

柱状大結晶シリコン中の欠陥分布を観察する ボルマン効果コンピュータトモグラフィ装置の試作研究

(平成 5 年11月29日 原稿受付)

電気工学科 (大学院生) 村 田 俊 一
 自然科学教室 城 井 英 樹
 自然科学教室 鈴 木 芳 文
 自然科学教室 近 浦 吉 則

Construction of X-Ray Computer Tomographic Apparatus using Borrmann Effect to Reveal Defect Structures in Bulky Silicon Crystals.

by Toshikazu MURATA
 Hideki KII
 Yoshifumi SUZUKI
 Yoshinori CHIKAURA

Abstract

Computer tomography using anomalously transmitted X-rays in a single crystal with low dislocation density has been conceptually designed. The apparatus was successfully constructed for the first time to observe defect structures inside bulky silicon single crystal. The details of the apparatus and the application were described.

1. まえがき

半導体材料として使われているSiは、結晶成長中に結晶のつながりの乱れによる結晶転位、エピタキシャル成長時の積層欠陥、異常突起等の欠陥が発生する可能性がある。これらの結晶の不完全性が雑音の原因や異常拡散、寿命時間を決定する不純物の沈着などに関係の深いことが知られており、Siの完全結晶性は非常に重要性を持っている。

我々の研究室では従来より、X線散乱トモグラフィによる結晶方位の分布をトモグラフ観察する新しい方法を提案し、従来のX線回折トモグラフィでは観察(解析)が不可能であった一般用材料(電磁鋼板、格子不整系半導体エピタキシャル膜等)の観察例を報告してきた¹⁾⁻³⁾。各種散乱X線を利用して結晶構造分布を観察する画像計測法であるX線トモグラフィは積分強度の二次元投影で

あるが、吸収係数以上の厚さを持つ柱状のシリコンは、通常のX線トモグラフィでは非破壊測定は不可能であった。そこで我々は動力学理論に基づいた、ボルマン効果(X線異常透過効果)を利用することにより、 $\mu t \geq 10$ 程度の厚さの試料について、断層観測用CT(コンピュータ・トモグラフィ)を組み合わせることにより、柱状シリコン内の格子欠陥分布の測定を行い、内部構造の測定に成功した。そこで、まず医学用CTについて簡単に述べる。

1967年頃に英国のG. Hounsfieldや米国のCormackによって開発されたCT(Computed Tomography)は、近年における臨床医学機器の最も画期的な発明だといわれている。それまでの三次元物体にX線を照射し、透過してきたものを二次元的なフィルム上に検出する方法では、多くの情報が途中で失われ、微小な吸収係数差の組織は分別できないばかりか、散乱線による人体への影響

は避け得ないものであった。これに対しX線CTは医学診断にとって重要な、体内に分布する物理量の分布状態の像をコントラストの良い断層像として再生できる。また、得られたデータを必要や要求に応じていかようにも処理できる可能性を持っている。いわゆる透視図の画像と断層像的表示といった差異だけでなく、前者が「写真」であるのに対して、後者は明らかに得られた生体情報に基づいてコンピュータ・サイエンスによって組み立てられた画像なのである。

この医学用CTと、単結晶におけるボルマン効果（X線異常透過効果）を組み合わせることにより、通常のX線トポグラフィーでは非破壊測定が不可能な厚さを持つ柱状のシリコンについて、非破壊測定を行う装置を試作した。

ここでは、まずこのCTを利用した非破壊による測定装置を作成し、鉛筆などの生体試料について測定を行うことにより、試料の移動機構や画像再構成用のソフトウェア等の全体的なチェックを行った。

その上でこの装置を、ボルマン効果（X線異常透過効果）を利用できるような機構に改良し、柱状シリコン内部の格子欠陥分布について非破壊測定を行った。

2. 原理

2.1 CTによる測定の原理

CTの考え方としては、被検体にX線のある方向から

照射した時に透過してきたデータを投影データ（Projection Data）として、異なった角度方向から多くの投影データを得て、これらのデータを基にして断層像を再構成するという考え方を基本にしている。

CTの投影方式には様々なものがあるが、当研究室では並進/回転（Translate/Rotate: T-R）方式を採用している。

この方式は図1に示すようにX線管と検出器が被検体を挟んで向い合う形で配置されており、ピンホールスリットを通ったペンシルビームが被検体を透過して検出器（当研究室ではシンチレーションカウンタ）に到達する。

撮影にあたっては、(a)図に示すようにX線管と検出器が一体となって被検体に対して直線走査（Translate動作）を行ない、平行かつ等間隔に分布した多数のX線通路、すなわち投影データを得る。

Translate動作が終了すると、(b)図の様にX線管と検出器が一体となって被検体に対し微小角（通常1度）だけ回転する動作（Rotate動作）を行なう。

この動作を交互に繰り返してゆき、最終的にX線管と検出器が被検体に対し180度回転した所で撮影が終了する。

この方式の長所は、簡明でありながら理論に忠実であり、散乱線による悪影響が小さいことと、Translate動作の際にその両端部で被検体を全く通らないX線通過を得ることが出来るため、この両端部におけるデータを基

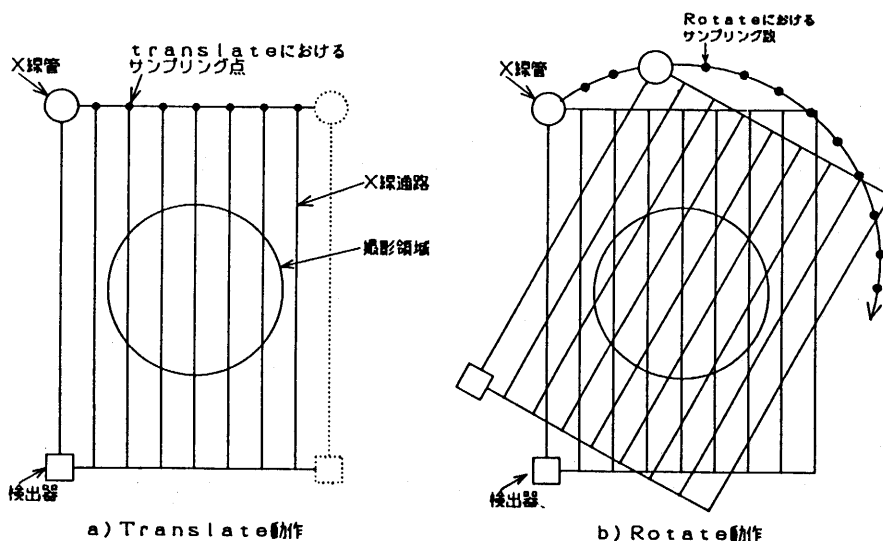


図1 T-R方式CTの原理図

に検出系の経時変化を補正し得ること等がある。

しかし、この方式は他の Rotate/Rotate 方式や Stationary/Rotate 方式に比べ、撮影時間が長いという短所を持っている。

2.2 データの測定と画像の再構成⁴⁾⁻⁸⁾

まず、CTがどのようにして非破壊によって断層像を得るかについて考えてみる。

ここで、図2に表わすような被検体を考え、これに固定した座標系 xOy を定義する。この被検体の中で、ある一点の座標 (x, y) の、X線吸収係数の分布を $f(x, y)$ で表し、次に座標系 xOy に対して、角度 θ だけ傾いた新たな座標系 XOY を定義する。

ここで、座標 (x, y) と座標 (X, Y) との間の変換は、

$$\begin{cases} x = X \cos \theta - Y \sin \theta \\ y = X \sin \theta + Y \cos \theta \end{cases}$$

ここで、Y軸に平行に初期強度 I_0 のX線ビームが入

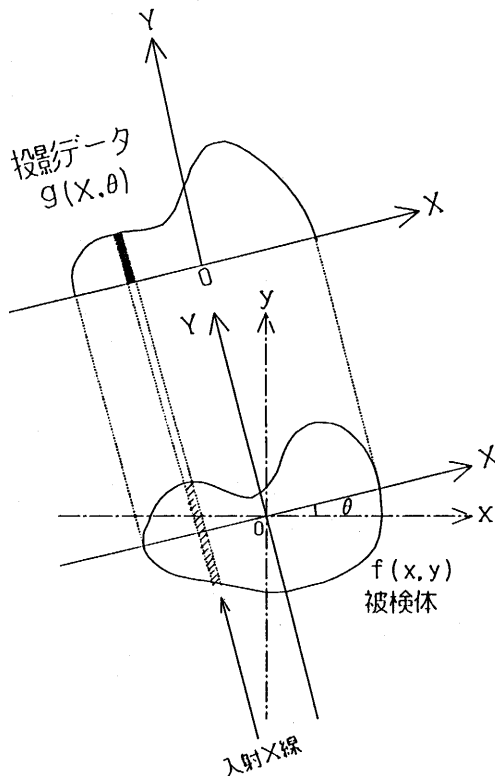


図2 試料座標軸と投影座標軸

射してくるとして、このX線が物体を通過して得られる強度を $F(x, \theta)$ とすると、

$$F(x, \theta) = I_0 \exp \left[- \int_{-\infty}^{\infty} f(X \cos \theta - Y \sin \theta, X \sin \theta + Y \cos \theta) dY \right] \quad (4)$$

X線の通過する経路中に物体の存在しない場合の投影データを $F_0(x, \theta)$ とし、両者の比の対数変換を $g(x, \theta)$ とすると、

$$\begin{aligned} g(x, \theta) &= -\log_e \frac{F(x, \theta)}{F_0(x, \theta)} \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} f(X \cos \theta - Y \sin \theta, X \sin \theta + Y \cos \theta) dY \end{aligned} \quad (2)$$

と表わせる。

CTの画像を得るということは、(2)式の様な関係で示されるデータ $g(x, \theta)$ を $0 \leq \theta \leq 2\pi$ の範囲で得ることにより、吸収係数の原分布 $f(x, y)$ を求めるという画像再構成処理と言い換えられる事ができる。

ここで、逆投影法によって再構成される画像を $p(x, y)$ と表わすことにする時、直観的に

$$p(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} g(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta \quad (3)$$

となることがわかる。

得られた投影データから断層像を再構成する為に様々なアルゴリズムが存在する⁹⁾⁻¹¹⁾、これらの様々なアルゴリズムの中で実際にコンピュータに組込む場合に、計算精度や復元精度の点から重畳積分法が最良のものである。

この重畳積分法のアルゴリズムを数式によって考えてみる。

(x, y) 領域の関数 $f(x, y)$ から周波数領域 (ξ, η) への二次元フーリエ変換 $F(\xi, \eta)$ は、

$$F(\xi, \eta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-i(\xi x + \eta y)] dx dy$$

(ξ, η) は直交座標系であり、極座標系 (ω, θ) に変換して関数 $f(x, y)$ を(1)式で表わされるような吸収係数の分布とすると、(3)式は

$$\begin{aligned} &F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-i\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)] dx dy \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} g(X, \theta) \exp(-i\omega X) dX \end{aligned}$$

つまり、 $F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta)$ の逆フーリエ変換を行

なえば、求めるべき吸収係数の分布 $f(x, y)$ が得られることになる。

直交座標系において、求める解は $F(\xi, \eta)$ を逆フーリエ変換したものであり、この式を極座標で表せば、

$$f(x, y) = \frac{1}{8\pi^2} \int_0^{2\pi} \left[\int_{-\infty}^{\infty} F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) |\omega| \exp(i\omega x) d\omega \right]$$

右辺括弧内の積分に注目すると、これは θ 方向の投影データ $g(X, \theta)$ のフーリエ変換 $F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta)$ に対して、周波数 ω の領域内において $|\omega|$ というフィルタ関数を作用させるということの意味している。

このことを $q(X, \theta)$ として数式で表わしてみると、

$$q(X, \theta) = \frac{1}{2} \left[\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) |\omega| \exp(i\omega x) d\omega \right]$$

この $q(X, \theta)$ を利用すれば、求める極座標表現の原画像 $f(x, y)$ は、

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} q(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta$$

上式は、 $q(X, \theta)$ に対して(3)式に示した逆投影の計算を行なうことにほかならない。

すなわち、角度 θ の方向の投影データ $g(X, \theta)$ に対して、 X に共役な周波数 ω の領域でフィルタ関数 $|\omega|$ を作用させ、逆投影に適した新たな投影データ $q(X, \theta)$ を作成することになる。

このような方法を重畳積分法 (Convolution 法) と呼び、全ての処理をフーリエ変換領域に変換せずに実行できる利点をもち、今回の実験においても、逆投影法についてはこの重畳積分法を使用している。

2.3 補正関数

ここで、フィルタ関数 $H(\omega)$ は Ramachandran と Lakshminarayanan により提案されたもので^{12), 13)}、この関数は絶対値に比例した形をしており、 ω の増大と共に発散し厳密には計算できない為、 $|\omega|$ の大きい領域でこの関数を減衰させることにより積分が可能となる。

これに対し、投影データ $g(X, \theta)$ の測定時に含まれる雑音を考慮して Shepp と Logan により提案されたフィルタ関数¹⁴⁾は

$$H(\omega) = \left| \frac{2W}{\pi} \sin \left[\frac{\pi \omega}{2W} \right] \right| \left[\frac{\sin \left[\frac{\pi \omega}{2W} \right]}{\frac{\pi \omega}{2W}} \right]^2$$

であり、図3にその概形を示す。本実験においては、この Shepp と Logan により提案されたフィルタ関数を重畳積分法におけるフィルタ補正関数として利用している。フィルタ関数の変形は再構成画像の質に大きな影響を与える為、特に慎重に決定しなければならない問題である。

2.4 ボルマン効果 (X線異常透過効果)

結晶が完全に近い場合に結晶中で多重散乱を起こす動力学的回折理論¹⁵⁾では、格子面 ($h_1 h_2 h_3$) で入射波 (O波) が回折を受けると、回折波 (h 波) は格子面の裏側 ($\overline{h_1 h_2 h_3}$) で回折を受け、O波に戻るという過程が繰り返される。

波動場 1, 2 に対する吸収係数は

$$\mu'_{eff} = \mu \pm \frac{\Delta\mu}{\sqrt{1+W^2}}$$

W は回折条件からの外れを示すパラメータで、中心で 0 であり、 $-1 < W < 1$ がほぼ回折を起こす領域である。

$\Delta\mu$ は 0.9~0.95 であり、回折が起こっている時、波動場 1 では吸収係数は平均吸収係数 μ よりも大きく異常吸収となるが、波動場 2 ではその数%に減少する。このことは、ボルマン (Borrmann) 効果又は異常透過減少とよばれる。

W が十分大きくなると回折条件から外れ、両方の吸収係数とも平均吸収係数である μ に近づく。

結晶内でのエネルギーの流れの密度は、扇状 X 線波の両端付近が大きく、中心部は小さい。一方、吸収係数は両端付近で大きく、中心では極端に小さい。

回折像の強度分布はこの両者の効き方で決まるが、 $\mu t \leq 1$ の時のエネルギー密度の影響が大きく、強度は回折像の両端で強くなる。 $\mu t \geq 10$ の時は吸収係数の寄与が大きく、強度は回折像の中心部だけになる。つまり異常透過の現象が起こり、エネルギーの流れはほとんど回折面に平行になる。このとき出射面から出る透過波と回折波の強度はほぼ等しくなる。

この効果による回折波を利用することにより、完全結晶中の格子欠陥分布の非破壊による断層像の測定が可能になる。

3. 実験装置

3.1 装置の試作

原理の部分で述べてきた医療用 CT の原理からすると

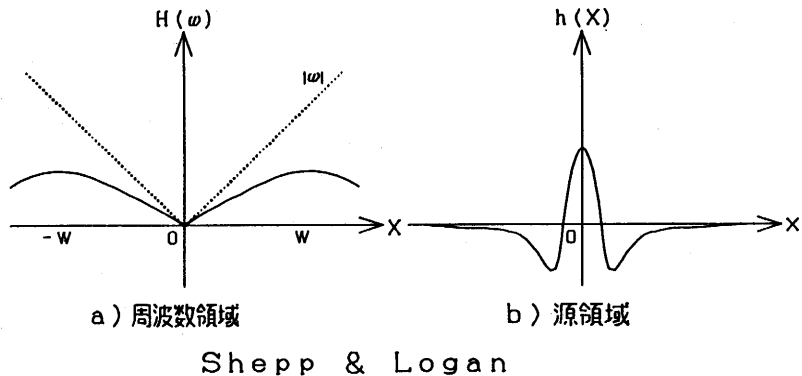
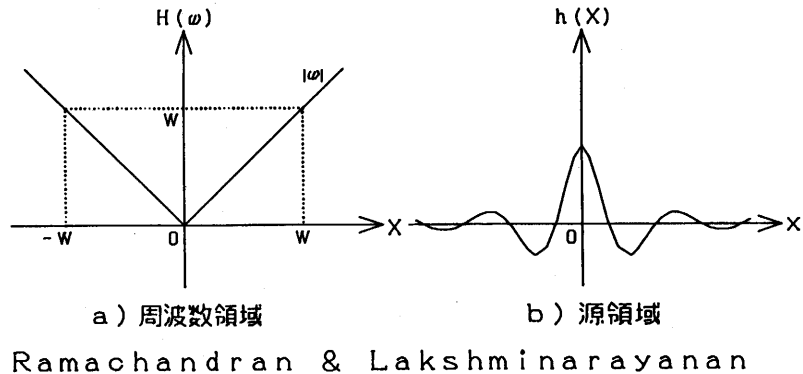


図3 2種のフィルタ関数

X線源と検出器が一体化して試料（この場合人体）の周りをT-R動作するのであるが、研究室内の試料の測定においてはX線源と検出器が回転するような大掛かりな装置は作製できない。そこで今回試作した装置ではX線源と検出器は固定されており、中心部に配置した試料をT-R動作させることによって結果的に理論と同じような測定データを得ることができ、装置自体もコンパクトにまとめることができるようになった。

まず、頑丈な外側のフレームの部分を鉄パイプと鉄板によって組立て、その中にメインとなる装置をのせることにした。

試料のT-R動作を実現するために作製した試料移動機構の拡大写真を図4に示す。この写真においては、左側にX線発生装置が配置してある。手前に見える筒がX線保護管であり、下に見えるステージとそれに付随したパルスモーターが試料移動機構である。この試料移動機

構はコの字型をしたブランコのようなブロックの上に乗っており、このブランコはX線通路と同じ高さの位置の中心軸で固定されており、試料移動機構全体がある一定の角度を保つ事ができるようになっている。

これは、後々試料を柱状シリコンに変更した際に、大まかなブラッグ角を一致させるために重要な部分である。なお、この写真ではX線保護管の延長線上にPSPCを取付けてある。

この写真を基にして、装置全体を簡略化して単純な4つのブロックに分けて考えると、図5のようになる。この4つのブロックについて、各々簡単にまとめてみる。

まず、入射X線ブロックについて述べる。X線源はMoK α のノーマルフォーカスを利用しており、X線による被爆からの保護のために、焦点から約50センチ程の長さのX線保護管を製作した。このX線保護管を通ってきたX線が、管の出口で直径100 μ mの鉛のピンホールス

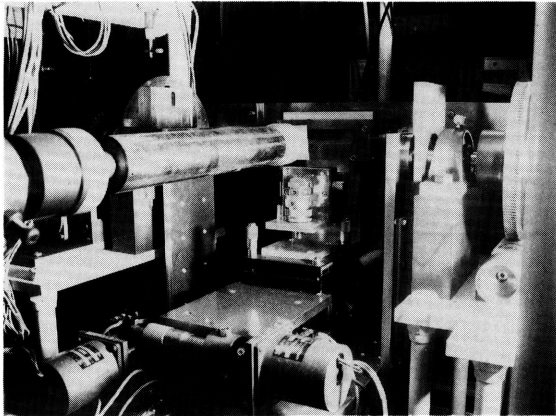


図4 試料の並進/回転装置の拡大写真

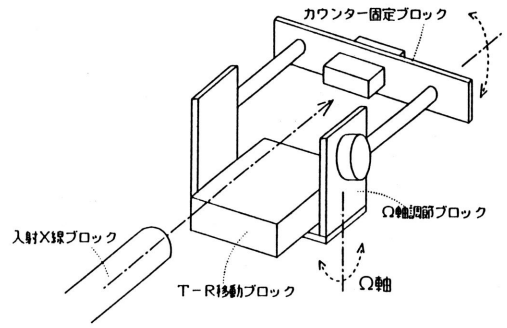
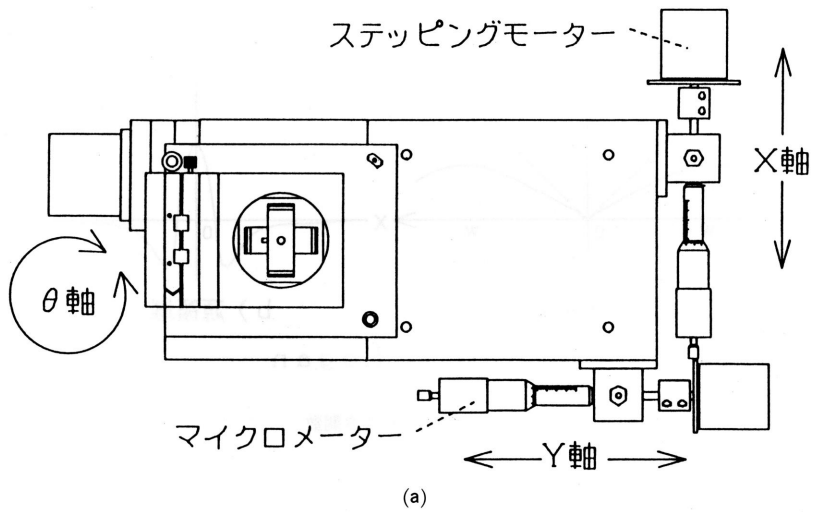
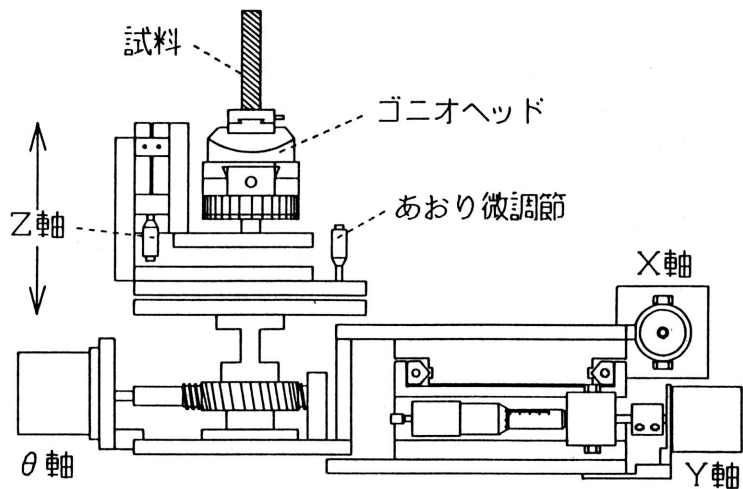


図5 検出装置のブロック図



(a)



(b)

図6 試料移動機構の拡大図(a)上面 (b)側面

リットによってペンシルビーム化される。

管の出口のピンホールスリットは自由に位置の変更が可能であり、随時ライン状のスリットに変更することも可能なようになっていいる。

試料移動機構はT-R移動ブロックに取付けられており、これは図6に示すような構造になっている。試料は、ステージに取付けられているX軸移動用のパルスモーターによってTranslate動作することになる。

また、試料の前後の移動用にY軸のモーターも取付けてある。これは、試料の中心軸の位置合わせに利用する。また、試料を柱状シリコンに変更した際に、中心軸はブラッグ角だけ傾くので、実際の測定位置は観察断面より下側にずれてしまうのであるが、このずれを補正するのにも重要な働きをする。

X・Y軸には各々マイクロメーターが取付けてあり、目測によっても試料の正確な位置が確認できるようになっている。

試料と、それを取付けたゴニオヘッドは下の図にあるように θ 軸用のパルスモーターによってRotate動作を行う。この時、X-Y傾斜ステージ全体が回転することになる。

X・Y軸ともに最小移動量は $20\mu\text{m}$ であり、 θ 軸の最小移動角は 0.036 [deg] である。パルスモーターの移動はすべてコンピューターによって制御されており、位置の指定や移動ステップの幅などが、任意に設定できるようになっている。

ゴニオヘッドはZ軸移動ステージに取付けられている。このステージによって試料の高さは手動で、 $\pm 10\text{mm}$ の範囲を $100\mu\text{m}$ きざみで変化させることが容易にできるようになっている。

この、Z軸に取付けられたゴニオヘッドが、さらにX

-Y傾斜ステージ上に取付けられており、試料の中心軸と θ 軸の回転中心軸とを一致させるためのあおりの微調節が可能であるので、試料を柱状シリコンに変更したときのあおりの微調節が容易なようになっていいる。

このT-Rブロック全体がコの字型をした Ω 軸調節用ブロック上に載っており、T-Rブロック全体は -50 度から $+50$ 度付近まで、 Ω 軸調節用パルスモーターによって変化させることができる。

ある一定の角度でパルスモーターを固定した場合に、固定部分の支点やパルスモーターの軸受けに負担がかからないようなバランスを保つ事ができるように、 Ω 軸調節用ブロックの両側には、滑車に取付けたおもりと、L字型の棒の上ののせるバランス用のおもりが取付けられている。任意の角度ごとにおもりの組み合わせを選ぶことによって、中心軸に最も負担のかからないような工夫をしている。尚、 Ω 軸もコンピューター制御のパルスモーターによって制御されており、最少微動角 0.0048 [deg] で調節可能である。

カウンター固定部分にはシンチレーションカウンター、PSPC (位置敏感比例検出器: Position Sensitive Proportional Counter) のどちらでも随時取付けが可能であり、このブロックは手動により、 -10 度から $+50$ 度付近まで自由に調節可能である。

通常のCTの場合には、シンチレーションカウンターを水平付近に、柱状シリコンの場合には、ブラッグ角だけ傾いた中心軸の反射X線を利用するために、約 30 度傾けた位置に調節する。

3.2 システム構成

今回測定に用いた実験装置のハードウェア・システムのブロック図を図7に、ソフトウェア・システムのブロック図を図8に示す。

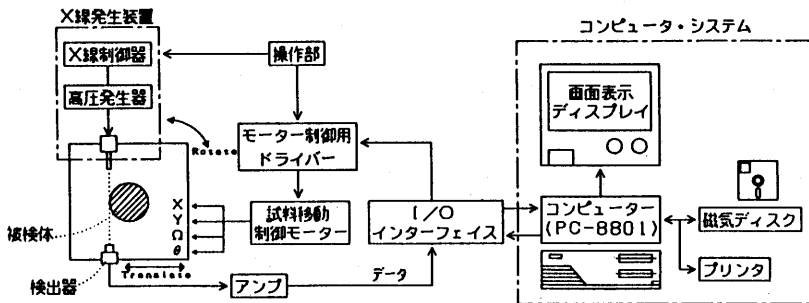


図7 ハードウェアのシステムブロック図

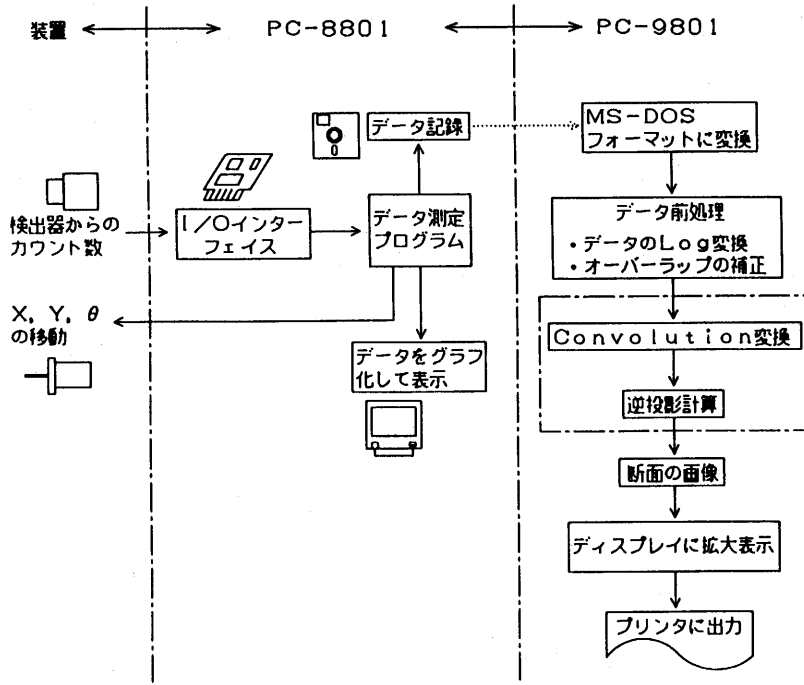


図8 ソフトウェアのシステムブロック図

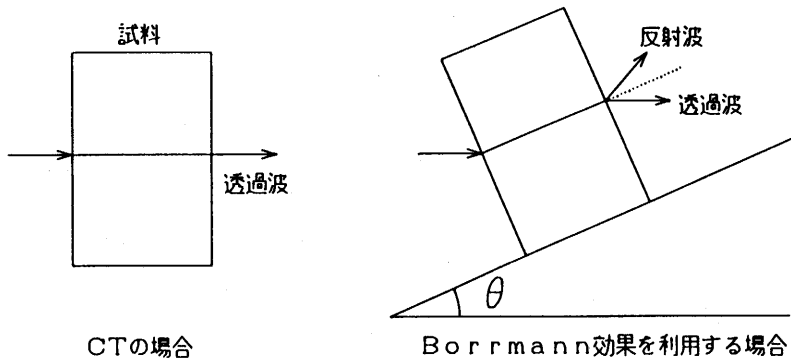


図9 試料配置の比較

左側のX線発生装置によって発生したX線が、試料を通過してその反対側対になって配置されている検出器にカウントされる。X線の強度に応じて発生したパルスは、アンプとインターフェイスを介してコンピューターシステムに送られる。コンピューターシステムは送られてきたデータを磁気ディスクに蓄積し、保存すると同時にディスプレイ上にデータを一時的に表示する。

その一方でコンピューターシステムは、試料を、インターフェイスとモーター制御用ドライバーを介して試料

移動制御モーターによってTranslate/Rotate動作させる。

このようにして得られたデータを変換して、データに対してLog変換・データ補正といったような前処理を施し、重畳積分法により画像を再構成する。再構成された断面の画像は、強度別にある一定の段階に色分けされ、ディスプレイやプリンタに表示される。

この測定において、動作確認時のCT（この場合は鉛筆）は図9に示すように試料は垂直であり、透過X線を

利用して測定を行っているが、ボルマン効果を利用した柱状シリコンの測定時には試料の中心軸は θ だけ傾いており、反射X線を用いて行っていることが特徴である。

4. 観察結果

このCT測定装置で、身近な試料として鉛筆を断層撮影した結果を図10に示す。X線吸収係数の相対的な強度差を、各画素毎に16段階に色分けして表現している。測定条件を以下に示す。

X線管の電圧, 電流	40kV/20mA
入射X線の直径	100 μ m
画素数	140 \times 140 [pixel]
Translate 動作における Step 距離	60 μ m
Rotate 動作の回数	125/180 [deg]
各点毎の測定時間	0.2 [sec]

この図から、鉛筆内の外周塗料、木材の年輪、中心部の黒鉛などが判別できていることがわかる。

試料を欠陥を多く含む直径10mmの柱状シリコンに変えて測定を行った結果が図11の左側の図である。図中の黒い部分が柱状シリコンの内部であり、格子欠陥と思われる部分を解かりやすくするために白色に変更してある。尚、一番外側の白く見える円は測定限界位置を表す円で

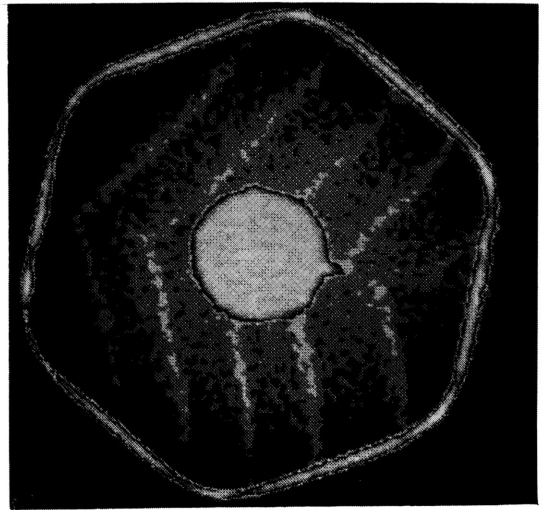
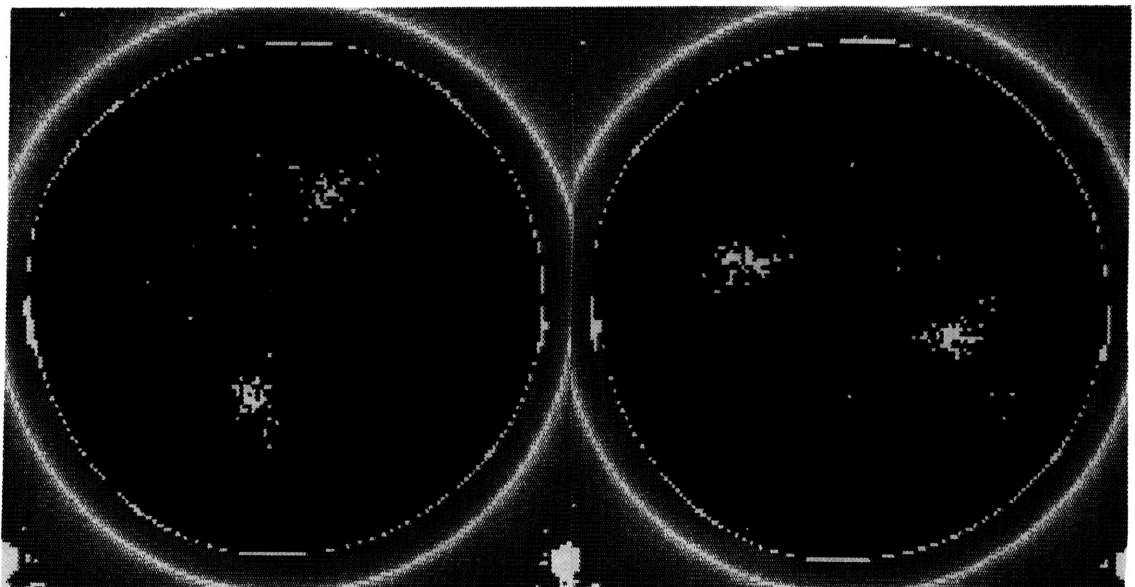


図10 鉛筆の吸収CTの測定結果

ある。この内部の欠陥が重畳積分による誤差等でないことを確かめる為に、あらかじめ試料を90度ほど回転させてから測定したものが右側の図である。この図によって、柱状シリコン内の格子欠陥分布が、ボルマン効果を利用することによって測定することが可能であることが示さ



a) そのままの状態での測定

b) 90°回転して測定

図11 柱状シリコンのボルマン効果CTの観察結果

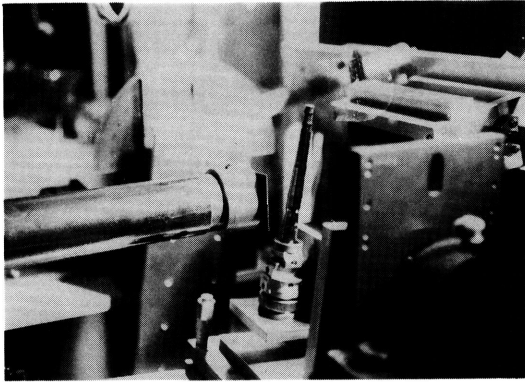


図12 柱状シリコン結晶の配置

れている。ここでは、図7の Ω 軸移動ブロックをブラッグ角 θ_b だけ傾け、カウンターブロックを $2\theta_b$ だけ傾けた図12のような状態で異常透過後の反射X線を測定している。

測定においては、ゴニオヘッドに取付けた柱状シリコンのあおりの微調節が最も重要であり、かつ困難な作業となる。

5. 考察

まず通常CTについて、これまでの様々な試料の測定から経験的に言えることは、試料となる物質の吸収係数にあまり大きな差がなければ中心部がぼやけたような再生像になり、吸収係数の差が余りにも大きい部分のある試料では垂直方向に激しい偽像を生じるため、内部構造はほとんど確定できなくなると言うことである。

再構成画像の画質を決定する要素について、各々

- i) Translate 動作の移動距離
大きくすると、偽像が激しくなる
- ii) 各点での測定時間
長くすると、内部構造は明瞭化してゆく。ノイズも減少。
- iii) Rotate 動作のきざみ幅
1度以上に細かくしても再生像には余り変化がない。
- iv) ピンホールスリットの直径
細くすると、内部は明瞭化。解像度も向上。
S/N比は悪化。

といった傾向が現われるが、これらの各要素については測定時間と要求する解像度によって最適な数値を決定

しなければならない。

図12により、吸収係数以上の厚さを持つ柱状シリコンについても、ボルマン効果を利用したCT測定装置により、格子欠陥分布の状況を確認する事ができた。

この装置は吸収係数以上の厚さを持つ他の完全結晶についても非破壊で格子欠陥分布を測定することが可能であり、今後他の様々な完全結晶についても応用して行く予定である。

現在、入射X線をラインビーム状にして、入射X線の位置を一次元的に検出する機能を持つ、PSPCを利用する新しいシステムを試作中である。このシステムは、測定時間の大幅な短縮と、再生像の高分解能化を目指したものである。

6. 謝辞

おわりに、本研究を行うにあたり、実験装置の製作全般にわたってご指導いただいた物理実験工作室の吉弘満技官に謝意を表します。

参考文献

- 1) 近浦吉則, 城井英樹, 鈴木芳文: “位置敏感比例検出器を用いたスペクトロスコーピーX線散乱トポグラフィー”, (1991) 秋物理学会, 28aL2
- 2) Y. Suzuki and Y. Chikaura: “Topographic study on an InAs lattice-mismatched heteroepitaxial layer grown on GaAs by means of X-Ray scattering radiography”, Appl. Phys. Lett. 56, 1856/1858 (1990)
- 3) 近浦吉則, 村田俊一, 城井英樹, 鈴木芳文: “X線異常透過によるSi断層内の格子欠陥分布計測法の開発”, (1992) 秋物理学会, 18aZH7
- 4) Z. H. Cho and I. S. Ahn: “Computer Algorithm for the Tomographic Image Reconstruction with X-Ray Transmission Scans”, Computers and Biomedical Research 8, 8-25 (1975)
- 5) 遠藤真広, 飯沼 武: “重畳積分法を用いたX線体軸断層像復元の電子計算機によるシミュレーション”, 医用電子と生体工学, 第15巻, 第5号, 334/341 (1977)
- 6) R. A. Crouther, D. J. DeRosier and A. Klug: “The Reconstruction of a three-dimensional structure from projections and its application to electron microscopy”, Proc. Roy. Soc. Lond. A. 317, 319-340 (1970)
- 7) 遠藤真広, 梅垣洋一郎: “新しいX線撮像法—コンピュータ断層撮影—”, 医用電子と生体工学, 第14巻, 第5号, 369/377, (1976)
- 8) 岩下正雄: “投影からの立体像再生”, テレビジョン, 第30巻, 第4号, 321/326 (1976)
- 9) 岩井喜典編: “CTスキャナー—X線コンピューター断層撮影装置—”, コロナ社
- 10) 尾上守夫編: “医用画像処理”, 朝倉書店
- 11) E. Tanaka and T. A. Iinuma: “Correction Functions for Optimizing the Reconstructed Image in Transverse Sec-

- tion Scan", *Phys. Med. Biol.*, 20-5, 789/798 (1975)
- 12) J. Radon: *Wissenschaft, Math. Phys., Klass 69*, 262/271 (1917)
 - 13) G. N. Ramachandran and A. V. Lakshminarayan: *Proc. Nat. Acad. Sci.*, 68-9, 2236/2240 (1971)
 - 14) L. A. Shepp. and B. F. Logan: "The Fourier Reconstruction of a Head Section", *IEEE Trans. on Nuclear Science*, Vol. NS-21-3, 21/43 (1974)
 - 15) 高良和武, 菊他惶志: "X線回折技術", 東京大学出版会