

学位論文

放射光 X 線 μ CT 技術の高度化とその応用

上杉 健太郎

目次

1 はじめに.....	1
1-1 研究の背景.....	1
1-2 研究の目的.....	4
1-3 本論文の構成.....	4
1-4 References.....	5
2 放射光 X 線 μ CT について.....	7
2-1 X 線 CT の特徴と放射光 X 線.....	7
2-2 放射光 X 線 μ CT の種類と応用分野.....	10
2-2-1 吸収コントラスト法.....	10
2-2-2 位相コントラスト法.....	11
2-2-3 投影型 μ CT 装置.....	14
2-2-4 結像型 μ CT 装置.....	15
2-3 世界の放射光施設における μ CT 装置の現状.....	16
2-4 画像再構成の原理.....	20
2-4-1 投影と再構成.....	20
2-4-2 画像再構成の方法.....	21
2-5 画像再構成演算について.....	25
2-6 References.....	26
3 放射光 X 線 CT 撮影の高速化に必要な周辺技術開発.....	28
3-1 高速化の目的.....	28
3-2 高速化目標の設定.....	28
3-3 高速化に必要な技術.....	30
3-3-1 X 線光源.....	30
3-3-2 回転ステージ.....	37
3-3-3 検出器とステージとの同期.....	42

3-3-4 X線用画像検出器.....	47
3-4 Reference.....	48
4 レンズカップル(LC)式とファイバーカップル(FC)式のX線画像検出器の比較.....	49
4-1 可視光変換型X線画像検出器の特徴と問題点.....	49
4-2 LC式とFC式の比較.....	50
4-2-1 LC式検出器.....	50
4-2-2 FC式検出器.....	52
4-2-3 Point spread function (PSF)とtail効果.....	52
4-2-4 感度比較.....	53
4-2-5 Distortion 比較.....	54
4-2-6 感度ムラ(shading)比較.....	55
4-3 考察.....	56
4-3-1 Conversion gain: 理論値との比較.....	56
4-3-2 Distortion の補正法.....	57
4-4 結論.....	58
4-4-1 機械的性能評価.....	58
4-4-2 実用上の評価.....	59
4-5 References.....	61
5 放射光X線 μ CTの定量性の評価.....	63
5-1 定量性の評価の目的.....	63
5-2 評価方法および結果.....	65
5-3 References.....	77
6 放射光X線 μ CTの応用.....	80
6-1 イトカワ粒子の構成鉱物とその3次元分布の決定.....	80
6-2 部分溶融した岩石中のCsの3次元元素マッピング.....	94
6-3 生体における気道のX線イメージング.....	102

6-4 References	109
7 まとめと今後の展望.....	111
Appendix.....	i

1 はじめに

1-1 研究の背景

計算機トモグラフィー (Computed Tomography: CT) は被写体の内部構造を可視化する手法である。Hounsfield らが、医療診断用 X 線 CT スキャナーを開発し発表したのが 1973 年である⁽¹⁾。これは Radon により数学的に証明された⁽²⁾、「二次元あるいは三次元の物体は、その投影データの無限集合から一意に再生する事が出来る」、つまり、多数の投影像を利用すれば物体の内部構造を知る事が出来る、と言う事を利用したものである。

開発当初の CT 装置は第 1 世代型(Fig 1.1 (a))であり、X 線光源をコリメートして人体を透過させ、透過 X 線の強度をモニターする。光源と検出器を同時に並進させて一つの角度での透過 X 線強度分布を取得する。それが終わり次第、光源と検出器は同時に回転し、異なる角度での透過 X 線強度分布を取得ようになっていた。この測定方法では測定開始から完了まで 1 断層あたり 6 分ほどの時間がかかっていた。

しかし、X 線 CT 法の医療診断への有用性が明らかになるにつれて、装置は第二世代・第三世代へと進化した。2012 年現在では、医療診断用 X 線 CT 装置においては、第三世代型 CT 装置は当然であり、高級機種では複数の断層像を一度に得る事が出来る、マルチスライス型へと進化している。全測定に要する時間は 1 秒程度であるので、時間的には 300 倍以上高速化されている事になる。また、断層像の画素数は 1973 年の装置では 80 x 80 pixel だったが、現在主流の装置では 512 x 512 pixel (最小画素サイズは約 500 μ m)となっている。測定対象が人間であるため、必要とされる視野は 250mm 程度で一定と考えると、空間分解能は約 5mm から約 1mm へと格段に進歩していると言える。

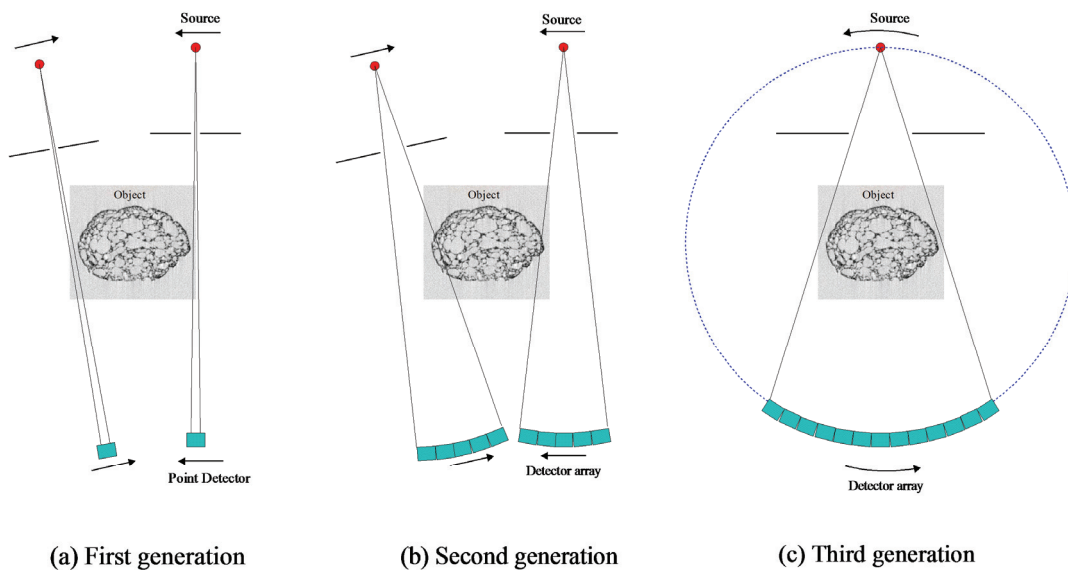


Figure 1.1. CT スキャナーの世代別動作。(a)第一世代は点光源と強度検出器が同時に並進と回転運動を行う。(b)第二世代では点光源と短い検出器列を使用して並進の回数を減らしている。(c)第三世代では長い検出器列を使用しており、並進の動作は不要となった。

CT の特長は試料内部の三次元情報すなわち X 線吸収係数の分布を計測出来ることであるが、このことは医療診断用途に限らず、材料科学や非破壊検査の現場に対しても重要な知見を提供しうる。それは、物質の 3 次元的なつながりはその特性を特徴付けるからである。

しかし、医療用装置では材料科学などに資するには不十分な点も多い。もっとも不足しているのは空間分解能であろう。医療診断用として開発されていた CT スキャナーは一般に空間分解能は 1mm 程度である。これは医療診断に求められる解像度と放射線被曝の兼ね合いで決まっていたが、材料科学等における無機物質の観察では、走査型電子顕微鏡(SEM)や透過型電子顕微鏡(TEM)などと比較する事が求められるため、より高い分解能が望まれることになる。この観点から 1980 年代に flux density が高い X 線源として注目されつつあった、シンクロトン放射(SR)を X 線源として分解能 10-100 μm を目指した CT 装置の開発が世界各地の放射光施設で始められた⁽³⁻⁹⁾。歴史的には、これが現在マイクロトモグラフィー(μCT)と呼ばれるようになった装置のはじめである。今日では一般的に、市販の医療診断用や非破壊検査用 CT より高分解能 (おおむね 10 μm 程度あるいはそれ以下) の装置が μCT と呼ばれている。

空間分解能で 10 μm 程度というのは、マイクロフォーカス X 線源を用いた CT 装置で

も達成可能であるし、商品としても多数存在している⁽¹⁰⁻¹²⁾。これに対して、SRを光源として使用する場合、単色化した後でも十分な強度を有したX線を使用できるというメリットがある。これにより、幅広い組成や寸法の試料に対して定量的な線吸収の計測が可能となる。

シンクロトロン放射を用いたCTの最初の実験はスタンフォード大学の加速器を用いて行われた研究であり、1984年に発表された⁽¹³⁾。この実験は μ CTではなく分解能1mm程度であったが、血管造影法に使われるヨウ素のK吸収端(33.3keV)前後の二波長のX線CT像からヨウ素分布の画像抽出が出来る(すなわち元素分布測定が可能である)ことを実際に示した点で重要である。そして、1980年代後半にDESY(ドイツ)、NSLS(アメリカ)、Photon Factory(日本)、の三個所の光源を利用した μ CTの報告が相次いだ(文献⁽¹⁴⁾等)。これらの装置はいずれも最適条件では分解能10 μ m程度を達成しており、二次元画像検出器による三次元計測も可能であった。

いくつかの重要な応用研究が報告されはしたものの、最初の三つのプロジェクトはいずれも応用面でのブレークスルーにはなり得なかった。より正確に表現すれば、広範囲のユーザーを擁して研究を進める状況には至らなかった。この原因としては

1. 光源:実用的な輝度とエネルギー領域が一般的な試料のCT計測に適していなかったために、三次元計測には膨大な時間を要した。
2. 検出器の性能:10 μ m程度の解像度はあったが、ダイナミックレンジが不足しており精密なCT像計測には不十分だった。
3. 計算機の性能:現状の三次元 μ CTでは1000x1000x1000=10⁹程度の画像を2バイト長で計測しており、一度のCTスキャン(おおよそ1時間前後)で2GBのデータを生み出すが、20年前の計算機の性能では、この容量の三次元CT再構成演算は実用的でなかった。
4. これらの μ CTはシンクロトロン放射光施設のユーザーが行っていた研究であったために、共同利用研究所としてのユーザーを受け入れる状況でなく、個別の研究に留まっていた。

といったことが考えられる。

この状況は1990年代後半以降急激に変化してきた。PCの性能は1980年代のスーパーコンピューターを超えるまでになってきた。また、計測用CCDに関しては、X線天文などで開発された技術が市販素子にフィードバックされるようになり、CT計測に十分な性能を持つCCDが入手出来るようになった。そして放射光施設に関しては、第三

世代光源と呼ばれる低エミッタンス高輝度高エネルギーの放射光リングがヨーロッパ（ESRF）アメリカ（APS）日本（SPring-8）で稼働し始め、それらの施設で共同利用公開を前提としたマイクロ CT 装置の開発が始められた。APS では 2BM と 13ID-C、ESRF では ID19、SPring-8 では BL20XU, BL20B2, BL47XU を中心として、いずれも準並行光を用いた投影型 CT 装置が稼働しており、分解能 $1\mu\text{m}$ あるいは $10\mu\text{m}$ での μCT 計測が可能である。また、SPring-8 BL47XU では後述の X 線顕微鏡光学系を用いることで、空間分解能は 200nm 程度まで達成している。

これらの装置は、従来は光学顕微鏡や電子顕微鏡で観察していたような試料に対して適用され始めた。

1-2 研究の目的

本研究では、最先端の放射光光源を利用した定量的な情報を得られる X 線 μCT 装置の開発および、測定技術を高度化することを目的とする。測定技術の高度化とは、高速化・高効率化・高分解能化を意味し、X 線 μCT 装置を構成する要素技術をそれぞれ必要かつ十分なスペックに押し上げる事である。具体的な内容は下記のとおりである。

- 光学顕微鏡あるいはより高い空間分解能を目指す
 - 高解像度検出器の開発、X 線顕微鏡光学系の利用
- 線吸収係数の定量的な取り扱いを可能とする
 - 単色 X 線の利用、検出器の定量的な評価、画像再構成演算の厳密解の利用
- 高速度撮影にも対応可能な拡張性を持たせる
 - 高効率型画像検出器の開発、高精度かつ高速度回転ステージの開発、撮影方式の最適化
- 画像検出器の最適化
 - X 線から可視光への高効率変換、高分解能化、等検出器の開発と評価

また、本研究で開発された装置を、惑星科学・材料科学・生物学など様々な分野への利用研究に供することも目的である。

1-3 本論文の構成

第 2 章では放射光 X 線を利用した X 線 CT 装置の持つ特徴や仕組みを示し、世界の放射光施設においてどのような性能の装置が稼働しているか示した。またここでは、投影像から CT 像を得るための画像再構成法に関して簡単な説明も記述されている。

第 3 章では本研究のメインテーマの 1 つである、X 線 CT 撮影の高速化に関してどの

ような現象を捉える事を目的としているかを示した。また、高速撮影のために整えなければならない要素を具体的に示し、改良点を述べている。

第4章では本研究のテーマの1つである、検出器の最適化に関して述べている。通常、X線用の画像検出器はX線を可視光に変換し、可視光用の撮像素子でデジタル信号化する。この際に、可視光光学系をどのように構築すると、蛍光面から撮像素子まで効率よく可視光が伝送されるかを検討した。また、X線CT用の検出器としてどのような条件を満たさなければならないかも検討している。

第5章では、単色X線を利用する事で得られる定量的なX線線吸収係数(LAC)に関して議論している。LACの実験値は計算値に対して基本的には検出器の応答特性に準じて一定の割合でシフトするが、その値をキャリブレーションデータを取得して決定した。

第6章はここまで開発してきたX線CT装置がどのような応用研究に用いられているかを示した。まず最近話題となっていた、小惑星探査機はやぶさにより持ち帰られたイトカワ粒子の分析に関してである。ここでは、これまでのX線CT装置では全く実現不可能だった、2つのエネルギーのX線を利用する事で構成鉱物の種類とその形状の3次元分析を行う事が出来たことを紹介する。次に、第5章で得られた知見を基に、3次元元素濃度マップを実現した例を示す。この研究までには、元素の吸収端を利用したいくつかの研究があったものの、電子顕微鏡などと直接比較できるような精度での分析はなされていなかったが、本論文の第5章と著者である池田らの入念な特性評価もあり可能となった分析である。最後に、高速化の話題として、マウス肺の4D-CT実験の例を示す。この研究はラボ用のX線管球を用いた装置では全く実現不可能な測定が、放射光X線を利用する事で可能となった好例である。

第7章では、本論文で実現された装置のスペックを簡単にまとめ、今後の装置開発に関する展望を述べた。

1-4 References

- (1) Hounsfield, G. H., *British Journal of Radiology*, 46 (1973) 1016-1022
- (2) Radon, J., *Ber. Vcrh. Sachs Akad. Wiss.*, 69 (1917) 262-271
- (3) J. H. Kinney, Q. C. Johnson, R. A. Saroyan, M. C. Nichols, U. Bonse, R. Nusshardt, R. Pahl, and J. M. Brase, *Rev. Sci. Instrum.*, 59 (1988) 196-197
- (4) J. H. Kinney, Q. C. Johnson, U. Bonse, M. C. Nichols, R. A. Saroyan, R. Nusshardt, R. Pahl, and J. M. Brase, *MRS Bull.*, 13 (1987) 13-17
- (5) B. P. Flannery, H. W. Deckman, W. G. Roberge, and K. L. D'Amico, *Science*, 237

- (1987) 1439-1444
- (6) Y. Suzuki, K. Usami, K. Sakamoto, H. Kozaka, T. Hirano, H. Shiono and H. Kohno, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 27 (1988) L461-464
 - (7) K. Sakamoto, Y. Suzuki, T. Hirano and K. Usami, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 27 (1988) 127-132
 - (8) T. Hirano, and K. Usami, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 28 (1989) 263-266
 - (9) Suzuki, Y., Hirano, T., Usami, K., *X-ray Microscopy in Biology and Medicine* ed. by K. Shinohara et al. (1990) 179-190
 - (10) J. C. Elliot, and S. D. Dover, *J. Microscopy*, 126 (1982) 211-213
 - (11) S. Aoki, M. Oshiba, and Y. Kagoshima, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 27 (1988) 1784-1785
 - (12) A. Sasov, *Proceedings of SPIE*, 4503 (2001) 282-290
 - (13) A. C. Thompson, J. Llacer, L. Campbell, Finman, E. B. Hughes, J. N. Otis, S. Wilson, and H. D. Zeman, *Nucl. Instrum. and Methods*, A246 (1984) 319-323
 - (14) Bonse, U., Busch, F., *Prog. Biophys. molec. Biol.*, 65, 1/2 (1996) 133-169

2 放射光 X 線 μ CT について

この章では、放射光を使用した X 線 CT 法に関する説明を行う。その特性やメリット・デメリットを記述し、世界各地で開発・利用されている現状を紹介する。また、X 線透過像から内部を表す断層像である CT 像が得られる原理を簡単に示す。

2-1 X 線 CT の特徴と放射光 X 線

X 線 CT の最大のメリットは「3次元構造が得られること」である。これは外形だけでなく内部構造も含むし、むしろ測定対象の特徴を捉えるには内部構造の情報が重要である。それは、物質の3次元的なつながりはその特性を特徴付けるからである。また、 μ CT は、測定対象の観察のために光学顕微鏡や電子顕微鏡を使うすべての分野において活用出来る局面があると考えられる。ただし、X線は生きている生物に照射する場合には照射線量に注意する必要がある。また、貴重な試料を壊さないで観察出来るというメリットも大きい。医療用装置のように人体を傷つけずに病気の程度や部位を明らかにする事は明らかにメリットがあるし、化石・隕石などの壊せないあるいは壊す前に出来るだけ多くの情報が欲しいような場合も有効である。

では、放射光 X 線を使用する理由はどこにあるのか？最大の理由は、**flux density** の高さである。Fig2.1 に各種光源が発生可能な輝度の比較の図を示した。これによると、X 線管球により発生される X 線は放射光光源(偏向電磁石)の 5 桁ほど低い値となっている。これはつまり「分光器で単色化しても実用的な強度の X 線を得る事が出来る」ことを示している。分光器による単色化は、X 線管球の管電圧調整や管球交換とは異なり、分光器の調整で数 eV 単位でのエネルギー変更を可能とする。このことで、試料のサイズ・組成に合わせた X 線エネルギーを選択可能になる。いくつかの分野ではこのメリットは計り知れない (Itokawa 試料の分析の章参照)。

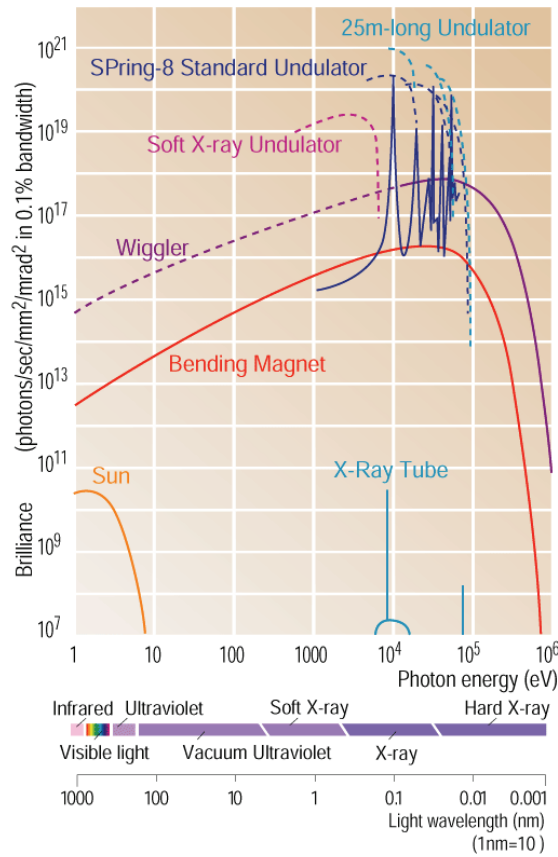


Figure 2.1.各種光源が発生可能な輝度の比較。(SPring-8 ホームページより⁽¹⁾)

また、単色 X 線を使用して CT 撮影を行う事が出来れば、X 線管球を使用した場合に問題となるビームハードニングの問題を回避する事が出来る。ビームハードニングはバンド幅の広い X 線源を使用した時に起こる現象である。低いエネルギーの X 線ほど、試料表面での吸収が大きく、試料を透過しにくい。このため、入射 X 線のスペクトルと、透過 X 線のスペクトルが大きく異なり、エネルギーの高い側にシフトしたように見える。このためにビームハードニング（線質硬化）と呼ばれる。

Fig 2.2 には、ビームハードニングの例を示した。これらは、医療用装置（日立メディコ CT-W2000）で測定された鉍物である。ラインプロファイルを見ると明らかなように、試料表面で CT 像が白くなっている。X 線 CT 像は通常「X 線がどの程度吸収されたか」でコントラストを付ける。白い方が X 線を良く吸収している事を表す。人体の CT 像では頭蓋骨などの骨が白く映し出され、脂肪や肺（空気）は黒っぽくなるのはそれが理由である。ビームハードニングは、試料の組成や光路長に占める長さ・照射 X 線のスペクトルに依存して発生するため、容易に補正する事は出来ない。医療用 CT 装置でも、ビームハードニングの補正は必要であり、開発当初から盛んに行われ

ている。測定対象が人体に限られているため、比較的容易に補正が可能であるが、解析解は存在しないためどうしても経験的な手法になってしまう。

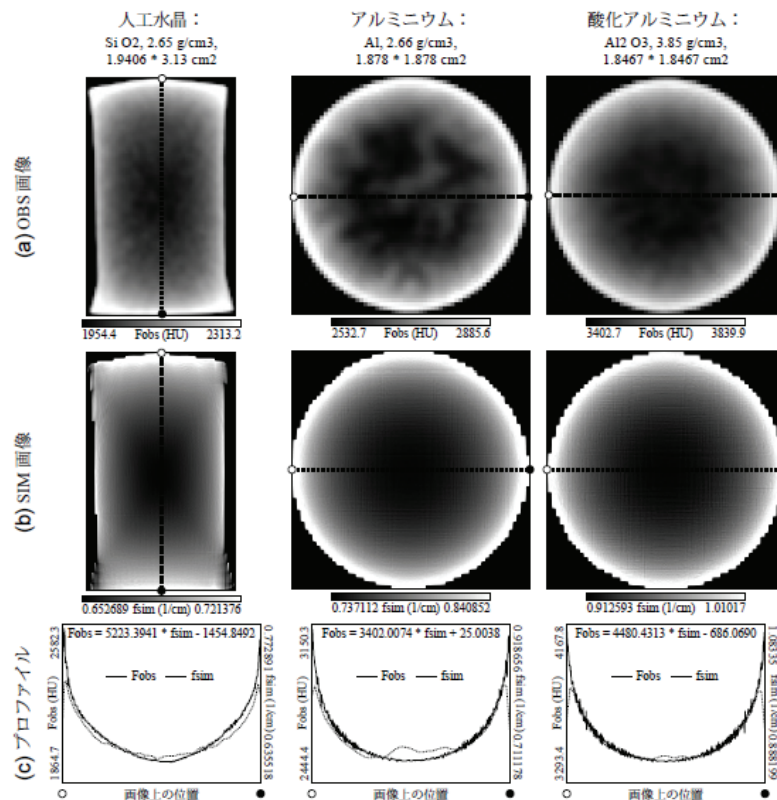


Figure 2.2 ビームハードニングの例。(a)医療用 CT 装置で撮影して得られた CT 像。(b)試料の組成と外形・X 線のスペクトルを基に計算で求めた CT 像。(c)上記(a)と(b)のラインプロファイル。(Nakano et al., ②)の図 8 から一部抜粋)

また、放射光 X 線を利用するメリットとして高分解能化が可能なる事が挙げられる。高分解能化する際には、高い flux density が必須である。これは光学顕微鏡観察にて高倍率（高分解能）観察する時に、照明を明るくする必要があるのと同様である。放射光の場合にはどのように flux density を上げたらよいのか。集光光学系も検討すべきかもしれないが、SPring-8 では挿入光源を利用する事がもっとも単純かつ効果的であろう。Fig2.3 に SPring-8 の偏向電磁石光源 (BL20B2) と挿入光源 (ID47) の光源から 45m 地点における、flux density の計算値を示した。挿入光源では、偏向電磁石光源よりも 4 桁ほど高い flux density を有する事が分かり、高空間分解能の測定に適している事が伺える。

一方でビームサイズは挿入光源では光源から 45m 地点において最大 1mm x 0.5mm

程度である。偏向電磁石光源では、光源から 45m 地点において最大 60mm x 3mm 程度となる。後述する検出器の制約も含めて考えると、挿入光源 BL では、直径 1mm 程度の試料の観察を、偏向電磁石光源 BL では直径 10mm 程度までの試料の観察するのに適している。この程度の試料サイズに限ると、放射光 X 線はほぼ平行光と見なす事が出来る。

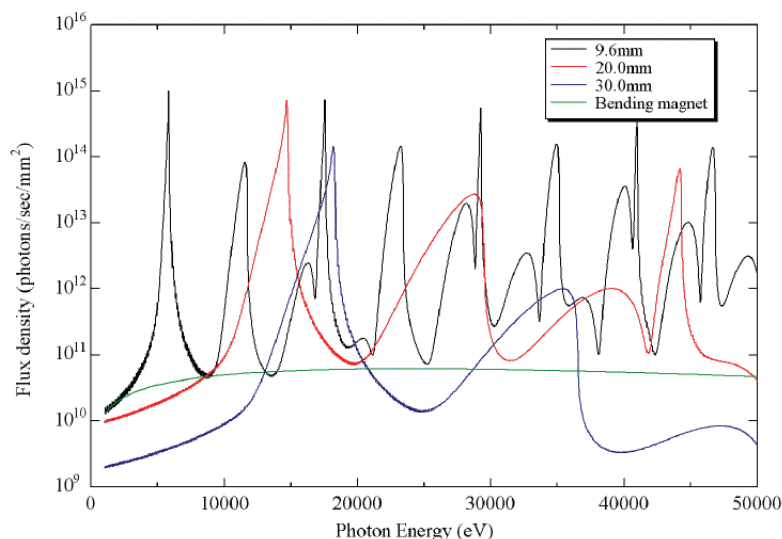


Figure 2.3 光源から 45m 地点における、挿入光源(アンジュレーター, SPring-8 ID47)と偏向電磁石光源(SPring-8 BL20B2)の flux density の差。アンジュレーターは gap 値が異なる 3 点をプロットした。SPECTRA^③にて計算を行った。

2-2 放射光 X 線 μ CT の種類と応用分野

ここでは放射光 X 線を利用した CT の種類に関して述べる。コントラストの付け方による分類と測定方式による分類がある。両者が組み合わさった測定方法も可能であり、近年では複雑化してきている。

2-2-1 吸収コントラスト法

CT は一般的な名称であるが、断層像を何のコントラストで得るかにより種類が決まる。もっとも一般的に (医療診断用にも) 用いられているのは、物体がその場所ごとにどのくらいの X 線を吸収しているかで表される「吸収コントラスト」である。医療用 CT 装置では、装置ごとの違いを吸収するために規格化された値を用いる。空気を -1000・水を 0 とする Haunsfield Unit (HU) がそれである。しかし、単

色 X 線を用いた場合は、より単純に X 線線吸収係数 (x-ray linear absorption coefficient, LAC) で表される。LAC は物体の質量吸収係数 (mass absorption coefficient, MAC) と密度(d)のかけ算である。

$$\text{LAC} = \text{MAC} \times d$$

MAC は、物体の化学組成と入射 X 線エネルギーに依存する値である。単色 X 線を用いる事で、物体の化学組成のみに依存する値となる。CT 像内での LAC の分布を求める方法については、2.4 項で詳述する。

2-2-2 位相コントラスト法

X 線の画像計測技術として、X 線の強度変化を捉える吸収コントラスト法に対して、X 線の位相シフト量を求める位相コントラスト法も存在する。これは X 線の波動性を利用し、X 線の位相が入射 X 線に対してどのくらいずれたかを計測する。位相コントラスト CT 法は、この位相シフト像を基に試料断面内の各位置における位相変化を捉える手法である。

位相コントラスト CT 法は硬 X 線領域において軽元素系の物質の観察に利用する事に適している。特に吸収コントラスト法では区別のつきにくい、生物の軟組織を可視化するのに優れている。

位相コントラスト法はいくつかの異なる観測手法が用いられるが、ここでは代表的なもののみ記す。また、断層像を得るための計算は位相シフト量としての投影像が得られれば、吸収コントラスト法と同等に実行できる。

Propagation based phase contrast imaging (PBI)

PBI は位相コントラスト法 (Phase-contrast imaging, PCI) の一種であるが、ある程度のコヒーレンスを有する X 線を使用した場合、少なからず観察できる。有名なものは、実験室用のマイクロフォーカス X 線源を用いたオーストラリアの Wilkins らによる論文であろう⁽⁴⁾。これは放射光光源でもないし、分光器を使った単色化も行っていない。それにもかかわらず、物体周囲に明るい線が現れている。このような明るい線が現れるには、物体による吸収以外の効果 (屈折・回折・散乱) が働き、X 線の進行方向が変化させられなければならない。しかし、観察画像に対して、どの効果がどの程度寄与しているのかを決定するのは極端な実験条件を除くと容易ではない。その極端な条件を作り図示したのが Fig 2.4 である。これを、ビームは単色($E/\Delta E=10^{-4}$ 程度)で平行・試料は非晶質、という条件を兼ね備えている系

と扱う。この条件下では吸収と屈折の効果が主に現れる。一般に物体の屈折率は次の式で与えられる。

$$n = 1 - \delta - i\beta$$

ここで、複素数部分 ($i\beta$) が X 線の吸収に関する項で、実数部分 ($1-\delta$) が物体による位相変化に関する項となる。 δ は 10^{-5} 程度と非常に小さいがゼロではない。つまり、Snell の法則

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{n_1}{n_2}$$

から、空气中 ($n \sim 1$) から物体に X 線が入射する場合に 10^{-5} ラジアン程度曲がることになる。Fig 2.4 で、検出器を適切な位置に置けば、屈折した X 線を捉えることが出来るということになる。このエッジ強調像から位相像を求めるには、主に2つの方法がある。Suzuki et al.では物体による X 線の吸収はきわめて小さいという仮定を置き、断層像の面内方向への2階積分により位相像を得ている⁽⁵⁾。一方、Paganin et al.では物体は単一物質である(物体は1種類の線吸収係数だけで構成されている)という仮定の下、エッジ強調像の逆空間像に $1/k^2$ に比例するフィルタリングを行い、さらに逆フーリエ変換することで、物体の厚みの分布を得ている⁽⁶⁾。物体による線吸収係数の取り扱い方法が異なるが、どちらも数学的にほぼ等価である。

この手法の良い所は、単純な透過像観察と全く変わらない装置構成である。このため、位相感度は下記2つの手法に劣るものの、測定装置としては極めて安定であり、高速度撮影にも適している。

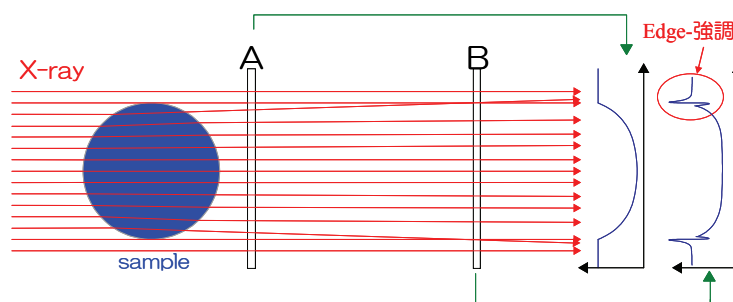


Figure 2.4. Propagation based imaging の模式図。物体で屈折した光は、適切な位置に置かれた検出器により、エッジ強調として検出される。

Bonse-Hart interferometer

Bonse-Hart 型干渉計⁽⁷⁾を用いて、純粹に X 線の位相差を画像化する手法もある。この手法は、シリコン結晶のラウエ反射を利用して、位相の異なる X 線同士を干渉させ、その干渉効果から位相像を求める手法である (Fig 2.5)。この手法は位相イメージング法の中でも極めて高い感度を誇る。しかし、その高い感度のため観察対象が限られる。基本的にはポリマーや軟組織のみが観察対象となるが、試料中には気泡や骨など急激な位相変化を生み出すような材料は含まれてはいけない。眼球中の水晶体程度でも正確な測定は不可能である。この事と装置の安定性が問題となり、応用面での広がりはあまり望めない。

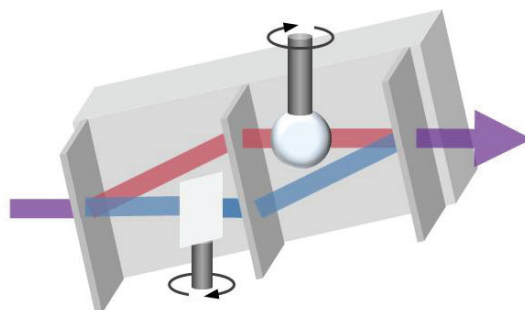


Figure 2.5. Bonse-Hart 型干渉計の模式図。矢印は X 線の光路を表す。シリコン単結晶に加工を施し、3枚のブレードを作成する。上流側から、スプリッター・ミラー・アナライザーと呼ばれる。それぞれのブレードでは Si (220) 面でラウエ反射をする。下側から挿入されている位相板の回転により、参照波の位相を変化させて物体による位相シフト量を求める。

Grating interferometer

「コヒーレントな照明下に回折格子があると、回折格子から特定の距離において回折格子と同じ周期の強度パターンが形成される」という Talbot 効果⁽⁸⁾を利用した手法である。Momose らはこの現象を X 線に対して適用し、回折格子を利用した X 線位相イメージング法を提案した⁽⁹⁾。この手法は Bonse-Hart 型干渉計を用いたシステムよりも安定性が良い。また、格子間の距離を調節し位相感度を調整する事が出来る。この使い勝手の良さから、様々な応用研究が進められ始めた。

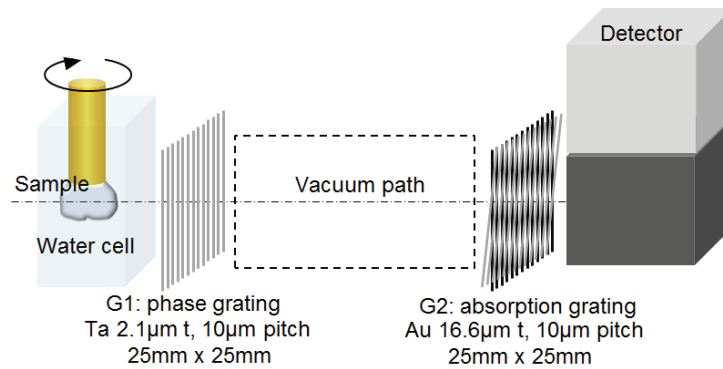


Figure 2.6. 回折格子（Talbot 型）干渉計の模式図。水槽中にセットされた試料の直後に、位相格子が設置される。そこから一定の距離をおいて吸収格子が設置される。その後方に画像検出器が置かれ、干渉像を撮影する。位相像は複数の干渉像からの計算により求められる。

2-2-3 投影型 μ CT 装置

次に撮影方法の説明にうつる。まずもっとも多く使用されている手法である、単純投影型であるが、これはもっともシンプルな手法であり、全ての CT 装置の原点となる。装置は、光源・分光器・試料ステージ・検出器からなる。

前述のように試料と検出器の距離を変えるだけで、PBI (Propagation based phase contrast imaging) にもなる。この装置で重要なのは、ビームの安定性(光源・分光器に依存する)・試料ステージの動作精度・検出器の効率と空間分解能、である。ビームの安定性は CT 像の画質を決定し、ステージの動作精度と検出器の空間分解能は CT 像の空間分解能を決定する。検出器の効率は測定時間と画質に影響する。

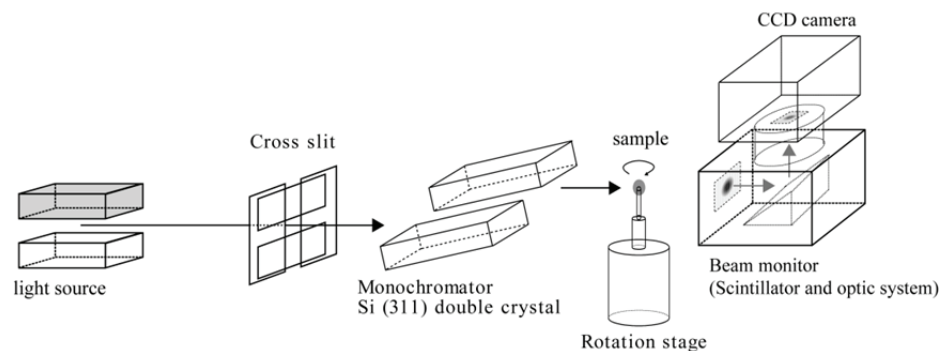


Figure 2.7. 投影型 μ CT 装置の模式図。光源・分光器・試料ステージ・検出器、により構成される。図中では分光結晶は Si (311) と記述されているが、これはビームラインや測定条件により Si (111) や Si (511) になる場合がある。

2-2-4 結像型 μ CT 装置

これは投影型 μ CT 装置の空間分解能の限界を超えるために開発された。後述するが、X線用画像検出器の空間分解能はおよそ $1\mu\text{m}$ 程度が限界である。これは、蛍光体の厚みと可視光光学系の問題であり、原理的にこれ以上良くならない（わずかに上がる可能性はあるが、桁で変わる事はない）。これを試料の前後に拡大結像用の X線光学素子(コンデンサープレート, CP, とフレネルゾーンプレート, FZP)を配することで、理論的には 10nm 程度の空間分解能に到達可能である⁽¹⁰⁾。

投影型 μ CT と同様に各要素技術全てがスペックを満たす事を要求されるが、特に光学素子の性能とステージの動作精度は、空間分解能が高い分、厳しい条件が要求される。現状では X線顕微鏡光学系そのものは 160nm の空間分解能となっている。しかし CT 装置として 3 次元的な空間分解能を評価すると、 200nm 程度となっている。これは光学素子と検出器の問題ではなく、試料用回転ステージの軸ブレ精度と測定中の試料の変形やドリフトの問題である。この装置を利用した応用研究例は第 6 章に詳述している。

また、結像型 μ CT 装置は X線顕微鏡光学系を利用しているため、位相計測のためのオプションを導入する事が可能である。一つは前述の回折格子光学系である⁽¹¹⁾。この光学系を導入する事で、ナノメートルの空間分解能での定量的な位相計測が可能となる。ただし、吸収コントラスト CT に比べ、測定時間が 3-5 倍延びる事で、試料ドリフトや変形が起こりやすくなる。また、この不利な点を克服できる手法として、Zernike 位相板を FZP の後焦点位置に置く、Zernike 位相コントラスト法が挙げられる。この手法は残念ながら、位相シフト量の定量的な計測は不可能である。

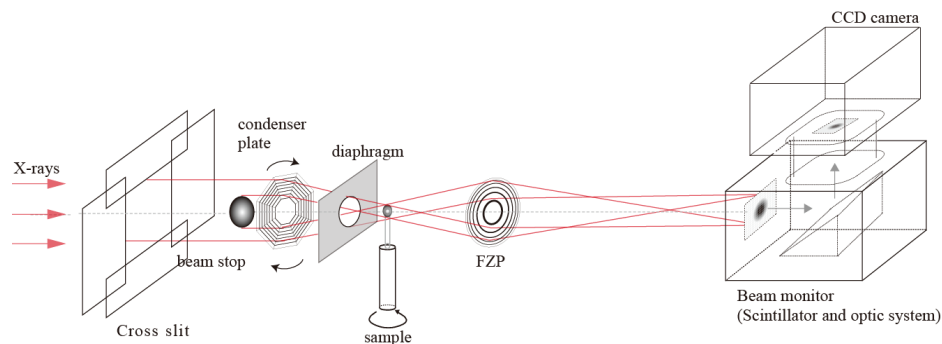


Figure 2.8. 結像型 μ CT 装置の模式図。光源・分光器は省略。コンデンサープレート・試料ステージ・対物用 FZP・検出器、により構成される。FZP と検出器の間は数 m の距離になる。ここの間の適切な位置に、回折格子や位相板を挿入して位相コントラスト CT 装置にする事も可能。

2-3 世界の放射光施設における μ CT 装置の現状

放射光施設において μ CT 装置は今や重要なインフラであり、X 線領域の放射光が発生できる施設には必ずと言って良いほど導入されている。その多くが上述のような、吸収コントラスト法だけでなく、位相コントラスト法も採用している。ここでは全ては紹介しきれないので、いくつかの施設での代表的な設備のみ簡単に説明する事とする。細かなスペック等は文献から引用した表を掲載する。

European Synchrotron Radiation Facility (ESRF) はフランスに設置された大型放射光施設である。設立当初から μ CT 装置の開発を行っている。ID15 では無機材料分析に特化した装置構成をしており、画像検出器は 50keV 以上の高エネルギーに対応した高速度撮影可能な物が導入されている。高速度撮影も行われており、白色 X 線を使用すれば、100ms 程度で CT 撮影をする事も出来るようである⁽¹²⁾。また、欧州にある多くの国を代表する材料科学者達が、それぞれの装置を持ち込み利用している。ID19 は設置当初から Cloetens を中心に、holotomography などの先進的な計測技術の開発を進めてきている。ID15 とは異なり、材料系だけに限らず骨や種子などの生物試料なども扱っている⁽¹³⁾。

Advanced Photon Source (APS) はアメリカに設置された大型放射光施設である。こちらは主に光学系のグループと地球科学系のグループが CT 装置の開発を行っている。2-BM-B は光学系グループに所属するビームラインである。偏向電磁石光源であるが、分光器にマルチレイヤーモノクロを導入し、光量を増加させている⁽¹⁴⁾。13-ID-D は GSECARS が所有するビームラインである。CT 装置は Rivers が中心となり開発を進めているが、高圧発生装置内の試料のその場観察も実施しており、地球科学系の試料に特化している⁽¹⁵⁾。32-ID-B,C は APS におけるナノテクノロジーを推進するためのビームラインとして建設された。そこでは、燃料電池の研究を行うために、nano-CT 装置を購入し運用を開始した⁽¹⁶⁾。プロジェクト予算による装置のため、残念ながら一般ユーザーには開放されていない。

Swiss Light Source (SLS) には、建設当初から CT 専用ビームラインを設置する事が決まっており、TOMCAT (The beamline for TOMographic Microscopy and Coherent rAdiology experimenTs の略) と呼ばれている⁽¹⁷⁾。3GeV の蓄積リングながら、光源にはスーパーバントを用い、マルチレイヤー式の分光器を組み合わせ 40keV 位までの利用を可能としている。

次に、筆者も作成に協力した資料を示す。文献 (18) 中の、Table 1-3 である。Table

1 では、投影型 CT 装置の利用可能な施設における、エネルギー領域・空間分解能・測定時間が示されている。2010 年頃の情報なので、現状では検出器の性能向上により、どこの施設でも測定時間は短縮されているはずである。SPring-8 においては、2012 年現在では 6 分程度の測定時間となっている⁽¹⁹⁾。ここで ESRF, ID15 は特筆すべき撮影速度を達成している。これは、白色 X 線を利用し、高エネルギー X 線に特化した画像検出器を採用している事が要因としてあげられる。他の施設では、単色 X 線を使用していることがほとんどである。

Table 2.1 世界の放射光施設における単純投影型 X 線 CT 装置のリスト(WB は白色 X 線)。硬 X 線領域のみ掲載。(文献(18)の第 7 章より)

Facility/Beamline		Energy range (keV)	Min voxel size (μm)/ Max resolution (μm)	Min scan time at highest resolution
ESRF (FR)	ID19	7–60	$(0.3)^3/\sim 1$	~ 15 min
	ID15 [37]	30–250 ^{WB}	$(1.1)^3/\sim 2$	100 ms
	ID22	7–65	$(0.3)^3/\sim 1$	~ 30 min
APS (USA)	2-BM-B [38]	5–30	$(0.67)^3/\sim 1$	~ 6 s
	5-BM-C	10–45	$(2.4)^3/\sim 4$	~ 6 h
	13-BM [39, 40]	6–70	$(1.0)^3/\sim 2$	~ 30 min
	32-ID	8–35	$(0.3)^3/\sim 1$	~ 250 ms
SPring-8 (JP)	BL20B2	8–113	$(2.74)^3/\sim 1$	~ 100 min
	BL20XU [41]	8–113	$(0.2)^3/\sim 1$	~ 25 min
	BL47XU [41]	6–37.7	$(0.2)^3/\sim 1$	~ 25 min
DESY (DE)/HARWI-II [42, 43]	16–150	n.a./n.a.	n.a.	
BESSY-II (DE)/BAMline [44]	6–80	$(1.4)^3/\sim 4$	2–3 h	
ANKA (DE)/TopoTomo [45]	6–35 < 40 ^{WB}	$(0.9)^3/\sim 2.5$	~ 2.5 h	
SLS (CH)/TOMCAT [46, 47]	8–45	$(0.37)^3/\sim 1$	~ 10 –15 min	

次に Table 2. は各施設で採用している位相コントラスト CT 法の記述と、空間分解能・測定時間を示している。位相計測は PBI を除いて測定時間が長くなる傾向にある。干渉計を利用した場合は縞走査が必要となるし、holotomography では試料と検出器の距離を変えて、数回の撮影を必要とするからである。

Table 2.2 世界の放射光施設における X 線位相 CT 装置のリスト (WB は白色 X 線)。硬 X 線領域のみ掲載。(文献(18)の第 7 章より)

Facility/Beamline		Energy range (keV)	Min voxel size (μm)/ Max resolution (μm)	Min scan time at highest resolution
ESRF (FR)	ID19 [48]	7–60	$(0.28)^3/\sim 1$	~ 15 min
	ID15 (white beam)	20–250	$(1.1)^3/\sim 2$	100 ms
	ID22 (propagation technique)	7–65	$(0.3)^3/\sim 1$	~ 30 min
APS (USA)	2-BM-B	5–30	$(0.67)^3/1$	~ 6 s
	13-BM (propagation technique)	6–70	$(1.0)^3/\sim 2$	~ 30 min
	32-ID	8–35	$(0.3)^3/\sim 1$	~ 10 s
SPring-8 (JP)	BL20B2 (Bonse-Hart interferometer)	15–25	$(11.7)^3/\sim 30$	~ 120 min
	BL20B2 (Talbot interferometer)	8–15	$(5.5)^3/\sim 12$	~ 90 min
	BL20B2 (propagation technique)	8–113	$(2.74)^3/\sim 10$	~ 100 min
	BL20XU (Bonse-Hart interferometer)	10–25	$(2.74)^3/\sim 10$	~ 180 min
	BL20XU (propagation technique)	8–37.7	$(0.2)^3/\sim 1$	~ 25 min
	BL47XU (propagation technique)	6–37.7	$(0.2)^3/\sim 1$	~ 25 min
BESSY II (DE)/BAMline [44]	6–80	$(1.4)^3/\sim 4$	2–3 h	
ANKA (DE)/TopoTomo [45] (WB)	<40	$(0.9)^3/\sim 2.5$	~ 2.5 h	
SLS (CH) [46, 47]	TOMCAT (propagation technique)	10–40	$(0.37)^3/\sim 1$	~ 10 –15 min
	TOMCAT (differential phase contrast)	14–35	$(3.5)^3/\sim 5$	~ 10 –45 min
ESRF (FR)	ID19 [48] (holotomography)	7–60	$(0.3)^3/\sim 1$	~ 15 min per distance
BESSY II/BAMline [44] (holotomography)	6–80	$(1.4)^3/\sim 4$	2–3 h per distance	

最後の Table 3.において、X 線顕微鏡光学系を用いた sub-micrometer 分解能の CT 装置 (nano-CT) のスペックをまとめている。この表において注意すべき点は、画素サイズと空間分解能のギャップが大きい箇所の存在である。これは回転ステージの軸ブレと測定中の試料のドリフトが影響しているものと思われる。この程度の空間分解能になってくると、ハッチ内のわずかな気流や温度変化で試料が振動やドリフトをする。これを軽減するためには、出来るだけ迅速に測定を終える事とハッチ内の環境を出来るだけ一定にする事が重要である。SLS では、ハッチ内に精密空調を導入しているが、開発当初はこの空調が発生する気流により全く撮影がうまく行かなかったようである。結局彼らは試料周りに囲いを設けて、試料周辺の気流を止めて測定を行う事とした⁽²⁰⁾。

Table 2.3 世界の放射光施設における X 線の拡大光学系を利用した CT 装置のリスト。
硬 X 線領域のみ掲載。(文献(18)の第 7 章より)

Facility/Beamline	Type of contrast	Energy range (keV)	Max sample diameter size (μm)	Min voxel size/Max resolution	Min scan time (min)
Magnified synchrotron tomography using FZP					
SPring-8 (JP)	BL47XU [49, 50] Absorption [51]	6–12	~70	$(40 \text{ nm})^3 / \sim (200 \text{ nm})^3$ at 8 keV	~25
	Zernike Phase plate [52]	~8	~70	$(40 \text{ nm})^3 / \sim (200 \text{ nm})^3$ at 8 keV	~25
	Differential phase contrast by Talbot interferometer	8–10	~70	$(40 \text{ nm})^3 / \sim (200 \text{ nm})^3$ at 8 keV	~90
APS (USA)	26-ID (multilayer Laue lens [53]) Absorption/phase	8–10	~10	$(30 \text{ nm})^3 / \text{n.a.}$	120
	32-ID [54] Absorption/phase	7–17	~25	$(11 \text{ nm})^3 / (40 \text{ nm})^3$ at 8 keV	~20
SLS (CH)/TOMCAT	Absorption [55] Zernike phase contrast [56]	8–12 10	~50 ~50	$(16 \text{ nm})^3 / (144 \text{ nm})^3$ $(16 \text{ nm})^3 / (144 \text{ nm})^3$	~15–40 ~20
Magnified synchrotron tomography using ESRF/ID22 [23, 24]	Kirkpatrick-Baez mirrors Holotomography (e^- density map)	17–29	~400	$(50 \text{ nm})^3 / \sim (180 \text{ nm})^3$	~80
Magnified synchrotron tomography using Compound Refractive Lenses					
ESRF/ID15A	Absorption	30–50	~100	$(100 \text{ nm})^3 / \sim (200 \text{ nm})^3$	~5
Magnified synchrotron tomography using BESSY II/BAMline	Bragg crystals Absorption/phase	10–40	~100	$(150 \text{ nm})^3 / \sim 1 \mu\text{m}^3$	n.a.

このように、世界中の放射光施設において μ CT装置は、高速化・高感度化・高分解能化が進められている。SPring-8においても、これは例外ではない。

2-4 画像再構成の原理

ここでは、画像再構成の原理の説明を行う。吸収コントラストだけに絞って説明を行うが、画像再構成の手法は位相コントラスト法においても使用出来る手法なので、基本的には試料の位相像が得られれば、この原理のとおり計算可能である。

2-4-1 投影と再構成

前述のとおり、CTの画像再構成の理論はJ. Radonにより1917年に証明され、言葉では次のように記述される。「二次元あるいは三次元の物体は、その投影データの無限集合から一意に再生する事が出来る」。

Fig. 2.9を用いて説明をする。X-Y平面上にある閉空間Sの内部に点AとBがある。このAとBに対して、全ての方向からの投影データがあれば、これらの点の再構成は可能である。つまり、S全体が再構成可能なのである。ここで、断面データから投影データへの変換を「ラドン変換」と呼ぶ。この変換の結果はいわゆる「シノグラム」に等しい。「逆ラドン変換」はこの逆で、この投影データから断層像を得るものと定義される。

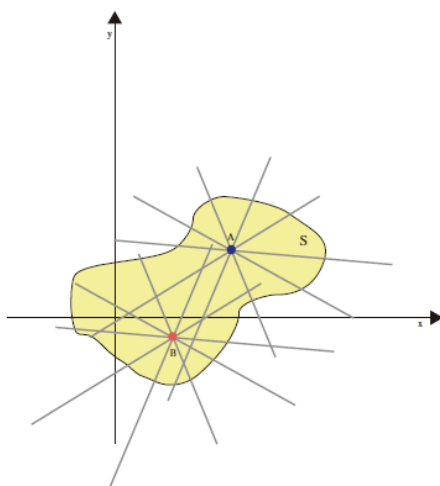


Figure 2.9. ラドン変換の模式図。 .

2-4-2 画像再構成の方法

「逆ラドン変換」すなわち投影データから断層像を再構成する方法はいくつかある⁽²¹⁾。

- a. Algebraic reconstruction technique (ART 法)
- b. Back projection method (逆投影法)
- c. Fourier transform method (フーリエ変換法)
- d. Filtered back projection method (FBP 法)

が主な4つの手法であるが、逆投影法とフーリエ変換法はほとんど利用されていない。ART法は投影データの角度ピッチがまばらだったり、得られるデータ点数が少なかったりする場合に有効な手法で、Hounsfieldにより最初のCT装置において使用された手法でもある。投影データのピッチが十分密で撮影角度ピッチも十分狭く一定な場合、FBP法はもっとも計算精度が高く、ARTに比べて計算時間も短縮される方法である。近年ではデータの質の向上のため、高精細データを取得することがほとんどである。従ってFBP法が有効であり、ほとんど全てのX線CT装置において採用されている。

本研究では、Convolution back projection 法 (CBP 法) が使用されているが、この手法はFBP法と数学的には透過である。また、計算機を利用した数値計算の立場からは、フィルター関数のフーリエ変換の解析解を用いる分、FBP法よりもCBP法の方が計算精度は良いとされている。つまり、CBP法は本研究にもっとも適した再構成法と言える。

吸収コントラストCT法は物体中のX線線吸収係数 (X-ray linear absorption coefficient, LAC) の分布を求める手法である。LACは物体の質量吸収係数 (Mass absorption coefficient, MAC) と密度の関数である。MACは物体の化学組成と入射X線エネルギーの関数である⁽²²⁾。従って、ある物体のMACとLACは単色X線を使用すれば一意に決まる。以降、X線は単色である事を前提に、式の導出を行う。

Fig. 2.10 の中で一次元の投影像は次のように求められる。

$$p(x', \theta) = \ln(I_0 / I) = \int \mu(x, y) dy' \quad (2.1)$$

$p(x', \theta)$ のフーリエ変換は次のように求められる。

$$\hat{p}(\omega, \theta) = \int p(x', \theta) \cdot \exp(-i\omega x') dx' \quad (2.2)$$

式2.1を利用して、

$$\hat{p}(\omega, \theta) = \int \int \mu(x, y) dy' \cdot \exp(-i\omega x') dx' \quad (2.3)$$

が求められる。ここで、

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

である。つまり、式2.3は次のように変形される。

$$\begin{aligned} \hat{p}(\omega, \theta) &= \int \int \mu(x, y) \cdot \exp(-i\omega x \cos \theta - i\omega y \sin \theta) dx' dy' \\ &= \int \int \mu(x, y) \cdot \exp(-i\omega x \cos \theta - i\omega y \sin \theta) dx dy \end{aligned} \quad (2.4)$$

この変数変換においてヤコビアン $|J| = 1$ である。次式から

$$\begin{cases} \omega_x = \omega \cos \theta \\ \omega_y = \omega \sin \theta \end{cases}$$

$\mu(x, y)$ のフーリエ変換は次のようになる。

$$\hat{\mu}(\omega_x, \omega_y) = \int \int \mu(x, y) \cdot \exp(-i\omega_x x - i\omega_y y) dx dy \quad (2.5)$$

つまり、

$$\hat{p}(\omega, \theta) = \hat{\mu}(\omega_x, \omega_y)$$

である。式2.5の逆フーリエ変換は、次のようになる。

$$\begin{aligned} \mu(x, y) &= \frac{1}{(2\pi)^2} \int \int \hat{\mu}(\omega_x, \omega_y) \cdot \exp(i\omega_x x + i\omega_y y) d\omega_x d\omega_y \\ &= \frac{1}{(2\pi)^2} \int \int \hat{p}(\omega, \theta) \cdot \exp(i\omega_x x + i\omega_y y) d\omega_x d\omega_y \\ &= \frac{1}{(2\pi)^2} \int \int \hat{p}(\omega, \theta) \cdot \exp(i\omega x') |\omega| d\omega d\theta \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi q(x', \theta) d\theta \end{aligned} \quad (2.6)$$

ここで

$$q(x', \theta) = \frac{1}{2\pi} \int \hat{p}(\omega, \theta) \cdot \exp(i\omega x') \cdot G(\omega) d\omega \quad (2.7)$$

である。原理的には、 $G(\omega) = |\omega|$ であるが $G(\omega)$ はノイズを除去する目的でフィルタ関数として利用される。まとめると、FBP法は次の3つの式で表される。

$$\hat{p}(\omega, \theta) = \int p(x', \theta) \cdot \exp(-i\omega x') dx' \quad (2.8)$$

$$q(x', \theta) = \int G(\omega) \hat{p}(\omega, \theta) \cdot \exp(i\omega x') d\omega \quad (2.9)$$

$$\mu(x, y) = \int_0^\pi q(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta \quad (2.10)$$

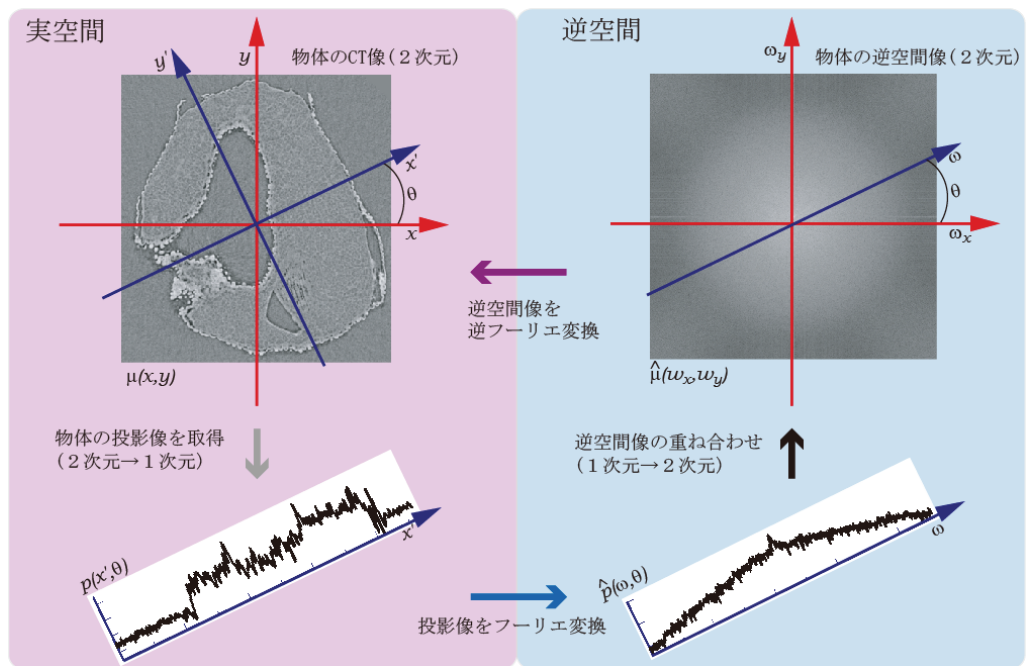


Figure 2.10. 物体の断層 (CT) 像と、FBP 法による画像再構成の関係を示した図。フィルタリングなどの細かい演算は省略している。CT 撮像は左下の1次元投影像を多数取得する事から始まり、図中の反時計回りの過程を経て左上のCT像となる。

CBP法はFBP法と数学的に透過であり、次のように表される。

$$g(x') = \int G(\omega) \cdot \exp(i\omega x') d\omega \quad (2.11)$$

$$q(x', \theta) = \int g(x' - x) p(x, \theta) dx' \quad (2.12)$$

$$\mu(x, y) = \int_0^\pi q(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta \quad (2.13)$$

ここで、式2.9の右辺のフーリエ変換と式2.12の右辺のフーリエ変換が等しいので、式2.9と式2.12は等価である。

$$\int q(x', \theta) \cdot \exp(-i\omega x') dx' = \int \left[\int g(x' - x) p(x, \theta) dx \right] \cdot \exp(-i\omega x') dx' \quad (2.14)$$

$$= \int \left[\int g(X) p(x, \theta) dx \right] \cdot \exp(-i\omega(x + X)) dX \quad (2.15)$$

$$= \int \int g(X) p(x, \theta) \xi \cdot \exp(i\omega x) \cdot \exp(-i\omega X) dx dX \quad (2.16)$$

$$= G(\omega) \hat{p}(\omega, \theta) \quad (2.17)$$

ここでフィルター関数の逆フーリエ変換である $g(x')$ が解析的に求められれば、CBP法はFBP法に比べて、計算誤差を少なくできる。フィルター関数はいくつか提案されている^(23,24)が、代表的なものとして3つのフィルター関数を示す。

Ramachandran filter,

$$G(\omega) = |\omega|$$

Shepp-Logan filter,

$$G(\omega) = \frac{|\sin(\pi\delta\omega)|}{\pi\delta}$$

Chesler filter,

$$G(\omega) = \frac{|\pi|}{2} \{1 + \cos(2\pi\delta\omega)\}$$

本研究では、ノイズ除去を重視する時はChesler型フィルターを使用し、CTデータの定量性を議論する時はRamachandran型フィルターを用いている。

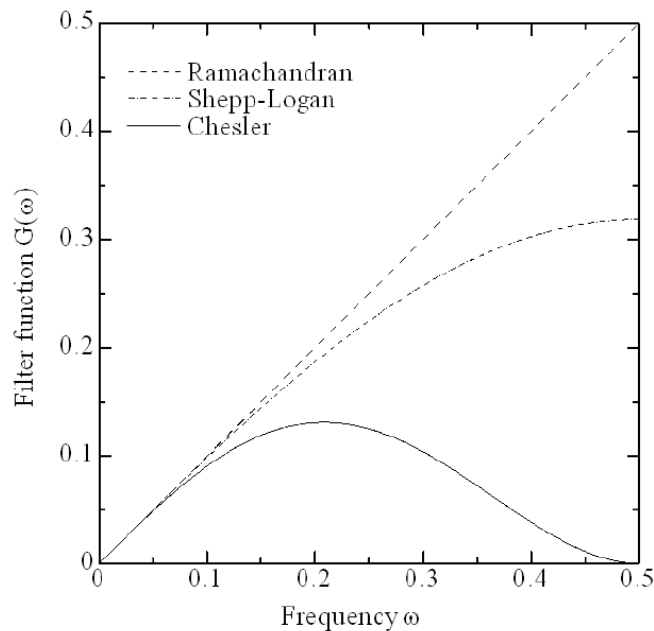


Figure 2.11. 逆空間中でのフィルター関数のプロファイル。Chesler 型フィルターは、Nyquist 周波数でゼロとなる。これにより、ピクセルノイズを抑える効果を発揮する。

2-5 画像再構成演算について

CT 撮影とは本来は、測定対象部位の断層像が全て得られた時点で完了するものである。つまり「撮影」と「画像再構成」の2部構成なのである。よく間違われるのだが、画像再構成は解析ではない。「撮影」はビームラインで、「画像再構成」は計算機上で行うが、この計算は大変な量である。

Fig 2.12 に画像再構成の流れを示した。この図では、シノグラムの作成 と CBP 法による CT 像の計算 の2ステップとして示されている。本稿執筆時の典型的な例では、透過像の画像サイズは 2000x2000 画素である。これを 0.1 度ごとに 180 度に渡って撮影する(1800 投影)。投影像作成のための補正用のデータを含めると、約 2000 枚の画像を取得する。データ長は 2Byte なので、生データの量で約 16GByte となる。この 2000 枚の生データから 1 ライン分のデータを読み出し、シノグラムを作成する。一般的な HDD では、約 30 秒の時間がかかるが、これは最新の半導体技術を利用した SSD に変更する事で 1 秒程度に短縮できる。さらに CBP 法で CT 像を得るには、最新の CPU (Intel, Core i7-3930K) を用いても、約 4 秒必要である (CBP のソフトはマルチスレッド化しており、CPU の使用率はほぼ 100%である)。これを 2000 回繰り返し替えてよう

やく全ての CT 像が得られる。CT 像のデータ長も通常は 2Byte なので、さらに 16GByte のデータが生成される。最新の PC を用いても約 3 時間の行程である。

ただし、この計算は計算精度をある程度犠牲にする事で、高速化する事が可能である。最近開発され、一般ユーザーにも普及してきた **General Purpose on Graphics Processing Units (GPGPU)** を使用すれば、この計算自体は約 20 分で完了する⁽²⁵⁾。ただし、画像取得した PC から計算用の PC にデータ転送するのに約 5 分かかるため、撮影が終了してから画像再構成が完了するまでの正味の時間は、30 分程度となる。

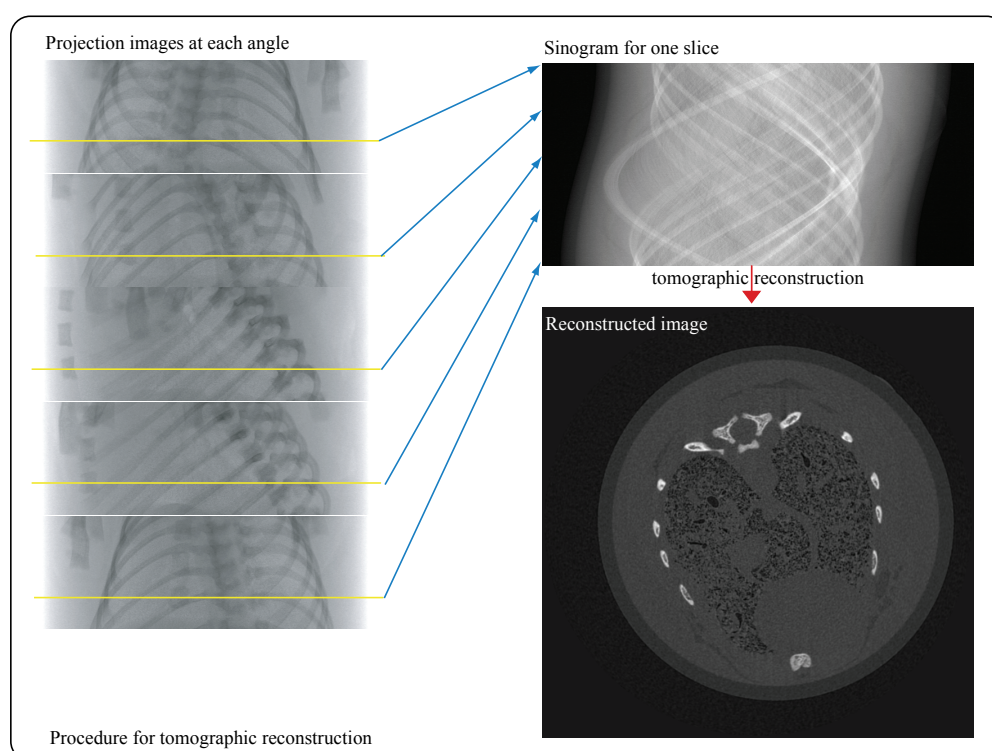


Figure 2.12. 画像再構成の流れ。マウスの肺の部分为例としてあげている。左：様々な角度での投影像を撮影。その投影像から 1 ライン分だけを抽出してシノグラムを作成する (右上)。前章で説明した CBP 法を利用して右下の再構成像 (CT 像) を得る。

2-6 References

- (1) <http://www.spring8.or.jp/>
- (2) 中野 司, 他, 地質学雑誌, 106 (2000), 363-378
- (3) <http://radiant.harima.riken.go.jp/spectra/>
- (4) Wilkins SW, et al., *Nature*, 384 (1996) 335-338

- (5) Suzuki, Y., et al., *J. Synchrotron Rad.*, 9 (2002) 160-165
- (6) Paganin, D., et al., *J. Microscopy*, 206 pt1 (2002) 33-40
- (7) Bonse, U. and Hart, M., *Appl. Phys. Lett.*, 6 (1965) 155-156
- (8) Talbot, H. F., *Philos. Mag.*, 9 (1836) 401-407
- (9) Momose, A. et al., *Jpn. J. Appl. Phys.*, 42 (2003) L866-L868
- (10) Suzuki, Y., *Jpn. J. Appl. Phys.*, 43 (2004) 7311-7314
- (11) Uesugi, K., et al., *AIP Conf. Proc.*, 1365 (2011) 309-312
- (12) Michiel, M. D. et al., *Rev. Sci. Instrum.*, 76 (2005) 043702
- (13) Cloetens, P., et al., *Appl. Phys. Lett.*, 75 (1999) 2912-2914
- (15) Carlo, F. D. et al., *Proc. of SPIE*, 6318 (2006) 63180K
- (16) Rivers, M. L. and Wang, Y., *Proc. of SPIE*, 6318 (2006) 63180J
- (17) Chu, Y.S., et al., *Appl. Phys. Lett.*, 92 (2008) 103119
- (18) Stampanoni, M., et al., *Proceedings of SPIE*, 6318 (2006) 63180M
- (19) Fabrication and Characterization in the Micro-Nano Range: New Trends for Two and Three Dimensional Structures (Advanced Structured Materials), Chapter 7. (2011)
- (20) Uesugi, K., et al., *Proceedings of SPIE*, 8506 (2012) (to be printed)
- (21) Private communication with Dr. Stampanoni.
- (22) Kak, A. C. and Slaney, M., *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, IEEE Press, New York, 1987.
- (23) Hubbell, J. H.; Seltzer, S. M., "Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients". National Institute of Standards and Technology (NIST). Retrieved September 2007.
- (24) Shepp, L. A. and Logan, B. F., *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-21 (1974) 21-43
- (25) Chesler, D. A. and Riederer, S. J., *Physics in Medicine and Biology*, 20 (1975) 632-636
- (26) Uesugi, K., et al., *AIP Conf. Proc.*, 1266 (2010) 47-50

3 放射光 X 線 CT 撮影の高速化に必要な周辺技術開発

この章では CT 撮影の高速化の目標を定め、そのために必要な技術に関する議論を行い、その結果得られた例を示す。

3-1 高速化の目的

一般的な科学計測の例に漏れず、X 線 CT の測定も、求める画質よりも悪い画質にならない限り、常に高速化・迅速化されるべきものである。その理由は以下に挙げるとおりである。

- a. 撮影中の試料の変形を出来るだけ抑制する
- b. ビーム強度や位置の変動による画質の低下を防ぐ
- c. 測定環境の変化による試料やステージのドリフトの影響を抑制する
- d. 限られたリソースであるビームタイムの節約（限られた時間内で測定数を最大に）
- e. 動的現象の観察への基本技術の構築

まず、a-c は環境の変化による画質の低下を防ぐのが目的である。d は、割り当てのマシンタイムは有限であり、その中で最大の成果を求められるという放射光施設特有の問題かと当初は考えた。しかし、どんな場合でも時間は有限であり、その中で迅速に物事を進めるのは、誰にとっても重要である。最後の e はこれまでと様子が異なり、「速い現象を観察する」という時間分解能を必要とする測定そのものの目標に沿ったものである。どこまで速く撮影できるか、という技術の見極めが必要になってくるし、「撮影速度」が「画質」に優先される可能性もある。

3-2 高速化目標の設定

3.1. で挙げた a-d は 2 章で示した、投影型 CT 装置と結像型 CT 装置の画質を決定する要因である、ビームの均一性と安定性（光源・分光器に依存する）・試料ステージの動作精度・検出器の効率を出来るだけ向上させる事が求められる。実際、どのくらいまで高速化しなければならないかは、容易には結論づけられないが、目標としては、使用可能な X 線ビーム強度に対して、X 線画像検出器の効率を最大化させる事となる。ここで一つ注意すべき点は、X 線 CT における空間分解能である。空間分解能は測定対象の要求に応えなければならず、時には効率が犠牲になる可能性もある。

また、時間分解能を必要とする場合でも、二つの考え方があり、一つは純粋に速い測定を必要とする、不可逆変化を撮影する場合である。もう一つは繰り返し可能な現象に

対して、ストロボ撮影を繰り返すような場合である。前者の場合は、とにかく高速度な撮影を行う事で対応するしかない。後者は繰り返し現象と透過像撮影のタイミングをいかに合わせるかが鍵である。この二つの開発に関しては、第6章にて示す。

ここで参考のために、いくつかの応用研究分野における動的現象の内容と、その速度を Fig 3.1 に示す。この図は SPring-8 にて X 線 CT 測定を行っている主なユーザーが所属している主な分野に対応している。ほとんどの現象が不可逆変化であるが、10 秒程度では、マグマの発泡過程の撮影が可能となると考えられる。さらに 1 秒でスキャンが可能となると、材料系では準静的破壊が測定対象としてあがる。化学の分野では、凝固などの結晶成長の観察が視野に入る。どの試料もほぼ不透明であり、3 次元的に不均一な現象である。これらの現象を X 線 CT 法で観察できる意義は大きい。一方、生理学的な現象としては、呼吸は 1 秒程度の周期で起こるが、in-vivo 測定の場合は、心臓も同時に動いているため、1 秒でスキャンしても動物が静止したような像は得られないと考えられる。この場合は、さらに速く 100 ミリ秒程度のスキャン時間にするか、第6章で示すとおり、心電・呼吸同期のシステムを構築しなければならないだろう。

以上をまとめると、3 種類の高速撮影システムが求められる事となる。

- a. 高品質なデータを出来るだけ迅速に撮影する
- b. 脆性破壊や凝固・発泡のような不可逆な現象が観察できるように、出来るだけ 1 回のスキャン時間を短くする
- c. 動物の呼吸や材料の弾性変形のような可逆的な現象の短い時間を観察するために、現象とタイミングを合わせて測定する

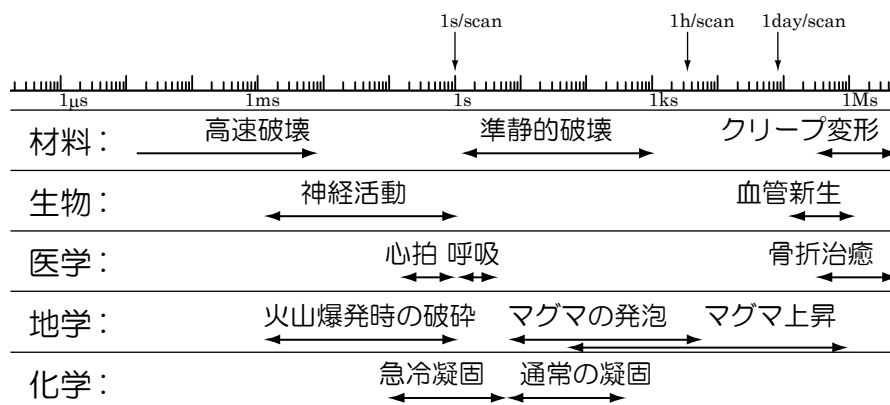


Figure 3.1 いくつかの応用研究分野における動的現象の内容とその速度。

3-3 高速化に必要な技術

撮影を速くしようとする、様々な問題が持ち上がる。放射光光源を利用した高速 X 線イメージング実験は、まだそれほど歴史が長くはないので、unknown の問題が多い。ここでは問題点を挙げ、その解決方法を示した。

3-3-1 X 線光源

X 線 CT の撮影中に光源が強度変動をしているとダイレクトビームの取得による補正が出来なくなり、CT 像の画質の低下が起こる。

放射光光源は光源としては理想的であるが、いくつかの特徴的な問題を抱えていた。一つは主に加速器の問題で、蓄積電流の減衰。もう一つは主に分光器の問題で、巨大な熱負荷を制御するための冷媒の流れによる振動である。

SPring-8 では 2004 年よりトップアップ運転が行われているが、当初の技術では入射時にビームが横に揺れてしまい、ビームが一瞬消えてしまう現象が確認された。Fig 3.2 に BL20B2 におけるビーム位置の測定結果を示している。これは、実験ハッチ 1 において、X 線サチコンを用いて 90Hz にて入射 X 線の動画を撮影し、ビーム強度の重心位置を求めてプロットしたものである。ビームサイズは 1.1mm x 0.77mm である。エネルギーは 20keV であった。Fig 3.2 (a) の図から、2 フレーム分影響している。これは少なくとも 20msec の間はビーム位置と強度の変動が起きている事となる。放射光 X 線を利用する側として、この問題を加速器グループへ伝え、改善を要求した。同様の現象は BL20B2 だけではなく、他のビームラインでも観測され、改善を求められた。この後加速器グループによる努力によって解消され、位置・強度共に極めて安定したビームが供給されるようになった⁽¹⁾。

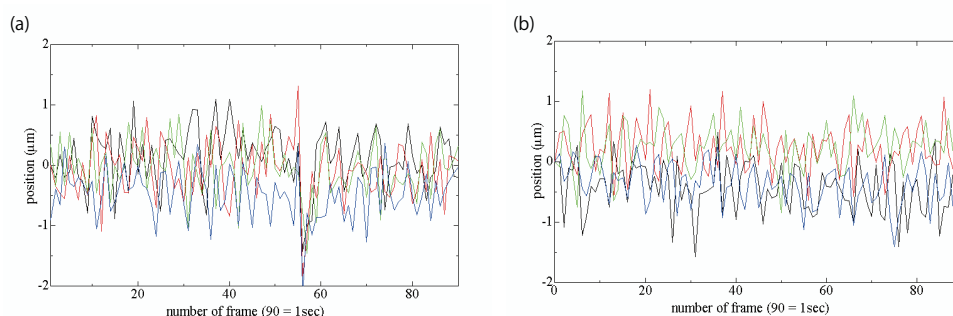


Figure 3.2 トップアップ運転の試験時に行った、BL20B2 実験ハッチ 1 における、ビーム強度の重心位置(水平方向)の変動の様子。全部で 4 秒間の測定をプロットしているが、1 秒ごとに色を変えて表示している。(a) バンプマグネットを 1Hz で稼働させた時のビーム位置変動。(b) バンプマグネットを切った時のビーム位置変動。

ビーム強度の変動には分光器の振動がもっとも大きく影響する。これを抑えるために、分光器の高冷却化と安定化も必要であった。筆者が関わったビームラインは、BL20B2, BL20XU, BL47XU の 3 本である。全てのビームラインで SPring-8 標準型分光器^②を利用しているが、下記のような変更を施した。また、BL20B2 以外は液体窒素冷却である。

- a. BL20B2: 配管経路変更 (Fig 3.3) ・ 金属配管へのウレタンチューブ挿入 (Fig 3.4) ・ 高冷却効率の結晶ホルダー導入 (Fig 3.5) ・ 不要ステージの撤去 (Fig 3.6) ・ 冷却水流路へのフィルターおよびダンパーの設置 (Fig 3.7) ・ ターボ分子ポンプ (TMP) のファンを排除・コンプトン散乱シールドの設置
- b. BL20XU, BL47XU: 配管および経路変更 (Fig 3.10) ・ 冷媒の流量の最適化・冷媒部の圧力安定化・コンプトン散乱シールドの設置 (Fig 3.11)

これらの作業から、BL20B2 では改善前に比べて 10%ほどビーム強度が増加 (Fig 3.8) し、短時間 (1 時間程度) の強度変動は 1%以下に抑えられた (Fig 3.9)。

BL20XU, BL47XU では、短時間 (1 時間程度) のビームの強度変動が 1%以下に抑えられている (Fig 3.12)。

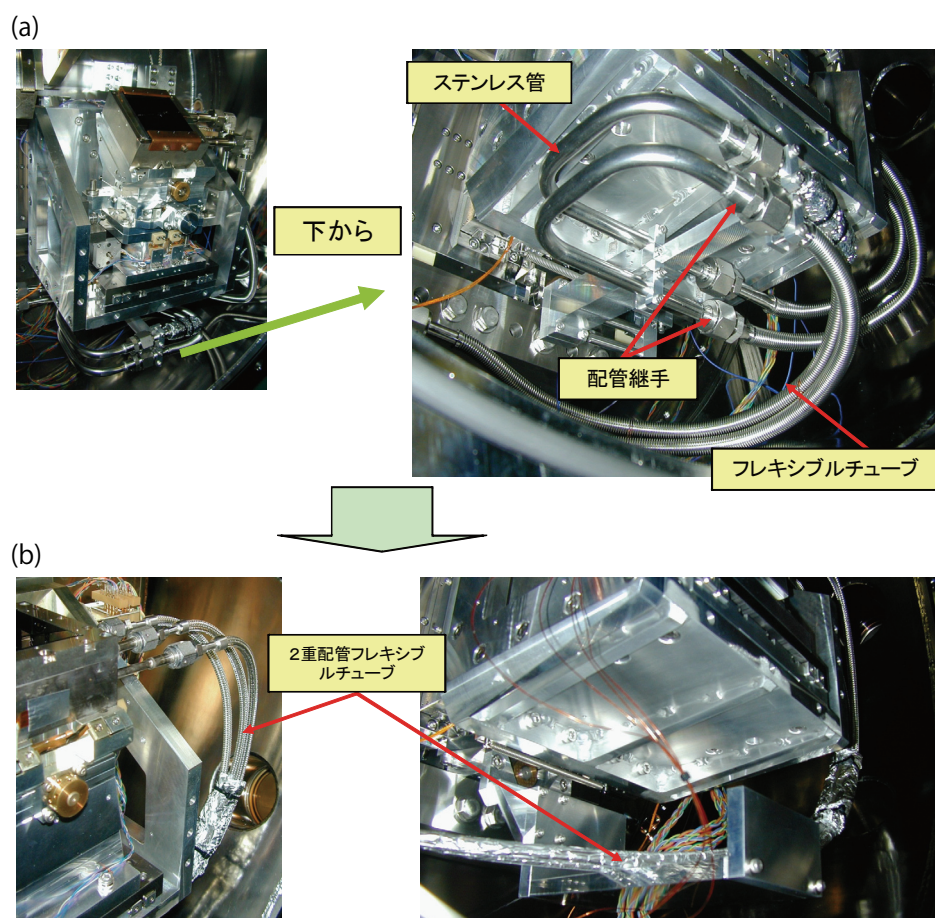


Figure 3.3 BL20B2 の分光器内部の配管変更の様子。(a) 変更前。(b) 変更後。



Figure 3.4 BL20B2 の分光器内部の配管変更の様子。水流による振動を抑制するために、フレキシブルチューブにウレタンチューブを挿入した。

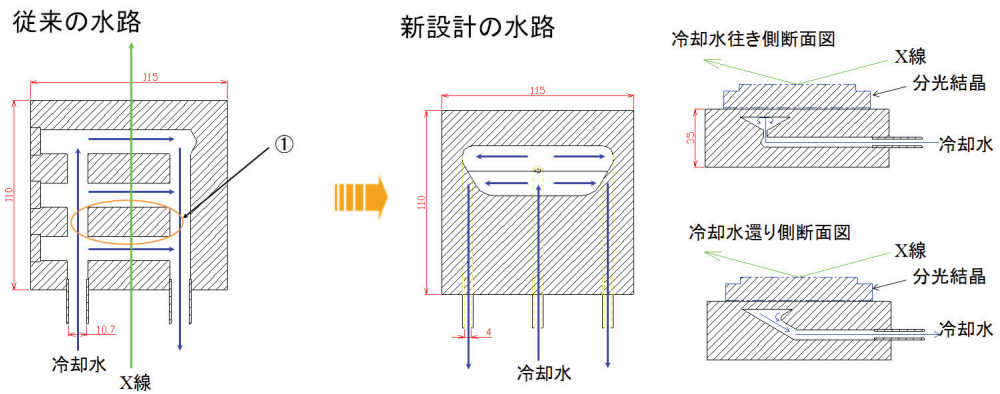


Figure 3.5 BL20B2 の分光結晶冷却ホルダーの従来型と新型の比較。従来型では、オレンジの部分でループを形成し、熱の逃げが不十分であった。これを、1方向の流路に変更し、シリコン結晶と接触する銅ブロック天板の熱を効率よく除去できる形状に変更した。この結果銅ブロック表面での冷却能力は従来型と比較して3倍程度まで向上した。

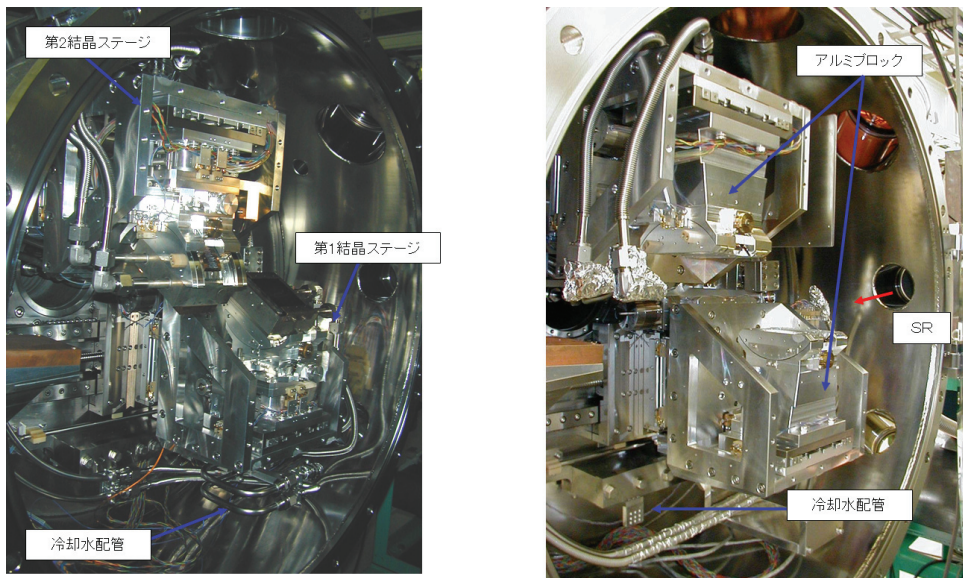


Figure 3.6 BL20B2 の分光器内部のステージ変更の様子。左：標準型分光器の納入時の様子。右：不要なステージをアルミブロックと置き換え、配管経路を変更した様子。

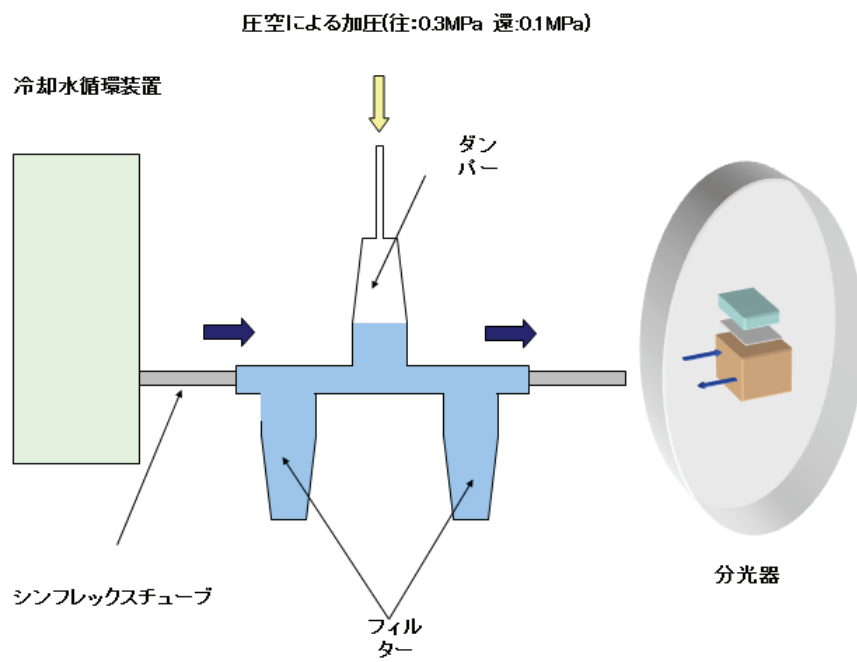


Figure 3.7 BL20B2 分光器冷却系に設置された、フィルターをダンパーの模式図。

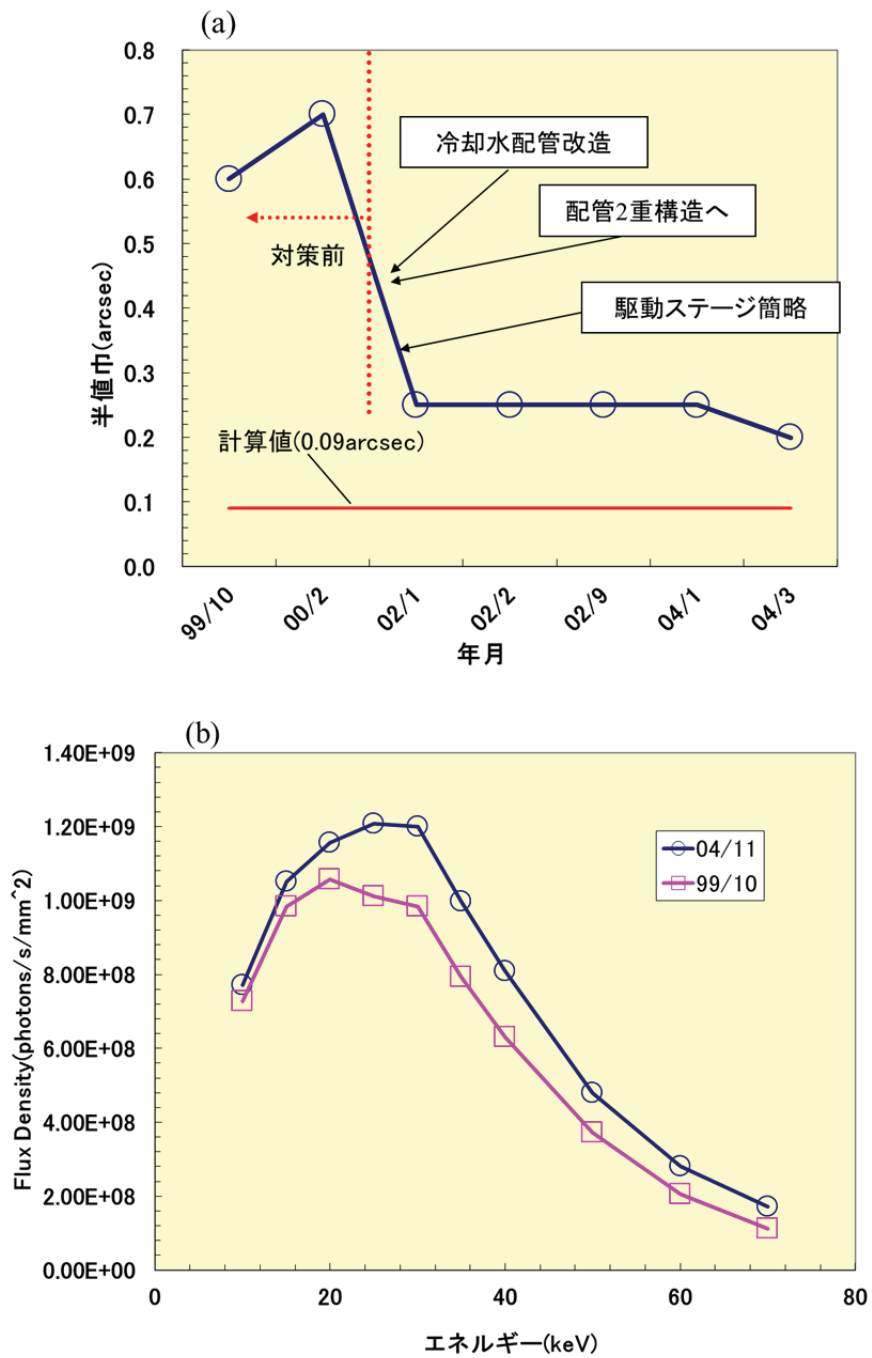


Figure 3.8 BL20B2分光器の改良に伴う、振幅の変化とビーム強度の変化。(a) Si (933) 反射@30keV を利用したロッキングカーブの幅の変化。対策前後で半分以下となっている。(b) Si (311) 反射での、実験ハッチ1における flux density の変化。対策後は約 10%強度が上がった。

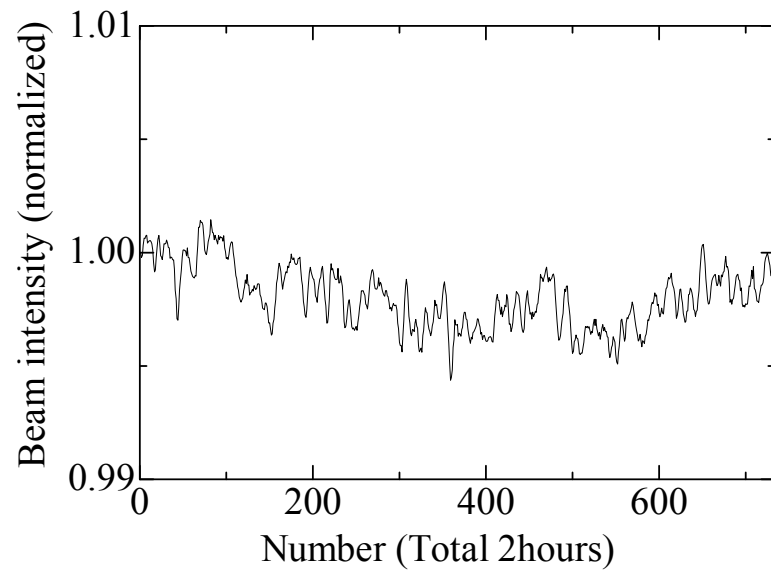


Figure 3.9 BL20B2 のビーム強度変動のようす。イオンチェンバーにて 2 時間ビーム強度を測定した。開始点のビーム強度で規格化している。

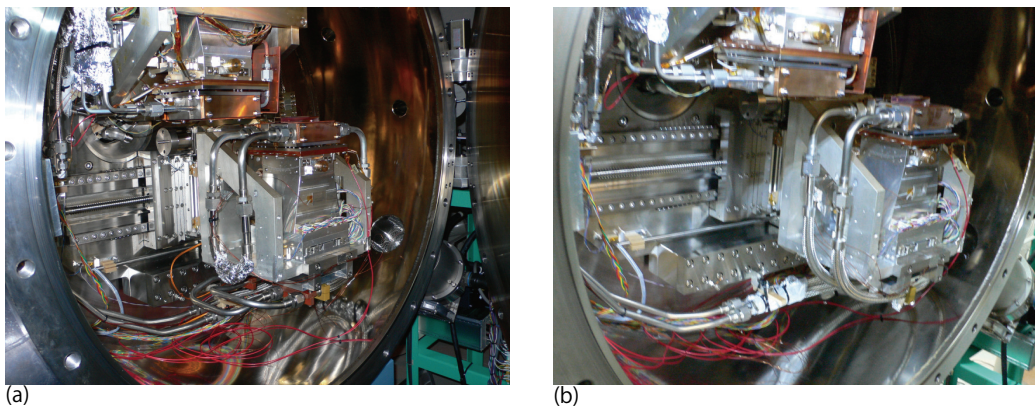


Figure 3.10 BL47XU 分光器内部。(a) 配管変更前。(b) 配管変更後。

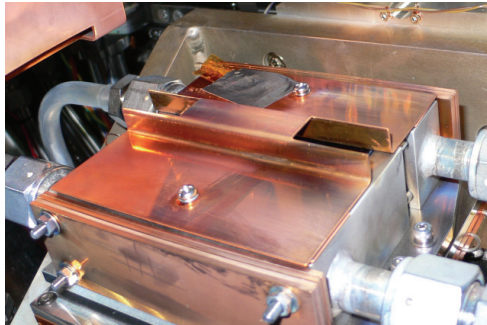


Figure 3.11 BL47XU 分光器第 1 結晶。厚み 2mm の銅板を使用して、第 1 結晶と入射 X 線の相互作用により発生する X 線のコンプトン散乱を抑制している。

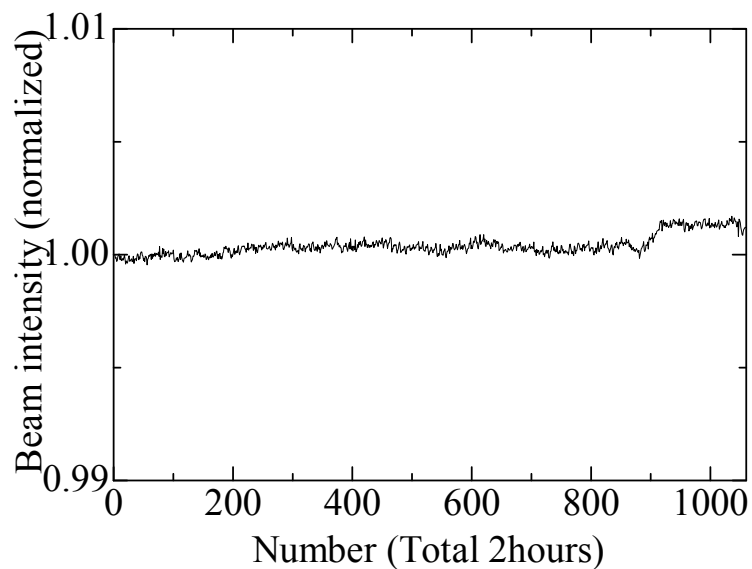


Figure 3.12 BL47XU のビーム強度変動のようす。イオンチェンバーにて 2 時間ビーム強度を測定した。開始点のビーム強度で規格化している。

3-3-2 回転ステージ

高速 CT 撮影の場合、試料が目的の撮影時間内に 180° 回転することが必要である。これは、回転ステージ上の X-Y ステージなどの器具すべてが回るようになるため、それなりのトルクを必要とする。また、回転中に起こる軸ブレは目標とする空間分解能の $1/3$ 以下程度でなければならないため、1 ミクロンの空間分解能の測定

の場合は、 $\pm 150\text{nm}$ 以下の軸ブレ精度を達成することが必要である。

本研究では、CT 撮影の高速化を主眼に置いているが、試料用回転ステージの回転精度は他の研究(たとえば X 線回折)でも重要な位置づけである。このため、精密機械メーカーとして高い評価を受けている神津精機株式会社と協力し、2 種類の精密回転ステージの開発を行った。1 つ目は、 10kg 以上の耐荷重および $\pm 150\text{nm}$ 程度の回転精度を両立するものである(型式名称: SPU-1)。これは例えば、金属材料の引っ張り試験器を載せたまま CT 撮影を行うような場合を想定している。トルクと耐荷重が必要なため、ウォームホイール駆動のボールベアリング機構を使用することは必須である。ただし、神津精機製の標準的な回転ステージである RA10A-W は軸ブレ精度が $\pm 2\mu\text{m}$ 程度であるため、要求仕様を満たせない。そこで Fig 3.13 (b) のようにベアリングの間隔を広げて軸ブレを起きにくくする設計を採用し、縦方向と横方向の軸ブレ精度それぞれ $\pm 40\text{nm}$ と $\pm 150\text{nm}$ を達成した。2 つ目は、サブミクロンの空間分解能を達成するための結像型 CT 装置(2-2-4 参照)で用いるものである(型式名称: SPU-1A)。目標値としては $\pm 50\text{nm}$ 以下の軸ブレ精度である。この精度はボールベアリング式の軸受けシステムでは達成不可能である。サブミクロンの精度を要求する場合、一般的にはエアベアリング(空気軸受け)機構を利用することになるが、現時点ではこの方式で $\pm 50\text{nm}$ 以下の軸ブレ精度を達成することは出来ない。このため、これまでにない全く新しい軸受けシステムを共同で開発した。その概念図を Fig 3.13 (c) に示した。これは超精密研磨された表面を持つ円錐台が組み合わせり回転する機構で「スライドガイド方式」と命名された。この機構により、縦方向と横方向の軸ブレ精度それぞれ $\pm 25\text{nm}$ と $\pm 70\text{nm}$ を達成した。

多くの精密ステージは前述のようにボールベアリングを軸受けに使用し、十分な回転トルクと角度精度を得るためにウォームホイール式の駆動機構を採用している (Fig 3.13)。このタイプの回転ステージは CT 撮影に必要な 180° 回転するのに約 10 秒の時間を要する。それ以上に速度を上げようとしても、モーターが脱調してしまう。1 撮影 1 秒を目指す場合、ウォームホイール式では実現は難しく、歯付きベルトを使用したベルトドライブ式もしくはモーターと軸が直結しているダイレクトドライブ式の回転ステージを利用しなければならない。ベルトドライブ式はモーターとの回転比を調節出来る利点があるため、1 秒程度の撮影時間になる CT 撮影にはこのタイプを利用する。なお、本研究で用いた高速回転対応型の回転ステージは、神津精機製の EM200-11 である。最高速度は 4Hz である。

回転軸を駆動するためのモーターは位置決めを容易にするために、ステッピングモーターを主に使用している。これは SPring-8 標準型であるため、どのビームラインでも共通で利用可能である（汎用性が高い）。

軸ブレの測定を神津精機側と SPring-8 側双方で行う環境を整えることで、信頼性を高める努力も行った。Fig 3.14 に SPring-8 において軸ブレを評価する場合のセットアップを示す。この写真ではレーザー測長器を利用して、回転ステージの回転中にどのくらい軸が移動するかを測定する。レーザー測長器は、キーエンス製 LC-2420 を用いており、測定精度は 20nm 程度を達成している。ステージの上に置くのは、平行平板ミラーもしくはタングステンカーバイド製の真球である。真球はテーラーホブソン社により製作された物で、表面荒さ 9nm 以下・真球からのズレ 100nm 以下（最大最小）を保証されている。

軸ブレ精度を測定する際には、測定環境が重要である。排気ファンやポンプによる気流・振動は当然であるが、微少な温度変化にも気を配らねばならない。SPring-8 の実験ハッチ内気温は蛍光灯の点灯と消灯では約 0.5℃ の温度差が発生する。その際に気温が安定するのは、点灯または消灯してから 4 時間以上経過してからである。回転軸のモーターへの供給電力も回転中・静止中にかかわらず低電力かつ一定値でなければならない。ボールベアリング式の回転ステージは、上記のことに配慮することで安定した測定が可能となる。しかし、スライドガイド式の場合はガイド部の接触面積が大きいため摩擦熱が大きく、角度で 200 度以上連続に回転させる（時間にして約 5 分間）とガイド部の温度が上昇し始め、ステージが熱膨張する。ステージの主要構成材料である金属アルミと炭素鋼の線膨張係数（約 23×10^{-6} と 12×10^{-6} ）から、0.1℃ の温度変化でも、回転ステージ（SPU-1A）全体では約 100nm 伸張する。このため、軸ブレ測定時は約 200 度しか一度に測定出来ない。何度か連続で測定する場合は、測定の合間に数分間静止させ、回転ステージ全体を冷ます必要がある。

Fig 3.15 に軸ブレ測定の結果を示す。回転ステージは、神津精機 SPU-1 である（ボールベアリング式）。平板ミラーを用いて、回転軸中心位置の上下動を測定した。最大最小を見ても ±40nm の軸ブレである。Fig 3.16 に軸ブレ測定の結果を示す。回転ステージは、神津精機 EM200-11 である（高速回転対応型、ボールベアリング式）。平板ミラーを用いて、回転軸中心位置の上下動を測定した。最大最小を見ても ±60nm の軸ブレである。

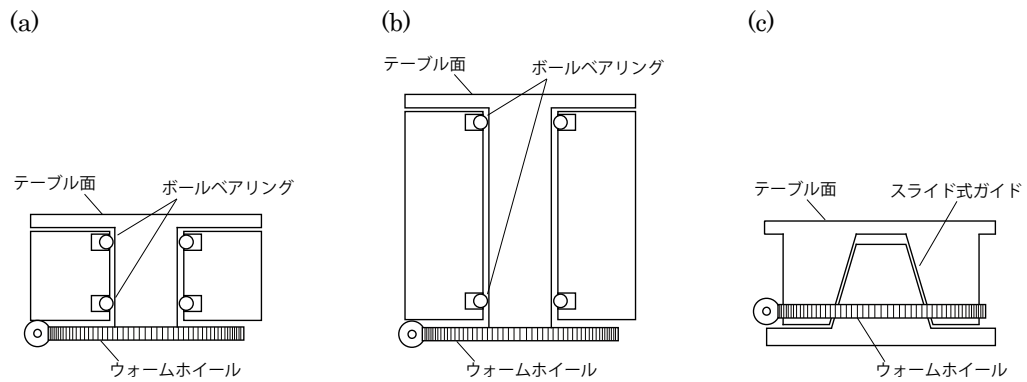


Figure 3.13 いくつかの回転ステージの模式図。(a) 神津精機製 RA10A-W、標準的な精密回転ステージで軸ブレ精度は $\pm 2\mu\text{m}$ 程度である。(b) 神津精機製 SPU-1、標準的なステージよりもボールベアリングの間隔を広げ、横方向の軸ブレ精度を $\pm 150\text{nm}$ 程度まで高めた(縦方向は $\pm 40\text{nm}$ 程度)。(c) 神津精機製 SPU-1A、ボールベアリング機構の代わりに、超精密に研磨された円錐台を重ね合わせて回転させている。横方向の軸ブレ精度を $\pm 70\text{nm}$ 程度まで高めた(縦方向は $\pm 25\text{nm}$ 程度)。

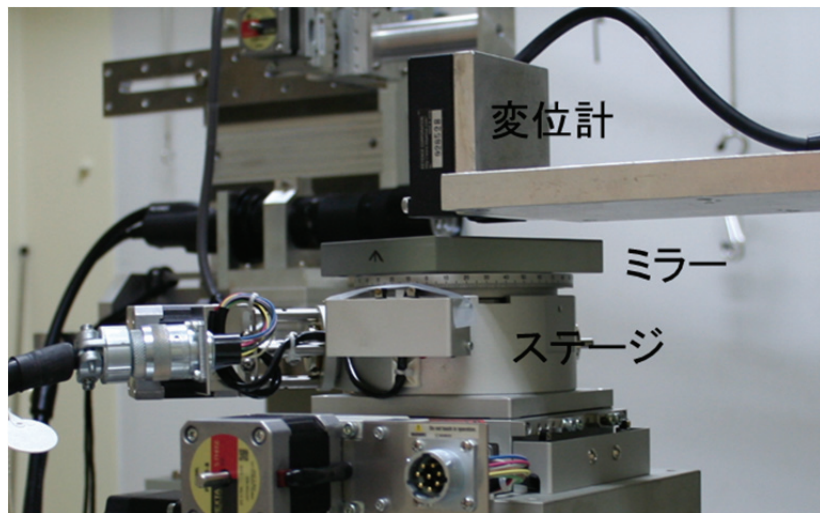


Figure 3.14 レーザ測長器を利用した、回転ステージの軸ブレ測定の設定アップ。真球あるいは平板ミラーを回転軸上に配置してステージを回し、回転中にどのくらい軸がぶれるかを測定する。

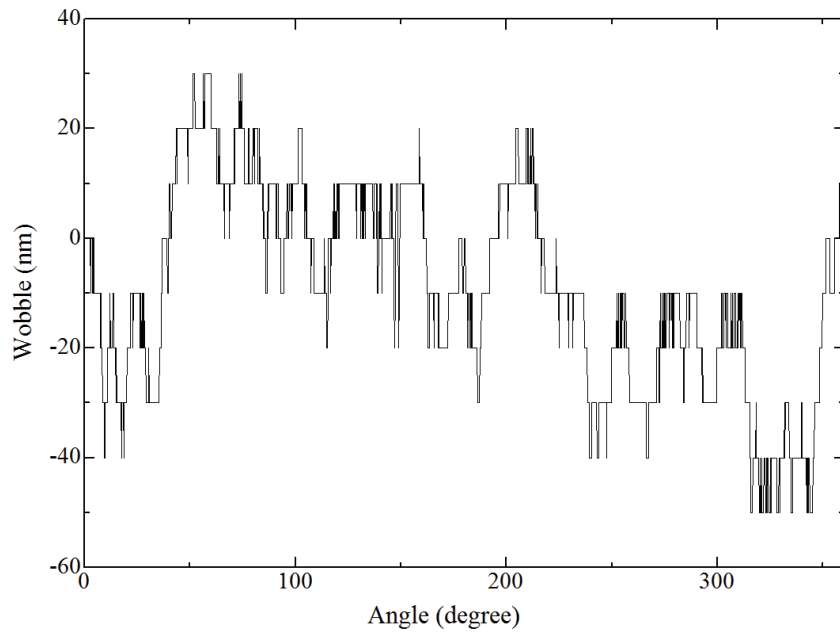


Figure 3.15 軸ブレ測定の結果。回転ステージは、神津精機 SPU-1 である(ボールベアリング式)。平板ミラーを用いて、上下動を測定した。横軸は角度である。最大最小を見ても $\pm 40\text{nm}$ の上下動である。横方向の軸ブレは最大で $\pm 150\text{nm}$ 程度である。

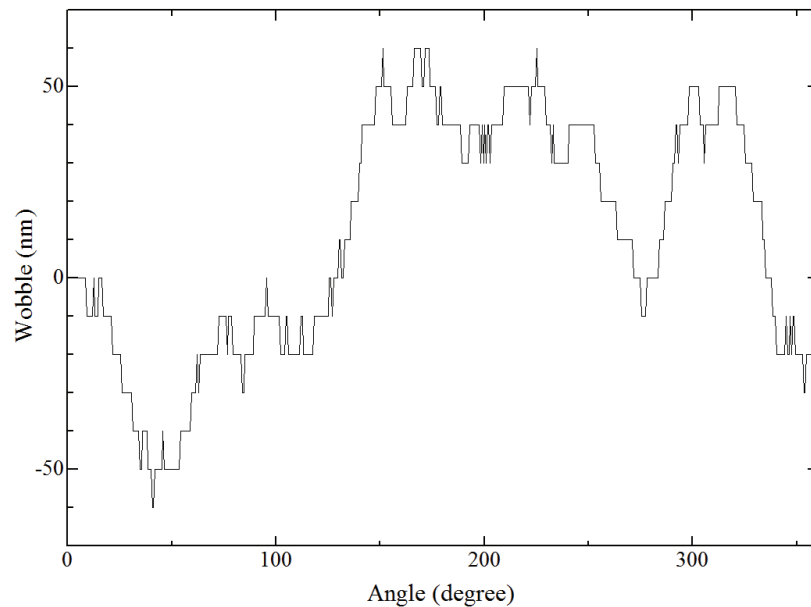


Figure 3.16 軸ブレ測定の結果。回転ステージは、神津精機 EM200-11 である(高速回転対応型、ボールベアリング式)。平板ミラーを用いて、上下動を測定した。横軸は角度である。最大最小を見ても $\pm 60\text{nm}$ の上下動である。

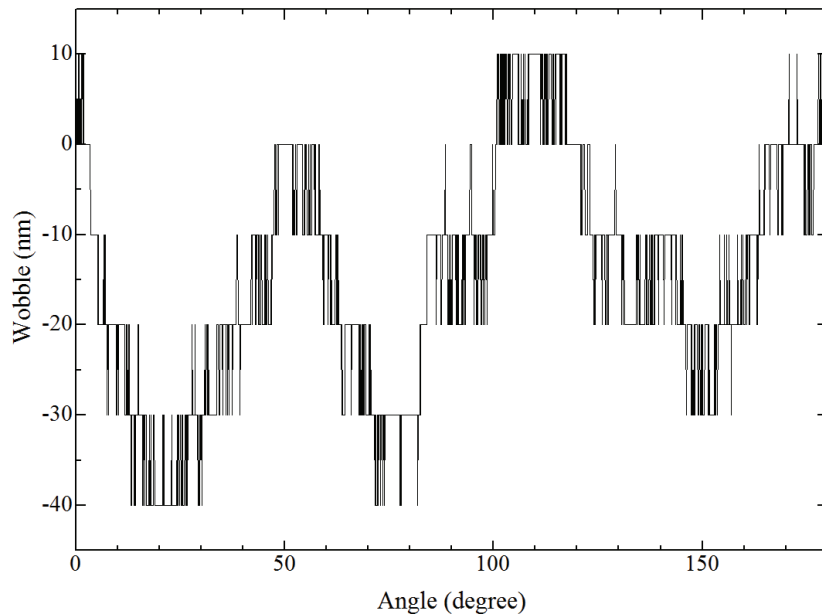


Figure 3.17 軸ブレ測定の結果。回転ステージは、SPU-1A である（超精密回転軸、スライドガイド式）。真球を用いて上下動を測定した。横軸は角度である。最大最小を見ても $\pm 25\text{nm}$ の上下動である。ただしこの場合は180度の回転である。

3-3-3 検出器とステージとの同期

効率よく CT 撮影を行うには、測定の自動化が必須である。最近の CT 測定では少なくとも 1000 枚、多い時は 3000 枚以上の投影像を決まった角度から撮影しなければならない事からも明らかである。本研究では、実験ごとの細かな要求に対応可能とするため、試料ステージの制御とカメラへのトリガー信号を送るためのソフトウェアを自作した。

ほとんどの放射光実験では光学素子や試料それぞれの位置や角度を精度良く調整する事が必要なので、パルスモーターを用いた位置決めステージを多用する。これはパルスモーターコントローラー(PMC)からのパルス列で、ステージの位置や移動速度が精度良く決められる事が理由である。SPring-8 における X 線 CT 測定でも同様の制御系を利用している。X 線 CT 測定において重要なのは、試料を撮影する角度ピッチを一定に保つ事である。最も簡単な撮影手順は、PC からパルスモーターを制御し試料をある角度にセットし静止させ、その間に X 線画像を撮影するという手順で、step-and-shoot あるいは step-by-step 法と呼ばれている(以降 Step-and-shoot から SAS 法と呼ぶ)。この SAS 法はステージの位置(角度)・露光な

どすべての手順を順番に進めていくため、最も信頼性が高い撮影方法である。ただし SAS 法ではステージにコマンドを送る際に時間をロスする。この時間は 1 投影あたり 200 msec 程度であるが、1800 枚の投影像を撮影する場合には、合計で 360 sec にもなる。1 投影の露光時間が数秒程度必要な場合は、SAS 法で起こる遅延は無視できるが本研究の目的である高速 X 線 CT 撮影の場合、1 投影あたりの露光時間は 1 msec – 50 msec 程度、読み出し時間 30msec 以下のカメラを使用するため、数百秒の遅延は無視できない。

そこで本研究では、医療用 CT 装置で導入されている連続回転型(Continuous rotation 法、CR 法)の撮影手法を取り入れた⁽³⁾。CR 法は試料を一定速度で回転させ、所定の角度になったら投影像の撮影を行う。この時、露光時間の他にカメラからのデータの読み出し時間やデータ保存に要する時間を考慮して回転速度を決定する必要がある。制御用 PC により位置の確認やトリガー信号の送信を行っているが、SAS 法よりも高速なデータ取得が可能である。

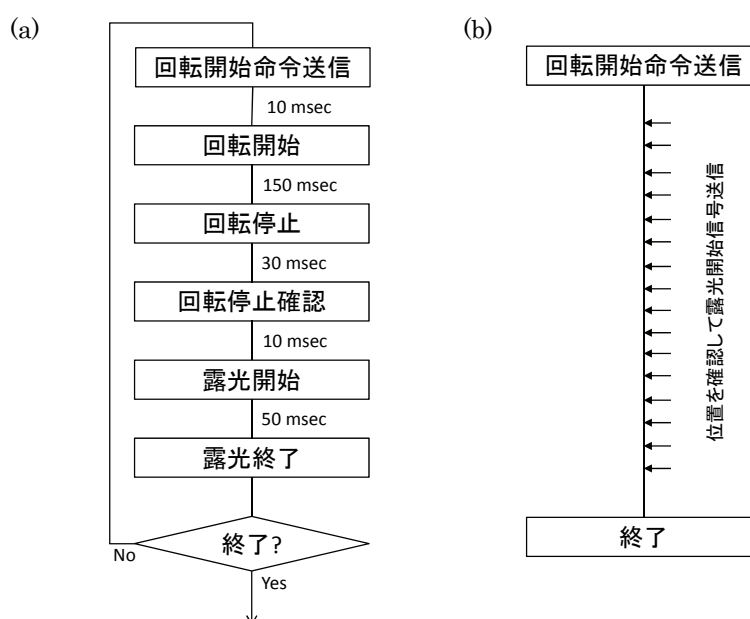


Figure 3.18 CT 撮影における、SAS 式(a)と CR 式(b)の測定ダイアグラム。SAS 式では投影毎に制御器との通信を行うため、遅延時間(各動作の間に記述してある秒数の積算値)が長い。CR 式ではステージは一定速度で動作しており、制御用 PC により角度のモニターを絶えず行っている。所定の角度になったらカメラにトリガー信号を送る。

CR 法は SAS 法に比べると圧倒的に速い測定が可能である。ただし制御用 PC と PMC との通信に要する時間が問題となるような高速スキャンの場合、測定中には出来るだけ PC 上で動作するソフトウェアが介在しない構成が良い。具体的には 1 測定の時間がおよそ 1 分以下になると、1800 投影(0.1deg 間隔)の撮影ではトリガー間隔が 33.3msec になる。この間に PMC からデータを読み取り、カメラにトリガー信号を送信するのは、PMC の応答速度の不足により不可能である。この場合は、PMC からの信号を利用してパルスジェネレーター等によりカメラを制御するのが適切である。これらの信号発生器は μsec よりも速い応答速度を有するので、この種の測定には十分な性能を有する。

ここで、どのような測定方法が求められているかを明確にするために、3.2 の測定の種類に関するリストを再掲する。

- a. 高品質なデータを出来るだけ迅速に撮影する
- b. 脆性破壊や凝固・発泡のような不可逆な現象が観察できるように、出来るだけ 1 回のスキャン時間を短くする
- c. 動物の呼吸や材料の弾性変形のような可逆的な現象の短い時間を観察するために、現象とタイミングを合わせて測定する

Fig 3.19 には a に対応するためのシステム構成を示す。これは、PMC から発生されるパルスを分岐させ、分周器を通してカメラにトリガー信号として送るようになっている。こうすれば、分周比を設定する事で撮影間隔(角度)を任意に設定可能である。また、パルスモーターが示す角度で正確にパルスが発生されるため、脱調を防ぐための台形駆動をしたとしても問題無く指定した角度での撮影が実施される。注意すべき点としては、パルスの発生間隔をカメラの動作(露光・読み出し・画像保存の合計時間)よりも遅くしなければならないことが挙げられる。

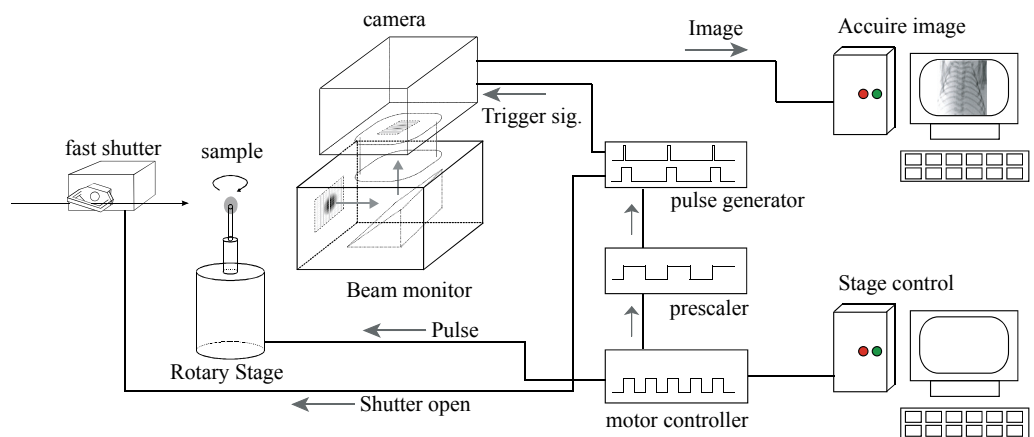


Figure 3.19 CT 測定のダイアグラム。決まった角度になるとカメラにトリガー信号が送られる仕組みになっている。(文献(4)より)

次に b であるが、この目的には Fig 3.20 のような機器構成が適している。試料は測定中に一定速度で回転しており、決まった角度に来るとフォトセンサーにより信号が発生される。これがカメラに到達するかどうかは、ゲートスイッチの開閉状況で決まる。このゲートスイッチを温度センサーや圧力センサーなどと連動した物に置き換えるなどすれば、指定した温度や圧力に達した時点で自動的に測定するというシーケンスを組む事も出来る。この方式では、カメラは自らのクロックで決まった枚数撮影するモードで動作しなければならない。通常カメラは外部トリガーよりも内部クロックで動作する方が、撮影速度を上げられるからである。

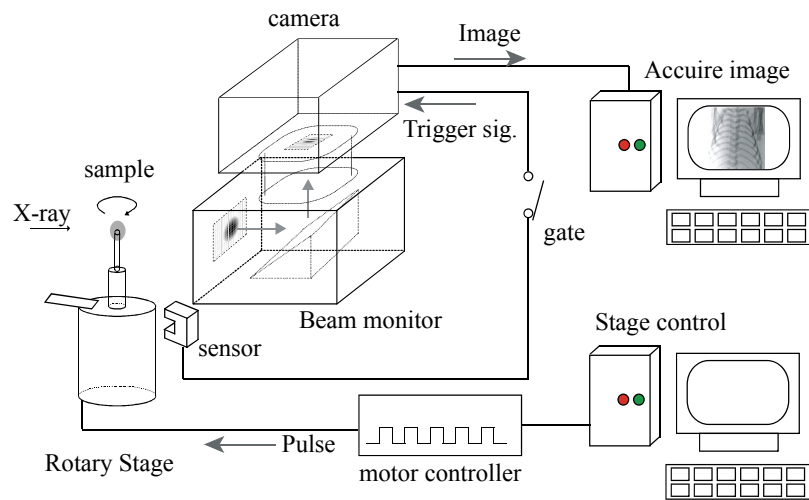


Figure 3.20 CT 測定のダイアグラム。測定中試料は一定速度で回転し続けている。ある決まった角度になるとフォトセンサーが作動し、カメラに対してトリガー信号を発信する。(文献(5)より)

最後に c であるが、この目的には Fig 3.21 のような形式が適している。これは第 6 章 3 項で示している、マウスの高速 CT 撮影の測定ダイアグラムである。この場合は、回転ステージは一定速度で回転しており、撮影のタイミングは呼吸と心拍の信号から決定される。動物の生理現象に撮影システムが追従している事になる。

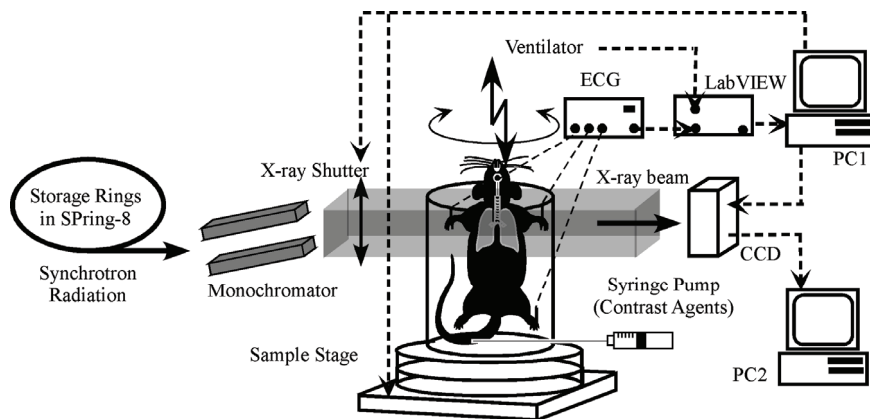


Figure 3.21 CT 測定のダイアグラム。(文献(6)より)

3-3-4 X線用画像検出器

X線 CT装置の構成要素の中でも、極めて重要な位置を占めるのが検出器である。広い視野・広いダイナミックレンジ・速い読み出し速度、が求められる。

X線画像検出器には、A. 直接撮像型 B. 間接撮像型 の二種類が存在する⁽⁷⁾。Aの直接撮像型は撮像素子に直接 X線を投影し電気信号に変換するため、検出感度が高い。ただし CCDの場合は光子エネルギーE (eV)の X線光子1個に対して E (eV) / 3.65 (eV) 個の電子-正孔対が生成される。たとえば銅の特性 X線 (8040 eV) の場合、1光子につき大体 2200 個の電子-正孔対が生成する事になる。このため、飽和電荷量が数万程度の CCD 素子であっても、画素あたり X線の光子が数十個程度入射しただけで素子が飽和してしまい、高品質の X線像を取得するには適していない。そればかりか、放射光実験のような大強度の X線源を利用する場合は、直接光はもちろん、散乱光が撮像素子に入るだけでも過度の照射により撮像素子が破壊されてしまう恐れがある。

Bの間接撮像型は、X線を電子や可視光に変換してから撮像素子へ導き、電気信号を得るタイプである。これは、さらにいくつかのタイプに分かれる。I. 可視光変換型 II. 電子-可視光変換型 III. 電子変換型 である。IとIIは最終的に可視光用の撮像素子から信号を得ることになり、この場合の撮像素子は CCDや CMOSが使用される。また、撮像素子の前段には可視光光学系が必要である。例外的に撮像素子の上に CsIなどの蛍光体を直接蒸着させる事もある。光量が少ない場合に有効な手段。IIは X線イメージインテンシファイアーやズームング管⁽⁸⁾。IIIは Se-As alloy target を光電面にしたサチコン⁽⁹⁾のようなタイプである。

本研究の一つの目的である、データの質を落とさずに測定速度を上げるためには、単位時間あたりの撮影枚数を増やすために、照射 X線の光量を増やすことが必要である。このため試料や検出器に対するダメージが増えることが予見される。また、可視光顕微鏡レベルでの観察も必要とされるため、検出器も相当の空間分解能を必要とされる。これらを満たすためには、Iの可視光変換型検出器を用い、可視光光学系によって、実効画素サイズを調整する事が望ましいと考える。

この可視光変換型検出器の最適化に関する議論 (おもに、レンズカップル式とファイバーカップル式の検出効率や空間分解能などの特性比較) は第4章で行われる。

3-4 Reference

- (1) Tanaka, H., et al., *J. Synchrotron Rad.*, 13 (2006) 378–391
- (2) Yabashi, M., et al., *Proceedings of SPIE*, 3773 (1999) 2
- (3) Uesugi, K., et al., *J. Phys.: Conf. Ser.*, 186 (2009) 012050
- (4) Uesugi, K., et al., *AIP Conf. Proc.*, 1365 (2011) 309-312
- (5) Uesugi, K., et al., *Proceedings of SPIE*, 8506 (2012) (to be printed)
- (6) Sera, T., et al., *Physics in Medicine and Biology*, 53 (2008) 4285-4301
- (7) 岸本 俊二, 田中 義人(編), 放射光ユーザーのための検出器ガイド—原理と使い方, 第 12 章, 講談社 (2011)
- (8) Y. Amemiya, et al., *Rev. Sci. Instrum.*, 66 (1995) 2290-2294
- (9) Chikawa J., et al., in X-ray Instrumentation for the Photon Factory: Dynamic Analysis of Micro Structures in Matter, ed. S. Hosoya et al., KTK Scientific Publishers, Tokyo, (1986) 145

4 レンズカップル(LC)式とファイバーカップル(FC)式の X 線画像

検出器の比較⁽¹⁾

4-1 可視光変換型 X 線画像検出器の特徴と問題点

LC 式と FC 式どちらも蛍光面の X 線による発光を、可視光光学系を使用して撮像素子に投影する、という仕組みでは同一である。撮像素子はこれまでは CCD カメラが多く利用されてきた。その線形性の良さ・読み出しの速さ・可視光に対する高い感度は、X 線用の画像検出器としては優秀であることが理由であろう。放射光施設における実験では、主に X 線回折実験と高分解能 X 線イメージングに利用されている。

当然の事であるが、CCD の素子サイズと画素サイズは、必ずしも各種測定に対して最適化されていない。そのため、可視光光学系により X 線画像の拡大・縮小が必要となる。このことに対応するために、20 年来使われてきたのが、LC と FC である^(2,3)。どちらにもそれぞれ得意・不得意がある。一般的に FC は LC に比べて効率よく光を伝送する事が知られている。しかし、放射光施設では LC 式を採用した検出器が X 線 μ CT 用として広く用いられている。これは、同じ蛍光体と同じ撮像素子を利用した詳細な比較がなされていない事が原因ではないかと推察される。

SPring-8 においては、高空間分解能の LC 式の検出器が浜松ホトニクス株式会社と共同で開発されている⁽⁴⁾。そこで開発された検出器は、20 以上のビームラインで、イメージング実験やビーム診断の用途で利用されている⁽⁵⁻⁹⁾。それらのうちいくつかの実験では、FC 式でも十分到達可能であろう中程度の空間分解能（すなわち数ミクロン程度）で行われている。変わった所で、BL20B2 では最大で横幅 300mm 縦幅 30mm のビームを使用する事が出来る。そのような条件下でも従来は大きなレンズを備えた“Beam Monitor 5” (BM5, 詳細は後述する) を使用して実験が行われてきた。

最近、LC 式と FC 式の詳細な比較を行うために、FC 式検出器が開発された。その検出器は、既存の LC 式検出器で使用されている蛍光体と CCD 素子を採用している。したがって、FC 式と LC 式の直接比較を行う事が可能である。その結果を通して、X 線 μ CT 測定における、両者の方式の利点について議論を行う。実験は SPring-8 の中尺ビームラインである BL20B2 で行った⁽¹⁰⁾。

4-2 LC 式と FC 式の比較

4-2-1 LC 式検出器

今回比較する二つの検出器の特性を Tab 4.1 にまとめた。その模式図を Fig 4.1 に、外観写真を Fig 4.2 に示した。

Table 4.1 検出器の比較。(浜松ホトニクス社取扱説明書より抜粋)

	BM5+C9300-124S	C9300-124F
weight	23kg	5kg
lens f	200mm - 105mm	- 1:1.8
lens F	1.65 - 2.4	-
effective pixel size	17.2um	15.2um
GCD format	4000 x 2672	4000 x 2672
FOV	64mm x 45mm	60mm x 40mm
scintillator	P43	P43
scintillator-thickness	15um, 25um, 50um	20um
window	amorphous carbon	black paper

ここで使用した LC 式検出器は、浜松ホトニクス社により開発された”Beam Monitor 5” (BM5) である。これは医療用のイメージインテンシファイアの光学系を基に設計された物であるが、SPring-8 では約 10 年にわたり利用されてきた。蛍光面は、粉末の P43 ($Gd_2O_2S:Tb^+$, GADOX とも言われる)を使用している⁽¹¹⁾。蛍光面は厚さ 5mm の石英ガラスの上に塗布され、入射側はアルミ薄膜によりカバーされている。蛍光面は 3 種類の厚み (15 μ m, 25 μ m, 50 μ m) を準備しており、実験条件(照射 X 線エネルギー、必要とする空間分解能など)に応じて交換可能である。また、蛍光面は検出器のフォーカス調整のために、DC モーターを使って X 線光軸に沿って 5mm ほど前後に動かす事が出来る。蛍光面の背後には鉛ガラスが挿入されており、BM5 の本体レンズを放射線損傷から保護している。この鉛ガラスも X 線により着色するが、交換可能である。鉛ガラスの後ろにはミラーがあり、可視光を入射方向に対して直角に反射させている。これは、X 線光軸上に CCD などの撮像素子を配置しないように工夫した結果である。BM5 の可視光光学系の特性は $f=200mm$, $F=1.65$ であり、かなり明るい光学系となっている。

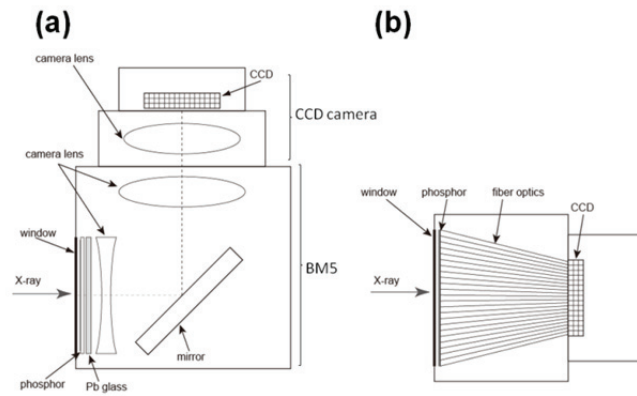


Figure 4.1 CCD 検出器の概略図。(a) LC 式。X 線は左から入射し、蛍光面にあたり可視光を発生させる。可視光はタンデムレンズ系の初段の凹レンズをとおり、ミラーに反射して紙面上方へ行く。タンデムレンズ系の後段のレンズをとおり、CCD に投影される。BM5 と CCD カメラはフィリップスマウントで接続されている。(b) FC 式。蛍光面はテーパファイバーの入射面側に直接貼り付けられている。出射面側は CCD に直接貼り付けられている。(文献(1)より)

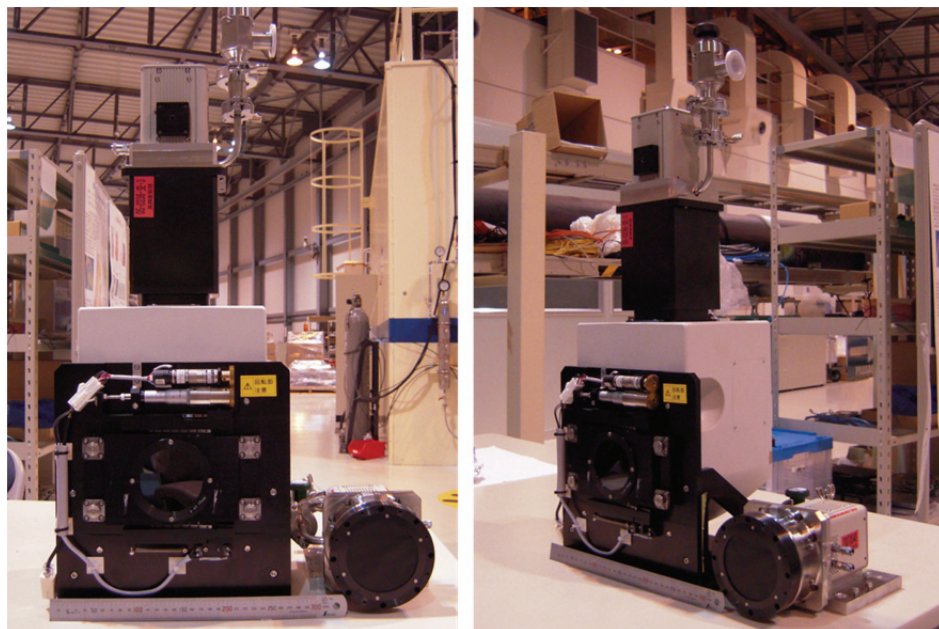


Figure 4.2 検出器の外観写真。左が LC 式・右が FC 式。LC 式の上部は CCD カメラユニット。

この BM5 と組み合わせて用いるのは、浜松ホトニクス社製の C9300-124S である。特性表を Tab 4.2 に示した。暗電流値は 1 electron/pixel/sec 程度で、実際の利用では露光時間は最大でも 1 秒程度なので、10 electron /ADC の条件下ではあまり問題とはならない。このカメラに使用されているレンズは、HOYA 製 SMC PENTAX 67, f=150mm, F=2.4 である。

Table 4.2 C9300-124S の特性表。(浜松ホトニクス C9300-124S 取扱説明書より)

Imaging device	Interline CCD KAI-11002M (Kodak)
Effective number of pixels	4000 (H) x 2672 (V)
Cell size	9.0 μm x 9.0 μm
Effective area	36.0 mm x 24.0 mm
Frame rate	single: 2.5 Hz, Dual: 4.5 Hz
Readout noise	single: 40 electrons
A/D converter	12 bit, 10 bit, 8 bit
Lens mount	F-mount
Amp gain conversion factor	10 electrons / ADcounts
Full well capacity	40,000 electrons
Contrast enhancement	0dB to 14dB (16 step)
Exposure time setting	199 μs to 10s
Cooling temperature	-10°C

4-2-2 FC 式検出器

FC 式の検出器も浜松ホトニクス製 (C9300-124F) である。この検出器のベースとなる CCD カメラも C9300-124S である。テーパーファイバーは米国 ICOM 社製で縮小率は 1.8:1 である。縮小された出力側が、CCD 素子に直接接続されている。蛍光面は LC 式と同じ材料である P43 を使い、厚みは 20 μm である。テーパーファイバーの入射面側に直接塗布されている。この場合の CCD も LC 式と同様に -10°C まで冷却されている。このため、ここで用いる FC 式検出器と LC 式検出器の違いは、可視光光学系のみと言える。ただし、蛍光面の厚みが若干異なる。

4-2-3 Point spread function (PSF) と tail 効果

検出器の空間分解能を評価するために、Point spread function (PSF) の測定を行った。Ta 製のスリット (TDC 製) を用いて、5 μm (horizontal) \times 6 μm (vertical) のビームを作成した。使用した X 線エネルギーは 20keV である。

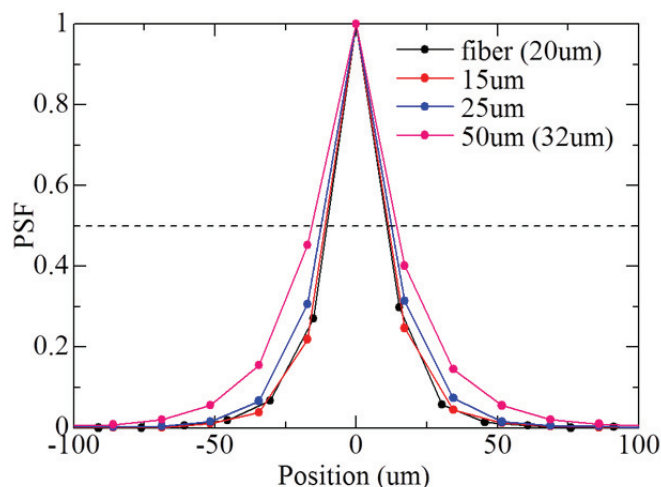


Figure 4.3 検出器の Point spread function (PSF)。LC 式と FC 式の画素サイズは、それぞれ $17.1\mu\text{m}$ と $16.2\mu\text{m}$ である。(文献(1)より)

蛍光面を使用した場合の検出器の空間分解能は、その蛍光面の厚みに近い値になる事が知られている⁽¹¹⁾が、この傾向が確認された。LC 式において、厚み $15\mu\text{m}$ と $25\mu\text{m}$ の蛍光面での、PSF の幅がほとんど一致しているが、これは画素サイズが $17.1\mu\text{m}$ であるため、空間分解能の限界に達しているためであろう。

厚み $50\mu\text{m}$ の蛍光面の PSF の半値幅 (FWHM) が $25\mu\text{m}$ の物に比べて $10\mu\text{m}$ しか広がっていないが、PSF の裾が上がっている。これは、蛍光面内における可視光の散乱による影響ではないかと考えられる。この裾野の分は LC 式の場合、多数のレンズを光が透過する際に発生する散乱 (フレアの発生) による影響もあると考えられている⁽¹²⁾。しかし、FC 式と LC 式では蛍光面の厚みが同じような値であれば、PSF の広がり方の違いはあまり無いようである。

4-2-4 感度比較

a. LC 式検出器の conversion gain

1 つの X 線光子が最終段の撮像素子において生成する電子数を conversion gain という。この指標は検出器に入った X 線の総数と出力された信号の関係である。検出器の明るさを規定する際に有用である。

検出器の conversion gain を求める実験は BL20B2 の実験ハッチ 3 において実施された。 21keV の X 線を利用し、ビームサイズは出来るだけ広い面積での平均値を

求めるために、比較的大きな 20mm x 20mm とした。ビーム強度は BL20B2 の実験ハッチ 1 に設置されたイオンチェンバーを用いて測定し、21keV における、空気パスや真空窓の透過率を考慮して、検出器位置における X 線光子数を求めた。3 種類の厚み(15 μ m, 25 μ m, 50 μ m)においてそれぞれ、0.07 ADC/photon (0.7 electron/photon), 0.12 ADC/photon (1.2 electron/photon), 0.18 ADC/photon (1.8 electron/photon)が得られた。また、3 種類の厚み (15 μ m, 25 μ m, 50 μ m) において、21keV の X 線吸収率はそれぞれ、20%, 30%, 52%となる。C9300-124 では 10 electrons = 1 ADC なので、X 線光子 1 つが発生させる電子数は 4 electrons となる。

b. FC 式検出器の conversion gain

a と同様に求めた X 線光子 1 つが発生させる電子数は 4.3 electrons であった。ただしこの場合、P43 の厚みは 20 μ m で X 線の吸収率は 25%である。Conversion gain は 1.7 ADC/photon (17 electrons/photon) である。つまり、FC 式は一桁ほど LC 式よりも効率が良い事になる。ただし、暗電流画像同士の減算結果の標準偏差から読み出しノイズは 3.94 ADC と求められた。このことから、FC 式であっても、フォトンカウンティング検出器としては利用できない事が分かる。

4-2-5 Distortion 比較

画像検出器の重要な特性の一つに、画像歪みがある。これを等間隔に穴が空いたグリッドを作成し、FC 式と LC 式両方に関して歪みの程度を評価した。グリッドは 200 μ m 間隔の格子状に直径 20 μ m の穴が空いた物を作成した (NTT-AT 製)。

LC 式では歪みを検出する事は難しかったが、FC 式は視野の中心付近では問題無いものの、視野の端の方ではグリッドが直交していないなどの現象が見られた。本研究においてはこの歪みは問題ではないが、このような歪みを補正する方法はすでにいくつか提案されている^(13,14)。

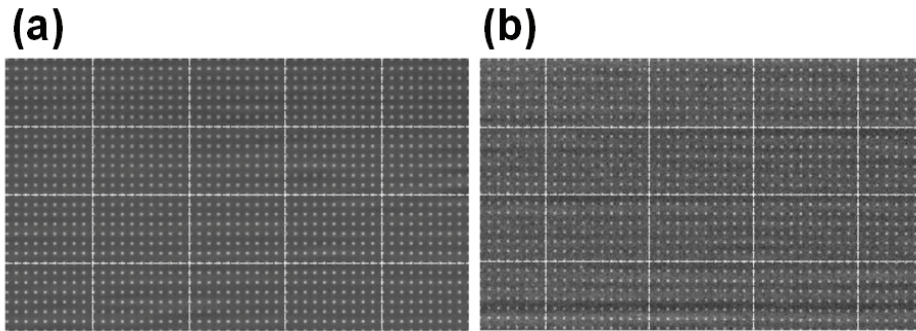


Figure 4.4 各検出器で撮影されたグリッドパターンの像。白い線はガイド用である。(a) LC 式。視野の（中央ではなく）右上の方の像を示している。(b) FC 式。歪みの程度が少ない、視野の中心付近の像を示している。中心付近のドット列は横方向の線に沿って整列しているが、下側の縁あたりでは、斜めに並んでいる事が分かる。(文献(1)より)

4-2-6 感度ムラ(shading) 比較

BL20B2 のビームサイズは、縦方向には 20-25mm 程度しかならない。このため、この項で実施した均一性の評価をするためのデータは、横長のビームを作成し検出器をシャッターを開けたまま鉛直方向に一定速度で走査する事で取得した (Figure 4.5)。LC 式では中央がもっとも明るく、周辺部に行くに従い徐々に強度は低下している。中央のピークに比べて 40%ほど低下している。FC 式では、細かな変動が認められる。標準偏差で 2%程度である。これは粉末蛍光面 P43 の粉末サイズ (1-3 μm) とファイバー直径 (6 μm) の関係が影響していると考えられる。

FC 式では、視野の中心と周辺での強度差は約 10%である。これはおそらくファイバーの歪みのせいであろう。また、いわゆる chicken-wire 効果もあり、これは 5%程度の変動を作っている。まれに、透過率が悪いファイバーの影響で、強度が大幅に低下 (最大 70%程度) している箇所もある。

ここで気をつけなければならないのは、FC 式で見られるファイバーの着色である。この着色は BL20B2 実験ハッチ 1 において、2 時間程度の照射の後確認されたものである。その時の flux density は 3×10^9 photons/mm²/sec で、エネルギーは 20keV であった。厚さ 20mm の P43 の 20keV の X 線の吸収率はたった 30%である。それ以外の X 線はファイバーに吸収される。一方で LC 式では蛍光面は X 線では着色しない石英ガラス基板に載っている。この基板が X 線を 77%吸収する。この

ため、その後方の鉛ガラスには 16%の X 線だけが入射する。LC 式が着色しにくく見えるのはこのような効果の結果である。ただし、FC の着色は数日かけて蛍光灯の光をファイバーに照射すると取り除く事が出来るので、検出器の効率が低下し続けるという事は無い。

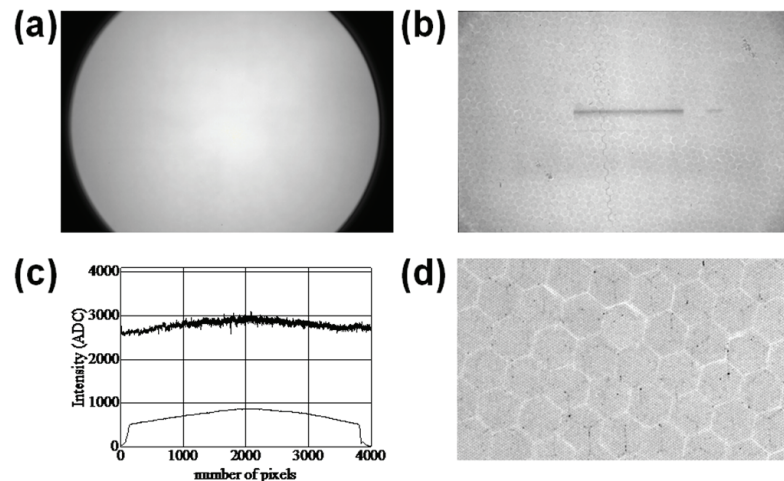


Figure 4.5 感度ムラ比較。(a) LC 式の flat-field 像。視野は、蛍光面のサイズで制限されている。(b) FC 式の flat-field 像。中央やや上の位置に横方向に着色痕がある。これは蛍光面ではなく、ファイバーの着色である。(c) (a)と(b)の中央付近の横方向のラインプロファイル。(d) FC 式における、chicken-wire パターン。(文献(1)より)

4-3 考察

4-3-1 Conversion gain: 理論値との比較

a. レンズカップル式

LC 式では、レンズの light capture efficiency (LCE) という値を求める事が出来る⁽¹⁵⁾。

$$LCE = T/[1+4F^2(m+1)^2]$$

ここで、T はレンズの透過率、F はレンズの開口 (F 値)、m は縮小比を表す。縮小比はタンデムレンズの焦点距離の比で 1.9 (=200/105) と求められる。Bienらによれば⁽¹⁶⁾、タンデムレンズ系の実効 F 値は文献の 16 式を用いて、1.57 となる。この結果 LCT=0.0076 となる。

X 線光子一つが生成する可視光光子の数 N は

$$N=E \times 0.15 / 2.28$$

という式で求められる。ここで、0.15はP43のエネルギー変換係数である⁽¹⁷⁾。2.28(eV)は、545nm(P43の発光波長)の光のエネルギーである。21keVでは、X線光子一つあたり、1300個の可視光光子が生成されている。この0.0076倍は10個の可視光光子である。ここで使用したCCD(KAI-11002M)の545nmにおける量子効率(QE)は48%なので、結局X線光子一つでは5 electronsを生成している事となり、実験的に求めた4electron/photonと良い一致をしている。

b. FC式

縮小比1.8:1のテーパファイバーの可視光の透過率は20%程度である⁽¹⁸⁾。前述のとおり、CCDカメラの545nmにおける量子効率は48%、21keVのX線光子1つあたり1300個の可視光光子が生成されるので、CCD上では125個の電子が生成されるはずである。しかし、実験的に求められたのは、17個の電子で計算値のおよそ1/7である。この差の理由は現時点ではすべてを明確に出来ないが、ここで開発されたFC式検出器の蛍光面にはAlメタルバックが施されていない事は大きな要因であろう。メタルバックが無いと蛍光の半分は可視光光学系に入る事はない。ただし、これを勘案しても計算値と実験値には3.5倍の開きがある。これ以外に考えられるのは、ファイバーの透過率が20%よりも悪い事と、蛍光面とファイバーあるいはファイバーとCCDの間の接続性である。

4-3-2 Distortionの補正法

これまで見たとおり、テーパファイバーはこのファイバーの可視光透過率にばらつきがある。さらにテーパを施す事により、ファイバー列に歪みが入り込む。X線CT測定では、透過像に歪みがあると画像再構成時に偽像を発生してしまう。これを避けるために、FC式検出器では歪み補正を必要とする。感度ムラに関しては、X線強度に対する応答の線形性が保たれている限り補正する必要は無い。

Fig. 4.6にC9300-124Fの歪みとその補正の例を示した。Fig. 4.6(a)は歪み測定用のテストチャートの透過像である。チャートは縦横に等間隔(ピッチ200μm)に穴が並んだものである(電子線リソグラフィ法で作成したNTT-AT製の特注品)。この画像データから各パターン位置を強度の重心演算で求め、グリッド状に示したものがFig. 4.6(b)である。この図を見ると、ファイバーに起因した像の歪みが顕著

に現れていることが分かる。このグリッドが画素と直交するように線形補完して変形させる。この時に変形量のパラメーターを決定し、Fig. 4.6 (c) のような歪み補正像を得る。この補正パラメーターはファイバーを CCD から外さなければ、常に使用可能である。

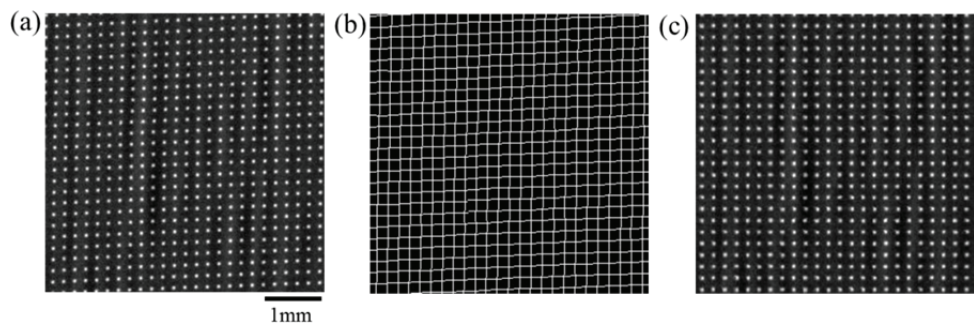


Figure 4.6 (a) 歪み測定用パターンの透過像。(b) (a) から作成した歪みグリッド。(c) 画像歪み補正後の透過像。

4-4 結論

4-4-1 機械的性能評価

この研究では、可視光光学系 (LC 式と FC 式) のみが異なる検出器を開発し評価を行った。どちらの検出器も視野 $50 \text{ mm} \times 30 \text{ mm}$ にたいして、 $10\text{-}20\mu\text{m}$ の空間分解能を達成するように作られている。基本的には FC 式も LC 式もこの要件を満たしている。また、性能評価の結果から FC 式は LC 式の 4 倍程度効率が良い事が明らかになった。これは FC 式の主要な優位性である。これにより、LC 式に対して FC 式は露光時間を $1/4$ にすることが出来、限られたビームタイム中の測定数を増やす事が出来る。また、測定を速くする事は変形の起こりやすい試料の測定にも有利に働くと同時に試料に対する線量も減らせる。

FC 式は LC 式に比べ新しい技術である。Davis と Elliott は FC 式検出器を使用して、ラボ用の X 線 CT 測定を行ったが、ファイバークラッドからの散乱の影響で、X 線画像に強い散乱が生じた⁽¹⁹⁾。しかし、本研究で開発した FC 式の検出器ではそのような強い散乱は確認されなかった。むしろ、Fig 4.7 に示したとおり、LC 式において、強い散乱とゴーストが発生している。ただしこれらはメインビームに対して 3 桁ほど小さい値であり、X 線 CT の実測定にはほぼ影響しない。Davis と Elliott の研究と本研究を比較して分かる事は、当然ではあるがファイバーの質で検出器の性能が大きく変化する事である。

もう一つ重要な事を指摘しなければならない。X線 CT では、空間分解能で $1\mu\text{m}$ よりも高い測定を必要とする場合がある^(20,21)。この場合は、LC 式が唯一の解である。それは、このサイズでは通常のファイバーの直径は求める空間分解能よりも大きくなってしまったためである。

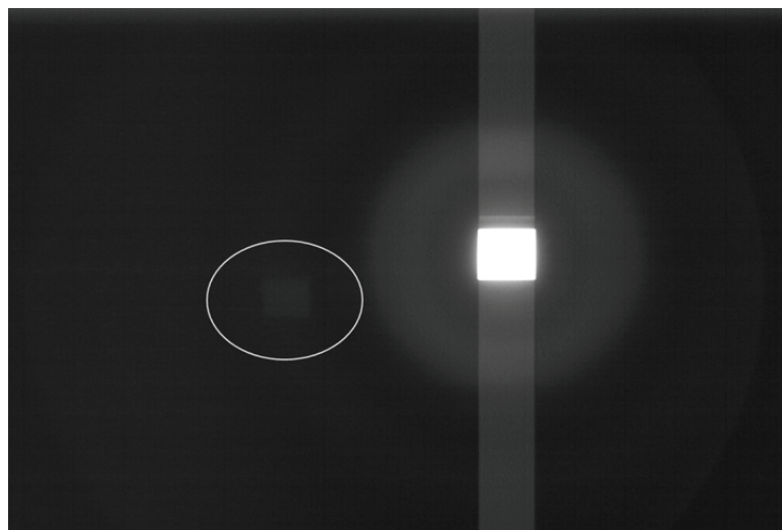


Figure 4.7 LC 式の検出器で観察された迷光。X線が中央からやや右上に入射されている。直接光は飽和するような長時間露光を行うと、レンズ・ガラスによる反射や散乱の像が見える。丸で囲われた箇所には、強い入射光の”ゴースト”が表示されている。

4-4-2 実用上の評価

FC 式も LC 式も幾何学的な歪みや応答の不均一性を持っている。この際空間歪みの変化が応答の不均一を誘発するように、これらの要素は互いに無関係ではない。FC 式の特有の問題として、chicken-wire 効果とファイバーの着色があり、LC 式では顕著なシェーディングが挙げられる。chicken-wire 効果では周囲の画素に比べて一部の画素が 30%以上も暗くなる現象が起こりうる。この場合、極端に強度の低い画素が出来るが、この状況ではノイズなどの影響により非線形的な応答をする可能性が高い。この非線形性は X線 CT においては、リングアーチファクトとして CT 像に現れる。

chicken-wire 効果のより深刻な問題として、「画像の不連続性」が挙げられる。Fig 4.8 にプロタイプの FC 式検出器で撮影した銅の#750mesh の像を示した。六角形通しが接触している箇所では、メッシュが不連続になっている。この位置では情

報が欠落している事になり、X線CTにおいては原理的に画像再構成が不可能となる。このような不連続性は、本研究で開発したFC式検出器には見られなかったものの、情報の欠落は、CTにおける画像再構成には致命的な結果を及ぼす事もありうる。FC式検出器を使用するには、十分注意深い検証作業を必要とする。この点は多少の不連続性は許容可能な回折実験などとは全く異なる点である。

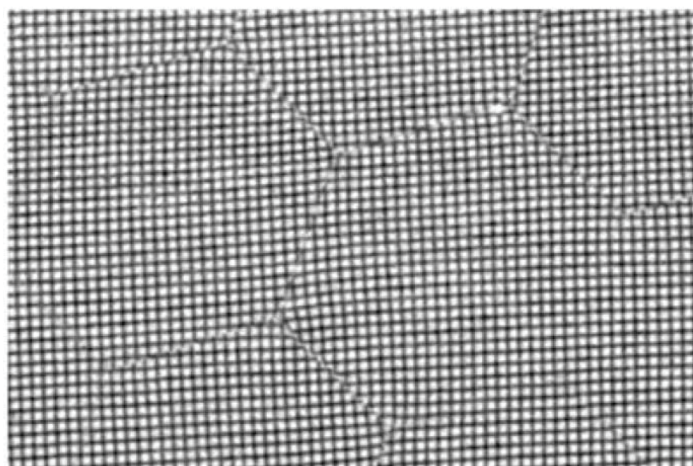


Figure 4.8 FC式検出器で撮影したメッシュパターンの像。銅の#750 meshがプロトタイプのパイバーCCDカメラにて撮影された。X線エネルギーは9keV。パイバーはストレートファイバーを用いた。Chicken-wireとメッシュの不連続が明らかに示されている。(文献(1)より)

FC式検出器におけるファイバーの着色の問題はこれまでの研究ではそれほど重要視されていなかった。それは、FC式検出器は主に回折実験に使われており、ここで用いられるX線エネルギーは比較的低い領域だったからだ。しかし、X線イメージング実験においては、X線が比較的大きな試料を透過しなければならないことから、それらのエネルギーよりも高いエネルギーで実験する傾向にある。結果として、X線は蛍光面を突き抜け、ファイバーに入り込む。LC式検出器も着色の問題はありうるが、現状で用いられている石英基板では実際には着色は起こらない。また、レンズ前に鉛ガラスを配置しているため、レンズでもX線による着色は見られない。レンズに着色が見られるのは、蛍光面とレンズの間に鉛ガラスを置けないような状況になってしまった場合だけである。ファイバーの着色はflat-field補正が可能であるが、徐々に効率が落ち、最終的にはLC式に対する優位性が無くなるのは避けられない。ファイバーを交換することも可能であるが、多大なコストを必要と

し歪み補正なども最初からやり直さねばならなくなる。テーパファイバーの前端に face plateなどを配置するのも一案だが、散乱や迷光の起こる余地を作り出す素地でもある⁽¹⁹⁾。

X線CT装置の実運用において、しばしばカメラを交換する必要が生じる事がある。LC式ではアタッチメントを共通化しておけば、単にカメラ本体を入れ替えるだけで済む。このため、個々のビームラインでは、実験条件に応じてカメラを代えて対応しているのが実情である。最近のイメージング技術における重要な発展は、CMOS (complementary metal oxide semiconductor) 撮像素子の登場である。CCDは今や多くのイメージング実験ではCMOSに取って代わられている。CMOSカメラの主な優位性は、読み出しの速さである。LC式の検出器の場合、高速度撮影に対応するにはCCDカメラをCMOSカメラに交換するだけでよいが、FC式ではそう簡単には行かない。これはX線CT装置の運用面から考えると重要な事で、多くの放射光施設においてLC式の画像検出器を利用しているのはこのことが理由であろう。

これに対して、FC式の優位性はその検出効率の良さにある。効率が良ければ、試料に対する線量を低く抑える事が出来る。あるいは、CT測定の時間を短くする事で、生物試料やソフトマテリアルの測定中の変形をおさえる事も出来よう。In-vivo計測では、多すぎる線量は動物のコンディションを変調させてしまう事もありうる。このように、高い検出効率の検出器で無ければ対応出来ないケースに関しては、FC式検出器は最適である。しかし、それ以外の多くのケースや高い空間分解能を必要とするケースでは、LC式を利用するのが妥当であろう。

4-5 References

- (1) Uesugi, K., Hoshino, M. and Yagi, N., *J. Synchrotron Rad.*, 18, (2011) 217–223
- (2) Liu, H., Karellas, A., Harris, L. J. and D’Orsi, C. J., *Med. Phys.* 21 (1994) 1193-1196
- (3) Tate, M. W., Gruner, S. M. and Eikenberry, E. F., *Rev. Sci. Instrum.*, 68 (1997) 47-54
- (4) Uesugi, K., Suzuki, Y., Yagi, N., Tsuchiyama, A. and Nakano, T., *Nucl. Instr. Meth. A*, 467-468 (2001) 853-856
- (5) Lewis, R. A., Yagi, N., Kitchen, M. J., Morgan, M. J., Paganin, D., Siu, K. K. W., Williams, I., Uesugi, K., Wallace, M., Hall, C. J., Whitley, J. and Hooper, S. B.,

- Phys. Med. Biol.* 50 (2005) 5031-5040
- (6) Parsons, D. W., Morgan, K., Donnelley, M., Fouras, A., Crosbie, J., Williams, I., Boucher, R. C., Uesugi, K., Yagi, N. and Siu, K. K. W., *J. Anat.* **213** (2008) 217-227
- (7) Nakamura, T., Noguchi, T., Tsuchiyama, A., Ushikubo, T., Kita, N. T., Zalley, J. W., Zolensky, M. E., Kakazu, Y., Sakamoto, K., Mashio, E., Uesugi, K. and Nakano, T., *Science*, **321** (2008) 1664-1667
- (8) Uesugi, K., Sera, T. and Yagi, N., *J. Synchrotron Rad.*, **13** (2006) 403-407
- (9) Funakoshi, K., Suzuki, A. and Terasaki, H., *J. Phys.,: Condensed Matter* **14** (2002) 11343-11347
- (10) Goto, S., Takeshita, K., Suzuki, Y., Ohashi, H., Asano, Y., Kimura, H., Matsushita, T., Yagi, N., Isshiki, M., Yamazaki, H., Yoneda, Y., Umetani, K. and Ishikawa, T., *Nucl. Instrum. Meth. A* 467-468 (2001) 682-685
- (11) Gruner, S. M., Barna, S. L., Wall, M. E., Tate, M. W. and Eikenberry, E. F. *Proceeding of SPIE*, 2009 (1993) 98-108
- (12) Tate, M. W., Chamberlain, D. & Gruner, S. M., *Rev. Sci. Instrum.*, 76 (2005) 081301
- (13) Barna, S. L., Tate, M. W., Gruner, S. M. and Eikenberry, E. F., *Rev. Sci. Instrum.* 70 (1999) 2927-2934
- (14) Islam, M. S., et al *JINST*, 5 (2010) P09008
- (15) Liu, H., Karellas, A., Harris, L. J. and D'Orsi, C. J., *Med. Phys.*, 21 (1994) 1193-1196
- (16) Bien, H., Parikh, P. and Entcheva, E., *Phys. Med. Biol.*, 52 (2007) 941-961
- (17) Gruner, S. M., Tate, M. W. and Eikenberry, E. F., *Rev. Sci. Instrum.*, 73 (2002) 2815-2842
- (18) Coleman, C. I., *Adv. Electron. Electron Phys.*, 64 (1985) 649-661
- (19) Davis, G. R. and Elliott, J. C., *Proceedings of SPIE*, 6318 (2006) 631844
- (20) Koch, A., Raven, C., Spanne, P. and Snigirev, A., *J. Opt. Soc. Am. A*, 15 (1998) 1940-1951
- (21) Uesugi, K., Suzuki, Y., Yagi, N., Tsuchiyama, A. and Nakano, T., *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A*, 467-468, (2001) 853-856

5 放射光 X 線 μ CT の定量性の評価

X 線 CT 法を用いると、測定対象物を破壊することなく 3 次元情報が得られる。第二章で示したとおり、この際の情報とは「X 線 線吸収係数 (LAC) の分布」(X 線がどこでどのくらい吸収されたか) である。

CT 法で得られる LAC の取り扱いがもっとも進んでいるのは医療診断用装置である。これは X 線 CT 装置の発明当初から進められており、空気を -1000 水を 0 とした Haunsfield Unit (HU) という定義を利用して人体を表している。CT 撮影で得られた HU を基に、臓器ごとに規定されている正常値の範囲からの逸脱がないかを確認している。この値は一般的なヒトに対する診断において共通で利用されている。また、装置毎に補正がなされているため、基本的には異なる装置で得られる HU 値に差異は無い。

このように、異なる装置であっても、物質に固有の値が得られる事は重要である。X 線 CT 法の場合は、単色 X 線を使用することで LAC を定量的に取り扱うことが可能となる。このような情報をもっとも必要とするのは、天然の物質を研究する分野であろう。なぜならば、材料科学などの分野では、物体は「製造される」ものなので基本的に構成材料(つまり LAC)は既知である。分からないのはポアや欠損など意図しない内部構造が多く、X 線 CT 法による観察対象はこのようなものが主である。これに対して、岩石・鉱物は産状や顕微鏡観察などである程度の構成鉱物を把握することが出来るが、鉱物同士の位置関係・サイズ・形状は不定である。これを 3 次元的に明らかにするためには、定量的な LAC の分布を得ることが重要である⁽¹⁾。

最近では、隕石や岩石などを観察するために X 線 CT 装置が利用される。これらはある程度の構成鉱物を把握することが出来るが、たいていの場合には複数相の鉱物が成す内部構造が複雑である。電子顕微鏡や光学顕微鏡も利用されているが、切断・研磨が必須であり、この際に目的の場所を表面に露出させるのは容易ではない。このため、近年 3 次元的に構造取得が可能で、組織の判定も可能な X 線 CT の利用が増えている。

本章ではこの岩石・鉱物への適用を行うために行われた、放射光 X 線 CT の定量性と測定方法とその結果に関する記述を行う。

5-1 定量性の評価の目的

くり返しになるが、X 線 CT 法は、物体の X 線 線吸収係数 (LAC) の分布を計測する手法である。その分布は断層像 (CT 像) として表され、数百枚以上の CT 像を重ね合わせて、3 次元像を得る事が出来る。測定は医療用の装置で初めて実現されたが、地球

科学的な試料に対しても利用されている⁽²⁾。1990年代初頭は、非破壊検査用や医療用装置を使用した、変成岩や堆積岩の計測が行われてきた⁽³⁻⁵⁾が、2000年頃になってからは、空間分解能が10 μ m程度に達する μ CT装置の利用も隕石や変成岩の研究において始まった⁽⁶⁻⁸⁾。

放射光X線は、エネルギーの選択性・単色性・平衡性で優れており、CT測定において多くの優位性を持つ^(9,10)。単色X線はビームハードニングの影響を無くし、定量的なLACの議論を可能とする。さらに、光束密度と平行度の高いX線は高い空間分解能を達成するのに有効である。Hiranoらは、KEK-PFにおいて放射光X線CTを実施して、隕石試料の測定を行った。ただし、線形の検出器を使用していたため、3次元構造を得る事は出来なかった⁽¹¹⁾。

UesugiらはSPring-8のBL20B2とBL47XUにおいて、 μ CT装置を開発した。BL20B2において開発された装置は、視野5mm空間分解能13 μ m程度である⁽¹²⁾。BL47XUでは、視野0.45mmで空間分解能は1.5 μ m程度である⁽¹³⁾。この装置は、コンドリュール・コンドライト・微隕石・砂粒子などに対して使用された⁽¹⁴⁻¹⁶⁾。鉄やセシウムと言った元素のK吸収端を利用した3次元元素分布像もすでいくつかの岩石系で得られている⁽¹⁷⁻¹⁹⁾。また、SPring-8以外の施設においても、地球惑星物質科学への利用は広がっている⁽²⁰⁻²²⁾。

白色X線を利用したX線CT装置においては、CT装置により得られたLAC (CT値と呼ぶ) と理論計算により求められるLACの関係は複雑になる。これは主にビームハードニングの影響によるものである。また「CT値」は時に曖昧な使われ方をしており、画像再構成の過程で何らかの補正をした場合にも得られる値は「CT値」と言われる事もある。多くの場合、この補正方法はしっかりとした記述がなされない事が多いが、最近では「補正方法」が研究対象となり、いくつかのグループが数学的な記述を試みている^(23,24)。また、Tsuchiyamaらによる補正の取り組み⁽²⁵⁾では、加速電圧50-65kVのX線管球を用いた産業用CTスキャナーを用いて、神戸隕石の分析が行われた。ここでは主にCT値とLACの関係を明らかにし、隕石の特徴を決定する事を目指した。その中でリファレンス物質はシリコン粉末に埋められ、beam hardeningの影響を出来るだけ取り除く工夫がなされた。しかし隕石本体において、特に高いLACの物質ではbeam hardeningの影響を避ける事が出来ず、サイズ・組成などの変化に対して限定的な適用のみ可能とされた。

原理的には単色 X 線を使用する事で、beam hardening の影響は取り除く事が出来、CT 値と LAC は一致する。しかし、実際の CT 装置においては何らかの理由でそれらは一致しない。両者を一致させる (CT 値から LAC を推定できるような) 関係式を求める事が出来れば、それを利用して、CT 像に含まれる鉱物種や物質を推定する事が可能となるだろう。さらに、差分法を用いる事で特定の元素の濃度を測定できるようになるかもしれない。実際 Hirano らはモリブデンの K 吸収端を利用して、モリブデン酸アンモニウム四水和物をアンモニア溶媒中に溶かしてモリブデンの濃度から求めた LAC と実験により得られた CT 値の関係をプロットした。その結果、両者は線形の関係にあることが示された。しかし、この結果はやはり限定的な利用にとどまるだろう。それは、1 次元の検出器を使用していたため、3 次元的な観察が難しいことにある。

本章では CT 値と LAC の定量的な関係を得る事と目的とする。実験は SPring-8 BL20B2 で行い、試料は広いレンジにおける LAC を表現するために、岩石・鉱物試料を用いる。ここで得られた関係式は、BL20B2 における特定の検出器を利用した実験値にしか利用できないかもしれないが、基本的にはこの校正手法はどの単色 X 線 CT 装置にも利用可能である。

5-2 評価方法および結果

実験準備

LAC を測定するための標準試料と測定条件を tab 5.1 に示した。試料は単結晶の合成石英・天然の quartzite・高純度のアモルファスシリカ・シリカガラスおよび金属線 (Al, V, Ti, Fe, Ni) である。ここからは、実験により得られた LAC を f_p 、計算により求められた LAC を μ とする。 f_p を測るときには、一部の試料はアモルファスシリカ粉末に埋め込まれた。この時試料は粉末とともに直径 4mm のプラスチックチューブ入れられる。

Table 5.1 リファレンス試料の撮影条件と結果。(文献(1)より)

Imaging no.	Energy keV	Exposure time s/projection	No. of projection	Sample	Shape	Size* mm	Peak position f_p , cm^{-1}	Characteristic width, Δf_p , cm^{-1}	Normalized residue, R	Theoretical LAC, μ , cm^{-1}	Density† p, g/cm^3	$\gamma\ddagger$	$\Delta\gamma$
001031a	20	8	360	aluminum	wire	5	8.240	0.8081	0.0493	9.287	2.698	0.8872	0.0870
001031b	20	8	360	aluminum	wire	2	8.354	0.3600	0.0071	9.287	2.698	0.8995	0.0388
001031c	20	8	360	aluminum	wire	1	8.370	0.3358	0.0095	9.287	2.698	0.9012	0.0362
001031d	20	4	360	aluminum	wire	0.5	8.305	0.4950	0.0160	9.287	2.698	0.8942	0.0533
010213b	20	5	720	aluminum	wire	2	8.234	0.3329	0.0048	9.287	2.698	0.8866	0.0358
010213c	25	8	1440	quartz	rod	4	3.209	0.2553	0.0025	3.663	2.648	0.8763	0.0697
010213c-1§	25	8	720	quartz	rod	4	3.208	0.2900	0.0029	3.663	2.648	0.8758	0.0792
010213c-2§	25	8	360	quartz	rod	4	3.207	0.3599	0.0051	3.663	2.648	0.8757	0.0983
010213c-3§	25	8	180	quartz	rod	4	3.191	0.4106	0.0138	3.663	2.648	0.8714	0.1121
010213d	25	8	720	quartz	piece	~3×2×1	3.051	0.3020	0.0040	3.663	2.648	0.8331	0.0825
010214c	25	7	720	quartz	piece**	~3×2×1	3.143	0.4426	0.0043	3.663	2.648	0.8582	0.1208
010214b	25	7	720	quartzite#	rod	4	3.290	0.3125	0.0051	3.663	2.648	0.8983	0.0853
010227f	25	10	450	quartzite#	rod	4	3.327	0.3556	0.0065	3.663	2.648	0.9083	0.0971
010214e	15	4	180	amorphous silica	sphere	2	11.103	0.6272	0.0208	12.742	2.199	0.8714	0.0492
010531e	25	10	360	silica glass	rod	4	2.778	0.2762	0.0070	3.046	2.201	0.9120	0.0907
010531f	25	10	360	silica glass	piece	~2×1×1	2.679	0.2855	0.0109	3.046	2.201	0.8794	0.0937
010531g	25	10	360	silica glass	piece**	~2×1×1	2.788	0.5254	0.0161	3.046	2.201	0.9151	0.1725
010531h	25	9	360	silica glass	piecett†	~2×1×1	2.707	0.3365	0.0120	3.046	2.201	0.8887	0.1105
010227d	35	25	360	vanadium	wire	1	18.136	0.9489	0.0313	21.961	6.110	0.8258	0.0432
010227a	30	16	180	titan	wire	1	18.593	1.1526	0.0350	22.573	4.540	0.8237	0.0511
010214d	35	20	360	iron	wire	0.5	33.080	2.2535	0.0670	41.625	7.874	0.7947	0.0541
010227b	30	14	360	nickel	wire	0.4	61.095	13.0366	0.1665	92.047	8.910	0.6637	0.1416
010227c	35	25	360	nickel	wire	0.4	45.293	4.3429	0.0660	59.592	8.910	0.7600	0.0729

* Diameters of wire, rod, and sphere.

† Measured for amorphous silica and silica glass; Emsley (1991) for Al, V and Ti; Olhoeff and Johnson (1989) for quartz, Fe and Ni.

‡ CT value/LAC (f_p/μ).

§ CT images obtained for different numbers of projection from one imaging experiment with 1440 projections (010213c) by thinning out some projections.

|| Synthesized by hydrothermal method.

From a Ryoke metamorphic zone (Sakuraiji, Nukata, Aichi Prefecture, Japan).

** Embedded in silicon powder.

†† Embedded in amorphous silica powder.

測定は、SPring-8 BL20B2 実験ハッチ 1 で実施された。Fig 5.1 に装置の模式図が示されている。実験ハッチ 1 での flux density は約 1.0×10^9 photons/s/mm²/100mA である（測定当時は SPring-8 では top-up 運転を行なっていなかったため、このような表現になる）。エネルギーは 15-35keV のあいだで適宜変更した。投影数は 180-1440 投影の間で変化させたが、多くは 360 投影である。これは、主に測定時間による制限である。試料をビームから退避させて得るダイレクト像は試料撮影 10 回ごとに行った。これは入射ビームの変動による偽像の発生を最小限に抑える工夫である。暗電流画像は試料測定の前で行った。

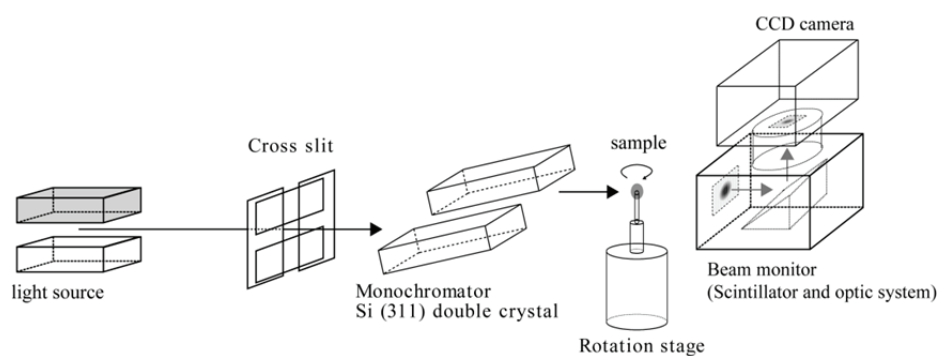


Figure 5.1. 投影型 μ CT 装置の模式図。光源・分光器・試料ステージ・検出器、により構成される。図中では分光結晶は Si (311) と記述されているが、測定条件により Si (111) や Si (511) になる場合がある。

すべてのデータは、可視光変換型の検出器を用いて行った。検出器の写真を Fig5.2 に示す。検出器は可視光変換部と CCD カメラからなる。可視光変換部は浜松ホトニクス製のビームモニターAA40P を用いている。蛍光面は粉末の P43 (Gd₂O₂S:Tb⁺) で厚みは 10 μ m である。可視光変換部には f=24mm のカメラレンズが搭載されている。CCD カメラは、f=50mm のカメラレンズが搭載されており、ビームモニターとタンデムレンズ系を構成している。CCD カメラは浜松ホトニクス製の C4880-10-14A である（CCD 素子は、テキサス・インスツルメンツ製の TC215）。CCD は冷却されており、冷却温度は-50 $^{\circ}$ C である。また、実効画素サイズは 5.83 μ m 四方である⁽¹²⁾。

画像再構成は CBP を使用して行った⁽²⁷⁾。また、画像再構成時のフィルター関数は Chesler 型を用いてノイズを抑制した⁽²⁸⁾。中野らによる文献 27 では、このプログラム

の動作試験を行っており、ある物体の LAC を用いた投影像から画像再構成を行い、LAC を正確に再現していることが示されている。また、フィルター関数の影響は、物体周辺部の数画素以内に収まっていることも示されている。

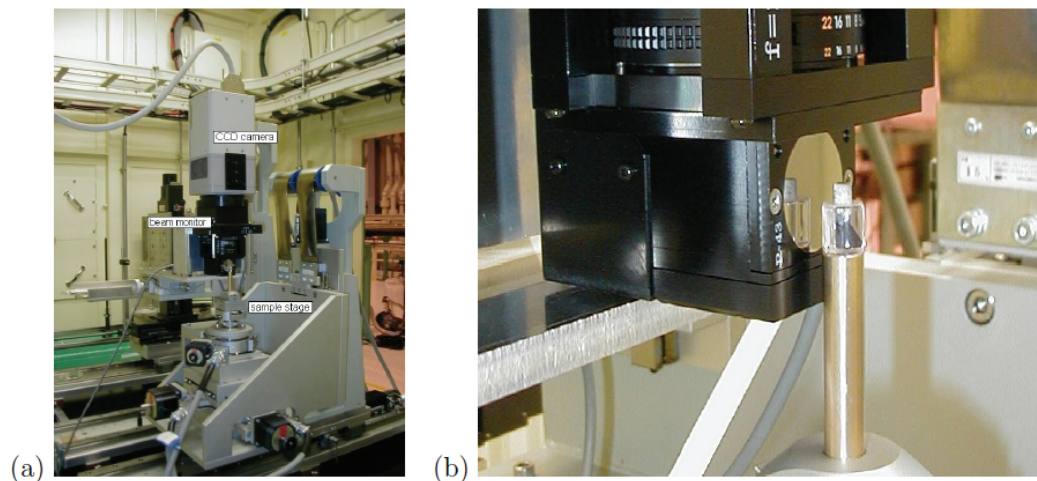


Figure 5.2. 本章で利用した可視光変換型検出器の写真。(a) 試料ステージも含めた全体像。上部の白い部分は CCD カメラである。(b) 試料付近の拡大図。真鍮の棒の先端にアクリルの棒が貼り付けられ、その上に試料が貼り付けられている。検出器の X 線入射面はベリリウム窓である。この窓の直後に P43 蛍光面が配置されている。その後ろにはミラーがあり、可視光を 90° 上向きに反射させている。

LAC の計算値の求め方

LAC_{calc} は次の式に従って求めた。

$$\mu = \rho \sum_i w_i \tau_i (E)$$

ここで、 ρ はバルク密度、 w_i は i 番目の元素の重量比、 τ_i は i 番目の元素の質量吸収係数 (Mass absorption coefficient, MAC) である。MAC は入射 X 線エネルギーに依存する量である(26)。

画像処理の手順

再構成後の CT 像は LAC の絶対値として得られるが、ここでは画像処理ソフト SLICE⁽²⁹⁾ を用いるために、8bit の tiff 画像に一定の変換係数を用いて変換した。具体的には、空気の μ は 0 cm^{-1} なので、これを画素値 0 にして、それぞれの試料の μ を画素

値 200 となるようにした。

標準試料の領域は、しきい値処理と erosion 処理（ある領域を侵食する作用。皮むきに例えられることもある）によって決定した。しきい値は試料の μ と 0 cm^{-1} の中央値を採用した。Erosion はしきい値処理後の試料領域に対し、1 層だけ除去処理を行った。これは、境界面の効果を減らすためである。また、試料がアモルファスシリカの粉末に埋められているときは、手動で試料の領域を決定した。

実験結果

実験により得られた、代表的なデータを Fig 5.3 に示す。ほとんどの試料では beam hardening の効果は起きていなかった。しかし、(b)のような透過率の少ない試料では beam hardening のような効果が見られた。これは実際には分光器の高調波による影響で、ほぼ beam hardening と同じものと考えられる。また、(c)のように、単結晶による Bragg 反射を反映した、平行線状の偽像も出現している。結晶粒界があるはずの(d)では、まったく結晶粒界が認められない。これは吸収係数の差がほとんど無い事が理由であろう。

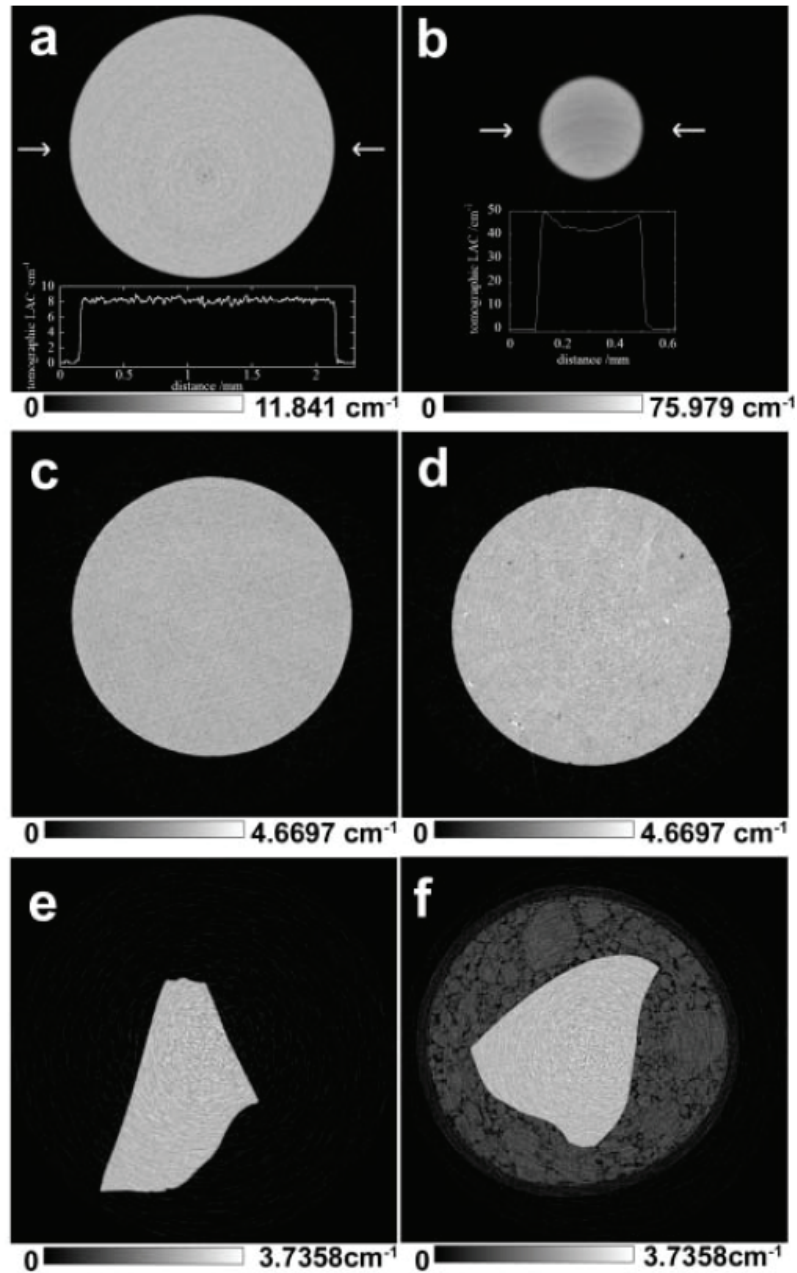


Figure 5.3 標準試料の CT 像。各 CT 像の下には、コントラストのスケールバーが示してある。(a) Al 棒。直径 2mm。20keV にて撮影。視野幅は 2.92mm。ラインプロファイルが CT 像の下に示されている。(b) Ni 棒。直径 0.4mm。35keV にて撮影。視野幅は 1.49mm。ラインプロファイルが CT 像の下に示されている。(c) 石英の棒。直径 4mm。25keV にて撮影。視野幅は 5.83mm。(d) 石英岩の棒。直径 4mm。25keV にて撮影。視野幅は 5.83mm。(e) SiO₂ ガラスの破片。25keV にて撮影。視野幅は 4.08mm。(f) アモルファスシリカの粉末に埋められた SiO₂ ガラスの破片。視野幅は 5.25mm。(文献(1)より)

これらの CT 像から特徴を抽出するために、CT 像から Fig 5.4 のようなヒストグラムを作成した。試料によるピークは Gaussian によりフィットした。十分な透過率を持つ試料においては、この Gaussian で良くフィットできているといえる。

$$N = N_p e^{-\left(\frac{f-f_p}{\Delta f_p}\right)^2}$$

ここで、 N は頻度、 N_p はピークの高さ、 f は実験で求められた LAC である。 f_p は f のピーク値。 Δf_p は試料ピークの半値幅となる値とした。結果は Tab 5.1 にまとめて掲載されている。実験値と fitting curve の残差は R として、同様に Tab 5.1 にまとめてある。

Fig 5.4 (b) の曲線では $f=30-35 \text{ cm}^{-1}$ 付近に tail がある。これは 35 keV の 3 次高調波である、105 keV のエネルギーにおける Ni の $\mu \text{ } 3.4 \text{ cm}^{-1}$ と 35keV の $\mu \text{ } 59.6 \text{ cm}^{-1}$ が、ちょうど 1:1 で寄与した (35keV と 105keV の透過 X 線強度がほぼ等しくなったと言う事) とすると、このような値になる。また、Fig5.3 と 5.4 の (e) と (f) から、アモルファスシリカ粉末に埋められた影響はほとんど無く、両者の曲線はほぼ一致している事が分かる。つぎに投影数を変化させた場合の f_p の変化であるが、Tab 5.1 の 010213c で示しているとおり、投影数が減ると f_p は一定であるが Δf_p は増えていく事が分かる。

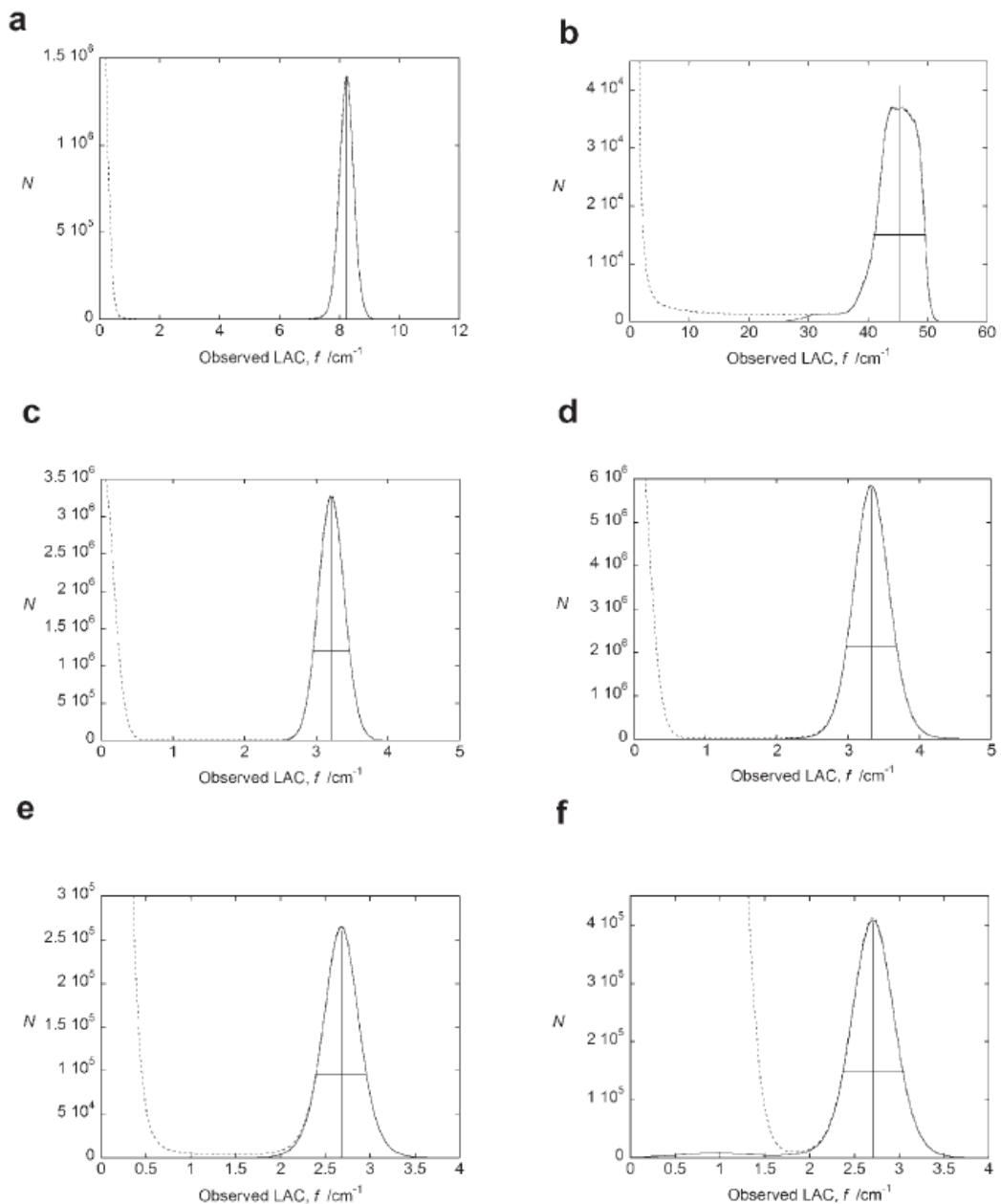


Figure 5.4 Fig 5.3 の CT 像から得られたヒストグラム。試料や撮影条件は Fig 5.3.の (a)-(f) と同一である。破線は試料全体のヒストグラムを表している。実線は試料位置のヒストグラムを表している。それぞれの試料において、ピーク位置 f_p と高さ N_p 、ガウシアン幅 Δf_p が求められている。(文献(1)より)

単色 X 線を利用している場合、 μ と f_p は原理的には一致するはずである。しかし、 f_p は常に μ よりもやや低い値をとる。Fig 5.5 に μ と f_p の関係を示した。 μ が 20 cm^{-1} よりも小さい値では、ほぼ直線で近似できるが、 μ が大きな値になると、 γ 補正のような非線

形性を持つてくる。ここで、低い μ における線形性と高い μ における非線形性を同時に表す経験式を導入する。

$$f_p = \{(\gamma\mu)^m + (a\mu^b)^m\}^{1/m}$$

ここで、 m は18.0と求められた。その他のパラメーターも、フィッティングにより求められ、 $a = 1.505 \pm 0.243$, $b = 0.8227 \pm 0.0385$, $\gamma = 0.887$ となった。これを μ について解くと、

$$\mu = \{(\delta f_p)^n + (c f_p^d)^n\}^{1/n}$$

となる。ここで、 $\delta = 1.127 \pm 0.005$, $c = 0.5819 \pm 0.1414$, $d = 1.227 \pm 0.062$, $n = 19.4$ となる。

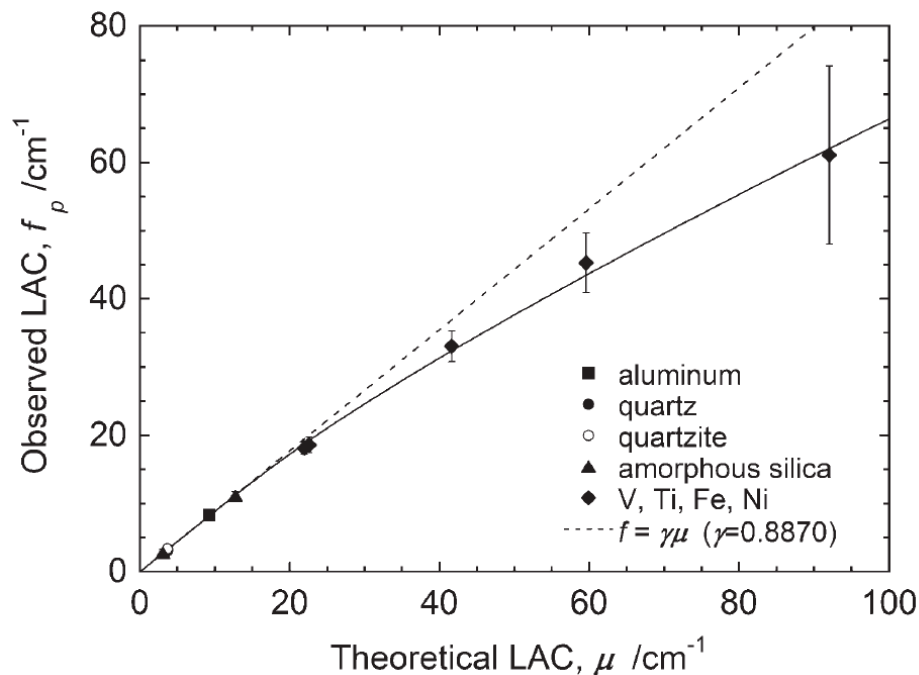


Figure 5.5 LAC の計算値 μ と実験値 f_p の関係。破線は直線の関係を示している。係数は0.887である。エラーバーは、 $\pm\Delta f_p$ をプロットしている。(文献(1)より)

コントラスト分解能を Fig5.6 から求める事が出来る。これは、 f_p に対して $\Delta f_p/f_p$ をプロットしたものである。 $f_p = 10 - 30 \text{ cm}^{-1}$ では、若干データが分散しているものの5%程度までは分解可能である事示している。

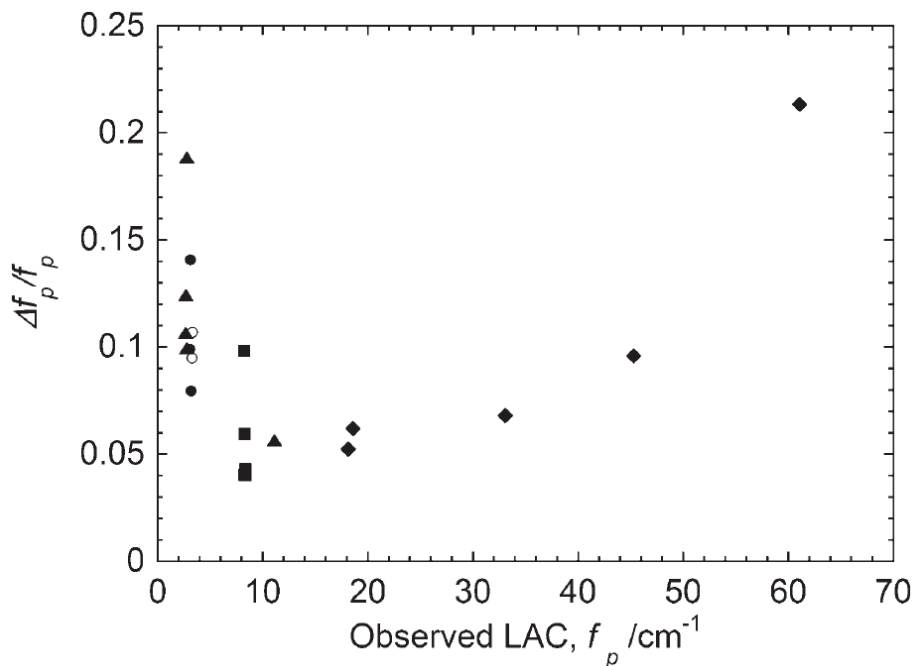


Figure 5.6 LAC の実験値 f_p と $\Delta f_p/f_p$ の関係。破線は直線の関係を示している。記号は Fig 5.5 と同一。(文献(1)より)

LAC の実験値と計算値の違いに関する議論

この問題に関しては複数の原因が複雑に絡み合っているものと思われる。大きく分けて2種類の現象がある。一つは、条件の良いと思われている物質の撮影でも、 $\gamma = 0.887$ というズレを持つ事。もう一つは、Fig 5.5にあるように μ が大きな場合に、 μ と f_p の関係が非線形になる事である。

まず考えやすい後者の非線形現象の原因から検討してみる。Fig 5.3 (b) で見られる高調波の問題。この場合は、Ni 線の 35keV の X 線の透過率が 10%程度であることと、分光器を detune しなかったため、3次高調波の 105keV が基本波に比べて 3%程度の強度を有している事が影響したと考えられる。これは実験条件も悪いが、放射光施設を利用している場合は起こりうる問題である。これを排除するには、高調波除去ミラーの導入もしくは分光器の detune を実施するしかない。

次に考えられるのは蛍光 X 線の問題である。Fig 5.7 において、 f_p/μ が大きく落ち込んでいるのは、V, Ti, Ni, Fe である。このうち V と Ti は $\gamma = 0.82$ 程度であるが、Ni と Fe は $\gamma = 0.76 - 0.79$ とやや低い値を取っている。これは、両者の発生する蛍光 X 線の波長の違いが現れているのではないだろうか。各元素の K α 線のエネルギーは Ti

(4.51keV), V (4.95keV), Fe(6.4keV), Ni(7.47keV)である。これらの X 線エネルギーでは、検出器の入射面にある厚さ 1mm の Be 窓の透過率がおよそ 34%~80%となる。特に Ni では Be 窓の透過率が高く、蛍光面に入射した際に影響が大きい。

また、検出器の非線形性はそれほど問題とされないと考えられる。それは、Fig 5.7 の一番右にあるプロットから明らかである。この点は直径 5mm の Al 棒の f_p/μ であるが、透過 X 線強度 (I/I_0) が Ni や Fe 試料よりも大きく低下しているにもかかわらず、 $\gamma = 0.82$ を保っている事を示している。

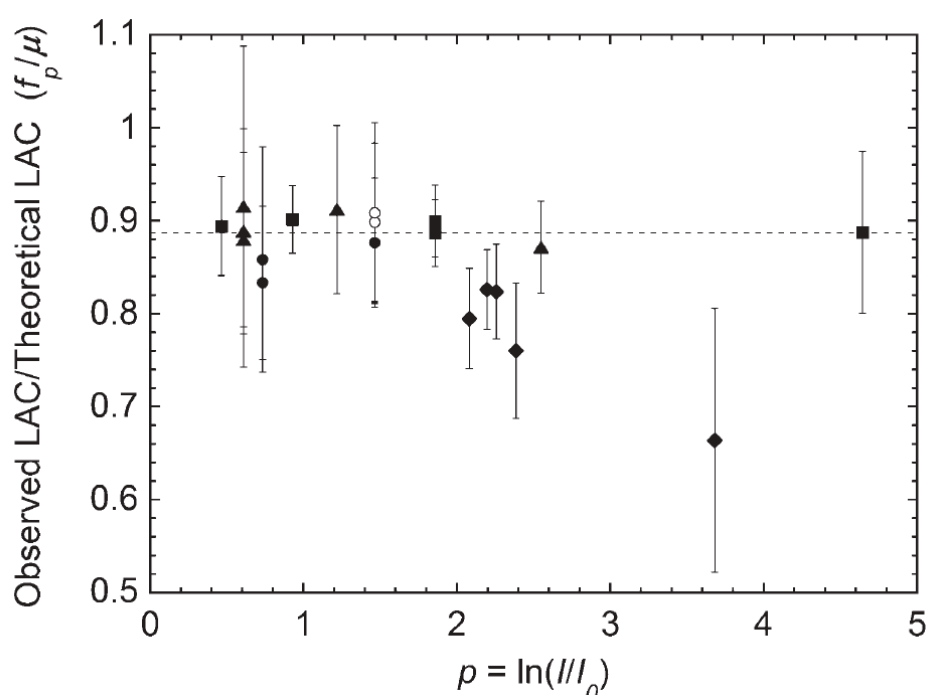


Figure 5.7 LACの f_p/μ と投影値(入射光強度と透過光強度の比)の関係。破線は $\gamma = 0.887$ の位置を示している。記号は Fig 5.5 と同一。(文献(1)より)

次に μ が小さい場合に $\gamma = 0.887$ のずれを生じている原因を推察する。これは検出器の MTF が主な原因と仮定しシミュレーションを行った。検出器の MTF から PSF を作成して、理想的な透過像に対してコンボリューションし、画像再構成を行った。この手法は Uesugi らにより高分解能検出器を用いた CT 装置の、空間分解能評価に用いられた物と同一である⁽³⁰⁾。

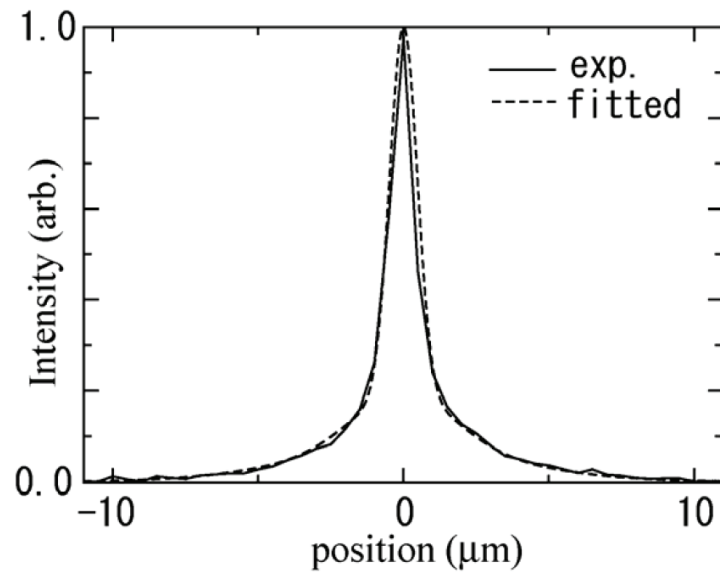


Figure 5.8 本章で用いた検出器の PSF とフィッティング後の関数。1pixel = 0.5 μ m である。(文献(30)より)

Fig 5.9 に示すように、理想的な検出器(MTF=1 で一定)を用いた場合と実際の検出器 (Fig 5.8 のような PSF を持つ場合) での測定は、 μ と f_p に差が生じる事が示されている。また、検出器の空間分解能の指標となる PSF は、蛍光面と X 線の相互作用の箇所でエネルギー依存性がある。このため、高エネルギー X 線を用いる場合は幅が広くなり裾野が広がる傾向がある。このことも μ と f_p に差が生じる事に影響していると考えられる。

また、試料による前方散乱も透過像に重なってくるため、関係はより複雑になってくる。地球科学的試料の場合は物質の種類が多く、また複雑な形状をしている事が多い。このため、数学的なアプローチよりも、本章のようなキャリブレーションデータを取得し、補正曲線を描くことが実際の問題に対応出来る唯一の手段である。

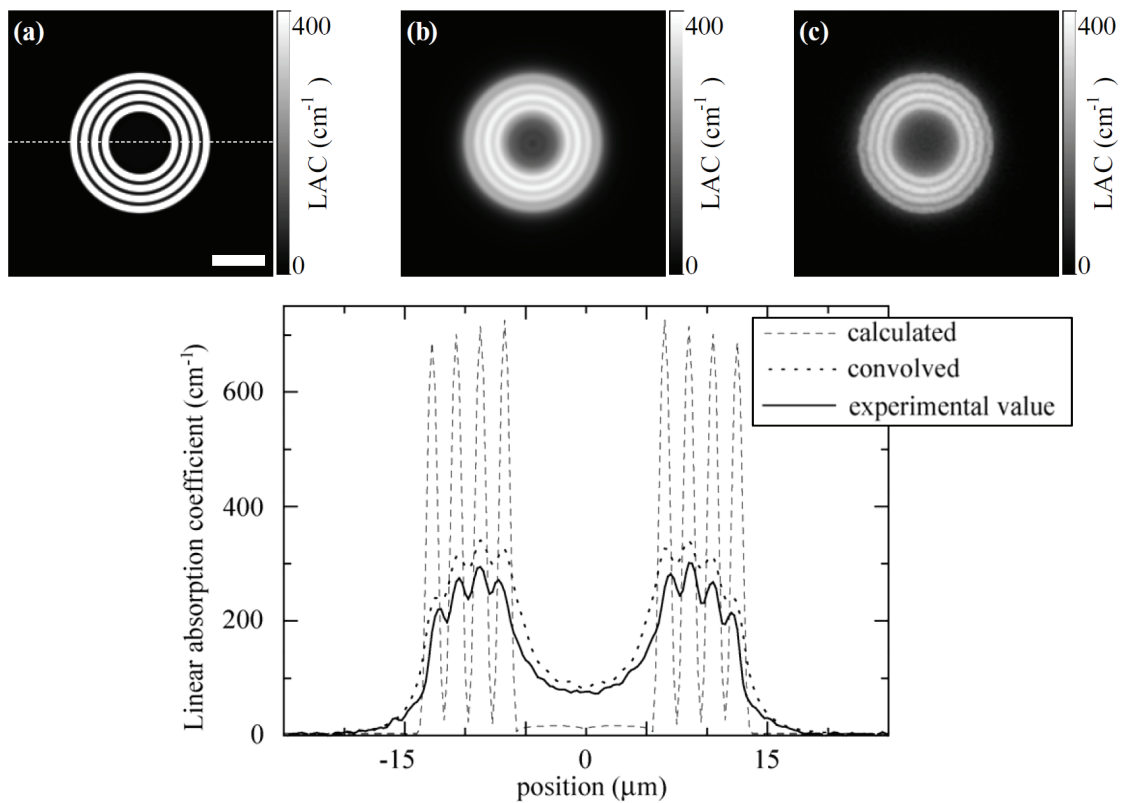


Figure 5.9 (a)理想的な投影像から再構成した CT 像。(b) (a) で用いた投影像に対して Fig 5.8 の PSF をコンボリューションして得られた CT 像。(c) $2\mu\text{m}$ 幅のアルミ・銅の銅支援パターンの実測データ。(d) (a)-(c) のラインプロファイル。(文献(30)より)

5-3 References

- (1) Tsuchiyama, A., et al., *American Mineralogist*, 90 (2005) 132-142
- (2) Ketcham, A. and Carlson, W.D., *Computational Geosciences*, 27 (2001) 381-400
- (3) Carlson, W.D. and Denison, C., *Science*, 257 (1992) 1236-1239
- (4) Ikeda, S., Nakano, T. and Nakashima, Y., *Mineralogical Magazine*, 64 (2000) 945-959
- (5) Arnold, J.R., Resta, J.P. Jr., Friedman, P.J., and Kambic, G.X., *Science*, 219 (1982) 383-384
- (6) Ikeda, T., Shimobayashi, N., Wallis, S.R., and Tsuchiyama, A., *Journal of Structural Geology*, 24 (2002) 1633-1646
- (7) Kondo, M., Tsuchiyama, A., Hirai, H., and Koishikawa, A., *Antarctic Meteorite*

- Research*, 10 (1997) 437-447
- (8) Nakashima, Y., Hirai, H., Koishikawa, A., and Ohtani, T., *Neues Jarbuch fur Mineralogie Monatshefte*, (1997) 559-568
 - (9) Flannery, B.P., Deckman, H.W., Roberge, W.G., and D'Amico, K.L., *Science*, 237 (1987) 1439-1444
 - (10) Bonse, U. and Busch, F., *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 65 (1996) 133-169
 - (11) Hirano, T., Funaki, M., Nagata, T., Taguchi, I., Hamada, H., Usami, K., and Hayakawa, K., *Proceedings of NIPR Symposium on Antarctic Meteorites*, 3 (1990) 270-281
 - (12) Uesugi, K., Tsuchiyama, A., Nakano, T., Suzuki, Y., Yagi, N., Umetani, K., and Kohmura, Y., *Proceedings of SPIE*, 3772 (1999) 214-221
 - (13) Uesugi, K., Suzuki, Y., Yagi, N., Tsuchiyama, A., and Nakano, T., *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 467-468 (2001) 853-856
 - (14) Tsuchiyama, A., Nakamura, T., Nakano, T., and Nakamura, N., *Geochemical Journal*, 36 (2002) 369-390
 - (15) Kusaka, H., Tsuchiyama, A., Noguchi, T., Uesugi, K., and Nakano, T., *Antarctic Meteorites*, XXVI (2001) 66-68
 - (16) Matsushima, T., Saomoto, H., Uesugi, K., Tsuchiyama, A., and Nakano, T., In Ohtani and Obara, Eds., *Proceeding of International workshop on X-ray CT for geomaterials*, Balkem, (2004) 121
 - (17) Thompson, A.C., Llacer, J., Campbell Finman, L., Hughes, E.B., Otis, J.N., Wilson, S., and Zeman, H.D., *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 222 (1984) 319-323
 - (18) Tsuchiyama, A., Uesugi, K., Noguchi, T., Yano, H., Nakano, T., and Suzuki, Y., *Meteoritics and Planetary Science*, 36 (2001) Suppl. A210
 - (19) Ikeda, S., Nakano, T., Tsuchiyama, A., Uesugi, K., Suzuki, Y., Nakamura, K., Nakashima, Y., and Yoshida, H., *American Mineralogist*, 89 (2004) 1304-1312
 - (20) Rivers, M.L., Sutton, S., and Eng, P., *Proceedings of SPIE*, 3772 (1999) 78-86
 - (21) Murray, J., Beesenburg, J.S., and Ebel, D.S., Lunar and Planetary Science Conference, XXXIV, Abstract no. 1999, Lunar and Planetary Institute, Houston

(CD-ROM)

- (22) Lemelle, L., Simionovici, A., Truche, R., Rau, C., Chukalina, M., and Gillet, P., *American Mineralogist*, 89 (2004) 547-553
- (23) Stefan KASPERL, Jochen HILLER, Michael KRUMM, International Symposium on NDT in Aerospace December 3-5, 2008, Furth, Germany
- (24) Kingston, A., Myers, G. R., Varslot, T. K., *Proceedings of SPIE* 8506 (2012) 8506-48
- (25) Tsuchiyama, A., Nakamura, T., Nakano, T., and Nakamura, N., *Geochemical Journal*, 36 (2002) 369-390
- (26) Hubbell, J.H. and Seltzer, S.M. (1996) Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. (NIST, Physical Laboratory, Physical Reference Data.)
- (27) Nakano, T., Nakashima Y., Nakamura, K., and Ikeda, S., *Journal of Geolical Society of Japan*, 106 (2000) 363-378
- (28) Chesler, D.A. and Riederer, S.J., *Physics and Medical Biology*, 20 (1975) 632-636
- (29) Nakano, T. et al., SLICE, <http://www-bl20.spring8.or.jp/slice/>
- (30) K. Uesugi, Y. Suzuki, H. Takano, S. Tamura, N. Kamijo and N. Yagi, *AIP Conf. Proc.*, 705 (2003) 1316-1319
- (31) Takano, H. et al., *Proceedings of SPIE*, 4499 (2001) 126-133

6 放射光 X 線 μ CT の応用

これまでの研究結果を用いて可能となった応用研究を 3 編載せる。一つ目は探査機「はやぶさ」により小惑星イトカワから持ち帰られた粒子の分析に関する物。二つ目は Cs の吸収端を利用した、3 次元元素分布に関する物。どちらも、単色 X 線を利用し、物質の線吸収係数(LAC)を定量的に取り扱う事で為し得た研究である。三つ目は、マウスの肺を動的かつ 3 次元的に観察した研究である。

6-1 イトカワ粒子の構成鉱物とその 3 次元分布の決定⁽¹⁻³⁾

はやぶさ計画

2003 年 5 月 9 日： 打ち上げ (MUSES-C が「はやぶさ」と命名される)。

2005 年 9 月-11 月： 小惑星イトカワの観測。表面からの試料採取。

2010 年 6 月 13 日： 試料カプセル地球帰還。キュレーション開始。

2011 年 1 月： 初期分析開始。

宇宙航空研究開発機構 (JAXA) のはやぶさ計画において採取された S 型小惑星イトカワの粒子が 2010 年 6 月に地球に帰還した。小惑星は太陽系形成時に惑星サイズまで大きくなれなかった天体と考えられている。このため小惑星の形成以降に熱変成や水質変成などの作用が無く、太陽系形成時の情報を残していると考えられている。



JAXA web サイトより

これまで太陽系形成過程は、地球に落ちてきた隕石を分析することで研究されてきた。中でも普通コンドライトは地球上で発見された隕石のうち 90%を占める石質隕石の一種である。コンドライトはコンドリュールという球粒子を含む隕石のことであるが、このコンドリュールの成因は 1800°C くらいから急冷されたであろうこと以外、はっきりしていない。

太陽系では多くの小惑星は火星と木星の間にある小惑星帯に存在している。それらのうち比較的大きなサイズ (直径 100km 以上) の小惑星は、天体観測によりサイズやおおよその質量が求められている。さらに、小惑星に入射する光の量に対し、反射光の量

を波長ごとに測定する方法（反射スペクトル）で調査されている。この反射スペクトルから小惑星はC型（黒い星、炭素質コンドライトに似ている）・S型（比較的明るい星、珪酸塩が主成分と考えられる）・M型（明るい星、鉄やニッケルが主成分と考えられる）に分けられる。コンドライト隕石の多くは、これらの小惑星と共通の母天体を持つと考えられている。また、組成分析の結果からS型小惑星が普通コンドライトと共通の母天体であると推測されていた。しかし、地球に落ちてきた隕石とS型小惑星の反射スペクトルは若干異なる。これまでは、この違いの理由が明らかにされていなかった。もしS型小惑星の物質を直接観察することが出来れば、この理由が明らかになり、これまで推定でしかなかった関係がはっきりと対応付けられることになる。

これ以外にも、約46億年前に形成された物質を直接分析することで、太陽系形成時の様々な出来事が明らかにされることが期待されている。

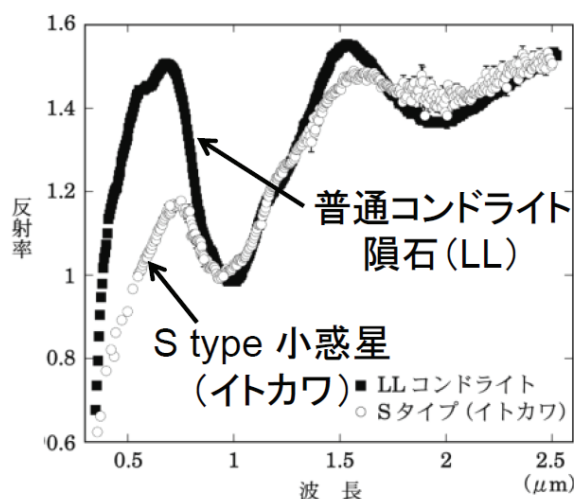


Figure 6.1 普通コンドライトとS型小惑星の反射スペクトルの比較。波長の短い側において、両者の不一致が認められる。(文献(4)より)

イトカワ試料初期分析チーム(HASPET)の選抜と分析結果(5)

2003年に、はやぶさが打ち上げられた直後には、Hayabusa Asteroidal Sample Pre-liminary Examination Team (HASPET) を選抜するためのコンペティションが行われた。著者は大阪大学の土山（当時）をリーダーとするチームに参加し、放射光X線CTを利用して非破壊で粒子の分析を行う提案をした。メンバーは、阪大 土山、産総研 中野、JASRI 上杉の3名で、土山がリーダーとして目標設定およびデータ解釈を担った。上杉はX線CT装置と測定条件の最適化を担った。中野は得られたデータの解析を担当した。

イトカワ粒子の初期分析では、採取試料の一部を除いて、その基本的物性、科学的、岩石・鉱物学的特徴に関して基礎的な記載を行い、データベースを作成する事を目的としている。このデータは後の公募分析の際に研究者が参考とするデータとなる。このため、出来るだけ試料を加工することなく・コンタミネーション（以後コンタミ）も起こさない事が望まれる。

コンペのための試料は第三者から提供され、各チームには試料の詳細は知らされていない。我々は、以下の3つを目的に SPring-8 において、X線 CT 測定を行った。1. 試料のバルク密度を精密天秤と組み合わせて測定する（これは溶媒を用いるアルキメデス法ではコンタミが起きる事、微小試料においては実施不可能な事から選択された）。2. X線 CT 像から試料の形状を求める。これはイトカワ表面のレゴリスを特徴付けるのに適している。3. 後の破壊分析（透過型電子顕微鏡（TEM）、質量分析など）のために、最適な切断面の情報を提供する。これは第5章で示した、定量的な X線線吸収係数（LAC）が得られる事に立脚する。

実験は BL20XU, BL20B2 を利用して行った。粒子1つずつは BL20XU で、金属管に入れた粉末は BL20B2 にて管ごと測定した。ここでは微小粒子の分析に関して、典型的な例を示す。

配布された II-1A という粉末試料から拾った粒子 II-1A-001-A1（測定番号 041008f）は直径 200-300 μm のサイズの粒子であるが、Fig 6.2 のように CT 撮影が行われ、LAC から鉱物相の推定がなされた。また、推定された鉱物相から、粒子における鉱物相毎の体積比（モード）が求められた。

他にもたくさん試料を分析した。その結果「もとの物質が隕石である」という仮定をおけば、この試料 II-1A は H コンドライトの密度 (3.64g/cm³) と非常に近い密度を持っていること (3.67 g/cm³) が分かった。しかし、L や LL コンドライトの可能性も残念ながら除外できなかった。ただしこれは、XRD などの鉱物種を特定できる手法も組み合わせれば解決できる問題である。

ちなみにコンペは無事に通過し、初期分析において「放射光 X線 CT を利用したイトカワ粒子の3次元形状および3次元内部構造取得」を行う事となった⁽⁶⁾。

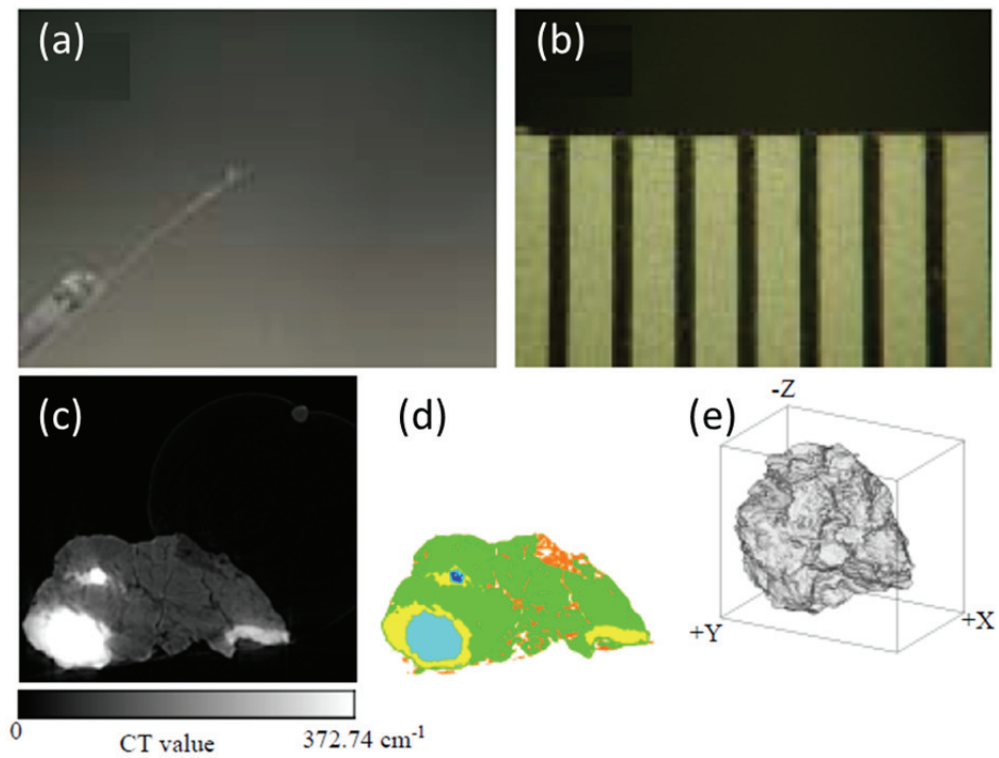


Figure 6.2 HASPET 試料、II-1A-001-A1 (測定番号 041008f) の外観および CT 像。(a) ガラス管にファイバーが貼り付けられ、その先端付近に II-1A-001-A1 がグリコールフタレートにより貼り付けられている。(b) スケールバー。0.5mm ピッチ。(c) CT 像の断面。(d) LAC から推定された鉱物相ごとに色分けした図。オレンジ: plagioclase、緑: Mg-Fe silicate、青: taenite。(e) II-1A-001-A1 の鳥瞰図。(文献(5)より)

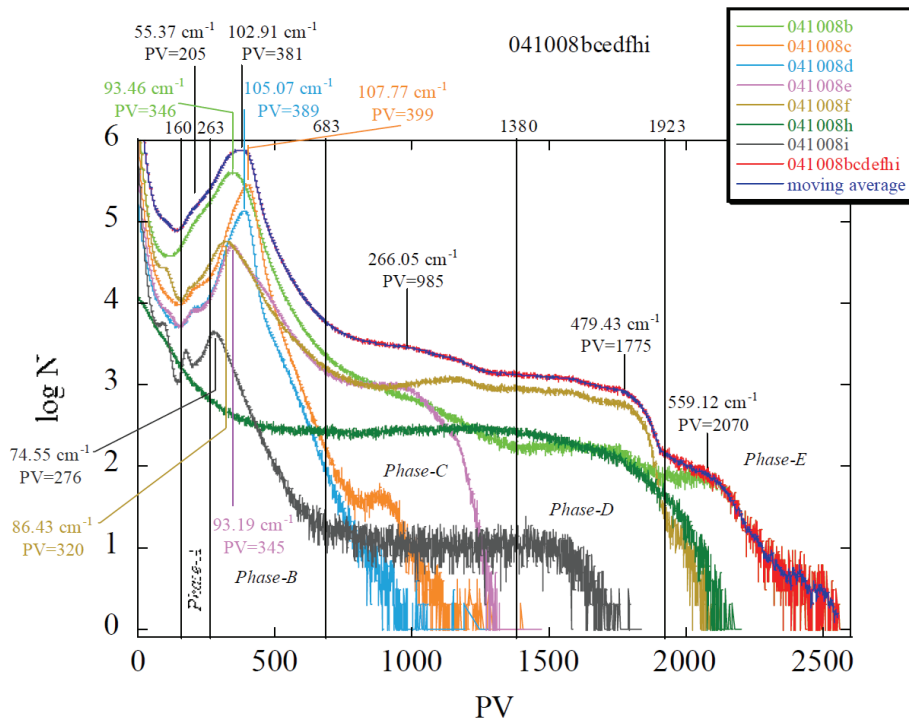


Figure 6.3 CT 像から得られた LAC のヒストグラム。II-1A-001-A1(測定番号 041008f) は薄い紫色で表されている。横軸は LAC を反映した画素値で表示されている。また、LAC の低い方から高い方へ向けて閾値を設け、鉱物相を推定している(Phase A-E)。これを基に、粒子ごとにどの鉱物がどの程度の割合で存在しているかが分かる。(文献(5)より)

超高分解能 X 線 CT 装置(結像型 CT 装置)の開発

HASPET コンペ (2004) では、微粒子の測定は当時運用していた X 線 CT 装置の中で最小の画素サイズ $0.2\mu\text{m}$ の物を用いて行われた。これでも上述のような情報を得る事が出来たが、より高い空間分解能で観察する事が重要ということも示唆された。それは、はやぶさのイトカワにおける粒子採取の方法からも推測されている事であるが、採取される粒子サイズは最大で数十 μm 程度であると考えられていたからである。

しかし、HASPET のコンペで用いた単純投影型ではこれ (約 $1\mu\text{m}$) 以上空間分解能は向上しない事が明らかだった。それは、可視光変換型検出器の限界であり、蛍光面と顕微鏡用対物レンズを用いている限りは空間分解能を 1 桁上げ、 100nm オーダーにする事は出来ない。

Takeuchi らは 2000 年ごろからこの問題に取り組んでおり、2002 年には Fresnel Zone

Plate (FZP) を使用した X 線結像顕微鏡光学系を利用した結像型 CT 装置の開発に成功していた(7)。空間分解能は投影型 CT 装置の半分程度の 600nm 程度まで向上し、CT 像の空間分解能に関して、投影型 CT 装置との質的な違いを示した。

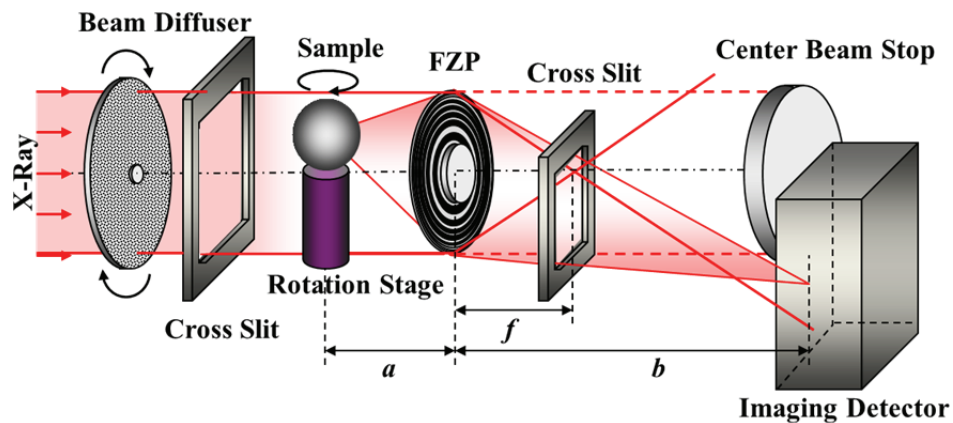


Figure 6.4 X 線結像顕微鏡光学系を利用した X 線 CT 装置の概略図。試料と検出器の間に、FZP が入り X 線像を検出器に拡大投影している。(文献(8)より)

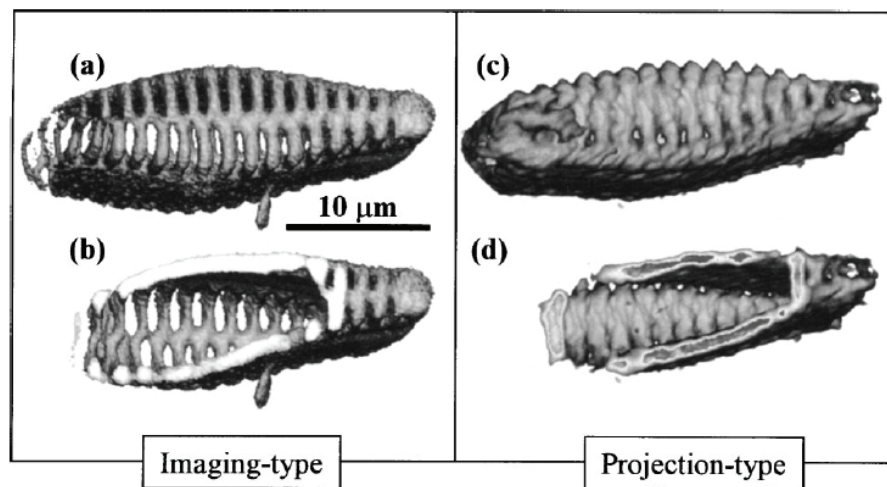


Figure 6.5 (a), (b) 結像型 CT 装置で撮影した珪藻土の 3 次元像と切断面。(c), (d) 同じ試料を投影型 CT 装置で撮影した 3 次元像と切断面。投影型では、X 線の屈折の効果で、珪藻土の微細構造がつぶれてしまっている。(文献(8)より)

著者らはこの装置を改良し高分解能化と高速化を進めた。2006 年には 300nm 程度の空間分解能に達する結像型 CT 装置を開発し⁽⁹⁾、その後も光学系や検出器の改良を重ねている^(9,10)。竹内らが 2002 年に発表した装置では、1 回の測定に数時間必要としたが、

現在では 10-20 分程度という測定時間で、安定して 200nm 程度の空間分解能での測定が可能となり、SPring-8 の一般ユーザーに利用されている。

特に Nakamura et al. (2008) では、この結像型 CT 装置を利用して NASA の Stardust 計画により持ち帰られた、Wild II 彗星起源と考えられる直径数十ミクロンの微粒子の測定を行った⁽¹¹⁾。この研究では、放射光を利用した X 線回折・X 線 CT を行ったのちに、透過電顕観察・二次イオン質量分析などの破壊分析を実施し、彗星起源のコンドリュールとコンドライト隕石中のコンドリュールの比較を行った。この一連の実験が成功した事で、「イトカワ試料」への結像型 CT 装置の利用が確定的となった。

初期分析の実施と結果

2010 年 6 月にイトカワ粒子が持ち帰られてからキュレーションが始まり、初期分析のフローも決定した (Fig 6.5)。Figure 6.5 にある通り、初期分析には幾つかの流れがある。有機物の分析・希ガス測定・宇宙風化 (TEM による表面分析) では、粒子には地球大気や水分など何も触れさせないようにするために、メインストリームとは別に配分された。

メインストリームでは、40 個の粒子を EMBed812 という TEM 用の樹脂で包み込み、大気に触れさせないようにしてから、分析に入った。分析の順番はマシンタイムの都合もあったが、最初に SPring-8 において CT 測定を行い、次に KEK-PF で XRD と XRF 分析を行うことになった。ここまでの、個々の粒子の特性はほぼ把握できる。この情報を生かして、破壊分析 (TEM, SEM/EPMA, SIMS) に向けての切断研磨が行われた。

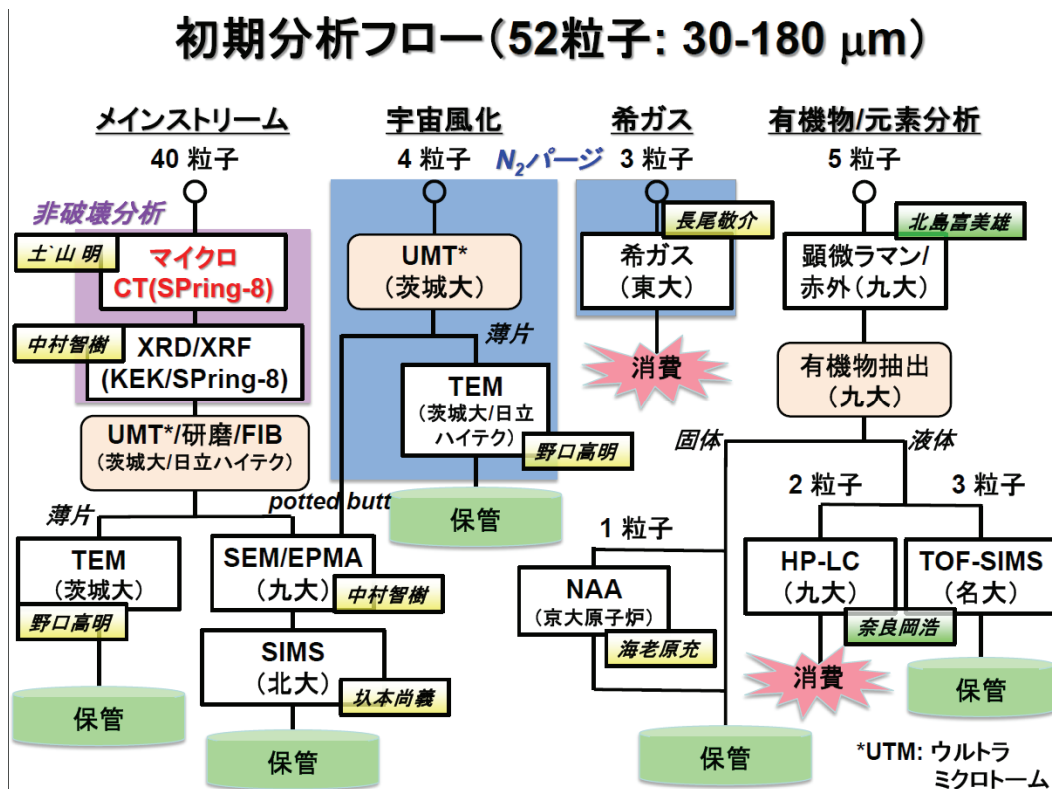


Figure 6.6 土山グループの担当する初期分析のフローチャート。手法の横に各分析手法のリーダーの氏名が記載されている。

キュレーションの段階で粒子の最大サイズは 150 μm 程度ということが分かった。このため、すべての CT 測定は結像型 CT 装置で行うこととした。また、小さい試料であることから、Fe-K 吸収端 (7.11keV) を利用した差分法の適用が現実的になった。これもイトカワ粒子を分析する前に宇宙塵などを利用して試験しており、技術的な問題は解決できていた。

Fig 6.7 (a)-(f) に示したように、粒子の測定は 7keV と 8keV の 2 回行われ、構成鉱物の特定・位置と形状の決定・構成比率の決定をするためのデータを取得した。これより、例えば Fig 6.7 (c) や (f) のように、鉱物種を色分けして表示する事も可能になった。また、7keV と 8keV における各位置での LAC をプロットすることで、Fig 6.8 のような図を描き構成鉱物の体積比を求めることも可能となった(Fig 6.9)。これらの事は S 型小惑星のイトカワが普通コンドライトと共通の母天体を持つという推測が当てはまっても、第 5 章で記述したようなキャリブレーションと補正効果の確認を結像 CT 装置に対しても実施したことが活かされている。

Fig 6.7 には切断研磨した後に撮影された SEM 像も示している。当然のことながら、

CT 像と非常に良く一致していることが分かる (CT 像は粒子の 3 次元データを virtual cut して作成した)。

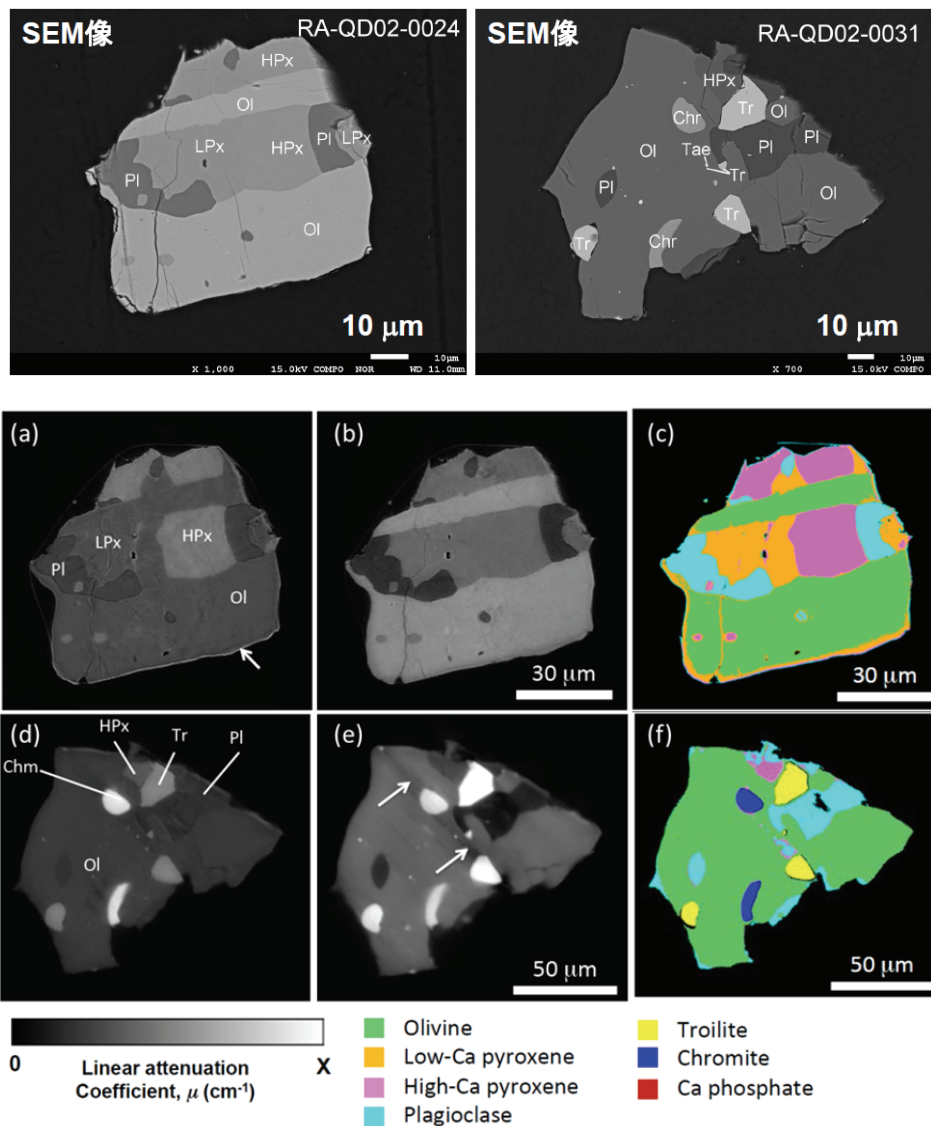


Figure 6.7 RA-QD02-0024 と RA-QD02-0031 の SEM 像と CT 撮影により得られた断層像(a,b,d,e)。それぞれの画像での線吸収係数は 0 cm^{-1} から $X \text{ cm}^{-1}$ の間で規格化されている。(a) RA-QD02-0024 (7 keV, $X=575 \text{ cm}^{-1}$)。矢印は試料の周辺で発生した屈折コントラストによる偽像。(b) RA-QD02-0024 (8 keV, $X=575 \text{ cm}^{-1}$)。 (d) RA-QD02-0031 (7 keV, $X=719 \text{ cm}^{-1}$)。 (e) RA-QD02-0031 (8 keV, $X=719 \text{ cm}^{-1}$)。矢印は強い吸収係数を持つ粒子の間に発生した偽像。(c), (f) 鉱物相毎に色分けした図。空気と試料の界面には屈折コントラストによる偽像が発生しているため、周辺部やクラックに沿って実際とは異なる鉱物相に色分けされている箇所があるので注意が必要。(文献(3)より)

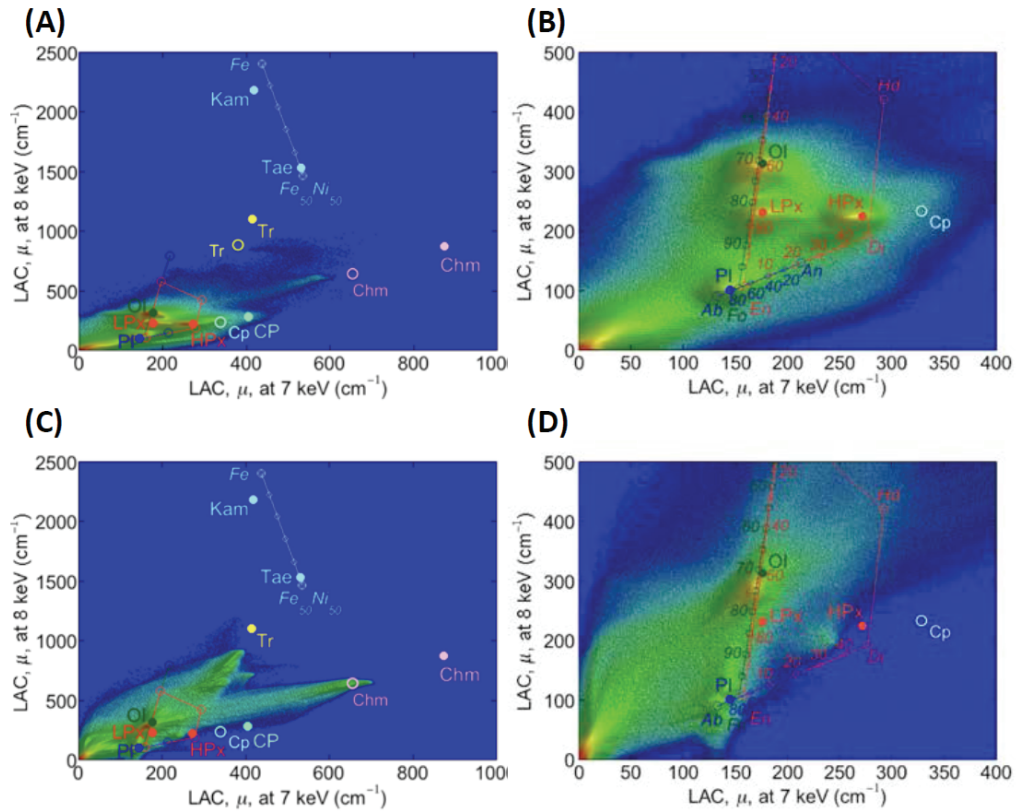


Figure 6.8 7keV と 8keV の CT 像から得られた LAC の 2 次元ヒストグラム。粒子内部の場所毎にその位置の 7keV と 8keV での LAC をログスケールでプロットしている。LAC は第 5 章で求めた $\gamma = 0.887$ が良く一致していたので、今回もこの値を使用した。(A) RA-QD02-0024. (B) (A) の一部を拡大。(C) RA-QD02-0031. (D) (C) の一部を拡大。中塗りのシンボルはイトカワ粒子に存在した鉱物相の平均組成から求めた LAC をプロットしている。中抜きシンボルは troilite, Ca-phosphate, chromite の LAC を示している。これらの鉱物では、LAC の計算値と観測値の線形性が保たれておらず、 $\gamma = 0.887$ から外れている。これに対応するために、これらの鉱物は実測して補正係数を求め、プロットした。(文献(3)より)

鉱物の存在比(モード組成)⇒LL5/6 コンドライト

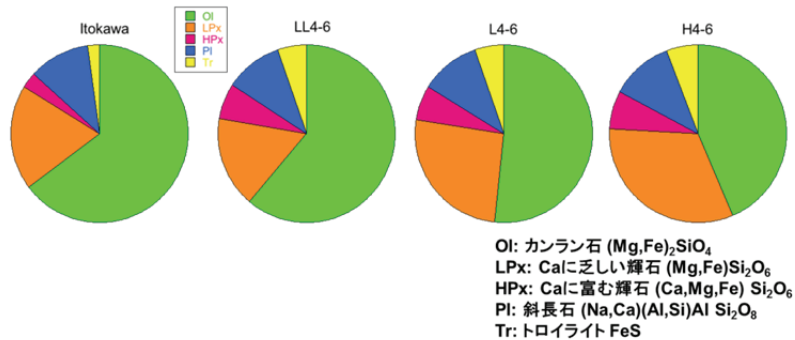
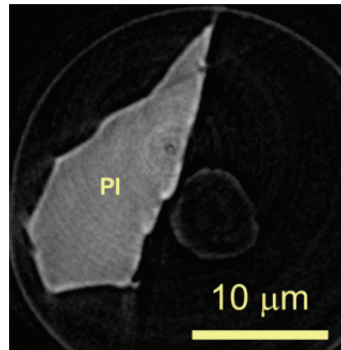


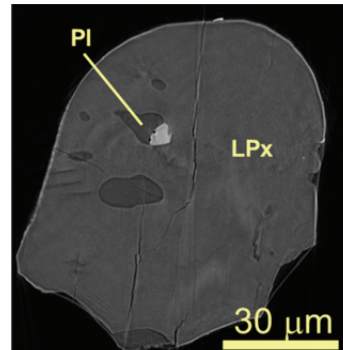
Figure 6.9 X線 CT 測定により求められたイトカワ粒子 40 個中の鉱物の存在比と、これまで研究されてきた隕石中の鉱物の存在比の比較。

合計 40 個の粒子の形状を測定したことで、外形や内部構造を月のレゴリスとも比較できた。Fig 6.10 に代表的なイトカワ粒子の CT 像を示す。Fig 6.11 にはイトカワ粒子と月レゴリスを 3 軸不等楕円体で近似した場合の 3 次元形状の分布を示した。この図からイトカワ粒子はほぼ衝突破片であると考えられる。実際、40 粒子のうちほとんどの粒子はシャープなエッジを持っており、丸みを帯びたエッジを持つ粒子はごく一部だった。エッジが丸みを帯びた原因はイトカワへの物体の衝突に伴う振動により起こった摩耗が原因であると考えられる。

イトカワ粒子と月レゴリスの大きな違いは、熔融組織の有無である。これらは月とイトカワのスケールの違いに起因していると考えられる。イトカワの直径は長手方向で約 500 m であるが、月の直径は約 3500 km である。質量はそれぞれ、 3.5×10^{10} kg と 7.3×10^{22} kg と大きく異なる。これらのことから、イトカワと月での粒子の衝突速度はそれぞれ 5 km/s と 10 km/s 以上と見積もられる。これは月の重力により物体が加速されて衝突するからである。つまりイトカワと比べると、月には大きな物体が引き寄せられ高速で衝突しやすい。これにより、月のレゴリスには熔融組織が見られる。



CT 像 (7 keV)
RA-QD02-0025-2



CT 像 (7 keV)
RA-QD02-0042

Figure 6.10 様々な形状を持つイトカワ粒子の CT 像。40 粒子のうち 30 粒子は左側のようなシャープなエッジを持った物だった。残りの 10 粒子は右のような丸みを帯びた形状だった。左のような粒子が摩耗し右側のようになったと考えられる。

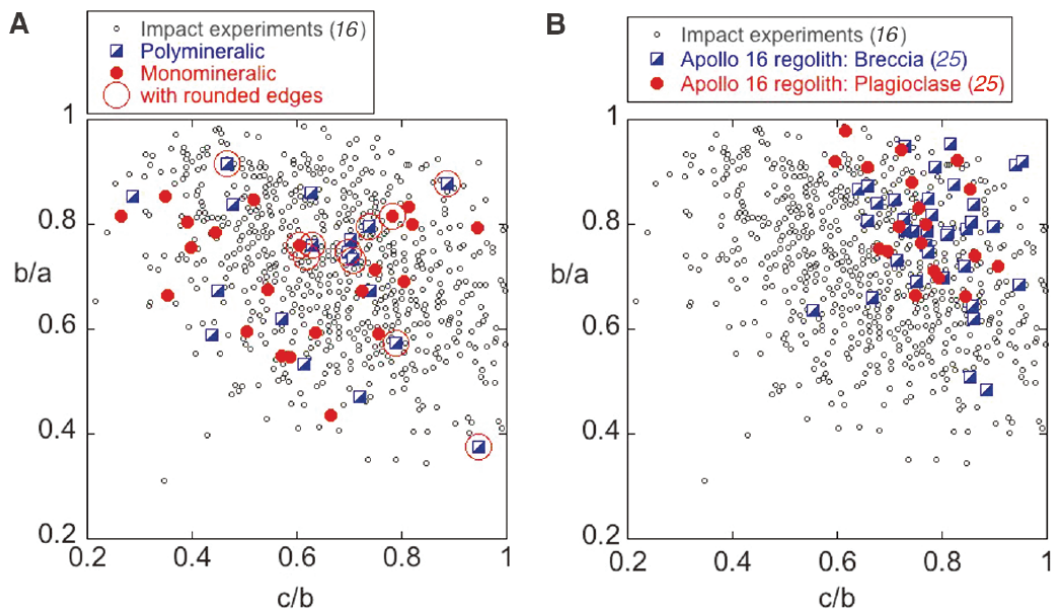


Figure 6.11 イトカワ粒子(A)と月のレゴリス(B)の三次元形状。月のレゴリスが球形に近い分布をしているのに対して、イトカワ粒子は衝突粒子の傾向を強く示している。(文献(2)より)

サンプルリターン計画における X 線 CT 法を用いた非破壊測定の意義

宇宙からのサンプルリターン計画の中で最も有名なのは 1969 年から行われた NASA アポロ計画であろう。この計画によって持ち帰られた月の石は総重量 350kg 以上である。この石は世界中の研究者の手に渡り、地上にて詳細に分析されている。その結果、同位体比を用いた年代測定法や元素分析法などの測定手法が飛躍的に進歩し、月の生い立ちが明らかになった。

月以外の天体から得られた試料は、隕石として地球に落ちてきた岩石がある。これらも詳細に分析され、その化学組成と変成度を基に分類されている。その隕石群の分析からは、太陽系元素存在度の決定や地球外の有機物の発見などがなされた。隕石の持つ性質と小惑星の観測結果から、隕石と小惑星には強い関連がある事が推察されていたが、探査機はやぶさが持ち帰った小惑星イトカワの試料を地上で行う事で、初めてこの関係(LL コンドライトの母天体は S 型小惑星だと言う事)が決定的となった。これは前述の鉱物組成の比較によるものと、酸素同位体比による比較がなされた。

Yurimoto et al. は、本研究で行われたイトカワ粒子の CT 像および X 線回折のデータを基に、効果的に適切なデータが得られる試料と部位を決定してから分析を行った⁽¹²⁾。酸素同位体比測定は 2 次イオン質量分析装置を用いて、イトカワ粒子・Ensisheim 隕石(LL6 コンドライト隕石)・地球起源岩石中の、かんらん石(olivine)・斜方輝石(orthopyroxene)・斜長石(plagioclase)にて行った。この結果、イトカワ粒子は地球起源の岩石とは全く異なり、LL もしくは L コンドライト隕石と同等であることを示した。

このような破壊を伴う精密測定は、測定値のばらつきなどを考慮して、ある程度のバリエーションを持ったデータ収集を行う事が望ましい。そのためには「どの鉱物をいくつ測るか」と言う事を測定前にある程度決めておかなければならない。イトカワ粒子(全量は直径約 200 ミクロンの球程度)や NASA の Stardust 計画により持ち帰られた試料はごく少量であり、その配分が非常に難しいが、X 線 CT 法などの非破壊検査技術で、内部構造に関する知見がある程度の精度で得られれば、破壊分析の効果を最大化する事も可能である。

この「X 線 CT を利用した内部構造の決定」→「破壊分析」というフローは、Stardust 計画で持ち帰られた Wild-2 彗星の初期分析時に土山らのグループ(著者も含まれる)により提唱され、実行されてきたものである。アメリカや他国では非破壊分析として、蛍光 X 線分析や X 線回折実験などが行われているが、X 線 CT の利用はこれまで行われておらず、かなりオリジナリティの高い技術である。

これらの事から、X線CT法は、惑星科学、とくに隕石やリターンサンプルなど、貴重な試料から無駄なく情報を吸い出すためのツールとして、今後も利用されて行くと考えられる。

まとめ

40個のイトカワ粒子をX線CT装置を用いて分析した。全体積は球に換算すると、直径約200 μm 程度である。この粒子に対して、形状測定・構成鉱物の決定・切断面決定を行い初期分析としての役割を果たした。

形状測定から、ほとんどの粒子はラブルパイル天体(母天体が破壊された後に重力で岩石が集合・集積して形成された天体)の特徴を備えている。鉱物組成比の決定により、バルク密度は3.4g/cm³であり、はやぶさによる観測から得られた小惑星イトカワの密度1.9g/cm³という数値とも合わせて、マクロな空隙率が39%程度である事も示された。X線CT測定により明らかにされた鉱物の存在比から、普通コンドライト隕石(LL5-6)によく似た特徴を持つ事も明らかになった。また、公募分析に向けてのカタログの一部として採用された⁽¹³⁾。

6-2 部分熔融した岩石中の Cs の 3 次元元素マッピング⁽¹⁴⁾

3 次元観察の地球科学的な意義

たいていの地球科学的現象は岩石や土壌の構造を反映している。たとえば、火山噴火の様式は複数の要因により決まるとされている⁽¹⁴⁾。よく知られているのは、マグマの組成と揮発性成分の量である。一般的にマグマ中に鉄やマグネシウムなどの元素が多いと、マグマの粘性が下がる。さらに揮発性成分が少ないと、ハワイ島のキラウエア火山のような盾状火山となる。逆に鉄やマグネシウムが少ないと、マグマの粘性が上がる。さらに揮発性成分が含まれると、浅間山や桜島のような爆発的な火山になる傾向にある。このような火山からの噴出物は空隙を大量に含んだ軽石のようになる事が多い。

しかし、マグマには揮発性成分が含まれていたはずなのに、火山からの噴出物にはほとんど空隙が見られない場合もある。これはマグマ中の揮発性成分の発泡に引き続き起こる脱ガスの過程が影響しているものと考えられている。この脱ガス過程に関しては、その時間スケールや脱ガスのメカニズムは未だ明らかにされていない。

これを明らかにするためには、揮発性成分が発泡して出来た空隙のネットワーク構造の解明が必要とされる。奥村らは、実験的にマグマの流動と脱ガスのメカニズムを明らかにするために、X線 CT法を利用して、マグマ変形の際のその場観察実験を行っている⁽¹⁵⁾。新しく開発された装置では、非平衡系でのその場観察が可能である事も特筆されるべき事であるが、やはりこれまで用いてきた光学顕微鏡や電子顕微鏡観察では、空隙の3次元な連結度というものとは測定できず、唯一の解である X線 CT法を導入しなければならなかった。

その他、多くの研究分野において光学顕微鏡や電子顕微鏡による観察が数多く実施されているが、その際に切断・研磨という作業が発生する。これは観察部位の露出後には強力な分析手法により、構造・化学組成などの情報を得る事が出来るが、切り落とされてしまった部分の情報は皆無になると言う事でもある。

岩石や隕石を研究する場合、始めに欲しい情報は「どこにどのような鉱物が存在しているか」という情報である。これは、その岩石が持つ鉱物の構造・組成・組織などの性質から、それらの鉱物が含まれる岩石が経験してきた温度や圧力の履歴を保持している。例えば、Fig 6.10の中に普通コンドライトの記述があるが、LL4からLL6になるにしたがい、構成鉱物が粗大化している。つまり、LL4よりもLL6の方が、長時間高温に保持された事を示している。

本項で示す3次元元素マッピングは、花崗岩中における部分熔融した場所を通じての

物質輸送を研究するために行われた。これは、Cs が主に融体中の拡散により輸送されている事が予測できるからである（実験結果で示されている、Cs₂O の濃度が中心に向かうに従って低下している事からも明らかであろう）。拡散輸送の特徴は拡散係数で表されるが、岩石の部分溶融している箇所を伝わる場合、その経路は 2 次元観察では得られない。多数の切断面を作成し、確からしい推論をする事が可能だが、3 次元情報として、経路と濃度分布が得られれば、これは直接測定に他ならず、2 次元情報からの類推とは比較にならないほど重要な情報となる。言うまでもないが、濃度を得る事は単色 X 線を用いた CT 法でないと実現不可能である。

実験

試料は天然の花崗岩（岐阜県蛭川）から、組織サイズの小さな物（micro granite という）を選択した。おおよその組成は、次のとおり。カリ長石 34%・斜長石 31%・石英 31%・黒雲母 4%。花崗岩は、直径 3mm・長さ 10mm の円柱状に加工をした。白金管の中に花崗岩・Cs₂CO₃ 粉末・純水を入れ、アルゴンガスによるガス圧発生装置中で、1000°C 228MPa で 16 時間保持した。これで花崗岩の溶融相は全体の 10%程度になるはずである。この後 2 時間かけて温度を 800°C まで下げた（圧力は 204MPa まで下がる）。800°C で 75 時間保持したのち、室温まで急冷した。

岩石中の部分溶融状態の連結度を調べるための実験は SPring-8 BL20B2 で開発していた投影型 CT 装置を利用して行われた。画素（ボクセル）は一辺 5.83μm の立方体である。X 線エネルギーは Cs の K 吸収端(35.985keV)を挟まねばならないため、35.970keV と 36.000keV の 2 種類を使用した。露光時間は 35 秒/投影で、投影数は 360 である。また、得られた線吸収係数(LAC)は第 5 章で示した関係式、

$$\mu = \left\{ (\delta f_p)^n + (c f_p^d)^n \right\}^{1/n}$$

を用いて LAC の計算値に補正されてから解析に利用されている。ここで、 $\delta = 1.127 \pm 0.005$, $c = 0.5819 \pm 0.1414$, $d = 1.227 \pm 0.062$, $n = 19.4$ である。

またこの研究では、別の手法でもデータ補正を行った。Cs₂CO₃ の水溶液（Cs 濃度 2.95wt%）の投影像を利用したのである。水溶液は石英ガラスのセルに入れられて測定された。Cs の K 吸収端を挟んだ 2 つの X 線エネルギーで撮影された投影像の差分を取り、質量吸収係数（Mass attenuation coefficient, MAC）の差をビームの上下に渡りプロットした（Fig 6.11）。その結果、MAC の差は分布を持つことが分かった。つまり、これは分光後の X 線がもつエネルギー分布をダイレクトに表していることになる。

Table 6.1 鉱物と熔融塩の化学組成・密度・線吸収係数の計算値。(文献(14)より)

	Quartz	K-feldspar	Plagioclase	Biotite	Pollucite	Melt
			Chemical composition			
SiO ₂	99.1	64.4	58.2	32.3	43.8	72.0
TiO ₂	0.0	0.0	0.1	3.3	0.0	0.0
Al ₂ O ₃	0.0	19.2	24.6	18.9	17.3	11.7
Fe ₂ O ₃	0.1	0.0	0.2	23.1	0.2	0.1
MnO	0.1	0.0	0.1	0.4	0.0	0.0
MgO	0.0	0.1	0.0	7.3	0.0	0.1
CaO	0.0	0.0	5.4	0.0	0.1	0.3
Na ₂ O	0.0	2.3	10.0	1.0	1.9	0.7
K ₂ O	0.0	13.5	0.3	9.2	1.7	2.7
CS ₂ O	0.0	0.0	0.2	0.2	33.7	4.8
H ₂ O*	-	-	-	4.3	1.3	7.6
Total	99.3	99.5	99.1	100.0	100.0	100.0
			Theoretical MAC (cm²/g) at measured X-ray energies			
36.000 keV (above K-edge)	0.57	0.72	0.69	1.44	9.73	1.98
35.970 keV (below K-edge)	0.57	0.72	0.64	1.40	2.15	0.83
Density (g/cm ³)	2.65†	2.56†	2.66‡	3.0†	2.9§	2.4
			Theoretical LAC (cm⁻¹) at measured X-ray energies			
36.000 keV (above K-edge)	1.51	1.85	1.83	4.32	28.2	4.75
35.970 keV (below K-edge)	1.50	1.84	1.71	4.20	6.24	1.98

* For phases including water, H₂O content was estimated by subtraction of total wt% from 100.
† Deer et al. (1966).
‡ Density of plagioclase depends on Ab-An ratio (Deer et al. 1966) and the value in the table was estimated using the measured Ab-An ratio (Ab₇₇An₂₃).
§ e.g., Dana and Ford (1959); Roberts et al. (1974).
|| Estimated from chemical composition (see text).

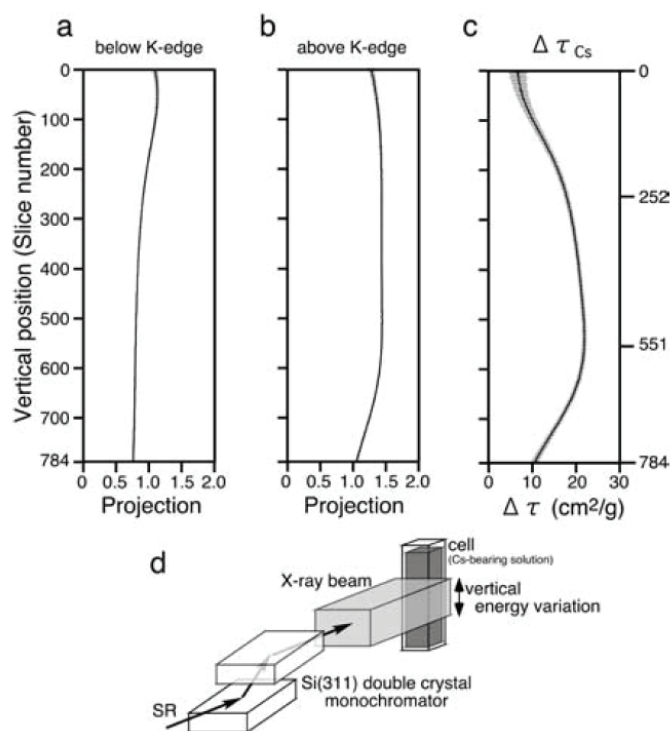


Figure 6.11 投影値の変動（横方向の平均値）。(a) 35.970keV (b) 36.000keV。(c) (b) から (a) を引いた値。試料は水溶液で均一なので、値が変動するのはエネルギー分布があることを示している。ただし、中央の 252-551 画素のあたりでは変動は小さいので、エネルギーは一定とみなせる。(d) 測定セットアップの模式図。(文献(14)より)

また、X線 CT 像から得られた Cs の濃度に関するデータを検証するために、Electron-probe X-ray micro-analyzer (EPMA) を利用した。この際試料は CT 像と同一面が得られるように研磨した。分析の際の加速電圧と電流値はそれぞれ 15 kV と $1.2 \times 10^{-7} A$ であった。ビーム径は $3 \mu m$ に調整され、マッピングのステップは CT 画像の画素サイズに近い $6 \mu m$ にされた。また、純粋な CsI を用いて EPMA データを校正し、Cs の濃度と Cs の L 線の強度が線形関係にあることを確認した。

結果

EPMA 分析の結果である Fig 6.12 (c) は Cs_2O の濃度マップを表しているが、これは CT 像のある層 (Fig 6.11 の 252 層) と同じ位置になるように切断研磨されたものである。CT 像 (Fig 6.12 (a)) にはリングアーチファクトが発生しているものの、濃度マップとしてはよく一致している。また、Cs を含む鉱物である pullocite 結晶

($\text{Cs}_2\text{Al}_2\text{Si}_4\text{O}_{12}\cdot n\text{H}_2\text{O}$) の位置や濃度もほぼ一致している。これらのことから、X線 CT 法を利用した、元素濃度マッピングは対象の密度が分かる場合において、高い定量性を持つことが分かった。

Fig 6.12 (d) と (e) には、pollucite 結晶の一部を CT 法と EPMA の比較のために示した。この図中の pollucite と溶融成分のシャープな境界から EPMA の空間分解能は約 $6\mu\text{m}$ といえる。これはサンプリングピッチと同一である。一方で CT 像は pollucite と溶融成分の境界が 3-4 画素ほど広がっていることが分かる。このことから、CT 法で得られたマップの空間分解能は $20\mu\text{m}$ 程度ということになる。この空間分解能はそれまでに報告されている、同じシステムあるいは検出器の持つ空間分解能約 $13\mu\text{m}$ よりも若干悪い^(16,17)。この違いはエネルギー変更に伴う X 線の経路の若干の違いによるものと、長時間測定による、試料のドリフトの両方の効果が合わさったものと思われる。

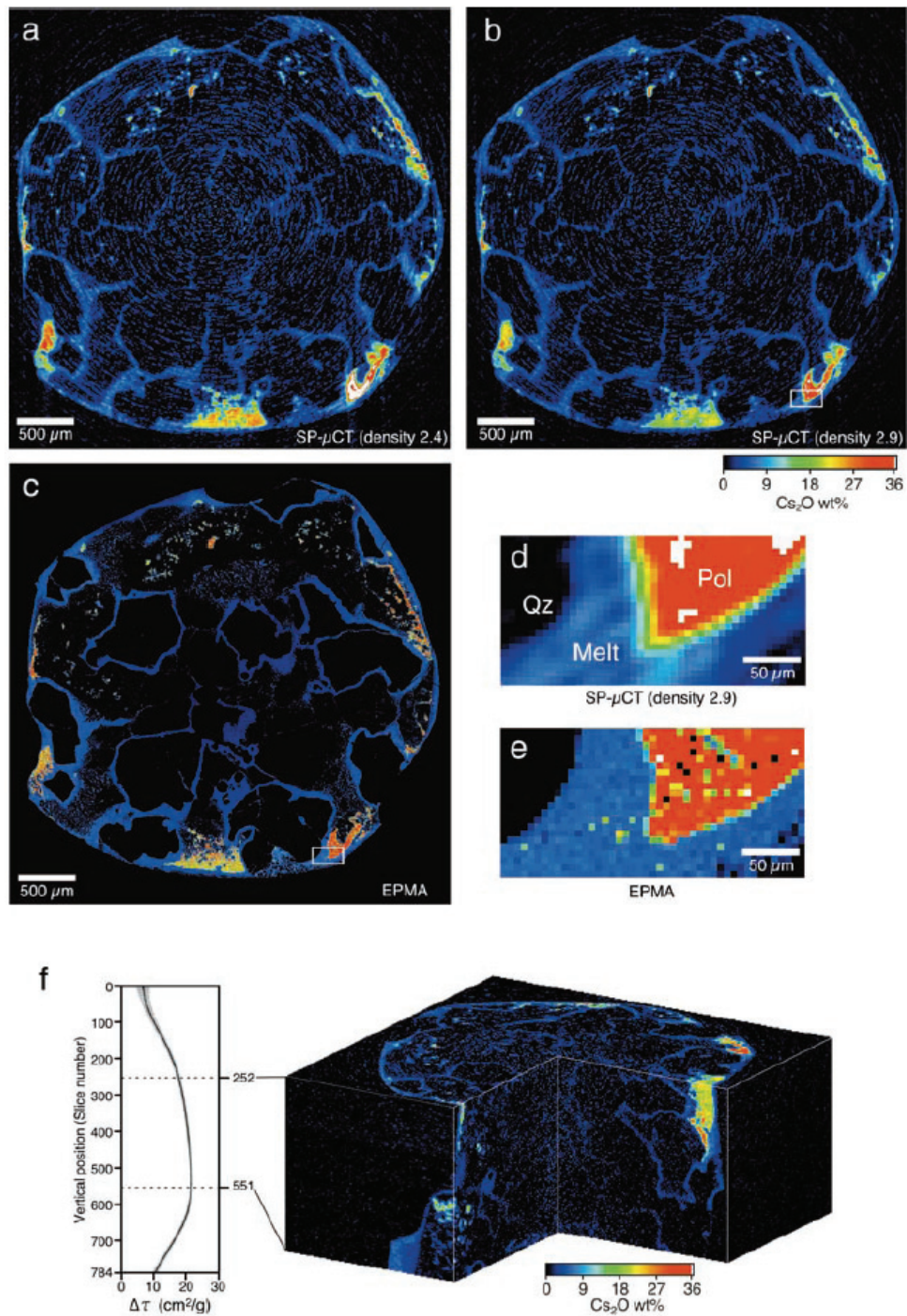


Figure 6.12 Cs₂O の濃度マップ。(a) Cs₂O の密度を 2.4 g/cm³ と仮定した場合。(b) Cs₂O の密度を 2.9 g/cm³ と仮定した場合。(c) EPMA による表面分析結果(試料は切断研磨された)。(d) (e) CT による結果と EPMA による結果を同じ場所で比較した。Pol=pollucite, Qz=quartz。(f) CT 像をスタックして作成した鳥瞰図 (一部切り落とした)。Cs₂O の密度を 2.9 g/cm³ と仮定した。(文献(14)より)

まとめ

単色 X 線を利用した X 線 CT 装置を用いて、線吸収係数の空間分布が定量的に得られることが第 5 章において示された。これを利用して行われたのが、本研究である。6.1 で示した、イトカワ粒子の分析で用いた K 吸収端差分法の定量的な解析方法を示し、電子顕微鏡 (EPMA) 観察との対比を行った。この結果 X 線 CT 法でも 5% 程度の精度で、濃度が求められる事が分かった。

ところで、X 線 CT 法では適切な X 線エネルギーと透過率の関係を使用しなければならない。異なる元素では異なる吸収端エネルギーを持つため、これは重要なことである。つまり、使用出来るエネルギーは元素によって決まり、それが試料のサイズまでも決めてしまうことになる。そこで、どの元素がどの程度の試料サイズで 3 次元マッピングをする事が出来るかを検討した。検討した試料は花崗岩 (JG-1)・玄武岩 (N-MORB)・隕石 (CV3) である^(18,19,20)。ただし、重元素を添加していない状態での計算なので、マッピング用の元素の濃度によっては、これ以下の値になる (Table 6.2)。

これらの値から、試料と空間分解能の関係でターゲットとなり得る元素が決まる。本項で述べた Cs を利用した添加法は部分熔融状態を 3 次元的に調査するのに適していた。また、前項で述べたイトカワ粒子の分析の際に Fe-K 吸収端を利用できたのは、試料そのものを構成する鉱物に Fe が含まれていた事と、試料採取の方法でおおよそ 100 μm 以下のサイズの試料しか収集できなかったと言う幸運も重なった。

Table 6.2 各元素の吸収端エネルギー毎の、試料サイズの上限。これらの値は単に吸収率のみで検討している。実際の装置では検出器の視野なども制限事項に加わる。

	JG-1	NMORB	CV3
W-K	35mm	28mm	20mm
Ba-K	13mm	9mm	5mm
Cs-K	12mm	8mm	5mm
U-L-III	1.7mm	1.0mm	600 μm
Tm-L-III	220 μm	150 μm	90 μm
Cu-K	200 μm	130 μm	80 μm
Fe-K	130 μm	90 μm	60 μm
Nd-L-III	100 μm	85 μm	100 μm

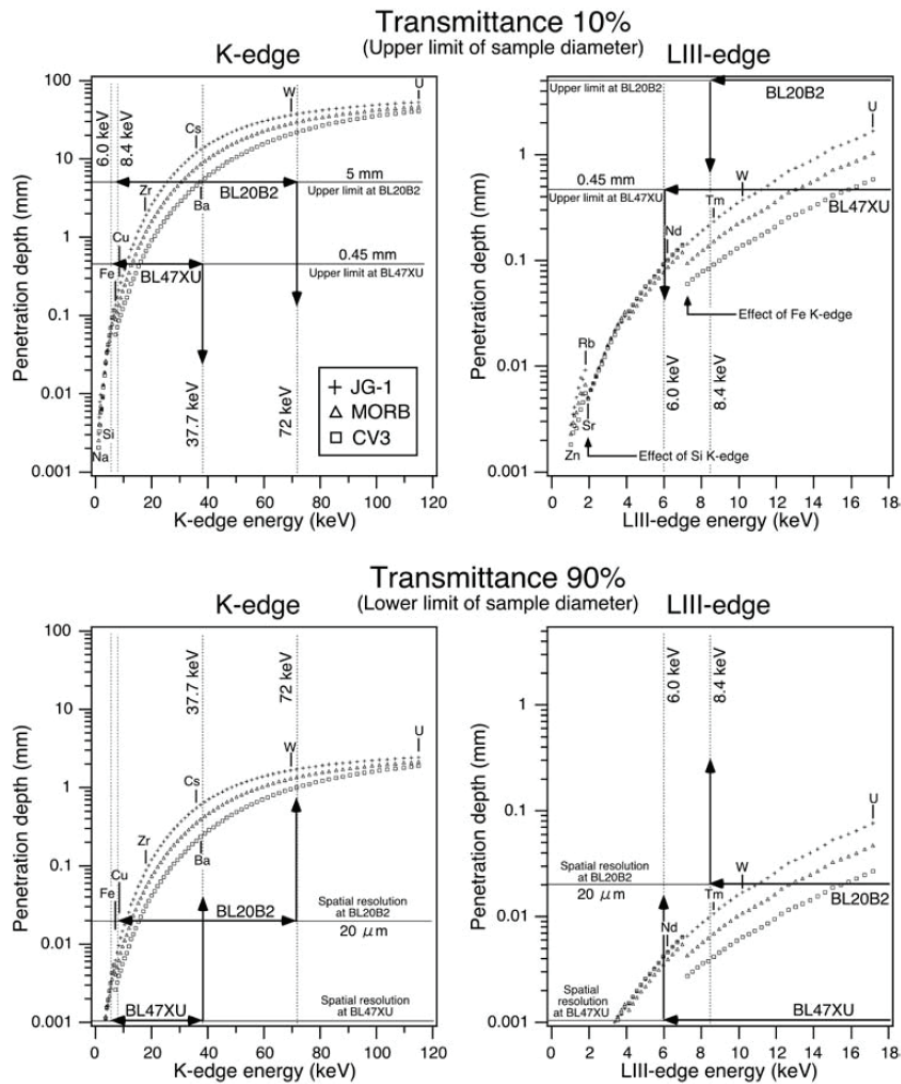


Figure 6.12 試料毎の X 線の透過率のエネルギー依存性。いくつかの元素の K 吸収端と L-III 吸収端のエネルギーに対応する箇所を示した。JG-1, N-MORB, CV3 それぞれの密度は 2.7 g/cm³, 2.9 g/cm³, 2.92 g/cm³ とした。透過率 10% と 90% での厚みはそれぞれ試料の最大直径と最小直径に相当する。(文献(14)より)

6-3 生体における気道の X 線イメージング

はじめに

X 線 CT 法はその誕生時から生体、特に人間の内部を可視化するために進化し続けてきた。これは主に、患部の詳細な検査を非侵襲的に行う事で、患者の負担を減らしながら病気の診断を適切に行う事を目的としている。

一方で、動物を利用した実験も行われている。これは人間に対して効果が確認されていないような化学物質を、まず動物に対して適用し効果あるいは影響を調べる事が目的とされる。

なかでも、マウスやラットは実験用途として多く用いられており、飼育や遺伝子操作が比較的簡単に行われる。これら小動物の場合、医療用（人体用）の CT スキャナーでは空間分解能が 1mm 程度（画素は約 0.3mm x 0.3mm x 1.0mm という直方体になる）しか達成できず、動物体内の構造を描出する事は不可能である。このため小動物用の CT スキャナーが開発されてきた⁽²¹⁾。しかし X 線管球を利用した装置では、空間分解能で数十ミクロンを維持したまま時間分解能を上げる事は難しく、動物を生きのまま高分解能観察する事は難しい。また白色光を利用するため、コントラストが得にくいという不利な点もある。

肺は代謝を行うために必要な酸素を摂取し二酸化炭素を排出する機能を持った臓器である。胸郭を拡げる事で肺の中に空気を取り込み、肺胞においてガス交換がなされる。肺に取り込まれたガスは肺自身の弾性力によって収縮し、気管支を經由して排出される。この時の肺全体の運動を細部まで可視化する事で、気流（物質輸送）をシミュレートする事が可能になると考えられる。これが達成できると、例えば肺の内部での微粒子の沈着や肺を經由したドラッグデリバリーなどの理解が進むものと考えられる。

しかし、当時利用されていた装置である CT・MRI・PET などの可視化装置では、生きた動物の呼吸や心拍に対応した速度での撮影は難しく、空間分解能も不足していた。

このような状況下で、肺の運動を可視化するための研究が始まった。上記にもあるとおり、既存の設備では目的とする撮影は困難と考えられたため、flux density が高く高分解能観察に適している放射光 X 線を利用した CT 装置を利用する事となった。メンバーは、世良・横田（理研 当時）と八木・上杉（JASRI）である。対象とする動物は入手や取り扱いが容易な、ラットもしくはマウスである。放射光実験システムの主な開発項目は、「動物の管理法とデータ解析法の開発」と「X 線 CT システムの動物実験（速度・分解能・タイミング信号等）への最適化」に分かれるが、それぞれ世良と上杉が担当した。

In-situ CT 測定によるマウス肺の可視化⁽²²⁾

研究開始当初（2001 年頃）は、CT 装置の撮影速度は遅く（360 投影で 2 時間程度）、有効視野も狭かった（約 6 μ m の画素サイズで視野は約 6mm x 6mm）。このため肺を摘

出・固定しての撮影も検討されたが、肺は、サーファクタント（肺胞の表面張力を減少させるための生体界面活性剤）による表面張力と肺の内外圧で形状が決まるので、摘出や固定処理をすると生体内での形状と異なってしまうため、出来るだけ体内で撮影する事が目標とされた。

2002年頃から高精細 CCD カメラ（浜松ホトニクス C4880-41S, 4000 x 2624 画素）が導入され、高分解能と広視野を両立する事が可能となり試験を始めた。しかし、フルフレームでは測定時間がかかりすぎるため、まずは画素数を減らし、気管支のみの可視化を目指す事となった。Sera et al.では、安楽死させたマウスを用いて、肺の内圧を一定に保ち CT 測定を行った。この時の実験では、画素サイズ 11.8 μm （空間分解能約 30 μm ）・視野 23.66mm x 15.4mm・撮影時間 15 分（1440 投影）という条件を実現した。

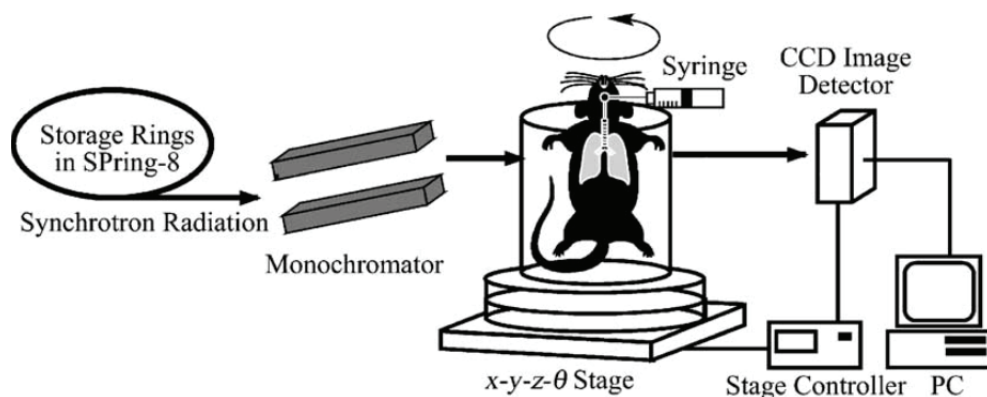


Figure 6.13 マウス肺の in situ 撮影 (in-vivo ではない) のセットアップ。CT 撮影時に試料ステージは一定速度で回転している。肺の圧力は一定に保たれているため、同期信号の処理などはない。(文献(24)より)

Fig 6.14 に上記の測定系で撮影した CT 像を示す。細い気管支だけでなく、一部肺胞の形状も見て取れる。この CT 像から、直径 150 μm 以上の気管支を抽出した画像が Fig 6.15 である。

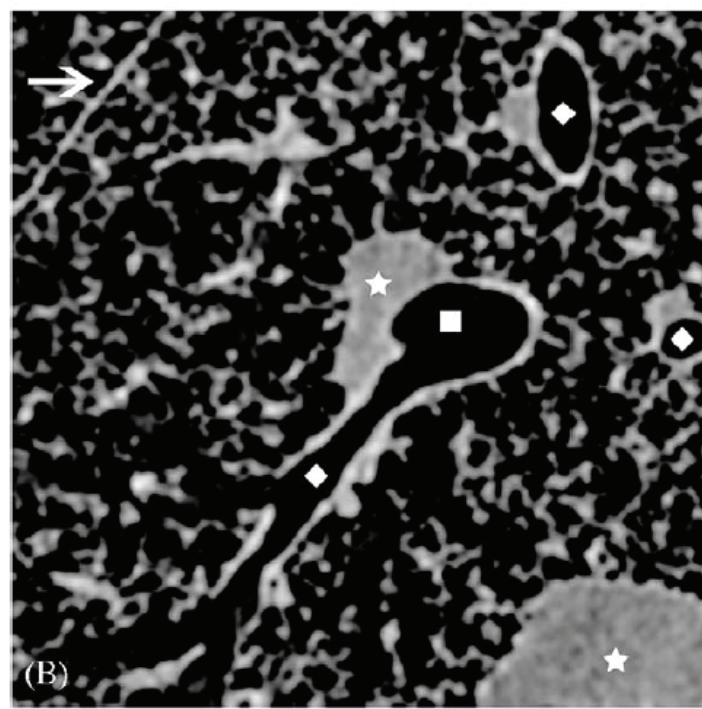
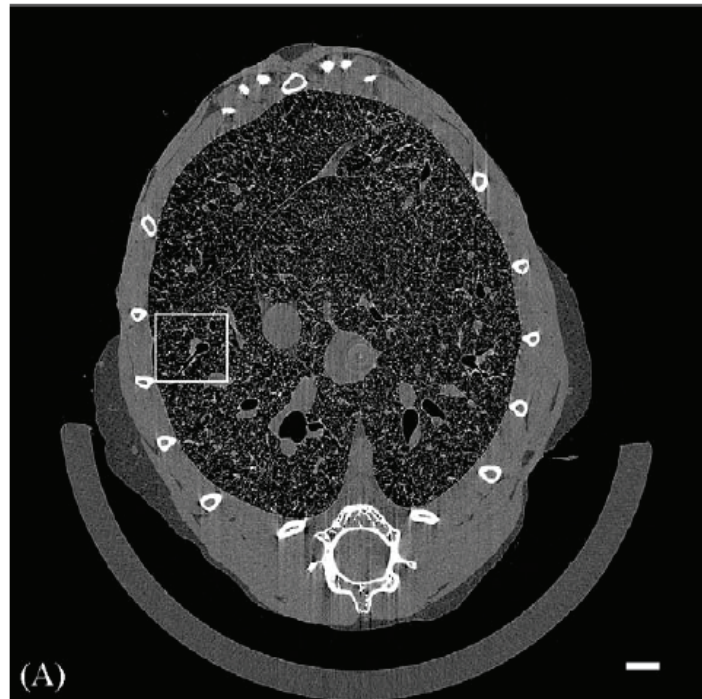


Figure 6.14 CT 像. (A) マウス体幹も含む全体像。スケールバーは 1mm. (B)拡大像。四角：気管支。星：肺動脈。ダイヤモンド：細い気管支。矢印：葉間裂。スケールバーは 250 μm . (文献(24)より)

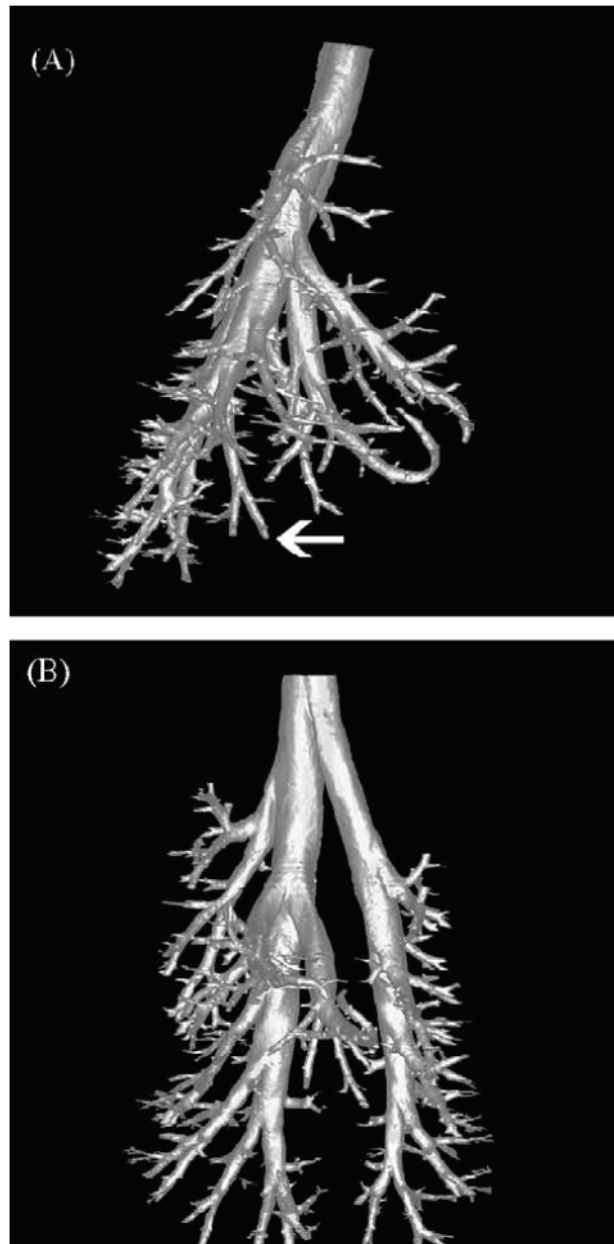


Figure 6.15 気管支の 3D 像。直径 $150\mu\text{m}$ 以上のすべての気管支を表示している。(A) の矢印付近の気管支の直径は約 $230\mu\text{m}$ である。(A) Front view; (B) side view。(文献(24)より)

この研究においては、肺の圧力を変えて保持し CT 測定を行い、圧力変化による気管支の伸縮に関する議論もなされた。測定された量は、直径の変化率 δ_D ・長さの変化率 δ_L ・体積の変化率 δ_V である。これらは Tab 6.3 に FRC (Functional residual capacity) と TLC (Total lung capacity) の差を気管支の直径毎⁽²³⁾に分けてまとめられている。この結果によると、細い気管支ほど太くなりやすく、また若干長さも長くなりやすい。

しかし体積変化率を見ると、太い気管支のほうが大きく変化していると言える。このように気管支は、圧力に対して不均一に変形することが分かった。

このような知見を肺を動物の体内に収めたまま得られたのは、本研究が初めてであり、これは、放射光を利用した(比較的)高速な撮影システムを構築したことが活かされた。

Table 6.3 気管支の直径ごとの変形の様子。数値は平均値±標準誤差である。 δ_D と δ_V は細い気管支ほど大きく変化している。 δ_L は太さによる変化はそれほど顕著ではない。(文献(24)より)

D at FRC (μm)	$\delta_D \pm \text{S.E.}$	$\delta_L \pm \text{S.E.}$	$\delta_V \pm \text{S.E.}$
<200	$0.688 \pm 0.026^*$	0.295 ± 0.023	$0.283 \pm 0.010^*$
200-300	$0.542 \pm 0.025^{**}$	0.261 ± 0.026	$0.334 \pm 0.012^{**}$
300-400	0.466 ± 0.022	0.266 ± 0.039	0.378 ± 0.011
>400	0.452 ± 0.017	0.229 ± 0.034	0.425 ± 0.023

* $p < 0.001$ 。 ** $p < 0.05$ 。

In-vivo CT 測定によるマウス肺の可視化 (24)

前項では、安楽死させたマウスを用いて、気管支の圧力に応じた変形量を定量的に評価出来る事が示された。気道末梢部位の実形状気流シミュレーションを行うために、次に観察しなければならないのは、肺の動きに心臓の動きが加わった場合の変形挙動であろう。

人間も含めて、生きている試料を撮影する方法として、Prospective gating 法と Retrospective gating 法の 2 種類がある。前者はスキャン開始前に、(呼吸圧力と心拍のしきい値などの) 撮影条件を決定し撮影する方法である。基本的には 1 回の CT スキャンで 1 つの条件だけが撮影可能である。それに対して後者はスキャン前には特に条件は決めず、任意のタイミングで試料の透過像を大量に撮影する。撮影後に任意の条件における透過像を抽出し再構成するため、一般的には 1 回の CT スキャンで複数の条件での撮影が可能となる。しかし、呼吸と心拍の両方と同期を行う場合、Retrospective gating 法では、呼吸と心拍それぞれ全く同じ条件を抽出することが難しい。そのため、本システムでは、Prospective gating 法を採用した。

実験のセットアップと撮影タイミングの設定方法を Fig 6.16 と 6.17 に示した。測定系は前項とほぼ同一(画素サイズ $11.8\mu\text{m}$ もしくは $48\mu\text{m}$ ・視野 $23.66\text{mm} \times 15.4\text{mm}$ もしくは $48\text{mm} \times 31.5\text{mm}$ ・撮影時間 15 min (ほぼ 1500 投影)・1 枚あたりの露光時間 20 msec)であり、撮影タイミングだけが異なる。

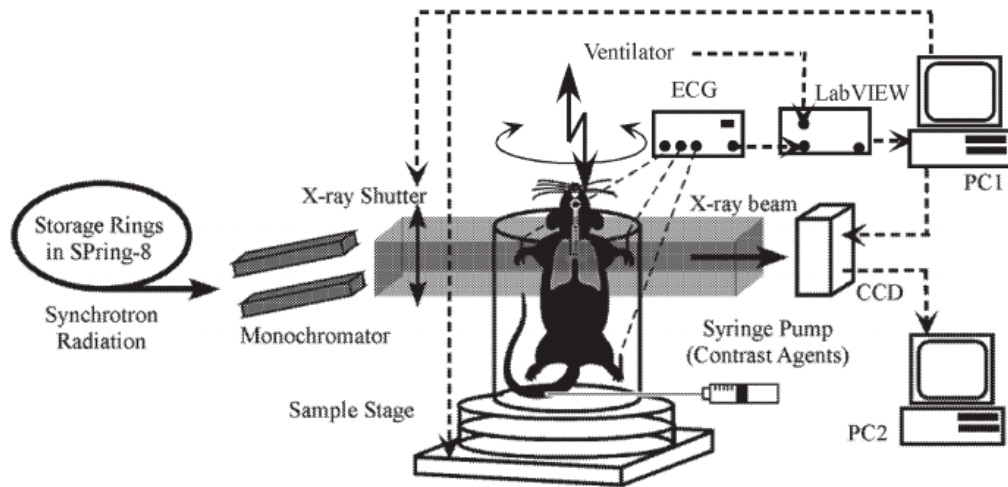


Figure 6.16 Prospective gating CT のセットアップ。CCD へのトリガー信号は ECG とベンチレーターの信号を評価する FPGA ユニットから送られる。試料は撮影中一定速度 (0.2deg/sec) で回転している。(文献(24)より)

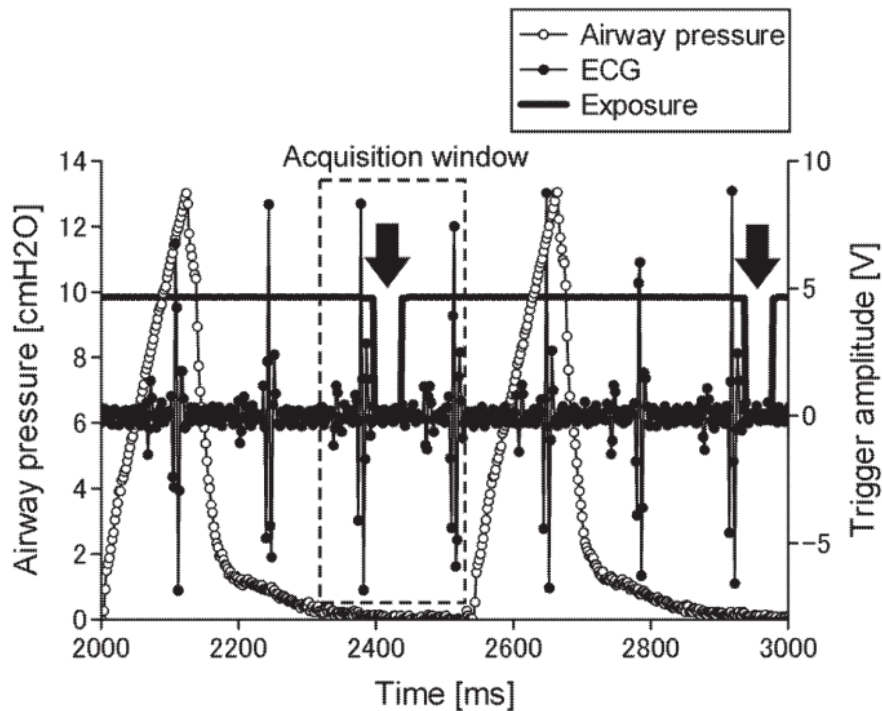


Figure 6.17 Prospective gating CT のデータ取得模式図。ベンチレーターで呼吸 (圧力) を制御する。この間心電図計 (ECG) は記録を取り続ける。圧力と ECG の条件が揃ったところで、CCD カメラと X 線シャッターに信号を送り、データを取得する。撮影タイミングは不等間隔(つまり試料撮影の角度ステップが不等間隔)となる。(文献(24)より)

Fig 6.18 に幾つかの条件で撮影したラットの CT 像を示す。呼吸や心拍と同期を全く行わず撮影した Fig 6.18 (A) は非常に強い偽像が発生しており、解析には使用できない。呼吸のみと同期した (B) は、比較的クリアな画像が得られているが、心臓周囲に強いにじみが発生している。(C) は呼吸・心拍とも同期をとり、Prospective gating 法を用いて撮影した画像だが、心臓周辺の気管支も明瞭に観察されており、この撮影シーケンスが小動物の生体の観察に適用できることが示された。

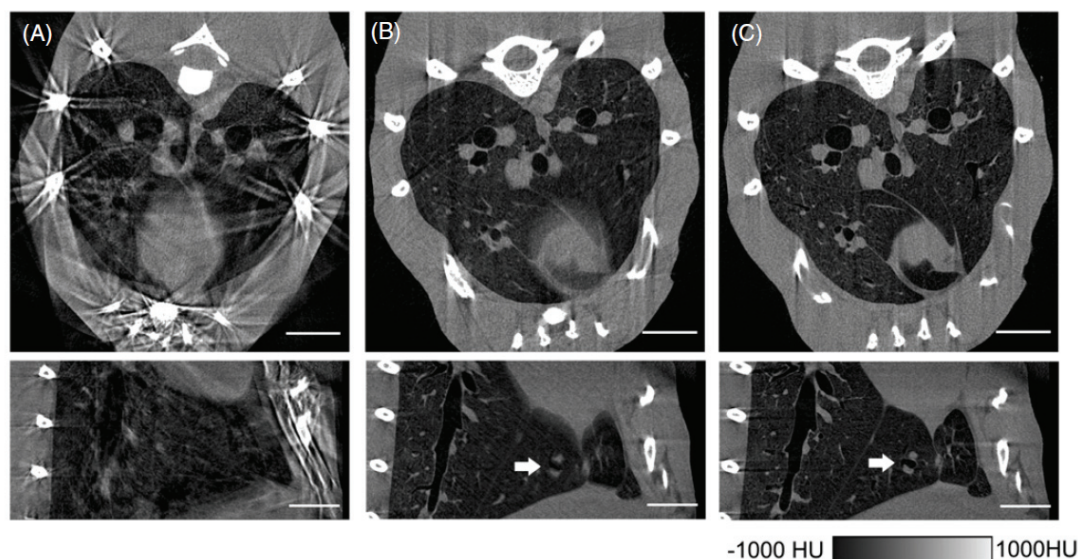


Figure 6.18 モーションアーチファクトの現象。3次元データから2方向の断層像を作成した(動物はラット)。(A)呼吸・ECGとも非同期。(B)呼吸のみ同期。心臓のイメージがぼけている。(C)呼吸・ECG共に同期。心臓が明瞭に示している。また、矢印の気管支もはっきりとしている。各画像中のスケールバーは5mm。(文献(24)より)

このように、小動物のCT像が心拍や呼吸と同期して実施されることで、生体内のダイナミックな動きを可視化する事ができる。とくに本項で示した手法は、呼吸とECG波形のタイミングを規定することで、時間分解能約20msecを達成できた。イメージとしては、繰り返し行われている動作を、ストロボで短時間だけ映し出しているようになるだろう。このストロボの発光タイミングを呼吸や心拍のタイミングと少しずつずらしながら撮影することで、3D+time = 4D-CTが可能となる。

まとめと今後の展望

ここまでの研究で、肺や心臓といった生体内では比較的ダイナミックに変形・運動する器官の4D-CT撮影が可能となった。空間分解能はマウスの場合で30 μ m程度・時間分解能は20msec程度となっている。このような撮影条件下では、健康な場合の変形は

もちろん喘息モデルなどの病態を観察することも可能となる。

現状の問題点は主に 2 点であろう。

- a. 肺胞の変形を捉えるような高い空間分解能での撮影。
- b. 4D-CT の高速化。

まず a は前項であげたような $11.8\mu\text{m}/\text{pixel}$ では観察不可能である。これまでに実施した実験では少なくとも画素サイズで $3\mu\text{m}$ 程度、空間分解能で $10\mu\text{m}$ 以下は必須である。この程度の空間分解能での撮影は、生体の場合、撮影中に容易に変形が起こりアーチファクトとなる。これを防ぐには出来るだけ短時間での撮影が望まれる。しかし、これまで用いていた CCD カメラでは撮影速度が足りず、十分な性能が達成できない。高精細で高フレームレートな検出器の利用を検討しなければならない。

一つの可能性としては、近年急速に性能を上げてきた CMOS カメラの導入である。このタイプのカメラは、フレームレートを数十 Hz よりも高く出来るため、撮影中の dead-time の問題はほぼクリアできる。唯一の問題点は、試料(例えばマウスで幅 20mm 程度)のサイズに対して、必要とする画素サイズが $3\mu\text{m}$ 程度と小さいことである。画素数が横 2000pixel だとしても、視野は 6mm にしかならない。この場合には、マウスの体が視野からはみ出したまま撮影する「不完全再構成」の条件になる。この時には「定量的な」CT 像は得られず、CT 像にノイズが多数入る。ただし、視野内の物体の形状は保たれるので、識別さえ出来れば変形挙動を追うことは可能と考えられる。

次に b であるが、この解決も高フレームレートのカメラの導入が鍵となろう。上述の 4D-CT では、呼吸 1 回につき最大 1 回の投影像を撮影できるのみである。露光時間は 20msec で呼吸は 1Hz 程度なので、残りの 980msec はタイミングを待っているだけである。この「待ち」の間にも複数回の撮影が行えれば、撮影時間が大幅に短縮可能であろう。あるいは、心拍と呼吸の条件が整ったタイミングですべての投影像を取得する事もあり得る。これは試料の超高速回転を必要とするが、現有する回転ステージは $540\text{deg}/\text{sec}$ というスピード ($180\text{deg}=333\text{msec}$) を達成する。ただし、呼吸に対しては十分な速度を持つが、心拍 (約 7Hz) に対しては十分な速度とはいえない。心拍による多少のアーチファクトが問題とならない限りは実施可能であるが、慎重な見極めが必要である。

6-4 References

- (1) Fujiwara, A., et al., *Science*, 312 (2006) 1330
- (2) Tsuchiyama, A., et al., *Science*, 333 (2011) 1125

- (3) Tsuchiyama, A., et al., *Geochimica Cosmochimica Acta.*, (accepted)
- (4) 渡辺 潤一, 井田 茂, 佐々木 晶(編), シリーズ 現代の天文学 9 太陽系と惑星, 日本評論社 (2008)
- (5) *ISAS Report SP-16*, eds. I. Kushiro, A. Fujiwara and H. Yano (2003)
- (6) JAXA 2011 年 1 月プレスリリース,
http://www.jaxa.jp/press/2011/01/20110117_hayabusa_j.html
- (7) Takeuchi, A., et al., *Rev. Sci. Instrum.* 73 (2002) 4246-4249
- (8) Uesugi, K., et al., *proceedings of SPIE*, 6318 (2006) 63181F
- (9) Takeuchi, A., et al., *J. Phys.: Conf. Ser.*, 186 (2009) 012020
- (10) Suzuki, Y., et al., *AIP Conf. Proc.*, 1365 (2010) 160-163
- (11) Nakamura T., et al., *Science*, 321 (2008) 1664-1667
- (12) Yurimoto H., et al., *Science*, 333 (2011) 1116-1119
- (13) Hayabusa sample catalog, <http://hayabusao.isas.jaxa.jp/samples/>
- (14) Ikeda, S., et al., *American Mineralogist*, 89 (2004) 1304-1312
- (15) 奥村 聡ほか, 放射光, 25 (2012) 222
- (16) Uesugi, K., et al., *Proceedings of SPIE*, 3772 (1999) 214-221
- (17) Takano, H., Suzuki, Y., Uesugi, K., Takeuchi, A., and Yagi, N., *Proceedings of SPIE*, 4499 (2001) 126-133
- (18) Imai, N., Terashima, S., Itoh, S., and Ando, A., 1994 compilation of analytical data for minor and trace elements in seventeen GSJ geochemical reference samples, "Igneous rock series." *Geostandards Newsletter*, 19 (1995) 135-213
- (19) Sun, S.S., Nesbitt, R.W., and Sharaskin, A.Y., *Earth and Planetary Science Letters*, 44 (1979) 119-138
- (20) Jarosewich, E., *Meteoritics*, 25 (1990) 323-337
- (21) Skyscan 1176, <http://www.skyscan.be/>
- (22) Toshihiro Sera, Kentaro Uesugi, Naoto Yagi, *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 147 (2005) 51-63
- (23) Phillips, C.G., Kaye, S.R., *Respir. Physiol.*, 102 (1995) 303-316
- (24) Sera, T., et al., *Physics in Medicine and Biology*, 53 (2008) 4285-4301

7 まとめと今後の展望

本論文では、放射光 X 線 CT 装置の特性およびその利用方法についての記述を行った。放射光 X 線の特徴としては、

- ・単色 X 線が使用可能である
- ・flux density が高い
- ・コヒーレンスが高い

の 3 点があげられる。

単色 X 線を利用することで、物体の持つ線吸収係数を定量的に得ることが出来、限定的（この限界に関しては 6.2 で述べた）ではあるが、化学分析が 3 次元的に実施可能となる⁽¹⁾。これは従来の分析手法にない特徴である。

Flux density が高いことで、高い空間分解能での測定が可能となるし、高速度あるいは短い露光時間での撮影も可能となる。空間分解能は X 線顕微鏡光学系を用いた場合には 200nm 程度まで到達し、イトカワ粒子の分析など非常に魅力的な研究に供されるようになった。単純投影法の場合は $1\mu\text{m}\sim 50\mu\text{m}$ 程度の空間分解能となっている（視野はこの 2000 倍程度）。高速度撮影では、マウスの 4D-CT の場合では時間分解能 20msec を達成している。これはストロボ効果を利用した繰り返し現象の撮影の場合であるが、不可逆的な現象を撮影するための時間分解能としては、現状では 30sec (900 投影) 程度が最速である。ただし、試験的には 2sec/scan (1000 投影) という速度も達成している⁽²⁾。

コヒーレンスが高いと、X 線顕微鏡光学系を利用した装置を構築することが出来るため、高い空間分解能の装置につながる。また、この場合、位相計測も可能となり、吸収コントラスト CT では見えないような高コントラスト CT 像が得られる可能性がある⁽³⁾。

また X 線像を取得する検出器が十分な時間分解能・空間分解能・ダイナミックレンジを持たないと、いくら高性能の X 線源を持っていたとしても、十分にその性能を生かし切れない。時間分解能とダイナミックレンジは、ほぼ可視光をデジタル信号に変換する撮像素子に依存する。従来は冷却 CCD カメラを使用していたが、ここ 1,2 年で急速に発展してきた sCMOS (scientific CMOS) カメラはフルフレーム型の冷却 CCD カメラを凌駕するダイナミックレンジとフレームレートを有する (Tab 7.1)。このことは重要で、CMOS カメラはアナログ回路部分が少ないため、CCD に比べて安価に製作可能であることも考慮すると、今後ほとんどの CCD カメラは sCMOS カメラに置き換わっていくものと思われる。

CMOS カメラは超高速タイプも存在する。同じく Tab 7.1 には Photron 製の SA2 も比較のために記述されている。このカメラはフルフレーム (2048 x 2048 pixels) で 1kHz で

の撮影が可能であり、画像検出器としては非常に速い。このような速度あるいは数百 Hz 程度のレートを要求するような実験も行われつつある。フランスにある ESRF ID15 では、この種のカメラを利用した超高速 CT 装置が開発・運用されており⁽⁴⁾、その動向が注目される。

空間分解能は可視光変換型の検出器を用いているので、蛍光面と可視光光学系に強く依存する。第 4 章でも説明したが、ミクロンオーダーの空間分解能を達成するためには、単結晶蛍光体と顕微鏡用の対物レンズの利用が不可欠である。それよりも悪い空間分解能の場合には、粉末の蛍光面を利用したり針状結晶の CsI:Tl+ を利用したり出来るので、X 線から可視光への変換効率を高めやすい。しかし、50keV 以上の高エネルギー X 線に対して 10 μ m 程度の空間分解能を維持したまま効率をあげる有効な手段はない。Olsen らは、プラズマエッチング法を用いて空間分解能を維持したまま変換効率を上げるような蛍光体 (structured scintillator) の提案をしている⁽⁵⁾が、数十 μ m 程度の空間分解能では製品化されているが、10 μ m 程度あるいはそれ以下ではうまく行っていないようである⁽⁶⁾。この高効率化は近年の微細加工技術の進展を考慮すると、近い将来有効な手段が提案されると考えられる (例えば、LIGA プロセスで微細加工を施したシリコンの穴にナノ結晶蛍光体を沈着させるなど)。

このように検出器はその構成要素の特徴からバリエーションが多く、今後は個々の撮影条件に対しての最適化が望まれる。

Table 7.1 各種カメラのパラメーター。デュアルモードを搭載しているカメラは、高精細モードを記述している。赤は優位な点。青は他の機種に劣る点。

Camera name	Photron SA2	ORCA Flash 4.0	C9100-02	C4742-98-24A	C4880-10-14A
Image sensor	CMOS	Gen II sCMOS	EM-CCD	CCD	CCD
ADC bit	12 bit	16bit	14bit	14bit	14bit
Full well capacity	25000e-	30000e-	70000e-	18500e-	60000e-
Read out noise	37e-	1.3e-	10e-	4e-	15e-
Format	2048 x 2048	2048 x 2048	1000 x 1000	1344 x 1280	1000 x 1018
Pixel size	10 μ m x 10 μ m	6.5 μ m x 6.5 μ m	8 μ m x 8 μ m	6.45 μ m x 6.45 μ m	12 μ m x 12 μ m
Frame rate	1080Hz	100Hz	30.1Hz	0.87Hz	0.25Hz
Interface	Gigabit Ether	Camera link	Camera link	RS-422A	RS-422A
Weight	6.9kg	2.0kg	2.5kg	2.5kg	2.5kg

X 線 CT 装置の高速化と高分解能化のもう一つの要素は回転ステージである。高速化に対応した回転ステージとして現在利用しているのは、神津精機製の EM200-11 である。このステージはステッピングモーターと回転軸がタイミングベルトで接続されており、回転速度を上げやすい。通常のウオームホイール式では 0.1Hz 程度 (36deg/sec) でしか回転しないが、ベルトドライブ式では 4Hz までは確実に回転する。また、マウスを使用した 333msec/scan の測定が成功した (6-3) 事で信頼性は高い。しかし、これ以上の速度での測定は難しいと考えられる。この場合は、回転軸とモーターが直接接続されたダイレクトドライブ式の回転ステージを導入する事になると考えられる。この時に注意したいのは、回

回転ブレ精度と回転角の制御であろう。

また、現状の最高分解能は結像光学系を使用した装置で、約 200nm となっているが、要求される空間分解能はより高い。この際には X 線顕微鏡光学系だけでなく、回転ステージの軸ブレも問題となるであろう。現在使用している高分解能 CT 用の回転ステージは、神津精機製の SPU-1A である。これは、軸受けが円錐状に接触しているスライドガイド機構である。この方式では円錐状の軸受けの工作精度（実際は研磨の精度）で軸ブレ量が決まる。現有機の軸ブレ量は $\pm 70\text{nm}/360\text{deg}$ 程度であるが、職人による手作業ではこのあたりが限界のようである。これを克服するには、最先端の技術が導入されたエアベアリングステージを選択肢の 1 つとしてあげるべきだろう。10 年ほど前に導入したエアベアリング式回転ステージ（日立製）は軸ブレ精度 $\pm 100\text{nm}/360\text{deg}$ だったが、これが最先端の技術により、どの程度改善されているかは定かではない。

X 線 CT よりも高分解能なデータを取得できる透過型電子顕微鏡 (TEM) を利用した TEM-CT は、回転軸と真空チャンバーを接続するため試料付近での軸ブレ精度はそれほど良くない ($\pm 200\text{nm}/360\text{deg}$ 程度)。これは通常ではソフトウェアにて補正されて画像再構成されている。どうしても X 線顕微鏡光学系の持つ空間分解能に回転ステージが追いつかない場合は、ソフトウェアによる補正も視野に入れるべきと考える。

最後に本論文ではほとんど触れなかった位相計測について述べる。この場合は、屈折コントラスト法ではなく、位相計測用の光学系を備え、試料による X 線の位相シフト量を定量的に測定できる装置を想定している。

大きな目標は「はやぶさ 2」プロジェクトによる C 型小惑星からのサンプルリターン計画 (2014 年打ち上げ 2020 年帰還予定) に資する事である。「はやぶさ 2」では C 型小惑星からの試料採取を目指しているが、その目的は、惑星や生命の基になった物質を確認することである。C 型小惑星は炭素質コンドライト隕石と同じ起源の母天体から形成されたと考えられている。炭素質コンドライトは、コンドリュールを含む石質隕石のうち炭素原子を含むものことで、この場合の炭素原子は化合物や有機物など様々な形態を含んでいる。さらに、隕石が形成されてから 200°C 以上に暖められた事がない、と考えられている。つまり地球が誕生した 46 億年前の原始太陽系の中にあった物質がそのままの姿で保管されている可能性が高い。

このことから、試料採取が成功すれば、鉱物・有機物・水、が混合した状態で地球に戻ってくる事が予測される。また、「はやぶさ 2」の試料採取方法は「はやぶさ」から大きな変更はないため、得られる試料サイズは数十～数百ミクロン程度、大きくても 1mm 程度であると想定されている。この程度のサイズの試料から非破壊で内部構造を取得できるのは、X 線 CT をおいて他にない。ただし、「はやぶさ」と違い、鉱物以外に有機物や水が入っている事を想定しなければならない。鉱物と有機物、あるいは水を同時に観察するには、位相計測が不可欠と考える。

Fig. 7.1 に位相計測の 1 つの例を示す。これは X 線結像光学系に 2 枚の回折格子を挿入して(Fig. 7.2)、微分位相像を得る事で位相計測をサブミクロンの空間分解能で実施したものである⁽⁷⁾。まだ試験段階であるため、複雑な構造の物質を取り扱ってはいないが、重元素系の物質と軽元素系の物質が同時に可視化できているという例としては十分であろう。この計測系はまだ開発の端緒にあるため、「はやぶさ 2」計画のような複雑な物質の分析に役立つためには、今後改良を進めて行かねばならない。

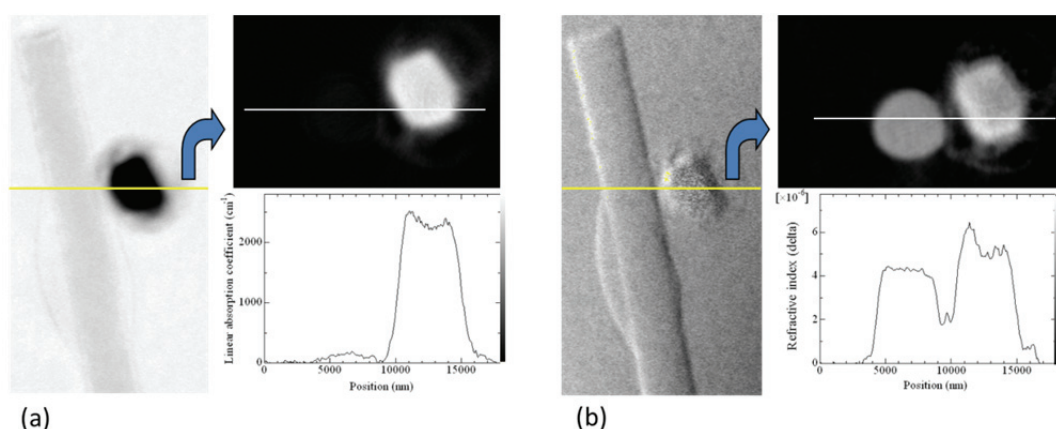


Figure 7.1 有機無機混合系の吸収像と位相像。ファイバーの直径は約 5 μ m。(a) 吸収像と CT 像およびラインプロファイル。(b) 位相像と CT 像およびラインプロファイル。吸収の強い試料 (P43, Gd₂O₂S:Tb⁺) が接着剤でシリカガラスファイバーに貼り付けられている。吸収 CT 像では、ファイバーと接着剤はほとんどコントラストが無くなっているが、位相 CT 像でははっきり表示されている。

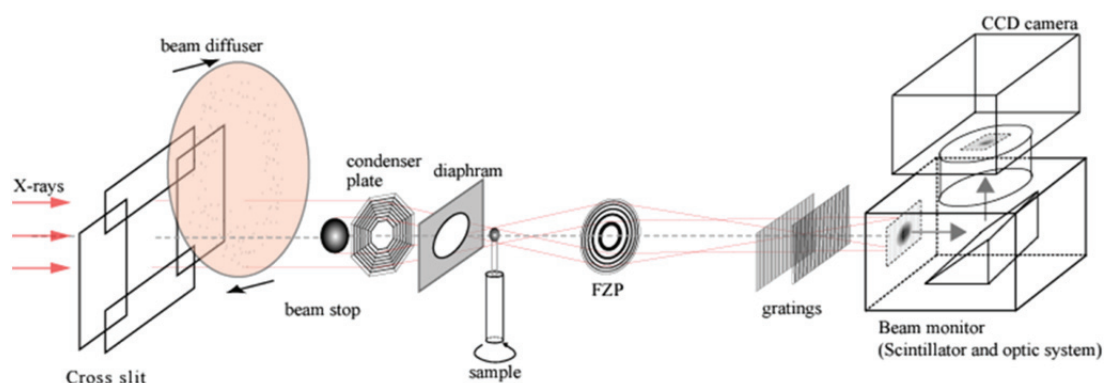


Figure 7.2 X 線顕微鏡光学系を利用した位相 CT 装置の模式図。FZP と検出器の間に、回折格子が挿入され位相計測が可能となっている。

References

- (1) Tsuchiyama, A., et al., *Science*, 333 (2011) 1125

- (2) Uesugi, K., et al., *Proceedings of SPIE*, 8506 (2012)
- (3) Momose, A., et al., *Japanese Journal of Applied Physics*, 44, 9A (2005) 6355–6367
- (4) Michiel, M. D. et al., *Rev. Sci. Instrum.*, 76 (2005) 043702
- (5) Olsen, U.L., et al., *J. Synchrotron Rad.*, 15 (2008) 363
- (6) <http://www.scint-x.com/>
- (7) Uesugi, K., et al., *AIP Conf. Proc.*, 1365 (2011) 309

Appendix

CT 技術開発に関する論文

ここでは、本研究を進める上で重要だった論文を示す。開発を進めた順に内容を説明する。

- a. “Development of micro-tomography imaging system for rock and mineral samples”, Proceedings of SPIE, (1999)

この論文は 1998 年から開始した SPring-8 での X 線 CT 装置開発に関する初めての論文である。BL47XU と BL20B2 で投影型 CT 装置を稼働させ、空間分解能と既知の物質から得られる線吸収係数の値を示した。

当時テストチャートや微小サイズ X 線を製作できていなかったため、空間分解能は複数のサイズの研磨用 SiC を撮影する事で、約 13 μm と推定された。これは検出器の Nyquist 周波数程度であり、現実的な値と思われた。

線吸収係数は、組成や密度が既知の試料を測定し、計算値との違いがある事を示した。その違いは次の論文にあるように系統的であり、校正曲線を使えば定量測定も可能である。

また、応用例としていくつかのコンドリュールを撮影し、その中にある空隙や特徴的な構造を描出できる事を示した。

- b. “Quantitative evaluation of attenuation contrast of X-ray computed tomography images using monochromatized beams”, American Mineralogist, Volume 90, pages 132-142, (2005)

この論文は本文中の Chapter 5 でも説明したとおり、単色 X 線を用いた CT 測定において、精密な校正曲線を得て実験により得られる線吸収係数 (Linear absorption coefficient, LAC) の値から、物体を推定する事を可能にした。

具体的には、地球科学的に重要な鉱物および純金属などの CT 測定を BL20B2 において行い、実験的に得られる LAC と密度と化学組成により決まる LAC を比較した。この結果を受けて、条件付きながら 3 次元的に分析可能な X 線 CT 装置が確立された。

- c. “Direct Measurement of the Resolving Power of X-ray CT System in SPring-8”, AIP conference proceedings, 705, (2004)

X 線 CT 装置の高空間分解能化が進み、簡単に装置の特性を得ることが難しくなった。

特にどこまで空間分解能が出ているのか、理論値に届かない原因は何か、特定することが難しい。この研究では、空間分解能 $1\mu\text{m}$ 程度の投影型 CT 装置において、実際どこまで空間分解能が達成されているかを直接測定するための、CT 用同心円テストチャートを DC マグネトロンスパッタ法を利用して作成および撮影した。検出器の性能を全体として評価するために、点像分布関数(Point spread function, PSF)を測定し、シミュレーションで作成した CT 像と実験で得られた CT 像がよく似たものとなることを示した。

b で得られた LAC の実験値と計算値の差は、検出器の PSF に起因するものと考えられるようになったのも、この研究の結果を受けたものである。

- d. “Fast tomography using quasi-monochromatic undulator radiation”, J. Synchrotron Rad., 13, 403–407 (2006)

BL40XU で発生される準単色光 (バンド幅 2-3%) を利用して、超高速 X 線 CT 装置の試験測定を行った。基本的なターゲットが生物試料であったため、ベントミラーを 2 枚設置してビームサイズを $12\text{mm} \times 4\text{mm}$ まで広げて実験を行った。この実験は 2004 年ごろ行われた。当時使用可能な検出器は、2012 年現在に比べると、X 線から可視光への変換効率も悪く、CCD カメラもフルフレーム (656×494 pixels) で 28Hz までしか到達しなかった。この実験では、最速 6 秒 (454 投影) での撮影が可能であったが、この場合は縦方向の画素数を 120 画素まで減らす必要があった。また、用いた回転ステージが 6s/180deg 以上の回転速度に出来なかったため、これ以上の高速化は不可能であった。

この研究では、バンド幅 2-3% では深刻なビームハードニングの影響は起こらない事も明らかとなった。これは今後の高速化において重要な知見である。実際、SLS Tomcat や APS 2BM では、Si 単結晶ではなく、マルチレイヤー型分光器を使用してエネルギーバンド幅を拡げ、単位時間あたりに試料に照射される X 線の光子数を増やす事で高速化を成し遂げている。

この研究では、生物試料の例としてマウスの前脚を撮影した。この場合は視野を広く取る必要があるため、撮影速度を上げることが出来ず 48 秒の撮影時間で 1365 投影であった。これにより、ホルマリン固定をすること無く、骨および組織の明瞭な 3 次元像が得られた。

- e. “Development of micro-tomography system with Fresnel zone plate optics at SPring-8”, Proc. of SPIE Vol. 6318 63181F (2006)

この研究では、X 線 CT 装置の空間分解能を上げるために、フレネルゾーンプレート (FZP) を対物レンズとして用いる、X 線顕微鏡光学系を用いた。この結果、CT 像で得

られる空間分解能は 300nm 程度まで向上した。この時に分解能を測定したテストチャートは c で作成したものである。また、惑星間塵の測定も試験的になされたが、現在の装置に比べると、画質が非常に悪い。

2006 年時点では一般ユーザーが利用可能なサブミクロンの分解能を持つ唯一の X 線 CT 装置であった。このことが評価され、2006 年に開催された SPIE でのセッション (Developments in X-ray tomography V, Chairman: Prof. U. Bonse) では、招待講演を任された。

- f. “Comparison of lens- and fiber-coupled CCD detectors for X-ray computed tomography”, J. Synchrotron Rad., 18, 217–223 (2011)

X 線 CT における検出器の最適化に関する議論を行うため、可視光光学系のみ異なる 2 つの検出器の特性評価を行った。比較対象の可視光光学系は X 線 CT や高分解能 X 線イメージング実験で最も一般的に用いられているレンズカップル式 (LC 式) と、タンパク質の結晶構造解析などの回折実験で多く用いられているファイバーカップル式 (FC 式) である。

空間分解能・変換効率・歪みなどいくつかの特性を調べた結果、空間分解能は同程度であったが、変換効率は FC 式が LC 式に比べて 4 倍程度高かった。歪みに関しては、ファイバーの周縁部で顕著に起きており、補正をしなければ、X 線 CT 撮影には使用できない事が分かった。また、LC 式の最大の利点であるカメラ交換が可能な事と 1 μ m 程度の空間分解能が達成可能な事を勘案すると、一般的な X 線 CT 撮影には LC 式が適しているという判断となった。ただし、それほど要求空間分解能が高くない、1 つの用途に特化させる場合は FC 式で検出器を製作するべきであろう。

謝辞

本研究をまとめるにあたってご指導頂いた、東京大学大学院 新領域創成科学研究科 雨宮慶幸教授に感謝する。また、東京大学大学院 新領域創成科学研究科 杉田精司教授、佐々木裕次教授、東京大学物性研究所 高橋敏男教授、中辻知准教授、東京大学大学院 新領域創成科学研究科 松浦宏行准教授、の皆様からは本研究をまとめるにあたり、多くのご助言を頂いた。ここに感謝する。

本研究を進める上で、京都大学大学院 土山明教授と産業技術総合研究所 地質調査総合センター 中野司博士には、筆者が X 線 CT の開発に着手した時からご指導を頂き感謝している。土山教授には、はやぶさ計画の初期分析への参加など通常では得られないような経験をさせて頂いた。

公益財団法人高輝度光科学研究センター 八木直人博士と鈴木芳生博士には、筆者が研究生として SPring-8 で実験を始めた当初から指導して頂き、放射光実験や計測技術に関するとても重要かつ適切なアドバイスを頂いた。

公益財団法人高輝度光科学研究センター 竹内晃久博士、星野真人博士、兵庫県立大学 高野秀和助教には、装置開発において筆者に不足していた X 線光学の知識を提供して頂いた。宇宙航空研究開発機構 上相真之博士には、装置開発を進める上で重要なモチベーションとなる惑星科学の基本を教えて頂き、感謝している。

スプリングエイトサービス(株)の福居智樹氏と公益財団法人高輝度光科学研究センター 青山光輝氏には、装置開発において多大な技術的支援を頂いた。

東北大学原子分子材料科学高等研究機構 池田進准教授には本研究を進めるにあたり、定量的データ取得に関する議論を行い、データ処理の実際を拝見させて頂いた。「緻密」に物事を進めると言う事の重要性を教えて頂いた。

大阪大学臨床医工学融合研究教育センター 世良俊博講師には、本研究の目的である「高速度撮影」において、常に実験テーマを提供して頂き、その実験を通して高速度撮影の重要性を認識させて頂いた。

本研究の一部は、JSPS 科研費 16740302 の助成を受けた。