

5. コンピュータ断層撮影装置の現状と将来

放射線医学総合研究所 臨床研究部 飯沼 武

はじめに

コンピュータ断層撮影は英語では *computed tomography (CT)*, *computerassisted tomography (CAT)*, *computerized transaxial tomography (CTT)* *reconstructive tomography (RT)* などと言われているもので、1972年に英国EMI社のNounsfeldによって発明された新しいX線撮影法である。⁽¹⁾ 本稿では撮影法のことをCT、撮影装置のことをCT装置、撮影された画像をCT像と呼ぶことにする。

さて、CTは発表の後、本家の英国よりもアメリカにおいて爆発的な普及が始まり、1973年に第一号機が導入されて以来、各メーカーが競ってCT装置を製造しはじめた。アメリカでは僅か5年の間にすでに1000台近いCT装置が設置されており、これは1台当り2億円に近い値段と考え合わせると大変な普及振りであると言わねばならない。アメリカではこの現象をCT fever と名付けている位で、最近ではこのような新技術の医療への急速な導入に対する反省がおこっている程である。一方、我国には1975年に後述する頭部専用のCT装置が初めて導入されたが、その後の普及はめざましく、1978年末で300台に達していると考えられている。勿論、英国を抜いて、CT保有台数でもアメリカにつぐ世界第2位の医療大国? となっている。

では、何故CTがこのような急速な普及をしたのであろうか? 理由はいくつか考えられるが、第一はCTが脳のX線診断に与えた画期的なインパクトであろう。脳は周知の通り、頭蓋骨におおわれているので通常のX線写真で頭蓋内の脳実質の形態的構造を撮影することは不可能である。そこで脳内の血管をX線に不透明なヨウ素化合物を含む造影剤を注入することによって描出させ、血管の走行状態の変化から間接的に脳実質の病変をさぐるという方法が行われてきた。この方法は脳血管撮影法と言われ、非常に有用な検査ではあるが、病変を直接的に認識することはできない上、検査を受ける患者にとっても苦痛の大きい方法である。ところが、CTがもたらした画像は脳実質組織の形態を極めて明瞭に描出し、実質と脳室との関係は勿論、脳出血や脳梗塞などの場所は正に手に取るように判るようになったので、脳神経外科医や放射線科医の喜びよりは大変なものであった。

第二の理由はCTの発明以前から、特にアメリカにおいてはCTの先駆的とも言える研究がいくつかなされており、実際には実用化はされなかったのであるが、機は熟していたということができよう。従ってEMI社の発表後、アメリカの各メーカーがCT装置の製造を始めたが、現在はCT技術の進歩の中心はアメリカに移ったといっても過言ではない。CT装置がX線装置と現代文明の象徴とも言える電子計算機を巧みに結合して、見事な画像を作りだし、今までのX線診断学に大きな変革をもたらしたのも時代の流れであろう。CTは電子計算機による画像処理が真に実用化した第一号である。

実はCTに関しては、すでに多くの解説が発表されているが、本稿でも話しの都合上、CTの原理から始めざるを得ない。CT装置のハードウェアとしての進歩も顕著であるので、最初のCT装置から最新の装置に至る発展を概観し、

最後に現実の装置で使われているCT像の再構成アルゴリズムについて触れて見よう。また、参考文献としては代表的なものだけにとどめるので、読者の中で特に原論文を参照された方は後述の文献中の解説を見て頂ければ多くの原論文のリストがのっているので参考となろう。⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾

1. CTの撮影原理

CTは従来のX線撮影装置と比べると、極めて異なった手段を用いて撮影を行なっている。今までのX線撮影が広角のX線ビームを撮影したい場所に照射し、透過したX線をフィルムで受けているのに対し、CTは細いX線ビームによって撮影したい断面(厚さ1cm位)のみを照射し、透過したX線ビームをガイナミック・レンジの大きい、高感度な検出器で受け、その強度分布から電子計算機によって横断面のX線吸収係数の分布を再構成する。

図1にCTの撮影原理を示す。図では頭部の或る横断面をX線管とそれに対向して配置されたX線検出器が同期して走査している。X線は走査方向に2~3mm、走査と直角な方向は約10mmにフリットされており、横断面を透過後、その強度が検出器で測定される。得られる出力はX線の1次元強度分布でprofile(投影)といわれる。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、再び走査を行ない投影を得る。このような回転と走査を多数繰返すことにより、多方向からの投影が得られることになる。

図2は実際のX線管、人体の横断面および個々の検出器の位置関係を示したもので、このタイプのCT装置では1回に2断面の撮影を行なう。才3の検出器は参照用で、人体に入射前のX線強度をモニターし、参照用検出器の出力と他の2個の透過強度の出力によって、後に述べる演算を行ない投影を求める。

CT用のX線検出器にはシンチレーション計数管が多く用いられている。この計数管はX線を可視光に変換するシンチレータと可視光を電流に変換する光電子増倍管から成っており、CTで使われている100~140kVpのX線に対しては殆ど100%の検出効率を有し、強度に対するガイナミック・レンジも十分に大きい。シンチレータとしてはNaI(Tl), CaF₂, Bi₄ Ge₃ O₁₂ (BGO)などが使われており、蛍光の残存時間が小さいことが必要条件である。新しい型のCT装置にはXeガスを高圧で封入した多重電離箱(100~500個)が使われていることもある。

図3には電子計算機を含むCTシステム全体の系統図を示す。図1のように多方向から得た投影は電算機で処理されて、初めて横断面のX線吸収係数分布に再構成されることになる。そこで、まず、X線強度とX線吸収係数の関係を見てみよう。いま、参照用検出器で測定される入力側のX線強度をI₀、投影上のある1点の透過X線強度をIとすると、次の関係が得られる。但し、X線は単一エネルギーと可する。

$$I = I_0 \exp(-\sum M_i \cdot \Delta x_i) \dots \dots \dots (1)$$

ここで、M_iは横断面中の微小体積の物質のX線吸収係数、Δx_iはその物質のX線通過方向の長さである。

(1)式の両辺を対数変換すると、横断面内の吸収係数の和に比例する関係が求められる。
 $\ln(I_0/I) = \sum M_i \cdot \Delta x_i \dots \dots \dots (2)$

そこで、全ての長さが等しいとし、Δx_i = Δx とおくと、

$$\ln(I_0/I) = \Delta x \cdot \sum M_i \dots \dots \dots (3)$$

この式によると、参照検出器と透過強度測定用の検出器の出力の比の対数は吸収係数の総和に正比例していることが判る。

図3に示す3個の検出器の出力はAD変換後、対数変換され、磁気ディスクに蓄えられる。このようにして蓄積された多方向からの投影を用いて、再構成処理が行なわれるが、結果として求められる画像もディジタル数値像であるので、ディジタル・アナログ変換器(DA変換器)を経て、CRTに表示される。一方、数値そのものを出力したい場合はライン・プリンタにそのまま印字する。この数値はCT数(CT number)と言われ、その物理的意味については後述する。

CTの特徴は微小なX線吸収係数の差を画像化できることである。その理由はオビに細いX線ビームを用いているため、散乱線がつかないこと、オビに広いダイナミック・レンジをもつ検出器を用いていること、オビに秀れた画像再構成処理を採用していることのためである。CTによってどの範囲の吸収係数が区別可能かを図4に示す。ここでは水の吸収係数を0とした生体組織の吸収係数を相対値で示した。この値は120 KDPのX線に対して得られたものである。図4の左の縦軸は%吸収係数(% absorption coefficient)と言われる値で、(1)式で表わした吸収係数とは次の関係にある。

$$\% \text{ 吸収係数} = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \times 100 \quad \text{----- (4)}$$

ここで、 μ_t は問題の組織の吸収係数、 μ_w は水の吸収係数である。

(4)式から判るように、水の%吸収係数は0であり、吸収係数が水の2倍の組織では、 $\mu_t = 2\mu_w$ となり、%吸収係数は100となる。

他方、図4の右の縦軸はCT数と言われる値で、次のような関係式で示される。

$$\text{CT数} = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \times K \quad \text{----- (4')}$$

但し、 $K=500$ このCT数は最初の頭部用CTに用いられたもので、EMI unitと言われる。最近のCT装置では $K=1000$ のCT数を使っているものもあり、このCT数はHounsfield unitと言われている。

さて、図4のCT数でも、水は0となるが、空気のCT数はその吸収係数が水に比べて非常に小さいので、-500である。一方、骨は吸収係数が水の2倍位であるので、そのCT数は500となる。この両者の間にある脂肪は-50、脳実質組織である灰白質(grey matter)と白質(white matter)は12~18、流れている血液は6であるのに対し、凝固した血液では20~30と大きい。従って、水と軟部組織の差は約5%であり、これが識別できる必要があるが、CT装置の吸収係数の分解能(density resolution: 密度分解能)が2.5~5であり、十分に識別できるようになった。これは今までのX線撮影装置では不可能なことである。

頭部以外の人体各臓器のCT数($K=500$)を図5に示す。図から見られるように乳房、脂肪および肺以外は全て水より大きい。骨を除くと、最大40(8%)であり、可成りの重なりがある。このことは全身各部位の撮影に際して注意しておくべきことである。

ここで、CT像の例として、図6に頭部、図7に腹部の像を示す。まず、図6の頭部の像は頭頂から足の方に向かって切断したような像で、写真の右は患者の右で、写真の上側は患者の顔面である。この像のCT数は $K=1000$ のHounsfield unitを用いており、中心のCTレベル(ウィンド値)が40、ウィンド巾を7

5で表示している。すなわち、CT数で3から77の間を15レベルのグレイスケールで描出している。このCT像では脳実質と脳室(中心附近の黒い所)がはっきりと区別され、白質と灰白質の識別も可能である。

一方、図7は逆に足から頭の方に見た切断面で、写真の右は患者の左、写真の上は患者の腹側である。この像では上側の白い部分が造影剤が入っている胃を表わしており、吸収係数が大きいために白く描かれている。その直ぐ下側に脾臓の体部が見え、何って左側の灰色の組織は肝臓の右葉、右側の組織は脾臓を示す。この像はウィンド幅22, ウィンド中400で表示されている。これらのCT像は生きた横断解剖図とも言え、多くの病変の正確な把握に極めて有効であることが確認されつゝある。

8. CT装置の発展

最初のCT装置が発表されて以来、数年の間の進歩は極めて急速である。現在市販されているCT装置は撮影方式によって、表1のように第1世代から第4世代に分けられている。

表1 CT装置の世代分類

世代	X線形状	検出器数/スライス	撮像方式	時間
第1世代	ペンシルビーム	1個	X線管・検出器とも回転・走査	4分半
第2世代	小角扇状ビーム	3~60個	X線管・検出器とも回転・走査	20~120秒
第3世代	広角扇状ビーム	100~300個	X線管と検出器ともに回転のみ	5~10秒
第4世代	広角扇状ビーム	600個以上	X線管のみ回転・検出器固定	2~10秒

第1世代のCTの代表はEMIの頭部用CT装置(CT-1000)である。この装置は前節の撮影原理で述べたように、1本の細いX線ビームを1個の検出器で受けて、X線管と検出器とも走査と回転を繰り返す。CT-1000の外観図を図8に示す。この写真は撮像部と患者ベッドを示し、患者の頭部はゴム製のキャップにはまり、水槽中に配置される。この位置では頭の上側にNaI検出器、下側にX線管があり、走査と回転を1°毎に180回行なうので、撮像時間は4分半と可成り長い。1回の走査で測定される投影の標本数は240で、合計240×180本のデータが得られ、再構成される横断面は160×160本である。この型のCTでは撮像時間が長いので、頭部の撮影には有効であるが、それ以外の人体部位は多くの動きがあるので、像がぼけてしまう。その後のCT装置の開発が撮影時間の短縮の方向に向ったのは当然の成行きであった。

第2世代のCT装置の例として、図9にEMIのCT-5005の撮影原理を示す。このCT装置は全身用でX線は10°の扇状ビーム(fan beam)を用い、それを30個のNaI検出器で受ける。図9左のように、X線管と多重検出器は同期して身体を横切るように走査し、走査終了後、同図右のように10°回転してから再び走査する。これにより、180°回転するのに、18回の走査で済むことになり、1回の撮像時間は20秒に短縮された。このCTでは1回の走査で得ら

れる投影データの標本数は18,000突で、合計18,000 × 18突が求められる。再構成画像は直径320画素の円で、約80,000画素から成り、1画素の大きさは標準1.0 × 1.0 × 13 mmである。

第3世代の例として、図10にGEのCT/Tの撮影原理を示す。本器は広い角度の扇状ビームで被写体を全てカバーし、被写体を透過した後のX線強度は、300個の高圧キセノン電離箱によって検出される。扇状X線ビームはX線管の微小回転角毎にパルス的に放射され、1回の測定で1方向の投影が得られる。キセノン検出器もX線管と同期して回転するので、360°回転して多方向からの投影データを求める。本方式のCTは回転運動だけであるので、撮影時間が短かく、5~10秒のものが多い。本CTは全身用であり、投影データの標本数は多重検出器の数で決定され、300個であり、約1°毎にパルスX線により得られるので、300 × 360突である。再構成像の画素数は320 × 320、画素寸法は1.3 × 1.3 × 10 mmである。

第4世代のCT装置として登場したAS&EのCTスキャナを図11に示す。本CTの特徴は多数の検出器を円周上に配列固定し、扇状ビームを放射するX線管のみが回転することである。図11(a)は扇状ビームが人体より幅広く(48°)放射され、透過X線強度が円周上の600個のBGO検出器の一部によって検出されることを示している。X線管はX線を連続的に放射しながら、495°回転するので、1個の検出器から見れば、同図(b)の如く、扇状の方向から透過X線が入射することになる。1個の検出器が見込む扇角をdetector fanと呼び、その角度は38°で、標本突間隔は検出器信号の標本化時間が決まっているので、X線管の回転速度によって変わり、速度が小さい時は標本突間隔も小さく、標本数は大きくなる。速度が大きいとその逆である。本CTの撮影時間は5、10、20秒と切り換え可能で、再構成像の画素数は512 × 512、画素寸法は1 × 1 × 10 mmである。

また、第4世代のCT装置では撮影時間が短かく、呼吸停止下で容易に撮影が行なえるため、臓器の動きによる画像のみだれ(artifact)が少なく、良好な像が得られる。実は、これら以外にも新しい特色をもったCT装置が開発されているが、こゝでは触れない。今後のCT装置の発展の方向はより短かい撮影時間を目指すことである。目標は心臓の静止画像の測定にある。

3. CT像の再構成処理

CT像の再構成処理法には可成り長い歴史があり、CT装置の発明以前から多くの研究がなされていた。こゝでは市販のCT装置で実際に用いられている再構成処理法を主に述べることにする。再構成法には大別して、逐次近似法と解析的方法との二種があり、それらの詳細については前述の参考文献や厚論文を参照して頂きたい。こゝで述べるのは後者である。

まず、CT装置で測定されるデータは図12に示すように、中方向に被写体の横断面をX線が通過した時に得られる投影であり、(1)と(2)式から判るようにX線の経路に沿ったX線吸収係数の総和の1次元分布である。CTでは中を変えて、多方向から投影を求める。中方向の投影を $P(r, \phi)$ と表わすと、次の関係が求められる。

$$P(r, \phi) = \int_S f(x, y) ds \text{ ----- (4)}$$

但し, $-\infty < x < \infty$, $0 < y < \pi$

ここで x は投影データの座標 (1次元), $f(x, y)$ は横断面の吸収係数, S は X 線の通過経路を示しており, 積分は経路に沿ったものである。

3.1. 逆投影法 (Back Projection)

この方法は最も簡単な横断面の再構成法として, CT装置の発明以前から行われていたものである。この方法は実際の装置では使われていないが, 後の方法の基礎となるので詳しく説明しておこう。その原理を図13に示す。原画像として CT装置の撮影視野内に高吸収物体 (図の例では釘) が1個ある場合を想定しよう。今, X線管と検出器が対となって, 視野を横切るように走査すると, 図13(a)のように釘の位置に対応したピークが投影に現われる。逆投影では計算機の記憶装置に設けられた画面にピークの強度に比例した値で, 投影が得られた方向と逆方向に分配する。同図(a)の下図はそれを示し, その図の視野は計算機のメモリー内に設けられる画面であり, 斜線の部分の画素に等しく分配される。1回の走査が終了すると, X線管と検出器は一定角度だけ回転してから, 再び走査して同図(b)の投影を得, 前に逆投影した像を重ねるように逆投影する。その後投影のように, 回転, 走査後投影される。この操作が多くの方向から行なわれると, 同図(c)のように, 全ての逆投影が重ね合わされ, 星状またはスポーク状のパターンとなる。スポークの中心の重なりは釘の位置に対応した高濃度の場所となるが, その周りもスポーク状のぼけが生ずる。

このぼけは高濃度の点状物体からの距離 r に反比例して減少するので, 同図(c)は逆投影法による点拡がり関数 (point spread function) が $1/r$ であることを示している。すなわち, 逆投影による再構成像を $g(x, y)$ とすると,

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x', y') \cdot h(x-x', y-y') dx' dy' \text{ ----- (5)}$$

但し, $f(x, y)$ は原横断面の吸収係数分布, $h(x, y)$ は重み関数であり, (5)式は2次元重畳積分である。

ここで逆投影法では $h(x, y)$ は次の関係をもつ。

$$h(x, y) = \frac{1}{\sqrt{x^2 + y^2}} = \frac{1}{r} \text{ ----- (6)}$$

また, 逆投影を式で表わせば,

$$g(x, y) = \int_0^{\pi} P(x \cos \phi + y \sin \phi, \phi) d\phi \text{ ----- (7)}$$

投影データは連続的に得られるわけではなく, 方向中も $\Delta\phi$ 毎の不連続な回転であるので, (7)式は次式のように書かれる。

$$g(x, y) = \sum_{j=1}^m P(x \cos \phi_j + y \sin \phi_j, \phi_j) \Delta\phi \text{ ----- (8)}$$

但し, ϕ_j は j 番目の投影の方向, m は全投影の数である。

ところが, このようにして得られた像 $g(x, y)$ は図13から判るように, 原画像とは異なったぼけの大きい像である。以下の方法はこのぼけを除去して, できるだけ原画像に近い再構成像を得ようとする試みである。

3.2. フィルタ補正逆投影法 (Filtered Back Projection)

本法は実用化されている CT装置で採用されており, 現時点で最も速く, 精度もよいとされている。この方法は逆投影法と密接な関係にあり, それで生ずるぼ

けを除くことをねらったものである。可なり、逆投影法では得られた投影の大きさに正比例した逆投影を行なっていたのであるが、本法では投影に対して或る種のフィルタ処理を行なっているから、逆投影しようとするものである。どのようなフィルタ処理を施すかについては後述するが、前述の1/rのぼけを消去するような周波数特性を有するフィルタである。

まず、原画像 $f(x, y)$ は二次元フーリエ積分によって、次のように表わされる。

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(k_x, k_y) \exp\{2\pi i(k_x x + k_y y)\} dk_x dk_y \text{----- (9)}$$

上式を極座標表示に変換すると、

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(k_x, k_y) \exp\{2\pi i k(x \cos \phi + y \sin \phi)\} |k| dk d\phi \text{----- (10)}$$

よって、 $\phi = \tan^{-1}(k_x/k_y) \text{----- (11)}$

$$K = (k_x^2 + k_y^2) \text{----- (12)}$$

一方、(9)式の逆変換は次の通りである。

$$F(k_x, k_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp\{-2\pi i(k_x x + k_y y)\} dx dy \text{----- (13)}$$

図12と(13)、(11)および(12)式より、

$$F(k_x, k_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp(-2\pi i k r) dr ds \text{----- (14)}$$

(14)と(4)式より、

$$F(k_x, k_y) = \int_{-\infty}^{\infty} P(r, \phi) \exp(-2\pi i k r) dr = P(k, \phi) \text{----- (15)}$$

この式は $f(x, y)$ の二次元フーリエ変換係数 $F(k_x, k_y)$ が投影 $P(r, \phi)$ の1次元フーリエ変換 $P(k, \phi)$ とは同じ角度 ϕ の点で等しいことを示している。

さて、(10)式と(15)式によって、 $F(k_x, k_y)$ を $P(k, \phi)$ に置き換えると、

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} P^*(x \cos \phi + y \sin \phi, \phi) d\phi \text{----- (16)}$$

但し、 $P^*(r, \phi) = \int_{-\infty}^{\infty} |k| P(k, \phi) \exp(2\pi i k r) dk \text{----- (17)}$

実際には、(16)式は和の形式で表わされる。(18)式参照)

$$f(x, y) = \sum_{j=1}^m P^*(x \cos \phi_j + y \sin \phi_j, \phi_j) \Delta \phi \text{----- (18)}$$

(16)、(17)式に着目すると、 $P(k, \phi)$ が空間周波数に正比例して増強するようなフィルタ $|k|$ が乗せられ、 $P^*(r, \phi)$ となり、それが逆投影されると、原画像 $f(x, y)$ が求められることが判る。この方法はもとの投影 $P(r, \phi)$ がフィルタによって補正された後、逆投影される方法である。

一方、(17)式の $P^*(r, \phi)$ を計算するのに、フーリエ領域ではなく、重畳積分によって、実空間で計算する方法が行なわれている。

今、実空間でのフィルタ関数を $h(r)$ とすると、

$$P^*(r, \phi) = \int_{-\infty}^{\infty} P(r', \phi) \cdot h(r-r') dr' \text{----- (19)}$$

となり、これから、(18)式により逆投影が行なわれる。

この計算は1次元重畳積分(convolution)であり、この方法を特に重畳積分法という。フィルタ関数にはいくつかの種類が報告されているが、(17)式の値に対応する関数は次のように表わされる。

$$h_1(r) = \int_{-K_m}^{+K_m} |K| \exp(2\pi ikr) dK \text{-----} (20)$$

ここで、 K_m は投影データの上限周波数(Nyquist周波数)で、データの標本化間隔を a とすると、次の関係にある。

$$K_m = 1/2a \text{-----} (21)$$

(20)式を積分して、 $K = la$ ($l = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$)を代入すると、次の補正関数が得られる。

$$h_1(la) = \begin{cases} \frac{1}{4a^2}, & l=0 \\ -\frac{1}{(\pi la)^2}, & l=\text{奇数} \\ 0, & l=\text{偶数} \end{cases} \text{-----} (22)$$

この関数はRamachandran⁵⁾によって得られたもので、その空間周波数特性を図14(a)に、空間領域での特性を同図(b)に示す。このフィルタによる再構成像は K_m 附近における急激な変化のために、リングが生ずる傾向がある。

その傾向を減らすため、Sheppら⁶⁾はフィルタ関数として $|K|$ の代りに次式を用いた。

$$h_2(r) = \int_{-K_m}^{+K_m} \frac{2K_m}{\pi} \left| \sin\left(\frac{\pi K}{2K_m}\right) \right| \exp(-2\pi ikr) dK \text{-----} (23)$$

(23)式を積分して、

$$h_2(la) = \frac{2}{\pi^2 a^2 (1-4l^2)} \quad (l = 0, \pm 1, \pm 2, \dots) \text{-----} (24)$$

図15(a)にはこのフィルタの空間周波数特性、同図(b)は空間領域での関数を示す。このフィルタは K_m において、勾配が0になるようにしたもので、良好な再構成を与える。現在、実際のCT装置ではこれに近い関数を使用していると考えられる。

実際のCTの電子計算機では重畳積分法を用いており、(19)式の計算と逆投影はハード・プロセッサによって非常に高速に行なわれている。この方法では1つの投影が得られると、それに対して重畳積分がなされ、逆投影が実行されるので、CT装置のデータ取得とほぼ同時に再構成処理が行なわれるという利点がある。ハード・プロセッサは1024本の投影データに1024本のフィルタを重畳積分する計算を数ミリ秒で実行する。

4. おわりに

CT装置は臨床医学の歴史において、新技術が与えたインパクトとしては最大のものであると考えられる。CT技術の将来の方向としては更に短い撮影時間の装置の開発であり、その目標は1/100秒程度の心臓の横断面の撮影である。これにより、活動中の心臓を静止状態で観測できることになり、心疾患の診断に對

- 誤差の support の software — いろいろ工夫された。
- 変調を利用して構復する方法 — function を知る — 2D. 腫瘍の CT 診断。〜 isotope による。
↓
病診断の診断。
- 分解能 — わざと低くない。
- speed は わざと早くても可。 — 10 m sec. 21 断面が 1 断面の目標。

より大きな武器となるであろう。更に、人体の多くの断面の同時撮影により、真の 3次元物体の再構成も行なえるようになるであろう。このような CT 装置の実験的研究はすでに始まっている。

実は X 線の透過を利用した CT 装置以外に、1次元投影からの 2次元面の再構成の原理を用いた装置が多く医学の分野で実用化されようとしている。これらについては別の機会に述べることにするが、CT の技術が非常に広い応用範囲をもつことを示しており、今後新しい型の診断装置が生まれる可能性が大きい。

本稿がこの分野への読者諸君の関心を深めることができれば幸いである。我々の研究の一部は厚生省がん研究助成金(映像班)の援助によって行なった。

参考文献

- 1) G.N. Hounsfield: Computerized transverse axial scanning (tomography) Part I Description of system, Brit. J. Radiol. 46, 1016 (1973)
- 2) E.C. McCullough et al.: X-ray transmission computed tomography, Medical Physics 4, 85 (1977)
- 3) R.A. Brooks et al.: Principles of computer assisted tomography in radiographic and radioisotopic imaging, Phys. Med. Biol. 21, 689 (1976)
- 4) 飯沼 武, 田中栄一: 新しい医用 X 線診断装置 — コンピュータを用いた体軸断層撮影, 計測と制御 15, 190 (1976)
- 5) G.N. Ramachandran et al.: Three-dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs II. Application of convolutions instead of Fourier transforms, Proc. Nat. Acad. Sci. 68, 2236 (1971)
- 6) L.A. Shepp et al.: The Fourier reconstruction of a head section, IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-21, 21 (1974)

- back projector } hardware ...
- convoluter }
- computer の性能 } memory 128 KB 程
display — refresh 形 CRT, formatter (X-camera 用)
- 1 断面 1 Rad 位の被曝。通常の透視と同程度, } 頭の場合 6~7 断面
内臓のガン検査 15~20 断面。
- X 線以外の線源 — isotope (X-ray, γ -ray)
核磁気共鳴による H₂O の分布
超音波
粒子線
- X 線の波長 — 120 kV ~ 140 kV
- 記録 — MT: digital image 212. X-ray film 後 212.
画素 512 × 512
— 立体的 reconstruction
- 第 20 回プログラミング シンポジウム 1979.1 • カラ — 行っている。
- sensor の出力 — 10~12 bit. 精度 10⁻³
- software の公開性 — 非公開 (EMIL) の + 公開 (日立社) の + 30.

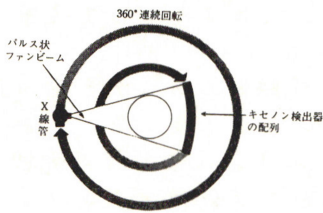


図10 GEのCT/T (第3世代)



図11 AS & EのCT (第4世代)

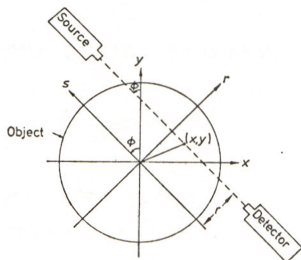


図12 CTの座標系と X線の透過方向の関係

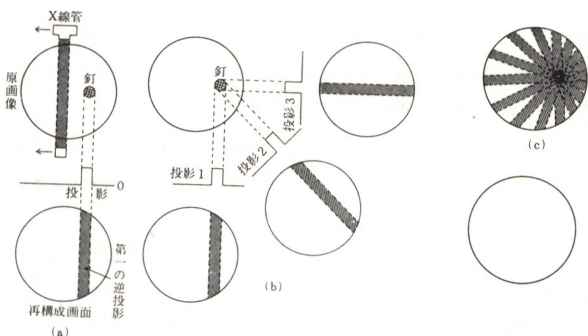


図13 逆投影の図式的説明. (a) 単1投影の取得とその逆投影 (b) 多方向からの投影とその逆投影 (c) 多方向からの逆投影の重ね合せ.

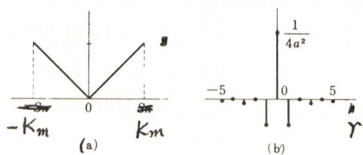


図14 Ramachandranらによる補正フィルタ

(a)空間周波数領域 (b)空間領域

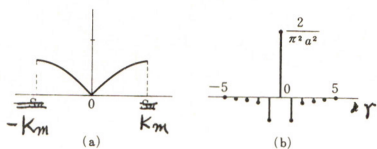


図15 Sheppらによる補正フィルタ

(a) 空間周波数領域 (b) 空間領域

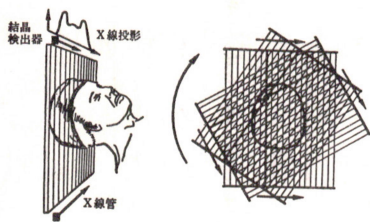


図1. CT撮影の原理

図2. X線管と被写体の位置関係

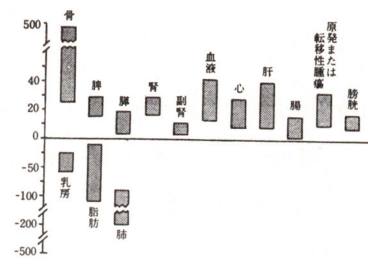
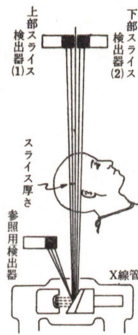


図5 人体各臓器のCT数

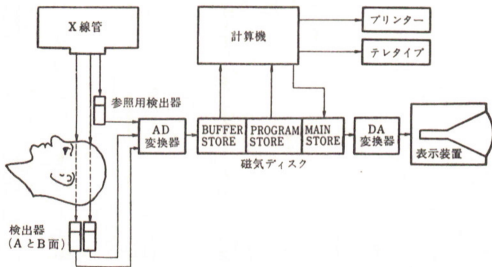


図3 CT装置のブロック図

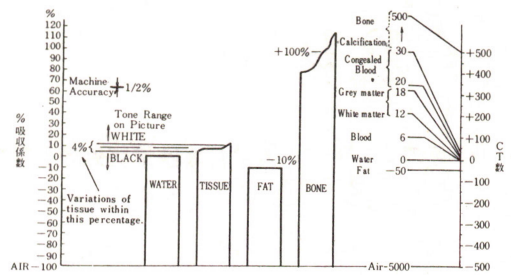


図4. 人体組織のCT数と%吸収係数 (120kVpのX線)

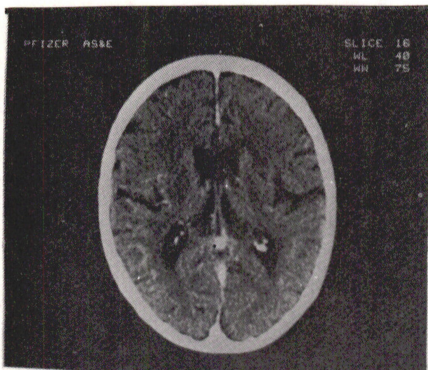


図6. 頭部CT像の1例

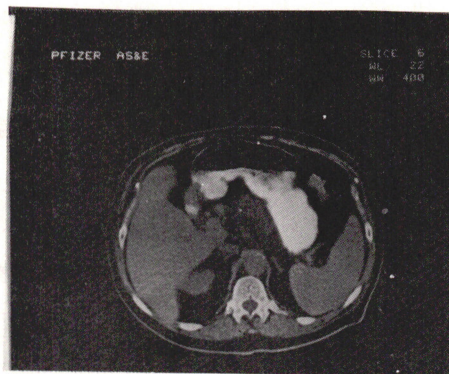


図7 腹部CT像の1例

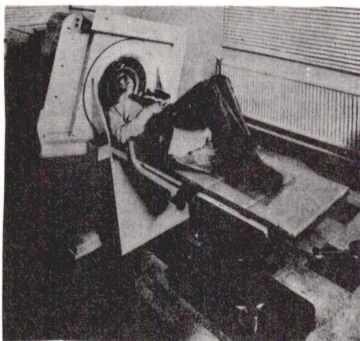


図8. EMI CT-1000 (第1世代)

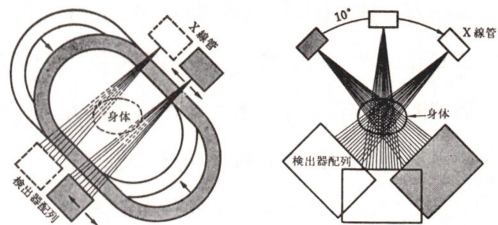


図9 EMI-CT 5005 (第2世代)

本 PDF ファイルは 1979 年発行の「第 20 回プログラミング・シンポジウム報告集」をスキャンし、項目ごとに整理して、情報処理学会電子図書館「情報学広場」に掲載するものです。

この出版物は情報処理学会への著作権譲渡がなされていませんが、情報処理学会公式 Web サイトの https://www.ipsj.or.jp/topics/Past_reports.html に下記「過去のプログラミング・シンポジウム報告集の利用許諾について」を掲載して、権利者の検索をおこないました。そのうえで同意をいただいたもの、お申し出のなかったものを掲載しています。

過去のプログラミング・シンポジウム報告集の利用許諾について

情報処理学会発行の出版物著作権は平成 12 年から情報処理学会著作権規程に従い、学会に帰属することになっています。

プログラミング・シンポジウムの報告集は、情報処理学会と設立の事情が異なるため、この改訂がシンポジウム内部で徹底しておらず、情報処理学会の他の出版物が情報学広場 (=情報処理学会電子図書館) で公開されているにも拘らず、古い報告集には公開されていないものが少からずありました。

プログラミング・シンポジウムは昭和 59 年に情報処理学会の一部門になりましたが、それ以前の報告集も含め、この度学会の他の出版物と同様の扱いにしたいと考えます。過去のすべての報告集の論文について、著作権者 (論文を執筆された故人の相続人) を探し出して利用許諾に関する同意を頂くことは困難ですので、一定期間の権利者検索の努力をしたうえで、著作権者が見つからない場合も論文を情報学広場に掲載させていただきたいと思えます。その後、著作権者が発見され、情報学広場への掲載の継続に同意が得られなかった場合には、当該論文については、掲載を停止致します。

この措置にご意見のある方は、プログラミング・シンポジウムの辻尚史運営委員長 (tsuji@math.s.chiba-u.ac.jp) までお申し出ください。

加えて、著作権者について情報をお持ちの方は事務局まで情報をお寄せくださいますようお願い申し上げます。

期間：2020 年 12 月 18 日～2021 年 3 月 19 日

掲載日：2020 年 12 月 18 日

プログラミング・シンポジウム委員会

情報処理学会著作権規程

<https://www.ipsj.or.jp/copyright/ronbun/copyright.html>