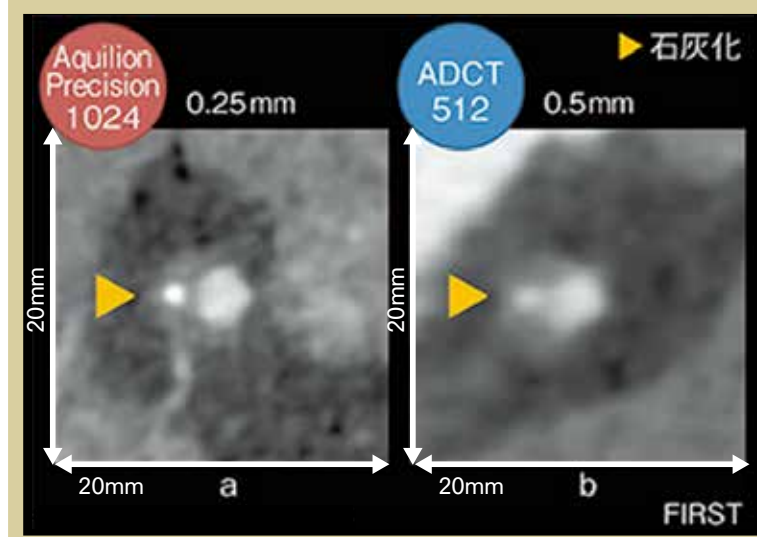


放射線のおはなし

冠動脈短軸像

Aquilion Precision (a 図) と ADCT (b 図) で撮影した冠動脈短軸像を示す。b▶でも石灰化が認められるが、a▶では石灰化部分の信号値が高く、より明瞭に描出されている。

岩手医科大学医学部放射線医学講座
吉岡邦浩教授提供
※「INNERVISION」2018年5月号別冊付録
「CT・MR Advanced Imaging Seminar 2018」から引用転載



X線CTの原理についての話

東北放射線科学センター 理事 石井慶造氏

1895年、ドイツのヴィルヘルム・コンラート・レントゲン(Wilhelm Conrad Röntgen)教授がX線を発見しました。この発見は、人々を非常に驚かせました。というのは、X線で人体の中を透視でき、それを写真にすることができると示したからです。

X線透視画像撮影の成功から すぐに肺の診断に使われた

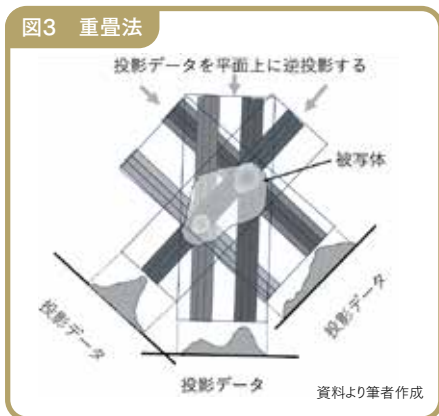
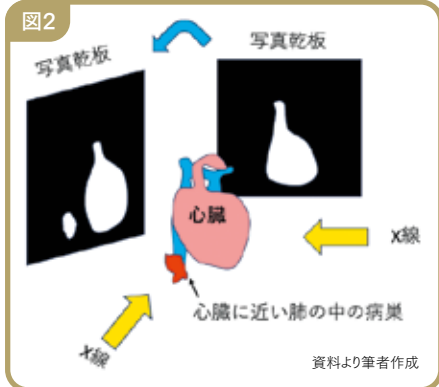
この発見ができたのは、大きい原子番号(Z)の元素ほどX線は吸収されるという性質を持っていたことと、蛍光板および写真乾板がX線に感光したからです。レントゲン教授のX線の発見に使われた蛍光板と透視画像を写真にした写真乾板には大きな

原子番号の元素が含まれていました。このX線の性質については、後に、元素がX線を吸収する能力は元素の原子番号Zの約5乗に、X線のエネルギーのマイナス3.5乗に比例することがわかりました。

レントゲン教授が最初に発表した奥さんの指の透視画像には、カルシウムCa(Z=20)が多い骨がハッキリと映っていました。これは、指の肉質の主成分がたんぱく質と水(その元素組成は主にH(Z=1)、C(Z=6)、N(Z=7)、O(Z=8))なのに対して、骨に含まれているCa(Z=20)は酸素に比べて約100倍の吸収能力があるので、指の主成分であるタンパク質および水分に対してCaの量が少量でも影になって見えたというわけです。

この成功には、前述の条件のほかに、X線が指を透過できるのに十分で、高すぎない適度なエネルギーを持っていたという要因もありました。X線の透視画像撮影の成功により、装置の開発が活発に行われました。特に、肺は腹部より肉厚が小さいためX線透視に向いていたため、レントゲン写真が開発された当初から、肺の診断に用いられました。

しかし、透視画像は透視される方向に大きな吸収体があると、その後小さな吸収体があった場合、それを透視できないという欠点があります。【図1】は胸部レントゲン写真の



画像ですが、中央に心臓があり、心臓によるX線吸収が大きく、心臓の前後に病巣があっても、心臓の影に隠れて映し出されません。この欠点を補う方法としては、【図2】のように投影方向を変えて撮影すればいいわけです。

1972年、初めて人体内部の断層撮影装置が開発された

イギリスのEMI社のゴッドフリー・ハウンスフィールド(Godfrey Hounsfield)氏は、もっと多くの角度からの投影図を撮れば、人体内部の

断層画像が得られるようになると考え、1972年に人体内部の断層撮影装置であるX線CT(Computed Tomography)を開発しました。この装置が投影画像から人体内部の断層画像を導き出す原理は、1917年、オーストリアのヨハン・ラドン(Johann Radon)教授が考案した数学定理(Radonの定理)に基づいています。1平面上の分布関数がある投影方向について積分した量を、ある関数を掛けて積分すると、元の分布関数が再現されるという定理です。

【図3】で投影画像から断層画像が得られる原理をイラストで表してみました。被写体として、2カ所で濃度が高い分布を仮定しています。平面上に投影データを逆投影し、お互いに重なり合わせることで、より被写体の濃度分布が再現される様子が理解できます。

この方法を重畳法といいます。投影データを逆投影することから逆投影法とも呼ばれ、解析的方法であり、分布関数の再現の精度は高いものでした。実際の計算には、フーリエ変換といって、実空間でなく、周波数空間で投影データを処理して分布関数を求める方法が使われています。

別の方法としては、逐次近似式を用いて分布関数を推定する方法があります。この方法によって得られる分布の値は推定値なので解析的ではありませんが、検出器が故障して投影データが欠損していても分布関数の数値を推定できる利点があります。

X線CTの登場以来、画像再構成法の性能は、さまざまな改善改良が行われてきました。

X線CTにおける透過データと投影データの関係について

次にX線CTにおいて測定される透過データと投影データの関係について説明します。**【図4】**のように、X

線CTの性能は、さまざまな改善改良が行われてきました。

E M I社のハウズフィールド氏が最初につくったX線CTは、**【図4】**のようにX線源と検出器を、被写体を挟んで平行移動しながら、X線透過データを取得し、さらにX線源と検出器の測定の向きを被写体を中心にして回転させて、多角度の透過データを採り、コンピュータでデータ処理し画像再構成しました。

X線CTの空間分解能は検出器のサイズによって決まります。X線CT画像が広く病院で使われるようになる、いかに早く撮像できるかの技術が競われました。そこで、開発されたのが、検出器とX線源をスパイラルに移動させることによって3次元画像を得る方法です。高速のこの操作は、X線管および検出器への電源供給および電気信号の授受を電氣的接触によって行うスリップリン

線の透過データは、X線が被写体を透過し、検出器に届いたX線の量です。透過するX線のエネルギーがある決まったエネルギーであれば、透過データの数値の対数をとってマイナスを掛けた量が投影データとなります。

この投影データには、原子番号の大きい元素ほど強調されて表れます。生体のほとんどの成分は水とタンパク質なので、体の中で酸素以上の元素を多く含んだ臓器、例えば骨、肝臓などはよく見えることになります。しかしながら、X線管から発生するX線のエネルギーは連続で

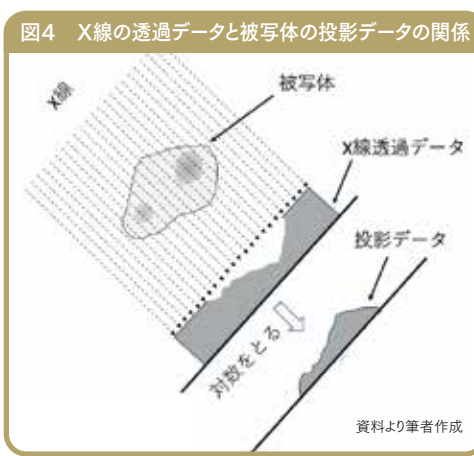


図4 X線の透過データと被写体の投影データの関係

グ機構の使用で実現されました。X線の点状の線源から発生したコーンビームを被写体に当て、**【図5】**のように、被写体を通過したX線を2次元検出器で受けて装置を高速で回転しながら測定すると、高速に3次元画像再構成データが取得できます。

【扉画像】(14ページ)はキャノンメディカルシステムズ社の高精細CTであるAquilion Precisionで撮られた心臓の表面の周りにある冠動脈短軸のCT画像です。検出器の大

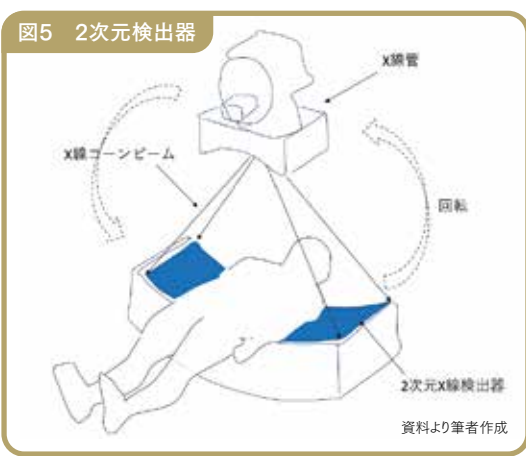


図5 2次元検出器

あり、あるエネルギーのX線の透過量だけ選んだデータだけでは統計精度が低い、各エネルギーの透過データの和をもって画像再構成に使用しています。

したがって、この場合、X線の透過データから対数をとって正確な投影データは得られません。被写体が薄い場合は、その薄い部分からは近似的に投影データが得られますが、厚い場合には画像は正しい濃度を示しません。そこで、現在では、デュアルエナジーモードといって、X線管の電圧を変えて透過データを取得し、その差分をとったデータから近似的に投影データを得る方法が使われています。

いかに早く撮像できるか いかに正確な画像が得られるか

人体の内部を撮像しようとする試みは古くから多くの人によって行われてきました。日本人では、弘前大学(後に名古屋大学)の高橋信二教

きさがピクセルサイズ0.5mmではよく見えない石灰化が0.25mmではハッキリと見えています。

この装置の空間分解能は0.125mm FWHMで、人体の内部を顕微鏡で見えるような装置です。現在、X線CT装置は連続のエネルギーが用いられていますが、陽子ビームを金属ターゲットに当てると単色に近い特性X線が等方的に高強度で発生します。しかも、金属ターゲットの種類を変えればX線のエネルギーも変えられます。

こうしたX線源を用いれば、より正確なCT画像が得られることが期待されます。

東北放射線科学センター 理事 石井 慶造氏

東北大学大学院理学研究科博士課程原子核理学専攻博士課程 修了(理学博士)。東北大学工学部教授、東北大学サイクロトロン・ラジオアイソトープセンター長、東北大学大学院工学研究科生活環境早期復旧技術センター長を歴任。2016年東北大学名誉教授、2016年より現職。PIXE研究協会会長。