック図である。図2は従来のFOV内の静磁場不均一分布を説明する図である。図3は本発明の領域間アンラップアルゴリズムを示す図である。図4は空間的に離れた複数の部分からなる被検体を撮影した画像を示す図である。図5は空間的に離れた複数の部分からなる被検体を撮影した画像の位相のプロファイルを示す図である。図6は本発明の空間的に離れた部分からなる被検体のFOV内の静磁場不均一分布を説明する図である。図7は本発明の評価値の比較を示す図である。101は被検体、102は静磁場磁石、103は傾斜磁場コイル、104はRFコイル、105はRFプローブ、106は信号検出部、107は信号処理部、108は表示部、109は傾斜磁場電源、110はRF送信部、111は制御部、112はベッドを示す。

20

発明を実施するための最良の形態

MRI装置の構成を図1により説明する。被検体101の周囲に静磁場を発生する磁石102と、該空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル103と、この領域に高周波磁場を発生するRFコイル104と被検体101が発生するMR信号を検出するRFプローブ105がある。傾斜磁場コイル103は、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源109からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。RFコイル104はRF送信部110の信号に応じて高周波磁場を発生す

25

る。RFプローブ105の信号は、信号検出部106で検出され、信号処理部107で信号処理され、また計算により画像信号に変換される。画像は表示部108で表示される。傾斜磁場電源109、RF送信部110、信号検出部106は制御部111で制御され、制御のタイムチャートは一般にパルスシーケンスと呼ばれている。

5 ベッド112は被検体が横たわるためのものである。

図2(b)は被検体208を撮影した場合の静磁場不均一マップであり、図2(a)は、図2(b)のAA'の線上の位相値をプロットした図である。図2(a)で、横軸は位置を示し、縦軸は静磁場不均一による位相の回転量を表している。そして、被検体内の静磁場不均一による位相回転量の分布201を示す。被検体208の外
10 部の信号成分はほぼ0なので、位相値は計測ノイズ（ランダム位相）となってしまうので、通常、信号の絶対値でしきい値を設け、信号値が一定値以下の領域の位相値は使用しない。

図2(a)では、位相値が $+\pi$ 以上となっている値202は $-\pi$ から $+\pi$ の間に折り返された値203を取る。また、 $-\pi$ 以下である値204、205も $-\pi$ から $+\pi$ の間に
15 折り返された値206、207を取る。このように、折り返された部分では位相値が $-\pi$ から $+\pi$ と不連続な飛び（図中点線）が生じる。しかし、実際の磁場ではこのような不連続な飛びが生じることはありえない。そこで、不連続な飛びを除去し、滑らかな静磁場不均一マップを得るために、USP5, 701, 074等に記載されているアンラップ（巻き戻し）処理を行う。

20 アンラップ対象が2つの分断された島状領域となっている場合を図6に示す。図6(b)は領域面積の大きいほうを第1の領域610、小さいほうを第2の領域611としたときの静磁場不均一マップを示し、図6(a)は図6(b)のAA'の線上の位相値をプロットした図である。図6(a)で、横軸は位置を示し、縦軸は静磁場不均一による位相の回転量を表しており、第1の領域610と第2の領域611の間に
25 空隙613が存在している。

このような処理対象に対して、図3に示す領域間アンラップアルゴリズムを適用する。第1の領域の領域の位相値の近似関数を求めるフィッティングを行い、第2の領域の位相値を求め、その後アンラップをする方法を行う。

また、図3に示す領域間アンラップアルゴリズムを適用する。まず、第1の

4

領域 610 に対して領域内アンラップを行う (301)。次に、第 1 の領域 610 のアンラップ (301) 後の位相値のみに対して 2 次元フィッティングを行う (302)。本実施形態ではフィッティング次数を例えば 4 次とする。そして、第 2 の領域 611 に対してこのフィッティング結果に基づく評価関数によって評価値 f_0 を求める (303)。評価関数としては、例えば上記フィッティング結果と第 2 の領域におけるフィッティング前位相値の差の 2 乗和 (SD: Standard Deviation 標準偏差) を用いる。

続いて、第 2 の領域 611 に対して領域内アンラップを行う (304)。次に、第 1 の領域 610 のアンラップ (301) 後の位相値と第 2 の領域のアンラップ (304) 後の位相値に対して、フィッティングを行う (305)。そして、同様に評価関数によって評価値 f_1 を求める (306)。ステップ 306 はステップ 303 と同じくフィッティング前後の位相値の差の 2 乗和を用いて求める。

そして、領域内アンラップを行った第 2 の領域の位相値に $+2\pi$ のオフセットを与え (307)、同様にフィッティングを行い (308)、評価値 f_2 を求める (309)。さらに、領域内アンラップを行った第 2 の領域の位相値に -2π のオフセットを与え (310)、フィッティングを行い (311)、この状態において評価値 f_3 を求める (312)。ここで、それぞれ求めた評価値 f_0 , f_1 , f_2 , f_3 を比較し、どの状態が最適であるかを判定する (313)。

また、他の方法として、最初に第 1 の領域に対してアンラップをせず、第 1 の領域の位相値に対してフィッティングを行い、第 2 の領域に対して評価関数を求める。その後、第 1 の領域及び第 2 の領域の位相値のアンラップを行い、それぞれの評価関数値について、比較を行う。そして、どの状態が最適であるか判断する。比較の行い方は、図 3 に示した方法と同様である。

この判定は、例えば最も小なる 2 乗和を選択する。このことを図 4、図 5 を用いて説明する。図 4 は空間的に離れた 2 つの部分 401、402 からなる被検体を撮影した画像を示し、図 5 はこの画像の位相の B-B' で示したラインでのプロファイルを示す。図 4 における範囲 403、404 が、図 5 の範囲 501、502 に対応している。曲線 503 は範囲 501 で位相アンラップした結果を示し、曲線 504 は先に示した領域内アンラップ処理を用いて、範囲 502 を領域内アンラップした結果

5

を示す。この曲線 504 は $2n\pi$ のオフセットを持ち、実際の位相は曲線 505 であることを示している。曲線 503 と曲線 504、もしくは、曲線 503 と曲線 505 を使って、それぞれフィッティングした結果を曲線 506、曲線 507 で示す。

- 5 ここで、曲線 504 と曲線 506、曲線 505 と曲線 507 を比較すると、曲線 505 と曲線 507 の軌跡はほぼ一致しているのに対し、曲線 504 と曲線 506 の軌跡は範囲 502 内において、値の差が大きくなっている。このことから、領域内アンラップ後の位相とフィッティング結果の差の 2 乗和が最小になる状態が最も適切と判定される。

- 10 ステップ 313 で判定の結果、評価値 f_0 、すなわち第 2 の領域において領域内アンラップ前の位相値が最適とみなされた場合は、第 2 の領域の領域内アンラップを行う前の値に戻す (314)。評価値 f_1 、すなわち第 2 の領域において領域内アンラップ後の位相値が最適とみなされた場合は、第 2 の領域の領域内アンラップ後の値を採用する (315)。評価値 f_2 、すなわち第 2 の領域において領域内アンラップ後の位相値に $+2\pi$ のオフセットを与えたものが最適とみなされた場合は、さらに $+4\pi$, $+6\pi$, $\dots$ とオフセットの値を変化させて評価値 f_n を求めていき、最適なオフセット値を求め、その値を採用する (316)。同様に、評価値 f_3 、すなわち位相値に -2π のオフセットを与えた場合が最適と判断された場合も、 -4π , -6π , $\dots$ とオフセットの値を変化させて評価関数の値を求めていき、最適なオフセット値を求め、その値を採用する (316)。

- 20 以上の判定の手順を図 7 を使って模式的に示す。(a) はステップ 301、302 の結果である。区間 701 の太線 (実際の位相値) と細線 702 (フィッティング結果) のずれが大きいと、評価値 f_0 は大きくなる。(b) はステップ 304、305 の結果である。区間 703 の太線と細線 704 は非常に近い値をとり、評価値 f_1 は小さい値をとる。(c)、(d) はそれぞれ、ステップ 307、308、及びステップ 310、311
25 の結果である。区間 705 の太線と細線 706、区間 707 の太線と細線 708 のずれは大きく、評価値 f_2 、 f_3 も大きな値をとる。図 7 の例では、評価値 f_1 が最小値をとり、ステップ 313 で比較、判定の結果、ステップ 315 が最適となる。

実際にこの処理を大腿部の左右同時撮影 (横断面、冠状断面) や腹部横断面・同冠状断面などのマルチスライス撮影、大 FOV での撮影、頭部横断面の撮影、

足首の撮影などに適用し、300枚以上の撮影を行ったところ、全画像において、領域間アンラップが正しく行われ、アーチファクトのない水・脂肪分離画像が得られた。また、本手法は、グラジエントエコータイプの3点 Dixon、スピンエコータイプの3点 Dixon の双方に適用できた。

5 なお、評価関数と判定式の他の例としては、次のようなものも考えられる。

(a) 静磁場不均一による位相回転量分布図を多項式でフィッティングしたときの、最高次数項の係数がすべて定めたしきい値以下であるか否かを判定し、しきい値以下なら正しいとする。

10 (b) 上記フィッティングにおいて、最高次数項の係数の2乗和を求め、その最小値を採用する。

ここで、(a) は、「磁石の作る静磁場は緩やかに変化し、位相マップは局所的な変化をもたず、フィッティング結果において、高次項の係数は大きな値になることはない」ということを根拠としている。実際の処理では4次程度のフィッティングを行い、4次項 ($x^4, x^3y, x^2y^2, xy^3, y^4$) の係数がある値以下であればよいとした。実験の結果、この評価関数である程度の処理の安定化ができた。なお、適切なしきい値はFOVや部位に依存して変化した。

15 (b) は (a) に改良を加えたもので、あらかじめしきい値を与えるのではなく、各状態での評価関数の値を相対的に比較し、どの状態が最適かを判断する。この場合、(a) と同じ理由により、(b) の値が最小になる状態が最適であると考えられた。この手法は (a) よりも安定であった。なお、(a) と同様に撮影条件が異なると処理結果に違いが生じた。

20 上記実施形態において、島状領域のうち、第1の領域と第2の領域の決定は、面積の大小以外の方法で決定しても良い。例えば、画像のより中心部に存在する島状領域を第1の領域とし、周辺部に存在する島状領域を第2の領域とする。

25 すなわち、処理の手順として面積が多く中心部に位置する領域からアンラップをスタートすることが、早く安定にアンラップを行うために重要である。

評価関数の求め方について、第2領域についてフィッティング前後の位相差の2乗和を求めたが、他の方法として第1と第2の合計の領域に対してフィッティング前後の位相差の2乗和を求めても良い。この場合、評価は局所的なフ

フィッティングの状況ではなく被検体全体のフィッティング効果を評価することになる。ただし、対象面積が増え評価値の計算に時間を要するため、より高速な処理が必要となる。

- また、上記実施形態では、アンラップすべき島状領域が 2 つの場合で説明したが、島状領域は 3 つ以上であっても良い。この場合、第 1 の領域と第 2 の領域の領域間アンラップ処理が完成してから、第 3 の領域の領域間アンラップを行う方法で、短時間で安定な結果を得ることができる。なお、第 3 の領域に対する評価値は、第 1 の領域と第 2 の領域の領域間アンラップ、つまり、第 1 の領域と第 2 の領域との間で整合された位相値に基づく評価関数にて求められる。
- さらに、第 4 の領域がある場合には第 1～第 3 の領域間で整合された位相値に基づく評価関数にて評価値が求められる。また、第 1 と第 2 の合計の領域のフィッティング効果を評価する手段と同様に、第 1 と第 a (a は 3 以上の整数) の合計の領域に対してフィッティング前後の位相差の 2 乗和を求め、被検体全体のフィッティング効果を評価しても良い。
- アンラップ対象となる島状領域の大きさをどの程度までにするかは、本処理を安定に動作させるために十分な検討が必要である。小さくて画像の端にある島状領域を静磁場マップの計算に組み込むことがどの程度のメリットがあるかを考えれば、この判断は自然につく。典型的には、 256×256 の画像において、画素数 100 程度以下の島状領域については、無視して静磁場マップの確定に使用しないことが望ましい。その理由は、あまり小さな領域は例えば血流アーチファクトや体動アーチファクトである可能性があり、その位相値が静磁場分布を反映している可能性が低いからである。また、小さな島状領域で評価値 (2 乗和) を求めても、その精度が必ずしも高い保証が無い。さらに、小さな島状領域が、フィッティング関数の全体に与える影響は小さいので、静磁場分布の結果に大きな影響を与えない場合が多い。また、島状領域の数が増えると、演算時間が延長することの考慮も必要である。また画像の端部に臨床上重要な部位が少ないことも判断の基準になる。アンラップ処理の対象とする島状領域の数を制限する方法も有効である。例えば島状領域を画素数の大きい順に 5 個のみ演算対象とする。このような制限を用いれば、演算時間のある範囲以内に制

限できるメリットがある。

さらに、上記実施形態では、フィッティング関数を 4 次としたが、その次数は変更可能である。この場合、次数の決定には下記の配慮が必要である。次数が低いと得られるフィッティング結果の静磁場不均一マップはなだらかになる。

- 5 従って、処理結果は安定になるが局所的な磁場の変動に追従できない欠点がある。例えば、オープン型磁石を使った MRI 装置では一般に磁場中心から離れると急激に磁場均一性が低下することが知られている。従って、撮影視野 (FOV) を大きくしたり、磁場中心以外の位置で撮影を行ったりするときに、静磁場の変化を正しく求められなくなる。その結果として、静磁場補正を施した水脂肪
- 10 分離画像に水と脂肪が混在することになり、臨床診断の精度は著しく低下する。また、生体起因の静磁場乱れとして、例えば鼻腔、副鼻腔など空隙が複雑に入り込んでいる部位は局所的に静磁場が乱れる事が知られている。このような部位についても、次数を下げると正しくフィッティングが出来なくなる。他方、フィッティング次数を増やすとこれらの問題はなくなるが、被検体の周辺部で
- 15 フィッティング結果が発散し不安定になる場合がある。また、フィッティングの演算時間が延びる傾向もある。発明者らはこのような経験から、フィッティング次数を 4 次として良好な結果を得た。具体的には、オープン MRI 装置において、FOV320mm 程度まで安定な処理が行えた。

- 島状のアンラップ対象領域が生まれる理由は、前述したように、信号の絶対
- 20 値が小さい画素をノイズとみなして、演算対象からはずすためである。この処理は、同業者にとっては当然の処理であるが、その閾値をどこにするかは、処理を安定に行うために十分検討する必要がある。典型的には、画像の最大値の 5% から 40% 程度が望ましい。あまり閾値が大きいと各島状領域の面積が小さくなり、少ないデータで静磁場不均一マップを作るため、求める静磁場不均一
- 25 マップの精度が下がる。また島状領域の数が増える傾向がある。閾値が小さいと島状領域が分断される数は減るがノイズ成分が入り込むので、やはり静磁場不均一マップの精度が下がる。発明者らの検討によれば、閾値は 10% から 30% の範囲が安定に処理を行うために適当であった。

分断される島状領域の数は、測定するエコーの特質によっても変わる。水と

脂肪が同相になるエコー（インフェイズエコー）同士の演算で位相マップを作成すると、島状領域の数は少なくなる。しかし、水と脂肪が逆相になるエコー（アウトフェイズエコー）を位相マップを作成する演算に使用すると、島状領域の分断数は多くなる。その理由は、アウトフェイズ画像では、水と脂肪が混在する画素においてそれぞれの信号成分が打ち消し合い、信号値が小さくなるためである。従って、静磁場不均一マップを安定に作成するには、インフェイズエコーと本発明の島状領域間の位相アンラップを併用することが最も望ましい。なお、本発明の効果は、アウトフェイズエコーとの併用であっても、従来の処理に比べ大幅に処理の安定性と精度が向上することは、前述の説明で明らかである。また、インフェイズエコーとアウトフェイズエコーの位相差で静磁場不均一マップを求める場合にも本発明は適用できる。実際にこのようなデータに本処理を適用した結果、脳底部の画像や、腹部 TRS 断面、腹部 COR 断面のアンラップ処理が著しく向上した。

分断された島状領域をどの順番でアンラップしていくのかも重要である。経験的には、画像中心部に近い領域から行うのが望ましい。その理由は、画像中心は磁場中心に一致することが多いので、静磁場均一度が高く空隙内でのアンラップ数も少なく、得られる結果が正しい確率が高いからである。または、大きな島状領域から行うのがよい。その理由は、大きな島状領域では前述のように評価値の精度が高いため正確な判定が出来るため、得られる結果が正しい確率が高いからである。さらには、アンラップ済みの領域との空隙が狭い島状領域から行うのが良い。これも空隙内でのアンラップ数も少なく、得られる結果が正しい確率が高いからである。すなわち正しい結果が得られやすい領域から順にアンラップを適用していく。また、これらの処理順番は、すべて簡単な数式のみで記述できるため、処理の自動化を妨げることは無い。

上記実施形態では、評価値を求める準備段階として、フィッティングを用いている。フィッティング結果と元データを比較する方法は適切な方法の一つではあるが、上記実施形態に限定されるものではない。すなわち、分断された島状領域間のアンラップを行う際に、複数のアンラップ状態を想定し、それぞれの結果に対して評価関数を使って判定を行い、最も適切と思われる評価値、つ

10

まりアンラップ条件を採用することができればよい。

上記実施例では、2次元の画像に対して説明を行ったが、3次元画像への拡張は当然可能であることは、言うまでも無い。

- 5 本発明は、以上のように構成されたので、アンラップすべき領域が島状にくっつかに分断されたときでも、適切に領域間アンラップ行うことができる。よって、位相回転量を正確に求めることができるため、1枚の画像の中に水信号が描出された領域と脂肪信号が描出された領域が混在するようなアーチファクトの発生を抑制することが可能となる。

請 求 の 範 囲

1. エコー時間の異なる複数枚の画像データを取得し、演算によって画像を得る制御手段を有する磁気共鳴イメージング装置において、前記制御手段は、
5 複数の各領域の位相値に基づいた評価関数を用いて、前記各領域間の位相値の整合を取ることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
2. 前記制御手段は、位相回転量の主値周りを除去するアンラップ処理を複数領域に対し実行すると共に前記各領域間の位相値の整合を取ることを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。
- 10 3. 前記制御手段は、複数の各領域間の位相値に基づいた評価値を複数求め、前記複数の評価値から所望の評価値を選択し、前記所望の評価値に基づき前記各領域間の位相値の整合を取ることを特徴とする請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置。
4. 前記制御手段は、前記評価値を前記位相回転量の分布図をアンラップ後に
15 フィッティングした位相値とフィッティング前の位相値とに基づいて求めることを特徴とする請求項 3 記載の磁気共鳴イメージング装置。
5. 前記制御手段は、前記複数の評価値のうち最小となる評価値を選択することを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 記載の磁気共鳴イメージング装置。
- 20 6. 被検体の置かれた空間に静磁場を発生するための静磁場発生手段と、前記被検体に対し核磁気共鳴現象を起こすための高周波パルスを繰り返し印加する高周波パルス印加手段と、前記被検体にスライス、位相エンコード、読み出し方向の各傾斜磁場を印加する傾斜磁場発生手段と、前記被検体からの複数のエコー信号を検出する受信手段と、前記高周波パルスの 1 回の繰り返し時間内にエコー時間を異ならせた複数のエコー信号を発生させると共に
25 前記各エコー信号の発生と共に読み出し傾斜磁場を印加し、繰り返し毎に位相エンコードを変化させるよう各手段を制御する制御手段を有する磁気共鳴イメージング装置において、前記制御手段は、分断された領域を持つ被検体に対し各領域毎に位相値の整合を行う第 1 のアンラップ処理を実行し、各領域間の位相値の整合を行う第 2 のアンラップ処理を実行すると共に、前記

1 2

第2のアンラップ処理は複数の位相値整合のパターンを求め、この複数のパターンから所望のパターンを選択して位相値整合を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

7. エコー時間の異なる複数枚の画像に対し水と脂肪に分離した画像を得るための画像処理をするための画像処理方法において、
- 5 (a) 分断された領域が複数存在する画像に対し各領域毎に静磁場不均一による位相回転量の分布図を求めるためのアンラップ処理を行うステップ、
- (b) 各領域間の位相値の整合を取るため複数のパラメータを求め、複数のパラメータから所望のパラメータを選択し、選択されたパラメータに基づいて各領域間のアンラップ処理を行うステップ、を含むことを特徴とする画像処理方法。
- 10 8. エコー時間の異なる複数枚の画像に対し水と脂肪に分離した画像を得るための画像処理をするための画像処理方法において、
- (a) 分断された領域が複数存在する画像に対し基準となる領域に対し静磁場不均一による位相回転量の分布図を求めるためのアンラップ処理を行う
- 15 ステップ、
- (b) 前記基準領域の静磁場不均一による位相回転量の分布図に対しフィッティング処理を行うステップ、
- (c) 前記基準領域と隣り合う第1の領域の位相値と、ステップ(b)により得られた基準領域の位相値とにより評価値を求めるステップ、
- 20 (d) 第1の領域に対しアンラップ処理を行うステップ、
- (e) 基準領域と第1の領域に対しフィッティング処理を行うステップ、
- (f) 基準領域と第1の領域の位相値と、ステップ(e)により得られた基準領域と第1の領域の位相値とにより評価値を求めるステップ、
- 25 (g) 第nの領域に対し所望のオフセットを与えるステップ、
- (h) 基準領域と第1の領域に対しフィッティング処理を行うステップ、
- (i) 基準領域と第1の領域の位相値と、ステップ(h)により得られた基準領域と第1の領域の位相値とにより評価値を求めるステップ、
- (j) オフセット値を変えて(g)～(i)を所望の回数繰り返すステップ、

1 3

- (k) ステップ (c), (f), (i) 及びステップ (j) の繰り返しのて得られた複数の評価関数を比較するステップ、
- (l) ステップ (k) の比較結果に基づいて所望の評価値を選択するステップ、
- 5 (m) ステップ (l) にて選択された評価値に基づいて基準領域と第 1 の領域との位相値の整合を行うステップ、を含むことを特徴とする画像処理方法。
9. 前記画像処理方法において、分断された領域が 3 個以上存在する場合において、さらに
- (n) ステップ (m) で位相値整合された基準領域と第 1 の領域とを新たな
- 10 基準領域とし、ステップ (a) ~ (n) を繰り返すステップ、を含むことを特徴とする請求項 8 記載の画像処理方法。
10. 前記制御手段は、少なくとも 2 つ以上に分断された領域を含む画像を撮り、第 1 の領域の位相値に対して近似関数を求め、前記第 1 の領域と対向する第 2 の領域の位相値は前記近似関数に適應させ、水・脂肪分離画像を得ることを
- 15 特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。
11. 前記制御手段は、前記第 1 の領域に対して静磁場不均一による位相回転を補正し、前記近似関数を求め、前記第 2 の領域の位相値は前記近似関数に適應させることを特徴とする請求項 10 記載の磁気共鳴イメージング装置。
12. 前記第 1 の領域は前記画像の中心付近に位置することを特徴とする請求
- 20 項 10 記載の磁気共鳴イメージング装置。
13. 前記第 1 の領域は画像の最も広い領域であることを特徴とする請求項 10 記載の磁気共鳴イメージング装置。
14. 前記第 2 の領域は前記第 1 の領域と空隙が狭い領域から選択されることを特徴とする請求項 10 記載の磁気共鳴イメージング装置。
- 25 15. 第 n (n は 3 以上の整数) の領域の位相値を求める際、前記第 1 の領域から第 $n-1$ の領域の位相値の近似関数を求め、前記第 n の領域の位相値は前記第 1 の領域から前記第 $n-1$ の領域の位相値の前記近似関数に適應させることを特徴とする請求項 10 記載の磁気共鳴イメージング装置。
16. 被検体から画像データを取得し、演算によって画像を得る制御手段を有す

- る磁気共鳴イメージング装置において、前記制御手段は少なくとも2つ以上に分断された領域を含む画像を取り、第1の領域及び前記第1の領域と対向する第2の領域の合計領域に対してそれぞれの位相値の評価関数を求め、前記評価関数から前記第1の領域の位相値に前記第2の領域の位相値を適応させ、第1の領域及び第2の領域の水・脂肪分離画像を得ること特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- 5
17. 前記制御手段は前記第1の領域及び前記第2の領域に対して静磁場不均一による位相回転を補正し、それぞれの位相値の評価関数を求めること特徴とする請求項16記載の磁気共鳴イメージング装置。
- 10
18. 前記第1の領域は前記画像の中心付近に位置することを特徴とする請求項16記載の磁気共鳴イメージング装置。
19. 前記第1の領域は画像の中で最も広い領域であることを特徴とする請求項16記載の磁気共鳴イメージング装置。
- 15
20. 前記第2の領域は前記第1の領域と空隙が狭い領域から選択されることを特徴とする請求項16記載の磁気共鳴イメージング装置。
21. 第 n (n は3以上の整数)の領域の位相値を求める際、前記第 n の領域の位相値は第1の領域から第 n の領域の合計領域の前記近似関数に適応させることを特徴とする請求項16記載の磁気共鳴イメージング装置。
22. 複数枚の画像に対し水と脂肪に分離した画像を得るための画像処理をするための画像処理方法において、
- 20
- (a) 分断された領域が複数存在する画像に対し基準となる第1の領域に対し静磁場不均一による位相回転量の分布図を求めるためのアンラップ処理を行うステップと、
- (b) 前記第1の領域の静磁場不均一による位相回転量の分布図に対しフィッティング処理を行うステップと、
- 25
- (c) 前記第1の領域と隣り合う第2の領域の位相値及びステップ(b)により得られる前記第1の領域の位相値により評価値を求めるステップとを含むことを特徴とする画像処理方法。
23. (d) 前記第2の領域に対しアンラップ処理を行うステップと、

(e) 前記第1の領域と前記第2の領域に対しフィッティング処理を行うステップと、

(f) 前記第1の領域と前記第2の領域の位相値及びステップ(e)により得られる前記第1の領域と前記第2の領域の位相値とにより評価値を求める
5 ステップとを含むことを特徴とする請求項22記載の画像処理方法。

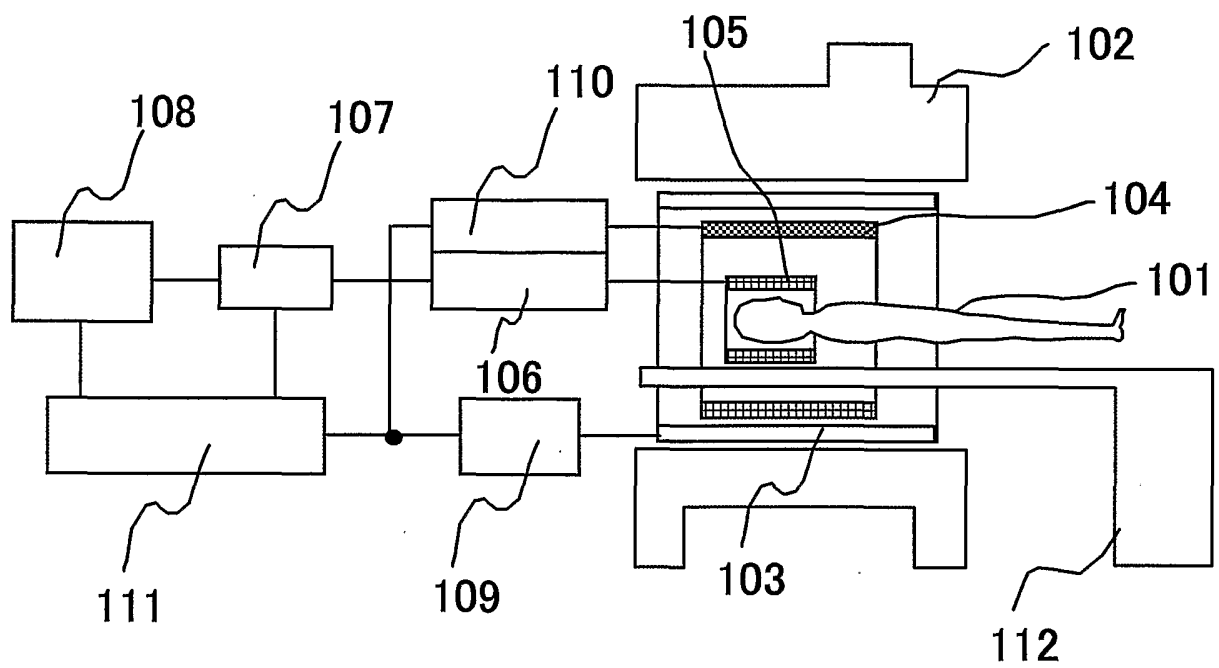
24. (g) 第2の領域の位相値に $\pm 2m\pi$ (m は自然数) のオフセットを与え評価値を求めるステップを含むことを特徴とする請求項23記載の画像処理方法。

25. (j) ステップ(c), (f), (g) にて得られた複数の評価値に対する評価関
10 数を比較し、所望の評価値を選択するステップを含むことを特徴とする請求項24記載の画像処理方法。

26. (h) 前記第1の領域と前記第2の領域の位相値と第 x (x は3以上の整数) の領域の位相値に対し、フィッティング処理を行うステップを含むことを特徴とする請求項25記載の画像処理方法。

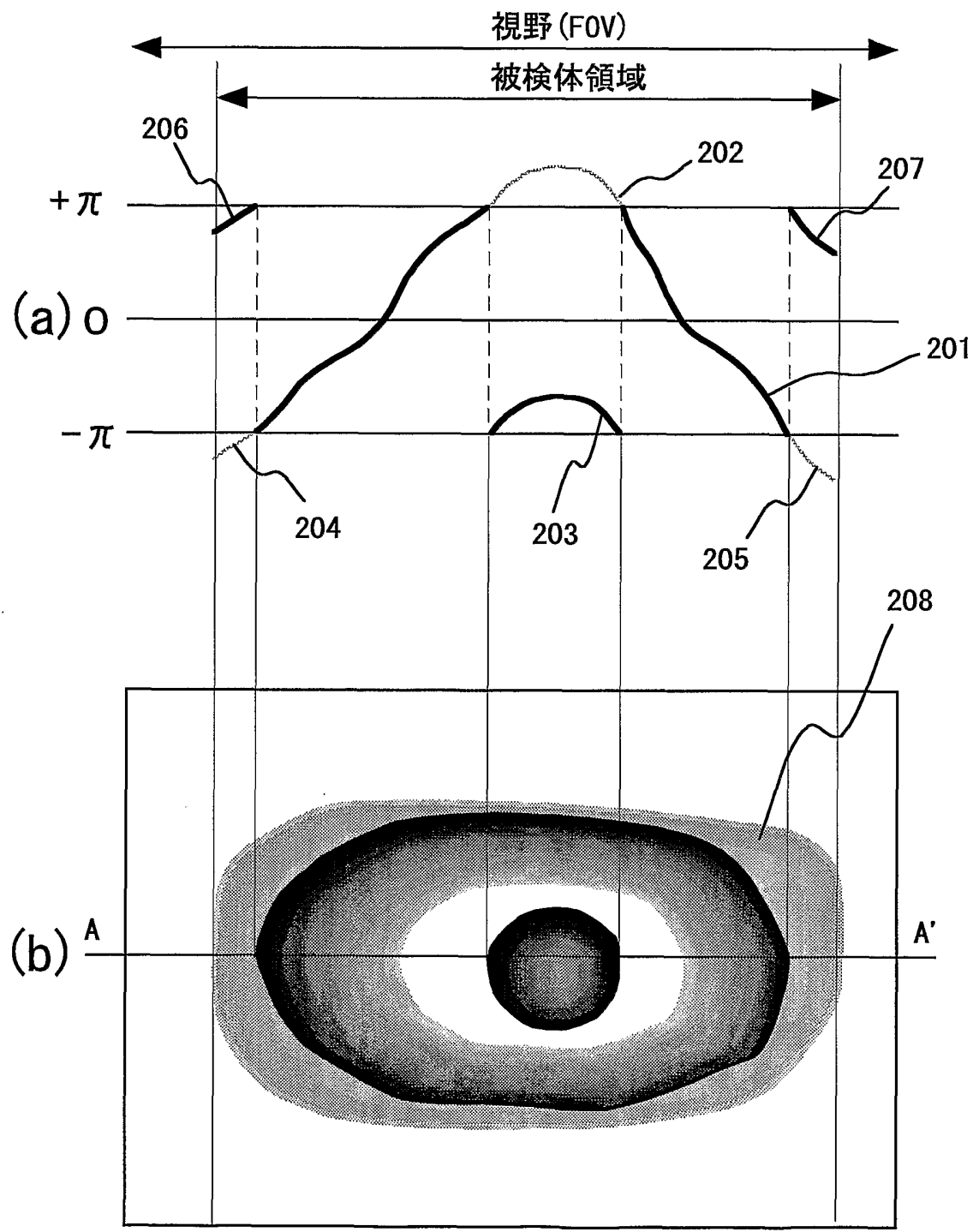
1/7

図1



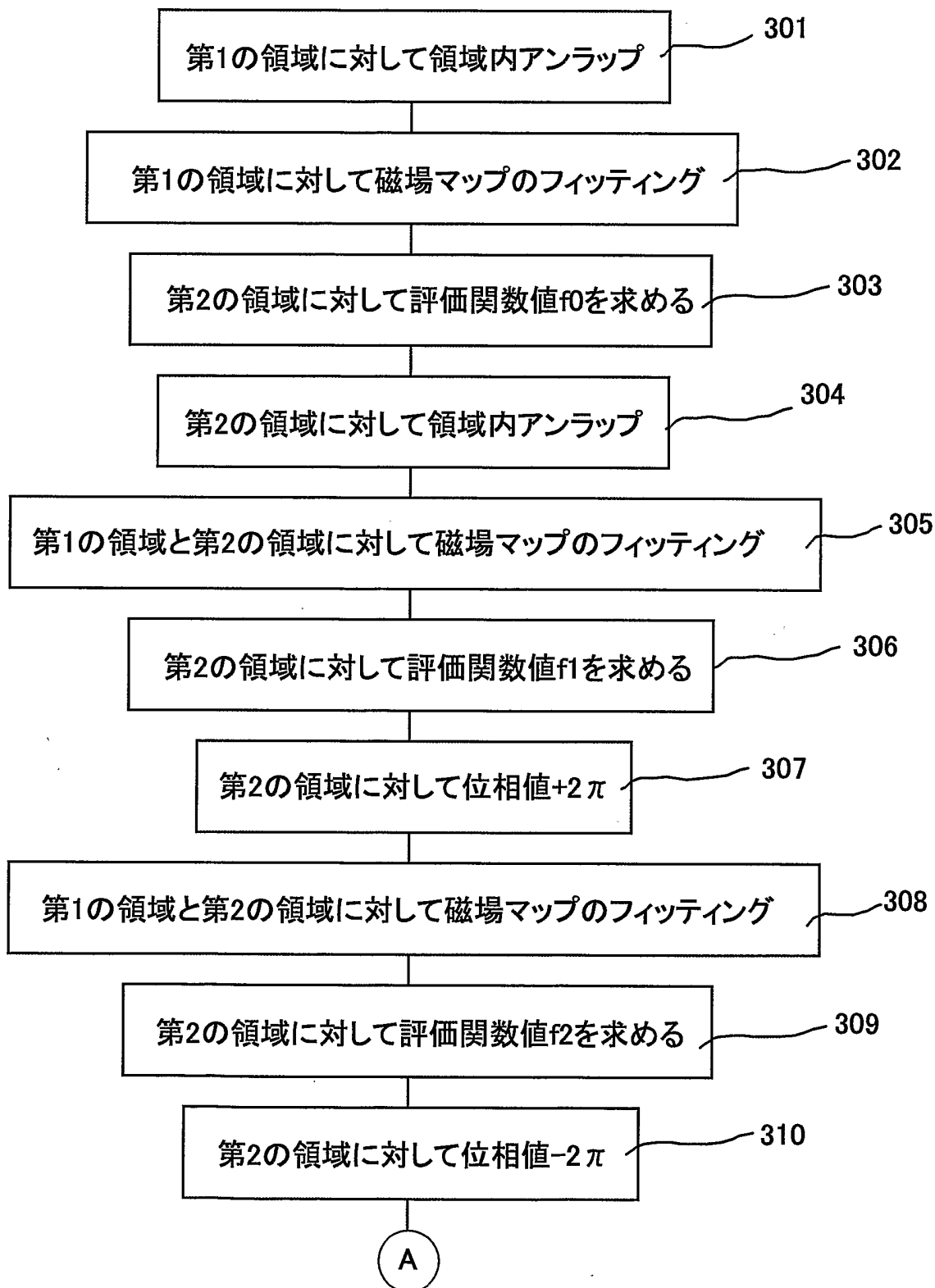
2/7

図2



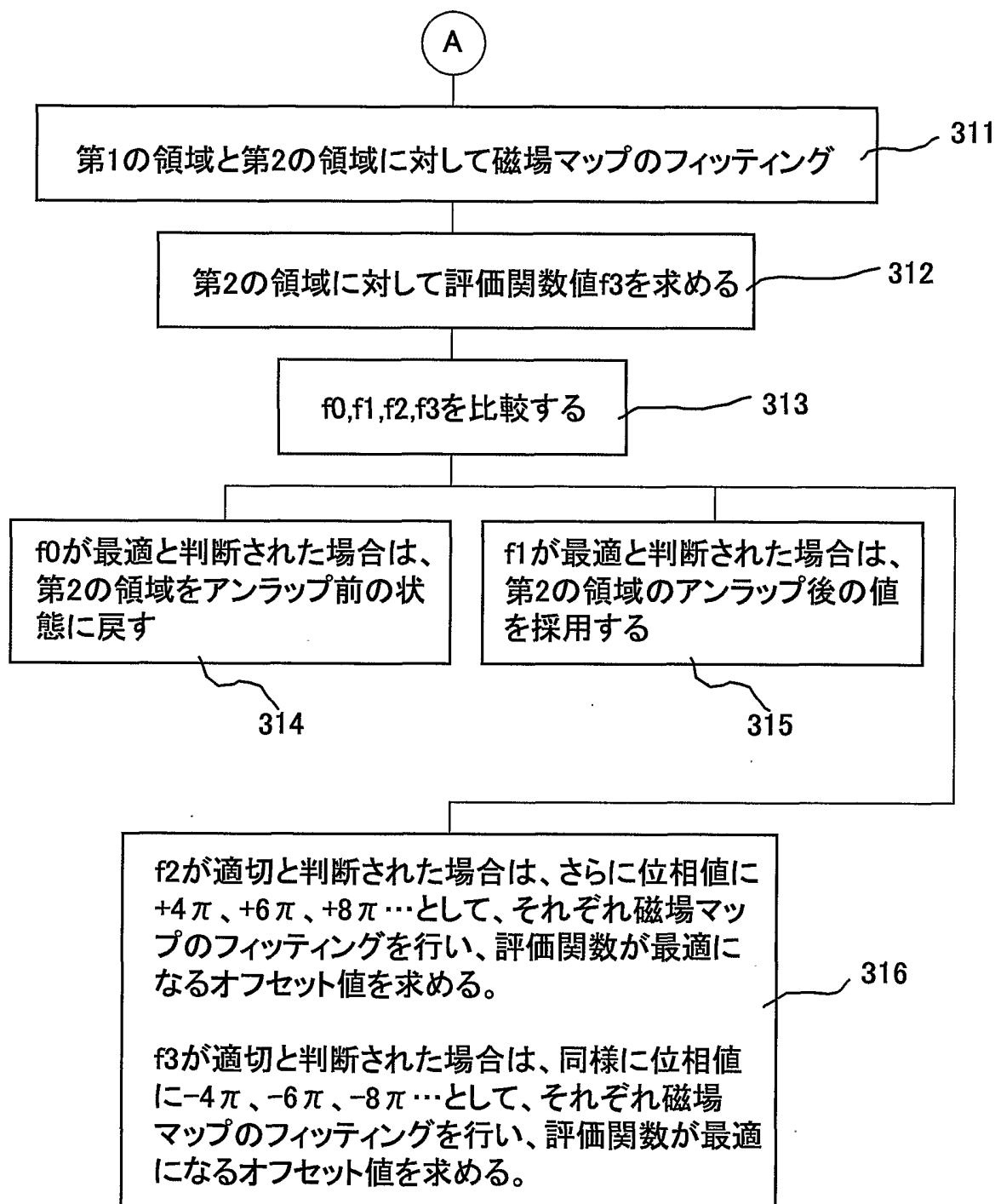
3/7

図3a



4/7

図3b



5/7

图 4

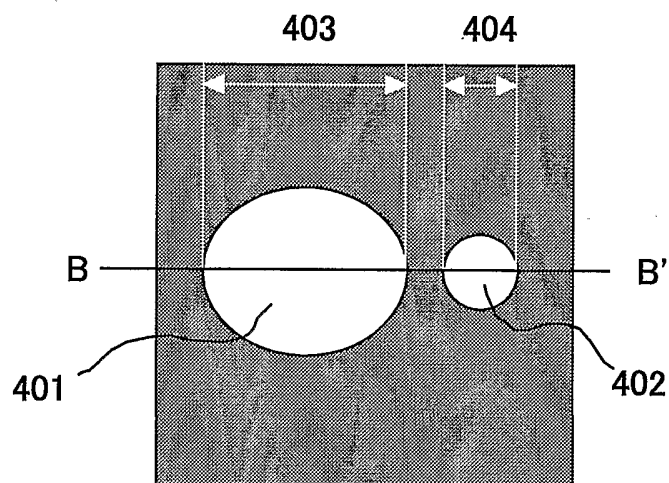
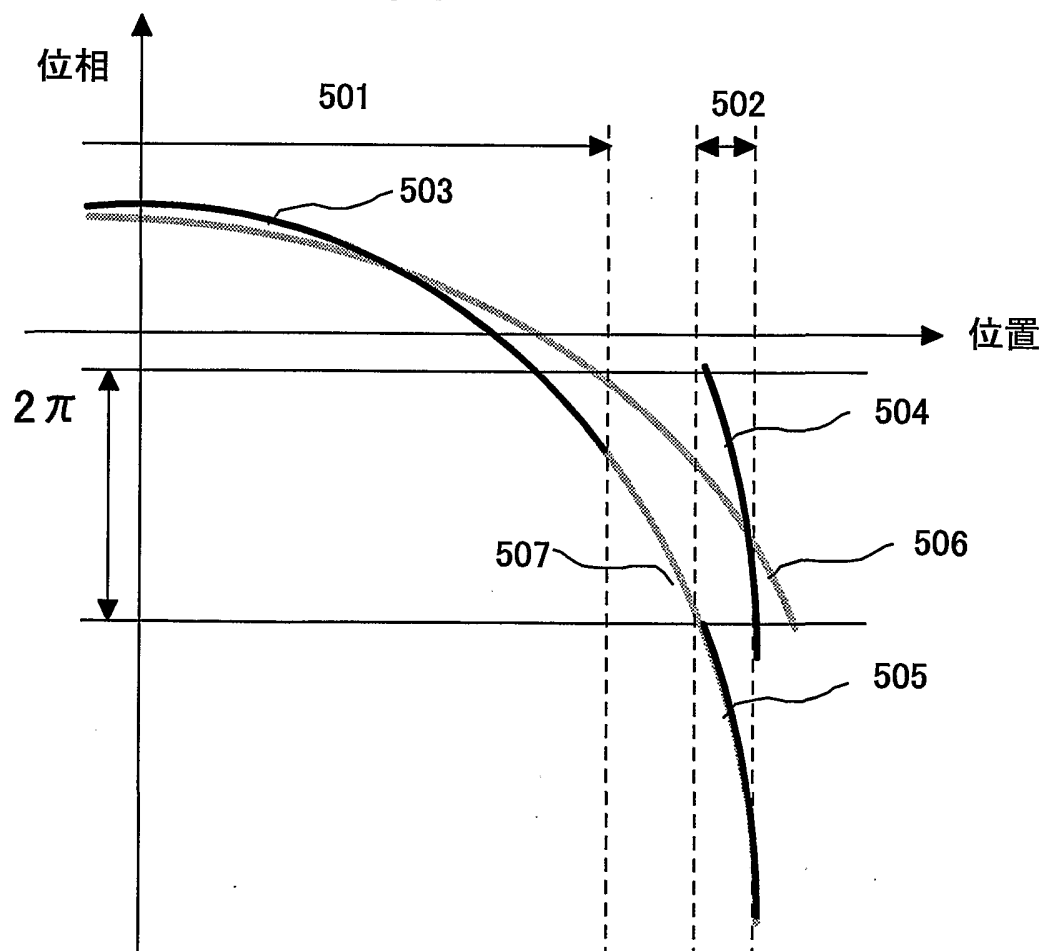
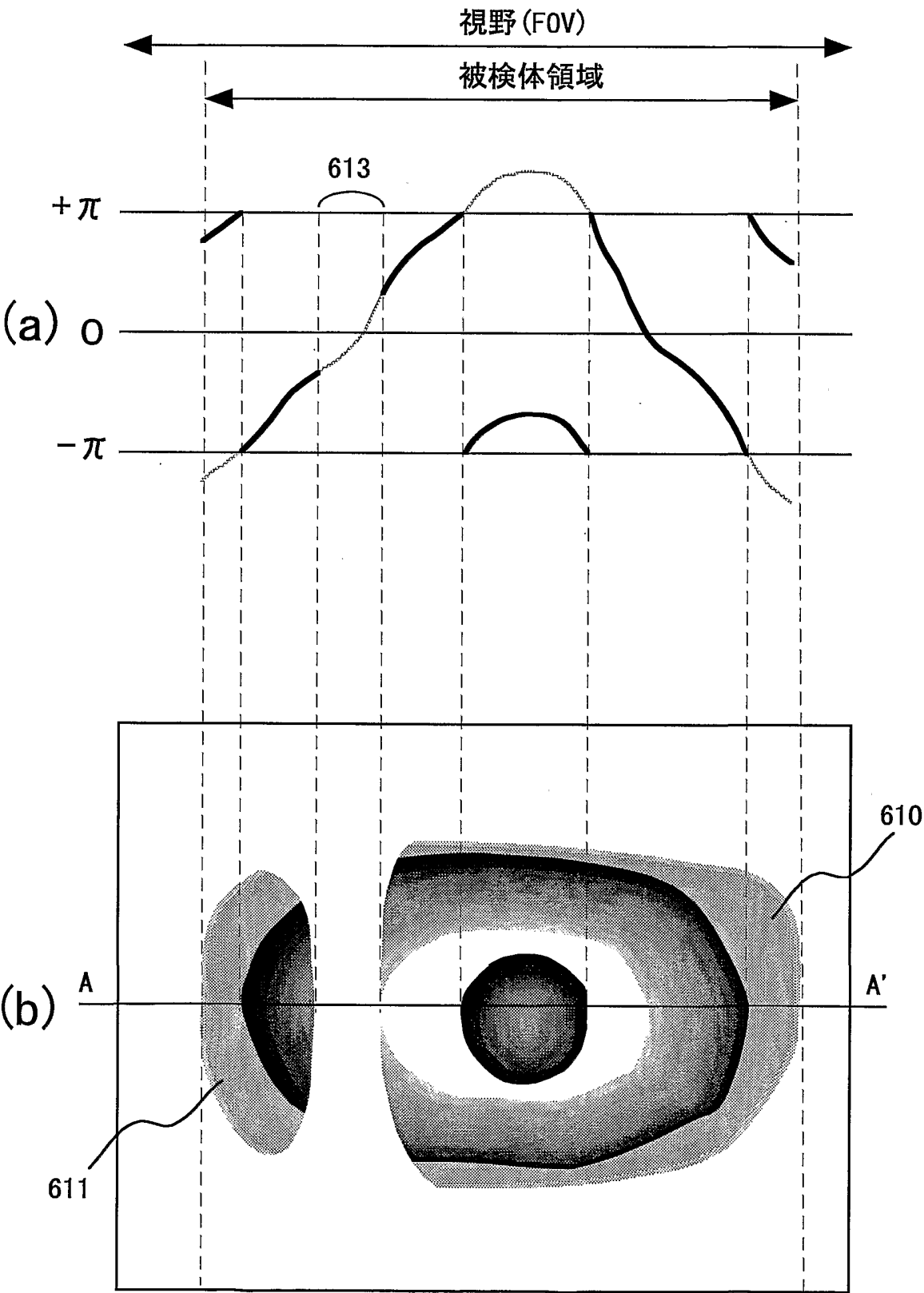


图5



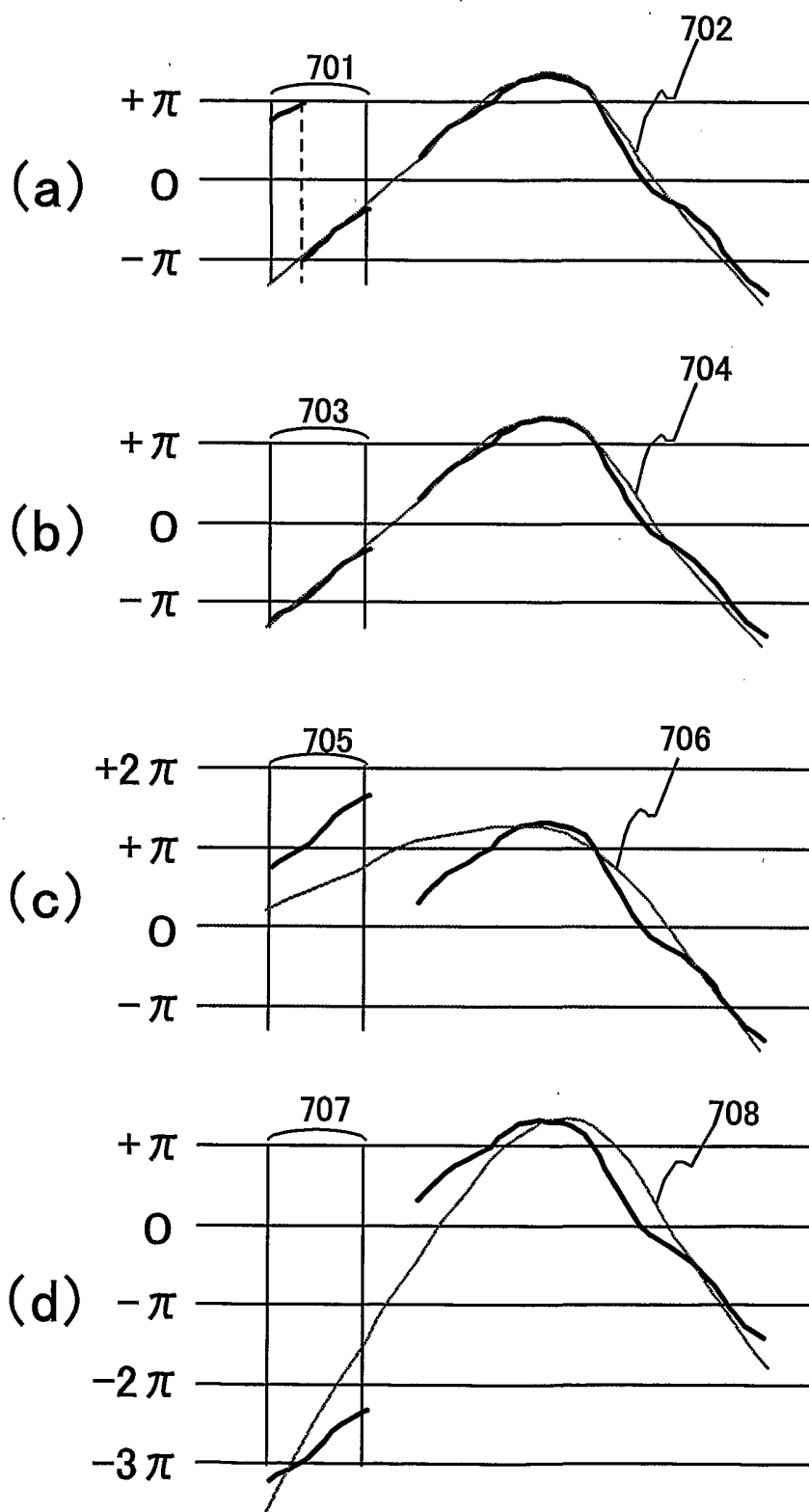
6/7

図6



7/7

図7



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/03614

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/56

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.Cl⁷ A61B5/055, G01N24/00-24/14, G01R33/20-33/64

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

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2002

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2002 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2002

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.
Y	JP 2-84934 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 26 March, 1990 (26.03.90), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2
Y	JP 4-288142 A (General Electric Co.), 13 October, 1992 (13.10.92), Full text; all drawings & EP 470845 A & US 5144235 A	1, 2
Y	JP 5-317286 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 03 December, 1993 (03.12.93), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2
P, A	JP 2001-204711 A (GE Medical Systems Global Technology Co. LLC), 31 July, 2001 (31.07.01), Full text; all drawings & WO 01/55741 A	1-26

☐ 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 document 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

02 May, 2002 (02.05.02)

Date of mailing of the international search report

21 May, 2002 (21.05.02)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/56

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. Cl⁷ A61B5/055, G01N24/00-24/14, G01R33/20-33/64

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	1971-2002年
日本国登録実用新案公報	1994-2002年
日本国実用新案登録公報	1996-2002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 請求の範囲の番号
Y	J P 2-84934 A (横河メディカルシステム株式会社) 1990.03.26, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1, 2
Y	J P 4-288142 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパ ニィ) 1992.10.13, 全文, 全図 & E P 470845 A & U S 5144235 A	1, 2
Y	J P 5-317286 A (横河メディカルシステム株式会社) 1993.12.03, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1, 2

☒ 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

02.05.02

国際調査報告の発送日

21.05.02

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)

神谷 直慈



2W

9310

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

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 請求の範囲の番号
P, A	JP 2001-204711 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2001. 07. 31, 全文, 全図、 & WO 01/55741 A	1-26