

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-54214

(P2007-54214A)

(43) 公開日 平成19年3月8日(2007.3.8)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 8 0 4 C 0 9 6
 A 6 1 B 5/05 3 9 0

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2005-241971 (P2005-241971)	(71) 出願人	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(22) 出願日	平成17年8月24日 (2005.8.24)	(74) 代理人	100100310 弁理士 井上 学
		(72) 発明者	山本 由香里 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所基礎研究所内
		(72) 発明者	牧 敦 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所基礎研究所内
		Fターム(参考)	4C096 AA20 AB41 AC08 AC10 AD14 DC20 DC21 DC28 DC33 DC40 FA06

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴診断装置

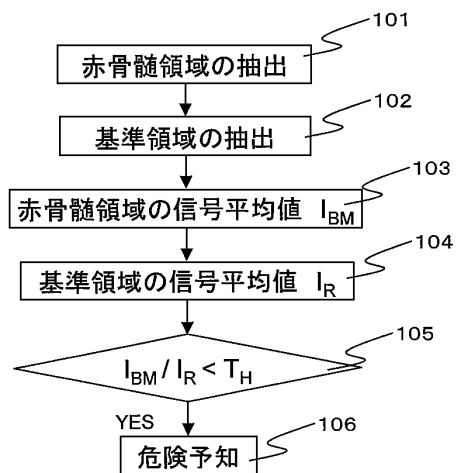
(57) 【要約】

【課題】安全性の高い方法で、骨密度に変化が現れる前に、骨密度減少を予知する手段を提供する。

【解決手段】上記の目的を達成するために、本発明は、扁平骨あるいは長骨の骨端（長骨骨端）を含む領域の核磁気共鳴画像を取得し、骨髓領域の信号強度を評価することにより、骨密度の減少に先んじて生じる骨髓造血細胞の異常を検出するものである。

【選択図】 図 1

図 1



T_H: 予め与えた閾値

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体が配置される領域に静磁場を発生する静磁場発生装置と、
前記静磁場発生装置による静磁場に勾配を付与する傾斜磁場発生装置と、
前記被検体に高周波パルスを印加する送信機と、
前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信する受信機と、
前記静磁場発生装置、前記傾斜磁場発生装置、前記送信機、および前記受信機の動作を制御する制御装置と、
前記被検体の、1) 扁平骨または長骨骨端内の骨髄領域の前記核磁気共鳴信号の強度と、
2) 前記骨髄領域以外の領域の前記核磁気共鳴信号の強度を比較する演算装置と、
前記演算手段の演算結果を表示する表示装置とを有することを特徴とする磁気共鳴診断装置。

10

【請求項 2】

前記演算装置は、前記受信機で受信された核磁気共鳴信号から 1) 扁平骨または長骨骨端内の骨髄領域および、2) 前記骨髄領域以外の領域を自動的に抽出する領域抽出手段を有することを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項 3】

前記領域抽出手段は、
前記受信機で受信された前記被検体の頭蓋骨を含む核磁気共鳴信号に対して、
第一の閾値でハイパスフィルタをかけることにより、脳領域および脳脊髄液領域および頭皮領域および骨髄領域で構成される第一の画像を得る第一の処理と、
前記第一の画像に対して、第二の閾値でローパスフィルタをかけた結果得られた画像から、面積最大となる連続領域を抽出することにより、脳領域および脳脊髄液領域で構成される第二の画像を得る第二の処理と、
前記第一の画像を前記第二の画像でマスキングした画像上で、リージョン Growing 法により、頭皮領域で構成される第三の画像を得る第三の処理と、
前記第一の画像から前記第二の画像および前記第三の画像を差し引くことにより、骨髄領域で構成される第四の画像を得る第四の処理とを行うことにより、
骨髄領域を抽出することを特徴とする請求項 2 記載の磁気共鳴診断装置。

20

【請求項 4】

前記骨髄領域以外の領域は基準試料が配置された領域であることを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴診断装置。

30

【請求項 5】

前記基準試料は塩化ナトリウム、硫酸銅、または塩化マンガンの溶解水、またはポリビニルアルコールのゲル、またはビタミン D やビタミン E であることを特徴とする請求項 4 記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項 6】

前記扁平骨または長骨骨端内の骨髄領域および / または前記骨髄領域以外の領域を指定する領域指定手段を有することを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項 7】

前記演算結果をもとに前記被検体の骨密度減少の危険性を判定する判定装置を有することを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴診断装置。

40

【請求項 8】

前記判定装置は 1) 扁平骨または長骨骨端内の骨髄領域の前記核磁気共鳴信号の強度と、2) 前記骨髄領域以外の領域の前記核磁気共鳴信号の強度の比と、所定の閾値の大小関係をもとに判定を行うことを特徴とする請求項 7 記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項 9】

前記判定装置は 1) 扁平骨または長骨骨端内の骨髄領域の前記核磁気共鳴信号の強度と、2) 前記骨髄領域以外の領域の前記核磁気共鳴信号の強度の差分と、所定の閾値の大小関係をもとに判定を行うことを特徴とする請求項 7 記載の磁気共鳴診断装置。

50

【請求項 10】

前記扁平骨または長骨骨端は、頭蓋骨、胸骨、肋骨、肩甲骨、腸骨、上腕骨骨端、または大腿骨骨端であることを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項 11】

被検体が配置される領域に静磁場を発生する静磁場発生装置と、
 前記静磁場発生装置による静磁場に勾配を付与する傾斜磁場発生装置と、
 前記被検体に高周波パルスを印加する送信機と、
 前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信する受信機と、
 前記静磁場発生装置、前記傾斜磁場発生装置、前記送信機、および前記受信機の動作を制御する制御装置と、
 前記受信機で受信された核磁気共鳴信号から扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域を自動的に抽出する領域抽出手段と、
 前記受信機により計測された前記扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域の核磁気共鳴信号の強度と、健康者の平均的な前記扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域の核磁気共鳴信号の強度を比較する演算手段とを有することを特徴とする磁気共鳴診断装置。

10

【請求項 12】

前記領域抽出手段は、
 前記受信機で受信された前記被検体の頭蓋骨を含む核磁気共鳴信号に対して、
 第一の閾値でハイパスフィルタをかけることにより、脳領域および脳脊髄液領域および頭皮領域および骨髓領域で構成される第一の画像を得る第一の処理と、
 前記第一の画像に対して、第二の閾値でローパスフィルタをかけた結果得られた画像から、面積最大となる連続領域を抽出することにより、脳領域および脳脊髄液領域で構成される第二の画像を得る第二の処理と、
 前記第一の画像を前記第二の画像でマスクした画像上で、リージョン Growing 法により、頭皮領域で構成される第三の画像を得る第三の処理と、
 前記第一の画像から前記第二の画像および前記第三の画像を差し引くことにより、骨髓領域で構成される第四の画像を得る第四の処理とを行うことにより、
 骨髓領域を抽出することを特徴とする請求項 11 記載の磁気共鳴診断装置。

20

【請求項 13】

前記扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域および / または前記骨髓領域以外の領域を指定する領域指定手段を有することを特徴とする請求項 11 記載の磁気共鳴診断装置。

30

【請求項 14】

前記演算手段による演算結果をもとに前記被検体の骨密度減少の危険性を判定する判定装置を有することを特徴とする請求項 11 記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項 15】

前記扁平骨または長骨骨端は、頭蓋骨、胸骨、肋骨、肩甲骨、腸骨、上腕骨骨端、または大腿骨骨端であることを特徴とする請求項 11 記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項 16】

被検体が配置される領域に静磁場を発生する静磁場発生装置と、
 前記静磁場発生装置による静磁場に勾配を付与する傾斜磁場発生装置と、
 前記被検体に高周波パルスを印加する送信機と、
 前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信する受信機と、
 前記静磁場発生装置、前記傾斜磁場発生装置、前記送信機、および前記受信機の動作を制御する制御装置と、
 前記受信機で受信された核磁気共鳴信号から扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域を自動的に抽出する領域抽出手段と、
 前記受信機により受信された前記核磁気共鳴信号を保存する保存手段と、
 前記保存手段に保存された、前記被検体の第一の時点における前記扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域の核磁気共鳴信号の強度と、前記被検体の第二の時点における前記扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域の核磁気共鳴信号の強度とを比較する演算手段とを有するこ

40

50

とを特徴とする磁気共鳴診断装置。

【請求項 17】

前記領域抽出手段は、

前記受信機で受信された前記被検体の頭蓋骨を含む核磁気共鳴信号に対して、

第一の閾値でハイパスフィルタをかけることにより、脳領域および脳脊髄液領域および頭皮領域および骨髄領域で構成される第一の画像を得る第一の処理と、

前記第一の画像に対して、第二の閾値でローパスフィルタをかけた結果得られた画像から、面積最大となる連続領域を抽出することにより、脳領域および脳脊髄液領域で構成される第二の画像を得る第二の処理と、

前記第一の画像を前記第二の画像でマスクした画像上で、リージョン Growing 法により、頭皮領域で構成される第三の画像を得る第三の処理と、

前記第一の画像から前記第二の画像および前記第三の画像を差し引くことにより、骨髄領域で構成される第四の画像を得る第四の処理とを行うことにより、

骨髄領域を抽出することを特徴とする請求項 16 記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項 18】

前記扁平骨または長骨骨端内の骨髄領域および / または前記骨髄領域以外の領域を指定する領域指定手段を有することを特徴とする請求項 16 記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項 19】

前記演算手段による演算結果をもとに前記被検体の骨密度減少の危険性を判定する判定装置を有することを特徴とする請求項 16 記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項 20】

前記扁平骨または長骨骨端は、頭蓋骨、胸骨、肋骨、肩甲骨、腸骨、上腕骨骨端、または大腿骨骨端であることを特徴とする請求項 16 記載の磁気共鳴診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、骨密度減少の予知を支援する核磁気共鳴を用いた検査装置に係り、特に、造血細胞を有する骨髄の核磁気共鳴画像を用いて造血組織の異常を検知することにより、骨密度減少の予知を支援する磁気共鳴診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

骨粗しょう症とは、骨密度（骨に含まれるミネラルの密度）が減少し、徐々に骨がもろくなる病気である。骨の内部では古くなった骨組織を吸収し、新しい組織で置き換える再構築のプロセスが存在する。このプロセスが適切に行われることにより、健康な骨を維持し、成長期における骨の伸長にも対応することができる。

【0003】

若年層においては骨吸収よりも骨形成が盛んに行われるため、骨密度が増加する。その後加齢とともに、骨吸収が上回るようになるため、適切な骨形成が行われなければ骨密度は減り続け、骨粗しょう症へと至る。

【0004】

骨量増加や維持には、性ホルモンが深く関わっていることが解明されつつある。閉経後の女性に骨粗しょう症が頻発することは良く知られているが、これは女性ホルモンであるエストロゲンの分泌量低下によるものである。閉経によらず、何らかの原因（例えば過度のダイエット）でエストロゲンの分泌が抑制されると、骨量は低下する。エストロゲン受容体の異常やアロマターゼ（ステロイドホルモン）欠損の男性の症例から、エストロゲンは性差を超えて骨代謝に重要な働きをしていることもわかってきた。

【0005】

骨粗しょう症の診断では、まず X 線撮影で骨折の有無を調べ、負荷がほとんどかかっていないのに骨折がある場合には骨粗しょう症を疑う。骨折が無い場合、骨密度の検査を行う。これには X 線や超音波が用いられるが、もっとも代表的な方法は二重エネルギー X 線

10

20

30

40

50

吸収法（DXA法）である。この方法では、腰椎、脊椎、股関節など大きな骨折の起こる箇所に、2種類のX線を照射して骨密度を計測する。2種類のX線を用いることにより、軟部組織の影響を除去し、高い計測精度が得られる。この手法の詳細は、非特許文献1に記載されている。また、超音波を用いた定量的超音波法（QUS法）も広く用いられている（非特許文献2）。この方法では、骨密度を計測することはできないが、踵骨に超音波を照射して音速や強度減衰から骨質を求める。ただし、骨質がどのような物理量を反映するものであるかは明らかではない。QUS法はX線を用いないため、妊婦の測定も可能である。しかし、計測の定量性が劣るため、DXA法が標準的な計測方法とされている。

【0006】

現在広く用いられているDXA法にはX線被曝の問題があるため、繰り返し安全に計測できる可能性を有する、MRI（magnetic resonance imaging, 磁気共鳴イメージング）を用いた骨密度計測の研究が行われている。非特許文献3には、海綿骨と骨髄の透磁率の違いを利用し、核磁化の横緩和速度 $R2^*$ の変化から骨粗しょう症を判定する方法が述べられており、骨粗しょう症の患者では、健常人に比べ、脊椎の骨髄の $R2^*$ が低いことが示されている。また、非特許文献4には、高空間分解能のマイクロイメージングを用いて、海面骨と骨髄の構造を直接観察する方法が述べられており、閉経後の女性では海面骨の構造が消失することを示している。非特許文献5には、プロトン密度画像による骨体積量の計測方法が記載されており、踵骨において骨量減少により骨髄の信号が増加することが示されている。この信号増加は、骨量減少により海面骨における水分量が増加するためと考えられている。この方法に関連した特許が出願されている（特許文献1）。この特許は骨密度計測用のかかと専用MRIに関するものであり、計測方法は非特許文献5の方法に準じている。

10

20

【0007】

骨粗しょう症の初期には症状がなく、病気が進行しても自覚症状がまったく現れないこともある。骨の変形や骨折が起こると、痛みや体の変形などの症状が現れる。骨がもろいため、軽い負荷や転倒などにより骨折しやすくなり、骨折の治癒にも時間がかかる。骨折の部位によっては自立した生活できなくなる場合もある。

【0008】

骨粗しょう症の治療では、カルシウムとビタミンDを摂取し、骨密度の増加や、骨吸収の抑制に効果のある薬剤の投与が行われる。しかし、失われた骨密度を回復することは容易ではない。従って、骨密度が低下する以前に、適切な栄養補給や運動により骨密度の維持や増加を図ることが大切である。

30

【0009】

【特許文献1】特開2002-52008号公報

【0010】

【非特許文献1】D. Schellinger, et al., American Journal of Roentgenology 183, 1761-1765 (2004)

【非特許文献2】J. Wehbe, et al., Journal of Musculoskeletal & Neuron Interactions 3(3), 232-239 (2003)

【非特許文献3】F. W. Wehrli, et al., Radiology 196, 631-641 (1995)

40

【非特許文献4】S. Majumdar, et al., European Radiology 7, S51-S55 (1997)

【非特許文献5】M. A. Fernandez-Seara, et al., Magnetic Resonance in Medicine 46, 103-113 (2001)

【非特許文献6】T. Masuzawa, et al., The Journal of Clinical Investigation 94, 1090-1097 (1994)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

標準的な骨密度計測法である2重エネルギーX線吸収測定法（DXA法）には、X線照射を行うため、繰り返し安全に検査を行うことができないという欠点がある。超音波を利用す

50

るQUS法やMRIを用いた方法（非特許文献3～5）は、DXA法に比べて安全性の高い方法である。しかし、これらの方法はすべて骨密度減少による信号変化を捉えるものであり、この事情はDXA法でも同様である。

【0012】

しかしながら、減少した骨密度を元に戻すことは容易ではない。カルシウムやビタミンDを摂取するとともに、骨密度を増加させる薬剤や、骨吸収を抑制する薬剤を長期に渡って服用しなければならない。また、骨折しやすくなるため、特に腰椎や脊椎、大腿骨などの大きな骨の骨折に注意しなければならない。

【0013】

これらの事情に鑑み、本発明は、安全性の高い方法で骨密度の減少に先んじて生じる生体現象を検出し、実際に骨密度に変化が現れる前に、骨密度減少を予知する手段を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記の目的を達成するために、本発明は、扁平骨あるいは長骨の骨端（長骨骨端）を含む領域の核磁気共鳴画像を取得し、骨髓領域の信号強度を評価することにより、骨密度の減少に先んじて生じる骨髓造血細胞の異常を検出するものである。

【0015】

骨髓領域の信号強度の評価方法の違いによって、以下のような構成例が考えられる。

（1）被検体が配置される領域に静磁場を発生する静磁場発生装置と、前記静磁場発生装置による静磁場に勾配を付与する傾斜磁場発生装置と、前記被検体に高周波パルスを印加する送信機と、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信する受信機と、前記静磁場発生装置、前記傾斜磁場発生装置、前記送信機、および前記受信機の動作を制御する制御装置と、前記被検体の、1）扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域の前記核磁気共鳴信号の強度と、2）前記骨髓領域以外の領域の前記核磁気共鳴信号の強度を比較する演算装置と、前記演算手段の演算結果を表示する表示装置とを有することを特徴とする磁気共鳴診断装置。

（2）被検体が配置される領域に静磁場を発生する静磁場発生装置と、前記静磁場発生装置による静磁場に勾配を付与する傾斜磁場発生装置と、前記被検体に高周波パルスを印加する送信機と、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信する受信機と、前記静磁場発生装置、前記傾斜磁場発生装置、前記送信機、および前記受信機の動作を制御する制御装置と、前記受信機で受信された核磁気共鳴信号から扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域を自動的に抽出する領域抽出手段と、前記受信機により計測された前記扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域の核磁気共鳴信号の強度と、健常者の平均的な前記扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域の核磁気共鳴信号の強度を比較する演算手段とを有することを特徴とする磁気共鳴診断装置。

（3）被検体が配置される領域に静磁場を発生する静磁場発生装置と、前記静磁場発生装置による静磁場に勾配を付与する傾斜磁場発生装置と、前記被検体に高周波パルスを印加する送信機と、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信する受信機と、前記静磁場発生装置、前記傾斜磁場発生装置、前記送信機、および前記受信機の動作を制御する制御装置と、前記受信機で受信された核磁気共鳴信号から扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域を自動的に抽出する領域抽出手段と、前記受信機により受信された前記核磁気共鳴信号を保存する保存手段と、前記保存手段に保存された、前記被検体の第一の時点における前記扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域の核磁気共鳴信号の強度と、前記被検体の第二の時点における前記扁平骨または長骨骨端内の骨髓領域の核磁気共鳴信号の強度とを比較する演算手段とを有することを特徴とする磁気共鳴診断装置。

【発明の効果】

【0016】

骨密度の減少に先んじて生じる骨髓造血細胞の異常を検出し、実際に骨密度に変化が現れる前に、骨密度減少を予知することができる。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の実施例について、図面を参照して説明する。

【実施例1】

【0018】

骨密度減少の予兆として、造血細胞に異常が見られることが報告されている（非特許文献6）。卵巣を摘出し、エストロゲンが減少したマウスでは、造血組織中の造血細胞のうち、Bリンパ球が特異的に増加し、その他の骨髄性細胞と顆粒球（好中球、好酸球、好塩基球）の割合が減少する。また、これに続いて骨吸収が亢進し、骨密度の低下が起こる。女性ホルモンであるエストロゲンには、骨代謝の促進、骨の増殖肥大、骨吸収の抑制などの働きがあることはよく知られているが、エストロゲンの欠乏により骨密度減少よりも先に造血細胞の異常が生じるのであれば、この造血細胞の変化を捉えることにより、骨密度の減少を予知することができる。

10

【0019】

一般に、他の造血細胞と比べ、（多数の顆粒（細胞内貯留物質）を含む顆粒球と比べ、）リンパ球は小さい。好酸球、好中球、好塩基球の直径がそれぞれ13~20 μm 、12~15 μm 、10~16 μm あるのに対し、リンパ球の直径は7~10 μm である。このため、造血細胞を含む骨髄領域を核磁気共鳴画像において、大型の造血細胞の割合減少に起因する信号低下が観測できる可能性がある。

【0020】

骨髄は骨の内部の骨髄腔や海綿質腔を満たす柔らかい組織であり、赤骨髄と黄骨髄の2種類が存在する。赤骨髄は造血組織からなり、胎児や生後すぐには赤骨髄のみからなる。成長とともに造血細胞が徐々に脂肪化し、黄骨髄に置き換えられる。しかし、扁平骨や長骨の骨端は生涯赤骨髄のままである。扁平骨には、頭蓋骨、胸骨、肋骨、肩甲骨、腸骨などがあり、長骨には上腕骨や大腿骨などがある。長骨の端は骨端、軸の部分は骨幹と呼ばれ、両者の境目には骨端軟骨がある。

20

【0021】

頭部の核磁気共鳴画像を性別・年代別に比較した例を図2~3に示す。核磁気共鳴画像の信号強度は、水素原子核（プロトン）の密度を反映しているだけでなく、横緩和時間T2や縦緩和時間T1などの影響を受ける。適切な計測パラメータを選択することにより、緩和時間の影響が抑制され、ほぼプロトン密度を反映した画像（プロトン密度画像）が得られる。このためには、（1）高周波パルスによる核磁化励起の繰り返し時間を十分長くする、（2）励起と信号計測のタイミングの間隔を十分短くする、（3）励起のフリップ角を小さくする。

30

【0022】

図2は男性のプロトン密度画像であるが、201~205は20代後半~30代前半、206は40代後半の男性である。207は脳、208は頭皮、209は骨髄、210は骨髄以外の骨部である。男性の場合、骨髄領域と他の領域（たとえば頭皮、脳など）との信号強度のコントラストには、年齢による大きな差は見られない。図3は女性のプロトン密度画像であるが、301~303は30代前半、304~306は30代後半~40代前半の女性である。307は脳、308は頭皮、309は骨髄、310は骨髄以外の骨部である。女性の場合、30代後半以降の年齢において、骨髄領域の信号低下が見られる。

40

【0023】

本発明による核磁気共鳴を用いた検査装置の構成を、図4を用いて説明する。図において、401は静磁場を発生するコイル、402は傾斜磁場を発生するコイル、403は検査対象であり、この検査対象はコイル401および402内に配置される。シーケンサ404は傾斜磁場電源405、高周波発信器406に命令を送り、傾斜磁場および高周波パルスを検査対象403に印加する。高周波パルスは、高周波変調器407、高周波増幅器408を経て高周波送信器409により、検査対象403に印加される。検査対象から発

50

生したMR信号は受信器410によって受波され、増幅器411、位相検波器412、AD変換器413を通過してCPU414に送られ、ここで核磁気共鳴画像の再構成や、領域抽出演算、信号強度の比の演算、骨密度減少の危険度判定などの信号処理が行われる。必要に応じて、記憶媒体415に核磁気共鳴画像や演算結果、測定条件などを記憶させることもできる。また、CPU414で信号処理を行った結果を表示装置416に表示させることもできる。

【0024】

次に、本発明による検査方法のフローを図5に基づき説明する。本実施例では、頭蓋骨の骨髄を対象に、基準信号として周辺領域を選択し、骨髄領域および周辺領域を自動的に抽出する場合について述べる。まず、骨髄領域および周辺領域を自動抽出し（それぞれ、501および502）、骨髄領域の信号平均値IBMおよび周辺領域の信号平均値IRを求める（それぞれ、503および504）。IBMとIRの比（ IBM/IR ）が予め与えられた閾値THよりも小さいかどうか評価を行い（505）、前記 IBM/IP が前記閾値THよりも小さい場合は骨密度減少の危険があるものとして危険の予知を行う（506）。

10

【0025】

前記閾値THの与え方の例を図23に示す。同一被検体の骨密度値と前記 IBM/IR を経年の計測し、骨密度の計測値のカーブ2301および IBM/IR の計測値のカーブ2302を求める。骨密度の計測には、DXA法などの標準的な検査方法を用いる。前記 IBM/IR の計測値のカーブが減少開始する時期に基づき、正常域2303を決定する。前記骨密度の計測値のカーブが、徐々に減少し始める時期および急激に減少し始める時期に基づき、それぞれ要注意域2304、危険域2305を設定する。前記閾値THは、たとえば前記要注意域2304の範囲で、骨密度の減少が進行する以前の時期 t_{TH} （2306）における IBM/IR の値に設定する。閾値設定の精度を高めるために、被検体数は複数であることが望ましい。

20

【0026】

本実施例による検査装置の画面構成例および操作フローを、図6および図7を用いて説明する。画像表示部601には頭蓋骨を含む頭部の核磁気共鳴画像が表示される。602のデータ属性表示部には、患者名や検査日などが表示される。基準信号選択部603では、基準信号として選択する部位あるいはデータベースを選択する。本実施例では「頭皮」を選択する（701）。骨髄領域抽出方法選択部604では、骨髄領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では「自動」を選択する（702）。基準領域抽出方法選択部605では、基準領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では「自動」を選択する（703）。領域抽出パラメータ設定部606では、骨髄領域あるいは基準領域の自動抽出で用いるパラメータの設定を行う（704）。該パラメータには、たとえば、領域抽出に用いられる核磁気共鳴画像の種類（T1強調画像、T2強調画像、プロトン密度画像など）などが含まれる。核磁気共鳴画像の信号強度は、水素原子核の密度のほか縦緩和時間T1や横緩和時間T2などにも依存するため、計測条件を変えることにより組織間のコントラストを変化させることができる。T1の差によるコントラストを強調した画像はT1強調画像、T2の差によるコントラストを強調した画像はT2強調画像、緩和時間の影響を抑制し、水素原子核の密度を反映させた画像はプロトン密度画像と呼ばれる。前記パラメータには、抽出する各組織を分離するための閾値なども含まれる。閾値を決定する場合には、信号のヒストグラムがよく用いられる。抽出対象となる核磁気共鳴画像が、十分な組織間コントラストを持っていれば、前記ヒストグラムには各組織の信号を反映する複数のピークが表れるので、該ピークを分離する信号強度を閾値とすればよい。従って、前記パラメータとして、直接閾値を入力してもよいし、前記ヒストグラムの何番目のピークを抽出するかを入力してもよい。あるいは、何番目と何番目のピークを分離するかを入力してもよい。また前記パラメータには、リージョンローイング法で用いられる条件なども含まれる。前記条件には、抽出する領域の上限値や下限値などが含まれる。このほか、リージョンローイングを行う対象領域あるいは非対象領域などを指定する。前記パラメータの設定終了後、領域抽出ボタン607をクリックする（705）ことにより

30

40

50

、骨髄領域および基準領域の自動抽出が行われ、抽出結果を前記画像表示部の領域抽出結果画面610に表示し(706)、各領域が問題なく抽出されているかを確認する(707)。前記抽出結果に問題があれば、前記領域抽出パラメータ設定部606において、パラメータの再設定を行い、前記領域抽出ボタン607を再度クリックし、骨髄領域および基準領域の自動抽出を行う。前記抽出結果に問題が無ければ、診断開始ボタン608をクリックして(708)診断結果の算出を行う。該診断結果は、前記画像表示部の診断結果画面611に表示される(709)。ここで診断結果を保存すべきかを判断する(710)。保存が必要な場合は、結果保存ボタン609をクリックして前記診断結果を保存する(711)。

【0027】

10

以上の説明では、周辺領域として頭皮を選択しているが、特にこれに限定されるものではなく、脳などの他の部位を選択しても構わない。

【0028】

本発明による頭蓋骨骨髄の領域自動抽出アルゴリズムを、図22を用いて説明する。図22において、2201、2202、2203、2204では、それぞれ頭皮と脳と脳脊髄液と骨髄のセグメンテーション、脳と脳脊髄液のセグメンテーション、頭皮のセグメンテーション、骨髄のセグメンテーションを行う。2205で核磁気共鳴画像(MRI画像)である。骨髄以外の骨部は固体であるため、信号強度が極めて小さい。前記骨部と背景ノイズを、その他の領域と分ける閾値TNBを決定する(2206)。該閾値TNBは、たとえば、前記MRI画像2205の信号強度のヒストグラムから、自動的にあるいは手動で決定する。前記MRI画像2205に閾値TNBでハイパスフィルタをかけることにより(2207)、背景ノイズと骨部領域の信号を除去し、脳、脳脊髄液、頭皮、骨髄領域から構成される画像Aを得る(2208)。次に、脳・脳脊髄液領域の上限の閾値TSUPを決定する(2209)。該閾値TSUPは、たとえば、前記画像Aの信号強度のヒストグラムから、自動的にあるいは手動で決定する。前記画像Aに閾値TSUPでローパスフィルタをかけ(2210)、その結果の画像において、面積最大となる連続領域を抽出する(2211)ことにより、脳・脳脊髄液で構成される画像Bを得る(2212)。次に、前記画像Aを前記画像Bでマスキングし(2213)、その結果の画像に対してリージョン Growing法を用いることにより(2214)、頭皮のみで構成される画像Cを得る(2215)。リージョン Growing法とは、スタートポイントの近傍ピクセルが予め指定した条件を満たすかどうかを判定し、前記条件を満たしている場合は前期近傍ピクセルが同じ領域に属すると判断し、これを繰り返すことにより目的とする領域全体を抽出する手法である。前記条件は、たとえば、抽出したい組織領域の上限閾値や下限閾値などを与え、前記ピクセルにおける信号値が前記閾値の定める範囲内にあること、などとする。最後に、前記画像Aから前記画像Bおよび前記画像Cを差し引くことにより(2216)、骨髄領域の画像を得る(2217)。

20

30

【実施例2】

【0029】

本実施例では、頭蓋骨の骨髄を対象に、基準信号として基準試料を選択し、骨髄領域を自動的に抽出し、基準試料を自動的にあるいは半自動的に抽出する場合について述べる。基準試料には、たとえば塩化ナトリウムや硫酸銅、塩化マンガンなどを溶解した水を用いる。あるいは、ポリビニルアルコールのゲルや、ビタミンDやビタミンEのカプセルなどでも良い。検査装置の構成および閾値THの与え方、頭蓋骨骨髄の領域自動抽出アルゴリズムは実施例1に準じるので、ここでは、実施例1と異なる事柄についてのみ述べる。

40

まず、本発明による検査方法のフローを図8に基づき説明する。骨髄領域を自動抽出し(801)、基準試料領域の自動抽出または半自動抽出を行う(802)。骨髄領域の信号平均値IBMおよび基準試料の信号平均値IRを求める(それぞれ、803および804)。IBMとIRの比(IBM/IR)が予め与えられた閾値THよりも小さいかどうか評価を行い(805)、前記IBM/IPが前記閾値THよりも小さい場合は骨密度減少の危険があるものとして危険の予知を行う(806)。前記検査方法のフローでは、IBMとIRの比を用いて危険の予知

50

を行う場合について述べたが、IBMとIRの差を閾値と比較評価しても良い。ただし、装置ゲインの経時的な変動などのため、核磁気共鳴信号の絶対値比較を行うことは難しい。従って、IBMとIRの値を直接用いるよりも、IBMおよびIRをそれぞれIRで除して得られる、 IBM' と IR' の差などを用いることが望ましい。

【0030】

本実施例による検査装置の画面構成例および操作フローを、図9および図10を用いて説明する。画像表示部801には頭蓋骨を含む頭部の核磁気共鳴画像が表示される。902のデータ属性表示部には、患者名や検査日などが表示される。基準信号選択部903では、基準信号として選択する部位あるいはデータベースを選択する。本実施例では「基準試料」を選択する(1001)。骨髓領域抽出方法選択部904では、骨髓領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では「自動」を選択する(1002)。基準領域抽出方法選択部905では、基準領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では「自動」を選択する(1003)。ただし、核磁気共鳴画像上における基準試料の略位置が予め既知でなければ、完全自動的に領域を抽出することは難しい。画像計測時における基準試料の配置位置を固定し、核磁気共鳴画像上の基準試料の略位置(たとえば画像の右上隅など)を決めておくことにより自動抽出も可能ではあるが、本実施例では半自動的に抽出する例について述べる。半自動抽出では、第1段階としてポインティングデバイス等により基準試料の略位置を指定する。該略位置の指定は、基準試料を含む矩形領域や円形領域を指定しても良いし、基準試料領域内の1点を指定しても良い。また、略位置の指定ウィンドウなどにより、たとえば、「右上隅」、「右下隅」、「左上隅」、「左下隅」などの選択肢の中から、該当する略位置を選択してもよい。第2段階として、前記基準試料領域よりも十分に広く、前記略位置を中心とする局所領域(たとえば矩形領域や円形領域)において、基準試料領域の自動抽出を行う。該自動抽出では、たとえば背景ノイズと信号領域を分離する閾値を用い、ハイパスフィルタにより基準試料領域を抽出する。基準領域抽出方法選択部905において、「手動」を選択した場合には、ポインティングデバイス等を用いて、基準試料領域のみを含む領域を指定する。領域抽出パラメータ設定部906では、骨髓領域あるいは基準領域の自動抽出で用いるパラメータの設定を行う(1004)。核磁気共鳴画像の取得時に基準試料の大体の位置(画面右下隅など)を決めておくことにより、簡単な閾値処理で基準領域を自動抽出することができるが、本実施例では、基準試料の位置指定画面810においてポインティングデバイス等を用いて基準試料が含まれる位置を指定し(1005)、基準領域の半自動抽出を行う。パラメータの設定終了後、領域抽出ボタン907をクリックする(1006)ことにより、骨髓領域および基準領域の自動抽出(半自動抽出)が行われる。抽出結果を前記画像表示部の領域抽出結果画面911に表示し(1007)、各領域が問題なく抽出されているかを確認する(1008)。前記抽出結果に問題があれば、前記領域抽出パラメータ設定部906において、パラメータの再設定を行い、前記領域抽出ボタン907を再度クリックし、骨髓領域および基準領域の自動抽出を行う。該パラメータには、たとえば、領域抽出に用いられる核磁気共鳴画像の種類(T1強調画像、T2強調画像、プロトン密度画像など)などが含まれる。核磁気共鳴画像の信号強度は、水素原子核の密度のほか縦緩和時間T1や横緩和時間T2などにも依存するため、計測条件を変えることにより組織間のコントラストを変化させることができる。T1の差によるコントラストを強調した画像はT1強調画像、T2の差によるコントラストを強調した画像はT2強調画像、緩和時間の影響を抑制し、水素原子核の密度を反映させた画像はプロトン密度画像と呼ばれる。前記パラメータには、抽出する各組織を分離するための閾値なども含まれる。閾値を決定する場合には、信号のヒストグラムがよく用いられる。抽出対象となる核磁気共鳴画像が、十分な組織間コントラストを持っていれば、前記ヒストグラムには各組織の信号を反映する複数のピークが表れるので、該ピークを分離する信号強度を閾値とすればよい。従って、前記パラメータとして、直接閾値を入力してもよいし、前記ヒストグラムの何番目のピークを抽出するかを入力してもよい。あるいは、何番目と何番目のピークを分離するかを入力してもよい。また前

記パラメータには、リージョンローイング法で用いられる条件なども含まれる。前記条件には、抽出する領域の上限値や下限値などが含まれる。このほか、リージョンローイングを行う対象領域あるいは非対象領域などを指定する。前記パラメータには、基準試料の略位置（たとえば「右上隅」、「右下隅」、「左上隅」、「左下隅」など）などが含まれる。あるいは、ポインティングデバイスで任意の領域を指定する場合、該領域の形状（たとえば矩形、円形、楕円形など）などが含まれる。あるいは、ポインティングデバイスを使わずに前記任意の領域を指定する場合、前記領域の中心座標、大きさ、形状などをテキスト形式で入力してもよい。前記抽出結果に問題が無ければ、診断開始ボタン908をクリックして(1009)診断結果の算出を行う。該診断結果は、前記画像表示部の診断結果画面812に表示される(1010)。ここで診断結果を保存するべきかを判断する(1011)。保存が必要な場合は、結果保存ボタン909をクリックして前記診断結果を保存する(1012)。

10

【0031】

以上の説明では、前記IBMと前記IRの比を前記閾値THと比較する場合について述べたが、前記基準試料の絶対濃度値を用いて前記IBMおよび前記IRを絶対値に変換すれば、前記IBMと前記IRを他の閾値と比較することにより、同様の評価を行うことができる。また以上の説明では、周辺領域として頭皮を選択しているが、特にこれに限定されるものではなく、脳などの他の部位を選択しても構わない。

【実施例3】

【0032】

本実施例では、頭蓋骨の骨髄を対象に、基準信号としてデータベースに保存された健常人の骨髄信号を選択し、骨髄領域を自動的に抽出する場合について述べる。検査装置の構成および閾値THの与え方、頭蓋骨骨髄の領域自動抽出アルゴリズムは実施例1に準じるので、ここでは、実施例1と異なる事柄についてのみ述べる。

20

まず、本発明による検査方法のフローを図11に基づき説明する。骨髄領域を自動抽出し(1101)、骨髄領域の信号平均値IBMを求める(1102)。健常人の画像データベースから求めた骨髄領域の信号平均値IRを求める(1103)。IBMとIRの比(IBM/IR)が予め与えられた閾値THよりも小さいかどうか評価を行い(1104)、前記IBM/IPが前記閾値THよりも小さい場合は骨密度減少の危険があるものとして危険の予知を行う(1105)。

30

【0033】

本実施例による検査装置の画面構成例および操作フローを、図12および図13を用いて説明する。画像表示部1201には頭蓋骨を含む頭部の核磁気共鳴画像が表示される。1202のデータ属性表示部には、患者名や検査日などが表示される。基準信号選択部1203では、基準信号として選択する部位あるいはデータベースを選択する。本実施例では「DB(データベース)」を選択する(1301)。骨髄領域抽出方法選択部1104では、骨髄領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では「自動」を選択する(1302)。基準領域抽出方法選択部1205では、基準領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では何も選択しない。部位選択ウィンドウ1211で、基準信号とする骨髄の部位を選択し(1303)、OKボタン1212をクリックすることで決定する。本実施例では「頭蓋骨」を選択する。領域抽出パラメータ設定部1206では、骨髄領域の自動抽出で用いるパラメータの設定を行う(1304)。該パラメータには、たとえば、領域抽出に用いられる核磁気共鳴画像の種類(T1強調画像、T2強調画像、プロトン密度画像など)などが含まれる。核磁気共鳴画像の信号強度は、水素原子核の密度のほか縦緩和時間T1や横緩和時間T2などにも依存するため、計測条件を変えることにより組織間のコントラストを変化させることができる。T1の差によるコントラストを強調した画像はT1強調画像、T2の差によるコントラストを強調した画像はT2強調画像、緩和時間の影響を抑制し、水素原子核の密度を反映させた画像はプロトン密度画像と呼ばれる。前記パラメータには、抽出する各組織を分離するための閾値なども含まれる。閾値を

40

50

決定する場合には、信号のヒストグラムがよく用いられる。抽出対象となる核磁気共鳴画像が、十分な組織間コントラストを持っていれば、前記ヒストグラムには各組織の信号を反映する複数のピークが表れるので、該ピークを分離する信号強度を閾値とすればよい。従って、前記パラメータとして、直接閾値を入力してもよいし、前記ヒストグラムの何番目のピークを抽出するかを入力してもよい。あるいは、何番目と何番目のピークを分離するかを入力してもよい。また前記パラメータには、リージョンローイング法で用いられる条件なども含まれる。前記条件には、抽出する領域の上限値や下限値などが含まれる。このほか、リージョンローイングを行う対象領域あるいは非対象領域などを指定する。パラメータの設定終了後、領域抽出ボタン1207をクリックする(1305)ことにより、骨髄領域の自動抽出が行われる。抽出結果を前記画像表示部の領域抽出結果画面1210に表示し(1306)、各領域が問題なく抽出されているかを確認する(1307)。前記抽出結果に問題があれば、前記領域抽出パラメータ設定部1206において、パラメータの再設定を行い、前記領域抽出ボタン1207を再度クリックし、骨髄領域および基準領域の自動抽出を行う。前記抽出結果に問題が無ければ、診断開始ボタン1208をクリックして(1308)診断結果の算出を行う。該診断結果は、前記画像表示部の診断結果画面1213に表示される(1309)。ここで診断結果を保存するべきかを判断する(1310)。保存が必要な場合は、結果保存ボタン1209をクリックして前記診断結果を保存する(1311)。

10

以上の説明では、周辺領域として頭皮を選択しているが、特にこれに限定されるものではなく、脳などの他の部位を選択しても構わない。

20

【実施例4】

【0034】

本実施例では、頭蓋骨の骨髄を対象に、基準信号として周辺領域を選択し、骨髄領域および周辺領域を手動的に抽出する場合について述べる。検査装置の構成および閾値THの与え方は実施例1に準じるので、ここでは、実施例1と異なる事柄についてのみ述べる。

【0035】

まず、本発明による検査方法のフローを図14に基づき説明する。手動で骨髄領域および周辺領域を指定し(それぞれ、1401および1402)、骨髄領域の信号平均値IBMおよび周辺領域の信号平均値IRを求める(それぞれ、1403および1404)。IBMとIRの比(IBM/IR)が予め与えられた閾値THよりも小さいかどうか評価を行い(1405)、前記IBM/IPが前記閾値THよりも小さい場合は骨密度減少の危険があるものとして危険の予知を行う(1406)。

30

【0036】

本実施例による検査装置の画面構成例および操作フローを、図15および図16を用いて説明する。画像表示部1401には頭蓋骨を含む頭部の核磁気共鳴画像が表示される。1502のデータ属性表示部には、患者名や検査日などが表示される。基準信号選択部1503では、基準信号として選択する部位あるいはデータベースを選択する。本実施例では「頭皮」を選択する(1601)。骨髄領域抽出方法選択部1504では、骨髄領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では「手動」を選択する(1602)。基準領域抽出方法選択部1505では、基準領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では「手動」を選択する(1603)。領域抽出パラメータ設定部1506では、骨髄領域あるいは基準領域の自動抽出で用いるパラメータの設定を行うが、本実施例では手動選択を行うため使用しない。前記核磁気共鳴画像上で、ポインティングデバイス等を用いて骨髄領域1511および基準領域1512を選択する(それぞれ1604および1605)と、該前記画像表示部の領域抽出結果画面1510に、前記骨髄領域および前記基準領域が表示される。領域選択終了後、診断開始ボタン1508をクリックして(1606)診断結果の算出を行う。該診断結果は、前記画像表示部の診断結果画面1513に表示される(1607)。ここで診断結果を保存するべきかを判断する(1508)。保存が必要な場合は、結果保存ボタン1409をクリックして前記診断結

40

50

果を保存する(1609)。

【0037】

以上の説明では、周辺領域として頭皮を選択しているが、特にこれに限定されるものではなく、脳などの他の部位を選択しても構わない。

【実施例5】

【0038】

本実施例では、頭蓋骨の骨髄を対象に、基準信号としてデータベースに保存された被検体の過去の骨髄領域の信号強度を選択し、骨髄領域を自動的に抽出する場合について述べる。検査装置の構成および閾値THの与え方、頭蓋骨骨髄の領域自動抽出アルゴリズムは実施例1に準じるので、ここでは、実施例1と異なる事柄についてのみ述べる。

10

【0039】

まず、本発明による検査方法のフローを図17に基づき説明する。骨髄領域を自動抽出し(1701)、骨髄領域の信号平均値IBMを求め(1702)、該IBMをデータベースに保存する(1703)。同一の被検体が過去に取得した骨髄領域の信号平均値IRを求める(1704)。IBMとIRの比(IBM/IR)が予め与えられた閾値THよりも小さいかどうか評価を行い(1705)、前記IBM/IPが前記閾値THよりも小さい場合は骨密度減少の危険があるものとして危険の予知を行う(1706)。

【0040】

本実施例による検査装置の画面構成例および操作フローを、図18および図19を用いて説明する。画像表示部1801には頭蓋骨を含む頭部の核磁気共鳴画像が表示される。1802のデータ属性表示部には、患者名や検査日などが表示される。基準信号選択部1803では、基準信号として選択する部位あるいはデータベースを選択する。本実施例では「DB(データベース)」を選択する(1901)。骨髄領域抽出方法選択部1704では、骨髄領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では「自動」を選択する(1902)。基準領域抽出方法選択部1805では、基準領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では何も選択しない。部位選択ウィンドウ1811で、「過去データ」を選択し(1903)、OKボタン1812をクリックすることで決定する。領域抽出パラメータ設定部1806では、骨髄領域の自動抽出で用いるパラメータの設定を行う(1904)。該パラメータには、たとえば、領域抽出に用いられる核磁気共鳴画像の種類(T1強調画像、T2強調画像、プロトン密度画像など)などが含まれる。核磁気共鳴画像の信号強度は、水素原子核の密度のほか縦緩和時間T1や横緩和時間T2などにも依存するため、計測条件を変えることにより組織間のコントラストを変化させることができる。T1の差によるコントラストを強調した画像はT1強調画像、T2の差によるコントラストを強調した画像はT2強調画像、緩和時間の影響を抑制し、水素原子核の密度を反映させた画像はプロトン密度画像と呼ばれる。前記パラメータには、抽出する各組織を分離するための閾値なども含まれる。閾値を決定する場合には、信号のヒストグラムがよく用いられる。抽出対象となる核磁気共鳴画像が、十分な組織間コントラストを持っていれば、前記ヒストグラムには各組織の信号を反映する複数のピークが表れるので、該ピークを分離する信号強度を閾値とすればよい。従って、前記パラメータとして、直接閾値を入力してもよいし、前記ヒストグラムの何番目のピークを抽出するかを入力してもよい。あるいは、何番目と何番目のピークを分離するかを入力してもよい。また前記パラメータには、リージョンローイング法で用いられる条件なども含まれる。前記条件には、抽出する領域の上限値や下限値などが含まれる。このほか、リージョンローイングを行う対象領域あるいは非対象領域などを指定する。パラメータの設定終了後、領域抽出ボタン1807をクリックする(1905)ことにより、骨髄領域の自動抽出が行われる。抽出結果を前記画像表示部の領域抽出結果画面1710に表示し(1906)、各領域が問題なく抽出されているかを確認する(1907)。前記抽出結果に問題があれば、前記領域抽出パラメータ設定部1806において、パラメータの再設定を行い、前記領域抽出ボタン1807を再度クリックし、骨髄領域および基準領域の自動抽出を行う。前記抽出結果に問題

20

30

40

50

が無ければ、診断開始ボタン1808をクリックして(1908)診断結果の算出を行う。該診断結果は、前記画像表示部の診断結果画面1813に表示される(1909)。ここで診断結果を保存するべきかを判断する(1910)。保存が必要な場合は、結果保存ボタン1809をクリックして前記診断結果を保存する(1911)。

【0041】

以上の説明では、周辺領域として頭皮を選択しているが、特にこれに限定されるものではなく、脳などの他の部位を選択しても構わない。

【実施例6】

【0042】

本実施例では、尺骨および橈骨の骨髄を対象に、基準信号として周辺領域を選択し、骨髄領域および周辺領域を自動的に抽出する場合について述べる。検査装置の構成および検査方法のフロー、閾値THの与え方は実施例1に準じるので、ここでは、実施例1と異なる事柄についてのみ述べる。

【0043】

本実施例による検査装置の画面構成例および操作フローを、図20および図21を用いて説明する。画像表示部2001には頭蓋骨を含む頭部の核磁気共鳴画像が表示される。2002のデータ属性表示部には、患者名や検査日などが表示される。基準信号選択部2003では、基準信号として選択する部位あるいはデータベースを選択する。本実施例では「筋肉」を選択する(2101)。骨髄領域抽出方法選択部2004では、骨髄領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では「自動」を選択する(2102)。基準領域抽出方法選択部2005では、基準領域の抽出を自動的に行うか、ポインティングデバイスなどにより手動で抽出するかを選択する。本実施例では「自動」を選択する(2103)。領域抽出パラメータ設定部2006では、骨髄領域あるいは基準領域の自動抽出で用いるパラメータの設定を行う(2104)。該パラメータには、たとえば、領域抽出に用いられる核磁気共鳴画像の種類(T1強調画像、T2強調画像、プロトン密度画像など)などが含まれる。核磁気共鳴画像の信号強度は、水素原子核の密度のほか縦緩和時間T1や横緩和時間T2などにも依存するため、計測条件を変えることにより組織間のコントラストを変化させることができる。T1の差によるコントラストを強調した画像はT1強調画像、T2の差によるコントラストを強調した画像はT2強調画像、緩和時間の影響を抑制し、水素原子核の密度を反映させた画像はプロトン密度画像と呼ばれる。前記パラメータには、抽出する各組織を分離するための閾値なども含まれる。閾値を決定する場合には、信号のヒストグラムがよく用いられる。抽出対象となる核磁気共鳴画像が、十分な組織間コントラストを持っていれば、前記ヒストグラムには各組織の信号を反映する複数のピークが表れるので、該ピークを分離する信号強度を閾値とすればよい。従って、前記パラメータとして、直接閾値を入力してもよいし、前記ヒストグラムの何番目のピークを抽出するかを入力してもよい。あるいは、何番目と何番目のピークを分離するかを入力してもよい。また前記パラメータには、リージョンング法で用いられる条件なども含まれる。前記条件には、抽出する領域の上限値や下限値などが含まれる。このほか、リージョンングを行う対象領域あるいは非対象領域などを指定する。該パラメータの設定終了後、領域抽出ボタン2007をクリックする(2105)ことにより、骨髄領域および基準領域の自動抽出が行われ、抽出結果を前記画像表示部の領域抽出結果画面2010に表示し(2106)、各領域が問題なく抽出されているかを確認する(2107)。前記抽出結果に問題があれば、前記領域抽出パラメータ設定部2006において、パラメータの再設定を行い、前記領域抽出ボタン2007を再度クリックし、骨髄領域および基準領域の自動抽出を行う。前記抽出結果に問題が無ければ、診断開始ボタン2008をクリックして(2108)診断結果の算出を行う。該診断結果は、前記画像表示部の診断結果画面2011に表示される(2109)。ここで診断結果を保存するべきかを判断する(2110)。保存が必要な場合は、結果保存ボタン2009をクリックして前記診断結果を保存する(2111)。

【0044】

10

20

30

40

50

以上の説明では、周辺領域として筋肉を選択しているが、特にこれに限定されるものではなく、皮膚などの他の部位を選択しても構わない。

【0045】

本発明による尺骨および橈骨の骨髄の領域自動抽出アルゴリズムを、図24を用いて説明する。図24において、2401、2402、2403、2404では、それぞれ筋肉と皮膚と骨髄のセグメンテーション、筋肉のセグメンテーション、皮膚のセグメンテーション、骨髄のセグメンテーションを行う。2405で核磁気共鳴画像(MRI画像)である。骨髄以外の骨部は固体であるため、信号強度が極めて小さい。前記骨部と背景ノイズを、その他の領域と分ける閾値TNBを決定する(2406)。該閾値TNBは、たとえば、前記MRI画像2205の信号強度のヒストグラムから、自動的にあるいは手動で決定する。前記MRI画像2405に閾値TNBでハイパスフィルタをかけることにより(2407)、背景ノイズと骨部領域の信号を除去し、筋肉、皮膚、骨髄領域から構成される画像Aを得る(2408)。次に、筋肉領域の上限の閾値TSUPを決定する(2409)。該閾値TSUPは、たとえば、前記画像Aの信号強度のヒストグラムから、自動的にあるいは手動で決定する。前記画像Aに閾値TSUPでローパスフィルタをかけ(2410)、その結果の画像において、面積最大となる連続領域を抽出する(2411)ことにより、筋肉のみで構成される画像Bを得る(2412)。次に、前記画像Aを前記画像Bでマスキングし(2413)、その結果の画像に対してリージョン Growing法を用いることにより(2414)、皮膚のみで構成される画像Cを得る(2415)。最後に、前記画像Aから前記画像Bおよび前記画像Cを差し引くことにより(2416)、骨髄領域の画像を得る(2417)。

【0046】

上記の実施例では、頭蓋骨あるいは尺骨および橈骨の骨髄の信号を用いて、骨密度減少の予知を行う例について述べたが、特にこれに限定されるものではなく、生涯赤骨髄を保つ部位であればよい。すなわち図1に示すように、本発明では、扁平骨あるいは長骨の骨端を含む核磁気共鳴画像において、造血細胞を有する赤骨髄領域を抽出し(101)、該赤骨髄領域以外の領域から基準領域を抽出し(102)、前記赤骨髄領域の信号平均値IBMを求め(103)、前記基準領域の信号平均値IRを求め(104)、IBMとIRの比(IBM/IR)が予め与えられた閾値THよりも小さいかどうか評価を行い(105)、前記IBM/IPが前記閾値THよりも小さい場合は骨密度減少の危険があるものとして危険の予知を行う(106)。以上詳述したように、本発明では、赤骨髄領域の信号強度を評価することにより、骨密度の減少に先んじて生じる骨髄造血細胞の異常を検出するので、骨密度に変化が現れる前に、骨密度減少を予知することができる。

【0047】

以上詳述したように、本発明によれば、扁平骨あるいは長骨の骨端を含む領域の核磁気共鳴画像を取得し、骨髄領域の信号強度を評価することにより、骨密度の減少に先んじて生じる骨髄造血細胞の異常を検出するので、実際に骨密度に変化が現れる前に、骨密度減少を予知することができる。また、骨髄における造血細胞の比率を調べるためには、通常は骨髄穿刺によって胸骨などの赤骨髄を採取するが、本発明ではこのような侵襲性の高い手法によらず、核磁気共鳴画像における骨髄領域の信号強度を評価することにより、造血細胞の異常を検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】本発明による検査方法のフローチャートの例。

【図2】男性の頭部プロトン密度画像。

【図3】女性の頭部プロトン密度画像。

【図4】本発明を実施するための検査装置の構成図。

【図5】本発明による検査方法のフローチャートの他の例。

【図6】本発明による検査装置の画面構成の例。

【図7】本発明による検査装置の操作フローチャートの例。

【図8】本発明による検査方法のフローチャートの他の例。

10

20

30

40

50

【図 9】本発明による検査装置の画面構成の他の例。

【図 10】本発明による検査装置の操作フローチャートの他の例。

【図 11】本発明による検査方法のフローチャートの他の例。

【図 12】本発明による検査装置の画面構成の他の例。

【図 13】本発明による検査装置の操作フローチャートの他の例。

【図 14】本発明による検査方法のフローチャートの他の例。

【図 15】本発明による検査装置の画面構成の他の例。

【図 16】本発明による検査装置の操作フローチャートの他の例。

【図 17】本発明による検査方法のフローチャートの他の例。

【図 18】本発明による検査装置の画面構成の他の例。

10

【図 19】本発明による検査装置の操作フローチャートの他の例。

【図 20】本発明による検査装置の画面構成の他の例。

【図 21】本発明による検査装置の操作フローチャートの他の例。

【図 22】本発明による頭蓋骨骨髓の領域自動抽出アルゴリズム。

【図 23】本発明による閾値THの与え方の例。

【図 24】本発明による尺骨・橈骨骨髓の領域自動抽出アルゴリズム。

【符号の説明】

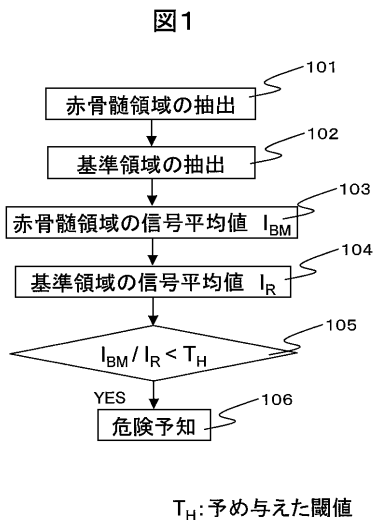
【0049】

601, 901, 1201, 1501: 画像表示部、602, 902, 1202, 1502: データ属性表示部、603, 903, 1203, 1503: 基準信号選択部、604, 904, 1204, 1504: 骨髓領域抽出方法選択部、605, 905, 1205, 1505: 基準領域抽出方法選択部、606, 906, 1206, 1506: 領域抽出パラメータ設定部、607, 907, 1207, 1507: 領域抽出ボタン、608, 908, 1208, 1508: 診断開始ボタン、609, 909, 1209, 1509: 結果保存ボタン、910: 基準試料の位置指定画面、610, 911, 1210, 1510: 領域抽出結果画面、611, 912, 1213, 1513: 診断結果画面、201~205: 20代後半~30代前半男性のプロトン密度画像、206: 40代後半男性のプロトン密度画像、207: 脳、208: 頭皮、209: 骨髓、210: 骨部、301~303: 30代前半女性のプロトン密度画像、304~306: 30代後半~40代前半女性のプロトン密度画像、307: 脳、308: 頭皮、309: 骨髓、310: 骨部、401: 静磁場を発生するコイル、402: 傾斜磁場を発生するコイル、403: 検査対象、404: シーケンサ、405: 傾斜磁場電源、406: 高周波発信器、407: 高周波変調器、408: 高周波増幅器、409: 高周波送信器、410: 受信器、411: 増幅器、412: 位相検波器、413: AD変換器、414: CPU、415: 記憶媒体、416: 表示装置、1211: 部位選択ウィンドウ、1212: OKボタン、1511: 骨髓領域、1512: 基準領域、2201: 頭皮と脳と脳脊髄液と骨髓のセグメンテーション、2202: 脳と脳脊髄液のセグメンテーション、2203: 頭皮のセグメンテーション、2204: 骨髓のセグメンテーション、2301: 骨密度の計測値のカーブ、2302: IBM/IRの計測値のカーブ、2303: 正常域、2304: 要注意域、2305: 危険域、2306: 閾値THを与える時期、2401: 筋肉と皮膚と骨髓のセグメンテーション、2402: 筋肉のセグメンテーション、2403: 皮膚のセグメンテーション、2404: 骨髓のセグメンテーション。

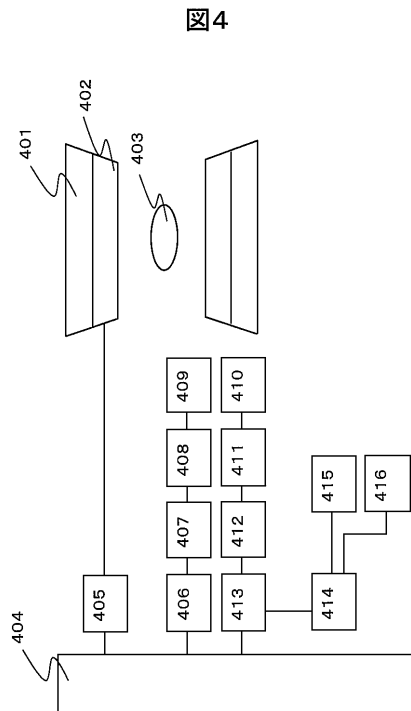
30

40

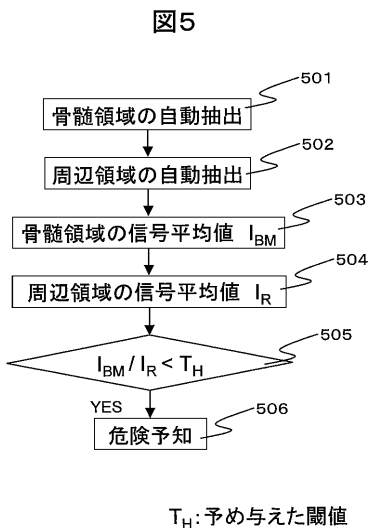
【 図 1 】



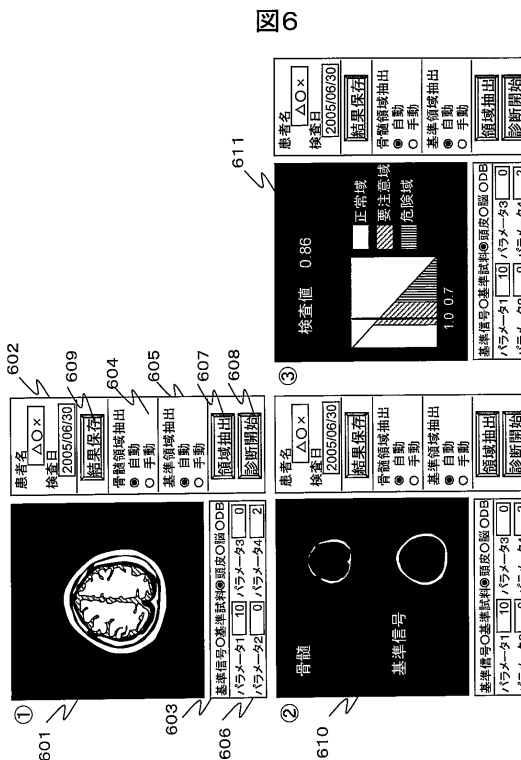
【 図 4 】



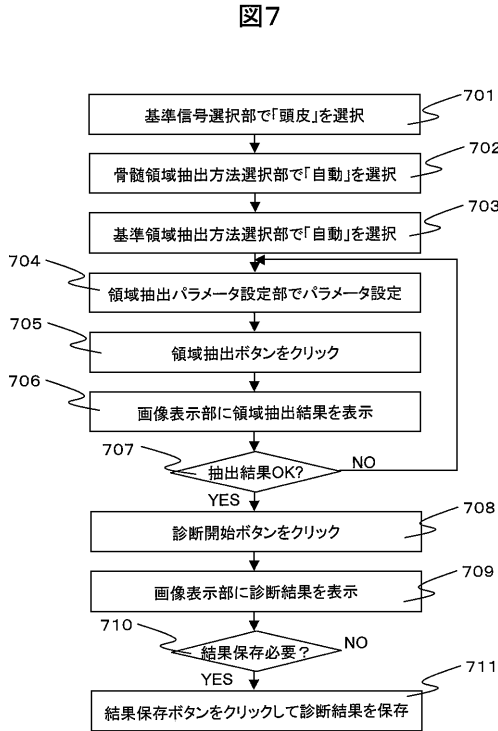
【 図 5 】



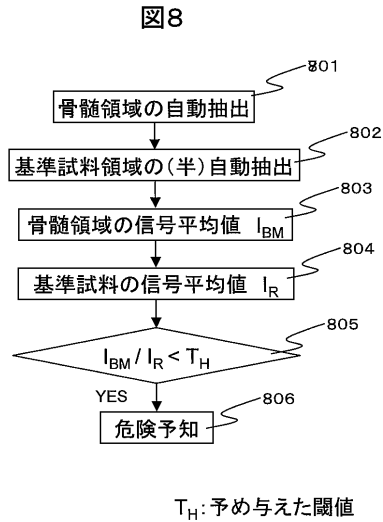
【 図 6 】



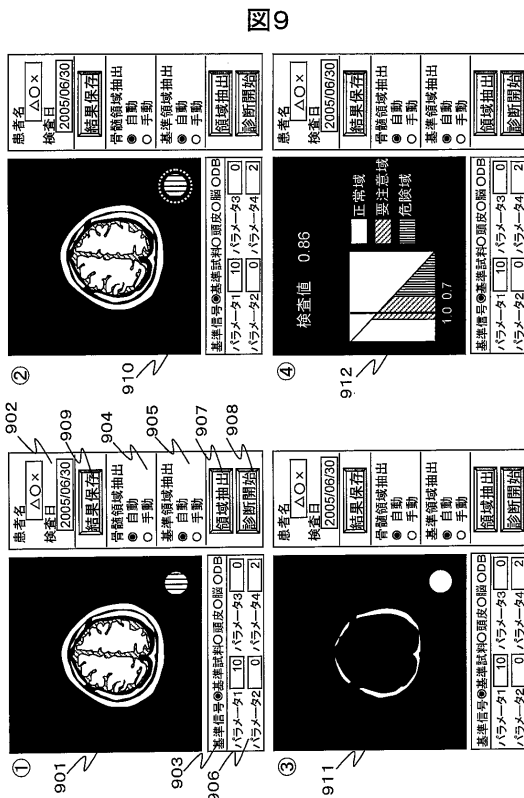
【 図 7 】



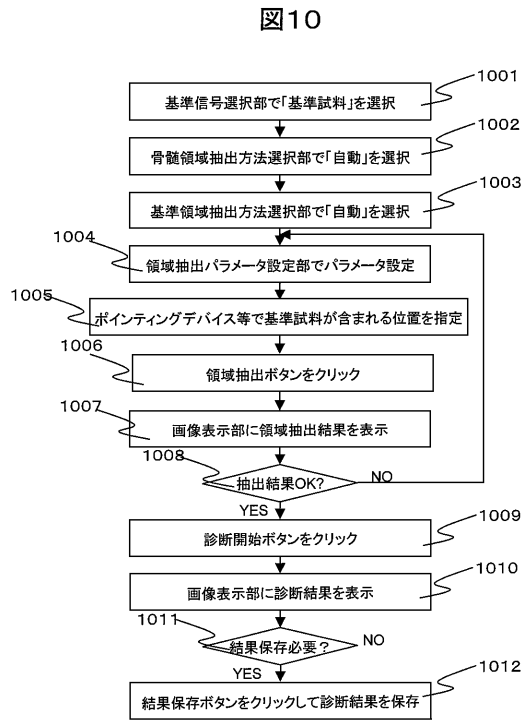
【 図 8 】



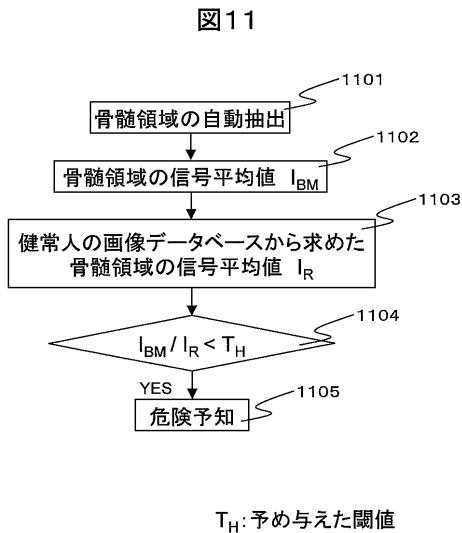
【 図 9 】



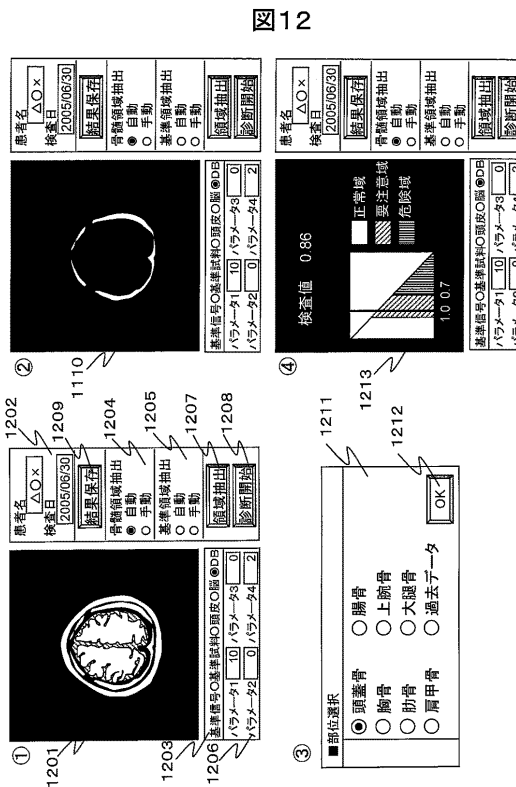
【 図 10 】



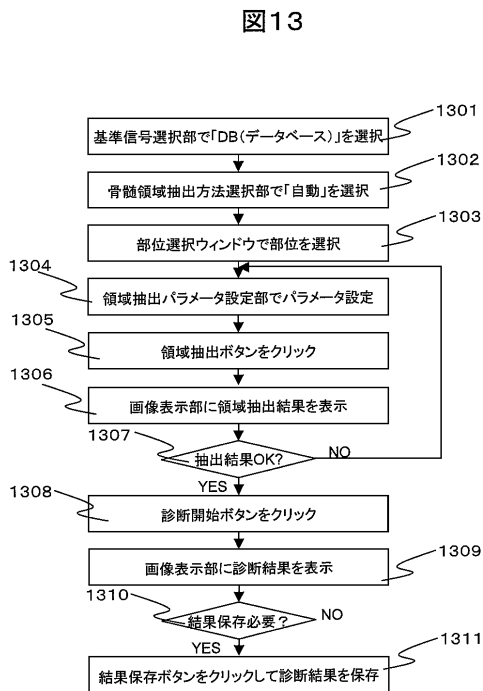
【 図 1 1 】



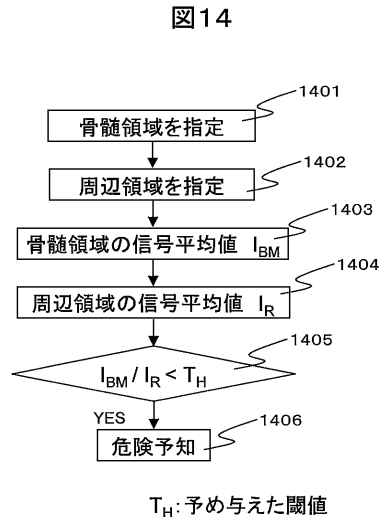
【 図 1 2 】



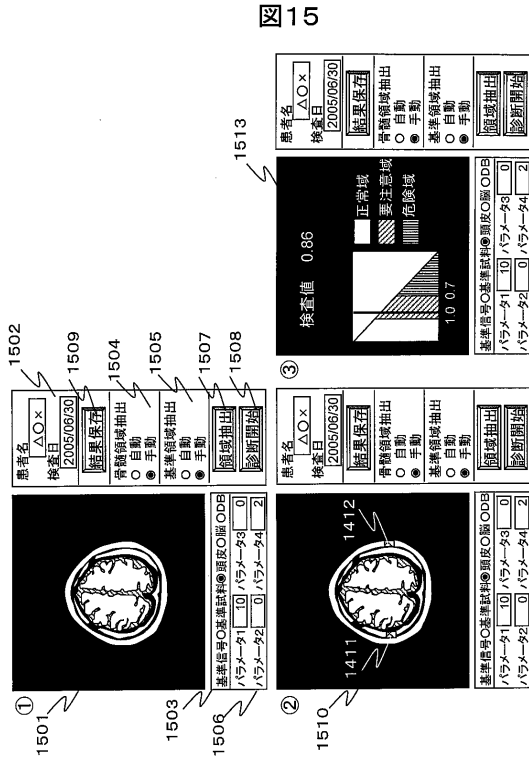
【 図 1 3 】



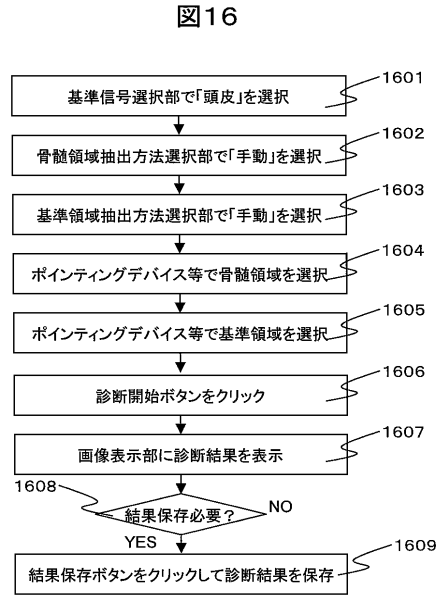
【 図 1 4 】



【 図 15 】

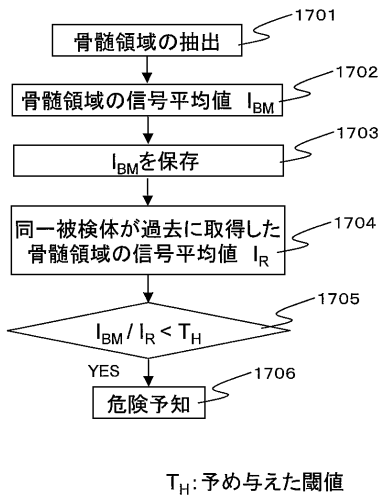


【 図 16 】



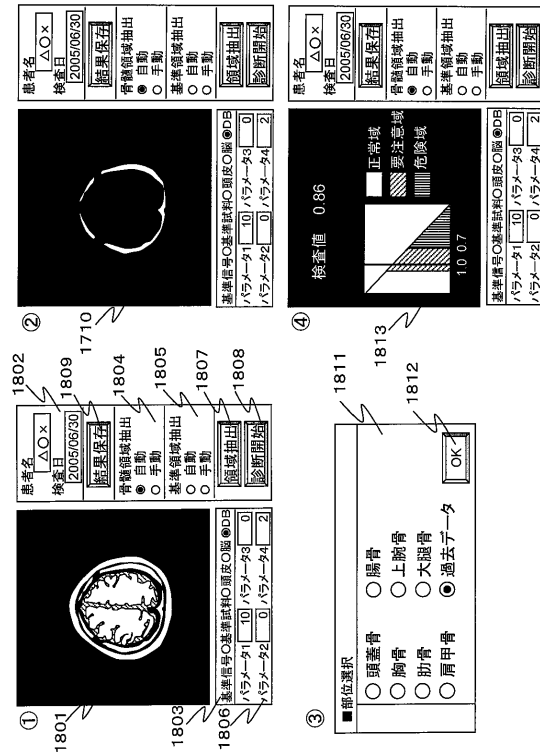
【 図 17 】

図17



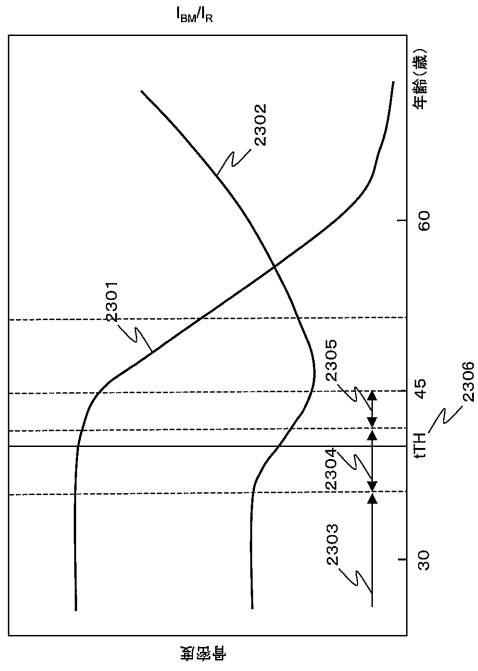
【 図 18 】

図18



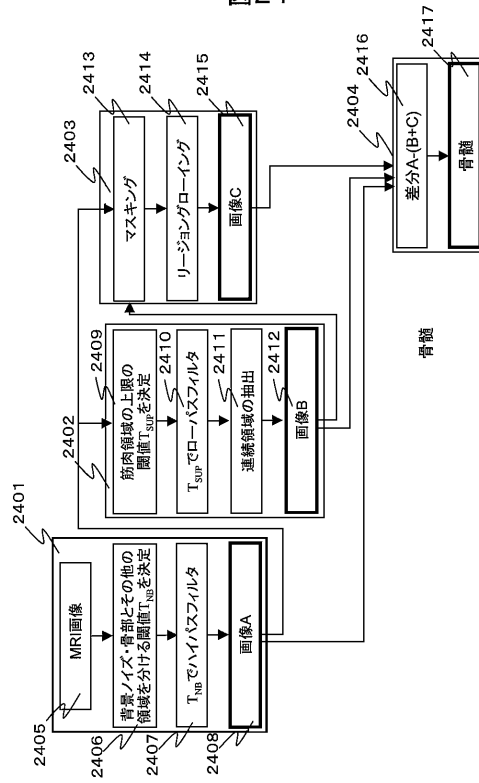
【 図 2 3 】

図23



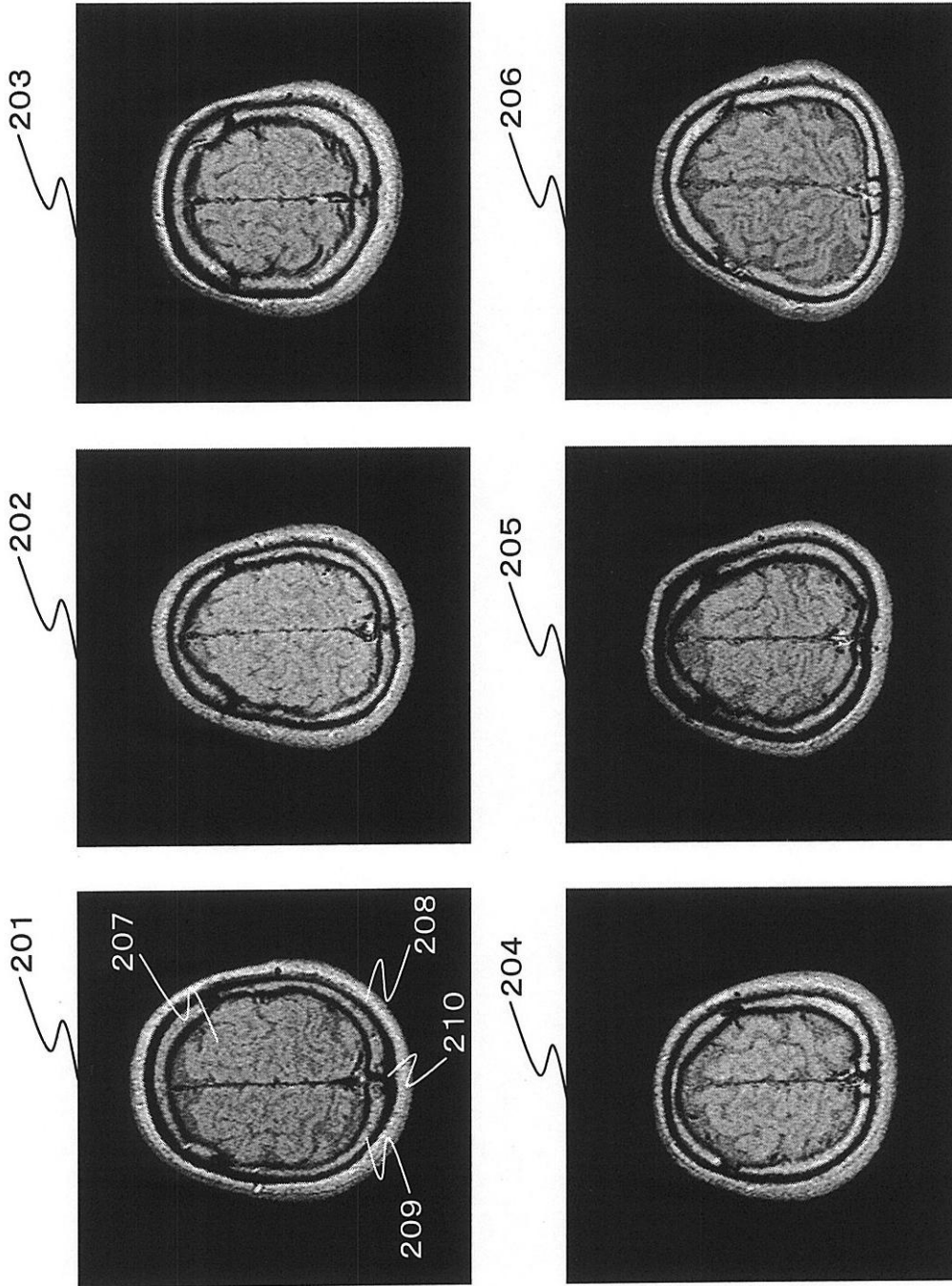
【 図 2 4 】

図24



【 図 2 】

図 2



【図 3】

図 3

