

医療用 X 線 CT 装置における階調値の誤差の検証

Accuracy check of grading on the medical XCT system

廣野哲朗* 西村征洋** 竹村貴人***
徐 垣* 村山雅史** 安田尚登**Tetsuro Hirono*, Masahiro Nishimura**,
Takato Takemura***, Wonn Soh*,
Masafumi Murayama** and Hisato Yasuda**

2004年3月16日受付. 2004年7月12日受理.

* 海洋研究開発機構 地球内部変動研究センター 海洋底ダイナミクス研究プログラム

Program for Deep Sea Research, Institute for Research on Earth Evolution, Japan Agency for Marine-Earth Science and Technology, Yokosuka 237-0061, Japan

** 高知大学 海洋コア総合研究センター

Center for Advanced Marine Core Research, Kochi University, Nankoku 783-8502, Japan

*** 埼玉大学工学部建設工学科

Department of Civil and Environmental Engineering, Saitama University, Saitama 338-8570, Japan

Key words: medical XCT, CT value, grain size, resolution

はじめに

X線CT (Computerized Tomography) はさまざまな光路で入射し透過させた X 線の強度を測定し, 試料内部の X 線吸収係数の空間分布を示す画像を計算機で再構築する装置である (Hounsfield, 1973). 非破壊で内部の構造の観察が可能であるため, 主に医療の現場で頻繁に使用されるが, 堆積物や岩石等の地質媒体での使用も多い (例えば, Petrovic, 1982; 池原, 1997). さらに, 近年, 医療用 X 線 CT を用いて岩石及び多孔質媒体の透水現象を解析する研究も行われつつある (Hirono et al., 2003).

X 線 CT における画像の階調情報は, 試料の各部位の X 線吸収の度合いを示す. 医療用 X 線 CT では通常, 水と空気の値で規格化され, 無次元の CT 値として表されることが多い (水の CT 値は 0, 空気の CT 値は -1000). この CT 画像の階調値 (もしくは CT 値) は, 主に試料の密度と化学組成に依存し, 密度が高いほどもしくは高原子番号の元素を多く含むほど, その吸収の度合いは大きい (岩井ほか, 1988). 仮に化学組成が同じもしくは類似する場合は, 密度だけに依存するため, 密度が既知な物質を用いた検量線作成によって, 階調値 (CT 値) から密度への変換が可能である. 但し, この階調値 (CT 値) には管電圧と管電流等の撮影条件, 光線硬化, 量子ノイズ, 試料サイズ, X 線 CT の空間分解能と粒径の兼ね合いによる誤差をもつため注意が必要である. 本論では,

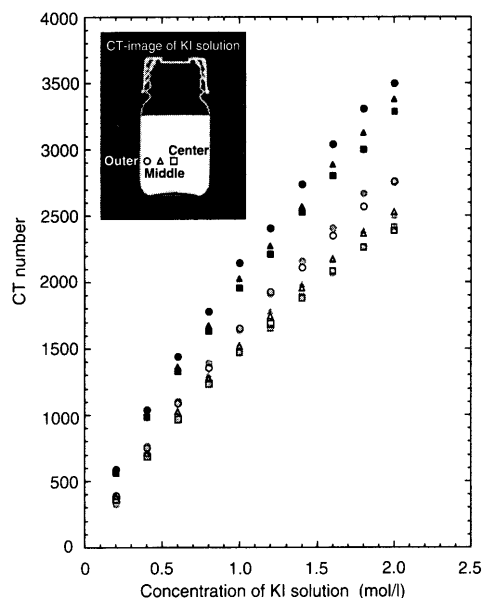


Fig.1. Calibration of CT number at the following three conditions; first condition (black symbols) is 100 mA X-ray tube current and 100 kV voltage, second one (outlined symbols) is 100 mA current and 120 kV voltage and third one (grey symbols) 175 mA current and 120 kV voltage. Circle, triangle and square symbols indicate the measured position within the bottle of KI solution.

これらによる誤差について着目し, それらの定量的な検証結果を報告する. また, X 線 CT を用いた岩石試料の解析において, 階調値 (CT 値) から湿潤バルク密度, さらに間隙率への変換も行われている (例えば, Vinegar and Kehl, 1988). 先の階調値 (CT 値) の誤差がこれらの変換に与える影響についても報告する.

撮影条件の違いによる CT 値への影響

X 線は高速度の電子がターゲットに当たり急激な減速を受けた時に発生する (制動放射). このとき, 電子の流れ (管電流) は発生する X 線の強度に比例し, 電子を加速させる電圧 (管電圧) は X 線の波長に関係する. 管電圧が高いほど, X 線の波長が短くなり物質への透過能力が増す. よって, 撮影時の管電圧と管電流が異なるということは入射する X 線のスペクトルが異なることを意味する. ここで, 管電圧と管電流の違いによる CT 画像の階調値 (CT 値) の誤差について, 3つの撮影条件での X 線 CT 撮影の結果を示す (Fig.1).

撮影には産業技術総合研究所地質調査総合センターに設置されている医療用 X 線 CT (日立メディコ製 CT-W2000) を用いた. 試料は濃度を 0.2 mol/l から 2.0 mol/l に調整したヨウ化カリウム水溶液である. 堆積物・岩石中にヨウ化カリウ

ムはあまり含まれていないが、X 線 CT 装置の誤差検証において、X 線の吸収が強かつ人体に無害な溶液であるため、本溶液を使用した。また撮影条件として、条件 A (Fig.1 中の黒色のプロット) では管電圧 100 kV、管電流 100 mA、条件 B (白抜きのプロット) では管電圧 120 kV、管電流 100 mA、条件 C (灰色のプロット) では管電圧 120 kV、管電流 175 mA である。これ以外の共通する条件として、スキャン時間は 4 秒、スライス厚は 1 mm、スライス断面の空間分解能は 0.31 mm/pixel (撮影領域 160 mm 角, CT 画像の画素数 512 × 512)、CT 画像の再構成フィルターは Shepp 関数、フィラメントの材質は Mo-W 合金である。後述する光線効果による影響を少なくするために、X 線源の放射窓に厚さ約 1 mm のアルミニウム箔と厚さ 0.1 mm の銅箔が設置されている。CT 値の解析位置は、ヨウ化カリウム水溶液が入ったプラスチックボトルの中央部 (Fig.1 の Center) とやや外側 (Middle) 及び外側 (Outer) の 3カ所である。

まず、各条件におけるヨウ化カリウム水溶液の濃度 (KI 濃度) と CT 値の関係について着目すると、線形関係が認められる。これは先述のように、X 線の吸収の度合いは試料の密度と化学組成に依存し、密度が高いほど吸収の度合いは大きい。溶液の密度は溶存イオンの濃度と線形関係をもつため、KI 濃度と CT 値も線形関係にあると考えられる。他の溶存イオン種での CT 値との関係や同濃度の溶液における分子量と CT 値の関係については Nakashima (2000) に詳細に報告されている。

次に、管電流が同じで管電圧が異なる条件 A と B を比較すると、同じ濃度にもかかわらず CT 値が大きく異なり、管電圧が相対的に低い条件 A では CT 値が高い。この差は KI 濃度にも依存し、例えば 2.0 mol/l のとき、約 1000 程度の差が認められる。物質における X 線の吸収では、X 線の波長によって吸収の素過程 (レイリー散乱, 光電効果, コンプトン散乱) 及びその程度が異なる。高エネルギーの X 線に対しては コンプトン散乱が、低エネルギーの X 線に対しては光電効果が支配的であり、可視光で有効なレイリー散乱による寄与は少ない (中野ほか, 2000)。よって、管電圧が異なる条件では、入射する X 線のスペクトルが異なるため、試料における X 線の吸収の素過程及びその程度が異なり、結果、同一の物質でも検出される総フォトン数が変化し、CT 値の差が生じる。

一方、管電圧が同じで管電流が異なる条件 B と C を比較すると、CT 値に大きな差は認められない。管電流が異なる条件では、発生する X 線強度が異なるが、試料における X 線の吸収の素過程及びその程度は同じであるため、検出される総フォトン数はほぼ変化せず、CT 値に顕著な差は生じない。

よって、撮影時の条件として、管電流による階調値 (CT 値) の差は小さいが、管電圧による CT 値の誤差が大きいと言える。ただし、その差の程度は比較する管電圧の条件及び物質の種類 (材質) や密度及び化学状態にも依存するため、今回の比較での最大の差、約 1000 は絶対的な値としての意味を持たないことに注意が必要である。

光線効果と量子ノイズによる CT 値の誤差

撮影位置による CT 値の差に着目すると、外側の位置ほど

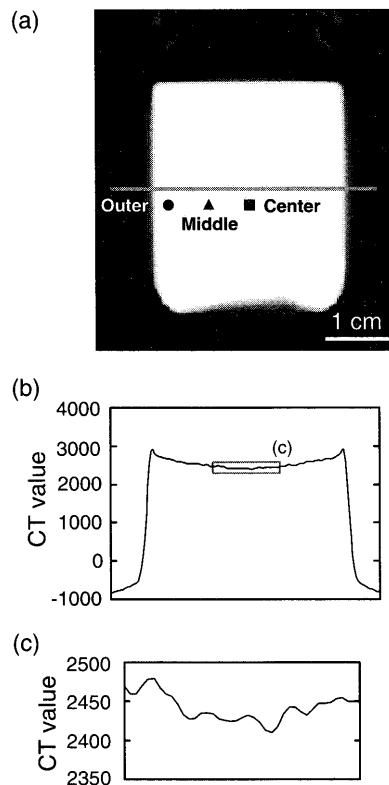


Fig.2. (a) X-ray CT image of KI solution with 2.0 mol/l concentration. The imaging condition is 100 mA current and 120 kV voltage. (b) Line profile of CT value. (c) Enlarged line profile of CT value.

高い値を示す (Fig.1)。条件 B における KI 濃度 2.0 mol/l の CT 画像 (Fig.2.a) とその CT 値のラインプロファイル (Fig.2.b) でも顕著に認められ、約 500 程度の変動が認められる。これは光線硬化 (beam hardening) と呼ばれる現象で、幅広い波長をもつ X 線を試料に透過させた際、高波長の X 線は短波長に比べてより吸収されやすいが、検出器では波長に関わらず総フォトン数を測定するため、見かけ上試料の縁で高い X 線吸収を示すことに起因する。KI 濃度が高いほど、その現象は顕著である (Fig.1)。また、この現象は試料サイズとも関係し、サイズが大きいほど、偽像が強く現れる (中野ほか, 2000)。この光線硬化による影響を除去するためには、CT 画像の再構成時のプログラムで補正する必要がある (中野ほか, 2000; Nakashima, 2003)。

さらに CT 画像には量子ノイズと呼ばれる誤差も存在する。これは、X 線の吸収過程が確率的要素を含むため、一定強度の線源から X 線を一定時間放射しても物質透過後に検出されるフォトン数が変動することに起因する (岩井ほか, 1988)。Fig.2.b での CT 値のラインプロファイルにおいて光線硬化の影響の少ない中央部を拡大し、Fig.2.c に示す。この波状のゆらぎが量子ノイズで、約 30 程度の誤差に相当する。

他に階調値 (CT 値) の誤差を生じさせる要因として、CT 画像の再構成フィルターの影響 (中野ほか, 2000) やリングアーチファクト (Ketcham and Carlson, 2001) もあげられるが、ここでは省略する。また、上記の光線硬化及び量子ノイズによる CT 値の誤差の値については、撮影条件や試料の密度、化学状態及びサイズにも依存するため、本論での値 (光線硬化では約 500 程度, 量子ノイズでは約 30 程度) は絶対的な値としての意味をもたないことに注意が必要である。

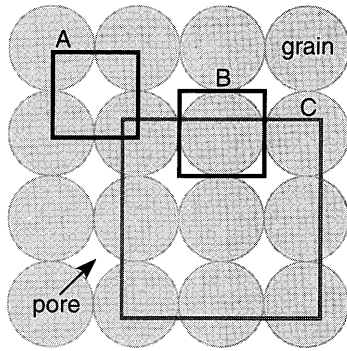


Fig.3. Schematic image of the local relationship between each pixel and grain part (or pore part). Position A is mostly situated in pore part, while position B is in grain part. Position C means larger resolution of X-ray CT against grain or pore sizes.

空間分解能と粒径の兼ね合いによる影響

堆積物などの粒状物質の場合、その粒径とX線CTの空間分解能の兼ね合いにより、階調値（CT値）の取り扱いに注意が必要である。Fig.3で示すように、粒径と空間分解能のサイズが近い場合、均質な媒体にもかかわらず、X線CT画像の各画素が粒間の間隙部に位置しているのか（Fig.3のA位置）、もしくは粒子部に位置しているか（Fig.3のB位置）によって、階調値が大きく異なることが予想される。一方、空間分解能が粒径に比べ、十分に大きい場合（Fig.3のC位置）、粒子部及び間隙部の位置関係による影響は少なくなると考えられる。そこで、この粒径と空間分解能の兼ね合いを定量的に検証するため、間隙率がほぼ同じで粒径が異なる2種のガラスビーズ、間隙率が異なる2種の砂岩及び人工マイカを用いて、それぞれ異なる空間分解能でX線CT撮影を行った。次にその結果を報告する。

まず試料の詳細を説明する。ほぼ同じ間隙率をもち粒径の異なる粒状物質の試料は、粒径が0.42-0.84 mm及び0.125-0.25 mmと異なる2種のガラスビーズ（材質はホウ珪酸ガラス）を用意した後、同じ任意体積になるように重量をコントロールしながら測り取り、作成した。次にそれらを珪酸ナトリウム溶液中に落下させ、さらに試料を振動させることでその高さを同一にコントロールする。この作業によって、同じ間隙率をもつが粒径が異なる粒状物質を作ることが出来る。次に砂岩試料は、フランス、パリ郊外のフォンテーヌブローで採取した円摩及び淘汰が進んだ石英質砂岩を用いた。また、より細粒な粒状物質の試料は、株式会社トピー工業製非膨潤性フッ素金雲母系の人工マイカを重量比50%濃度の珪酸ナトリウム水溶液中に沈降堆積させた後、12.8 kgf/cm²の荷重で一次元圧密させ、さらに自然乾燥、固化させたものである。

X線CTの撮影には、高知大学海洋コア総合研究センターに設置されている医療用X線CT(日立メディコ製 Radix-Pratico)を用いた。撮影には、空間分解能が異なる2条件を用いた。高い空間分解能での条件として、スライス厚1 mm、撮影領域160 mm角、CT画像の画素数512×512、すなわち0.31 mm/pixelである。低い分解能での条件として、スライス厚2 mm、撮影領域480 mm角、CT画像の画素数380×380、すなわち1.5 mm/pixelである。それ以外の撮影条件として、管電圧100 kV、管電流100 mA、スキャン時間4秒、CT画像の再構成フィルターは人体の頭部用(関数は非公開のため不明)、

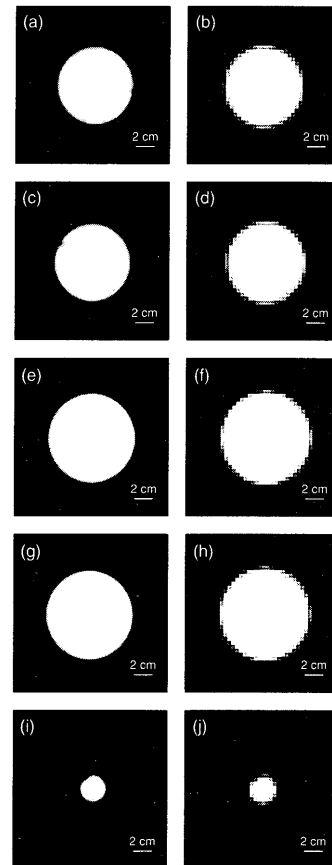


Fig.4. X-ray CT images. (a) Glass bead with 0.42-0.84 mm grain size on 0.31 mm/pixel resolution of X-ray CT. (b) Glass bead with 0.42-0.84 mm grain size on 1.5 mm/pixel resolution of X-ray CT. (c) Glass bead with 0.125-0.25 mm grain size on 0.31 mm/pixel resolution of X-ray CT. (d) Glass bead with 0.125-0.25 mm grain size on 1.5 mm/pixel resolution of X-ray CT. (e) Fontainebleau sandstone with 20.7 % porosity on 0.31 mm/pixel resolution of X-ray CT. (f) Fontainebleau sandstone with 20.7 % porosity on 1.5 mm/pixel resolution of X-ray CT. (g) Fontainebleau sandstone with 3.1 % porosity on 0.31 mm/pixel resolution of X-ray CT. (h) Fontainebleau sandstone with 3.1 % porosity on 1.5 mm/pixel resolution of X-ray CT. (i) Synthetic mica clay on 0.31 mm/pixel resolution of X-ray CT. (j) Synthetic mica clay on 1.5 mm/pixel resolution of X-ray CT.

フィラメントの材質はMo-W合金である。光線効果による影響を少なくするために、X線源の放射窓に厚さ約2 mmのアルミニウム箔と厚さ0.1 mmの銅箔が設置されている。

撮影したX線CT画像をFig.4に示す。図中の左列が前者の撮影条件によるCT画像、右列が後者によるCT画像である。両者の撮影位置は同一である。これらのCT画像において、CT値の誤差の検証を行った。但し、光線硬化の影響をさけるため、試料の中央部から10 mm角(人工マイカ試料の場合のみ5 mm角)の領域において、CT値の平均値(mean)、最大値、最小値及び標準偏差の解析を行った。その結果をTable1に示す。

粒径0.42-0.84 mmのガラスビーズにおいて、空間分解能0.31 mm/pixelでのCT画像(Fig.4.a)と分解能1.5 mm/pixelでのCT画像(Fig.4.b)を比較すると、それらのCT値の標準偏差が後者のほうが小さく、平均値の差はこの誤差の範囲内である。この標準偏差の差は、先述のように、

粒径と空間分解能が近い場合、CT 画像の各画素の位置（間隙部もしくは粒子部）の問題（Fig.3）に起因していると考えられる。後者では、相対的に空間分解能が粒径に対してより大きい場合、その CT 値の標準偏差が小さいと判断できる。同様に、粒径 0.125-0.25 mm のガラスビーズにおける空間分解能 0.31 mm/pixel での CT 画像（Fig.4.c）と分解能 1.5 mm/pixel での CT 画像（Fig.4.d）の比較においても、CT 値の標準偏差の差が認められ、平均値の差はこの誤差の範囲内である。相対的に空間分解能が粒径に対してより大きい後者のほうが、その標準偏差が小さい。

また、同じ間隙率で異なる粒径間の比較の場合、粒径 0.42-0.84 mm で空間分解能 0.31 mm/pixel の CT 画像（Fig.4.a）と粒径 0.125-0.25 mm で空間分解能 0.31 mm/pixel の CT 画像（Fig.4.c）において、両者の CT 値の標準偏差は前者より後者のほうが小さい。これも同様に、先の CT 画像の各画素の位置（間隙部もしくは粒子部）の問題に起因し、相対的に粒径が空間分解能に対してより小さい後者のほうがその標準偏差が小さいと考えられる。ただし、平均値の差は 217.7 であり、この誤差の範囲を超えるため、有意な差と言える。この原因は試料作成時に生じる試料内部の不均質な間隙率分布によるものかもしれない。粒径 0.42-0.84 mm で空間分解能 1.5 mm/pixel の CT 画像（Fig.4.b）と粒径 0.125-0.25 mm で空間分解能 1.5 mm/pixel の CT 画像（Fig.4.d）の比較でも同様に、両者の CT 値の標準偏差は前者より後者のほうが小さく、平均値の差がこの誤差の範囲を超えている。これらの要因は上記と同様と考えられる。

フォンテーヌブロー砂岩と人工マイカにおいても、同様に、同一試料における空間分解能による CT 値の差について着目した場合、空間分解能がより低い 1.5 mm/pixel の条件での CT 画像のほうが、その CT 値の標準偏差が小さく、平均値の差はこの誤差の範囲内である（Table1）。しかし、間隙率 3.1 % のフォンテーヌブロー砂岩（Table1 の Fontainebleau ss B）と人工マイカでは、先のガラスビーズでの比較結果に比べ、標準偏差の差はより小さい（平均値の差はこの誤差の範囲内もしくはほぼ同じである）。これは、X 線 CT の空間分解能 0.31-1.5 mm/pixel に対し、粒径及び間隙径が十分に小さいため、分解能 0.31 mm/pixel と 1.5 mm/pixel では誤差があまり生じないと考えられる。

以上の結果、粒状物質の X 線 CT 撮影において、その粒径と X 線 CT の空間分解能が近い場合、CT 値の誤差が顕著に生じること（約 50 程度）が明らかになった（ただしこの誤差の値は粒径や X 線の空間分解能のスケール差に依存するので絶対的な値ではない）。また、逆に空間分解能に対し粒径がより小さいほど、CT 値の標準偏差が小さくなることも認められる。このように、砂岩等の粗粒な粒状物質では、鉱物組成や粒度分布（間隙径分布）が揃っている場合でも、CT 画像の各画素における間隙部もしくは粒子部の位置関係により、CT 値の誤差が生じるので、CT 値の定量的な取り扱いには注意が必要である。

間隙率への変換方法

多孔質媒体において、間隙部の流体を含む場合、CT 画像の階調値を用いて局所的な間隙率を求める研究が行われている（例えば、Akin and Kovscek, 2003）。これには、CT 値から間隙率を直接求める方法と、湿潤バルク密度からの変換によって間隙率を求める方法の 2 通りがある。

前者は湿潤状態及び乾燥状態での階調値の差から間隙率を求める方法で、以下のように定式化されている（Withjack, 1988）。

$$\phi = (CT_{wet} - CT_{air}) / (CT_w - CT_a) \quad (式 1)$$

ϕ は間隙率、 CT_{wet} は湿潤状態での試料の CT 値、 CT_{air} は乾燥状態での試料の CT 値、 CT_w は液体の CT 値、 CT_a は気体の CT 値である。

一方、階調値（CT 値）と湿潤バルク密度の相関式を元に、階調値（CT 値）から密度を求め、間隙率を計算する方法を次に記す（Vinegar and Kehl, 1988）。

$$\phi = (\rho_{wb} - \rho_g) / (\rho_w - \rho_g) \quad (式 2)$$

ρ_{wb} は湿潤バルク密度、 ρ_g は粒子密度、 ρ_w は流体の密度である。この式の導入について（Tokunaga, 2000）。

$$\text{全質量} = \text{間隙水の質量} + \text{粒子の質量} \quad (式 3)$$

の両辺を密度と体積の積で書き直すと、
 湿潤バルク密度 × 全体積 = 間隙水の密度 × (間隙率 × 全体積) + 粒子密度 × (粒子の体積率 × 全体積)
 (式 4)

となり、この式の両辺を全体積で割り、粒子の体積率を (1-間隙率) に置き換えると、先の式 2 を得ることができる。但し、この方法では、粒子密度が既知でかつ一定である仮定を含み、湿潤バルク密度と階調値（CT 値）の関係式の構築も必須である。

ここで、先の階調値（CT 値）の誤差が間隙率変換の後者の方法に与える影響を次に検証する。湿潤バルク密度と CT 値の関係式については幾つか報告があるが（例えば、Hirono and Abram, 2003）、ここでは Soh (1997) による関係式を用いる。これは、国際深海掘削計画第 155 次航海においてアマゾン扇状地から採取された重量流堆積物で構築された関係式である。

$$CT \text{ value} = 1313 \times \rho_{wb} - 1322 \quad (式 5)$$

ρ_{wb} は湿潤バルク密度 (g/cm^3) である。本論での先の CT 値の誤差の検証例として、管電圧によるものは約 1000、光線硬化によるものは約 300、量子ノイズによるものは約 30、粒径と空間分解能の兼ね合いによるものは約 50 といった値をここで用いる。これらの誤差の値を α とし、式 5 に代入すると、

$$\rho_{error} = (CT \text{ value} + \alpha + 1322) / 1313 - (CT \text{ value} + 1322) / 1313 = \alpha / 1313 \quad (式 6)$$

湿潤バルク密度の誤差 ρ_{error} は、それぞれ 0.76 g/cm^3 、0.23 g/cm^3 、0.02 g/cm^3 、0.04 g/cm^3 になる。さらにこれらの誤差をもつ湿潤バルク密度の値から間隙率へと変換した場合、先の式 2 において、湿潤バルク密度を $\rho_{wb} + \beta$ とし (β は湿潤バルク密度の誤差)、粒子密度を石英の値 2.65 g/cm^3 と、間隙水の密度を海水の値 1.02 g/cm^3 と仮定すると、間隙率の誤差 ϕ_{error} は

$$\phi_{error} = (\rho_{wb} + \beta - 2.65) / (1.02 - 2.65) - (\rho_{wb} - 2.65) / (1.02 - 2.65) = -\beta / 1.63 \quad (式 7)$$

Table.1 Results of CT value analyses.

Sample	Porosity (%)	Resolution (mm/pixel)	CT value			
			Mean	Min	Max	Std Dev
glass bead A	40.7	0.31	1695.0	1371	1953	102.6
		1.5	1720.5	1618	1836	59.3
glass bead B	40.6	0.31	1477.3	958	1575	90.4
		1.5	1528.9	1377	1579	40.4
Fontainebleau ss A	20.7	0.31	1514.1	1441	1611	35.6
		1.5	1547.4	1506	1615	30.9
Fontainebleau ss B	3.1	0.31	1949.7	1920	1985	12.1
		1.5	1932.4	1917	1960	11.0
mica	28.3	0.31	1398.3	1316	1505	44.4
		1.5	1372.6	1323	1445	42.2

glass bead A: glass bead with 0.42-0.84 mm grain size; glass bead B: glass bead with 0.125-0.25 mm grain size; Fontainebleau ss A: Fontainebleau sandstone with 20.7 % porosity; 4 Fontainebleau ss B: Fontainebleau sandstone with 3.1 % porosity; Min: minimum; Max: Maximum; Std Dev: standard deviation.

ここで、先の湿潤バルク密度の誤差の値を代入すると、間隙率の誤差はそれぞれ46.6%, -14.1%, -1.4%, -2.5%となる。

ま と め

本論では、医療用 X 線 CT での階調値 (CT 値) における誤差の検証を行った。撮影条件として、管電圧の違いによる CT 値の差は大きく、例えば 100 kV と 120 kV で比較した場合、約 1000 の差が生じる (KI 濃度 2.0 mol/l のとき)。一方、管電流による差は少ない。医療用 X 線 CT は白色光の X 線を用いているため光線硬化が生じ、これによる CT 値の誤差は約 500 程度である。また X 線吸収過程における確率的要素に起因する量子ノイズも存在し、これによる CT 値の誤差は約 30 程度である。さらに、CT 画像の各画素と間隙部もしくは粒子部の位置関係による CT 値の誤差も生じ、粒径と X 線 CT の空間分解能に近い場合、その誤差は約 50 程度である。ただし、空間分解能に対し粒径がより小さいほど、CT 値の標準偏差が小さくなることも認められる。ちなみに、これらの誤差の値は、管電圧、管電流といった撮影条件に加え、試料の材質、サイズにも依存するため、絶対的な値としての意味を持たないことに注意が必要である。

今後の X 線 CT を用いた研究では、単に非破壊観察だけの目的として使用されるよりもむしろ、如何に階調値 (CT 値) を定量的に活用していくかということに着目されるであろう。先に紹介した CT 値から湿潤バルク密度、間隙率への変換もその一例である。ただし、CT 値には上述の通り、幾つかの因子によって誤差が生じるので、その定量的な取り扱いには注意が必要である。管電圧や光線硬化、粒径による誤差は測定方法の工夫によって解決できると考えられるが、量子ノイズを除去することは難しい。よって、この量子ノイズによる CT 値の誤差 (約 30) 以下の議論、例えば間隙率に変換した場合は 1.4 % 以下での議論は出来ない (ただしこの数値は湿潤バルク密度と CT 値の関係式、粒子密度、間隙水の密度に依存)。

今回は医療用 X 線 CT の階調値について述べたが、マイクロフォーカス X 線 CT (μ X-CT) にも同様の誤差が生じる (廣野ほか, 2002)。ただし μ X-CT の場合、撮影毎に必要な検出器 (イメージインテンシファイア) のキャリブレーションや試料のサイズの影響によって、各試料間の階調値の比較は容易ではない。また、医療用 X 線 CT との比較には、 μ X-

CT における CT 値への規格化が必要である。今後はこれらについての検証も進めていく予定である。

文 献

- Akin, S. and Kovscek, A. R., 2003, Computed tomography in petroleum engineering research. *Geological Society of London Spec. Pub.*, no. 215, 23-38.
- Hirono, T. and Abrams, L. J., 2002, Data report: Electrical resistivity and X-ray computed tomography measurements of sedimentary and igneous units from Hole 801C and Site 1149. In Ludden, J.N., Plank, T. and Escutia, C. (Eds.), *Proc. ODP, Sci. Results*, **185**. College Station, TX (Ocean Drilling Program), 1-18.
- Hirono, T., Takahashi, M. and Nakashima, S., 2003, In-situ visualization of fluid flow image within deformed rock by X-ray CT. *Engin. Geol.*, **70**, 37-46.
- 廣野哲朗・横山 正・高橋 学・中嶋 悟・山本由弦・林 為人, 2002, マイクロフォーカス X 線 CT 装置を用いた堆積物・岩石の内部構造の非破壊観察. *地質雑*, **108**, 606-609.
- Hounsfield, G.N., 1973, Computerized transverse axial scanning (tomography). *British Journal of Radiology*, **46**, 1016-1022.
- 池原 研, 1997, X 線 CT 装置を用いた地質試料の非破壊観察と測定 (1) — X 線 CT 装置の原理・概要と断面観察 —. *地質ニュース*, **516**, 50-61.
- 岩井喜典・斎藤雄督・今里悠一, 1988, 医用画像診断装置—CT, MRI を中心として—. コロナ社, 248p.
- 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.
- Ketcham, R. A. and Carlson, W. D., 2001, Acquisition, optimization and interpretation of X-ray computed tomographic imagery: applications to the geoscience. *Computers & Geosciences*, **27**, 381-400.
- Nakashima, Y., 2000, The use of X-ray CT to measure diffusion coefficients of heavy ions in water-saturated porous media. *Engin. Geol.*, **56**, 11-17.
- Nakashima, Y., 2003, Diffusivity measurement of heavy ions in Wyoming montmorillonite gels by X-ray computed tomography. *Jour. Contaminant Hydrol.*, **61**, 147-156.
- Soh, W., 1997, Computed tomography scan analysis of site 941 cores, western mass-transport deposit, Amazon fan. In Flood, R.D., Piper, D.J.W., Klaus, A. and Peterson, L.C. (Eds.), *Proc. ODP, Sci. Results*, **155**. College Station, TX (Ocean Drilling Program), 465-475.
- Tokunaga, T., 2000, The role of turbidites on compaction and dewatering of underthrust sediments at the toe of the northern Barbados accretionary prism: new evidence from Logging While Drilling, ODP Leg 171A. *Earth and Planetary Science Letters*, **178**, 385-395.
- Vinegar, H. J. and Kehl, R. P., 1988, *User guide for computer tomography color graphic system-CATPIX*. Shell Development Co., Houston, Texas, 104p.
- Withjack, E. M., 1988, Computed tomography for rock property determination and fluid flow visualization. *Society of Petroleum Engineers Formation Evaluation*, **3**, 696-704.