

	た　ぐち　じゅん　いち
氏名	田　口　順　一
授与学位	博士（工学）
学位授与年月日	平成10年3月13日
学位授与の根拠法規	学位規則第4条第2項
最終学歴	昭和61年3月 九州大学大学院理学研究科物理学専攻修士課程 修了
学位論文題目	磁気共鳴診断装置における信号計測および画像処理に関する研究
論文審査委員　主査	東北大学教授 星宮 望 東北大学教授 阿部 健一 東北大学教授 阿曾 弘具

論文内容要旨

本論文は、磁気共鳴診断装置（M R I : Magnetic Resonance Imaging）に関する著者の研究をまとめた物である。以下、各章毎に要約する。

第1章では、医療用の画像診断装置において共通した課題、進歩の歴史について論じ、特にM R I の研究開発の歴史、その中で、著者の行なった研究の位置づけについて論じる。

人体内部の様子を切除せずに撮影する装置は、X線写真、超音波診断機器、X線C T、M R I 等がある。そこで求められる主な技術課題は、高画質化、高速化、高機能化である。著者は、M R I 装置における高画質化、高速化、高機能化をテーマとして研究を行なった。

M R I の研究開発の歴史は、黎明期、実用化期、発展期、成熟期の4段階に分けられる。黎明期は、1972年のX線C Tの発明から始まる。各種試行錯誤の後、基本的なM R I 装置の撮影方法が産み出された。実用化期は、1981年のM R I 第1号機誕生から1985年位までで、M R I についての理解が進み、ハードと撮影方法の双方で改良が行われ、画質が年々向上していった。発展期は、1986年頃から1992年頃までで、撮影方法の洗練、高機能化、高画質化が進行した。血管撮影もこの時期に実用化した。1993年頃から成熟期を迎える、もはや新しい原理や性質を利用した計測手法の提案がなくなった。代わって、原画像を画像処理することによる見た目のきれいさを強調する画像フィルタ等、後処理技術の研究が進んでいる。

以上のM R I の歴史では、M R I の他に類を見ない特徴、特殊性がある。M R I 装置はフレキシビリティを持ち、ハードの研究開発とは切り離れて、撮影の仕方、ハードの動かし方の研究で高画質化、高

機能化、高速化が実現された。

著者は、1986年から今日までMRIの研究に携わった。ちょうどMRIが発展期を迎え、成熟期に入った段階での研究活動である。課題は撮影方法（信号計測方法）の工夫による高画質化と後処理方法の工夫による高画質化、後処理アルゴリズムの考案による処理速度の高速化である。

第2章では、MRIの一般的な原理、撮影操作等に関する導入説明を行う。

MRI装置は、静磁場、傾斜磁場、高周波磁場の3種の磁場を発生して人体内にある水素原子核が持つ磁化と電磁的な相互作用をして水素原子核（主に水分）の密度分布を求めて画像化する装置である。単に水分の密度分布を求めるだけでなく、磁化の持つ性質を利用して流れのある部位（血管）を強調して撮影するなど多くの機能を持っている。

MRI装置の内部には、強力な均一磁場である静磁場が形成されており、装置の中に入ると人体各部に水素原子核（主に水分）の密度に比例した磁化が発生する。傾斜磁場発生装置は、位置に比例した強度を持つ傾斜磁場を作り、磁化のラーマー周波数（回転周波数）を変え、位置を区別する。高周波磁場で、磁化に擾動を与えると条件の合う磁化は共鳴して励起する。静磁場は常に一定の強度であるが、傾斜磁場と高周波磁場は必要に応じて任意の時刻で印加できる。MRIは傾斜磁場と高周波磁場で特定のスライス内の磁化を共鳴励起し、傾斜磁場で磁化に周波数の違いを持たせ、磁化が放出する電磁波を観測し、周波数の違いから電磁波の発生源である磁化分布を求めて画像化する装置である。

第3章では、MRIの内部で起こる物理現象を捉え、定量的に評価するための高速シミュレーション方法について著者の考案した方法を述べた。

従来のシミュレーションでは、時間と空間を離散化し、磁化の従うプロッホ方程式に基づいて空間上の1点1点にある磁化の動きを追っていた。しかし、十分な計算精度を確保するには、離散化の幅を細かくする必要があるため、現実的な演算時間と使用メモリの範囲内では、厚みを持った撮影スライス全体を対象にした計算はできず、1平面内を対象にしたシミュレーションしかできなかった。

本シミュレーションは、空間上の1点1点にある磁化の動きを追う代わりに、磁化の集団全体としての振る舞いに着目し、磁化が全体として作る空間パターンの変化を追う。磁化を集団として扱う手法は、すでに擬似信号解析手法として従来から知られている。ここでは、この解析法を、シミュレーションに適用できるように、全ての自由度に対応するための位相項を付加し、空間パターンを適切に表現する基底を定義して線形代数の形式に一般化した。本手法の適用で、3次元空間全体を対象とした現象解析であっても、撮影平面内においては、面上の磁化全体の空間パターンを少数のパラメータ値で一度に捉えることができる。残りのスライス軸方向の1次元はサンプリングする必要があるが、本シミュレーションではスライス軸方向にサンプリングした各点に対し、面方向の磁化の状態の空間パターンを表現したパラメータ値の変化を計算するだけとなり、桁違いに高速な3次元シミュレーションができるようになった。

第4章では、MR I の高機能化の一つのカテゴリーであるマルチスライス撮影時の同時計測方法について、著者の行なった研究を述べた。

MR I の通常の撮影では、多くのスライス画像を一度に撮影するマルチスライス撮影が行われる。複数のスライスを次々に励起・計測していき、一連の励起・計測の繰り返しの中で、タイムシェアリングしながら複数のスライス画像を1回の撮影操作で取得する。実際、实用では、一回の撮影で15枚程度のスライス画像を一度に取得できる。30枚程度のスライス画像を取得する場合は、一度に撮影できなくなるが、撮影効率の関係から1回の励起で2つのスライスを同時に励起し、励起の仕方を変えた2種類の計測結果を基に後の演算で2つのスライス画像に分離する同時励起撮影方法が有効となる。2枚のスライスを同時励起する場合 S/N は $\sqrt{2}$ 倍向上し、N枚を同時励起する場合は \sqrt{N} 倍向上する。

同時励起を行う手段として従来は、励起用の高周波磁場の発生機構として、位相の直交した2チャネルの単振動波に分流し、各々別個に振幅変調した後に再び合流する2チャネル型の装置などが必要とされていた。通常の励起を利用する1チャネル型の振幅変調機構だけで同時励起する方法は知られていなかった。

著者は、初期のMR I 装置に多い、1チャネル型の振幅変調機構しか持たない装置でも、振幅変調の重ね合わせ方法を工夫することにより、同時励起撮影ができる方法を考案し、4枚のスライスを同時励起する場合について実機実験して確認した。

第5章では、MR I の高機能化の中で最も重要な血管撮影機能（MRアンギオグラフィー）について、著者の行なった高画質化撮影技術に関する研究について述べた。

MR I は、撮影方法の工夫により、造影剤なしの血管撮影を行うことができる。MR I を用いた血管撮影、すなわち、MRアンギオグラフィーの撮影方法は各種あるが、最近では短い繰り返し時間で励起を繰り返すことにより撮影領域に流れ込んでくる性質を利用して血流を高輝度に捉える方法が主流になり、各種改良方法も開発された。その中の一つに、傾斜を持った励起で末梢血管の信号強度を上げる傾斜励起法がある。撮影領域に血液が流れ込む起始部の励起角度を下げ信号量を減少させる代わりに撮影領域の後尾部に位置する末梢部の励起角度を上げて信号量を増加させることにより、末梢血管の描出能力を向上する。

従来、傾斜を持った励起を実現する実用的な方法は、4章と同様、励起用の高周波磁場の発生機構として、2チャネル型の振幅変調を行う装置などが必要とされていた。

著者は、1チャネル型の振幅変調では、中心周波数を軸に複素共役な帯域しか持たせられない物理的制約を考慮し、中心部を未励起にして2つのバンドを形成し、片方のバンドを励起領域に、他方を人体のない領域に割り当てるにより、1チャネル型の振幅変調しかない初期のMR I 装置でも、実用的な傾斜励起を実現する方法を考案し、実機実験で確認した。

第6章では、MRアンギオグラフィーの撮影で得られた3次元データを最大値投影して血管画像を得る処理について、著者の考案した高速処理アルゴリズムについて述べた。

MRアンギオグラフィーでは、3次元的にデータを取得することが一般的である。三次元データであるので、何らかの投影処理を行い、表示する必要が生じる。単に加算投影すると、脳の実質やノイズの影響で、細かい血管は見えなくなるが、視線方向の最大値を投影すると、細かい血管でも他よりも高輝度ならば捉えることができ、血管の描出能力の高い画像が得られる。

脳血管のように複雑に走行する部位にできた微小な動脈瘤を診断するには、一方向のみの投影では見逃すことが多く、いろいろな角度からの投影像を作る必要があり、投影処理時間の短縮が求められていた。特に、斜め方向の視点から最大値投影する場合、投影視線方向のサンプリング点とデータ点が一致せず、補間処理が必要なため、従来は、画質と演算時間の間でトレードオフが生じていた。

著者は、従来発生していた画質と演算時間のトレードオフを解消する処理方法を考案した。本方法の要点は、最初に画質の劣る最近傍最大値投影法で高速に粗く血管位置を掴み、次に最初の処理で得られた最近傍最大値となった点の周辺位置のみについて画質の良い線形補間や高次補間を行って再度精密に最大値投影しなおすことにある。時間のかかる精密な補間処理をするデータ点数が減り、高速に演算できる。従来とほぼ同等の画質で高速に演算できることを実データで確認した。

第7章では、著者の考案した画像平滑化フィルタについて述べた。

画像のノイズ除去を行うことを目的とした画像処理研究は長年行われており、今日までにいろいろな平滑化処理を行う画像フィルタが多数提案されている。木戸等は画像の各点における最小変化方向に1次元の非線形の適応型平滑化を行う方向依存型フィルタを提案し、組織コントラストが高くエッジ部で数ピクセルの範囲を持ってなだらかに変化する特徴を持つMRⅠ画像では特に有効な処理になることを示した。

著者は、木戸等の提案した方向依存型フィルタを発展させ、画像のエッジ部分と平坦部分を切り分けて各々個別に方向依存型の非線形平滑化処理を行う画像フィルタを考案した。画像のエッジ部については、ノイズでエッジ構造があいまいになる場合に備え、着目する画素の近傍の画像構造も考慮して集団的平均を行った最小変化方向を求めて1次元の非線形平滑化処理をした。画像の平坦部については、各画素の最小変化方向に1次元の非線形平滑化処理をし、さらに、平滑化する1次元方向の長さをエッジ部よりも長くして、平坦部の平滑化効果を高めた。以上の処理をMRⅠ画像に行った結果、エッジの方向がそろったきれいな画像になり、かつエッジ部の平滑化のしきを抑えて平坦部の平滑化効果を高めた良好な画像が得られた。

以上、本研究がMRⅠのさらなる高画質化、高速化、高機能化の研究に生かされることを期待する。

審査結果の要旨

MR I (磁気共鳴診断装置) は、人体の内部情報を提供する有用な機器として臨床的に広く用いられるようになっている。しかし、限られた時間内に効率良く、各種の有用な生体情報を取得するためには、撮影方法やデータ処理方法を工夫することが必要である。ハードの持っている潜在的な能力を引き出すソフト的な研究が特に重要である。著者は、この点に着目して、MR I の高度なシミュレーション技術を確立するとともに、撮影方法とデータ処理方法に種々の新手法を考案し、ソフト的な手法によってMR I の高度な諸機能を実現する途を切り開いた。本論文はそれらの成果をまとめたもので、全文8章よりなる。

第1章は序論である。第2章では、MR I の構成、撮影原理などについて述べている。

第3章では、MR I 内部の磁化状態の三次元シミュレーションの重要性と問題点を指摘し、次いで、従来の擬似信号解析方法を基に、位相項を加えた一般式を導出し、従来不可能であった三次元空間全体を対象にしたMR I シミュレーションを実現している。

第4章では、複数スライスの断層像を短時間に取得することのできる新しい励起法・信号処理法を提案している。本研究で提案された振幅変調波をさらに振幅変調する再振幅変調の組み合わせ法を用いる方法によって、初期のMR Iにおいても同時励起撮影が出来ることを示している。これは有用な成果として高く評価できる。

第5章では、造影剤なしで高画質な血管撮影をする機能を簡略なMR I で実現する方法について述べている。磁化の励起プロファイルに工夫をこらすことによって、2チャネルの装置のみの傾斜励起を1チャネルの装置で実現出来ることを明らかにし、人体頭部の血管撮影に成功している。すぐれた成果である。

第6章では、MR I で撮影した三次元データの最大値投影処理の高速化方法について述べている。新しい2段階処理法を提案し、画質劣化なく、従来比3~12倍の高速化を実現している。有用な処理法である。

第7章では、MR I 画像上のノイズを選択的に低減する平滑化処理方法について述べている。画像を、幅を持ったエッジ部分と平坦部分に大別し、エッジ部、平坦部分それぞれに適した平滑化処理を行い、人間の感性に沿う自然な平滑化を実現している。これは臨床診断に大きく貢献した成果である。

第8章は結論である。

以上要するに本論文は、MR I 内部の三次元的な磁化の状態を把握できるシミュレーション技術を確立し、MR I を高機能化する手段である同時励起や傾斜励起を可能とする新しい信号計測方法ならびに有効な画像処理手法を提案して有効性を実証しており、医用電子工学の発展に寄与するところが少なくない。

よって、本論文は博士（工学）の学位論文として合格と認める。