

X線CTによる岩石内部構造の観察・解析法

Observation and analysis of internal structure of rock using X-ray CT

Abstract

中野 司* 中島善人**
中村光一*** 池田 進*****Tsukasa Nakano**, *Yoshito Nakashima***,
*Ko-ichi Nakamura****
and *Susumu Ikeda*****

1999年8月27日受付.

1999年12月15日受理.

* 地質調査所地質情報センター

Geological Information Center, Geological
Survey of Japan, 1-1-3, Higashi, Tsukuba
305-8567, Japan

** 地質調査所地殻物理部

Geophysics Department, Geological Survey of
Japan, 1-1-3, Higashi, Tsukuba 305-8567,
Japan

*** 地質調査所海洋地質部

Marine Geology Department, Geological
Survey of Japan, 1-1-3, Higashi, Tsukuba 305-
8567, Japan

**** 東京大学地質学教室

Geological Institute, Graduate School of
Science, University of Tokyo, Hongo, Bunkyo-
ku, Tokyo 113-0033, Japan

X-ray computerized tomography (CT) is a technique to reconstruct a CT image showing the spatial distribution of X-ray linear absorption coefficients (LAC's) of the materials in a sample. This technique allows us to observe and to analyze non-destructively, the three-dimensional precise internal structure of rocks. The LAC is a physical property which depends on density, state and chemical composition of the material and X-ray energy used in the measurement. Chemical composition of a material greatly affects the LAC for the photon energy level of the medical X-ray CT scanners. Filtered back-projection (FBP) method and convolution back-projection (CBP) method are applied to the reconstruction of a CT image from the obtained X-ray projection data. A suitable choice of a reconstruction filter in the methods enables us to enhance the target texture in the image. An artifact called beam hardening occurs in the CT image obtained by the CT scanner with polychromatic X-ray. This artifact can be reduced by the use of a suitable pad for the sample and/or by the correction of the image using spectrum data of the X-ray source used in the measurement and bulk density and chemical composition of the sample material. To apply the X-ray CT to advanced observation and quantitative analysis of the internal structure of rock, it is necessary to understand the basic theory and the detailed techniques used in the X-ray CT.

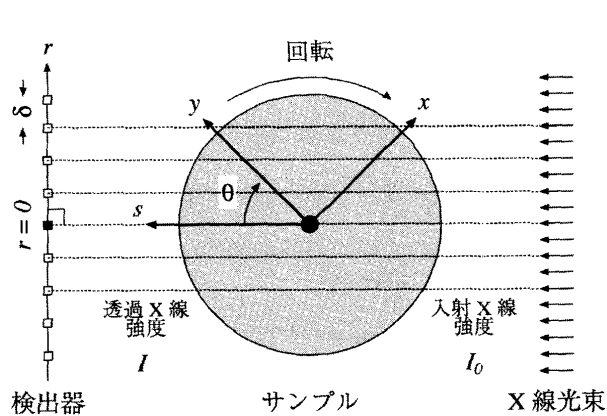
Key words : X-ray CT, X-ray linear absorption coefficient (LAC), filtered back-projection (FBP) and convolution back-projection (CBP) methods, reconstruction filter, X-ray spectrum, beam hardening, internal structure of rock

はじめに

X線CT (Computerized Tomography) はX線CTスキャナを用いてさまざまな光路でサンプルに入射し透過させたX線の強度(X線光子数)を測定し、それらのデータをもとにサンプル内部の物質のX線線吸収係数(X-ray Linear Absorption Coefficient; 以下ではLACと略称する)の空間分布(通常は2次元断面の分布)を示す画像を計算機で再構成する手法である(岩井, 1979)。X線CTで得られたサンプルの断面の画像はCT画像、また、その各画素におさめられた再構成計算で推定したLACの値はCT値と呼ばれている。医療分野の利用でも明らかなように、X線CTを用いれば人体や岩石などのサンプルの内部構造を示す高精度デジタル画像を非破壊で撮影することができる。また、複数の断面のCT画像を積み重ねることにより、サンプルの3次元内部構造を観察・解析することも可能である。現時点では、X線CTは岩石の3次元内部構造を簡便かつ精密に非破壊で観察・解析するための唯一の手法であると考えられる。

Hounsfield (1973) と Ambrose (1973) によって X 線 CT が実用化された 1970 年代以降、それを用いた岩石もしくは地球科学試料の内部構造の観察・解析の報告が多数発表されている(例えば、西澤ほか, 1995)。

X線CTスキャナ(第1図)はサンプルをスキャンする方式や測定に用いるX線の強度およびスペクトル(エネルギーごとの入射X線の強度分布)によって分類できる。スキャン方式の違いは世代(generation)という語で区別され、世代が進むにつれてCT画像の再構成に必要な透過X線強度のデータを短時間で測定できる(岩井, 1979; 西澤ほか, 1995)。初期のスキャナやX線源の運動が困難なスキャナではサンプルの運動を伴う第2世代以前の方式が用いられており、データの測定に数分あるいはそれ以上の時間を要する。最近の医療用装置ではサンプルの周囲を高速に回転する1個のX線管と複数のX線強度検出器を用いた第3世代以降のスキャナが主流であり、数秒以内の測定が可能である。さらに、静的に配置された多数のX線管と検出器を用いた電子的なスキャンによって1/100秒程度の時間で測定を行い、管



第1図. X線CTスキャナの概略図. ここに示したものは第0世代のスキャナとも呼ぶべきもので, 180度回転可能なサンプルに対して平行X線の光束が s 方向に入射・透過している(これ以降の世代のスキャナではX線はビーム状で, 画像再構成に必要な複数の平行X線ビームをX線源や検出器, もしくはサンプルの運動によって実現している). サンプルを透過したX線は r 方向に配列された強度検出器で測定され, それらのデータをもとにCT画像の再構成が行われる. θ はあるスキャンのステップにおけるサンプルの回転角を, また, x と y はサンプルに固定された(サンプルとともに回転する)座標系の軸方向を示している. 黒丸はサンプルのスキャンの回転中心で, (x, y) および (r, s) 座標系の原点と一致する.

中の気液2相流体の流れの様相などを観察するための動画のCT画像を作成できる第5世代のスキャナもある(Misawa et al., 1998). このようなスキャン方式の違いによりサンプルを透過したX線の光路の配置に差異が生じるが, それはCT画像の再構成計算の段階で調整される(正確にはスキャン方式の違いによる透過X線光路の配置の差異を調整しなければ通常的手法でCT画像を再構成できない; 付録を参照のこと). そのため, スキャン方式の異なるスキャナで得たデータから再構成したCT画像に本質的な違いは生じない. これに対して, 光子発生のための電子の加速方式ごとに異なるX線の強度やスペクトルは, CT画像の画質に大きく影響する.

120 kV程度の加速電圧のX線管を線源とする医療用スキャナでは強度が弱く透過能の低いX線(正確には物質による吸収が著しいエネルギー付近にピークがあるスペクトルのX線)を用いるため, サイズが大きい, もしくは高原子番号の元素(高密度の物質)を含んだサンプルのCT画像のS/N比は低くなる. 例えば, 直径10 cm以上の玄武岩サンプルを医療用X線CT装置で撮影すると, 透過X線の強度不足のためにCT画像に偽像(artifact)が生じる可能性がある. また, 医療用スキャナのように幅広いスペクトルを持つ単色でないX線(白色X線)を用いている場合にはCT画像中に光線硬化(beam hardening)と呼ばれる偽像(CT値の空間変動)が生じ, サンプルが均質でも内部に比べて縁の部分のCT値が高い値に再構成されてしまう. 一方, 高加速電圧のX線管(稲角ほか, 1995)や線形電子加速器(中野ほか, 1997)で発生させたX線, もしくはシンクロトロン放射光(Bonse and Busch, 1996; Uesugi et al., 1999)を利用した材料用X線CTスキャナでは, 濾波もしくは分光して単色化し

た高強度のX線を用いることによりこのような偽像の少ない高画質のCT画像を再構成することができる(ただし, 医療用装置に比べると, 材料用のCTスキャナではX線源や検出器の不良に起因するX線データの雑音が十分に除去されていないことも多く, その場合には前述したのとは異なる種類の偽像がCT画像に生じることになる). 第2図および第3図にこれらのX線CTスキャナで岩石サンプルを撮影したCT画像を示す.

CT画像の空間分解能(画素サイズ)は透過X線の光路の配置間隔(\approx X線強度検出器の配置間隔)によって決まり, 医療用のスキャナでは0.1~1 mm程度であるが, シンクロトロン放射光やマイクロフォーカス線源(Shibata and Nagano, 1996; Nakashima et al., 1997; Kondo et al., 1997)を用いたスキャナには10 μ m以下の性能を持つものもある. CT値の分解能はX線CTスキャナが使用するX線の強度やX線検出器のダイナミックレンジに依存する. シンクロトロン放射光のような単色の高強度X線を用いて撮影したCT画像なら0.1重量%以下の特定元素の定量(Hirano et al., 1989)も可能であるが, 白色X線を用いた医療用スキャナで撮影した画像のCT値の分解能は密度に換算すると実質的にはせいぜい0.1 g/cm³程度である.

容易に利用可能な医療用スキャナで撮影したX線CT画像に限って言えば, その空間およびCT値(物体密度)の分解能は岩石サンプルの組織観察に用いられている光学顕微鏡やEPMAなどのイメージング装置で得られるものに比べて低い. これに加えて, CT値の物理的意味(特にCT値の元素依存性)や画像再構成の原理(特に再構成フィルタの機能)に対する理解不足, そして, 光線硬化などによってCT画像に生じうる偽像への対策(補正処理)の不十分さなどにより, 岩石サンプルに対してX線CTは単なる写真の代用として利用されることが多かった. しかしながら, X線CTの原理を十分に理解し, 適切なサイズ・化学組成の岩石サンプルを撮影したのに対して光線硬化の補正処理などを加えれば, 医療用のスキャナで撮影したCT画像でさえも実用的な鉱物の同定やその形状の定量解析などに十分使用可能である. 本文では, X線CTによる岩石内部構造の観察・解析のために必要な物質によるX線の吸収のメカニズム, CT画像の再構成の原理と手法, 光線硬化の発生の原因とその対処法などについて詳しく解説し, それらを考慮に入れてわれわれが医療用装置で撮影したCT画像を用いて行った岩石内部構造の観察・解析の実例を紹介する.

物質によるX線の吸収

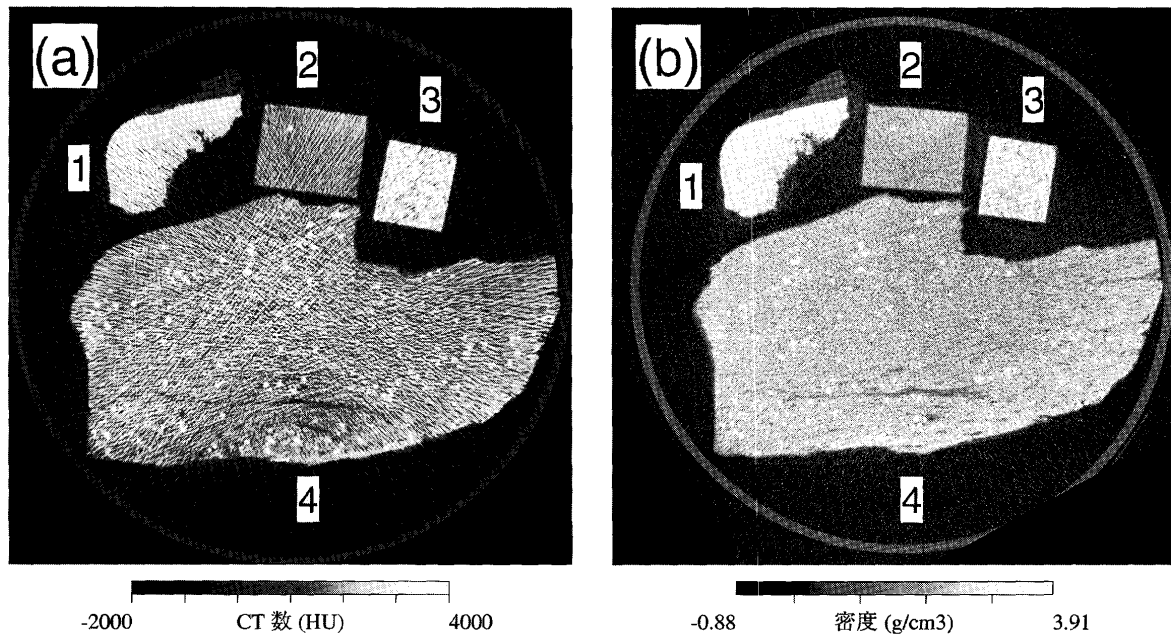
厚さ S の均質な物質を入射強度 I_0 の単色X線が透過したとき, 透過強度 I は,

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot S} \quad [1]$$

のように減衰する(Koch and MacGillavry, 1962). もしくは, [1]式を書き換えて, 投影(projection)と呼ばれるX線の入射強度と透過強度の比の自然対数 p を考えると,

$$p = \ln(I_0/I) = \mu \cdot S \quad [2]$$

となる. ここで, μ は物質のX線線吸収係数(LAC; 単位は



第2図 医療用および材料用のX線CTスキャナを用いて同じ岩石サンプルを撮影したCT画像の比較。画像中でサンプルを取り囲んでいるアクリル製円筒容器の直径は20 cmである。(a) 医療用X線CT装置(日立メディコ製CT-W 2000)で得た空間分解能0.391 mmのCT画像。撮影に用いた加速電圧130 kVのX線管で発生させた白色X線はサンプルに対する透過能が低いため、CT画像には透過X線強度の不足に起因する線状の偽像が多数生じている。(b) 材料用X線CTスキャナ(日立製作所製HiXCT-3M)で測定したX線データから再構成した空間分解能0.2023 mmのCT画像(中野ほか, 1997)。このスキャナでは加速電圧3 MVの小型電子加速器で発生させたほぼ単色のX線を用いているため、サイズの大きな高密度の岩石サンプルでも透過X線強度の不足による偽像は生じない。しかしながら、入射X線に含まれる雑音のため、CT画像全体に霧状の偽像が生じている。図の下部の画素値の表示輝度のスケールバーで示されているように、材料用スキャナで用いられているMeVレベルのエネルギーの単色X線に対するCT値(LAC)はサンプル物質の密度に換算できる。これらのCT画像に撮影されているサンプルは以下のとおりである。1: Noorat山(オーストラリア)で採取された玄武岩の殻がついたペリドタイト/ジュール(Irving, 1974; 地質調査所富樫茂子氏採取)。2: 和歌山県塩津の三波川変成帯の泥質片岩(Takagi et al., 1996; 大阪教育大学石井和彦氏採取)。3: Kohistan弧(パキスタン)のざくろ石角閃岩(地質調査所中島 隆氏採取)。4: 平均粒径が1.2 mm程度のざくろ石の班晶を多数含む長崎変成岩の泥質片岩(Miyazaki, 1991; 地質調査所宮崎一博氏採取)。

cm^{-1})で、入射・透過したX線のエネルギー(波長)と物質の密度、状態(固体・液体・気体)、および化学組成で決まる物性定数である。[2]式に示されたような測定された投影 p とX線の透過光路長 S の間の線形性($p/S=\mu=\text{一定}$)がX線CTの原理で基礎となる大前提である。

LACを物質の密度 ρ (単位を g/cm^3 とする)で割った値 τ (単位は cm^2/g)は、物質のX線質量吸収係数(X-ray Mass Absorption Coefficient; MAC)と呼ばれている。MACはX線(光子)のエネルギーと物質の化学組成だけの関数である。すなわち、

$$\tau = \mu/\rho = \sum_j w_j \cdot \tau_j(E) \quad [3]$$

ここで、 w_j は $\sum_j w_j = 1$ を満たす物質を構成する元素 j の質量の割合である。また、 $\tau_j(E)$ はエネルギー E のX線に対する元素 j のMACで、その値は公開されているデータベース(例えば、Hubbell and Seltzer, 1996)から得ることができる。

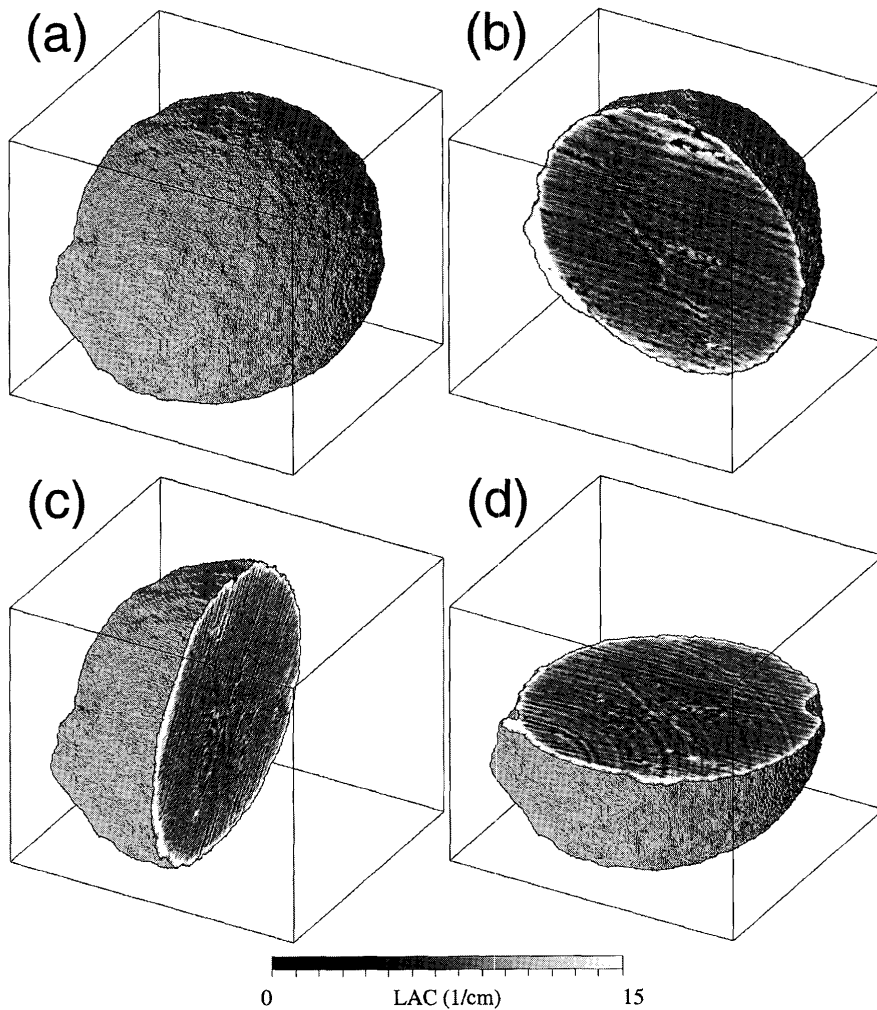
電子対生成(electron-pair creation)が生じない1.022 MeV以下のX線エネルギーでは、 $\tau_j(E)$ を以下のように表すことができる(例えば、Koch and MacGillavry, 1962)。

$$\tau_j(E) = \{\sigma_j^R(E) + \sigma_j^P(E) + \sigma^C(E)\} \cdot N \cdot Z_j/A_j \quad [4]$$

ここで、 N はAvogadro数、 Z_j と A_j はそれぞれ元素 j の原子番号と質量数である。 $\sigma_j^R(E)$ 、 $\sigma_j^P(E)$ および $\sigma^C(E)$ はいずれも電子あたりの光子の散乱断面積(photon interaction cross section per electron)で、それぞれRayleigh散乱(原子核による光子散乱)、光電効果(電子による光子吸収・放射)およびCompton散乱(電子と光子の非弾性衝突)による寄与を示している。ただし、Compton散乱による寄与は元素に依存しないので $\sigma^C(E)$ に添字 j を記していない。医療用X線CTスキャナのX線のエネルギーレンジ(正確には $30 \leq E \leq 100 \text{ keV}$)において低原子番号($Z_j \leq 20$)の元素に対しては、元素 j の電子あたりの散乱断面積を以下のような近似式で原子番号 Z_j とX線のエネルギー E (単位はkeV)から計算できる(McCullough, 1975)。

$$\begin{aligned} \sigma_j^R(E) &= 1.25 \times 10^{-24} \cdot Z_j^{2.00} \cdot E^{-1.9} \\ \sigma_j^P(E) &= 9.8 \times 10^{-24} \cdot Z_j^{3.8} \cdot E^{-3.2} \\ \sigma^C(E) &= 0.597 \times 10^{-24} \cdot e^{-0.0028 \cdot (E-30)} \end{aligned} \quad [5]$$

第4図から低原子番号の元素もしくは高エネルギーのX線に対してはCompton散乱が、また、高原子番号の元素もしくは低エネルギーのX線に対しては光電効果が物質によるX線吸収の支配的な素因であり、可視光で有効なRayleigh散乱による寄与は少ない。



第3図 高輝度光科学研究センターの大型放射光研究利用施設 SPring-8 のシンクロトロン放射光を用いた X 線 CT スキャナで撮影した Allende 隕石中のコンドリュールの 3 次元 X 線 CT 画像 (Uesugi et al., 1999). 20 keV の単色 X 線による 300 枚の透視画像 (透過 X 線強度の画像) のデータを用いて層厚が $6\mu\text{m}$ 、面内の空間分解能 (画素サイズ) が $6\times 6\mu\text{m}^2$ の 2 次元 CT 画像を再構成し、それらを複数枚積み重ねて 3 次元画像とした。図に示された領域のサイズは $1.104\times 1.194\times 1.080\text{mm}^3$ である。(a) は LAC の値 7.5cm^{-1} をしきい値として CT 画像を 2 値化して得たコンドリュールの外観の陰影つき鳥瞰図で、(b)、(c) および (d) は 3 次元 CT 画像から切り出した相互に直交する 3 つの断面の画像をそれに嵌め込んだ図である。ただし、(d) に示した断面画像が X 線データから再構成した 2 次元 CT 画像である。これらの断面画像には陰影がつけられておらず、その表示輝度と LAC の対応関係が図の下部にあるスケールバーで示されている。X 線データに含まれる雑音 (不良検出器によるものと思われる) のために CT 画像には (d) の断面に見られるリング状の偽像が生じているが、それでも、コンドリュールの外縁部に位置する 20cm^{-1} 以上の高い LAC を持つ殻状の部分 (リム) を識別できる。測定に用いた X 線エネルギー (20 keV) における物質の LAC の値 (例えば、純粋な珪素と鉄では、密度を 2.33 および $7.874\text{g}/\text{cm}^3$ とし、このエネルギーでの LAC の値はそれぞれ 10.4 と 202.2cm^{-1} になる) から、この部分には鉄などの重元素が多く含まれると考えられる。また、(b) の断面に観察できる水平面とはほぼ平行な縞模様は、棒状もしくは板状のかんらん石によって生じた構造であると考えられる。

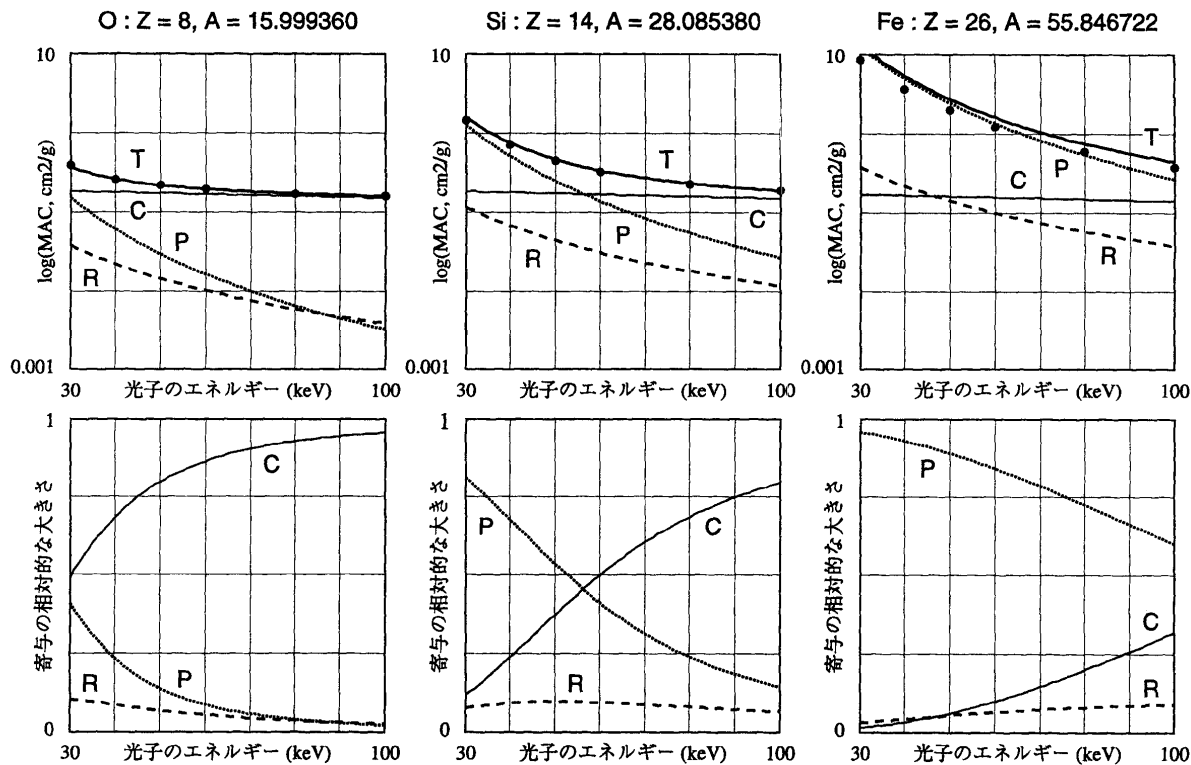
[4] 式の Z_j/A_j は水素を除いたあらゆる元素でおおよそ 1/2 である。したがって、Compton 散乱が吸収の素因として支配的な MeV レベルの高エネルギー X 線に対しては、あらゆる元素の MAC はおおむね X 線のエネルギーだけの関数になり、LAC もしくは CT 値はサンプルの構成元素によらず密度だけに依存 (比例) する。これに対して、医療用の X 線 CT スキャナが用いているような低エネルギーの X 線では、LAC もしくは CT 値はサンプルの密度だけではなく構成元素の種類と量比 (化学組成) にも大きく依存する。例えば、石英 (SiO_2 ; 密度はおおよそ $2.65\text{g}/\text{cm}^3$) とカリ長石 ($\text{K Al Si}_3\text{O}_8$; $2.56\text{g}/\text{cm}^3$) のサンプルを医療用 X 線 CT 装置で撮影すると、他の元素に比べて高原子番号のカリウムを含むカリ長石の CT 値の方がより高密度の石英のものよりも大きくなる (Ikeda et al., 1999)。

低エネルギー X 線の MAC もしくは LAC では [5] 式に示したような X 線エネルギーに対する連続的な変化以外に、光電効果の一種である元素ごとの吸収端 (absorption edge; 例えば、Koch and MacGillavry, 1962) における不連続な変化も生じる。シンクロトロン放射光を利用する場合のように X 線エネルギーを精密に調整 (分光) 可能なら、吸収端は

さむエネルギーの X 線のデータから再構成した 2 枚の CT 画像を用いてサンプル中の特定の元素の同定や定量を行うことができる (例えば、Hirano et al., 1989)。ただし、岩石の構成元素の主要な吸収端は X 線 CT スキャナで用いる X 線としては低いエネルギーレベルにあり (例えば、鉄の K 吸収端の位置でも高々 7.112keV)、そこでは岩石の主要元素による X 線の吸収が大きく、かつ、吸収値の元素ごとのバリエーションも大きいので、特定元素の吸収端の影響を検知するためにはダイナミックレンジの大きな X 線検出器が必要である。

画像再構成

X 線 CT で行なっている画像再構成は、基本的には、投影データの無限集合によって 2 もしくは 3 次元の物体像が一意的に再構成できることを保証する Radon の定理に立脚している (岩井, 1979; 西澤ほか, 1995)。すなわち、X 線 CT スキャナで測定した、物体を様々な光路で透過した X 線の多数の投影データを用いれば、CT 画像を再構成することができる。3 次元画像の再構成は 2 次元 CT 画像 (断層画像) を積み重ねることによって容易に実現できるため、ここでは断層



第4図 岩石の主要構成元素のMACのX線(光子)エネルギー依存性。曲線Tで示したエネルギーごとの元素のMACに含まれるRayleigh散乱、光電効果およびCompton散乱による寄与の大きさをそれぞれ曲線R、PおよびCで示している。これらは[4]式および[5]式で示された近似式(McCullough, 1975)を用いて計算した。酸素、硅素および鉄の3種類の元素について上段の図にはそれぞれの寄与の大きさの絶対値($R+P+C=T$)が、また、下段の図にはMACの値で正規化された各寄与の相対的な大きさ($R+P+C=1$)が示されている。なお、上段の図中の黒丸は、曲線Tに相当するMACの実測値(Hubbell and Seltzer, 1996)を示している。

画像の再構成だけを考える。なお、以下では言及しないが、実際の断層画像はX線ビームの幅や透過X線強度検出器の配置間隔もしくは受光部の幅で決まる「厚さ」を持つ。断層画像をある方向(Z方向)に積み重ねた3次元CT画像では、それがZ方向の空間分解能(画素サイズ)となる。2次元に配列した検出器で透過X線強度の画像(透視画像)を測定するX線CTスキャナ(例えば、Uesugi et al., 1999)では、それは断層画像の面内の空間分解能(後述)と同程度である。しかし、検出器のZ方向の受光部の幅を広げて強度の測定値(X線光子のカウント数)を稼いでいる医療用のスキャナなどでは、それは断層画像のものよりも大きい値になる(医療用スキャナでは、Z方向の空間分解能は断層画像面内の値の倍以上である)。

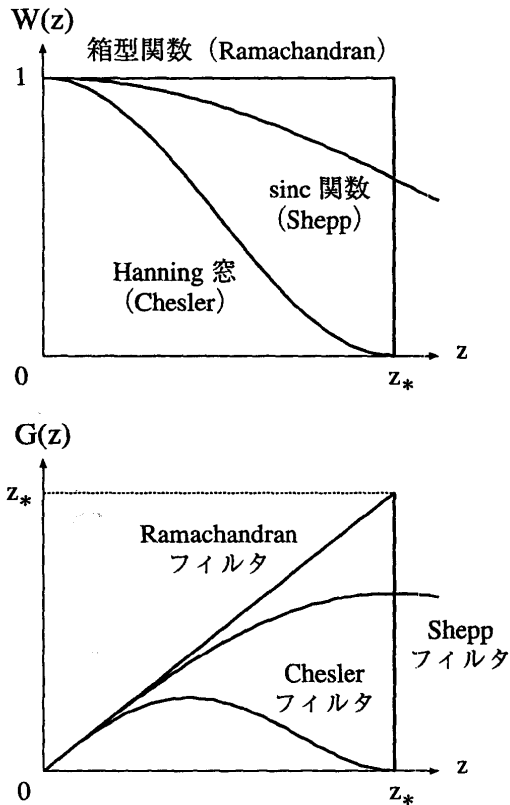
複数の物質から構成される不均質なサンプルに単色X線を入射・透過させた場合、投影 p は[2]式と同様に以下の式で表わされる。

$$p = \sum_k \mu_k \cdot S_k \quad [6]$$

ここで、 μ_k と S_k はそれぞれサンプルの構成物質 k のLACとそれを透過したX線の光路長である。サンプルの断面を含む2次元領域をそれぞれが単一の物質であると仮定した多数の「画素」で分割し、それぞれの透過X線の光路と画素の幾何学的関係から画素 k に対する S_k を決めれば、[6]式は測定された投影 p に対する未知数 μ_k の式となる。多数の透過X

線に対する[6]式を連立させて解けば、サンプルを含む2次元領域内のLACの空間分布を近似するすべての μ_k を得ることができる。このようなCT画像の再構成法はART(Algebraic Reconstruction Technique)と呼ばれており(例えば、Herman, 1980)、地球内部構造解析のための地震波CTでも用いられている(例えば、井上, 1988)。しかしながら、X線CTの画像再構成では非常に多数(再構成するCT画像の画素数と同程度)の直線の光路のデータを用いるため、ARTに比べて計算時間やメモリ使用量の点で効率的なフィルタ補正逆投影法(Filtering Back-Projection method; FBP法)もしくは畳み込み逆投影法(Convolution Back-Projection method; CBP法)が用いられる(飯沼, 1983)。付録に示されているようにこれら2つの手法は数学的には等価で、CBP法を用いた方が数値計算の精度が若干向上する。後述する再構成フィルタの選択の柔軟性の点で勝るため、市販(特に医療用)のX線CT装置ではFBP法が用いられていることが多い。これらの手法の詳細な説明はやや数学的になるので省略し、ここでは、これらを利用する上でキーポイントとなる再構成フィルタの機能について説明する。

付録に示されているように、FBP法およびCBP法の前半ではX線CTスキャナが測定したデータのうちの平行な光路でサンプルを透過したX線の投影 $p(r)$ のデータを選び出し、それらの r に対する空間周波数成分の解析(いわゆるFourier解析)を行う。ただし、 r は平行なX線光路に直交す



第5図. FBP法もしくはCBP法でしばしば用いられる窓関数 $W(z)$ ([8], [10] および [11] 式) とそれらから [7] 式によって計算される再構成フィルタ $G(z)$ の関数形. z および z_* はそれぞれ空間周波数および Nyquist 空間周波数 ([9] 式) を表す.

る方向の座標軸に沿った座標値で、実際のスキャナでは第1図に示されているような透過 X 線強度検出器が設置されている離散的な r (通常は等間隔の位置) においてのみ $p(r)$ のデータが存在する。ここで行われる計算は、空間変数 r に対する空間周波数 z (r の単位を cm とすると z の単位は cm^{-1}) を用いて

$$G(z) = |z| \cdot W(z) \quad [7]$$

と表わされる「フィルタ」に通して $p(r)$ を濾波 (filtering) することに相当する。ここで、 $G(z)$ は再構成フィルタ (reconstruction filter), また、 $W(z)$ は周波数空間における窓関数 (window function) と呼ばれている。付録で説明されているような $p(r)$ が r の連続関数として与えられる理論的な場合には $W(z) \equiv 1$ となる。これに対して、第1図に示されているような間隔 δ で $r = \delta \cdot l$ ($l = 0, \pm 1, \dots$) の位置に配置された検出器で測定された実際の離散的な投影データを用いる場合は、サンプリング定理 (南, 1986) により空間周波数成分の解析計算で $p(r)$ の高周波数 (短波長) 成分を 0 としなければならない。これを考慮に入れると $W(z)$ を以下のようにおくことができる。

$$W(z) = \begin{cases} 1 & |z| < z_* \\ 0 & |z| \geq z_* \end{cases} \quad [8]$$

ここで、 z_* は Nyquist 周波数と呼ばれるもので、透過 X 線強度検出器の配置間隔 δ から以下のように決まる。

$$z_* = 1/(2 \cdot \delta) \quad [9]$$

なお、ここでの解析計算で $p(r)$ の z_* 以上の高周波数成分を 0 とすることは、それを用いた CT 画像の空間分解能が δ となることを意味する (CT 値の $2 \cdot \delta$ よりも短い波長成分は計算で求めることができない; これがサンプリング定理の大意である)。

[8] 式に示される箱型関数の窓関数を用いた再構成フィルタは Ramachandran のフィルタと呼ばれている (飯沼, 1983)。実際の X 線 CT 装置では、以下のものを一例とするさまざまな窓関数がいられ、また、それに応じて、[7] 式から計算される再構成フィルタとして複数のものから選択可能なことが多い。

sinc 関数型の窓関数:

$$W(z) = \left| \sin\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{z}{z_*}\right) / \left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{z}{z_*}\right) \right| \quad [10]$$

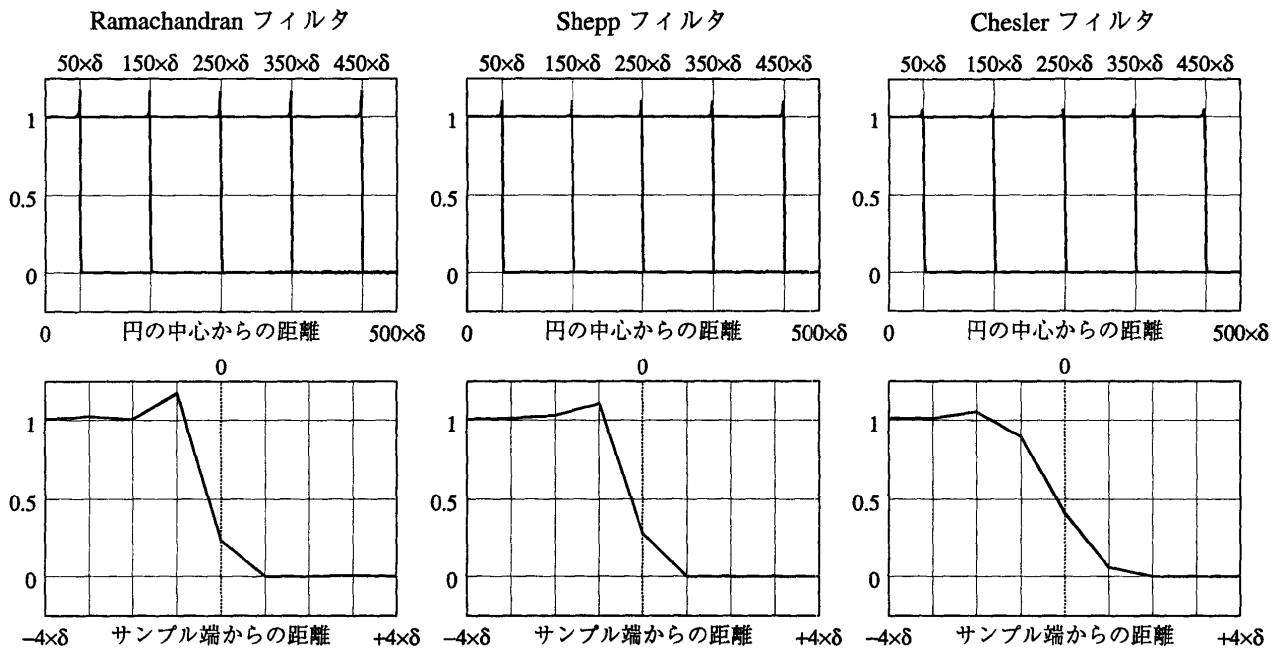
Hanning 窓:

$$W(z) = \frac{1}{2} \cdot \left\{ 1 + \cos\left(\pi \cdot \frac{z}{z_*}\right) \right\} \quad [11]$$

これらの窓関数から [7] 式で計算される再構成フィルタは、それぞれ Shepp のフィルタ ([10] 式) および Chesler のフィルタ ([11] 式) と呼ばれている (飯沼, 1983)。第5図にこれらの窓関数および再構成フィルタの関数形を示した。

窓関数として [8] 式以外のものを用いる理由のひとつは、測定された投影データ $p(r)$ に含まれる r 方向に変動する雑音成分の抑制である。例えば、第2(b)図および第3図の画像の再構成では、測定データに含まれていた検出器ごとに異なる雑音成分を除去するために、 $p(r)$ の高周波数 (短波長) 成分を抑える Chesler のフィルタを用いた。また、窓関数として [8] 式以外のものを用いるそれ以上に重要な理由は、投影データの高周波数成分を [8] 式で切り捨てることによって生じる数値計算の不確定性 (いわゆる Gibbs の現象; 例えば、力武ほか, 1980) を防ぐことである。その実例として、円断面の均質なサンプルを撮影した CT 画像における半径方向の CT 値のプロファイルを第6図に示した。内部の LAC の値が均一な (LAC に空間的な変動成分がない) サンプルを透過した X 線の投影 $p(r)$ の空間周波数成分 (特に高周波数成分) は、LAC が階段状に急変するサンプルの端の部分がおもな原因となって生じる。このため、再構成した画像においては、 $p(r)$ の高周波数成分の切り捨ての影響はサンプル像の端の部分の CT 値の乱れとなってあらわれる。第6図に示されているように、CT 値の乱れはサンプル像の端から画像の空間分解能 δ の数倍程度の範囲に局在し、再構成フィルタを取り換えることによってその振幅が変化する。そして、Nyquist 周波数 z_* を越える高周波数成分を急激に切り捨てずに徐々に減少させる窓関数 (第5図) を用いた方が、Gibbs の現象によるサンプル端の CT 値の乱れを緩和できることは明らかである。

このような再構成フィルタによって CT 値の乱れを緩和すると、その代償としてサンプル像の端のシャープさが損なわれ CT 画像の実質的な空間分解能は低下する。ところで、第6図に示されたような CT 値の乱れは、CT 画像に対して通常の画像処理で行われる「エッジ強調」と同様の効果を持つ。



第6図. 円断面で LAC の値が 1 の均質なサンプルに対する CT 画像のサンプルの半径方向の CT 値のプロファイル. 5 種類の半径 ($50 \sim 450 \times \delta$) の仮想的な円断面のサンプルに対する単色の透過 X 線の強度のシミュレーションデータから第 5 図に示した 3 種類の再構成フィルタを用いて計算したプロファイルをそれぞれ示した. 上段の図に見られるサンプル像の端に生じた CT 値の乱れに注目するために, 下段の図ではそれぞれのサンプルの端が図の中央にくるようにプロファイルを半径方向に平行移動かつ拡大して表示した (上段の図の 5 本のプロファイルはサンプルの端付近ではほぼ同じ変動パターンなので, 下段の図ではそれらが完全に重なってしまっている). δ は X 線 CT スキャナの X 線検出器の配置間隔 (第 1 図) もしくは再構成画像の空間分解能である.

CT 値の値を問題とせずとそのコントラストを利用して CT 画像に撮影されたサンプルの観察を行うだけなら, 再構成フィルタによって生じた CT 値の乱れはサンプル像の輪郭をきわだたせるために有用である. これを積極的に利用した, 本来とは逆の目的を果たすための再構成フィルタが導入されている X 線 CT 装置も多い. すなわち, FBP 法の後半で行われる逆投影 (back-projection) の処理があるために正確ではないが, 直感的には測定された投影データから計算する過程で再構成フィルタが CT 値の「空間フィルタ」として機能することを利用するわけである. 観察したい組織 (例えば, 癌細胞や鉱物粒子) の平均サイズが既知の場合には, そのサイズの逆数に相当する空間周波数にピークを持つ窓関数を用いて再構成することにより, CT 画像中でその組織を強調して表示できる.

このように, 観察したい対象に応じて再構成フィルタを選択することが X 線 CT 画像を用いたサンプル内部構造の観察・解析のキーポイントとなる. ただし, 医療用の X 線 CT 装置では, CT 画像をサンプルの定性的な観察だけに用いる通常のユーザには不要で, かつ, メーカーのノウハウに抵触することなどの理由により, 選択可能な再構成フィルタもしくは窓関数の関数形が明示されていない (それを適用すると有効な人体の部位だけが示されている) ことも多い.

後述するように, 医療用 X 線 CT 装置で撮影した CT 画像には再構成フィルタによるものとは別個に光線硬化によるエッジ強調が生じる. 装置によってはサンプルとして特定の物質 (医療用なら人体を構成する水や磷酸カルシウムなど) を仮定した光線硬化の補正が行われることもあるが, そ

れは岩石サンプルに対しても有効であるとは限らない. それとあわせて, 医療用 X 線 CT 装置を用いて岩石サンプルを撮影する場合には, 再構成フィルタによるエッジ強調は思いがけない偽像を生じることもある. そのため, 岩石サンプルに対する画像再構成では Gibbs の現象への対処だけを考慮したフラットな窓関数を用いた再構成フィルタ (例えば, Shepp のフィルタ) を選択することが望ましい.

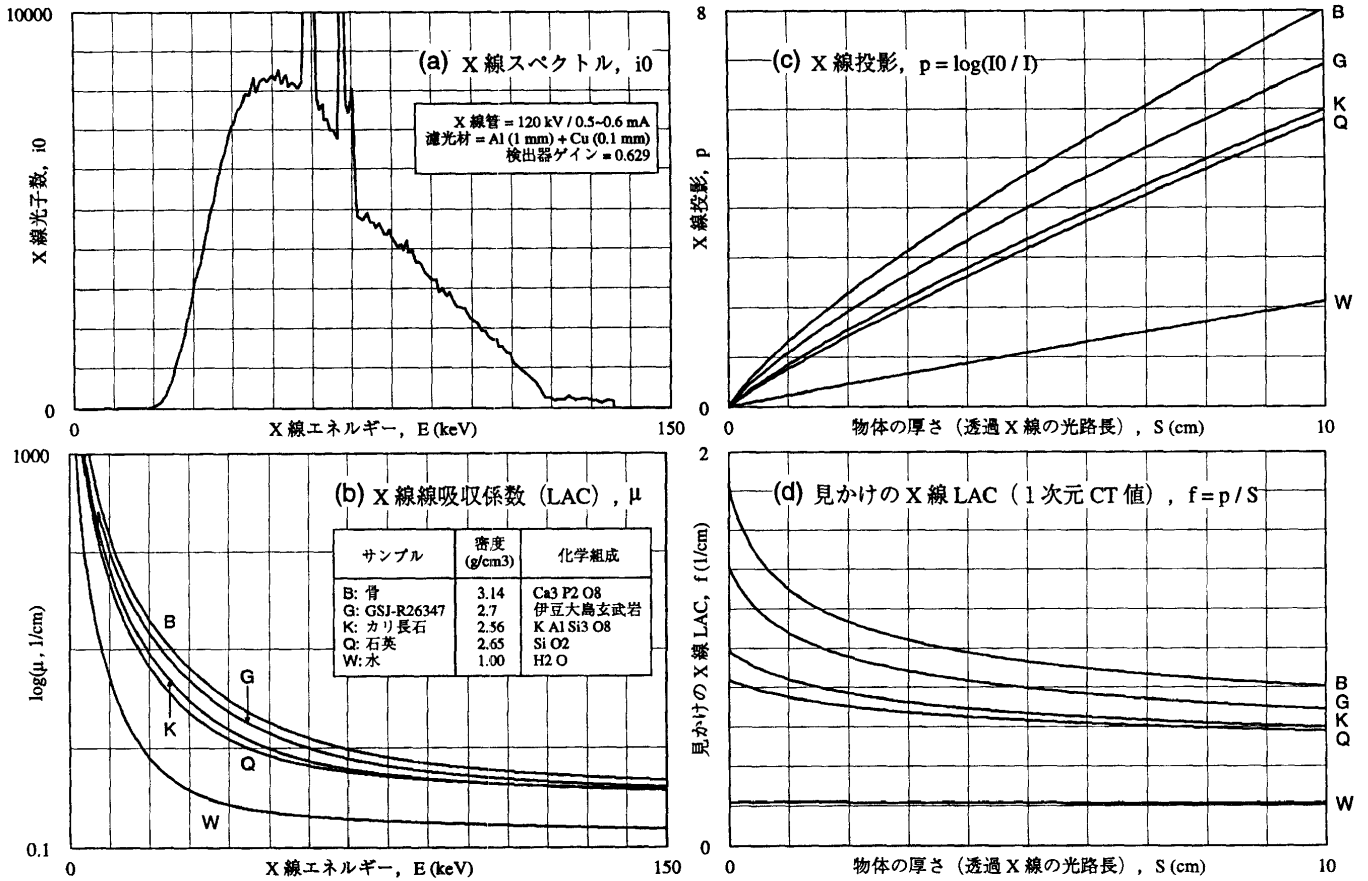
光線硬化

X 線 CT では再構成の原理の前提条件として [2] もしくは [6] 式で示されるような X 線透過光路長と投影の間の線形性が成り立つことを仮定している. ところが, これは使用する X 線が単色の場合にのみ成り立ち, 医療用スキャナで用いられているような白色 X 線に対しては成り立たない. このため, 以下で説明するように, 白色 X 線で撮影した CT 画像には原理的に不可避な偽像 (CT 値の空間変動) が発生する.

白色 X 線が厚さ S の均質な物質を透過した場合も X 線エネルギー E ごとに [1] 式が成り立ち, それぞれのエネルギー成分の X 線に対する透過強度は入射強度 $i_0(E)$ (第 7 (a) 図) と物質の LAC $\mu(E)$ (第 7 (b) 図) に応じた値になる. ところが, 検出器では E についての積分が行われるため, 強度の測定値は,

$$I_0 = \int_0^{\infty} i_0(E) \cdot dE$$

$$I(S) = \int_0^{\infty} i_0(E) \cdot e^{-\mu(E) \cdot S} \cdot dE \quad [12]$$



第7図. サンプル物質による白色X線の吸収に関するデータの例. (a) 医療用X線CTスキャナ(日立メディコ製CT-W 2000)で用いられているX線のスペクトル. 管電圧120kV, 管電流0.5~0.6mAのX線管で発生させたX線は1mm厚のアルミニウム板と0.1mm厚の銅板で濾波されている. (b) サンプルの密度と化学組成(玄武岩サンプルGSJ-R26347についてはバルク密度と全岩組成; 一色, 1985)から計算したX線エネルギーごとのLAC. Hubbel and Seltzer (1996)のデータベースから得たサンプルの構成元素のX線エネルギーごとのMACの値を用いて[3]式からLACを計算した. (c) 第7(a)図のスペクトルを持つ白色X線が第7(b)図のLACを持つ均質なサンプルを透過した場合のX線強度([12]式)から計算した投影の透過厚依存性. (d) 第7(c)図の投影から[13]式を用いて計算した見かけのLAC.

となる. 一般に, [12]式で表された強度の測定値から計算した投影 $p(S)$ は, S に関して直線ではなく上に凸な曲線である(第7(c)図). そして, X線が白色で $i_0(E)$ が E に関して単一の鋭いピークを持たない限り,

$$p(S)/S = f(S) \neq \text{一定} : f(S) \text{ は } S \text{ に関して単調減少関数} \quad [13]$$

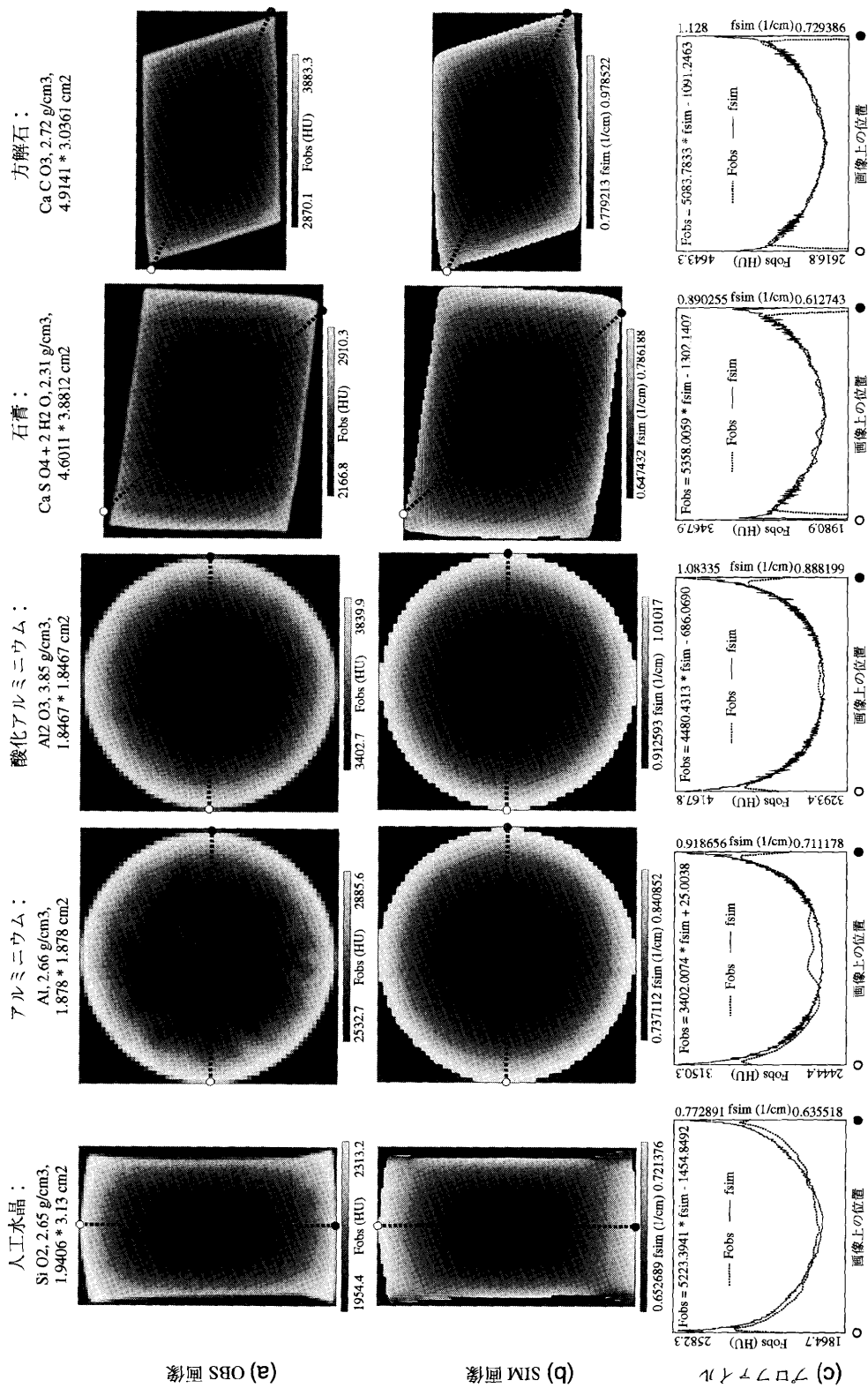
であり, 透過厚 S が大きくなるにつれて白色X線による物質の見かけのLACの値 $f(S)$ は小さくなる(第7(d)図). これは, 物理的には, 透過している最中に白色X線が低エネルギー成分から順に物質に吸収されてしまうことを意味している. 通常のX線CTスキャナの検出器ではエネルギーを区別せずに光子数の総和を測定しているため, 光子吸収に対するエネルギーと透過光路長の寄与の違いを分離できない.

以上はひとつの光路に沿って透過した白色X線の投影データに関する議論であるが, それらを複数用いて再構成したCT画像にも大きな影響を及ぼす. 白色X線の投影データを用いると均質な物質を透過しても短い光路長のX線の吸収は長い光路長のものに比べて大きいとみなされるので, その光路の投影データを使って再構成したサンプルの部分のCT値も大きくなる. 短い透過光路長のX線の投影データは

サンプルの縁の部分の再構成において使用されるので, 結局, 白色X線を用いたCT画像では, 撮影されているのが均質なサンプルであっても, その縁の部分のCT値が中心部に比べて大きな値に再構成される. これが光線硬化 (beam hardening) と呼ばれる現象である. 医療用X線CT装置で撮影したCT画像に生じる光線硬化の実例を第8図に示した.

光線硬化によるサンプルの縁と中心部のCT値の違いは, 高原子番号の元素を多く含む物質のサンプルのCT画像ほど大きいようである. また, 光線硬化によって生じるCT値の変動パターンはサンプルの縁に近い部分で急変し, 中央付近ではフラットである(第8(c)図). CT値が急変する領域の幅はサンプルサイズにそれほど依存しないので, サイズの小さなサンプルを撮影したCT画像ほど光線硬化による影響が大きくなる. 例えば, 直径1cm程度の鉱物単結晶を医療用X線CT装置で撮影すると, 光線硬化によって中心部分にまで達する見事なゾーニング状のCT値の変動パターン(偽像)が生じる.

光線硬化は検出器が[12]式で示されたX線強度の積分値を測定することによって生じるため, LACの元素依存性が



第8図. 医療用の X線 CT 装置 (日立メディコ製 CT-W 2000) で撮影した人工水晶, アルミニウム, 酸化アルミニウム, 石膏および方解石のサンプルの CT 画像に生じた光線硬化, それぞれのサンプルの組成 (化学式) と密度, 画像サイズは図の上部に示されている. (a) X線 CT 装置で得た CT 画像 (OBS 画像). 画像の空間分解能は 0.313 mm である. (b) サンプルの化学組成と密度, OBS 画像の撮影に用いた X線の撮影に示した線分上の CT 値の OBS 画像から抽出したサンプルの輪郭線データを用いて光線硬化をシミュレートした画像 (SIM 画像). (c) OBS 画像と SIM 画像に示した線分上の CT 値のプロファイル. それぞれのサンプルごとに OBS 画像の値 (Fobs) と SIM 画像の値 (fsm) の空間パターンがサンプル内部において一致するようにプロファイルの縦軸のスケールを調整してある. また, OBS 画像と SIM 画像においてそれぞれと同様な表示輝度の調整を行っている. なお, アルミニウムの中心付近の高 CT 値の部分と石膏内部の縦の縞模様は CT 画像の偽像ではなく, サンプル内部の不均質構造である.

低い MeV レベルの高エネルギー X 線を用いたスキャナで撮影した CT 画像であっても X 線が白色である限りその発生を防ぐことはできない。原理的には、単色 X 線 (Bonse and Busch, 1996), もしくは、エネルギーレベルの異なる光子数を個別に測定可能な X 線強度検出器 (Stonestrom et al., 1981) を用いない限り CT 画像の光線硬化を除去することはできない。しかし、それをある程度防止する対策としていくつかの手法がある。それらのうち最も簡単なものは、光線硬化による CT 値の空間変動がそれほど大きくない低原子番号 (\approx 低密度) の物質のサンプルに対して、周囲に薄い金属板などの適当な緩衝材を入れて CT 画像を撮影する (もしくは、緩衝材なしで撮影した CT 画像上のサンプル像の中心部分だけを用いる) ことである。このような緩衝材を用いれば、光線硬化に著しく寄与する X 線の低エネルギー成分を除去することができる。例えば、湖底堆積物のような軟岩のサンプルなら、数 mm 程度の壁厚の適当な材質の容器に入れて撮影すれば医療用 X 線 CT 装置でも光線硬化の少ない CT 画像を得ることができる (第 9 図)。これよりも高度な光線硬化の補正法として以下の 2 種類のものが X 線 CT で用いられている。

まず第一の方法は、X 線 CT スキャナで測定された投影データに対して補正を加えるものである。以前の医療用 X 線 CT 装置では、適当な標準物質 (普通は水) について投影データの透過厚 S への依存性 $p(S)$ をあらかじめ測定しておき (第 7 (c) 図), その逆関数 $S(p)$ を使って実際のサンプルの投影データが補正されていた (Herman, 1980)。実測された投影データ p から $p'=S(p)$ として補正された投影データ p' を用いると, [13] 式より標準物質の見かけの LAC は 1 となり, 標準物質に関しては投影と透過厚の線形性が成り立つことになる。そして, 標準物質と「類似の」サンプルであれば (医療用装置で対象とする人体は水に近いといえる), 生の投影データではなく補正された投影データを使う方がその透過厚との線形性は良くなる。これに対して, 最近の医療用装置では, サンプルを複数の標準物質 (例えば, 人体を構成する水と磷酸カルシウム) の混合物と仮定し, その混合比を推定して投影データを補正すること (Olson et al., 1981) などが行われているようである。しかし, いずれの方法を用いるせよ, これらは X 線 CT スキャナで測定される投影データに対する補正法であり, 既存の装置を利用する一般のユーザが容易に関与できない。そして, 医療用装置に組み込まれている人体をサンプルと仮定したこれらの補正法は, 物性の違いから岩石サンプルに対しては不適当なこともある。

一方, おおよその密度と化学組成がわかっているサンプルに対しては, 第二の手法として, 実測した投影データを用いずに, 理論的に予測される投影データを使って X 線 CT 画像に含まれる光線硬化をシミュレートして補正する方法 (Meagher et al., 1990) を適用できる。基質中に少量の斑晶が分布する岩石サンプルのようにサンプルの大部分がほぼ均質な物質からなるとき, CT 画像に発生した光線硬化による空間変動のパターンはおおむねその物質によって決まる。そこで, サンプルがその物質だけからなるとして, 計算機上に

設置した「仮想」X 線 CT スキャナでサンプルを「測定」した投影データを用いて, 撮影された CT 画像 (OBS 画像と呼ぶ) の光線硬化をシミュレートした画像 (SIM 画像) を再構成する。仮想 CT スキャナでは, OBS 画像から抽出したサンプルの輪郭線のデータを用いてサンプルを横切るそれぞれの X 線の透過光路長 S を計算する。そして, OBS 画像を撮影した装置の X 線のスペクトルのデータ (第 7 (a) 図) とサンプルの密度および化学組成から計算した LAC (第 7 (b) 図) を用いてそれぞれの光路の透過 X 線の投影データ $p(S)$ を計算する (第 7 (c) 図)。このような投影データから再構成した SIM 画像の値を OBS 画像の値から差し引けば, OBS 画像中の光線硬化の大部分を取り除くことができる。

医療用 X 線 CT 装置で岩石サンプルを撮影したとき, 光線硬化に対して何らかの対策を講じない限り, 得られた CT 画像は偽像のために精密な観察・解析に不十分であることが多い。後に実例を示すように, 最後に述べた光線硬化の補正法は非常に有効である。ただし, この補正法を適用するためには, サンプルのおおよその密度と化学組成, および, 撮影に用いたスキャナの X 線のスペクトルが既知であること, そして, 撮影の際にこれ以外の光線硬化補正や特殊な再構成フィルタを用いないこと, などが必要である。

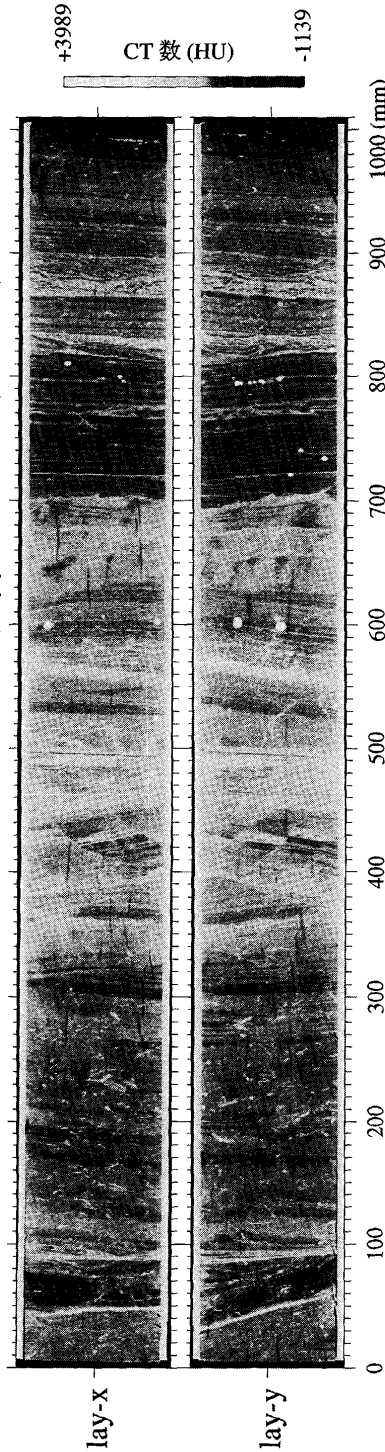
CT 画像の処理・解析の例

医療用の X 線 CT 装置で得られた CT 画像には, あらかじめ測定しておいた水からなる標準サンプルの CT 値 (正確には適当なサイズのサンプルの内部領域の CT 値の平均値) でサンプルの CT 値を正規化した, 空気の値を -1000 , 水の値を 0 とする整数の値が画素値としておさめられている。これは CT 数と呼ばれており, その単位は歴史的な理由から HU (Hounsfield Unit) と名づけられている (岩井, 1979)。[3] 式より CT 値 (LAC) は密度に比例し, 水の密度は常温でほぼ 1g/cm^3 なので, CT 数がおさめられた CT 画像は精度 (分解能) 0.001g/cm^3 の密度画像であると解釈されることも多いが, それは誤りである。医療用のスキャナで用いられる X 線のエネルギーレンジでは LAC の元素依存性は無視できない。また, 白色 X 線を用いていると光線硬化が生じ, 標準サンプルの平均 CT 値は X 線のスペクトルやサンプルサイズに依存する。このため, CT 数は装置ごとに異なった LAC の値 (単位 cm^{-1} で表される絶対値) と対応した相対な値にすぎない。標準サンプルとサイズが異なれば, 水といえども CT 数は 0 にならない。とはいえ, CT 数はサンプルの密度のある程度の日安となり, 特に水を多く含む軟岩サンプルでは, 比較的精度よく CT 数を密度に換算することができる (稲崎・中野, 1993)。

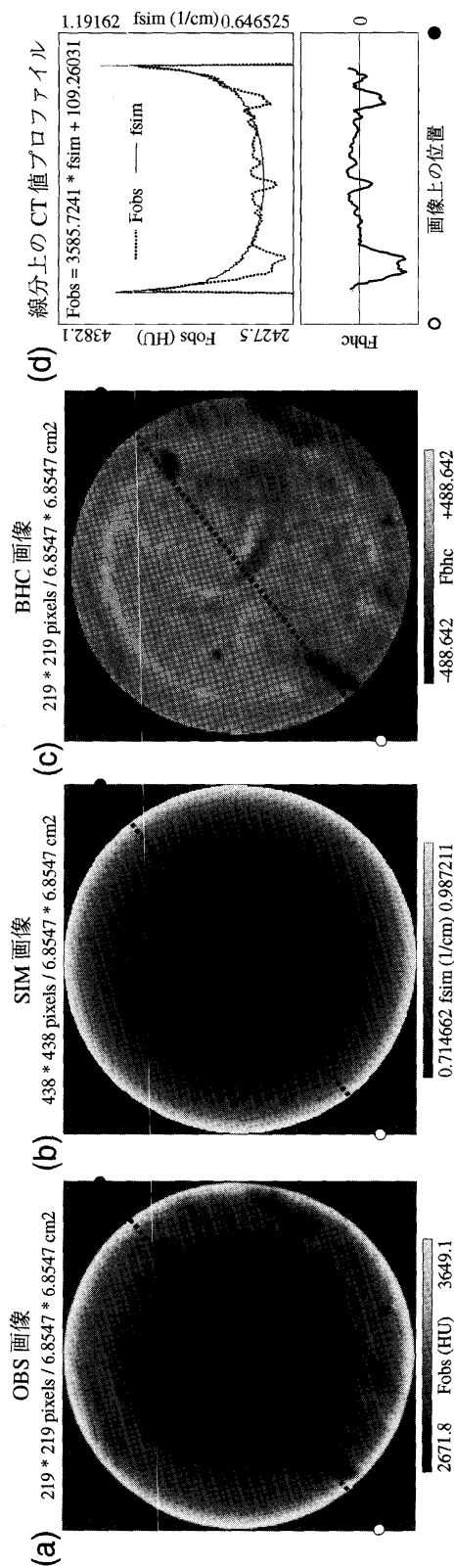
再度強調することになるが, X 線 CT 画像を用いた岩石サンプルの定量的な観察・解析では, CT 値の物理的意味を十分に理解してその処理にあたることが重要である。特に医療用 X 線 CT 装置で得た CT 画像では, 光線硬化をいかに排除するかが処理のキーポイントとなる。ここでは, 医療用の第 3 世代 X 線 CT 装置 (日立メディコ製 CT-W 2000) で撮影した画像を用いた, 光線硬化の補正を含む岩石サンプルの観

VER-98-1, St.6, PC, Sec.3B :

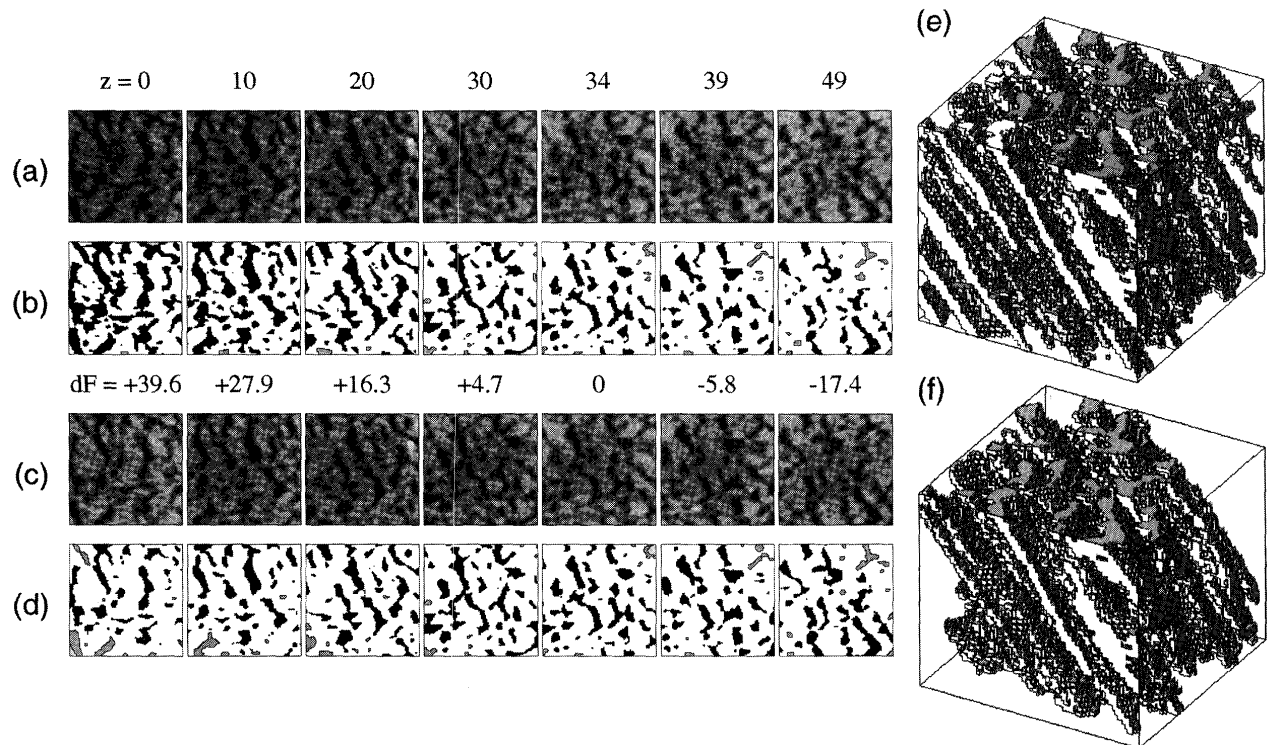
コアの軸長 = 1010 (mm), lay-x 断面 = 196 / 393 (123.009 mm), lay-y 断面 = 197 / 395 (123.635 mm)



第9図. バイカル湖 (ロシア) の湖底堆積物のピストンコアサンプル (VER-98-1, St. 6, PC, Sec. 3B) の X線CT画像 (小田啓邦・中野 司・池原 研・中村光一; 未公表). これら2枚の画像は, 紙面に垂直な断面を撮影した1010枚のCT画像から合成したコアの中心軸を通る相互に直交する断面の画像である. 画像の表示輝度は画素値のヒストグラム平滑化 (histogram equalization; 例えば, 中野, 1995) で強調されている. 2枚の画像の上下端に見える高CT値の部分 (アルミニウム製コアライナーで, これがサンプル周囲に介在するためにCT画像には光線硬化はほとんど生じなかった).



第10図. 伊豆大島で採取された玄武岩サンプル (GSJ-R 26347; 一色, 1985) の X線CT画像に生じた光線硬化の補正処理の過程. (a) X線CT装置で撮影されたオリジナルのCT画像 (OBS画像). (b) OBS画像に含まれる光線硬化をシミュレートした画像 (SIM画像). (c) OBS画像の画素値 Fobs から SIM画像の値 fsim を引き去った画素値 Fbhc を持つ光線硬化を補正した画像 (BHC画像). (d) 第10 (a), (b) および (c) 図に示した線分上のCT値のプロファイル. これらの画像において, 表示輝度は画素値の上下限を設けていること以外に特別な処理を加えていない. また, BHC画像のCT値のプロファイルの縦軸のスケールは, OBSおよびSIM画像のものと同様である.



第11図. 0.5 mm 間隔で撮影した50枚のX線CT画像を用いて行った文眼花崗岩サンプル(GSJ-R 6052; 松原, 1956)に含まれている石英結晶の3次元空間におけるつながりの解析処理の過程(Ikeda et al., 1999). (a) サンプルの中心部分だけを切り出して光線硬化による断面ごとのCT数の空間変動を回避したCT画像. それぞれの画像の横および縦サイズはいずれも90画素(28.170 mm). (b) 第11(a)図のCT画像を単純に同じしきい値で2値化して石英の部分抽出した画像. $z=0$ と $z=49$ の画像を比較すればわかるように, サンプルの断面積の違いにより各断面のCT値が光線硬化の影響で系統的に変動し, 単純な2値化ではすべての断面の石英の領域を正しく抽出することができない. (c) 第11(a)図のCT画像にサンプルの断面積に応じた補正值dF(単位はHU)を加えた画像. (d) 第11(c)図の画像を第11(b)図と同じしきい値で2値化して石英の部分抽出した画像. (e) 第11(d)図の2値画像で識別された石英の3次元分布を示す鳥瞰図. 底面が第11(d)図の $z=0$, 天井が $z=49$ の画像に対応する. (f) 第11(e)図に示された石英のうち3次元空間でつながっていると判定された最大のクラスタを示す鳥瞰図. なお, 第11(a)および(c)図の画像はどちらも1800~2311 HUの範囲のCT値を濃淡で表示している. また, 第11(b)および(d)図では最大のクラスタに属する石英を黒で, それ以外の石英を灰色で表示している.

察・解析処理の実例を示す. なお, ここで用いたCT画像は第7(a)図に示したX線で測定したデータからCT装置固有の「頭部用」と称する再構成フィルタ(第5図に示したSheppのフィルタに類似の関数形を持つ; 日立メディコ, 私信)を用いて再構成したもので, 装置に組み込みの光線硬化などの補正処理は加えていない.

第9図はバイカル湖(ロシア)で得られた湖底堆積物のピストンコアサンプル(VER-98-1, St. 6, PC, Sec. 3B)のX線CT画像である(小田啓邦・中野 司・池原 研・中村光一, 未公表). このサンプルの軸長は1010 mmで, それに垂直な円断面の直径はおおよそ12 cmであった. コア軸と垂直な円断面(第9図の紙面に垂直な断面)について空間分解能0.313 mmのCT画像をコア軸方向に1 mm 間隔で1010枚撮影した. その後, 計算機上でそれらのデータから3次元画像を構成し, それをコア軸に平行な相互に直交する2つの断面で切断して第9図の2枚の画像を得た. なお, コアサンプルを壁厚がおおよそ5 mmのアルミニウム製ライナーに入れたままの状態に測定したため, 撮影したCT画像ではサンプル像に光線硬化はほとんど生じなかった. このCT画像を用いれば肉眼では識別不能なコアサンプル中の堆積構造の観察や, 古環

境変動などの解析で従来用いられてきた含水率や硅藻化石の含有率などを上回る精度の時系列データの取得が可能である.

第10図は直径がおおよそ7 cmの伊豆大島の玄武岩サンプル(GSJ-R 26347; 一色, 1985)のCT画像(空間分解能は0.313 mm)に対して, 光線硬化をシミュレートした画像を用いてその補正を行った処理過程を示している. 第10(a)図はX線CT装置で撮影したオリジナルのCT画像(OBS画像)である. 撮影に用いたX線のスペクトルのデータ(第7(a)図), サンプルの平均密度と全岩組成から計算したX線のエネルギーごとのLACの値(第7(b)図の曲線G), およびOBS画像から抽出した輪郭線のデータを用いてサンプルに対して理論的に予測した投影データを作成し, それをもとに第10(b)図に示した光線硬化のシミュレーション画像(SIM画像)を再構成した. OBS画像からSIM画像の値を差し引き, 光線硬化を補正した画像(BHC画像)が第10(c)図である. 第10(d)図に示されているこれらの画像の同じ位置を通る線分のCT値のプロファイルからも明らかのように, OBS画像に生じた光線硬化のパターンはSIM画像中でよく再現されている. BHC画像では光線硬化の大部分が

除去されているため、サンプルの縁に近い部分においてさえも CT 値の低い内部の組織（気泡の濃集している部分と思われる）が単純な 2 値化で識別可能な画素値となっている。

第 11 図は複数枚の CT 画像を積み重ねて構成した 3 次元画像による文象花崗岩のカリ長石の基質中に分布する石英結晶のつながりの解析の過程を示している (Ikeda et al., 1999). 直径がおよそ 8 cm の文象花崗岩サンプル (GSJ-R 6052; 松原, 1956) に対して空間分解能が 0.313 mm の CT 画像を 0.5 mm 間隔で 50 枚撮影した。これらの画像には光線硬化によって断面内と断面に直交する方向の 2 種類の CT 値の空間変動が生じていた。そのうち CT 画像を得た断面内の変動については、もともとが 512×512 画素の CT 画像からサンプル中央部付近の 90×90 画素の部分だけを切り出すことにより第 11 (a) 図に示されるように光線硬化の影響の大部分を回避することができた。しかしながら、こうして切り出した画像を単純に同じしきい値で 2 値化して石英の領域を抽出すると、第 11 (b) 図に示すように上下端の断面では石英の部分の面積が異なり、石英の 3 次元の空間分布が見かけ上不均一になる。このような断面に直交する方向の CT 値の空間変動は、CT 画像を得た断面内のサンプルの断面面積が一定でないために生じた。断面ごとのサンプル中央部の画像の平均 CT 値とサンプルの断面面積の関係を調べると、これらの間には負の相関があった。そこで、その関係をもとにして、断面の画像ごとにサンプルの断面面積に応じた値を加えて CT 値を補正し、第 11 (c) 図に示されるような補正画像を得た。第 11 (b) 図と同様にして単純な 2 値化で補正画像から石英の部分だけを抽出した画像を作成すると、それはサンプル全体に石英がほぼ均等に分布している薄片の観察結果と一致する第 11 (d) 図のようになった。これを用いて第 11 (e) 図のように 3 次元空間に分布している石英のつながり解析 (cluster labeling; Nakano and Fujii, 1989) を行い、つながっている最大の石英のクラスタとして第 11 (f) 図のものを得た。このクラスタの体積は石英全体の 90% にもおよび、また、これに属さない石英の大部分は 3 次元画像の縁辺部に位置することがわかった。このような解析結果により、この文象花崗岩中の石英結晶は 2 次元断面では切れ切れに見えても、3 次元空間ではほぼ完全に連結していることが証明された。

おわりに

サンプル中の鉱物粒子の同定やその形状解析のような画像処理・解析では、まず、画素値の 2 値化（もしくは多値化）によって対象物体の領域の抽出が行われる。これに引き続いて行われる解析の信頼性を左右するため、2 値化のしきい値の選択は客観的であることはもちろんのこと、人間の判定によらない自動化された単純な方法で行われることが望ましい (例えば、池田ほか, 1997)。光学顕微鏡で得た画像のサンプルの物性だけによらない画素値に比較すると、CT 画像では密度と元素組成に直結した CT 値について 2 値化のしきい値を選択することになり、画像処理で必要とされる要請に合致している。また、EPMA などのイメージング分析装置から出力された画像に比べると、用いている X 線のエネルギー

のレベルやスペクトルのために画素値 (CT 値もしくは CT 数) の物理的意味の明確さや分解能の点で劣るとはいえ、X 線 CT (特に医療用 X 線 CT) 画像は測定装置の使用の簡便さの点でそれらに勝っている。これらに加えて、サンプルの内部構造を特別な前処理 (例えば、サンプル表面の研磨やコーティング) なしに非破壊で定量的に観察・解析できること、また、複数の断面の画像を積み重ねることによりサンプルの 3 次元画像を容易に得られることなど、X 線 CT は従来の岩石サンプルの観察、解析、そして分析手法にない優れた特徴を持っている。

X 線 CT による岩石もしくは地球科学試料の内部構造の観察・解析の報告はこれまでに多数あるが (例えば、西澤ほか, 1995), X 線 CT の原理を十分に考慮した上でそれを行っているもの (例えば、Denison et al., 1997) は数少ない。本文は岩石の内部構造の観察・解析に X 線 CT を「ブラックボックス」として利用するのではなく、その原理に基づいたより高度な解析に用いるための知識を供する目的で記された。このような知識を活用すれば、X 線 CT には岩石の内部構造の非破壊検査だけでなく、その組成の定量分析 (岩石の構成元素の 3 次元分布の解析) への道も開かれている。

謝 辞

大阪大学の土山 明氏には X 線吸収係数に関する文献をご教示いただいた。東京工業大学および高輝度光科学研究センターの上杉健太郎氏には同センターの SPring-8 で撮影した X 線 CT 画像とそれに関する情報を提供していただいた。日立製作所株式会社の染谷利明氏と大塚浩士氏および日製産業株式会社の相羽俊弘氏には日立工場の材料用 X 線 CT スキャナの利用に際してお世話になった。日立メディコ株式会社の右田晋一氏と宮崎 靖氏には地質調査所に設置されている医療用 X 線 CT 装置についてのさまざまな情報を教えていただいた。東海大学の西村弥亜氏と国立環境研究所の河合崇欣氏にはバイカル湖ピストンコアの入手と利用に際して便宜をはかっていただいた。地質調査所の松江千佐世氏と元地質調査所の一色直記氏には地質調査所所蔵の岩石サンプルの X 線 CT 画像撮影に際してお手数をおかけした。大阪教育大学の石井和彦氏、地質調査所の宮崎一博氏、富樫茂子氏および中島 隆氏には岩石サンプルをお借りした。匿名査読者の方、ならびに担当編集委員の方には粗稿を読んでいただき貴重なご意見をいただいた。ここに記して感謝の意を表します。なお、本文は科学技術庁科学技術振興調整費総合研究「バイカル湖の湖底泥を用いる長期環境変動の解析に関する国際共同研究」、および、高輝度光科学研究センター SPring-8 1999 A 共同利用課題「岩石鉱物系に対する X 線 CT 装置の開発」の成果の一部である。

文 献

- Ambrose, J., 1973, Computerized transverse axial scanning (Tomography), Part 2, clinical application. *Brit. Jour. Radiol.*, 46, 1023-1047.
Bonse, U. and Busch, F., 1996, X-ray computed microtomography

- (μ CT) using synchrotron radiation (SR). *Prog. Biophys. molec. Biol.*, **65**, 133-169.
- Denison, C., Carlson, W.D. and Ketcham, R.A., 1997, Three-dimensional quantitative textural analysis of metamorphic rocks using high-resolution computed X-ray tomography: part I. methods and techniques. *Jour. Metamorphic. Geol.*, **15**, 29-44.
- Herman, G.T., 1980, *Image reconstruction from projections*. Academic Press, 316 p.
- Hirano, T., Eguchi, S. and Usami, K., 1989, Study of quantitative elemental analysis of monochromatic X-ray CT using synchrotron radiation. *Jpn. Jour. Appl. Phys.*, **28**, 135-139.
- Hubbell, J.H. and Seltzer, S.M., 1996, Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z=1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. URL=<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>.
- Hounsfield, G.N., 1973, Computerized transverse axial scanning (Tomography), Part 1, description of system. *Brit. Jour. Radiol.*, **46**, 1016-1022.
- 飯沼 武, 1983, コンピュータ断層撮影法. 岩波講座情報科学 21, 長尾 真編「パターン認識と図形情報処理」, 岩波書店, 179-206.
- 池田 進・中嶋 悟・土山 明, 1997, 岩石組織の画像解析—その自動化における現状と問題点—. 鉱物誌, **26**, 185-196.
- Ikeda, S., Nakano, T. and Nakashima, Y., 1999, Three-dimensional study on the interconnection and shape of crystals in a graphic granite by X-ray CT and image analysis. *Mineral. Mag.*, in press.
- 井上 公, 1988, 全マントルP波トモグラフィ—統計数理研究所共同研究レポート 9, 統計数理研究所, 222 p.
- Irving, A.J., 1974, Pyroxene-rich ultramafic xenolith in the newer basalts of Victoria, Australia. *N. Jahrb. Mineral. Abh.*, **120**, 147-167.
- 一色直記, 1985, 5万分の1地質図幅「大島地域の地質」および同地域地質研究報告. 地質調査所, 133 p.
- 岩井喜典, 1979, CT スキャナ. コロナ社, 288 p.
- 稲崎富士・中野 司, 1993, 地質試料解析のためのX線CT画像データ処理システム. 情報地質, **4**, 9-23.
- 稲角忠弘・中野正則・笠間俊次, 1995, X線CTによる鉄鉱石焼結鉱の通気構造解析. 地調月報, **46**, 573-594.
- Koch, B. and MacGillavry, C.H., 1962, X-ray absorption, in *International Tables for X-ray crystallography*. vol. III (MacGillavry, C.H. and Rieck, G.D. eds.), The Kynoch Press, 157-160.
- Kondo, M., Tsuchiyama, A., Hirai, H. and Koishikawa, A., 1997, High resolution X-ray computed tomographic (CT) images of chondrites and a chondrule. *Antarct. Meteorite Res.*, **10**, 437-447.
- 松原秀樹, 1956, 福島県石川町付近のペグマタイト調査報告. 地調月報, **7**, 335-348.
- McCullough, E.C., 1975, Photon attenuation in computed tomography. *Med. Phys.*, **2**, 307-320.
- Meagher, J.M., Mote, C.D. and Skinner H.B., 1990, CT image correction for beam hardening using simulated projection data. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **37**, 1520-1524.
- 南 茂夫, 1986, 科学計測のための波形データ処理. CQ出版, 238 p.
- Misawa, M., Ichikawa, N., Akai, M., Hori, K., Tamura, K. and Matsui, G., 1998, Development of fast X-ray CT system for transient two-phase flow measurement. *6th Int. Conf. on Nuclear Engineering*, San Diego, No. 6383, CD-ROM.
- Miyazaki, K., 1991, Ostwald ripening of garnet in high P/T metamorphic rocks. *Contrib. Mineral. Petrol.*, **108**, 118-128.
- Nakano, T. and Fujii, N., 1989, The multiphase grain control percolation: its implication for a partially molten rock. *Jour. Geophys. Res.*, **94**, 15653-15661.
- 中野 司, 1995, 画像処理のためのソフトウェア:(7)色数削減のアルゴリズム. 情報地質, **5**, 187-210.
- 中野 司・中村光一・染谷利明・大塚浩士, 1997, X線CTによる岩石内部構造の3次元観察:(1)CT値と物体密度の関係式の決定. 情報地質, **8**, 239-255.
- Nakashima, Y., Hirai, H., Koishikawa, A. and Ohtani, T., 1997, Three-dimensional imaging of arrays of fluid inclusion in fluorite by high-resolution X-ray CT. *N. Jahrb. Mineral. Mh.*, 559-568.
- 西澤 修・中野 司・野呂春文・稲崎富士, 1995, X線CTによる地球科学試料内部構造分析技術の最近の進歩について. 地調月報, **46**, 565-571.
- Olson, E.A., Han K.S. and Pisano D.J., 1981, CT projection polychromaticity correction for three attenuators. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **28**, 3628-3640.
- 力武常次・佐藤良輔・萩原幸男, 1980, 物理数学I. 学会出版センター, 163 p.
- Shibata, T. and Nagano, T., 1996, Applying very high resolution microfocus X-ray CT and 3-D reconstruction to the human auditory apparatus. *Nature Medicine*, **2**, 933-935.
- Stonestrom, J.P., Alvarez, R.E. and Macovski, A., 1981, A framework for spectral artifact corrections in X-ray CT. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **28**, 128-141.
- Takagi, H., Ishii, K. and Kanagawa, K., 1996, Pressure fringes and pressure shadows indicative of progressive deformation. *Jour. Geol. Soc. Japan*, **102**, IX-X.
- Uesugi, K., Tsuchiyama, A., Nakano, T., Suzuki, Y., Yagi, N., Umetani, K. and Kohmura, Y., 1999, Development of microtomography imaging system for rock and mineral samples. *SPIE Conference on Developments in X-ray Tomography II, Proc. SPIE*, **3772**, 214-221.

(要 旨)

中野 司・中島善人・中村光一・池田 進, 2000, X線CTによる岩石内部構造の観察・解析法. 地質雑, 106, 363-378. (Nakano, T., Nakashima, Y., Nakamura, K. and Ikeda, S., 2000, Observation and analysis of internal structure of rock using X-ray CT. *Jour. Geol. Soc. Japan*, 106, 363-378.)

X線CT (Computerized Tomography) はサンプル物質のX線線吸収係数 (LAC) の空間分布を示す画像 (CT画像) を再構成する手法で, 岩石の精密な3次元内部構造の非破壊観察・解析に利用できる。LACは物質の密度・状態・化学組成とX線のエネルギーで決まる物性定数で, 医療用X線CTスキャナで使われるエネルギーレベルのX線では特に化学組成依存性が高い。CT画像の再構成にはフィルタ補正逆投影法 (FBP法) もしくは畳み込み逆投影法 (CBP法) が用いられ, 再構成フィルタの選択により観察対象の組織を強調表示できる。白色X線で撮影したCT画像には光線硬化と呼ばれる偽像が生じるが, サンプル周囲に緩衝材をつめたり, 撮影に用いたX線のスペクトルとサンプルの密度・化学組成のデータを使った補正によりその影響を軽減できる。X線CTによる岩石内部構造の観察・解析ではその原理や手法を十分に理解して処理を行う必要がある。

付録: FBP法およびCBP法によるX線CT画像の再構成

第1図のようなX線CTスキャナによって撮影したサンプルのCT画像の再構成法について考える。このスキャナでは, 角度 θ を $0 \sim 160$ 度の範囲で変えてサンプルを回転させたスキャンの各ステップにおいて, s 軸に平行な光路でサンプルを透過した単色X線の強度がそれと直交した r 軸に平行な線上に配置された検出器で測定される。ただし, r および s 軸の原点はサンプルの回転中心に一致しているものとする。また, CT画像を再構成する断面上の点の位置をサンプルに固定された (サンプルとともに回転する) 座標系の座標値 (x, y) で表し, それは r, s および θ と以下の関係にあると仮定する。

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ s \end{pmatrix} \quad [A1]$$

なお, 実際のX線CTスキャナでは第1図のものとは異なった構成のX線源およびX線検出器でスキャンを行っている場合もある。しかしながら, FBP法もしくはCBP法でCT画像を再構成するためには, それによって得られたデータセットをここで仮定したものと同じ配置の光路を透過したX線のデータセットに変換する必要がある。

FBP法およびCBP法では[6]式のような離散的な関係式ではなく, それと等価な, 断面上の座標の連続関数に対する以下の関係式を解いて画像再構成を行う。

$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot ds \quad [A2]$$

ここで, $p(r, \theta)$ は, 角度 θ で示されるスキャンのステップにおいて, 入射X線強度および r の位置にある検出器で測定された透過X線の強度のデータから計算した投影である。また, $f(x, y)$ は, θ, r および透過X線光路上の座標値 s から[A1]式で計算された点 (x, y) におけるLACを表しており, それは[A2]式の線積分において光源から検出器までの範囲

の s でのみ意味を持つ (それ以外の点では $f(x, y) \equiv 0$) と考える。

測定された $p(r, \theta)$ から $f(x, y)$ を計算するためのFBP法の基本式を導出する。その準備として, まず, 以下のように表される $f(x, y)$ の2次元Fourier変換 $F(t, u)$ を考える。

$$F(t, u) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot e^{-2\pi \cdot i \cdot (t \cdot x + u \cdot y)} \cdot dx \cdot dy \quad [A3]$$

ただし, i は虚数単位を表し, t と u はそれぞれ空間変数 x と y に対する空間周波数を意味する。いま, [A3]式を使って空間周波数 z と角度 θ の関数 $P(z, \theta)$ を以下のように定義すると, [A1]式と[A2]式から,

$$\begin{aligned} P(z, \theta) &= F(z \cdot \cos \theta, z \cdot \sin \theta) \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot e^{-2\pi \cdot i \cdot z \cdot (x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta)} \cdot dx \cdot dy \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot e^{-2\pi \cdot i \cdot z \cdot r} \cdot dr \cdot ds \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} p(r, \theta) \cdot e^{-2\pi \cdot i \cdot z \cdot r} \cdot dr \quad [A4] \end{aligned}$$

が得られる。すなわち, 関数 $P(z, \theta)$ は投影 $p(r, \theta)$ の(1次元)Fourier変換である。

次に, [A3]式に対応した以下のような $f(x, y)$ の2次元Fourier逆変換を考える。

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(t, u) \cdot e^{2\pi \cdot i \cdot (t \cdot x + u \cdot y)} \cdot dt \cdot du \quad [A5]$$

上式の積分を空間周波数平面での極座標形式に書き換える。すなわち, (t, u) の代わりに,

$$\left. \begin{aligned} t &= z \cdot \cos \theta \\ u &= z \cdot \sin \theta \end{aligned} \right\} \text{ただし, } \begin{cases} -\infty < z < \infty \\ 0 \leq \theta < \pi \end{cases} \quad [A6]$$

とすると, [A5]式は以下ようになる。

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} F(z \cdot \cos \theta, z \cdot \sin \theta) \cdot e^{2 \cdot \pi \cdot i \cdot z \cdot (x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta)} \cdot |z| \cdot dz \cdot d\theta \quad [\text{A } 7]$$

実際の測定データから数値計算で画像再構成を行うための準備として, [A 7] 式の積分の中の $|z|$ を $G(z)$ と書くことにする. それと同時に [A 7] 式の二重積分を2つの(一重)積分の項に分け, それぞれの積分変数などを [A 1] および [A 4] 式を用いて置換すると,

$$G(z) \equiv |z| \quad [\text{A } 8]$$

$$q(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} P(z, \theta) \cdot G(z) \cdot e^{2 \cdot \pi \cdot i \cdot z \cdot r} \cdot dz \quad [\text{A } 9]$$

$$f(x, y) = \int_0^\pi q(x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta, \theta) \cdot d\theta \quad [\text{A } 10]$$

が得られる.

以上に示した [A 4], [A 8], [A 9] および [A 10] 式が FBP 法の基本式である. 測定された投影データ $p(r, \theta)$ を用いてこれらの式を順次計算することにより, サンプルを含む断面内の任意の位置 (x, y) の LAC の値 $f(x, y)$ を再構成することができる. ここで, [A 9] 式によって計算した $q(r, \theta)$ は, 物理的には, 角度 θ で示された方向についての X 線の投影 $p(r, \theta)$ を空間変数 r に対する空間周波数 z の関数として定義された「フィルタ」 $G(z)$ に通して濾波 (filtering) したものである. それゆえ, [A 4], [A 8] および [A 9] 式で行なわれる計算はフィルタ演算と呼ばれている. これに対して, [A 10] 式の演算は, 測定に用いた X 線光路の方向 (角度 θ) それぞれに対して投影データから計算した $q(r, \theta)$ を θ

について積算してもとの LAC に変換するという意味で逆投影 (back-projection) と呼ばれている.

ところで, [A 9] 式の右辺に示された $P(z, \theta)$ と $G(z)$ の積の Fourier 逆変換は $P(z, \theta)$ の Fourier 逆変換 $p(r, \theta)$ と $G(z)$ の Fourier 逆変換 $g(r)$ の畳み込み (convolution) と数学的に等価である. それゆえ, $q(r, \theta)$ は以下のようにしても計算できる.

$$g(r) = \int_{-\infty}^{\infty} G(z) \cdot e^{2 \cdot \pi \cdot i \cdot z \cdot r} \cdot dz \quad [\text{A } 11]$$

$$q(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} p(r', \theta) \cdot g(r - r') \cdot dr' \quad [\text{A } 12]$$

FBP 法で用いている [A 4] および [A 9] 式の代わりに上の2つの式を用いる手法が CBP 法である. これらの手法は数学的には等価で計算すべき式の個数も同じだが, [A 11] 式を測定データとは関係なしに解析的に計算できるため, 実際の CT 画像の再構成では CBP 法を用いた方が計算式の近似などに伴う誤差が減る. その反面, 本文で述べられている理由により $G(z)$ として [A 8] 式以外のものを与えると [A 11] 式の解析的な計算が困難なこともあるので, CBP 法に比べて FBP 法の方が汎用であるといえる.

いずれの手法を用いるせよ, r および θ に関して離散的な点で測定された実際の投影データを使った画像再構成の処理では, 上記の基本式の積分を和分近似して計算することになる. それに関連して注意すべき事項や近似式を用いて再構成した CT 画像に生じる偽像などについては, 本文においてやや詳しく説明されている.