

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3976515号
(P3976515)

(45) 発行日 平成19年9月19日(2007.9.19)

(24) 登録日 平成19年6月29日(2007.6.29)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 7 6
G O 1 R 33/54 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0
	G O 1 N 24/02 5 3 0 Y

請求項の数 6 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2001-112765 (P2001-112765)</p> <p>(22) 出願日 平成13年4月11日(2001.4.11)</p> <p>(65) 公開番号 特開2002-306445 (P2002-306445A)</p> <p>(43) 公開日 平成14年10月22日(2002.10.22)</p> <p>審査請求日 平成17年4月8日(2005.4.8)</p>	<p>(73) 特許権者 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号</p> <p>(72) 発明者 谷井 由美子 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内</p> <p>(72) 発明者 高橋 哲彦 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内</p> <p>審査官 伊藤 幸仙</p>
---	--

最終頁に続く

(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) 【特許請求の範囲】

【請求項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し、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実行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、信号強度が所定の閾値以下の領域を間に挟んで分断された2以上の島状領域の内の1以上の島状領域の位相値をシフトさせて該2以上の島状領域間の位相値の整合度を表す評価値を求め、前記評価値に基づいて前記2以上の島状領域間の位相値の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。

10

【請求項2】

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1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

前記制御手段は、前記シフトさせる位相量を変えて前記評価値を複数求め、前記複数の評価値の内の最適評価値となるシフト量を選択することを特徴とする請求項1又は2記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項4】

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

20

をするための画像処理方法において、

(a) 信号強度が所定の閾値以下の領域を間に挟んで分断された島状領域が複数存在する画像に対し、島状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なうステップ、

(b) 2以上の島状領域の内の1以上の島状領域の位相値をシフトさせて該2以上の島状領域間の位相値の整合度を表す評価値を求め、前記評価値に基づいて前記2以上の島状領域間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。

【請求項5】

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) 信号強度が所定の閾値以下の領域を間に挟んで分断された領域が複数存在する画像において、第1の領域に対して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なうステップ、

(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なうステップ、

(c) 前記第1の領域と信号強度が所定の閾値以下の領域を間に挟んで隣り合う第2の領域の位相値と、ステップ(b)により得られた第1の領域の位相値とにより評価値を求めるステップ、

(d) 第2の領域に対しアンラップ処理を行なうステップ、

(e) 第1の領域と第2の領域に対しフィッティング処理を行なうステップ、

(f) 第1の領域と第2の領域の位相値と、ステップ(e)により得られた第1の領域と第2の領域の位相値とにより評価値を求めるステップ、

(g) 第2の領域に対し所望のオフセットを与えるステップ、

(h) 第1の領域と第2の領域に対しフィッティング処理を行なうステップ、

(i) 第1の領域と第2の領域の位相値と、ステップ(h)により得られた第1の領域と第2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、

(k) ステップ(c), (f), (i)及びステップ(j)の繰り返しにて得られた複数の評価値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、

(m) ステップ(l)にて選択された評価値に基づいて第1の領域と第2の領域との位相値の整合を行なうステップ、を含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項6】

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第1の領域と第2の領域とを新たな第1の領域とし、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5記載の画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

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、特により正確な水・脂肪分離画像を取得する技術に関する。

【0002】

【従来の技術】

現在、MRI装置における撮影対象は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質、プロトンである。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和現象の空間分布を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次的に撮影する。

【0003】

10

20

30

40

50

被検体に対し高周波磁場を与えプロトンを励起し、傾斜磁場により異なる位相エンコードを与え、それぞれの位相エンコードで得られるエコー信号を検出する。位相エンコードの数は通常1枚の画像あたり128, 256, 512等の値が選ばれる。各エコー信号は通常128, 256, 512, 1024個のサンプリングデータからなる時系列信号として得られる。これらのデータを2次元フーリエ変換して1枚のMR画像を作成する。

【0004】

MRI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。臨床においては、脂肪による信号を抑制した画像が求められることが多々ある。脂肪を抑制した画像を得る方法の一例として、TEの異なる画像を複数枚取得し、演算により水・脂肪分離画像を得る方法があげられる。その代表的な方法としては、「“Simple Proton Spectroscopic Imaging” ; W.Thomas Dixon 他;RADIOLOGY, Vol.153,189-194(1984)」に述べられているDixon法と呼ばれるものがある。このDixon法に静磁場不均一の影響を補正する機能を加えた、2点 Dixon法、及び3点Dixon法等がありこれらは既に公知のものとして知られている。

10

【0005】

また、演算により水・脂肪分離画像を得る方法で上記Dixon法以外の方法として、以下の文献に記されている方法が挙げられる：「“Water-Fat Imaging with Three-Point Direct Phase Encoding” ; Qing-San Xiang and Li An; Proc., SMR 3rd Meeting , 658(1995)」、 「“Quadrature 2-Point Water-Fat Imaging” ; Li An and Qing-San Xiang; Proc., SMR 4th Meeting,1541(1996)」、 「“Water-Fat Imaging with Three Orthogonal-Phase Acquisitions” ;Li An and Qing-San Xiang;Proc., ISMRM 6th Scientific Meeting,1866(1998)」。以上に述べた方法は、まずTEの異なる複数枚の画像データを取得し、取得した画像データの演算によって水信号と脂肪信号を分離し、画像化する方法という点でDixon法と共通する。

20

【0006】

前記の方法のうち、Dixon法について説明する。Dixon法は、水プロトンと脂肪プロトンの化学シフトの違いを利用した、水・脂肪画像分離法である。水プロトンと脂肪プロトンは異なった共鳴周波数 f_{0w} 、 f_{0f} で歳差運動を行っているため、時間の経過につれ、水プロトンと脂肪プロトンの磁化ベクトルの相対的な向きにずれが生じる。水プロトンと脂肪プロトンの共鳴周波数の差を Δf とし、 $2\pi \Delta f t = 180^\circ$ とすれば、励起時に同じ方向を向いている (同位相) 水プロトンと脂肪プロトンは、その後、 $\Delta f t$ ごとに逆位相 (180°)、同位相 (360°)、...、を向く。脂肪プロトンは、水プロトンよりも歳差運動の周波数が3.5ppm高くなっており、水プロトンと脂肪のプロトンの共鳴周波数をそれぞれ f_{0w} 、 f_{0f} とすると、その差 Δf は

30

$$\Delta f (=f_{0f}-f_{0w}) \sim B_0 \times 3.5 \times 10^{-6}$$

と表すことができる。ここで、 γ はプロトンの磁気回転比、 B_0 は静磁場強度である。

【0007】

Dixon法は、水プロトンと脂肪プロトンが $\Delta f t$ ごとに同位相、逆位相、...、となる、すなわち、水のMR信号と脂肪のMR信号が、同位相、逆位相、...、と変化することを利用して水・脂肪分離の画像を得ている。

40

【0008】

次に、2点Dixon法の原理を図1に示す。2点Dixon法では、グラジエントエコー (GE) シーケンスにおいて、TEを異ならせて2回撮像を行う。なお、図1においてはスライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場は省略する。1回目の撮像ではTEを $2\pi \Delta f t = 180^\circ$ の整数倍に設定し、高周波励起パルス101、読み出し傾斜磁場パルス102を印加する。2回目の撮像では1回目の撮像時よりTEを $2\pi \Delta f t = 360^\circ$ だけ長く設定し、高周波励起パルス101、読み出し傾斜磁場パルス103を印加する。図1において、水信号104、106は黒矢印、脂肪信号105、107は白矢印で示す。1回目の撮影時には、水信号104と脂肪信号105は同位相となり、2回目の撮影時には水信号106と脂肪信号107は逆位相となる。画像の (x,y) の位置での水による信号と脂肪による信号の大

50

きさを、それぞれ $W(x,y)$ 、 $F(x,y)$ とすると、1回目、2回目の信号 $S1(x,y)$ 、 $S2(x,y)$ は、それぞれ次式のように表される。

【0009】

$$S1(x,y)=W(x,y)+F(x,y) \quad (1)$$

$$S2(x,y)=W(x,y)-F(x,y) \quad (2)$$

そして、加算画像として $S1(x,y)+S2(x,y)=2W(x,y)$ より水画像が、減算画像として $S1(x,y)-S2(x,y)=2F(x,y)$ より脂肪画像が得られることになる。図1はGEシーケンスについて描かれているが、スピンエコー(SE)シーケンスを用いることも可能である。

【0010】

図2にSEシーケンスを用いた場合を示す。SEシーケンスを用いた場合は、高周波励起パルス201と高周波反転パルス202の印加タイミングは、1回目の撮影と2回目の撮影とは同じタイミングで印加する。1回目の撮影では、高周波励起パルス201の印加後読み出し傾斜磁場パルス203を印加してTEに信号を取得し、2回目の撮影では、高周波励起パルス201の印加後読み出し傾斜磁場パルス204を印加して、1回目の撮影時より後に信号を取得する。そして、上述と同様にして水画像、脂肪画像を得ることができる。

【0011】

一般的にMRI装置では、磁石で発生している静磁場は被検体の周囲の空間で均一であることが理想であるが、磁石にひずみがある場合には、発生した静磁場自身に不均一が存在することがある。また、被検体を挿入したときに、被検体の部位ごとに磁気感受性が異なることによって静磁場に不均一が生じることもある。MRIの視野(Field of View: FOV)での静磁場の不均一は、MR信号の周波数を変化させ、得られた画像に位置ずれや流れ等の画質劣化を引き起こす要因となる。また、静磁場の不均一により画像の位相が変化するため、画像間で複素演算を行う場合、正しい結果が得られなくなる。静磁場に不均一がある場合、式(1)、式(2)は次式のように表される。

【0012】

$$S1(x,y)=(W(x,y)+F(x,y))\exp(i\phi(x,y)) \quad (3)$$

$$S2(x,y)=(W(x,y)-F(x,y))\exp(i(\phi(x,y)+\phi'(x,y))) \quad (4)$$

式(4)の $\phi(x,y)$ は、時間 $2 \times n (=TE)$ で生じる静磁場不均一による位相回転の成分と高周波励起パルスの不均一による位相回転の成分からなり、位置に依存するが、エコー間では同一の値をとる。 $\phi'(x,y)$ は時間 n で生じる静磁場不均一による位相回転の成分である。このように、静磁場不均一がある場合、例えば1回目の撮像時の水信号と2回目の撮像時の水信号との位相に静磁場不均一による位相差が生じ、単純な加算・減算では水信号と脂肪信号を分離することができないものになってしまう。

【0013】

そこで、付加的なコイル(シムコイル)を用いてFOV内の静磁場の不均一を直接補正するオートシミングを行ったり、画像に後処理を施して静磁場不均一の影響を補正したりする。後者の方法、すなわちDixon法に静磁場不均一の分布図(静磁場不均一マップ)を用いて信号の位相補正処理を追加した方法は3点Dixon法と呼ばれ、図4によりその原理を説明する。

【0014】

3点Dixon法では、TEを変えて3回の撮像を行う。1回目、2回目の撮像は2点Dixon法の場合と同様であり、高周波励起パルス401に対し、1回目の撮像ではTEを $2n$ の整数倍に設定し、読み出し傾斜磁場パルス402を印加する。2回目の撮像では1回目の撮像時よりTEを n だけ長く設定し、読み出し傾斜磁場パルス403を印加する。3回目の撮像では、TEを2回目の撮像時よりさらに n (1回目の撮像時より $2n$)だけ延長し、読み出し傾斜磁場パルス404を印加する。1回目と2回目の撮像時の信号は上述の式(3)、式(4)で表され、3回目の撮像時の信号 $S3(x,y)$ は次式のように表される。

【0015】

$$S3(x,y)=(W(x,y)+F(x,y))\exp(i(\phi(x,y)+2\phi'(x,y))) \quad (5)$$

1回目の撮影時には、水信号405と脂肪信号406は同位相の位相407をもつ。この値は ϕ_0 であ

10

20

30

40

50

る。同様に、2回目の撮影時には水信号408と脂肪信号409は逆位相となり、水信号の位相410の値は $+\pi$ である。3回目の撮影時には、水信号411と脂肪信号412は再び同位相となり、位相413の値は $+2\pi$ である。1回目と3回目の撮影時には水信号と脂肪信号は同位相となっているので、 $S3(x,y)/S1(x,y)$ の位相を求めることにより、静磁場不均一による位相回転量を求めることができる。

【0016】

$$\arg(S3(x,y)/S1(x,y))=2\pi\phi(x,y) \quad (6)$$

$\arg()$ は位相を求めることを意味する。式(6)の値をすべての (x,y) について求め、主値周りを除去するアンラップ処理を施した後、2で割って静磁場不均一による位相回転量 $\phi(x,y)$ を得る。得られた $\phi(x,y)$ を用いて、

$$S2'(x,y)=S2(x,y)\exp(-i\phi(x,y)) \quad (7)$$

を計算すれば、加算画像として $S1'(x,y)+S2'(x,y)=2W(x,y)\exp(i\phi(x,y))$ より水画像が、減算画像として $S1'(x,y)-S2'(x,y)=2F(x,y)\exp(i\phi(x,y))$ より脂肪画像が得られる。

【0017】

3点Dixon法においてもGEシーケンスだけでなく、SEシーケンスを用いることが可能である。この場合、2回目の撮影までは図2と同じであり、3回目の撮影では読み出し傾斜磁場パルスを2回目の撮影時よりさらに $(1回目の撮像時より2倍)$ だけ遅らせて、信号を取得する。

【0018】

また、TEとTE+ で取得した2つの信号のみから静磁場不均一による位相回転量を求め、水・脂肪分離画像を求める方法(静磁場補正付き2点Dixon法)もあり、「Two-Point Dixon Technique for Water-Fat Signal Decomposition with B0 Inhomogeneity Correction」;Bernard D.Cooms 他;Magnetic Resonance in Medicine,Vol.38,884-889(1997)の文献に述べられている。

【0019】

【発明が解決しようとする課題】

上記の3点Dixon法、あるいは静磁場補正付き2点Dixon法において静磁場不均一による位相回転量を求める際には、アンラップあるいは巻き戻しと呼ばれる処理を行う必要が生じる。アンラップについては、上記文献の他にも「Direct Calculation of Wrap-Free Phase Image」;M.Patel and X.Hu;Proceedings of Annual Meetings of the Society of Magnetic Resonance in Medicine=SMRM, No.721,1993,「Phase unwrapping in the Three-point Dixon Method for Fat Suppression MR Imaging」;Jerzy Szumowski et al.;Radiology,Vol.192,555-561(1994)の文献でも述べられている。

【0020】

以下、アンラップの必要性について説明する。位相は $-\pi$ から $+\pi$ までの値であれば、一義的に決定される。しかし、静磁場不均一が大きかったり、TE1とTE2の時間間隔が開いていたりすると、ある位置での位相が $-\pi$ 以下、あるいは $+\pi$ 以上になった場合になってしまう。この状態を主値周りをおこしているという。主値周りをおこしている位置では、位相値が折り返されて $-\pi$ から $+\pi$ までの値が得られてしまう。

【0021】

図5を用いて詳細に説明する。図5(b)は被検体508を撮影した場合の静磁場不均一マップであり、図5(a)は、図5(b)のAA'の線上の位相値をプロットした図である。図5(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501を示す。被検体508の外部は信号成分はほぼ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。

【0022】

図5(a)では、位相値が $+\pi$ 以上となっている値502は $-\pi$ から $+\pi$ の間に折り返された値503を取る。また、 $-\pi$ 以下である値504、505も $-\pi$ から $+\pi$ の間に折り返された値506、507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

10

20

30

40

50

)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。

【0023】

アンラップ処理には通常、領域拡張(region growing)法が用いられるが、1つの連続した領域しか処理することができない。そこで、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を撮影する場合(例えば、大腿部を左右同時に撮影する場合、頭部脳底部を横断面で撮影する場合、腹部を冠状断面で撮影する場合など)、アンラップすべき領域が島状にいくつかに分断されているときは、まず、分断された各島状領域に対して領域拡張法によるアンラップ処理を行う。これを領域内アンラップと呼ぶことにする。

10

【0024】

しかし、各島状領域に対して領域内アンラップが行われた後でも、島状領域間では、各島状領域内でのアンラップ開始点の位相値に依存して $2n$ (n は整数)のオフセットが生じている。そのため、島状領域間で位相値の整合をとり、オフセットを取り除く必要がある。このオフセットを取り除く処理を、領域間アンラップと呼ぶことにする。

【0025】

この領域間アンラップについてはこれまでほとんど考察されておらず、わずかに次の文献でごく初歩的な手法が述べられているのみである:「“A New Two-Dimensional Phase Unwrapping Algorithm for MRI Images”;M.Hedley and D.Rosenfeld;Magnetic Resonance in Medicine,Vol.24,177-181(1992)」。すなわち、上記文献では、2つの分断された島状領域がある場合を仮定したとき、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している。このため、局所的に急激な位相変化が起こっている場所や、分断された領域間がある程度離れている場合には、うまく処理を行えない可能性がある。

20

【0026】

このように、アンラップすべき領域が島状にいくつかに分断されているときは、領域内アンラップを行った後に領域間アンラップを行う必要がある。しかし、特に、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ある程度離れている場合には、うまく処理を行えないことがあった。領域間アンラップがうまくいかなかった場合は、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。この結果、3点Dixon法、2点Dixon法は処理が不安定と指摘されることもあり、広く実用に供するに至っていない。

30

【0027】

そこで本発明の目的は、分断された島状領域がある被検体を撮影する場合でも、確実に最適なアンラップ処理を行ない、良好な水・脂肪分離画像を提供することにある。

【0028】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本発明は、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し、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実行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、信号強度が所定の閾値以下の領域を間に挟んで分断された2以上の島状領域の内の1以上の島状領域の位相値をシフトさせて該2以上の島状領域間の位相値の整合度を表す評価値を求め、前記評価値に基づいて前記2以上の島状領域間の位相値の整合を行うものである。

40

【0029】

また、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、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、2以上の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

50

の位相値の整合を取るものであり、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てもよいし、前記複数の評価値のうち最小となる評価値を選択してもよい。

【0030】

また、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なう第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なう第2のアンラップ処理を実行すると共に、前記第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なうものである。

10

【0031】

さらに、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なうステップ、

20

(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なうステップ、

を含むものである。

【0032】

さらにまた、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なうステップ、

(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なうステップ、

30

(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、

(d) 第1の領域に対しアンラップ処理を行なうステップ、

(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なうステップ、

(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、

(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なうステップ、

(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、

40

(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、

(k) ステップ(c), (f), (i)及びステップ(j)の繰り返しに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、

(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なうステップ、

を含むものであり、分断された領域が3個以上存在する場合においては、

(n) ステップ(m)で位相値整合された基準領域と第1の領域とを新たな基準領域とし、ステップ(a)～(n)を繰り返すステップ、

50

を含んでもよい。

【0033】

【発明の実施の形態】

本発明の実施形態を図を用いて説明する。まず、本発明が適用されるMRI装置の構成を図3により説明する。被検体301の周囲に静磁場を発生する磁石302と、該空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル303と、この領域に高周波磁場を発生するRFコイル304と被検体301が発生するMR信号を検出するRFプローブ305がある。傾斜磁場コイル303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309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304はRF送信部310の信号に応じて高周波磁場を発生する。RFプローブ305の信号は、信号検出部306で検出され、信号処理部307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308で表示される。傾斜磁場電源309、RF送信部310、信号検出部306は制御部311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。ベッド312は被検体が横たわるためのものである。

10

【0034】

次に、本実施形態の詳細を説明する。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9に示す。図9(b)は領域面積の大きいほうを第1の領域910、小さいほうを第2の領域911としたときの静磁場不均一マップを示し、図9(a)は図9(b)のAA'の線上の位相値をプロットした図である。図9(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910と第2の領域911の間に空隙913が存在している。

20

【0035】

このような処理対象に対して、図6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の領域910に対して領域内アンラップを行う(601)。次に、第1の領域910のアンラップ(601)後の位相値のみに対して2次元フィッティングを行う(602)。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911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f0を求める(603)。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。

【0036】

続いて、第2の領域911に対して領域内アンラップを行う(604)。次に、第1の領域910のアンラップ(601)後の位相値と第2の領域のアンラップ(604)後の位相値に対して、フィッティングを行う(605)。そして、同様に評価関数によって評価値f1を求める(606)。ステップ606はステップ603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。

30

【0037】

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 のオフセットを与え(607)、同様にフィッティングを行い(608)、評価値f2を求める(609)。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-2 のオフセットを与え(610)、フィッティングを行い(611)、この状態において評価値f3を求める(612)。ここで、それぞれ求めた評価値f0, f1, f2, f3を比較し、どの状態が最適であるかを判定する(613)。

40

【0038】

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7、図8を用いて説明する。図7は空間的に離れた2つの部分701、702からなる被検体を撮影した画像を示し、図8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7における範囲703、704が、図8の範囲801、802に対応している。曲線803は範囲801で位相アンラップした結果を示し、曲線804は先に示した領域内アンラップ処理を用いて、範囲802を領域内アンラップした結果を示す。この曲線804は2n のオフセットを持ち、実際の位相は曲線805であることを示している。曲線803と曲線804、もしくは、曲線803と曲線805を使って、それぞれフィッティングした結果を曲線806、曲線807で示す。

【0039】

50

ここで、曲線804と曲線806、曲線805と曲線807を比較すると、曲線805と曲線807の軌跡はほぼ一致しているのに対し、曲線804と曲線806の軌跡は範囲802 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。

【0040】

ステップ613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(614)。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(615)。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 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 ,+6 ,...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(616)。同様に、評価値 f_3 、すなわち位相値に-2 のオフセットを与えた場合が最適と判断された場合も、-4 , -6 ,...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(616)。

10

【0041】

以上の判定の手順を、図10を使って模式的に示す。(a)はステップ601、602の結果である。区間1001の太線(実際の位相値)と細線1002(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604、605の結果である。区間1003の太線と細線1004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607、608、及びステップ610、611の結果である。区間1005の太線と細線1006、区間1007の太線と細線1008のずれは大きく、評価値 f_2 、 f_3 も大きな値をとる。図10の例では、評価値 f_1 が最小値をとり、ステップ613で比較、判定の結果、ステップ615が最適となる。

20

【0042】

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。

【0043】

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。

30

(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。

(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。

【0044】

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。

40

【0045】

(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。

【0046】

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

50

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。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。

【0047】

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。

10

【0048】

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。

【0049】

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、演算時間をある範囲以内に制限できるメリットがある。

20

30

【0050】

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。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ときに、静磁場の变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、次数を下げることで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。

40

【0051】

50

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。

【0052】

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。

【0053】

分断された島状領域をどの順番でアンラップしていくかも重要である。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ので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。

【0054】

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、つまりアンラップ条件を採用することができればよい。

【0055】

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。

【0056】**【発明の効果】**

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いくつかに分断されているときでも、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。

【図面の簡単な説明】

【図1】従来の2点Dixon法におけるGEシーケンスを示す図。

10

20

30

40

50

【図2】従来の2点Dixon法におけるSEシーケンスを示す図。

【図3】本発明が適用されるMRI装置の構成を示すブロック図。

【図4】従来の3点Dixon法におけるGEシーケンスを示す図。

【図5】従来のFOV内の静磁場不均一分布を説明する図。

【図6】本発明の領域間アンラップアルゴリズムを示す図。

【図7】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。

【図8】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。

【図9】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。

【図10】本発明の評価値の比較を示す図。

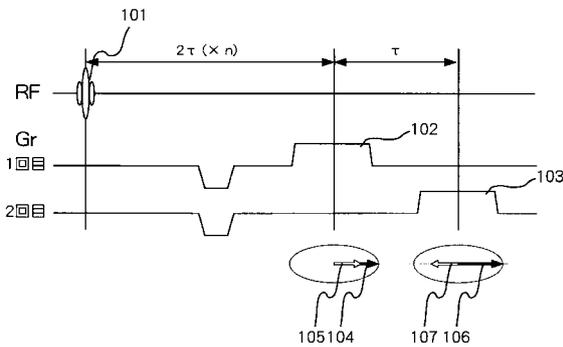
【符号の説明】

- 301 被検体
- 302 静磁場磁石
- 303 傾斜磁場コイル
- 304 RFコイル
- 305 RFプローブ
- 306 信号検出部
- 307 信号処理部
- 308 表示部
- 309 傾斜磁場電源
- 310 RF送信部
- 311 制御部
- 312 ベッド

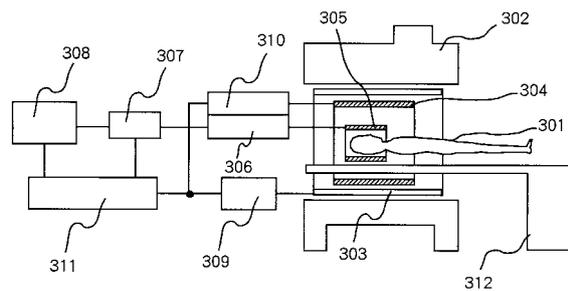
10

20

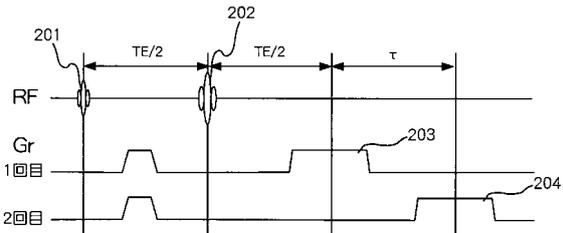
【図1】



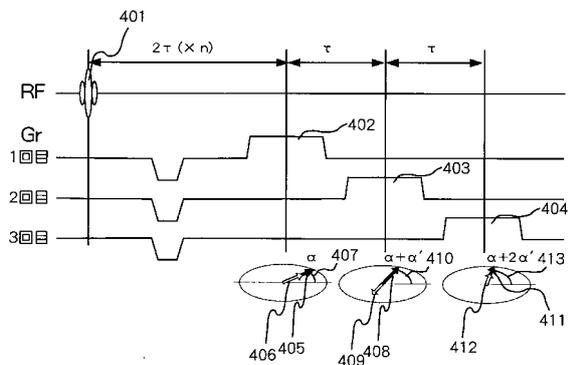
【図3】



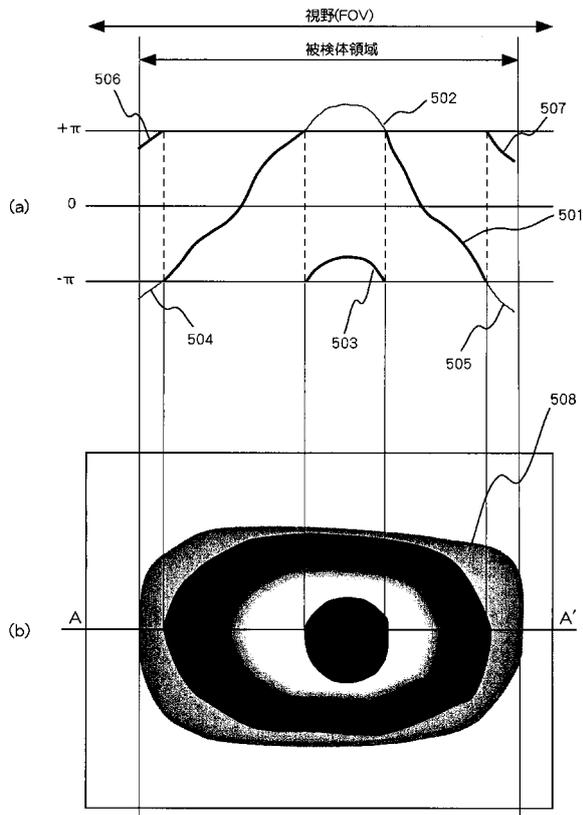
【図2】



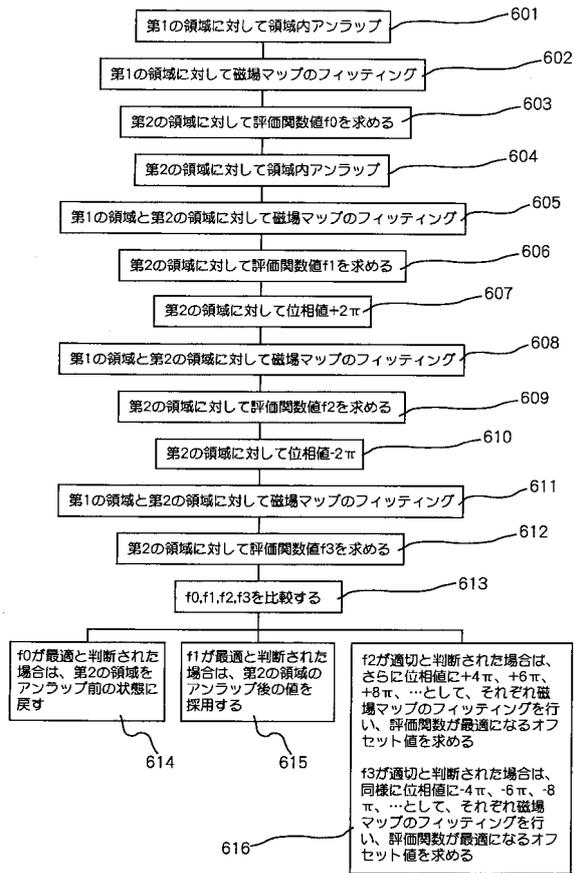
【図4】



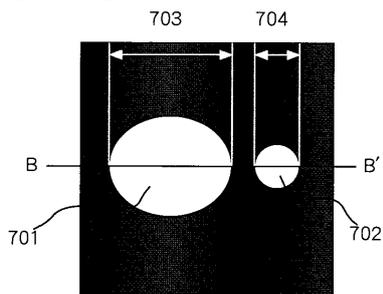
【 図 5 】



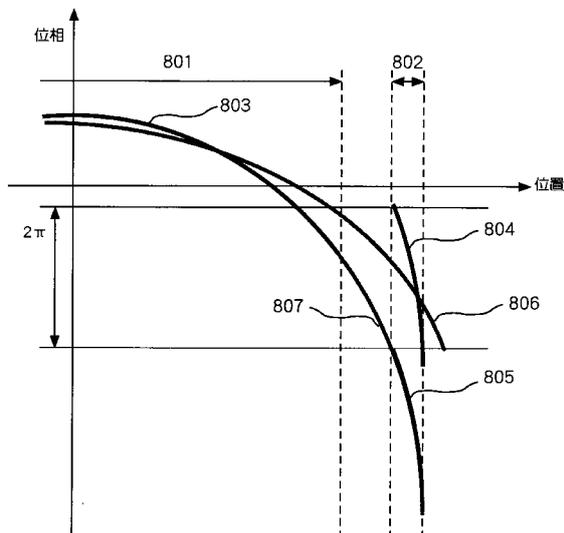
【 図 6 】



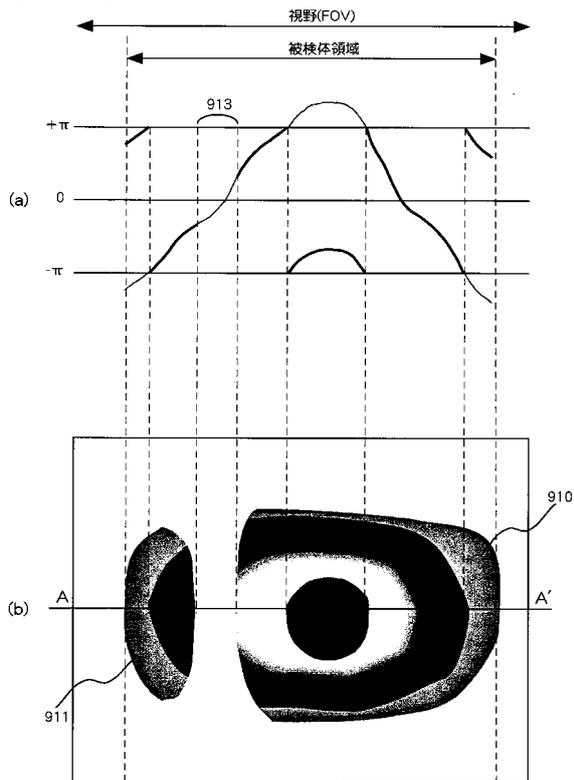
【 図 7 】



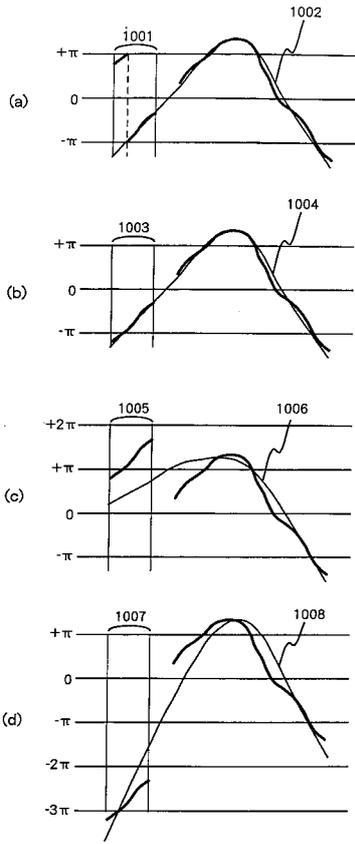
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平02 - 084934 (JP, A)
特開2000 - 237160 (JP, A)
特開平04 - 288142 (JP, A)
特開平05 - 317286 (JP, A)
特開2001 - 137213 (JP, A)
特開2001 - 204711 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

G01R 33/54