

解説

放射光を用いた単色X線CT

宇佐美勝久 平野辰巳

(株)日立製作所 日立研究所

Monochromatic X-ray CT Based on Synchrotron Radiation

Katsuhisa Usami and Tatsumi Hirano

Hitachi Research Laboratory, Hitachi, Ltd.

High resolution, tunable monochromatic X-ray CT based on SR has been constructed and the performance was investigated. A Si(400) or Si(111) monolithic (channel cut) type crystal monochromator was used and the energy range was varied from 7 to 40 keV. It was demonstrated that distribution and concentration of a specific element in a sample can be obtained using subtraction method. Spatial resolution of 10 μm in a CT image was achieved with an X-ray pickup tube.

1. はじめに

X線CT (X-ray Computed Tomography) は被検体の多数の方向からのX線透過像から、X線が透過した断面の像(断層像)を計算機により再構成する方法である。断層像はX線吸収係数の二次元分布像として得られる。非破壊的に内部の状態が分かることから、Hounsfieldによる創始以来¹⁾、医療診断法として急速に普及したが、最近になって工業材料や工業部品等の欠陥観察法としても期待が高まってきた²⁾。しかし本手法を材料の計測に適用する際、従来のX線管球を用い

たCT装置では、(1)CT像の空間分解能が高々0.2mm程度で材料内の微小欠陥の検出はできないこと、(2)白色X線を線源にしているため、元素分布や元素濃度の計測は困難であること等のため機能的に充分ではない。

シンクロトロン放射光(Synchrotron Radiation: SR)は白色光であるとともに、高輝度で平行性も高い。即ち単色化後も十分な強度が期待できることから波長可変でかつ高分解能な単色X線CT(以下SR-CTと略記する)が可能になり、単なる欠陥検査手段としてのCTから材料評価手

段としてのCTへの飛躍が期待される。

SR-CTの試みはThompson³⁾やBorodin⁴⁾等により報告されているが、医療診断の1つとして検討されたものであり、空間分解能的にはそれほど高いものではなかった。材料評価を念頭においたSR-CTは最近、Flannery⁵⁾等やKinney⁶⁾等により報告されている。両者とも透過X線像を蛍光板により可視像に変換し、レンズ系により拡大してCCDで検出するという手法を用いてCT像の高分解能化を図っている。著者等もSR-CTを工業材料の非破壊計測に用いることを目的に、KEK-PFのSRを用いたCT装置を作製した^{7), 8), 9)}。以下に作製した装置の概要と基礎実験結果について報告する。

2. 装置の構成と主要部の特性

本装置はKEK-PFのビームライン8に設置した。Be窓(0.2mm厚×3枚)を介して光源より26.4m地点で大気中に取り出した放射光をX線源にした。図1に光学系を示す。計測時間を短くするため試料の回転操作だけで計測する第Ⅲ世代方式にした。スリット1で放射光を成型し結晶分光器により単色光にする。スリット2により所望の波長の回折線を選択するとともに、不要な回折線を除去する。X線束は幅25mm、高さは0.05mm~2.5mm

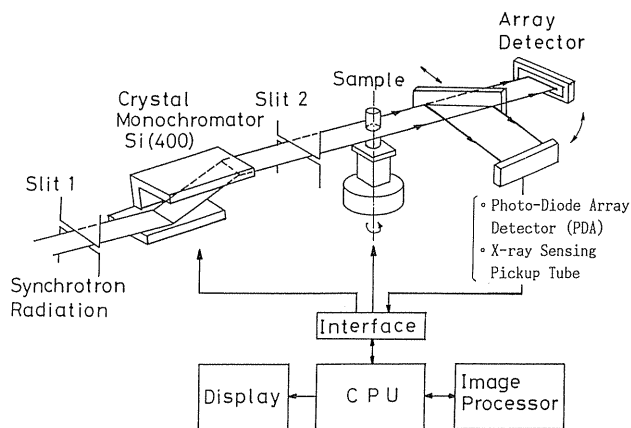


Fig. 1. Schematic diagram of the monochromatic X-ray CT

で可変にした。試料を透過したX線は位置感応型X線検出器で検出する。また試料と検出器の間に非対称カットの結晶を設置、X線像の拡大により空間分解能の向上が図れるような光学系にした。以下に主要部の特性について述べる。

2.1 結晶分光器

SR-X線の分光にはいくつかの形式が考えられる。CTでは広い波長域を連続的に走査することはないので、コンパクトで調整がしやすく、かつ安定度の高いチャンネルカット結晶分光法を採用した。短波長領域はSi(400)を、長波長領域はSi(220)、Si(111)を使用した。これらにより、0.03nm~0.18nm (40keV~7keV)の波長領域で、 $\Delta\lambda/\lambda \leq 10^{-3}$ の単色X線を取り出すことができる。図2に分光後のX線強度を示す。測定は光源より28m地点でイオンチェンバー(空気1気圧)で行った。今、CT像計測時の画素の大きさを $25\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$ とし、CT像計測に 1×10^5 photons/

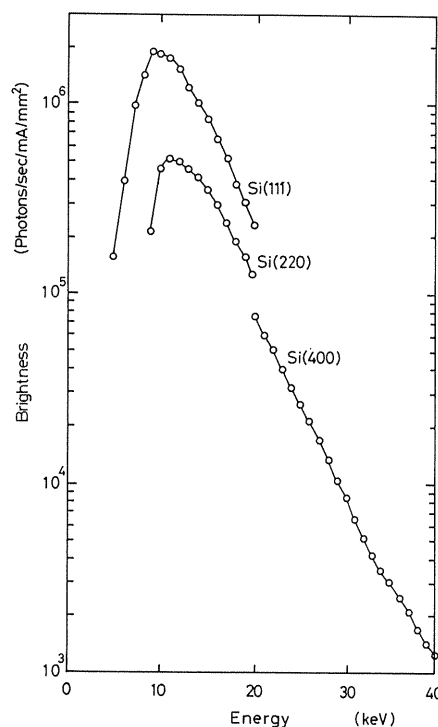


Fig. 2. Spectrum of monochromatic X-rays. Channel cut monochromator is used.

1画素の入射強度を要するとすれば、放射光のリング電流200mAの時、 0.6 \AA (20keV)でSi(111)を用い約2秒/射影像の露光時間で計測でき、 0.4 \AA (30keV)ではSi(400)を用い、45秒/射影像の露光時間が必要である。

2.2 試料走査系

本装置の試料走査系は、Yステージ（水平面内で光軸に直角方向の平行移動）、 θ 回転台（水平面内回転）、Zステージ（試料の上下移動、スライス位置の選定）を組み合わせた機構になっている。Yステージは θ 回転中心と検出器中心相互の位置合わせに用いる。走査機構の精度は $\leq 5 \mu\text{m}$ である。また試料回転の角度設定誤差は $1 \times 10^{-4} \text{ rad}$ 以内になるようにし、全体として試料中の任意の点で $\leq 5 \mu\text{m}$ の精度が得られるようにした。試料はゴニオメータヘッド等適当なアタッチメントを介してZステージ上におき、試料荷重は最大100g程度を想定した。

2.3 検出器

CT像の空間分解能を決める主要因は光源の大きさと検出器の位置分解能である。光源より28m地点に試料をおき、試料より数cmの距離での透過X線像のボケは $\sim 5 \mu\text{m}$ 程度である。それ故CT像

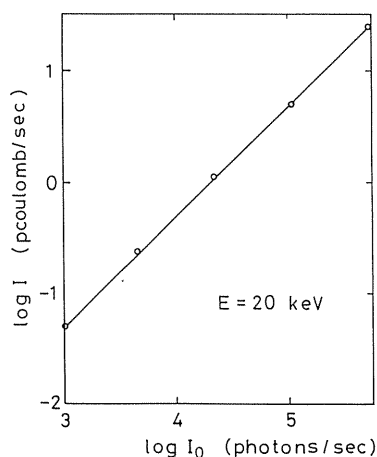


Fig. 3. Dynamic range of X-ray photo-diode array detector.

の空間分解能としては、数 μm 程度までは検出器の位置分解能が支配的因子になる。またCT像の画質には検出器のダイナミックレンジやリニアリティが影響する。それ故検出器には、(1)位置分解能が高いこと、(2)ダイナミックレンジが広いこと、(3)リニアリティが良いこと、(4)暗電流が小さいこと等が必要である。以上を考慮しここではEG&G, RETICON社のX線用フォトダイオードアレイ(RL-1024SFX, 以下X-PDAと略す)と(株)日立電子製のX線用撮像管(HS501X)を用いた。

2.3.1 X-PDAの特性

X-PDAはシンチレータとPDAをオプティカルファイバで結合させたものである。シンチレータで可視光に変換され、ファイバを経てPDAで受光される。RL-1024SFXは、幅 $25 \mu\text{m}$ ×高さ2.5mmの素子が一次元に1024個並んだものである。1素子に蓄積される飽和電荷量は14pcoulombである。まに本PDAの暗電流は常温では2pAと高いためペルチェ素子によりPDAを冷却し、放熱側を水冷(0°C)した。これにより暗電流は1/100に低減した。図3～図5に本検出器の特性を示す。図3はダイナミックレンジ、図4は感度のエネルギー依存性、図5は分解能の目安となるMTF (Modulation Transfer Function) の測定結果である。

これらの結果より、本検出器はダイナミックレンジはほぼ3桁、飽和するphoton数は20, 30,

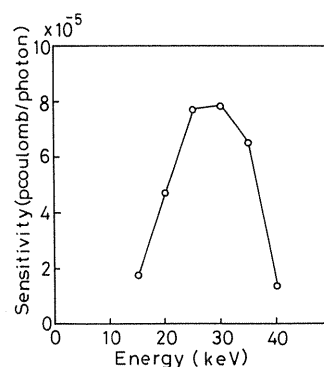


Fig. 4. Dependence of the sensitivity of X-ray photo-diode array detector to X-ray energy

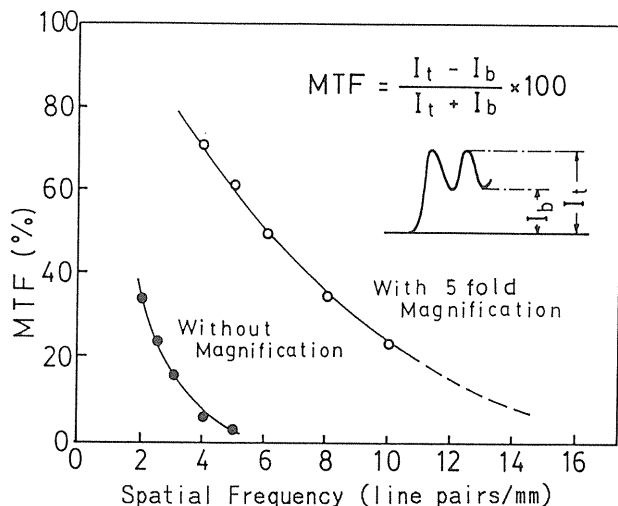


Fig. 5. Dependence of MTF of X-ray photo-diode array detector to spatial frequency. MTF: Modulation Transfer Function

40keVのphotonに対しそれぞれ $\sim 3 \times 10^5$, $\sim 2 \times 10^5$, 1×10^6 photons, 位置分解能は $\sim 130 \mu\text{m}$ (MTF = 5%) という特性を有している。

2.3.2 X線用撮像管の特性

前記の様に, X-PDAは材料計測を目的にしたCTの検出器としては位置分解能の点で十分ではないので, (株)日立電子で作製された高分解能X線用撮像管の適用を試みた。この撮像管はSe-Asの非晶質膜を光導電膜とするもので, 基本的には千川等¹⁰⁾により開発されたものと同じである。但し, X線入射窓をBe板+極薄ガラス板という二重面板構造にし, ガラス面板に光導電膜等を形成, 有効視野(12.7mm×9.5mm)全域で微小欠陥の発生を抑止した構造になっている。本撮像管の構造, 特性等の詳細は別報¹¹⁾を参照していただくことにし, ここでは分解能の測定結果を示す。

図6(a)は扇状X線テストチャート(最小線幅, $31 \mu\text{m}$ (16 lp/mm))の透過X線像を非対称カット結晶により1/5に縮小して撮影したものである。縮小時の最小線幅は $6 \mu\text{m}$ (80 lp/mm)である。図6(b)はMTFの空間周波数依存性を示したものである。短形状X線テストチャートを上記と同様の手法で計測した結果である。周波数50 lp/mmでMTF = 9%であり, 本撮像管の分解能(MTF = 5%)

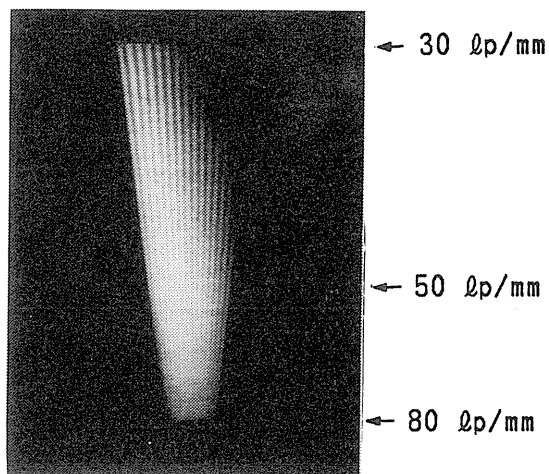


Fig. 6 (a). Projection image of radial pattern X-ray test chart obtained by X-ray sensing pickup tube.

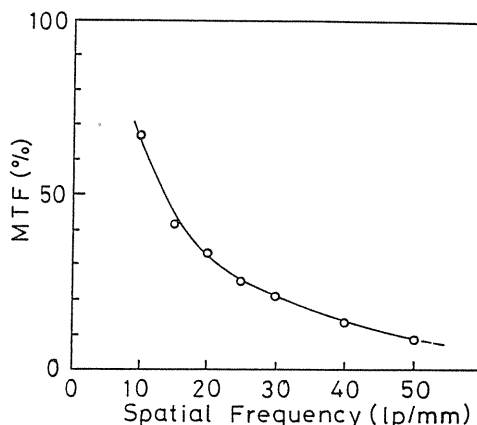


Fig. 6 (b). Dependence of MTF of X-ray sensing pickup tube to spatial frequency.

は $\sim 8 \mu\text{m}$ と推定できる。尚ダイナミックレンジは 2×10^2 程度でX-PDAより約1桁悪かった。

2.4 データの収集及び像の再構成

試料を透過したX線はX-PDA, X線用撮像管とも強度に比例した電荷量として蓄積される。一定時間蓄積後, 1透過像のデータが画素毎に逐次読み出され, AD変換後コントロール系のメモリ内に記憶される。次いで試料を一定角度回転させ, 次の透過像を計測する。この操作を繰返し所定角度の全データの収集を行なう。

測定された結果にはX線強度に対応する電荷量に加え、暗電流、アンプのオフセット等が含まれている。また放射光強度は時間とともに減少する。このため試料によるX線吸収量を求める際にはこれらの補正が必要であり、実際の計測は以下の手順で行なった。即ち、(1)試料測定前の検出器暗出力、及び入射X線強度の測定、(2)試料の透過X線像の所定全角度の測定、(3)試料測定後の入射X線強度及び検出器の暗出力の測定である。これら全測定が終了した後、各透過X線像計測時の暗出力及び入射X線強度を各画素毎に算出、補正してX線吸収量を求めた。

像の再構成は医療用X線CTで用いられているフィルタ補正逆投影法を用いた¹²⁾。専用のイメージプロセッサにより、1透過像毎にフーリエ変換、フィルタ補正、逆フーリエ変換を行ない、さらに拡大率で定められた領域で逆投影演算を行なった。透過像の画素数は1024であり、透過像は1°おきに180計測し、512×512の二次元マトリクス上に画像が再構成されるようにした。

3. 実験の結果と検討

3.1 CT像の計測

作製した装置の機能を確認するため、いくつかの試料のCT像を計測した。図7(a)、(b)はオクラ及びインゲン豆のCT像である。オクラは複雑な断面構造を有し、インゲン豆は大部分が水分でX線吸収係数の差が小さい。即ちこれらは空間分解能やX線吸収差の検出性能等、装置機能の定性的確認に適している。いずれもX線エネルギー15 keV、スライス幅0.3mm、露光時間1秒/射影像(180射影像)の結果である。最も暗い部分は大気である。図7(a)より、オクラの外部、種子間の隔壁等、複雑な構造が明瞭に観察できる。また、中心部、種皮の微細な構造が観察でき、空間解像度はMTFの測定結果から推定して130 μ m程度と考えられる。一方インゲン豆は部位によるX線吸収係数の差が小さいが、それでも種子や外皮の形

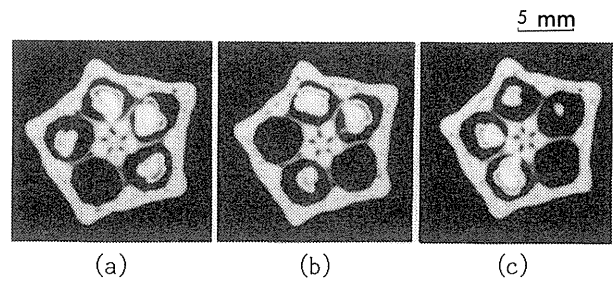


Fig. 7 (a). Monochromatic X-ray CT images of vegetable okra. The slice planes are 1.0mm apart from each other. The X-PDA was used as a detector.

Energy: 15 keV Slice width: 0.3mm
Exposure time: 1 sec/projection

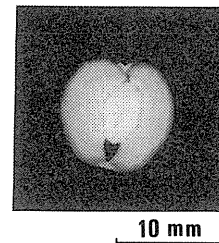


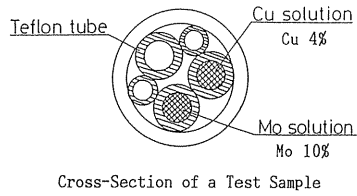
Fig. 7 (b). Monochromatic X-ray CT image of green bean.

The X-PDA was used as a detector.
Energy: 15 keV Slice width: 0.3mm
Exposure time: 1 sec/projection

状等内部構造が観測でき、比較的小さな吸収差でも検出できることを示唆している。

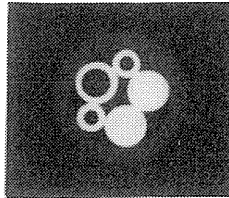
3.2 元素分布及び濃度の計測

本装置の最大の利点は入射X線が単色であり、かつその波長が変えられることにある。即ち特定元素の吸収端を用いれば、非破壊的に材料内部の元素分布像が得られる。これを実際に確認するため、モデル試料により元素分布像の計測を試みた。図8にモデル試料の形状とともに実験結果を示す。プラスチックチューブに数本のテフロンチューブを挿入し、1本にCu 4%のCuCl₂塩酸溶液を、他の1本にMo 10%の(NH₄)₆Mo₇O₂₄·4H₂O水溶液を注入、Mo像の抽出を試みたものである。(a)はMoK吸収端(20.0 keV)より低エネルギー側での、(b)は高エネルギー側でのCT像であり、

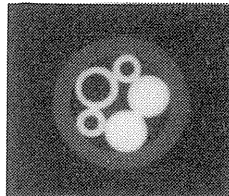


Cross-Section of a Test Sample

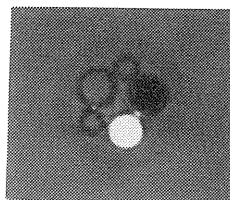
5 mm



(a) Below the absorption edge (E=19.6 keV)



(b) Above the absorption edge (E=20.6 keV)

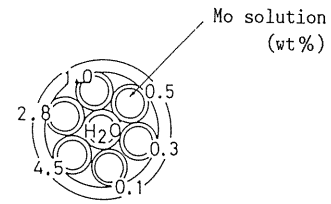


(c) Differential CT image obtained by subtracting (a) from (b)

Fig. 8 . Detection of Mo in a test sample using energy subtraction method. The X-PDA was used as a detector.

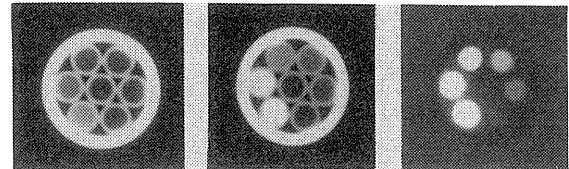
(c)はこれらの差分像である。(a)あるいは(b)だけでは両溶液に僅かなコントラスト差が認められるものの、両溶液の区別は出来ない。一方(c)ではMoのみが明瞭に浮き彫りにされており、吸収端前後の差分により初めて確実な元素分布像が得られることを示している。

次にCT値の定量性について検討した。前記と同様のMo水溶液を用い、Mo濃度を0.1wt%~4.5wt%まで変化させた試料を用いた。結果を図9に示す。Mo濃度と差分CT値は実験の範囲で



Cross Section of a Test Sample

5 mm



(a) E=19.6 keV (b) E=20.6 keV (c) Differential CT Image

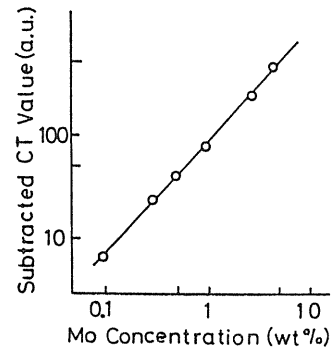


Fig. 9 . Testing of quantitative elemental analysis using a test sample. The X-PDA was used as a detector.

良好な一次の相関を示している。即ち較正直線を求めておけば、差分CT値から簡単に元素濃度が求められる。尚同様の方法で検出下限を調べた結果Moで~0.05wt%まで検出可能であることが判った。

3.3 高分解能化の検討

前記までの結果より、X線用PDAは素子自体は25μmであるが、実際の分解能は~130μm程度であり、工業材料に適用するには分解能的に不十分である。分解能向上策として、ここでは以下の2つの方法を検討した。

- (1) 透過X線像の結晶による空間的拡大¹³⁾

(2) 高分解能X線用撮像管による計測^{1,4)}

3.3.1 透過X線像拡大法

図10(a)に非対称カット結晶によるX線像拡大の概念を示す。結晶表面に対し回折面が α だけ傾いている時、拡大率、及び入射角度 θ_0 は次式で表わされる。

$$b = \frac{S}{S_0} = \frac{\sin(\theta_B + \alpha)}{\sin(\theta_B - \alpha)}$$

$$\theta_0 = \theta_B - \alpha$$

θ_B : ブラッグ角

ここでは Si(220) を選び、非対称の角度 α を 4.1° と 6.2° のものを準備した。図10(b)にそれぞれの拡大率、入射角度のエネルギー依存性を示す。 $\alpha = 6.2^\circ$ の場合、20keVで約5倍の拡大率になる。吸収端前後のX線を試料に照射すると、試料からけい光X線が大量に発生してバックグラウンドを高める。拡大結晶はこれを低減する効果もある。図11(a)に分解能評価用模擬試料の断面を示す。半円柱状の光学ガラス側面に円柱方向に $200\mu\text{m}$ 、 $100\mu\text{m}$ 、 $50\mu\text{m}$ 幅の溝を加工した。この試料の20 keV、5倍拡大でのX-PDAによるCT像を図11(b)に示す。 $50\mu\text{m}$ の溝まで識別されていることから分解能は $20\sim 30\mu\text{m}$ 程度と推定出来る。

上記の様にX線像の拡大は分解能の向上に非常に有効であるが、拡大光学系の調整に長時間を要す上、拡大による強度減少のため所要計測時間が長くなるという欠点がある。

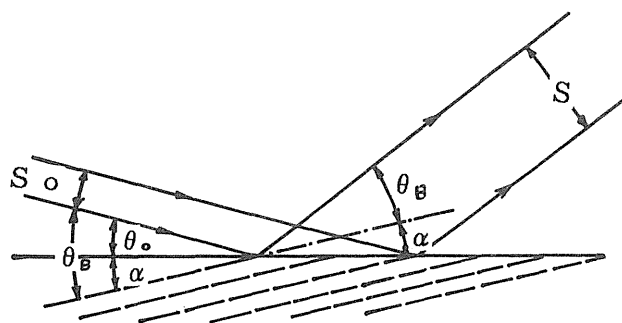


Fig.10(a). Method of X-ray image magnification by asymmetric Bragg diffraction.

3.3.2 X線用撮像管法

X線像拡大法は分解能向上に有効である反面、計測時間が長くなるという欠点がある。これを克服するためには検出器自体の高分解能化が必要であり、ここでは(株)日立電子で作製された高分解能X線用撮像管(HS501X)の適用を試みた。

図12に撮像管を検出器にした時のCT像計測法を示す。撮像管は二次元感応型検出器(有効走査線本数:960lines, サンプルング点:1024points/line)であるため、原理的には各走査線を断層とする多断層計測が可能である。本実験ではコントロール系のメモリ容量、S/Nの観点から最大40断層まで同時計測可能なシステムにし、断層位置、断層間隔、断層幅(スライス幅、走査線を適当数加算)があらかじめ指定できるようにした。またS2.3で述べたように本撮像管は分解能は良好であるがダイナミックレンジが狭い。このため、1回の露光時間の最小単位を1フレーム(0.133秒)とし、1~255まで任意のフレームブランキング

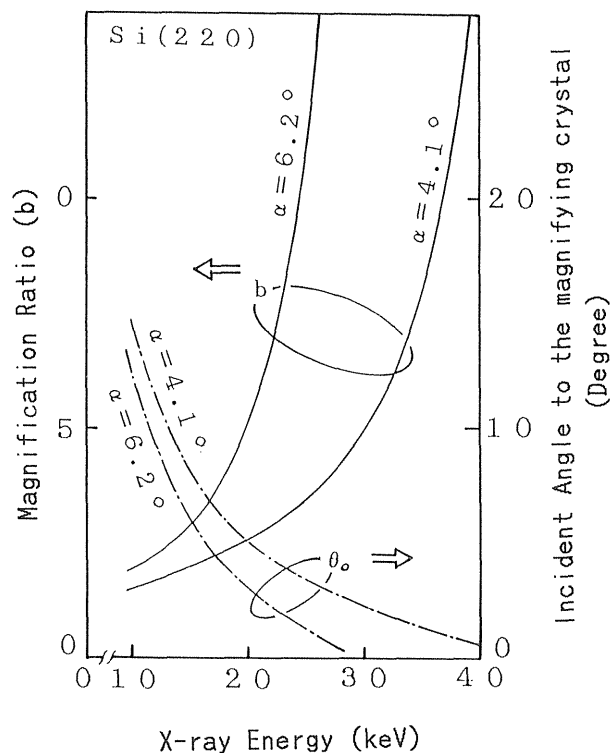


Fig.10(b). Dependence of magnification ratio and incident angle to X-ray energy.

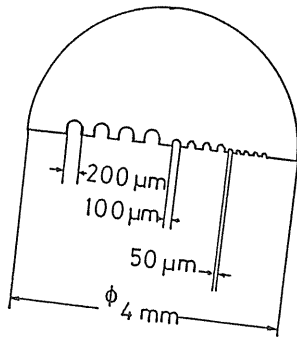


Fig.11(a). Cross section of a test sample for evaluation of spatial resolution.

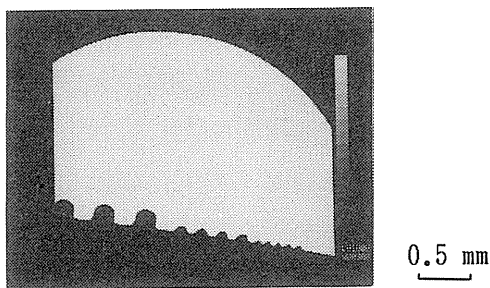


Fig.11(b). CT image of the test sample (Fig.11(a)) obtained by 5 fold magnification of projection image. The X-PDA was used as a detector.

Energy:20 keV Slice Width:0.5mm Exposure time:10 sec/projection

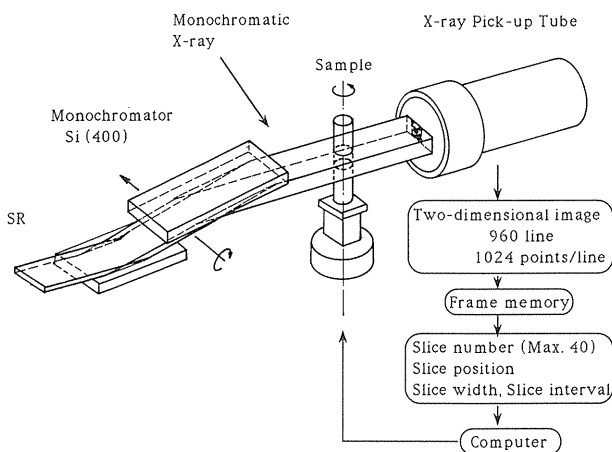


Fig.12. SR-CT system for measuring three-dimensional CT images using X-ray pickup tube.

が指定できるようにした。またS/Nを向上させるため指定された露光時間で必要な回数だけ加算露

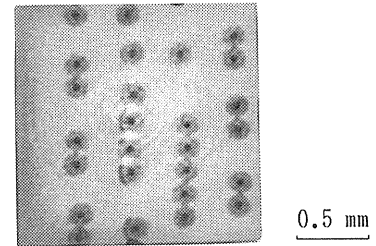
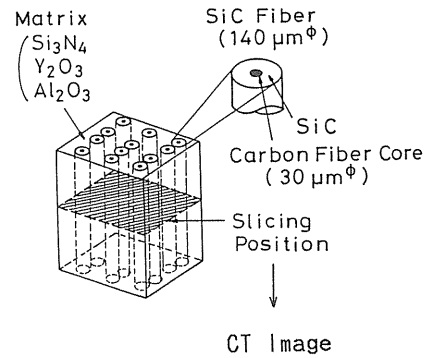


Fig.13. CT image of SiC fiber reinforced Si_3N_4 using X-ray pickup tube as a detector. Energy:24 keV Slice width: 110μm Exposure time : 7.5sec/projection

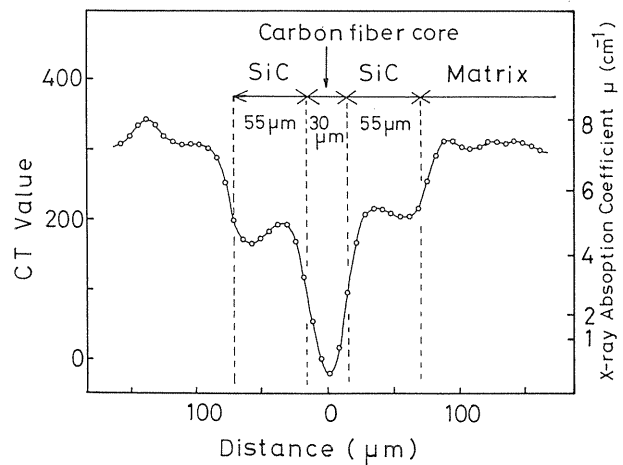


Fig.14. CT values across a SiC fiber in CT image shown in Fig.13. On the right hand ordinate, the X-ray absorption coefficient μ (cm^{-1}) calculated from the CT value is shown.

光が出来るシステムにした。

本システムにより得たセラミックスのCT像を図13に示す。 $\phi 140\mu m$ のSiCファイバを埋め込んで焼結したセラミックスである。SiCファイバ中の $\phi 30\mu m$ のカーボンコアまで明瞭に識別できる。図14は図13のCT像中の1本のSiCファイバを選

び、ファイバの直径に沿ってのCT値の変化を示したものである。母材部とSiC部との境界の広がり約 $10\mu\text{m}$ であり、本撮像管により分解能 $10\mu\text{m}$ 程度でCT像が得られることが判った。

4. おわりに

SRをX線源にした高分解能でかつ元素分析可能な波長可変の単色X線CT装置を作製した。性能に関する基礎的実験結果から得られた結論を要約すると以下の通りである。

(1) Si単結晶から切り出したチャンネルカット方式の結晶分光器を作製した。波長範囲 $0.03\sim 0.18\text{nm}$, $\Delta\lambda/\lambda \leq 10^{-3}$ の単色X線が使用可能である。

(2) エネルギー差分法により特定元素の分布及び濃度の計測が可能であることをモデル試料を用い確認した。

(3) 非対称カット結晶によるX線像の拡大はCT像の解像度向上に有効であることを確認した。

(4) 高分解能X線用撮像管により解像度 $10\mu\text{m}$ のCT像計測を可能にした。

謝辞

本研究は高エネルギー物理学研究所放射光実験施設で実施した。放射光使用に際し御指導戴いた放射光実験施設の方々に感謝いたします。また研究遂行にあたり助言戴いた早川和延氏、開発に協力戴いた鈴木芳生氏、坂元耕三氏、ソフト開発に協力戴いた塩野英己氏、河野秀樹氏に感謝します。尚本研究は高エネルギー物理学研究所認可(受理番号: 87-Y002)にもとづいて行なったものである。

参考文献

- 1) G.N.Hounsfield: Brit. J. Radiol. **46** (1973) 1016.
- 2) 中村滋男: 機械の研究 **37** (1985) 35.

- 3) A.C.Thompson, J.Llacer, L.C.Finman, E.B. Hughes, J.N.Otis, S.Wilson and H.D.Zeman: Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res. **222** (1984) 319.
- 4) Yu.I.Borodin, E.N.Dementyev, G.N.Dragun, G.N.Kulipanov, N.A.Mezentsev, V.F.Pindyurin, M.A.Shermov, A.N.Skrinsky, A.S.Sokolov and V.A.Ushakov: Nucl. Instrum. and Methods Phys. Res. **A246** (1986) 649.
- 5) B.P.Flannery, H.W.Deckman, W.G.Roberge and K.L.D'Amico: Science **237** (1987) 1439.
- 6) J.H.Kinney, Q.C.Johnson, U.Bonse, M.C.Nichols, R.A.Saroyan, R.Nusshardt, R.Pahl and J.M.Brasc: MRS Bulletin **13** (1988) 13.
- 7) Y.Suzuki, K.Usami, K.Sakamoto, H.Kozaka, T.Hirano, H.Shiono and H.Kohno: Jpn. J. Appl. Phys. **27** (1988) L461.
- 8) T.Hirano, S.Eguchi and K.Usami: Jpn. J. Appl. Phys. **28** (1989) 135.
- 9) 塩野英己, 河野秀樹, 宇佐美勝久, 鈴木芳生: Medical Imaging Technology **6** (1988) 17.
- 10) J.Chikawa, F.Sato, T.Kawamura, T.Kuriyama, T.Yamashita and N.Goto: X-ray Instrumentation for the Photon Factory: Dynamic Analysis of Micro Structure in Matter (KTK Scientific Publishers, Tokyo, 1986) P.145.
- 11) Y.Suzuki, K.Hayakawa, K.Usami, T.Hirano, T.Endoh and Y.Okamura: Jpn. J. Appl. Phys. **27** (1988) 420.
- 12) 岩井喜典編: 電子光学進歩シリーズ9, CTスキャナ (コロナ社).
- 13) K.Sakamoto, Y.Suzuki, T.Hirano and K.Usami: Jpn. J. Appl. Phys. **27** (1988) 127.
- 14) T.Hirano and K.Usami: Jpn. J. Appl. Phys. **28** (1989) 263.

