

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許番号

特許第3084951号
(P3084951)

(45) 発行日 平成12年9月4日(2000.9.4)

(24) 登録日 平成12年7月7日(2000.7.7)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

F I

G 0 6 T 1/00

G 0 6 F 15/62

3 9 0 B

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 8 0

請求項の数10(全 24 頁)

(21) 出願番号 特願平4-235534

(22) 出願日 平成4年9月3日(1992.9.3)

(65) 公開番号 特開平6-28455

(43) 公開日 平成6年2月4日(1994.2.4)

審査請求日 平成8年7月31日(1996.7.31)

(31) 優先権主張番号 特願平4-122295

(32) 優先日 平成4年5月14日(1992.5.14)

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

前置審査

(73) 特許権者 000002853

ダイキン工業株式会社

大阪府大阪市北区中崎西2丁目4番12号

梅田センタービル

(72) 発明者 上田 智章

滋賀県草津市岡本町字大谷1000番地の2

ダイキン工業株式会社 滋賀製作所内

(74) 代理人 100087804

弁理士 津川 友士

審査官 加藤 恵一

(56) 参考文献 特開 平4-61843 (J P , A)

特開 平2-178786 (J P , A)

特開 平2-96281 (J P , A)

特開 平2-1082 (J P , A)

特開 平1-129372 (J P , A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 断層像処理方法、生体磁場測定方法、生体磁場測定結果表示方法およびこれらの装置

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】 所定間隔毎の断層像に基づいて補間演算を行って立体像データを得、処理対象となる空間を所定の小立体領域に区分して各小立体領域に含まれる立体像データを計数し、計数値と所定の閾値との大小に基づいて小立体領域を2値化することを特徴とする断層像処理方法。

【請求項2】 所定間隔毎の断層像に基づいて補間演算を行って立体像データを取得する断層像補間手段(3)と、処理対象となる空間を所定の小立体領域に区分する空間区分手段(7)と、区分された各小立体領域に含まれる立体像データを計数する立体像データ計数手段(8)と、計数値と所定の閾値との大小に基づいて小立体領域を2値化する2値化手段(9)(10)とを含むことを特徴とする断層像処理装置。

2

【請求項3】 請求項1の断層像処理方法により得られた小立体領域の頂点の位置情報に基づいて異なる磁場源情報に基づく複数のピオ・サバルの法則の演算を行い、各演算結果を累積加算して得られる磁場演算値と測定した磁場計測値との差を算出し、算出した差に基づいて各演算式に含まれる磁場情報源を補正し、差が十分に小さくなるまで上記一連の処理を反復してから各演算式に含まれる磁場源情報を生体磁場測定結果として出力することを特徴とする生体磁場測定方法。

10 【請求項4】 算出した差に基づく補正に代えて、各小立体領域の各頂点の各座標成分の修正量を算出し、各座標成分の修正量の符号に基づいて修正対象頂点を得るとともに、各座標成分の修正量に基づいて、得られた修正対象頂点に対して磁場源情報測定値の再配分を行う処理を採用する請求項3に記載の生体磁場測定方法。

【請求項 5】 請求項 2 の断層像処理装置により得られた小立体領域の頂点の位置情報に基づいて異なる磁場源情報に基づく複数のピオ・サバルの法則の演算を行う演算手段 (111) (112)・・・(11m) (101) (102)・・・(10m) と、各演算手段 (111) (112)・・・(11m) (101) (102)・・・(10m) から出力される演算結果を累積加算する累積加算手段 (20) (200) と、累積加算手段 (20) (200) から出力される累積加算結果と磁場計測値とを入力として誤差を算出する誤差算出手段 (30) (300) と、算出誤差に基づいて各演算手段 (111) (112)・・・(11m) (101) (102)・・・(10m) における磁場源情報の補正を行う補正手段 (111a) (112a)・・・(11ma) (121) (122)・・・(12m) と、補正手段 (111a) (112a)・・・(11ma) (121) (122)・・・(12m) による補正が施された結果を収集して生体磁場源測定結果として出力する補正結果出力手段 (40) (500) とを含むことを特徴とする生体磁場測定装置。

【請求項 6】 補正手段として、各小立体領域の各頂点の各座標成分の修正量を算出する修正量算出手段 (41i) と、各座標成分の修正量の符号に基づいて修正対象頂点を抽出する修正対象頂点抽出手段 (42i) と、各座標成分の修正量に基づいて、得られた修正対象頂点に対して磁場源情報推定値の再配分を行う再配分手段 (43i) (44i) (45i) (46i) とを含むものを用いる請求項 5 に記載の生体磁場測定装置。

【請求項 7】 請求項 3 または請求項 4 の生体磁場測定方法によって得られた生体磁場測定結果を請求項 1 の断層像処理方法によって得られた生体構造参照像と共に表示する方法であって、生体内の複数の点のそれぞれに対応する生体磁場測定値の絶対値に基づいて単位図形のサイズを設定し、生体構造参照像を表示するとともに、生体構造参照像の該当位置に設定されたサイズの単位図形を表示することを特徴とする生体磁場測定結果表示方法。

【請求項 8】 単位図形が円である請求項 7 に記載の生体磁場測定結果表示方法。

【請求項 9】 請求項 5 または請求項 6 の生体磁場測定装置によって得られた生体磁場測定結果を請求項 2 の断層像処理装置によって得られた生体構造参照像と共に表示する装置であって、生体内の複数の点のそれぞれに対応する生体磁場測定値の絶対値に基づいて単位図形のサイズを設定する単位図形サイズ設定手段 (700) と、生体構造参照像を表示する生体像表示手段 (800) と、生体構造参照像の該当位置に設定されたサイズの単位図形を表示する単位図形表示手段 (900) とを含むことを特徴とする生体磁場測定結果表示装置。

【請求項 10】 単位図形が円である請求項 9 に記載の生

体磁場測定結果表示装置

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明は断層像処理方法、生体磁場測定方法、生体磁場測定結果表示方法およびこれらの装置に関し、さらに詳細に言えば、所定間隔毎の断層像に基づいてきめ細かい像データを得るための新規な断層像処理方法およびその装置、断層像処理方法により得られたきめ細かい像データに基づいて生体磁場源の解析を行なうための新規な生体磁場測定方法およびその装置、ならびに生体磁場源の解析結果を把握し易い状態で表示するための新規な生体磁場測定結果表示方法およびその装置に関する。

【0002】

【従来技術】従来から生体磁場解析結果を把握し易い状態に表示するために、MRI 画像等の断層像を可視的に表示した状態で磁場源を可視的に重畳して表示する方法が採用されている。また、磁場源を可視的に重畳表示する方法として、磁場源に最も近い断層像と重畳した状態で磁場源を 2 次的に表示する方法および複数の断層像を 3 次的に表示し、磁場源をも 3 次的に表示する方法が提案されている。

【0003】また、生体磁場測定を測定する方法として、磁場源がシングル・ダイポールであると仮定した場合に対処するための測定方法および磁場源が複数電流素片であると仮定した場合に対処するための測定方法が提案されている。前者の方法は、体表近傍における複数点の磁場測定結果に基づいてシングル・ダイポールの位置および方向性等を算出する方法である。また、後者の方法は、複数の電流素片 (通常は 30 ~ 100 程度の電流素片) の存在を仮定しておき、電流素片の数よりも著しく多い測定点における磁場測定結果に基づいて演算を行ない、上記複数の電流素片の位置および方向性を算出する方法である。

【0004】また、生体磁気計測結果に基づく磁場源解析を行なうことにより得られた電流素片を電流ベクトルとして表示するアローマップ表示、または、等磁線に基づくコンターマップ表示が知られている。そして、医療解析に用いる場合には、MRI 画像上に電流ベクトルを示す矢印、または等磁線をオーバーラップさせて表示することにより、臓器中における電流素片または等磁線を可視的に表示することが提案されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上記磁場源表示方法のうち、2 次的に表示する方法を採用した場合には、磁場源が何れかの断層像上に位置する可能性が著しく低いとともに、選択された断層像に対する磁場源の相対位置 (特に奥行き方向の相対位置) が全く把握できないのであるから、医師等が 2 次的な重畳表示を見ても磁場源の位置を正確に把握することが非常に困難になってしま

うという不都合がある。また、断層像では生体内部の臓器の有無を示しているのであるが、臓器の奥行き方向の形状が断層像の形状からずれてしまう可能性が高いのであるから、実際には断層像上において臓器が存在しない位置に磁場源が表示されてしまう可能性が高くなり、この点からも磁場源の位置を正確に把握することが非常に困難になってしまう。

【0006】また、3次元的に表示する方法を採用した場合には、基準になる画像として複数の断層像が存在するだけであるから、臓器との位置関係が非常に把握しにくいのみならず、断層像以外に目印がないのであるから、磁場源の深さ、奥行きが非常に把握しにくいという不都合がある。上記生体磁場測定を測定する方法のうち、磁場源がシングル・ダイポールであると仮定した場合に対処するための測定方法を採用した場合には、測定結果としてシングル・ダイポールが得られるだけであるから、臓器の運動時に流れる体積電流に代表される分布性磁場源の測定には対処できないという不都合があるのみならず、深すぎる解に収束してしまい勝ちであるという不都合もある。

【0007】また、磁場源が複数電流素片であると仮定した場合に対処するための方法を採用した場合には、分布性磁場源の測定が可能になるのである。しかし、一般的に、30～100程度の電流素片を想定することが必要になるのであるから、全ての電流素片の測定を行なおうとすれば、200～1000チャンネル程度のアレイセンサを設けて多数の磁場計測値を得、得られた多数の磁場計測値に基づいて各電流素片の推定処理のための演算を行なう必要がある。そして、上述の場合に対する推定処理のための演算負荷はテラ・フロップスが要求されるのであるから、システム全体として著しく大規模になるとともに、高価になってしまうという不都合がある。また、推定処理においてローカルミニマに収束してしまう確率が高く、正確な電流素片の推定を達成できる確率が著しく減少してしまうという不都合もある。

【0008】また、上記アローマップ表示、等磁線表示の何れも特定のタイミングにおける生体磁場測定値、即ち分布を可視的に表示するものであり、動的な生体磁場測定値の表示には不適切である。さらに詳細に説明すると、アローマップ表示により動的に電流素片を表示することは可能であるが、一般的に臓器における電流素片の数は、体積電流を表示するのに十分な数に設定しなければならない。即ち、著しく多数の電流素片がベクトル表示されなければならない。そして、これら全ての電流素片の向き、大きさが時々刻々と変化するのであるから、MRI画像とオーバーラップ表示された矢印を見ても、例えば、臓器の興奮電流の伝播状態を簡単には把握できないという不都合がある。

【0009】コンターマップ表示を動的な生体磁場測定値の表示に適用しても、等磁線はもともと個々の電流素

片の表示には不向きであるから、到底臓器の興奮電流の伝播状態の把握のために採用することはできない。

【0010】

【発明の目的】この発明は上記の問題点に鑑みてなされたものであり、所定間隔毎の断層像に基づいてきめ細かい像データを得ることができる新規な断層像処理方法およびその装置を提供することを第1の目的とし、断層像処理方法により得られたきめ細かい像データに基づいて簡単にかつ正確に生体磁場源の解析を行なうことができる生体磁場測定方法およびその装置を提供することを第2の目的とし、動的な生体物理量測定値を把握し易い状態に表示できる生体物理量計測結果表示方法およびその装置を提供することを第3の目的としている。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記第1の目的を達成するための、請求項1の断層像処理方法は、所定間隔毎の断層像に基づいて補間演算を行って立体像データを得、処理対象となる空間を所定の小立体領域に区分して各小立体領域に含まれる立体像データを計数し、計数値と所定の閾値との大小に基づいて小立体領域を2値化する方法である。

【0012】請求項2の断層像処理装置は、所定間隔毎の断層像に基づいて補間演算を行って立体像データを得る断層像補間手段と、処理対象となる空間を所定の小立体領域に区分する空間区分手段と、区分された各小立体領域に含まれる立体像データを計数する立体像データ計数手段と、計数値と所定の閾値との大小に基づいて小立体領域を2値化する2値化手段とを含んでいる。

【0013】上記第2の目的を達成するための、請求項3の生体磁場測定方法は、請求項1の断層像処理方法により得られた小立体領域の頂点の位置情報に基づいて異なる磁場源情報に基づく複数のピオ・サバルの法則の演算を行ない、各演算結果を累積加算して得られる磁場演算値と測定した磁場計測値との差を算出し、算出した差に基づいて各演算式に含まれる磁場源情報を補正し、差が十分に小さくなるまで上記一連の処理を反復してから各演算式に含まれる磁場源情報を生体磁場測定結果として出力する方法である。

【0014】請求項4の生体磁場測定方法は、算出した差に基づく補正に代えて、各小立体領域の各頂点の各座標成分の修正量を算出し、各座標成分の修正量の符号に基づいて修正対象頂点を得るとともに、各座標成分の修正量に基づいて、得られた修正対象頂点に対して磁場源情報推定値の再配分を行なう処理を採用する方法である。

【0015】請求項5の生体磁場測定装置は、請求項2の断層像処理装置により得られた小立体領域の頂点の位置情報に基づいて異なる磁場源情報に基づく複数のピオ・サバルの法則の演算を行う演算手段と、各演算手段から出力される演算結果を累積加算する累積加算手段

と、累積加算手段から出力される累積加算結果と磁場計測値とを入力として誤差を算出する誤差算出手段と、算出誤差に基づいて各演算手段における磁場源情報の補正を行う補正手段と、補正手段による補正が施された結果を収集して生体磁場源測定結果として出力する補正結果出力手段とを含んでいる。

【0016】請求項6の生体磁場測定装置は、補正手段として、各小立体領域の各頂点の各座標成分の修正量を算出する修正量算出手段と、各座標成分の修正量の符号に基づいて修正対象頂点を抽出する修正対象頂点抽出手段と、各座標成分の修正量に基づいて、得られた修正対象頂点に対して磁場源情報推定値の再配分を行なう再配分手段とを含むものを用いている。

【0017】上記第3の目的を達成するための、請求項7の生体磁場測定結果表示方法は、請求項3または請求項4の生体磁場測定方法によって得られた生体磁場測定結果を請求項1の断層像処理方法によって得られた生体構造参照像と共に表示する方法であって、生体内の複数の点のそれぞれに対応する生体磁場測定値の絶対値に基づいて単位図形のサイズを設定し、生体構造参照像を表示するとともに、生体構造参照像の該当位置に設定されたサイズの単位図形を表示する方法である。請求項8の生体磁場測定結果表示方法は、円からなる単位図形を表示する方法である。

【0018】請求項9の生体磁場測定結果表示装置は、請求項5または請求項6の生体磁場測定装置によって得られた生体磁場測定結果を請求項2の断層像処理装置によって得られた生体構造参照像と共に表示する装置であって、生体内の複数の点のそれぞれに対応する生体磁場測定値の絶対値に基づいて単位図形のサイズを設定する単位図形サイズ設定手段と、生体構造参照像を表示する生体像表示手段と、生体構造参照像の該当位置に設定されたサイズの単位図形を表示する単位図形表示手段とを含んでいる。

【0019】

【作用】請求項1の断層像処理方法であれば、所定間隔毎の断層像に基づいて補間演算を行って立体像データを得、処理対象となる空間を所定の小立体領域に区分して各小立体領域に含まれる立体像データを計数し、計数値と所定の閾値との大小に基づいて小立体領域を2値化するのであるから、所定間隔毎の断層像しか得られていなくても、補間演算を行うことにより全空間に対応して立体像データを得、しかも区分された小立体領域に含まれる立体像データの数と所定の閾値との大小に基づいて小立体領域を2値化することにより単純化された立体像を得ることができる。したがって、可視的に表示した場合に、臓器等に相当する箇所、空間に相当する箇所を簡単に認識できる。

【0020】尚、上記補間演算としては、直線補間演算、スプライン補間演算等から適宜選択された補間演算

を採用すればよい。また、小立体領域を2値化する場合における立体像データの数についても断層像の種類、対象臓器等に適合させるべく適宜閾値を設定すればよい。さらに、小立体領域としては、空間を密に充填し得る立体領域であればよいが、後処理の簡素化等を考慮すれば、立方体領域であることが最も好ましい。

【0021】請求項2の断層像処理装置であれば、所定間隔毎の断層像に基づいて断層像補間手段により補間演算を行って立体像データを得る。また、空間区分手段により、処理対象となる空間を所定の小立体領域に区分しておく。そして、立体像データ計数手段により、区分された各小立体領域に含まれる立体像データを計数し、2値化手段により、計数値と所定の閾値との大小に基づいて小立体領域を2値化する。したがって、可視的に表示した場合に、臓器等に相当する箇所、空間に相当する箇所を簡単に認識できる。請求項3の生体磁場測定方法であれば、請求項1の断層像処理方法により得られた小立体領域の頂点の位置情報に基づいて異なる磁場源情報に基づく複数のピオ・サバルの法則の演算を行い、各演算結果を累積加算して得られる磁場演算値と測定した磁場計測値との差を算出し、算出した差に基づいて各演算式にに含まれる磁場源情報を補正し、差が十分に小さくなるまで上記一連の処理を反復してから、複数のピオ・サバルの法則の演算結果の累積加算値が磁場計測値と高精度に近似されるまで補正を行うことにより、各小立体領域の頂点における磁場源情報を得ることができる。また、小立体領域の頂点の位置情報は既知であるから、推定すべき未知数の数を大幅に低減できる。

【0022】請求項4の生体磁場測定方法であれば、各小立体領域の各頂点の各座標成分の修正量を算出し、各座標成分の修正量の符号に基づいて修正対象頂点を得るとともに、各座標成分の修正量に基づいて、得られた修正対象頂点に対して磁場源情報推定値の再配分を行なうことにより、算出した差に基づく補正を行なうのであるから、互に近接する状態で割り当てられた、大きさが互に等しくかつ向きが互に逆の磁場源ベクトルが存在していても、これらを確実に補正でき、一層高精度に推定された磁場源情報を得ることができる。また、隣接する頂点間で再配分を行なうことにより推定を行なうのであるから、推定対象となる磁場源情報の数に見合っただけ必要とされていた測定点数よりも少ない測定点に基づいて高精度の磁場源推定を達成できる。

【0023】請求項5の生体磁場測定装置であれば、請求項2の断層像処理装置により得られた小立体領域の頂点の位置情報に基づいて、演算手段により異なる磁場源情報に基づく複数のピオ・サバルの法則の演算を行って、累積加算手段により、各演算手段から出力される演算結果を累積加算する。そして、累積加算手段から出力される累積加算結果と磁場計測値とに基づいて誤差算出手段により誤差を算出し、算出誤差に基づいて補正手段

により各演算手段における磁場源情報の補正を行う。補正手段による補正処理を必要回数だけ行った後に、補正結果収集手段により、補正手段による補正が施された結果を収集して生体磁場源測定結果として出力することにより、各小立体領域の頂点における磁場源情報を得ることができる。また、小立体領域の頂点の位置情報は既知であるから、推定すべき未知数の数を大幅に低減でき、装置全体として構成を簡素化できる。

【0024】請求項6の磁場源測定装置であれば、補正量算出手段により各小立体領域の各頂点の各座標成分の修正量を算出し、各座標成分の修正量の符号に基づいて修正対象頂点抽出手段により修正対象頂点を抽出し、再配分手段により、各座標成分の修正量に基づいて、得られた修正対象頂点に対して磁場源情報推定値の再配分を行なうことにより、算出した差に基づく補正を行なうのであるから、互に近接する状態で割り当てられた、大きさが互に等しくかつ向きが互に逆の磁場源ベクトルが存在していても、これらを確実に補正でき、一層高精度に推定された磁場源情報を得ることができる。また、隣接する頂点間で再配分を行なうことにより推定を行なうのであるから、推定対象となる磁場源情報の数に見合っ

て従来必要とされていた測定点数よりも少ない測定点に基づいて高精度の磁場源推定を達成できる。

【0025】生体磁場測定方法についてさらに詳細に説明すると、本件発明者が生体磁場の測定に関して鋭意研究を重ねた結果、次のことを見出した。各小立体領域の各頂点は断層像処理方法により得られているのであるから、座標値は既知である。したがって、各頂点における磁場源情報を得るために必要な情報は電流素片のベクトル成分のみである。

【0026】また、1つの小立体領域の1つの頂点は、隣合う他の小立体領域の頂点を兼ねているのであるから、小立体領域の数が増加しても、頂点数が小立体領域の増加に比例して増加することではなく、小立体領域の数が十分に大きければ、頂点数と小立体領域の数はほぼ等しくなる。さらに、1つの頂点の電流素片は近接する他の電流素片と相関があるので、1つの頂点の電流素片当りの情報量は一般的な未知数量の推定を行なう場合と比較して著しく少なくできる。

【0027】さらにまた、磁場源でない頂点における電流素片は0ベクトルに収束するので、最終的に推定を行なわなければならない電流素片の数は著しく少なくなる。請求項3から請求項6の発明は上記の知見に基づいてなされたものであり、測定開始時点においては未知の電流素片(数も未知)の推定を行なうに当たって、未知の電流素片数を考慮することなく、計測システムの能力、容量等に基づいて定まる所定数の磁場計測値を得、所定数の磁場計測値に基づいて磁場源情報の補正処理を反復することにより未知の電流素片の高精度の推定を達成でき、推定結果を生体磁場測定結果として採用できる。

10
20
30
40
50

【0028】請求項7の生体磁場測定結果表示方法であれば、請求項3または請求項4の生体磁場測定方法によって得られた生体磁場測定結果を請求項1の断層像処理方法によって得られた生体構造参照像と共に表示するに当たって、生体内の複数の点のそれぞれに対応する生体磁場測定値の絶対値に基づいて単位図形のサイズを設定し、生体構造参照像を表示するとともに、生体構造参照像の該当位置に設定されたサイズの単位図形を表示するのであるから、矢印の方向と長さで磁場測定結果を表示する場合と比較して、例えば、最大の生体磁場測定結果の分布状態を簡単に認識できる。但し、生体磁場の方向成分に関しては把握できないことになるが、生体磁場測定結果を動的に表示すれば、例えば、最大の生体磁場測定結果の分布状態の時間的変動を簡単に認識できるのであるから、特に不都合はない。生体磁場測定結果の表示が最も意味を持つ医療解析においては、一般に最大の生体磁場測定結果の分布および時間的変動を簡単に把握できることが要望されるのであるから、この生体磁場測定結果表示方法はこの要望に最適の方法である。

【0029】請求項8の生体磁場測定結果表示方法であれば、請求項7の作用に加え、単位図形が円であるから、単位図形同士の隙間をかなり大きくでき、背景となる生体構造参照像の把握が容易になる。請求項9の生体磁場測定結果表示装置であれば、請求項5または請求項6の生体磁場測定装置によって得られた生体磁場測定結果を請求項2の断層像処理装置によって得られた生体構造参照像と共に表示するに当たって、生体内の複数の点のそれぞれに対応する生体磁場測定値の絶対値に基づいて単位図形サイズ設定手段により単位図形のサイズを設定し、生体像表示手段により生体構造参照像を表示するとともに、単位図形表示手段により生体構造参照像の該当位置に設定されたサイズの単位図形を表示するのであるから、矢印の方向と長さで磁場測定結果を表示する場合と比較して、例えば、最大の生体磁場測定結果の分布状態を簡単に認識できる。但し、生体磁場の方向成分に関しては把握できないことになるが、生体磁場測定結果を動的に表示すれば、例えば、最大の生体磁場測定結果の分布状態の時間的変動を簡単に認識できるのであるから、特に不都合はない。生体磁場測定結果の表示が最も意味を持つ医療解析においては、一般に最大の生体磁場測定結果の分布および時間的変動を簡単に把握できることが要望されるのであるから、この生体磁場測定結果表示装置はこの要望に最適の装置である。

【0030】請求項10の生体磁場測定結果表示装置であれば、請求項9の作用に加え、単位図形が円であるから、単位図形同士の隙間をかなり大きくでき、背景となる生体構造参照像の把握が容易になる。

【0031】
【実施例】以下、実施例を示す添付図面によって詳細に説明する。図1はこの発明の断層像処理方法の一実施例

を説明するフローチャートであり、ステップ S P 1 において断層像が与えられるまで待ち、ステップ S P 2 において、与えられた断層像に基づく補間処理を行なって補間断層像を得、ステップ S P 3 において、与えられた断層像および補間断層像を予め設定されたサイズの正方形に量子化し、ステップ S P 4 において、量子化された正方形の中心を中心とし、かつ 1 辺が正方形の 1 辺と等しい立方体を得、ステップ S P 5 において、何れかの立方体について、与えられた断層像を構成する画素および補間断層像を構成する画素の数を計数し、ステップ S P 6 において計数値が予め設定されている閾値（例えば、全平均値の平均値）よりも大きいかなかを判別する。そして、計数値が閾値よりも大きいと判別された立方体についてはステップ S P 7 において表示されるべき立方体（以下、表示立方体と称する）に割り当て、逆にステップ S P 6 において計数値が閾値よりも大きくないと判別された立方体についてはステップ S P 8 において表示されない立方体（以下、非表示立方体と称する）に割り当てられる。ステップ S P 7 またはステップ S P 8 の処理が行なわれた後は、ステップ S P 9 において全ての立方体について処理が完了したかなかを判別し、処理が行なわれていない立方体が存在すると判別された場合には、ステップ S P 1 0 において他の立方体を選択し、再びステップ S P 5 の処理を行なう。また、ステップ S P 9 において全ての立方体について処理が完了したと判別された場合には、ステップ S P 1 1 において、表示立方体に割り当てられた立方体のみを可視的に表示して一連の処理を終了する。

【0032】但し、立方体に含まれる画素数に代えて、立方体中の全画素数に対する断層像画素数の割合および対応する閾値を採用してもよいことはもちろんである。図 2 から図 4 を参照しながら断層像処理方法をさらに説明する。図 2 は断層像の一例を示す概略図であり、ぬりつぶし表示された部分が人体の臓器を示している。図 2 に示す断層像について量子化された正方形の中心が小さいドットで示されるように与えられるので、与えられたドットを中心とする立方体が定まることになる。そして、定められた立方体に含まれる画素数が閾値よりも大きい場合には図 3 に平面視して示すように表示立方体と非表示立方体とに割り当てられる。図 4 は図 3 に対応する斜視図であり、表示立方体に割り当てられた立方体のみが表示されている。したがって、表示された立方体を見ることにより、臓器の立体形状を簡単に把握できる。

【0033】尚、この一連の処理を全ての断層像および補間断層像について行なうことにより、生体臓器をソリッド・モデルとして可視的に表示できる。但し、磁場源解析結果を重畳表示する場合には、磁場源解析結果を確認し易くするために、表示立方体に割り当てられた立方体を半透明表示することが好ましい。また、断層像中における各臓器を指定することにより、該当する臓器のみ

の表示、複数の臓器の色分け表示をも簡単に達成できる。さらに、非表示立方体は臓器の空洞等に対応するのであるから、後述する生体磁場源解析等に当っては表示立方体のみについて処理を行なえばよくなり、後処理に必要な演算負荷を大幅に低減できる。

【0034】

【実施例 2】図 5 はこの発明の断層像処理装置の一実施例を示すブロック図であり、複数の断層像を保持する断層像保持部 1 と、断層像保持部 1 から処理対象となる断層像を選択する第 1 断層像選択部 2 と、選択された断層像に基づく補間処理を行なって補間断層像を得る断層像補間部 3 と、補間断層像を保持する補間断層像保持部 4 と、断層像選択部 2 および断層像補間部 3 を必要回数だけ反復動作させる第 1 反復制御部 5 と、第 1 反復制御部 5 による反復動作制御が終了したことに応答して、断層像保持部 1 または補間断層像保持部 4 から順次断層像を選択する第 2 断層像選択部 6 と、選択された断層像に対応して立方体を割り当てる立方体割り当て部 7 と、割り当てられた立方体中に存在する画素数を計数する画素数計数部 8 と、計数された画素数が所定の閾値よりも大きいかなかを判別する判別部 9 と、画素数が所定の閾値よりも大きいことを示す判別部 9 の判別結果に応答して該当する立方体を表示立方体に割り当てる表示立方体割当部 1 0 と、画素数が所定の閾値よりも大きくないことを示す判別部 9 の判別結果に応答して該当する立方体を非表示立方体に割り当てる非表示立方体割当部 1 1 と、断層像、補間断層像に対応して立方体の割当結果を保持する割当結果保持部 1 2 と、第 2 断層像選択部 6、立方体割当部 7、画素計数部 8、判別部 9、表示立方体割当部 1 0 および非表示立方体割当部 1 1 を必要回数だけ反復動作させる第 2 反復制御部 1 3 と、第 2 反復制御部 1 3 により反復動作制御が終了したことに応答して表示立方体に割り当てられた立方体のみを可視的に表示する立方体表示部 1 4 とを有している。

【0035】したがって、図 5 の構成の断層像処理装置を採用することにより、図 2 から図 4 に示す断層像の処理および表示立方体に割り当てられた立方体のみに基づく可視的表示を達成できる。

【0036】

【実施例 3】図 6 はこの発明の生体磁場測定装置の一実施例を示すブロック図であり、複数個の、ピオ・サバールの法則の演算を行なうピオ・サバール演算ユニット 1 1 1, 1 1 2, …, 1 1 m と、ピオ・サバール演算ユニット 1 1 1, 1 1 2, …, 1 1 m から出力される演算結果を累積加算するシグマ・ユニット 2 0 と、シグマ・ユニット 2 0 から出力される累積加算結果 $O_j(t)$ と教師パターンとしての磁場計測値 $S_j(t)$ とを入力として両者の差を算出する誤差演算器 3 0 と、算出された差に基づいて、ピオ・サバール演算ユニット 1 1 1, 1 1 2, …, 1 1 m において推定されている

電流素片のベクトル成分を補正する補正部111a, 112a, ..., 11maと、ピオ・サバル演算ユニット111, 112, ..., 11mにおいて推定されている電流素片のベクトル成分を収集して解析結果として出力する情報収集ユニット40とを有している。尚、上記ピオ・サバル演算ユニット111, 112, ..., 11mは、時刻t、図1の断層像処理方法もしくは図5の断層像処理装置により得られた、表示立方体に割り当てられた立方体の頂点の位置情報が既知情報として供給されたことに応答して、既知情報に基づいて各ピオ・サバル演算ユニットに設定されている、ピオ・サバルの法則の演算を行なうとともに、誤差演算器30から出力される推定誤差 $d_j(t) \{= S_j(t) - O_j(t)\}$ が供給されたことに応答して演算式に含まれる電流素片のベクトル成分を推定誤差が少なくなるように補正する。また、ピオ・サバル演算ユニット111, 112, ..., 11mはそれぞれ同期的に動作するように制御してもよく、また、非同期的に動作するように制御してもよい。

【0037】上記の構成の生体磁場測定装置の作用は次のとおりである。解析対象となる磁場 $O_j(t)$ は、時刻tと各小立方体の頂点の3次元座標値 x_i, y_i, z_i (iは正の整数、以下同じ)および電流素片のベクトル成分 P_{xi}, P_{yi}, P_{zi} を持つ関数 g_i (ピオ・サバルの法則に基づいて定まる関数)の線形和である。但し、磁場センサとして平面内のベクトル成分のみを計測可能なものを使用する場合には、座標系をセンサに適合させることにより何れかのベクトル成分をオミットできる。また、各小立方体は図1の断層像処理方法*

$$\frac{\partial E_j(t)}{\partial O_j(t)} = - \{S_j(t) - O_j(t)\}$$

【0041】そして、各ピオ・サバル演算ユニットにおけるベクトル成分の補正を最急降下法に基づいて行なうこととすれば、推定誤差評価関数が最小になるベクトル成分の推定は数2に基づいて行なうことができる。

$$\begin{aligned} a_{ik} &= a_{ik} - \epsilon_k \{ \frac{\partial E_j(t)}{\partial a_{ik}} \} \\ &= a_{ik} - \epsilon_k \{ (\frac{\partial E_j(t)}{\partial O_j(t)}) (\frac{\partial O_j(t)}{\partial a_{ik}}) \} \\ &= a_{ik} + \epsilon_k \{ S_j(t) - O_j(t) \} (\frac{\partial O_j(t)}{\partial a_{ik}}) \end{aligned}$$

【0043】また、累積加算値 $O_j(t)$ の a_{ik} による偏微分値は数3で与えられるので、数2は数4と表現できる。

$$\begin{aligned} \frac{\partial O_j(t)}{\partial a_{ik}} &= \frac{\partial \{ \sum_{i=1}^m g_i(t, a_{i1}, a_{i2}, a_{i3}, \dots, a_{iL}) \}}{\partial a_{ik}} \\ &= \frac{\partial \{ g_i(t, a_{i1}, a_{i2}, a_{i3}, \dots, a_{iL}) \}}{\partial a_{ik}} \end{aligned}$$

【0045】

*たは図5の断層像処理装置により得られているのであるから、3次元座標値は全て既知の値である。

【0038】したがって、時刻tおよび各小立方体の各頂点の3次元座標値をm個のピオ・サバル演算ユニット111, 112, ..., 11mに供給してそれぞれ関数 g_1, g_2, \dots, g_m の演算を行なって関数値を算出し、算出された全ての関数値をシグマ・ユニット20に供給することにより累積加算値 $O_j(t)$ を得ることができる。但し、当初は各電流素片のベクトル成分が適当に設定されているのであるから、得られる累積加算値 $O_j(t)$ は実際の計測値 $S_j(t)$ とは異なる。したがって、誤差演算器30において実際の計測値 $S_j(t)$ と累積加算値 $O_j(t)$ との差を算出し、算出された差を推定誤差 $d_j(t)$ としてピオ・サバル演算ユニット111, 112, ..., 11mの補正部111a, 112a, ..., 11maにフィードバックし、推定誤差 $d_j(t)$ が小さくなるように各ピオ・サバル演算ユニットのベクトル成分を変化させる。

【0039】上記一連の処理を反復すれば推定誤差 $d_j(t)$ が小さくなり、ついには推定誤差 $d_j(t)$ がほぼ0になるので、この時点においてピオ・サバル演算ユニットのベクトル成分の値を情報収集ユニット40により収集して出力することにより各小立方体の各頂点における電流素片のベクトル成分を得ることができる。また、推定誤差評価関数 $E_j(t)$ を次式で定義すれば、数1が得られる。

$$E_j(t) = (1/2) \{ S_j(t) - O_j(t) \}^2$$

【0040】

$$\text{【数1】} \quad \frac{\partial E_j(t)}{\partial O_j(t)} = - \{ S_j(t) - O_j(t) \}$$

但し、kはベクトル成分 a_{ik} の学習ゲイン(補正ゲイン)である。

【0042】

【数2】

$$\begin{aligned} a_{ik} &= a_{ik} - \epsilon_k \{ \frac{\partial E_j(t)}{\partial a_{ik}} \} \\ &= a_{ik} - \epsilon_k \{ (\frac{\partial E_j(t)}{\partial O_j(t)}) (\frac{\partial O_j(t)}{\partial a_{ik}}) \} \\ &= a_{ik} + \epsilon_k \{ S_j(t) - O_j(t) \} (\frac{\partial O_j(t)}{\partial a_{ik}}) \end{aligned}$$

【0044】

【数3】

【数4】

$$a_{ik} = a_{ik} + \epsilon_k \{S_j(t) - O_j(t)\} [\partial \{g_{ij}(t, a_{i1}, a_{i2}, a_{i3}, \dots, a_{iL})\} / \partial a_{ik}]$$

【0046】したがって、数4の処理を行なうことによりベクトル成分の推定精度を高め、より正確なベクトル成分を得ることができる。尚、推定誤差 $d_j(t)$ の傾きが正の場合には補正値を負に、推定誤差 $d_j(t)$ の傾きが負の場合には補正値を正に設定すればよい。以上のようにして各頂点の電流素片のベクトル成分が得られれば、8頂点における電流素片に基づいてベクトルの空間補間処理を行なって各微小点が発生する磁束密度を得、各微小点が発生する磁束密度を積分することにより、各小立方体が発生する磁界を得ることができる。したがって、得られた結果に基づいて分布電流を霧状に表示でき、または矢印によるアロー図で表示できる。

【0047】また、図6の装置に基づく処理は図1または図5の実施例により得られた小立方体（表示立方体に割り当てられた小立方体）のみに基づいて行なえばよいのであるから、臓器等を対象とする場合に、臓器の内部空洞部分等は当初から処理対象に含まれないことになり、処理負荷を低減できる。また、各小立方体の各頂点はかなり高い確率で他の小立方体の頂点を兼ねているのであるから、小立方体の数が増加割合に比して処理対象となる頂点数の増加割合が小さくなり、この点からも処理負荷を低減できる。

【0048】さらに、磁場計測値を得るための測定点数については、一般的な逆問題の解析を行なう場合に未知数の数よりも多い数の測定点が要求されると思われていたのであるが、比較的少ない測定点数で十分なベクトル成分の推定を達成できることを見出した。したがって、測定点数を比較的少なくできることに伴って全体としての処理負荷を低減できることになる。

【0049】この点についてさらに詳細に説明する。従来は臓器等を小立方体の集合として定義することは全く行なわれておらず、したがって、例えば、推定すべき電流素片の数よりも少なくない測定点が必要であった。この結果、電流素片の数が定まっていなければ、十分な安全性を見込んで測定点数を設定していた。具体的には、臓器に流れる電流は時間の経過に伴って位置および向き、大きさが変化するのであるから、電流素片の数は膨大にならざるを得ない。しかし、この実施例においては、各小立方体の位置が予め固定されているのであるから、測定点に影響を及ぼさない小立方体における電流素片は0ベクトルに収束してしまうことになる。そして、0ベクトルに収束した電流素片については以後の推定処理が不要になるのであるから、比較的少ない測定点で得られる磁場計測値のみに基づいて高精度のベクトル成分の推定を達成できる。

【0050】

【実施例3】図7はこの発明の生体磁場測定装置の他の

実施例を示すブロック図、図8は1つの階層型パーセプトロンに対応する部分の構成を詳細に示す概略図であり、多入力1出力の複数個の階層型パーセプトロン $10p$ ($p=1, 2, \dots, m$)と、階層型パーセプトロン $10p$ からの関数値出力 g_{ij} を累積加算するシグマ・ユニット200と、シグマ・ユニット200から出力される累積加算結果 $O_j(t)$ と教師パターンとしての計測値 $S_j(t)$ とを入力として両者の差を算出する関数値誤差演算器300と、各階層型パーセプトロン $10p$ からの関数値出力 g_{ij} に対応する偏微分値を算出する偏微分値算出部 $10pr$ ($r=1, 2, \dots, n$)と、各階層型パーセプトロン $10p$ の偏微分値算出部 $10pr$ からの出力と数値微分法等により予め算出されている偏微分値（偏微分値教師パターン）とを入力として両者の差を算出する偏微分値誤差演算器 $30pr$ と、関数値誤差演算器300により算出される差および偏微分値誤差演算器 $30pr$ により算出される差に基づいて該当する階層型パーセプトロン $10p$ に偏微分関数の学習を行なわせる偏微分関数学習部60pと、関数値誤差演算器300により算出された累積加算結果 $O_j(t)$ と教師パターンとしての計測値 $S_j(t)$ との差および偏微分値算出部 $10pr$ により算出された偏微分値に基づいて階層型パーセプトロン $10p$ の入力層における入力を補正する補正部12pと、補正部12pと偏微分関数学習部60pとを選択するとともに、選択された補正部12pまたは偏微分関数学習部60pを所定回数（差を十分に小さくできる回数）だけ反復動作させる制御部400と、補正部12pにより補正が所定回数だけ反復されたことを条件として各階層型パーセプトロン $10p$ の未知のベクトル成分に対応する入力を未知数量推定結果として出力する情報収集ユニット500とを有している。尚、上記各階層型パーセプトロン $10p$ は、既知の入力パターンおよび対応する教師パターンを与えて十分にビオ・サバールの法則に基づく関数の学習を行なったものである。また、階層型パーセプトロン $10p$ はそれぞれ同期的に動作するように制御してもよく、また、非同期的に動作するように制御してもよい。

【0051】また、偏微分関数学習部60pは、例えば、関数値誤差演算器300により算出される差に基づく階層型パーセプトロン $10p$ の学習（例えば、バックプロパゲーション学習）および偏微分値誤差演算器 $30pr$ により算出される差に基づく階層型パーセプトロン $10p$ の学習を交互に反復させるものであり、関数の学習結果を余り損なうことなく偏微分関数の学習を行なわせることができる。

【0052】さらに、補正部12pはそれぞれ複数の補正部を有しており、関数値誤差演算器300により算出

された差および偏微分値算出部10pkにより算出された差を入力として該当する未知数量を補正する。上記の構成の未知数量推定装置の作用は次のとおりである。各階層型パーセプトロン10pにおいてビオ・サバールの法則に基づく学習が完了しているのであるから、未知のベクトル成分に対応する既知の入力の何れか1つを微小量だけ変化させて出力パターンを得るとともに、偏微分値算出部10prにより対応する偏微分値を得る。尚、未知のベクトル成分に対応する既知の入力を微小量だけ変化させた場合における偏微分値を数値微分法等により

10 予め算出して偏微分値教師パターンとして与えておく。この状態において制御部40により偏微分関数学習部60pを選択し、選択した偏微分関数学習部60pを所定回数だけ反復動作させることにより再びバックプロパゲーション学習を行ない、ビオ・サバールの法則に基づく関数およびこの関数の偏微分関数の演算と等価な処理を達成できるように各階層型パーセプトロン10pを構成するニューロン素子の荷重、閾値を決定する。

【0053】尚、何れかの階層型パーセプトロン10pにより得られた学習結果としての荷重、閾値を他の階層型パーセプトロンの荷重、閾値としてそのまま採用すれば、他の階層型パーセプトロンについては関数の学習および偏微分関数の学習を共に不要にでき、学習所要時間を大幅に短縮できる。以上のようにして必要な学習が完了した後は、偏微分関数学習部60Pに代えて制御部400により補正部12pを選択するとともに情報収集ユニット500を動作させればよく、図6の実施例と同様にベクトル成分を精度よく推定できる。

【0054】

【実施例4】図9はこの発明の生体磁場測定方法のさらに他の実施例を示すブロック図であり、図7および図8の実施例と異なる点は、図7の実施例において階層型パーセプトロン毎に設けられている偏微分値算出部10prに代えて、1入力のみを微小量だけ変化させる入力変化部15pと、1入力の变化前後における出力を保持する出力保持部16pと、両出力の差を算出する差算出部17pを設けた点のみである。

【0055】したがって、この実施例の場合には、偏微分演算を行わなくても、1入力のみを微小変化に対応する出力変化を算出でき、この出力変化が偏微分値に相当するのであるから、上記実施例と同様の作用を達成できる。また、この実施例では偏微分関数の学習が不要になるので、学習所要時間を大幅に短縮できる。

【0056】

【実施例5】図10はこの発明の磁場源測定装置のさらに他の実施例を示すブロック図であり、1ユニット分のみを示している。複数個の、ビオ・サバールの法則の演算を行なうビオ・サバール演算ユニット11iと、ビオ・サバール演算ユニット11iにおいて推定されている電流素片のベクトル成分を収集して解析結果として出力

する電流素片収集ユニット40aと、図1の方法または図5の装置により得られた3次元座標値を基準として修正量 x , y , z を算出する修正量算出部41iと、算出された修正量 x , y , z の符号に基づいて、推定されている電流素片のベクトル成分の再配分対象となる隣接頂点を抽出する頂点抽出部42iと、修正量 x , y , z に基づいて定まる修正ベクトルを正規化する正規化部43iと、正規化された修正ベクトルの各成分の絶対値に基づいて再配分比率を算出する再配分比率算出部44iと、推定されている電流素片のベクトル成分および算出された再配分比率に基づいて抽出された頂点に関して推定されている電流素片のベクトル成分に推定値の再配分を行なう再配分部45iと、再配分部45iにより再配分された再配分値に基づいて該当する電流素片のベクトル成分の推定値を更新する推定値更新部46iと、全ての頂点について修正量 x , y , z が十分に小さくなるまでビオ・サバール演算ユニット11i、修正量算出部41i、頂点抽出部42i、正規化部43i、再配分比率算出部44i、再配分部45iおよび推定値更新部46iの処理を反復させる反復制御部47とを有している。

【0057】尚、上記推定値更新部46iにおいては、複数の隣接頂点から配分を受ける場合に、各隣接頂点からの再配分比率の加算を行なうのではなく、全ての再配分比率の平均値を算出して現在の値（他の隣接頂点に再配分した残りの割合）に加算することにより新たな推定値を得るようにしている。上記修正量算出部41iは、例えば、ビオ・サバール演算ユニットにより算出された関数値の偏微分値を算出することにより修正量 x , y , z を得るものである。

【0058】上記の構成の生体磁場測定装置の作用は次のとおりである。各ビオ・サバール演算ユニットにおいては、

$$g_{ij} = (\mu_0 / 4\pi) \{ (Y_{ji} \times p_{xi} - X_{ji} \times p_{yi}) / R_{ji}^3 \}$$

の演算を行なう。ここで、 μ_0 は透磁率を示し、 i ($i = 1, 2, \dots, N$)は各小立方体の各頂点における電流素片を、 j ($j = 1, 2, \dots, m$)は測定点をそれぞれ示し、測定点の計測条件を $P_j = (x_j, y_j, z_j)$ 、電流素片の未知の物理量を $U_i = (x_i, y_i, z_i, p_{xi}, p_{yi})$ とした場合に $X_{ji} = x_j - x_i$, $Y_{ji} = y_j - y_i$, $Z_{ji} = z_j - z_i$ であり、 $R_{ji} = (X_{ji}^2 + Y_{ji}^2 + Z_{ji}^2)^{1/2}$ である。

【0059】したがって、ビオ・サバール演算ユニットにより得られる結果を対応する修正量算出部41に供給すれば、上記演算式を各未知数で偏微分した値が得られる。これらの偏微分値を得るための演算式は数5から数9で与えられる。

【0060】

【数5】

$$\frac{\partial g_{ij}}{\partial x_i} = \frac{\mu_0}{4\pi} \left\{ \frac{3X_{ji}(Y_{ji}P_{xi} - X_{ji}p_{yi}) + R_{ji}^2 p_{yi}}{R_{ji}^5} \right\}$$

【0061】

* * 【数6】

$$\frac{\partial g_{ij}}{\partial y_i} = \frac{\mu_0}{4\pi} \left\{ \frac{3Y_{ji}(Y_{ji}P_{yi} - X_{ji}p_{xi}) - R_{ji}^2 p_{xi}}{R_{ji}^5} \right\}$$

【0062】

【数7】

$$\frac{\partial g_{ij}}{\partial z_i} = \frac{\mu_0}{4\pi} \left\{ \frac{3Z_{ji}(Y_{ji}P_{xi} - X_{ji}p_{yi})}{R_{ji}^5} \right\}$$

【0063】

【数8】

$$\frac{\partial g_{ij}}{\partial P_{xi}} = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{Y_{ji}}{R_{ji}^3}$$

【0064】

【数9】

$$\frac{\partial g_{ij}}{\partial P_{yi}} = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{X_{ji}}{R_{ji}^3}$$

【0065】即ち、数5から数7の偏微分演算とS_j-O_jに基づいて修正量 x, y, zを得ることができる。修正量 x, y, zが得られれば、頂点抽出部42iにより、算出された修正量 x, y, zの符号に基づいて、推定されている電流素片のベクトル成分の再配分対象となる隣接頂点を抽出する。具体的には、図11に破線で示すように修正ベクトルが得られるのであるから、二重丸で示される頂点が再配分対象となる隣接頂点として抽出される。そして、正規化部43iにより修正ベクトルを正規化し、正規化された修正ベクトルの各成分の絶対値に基づいて再配分比率算出部44iにより再配分比率を算出し、再配分部45iにより、推定されている電流素片のベクトル成分および頂点抽出部42iにより抽出された頂点に関して推定されている電流素片のベクトル成分に推定値の再配分を行なう。この場合において、各電流素片のベクトル成分は複数の修正ベクトルに基づく再配分が行なわれる可能性があるが、これらを単純に加算すると再配分前の値と再配分後の値とが大幅に異なり、推定の安定性を損なう危険性がある

40 【0066】以下、全ての頂点について修正量 x, y, zが十分に小さくなるまで反復制御部47によりピオ・サバル演算ユニット11i、座標値収集ユニット40a、修正量算出部41i、頂点抽出部42i、正規化部43i、再配分比率算出部44i、再配分部45

iおよび推定値更新部46iの処理を反復させることにより高精度の電流素片の推定を達成できる。尚、反復制御部47により推定処理を反復させる場合において、各小立方体の各頂点の3次元座標値は固定されているのであるから、上記修正量 x, y, zが直接数5、数6、数7に反映されることはないが、電流素片のベクトル成分は再配分処理により変更されるのであるから、ベクトル成分を通して間接的に反映されることになる。即ち、数5、数6、数7、数8および数9におけるX_{ji}, Y_{ji}, Z_{ji}, R_{ji}は推定開始当初から推定終了まで変化せず、p_{xi}, p_{yi}のみが変化し、最終的に高精度に推定されたp_{xi}, p_{yi}を得ることができる。この結果、例えば図12(A)に示すように、互にキャンセルし合う電流素片が互に近接する位置に割り当てられていても、再配分処理を行なうことにより図12(B)に示すように推定が行なわれ、電流が存在していない位置に互にキャンセルし合う電流が残留するという不都合を確実に解消できる。尚、図12中、黒丸が処理対象頂点を、白丸が隣接する頂点を示している。

【0067】図14から図18は1チャンネルのマグネトメータを用いて3cm間隔、6×6点で計測された心磁図を心電図を用いて同期加算して得た磁界分布図に基づいてQ波近傍時刻の磁場源推定結果を示す図であり、医学的に確認されている心臓の体積電流に高精度に近似できる推定結果が得られていることが分る。尚、図13はMRI画像に基づいて得られた深さが6cmの頂点情報であり、図14から図18はそれぞれR波出現前35msec、33msec、30msec、25msec、20msecの時刻に対応する推定結果であり、大きい黒丸が心臓の壁を示しているとともに、黒丸を起点とする線分で電流素片を示している。

【0068】尚、この実施例において、各ピオ・サバル演算ユニットに代えて階層型パーセプトロンを採用することが可能である。

【0069】

【実施例7】図19はこの発明の生体磁場測定結果表示方法の一実施例を説明するフローチャートであり、ステップSP1において、生体断層像に対応する平面内における、所定の時点における電流素片の位置および大きさ(興奮電流の絶対値)が得られるまで待ち、ステップSP2において複数の電流素片のそれぞれの大きさに対応する直径の円を割り当て、ステップSP3において生体

断層像を表示し、ステップ S P 4 において、割り当てられた円を対応箇所生体断層像とオーバーラップした状態で表示し、ステップ S P 5 において興奮電流表示の終了が指示されたか否かを判別し、終了が指示されていない場合には、ステップ S P 6 において異なる時点における電流素片の位置および大きさが得られるまで待つてから再びステップ S P 2 の処理を行なう。逆に、ステップ S P 5 において終了が指示された場合にはそのまま一連の処理を終了する。但し、ステップ S P 2 における円の割り当てについては、電流素片の大きさに正確に対応する直径の円を割り当ててもよいが、電流素片の大きさを複数段階に区分し、各区分に対応して段階的に変化するように円の直径を割り当ててもよい。

【 0 0 7 0 】

【実施例 8】図 2 0 はこの発明の生体磁場測定結果表示方法の他の実施例を説明するフローチャートであり、ステップ S P 1 において、生体断層像に対応する平面内における臓器等の存在箇所が検出されるまで待ち、ステップ S P 2 において臓器等の存在箇所に対応して所定の直径の通常のを割り当て、ステップ S P 3 において上記平面内における、所定の時点における電流素片の位置および大きさが得られるまで待ち、ステップ S P 4 において、該当する円に代えて複数の電流素片のそれぞれ大きさに対応する直径の強調表示円を割り当て、ステップ S P 5 において生体断層像を表示し、ステップ S P 6 において、割り当てられた円を対応箇所生体断層像とオーバーラップした状態で表示し、ステップ S P 7 において興奮電流表示の終了が指示されたか否かを判別し、終了が指示されていない場合には、ステップ S P 8 において異なる時点における電流素片の位置および大きさが得られるまで待つてから再びステップ S P 4 の処理を行なう。逆に、ステップ S P 7 において終了が指示された場合にはそのまま一連の処理を終了する。

【 0 0 7 1 】図 2 1 はこの実施例による興奮電流の表示例を示す図であり、著しく高い視認性を発揮できていることが分る。また、興奮電流が存在していない箇所においても臓器等に対応して通常のが表示されているとともに、円同士の間にはかなりの間隙が存在し、この間隙を通して断層像を簡単に確認できる。特に、時系列的に興奮電流を表示する場合には、例えば最大の興奮電流が変化する状態を簡単に把握できることになる。

【 0 0 7 2 】

【実施例 9】図 2 2 はこの発明の生体磁場測定結果表示方法のさらに他の実施例を説明するフローチャートであり、ステップ S P 1 において所定の時点における電流素片の位置および大きさが得られるまで待ち、ステップ S P 2 において複数の電流素片のそれぞれ大きさに対応する直径の球を割り当て、ステップ S P 3 において生体構造参照像を 3 次元的に半透明表示し、ステップ S P 4 において、割り当てられた球を対応箇所生体構造参照

像とオーバーラップした状態で表示し、ステップ S P 5 において興奮電流表示の終了が指示されたか否かを判別し、終了が指示されていない場合には、ステップ S P 6 において異なる時点における電流素片の位置および大きさが得られるまで待つてから再びステップ S P 2 の処理を行なう。逆に、ステップ S P 5 において終了が指示された場合にはそのまま一連の処理を終了する。

【 0 0 7 3 】したがって、この実施例の場合には、3 次元的な生体構造参照像に対応付けて電流素片の大きさに対応する直径の球を表示でき、時系列的に球の表示を行なうことにより興奮電流の 3 次元的な伝播方向を簡単に把握できることになる。

【 0 0 7 4 】

【実施例 1 0】図 2 3 はこの発明の生体磁場測定結果表示装置の一実施例を示すブロック図であり、電流素片解析結果を保持する解析結果保持部 6 0 0 と、電流素片の大きさに対応する直径の円を割り当てる円割り当て部 7 0 0 と、生体断層像を表示する断層像表示部 8 0 0 と、断層像とオーバーラップさせた状態で割り当てられた直径の円を表示する円表示部 9 0 0 とを有している。

【 0 0 7 5 】したがって、生体断層像の表示とオーバーラップさせて電流素片の大きさに対応する円を表示でき、興奮電流の視認性を著しく高めることができる。そして、時系列的に解析結果に基づいて円のオーバーラップ表示を行なうことにより興奮電流の伝播方向を簡単に把握できる。尚、上記実施例 7 ~ 1 0 において、例えば、生体像の視認性の多少の低下を許容できる場合には、円に代えて正方形、球に代えて立方体を表示することが可能であるほか、この発明の要旨を変更しない範囲内において種々の設計変更を施すことが可能である。

【 0 0 7 6 】

【発明の効果】以上のように請求項 1 の発明は、所定間隔毎の断層像しか得られていなくても、補間演算を行なうことにより全空間に対応して立体像データを得、しかも区分された小立体領域に含まれる立体像データの数に基づいて小立体領域を 2 値化することにより単純化された立体像を得ることができ、ひいては、可視的に表示した場合に、臓器等に相当する箇所、空間に相当する箇所を簡単に認識できるという特有の効果を奏する。

【 0 0 7 7 】請求項 2 の発明も、所定間隔毎の断層像しか得られていなくても、補間演算を行なうことにより全空間に対応して立体像データを得、しかも区分された小立体領域に含まれる立体像データの数に基づいて小立体領域を 2 値化することにより単純化された立体像を得ることができ、ひいては、可視的に表示した場合に、臓器等に相当する箇所、空間に相当する箇所を簡単に認識できるという特有の効果を奏する。

【 0 0 7 8 】請求項 3 の発明は、複数のピオ・サバールの法則の演算結果の累積加算値が磁場計測値と高精度に近似されるまで補正を行なうことにより、各小立体領域

の頂点における磁場源情報を得ることができ、全体として処理負荷を大幅に低減できるという特有の効果を奏する。請求項 4 の発明は、互に近接する状態で割り当てられた、大きさが互に等しくかつ向きが互に逆の磁場源ベクトルが存在していても、これらを確実に補正でき、一層高精度に推定された磁場源情報を得ることができるとともに、隣接する頂点間で再配分を行なうことにより推定を行なうのであるから、推定対象となる磁場源情報の数に見合っただけ必要とされていた測定点数よりも少ない測定点に基づいて高精度の磁場源推定を達成できるという特有の効果を奏する。

【0079】請求項 5 の発明も、複数のピオ・サバールの法則の演算結果の累積加算値が磁場計測値と高精度に近似されるまで補正を行なうことにより、各小立体領域の頂点における磁場源情報を得ることができ、全体として処理負荷を大幅に低減できるという特有の効果を奏する。請求項 6 の発明も、互に近接する状態で割り当てられた、大きさが互に等しくかつ向きが互に逆の磁場源ベクトルが存在していても、これらを確実に補正でき、一層高精度に推定された磁場源情報を得ることができるとともに、隣接する頂点間で再配分を行なうことにより推定を行なうのであるから、推定対象となる磁場源情報の数に見合っただけ必要とされていた測定点数よりも少ない測定点に基づいて高精度の磁場源推定を達成できるという特有の効果を奏する。

【0080】請求項 7 の発明は、生体構造参照像を表示するとともに、生体構造参照像の該当位置に設定されたサイズの単位図形を表示するのであるから、矢印の方向と長さで物理量計測結果を表示する場合と比較して、例えば、最大の生体物理量計測結果の分布状態を簡単に認識できるとともに、生体物理量計測結果を動的に表示することにより、例えば、最大の生体物理量計測結果の分布状態の時間的変動を簡単に認識できるという特有の効果を奏する。

【0081】請求項 8 の発明は、請求項 7 の効果に加え、単位図形が円であるから、単位図形同士の隙間をかなり大きくでき、背景となる生体構造参照像の把握が容易になるという特有の効果を奏する。請求項 9 の発明は、生体構造参照像を表示するとともに、生体構造参照像の該当位置に設定されたサイズの単位図形を表示するのであるから、矢印の方向と長さで物理量計測結果を表示する場合と比較して、例えば、最大の生体物理量計測結果の分布状態を簡単に認識できるとともに、生体物理量計測結果を動的に表示することにより、例えば、最大の生体物理量計測結果の分布状態の時間的変動を簡単に認識できるという特有の効果を奏する。

【0082】請求項 10 の発明は、請求項 9 の効果に加え、単位図形が円であるから、単位図形同士の隙間をかなり大きくでき、背景となる生体構造参照像の把握が容易になるという特有の効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0083】

【図 1】この発明の断層像処理方法の一実施例を説明するフローチャートである。

【0084】

【図 2】断層像の一例を示す概略図である。

【0085】

【図 3】表示立方体と非表示立方体との割り当て状態を概略的に示す平面図である。

10 【0086】

【図 4】図 3 に対応する斜視図である。

【0087】

【図 5】この発明の断層像処理装置の一実施例を示すブロック図である。

【0088】

【図 6】この発明の生体磁場測定装置の一実施例を示すブロック図である。

【0089】

20 【図 7】この発明の生体磁場測定装置の他の実施例を示すブロック図である。

【0090】

【図 8】1 つの階層型パーセプトロンに対応する部分の構成を詳細に示す概略図である。

【0091】

【図 9】この発明の生体磁場測定方法のさらに他の実施例を示すブロック図である。

【0092】

【図 10】この発明の磁場源測定装置のさらに他の実施例を示すブロック図である。

30 【0093】

【図 11】推定されている電流素片のベクトル成分の再配分対象となる隣接頂点を抽出する処理を説明する概略図である。

【0094】

【図 12】再配分による電流素片の推定処理を説明する概略図である。

【0095】

【図 13】MRI 画像に基づいて得られた深さが 6 cm の頂点情報を示す図である。

40 【0096】

【図 14】R 波出現前 3.5 msec に対応する推定結果を示す図である。

【0097】

【図 15】R 波出現前 3.3 msec に対応する推定結果を示す図である。

【0098】

【図 16】R 波出現前 3.0 msec に対応する推定結果を示す図である。

【0099】

50 【図 17】R 波出現前 2.5 msec に対応する推定結果を示す

す図である。

【0100】

【図18】R波出現前20msecに対応する推定結果を示す図である。

【0101】

【図19】この発明の生体磁場測定結果表示方法の一実施例を説明するフローチャートである。

【0102】

【図20】この発明の生体磁場測定結果表示方法の他の実施例を説明するフローチャートである。

【0103】

【図21】図20の実施例による興奮電流の表示例を示す図である。

【0104】

【図22】この発明の生体磁場測定結果表示方法のさらに他の実施例を説明するフローチャートである。

【0105】

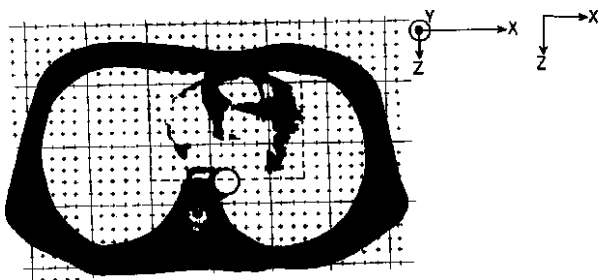
【図23】この発明の生体磁場測定結果表示装置の一実施例としての興奮電流表示装置を示すブロック図である。

*【0106】

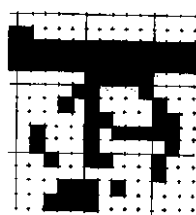
【符号の説明】

- 3 断層像補間部 7 立方体割り当て部 8 画素数計数部
- 9 判別部 10 表示立方体割当部 20, 200 シグマ・ユニット
- 30, 300 誤差演算器 41 i 修正量算出部
- 42 i 頂点抽出部
- 43 i 正規化部 44 i 再配分比率算出部 4
- 10 5 i 再配分部
- 46 i 推定値更新部 40, 500 情報収集ユニット
- 101, 102, ..., 10m 階層型パーセプトロン
- 111, 112, ..., 11m ビオ・サバル演算ユニット
- 111a, 112a, ..., 11ma, 121, 122, ..., 12m 補正部
- 700 円割り当て部 800 断層像表示部
- *20 900 円表示部

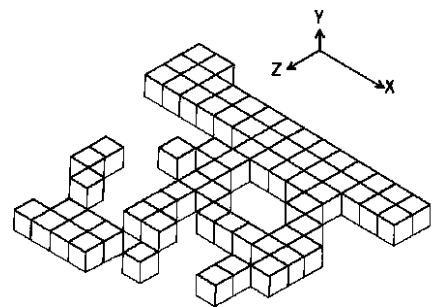
【図2】



【図3】

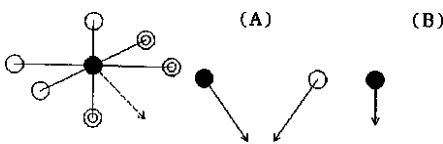


【図4】



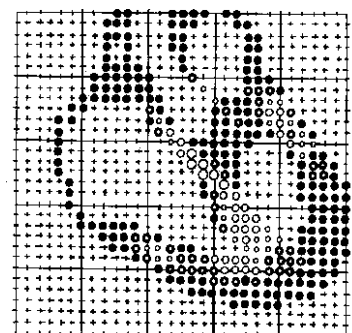
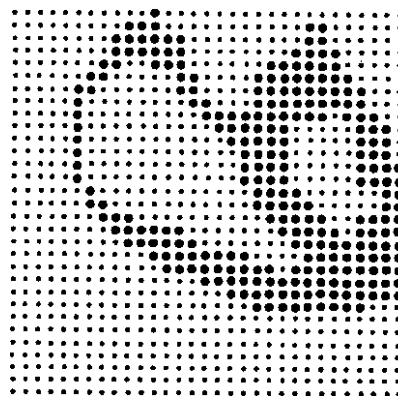
【図11】

【図12】

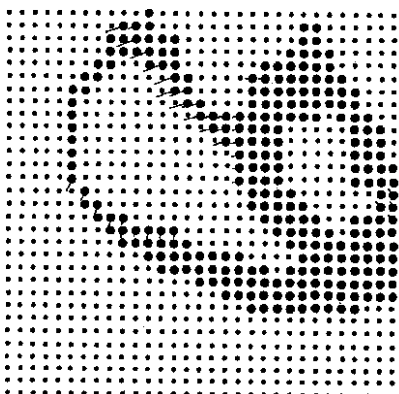


【図13】

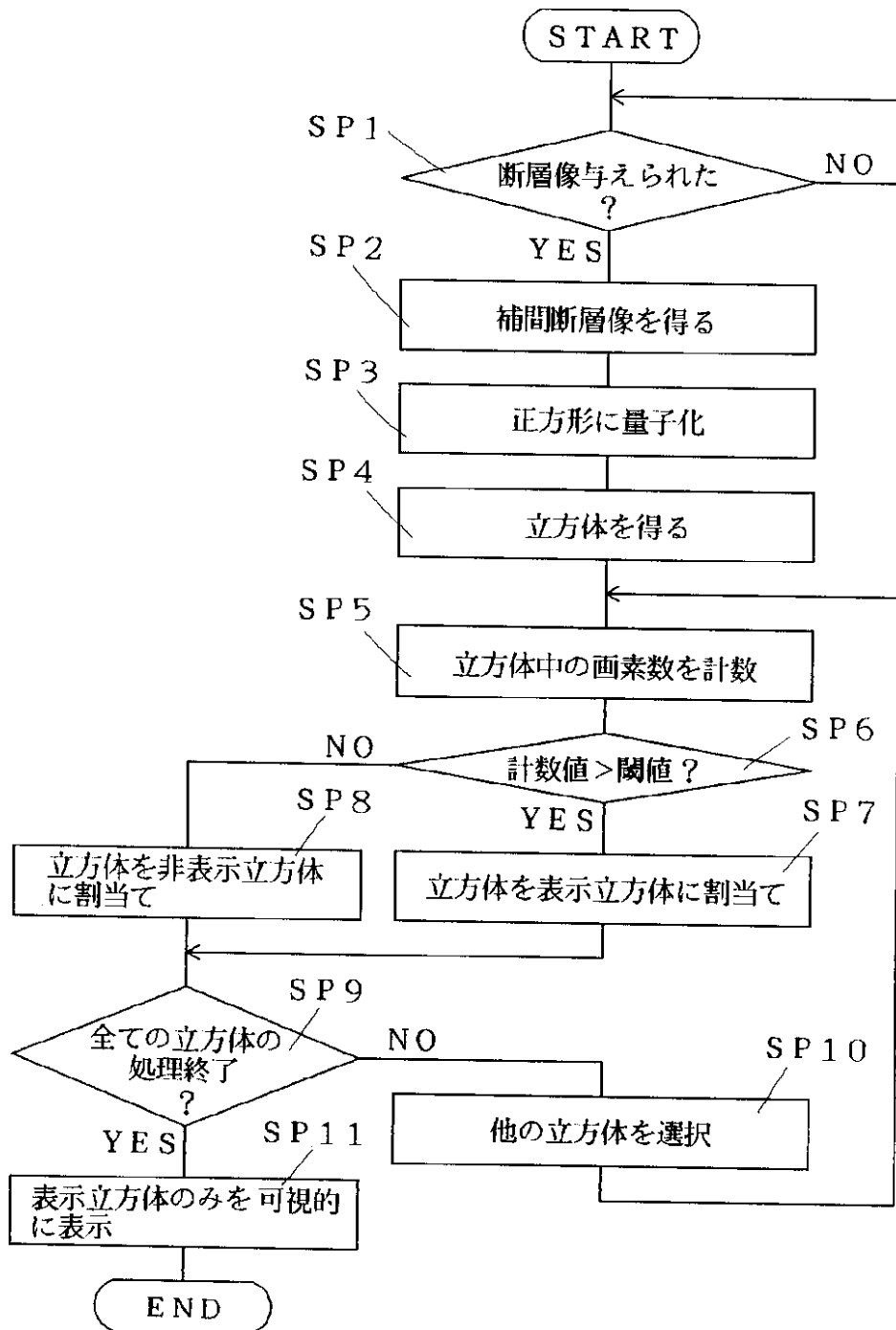
【図21】



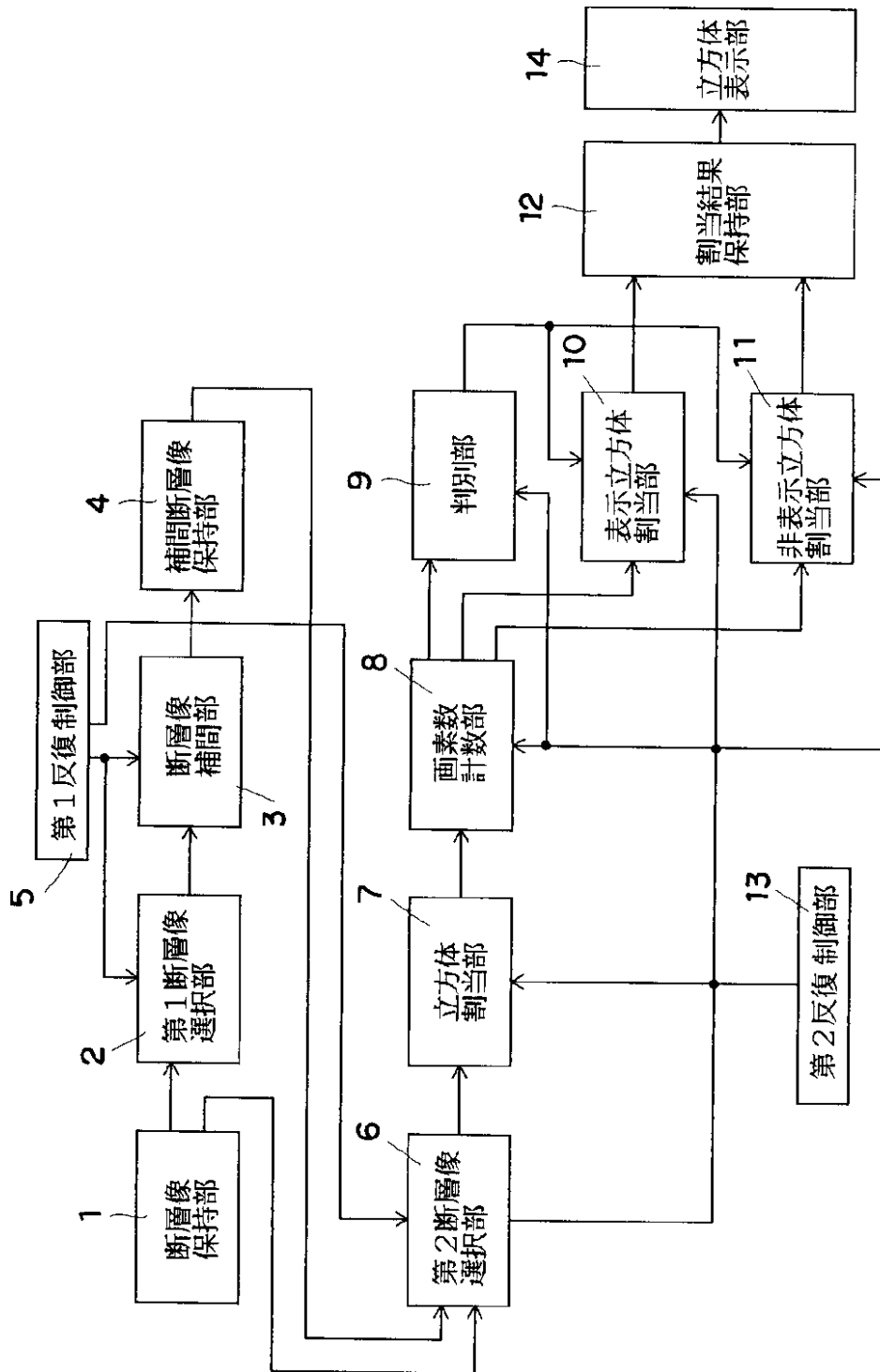
【図14】



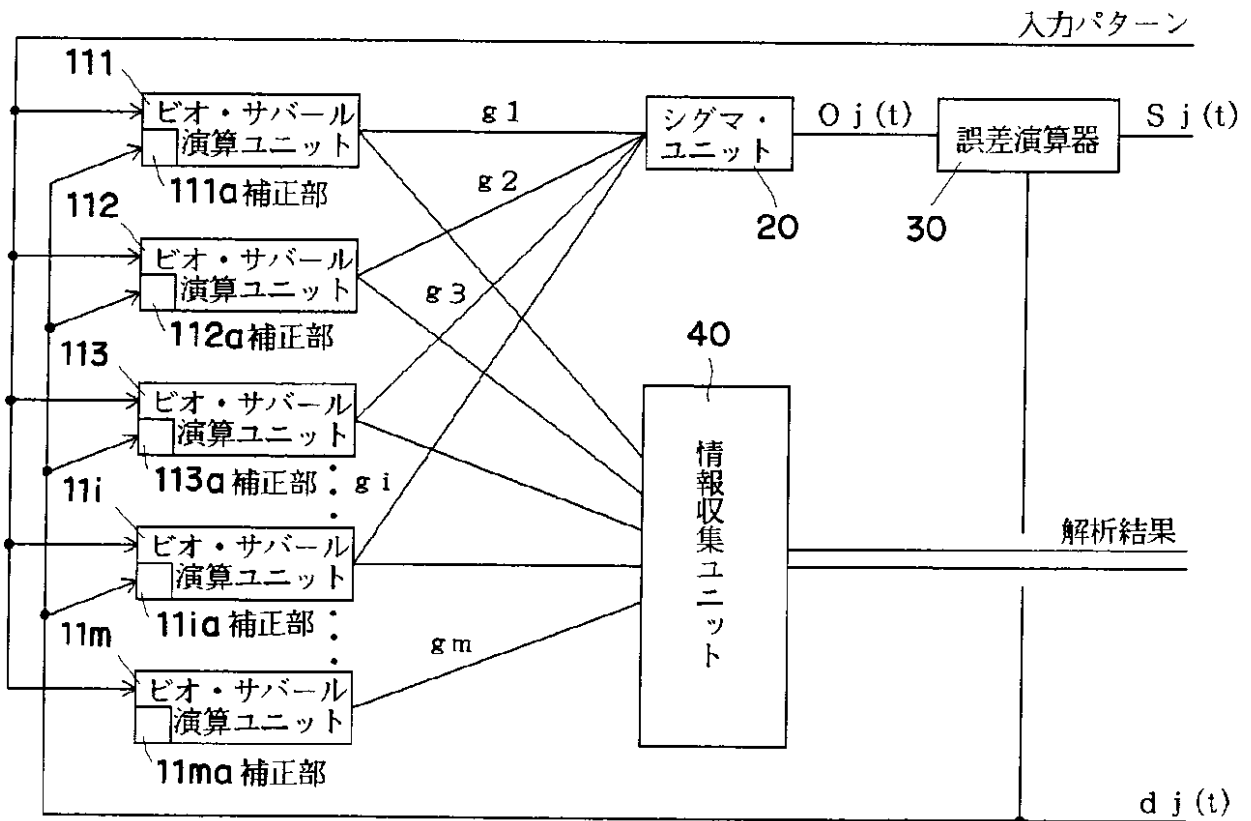
【図1】



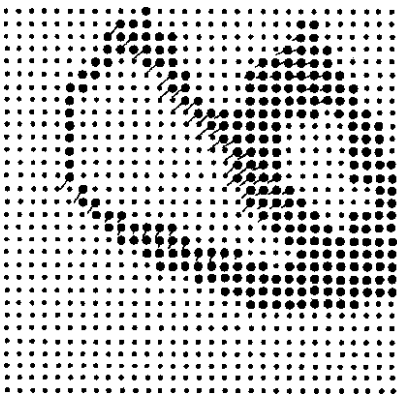
【図5】



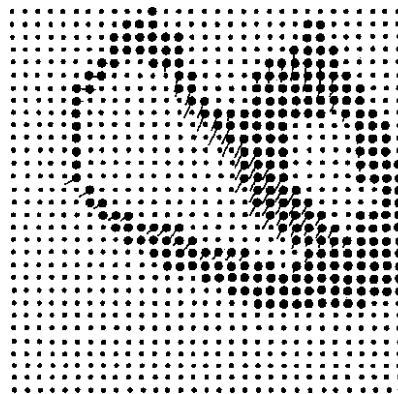
【図6】



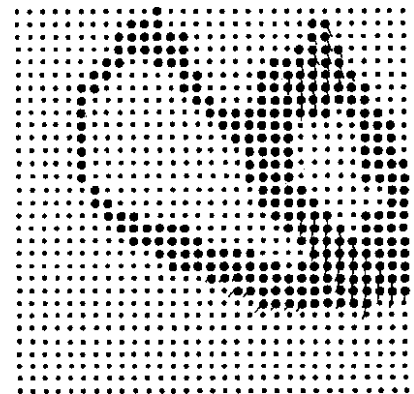
【図15】



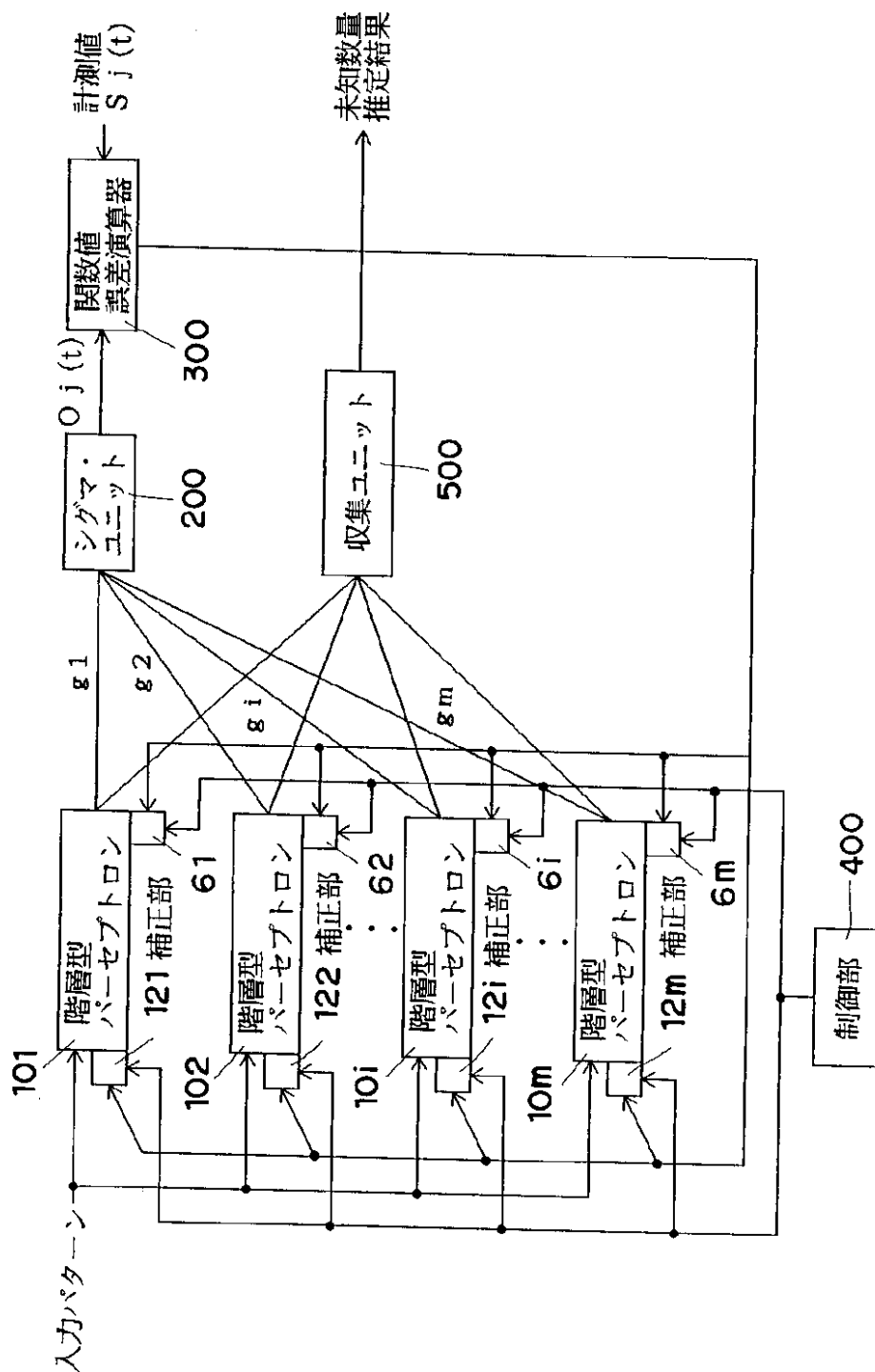
【図16】



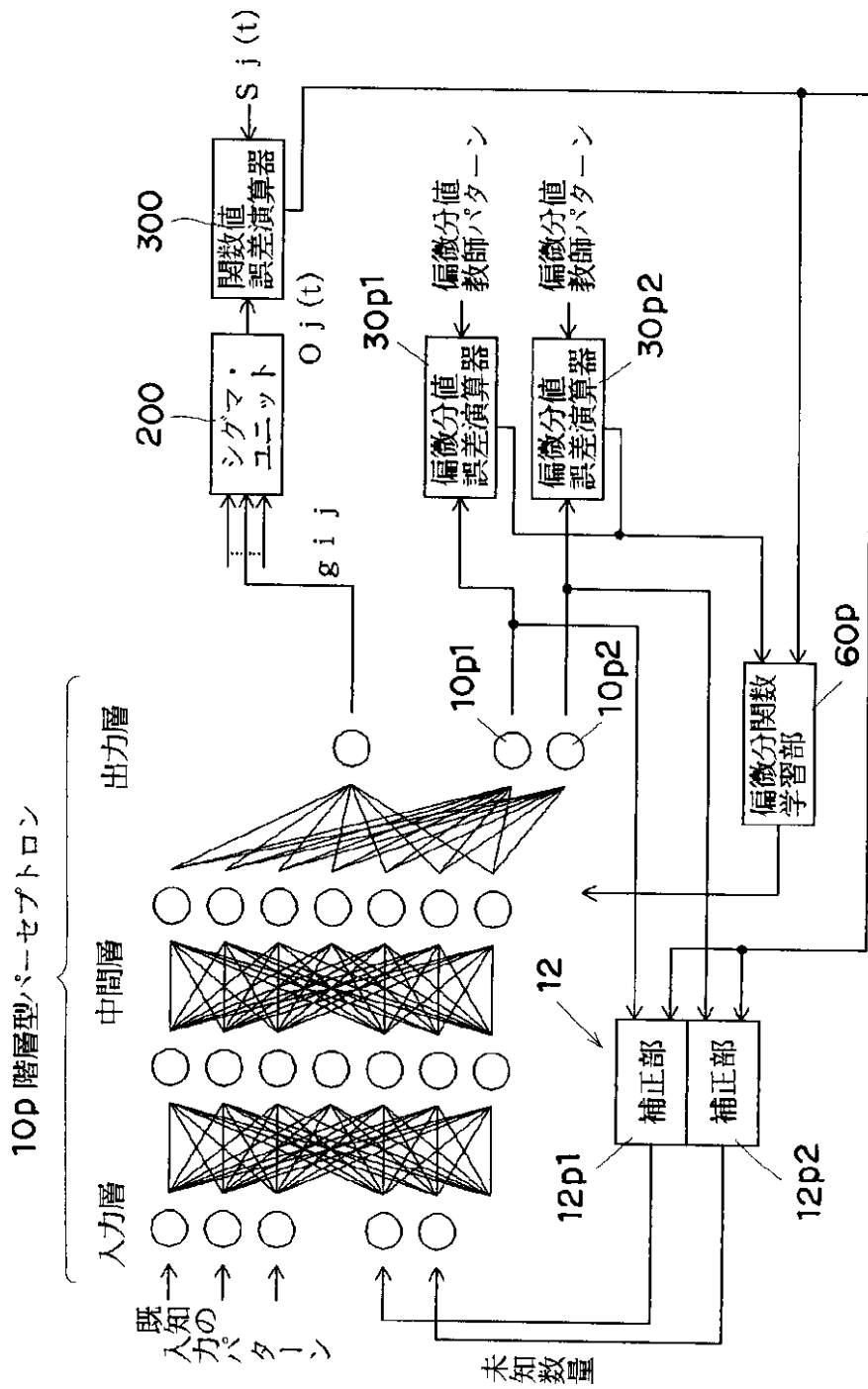
【図17】



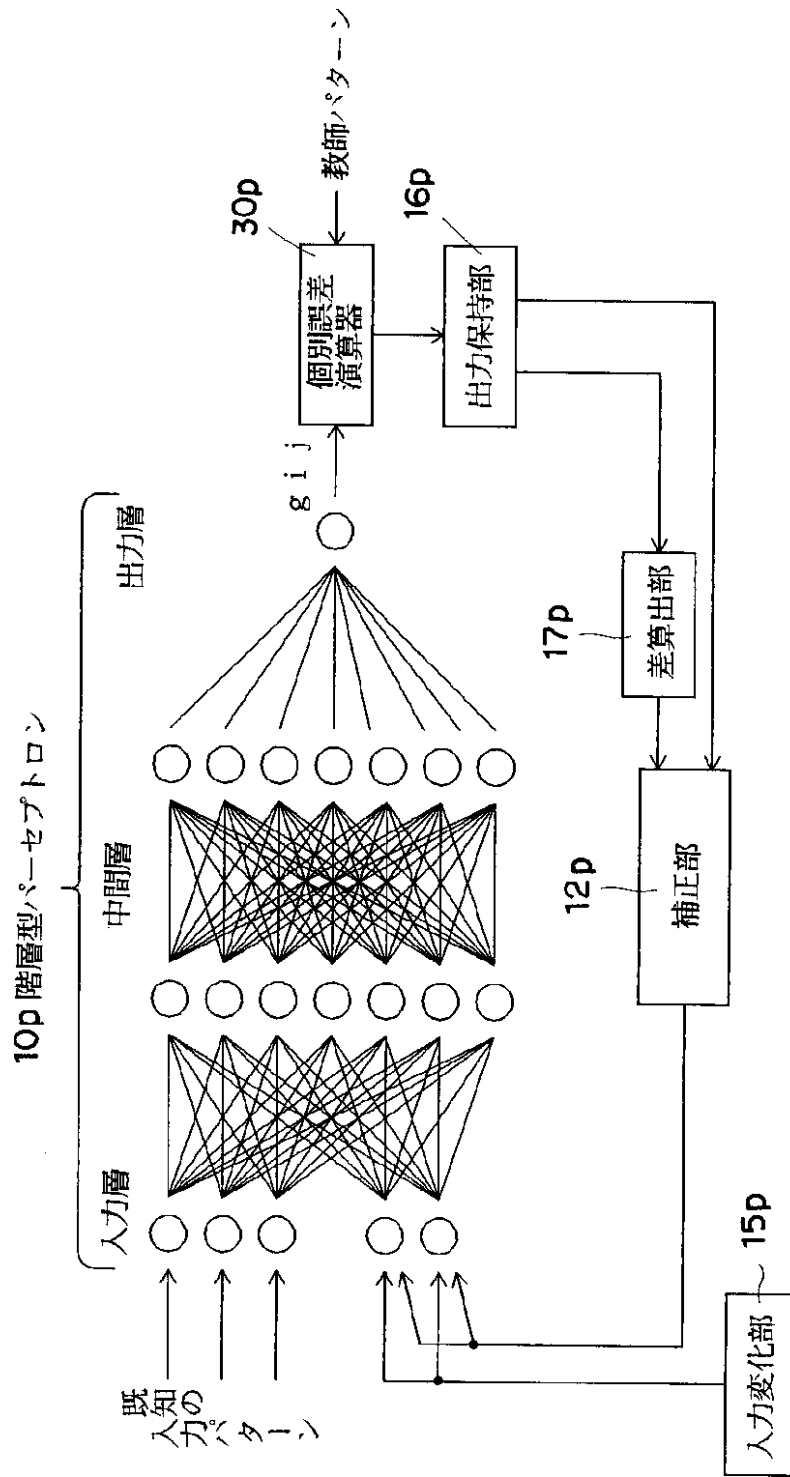
【図7】



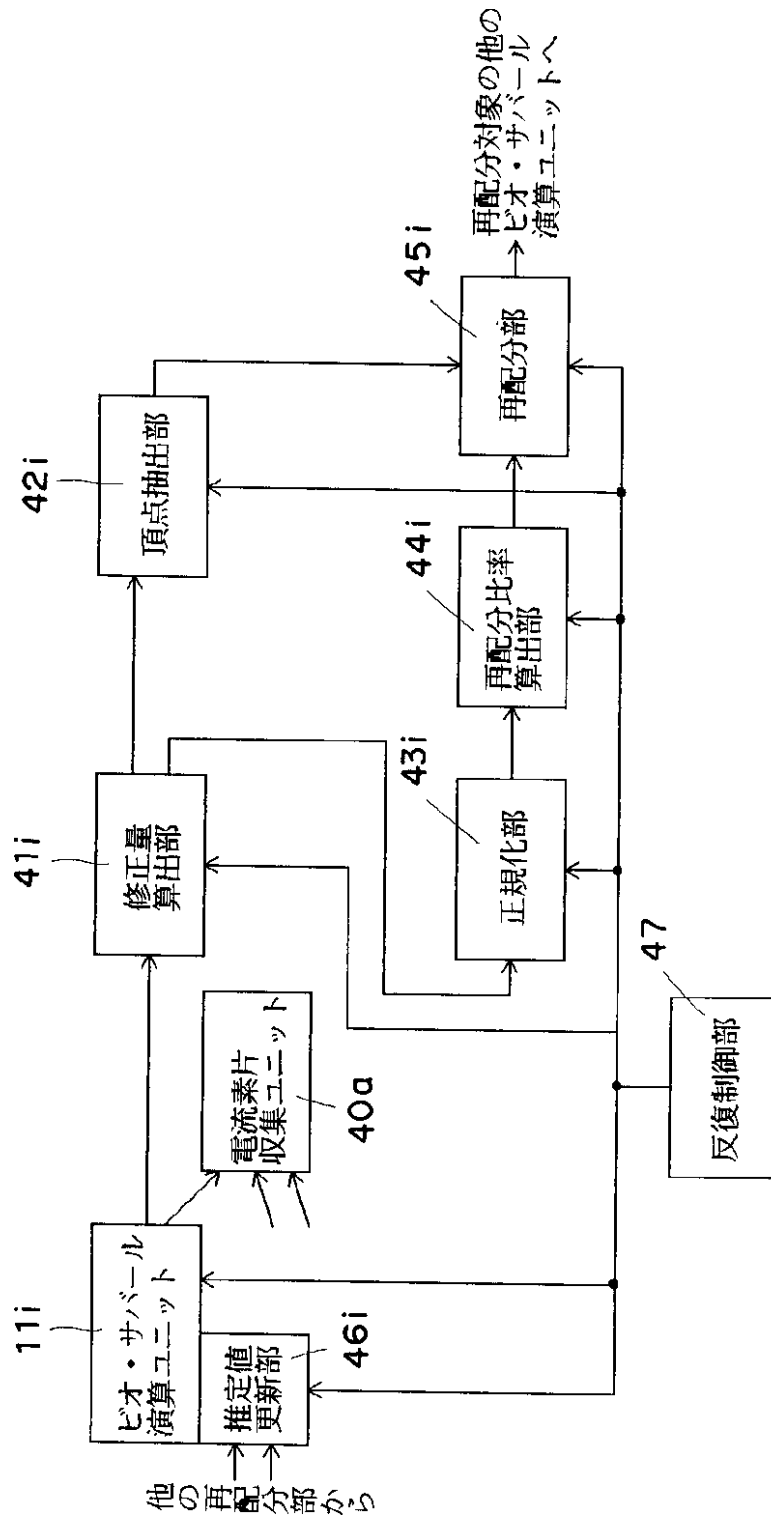
【図8】



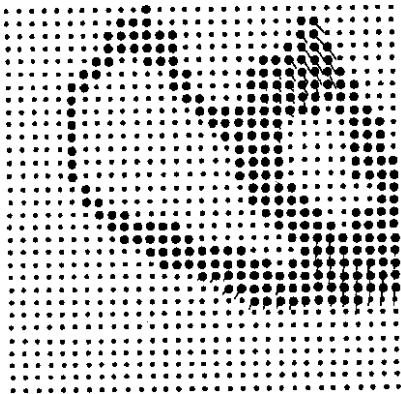
【図9】



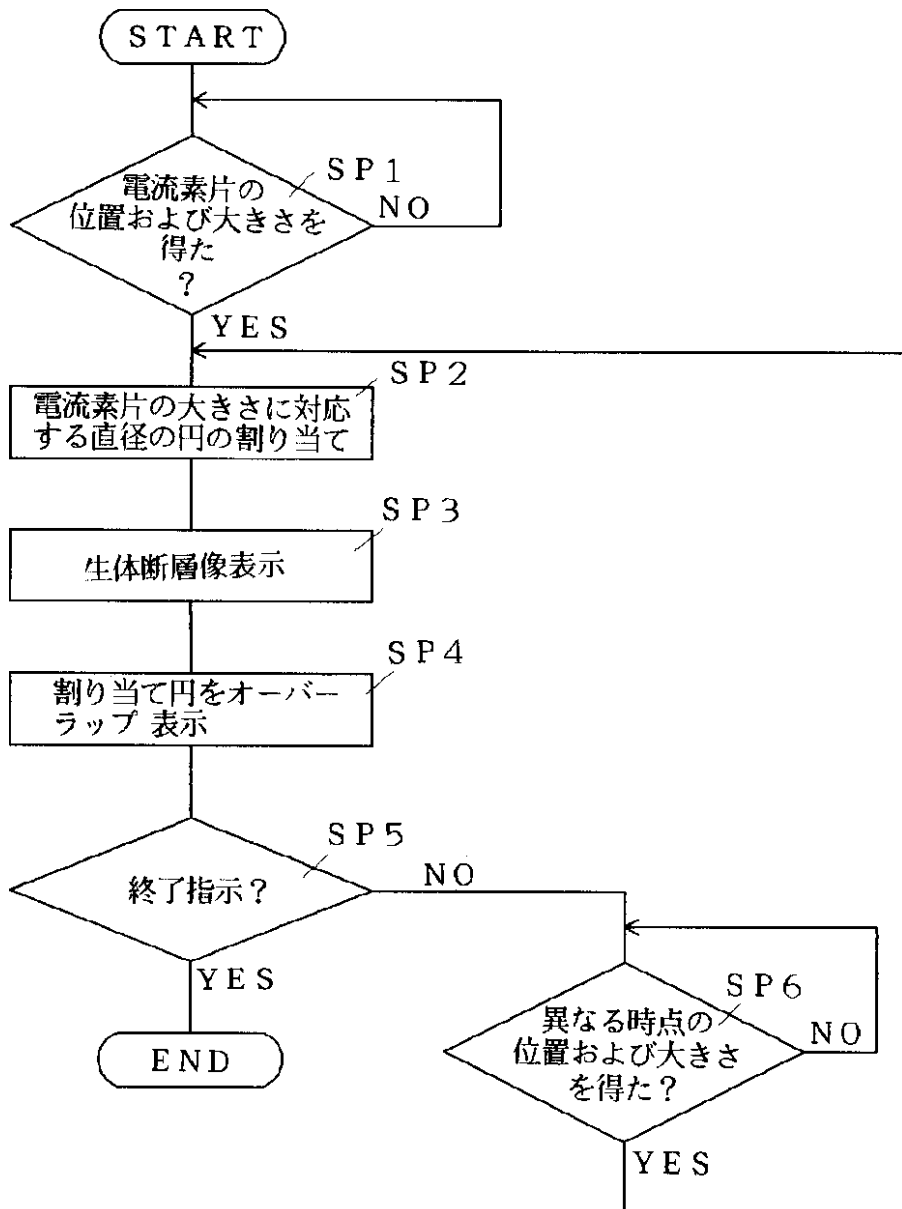
【図10】



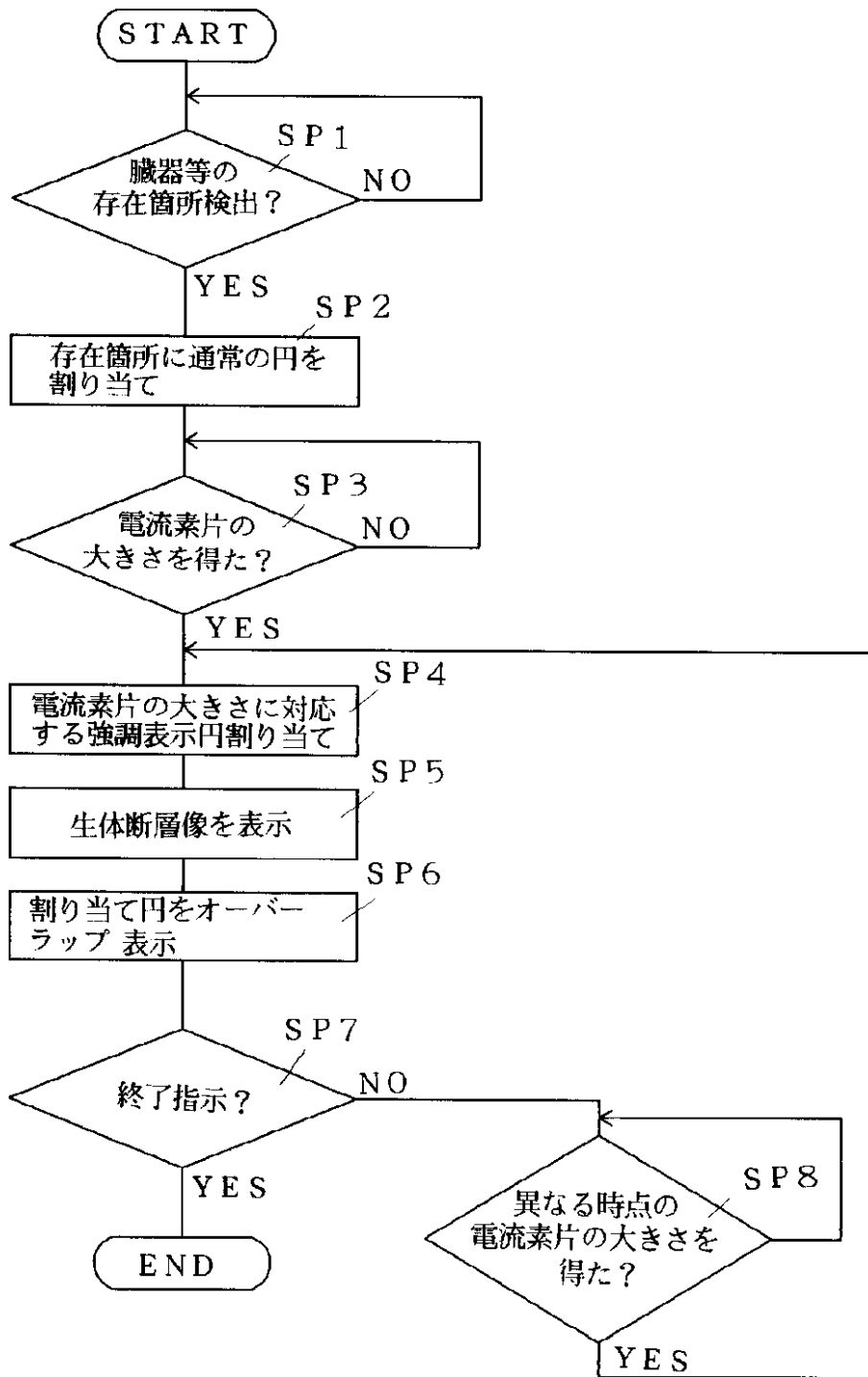
【図18】



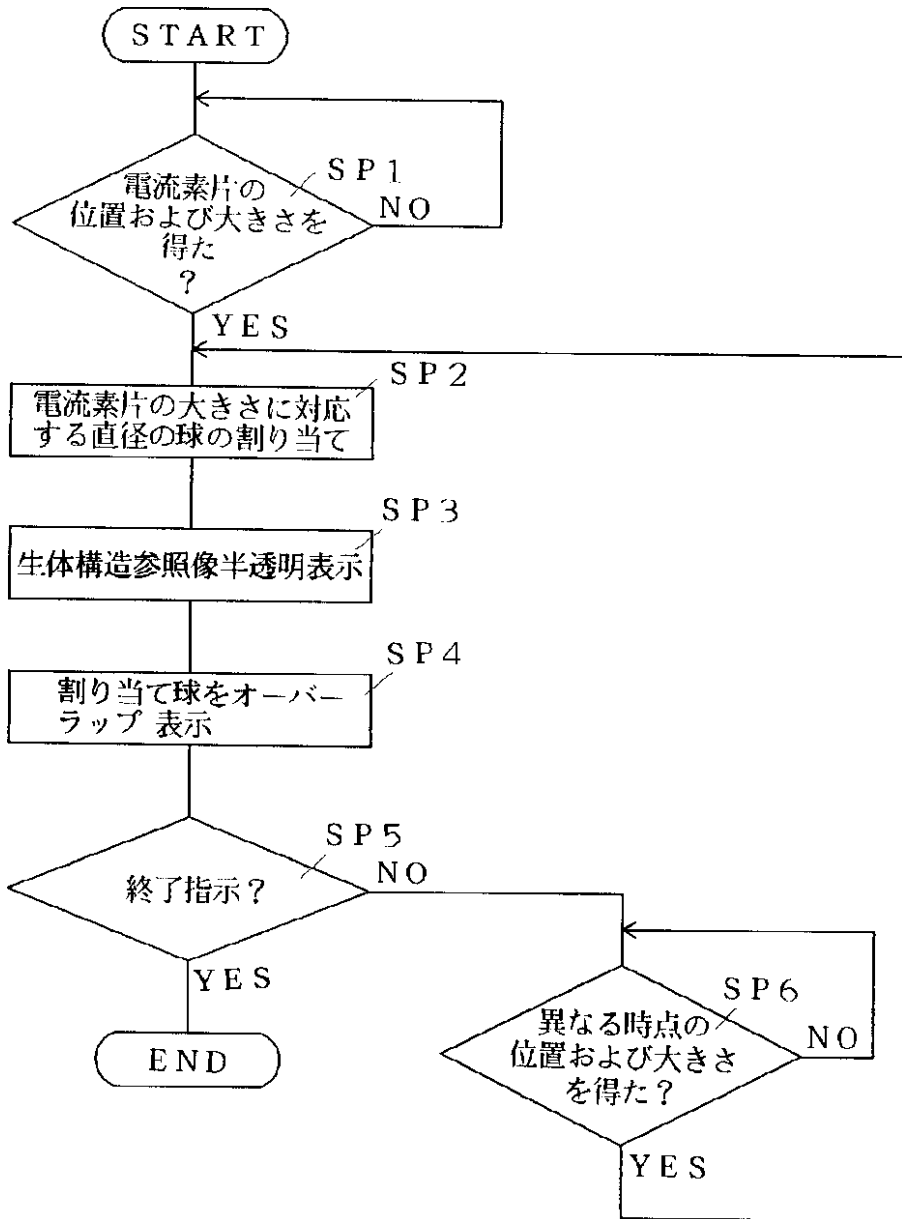
【図19】



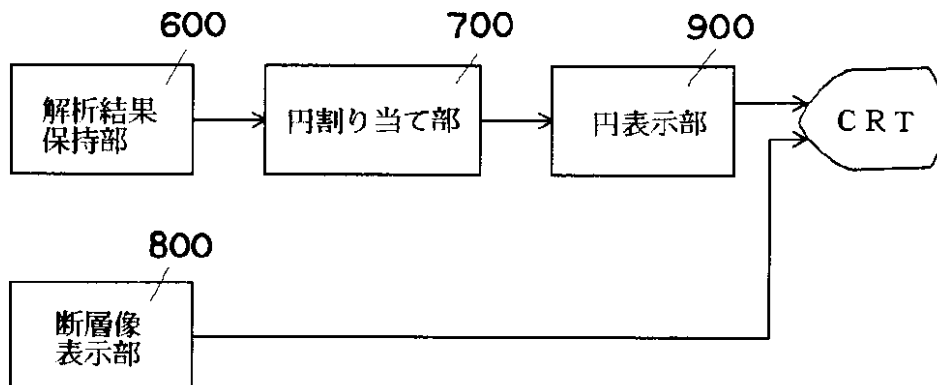
【図20】



【図22】



【図23】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

G06T 1/00

A61B 5/055

A61B 6/03