九州大学学術情報リポジトリ Kyushu University Institutional Repository

放射光施設を利用したCT撮影装置の空間分解能改 善に関する基礎的研究

德森,謙二

https://doi.org/10.15017/1398556

出版情報:九州大学,2013,博士(学術),論文博士 バージョン: 権利関係:全文ファイル公表済 放射光施設を利用した

CT 撮影装置の空間分解能改善に関する基礎的研究

德森謙二

対象論文

本章第4章の一部は以下の論文に報告した。

徳森謙二,豊福不可依,東田善治,吉田彰,兵藤一行,安藤正海

放射光を用いた微小焦点蛍光 X 線源の開発

MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY (0288-450X) 25 巻 4 号 Page 257-260 (2007.09)

参考論文

本書第3章の一部は以下に報告した。

Fluorescent X-ray Source for Diagnostic Imaging StudiesF. Toyofuku K.Tokumori S. Kanda K.Nishimura, K. Hyodo, M. Ando, C. Uyama, Medical Appications of Synchrotron Radiation, Springer 1998 134-137 Springer

Accuracy of Attenuation Coefficients in Monochromatic X-ray CT K.Tokumori F. Toyofuku S. Kanda K.Nishimura, K. Hyodo, M. Ando, C. Uyama, Medical Appications of Synchrotron Radiation, Springer 1998 175-178 Springer

蛍光 X 線源と単色 X 線 CT 徳森謙二、豊福不可依 BME 1997 Vol. 11(7) p17-22

Development of the photon-counting 256ch CdTe line detector K. Tokumori, F. Toyofuku, S. Kanda, S. Baba, Y. Mito, K. Hyodo, M. Ando, C. Uyama Proc. SPIE 1999 3770 185-192

単色 X 線 CT 装置への CdTe アレイディテクタの応用 徳森謙二 豊福不可依 三戸美生 馬場末喜 放射線 1998 Vol.24 No,2 25-29

1章	要旨		1
2章	諸言		2
3章	放射光励起型蛍	そ光 X 線源を用いた単色 X 線 CT システムの開	発
3.	1 目的		4
3.	2 装置		7
3.	3 実験		15
3.	4 結果		18
3.	5 考察		24
3.	6 小括		26
4章	拡大撮影におけ	る微小焦点技術の開発および屈折効果の影響	
4.	1 目的		27
4.	2 装置		28
4.	3 実験		35
4.	4 結果		38
4.	5 考察		43
4.	6 小括		46
5章	CT 装置の空間	分解能改善の試み	
5.	1 目的		47
5.	2 装置		47
5.	3 測定		49
5.	4 結果		51
5.	5 考察		54
5.	6 小括		55

6章	総括	 56
7章	謝辞	 57
	参考文献	 58

第1章 要旨

放射光励起型蛍光X線源は放射光施設から発生する白色X線を金属に照射し、 そこから発生する蛍光X線を利用するX線源である。このX線源を利用した CT装置は、利用するX線が単色エネルギーであるため、ビームハードニングの 影響がなく物質の線減弱係数を求める事が可能である。また、正確な線減弱係 数が求められるため、K吸収端の下側のエネルギーと上側のエネルギーで撮影 した画像をサブトラクションすることにより、造影剤のみの画像を取得するエ ネルギーサブトラクションが行えるという特徴がある。そこで、光子計数型の CdTe アレーディテクタを開発し、放射光励起型蛍光X線源を用いた CTシステ ムを開発した。さらに、ガドリニウム造影剤の入射X線に対する線減弱係数を 求め、ガドリニウム造影剤の K吸収端を利用したエネルギーサブトラクション を行った。線減弱係数の確認では、理論値と5%以内の結果が得られた。また、 エネルギーサブトラクションではガドリニウム造影剤のみの画像が取得できた。

CT 装置や単純撮影装置の空間分解能を改善するためには、検出器の画素サイ ズを小さくするとともに、X 線発生装置の焦点サイズを小さくして焦点サイズ による半影の効果を減少させなければならない。放射光励起型蛍光 X 線源は通 常の X 線発生装置と同じ発散光なので、焦点サイズの微小化により、拡大撮影 が可能である。また、微小焦点になると、放射光施設のようなコヒーレント光 でないと観測できないと思われていた X 線の屈折効果が観測できる可能性も報 告されている。そこで、放射光励起型蛍光 X 線源の焦点サイズの微小化を行い、 拡大撮影や屈折効果についての検討を行った。拡大撮影では直径 25 μ mや直径 13 μ mの金属ワイヤーを用いることにより拡大撮影が行え、また、被写体一検 出器間距離を1 m程の距離をとることで 100 μ m 程度の焦点サイズでも屈折効 果が起こる事が確認された。

既存の検出器を利用して空間分解能の改善を行う方法として、入射 X 線に対して検出器を傾ける撮影技術を CT 装置に応用して空間分解能の改善が可能であるかどうかを、平行な X 線源を用いて実験を行ったところ、CT 装置においても同様の方法により空間分解能の改善が行えることがわかった。

以上の結果より、微小焦点を用いた拡大撮影と検出器の傾斜を用いることに より歯科用 CT システムの空間分解能の改善が行えることが示唆された。 第2章 諸言

近年医科用 CT 装置や歯科用 CT 装置の性能は向上しており、列数の違いはあ るものの、いわゆる 2 次元検出器を利用し、3次元的に診断が行える画像を取 得している。特に歯科用 CT 装置では 100 µ m以下の構造物を識別できる装置も 開発されている。2次元検出器利用の CT 装置において、空間分解能の改善は基 本的には画素サイズの小さな 2 次元検出器を開発するということであるが、拡 大撮影技術等を利用することによっても空間分解能の改善がはかれることが期 待できる。

拡大撮影技術では、X 線発生装置の焦点サイズと照射線量率が拡大率を決定 することになる。既存の X 線装置では、X 線発生装置の焦点サイズを任意にか えるということは難しい。さらに、小焦点の X 線発生装置を用いての拡大撮影 では検出器位置での線量率が小さくなり、画像の取得には長時間の撮影が必要 になる。このことは、X 線変換効率の悪い X 線発生装置(~1%程度が X 線に 変換、99%は熱にかわる)では、冷却の問題も克服しなければならなくなり、 基礎研究用 X 線発生装置の開発が必要となる。

放射光施設で利用されている単色 X 線は、通常、Si 等の単結晶を用いたブラ ッグ反射を利用したものが一般的である。これらの方法で得られる単色 X 線は、 放射光の特色である平行ビームであることには変わりなく、特別な X 線光学素 子を用いない限り、ビームサイズを広げ大きな照射野を得ることや、拡大撮影 を行うことができない。

本研究で用いる放射光励起型蛍光 X 線源は、通常放射光施設で行われている 単色化の方法と異なり、放射光施設からの白色 X 線を直接金属に照射し、励起 した金属から発生する蛍光 X 線を利用するものである。この蛍光 X 線は X 線発 生装置と同じように発散光であり、任意の拡大撮影が行える。また、X 線発生

 $\mathbf{2}$

装置と異なり、蛍光 X 線への変換効率が高いため特別な冷却装置が必要なく、 長時間の蛍光 X 線の発生が可能であるというメリットがある。また、蛍光 X 線 源の焦点サイズは照射する白色 X 線の大きさで決まり、任意の大きさにするこ とが可能であり、いろいろな条件での焦点サイズの研究が行え、X 線発生装置 開発の基礎データを取得することが可能である。

そこで、本研究は、

- 放射光施設を利用した放射光励起型蛍光X線源を利用したCTシステムを 開発し、CTシステムの画像再構成技術等を確立すること、
- 2. 拡大撮影を行う場合の微小焦点化の技術を確立し、屈折効果の影響を検討 すること、
- 3. 既存検出器を用いて、空間分解能を改善することのできる撮影技術を確立 すること、

等 CT 装置の空間分解能改善のための基礎データを取得することを目的とした。

3章 放射光励起型蛍光 X線源を用いた単色 X線 CT システムの開発

3.1 目的

放射光(Synchrotron Radiation)とは、電子等の荷電粒子が光の速度に近い速度で 運動している時に、磁場によってその運動方向を曲げられると、その運動方向の接線 方向に放出される指向性の高い電磁波のことである。放射光施設とはこの放射光を積 極的に利用する専用施設で、放射光を発生させるための専用加速器(シンクロトロン 加速器)施設である。放射光施設には、電子(又は陽電子)を一定の周回運動させる ために電子の運動方向を曲げるための偏向電磁石(以下ベンディングマグネットとい う。)からの放射光を利用するビームラインと、ベンディングマグネットとベンディングマ グネット間で直線運動をしている電子を磁場で強制的に運動方向を曲げ、利用者の 実験に適した放射光を発生させるビームライン(ウイグラービームラインとアンジュレー タビームライン等)がある。

放射光の性質の特徴は、1)波長が揃った光(コヒーレント光)であること、2)指向性 が高く、X線発生装置から放出されるX線のような広がりを持たないこと、3)可視光から 理論的には加速器の加速電圧と等しいエネルギーを持った電磁波(白色 X 線)が放 出されていること、4)電子が加速器中を周回している間は見かけ上連続放出されるこ と、5)電子が周回する真空ダクト内に放出してくるガスとの衝突などにより、放射光の 強度は時間とともに減少していくこと(近年は運転中に電子を継ぎ足し、一定の強度を 出力する放射光施設もある。)、等あげられる。

放射光励起型蛍光 X 線源¹⁻³とは、放射光施設で発生した白色 X 線を単色 X 線に 変換するもので、放射光施設から発生した白色 X 線を、鉛コリメータやスリットを利用し て数 mm 程度の大きさの白色 X 線ビームにして、金属に照射し金属を励起させ、励起 状態から基底状態に戻る時に放出される蛍光 X 線を取り出し利用するものである。こ の放射光励起型蛍光 X 線源から発生する蛍光 X 線は単色エネルギーかつ発散ビー ムであるので、通常の X 線発生装置と同様に、焦点から被写体や検出器間の距離を 変化させることで任意の照射野を得ることができ⁴⁻⁵⁾、人体等の大きな被写体の撮影が 可能である。また、被写体検出器間の距離を任意に設定できるので、拡大撮影を行う ことができる。

この放射光励起型蛍光 X 線源を用いて人体等の大きな被写体が撮影可能な単色 X線 CT システムの開発を行い、単色 X線 CT 装置の特徴である以下のことを確認す る事を本章の目的とした。

線減弱係数の確認

放射光励起型蛍光 X 線源からの X 線は単色なので、通常の X 線発生装置を用 いた CT 装置と異なり、X 線ビームハードニングの影響がないと考えらえる。そこで、 一般に用いられている CT 装置のような空気と水を用いて補正した CT 値ではなく、 直接測定対象物の線減弱係数が求められるかどうかの確認を行う。

② エネルギーサブトラクションの確認

物質のX線に対する減弱係数は物質固有のK吸収端を境に大きく変化する。 ヨウ素造影剤やガドリニウム造影剤等に利用されているヨウ素、ガドリニウム、水、 骨および軟組織の線減弱係数を図3-1に示す。ヨウ素のK吸収端のエネルギー は33.17keVで、ガドリニウムのK吸収端のエネルギーは50.24keVであり、それぞ れのK吸収端エネルギーを境に線減弱係数が大きく変化する。一方、骨、軟組織、 水においてはヨウ素やガドリニウムのK吸収端エネルギー付近では線減弱係数は あまり変化しない。ヨウ素やガドリニウムのK吸収端エネルギーの上側のエネルギ ーと下側のエネルギーで撮影を行い、それらの画像を引き算し、K吸収端の物質 のみの画像を取得することがエネルギーサブトラクションである。単色X線CTでは、 得られるCT画像の画素値は撮影に利用したX線のエネルギーに対する線減弱 係数として求められるので、エネルギーサブトラクション画像が表示できることの確

認を行う。





3.2 装置

放射光励起型単色 X 線源を利用した CT システムは、1) 蛍光 X 線を発生させ る放射光励起型蛍光 X 線源、2) 被写体を回転させるための回転テーブル、3) 被 写体を透過してきた X 線を計測するための X 線検出器(256chCdTe アレーディ テクター)、4) X 線検出器を制御する制御用コンピュータからなる。単色 X 線シス テムの概要を図3-2 に示す。本章で行った実験は、高エネルギー加速器研究機 構放射光施設(茨城県つくば市)の PF-AR(Photon Factory Advanced Ring) に設 置されている NE5実験ステーションで行った。PF-ARは、電子を6.5GeVまで加速 蓄積できる電子シンクロトロンである。NE5実験ステーションはPF-ARリングのベン ディングマグネットから発生する白色 X 線を利用する実験ステーションであり、実 用的に利用可能な X 線のエネルギー範囲はおよそ数 keV~約 100keV 程度であ る。実験ステーション内で利用できる白色 X 線の大きさは約10mm (h) x400mm (w)である。

3.2.1 放射光励起型蛍光 X 線源

PF-AR のベンディングマグネットで発生した白色 X 線は、Si の単結晶を用いた 単色化装置(モノクロメータ)⁶が設置されているモノクロミラーハッチに導かれ、放 射光励起型蛍光 X 線源に利用しない放射光を減少させるために、スリットや鉛ブ ロックを利用しておおよそ10mm(h) x10mm(w) のビームサイズに整形され、NE 5実験ステーションに導入した。実験ステーションに導かれた白色 X 線は、さらにコ リメータで任意のサイズ(直径 3mm ϕ ~ 1mm ϕ 程度)に絞られた後にターゲット金 属にあてられる。白色 X 線によって励起されたターゲット金属からは、蛍光 X 線 では白色 X 線の入射方向に対して90度方向に取り出す構造となっている。



図3-2 単色X線システム概要図

また、ターゲット金属から放射される蛍光 X 線は、適当な金属の K 吸収端を利 用することより(K β 線除去フィルター)、LX 線等の低エネルギー成分をカットし、K β 線を吸収させ、K α 線と K β 線の存在比を変えることができる。

電子を金属にあててX線を発生させる通常のX線発生装置では入射電子の約 1%程度しかX線に変換されず、残りのエネルギーがほとんど熱に変わるため、長 時間 X 線を発生させる為には特別な冷却装置が必要であるのに対して、放射光 励起型蛍光X線では、金属を照射したX線から蛍光X線への変換効率は通常の X 線発生装置と比べて高く(~数十%)、特別な冷却装置が不要となり、長時間の 蛍光X線の発生が可能である。また、先に述べたように蛍光X線は発散光なので、 X 線源からの距離の逆2乗で照射線量は減少するものの、任意の大きさの照射野 が得られる。一方、通常放射光施設での実験で利用されている単結晶の Si 金属 等に白色 X 線をあてる単色化装置(モノクロメータ)では、利用する X 線のエネル ギーを連続的に変更することができるが、放射光励起型蛍光X線源は、金属固有 の蛍光 X 線を利用するため、利用できる X 線エネルギーを連続的に変えることは できないという特徴をもっている。

3.2.2 回転テーブル

通常のCT装置では、X線発生装置とX線検出器を被写体の周りで回転させる が、本システムでは蛍光 X線源を回転させることができない。そこで、被写体を回 転させてプロジェクションデータを取得する方式とし、回転テーブルを用いて試料 を回転させる。この回転テーブルはステッピングモータとモータコントローラからな っており、RS232C接続で、制御用コンピュータから制御を行なった。なお、本ス テッピングモータの回転精度は、0.015度/1pulsで本実験では十分な角度分解能 を有している。

3.2.3 X線検出器

X線検出器として、光子計測型CdTeアレーディテクターを新しく開発した。この 新しい検出器は骨塩定量測定用に開発された48個の検出器列のアレーディテク タ⁷⁻⁸⁾を 256 個のアレーディテクタに改良したものである。

CdTe検出器は、カドミウム(Cd 原子番号48)とテルル(Te 原子番号52)の結 晶性の化合物であり、実効原子番号が大きく、X線に対する阻止能が高く、50keV 程度までのX線に対しては0.5mm 厚さでほぼ90%以上の光子を阻止することがで る(図3-3)。また、バンドギャップエネルギーが大きいので、室温でも熱による漏 れ電流が少なく、光子エネルギーの計測に主に利用されている高純度 Ge 検出器 のような検出器を冷却する装置を必要とせず、入射光子のエネルギー計測が可 能であり、入射光子のエネルギー弁別が可能である。今回開発した検出器は、一 般の CT 装置に用いられているような検出器に入射した X線の総量を電離電流と して、またはシンチレータ等から発生する光の総量として検出する方式(電流検出 型)ではなく、X線光子1個が検出器と相互作用を起こし生成された電子を電荷パ ルスとして計測(光子計数型検出器)するものである。この光子計数型検出器は低 線量率においても精度よく測定が可能であるが、高線量率では、電荷が連続的に 生成されるので、サチュレーションを起こし、計測できない事がある。

この検出器は、1個の素子の大きさが 1.98mm(h)x1.98mm(w)x0.5mm(t)で、 0.02mm 間隔で 256 個並べられており、最大 512mmの被写体を撮影することがで きる。1個の素子には、相互作用を起こして発生した電子を電圧パルスとして増幅 するための増幅回路、増幅された電圧パルスを2つの基準電圧と比較するための 2個の電圧比較回路(コンパレーター)、それぞれのコンパレーターを通過した電 圧パルスをパルスとして計数するための 16Bit カウンターが接続されている。また、









図 3-4 CdTeアレーディテクタの構成図

基準電圧を発生させるための基準電圧発生(DAC:digital analog convertor)回路 およびコンピュータインターフェイス回路からなっている(図3-4)。

2個のコンパレーターに異なる基準電圧を設定し、X 線を計数し、計測終了に それぞれの16bit カウンター値をパーソナルコンピュータで引き算することにより基 準電圧間のエネルギーに相当する電荷を生成した入射 X 線の数を計数すること ができ、低エネルギーの散乱線やバックグランドの除去が可能な設計になってい る。また、基準電圧の設定を逐次変えながら入射X線を繰り返し測定することで、 入射X線のエネルギースペクトルの測定も可能である。

3.2.4 パーソナルコンピュータ

X 線検出器の制御、回転テーブルの制御を行うためのパーソナルコンピュータ である。検出器とは専用インターフェイスボードを用いてパラレル接続を行い、検 出器の高速制御が可能となっている。検出器は時計機能を持っておらず、本コン ピュータからの計測開始信号で計測を開始し、計測停止信号で計測を停止する ため、計測時間の管理も行なっている。当初、パーソナルコンピュータ内臓のタイ マー機能を利用して計測時間の制御を行っていたが、パーソナルコンピュータの 負荷によりタイマーが正確な時間より遅れていくことがわかり、ボード組み込み型 の1MHzの周波数カウンターを利用して時間の管理を行っている。X 線検出器の 16Bit カウンターは、最大値(65535)を超えて電圧パルスを計測した場合カウン ト値が0に戻ってカウントを継続するために、測定時間内にカウンターがオーバー フローしないように制御する必要があり、測定時間と繰り返し測定回数を指定して 計測を行えるようになっている。回転テーブル制御用のコントローラとは RS-232C 接続を行っている。

これらを制御するプログラムは開発環境として Borland C++ Builder(ボーランド

13

社、日本)を用いて専用アプリケーションとして開発を行った。また、この専用アプリケーションは、これらの制御と同時に、時間とともに変化する放射光の強度を、加速器施設から提供される加速電圧と加速電流のアナログ信号をデジタル変換する ADC 装置と接続しており、その変換値の記録も行っている。

3.3 実験

3.3.1 放射光励起型蛍光X線源の確認

放射光励起型蛍光X線源から発生するX線が蛍光X線源かどうかを確認するために高純度 Ge 検出器(HPGe 検出器 CFG-PG4 セイコーE&G 日本)を用いてエネルギースペクトルの測定を行った。測定は、Kβ線やLX線を低減させるためのフィルター効果を確認するためにフィルターなし、とフィルターありの状態で測定した。また、今回開発した CdTe アレーディテクタを用いて、電圧比較回路の基準電圧を順次変更する方法で入射X線のエネルギーの測定も行った。

3.3.2 単色X線CT装置における定量性の確認

直径 80mm、高さ80mmのアクリル円柱の中心位置から半径 15mm の位置に 3 個、半径 30mm の位置に8個の直径10mm深さ50mmの穴をあけ、各穴に図3-5の表の濃度のガドリニウム造影剤を撮影中に造影剤が沈殿をおこさないようにす るための 1.5%寒天溶媒と混ぜて注入した。このファントムの外形図とガドリニウム造 影剤濃度を図3-5 に示す。このファントムを回転テーブルの上にのせ、1度刻み で 360 度方向からの投影像を取得した。1方向からの投影像は、0.5 秒測定を15 回繰り返し測定することで取得した。利用した放射光励起型蛍光 X 線源は、X 線 発生装置によく用いられているW(Kα₁線エネルギー:59.3keV、Kβ₃線エネルギ ー:67.0keV)金属ターゲットを利用し Kβ線除去用フィルターとして Yb(K吸収端 エネルギー61.3keV)を用いた。散乱線やバックグランドの影響をすくなくするため に検出器の基準電圧(上側)及び基準電圧(下側)は、3.3.1で取得したエネル ギースペクトルより、59.4keV のピークの上側(70keV 相当)と下側(40keV 相当) にそれぞれ設定した。得られた投影像は、フィルタードバックプロジェクション法を 用いた専用アプリケーションを開発し、画像再構成を行った。得られた画像から造 影剤濃度と線減弱係数の関連をもとめ、理論通りの値がえられているかの確認を 行った。



 No	Gd 造影剤濃度(%)	No	Gd 造影剤濃度(%)	
1	10%	7	0.1%	
2	5%	8	0.05%	
3	2.50%	9	(1.5%Ager-gell)	
4	1%	10	(H2O)	
5	0.50%	11	(Air)	
6	0.25%			

3.3.3 頭部ファントムを用いたCT画像およびサブトラクション画像の取得

被曝線量測定用の頭部ファントム(ランド・ファントム:東洋メディック)の1スライス を回転テーブルの上に置き、1度刻みで360度方向からの投影像を取得した。前 節と同様に、1 投影像は0.5秒で15回の繰返し測定を行っている。得られたデー タから前節と同じフィルタードバックプロジェクション法によって画像の再構成を行 った。前節と同じ 59.3keV(W からの K α 1 線)のエネルギーを用いて測定を行っ た。

エネルギーサブトラクションを確認するために、頭部ファントムの被曝線量測定 用検出器挿入のためにあけられた穴に、ガドリニウム造影剤の原液と 10%希釈溶 液を注入し、撮影を行った。ガドリニウムのK吸収端のエネルギーが 50.24keV な ので、K吸収端の上側のエネルギーとして、52.4keV(Ho の K a 線)の X 線を利用 して測定を行い、K吸収端の下側のエネルギーとして 47.2keV(Yb のK a 線)の X 線を用いて測定を行った。測定データは前節と同じフィルタードバックプロジェク ション法にて画像再構成を行った。得られたCT画像から、サブトラクションを行い、 エネルギーサブトラクション画像を取得した。 3.4 結果

3.4.1 放射光励起型蛍光X線源の確認

放射光励起型蛍光 X 線源からのX線を HPGe 検出器で測定した結果を図3-6 に示す。結果として表示しているのは、Gd 造影剤の K 吸収端の上側のエネルギ ーに相当する Yb からの蛍光 X 線(Kα線のエネルギー:52.4keV)と一般的な X 線発生装置に利用されている W からの蛍光 X 線(Kα線のエネルギー;54.7keV) であり、Kβ線除去用フィルターがない場合とある場合を示している。Kβ線除去 用フィルターがない場合はKα線とKβ線を観測することができ、Kβ線除去用フ ィルターを用いることにより、Kβ線の存在比を低減できていることがわかった。

今回開発した256ChCdTe アレーディテクタを用いて中央部分の 128 番目の CdTe 素子で測定したエネルギースペクトルの結果を図3-7に示す。この結果は Kβ線除去フィルターがない状態で撮影している。HPGe 検出器の測定結果と比 較すると、測定できたスペクトルでは Kα線と Kβ線を分離することができず、エネ ルギー分解能が悪いことがわかる。しかしながら、入射X線の大まかなエネルギー スペクトルの測定は可能であることが確認できた。

図3-6 HPGeを用いて測定してエネルギースペクトル





19





3.4.2単色X線CT装置における定量性

得られた円柱形ファントムのCT像を図3-8に示す。得られた画像を NIH-ImageJで読み込み、各ホールの位置に直径18ピクセルの円状のROI(関心 領域)を設定して画素値の計測をおこない、線減弱係数を求めた。理論値は造 影剤の各成分の線減弱係数(NIST Xcom⁹)から各濃度の減弱係数を計算して求 めている。得られた値と理論値との比較を図3-8 に示す。5%以内で計測値と理 論値は一致していた。

3. 4. 3頭部ファントムを用いたCT画像およびエネルギーサブトラクション画像の取得 被曝線量測定用の頭部ファントムCT像を図3-9に示す。図3-9(a),(b)はスライ ス位置の違う場所の CT 像で、図3-9(c)がガドリニウム造影剤のK吸収端の上側 のエネルギーで撮影した画像、図3-9(d)が下側のエネルギーで撮影した画像 である。図3-7(d)から図3-9(c)をサブトラクションした結果が図3-9(e)である。 リングアーチファクトがあるもののエネルギーサブトラクション画像では造影剤の位 置を確認することができた。





図3-8 定量性評価用ファントムの再構成画像と理論値との比較



(d)



(a)(b) 造影剤なしの撮影 (c) ファントムの穴に Gd 造影剤を入れ 47.5keV で撮影 (d) ファントムの穴に Gd 造影剤を入れ 52.4keV で撮影 (e) サブトラクション画像((d)-(c))



図3-9 線量測定用頭部ファントムをつかった単色X線画像

3.5 考察

3.5.1 放射光励起型蛍光X線源からのX線について

放射光励起型X線発生装置からのX線は、図3-5の HPGe 検出器の結果より、 放射光からの白色X線が照射される金属からの蛍光X線が主であることがわかる。 また、Kβ線除去用フィルターを用いることで、Kα線の存在比率を改善させること ができた。画像取得用に開発されたCdTeアレーディテクタを用いて、電圧比較回 路の基準電圧を順次変更させていく方法で HPGe 検出器のエネルギー分解能に は程遠いものの、エネルギースペクトルの測定を行うことができ、放射光励起型蛍 光X線源から発生するエネルギースペクトルの確認(ターゲット金属の確認)には十 分有用であることがわかった。

3.5.2 単色X線のCT画像の定量性について

計測値と理論値の線減弱係数の違いについては、単色X線がファントムに入射 した時の物質との相互作用は光電吸収のみではなく、コンプトン効果等による散乱 線が発生し、検出器に入射すること、また、測定に用いたCdTeアレーディテクタの エネルギー分解能の性能が悪く、散乱線を完全に分離計測できなかったものによ ると思われる。遠藤等によると、2次元検出器を用いたX線CT装置のモンテカルロ シミュレーションによると、散乱線による影響は直接線の数百パーセントにも及ぶと の報告もある¹⁰⁾。本研究では、CdTeのエネルギー分解能が悪いとはいうものの、あ る程度のエネルギー弁別を行っているので、散乱線の影響が排除できること、また、 実験ハッチや前室からの散乱線の影響を除去するために、検出器前面に鉛板によ る遮蔽体を設置して計測を行ったことなどが本結果につながったものと思われる。 3.5.3 エネルギーサブトラクションについて

ガドリニウム造影剤を用いてエネルギーサブトラクション画像の取得ができた。ガ ドリニウムのK吸収端は 50.2keV であり、現在造影検査に用いられているヨウ素造 影剤のヨウ素の K 吸収端は 33.1keV である。ヨウ素造影剤では、K 吸収端のエネ ルギーが低く、物質に吸収されるエネルギーが大きくなり、物質を透過する X 線量 が減少するため計測時間が長くなること、および、臨床応用では被曝線量の増加 が明らかであり実用的ではないことから、本実験では MRI 撮影に利用されている ガドリニウム造影剤を用いた。エネルギーサブトラクションだけに限ると、より高い K 吸収端エネルギーを持った物質を利用した方が被曝線量の低減につながると考 えられる。

- 3.6. 小括
 - 1. 放射光励起型蛍光X線源からの X 線は、その金属からの蛍光 X 線が主であることを確認できた。
 - 2. 新しく開発したCdTeアレーディテクタでエネルギースペクトルの測定ができ た。
 - 3. 新しく開発したCTシステムにより、ガドリニウム造影剤の数種類の濃度に関し て理論値に近い線減弱係数を求めることができた。
 - ガドリニウム造影剤のK吸収端の上側のエネルギーと下側のエネルギーを用いて2回撮影を行い、エネルギーサブトラクション画像を取得することができた。

4章 拡大撮影における微小焦点技術の開発および屈折効果の影響

4.1 目的

X線撮影においては焦点の大きさは撮影対象物の半影として影響する。拡大撮 影ではその半影も拡大されるので空間分解能が悪くなり、焦点の大きさは小さくな ければならない。通常のX線発生装置を利用した場合、焦点サイズを任意の大き さに変更することは難しく、焦点サイズに関する研究を行うためには、数種類のX 線発生装置を利用しなければならない。放射光励起型蛍光X線源は、金属に照 射させる放射光からの白色X線のサイズを変更することにより任意の大きさの焦点 を作成することが可能であり、焦点サイズの研究には適したX線源である。また、X 線で金属を励起した場合、蛍光X線への変換効率が大きいので、X線発生装置 のように冷却装置を考慮する必要がなく長時間の実験が可能である。

可視光では、物質に光が入射したときにその進行方向が変わる現象が光の屈 折としてよく知られており、光が真空中から物質に入射し、光の進行方向に対する 屈折の割合が屈折率として定義されている。屈折率は、光が入射する物質の構成 元素、密度に依存し、また、光の波長(エネルギー)によっても大きくかわる。X線 も可視光と同じ電磁波で、物質に入射した時に屈折が起こるが、屈折率が非常に 1に近いため、これまで可視光のように観測する事が困難であった。放射光施設 から発生するX線はコヒーレントなX線(波長がそろったX線)で、一般のX線発 生装置から発生するX線と異なり、ほぼ平行なX線束である。このコヒーレントなX 線とSiの単結晶から作られたX線干渉計を用いて、物質による屈折率の違いによ るX線の位相差を検出する位相差CT装置が百瀬等¹¹⁾により開発され、X線が物 質に吸収されることにより得られる画像(X線吸収コントラスト画像)と比較して軟組 織のコントラスト分解能が飛躍的に改善された画像(位相コントラスト画像)が取得 された。また、放射光施設からのX線はほとんど広がりをもたないため、物質に入

27

射した時の極わずかな屈折率の違いで方向が変わった X 線を、物質と検出器間 の距離を大きくとることによりその効果を可視化できることがわかり、屈折イメージン グ技術としてさまざまな物質の撮影が行われている¹²⁻¹³⁾。さらに、この X 線の屈折 効果は、放射光施設からの平行な X 線でなくとも焦点サイズが十分小さな X 線発 生装置でも起こる事が発見され、マンモグラフィーX 線イメージング撮影装置とし て開発されている¹⁴⁾。

そこで、本章では、拡大撮影技術を用いて X 線 CT 装置の空間分解能の改善 を行うために、放射光励起型 X 線源の焦点の微小化技術を確立することを目的と した。また、CT 装置の空間分解能改善のための拡大撮影や検出器素子の微小 化において問題となりうる X 線の屈折効果についても検討を行った。

4.2 装置

第3章で用いてきた放射光励起型蛍光 X 線発生装置は、放射光施設から発生 する白色 X 線を、既存の X 線用スリットや、X 線遮蔽物に穴をあコリメータ等を用 いて、放射光の白色 X 線を数 mm 程度に加工し、金属に照射していた(第1章参 照)。これらの X 線用スリットの開口部をより微小化する、または、X 線遮蔽物にあ ける穴のサイズを小さくする事などにより、容易に微小焦点の X 線発生装置を作 成できるものと思われていたが、放射光施設からの白色 X 線は、既存 X 線スリット や、数 10 µ m 程度の穴あけ加工ができる X 線遮蔽物の厚さでは完全に遮蔽する ことが難しく、透過してきた白色 X 線が焦点サイズの拡大を引き起こす事がわかっ た。また、白色 X 線によって励起された金属から発生する蛍光 X 線は、その金属 中での平均自由行程が数十 µ m 程あり、金属の深いところで励起され発生した蛍 光 X 線が金属を透過し、焦点サイズが小さくならない可能性があることもわかった





(a)





蛍光 X 線の発生は、マイクロワイヤーの大きさで決まる。 入射白色 X 線の整形はこの紙面の垂直方向だけでよくなる。 $(\boxtimes 4 - 1(a))_{\circ}$

そこで、これまで用いていた金属板を利用するかわりに、金属マイクロワイヤー を用いることとした(図4-1(b))。

この方式でのメリットは、

- 1)発生する蛍光 X 線の分布は白色 X 線の入射方向に対してはマイクロワイヤー の大きさによってきまる。
- 2) 放射光施設からの白色 X 線のコリメートはマイクロワイヤーの長さ方向だけでよい。

等があげらる。

マイクロワイヤー方式の放射光励起型蛍光X線発生装置を利用した撮影システム は以下のもので構成されている。

3軸コリメータ

シールド

水平垂直スリット

マイクロワイヤー保持装置およびシールドボックス

概要を図4-2に示す。





4.2.1 3軸コリメータ

3軸コリメータは実験ハッチの前室で、通常の放射光実験では Si のモノクロメー タが設置されるモノクロメータハッチに設置した。この3軸コリメータの役割は、放射 光施設に設置されている手動X-Yスリットを通過した白色X線をさらに細いビーム にするという目的と、実験ハッチでの白色 X線の位置合わせに用いるものであり、 本実験のための特別に設計製作したものである。各軸の形状を図4-3に示す。 第1軸、及び第2軸は台形型のタングステンブロックで、第3軸は直方体である。タ ングステンブロックの厚さは30mm で 100keV までの X線は十分遮蔽できる厚さで ある。図4-3にあるように、第3軸方向から放射光の発光点側を覗くと開口部が正 三角形になるようになっており、第1軸と第2軸の間隔を広げる方向に動かし、第 3軸を上げる方向に動かすと開口部が上側に移動する仕組みである。それぞれの 軸はステッピングモータ付きのステージ上に固定されており、外部にあるステッピ ングモータコントローラとケーブルで接続され、遠隔操作が行えるようになってい る。





4.2.2 シールド

3軸コリメータで整形されたビームは実験ハッチ内に引き込まれ、さらに細くする ための水平、垂直スリットでビームが細くされる。この時の水平、垂直スリットから発 生する散乱線を低減させるものである。厚さ3mmの鉛で覆われたステンレス製の 箱である。

4.2.3 水平垂直スリット

タングステン厚さ5mmの板からなっており、2枚の板を厚さ一定のシートを挟み ねじ止めしたものである。このスリットを2個利用して、白色 X 線をマイクロビーム化 する。

4.2.4 マイクロワイヤー保持装置およびシールドボックス

マイクロワイヤーを設置したとき、長時間の照射でもマイクロワイヤーの移動が 起こらないようバネで張力がかかるようになっている。シールドボックスはマイクロワ イヤー保持装置を中に収納し、散乱線の影響を小さくするものである。 4.3 実験

実験は第3章の実験と同じ、高エネルギー加速器研究機構放射光施設 ARNE5 実験ハッチで行った。

利用した放射光励起型蛍光 X 線源は、マンモグラフィー撮影装置の X 線発生装置に用いられている Mo 金属である。

実験内容は、

- 1. マイクロワイヤーを用いた放射光励起型 X 線源装置から蛍光 X 線が得られる かどうかを確認するためのエネルギースペクトルの測定
- 2. 拡大撮影確認のためのサンプル撮影
- 3. 焦点サイズを評価するための MTF (Modulation Transfer Function)の測定
- 4. 屈折効果確認用サンプル撮影

である。

4.3.1 エネルギースペクトルの測定

マイクロワイヤーを用いた放射光励起型 X 線源から発生している X 線のスペクト ル測定を行った。X 線のスペクトルを測定する検出器は CdTe 検出器 (XR-100T, AMPTEK, USA)を用いた。放射光励起型 X 線源装置から距離約 90cmの位置に CdTe 検出器を置き直径 13 µ m の Mo マイクロワイヤーからの蛍光 X 線を測定し た。

4.3.2 拡大撮影確認のためのサンプル撮影

拡大撮影の効果を確認するために、空間分解能テストチャートと抜去歯の切片 (厚さ1.5mm)の撮影を行った。2次元検出器として富士フィルム製 BAS システム イメージングプレート(空間分解能 50 μ m(w)×50 μ m(h))を利用した。 4.3.3 焦点サイズを評価するための MTF の測定

4.3.2で利用した富士フィルム製 BAS システムイメージングプレートを用いて、 エッジ法による MTF の測定を行った。エッジ法による MTF の測定では、通常は、 2次元検出器直前に金属エッジを置き、エッジ部分のプロファイルを利用して MTF を求めており、得られた結果を装置の MTF として評価しているが、通常は、 焦点の MTF および金属エッジの MTF が十分高周波成分まで大きな値を示すた め、結局、検出器の MTF が支配的になり、検出器の MTF として評価される。今回 は、金属エッジ部分を拡大撮影し、見かけ上検出器の空間分解能を改善すること によりシステム全体の MTF を求め、得られた MTF から拡大率を考慮した焦点の 位置での MTFを求め評価することとした。MTF を求めるための黒化度曲線は、イ メージングプレートにX線を照射する時間を変化させるタイムスケール法で行った。 実験配置は、放射光励起型 X 線源のマイクロ金属ワイヤーの位置からエッジまで の距離を60mm、エッジからイメージングプレートまでの距離を300mm としてエッジ 部分を5倍拡大撮影した。測定には Mo 金属ワイヤーの直径 25 μm と直径13 μm を用いた。測定に用いたエッジはタングステンで作られた厚さ100 μ mの金属で ある。

通常エッジ法の解析は、1)画像の画素値を線量に変換し、2)アライメントの調整および空間分解能の改善を行うために合成濃度プロファイルの作成、3)数値 微分を行いラインスプレッドファンクションを求め、4)フーリエ変換を行い、5)MTF を作成という手順で行うが、今回の解析では、3)のところで、数値微分を行うかわ りに、そのデータをグラフ作成ソフト カレイダグラフ(ヒューリンク社、日本)で読み 込み、シグモイド関数で近似をおこない、近似したシグモイド関数からラインスプレ ッドファンクション(LSF)をプログラムにより作成し、そのデータを Microsoft office Excel (Microsoft、日本)で読み込み、フーリエ変換を行うという手法をとった。合 成濃度プロファイルは、画像処理ソフトNIH-ImageJ(NIH USA)を用いて求めた。

4.3.3 屈折効果確認用サンプル撮影

マイクロワイヤーを用いた放射光励起型蛍光 X 線源の焦点サイズとして ϕ 13 μ m、 ϕ 25 μ m、 ϕ 50 μ mおよび、金属板を用いて作成した 100 μ mの焦点サイズを用いてサンプル撮影を行った。2次元検出器は、これまでと同じ富士フィルム製BAS システムイメージングプレート(空間分解能 50 μ m(w)×50 μ m(h))を利用した。サンプルは、直径4mmのプラスチック製のストローの上に乗せた直径6mmのアクリル球を用いた。焦点とアクリル球との間が 500mm、焦点と検出器間距離を1500mmとして撮像を行った。

4.4 結果

4.4.1 エネルギースペクトルの測定

マイクロワイヤーを用いた放射光励起型 X 線源からの X 線スペクトルを図4-4に 示す。X 線源からの X 線は K a、K β のピークが観測でき、X 線源自体からは、コ ンプトン効果や散乱線等が含まれていない単色 X 線源になっていることがわか る。

4.4.2 拡大撮影のサンプル

MTF 測定用のテストチャートと拔去歯の切片の拡大撮影を図4-5に示す。MTF 測定用テストチャートでは20lp/mm の部分まで十分認識することができる。また、 拔去歯においても拡大撮影が行えている。

4.4.3 MTF の測定

求めたMTFを図4-6に示す。この、MTFの図は、焦点の位置におけるMTFとして表示している。グラフ中に記載している理論値は、焦点の位置における、25 μ m、13 μ mの幅を持つ矩形値から求めたものである。これらのグラフの30cycle/mmではあきらかに直径 13 μ m ϕ の Mo マイクロワイヤーを用いた方が優れていることがわかる。

4.4.4 屈折効果確認サンプルの撮影

屈折効果確認サンプルの撮影の結果を図4-7に示す。アクリル球およびアクリ ル球を保持しているストローの境界部分に、屈折効果による輪郭に沿った黒い部 分や白い部分が見られる。100μmの焦点サイズでも十分屈折効果が確認でき る。





(b) 厚さ1.5mm抜去歯切片
 焦点:13μmΦのMoワイヤー
 20倍拡大撮影

(a) テストチャート
 焦点:25μmφのMoワイヤー
 8倍拡大撮影

図4-5 拡大撮影のサンプル



直径25μm Moマイクロワイヤー



直径13μm Moマイクロワイヤー

図 4 - 6 MTF



焦点: 13µm x 13µm



焦点:50µm x 50µm



焦点:25μm x 25μm



焦点:100µm x 100µm

図4-7 焦点サイズを変えた撮影した時の屈折イメージング アクリル球の外型に屈折効果の黒い縁取りが見られる。

4.5 考察

4.5.1 MTF の測定について

直径13 μ mMo ワイヤーと直径25 μ mMo ワイヤーを利用した時の MTF の減 少傾向が異なることから、これが、エッジ設定時の傾きに由来するものかどうかを 検討した。今回用いたエッジは、材質がタングステンで厚さ100 μ mであり、この エッジが焦点、検出器を結ぶ直線に対して傾きを持った場合について、レイトレー ス法によって計算を行った。計算に用いた配置は、実験と同じ配置で図4-8に示 す。X線のエネルギーは17.4keV(MoのK α 線に相当)を用い、このエネルギーに おけるタングステンとの相互作用は光電効果が主なので、光電効果のみを計算し ている。計算では、焦点の位置を0.0001 μ mづつ移動させ、検出器での位置で は0.1 μ mづつ移動させて X 線の透過割合を求めた。計算終了後、得られたデ ータから、LSF を求め、フーリエ変換を行い MTF を求めた。結果を図4-9に示す。 図4-9は検出器位置での MTF である。この結果より、エッジが数度程度傾いても MTF に影響しないことがわかった。

システム全体の MTF_tは、焦点での MTF を MTF_f、エッジ部分での MTF を MTF_e,2次元検出器の MTF_dとすると、

$MTF_{t} = MTF_{f} \cdot MTF_{e} \cdot MTF_{d}$

であらわされる¹⁵。検出器直前にエッジを置いて画像を取得する通常のエッジ法 による MTF の測定では、MTF_aが MTF_f、MTF_eに比べて低い値をとるため、系全 体の MTF_tは検出器の MTF_dに支配されることになり、得られた MTF を MTF_dとし て評価している。今回の実験では、エッジを拡大撮影することで見かけ上検出器 の MTF_dが改善されたことになり、今回の計測された MTF_tはすべて MTF の効果 が含まれたことにより、焦点の位置における矩形の MTF より高周波成分でおとる 結果となったと思われる。







4.5.1 屈折効果について

焦点サイズが小さくなるにつれて、画像の粒状性が悪くなっている。これは放 射光励起型蛍光 X 線源の焦点サイズが小さくなると、そのサイズの2乗(縦の大き さと横の大きさ)に反比例して発生するX線の量が減少し、検出器に到達するX線 の量が低下するためであり、今回の実験では、直径13µmと直径25µmのアクリ ル球の撮影時に約8時間(放射光施設の1実験の時間)の連続照射を行ったが、 線量不足であった。しかしながら、各焦点サイズにおいてアクリル球および支持台 のストロー部分において強調効果が見られ、拡大撮影を用いたX線CT撮影装置 を開発する場合、X 線発生装置近くの構造物と検出器までの距離が1m近くなる 事は十分予想されることなので、この屈折効果も十分考慮しなければならいことが わかった。

4.6 小括

- 1. 金属マイクロワイヤーを利用した放射光励起型蛍光X線源システムを開発し、蛍 光X線が発生している事を確認できた。
- 直径25μmのMo金属ワイヤーを利用してMTF 測定チャートを、また、直径13μ mのMo金属ワイヤーを用いて拔去歯の拡大撮影ができた。
- 直径13µm、25µm、50µmのMo金属ワイヤー、及び 100µmの焦点サイズを 用いてアクリル球を試料として屈折イメージングが行え、100µmの焦点サイズでも 屈折効果が確認できた。

5章 CT 装置の空間分解能改善の試み

5.1 目的

一般的な CT 装置や単純撮影時では、X 線の利用垂線に対して直角になる ように撮像装置(検出器)を設置して撮影する。このような撮像システムで は空間分解能の向上を行うためには、撮像装置の1 画素サイズを小さくする か¹⁶⁾、測定対象物と線源間の距離を大きくとり拡大撮影を行う必要がある。 拡大撮影技術を用いて CT システムを構築するとCT装置全体が大きくなり すぎてしまう。また、検出器の画素サイズを小さくすることは、検出器の開 発費がかかり装置全体のコストアップにつながる。そこで、口腔内撮影の2 等分法の撮影方法からヒントを得、入射X線に対して検出器を傾斜させ見か け上の空間分解能の改善を行うという発想にいたった。

本章では、既存の検出器を用いて、CT 撮影において、入射X線に対して 検出器を傾斜させて測定を行うことにより空間分解能の改善が行えるかど うかを放射光施設で確認し、歯科用 CT 装置等へ応用時するための基礎的デ ータを取得することを目的とした。

5.2 装置

第3章で開発した CdTe アレーディテクタ、回転テーブル、制御用コンピュ ータを用いて実験を行った。実験は、放射光施設 SPring -8 の BL20B2 実験 ハッチで行った。この実験ハッチは、SPring -8 のベンディングマグネット のビームラインであり、発光点から約 200m 離れた位置に建てられたバイオ メディカルイメージングセンターにある。ベンディングマグネットで発生し た白色 X 線は、SPring -8 加速器リングに設置されたモノクロメータ室でダ ブルモノクロメータを通過して単色化されたのち、真空ダクトを通過し発光 点から 210m 離れた BL20B2 実験ハッチ内に導かれる。実験ハッチ内では ほぼ平行な X 線ビームになっている。基本的なセットアップは図 5-1 に示 す。



図5-1 実験配置図

5.3 実験

検出器を入射X線に対して 90 度方向(通常の CT 装置の配置) と 60 度、 45 度方向に傾けて撮影を行った。90 度方向は拡大率が1となり、60 度方向、 45 度方向に傾けた場合は、それぞれ拡大率が1.2、1.4 となる。撮影対象資 料としては、水、エチルアルコール、アセトン、テフロン、アクリルレジン、 パラフィンを図5-2のように回転テーブル上に移動しないように配置し た。

この実験では55keVの単色X線を用いて投影像の取得を行った。第3章で 用いたデータ取得と同じ条件で、1度刻みで360度方向からの投影像を取 得した。1投影像は、計測時間0.5秒で15回の繰返し計測でデータを取得 した。



図5-2 ファントムの配置 (図中の数字は直径を表示)

5.4 結果

得られた投影像を用いて、第1章で開発した画像再構成プログラムを用い て再構成を行った。得られた画像を図5-3に示す。また、各画像の中心部 分に関心領域をとり、線減弱係数の平均値を取得した。結果を図5-4に示 す。検出器を傾けることにより画像の拡大が行えた。また、傾きを変更して も線減弱係数はほぼ一定の値を示していることがわかった。



図5-3 再構成画像



図5-4 各 試料の線源弱係数値

5.5考察

第1章で述べたように単色 X線 CT の場合、その画素値が線減弱係数を表 す。図5-4より、傾きを変えてもほぼ線減弱係数は一定の値を示している ことがわかった。今回の再構成プログラムは、第1章で作成した再構成プロ グラムをそのまま応用したもので、ファンビームの補正を行う焦点・検出器 間距離を実際の値 (210000mm) に設定して再構成を行ったものである。フ ァンビームの補正付きの再構成アルゴリズムを用いて、平行ビームである今 回の実験系での再構成が問題なく行える事がわかった。

5. 6小括

- 1. 平行ビームの入射 X 線に対して検出器を傾斜させて撮影を行い、CT 画像の空間分解能を改善することができた。
- 2. 得られた線減弱係数は検出器を傾斜させても一定の値であった。
- 再構成アルゴリズムのプログラム変更も必要なく画像再構成を行う ことができた。
- 以上の結果より、ファンビームの X 線に対しても入射 X 線に対して 検出器を傾けることにより、CT 画像の空間分解能の改善が行えるこ とが示唆された。

6章 総括

- 放射光励起型蛍光 X 線源を用いた単色 X 線 CT 装置の開発を行い。5% の精度で線減弱係数を求めることができた。また、エネルギーサブトラ クションを行うことができた。
- 撮影対象物および検出器間の距離を1m程度とることにより、100µmの 焦点サイズでも屈折コントラスト効果を確認できることがわかり、拡大 撮影や検出器素子の微小サイズ化を行った場合にその効果も考慮しなけ ればならない場合があることが示唆された。
- X線の利用垂線に対して検出器を傾斜させて、CT 画像の空間分解能の向 上が行なえる事を確認し、その定量性が損なわれないことが確認できた。

以上の知見より、X線発生装置の微小焦点化と、X線の利用垂線に対して検出 器の角度を変更できるシステムを構築することにより、既存検出器を用いて空 間分解能を改善した CT 装置の開発ができる可能性が示唆された。 7章 謝辞

本研究にあたり、多方面にわたり御助言、御指導いただきました、医学研究 院保健学部門 豊福不可依教授に深く感謝の意を表します。

御校閲いただきました、歯学研究院口腔画像診断学分野吉浦一紀教授に深く 感謝の意を表します。

研究に御協力いただきました歯学研究院口腔画像診断学分野、および九州大 学病院口腔画像診断科の先生方に感謝いたします。

放射光施設での実験を行うにあたり多大なご助言、ご尽力いただきました高 エネルギー加速器研究機構の兵藤一行先生、東京理科大学安藤正海先生に感謝 いたします。

- F. Toyofuku, K. Tokumori, K. Nishimura, T. Saito, T. Takeda, Y. Itai, K. Hyoudo, M. Ando, M. Endo, H. Naito, C. Uyama, Development of fluorescent X-ray source for medical imaging, Rev. Sci. Inst. 66(2): 1981-1983, 1995
- F. Toyofuku, K. Tokumori, S. Kanda, K. Nishimura, K. Hyodo, M. Ando, and C. Uyama, Fluorescent X-ray Source for Diagnostic Imaging Studies, Medical Aplications of Synchrotoron Radiation, M. Ando, C. Uyama, 175-178, Springer, 1998
- 豊福不可依: 放射光を用いた蛍光X線源とその応用、放射線医学物理第13
 巻第3号 P273-P280
- T. Saito, H. Kudo, T. Takeda, Y. Itai, K. Tokumori, F. Toyofuku, K.Hyodo,
 M. Ando, K. Nishimura, C. Uyama, Three-dimensional monochromatic
 X-ray CT. Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng. 2564: 548-57, 1995
- T. Saito, H. Kudo, T. Takeda, Y. Itai. K. Tokumori, F. Toyofuku, K. Hyodo, M. Ando, K. Nishimura, C. Uyama, Tree-dimensional monochromatic x-ray computed tomography using synchrotron radiation, Opt. Eng., 37(8), 2258-2268, 1998

- 6. 兵藤一行, 医学診断用分光光学系の開発、放射線医学物理第13巻第3号
 P265-P272
- H. TsuTsui, T. Ohtsuchi, K. Ohmori, S. Baba, Measurement of X-ray Spectrum using a Small Size CdTe Multichnnel Detector, IEEE Trans. NS, 39(6), 2282-2285, 1992
- 8. 馬場末喜 CdTe 放射線検出器と最近の進展, 応用物理、第 <u>65</u>巻(10)、 (1996) 1047-1051
- 9. XCOM: Photon Cross Sections Database, NIST Standard Reference Database, http://physics.nist.gov/PhysRefData/ Xcom/Text/XCOM.html.
- M. Endo, Tsunoo, N. Nakamori, K. Yoshida, Effect of scattered radiation on image noise in cone beam CT, Medical Physics, Vol. 28, No. 4, April 2001
- A. Momose, T. Takeda, Y. Itai, K. Hirano, Phase-contrast X-ray computed tomography for observing biological soft tissues, Nature Medicine, 2, 473 - 475 1996
- F. Arfelli, V. Bonvicini, A. Bravin, G. Cantatore, E. Castelli, L. D. Palma, M. D. Michiel, M. Fabrizioli, R. Longo, R. H. Menk, A. Olivo, S. Pani, D. Pontoni, P. Poropat, M. Prest, A. Rashevsky, M. Ratti, L. Rigon, G. Tromba, A. Vacchi, E. Vallazza, F. Zanconati, Mammography with Synchrotron Radiation:Phase-Detection Techniques *Radiology*, 215, 286-293, 2000

- E. Castelli, M. Tonutti, F. Arfelli, R. Longo, E. Quaia, L. Rigon, D. Sanabor, F. Zanconati, D. Dreossi, A. Abrami, Elisa Quai, P. Bregant, Katia Casarin, V. Chenda, R. H. Menk, T. Rokvic, A. Vascotto, G. Tromba, M. A. Cova, Mammography with Synchrotron Radiation: First Clinical Experience with Phase-Detection Technique Radiology ,259:3 684-694, 2011
- 14. 石坂 哲、大原 弘、本田 凡、島田文生, 位相コントラスト技術の乳房撮影 への適用に関わる理論的考察, KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT VOL 2.(2005) PP31-36
- 15. PHYSICS OF RADIOLOGY, Anthony Brinton Wolbars, Prentice-Hall International, Inc. P214
- Ultra-High Resolution X-Ray CT System with a CdTe Detector, J. YOSHITAKE, K. OGAWA, IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record,2006, 3106 - 3110