

氏名	河野秀樹
授与学位	博士（工学）
学位授与年月日	平成3年9月11日
学位授与の根拠法規	学位規則第5条第2項
最終学歴	昭和43年3月 東北大学工学部電子工学科卒業
学位論文題目	医用画像処理における高精度情報抽出法に関する研究
論文審査委員	東北大学教授 竹田 宏 東北大学教授 山本 光璋 東北大学教授 星宮 望

論文内容要旨

第1章 緒言

1972年に原理が発表されたX線CTはそれまでの画像診断装置と異なり、計測された信号から断層像を再構成することにより、頭部のような骨に囲まれた部位の断層像撮影を可能にした。さらに翌年、核磁気共鳴現象を利用して人体内部の水素原子核の分布を断層像として撮影する磁気共鳴イメージング（MRI）装置が発表されるに至り、画像診断装置における計算機応用に関する研究が急速に進展した。これらの装置は画像を電気信号として計測し、計算機処理により視覚的に意味のある画像を再構成するという共通点を持つ。そのため走査方法あるいは画像処理方法の改良により、新しい情報を抽出する潜在的な可能性を有している。

一般に画像診断装置の性能は撮影された画像の画質、撮影時間、装置の機能で評価される。特に上記2種類の装置では、走査方法か画質に影響を与えると共に、撮影に要する時間を変化させる。また現在のX線CTとMRI装置は単に形態学的な診断装置として使用されているが、新しい診断情報を計測する可能性を持つ。本論文は代表的な画像診断装置であるX線CTとMRI装置を取りあげ、高画質化、撮影時間短縮、機能向上を達成する画像再構成方法、走査方法について述べる。

第2章 X線CT像再構成アルゴリズム

X線CTはX線ビームにより人体の断面の1次元射影を多方向より計測し、計算機処理により断層像を再構成する。従来より提案されている再構成方法にフィルタード・バックプロジェクション法がある。この方法はx-y空間で定義された画像を $f(x, y)$ 、x軸を角度 θ だけ回転させた軸をu

として、 $f(x, y)$ の u 軸への射影 $p(u, \theta)$ とフィルター関数 $\phi(u)$ との畳み込み積分を求め、その結果を再構成画素上に積分する。

実際の X 線 CT では X 線の焦点サイズ、検出器の開口幅により X 線ビームが空間的な広がり（線像分布関数）を持つ。この線像分布関数は X 線の走査方向の関数 $\Psi(u)$ で与えられる。本章では最初に X 線ビームの空間的な広がりの影響を像再構成の過程で補正する式を解析的に導出した。その結果、線像分布関数 $\Psi(u)$ のフーリエ変換を $\Psi(\omega)$ としたとき、フィルター関数 $\phi(u)$ は $|\omega|/\Psi(\omega)$ の逆フーリエ変換で与えられることを示した。次に X 線ビームの空間的な広がりの補正により増加する雑音の低減方法として、フィルター関数を正弦波関数で帯域制限する方法を提案した。

ここで提案したフィルター関数は X 線ビームの空間的な広がりの影響を完全に補正できるが、X 線 CT では散乱 X 線、被写体のスライス内不均一性などにより空間分解能が低下する。そこで上記の考え方を発展させ、空間周波数特性が次式で与えられるフィルター関数を提案した。

$$\Phi(\omega) = \frac{2}{a} \sin\left(\frac{a}{2}|\omega|\right) + \frac{2}{a} \sum_{k=2}^{\infty} \alpha_k \left\{ \sin\left(\frac{a}{2}|\omega|\right) - \frac{1}{2k-1} \sin\left(\frac{2k-1}{2} a|\omega|\right) \right\} \quad (1)$$

本フィルター関数は k および α_k の選択により特定の周波数成分の強調、抑制を任意に行うことができる。図 1 はそれぞれ従来のフィルター関数 (a)、X 線ビームの空間的な広がりを補正するフィルター関数 (b)、特性が式 (1) で与えられるフィルター関数 (c) で再構成された像である。図 1 は X 線 CT の画質を向上させるために、像再構成に用いるフィルター関数を走査系の特性、被写体の性質に合わせて変化させる必要性を示している。本章で提案した 2 種類のフィルター関数は特性を任意に変化させることができ、X 線 CT の画質向上に有効であると結論される。

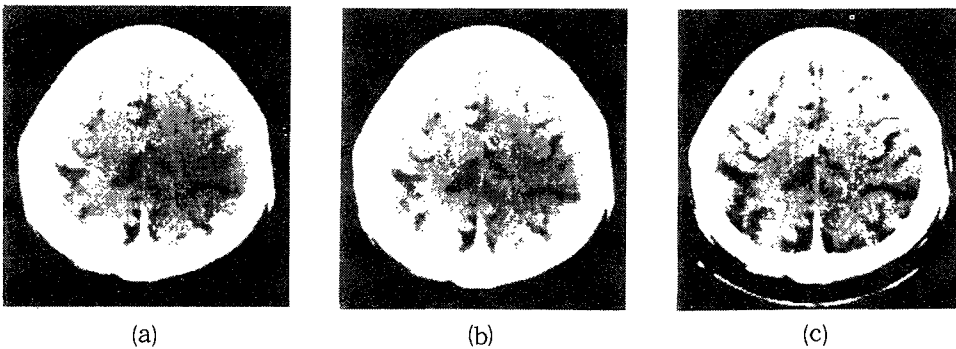


図 1 3 種類のフィルター関数で再構成された頭部断層像

第 3 章 X 線 CT の新しい走査方式

X 線 CT は断層像を撮影するため、射影軸方向と回転方向の 2 種類の走査を必要とする。この走査形態から通常第 1～第 4 世代方式と呼ばれる走査方式が使われている。一方 X 線 CT は撮影時間を短縮するため、複数の検出器を使用する。複数の検出器を使用する場合、検出器間の特性の差異

が画質へ与える影響を考慮する必要がある。本章では走査時間1分以下を実現し、検出器間の特性の差異が再構成画像の画質へ影響を与えない頭部用X線CTを実現する走査方式を提案した。

図2はその走査方式を示している。同図においてX線管Sは円弧軌道C上をAからBの方向へ移動する。この間検出器Dは静止しており、入射X線量を計測する。X線管の円弧運動が終了すると、X線管と検出器は検出器の配列角度 α だけ回転し、円弧軌道と検出器はそれぞれC'およびD'の位置へくる。以上に述べた2種類の回転運動を $(2\pi/\alpha)$ 回繰り返すことにより、走査を終了する。

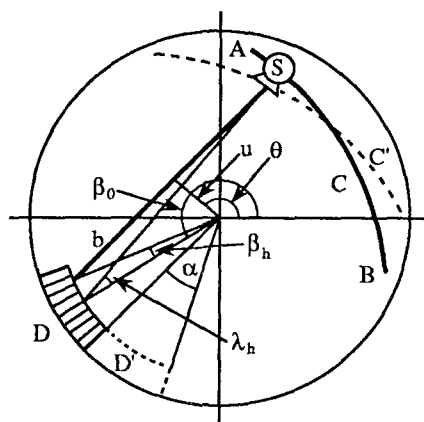


図2 X線CTの新しい走査方式

本走査方式は基本的にはファンビーム方式であり、X線管の走査軌道、X線管と検出器のI関係から3種類の変形を持つ。その3種類の変形にたいして、以下に述べる断層像再構成アルゴリズムを採用した。すなわち本走査方式で計測された射影を平行X線ビーム射影に変換したのち、従来より提案されているフィルタード・バックプロジェクション法を適用した。図2において、検出器へ入射する1本のX線ビームbによる計測データは、平行X線ビーム射影では u と θ の関数 $p(u, \theta)$ で表される。一方、本走査方式では同一のX線ビームbによる計測データはX線管位置 λ_h 、検出器位置 β_h と β_0 の関数で表され、ここではそれを $g(\lambda_h, \beta_h, \beta_0)$ とおく。走査系の幾何学的形状から両者が一致する条件を求め、座標変換により $g(\lambda_h, \beta_h, \beta_0) \rightarrow p(u, \theta)$ の変換を行った。座標変換では1点のデータをその点の周囲 4×4 点のデータから2次の補間関数で求めた。

本走査方式の有効性確認を目的として、計算機シミュレーションによる像再構成実験を行った。シミュレーションは平行X線ビーム射影、本章で提案した走査方式の3種類の変形で計測された射影からの像再構成を行った。また本走査方式における撮影時間の推定、走査系の機械的な誤差が再構成画像へ与える影響の解析を行った。その結果、本走査方式で撮影された画像は従来の平行X線ビーム方式と同程度の画質であり、撮影時間1分以下を達成できる、機械的誤差の許容値は従来方式と同程度であるとの結論が得られた。

第4章 シンクロトン放射光を利用した単色X線CT

X線CTは人体内のX線吸収係数の分布を断層像として撮影する。この装置の特長は定量性が高いことであり、撮影された画像の濃度(CT値)はX線吸収係数と線形関係にある。しかるに物質のX線吸収係数はX線エネルギーの関数である。従って、広いスペクトルを持つX線で撮影する一般のCTは定量性に限界がある。そこでX線CTの定量性の向上、新機能の実現を目的として、X線が線スペクトルである単色X線CTを試作し、その評価を試みた。

試作した単色X線CTは線源としてシンクロトン放射で得られる7~40keVのX線をSi結晶

分光器で単色化した後、試料に照射する。分光後のX線は幅25mm、厚さ2.5mmのシート状の形状を持つ。試料透過後のX線ビームはCsIシンチレータと1024チャンネル・フォトダイオードを組み合わせた検出器で電気信号に変換される。この単色X線CTはX線源、検出器の制約から、試料の回転走査により視野直径25mmで断層像を撮影する。そのため撮影する試料は制限されるが、X線スペクトロスコピー、試料透過後のX線をBraggの非対称反射を利用して拡大撮影する機能を持つ。

本章では最初に像再構成方法、検出器の特性を補正するキャリブレーション法について述べた。次に本X線CTの空間分解能の限界を理論的に求め、空間分解能は通常撮影時に100 μ m、5倍拡大撮影時に20 μ m以上であることを示すとともに、実験によりこれを確認した。同時に再構成画像の雑音（CT値の標準偏差）を予測する式を導きだした。最後にX線を単色化することによる有効性の確認実験を行った。まず脂肪と筋肉を含む生物試料の断層像を15~35keVの単色X線で撮影し、両者のX線吸収係数のエネルギー依存性が異なることを示した。次に内径2mmのテフロン管7本にそれぞれ水および濃度0.1~4.5wt%のモリブデン溶液を満たしたファントムの断層像を19.6keV、20.6keVのエネルギーで撮影し、2枚の画像の差よりモリブデンの分布像を求めた。図3はモリブデン濃度とCT値の関係を示しており、両者は完全に直線関係にある。すなわち複数の物質で構成された試料から、特定の物質のみの分布を定量的に計測することができる。本実験により単色X線CTで人体内に存在する特定の物質を定量的に計測できる可能性が示された。X線を単色化することは不要な被曝線量を避ける上でも有効な方法である。単色X線CTは医療用X線CTの1つの将来方向であるといえる。

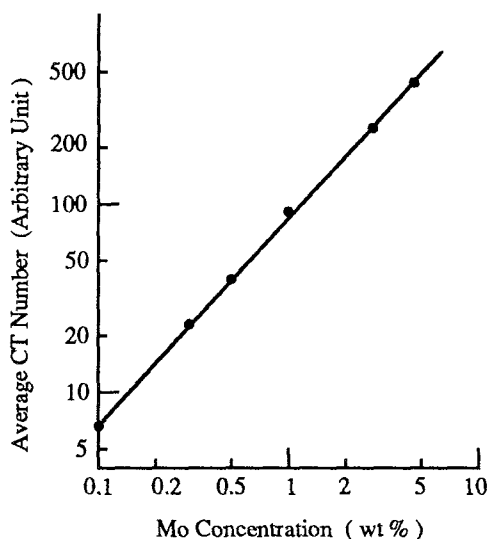


図3 モリブデン濃度とCT値の関係

第5章 高速スペクトロスコピック・イメージング

X線CTと同様に、計算機による断層像再構成処理が必須である診断装置に磁気共鳴イメージング（Magnetic Resonance Imaging : MRI）装置がある。この装置は軟部組織の描出、任意断面撮影、血流撮影などX線CTにはない多くの特長を持つ。MRI装置は生化学分野の分析手段である核磁気共鳴（Nuclear Magnetic Resonance ; NMR）を原理としている。現在のMRI装置は単なる形態学的診断装置として使用されているが、生体内の物質を分析する機能診断へ適用可能である。その代表例が2本の空間軸と1本のケミカルシフト軸よりなるスペクトロスコピック・イメージングである。

本章ではMRIの画像撮影機能とNMRのスペクトル計測機能を同時に実現するスペクトロスコ

ピック・イメージングを高速に行う新しい走査方法を提案した。MRI装置は静磁場を発生する磁石、原子核を共鳴させる高周波磁場（RF）、磁場強度を空間的に傾斜させる3方向の傾斜磁場（GX, GY, GZ）を使用する。図4は高速スペクトロスコピック・イメージングの走査方法である。同図は1回の計測を示しているが、実際にはこのシーケンスを複数回繰り返す。本方法はRFとGZの同時印加により、断面内の原子核に共鳴を起こさせる。次いでGXの印加により、位置に応じた位相変化を信号へ付与する。さらにGYを周期 4τ のパルス状に印加し、発生する多数の信号を計測する。この方法で得られる信号において、信号のピークを結ぶ点線で示す信号はケミカルシフト情報を持ち、傾斜磁場の反転毎に現われる信号は位置の情報を持つ。計測された信号から3次元像を再構成するためには傾斜磁場反転毎の信号を切り出し、3次元に配列後フーリエ変換を施す。

本章で提案した方法は信号にケミカルシフトと位置の2次元情報を同時に持たせることにより、高速化を図っている。しかしながらケミカルシフト軸方向の帯域幅が傾斜磁場の反転周期で制限される。そこで帯域幅を拡大するために、反転傾斜磁場の印加開始時刻をずらせた計測を複数回行う方法を提案した。本方法により、撮影時間をN倍に延長すれば、帯域幅をN倍に拡大できる。

高速スペクトロスコピック・イメージング法の有効性を確認するために、磁場強度0.5TのMRI装置を使用し、アセトンとベンゼンの混合液よりなるファントムの撮影実験を行った。その結果、画素数 $32 \times 32 \times 32$ の3次元像を32秒で撮影でき、本方法の高速性を証明した。また撮影された3次元画像を処理することにより、アセトンとベンゼンの分離・画像化、両者の高分解能スペクトル計測が可能であることを示した。最後にケミカルシフト軸の帯域幅の2倍および4倍拡大実験を行い、提案した方法の有効性を示した。本章で提案した高速スペクトロスコピック・イメージング法は2次元画像の撮影と同一時間内に3次元画像を撮影でき、画像情報とスペクトル情報が同時に得られるため、MRI装置で新機能を実現させる有力な方法であると結論される。

第6章は結言であり、本論文の結果をまとめたものである。

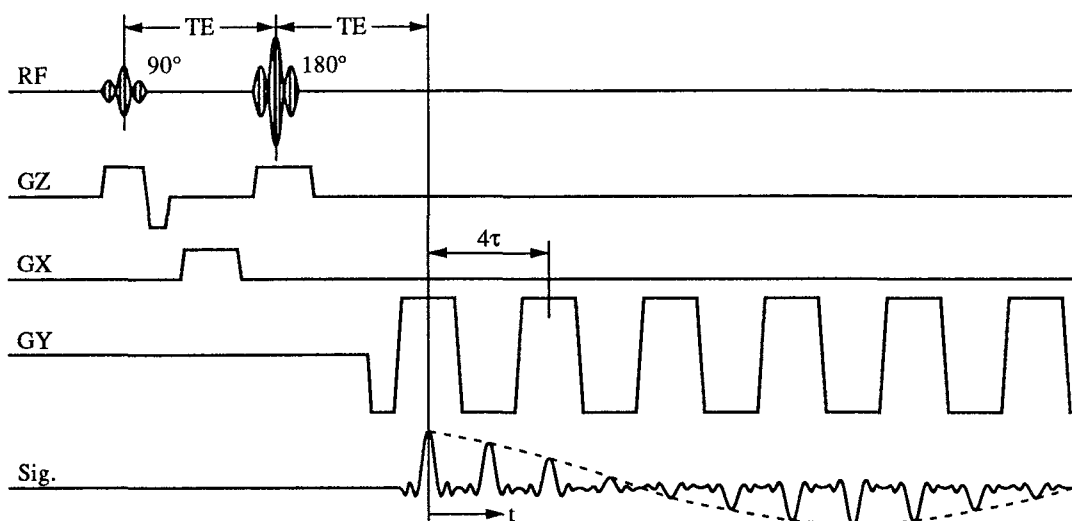


図4 高速スペクトロスコピック・イメージングの信号計測方法

審査結果の要旨

X線 CT 及び磁気共鳴イメージング (MRI) 装置の発明以来、医用画像処理に関する研究が急速に発展してきた。これらの装置はともに投影画像を電気信号として計測し、計算機処理により始めて視覚的に意味のある画像を再構成するものである。著者は、X線 CT の画像を高品質化するために X線ビームの広がり を考慮した断層像再構成アルゴリズムと、撮影時間を短縮する新しい走査方法を提案した。また従来の装置にはない診断機能を実現する単色 X線 CT を試作し、その評価を行った。さらに MRI 装置の機能を大幅に向上させるスペクトロスコピックイメージングに関し、高速信号計測方法の開発を行った。本論文はそれらの成果をまとめたもので全文 6 章よりなる。

第 1 章は緒言である。第 2 章では X線 CT の画質向上を図る断層像再構成アルゴリズムについて述べている。すなわち、X線ビームの広がり の影響を補正する像再構成のアルゴリズムを解析的に導出するとともに散乱 X線による画質低下を補正するアルゴリズムを与えている。これらのアルゴリズムの有効性はシミュレーションと実際の CT への適用により確認されており、本論文の重要な成果である。

第 3 章では X線 CT の撮影時間を短縮する走査方法と像再構成法について提案している。CT の撮影時間を短縮するには多数の検出器を必要とし、一般に検出器間の特性の差が再構成画像の画質を劣化させる。提案する走査方法は検出器特性が再構成画像に影響を与えない特長を有しており、シミュレーションにより、撮影時間の短縮と走査方法の有効性を確認している。

第 4 章は分解能と定量性向上を目的として試作した単色 X線 CT についてのべたものである。まず分解能と雑音に関する理論式を求め、その正当性を実験的に証明している。また元素の X線吸収係数のエネルギー依存性を利用し、特定元素分布の定量的撮影を実現している。単色 X線 CT は被爆線量低減、新しい診断機能実現に有効で、今後 X線 CT の新形態として期待される。

第 5 章では、MRI で画像とスペクトルを同時に計測するスペクトロスコピックイメージングを高速に行う方法を提案している。そのために、空間座標とケミカルシフト量によって MRI 信号の位相を変調する方法およびケミカルシフト軸の帯域幅拡大法を開発している。本方法が生体に存在する物質の分析手段として極めて有効であることをイメージング実験により証明している。第 6 章は結言である。

以上要するに本論文は X線 CT と MRI に関し、画質を向上させる再構成アルゴリズムと撮影時間を短縮させる走査方法、さらに新しい診断情報の抽出について論じ、提案した方法の有効性をシミュレーションならびに実験により明らかにしたもので、医用電子工学、画像処理工学へ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。