



会期：平成10年 4 月10日

会場：ポートピアホテル

医学における逆問題

中村 修

山梨医科大学医学部附属病院放射線部

Inverse Problem in Medicine

Osamu Nakamura

Department of Radiology, Yamanashi Medical School Hospital

1. 逆問題について

1-1 逆問題の概念

逆問題は、観測された現象からその原因あるいは現象を成立させている内部機序を推定する問題である。したがって、これは科学そのものの基本的態度と考えられる。しかし、物理科学においてこのような態度が理論分野における一つの方法論として研究されるようになったのは、比較的最近のことである。20世紀の初めまで逆問題は、解が存在しない『不適切な問題(ill-posed problem)』¹⁾と呼ばれ、理論物理学の対象から除外されていた。

1-2 逆問題の解

逆問題は不適切な問題といわれていた時期は長い。それは厳密解(ユニークな解)が存在しないというのが一番の理由である。たとえば、 $1+1=2$ を考えた場合、これは定式化された事実である。ところがこれを逆に結果の2からみた場合、2になる原因は無数にある。例として $0.5+1.5=2$ 、 $4+2=2$ 、 $1\times 2=2$ 等である。これを可能な限り原因である $1+1$ に近く推定することが逆問題を解く最大のポイントである。

1-3 逆問題を解く方法論²⁾

今世紀中頃以降、逆問題には解が存在するといわれるようになった(もちろん、ユニークな解は存在しない)。これは高速大型計算機の発展や数値解析法の進歩に依存するところが大きい。逆問題を解くためには次のような条件が必要とされる。

- 1) 系のモデル化：逆問題を解くとき、その逆問題に対してどのようなアルゴリズム、数値計算モデルが最適であるか？ということである。
- 2) 正確な観測結果：結果が生じた事象からその事象を生じさせたデータをいかに正確に得るかである。そのためには観測機器の選択、方法等が重要となる。

- 3) モデルと観測結果が合っていること：使用するアルゴリズムと観測データのディメンションが合っていないと解けない。

以上、三つのうち一つでも適切でなければ逆問題の解は見当はずれのものになる。

1-4 いろいろな分野での逆問題例

1-4-1 音響工学における逆問題²⁾

太鼓の形を聞くことができるか？太鼓の共振周波数が分かったとしてその太鼓の形を推定する。ところがこれを大型コンピュータで解析すると太鼓とは似ても似つかないパイプオルガンのような形になる。解が複数になる典型である。太鼓の形を再現するには、太鼓の形、大きさ等の条件を認識させておく必要がある。

1-4-2 航空力学における逆問題²⁾

空気抵抗を考慮して翼の形を決める。飛ぶだけののではなく、空気抵抗の少ない、速度の速い航空機ができる。

1-4-3 放射線工学における逆問題²⁾

X線回折から物質の結晶構造を解明する。DNAの螺旋構造がこれにより実証されている。

1-4-4 生物学における逆問題³⁾

昆虫がなぜ飛ぶのか？トンボは飛ぶために羽根と身幹を持っていてこのバランスが崩れると飛ぶことができない。さらに、脳からの指令で飛んでいるのではない。飛んでいる途中に頭と身幹を切り放しても飛ぶことができる。羽根の筋肉が脳には関係なく動作しているためである。その他の昆虫も多くは同じであること等が逆問題で解明されている。

このようにいろいろな分野での逆問題の考え方があり、それぞれについて研究がなされている。

2. 医学における逆問題¹⁾

2-1 逆問題の医学適用を支える本質的な背景

医学の診断課程そのものが症候から病因を推定する遡行的推論過程 (retrospective reasoning) であるという事実がある。たとえば、喉が痛い、咳や鼻水がでる、熱がある、風邪かな？ バリウムを飲んで胃の検査をし、X線写真をみながら病状の説明を受ける。これらは結果から原因を推定しているが、直感あるいは経験によるものが多い。経験豊富な医師であれば診断は正確であるが、経験の少ない医師だと誤診の可能性が比較的高い。医師の経験や知識の差により異なった原因が推定されることになる。観測がさらに間接化・遠隔化してくると従来のような観測データと科学的直感、それに順方向に定式化された演繹的理論だけでは系の内部構造の推定を効率的に行うことが困難になる。そのため、結果から原因へと遡及する理論を数学的にも確立する必要に迫られた。このような背景から、医学逆問題は診断機器開発において「物理的認識」の理論を確立しなければならなくなった。

2-2 物理的認識の度合いの進歩¹⁾

医学は、患者に対する非侵襲の原則を基に進歩してきている。そのためには患者からのデータは間接測定になることが多い。医用物理計測技術の発展に伴って、解析処理に耐えうる正確な間接測定データが得られるようになり、さらに大規模な逆問題解計算を可能にした高速大型コンピュータの進歩や有限要素法、有限差分時間領域法等の数値計算法の進歩により物理的認識の度合いの正確さが増してきた。医学逆問題は、診断過程の遡行的推論の枠組みの中で物理的認識によ

って実行可能な部分を組織化したもの、いわゆる「診断の工学化」へと移行してきたのである。その結果、医学観測の逆問題概念適用の最大の成功例としてX線CT、SPECT、PET等の画像再構成装置の開発、進歩が挙げられる。

2-3 医学における逆問題の困難点

X線CT等画像再構成装置逆問題の成功には次のような困難の克服が必要である。

2-3-1 逆問題解固有の構造

逆問題固有の問題であり、不適切性ともいわれる。結果である測定値に含まれる雑音がたとえ微弱であっても逆問題の解は大きく変化し、なんらかの工夫がなければ実用的な結果が得られない。この理由は「異なる原因がほとんど同じ結果を与える」ことによる。いま、どのような異常が生ずるかについて理解するため、次のような簡単な一次線形方程式を考える²⁾。

$$Ax = b \quad \dots\dots\dots (1)$$

式(1)は次のように書き換えることができる。

$$Ax = (a_1, a_2, \dots, a_N) \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_N \end{pmatrix} = \sum_{n=1}^N x_n a_n = b \quad \dots\dots\dots (2)$$

式(2)のAの項について考えてみると

$$A = \begin{vmatrix} 1 + \varepsilon & 1 \\ 1 & 1 + \varepsilon \end{vmatrix} = (a_1 + a_2) \quad \dots\dots\dots (3)$$

ここで、 a_1, a_2 は $\varepsilon > 0$ なら線形独立で解は存在し、 $\varepsilon = 0$ なら線形従属で解は存在しない。 $\varepsilon \neq 0$ のとき解に異常が発生する。 $\varepsilon > 0$ なら任意の二次元ベクトル b は a_1 と a_2 で展開でき、展開係数 x_1, x_2 が方程式(1)の解を与える。この展開係数を作図によって決める方法を示したのがFig.1である。上の図はベクトル b を a_2 に沿って a_1 に射影し、ベクトル b_1 を得る。この b_1 が符号を含めて a_1 の何倍になるかを示すのが x_1 である。同様に、 x_2 を決めるには b を a_1 に沿って a_2 に射影すればよい。次に、下の図ではベクトル b_1, b_2 が駆動ベクトル b よりも大きくなる場合である。 ε が0に近づき、 a_1, a_2 の「線形独立性」が悪くなるにつれて b_1, b_2 は無限に大きくなる。最終的に $\varepsilon = 0$ となれば、 a_1, a_2 は線形従属となり、解が存在しなくなる。ここで b のベクトルをノイズと考えた場合、 a_1, a_2 のベクトルへの影響が問題となる。これが逆問題固有の構造であり、不適切性といわれる。

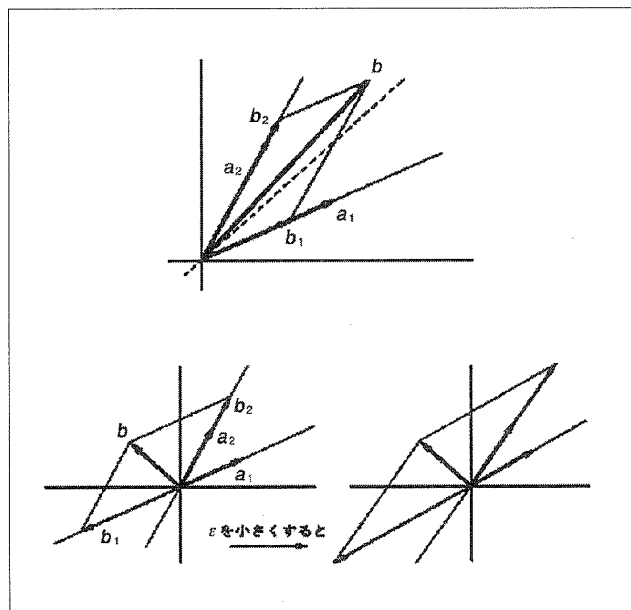


Fig. 1 When vector is projected it becomes enlarged.

2-3-2 医学観測固有の問題¹⁾

不確実性、不完全性ともいわれるもので、以下のことが原因とされる。

- 1) 生物学的変動性：生体計測データは確率的な変動を示すに止まらず、概日的な周期を示す。したがって、変動は本質的であり、数学的な確率論での処理だけでは限界がある。すなわち、生体データは生体システムの内部状態の指標であるが、短時間の計測の場合、生体システムのスタティックな情報しか得ることができない。例を挙げると、普通の心電図は10～15分位の心臓のデータであるが、ホルダー型心電図は一日の心臓のデータを得ることができる。いわゆる時間軸を延長することでその人の生活に付随したデータが得られる。また、生体信号の長時間計測が可能になってから、生体信号は決して定常ではなく、その統計的性質は時間的にゆらいでいることが分かった。生体信号の「ゆらぎ」は長時間計測が可能になってからはじめて判明した⁴⁾。
- 2) 生物学的情報遮蔽性：生体内部の情報伝達については、神経、内分泌等極めて精緻な機構を備えているが、外部観察機構に対しては系内部の情報を遮蔽するように働く。これは生体内の物理的情報散逸に加えて、生体自身が強力な自己制御性(homeostasis)¹⁾機構を備えており、系の異常や局所変化を系全体に波及しないように働くためである。たとえば、出血や痛みが伴う侵襲性の高い検査を行う場合、出血を止めようとする働き、痛みによる筋肉、血管の緊張等、平常の時と異なる状態での生体計測データを得ることになる。
- 3) 観測密度、頻度の低さ、生体系自体の定量的知識の欠如等：生体より長時間計測データを得ることができないことによる統計的変動に影響する情報の質の低さおよび生体に対する未知の部分の多さから生じる誤った判断等の原因による。たとえば、生体の臓器の温度、比重、導電率、磁化率などは正確に外部から測定することはできない。

このように、医学における逆問題はいくつかの困難な点を有している。しかし、非侵襲的な検査法であるX線CTやSPECTの成功からも明らかのように、これらの困難はある程度克服可能なものとなっている。

2-4 困難(不適切性、不確実性、不完全性)なことを解決する方法論¹⁾

逆問題の場合、観測系を適切に構成することによって逆問題の不適切性等を回避できる場合が多い。その方法としては次のものが考えられる。

2-4-1 観測系の情報論的構成理論

逆問題の観測系を次のように分類する。これを説明することで観測系の情報論的構成理論が理解される。

- 1) 遠隔計測型(remote sensing)：推定すべき信号源そのものに情報伝達作用が備わっているもので、信号伝達過程は制御できない。このため制約を受けることが多く、伝搬信号が低周波、低エネルギーの場合は「次元落ち」が生じ、信号源の構造を完全に決定できないことが多い。これに適用する医工学機器としては、① SPECT(single photon emission computed tomography)、② PET(positron emission tomography)、③ 心電図・脳波計、④ SQUID磁束計等がある。
- 2) 遠隔探査型(remote probing)：推定あるいは再構成の対象が外部へ伝搬する信号を自ら発生しない場合であり、情報を搬送する担体を観測者が選ぶことができ、観測系の構成に自由度がある。したがって、観測情報の「次元落ち」が回避でき、担体信号の性質が良ければ、対象物をほぼ完全に再現できる。これに適用する医工学機器は、① X線CT、② 透過重粒子CT、③ 超音波CT、④ コンビームCT、⑤ 光CT、⑥ 光CT顕微鏡等である。遠隔探査型における観測系構成の基礎をなすのが、コンボルーションバックプロジェクション法(CBP法)である。広く解釈するとこの原理は遠隔探査型逆問題の原理そのものであるといえる。また、CBP法は遠隔計測型(SPECT, PET)の画像再構成にも応用されている。

2-4-2 正規化理論

現在の物理法則や数学理論の大半が順方向的に定式化されていて逆問題を直接表現する理論形式がないため適当な軟化作用素を用いない限り逆問題解は発散する。この不安定性は実験の観測データに逆問題解を適用する場合致命的な効果を及ぼし、微少な観測誤差で解が大きく変動する現象を生じる(Fig.1)。この軟化作用素の導入、いわゆる正規化することで情報を多少犠牲にしても逆問題を平滑化させる必要がある。X線CT、SPECT、PETのCBP法に用いられているRamp、Shepp-Logan、Cheslerらの再構成関数が正規化関数(軟化作用素)といわれている。

- 1) X線CTの画像構成法⁵⁾：X線管と検出器チャンネルを結ぶ直線上での線吸収係数の積分を行い、これよりデータを得る。CBP法は、コンボルーション演算とバックプロジェクション演算の二つの段階を経て画像再構成を行っている。第一段階のコンボルーション演算は次のように示される。

$$p(t, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) ds \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$q(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} h(r-t) \left\{ \frac{1}{2} p(t, \theta) \right\} dt \quad \dots\dots\dots (5)$$

式(4)は直交座標系 x - y 座標から θ だけ回転させた直交座標系を r - s とした場合の線量収係数分布 f と投影データ p との関係式である。 x, y と r, s の関係は

$$x = r \cos \theta - s \sin \theta \quad \dots\dots\dots (6)$$

$$y = r \sin \theta - s \cos \theta \quad \dots\dots\dots (7)$$

である。式(5)は、 h と p をコンボリューションしたものが q である。または、 h を t だけずらし、倍率 $(1/2)p(t, \theta)$ を掛けたあらゆる t を加えあわせたものが q であることを意味する。ここで h を再構成関数(正規化関数)といい、以下のような超関数の性質を持つ。

$$h(r) = \frac{-1}{\pi r^2} \quad (r \neq 0) \quad \dots\dots\dots (8)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} h(r) dr = 0 \quad \dots\dots\dots (9)$$

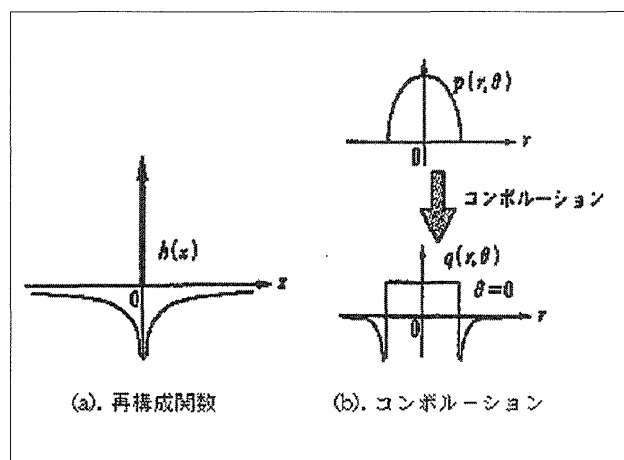


Fig. 2 Convolution of CBP method.

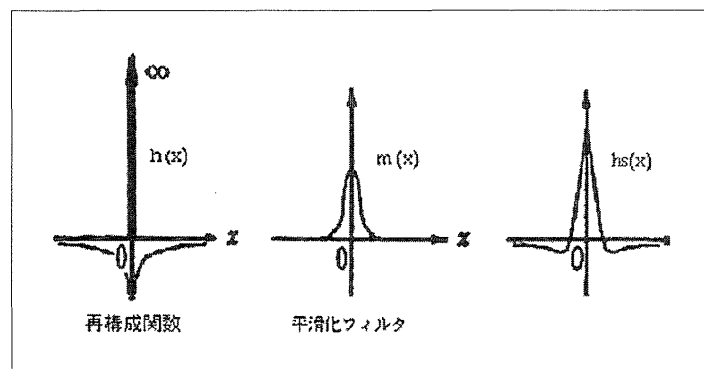


Fig. 3 Smoothing for reconstruction function on back projection.

これをShepp-Loganの再構成関数という。Fig.2に再構成関数とそれをコンボリューションしたときの形を示す。再構成関数は、再生像の雑音が大きくなるのを抑制するために高周波成分を小さくする特性を持つ関数である。したがって、解像力は多少犠牲になる。第二段階のバックプロジェクション演算は、 $q(r, \theta)$ を再構成画像 $f(x, y)$ に変換する。

$$f_{\theta}(x, y) = q(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) \quad \dots\dots\dots (10)$$

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f_{\theta}(x, y) d\theta \quad \dots\dots\dots (11)$$

式(10)の $f_{\theta}(x, y)$ は $q(r, \theta)$ を x, y 座標系に移し換えたものである。式(11)はすべての θ について f_{θ} を平均したものが再構成画像 $f(x, y)$ である。

バックプロジェクションの際、使用される再構成関数は、平滑化フィルタ $m(t)$ とコンボリューションした h_s を使用している。

$$h_s(x) = \int_{-\infty}^{\infty} h(x-t) m(t) dt \quad \dots\dots\dots (12)$$

Fig.3に再構成関数を平滑化フィルタとコンボリューションした形を示す。これをさらに用途に応じて平滑化して、機器メーカーごとに独自のアルゴリズムとして搭載している。例としては、standard, bone, soft tissue, detail等のフィルタ関数である。

2) SPECT, PETの画像構成法：コリメータの指向性によって決まる方向に沿ってRIの密度を積分したものがデータとなる。

まず、SPECTの場合について考えてみる。点 (x, y) のRIの密度を $\mu(x, y)$ とすると、シンチレータ上のある点における単位時間当たりのガンマ線量は次式で示される。

$$I(r, \theta) = K \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp \left[- \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) ds \right] ds \quad \dots\dots\dots (13)$$

ここで、 K はRIの核種によってきまる定数である。この式の第二項に注目するが、この項は吸収項であり、積分項に含まれている。この場合、データ I から真の値 f を求める公式は知られていない。したがって f を近似式で求める必要がある。

次にPETの場合について考えてみる。点 (x, y) のRIの密度を $f(x, y)$ 、ガンマ線線

吸収係数を $\mu(x, y)$ とすると、特定の二つの検出器に観測される対消滅事象の頻度は、

$$I(r, \theta) = K \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) ds \right] \exp \left[- \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) ds \right] \quad \cdots (14)$$

ここで、 K はRIの核種によって決まる定数である。この場合、SPECTの画像構成の場合と異なり第二項の吸収項が積の形になり完全に分離されているので、被写体のガンマ線吸収係数が既知ならば真の値 f は、完全な補正が可能である。このように、SPECT、PETのデータ I から真の値 f を求める方法を逆重畳積分という。この方法は被検体内で起こるコンプトン散乱線が光電ピークのウィンドに入ってくる。この散乱線がSPECT、PET画像に及ぼす影響は大きい。散乱線除去の一方法として画像再構成中に行われる。

2-4-3 不確定性情報に基づいた超解像法

統計的情報、周波数強調等を導入することで分解能を確保する方法である。X線CTでは、画像フィルタといわれるものであり、低周波強調フィルタ(スムージング)や高周波強調フィルタがある。SPECT、PETではバターワース、ウィナーフィルタがこれに相当する(Fig.4)。これらは高周波成分を平滑化しさらに画像を鮮鋭化するフィルタである。

2-4-4 先見情報に基づいた解像法

すでに知られている情報を導入することで分解能を確保する方法である。X線CTではBHC(beam hardening correction)、SPECT、PETではTCT(transmission CT)吸収補正がある。TCT補正は法律的にはまだ完全に許可されていない。

2-5 X線CTおよびSPECT、PETの各解像法の役割

下記の①～③の解像法がどのように応用されているかFig.5にX線CT、Fig.6にSPECT等についてまとめている。

- ① 正規化理論(再構成関数)
- ② 不確定性情報に基づいた超解像法
- ③ 先見情報に基づいた解像法

Fig.7に頭部X線CT画像を示す。上段の左は①～③の解像法を施行した像であり、上段右は①、②を施行した例で、下段左は①のみの像である。Fig.8はSPECT画像のTCT補正(③の解像法)を施行したものと施行しない画像の比較である。上段左はTCT補正あり、右はなしの画像である。下段はTCT補正マップ像である。

3. その他の医学の逆問題

最近、研究されているX線CT、SPECT、PET以外の

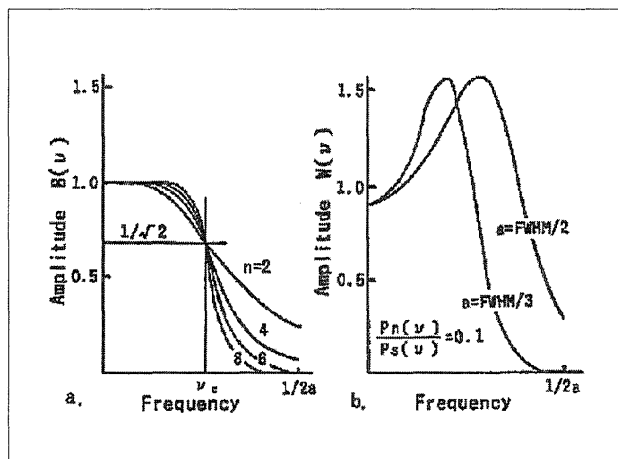


Fig. 4 (a)Butterworth filter, (b)Wiener filter.

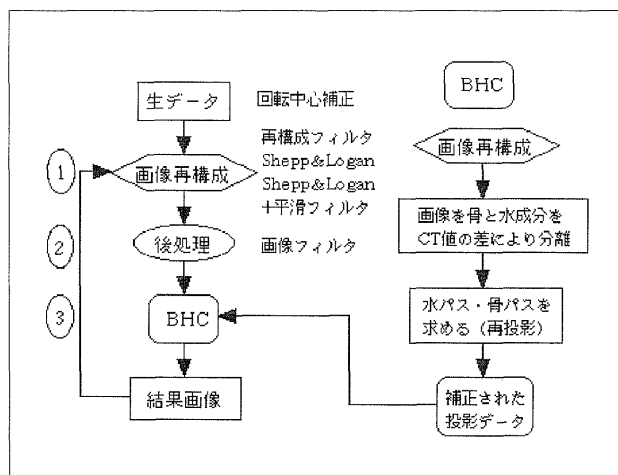


Fig. 5 Image reconstruction of x-ray CT.

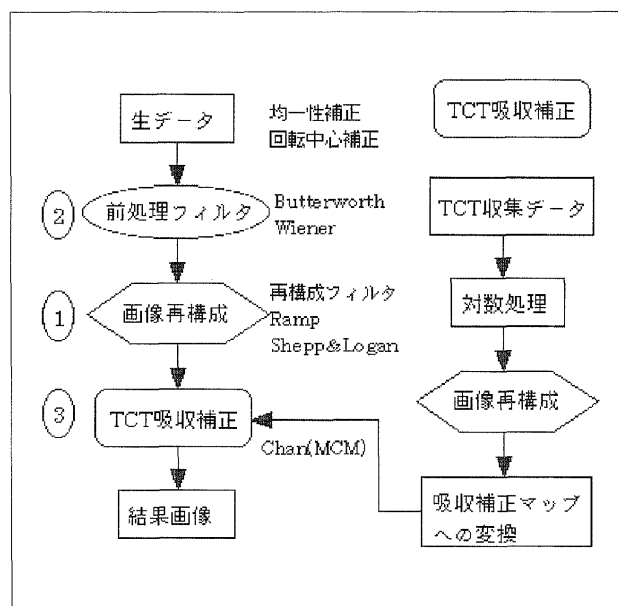


Fig. 6 Image reconstruction of SPECT.

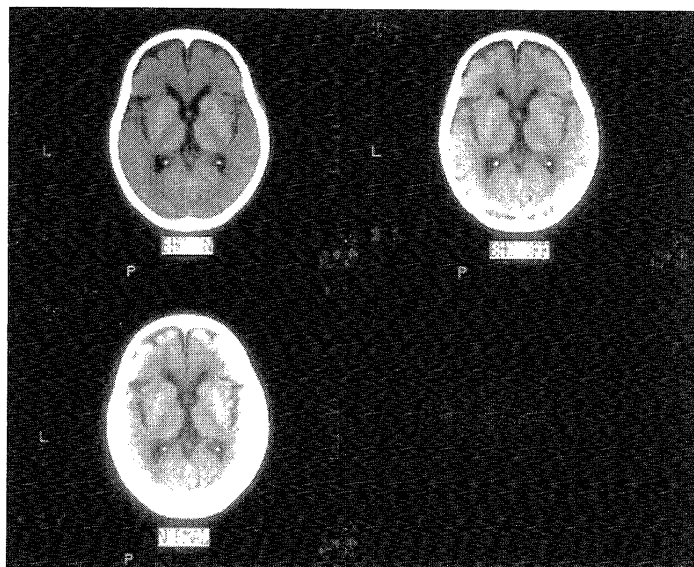


Fig. 7 Difference of images in Fig.5 depending on resolving method of ①, ②, ③.

- (a) is using resolving method of ①, ②, ③.
 (b) is using resolving method of ①, ②.
 (c) is using resolving method of only ①.

a	b
c	

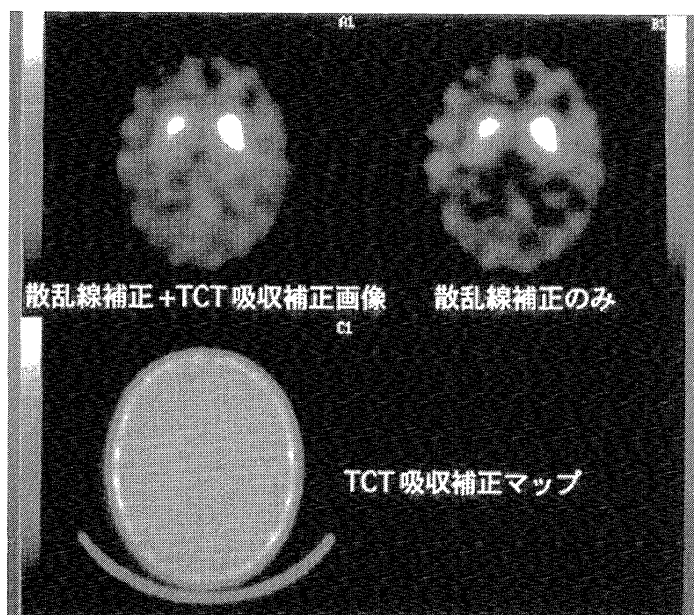


Fig. 8 Difference of TCT corrected and TCT uncorrected images.

- (a)-back scattering corrected and TCT corrected image. (b)-only back scattering corrected image. (c)-TCT corrected map.

a	b
c	

医学逆問題について述べてみる。

- 1) コーンビームX線CT逆問題⁶⁾: ヘリカルCTが開発極限まで改良された。しかし、この方法では真の三次元データ(等方的な解像力, 広い視野, 時間的の同一性)を得るためには, 乗り越えられない限界があることも分かってきた。これに代わりコーン状のビームで被写体をスキャンし, ボリュームデータを一度に得るコーンビームCTがこの

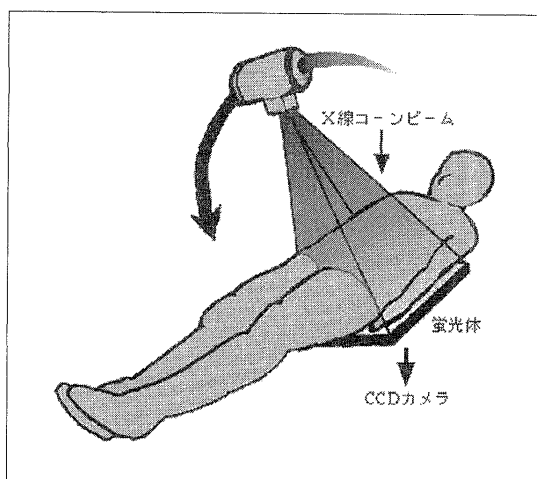


Fig. 9 Principle of cone beam x-ray CT.

限界を越える方法として注目されている。

Fig.9にコーンビームX線CTの原理図を示す。しかし、コーンビームCTの実用化には次のような未解決部分がある。まず、コーンビームCTでは、回転軌道で得られるデータはボリュームを再構成するために数学的には不完全であり、二次元法を単純に拡張しただけではアーチファクトを生じる。これを解消するには、やや複雑な軌道をとる必要がある実用上、難点がある。したがって、スキャンが容易で画質上、問題のない解法(近似解法等)の出現が待たれる。さらに、コーンビームの場合、混入してくる散乱線をどのように除去するかで、ハード的には限界があり、ソフト的な解決が必要となる。

- 2) 光CT逆問題⁷⁾: 生体組織に対して高い透過性を持つ近赤外光(700~1,500nm)の吸収を利用した光CTは、人体の酸素消費状態の画像化および血液量の画像化を試みようとするものであり、すでに装置は試作されている。しかし、光CTの実現のカギは画像再構成アルゴリズムであり、現状は手探りの状態である。この困難さはすべて、生体組織のような強い散乱系において直進光は事実上存在せず光の拡がりは拡散方程式で記述される点にある。

- 3) 光CT顕微鏡逆問題⁸⁾: 光CT顕微鏡は、X線CT法と類似した原理に基づく三次元観測法である。試料を様々な方向から観測した投影像から逆投影演算処理により、もとの三次元構造を再現する。すでに医学、生物学の分野で実用化され、その他の分野でも広く応用されている。

- 4) キセノンCT逆問題⁹⁾: キセノンガスを患者に吸入

させ、その時の動脈血中のキセノン濃度 $Ca(t)$ を測定する。次に、CTスキャンを反復し、脳組織中キセノン濃度 $Ct(t)$ を測定、そしてモデル式より目的とするrCBF(局所脳血流量)を計算する。

Fig.10にキセノンCTによる局所脳血流算定の流れ図を示す。この時、実際のデータにモデル式をフィットさせそのモデル式にあるパラメータを算出する方法、いわゆるフィッティングという手法を用いている。これは逆問題を解く際によく用いられる一方法である。

- 5) SQUID逆問題¹⁰⁾: SQUID(超電導量子干渉素子)を用いた生体磁場計測の研究、応用が最近活発化してきている。逆問題解析手法としては、体内に流れる電流の位置と強さを、体外で測定した磁場からビオ・サバルの法則を用いて推定する。信号源を単一ダイポールと仮定し、それにより生じた微弱な磁界を測定し、境界要素法で目的位置を推定する。対象はてんかんの症状を有する患者が発作間欠時に発する磁気信号データを用いて解析した例である。Fig.11はMRIからの脳の画像に境界要素法の分割と電流源を観測しようとするコイルの位置関係を示す。Fig.12は、てんかん発作時の体積電流を観測したものである。

- 6) 心電図逆問題⁹⁾: 数十ないし百余りの電極を持つ心電計で、沢山の心電図(体表面電位)を同時に測定、このデータから心臓の表面(心外膜)の電位分布を求める。これにより心筋梗塞部位の特定が極めて容易になる。Fig.13のAは、体表面電位の測定値に基づいて描いた等電位線である。人体の胸部を円筒の側面に写像し、それを母線にそって切り開いた形で示してある。Bはこの測定値から推定した心外膜上の等電位線で心臓の表面を切り開いた形のうえに描いてある。

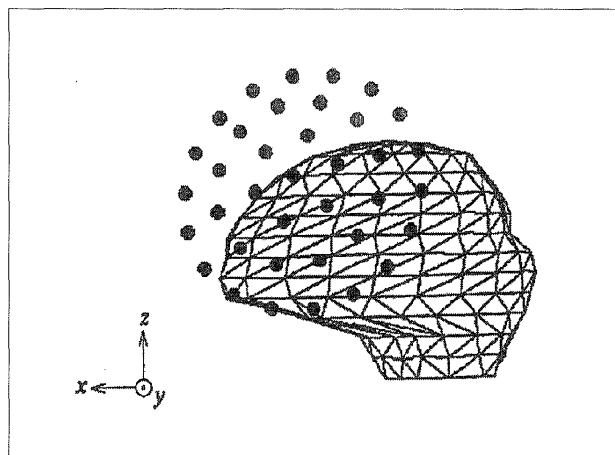


Fig. 11 Boundary element and setting of SQUID coils.

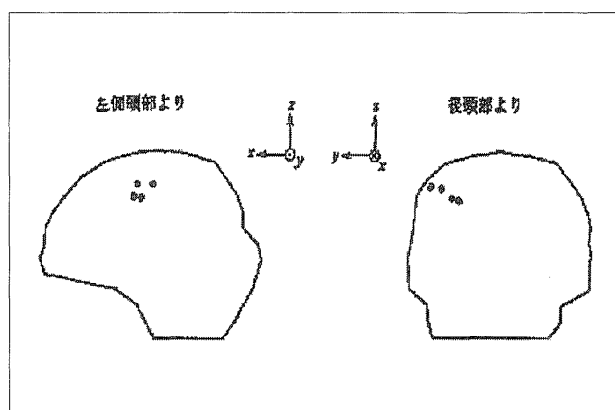


Fig. 12 Result of measurement of volume electric current in human brain.

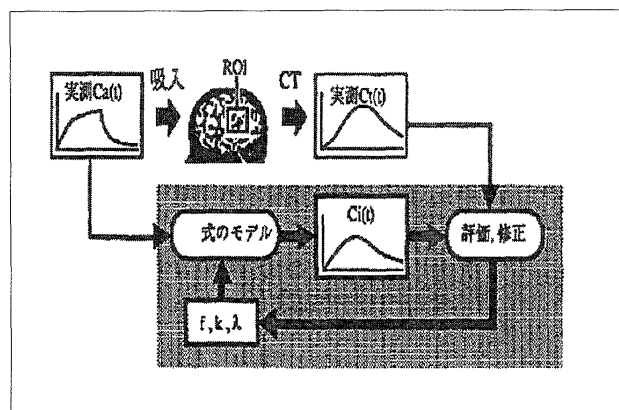


Fig. 10 Calculation of fitting on xenon enhanced CT.

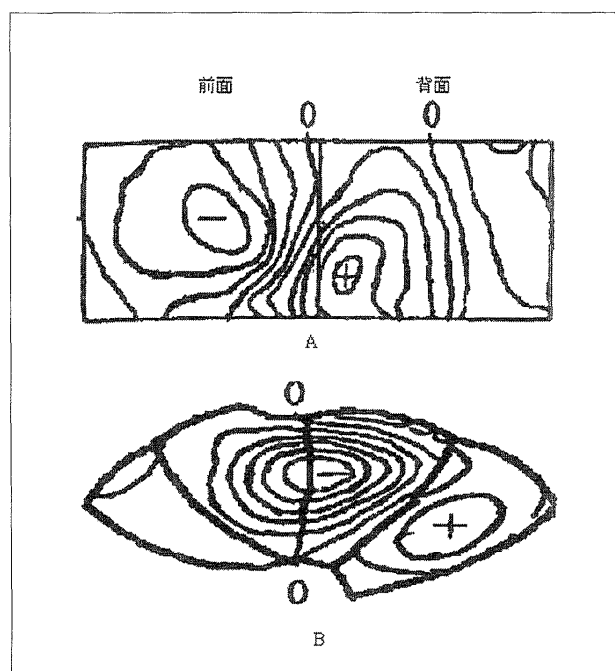


Fig. 13 Inverse problem of electrocardiogram.

4. まとめ

医学における逆問題は、観測データと科学的直感および順方向に定式化された演繹的理論だけでは、内部機序を効率的に行うことが困難になってきたため、結果から原因を究明する物理的認識の理論を数学的に確立せざるを得なくなった。さらに、高速大型コンピュータの進歩や数値解析法の発展により医

学は診断の工学化へと進み、X線CT、SPECT等の発展に繋がってきたわけである。診断の工学化をさらに押し進めて考えた場合、診断の技術を解析学で記述する訳にはいかないが、コンピュータが医師の思考過程を真似ることは可能であろう。医用画像診断装置の進歩につれて、今やそれらの画像を解釈できる真の意味での診断装置が求められるようになってきている。

参考文献

- 1) 田中 博：医学における逆問題. 数理科学, 274, 38-44, (1986).
- 2) 武者利光, 岡本良夫：逆問題とその解き方. pp.134-139, オーム社, 東京, (1994).
- 3) 関村利朗：生物の形の多様性と進化(理論的アプローチの進展), 未来開拓学術研究推進事業「生体の計測と制御」. 平成9年度公開シンポジウム, 生物学・医学における逆問題および総合制御と超解像, (1998).
- 4) 佐藤俊輔：「生体信号の新しい展開」特集に寄せて. 日本ME学会雑誌, 11(1), 1-2, (1997).
- 5) 南部恭二郎：医学におけるインバージョン. 物理探査, 39(6), 42-49, (1986).
- 6) 遠藤真広：X線CTの最新技術と逆問題, 未来開拓学術研究推進事業「生体の計測と制御」. 平成9年度公開シンポジウム, 生物学・医学における逆問題および総合制御と超解像, (1998).
- 7) 田村 守：光CTにおける逆問題, 未来開拓学術研究推進事業「生体の計測と制御」. 平成9年度公開シンポジウム, 生物学・医学における逆問題および総合制御と超解像, (1998).
- 8) 埜田友也：光CT顕微鏡における逆問題, 未来開拓学術研究推進事業「生体の計測と制御」. 平成9年度公開シンポジウム, 生物学・医学における逆問題および総合制御と超解像, (1998).
- 9) 南部恭二郎, 鈴木龍太：キセノンCTの撮影と解析法の概要. pp.11-29, にゅーろん社, (1989).
- 10) 武内良輔, 池田 仁, 石山敦士, 他：境界要素法によるてんかんの焦点位置推定. 第10回日本生体磁気学会大会論文集, 1, 154-157, (1995).

図表の説明

- Fig. 1 射影すると大きくなるベクトル.
- Fig. 2 CBP法のコンボリューション.
- Fig. 3 バックプロジェクションにおける再構成関数の平滑化.
- Fig. 4 (a)バターワースフィルタと(b)ウィナーフィルタ.
- Fig. 5 X線CTの画像再構成.
- Fig. 6 SPECTの画像再構成.
- Fig. 7 Fig.5の①, ②, ③の解像法による画像の違い.
上段左は①, ②, ③の解像法を用いた画像, 上段右は①, ②の解像法を用いた画像, 下段左は①のみの解像法を用いた画像.
- Fig. 8 TCT補正を行ったときと行わないときの画像の違い.
上段左は散乱線補正とTCT補正を行った画像, 上段右は散乱線補正のみの画像, 下段左はTCT補正マップである.
- Fig. 9 コーンビームX線CTの原理.
- Fig. 10 キセノンCTにおけるフィッティングの計算.
- Fig. 11 境界要素とコイルの配置.
- Fig. 12 脳内の体積電流測定結果.
- Fig. 13 心電図逆問題.

第54回 総会学術大会シンポジウムⅡ

会期：平成10年 4 月10日

会場：ポートピアホール

放射線治療における出力測定の問題

座長集約

座長 保科正夫

東京医科歯科大学医学部附属病院

1. 側方電子平衡不成立領域における
4 MV X線ファントム散乱係数 (S_0) の検討

奈良鉄造

青森県立中央病院

2. ナロー・ビームの線量評価

後藤紳一

長崎大学医学部附属病院

3. 光子ビームにおける非対称および不整形照射野の線量評価

中田 学

京都大学医学部附属病院

4. ダイナミックウェッジの出力測定

舘岡邦彦

札幌医科大学医学部附属病院

座長集約

Symposium

座長 保科正夫

東京医科歯科大学医学部附属病院

放射線治療における投与線量の精度管理において根幹を成すといってもよいX線の出力測定に関する問題を、このシンポジウムでは種々の面から問い直してみよう。

近年の放射線治療は、脳定位治療といった新たな手技の展開により、従来は臨床で用いられることの少なかった小照射野の利用が進んでいる。また、マルチリーフコリメータやダイナミックウェッジ等の新たな機能が標準化されつつある。このような中、放射線における線量管理の実用規約である標準測定法¹⁾の定義では、これらの新たな問題における出力評価に対して十分な対処が難しくなってきた。

このシンポジウムでは、現在世界的に共通の定義となっている出力概念である、コリメータ散乱係数、ファントム散乱係数、全散乱係数を用いて、各演者のテーマを展開していただく。その中で、種々の局面や新たな機能に伴う出力変化の解析において、これらの散乱係数の概念における拡張性の高さが理解できるであろう。また、治療計画システムが要求してくるデータの意味についても、ここから理解されるものと思う。

ここで、各演者に共通する上記の散乱係数は、

Khanら²⁾の定義によると、式(1)で示すように互いに関連している。

$$S_{c,p} = S_c \times S_p \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $S_{c,p}$ は全散乱係数であり、 $S_{h,p}$ あるいは S_t と表記されることもある。 S_c はコリメータ散乱係数(ヘッド散乱係数 S_h とも呼ぶ)、 S_p はファントム散乱係数である。

また、わが国の標準測定法で定義している出力係数との関係について、Tableに示しておく。

治療の最前線にいるわれわれ放射線技師にとって、新たな技術に対応していかなければならない状況は続いている。今回のシンポジウムが少しでも役に立てば幸いである。

Table Domestic and foreign definition terms for output factors.

日本国内	欧米
照射野係数	全散乱係数
空中照射野係数	コリメータ (もしくは、ヘッド) 散乱係数
比散乱係数	ファントム散乱係数

参考文献

- 1) 日本医学放射線学会物理部会：放射線治療における高エネルギーX線および電子線の吸収線量の標準測定法。通商産業研究社，東京，(1989)。

- 2) Khan FM, Sewchand W, Lee J, et al.: Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy x-ray beams. Med. Phys., 7 (3), 230-237, (1980)。