

解説

医用画像処理

下田 陽久*・紀ノ定保臣**

* 東海大学情報技術センター 〒151 東京都渋谷区富ヶ谷 2-28-4

** 東海大学工学部光学工学科 〒259-12 平塚市北金目 1117

(1982年11月26日受理)

Medical Image Processing

Haruhisa SHIMODA* and Yasutomi KINOSADA**

* Tokai Research & Information Center, Tokai University,
2-28-4, Tomigaya, Shibuya-ku, Tokyo 151, Japan** Department of Electro Photo Optics, Tokai University,
1117, Kitakaname, Hiratsuka 259-12, Japan

1. はじめに

医学上の診断の主たる問題点は、人体内部の状態をいかに正確に推定するかという点にある。人体の内部状態とはいかえれば、各臓器の状態に関する情報の集積である。人間の体の構造上、これらの情報は各点で独立ではなく相互に関連を持っている。したがってこれらの情報は3次元の空間情報であり、換言すれば医用情報とはそのほとんどが本来画像情報であるということが出来る。

これらの情報の取得、解析は従来そのほとんどが医師の手にゆだねられてきた。しかしながら、それらの情報のほとんどがいわゆる不可視情報であること、人体の特殊性から非破壊的に情報を取得しなければならないこと等の制限から一般に取得された情報の SN 比は低く、解析には多くの困難が伴う。情報理論およびコンピュータの発達につれ、これらの医用画像情報を機械的に処理しようという試みがなされたのはしたがって当然といえる。

医用画像処理の歴史は長く、約 20 年に達しようとしている。各種画像処理の中でも最も早くから取り組まれた応用分野の一つであり、また実用化という観点から見ても最も進んでいる分野といえよう。最近では画像医学あるいは画像診断学¹⁾という言葉まで生まれ、医用画像処理に関する成書もいくつか出版されている。

先に述べたような理由から、医用画像処理の内容はき

わめて多岐にわたっており、これらのすべてについて記述することは紙数からみてもとうてい不可能である。そこで以下のような方針でこの小論をまとめてみた。

一般に画像処理は、図 1 に示すように、1) 画像の取得、2) 復元や強調などの前処理、3) 分類や認識等の解析処理の 3 段階に分かれる。しかし他の分野の画像処理とくらべてみたとき、医用画像処理では 1) の部分が大きな比重を占めているのが著しい特徴となっている。

表 1²⁾ および表 2³⁾ に代表的な医用画像および医用画像取得手段の種類を示した。これらの表からも推察されるとおり、画像取得後の 2) および 3) の段階も 1) の手法に大きく影響を受ける。そこで本稿ではまず各種の画像形成手法とその手法による代表的な医用画像について述べ、次いで各種の画像処理手法について述べる。最後に CT をはじめとする最近のトピックスに簡単に触れることにしたい。詳論を必要とされる方は他の成書³⁾ ないしは文献を参考にされたい⁴⁾。

2. 医用画像と画像形成手法

ここでは代表的な医用画像について、その画像形成を概説する。画像形成手法は、その画像化原理によって図 2 のごとく分類できる。画像形成手法には、受動的手法と能動的手法の 2 通りがある。前者は生体組織から放射されるエネルギーを画像化する方法である。サーモグラフィ、心電図、心磁図などの生体表面情報がこれに属する。後者は外部からの照射 (あるいは投与) エネルギー

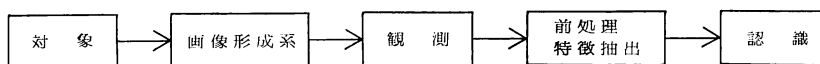


図1 画像処理の一般的な流れ

表1 医用画像の種類と対象臓器²⁾

画像の種類	対象臓器	静止像	動態像	立体像	処理
体表画像	サーモグラフィ, モアレ, 電位分布	○	○	○	計測, 動画
顕微鏡, 電子顕微鏡像	血球, 染色体, 組織像, ホルモン等の顆粒	○		○	自動分類
X線像	組織X線吸収	○	○	○	(各種計測, CT (computed radiography))
RI 像	生体内物質代謝	○	○	○	動態, CT
粒子線像	軟部組織	○		○	治療計画, CT
超音波像	"	○	○		動画, CT
NMR 像	軟部組織 (水素分布)	○		○	CT
内視鏡	消化管, 眼底, 気管支, 腹腔, 膀胱	○	○	○	スペクトロスコープ
その他 (インピーダンス, マイク) 口波, キャパシタンス等)					

表2 医用画像取得手段³⁾

1. X線 (粒子線) 診断装置
 - 一般X線診断装置
 - X線映画
 - X線テレビ (近接, 遠隔制御, ジャイロスコープなど)
 - ビデオデシトメトリ
 - 集検装置 (消化器, 肺, 乳腺など, 間接撮影, ミラーカメラなど)
 - 血管造影装置 (脳, 心大血管, リンパ管など, 連続撮影, 心拍連動撮影など)
 - 断層撮影装置 (パノラマ撮影, 回転横断撮影を含む)
 - コンピュータトモグラフィ (CT) (粒子線 CT を含む)
 - X線走査キモグラフィ
 - スキヤノグラフィ (低線量走査X線診断装置)
 - マイクロラジオグラフィ
 - 治療計画X線診断装置 (シミュレータ)
 - X線ホログラフィ
2. 核医学イメージング装置
 - シンチスキャナ
 - 全身スキャナ
 - シンチカメラ
 - ポジトロンカメラ (放射型 CT)
3. 内視鏡 (カメラ, ファイバースコープ, TV など)
4. サーモグラフィおよび赤外線カメラ
5. 超音波診断装置
 - Aモード
 - Bモード (電子スキャン, グレースケールコンパウンドスキャン, オクトソン)
 - Cモード
 - 超音波顕微鏡
 - 超音波ホログラフィ
6. NMR CT
7. インピーダンス CT

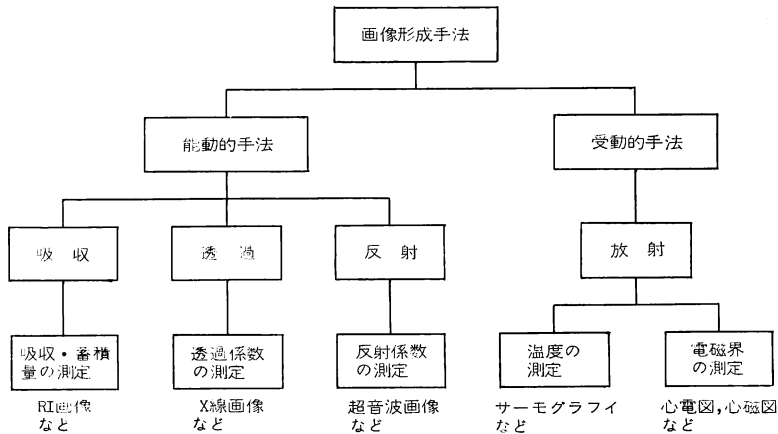


図 2 画像形成手法の分類

と対象組織との相互作用 (たとえば, 吸収, 透過, 反射など) により生じた情報を画像化する手法であり, 生体の内部情報を画像化することが可能である. 多くの医用画像は後者に属する.

2.1 受動的手法による医用画像

2.1.1 放射の利用

受動的手法による医用画像の代表例としてサーモグラフィがある. 生体表面の温度分布図を温度の高低に応じて濃淡や色調の異なる画像として表示するものである. 腫瘍部の検出や血行障害の診断に用いられている^{5,6)}. サーモグラフィ用に使用されている装置の多くは, 体表面から放射されている赤外線を検出して電気信号に変換し, 増幅・温度校正・走査などの処理を経て CRT 上の輝度信号として画像表示する赤外線カメラである.

その他の医用画像として, 心電図および心磁図などが考えられる⁷⁾. 心臓内部の電流源に由来して, 生体内部を導電率分布などに従って電流が流れる. 心電図はその電流によって誘起される体表面上での電位変化を, 心磁図は磁場変化を観測したものである.

本手法によって得られる画像は, いずれも体表面上で観測される情報に基づいたものであり, 生体内部の情報そのものではない. 生体の内部状態を画像化するためには, 生体内部情報と表面情報とを関連づける伝達関数を求め, 後者より前者を推定する過程を必要とする. この種の問題は“逆問題”と呼ばれる.

2.2 能動的手法による医用画像

2.2.1 吸収の利用

生体組織の選択的なエネルギー吸収現象を利用することにより組織の機能を画像化することが可能である. これには RI (radio isotope, 放射性同位元素) 画像や

NMR (nuclear magnetic resonance, 核磁気共鳴) 画像などが考えられる. RI またはその標識化合物は, 生体内の特定の臓器あるいは組織に選択的に集積される性質がある. RI 画像はそれらから放射される γ 線の線量分布を画像化したものである. RI を用いた画像化手法は二つに大別される. 一つは, ^{99m}Tc , ^{123}I , ^{133}Xe などのような γ 線を放射する核種を投与し, これを体外から計数して核種濃度を求める手法であり, SPC (single photon counting) 法と呼ばれる. 他は, ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F などの陽電子放出核種で標識された化合物を投与し, 陽電子が電子と結合して消滅する際に放出される 2 個の対向 γ 線を同時計数して核種濃度を求める手法であり, ACD (annihilation coincidence detection) 法と呼ばれる⁸⁾.

いずれの手法も鉛板に小穴を開けたようなコリメータを用いて画像化を行なう. SPC 法は生体構成元素とはかけ離れた核種しか利用できないため, 画像化できる部位には限りがある. これに対して ACD 法は積極的に生体を構成する主要元素およびその化合物を核種として用いているため, 組織の生化学・生理学的代謝機能を画像化するのに都合が良い. 脳や心臓の血流量測定などに用いられている⁹⁻¹¹⁾. しかし陽電子放出核種はその放射能半減期が数分~100 分程度と短く, 測定装置の近くに核種製造用のサイクロトロンを設置しなければならないという不便さがある.

NMR は一様な静磁場中に置かれた原子核がスピン状態間のエネルギー差に等しい周波数の電磁波を共鳴的に吸収する現象である. 実際の測定は, 原子核集団のスピンが共鳴により位相が揃うことから発生する磁化ベクトルの歳差運動を観測することにより行なわれる. 通常医

用として対象となる原子核はプロトンで、信号の大きさはプロトンの状態と密度により決定される。後に述べるような CT 手法を利用することにより NMR 画像が得られる^{12,13)}。画像に含まれる情報としては、プロトンのスピン密度分布、スピン-格子緩和時間分布、スピン-スピン緩和時間分布等がある。NMR 画像は、1) 水素、ナトリウム、リンなどの生物体の構成や代謝と密接な関係のある元素について新たな医学診断情報を提供する、2) 生体の化学的状況に関する情報が緩和時間のイメージとして測定できる、などの利点があり、腫瘍組織の検出などに用いられる¹⁴⁾。

2.2.2 透過の利用

外部からの照射エネルギーが対象組織を透過する際、その透過率の差異を画像化することにより、組織の生理的特性を知ることが可能である。これには、X線画像、粒子線画像などが考えられる。

X線画像は医用画像の中で最も大きな比重を占め、その用途は医学関係分野のほとんど全域に及んでいる。X線画像の特徴は、他の医用画像に比して良質の画像が得られることであり、画像処理をとくに行なわなくとも熟練により多くの情報を読み取ることが可能である。

粒子線画像は、プロトン、ヘリウムイオン等の価電粒子を加速器で加速して得るもので、基本的にはX線画像よりも分解能がよく、生体組織の電子密度に関する情報を含んでいるところから軟部組織の診断に有用とされている¹⁵⁾。

2.2.3 反射の利用

外部からの照射エネルギーが対象組織の境界面で反射する現象を利用することにより、組織の境界や病変部などを画像化することが可能である。これには超音波画像などが考えられる。

生体計測に用いられる超音波の周波数は 1~10 MHz である。人体内の音速は、骨や肺を除きほとんど水のそれに近く、1,500 m/s 程度とされている。したがって、超音波画像の距離分解能は 0.3~3 mm となる。医学分野では超音波はおもに診断に用いられている¹⁶⁾。

超音波診断法はドップラー法とエコー法がある。前者は、ドップラー効果による反射波の周波数のずれを利用する方法で心臓機能の診断、胎児心拍動検出、血流測定などに利用される。後者は、音響インピーダンスの異なる二つの物質の界面での反射を利用するもので、Aモード法、Bモード法やCモード法、Mモード法などがあり、産婦人科領域や左心室、僧帽弁などの動きを調べるのに利用されている。

Aモード法は超音波の入射軸線上の反射エコーを振幅の変化で表示する方式である。Bモード法は超音波の進行方向に平行な断層面の像を得る方式である。Cモード法は超音波の進行方向に直角な断層面の像を得る方式である。Mモード法は組織界面の経時的動きを表示する方式である。

なお、超音波を用いた医用画像としてはこのほかに超音波ホログラフィーがある。ただし、エコー法、ドップラー法と異なり、ホログラフィー法では透過エネルギーを観測するいくつかの手法があるが、いずれもホログラムの再生光源としてはレーザーを用いている。

2.3 その他の医用画像

以上述べた画像のほかに、より微視的な医用画像として光学および電子顕微鏡画像、眼底カメラによる画像、内視鏡による画像等がある。これらの画像は巨視的な画像にくらべより単純であることが多く、実用化も進んでいる。実際に行なわれている処理としては、1) 血球自動分類、2) 染色体解析、3) 細胞診、4) 眼底写真中からの血管交叉現象の分類等が挙げられる。

3. 医用画像処理

医用画像処理は臨床診断と深い関係を持つため、生体の何を解析するのが大切な要素である。解析の対象として、組織の形態や機能が考えられる(分子動態や代謝機能を含む)。組織の形態と機能は不可分であるが、医用画像処理の観点からあえて分離するならば次のようになる。すなわち、組織の形態を知るためには、その輪郭を画像化すれば十分である。一方、組織の機能を知るためには、その内部の生理的特性にまで立ち入る必要がある。したがって、前者では輪郭抽出のアルゴリズムが、後者では組織の生理的特性の違いによる微細な画像濃度差の識別手法が医用画像処理分野の重要な課題である。

3.1 生体組織の形態に対する画像処理

生体組織の形態を主課題として扱う画像処理分野には次のようなものがある。

- (1) X線画像分野における胃の辺縁異常や形態異常の抽出^{17,18)}、左心室輪郭抽出による心機能評価¹⁹⁾、胸郭輪郭・心陰影・肋骨像・血管影・限局性陰影の識別²⁰⁻²³⁾、背柱輪郭抽出²⁴⁾、など。
- (2) RI 画像分野における左心室輪郭抽出と容積計算²⁵⁾など。
- (3) 顕微鏡画像における細胞の輪郭抽出²⁶⁾、染色体の骨格線抽出²⁷⁾、眼底写真における血管の境界線抽出²⁸⁾、など。

上記課題に対しては一般に、入力画像→平滑化フィルタ→閾値処理→セグメント化→境界検出→連結成分処理→細線化の手順で画像処理が行なわれる。境界（あるいは輪郭）検出の方法として、各種空間的微分法やテンプレートマッチング、動的閾値法²⁹⁾などが用いられている。動的閾値法は画像の局所的濃度分布を用いて2値化を行なう方法で、対象と背景が共存する局所領域では濃度ヒストグラムが双峰性になることを用い、二つの正規分布で近似した濃度分布曲線の交点をその領域の閾値と定める。対象と背景が局所的な濃淡の違いによって決定される場合に有効である。

3.2 生体組織の機能に対する画像処理

医用画像の多くは、何らかの形で生体組織の機能を表現している。画像形成手法の分類に従って、各手法に対する画像処理手法を述べる。

3.2.1 放射・吸収の利用

放射・吸収現象を利用するサーモグラフィや RI、NMR 画像などは、いずれも生体組織内部から発せられるエネルギーを画像化したものである。このとき、エネルギーは組織内部を伝播する間に減衰を受け、観測させた画像は SN 比の低下したものとなる。したがって、このような場合には画像の強調や復元操作が必要となる³⁰⁾。前者は認識を容易にするために入力画像中の特定の成分を強調あるいは抑制する処理であり、空間フィルタ法などが考えられる。後者は画像形成系に起因する種々な画質劣化を補償・改善するものであり、逆フィルタやウィーナフィルタなどが用いられる。空間フィルタ法は、入力画像をフーリエ変換して空間周波数領域で種々な処理を行なう方法と、実空間上でコンボリューション演算を行なう方法とがある。

3.2.2 透過・反射の利用

透過・反射現象を利用する X 線、超音波画像などにも上述の各種画像処理操作を必要とすることはいうまでもない。しかし、ここではそれらとは異なり透過・反射現象に独特な画像劣化およびその修復操作に限って述べることにする。

X 線ではほとんど問題にならないが、超音波の場合にはその非直進性によって画像劣化が生じる¹³⁾。すなわち、音速が異なる境界面に超音波ビームが斜めに入射するとビームは直進せず屈折する。また、音速が徐々に変化する媒質中ではビームは曲線を描いて曲がる。したがって、測定される投影データは、送受波器間の直線上ではなく曲ったビーム線上の線積分値になり、画像劣化の原因となる。これを解決する手法として、逐次的に

ビーム路を計算しながら音速分布を補正する方法がある³¹⁾。

4. CT (computed tomography, コンピュータ断層撮影) 法

従来の X 線画像では X 線透過係数の微小な差を区別することは困難であり、重複像を弁別し 3 次元情報を構成する方法は医師の人体解剖学的な知識と多くの経験に委ねられていた。しかし、Cormack と Hounsfield によって確立された X 線 CT 技術によりそれらの困難さは解決され³²⁻³⁶⁾、今日の医用画像処理分野は CT 技術を抜きにしては語れなくなった。CT 技術は X 線 CT に限らず、RI^{37,38)}、NMR^{39,40)}、超音波⁴¹⁾、粒子線⁴²⁾、マイクロ波⁴³⁾ などの各種エネルギー媒体を用いる分野にまで及んでいる^{44,45)}。また、他の医用画像処理分野にも大きな影響を与えている。体表面心電図から心外膜面電位分布を推定する心電図逆問題⁴⁶⁾、生体に微小電流を通しその経路に沿ったインピーダンスを計測して断面のインピーダンス分布を求めるインピーダンス CT⁴⁷⁾ などはその好例である。

4.1 CT の撮像原理

X 線 CT 装置の技術的進歩はきわめて急速である。ペンシルビームを 1 個の検出器で受けていた第 1 世代から、現在では広角扇状ビームを 600 個以上の検出器で受ける第 4 世代へと進歩し、撮像時間も当初の 4 分半から 5 秒以下へと短縮された。しかし、CT 像の空間解像力は X 線写真に比較して悪く、第 4 世代の X 線 CT 装置でも約 1 mm である。この間に種々の CT 撮像原理が発表されたが、その基本的原理は同一である。ここでは、X 線 CT を例にとってその撮像原理を示す⁴⁸⁾。

図 3 に CT の撮像原理を示す。X 線ビームは対象組織を透過し、対向して配置されている X 線検出器で計測・増幅される。X 線管と検出器は同期して対象断面を

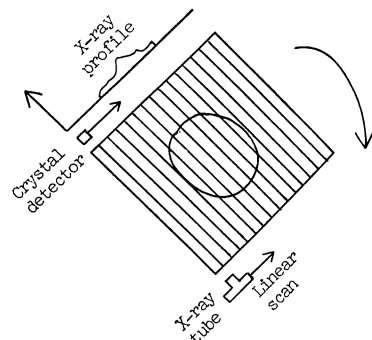


図 3 CT の撮像原理

横切るように走査する。検出器で測定されたX線の1次元強度分布はプロフィールと呼ばれる。1回の走査が終了すると、X線管と検出器は横断面を含む平面内で微小角度だけ回転し、再び走査を行ないプロフィールを求め、このような走査と回転を多数回繰り返すことにより、180°以上の方向からのプロフィールが得られる。プロフィール強度と入力X線強度との比をとり、対数変換の後に復元処理により横断面内の組織の吸収係数分布を算出する。

CTの撮像原理は従来のX線撮影法と異なり、次のような特徴がある。

- (1) 他の面が障害陰影として重ならないように、多方面から薄い横断面のみを撮影している。
- (2) 細いX線ビームを利用しているため、散乱線の影響が少ない。
- (3) X線検出器として、X線フィルムに比してダイナミックレンジの大きいシンチレーションカウンタを用いているため、微細なX線吸収係数の差を識別することが可能である。
- (4) 画像再構成処理を採用している。

4.2 CTにおける画像再構成処理

CTにおける画像再構成処理は、ある横断面内の密度関数 $f(x, y)$ に対して多方向からある方向に合計して得た投影を求め、それから元の横断面の分布を復元する問題に帰着する。この種の問題は、すでに1917年にRadonによって解かれている⁴⁹⁾。この手法はCTのみならず、天文学におけるマイクロ波の発振領域の検出⁵⁰⁾、電子顕微鏡像における生体分子の立体構造の決定^{51,52)}、などにも利用されていた。

画像を再構成する問題を、図4を用いて定式化する。

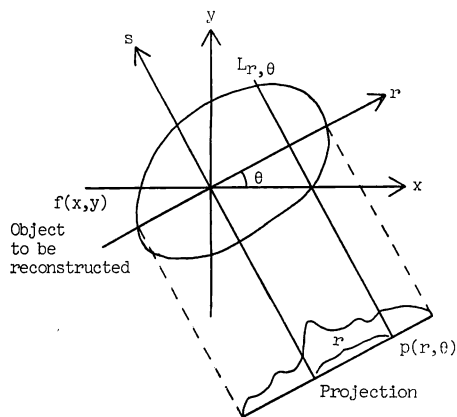


図4 対象組織と投影との関係

対象組織の横断面の固定座標系 (x, y) から回転角度 θ の方向で測定された投影 (projection) を $p(r, \theta)$ とする。このとき式(1)が成立する。ただし r は原点からの距離である。

$$p(r, \theta) = \int_{L_{r, \theta}} f(x, y) ds \quad (1)$$

式(1)は $f(x, y)$ を経路 $L_{r, \theta}$ に沿って積分したものである。なお、 $f(x, y)$ はX線CTではX線吸収係数を、RICTではRI濃度分布を、NMRCTではプロトンのスピン密度分布を意味する。

式(1)から、投影 $p(r, \theta)$ が $f(x, y)$ のある線に沿っての和であることより、CTの画像構成処理は原理的には $f(x, y)$ に関する多次元の連立1次方程式を解くことに帰着する。しかし、実際の計算には多くの困難を伴うため、種々の工夫がなされている。

CTにおける画像再構成処理手法は、逐次近似法と解析的手法の二つに分けられる⁵³⁾。逐次近似法には、逆マトリクス法、代数的再構成法⁵²⁾、同次逐次構成法⁵⁴⁾、最小2乗逐次近似法⁵⁵⁾、などがある。いずれも推定された吸収係数の分布から作られる投影データを実測のものと比較して次々と修正してゆく方法である。解析的手法には、逆投影法⁵⁶⁾、フーリエ変換法⁵⁷⁾、フィルタ補正逆投影法⁵⁸⁾、などがある。これらのなかで、計算速度の速さと画質の良さからフィルタ補正逆投影法がCTの画像再構成処理に最適であると考えられている。

フィルタ補正逆投影法について概説する。フィルタ補正逆投影法は逆投影法の一つである。逆投影法は最も簡単な再構成手法であり、得られた各投影を観測の方向とは逆の方向へ戻して単純に加え合わせる方法である。しかし、このままでは画像化しようとする対象物の周囲に、対象物からの距離に反比例して減少する回転対称形のぼけを持った像しか得られない。フィルタ補正逆投影法は、このぼけを除去するために、投影に対してある種のフィルタ処理を行ってから逆投影する手法である。

投影データに対するフィルタ処理によって復元画像における回転対称形のぼけが除去できることは、次の投影定理によって示唆される。投影定理によると、「画像におけるある角度での投影のフーリエ変換は、その画像の2次元フーリエ変換を同じ角度で切った中心断面に等しい」(図5参照)。すなわち、画像におけるある角度でのフィルタ補正後の投影データのフーリエ変換は、ぼけ除去後の画像の2次元フーリエ変換を対応する角度で切った中心断面に等しい。したがって、周波数空間でフィルタ補正された画像に対して逆フーリエ変換を行ない、こ

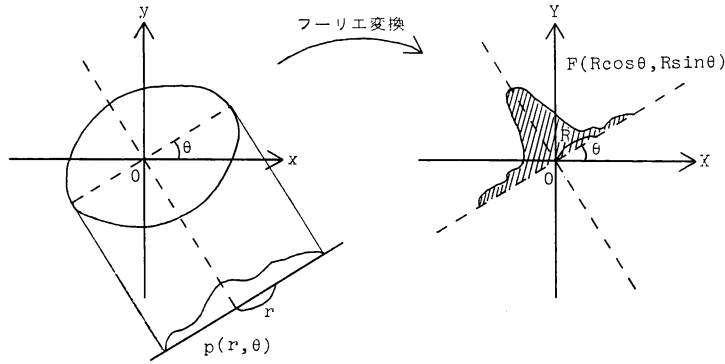


図 5 投影定理³⁾

れを逆投影, 加え合わせるにより得られる再構成画像は, ほけ除去後の復元画像に等しいといえる。これらの関係を以下に示す。

投影定理を式(2)で示す。ただし, 投影 $p(r, \theta)$ の 1次元フーリエ変換を $P(r, \theta)$, 原画像 $f(x, y)$ の 2次元フーリエ変換を $F(X, Y)$ とする (図 4 参照)。

$$\begin{aligned}
 P(R, \theta) &= \int_{-\infty}^{\infty} p(r, \theta) e^{-j2\pi Rr} dr \\
 &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x(r, s), y(r, s)) e^{-j2\pi Rr} ds dr \\
 &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi R(x \cos \theta + y \sin \theta)} dx dy \\
 &= F(R \cos \theta, R \sin \theta) \quad (2)
 \end{aligned}$$

ただし, 図 4 より次式が成立するとした。

$$\begin{aligned}
 r &= x \cos \theta + y \sin \theta \\
 s &= -x \sin \theta + y \cos \theta
 \end{aligned}$$

次に, 目的とする再構成画像を $f(x, y)$ とすると, 次式(3)が成立する。

$$\begin{aligned}
 f(x, y) &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(X, Y) e^{j2\pi(xX + yY)} dXdY \\
 &= \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\infty}^{\infty} F(X(R, \theta), Y(R, \theta)) \cdot \\
 &\quad e^{j2\pi R(x \cos \theta + y \sin \theta)} |R| dR \\
 &= \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\infty}^{\infty} F(X(R, \theta), Y(R, \theta)) \cdot |R| \cdot e^{j2\pi Rr} dR \quad (3)
 \end{aligned}$$

$|R|$ の逆フーリエ変換を $g(r)$, r を再構成したい点の座標, $*$ をコンボリューション積分すると, 投影定理により式(3)は式(4)となる。

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} p(r, \theta) * g(r) d\theta \quad (4)$$

ただし, $g(r)$ は補正関数である。

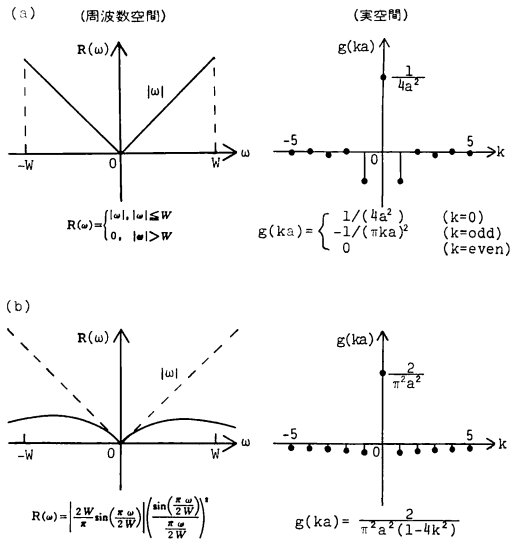


図 6 Ramachandran の補正関数⁵⁸⁾(a)と Shepp と Logan の補正関数⁵⁹⁾(b)

フィルタ処理のための補正関数としては図 6 に示すものがある。周波数空間で述べると, ある上限周波数 W (CT のスキャン間隔に依存する) を定め, 有限な周波数成分のみを逆投影する方法⁵⁸⁾ (図 6 (a) 参照) があるが, このフィルタによる再構成は W における急激な変化のためにリングングが生ずる。一方, リングングを減らすために, 高周波領域で滑らかに減少するようなフィルタを用いる方法⁵⁹⁾ (図 6 (b) 参照) がある。これらのフィルタは, 実空間では原点が正でそれ以外は負であり, 原点から遠ざかるにつれてゼロに漸近する関数である。

フィルタ補正を実空間で行なう場合には, 各投影に補正関数をコンボリューション積分し, その後逆投影すればよい。実空間におけるフィルタ補正逆投影法の概説

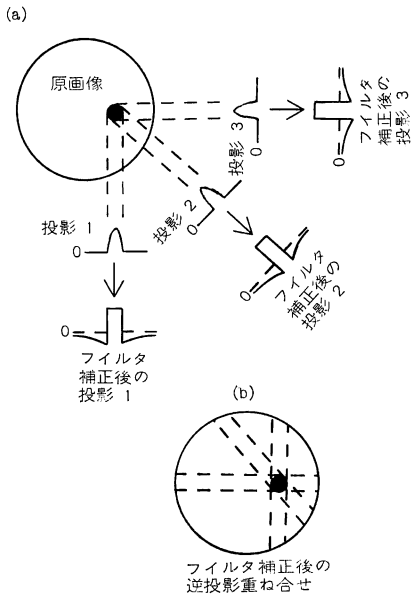


図7 フィルタ補正逆投影法の図式的説明⁵³⁾

を図7に示す⁵³⁾。図7(a)は円形物体の投影とフィルタ補正後の投影を示す。フィルタ補正により投影の形が変化し、これを逆投影、重ね合わせるにより円形物体が復元されている(図7(b)参照)。

5. その他

医用画像の生成・表示に関連して、3次元的情報をどう獲得し、表示するかは興味あるテーマである。

5.1 医用画像の生成

医用画像の多くは能動的な手法によって生成されているため、画像形成時に使用される照射エネルギーの生体に及ぼす影響が議論される場合が多い。とくに、X線画像の場合には、被曝線量をできる限り軽減し、しかも診断情報が豊富なことが望ましい。このような課題を

解決する新しい医用画像生成・処理手法として、高感度・高鮮鋭度の「イメージングプレート」を用いたX線写真システム⁶⁰⁾とデジタルラジオグラフィ⁶¹⁾がある。イメージングプレートを用いたX線写真システムの概略図を図8に示す⁶⁰⁾。同システムにより、精密検査では現行の1/2~1/20、集団検診では1/8~1/80に被曝線量を軽減することが可能である。また、画像処理により従来よりもかなり鮮明な像が得られる。従来のシステムと新システムによるX線写真を図9に示す⁶⁰⁾。デジタルラジオグラフィは、X線画像をA/D変換後デジタル処理を行ない、診断に適した画像情報として出力する手法である⁶¹⁾。これにより、従来の動脈カテーテル法に比して検査時の生体に対する危険が少ない静脈注射血管造影法が可能になった。そのほか、従来のX線CTに比して被曝線量の少ないサンプリングトモグラフィ⁶²⁾なども報告されている。

5.2 医用画像の表示

医用画像の3次元表示に関しては、複数の写真を用いて人間の目による立体視を可能にする方法と、通常の2次元表示装置の画面に表示する方法とがある³⁾。前者ではホログラフィの応用や両眼視差を用いた立体画像表示などが考えられる。この場合には、断層写真の組やステレオX線写真など、あらかじめ適当な条件で撮影した写真の組が必要である。後者では、透視図、鳥瞰図方式の線画や適当な陰影を付加した濃淡画像で3次元的情報を与える画面をつくる。

図10に医用画像の3次元表示例を示す⁶³⁾。ここでは、CT画像より得られた輪郭線図を幾層にも重ねて3次元像を作成している。図11には3次元表示手法の臨床応用例を示す⁶⁴⁾。同図では、脳梁に膠腫がある場合である。

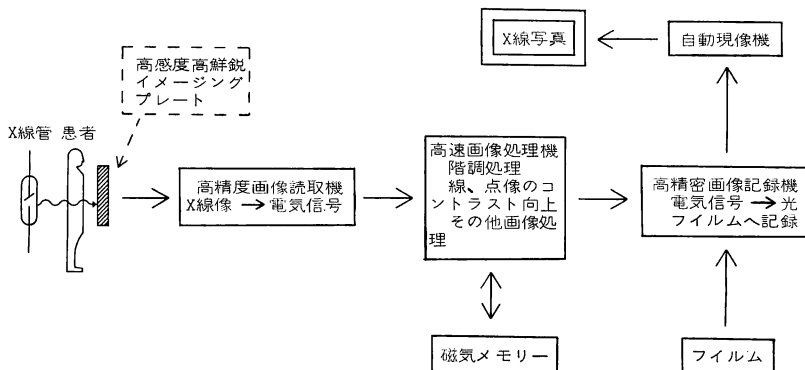


図8 X線写真システムの概略図⁶⁰⁾

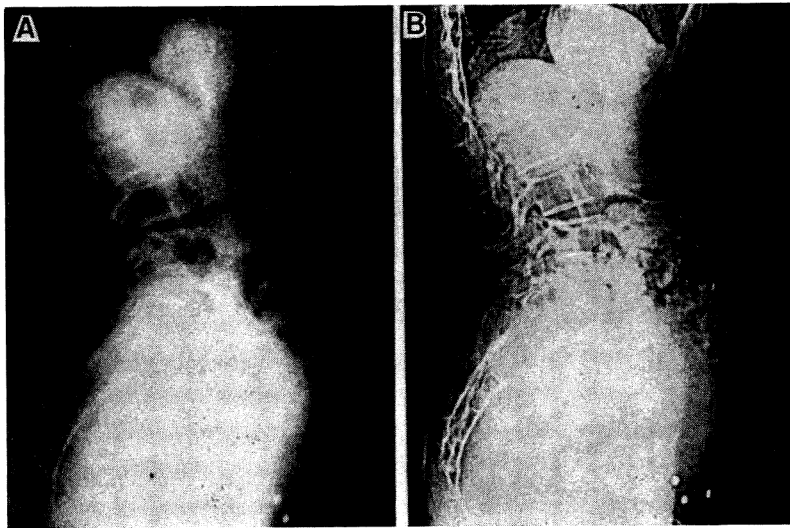


図 9 X線写真システムによる女性の腹部側面映像図⁶⁰⁾
 A: 現行システムによるX線写真, B: 新システムによるX線写真

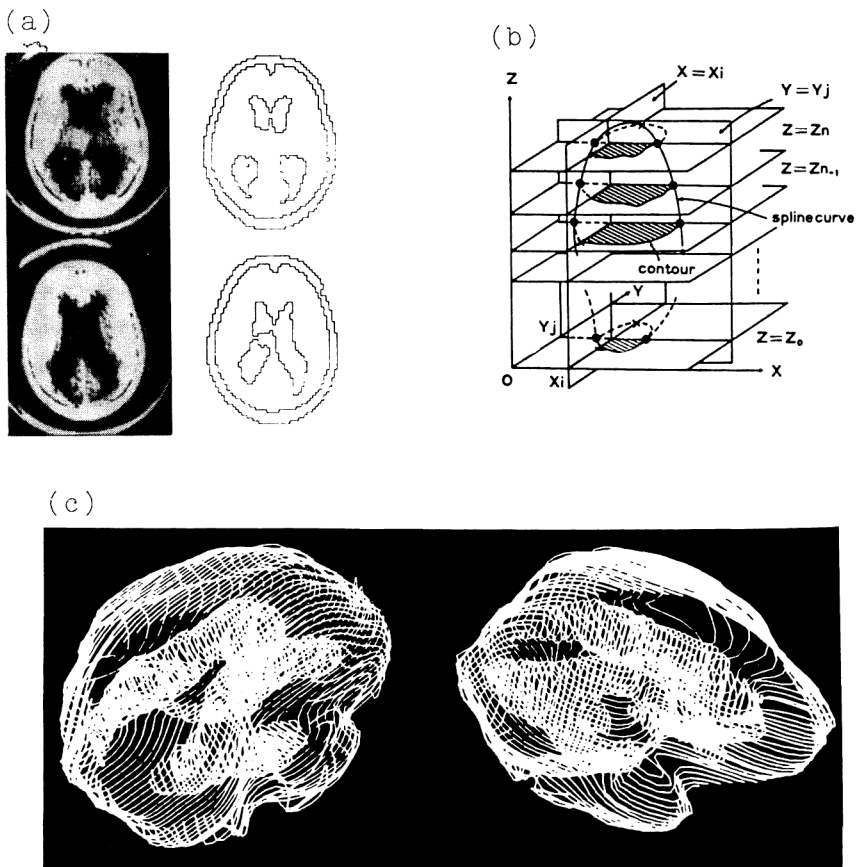


図 10 医用画像の3次元表示例⁶³⁾
 (a) 脳のCT像とその輪郭線図
 (b) 3次元構成の概略図
 (c) 脳の3次元表示例

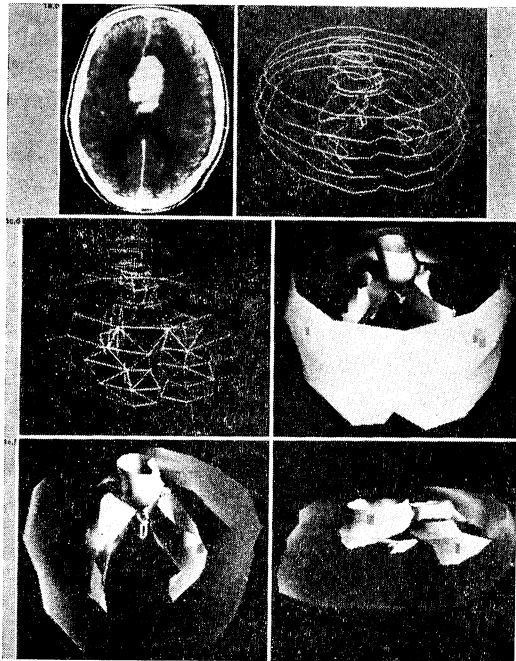


図 11 医用画像の3次元表示例⁶⁴⁾
(脳梁での腫瘍を示す)

6. おわりに

画像形成—画像処理—画像表示という流れに沿って今後の課題を考えてみたい。

画像形成では、X線CTが実用化しているが、高解像度化、高速化等今後に残されている課題も多い。他線源のCTの開発、超音波画像の画質改善等も問題である。しかしながら、この分野はほぼ確立された技術の改良が中心となるため、時間とともに順調に発展すると思われる。

画像処理分野で実用化されているのはそのほとんどが2.3で述べたような微視的画像である。とくに医用画像中でも中心をなすX線像の解析は、医師の域に達するかどうかの見通しも立っていない。この分野が実用化するためにはパターン認識理論の飛躍的発展が必要となろう。

画像表示では3次元表示がトピックスとなっているが、たんなる3次元表示であれば他の画像処理分野でその手法は確立されており、あまり問題にはならない。しかし人体の内部情報という本質の問題から、どのような面を表示すべきかというほうが大きな問題となろう。また画像表示では高品質のハードコピーが今後ますます必要となろう。

以上医用画像処理について簡単に概説したが、紙数の

関係もあり、画像処理システムをはじめ割愛した部分も多い。本稿により少しでも医用画像処理に興味を持っていただければ幸いである。

文 献

- 1) 平敷淳子, 永井輝夫: 映像情報, **7** (1975) 10.
- 2) 滝沢正臣: 映像情報, **12** (1980) 49.
- 3) 尾上守夫編: 医用画像処理 (朝倉書店, 1982).
- 4) 飯坂譲二: 日経エレクトロニクス, No.100 (1975) 107.
- 5) 太居英夫, 三木吉治: 医用電子と生体工学, **14** (1976) 111.
- 6) 藤正 巖: 日本臨床, **37** (1979) 161.
- 7) 保坂栄弘: 医用電子と生体工学, **14** (1976) 34.
- 8) M. E. Phelps: *Seminars in Nuclear Medicine*, Vol. 7 (1977) p. 337.
- 9) E. J. Hoffman, *et al.*: *J. Nucl. Med.*, **17** (1976) 493.
- 10) E. M. Stokely, *et al.*: *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **4** (1980) 230.
- 11) G. Bergstrand, *et al.*: *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **6** (1982) 320.
- 12) R. Damadian: *Science*, **171** (1971) 1151.
- 13) P. C. Louterbur: *Nature*, **242** (1973) 190.
- 14) 田中邦雄, ほか: 医用電子と生体工学, **14** (1976) 25.
- 15) T. F. Budinger: *Digital Processing of Biomedical Imaging* (Univ. of Tokyo Press, Tokyo, 1976) p. 161.
- 16) 井出正男: 臨床 ME, **3** (1979) 18.
- 17) 森 英雄, ほか: 医用電子と生体工学, **15** (1977) 457.
- 18) M. Hatori, *et al.*: *Proc. Int. Symp. on Medical Information System* (1978) 415.
- 19) C. T. Slager, *et al.*: *Comp. Bio-Med. Res.*, **11** (1978) 491.
- 20) N. Sezaki and K. Ukena: *IEEE Trans. Bio-Med. Electron.*, **BME-20** (1973) 248.
- 21) 鳥脇純一郎, 福村晃夫: 電子通信学会論文誌, **57-D** (1974) 708.
- 22) 鳥脇純一郎: 臨床 ME, **4** (1980) 132.
- 23) 長谷川純一, ほか: 医用電子と生体工学, **16** (1978) 352.
- 24) M. D. Levine and J. Leemet: *Pattern Recognition*, **7** (1975) 177.
- 25) 八村広三郎, ほか: 医用電子と生体工学, **17** (1979) 9.
- 26) A. Rosenfeld, *et al.*: *Digital Picture Processing* (Academic Press, 1976).
- 27) N. Wald, *et al.*: *Digital Picture Processing*. (Academic Press, 1975) p. 39.
- 28) 横内久猛, ほか: 医用電子と生体工学, **12** (1974) 123.
- 29) C. K. Chow and T. Kaneko: *Comp. Bio-Med. Res.*, **5** (1972) 388.
- 30) 土井康弘, 安藤 繁: 画像処理論 (昭晃堂, 1980).
- 31) J. F. Greenleaf, *et al.*: *IEEE, Ultrasonics Symposium Proceedings* (1975) p. 71.
- 32) A. M. Cormack: *J. Appl. Phys.*, **34** (1963) 2722.
- 33) A. M. Cormack: *J. Appl. Phys.*, **35** (1964) 2908.
- 34) J. Ambrose and G. Hounsfield: *Br. J. Radiol.*, **46** (1973) 148.
- 35) G. Hounsfield: *Br. J. Radiol.*, **46** (1973) 1016.

- 36) J. Ambrose : Br. J. Radiol., **46** (1973) 1023.
37) W. I. Keyes : IEEE Trans. Nucl. Sci., **NS-26** (1979) 2752.
38) M. E. Phelps, *et al.* : IEEE Trans. Nucl. Sci., **NS-26** (1979) 2746.
39) W. S. Moore, *et al.* : J. Comput. Tomogr., **4** (1980) 1.
40) G. N. Holland, *et al.* : J. Comput. Assist. Tomogr., **4** (1980) 1.
41) P. L. Carson and T. V. Oughton : Med. Phys., **4** (1977).
42) K. M. Crowe, *et al.* : IEEE Trans. Nucl. Sci., **NS-22** (1975) 1972.
43) 山浦逸雄 : 医用電子と生体工学, **17** (1979) 73.
44) A. C. Kak : Proc. IEEE, **67** (1979) 1245.
45) IEEE Trans. Bio-Electron., **BCM-28**, No. 2 (Special issue on Computerized Medical Imaging) (1981).
46) 紀ノ定保臣, ほか : 電子通信学会論文誌, **65-C** (1982) 277.
47) L. R. Price : IEEE Trans. Nucl. Sci., **NS-26** (1979) 2736.
48) 飯沼 武 : 電子通信学会誌, **64** (1981) 401.
49) J. Radon : Ber. Verh. Sächs. Akad. Wiss., **69** (1917) 262.
50) R. N. Bracewell and A. C. Riddle : Astrophys. J., **150** (1967) 427.
51) D. J. DeRosier and A. Kluy : Nature (London), **217** (1968) 130.
52) R. Gordon, *et al.* : J. Theor. Biol., **29** (1970) 471.
53) 飯沼 武 : 日本放射線技術学会雑誌, **33** (1978) 937.
54) P. F. C. Gilbert : J. Theor. Biol., **36** (1972) 105.
55) M. Goitein : Nucl. Instrum. Methods, **101** (1972) 509.
56) E. D. Kuhl, *et al.* : Radiology, **80** (1963) 653.
57) D. B. Kay, *et al.* : J. Nucl. Med., **15** (1974) 981.
58) G. N. Ramachandran and A. V. Lakshminarayanan : Proc. Natl. Acad. Sci., **68** (1971) 2236.
59) L. A. Shepp, *et al.* : IEEE Trans. Nucl. Sci., **NS-21** (1974) 21.
60) O plus E, No. 21 (1981) 26.
61) 板井悠二 : 医用電子と生体工学, **20** (1982) 1.
62) 中村鎮雄, 吉本千禎 : 医用電子と生体工学, **15** (1977) 27.
63) S. Fujii, *et al.* : Proc. MEDINFO '80 (1980) p. 185.
64) S. Batnitzky, *et al.* : J. Comput. Assist. Tomogr., **5** (1981) 60.