

平成7年度卒業研究論文発表要旨

<日時>平成7年12月21日

13:00~16:00

<場所>1号館201教場

胸部撮影における生殖腺被曝

833049 伊藤博明

833052 岩崎友也

1. 目的

胸部単純撮影において、男性（睪丸）と女性（卵巣）では被曝がどの程度異なるか、また生殖腺の防護により被曝線量がどのくらい減少するかを検討する。

2. 方法

- 1) 生殖腺位置におけるエックス線スペクトル測定のため、小型半導体検出器を作成する。
- 2) 背部表面、睪丸、卵巣の位置に作成した半導体検出器を設置してエックス線を照射し、それぞれの位置におけるエネルギースペクトルを測定する。また、同じ位置にラドコン線量計を設置して照射線量を測定する。撮影条件は、管電圧120kV、管電流100mA、照射時間64msec、FFD140cmとする。胸部撮影は通常 FFD200cmで行うが、今回の実験では FFD が140cmしかとれなかったため距離逆二乗則で補正する。また、生殖腺防護を行ったときの睪丸と卵巣の照射線量も測定する。
- 3) 測定したスペクトルより、照射線量から吸収線量への変換係数を求める。
- 4) 照射線量を吸収線量に変換し、さらに吸収線量を線量当量に変換する。線量当量への変換係数は、光子であるので1とする。
- 5) 防護の仕方による卵巣の被曝の変化を調べるため、防護を腰部後方だけのときと腰部全体としたときについて線量当量を求める。
- 6) 被曝の原因を調べるため、胸部ファントムを取り除いて胸部からの散乱線の影響をなくした状態で、卵巣の被曝を測定する。

3. 結果

測定した線量当量は表1のようになった。

表1 生殖腺および背部表面の被曝線量 (μSv)

測定条件	測定部位		
	睪丸	卵巣	背部表面
防護なし	0.24	1.09	307.1
防護あり	0.12	0.79	—
腰の周り全て防護	—	0.47	—
防護とファントムなし	—	0.35	—

4. 考察

1) 睪丸、卵巣の被曝線量は、それぞれ背部表面被曝線量の、0.08%、0.35%であった。睪丸の方が卵巣よりも被曝が少ないのは、卵巣の方が胸部側に位置するためである。

2) 防護により被曝の軽減が認められたが、軽減の割合は睪丸が50%、卵巣では28%であった。また、腰部周辺すべてを防護した場合の卵巣被曝の軽減は57%であった。このことから、女性は胸部撮影において腰部周辺すべてを防護した方がよい。

3) 胸部ファントムを除いたときの被曝線量は $0.35\mu\text{Sv}$ であった。胸部ファントムがあったときの被曝は $1.09\mu\text{Sv}$ であるので、生殖腺被曝の原因の2/3は胸部からの散乱線といえる。

5. 結論

- 1) 睪丸よりも卵巣の方が4.5倍程度被曝が多い。
- 2) 腰部の防護により生殖腺被曝は軽減できる。
- 3) 腰部を防護するとき、入射側だけでなく腰部周辺すべてを防護した方が被曝軽減が大きい。
- 4) 生殖腺被曝の原因の2/3は胸部からの散乱線である。

(指導 青木清助教授)

各種フィルタによる線質変化

833006 田村純孝

833032 徳江淳子

833041 岩元美穂

1. 目的

フィルタはエックス線の線質を変化させるために使用するが、その変化はフィルタの材質によって異なる。そこで、3種類の金属フィルタ (Al、Ba、Pb) を用いてエックス線のスペクトルを測定し、線質変化について検討する。

2. 方法

エックス線発生装置において管電圧を80、100、120kVと変え、フィルタの厚さも変化させる。焦点-フィルタ間距離を34.5cm、焦点-検出器間距離を100cmとし、線量計で発生エックス線量をモニターしながら半導体検出器で測定する。得られたデータをコンピュータ処理し、スペクトル、実効エネルギー、照射線量、均等度を求める。

3. 結果と考察

1) 光子数とフィルタ厚

フィルタの厚さ (g/cm^2 単位) が等しい場合での光子の減弱率は、Al、Ba、Pbの順で大きくなった。これは原子番号が大きいほど、光電効果の確率が大きくなるためである。

2) 照射線量

照射線量は光子数の減弱とともに減少した。このとき、AlとPbは光子数の減弱が同じとき照射線量の減少が同程度であった。それに比べBaは照射線量の減少が少なかった。

3) 実効エネルギー

光子数の減弱と実効エネルギーの関係を図1に示す。AlとPbについてはほぼ同じ傾きであったが、Baはかなり異なっていた。

4) 均等度

光子数の減弱と均等度の関係を図2に示す。AlとPbはほぼ同じ関係を示したが、Baの場合、均等度の変化が小さかった。

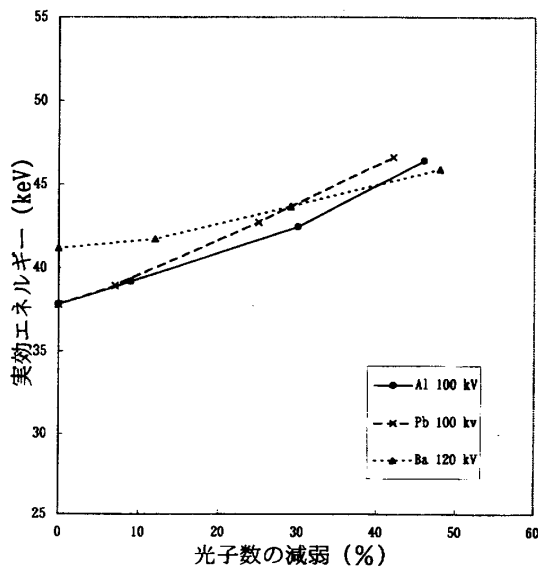


図1 光子数の減弱と実効エネルギーの関係

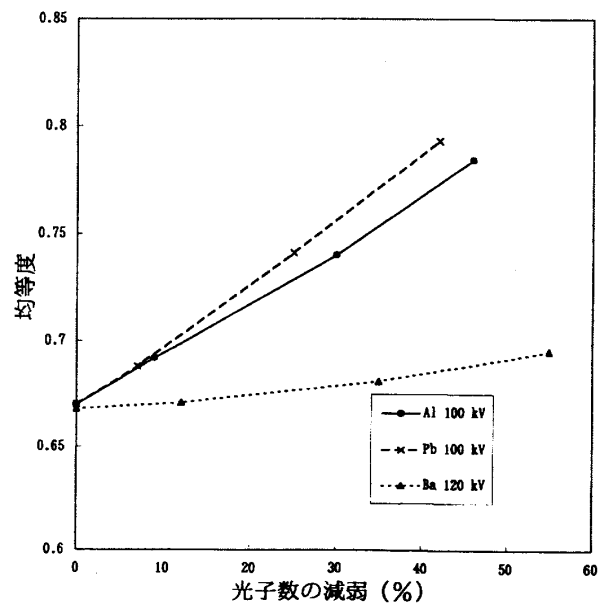


図2 光子数の減弱と均等度の関係

5) 実効エネルギーと均等度

Al、Ba、Pbの光子数の減弱が45%のとき、実効エネルギーは図1から分かるようにほぼ同じ値を示した。一方、均等度は図2から分かるようにAlとPbではほぼ同じ値なのに対し、Baでは全く異なっていた。このことから実効エネルギーが同じ値であっても、均等度は大きく異なるときもあることが分かる。したがって、線質を表すときによく実効エネルギーを出すのが、これだけでは不十分であり、均等度も一緒に表すべきである。

5. 結論

1) Al、Ba、Pbについて、実効エネルギー、照射線量、均等度を測定した。Al、Pbは似た結果を示したが、BaはAl、Pbとは大きく異なっていた。

2) 実効エネルギーがほぼ同じであっても、均等度が大きく異なる場合がある。このことから、線質を表すときは実効エネルギーだけでなく、均等度も同時に用いた方がよい。

(指導 青木清助教授)

CaSO₄ : Dyの発光準位

832020 眞 正 浄 光

1. 緒言

熱ルミネセンス線量計素子としてよく知られているCaSO₄ : Dyのフォトルミネセンススペクトルと熱ルミネセンススペクトルを比較することによって、両スペクトルの発光準位について検討した。

2. 実験

CaSO₄ : Dyは常法により合成した。CaSO₄ : Dyのフォトルミネセンススペクトルの測定は、3つの異なる励起波長、350nm、485nm、600nmを用いて測定した。熱ルミネセンススペクトルは、CaSO₄ : DyにX線を照射後、急速に約500度まで加熱して測定した。

3. 結果と考察

励起波長を変えて測定したフォトルミネセンススペクトルと熱ルミネセンススペクトルを図に示す。図のフォトルミネセンススペクトルから次のようなことがわかった。励起波長350nmのときは480nmと574nmに2つの発光ピークが観測されるのに対し、励起波長485nmでは、

574nm に1つの発光ピークのみが観測された。また、励起波長600nmのときは全くピークがみられなかった。これは、励起エネルギーが小さく発光準位に到達していないためと考えられる。熱ルミネセンスをこれらのフォトルミネセンスと比較してみると、励起波長350nmのときのフォトルミネセンススペクトルと類似していることがわかる。このことから熱ルミネセンスは、350nmの励起光で励起したときと同じ準位から発光していることがわかった。また、X線を照射することによってCaSO₄:Dyに蓄えられたエネルギーの準位は、480nmの発光準位より上に存在することがわかった。

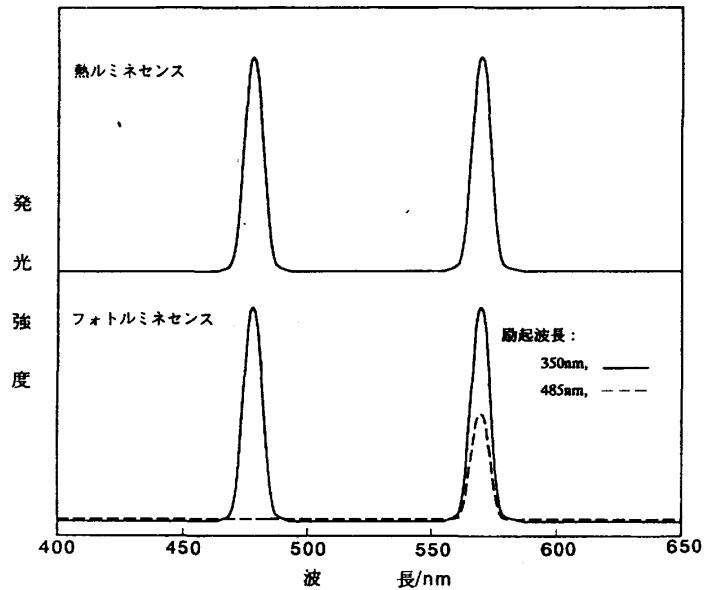


図 CaSO₄:Dyのフォトルミネセンスと熱ルミネセンス

(指導 山本裕右教授)

C言語によるDPマッチング

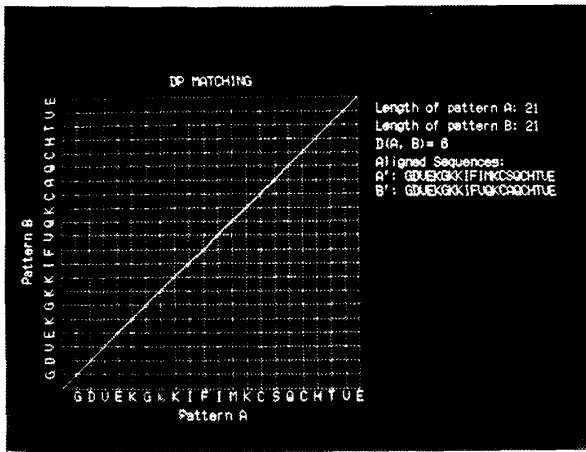
833005 赤津真樹
 833022 中谷麗
 833024 佐藤志保
 833029 磯ゆり江
 833055 手塚由紀

1. 目的

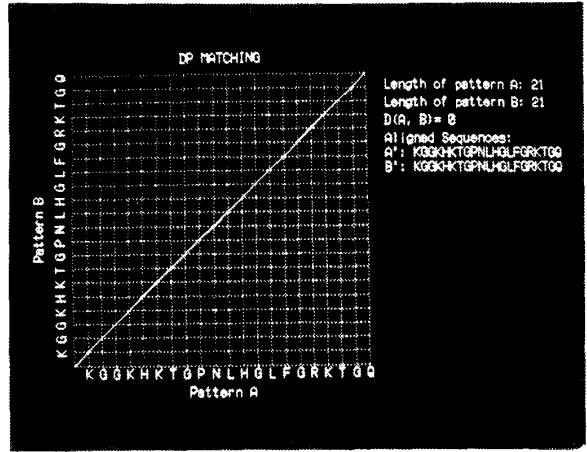
ヒトとウマとミドリムシについて、DPマッチングにより、チトクロームCのアミノ酸置換変異を比較し、進化の度合を知る。

2. 実験方法

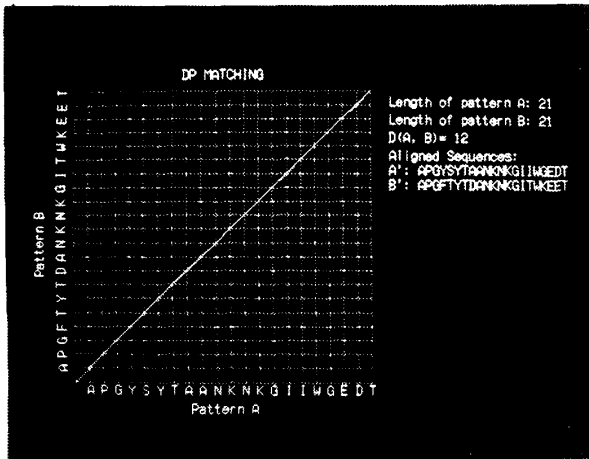
一般に、ある種の変数の最大最小問題を1変数のそれに帰着することによって、計算量を大幅に減らしてくれる強力な考え方であるDPマッチングを使って、ヒト、ウマ、ミドリムシそれぞれ2つずつ取り上げその系列を比較し、グラフにした。



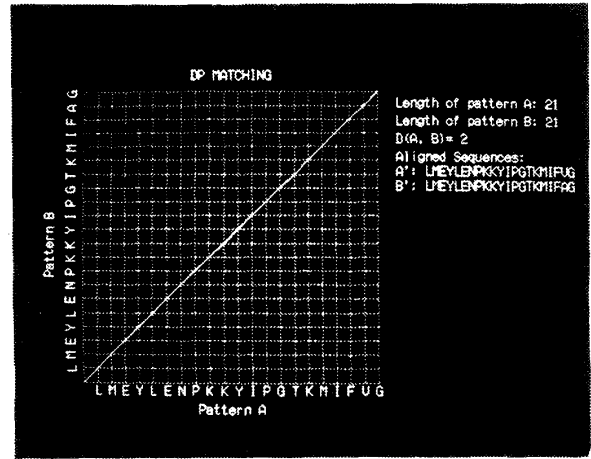
1



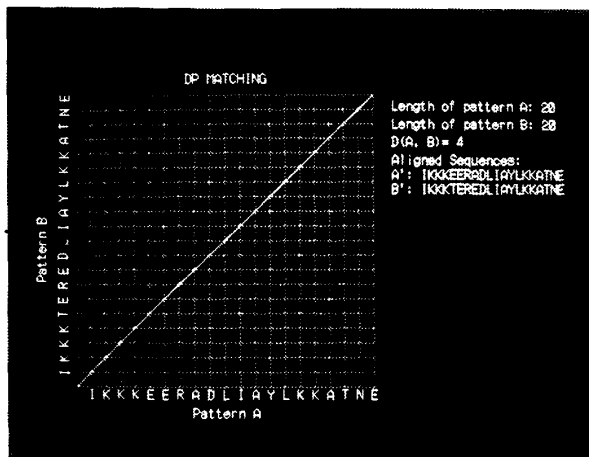
2



3

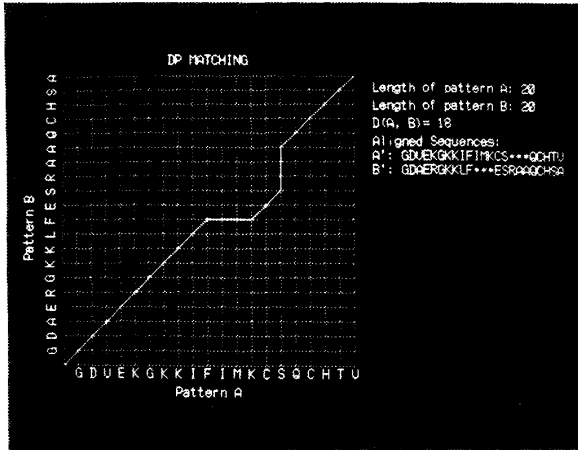


4

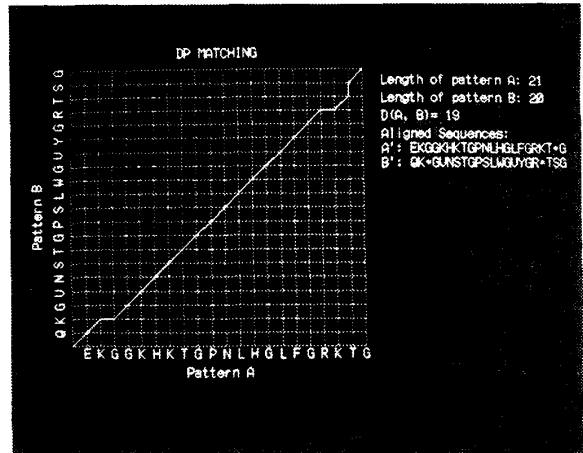


5

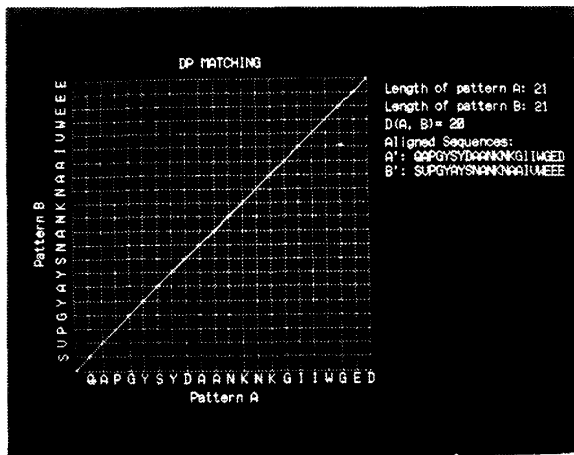
図1 ヒトとウマ



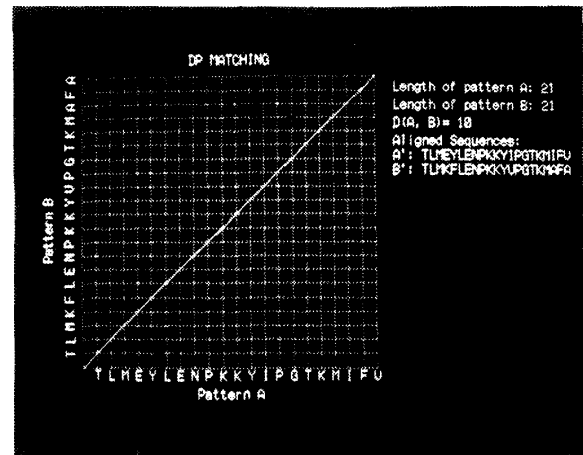
1



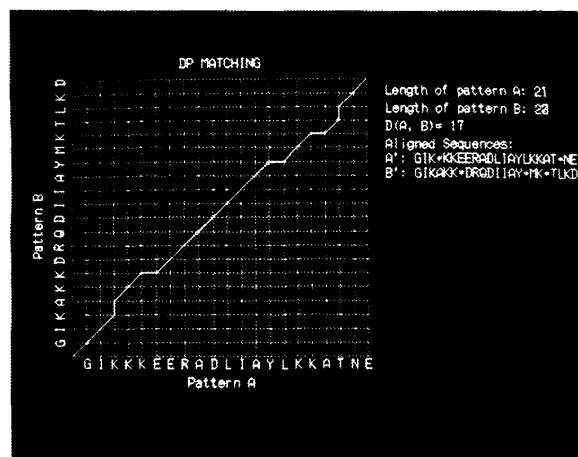
2



3



4



5

図2 ヒトとミドリムシ

3. 結果及び考察

以下に DP マッチングによる表を示す。

表1 ウマとミドリムシのDPマッチング

	パターンの長さ	ヒトとの差異数	挿入、脱落の数	類似度
ヒト ウマ	104	12	0	24
ヒト ミドリムシ	104 102	35	14	84

表2 ヒトとウマおよびミドリムシの比較

	チトクロームC	ヒトとの単純な差異	ヒトとの相同性	DPマッチングによるヒトとの類似度
ヒト	104	0	100 (100%)	
ウマ	104	12	92 (88.5%)	24
ミドリムシ	102	48	54 (51.9%)	84

ヒトとの相同性を見ると、ウマは88.5%、ミドリムシは51.9%である。(相同性とは、チトクロームCの配列が一致している数の比率をいう。比率が大きい程ヒトと近い配列をもっているということになる。)これより、進化の度合いがミドリムシよりウマのほうが大きいことが分かる。単純に類似度を計算すると、差異数の2倍となるはずが、DPマッチングを行うことによってパターンの抜けている箇所が補正されるので、表2のようになる。

4. 結論

単純に比較しても出てくる答えは同じだが、DPマッチング出てくる答えは、チトクロームCの配列を補正した広範囲での生物進化が判断できる。(チトクロームCは、動植物にとって重要なもので、10億年前から変化や変異が少なく比較しやすいので、対象として使用した。) DPマッチングにより、ウマのほうがミドリムシより進化の度合いが大きいことが分った。

(指導 檀尾英次助教授)

撮影補助固定用具 (発泡スチロール)

833053 藤 田 真規子
833025 坂 野 智 一
833033 瀧 口 修 一
833010 阿 保 覚 洋
833027 久 保 淳 子
833056 佐々木 瑠 美

1. 目的

臨床において撮影の固定具として発泡スチロールが用いられているが、実際に発泡スチロールが適切であるか定かではない。発泡スチロールのX線の透過率を電離箱とフィルムを用いて測定し実際に臨床で用いても問題が無いか検討した。

2. 実験方法

(1) 電離箱での測定

平行平板の電極の上に発泡スチロールの板を5cm、10cm、20cm、25cmと重ねていき、各々の場合の電離電流の変化を測定した。

発泡スチロールをのせないときの電離電流を100%として各々の厚さのX線透過率を求めた。

(2) フィルムでの測定

条件を変えずに発泡スチロールの厚さを変え濃度変化を測定した。発泡倍数や厚さが濃度に応どのような変化をあたえるか検討した。

(3) ファントムを用いての実験

腰部斜位撮影、頭部撮影にて用いる固定補助具を作成して、ファントムを用いて撮影した。撮影したフィルムを目視評価した。

(4) 造影剤のテスト

発泡スチロールに造影剤(アンギオグラフィン)を3ml滴下して25分放置し、発泡スチロールの変化を観察した。その後ガーゼで拭きとり撮影をした。

図1は、発泡スチロールの厚さ0cmのときの電離電荷量を100%として発泡スチロールの厚さを変化させたときの透過率を示した。このグラフから、管電圧60~80kVでX線透過率は発泡スチロール厚25cmで90%程度であることがわかった。また、発泡倍数の大きなもののほうが透過率がよいこともわかった。

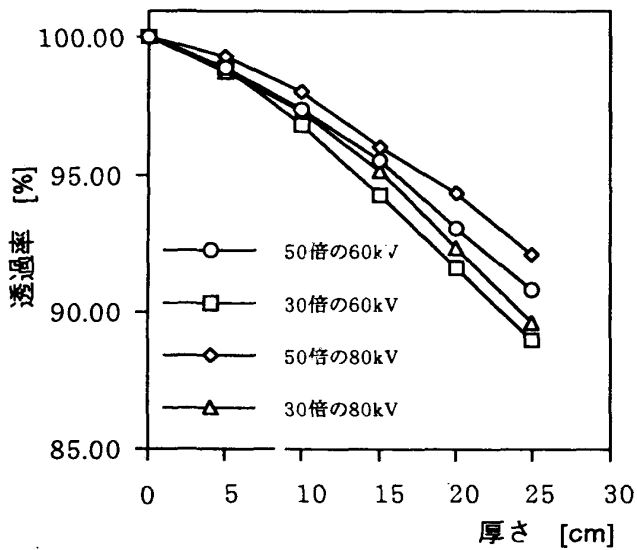


図1 発泡スチロールのエックス線透過率曲線

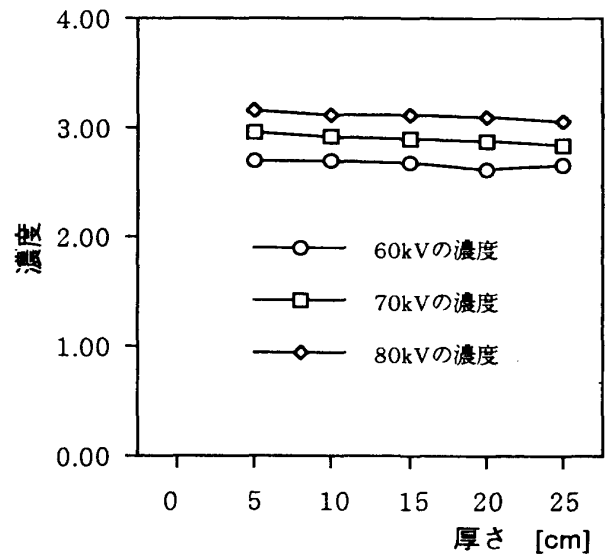


図2 50倍の濃度曲線

図2は、発泡スチロール(発泡倍数50倍)の厚さを変えたときの濃度値の変化を示したグラフである。発泡スチロールを25cm厚にしても濃度は殆ど変化しなかった。発泡倍数30倍についても同様の結果がえられた。

実際に固定補助具を作成し、ファントム(腰部、頭部)を用いて撮影を行った。その結果、写真上に発泡スチロールの陰影はなく、画像に大きな影響を与えることはなかった。

造影剤のテストでは、発泡スチロールに溶解、膨潤など変性はなかった、撮影においても造影剤の陰影はなく簡単に拭きとれることがわかった。

物性について

発泡スチロールは酸、アルカリ、動植物油、塩類などに優れた抵抗性を持つ。また、ケトン類やエステル類等の鉱油系薬品に対しては溶解するが臨床上接触する可能性は

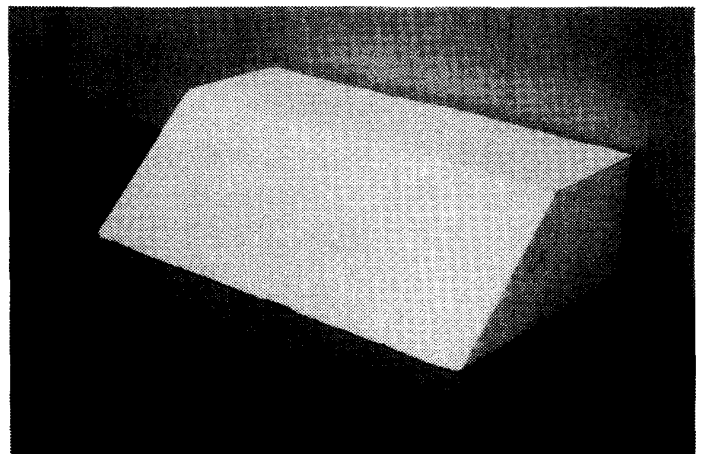


写真1 腰部斜位撮影用補助固定具

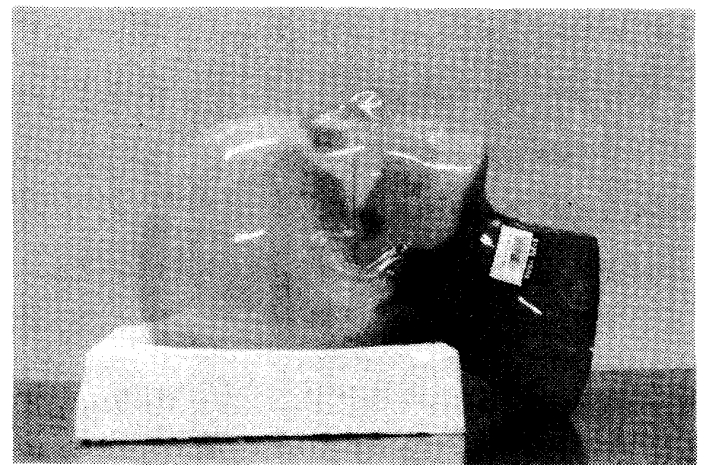


写真2 頭部撮影用固定補助具

ないので問題とならない。

発泡倍数50倍の発泡スチロールで圧縮歪み1%生じる圧力は、 $0.56\text{kg}/\text{cm}^2$ 程度で固定補助具の面積から考えて臨床上患者の重量に耐えられる。

加工法について

発泡スチロールはニクロム熱線で容易に切断でき、サンドペーパーなどを用い自由に整形出来る。

以上のことをまとめると次のようなことがいえる。

発泡スチロールの固定補助具の特徴

1. 画像に影響を与えない。
2. 固定が正確かつ確実に行われ操作が容易である。
3. 固定に際し患者に対して苦痛を与えない。
4. 耐久性及び安全性に優れ加工が容易である。

4. 結論

発泡スチロールの固定具は軟質なので患者に苦痛を与えることなく、固定がスムーズに行われる。また、管電圧60~80kVでX線透過率は発泡スチロール厚25cmで90%程度であった。このときのフィルム上の濃度に大きな影響はなく臨床上用いても問題ないことが証明された。

(指導 榑 徳市助教授)

放射線防護のための実用標準線量計の試作

833018 森 香 奈

はじめに

我が国の人工放射線源被曝の99%は、医療被曝で占められており¹⁾、さらにヘリカルCTやIVRの普及から、医療被曝は増加しつつあります。日本の医療被曝の平均値は $2.25[\text{mSv}/\text{年}]$ で、世界の医療被曝平均の $0.4[\text{mSv}/\text{年}]$ と比較して、日本は世界平均より5倍以上高く、先進諸国と比べても2倍以上も高い値を示しております²⁾。特にイギリスと比較すると約8倍となっており、医療被曝線量の低減が望まれています。

1990年のICRP Pub. 60では、医療被曝の最適化のために線量拘束値、調査レベルの使用を考

慮すべきと勧告しており²⁾、また、1993年にIAEA (国際原子力機関) は、電離放射線に対する防護および放射線源の安全に関する基本安全基準 (BSS) におけるガイダンスレベルを発表しております³⁾。したがって、医療被曝線量低減のためには、診断領域X線線量に於いても、トレーサビリティを確立する必要があり、線量の標準測定法や、施設間で共通に設定される適正線量の確立、そして標準線量計の開発が必要であります。

そこで我々は実用標準線量計の開発にあたり、1992年ICRURep. 47 (国際放射線単位測定委員会勧告47) における、「PMMA Slab Phantom の上に検出器を置いて測定する場合、その値は吸収線量値として用いることが出来る」という勧告をもとに、PMMA Slab Phantom を平行板型電離箱内に一体化した、自由空気外挿電離箱を開発し、X線、⁶⁰Co- γ 線に対する特性を研究しました。

実験方法

1. 自由空気外挿電離箱

今回実験で使用したこの自由空気外挿電離箱は、NESCO 社と共同研究開発したものであり、図1に電離箱の構造断面図を示します。入射面電極は厚さ14 μ mのポリエチレンテレフタレートであります。電離電荷容積は、入射面電極との支柱を5、10、20、50mmと変えることにより変化できます。集電極の直径は50.5mm ϕ で、表面にはカーボンが塗布されており、外側は保護電極となっています。

ICRU PMMA Slab Phantom が電離箱の中に一体化されており、これがこの電離箱の大きな特徴です。

従来の微小電流測定では、入力インピーダンスの大きいFETを用いて電圧降下法により測定していますが、今回の実験では、サンプリング方式による電離電荷量の測定方法を採用して、微小電流の精度を $\pm 5 \times 10^{-15}$ Aまであげて測定しています。サンプリング方式とは、MOS-FET入力電流積分器の充放電同期を高速低雑音で時間制御する方法を用い、X線では120msec、⁶⁰Co- γ

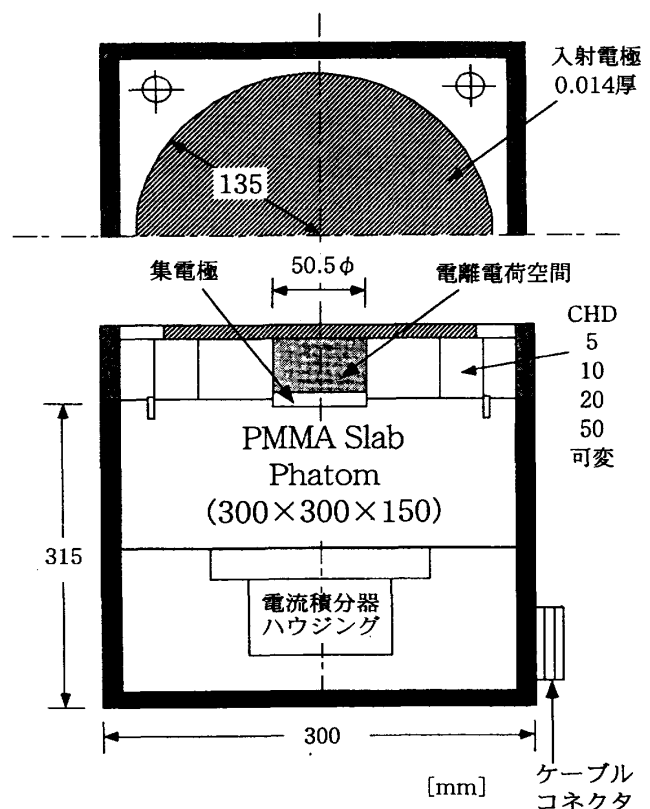


図1 自由空気外挿電離箱断面図

線では200secのサンプリングタイムで測定しました。

2. 実効線量当量

実効線量当量の定義は、ある臓器の被曝量を知る上で、その臓器の線量に荷重係数を乗じて積算して求めたものであり、各組織に関して、注目深度3点が示されています。

- ・皮膚表面 : Dd=70 μ m
- ・目の水晶体 : Dd=3mm
- ・目の水晶体以外の組織 : Dd=10mm

各注目深度の吸収線量測定では、電極の上に注目深度に値する厚さの組織等価物質をのせて測定しました。

3. 測定条件

吸収線量は、dE / dmで定義されており、点に着目した値です。従って、吸収線量を求めるにあたり電離箱の測定条件として、電離電荷体積と線量の整合性、空間線量分布に対する補正について検討が必要であります。実験は下記の測定条件にて行いました。括弧の数字は各パラメータの変数です。

- ・電極間隙 : CHD (4)
- ・電離箱位置 (X線 : 11、 γ 線 : 23)
- ・照射野 : A (X線 : 3、 γ 線 : 2)
- ・注目深度 : D (d) (4)
- ・管電圧 : Vp (X線 : 4)
- ・電離箱の印加電圧極性

データ精度の向上のために、実験の前後に電離箱の入射電極面で水平をとり、⁹⁰Srで大気補正係数を求め、各測定値の標準偏差が1%以下となるように測定数を増やしていき、データを求めました。

このような測定条件で実験を進め、X線でのデータ数は約13000、 γ 線では約4500のデータ量を評価、検討しました。

参考文献

- 1) 医療放射線防護連絡協議会と JIRA の座談会記録、1995。
- 2) 日本アイソトープ協会訳 : ICRP Publication 60 : 国際放射線防護委員会の1990年勧告、1991。
- 3) IAEA Safety Series No. 1151: International Basic Safety Standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources, IAEA, 1993.

(指導 佐藤昌憲助教授)

診断用 X 線による実用標準電離箱の評価

833021 今 茂 也

目的

診断領域 X 線 (50~150kV) の線量は、管電圧波形、総ろ過、付加フィルターなどの線量パラメータによって異なり、今だに被曝線量標準測定法が確立されていない。そのため、診断領域 X 線により受ける被曝線量も正確には把握されていない。

そこで我々は、診断領域 X 線の標準線量測定法の確立が必要と考え、Slab Phantom と一体化した平行平板電離箱を試作し、線量空間分布、電極間隙と電離電荷特性、オシロスコープによる管電圧波形と電離電荷量の変化を測定し、実用標準電離箱の評価、線量測定方法の検討を行った。

実験と結果

1. 実験パラメータ

今回試作した電離箱の特性を評価し、線量測定法の確立をはかるため、「X 線線量空間分布の測定」、「電極間隙 - 電離電荷特性」、「管電圧波形と電離電荷量の変化」について実験を行った。

実験パラメータは次に示す。

- ① X 線装置 : TOSHIBA KXO-15
- ② 管電圧 : 60、100、130、150kV
- ③ 照射野 : 30、40、50cm Sq
- ④ 電極間隙 : 5、10、20、50mm
- ⑤ 壁厚 : 0.014、0.07、3、10mm

2. X 線線量分布

図 1 は、アノードとカソード間を X 軸と定め、X 軸に平行に電離箱を照射野中心より ±250mm 移動させ壁厚をパラメータとし測定した結果である。

結果より、全体的にアノード側へ傾いた特性となることがわかり、ヒール効果が見られた。また、管電圧をパラメータとして測定を

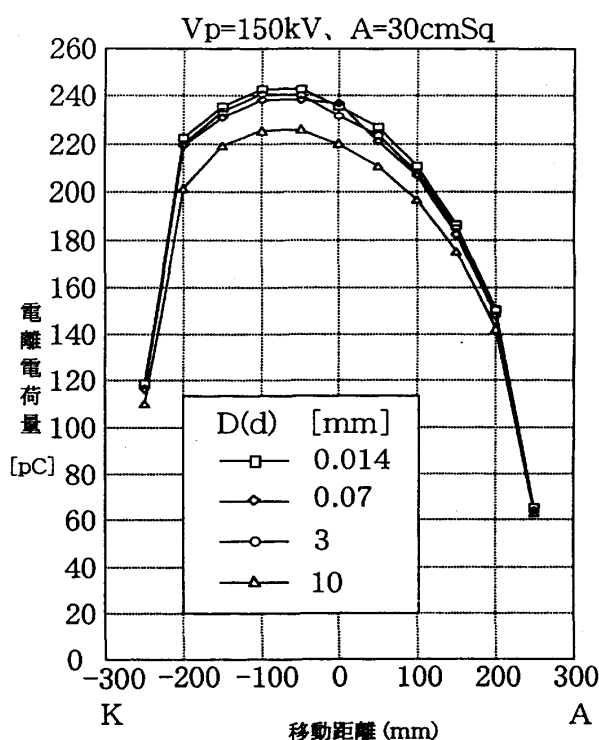


図 1 X 線移動分布

行った結果、ヒール効果は管電圧が高くなると顕著に表れてくるのがわかった。

3. 電極間隙－電離電荷特性

図2は、壁厚をパラメータとして電極間隙を変化させて測定した結果である。

結果より、電極間隙20mmのときに電離電荷量の比が最大を示す結果が得られた。また、管電圧を変化させたときについても測定を行ったが、同様の結果が得られた。

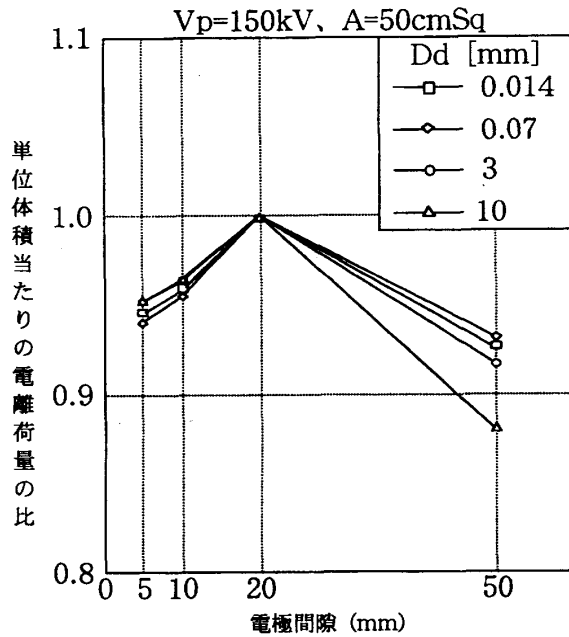


図2 電極間隙－電離電荷特性

4. 管電圧波形と電離電荷量

図3は、X線管電圧波形と電離箱の電離電荷

量の変化との関係をストレージオシロスコープで観測した結果である。結果より (a) では、電離電荷量は直線的には増加せず階段状になって増加していくのがわかる。そして、この階段状の平坦な部分は電離電荷量が発生していない部分である。

(b) の拡大図よりその部分は約5 msecであり、低電圧領域であることがわかる。これは、

固有フィルタの効果により低管電圧領域の軟X線をカットしているためであると思われる。

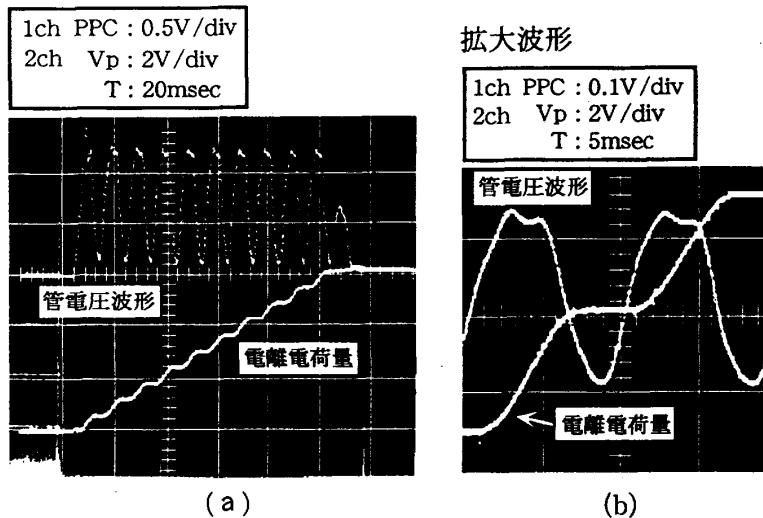


図3 管電圧波形と電離電荷量

結論

以上の結果より下記のことが得られた。

1. 今回開発した電離箱は、電離容積（電極間隙）を変化させ、壁厚（注目深度）や管電圧のパラメータにおいても、電離電荷量の比の変化は、10%以内に収まり線量整合性はとれているといえる。その中でも電極間隙が20mmのときに最大値を示している。その間隙長を選択することにより外挿誤差係数 K_m は1として補正なしに測定できる。また、それ以外の電極間隙でも

測定することができるが補正が必要になってくる。

2. X線線量分布のヒール効果があることで、線量の確定に問題となる。そこで、線量の最大値で線量を評価しなければならず、ヒール効果が見られるとX線中心束がその最大値にはならない。そのため、測定位置の決定と測定方法条件の確立が必要になってくる。

3. 管電圧波形と電離電荷量の変化から、固有フィルターの効果が観測された。このことにより、付加フィルターによる被曝低減の効果が評価できると思われる。

(指導 佐藤昌憲助教授)

^{60}Co - γ 線による実用標準電離箱の評価について

833011 山 口 里 美

目的

ICRU. Rep. 47に規定されている周辺吸収線量、方向吸収線量、個人吸収線量は、 ^{60}Co 空間分布の正規分布特性関数を測定することで値付けすることができると考えている。そこで、我々は ^{60}Co - γ 線のエネルギーフルエンスと線量との関係が電離箱の電離容積とどのような関係にあるかを実験的に求め、分布擾乱係数補正方法について研究を行った。

実験と結果

^{60}Co - γ 線治療装置の実験パラメータは、照射野A：10、22cm Sq、線源-電離箱間距離：90cm、電極間隙CHD：5、10、20、50mm、壁厚D(d)：0.014、0.07、3、10mmで測定範囲内の $\pm 250\text{mm}$ において23ポイントの位置で測定を行った。

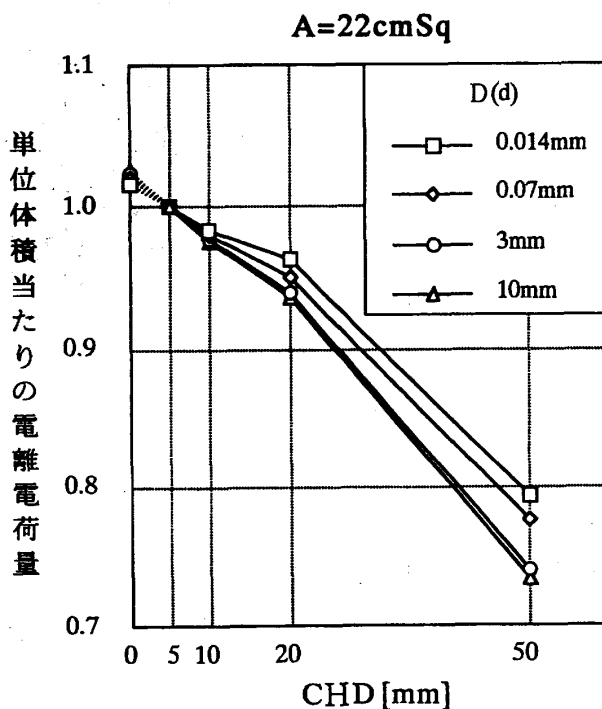


図1 電極間隙-電離電荷特性

1・電極間隙—電離電荷特性

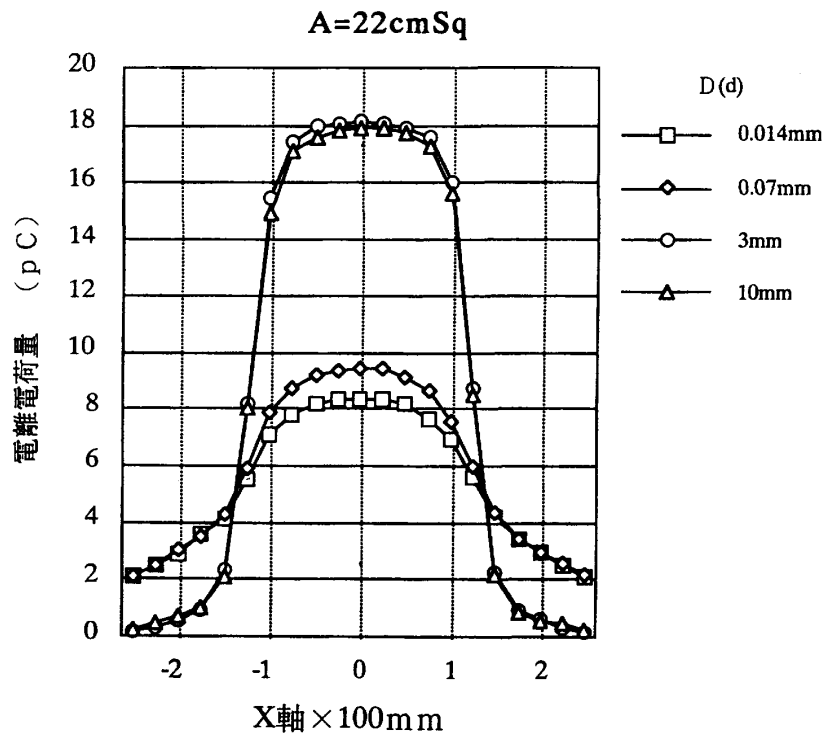
図1は電極間隙と単位体積当たりの電離電荷量の変化を示す。電極間隙が5mmの時の電離電荷量を1と規格化し、零外挿法により最大電離電荷量を求めた。

零外挿値との規格化した電極間隙5mmの電離電荷量から1~2.5%以内であり正確な吸収線量はこの値の補正が必要と言える。

2・空間線量分布

図2は照射野内でX軸方向に電離箱を移動させて得た空間線量分布である。空間線量分布はセンターを中心とした左右対称な結果が得られた。壁厚が厚いほど壁との相互作用があるため電離電荷量が多いことが分かる。空間線量分布の裾の部分は散乱線の影響と言える。また、照射野が大きくなると電離電荷のピークの半値幅が広がっている。

図2 空間線量分布



3・分布擾乱係数補正について

$\sigma = 1$ の正規分布を集電極の大きさが0と規格化する。測定での電離電荷量は、集電極の大きさで変化し、平均値を示す。図3はその変化の様子を示す。以上の事から集電極の大きさにより、空間線量分布が異なり、分布補正の必要性が生じる。また、この分布補正を分布擾乱数 K_{ef} として、実験結果を基に導出したその結果を表1として示す。分布擾乱数 K_{ef} は照射野が小さくなるほど値に1%の幅を生じた。

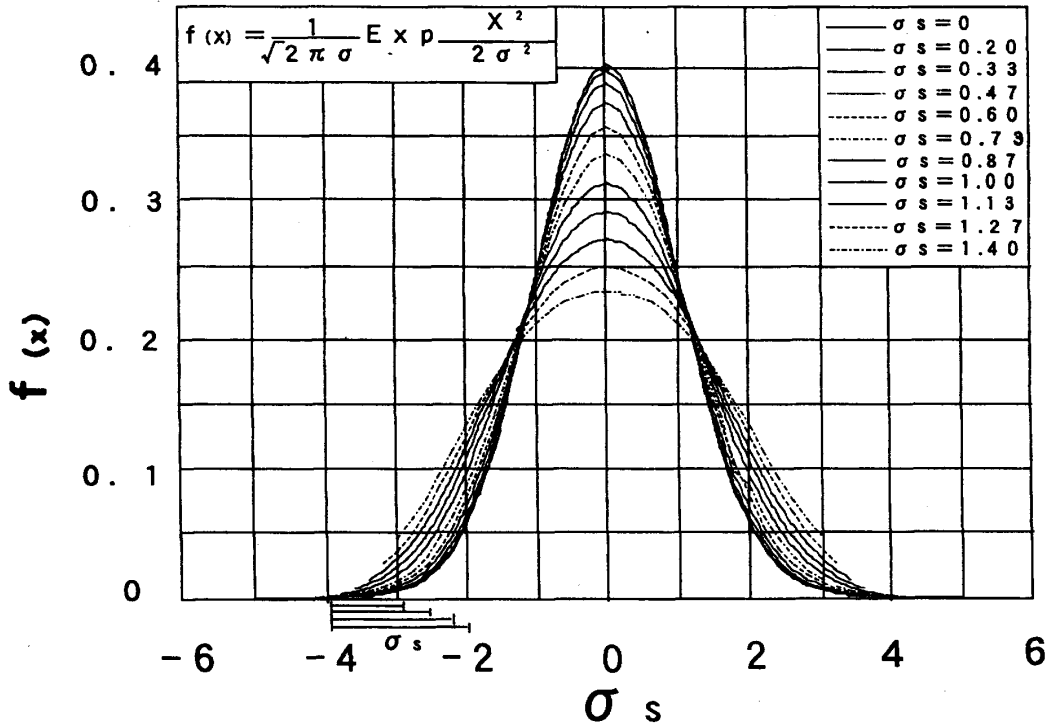


図3 標準正規分布に近似した線量の分布

表1 ^{60}Co - γ 線分布擾乱係数: Kef Chamber Depth: 5 mm
Dist: 90cm

D(d)[mm] \ A[cmSq]	0.014	0.07	3	10
10	1.016	1.018	1.056	1.040
22	1.007	1.007	1.010	1.010

結論

以上の結果より下記の事が分かった。

1. ^{60}Co - γ 線における分布擾乱係数 Kef は、照射野に対しコレクタサイズの比が大きくなるほど分布擾乱係数 Kef が大きくなることから分布擾乱補正が必要である。

2. 分布補正項よりブラックグレイの関係式 $D = J \cdot W \cdot S_m \cdot K_m \cdot 1 / K_{ef}$ が表され吸収線量がより正確に求められる。応用として Kef、 K_m の補正によりガンマナイフの様な極小照射野の線量評価も可能である。

(指導 佐藤昌憲助教授)

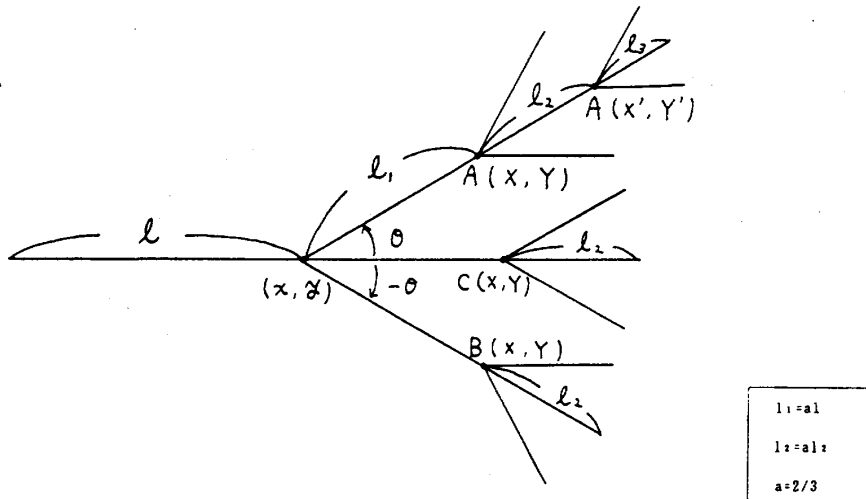
フラクタルをとらえる

833039 吉田実紀

833044 國松佳代

私達の身の回りには様々な形が存在している。人間が作り出した物にはすっきりした形が多く、特徴的な量を持つものに対して、自然が作り出した物は、大小様々な凹凸を持っており、特徴的な量を持たないように思われる。

しかし、一見複雑な形にもある規則が存在することが10数年前明らかにされた。その規則とは「自己相似性」、つまりあるスケールの範囲で一部分を次々と拡大していくと、その度ごとにもとと相似な図形が現れるという性質である。



$$\begin{aligned} A(X, Y) \\ AX &= x + l \cdot \cos(\theta) \\ AY &= y + l \cdot \sin(\theta) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} B(X, Y) \\ BX &= x + l \cdot \cos(-\theta) \\ BY &= y + l \cdot \sin(-\theta) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} A(X', Y') \\ AX' &= AX + l \cdot \cos(\theta \pm \theta) \\ AY' &= AY + l \cdot \sin(\theta \pm \theta) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} B(X', Y') \\ BX' &= BX + l \cdot \cos(-\theta \pm \theta) \\ BY' &= BY + l \cdot \sin(-\theta \pm \theta) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} C(X, Y) \\ CX &= x + l \cdot \cos(0) \\ CY &= y + l \cdot \sin(0) \end{aligned}$$

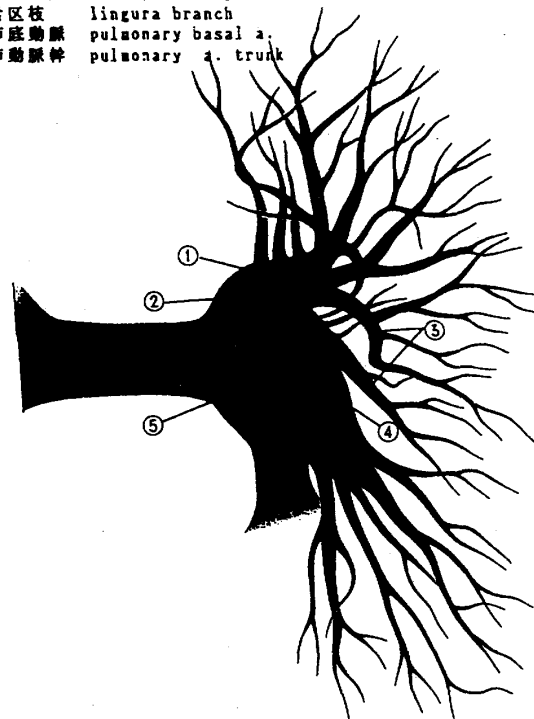
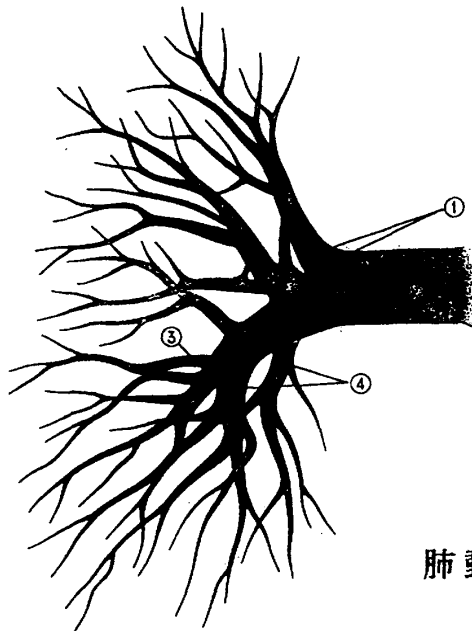
このような規則によって作り出された図形をフラクタルという。

このフラクタルと密接な関係があると考えられている分岐構造についてのプログラムを作り、どの様に図形が描出されていくかを観察し考察する。

フラクタルの分岐構造は、草花や葉脈の形にも見える。この自己相似的な分岐構造が、生物全般の成長過程に本質的な役割を果たしているのではないかとされている。そこで私達は、人体の中でフラクタルのような物があるかを探したところ血管の分岐が関係しているのではないかと思った。

- ① 上葉動脈 upper lobe a.
- ② 右肺動脈 right pulmonary a.
- ③ 中区動脈 middle segmental a.
- ④ 肺基底動脈 pulmonary basal a.

- ① 上葉動脈 upper lobe a.
- ② 左肺動脈 left pulmonary a.
- ③ 舌区枝 lingua branch
- ④ 肺基底動脈 pulmonary basal a.
- ⑤ 肺動脈幹 pulmonary a. trunk



肺動脈

上図は、肺動脈である。これは終動脈といわれる吻合の見られない血管である。

私達が調べたところ、これらが人体の血管においてもっともフラクタルの分岐構造に似ていると思われる部分であった。

ところが、このイラストを見るとフラクタルの定義にあるように一定の縮小率では見難いと思う。

しかし、中にはフラクタルの定義に従うような血管もあるかもしれない。フラクタルとは、自然界と密接な関係にあるかどうかということは、不透明な部分も多いので今後の解明に注目していきたいと思う。

(指導 清水忠良教授)

平均法による画像処理 ～逐次近似法～

833038 笠 原 理 恵

833045 峯 岸 早 苗

1. 研究目的

X線CTは物質にX線を入射し物体を透過したX線束を測定し、多方面からの照射で複数のX線束を求め、このX線束を用いて何らかの方法により断面像を構成している。断面像の再構成法には、主に逐次近似法、逆投影法、フーリエ変換法、フィルタ補正逆投影法、コンボリューション法などがあるといわれている。今回は、その中でも最も初歩的とも言われる逐次近似法についてプログラムを作成し、コンピュータを用いてシミュレーションを行いCRT上に表示させる。

2. 方法

- (1) 図1のように4つの画素に分割し各画素に適当な初期値を設ける。
- (2) 全体平均処理を行う。この値は初期値の総和を画素数で除すことにより求める。
- (3) 初期値と全体平均所とを比較し、その差が小さくなるように値を修正する。(図3、4) 図4では原画像が復元されているのがわかる。実際には、原画像が完全に復元されることはないのでこの過程をくりかえすことになる。

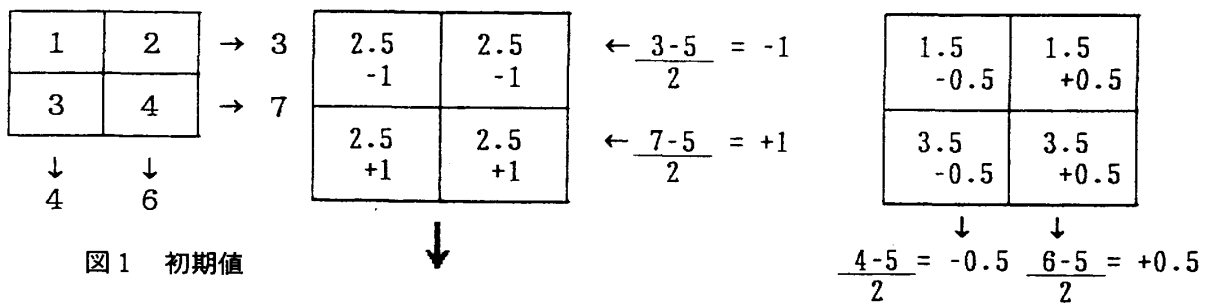


図1 初期値

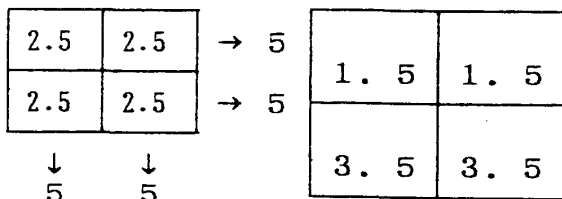


図2 全体平均処理

図3

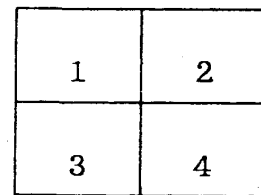


図4

以上のような方法が逐次近似法である。これをもとに、3 * 3のデータ（9つのデータ）によりプログラムを作成した。

3. プログラム

```

10 N=3:CLS 3
20 DIM A(N,N),B(N),C(N,N)
30 FOR I=1 TO N
40 FOR J=1 TO N
50 READ A(I,J)
60 NEXT J
70 NEXT I
80 GOSUB 1110
90 FOR I=1 TO N
100 FOR J=1 TO N
110 B(I)=B(I)+A(I,J)
120 NEXT J
130 NEXT I
140 FOR I=1 TO N
150 FOR J=1 TO N
160 IF J=N THEN 170 ELSE 190
170 PRINT A(I,J),B(I)
180 GOTO 200
190 PRINT A(I,J),
200 NEXT J
210 NEXT I
220 DIM C1(N)
230 PRINT
240 FOR L=1 TO N
250 FOR K=1 TO N
260 C1(L)=C1(L)+A(K,L)
270 NEXT K
280 PRINT C1(L),
290 NEXT L
300 DATA 10,17,9,6,8,3,7,10,4
310 PRINT
320 DIM D(N,N)
330 PRINT
340 PRINT
350 FOR I=1 TO N
360 HY=HY+B(I)
370 NEXT I
380 REM bunpai
390 BUN=HY/N^2
400 FOR I=1 TO N
410 FOR J=1 TO N
420 D(I,J)=BUN
430 B1(I)=B1(I)+D(I,J)
440 IF J=N THEN 450 ELSE 470
450 PRINT D(I,J),B1(I):A(I,J)=D(I,J)
460 GOTO 490
470 PRINT D(I,J),
480 A(I,J)=D(I,J)
490 NEXT J
500 NEXT I
510 GOSUB 1110
520 DIM C2(N)
530 PRINT
540 FOR L=1 TO N
550 FOR K=1 TO N
560 C2(L)=C2(L)+D(K,L)
570 NEXT K
580 PRINT C2(L),
590 NEXT L
600 PRINT
610 PRINT
620 PRINT
630 FOR J=1 TO N
640 S(J)=B(J)-B1(J)
650 NEXT J
660 FOR J=1 TO N
670 FOR I=1 TO N
680 D(I,J)=D(I,J)+S(I)/3
690 NEXT I
700 NEXT J
710 FOR I=1 TO N
720 FOR J=1 TO N
730 IF J=N THEN 740 ELSE 760
740 PRINT D(I,J):A(I,J)=D(I,J)
750 GOTO 780
760 PRINT D(I,J),
770 A(I,J)=D(I,J)
780 NEXT J
790 NEXT I
800 GOSUB 1110
810 DIM C3(N)
820 PRINT
830 FOR L=1 TO N
840 FOR K=1 TO N
850 C3(L)=C3(L)+D(K,L)
860 NEXT K
870 PRINT C3(L),
880 NEXT L
890 PRINT
900 PRINT
910 PRINT
920 FOR I=1 TO N
930 S(I)=C1(I)-C2(I)
940 NEXT I
950 FOR J=1 TO N
960 FOR I=1 TO N
970 D(I,J)=D(I,J)+S(J)/3
980 NEXT I
990 NEXT J
1000 FOR I=1 TO N
1010 FOR J=1 TO N
1020 IF J=N THEN 1030 ELSE 1050
1030 PRINT D(I,J):A(I,J)=D(I,J)
1040 GOTO 1070
1050 PRINT D(I,J),
1060 A(I,J)=D(I,J)
1070 NEXT J
1080 NEXT I
1090 GOSUB 1110
1100 END
1110 REM SUB RUTEN
1120 KAI=KAI+1
1130 FOR I=1 TO N
1140 FOR J=1 TO N
1150 K=INT(A(I,J)+.5)
1160 IF K<4 THEN 1170 ELSE 1180
1170 C(I,J)=0 :GOTO 1320

```

```

1180 IF K<6 THEN 1190 ELSE 1200
1190 C(I,J)=1 :GOTO 1320
1200 IF K<8 THEN 1210 ELSE 1220
1210 C(I,J)=2 :GOTO 1320
1220 IF K<10 THEN 1230 ELSE 1240
1230 C(I,J)=3 :GOTO 1320
1240 IF K<12 THEN 1250 ELSE 1260
1250 C(I,J)=4 :GOTO 1320
1260 IF K<14 THEN 1270 ELSE 1280
1270 C(I,J)=5 :GOTO 1320
1280 IF K<16 THEN 1290 ELSE 1300
1290 C(I,J)=6 :GOTO 1320
1300 IF K<18 THEN 1310
1310 C(I,J)=7 :GOTO 1320
1320 NEXT J
1330 NEXT I
1340 FOR I=1 TO N
1350 FOR J=1 TO N
1360 LINE(100*(J-1),10*(I-1)+(KAI-1)*40)-(100*J,10*I+(KAI-1)*40),C(I,J),BF
1370 NEXT J
1380 NEXT I
1390 RETURN

```

4. 結論

逐次近似法は計算時間がかかり、復元精度が良くないため現在のX線CTでは使用されていない。しかし、柔軟性に富むため吸収補正の必要なPETやSPECTなど投影データが不完全にしか得られない場合に利用され、現在でもコンピュータの高速化や新しいアルゴリズムの導入で逐次近似法による再構成の研究をしている人もいるそうです。これにより逐次近似法は決して古い方法ではなく、これからもさらに深く追求する価値があると思います。

【参考文献】

医用画像処理 尾上守夫著 朝倉書店発行

(指導 清水忠良教授)