

— 報 告 —

マイクロフォーカスX線CT装置における階調値の精度の検証 およびCT値への規格化について

廣野 哲朗^{1*}, 西村 征洋², 多田井 修², 林 為人³

マイクロフォーカスX線CT装置は高空間分解能 ($2\mu\text{m/pixel}$) での非破壊観察が可能であり、堆積物や岩石の組織解析などに非常に有効な装置である。良好なX線CT画像を得るためには管電圧と管電流の最適な条件決定が最重要である。画像には、光線硬化やリングアーチファクト、量子ノイズなどによるノイズが認められるが、撮影条件の工夫によって軽減することが可能である。また、X線CT画像の階調値の定量的な取り扱いにおいて、撮影条件による誤差以外に、試料の材質やサイズにも大きく依存することにも注意が必要である。しかし、以上の撮影条件を統一することによって、階調値を定量的に取り扱うことが可能であり、その一例として、0.2-0.8mol/lのKI溶液を標準物質として用いたKI濃度とCT値および階調値間の検量線を作成し、階調値からCT値への規格化が可能であることを示した。

キーワード：マイクロフォーカスX線CT、階調値、CT値、光線硬化、量子ノイズ

2008年7月18日受領; 2008年10月16日受理

- 1 大阪大学大学院理学研究科宇宙地球科学専攻
- 2 株式会社マリン・ワーク・ジャパン
- 3 独立行政法人海洋研究開発機構高知コア研究所

代表執筆者：

廣野 哲朗
大阪大学大学院理学研究科宇宙地球科学専攻
〒560-0043 大阪府豊中市待兼山町1-1
+81-6-6850-5796
hirono@ess.sci.osaka-u.ac.jp

著作権：独立行政法人海洋研究開発機構

– Report –

Accuracy check of grading and calibration of CT value on the micro-focus XCT system

Tetsuro Hirono^{1*}, Masahiro Nishimura², Osamu Tadai², and Weiren Lin³

The micro-focus XCT system is a powerful technique to visualize the inner structure of rocks nondestructively with 2.0 μ m resolution. Although the XCT image includes some errors resulting from beam hardening, ring artifacts, quantum noise and dependency on the condition of accelerating voltage and current, noise can be reduced by usage in the best imaging conditions. Quantitative treatment is possible in the same conditions with consideration of the cause of the error. We also constructed the transformation from grading on the micro-focus XCT image to a generalized CT value.

Keywords : micro-focus XCT, grading, CT number, beam hardening, quantum noise

Received 18 July 2008 ; accepted 16 October 2008

- 1 Department of Earth and Space Science, Graduate School of Science, Osaka University
- 2 Marine Works Japan. LTD.
- 3 3Kochi Institute for Core Sample Research, Japan Agency for Marine-Earth Science and Technology

Corresponding author:

Tetsuro Hirono
Machikaneyamacho 1-1, Toyonaka, Osaka, 560-0043, Japan
+81-6-6850-5796
hirono@ess.sci.osaka-u.ac.jp

Copyright by Japan Agency for Marine-Earth Science and Technology

1. 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線の透過率を測定し、試料内部のX線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。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 (池原, 1997)。近年は、医療用X線CT装置に加え、マイクロフォーカスX線CT装置も地球科学分野で広く用いられるようになり、海洋掘削コアの研究拠点である高知コアセンター (独立行政法人海洋研究開発機構高知コア研究所および高知大学海洋コア総合研究センター) にも導入されている。さらに、それらの用途として、単に非破壊で可視化するという目的以外に、X線CT画像の階調情報を定量的に扱う研究も行われつつある (例えばNakashima, 2003)。この階調値 (CT値) の取り扱いにあたり、装置自体の持つもしくは撮影条件による誤差を検証することは重要である。医療用X線CTのCT値の精度については、すでに廣野ほか (2004) で検証されているが、マイクロフォーカスX線CTの階調値に関しては報告例が少ない (Tsuchiyama et al., 2002)。そこで、本論では、高知コアセンターに導入されているマイクロフォーカスX線CTの階調値の精度の検証を行うとともに、医療用X線CTとのデータ互換に向けた階調値のCT値への規格化を試みる。

2. マイクロフォーカスX線CT装置の概要

今回、使用したマイクロフォーカスX線CT装置は、高知コアセンターに設置されているテスコ (株) 社製のHMX225である (Fig.1a)。この装置の最大の管電圧は225kVで、焦点寸法 (電子ビームとターゲットの衝突部) は $5\mu\text{m}$ である。X線管には開放型、ターゲットには反射型、ターゲットの素材にはタングステン、検出器には150mm径のII. (イメージインテンシファイア) および高性能CCDが用いられている。CT装置のスキャンタイプには第3世代方式もしくはオフセット第3世代方式が採用され、コンピューター上の試料が回転する仕組みである (Fig.1b)。CT処理の際の構築フィルターにはLaks関数もしくはShepp-Logan関数が用いられている。最終的なCT画像は 1024×1024 の画素数と16bitの階調値示をもち、TIFFなどの汎用性のあるファイル形式で出力される。マイクロフォーカスX線CT装置の原理についてはすでに廣野ほか (2002) や高橋ほか (2002) で報告されているので、ここでは省略する。

この装置では、撮影にあたり幾つかの校正が必要であり、かつ撮影条件の変更時にも再度の校正が必要な場合がある。校正には、平行線校正 (画像の水平歪補正)、垂直

線校正 (画像の鉛直歪補正)、Central Ray補正 (CT撮影時の回転軸補正) およびWedge校正 (検出器の感度調整) がある。撮影条件を変更するにあたり、必要となる校正項目をTable 1に示す。

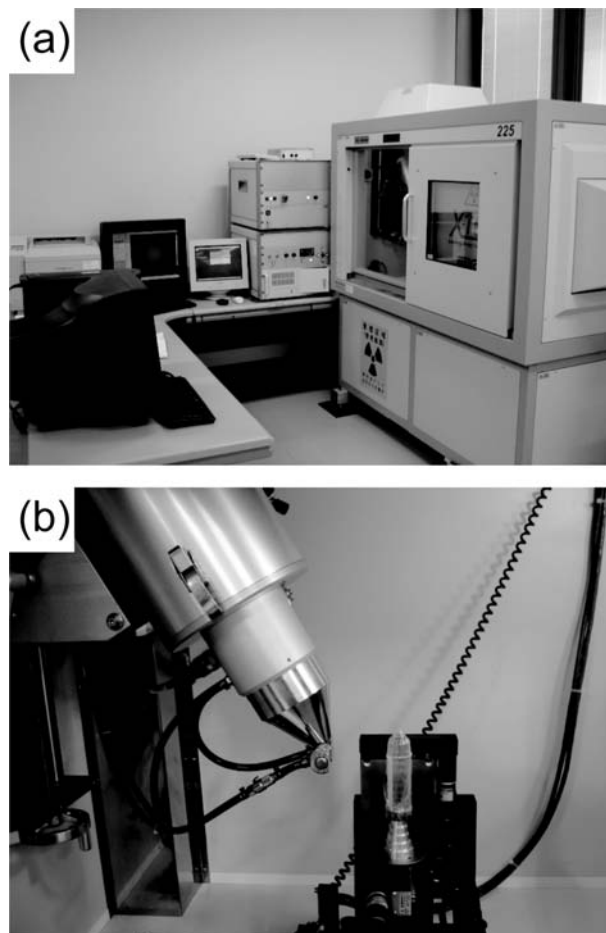


Fig. 1 (a) Micro-focus X-ray CT in the Kochi Core Center.

(b) Experimental arrangement of X-ray CT imaging for KI solution.

Fig. 1 (a) 高知コアセンターに設置されているマイクロフォーカスX線CT装置。 (b) 試料ステージに設置されたヨウ化カリウム水溶液。

Table 1 Calibration factors. SID is the distance between target and detector, and SOD is the distance between target and sample.

Table 1 撮影条件の変更に伴う校正項目。SIDは線源と検出器の距離、SODは線源と試料の距離を示し、それらの比はスライス断面の空間分解能に関係する。

変更する撮影条件	平行線校正	垂直線校正	Central Ray校正	Wedge校正
SID	必要	必要	必要	必要
I.I.サイズ	必要	必要	必要	必要
管電圧	-	-	必要	必要
SOD	-	-	必要	-
スライス厚	-	-	-	-
管電流	-	-	-	-

3. 撮影条件の決定

試料の撮影を行うにあたり、まず管電圧と管電流の条件を決める必要がある。良好な画質のX線CT画像を得るために、この条件決定は非常に重要である。そこで、今回、撮影条件による精度の検証に使用する試料、直径10mmのガラス棒（ホウ珪酸ガラス）を用いて、まず異なる管電圧と管電流による撮影を行う。ガラス棒を用いた理由は、珪素に富む地質媒体の化学組成に近い組成をもつためである。X線CT画像における階調値の標準偏差/平均値が最も小さいものを最良の画質、およびそのときの撮影条件を最適と判断する。

撮影条件は、管電圧60-100kV、管電流40-160 μ A、I.I.サイズは9インチ、スライス断面の空間分解能20 μ m/pixel、スライス厚20 μ m、スキャン時間250秒である。CT処理時の再構成関数にはLaks関数を用いた。ちなみに、スライス断面の空間分解能は廣野ほか（2002）で解説されているように、線源と検出器の距離（SID）および線源と試料の距離（SOD）の比に依存する（この場合、SIDは600mm、SODは91.5mm）。また、検出器の感度調整（Wedge校正）時には、各管電圧に適した管電流を選択した（60kVのとき60 μ A、80kVのとき30 μ A、100kVのとき20 μ A）。そのため、各管電圧ごとに検出器のダイナミックレンジが異なるため、X線CT画像における階調値の比較はできない（但

し、標準偏差/平均値の比較は可能）。また、撮影したX線CT画像において、試料断面の直径の軸上の各画素の情報を収集し、それらの階調値の平均値およびその標準偏差を求めた。画像の良し悪しはこれらの比、標準偏差/平均値で判断することが出来る。その結果をTable 2に示す。

まず、異なる管電圧条件下での階調値の標準偏差の比較を行う。管電圧60kVの条件下では、管電流が高いほど階調値の標準偏差/平均値が小さくなる傾向を示すが、80kVおよび100kVの条件下では、管電流が低いほど階調値の標準偏差/平均値が小さくなる傾向を示す。100kVでの条件下での階調値の標準偏差/平均値は、60kVおよび80kVのものと比較して、全体的に有意に大きい。これは管電圧が高すぎることを示していると考えられる。

次に管電圧60kVおよび80kVにおいて、各管電流の条件下での階調値の標準偏差/平均値の比較を行う。管電圧60kVでは、100 μ A のとき、最も標準偏差/平均値が小さく0.058である、一方、管電圧80kVでは、80 μ Aのとき、最も標準偏差/平均値が小さく0.043である。よって、後者の条件のほうが、前者より適切と言える。

以上、いくつかの管電圧と管電流の条件でX線CT画像の階調値の標準偏差/平均値に着目した結果、今回の試料（直径10mmのガラス棒）では、管電圧80kVで管電流80 μ A が最適な撮影条件であると結論づけることが出来る。

Table 2 Determination of best conditions of accelerating voltage and current of electron.

Table 2 管電圧と管電流の条件決定。太字は最適な条件とその階調値および階調値/平均値を示す。

管電圧 (kV)	管電流 (μ A)	Wedge校正時の管電流 (μ A)	階調値		
			平均値	標準偏差	標準偏差/平均値
60	40	60	11610.0	839.8	0.072
60	60	60	10977.7	775.5	0.071
60	80	60	10469.1	669.7	0.064
60	100	60	10198.9	595.7	0.058
60	120	60	9815.3	616.7	0.063
60	140	60	9643.3	584.9	0.061
60	160	60	9343.5	571.2	0.061
80	40	30	8393.3	520.5	0.062
80	60	30	7673.8	491.0	0.064
80	80	30	7197.7	309.5	0.043
80	100	30	6280.6	525.3	0.084
80	120	30	5244.6	778.6	0.148
80	140	30	4440.6	982.2	0.221
80	160	30	3673.6	988.7	0.269
100	40	20	6769.8	364.4	0.054
100	60	20	5269.0	555.6	0.105
100	80	20	3370.9	833.0	0.247
100	100	20	2668.8	649.6	0.243
100	120	20	1985.5	580.3	0.292
100	140	20	1779.6	688.2	0.387
100	160	20	1739.0	683.7	0.393

4. X線CT画像における階調値の精度

上記の一連の撮影において、管電圧80kV、管電流80 μ Aの条件でのX線CT画像をFig.2aに示す。また、Fig.2aのX線CT画像における階調値のラインプロファイルをFig.2bに示す。試料は化学組成が均質なガラス棒であるため、このラインプロファイルにおける階調値のばらつきはさまざまな原因に起因する誤差を意味する。まず、試料外側から内側に向けての階調値の若干の減少は光線硬化によるものと考えられる。光線硬化は、幅広い波長を持つX線を試料に透過させた際、低エネルギーのX線は高エネルギーのものに比べてより吸収されやすいが、検出器ではX線のエネルギーに関わらず総光子数を測定するため、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。このノイズはX線の透過能力が低い場合や線量が少ない場合に顕在化する（岩井ほか，1988；飯沼・館野，2001）。一方、画像中央部における階調値のばらつきも認められる。これは、量子ノイズ（X線の吸収過程は確率的要素を含み、一定強

度の線源からX線を一定時間放射しても、物質を透過後の検出される光子数は変動する）、装置の電気回路に起因するノイズ、商業電源の不安定性によるX線発生過程における入射電子ビームの出力強度のゆらぎに起因するノイズと考えられるが、これらを区別することは難しい。X線の線量が極端に不足して装置の電気回路に起因するノイズが顕在化する場合を除き、画像ノイズは検出される光子数の平方根に反比例する（岩井ほか，1988；飯沼・館野，2001）。Fig.2aでは、光線硬化の影響は小さいため、X線が試料を十分に透過していないために生じるノイズではないと考えられる。また、先の一連の撮影における管電圧60kV、管電流40 μ Aの条件でのX線CT画像（Fig.3a）では、これらのノイズが顕著に認められる。試料内部において階調値が低い現象は、光線硬化によるもので、管電圧が低いことに起因している。一方、先の一連の撮影における管電圧100kV、管電流60 μ Aの条件でのX線CT画像（Fig.3b）では、回転軸を中心としたリング状のノイズが顕著に認められ

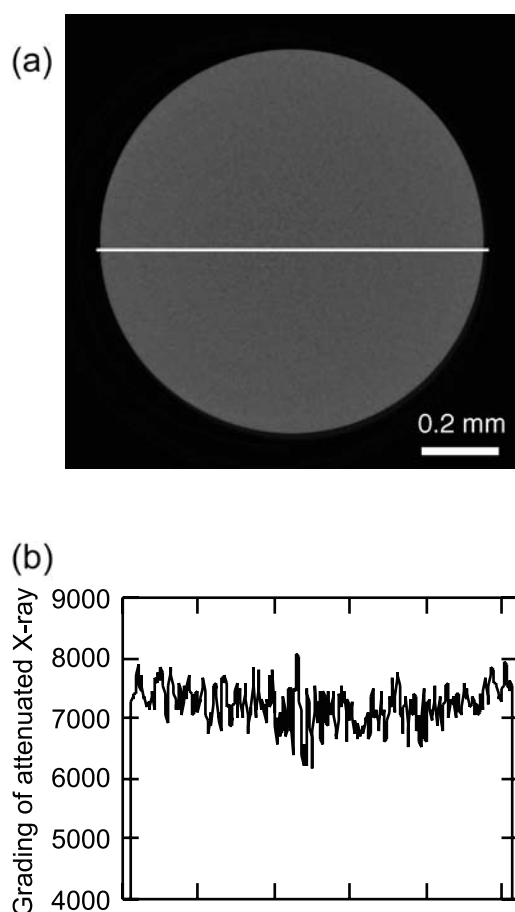


Fig. 2 X-ray CT image of cylindrical glass at 80 kV and 80 μ A. (b) Line profile of grading of attenuation of X-ray.

Fig. 2 (a) 管電圧80kV、管電流80 μ Aの条件下における直径10mmのガラス棒のX線CT画像。白線はbの階調値のラインプロファイルの測線を示す。(b) 階調値のラインプロファイル。

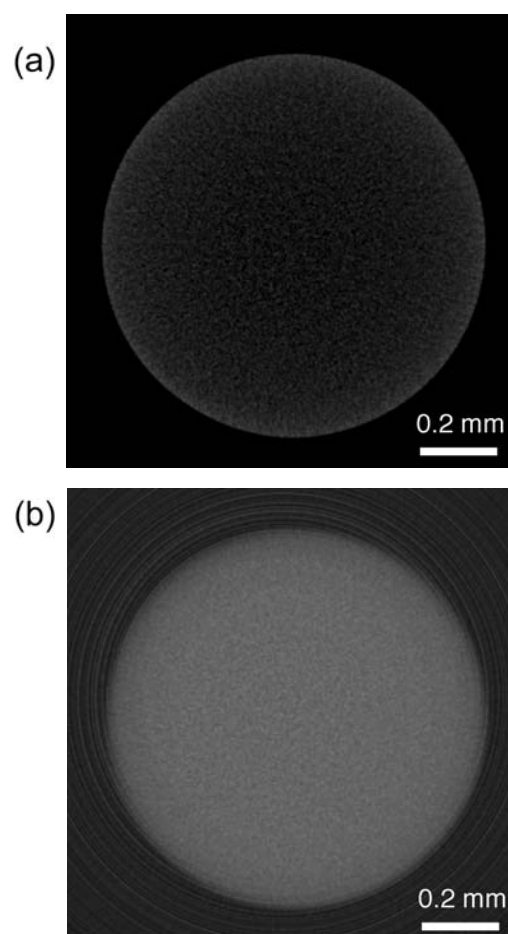


Fig. 3 (a) X-ray CT image of cylindrical glass at 60 kV and 40 μ A. (b) X-ray CT image of cylindrical glass at 100 kV and 60 μ A.

Fig. 3 (a) 管電圧60kV、管電流40 μ Aの条件下における直径10mmのガラス棒のX線CT画像。(b) 管電圧100kV、管電流60 μ Aの条件下における直径10mmのガラス棒のX線CT画像。

る。これはリングアーチファクトと呼ばれるノイズで、一般には回転軸のずれや検出器の感度の不均一性に起因するものであるが、X線の透過能力が高すぎる条件（管電圧が高い）では、X線画像のコントラストが低くかつ先の要因（特に検出器の感度の不均一性）によるノイズが顕在化する（飯沼・館野，2001）。

以上の結果、撮影する試料に対して、管電圧の条件が低すぎる場合、主に光線硬化によりノイズが増し、逆に高すぎる場合、リングアーチファクトによりノイズが増加する。但し、最適な管電圧と管電流の条件下でも、若干の光線硬化や量子ノイズなどが認められる。光線硬化による影響を軽減するためには、線源と試料の間にアルミ板や銅板等を挟み、予め吸収されやすい軟らかい線質（低エネルギーの成分）を除去するという方法がある。また、最適な管電圧と管電流の条件は、試料の材質やサイズによって大きく変化することに注意が必要である。

5. 撮影条件による階調値の変化

次に、各撮影条件を変えた時の階調値の変化について検証を行う。撮影に用いた試料は先と同じ直径10mmのガラス棒（ホウ珪酸ガラス）である。誤差を与える要素として、繰り返し撮影、wedge校正のやり直し、再構成関数、スキャン時間、スライス厚、wedge校正時の管電流が考えられる。これらを変更した場合のX線CT画像の階調値の変化をTable 3に示す。また、共通する撮影条件として、管電圧は80kV、管電流は80 μ A、I.I.サイズは9インチ、スライス断面の空間分解能20 μ m/pixel（SIDは600mm、SODは91.5mm）である。先述した通り、この管電圧と管電流の条件は最適と言える。

(a) 繰り返し撮影、wedge校正のやり直しおよび再構成関数を変えた場合、階調値の標準偏差の変化は約25以下であり、階調値の平均値の変化は各画像の標準偏差、約300以下にある。また、標準偏差/平均値の変化は0.004以下である。よって、これらの撮影条件による階調値の変化は少ないと言える。

(b) スキャン時間を125, 250, 500, 750秒へと変えた場合、階調値の平均値はあまり変化しないが、その標準偏差および標準偏差/平均値が減少し、画質が向上していると言える。同様に、スライス厚を20, 40, 200 μ mと変えた場合、階調値の平均値はあまり変化しないが、その標準偏差および標準偏差/平均値が減少する。先述のように、X線の線量が極端に不足して装置の電気回路に起因するノイズが顕在化する場合を除き、画像ノイズは検出されるフォトン数の平方根に反比例する（岩井ほか，1988；飯沼・館野，2001）。今回の撮影は最適な管電圧、管電流条件下で行われているため、X線の線量が極端に不足しているとは言えず、その標準偏差の変化は検出されるフォトン数の増加によって説明できると考えられる。例えば、スキャン時間を125秒から500秒へと4倍した場合、検出されるフォトン数は約4倍になるので、ノイズは約0.5倍になると計算できる。実際のX線画像の標準偏差は393.1から280.2へと0.7倍になっているため、この説明は妥当と言える。スライス厚による標準偏差の変化についても、同様に検出されるフォトン数に起因すると言える。

Table 3 Differences of the grading by the condition of imaging.

Table3 撮影条件による階調値の誤差。太字は変更している条件・パラメータを示す。

誤差 ファクター	管電圧 (kV)	管電流 (μ A)	Wedge校正時 の管電流 (μ A)	スライス厚 (μ m)	スキャン時間 (秒)	再構成関数	階調値 平均値	標準偏差	標準偏差/平均値
繰り返し撮影	80	80	30	20	250	Laks	7231.8	322.8	0.045
	80	80	30	20	250	Laks	7201.5	311.6	0.043
Wedge校正の やり直し	80	80	30	20	250	Laks	7231.8	322.8	0.045
	80	80	30	20	250	Laks	7220.3	307.0	0.043
再構成関数	80	80	30	20	250	Laks	7231.8	322.8	0.045
	80	80	30	20	250	Shepp-Logan	7224.7	296.2	0.041
スキャン時間	80	80	30	20	125	Laks	7221.8	393.1	0.054
	80	80	30	20	250	Laks	7220.3	307.0	0.043
	80	80	30	20	500	Laks	7226.7	280.2	0.039
	80	80	30	20	750	Laks	7223.3	258.2	0.036
	80	80	20	20	250	Laks	7220.3	307.0	0.043
スライス厚	80	80	20	40	250	Laks	7218.1	289.5	0.040
	80	80	20	200	250	Laks	7199.7	225.8	0.031
	120	100	20	20	250	Laks	6724.4	315.6	0.047
Wedge校正 時の管電流	120	100	30	20	250	Laks	7220.3	307.0	0.043
	120	100	40	20	250	Laks	7542.3	331.8	0.044

(c) wedge校正時の管電流を20, 30, 40 μ Aと変えた場合、階調値の平均値は約800程度変化するが、その標準偏差および標準偏差/平均値はほぼ変化しない。Wedge校正では、検出器の感度調整をしているため、管電流を変えると階調値のダイナミックレンジが変化し、その平均値が変化すると考えられる。

6. 階調値のCT値への規格化

医療用X線CTでは、階調値を水と空気の値で規格化し、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）。但し、マイクロフォーカスX線CTでは、先述のように、単に階調情報を示し、その規格化が行われていない。しかし、実用上、両者間での階調値データの比較や互換は必要である。そこで、マイクロフォーカスX線CTの階調値のCT値への規格化を試みる。

まず、CT値の標準物質を決定するにあたり、医療用X線CTを用いて、濃度を0.01-2.0mol/lに調整したKI溶液の撮影を行った。X線CT装置には、高知コア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。撮影条件は、先のガラス棒の撮影と同様に最適な条件の決定作業を実施し、管電圧120kV、管電流100mA、スキャン時間4秒、スライス厚1mm、撮影領域160mm角、CT画像の画素数512x512とした。各X線CT画像のCT値の平均値をKI溶液の濃度とともにFig.4aに示す。なお、CT値の平均値は試料の直径の軸上の各画素の情報を収集して求め、その誤差はFig.4a中のシンボルのサイズ内に収まる。濃度0.2-0.8mol/lの領域において、濃度とCT値はよい線形関係が認められ、以下の式で示すことができる。

$$\text{CT値} = 2809.3 \times \text{KI濃度} + 279.4 \quad (\text{式1})$$

ここで、KI濃度とはKI溶液の濃度である。よって、CT値の標準物質として、0.2, 0.4, 0.6, 0.8mol/lのKI溶液が適当と言える。

これらの溶液をマイクロフォーカスX線CTにて、次の条件で撮影を行った。LLサイズは9インチ、wedge校正時の管電流は70 μ A、撮影時の管電圧120kV、管電流140 μ A、スライス断面での空間分解能は40 μ m/pixel、スライス厚は40 μ mである。各X線CT画像の階調値の平均値をKI溶液の濃度とともにFig.4bに示す。階調値の平均値の求め方は先と同様である。KI濃度と階調値はよい線形関係にあり、次の式で表すことができる。

$$\text{階調値} = 4222.8 \times \text{KI濃度} + 3696 \quad (\text{式2})$$

さらに、KI濃度を先の式1に基づいて、CT値へと置き換えると、

$$\text{CT値} = 0.6599 \times \text{階調値} - 2148.1 \quad (\text{式3})$$

を得ることが出来る。

この式を用いることによって、階調値からCT値への変換は可能である。但し、この検量線は濃度0.2-0.8mol/lのKI溶液にだけ適応可能であることに注意が必要である。さら

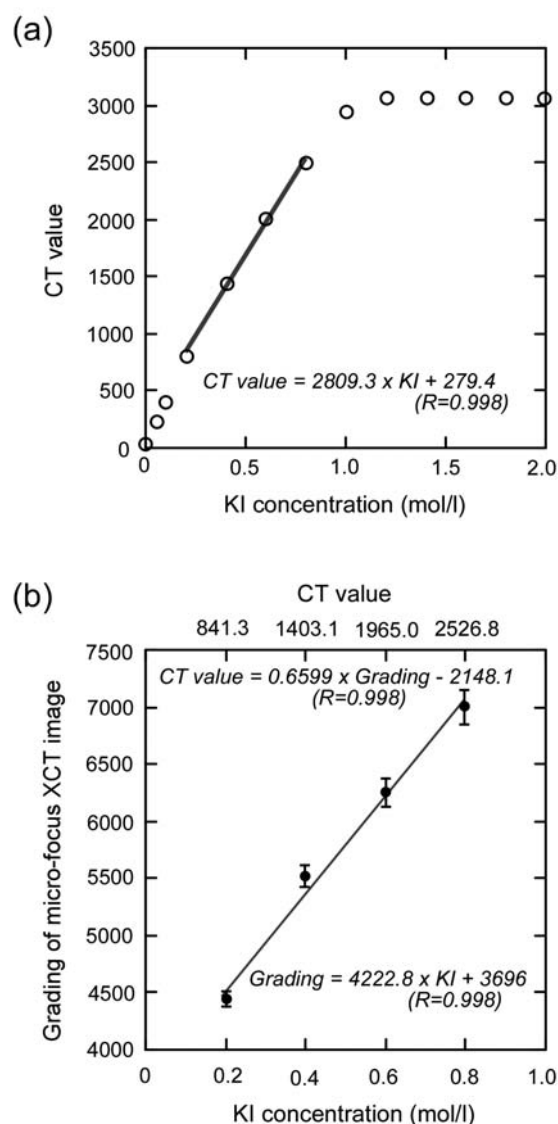


Fig. 4 (a) Relationship between concentration of KI solution and CT value on the medical XCT. (b) Relationship between concentration of KI solution and grading of attenuation of X-ray on the μ XCT.

Fig. 4 (a) 医療用X線CT装置における、ヨウ化カリウム水溶液の濃度とCT値の関係。本装置の上限検出限界はCT値3071である。(b) マイクロフォーカスX線CT装置における、ヨウ化カリウム水溶液の濃度と階調値の関係。

に、様々な化学組成をもつ堆積物に適応させる場合、構成する各元素によってもX線線吸収係数が異なるため、それぞれの密度の異なる標準物質を用いて、上記の一連の作業を行う必要がある。

さらに、先述のようにマイクロフォーカスX線CTの階調値は撮影条件によって誤差を持つ。また、同じ撮影条件下で試料の材質が同じ場合でも、試料サイズによっても階調値の誤差の程度が変化する。よって、階調値からCT値への規格化には、すべての撮影条件を同じにした上で、試料のサイズを標準物質と同じにし、上記の一連の作業および実際の試料の撮影を行う必要がある。

7. まとめ

マイクロフォーカスX線CT装置は高空間分解能 ($2\mu\text{m}/\text{pixel}$) での非破壊観察が可能であり、堆積物や岩石の組織解析などに非常に有効な装置である。そのためには管電圧と管電流の最適な条件決定が最も重要である。X線CT画像におけるノイズとして、光線硬化やリングアーチファクト、量子ノイズなどが認められるが、撮影条件の工夫によって軽減することは可能である。また、X線CT画像の階調値の定量的な取り扱いにおいて、撮影条件による誤差以外に、試料の材質やサイズにも大きく依存することに注意が必要である。しかし、逆に言えば、条件を統一することによって、階調値を定量的に取り扱うことが可能と言える。その一例として、 $0.2\text{--}0.8\text{mol/l}$ のKI溶液を標準物質と用いたKI濃度とCT値および階調値間の検量線を作成し、階調値からCT値への規格化が可能であることを示した。今後、マイクロフォーカスX線CTの高解像度という長所のみならず、階調情報をより有効に活用するためにさらなる基礎研究が必要であろう。

謝辞

本論文の作成にあたり、テスコ株式会社の村越厚志氏、平井秀和氏、菱沼友紀氏との技術面に関する議論は非常に有益であった。ここに記して感謝の意を表する。

引用文献

- 廣野哲朗・西村征洋・竹村貴人・徐 垣・村山雅史・安田尚登 (2004), 医療用X線CTにおける階調値の誤差の検証, 地質学雑誌, 110, 552-556.
- 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, 地質学雑誌, 108, 606-609.
- 飯沼 武・館野之男 (2001), X線イメージング, コロナ社, 227p.
- 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.
- Nakashima, Y. (2003), Diffusivity measurement of heavy ions in Wyoming montmorillonite gels by X-ray computed tomography, *Journal of Contaminant Hydrology*, 61, 147-156.
- 高橋 学・林 為人・廣野哲朗・山本由弦 (2002), マイクロフォーカスX線CTによる岩石内部構造の可視化について, 応用地質, 43, 235-238.
- Tsuchiyama, A. Nakamura, T., Nakano, T., and Nakamura, N. (2002), Three-dimensional description of the Kobe meteorite by micro X-ray CT method: Possibility of three-dimensional curation of meteorite samples, *Geochemical Journal*, 36, 369-390.