

総説

種々の物理原理を用いた新しい放射光イメージング

武田 徹 板井 悠二

筑波大学 臨床医学系

1. はじめに

Roentgen が1895年にX線を発見してから、X線は生体内の状態を描き出す重要な計測技術として医療の場で広く用いられている。一方、近年科学研究に活発に利用されている加速器から発生する放射光は、X線管球では到底到達しえない高輝度性、白色性及び直線偏向性という優れた特長を有している。この放射光を医学に応用するための新しい画像化技術として、従来から医用画像に用いられてきた透過X線の特性をさらに高度化した技術<sup>1)</sup>と、7-8年前から急速に注目を浴びだしたX線の屈折、蛍光等の物理現象を利用した新技術が開発されている<sup>2)</sup>。

医学領域への応用技術として、1)アンジオグラフィー<sup>3-15)</sup>、2)ラジオグラフィー、3)種々のX線CT等があげられる(表1)。本論文では、放射光の特長を簡単に概説し、我々が研究開発に関与している高空間分解能型X線CT、蛍光X線CT、位相型X線イメージングの概要を紹介する。

2. 放射光の特長及びX線と物質との相互作用

放射光は、相対論的な速度で運動している荷電粒

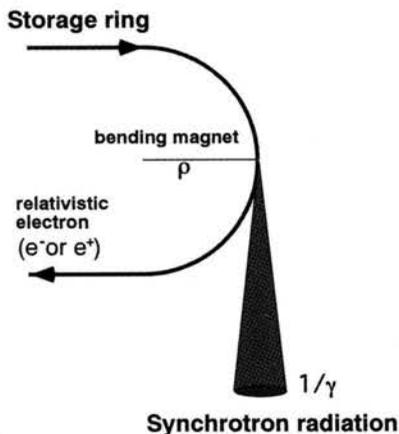


図1. 放射光の発生

表1. 放射光の医学領域への応用

1. アンジオグラフィー	
冠動脈造影(静脈注入、動脈注入)	
微細血管造影	
2. ラジオグラフィー	
乳腺撮影	
位相型X線ラジオグラフィー	
3. Computed Tomography	
透過型CT	:高空間分解能型CT
	濃度高分解能型CT
	3次元CT
散乱X線CT	:コンプトン散乱CT
	トムソン散乱CT
蛍光X線CT	
位相型X線CT	

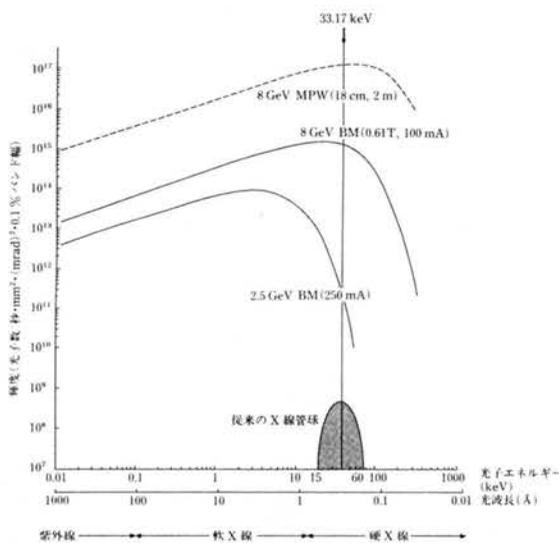


図2. 放射光から発生するX線スペクトルと輝度との関係

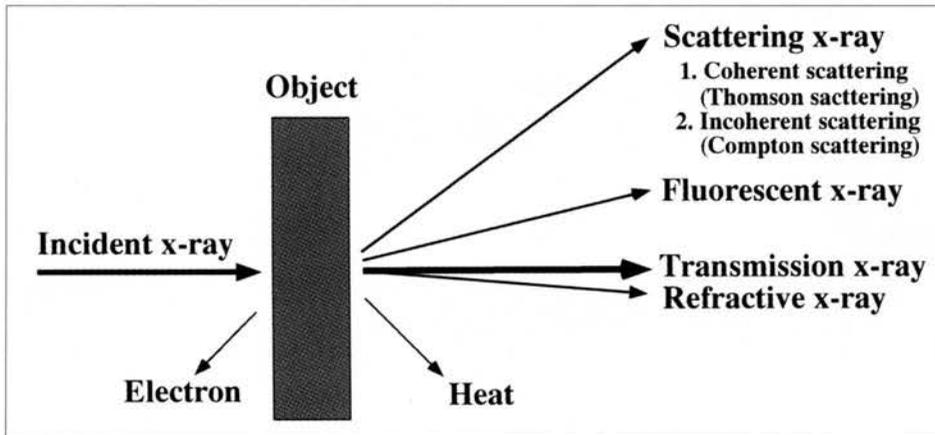


図3.  
X線と物質の相互作用

子（電子、陽電子）が、磁場により曲げられた時、軌道の接線方向の非常に狭い領域に集中して放出される指向性を有したレーザー光のようなX線である（図1）。この指向性のため単位面積当たりのX線光子密度が、従来のX線管球の10万倍以上高くなる。また、エネルギー・スペクトルは、X線から赤外線にわたり非常に広い範囲（白色光）におよぶ（図2）<sup>16, 17</sup>。そこで、シリコン単結晶からX線に対する鏡を作り、このX線ミラー面上でのBragg反射ないしラウエ回折を利用して、目的とする標的物質を最も検出しやすい特定の波長のX線を選択することができる。

一般のX線イメージングで用いる17-100 keVのエ

ネルギー範囲では、X線が物質に当たると、コンプトン散乱（非干渉性散乱）、トムソン散乱（干渉性散乱）、屈折、光電効果（蛍光）等の相互作用が生じる（図3）。現在のX線画像は、これらの相互作用を受け、のちに被射体を透過したX線の強度差、物質ごとに決まる質量吸収係数の違いから作られている。最初に研究が始まった放射光・冠状動脈造影は、造影剤に含まれるヨウ素に注目し、光電効果のためX線吸収が大きく変化するヨウ素K吸収端（33.17 keV）前後の画像を収集しエネルギー差を施行して、軟部組織や骨を消し去りヨウ素の含有されている血管のみを描出する技術である<sup>3, 9</sup>（図4）。一方、種々の相互作用を分けて検出することも可能で、代表的なものが蛍光X線CTと位相型X線イメージングである。

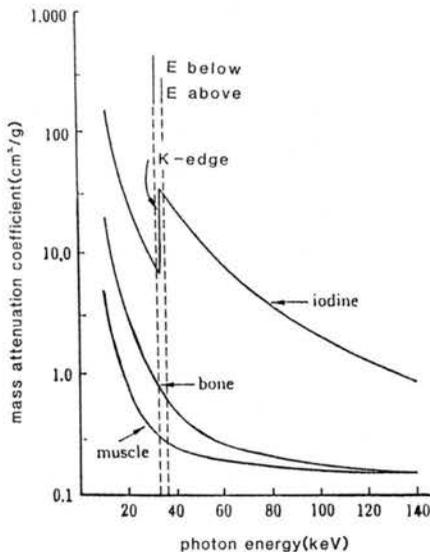


図4. X線のエネルギーと質量吸収係数の関係

### 3. 種々の原理のX線イメージング

マモグラフィ<sup>18-23</sup>や血管造影のような投影画像も、放射光から発生する平行度の強い単色X線を用いるとビーム・ハードニングが無く、散乱線も少ないため鮮明で高精彩になる。しかし、1972年にHounsfieldが開発したX線CTの原理を用い、被射体内部の状態を描出する事で、より多くの情報が得られる。ここでは、主に種々のX線CT<sup>2, 24-28</sup>に関して述べ、位相コントラストX線イメージングでは投影像の応用の可能性に關しても概説する。

#### 3-1 高感度・高空間分解能型X線CT

従来の透過X線CTと同じ物理的原理を用いて画像を収集するので、被射体内の線吸収係数の違いを画像化するものである。放射光の平行性と高輝度性を生かして、目的とする単位体積当りのX線光子密度を高

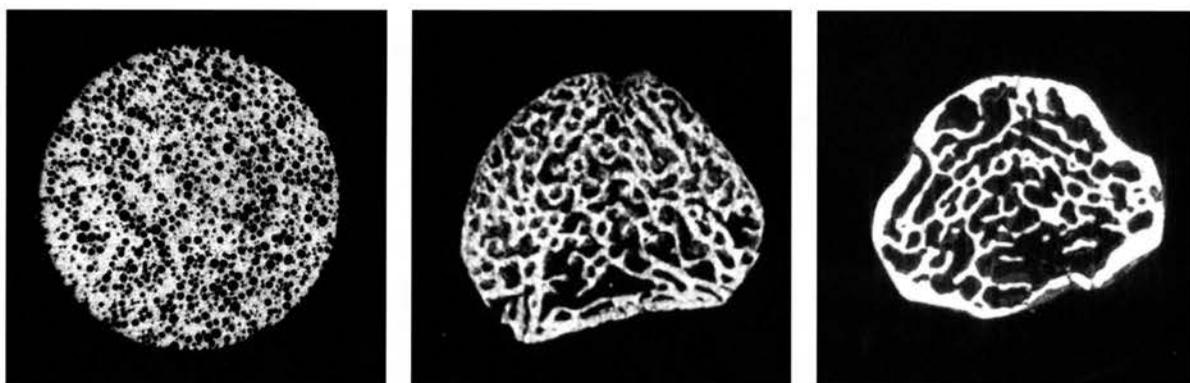


図5a

図5b

図5c

図5. ネズミ腰椎と人工骨のX線CT画像(撮影X線エネルギー:30keV,空間分解能0.012 mm)

図5a: ボーンセラミムP(住友大阪セメント社製) 図5b: 8週令のラットの腰椎 図5c: 78週令のラットの腰椎

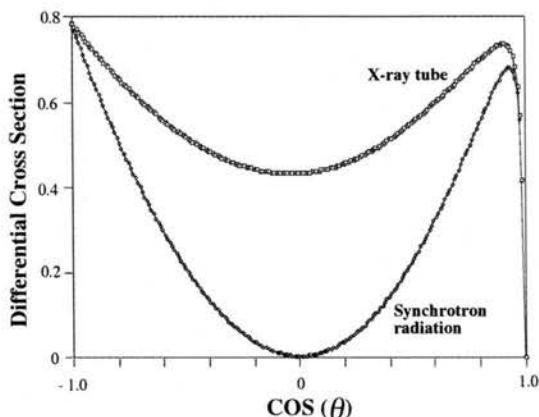


図6. 放射光とX線管球の入射X線側面での散乱線量

くし、十分なシグナル・ノイズ比(SNR)を得て高い空間分解能のCT画像を収集することになる。例えば、現在の臨床で使用されているX線CTの空間分解能(0.5mm)から一桁小さい空間分解能(0.05mm)の画像を得るためには、同じ単位容積当たりの光子数が $10^3$ にならなければ同じSNRの画像が得られない。すなわち、X線量を現在の検査の1000倍増やさなければならない。このような高輝度なX線を、X線管球で発生させることは不可能で、放射光の利用が不可欠となる。

#### a) 高空間分解能型

放射光を用いた数 $\mu\text{m}$ の高空間分解能を有する単色X線CT画像が開発され、主に工業材料、セラミックス、隕石などの鉱物の構成や構造の研究に利用されている<sup>29-30</sup>。人体適用はX線被曝の点で難しいため、生体組織試料として、骨、歯などの硬構造物質、固定肺組織標本等の微細構造の解析が行われている。特

に欧米では、空間分解能数 $\mu\text{m}$ で骨の微細構造を描出できる装置が開発され、骨粗鬆症<sup>27, 31</sup>の解析が行われている。我々も、Spring-8でラットの腰椎と骨組織定量用ファントムの試料を、X線エネルギー30keV、空間分解能で $12\mu\text{m}$ 、スライス厚 $12\mu\text{m}$ で撮影しCT像を得ている(図5)。老齢ラットでは、若年ラットに比し骨量の密度が低下している事が観察される。

#### b) 生体撮影を目指したシステム

生きた小動物の撮影は、日本の高エネルギー加速器研究機構の放射光施設で1994年に最初に行われた。ラット頭部のCT画像が空間分解能 $36\mu\text{m}$ スライス厚 $36\mu\text{m}$ で得られ、下顎骨や鼻中隔のCaを含有した構造が明瞭に示された<sup>32</sup>。また、フランスに建設された6 GeV大型放射光施設ESRFでは、兎の実験的脳腫瘍の放射光X線CT像が得られ、空間分解能0.35 mmで腫瘍の広がり鮮明に描出されている<sup>33</sup>。生きた生体では、被曝の関係で空間分解能を下げた画像の研究が必要となる<sup>34-37</sup>。

#### 3-2 蛍光X線CT

蛍光X線を捉える技術は、物理的に最も高感度な微量元素の検出法である。特に、放射光の直線偏向性を用いると入射X線と直角方向でコンプトン散乱が0(図6)になるため、X線管球を用いた時の1/1000以下の非常に微量な特定元素を検出できる<sup>38</sup>。しかし、一般的な蛍光X線イメージングでは、試料の表面をスキキャンしてデータを得る方式を取ってきたため、顕微鏡観察時のように組織切片を作らなければならない。このような試料の処理を行わずX線CTと同様な画像収集ができれば、切片作製時のアーチファクトも入らず

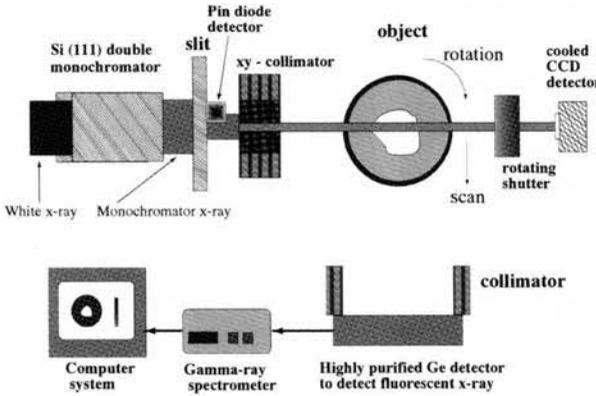


図7a

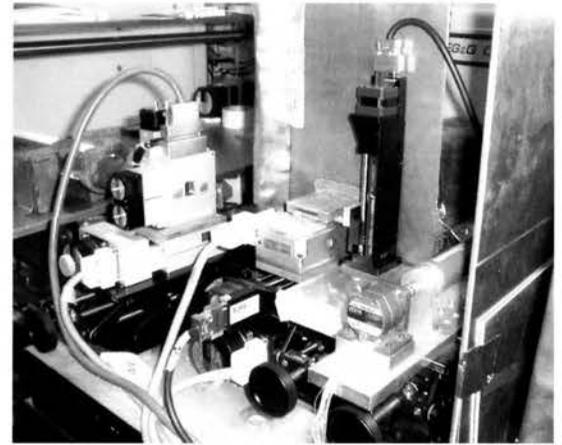


図7b

図7. 蛍光X線CT装置

図7a：装置の概要 図7b：装置の写真

非常に簡便である。そこで我々は非破壊的な微量特定元素検出装置の開発を進めている。特定元素を透過X線CTで捉える事は、先に記載した標的要素のK吸収端エネルギー差分法を用いると可能であるが、感度の点で蛍光X線装置の方がはるかに優れている。

放射光を用いた蛍光X線画像収集法として、1) xy軸方向のスキャンによる断層法<sup>39, 40)</sup>と、2) 回転スキャンによるCT画像再構成法<sup>2, 41-50)</sup>の2つの方法が試みられている。断層法に比べ蛍光X線の収集効率が高い回転スキャン型CT装置が現在開発されている。この蛍光X線CTも透過型X線CTと同じように、1) 試料内の微量元素の分布を $\mu\text{m}$ レベルの高空間分解能で得るタイプと、2) 空間分解能を追及せず生きた生体を撮影するタイプの2つの装置が開発されている。後者の装置は、現在臨床で利用されている放射性ヨウ素化合物等を用いたSPECT装置と似た形式で、非放射性ヨウ素化合物等をイメージングできるものである。

### 蛍光X線CT装置

蛍光X線CT装置では、入射X線の側面で蛍光X線情報が、被射体の後方では従来の透過X線像が同時に得られる(図7)。我々の開発した装置の空間分解能は、入射ビームの太さとスキャン幅を変え、2mmから0.025mmまで選択できる。入射X線エネルギーは、目的の元素により変えることになるが、本研究で最初のターゲットとしたヨウ素の場合37 keVを選択した。1点の計測時間は、試料により異なるが1~10秒で、入

射X線量は $7 \times 10^7$  photons/mm<sup>2</sup>/sである。この装置を用い、高い空間分解能での試料撮影と空間分解能を落とした生体撮影に関する問題点及び可能に関する基礎的な検討を、高エネルギー加速器研究機構のトリスタン蓄積リング上のbending magnet beam line AR-NE5Aで行っている。

### a) 高空間分解能型

高空間分解能で蛍光X線CT像を収集するもので、ヨウ素を満たしたファントム<sup>41, 42)</sup>、人の甲状腺組織<sup>2-43-47)</sup>、及び非放射性ヨウ素標識化合物を投与した心臓内<sup>48)</sup>のヨウ素分布の定量的画像化に成功した。人・

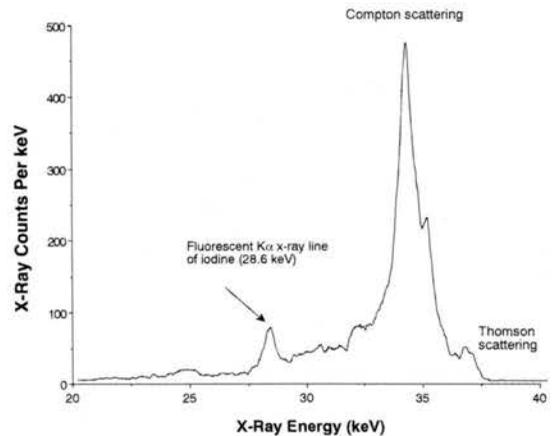


図8. 人・正常甲状腺から得られた蛍光X線スペクトル

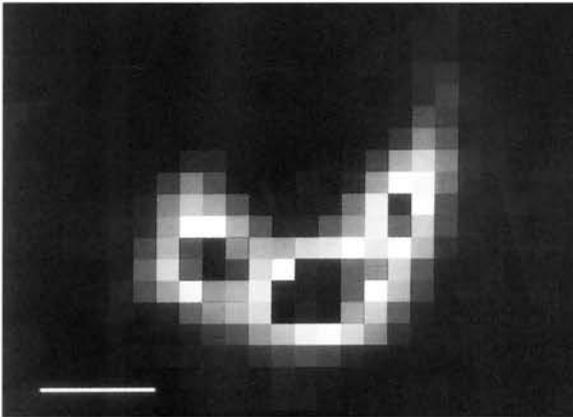


図9a

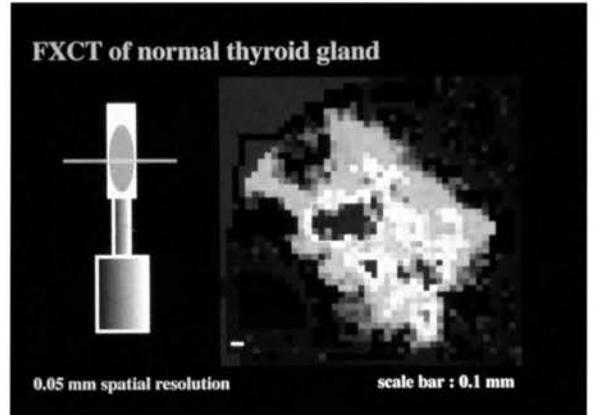


図9b

図9. 人甲状腺の蛍光X線CT画像

図9a：空間分解能1 mmでの甲状腺癌の蛍光X線CT画像（スケール：5mm）。三日月状の部位が正常甲状腺で、0.9mg/g程度のヨウ素が含まれている。その前方の癌部は、表示の関係で欠損様になっているが0.1mg/g程度のヨウ素が含まれている。

図9b：空間分解能0.05mmで得られた正常甲状腺組織

正常甲状腺で得られた蛍光X線CTのある断面でのX線スペクトルである、甲状腺濾胞に含まれる甲状腺ホルモン内のヨウ素から発生した蛍光X線が捉えられている(図8)。直径10 mm のホルマリン固定した円柱組織中に含まれる0.001mg/gのヨウ素量を、0.1mmの空間分解能で得ることが可能である。今回の実験では1点5秒の撮影で、本装置により容積 (0.1mm)<sup>3</sup> 内に含まれる1pgのヨウ素を検出できる事が確認された。しかし、この最小検出量は、入射X線量の逆2乗に比例して低下するので、線量を増やしさらに微量な元素分析も可能である。

蛍光X線CT像による甲状腺癌のイメージングでは、試料を空間分解能1mm、スライス厚1mmとしているが癌内のヨウ素含有量が正常甲状腺部位に比べ非常に低下している事を示している(図9a)。また、空間分解能0.05mm スライス厚0.05mmで、正常甲状腺(図9b)やバセドウ病患者の組織内ヨウ素の画像も得られている<sup>44)</sup>。このようにヨウ素の絶対量が計測出来るため甲状腺癌やバセドウ病のI-131の治療効果を推定可能と考えられる。

ESRFでは、入射X線エネルギーを20 keVとし空間分解能0.0015mmの蛍光X線CTを用い、ファントム内Sr, Ba, Zr, Cu, Asの画像化<sup>49)</sup>、及びマホガニー茎内のCl, K, Ca, Rb分布の画像化<sup>50)</sup>に成功している。しかし、このシステムでは単位面積当たりのX線量を増

加させるために挿入光源装置とX線集光系を用いたので、線量は我々の実験の約100万倍 ( $2 \times 10^9$  p/s in  $1.5 \times 20 \mu\text{m}^2$  vs  $7 \times 10^5$  p/s in  $0.1 \times 0.1\text{mm}^2$ ) と非常に多い。

#### b) 生体撮影を目指したシステム

微量元素検出装置としてはこれまでのファントム実験の結果を踏まえ、今後生体試料を撮影し有用性を確認する段階に来ている。直径30mmのファントム内に封入したヨウ素とキセノン・ガスを検出する実験で、入射X線エネルギー37keV、ビーム・サイズ1mm x 1mm、スキャン幅1mm、各点のデータ収集時間5秒とし、40投影のプロファイル・データから画像再構成を行った。一度の励起で、発生したヨウ素とキセノンの蛍光X線スペクトルを同時に弁別収集しCT画像を得ることができた。また、同時に得られた透過X線CTに比べると、蛍光X線CTは70倍以上高い感度を有する事が確認された<sup>51)</sup>。

我々の装置では、現在使用しているゲルマニウム半導体検出器が高線量領域で十分速い検出が出来ないため、被写体と検出器の間隔を広げてデータ収集しなければならないという問題を有している。この点が改良されればより短時間でのデータ収集が可能になると考えられる。より大きな試料でどの程度の検出感度を有するか現在検討している。

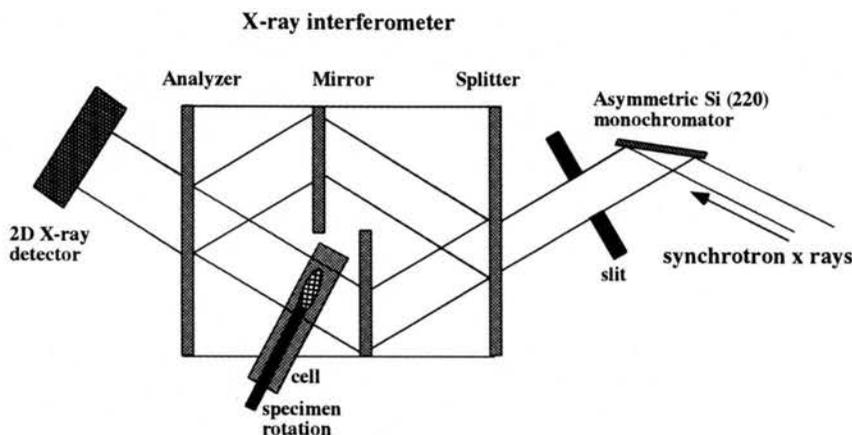


図10 一体型X線干渉計を用いたイメージングの模式図

### 3-3 X線干渉計による位相型X線イメージング

X線は、光と同じ様に物質により屈折させられるが、この屈折率は $10^{-8}$ と非常に小さい。この物質毎の微量な屈折の違いを捉え画像化する種々の位相型X線イメージング、即ち干渉計法、アナライザー法及び、Spring-8やESRF等の大型放射光施設で得られる非常に平行度の高いX線を用いる方法が試みられている<sup>2, 52)</sup>。これらの手法の中でX線干渉計を利用した技術は、最も感度が高く軟部組織内の物質の微妙な密度の差を検出し画像化する事ができる。即ち、生体を構成しているH, C, N, O等の原子1個における感度が、透過信号に対して約1000倍高いため造影物質なしで生体組織構成の変化を検出することができる<sup>53, 54)</sup>。

研究が始まった1994年から1998年頃までは、干渉計の大きさが限られ撮影可能な視野サイズが、5mm×5mm程度しかなかった。そこで、小さなホルマリン固定癌組織の位相型X線投影像<sup>53)</sup>や位相型X線CT像<sup>55)</sup>の撮影を行った。その結果、癌は正常肝臓組織に比べ屈折率が低く、壊死部分は高い事が明らかとなった<sup>56-60)</sup>。

### 大型干渉計システムの開発と位相X線CT像

科学技術庁の振興調整費の補助を1997年より受け、生きた生体組織のイメージングを本法で行なうために大型干渉計の開発研究を行なっている(図10)<sup>61, 62)</sup>。現在、25mm大の大きな試料の画像を収集できる分離型<sup>63)</sup>と一体型<sup>64)</sup>(図11)の2種類の大型干渉計システムを世界に先駆けて完成させた。

大型一体型X線干渉計システム(図12)により得られた、直径が10mmの大腸癌肝臓転移例のCT画像を示す(図13)。撮影時のX線エネルギーは17.7 keVである。癌の部位が正常肝臓組織に比べ屈折率が低く、鬱血した血管部位及び被膜が高い屈折率として描出されている。本装置により、ホルマリン非固定標本の撮影にも成功しており、画像の性状はホルマリン固定のものとはほぼ同様であった<sup>65)</sup>。現在、より径の大きな試料を高いX線エネルギー(40keV)で撮影することを計画している。

### 位相型X線による血管イメージング

投影像で、従来の血管造影と同様な画像を得ることを目指し、位相X線血管造影技術を開発している。造影物質を使用せず血液自身である程度のイメージングが可能である<sup>66)</sup>が、検出できる血管径が限られる。造影物質として、本法は低原子番号物質に対し非常に高感度なので従来のような原子番号の高いヨウ素化合物を用いる必要はない。理論上、血管内を満たす造影物質として生体に全く害の無い生理食塩水を用いると、

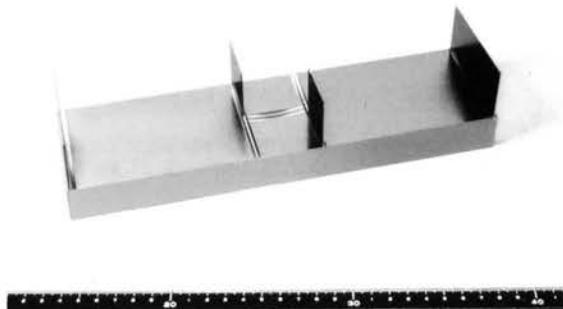


図11 大型一体型X線干渉計

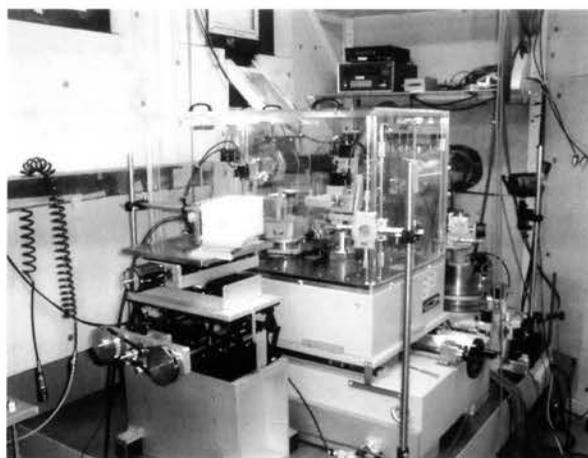


図12a 大型一体型X線干渉計システムの全体像図

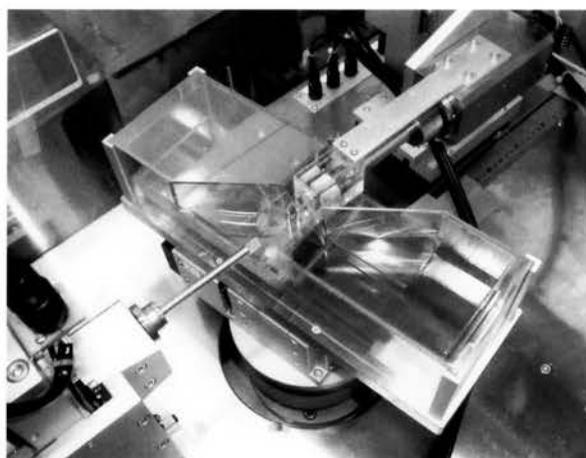


図12b 試料撮影部位

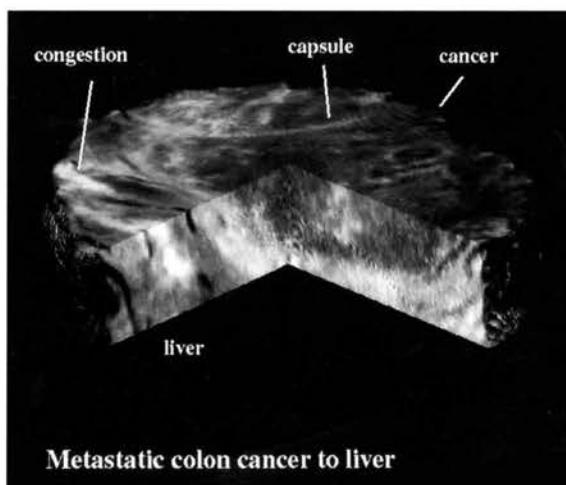


図13. 大腸癌肝臓転移例の3次元位相X線CT像(試料径:10mm)

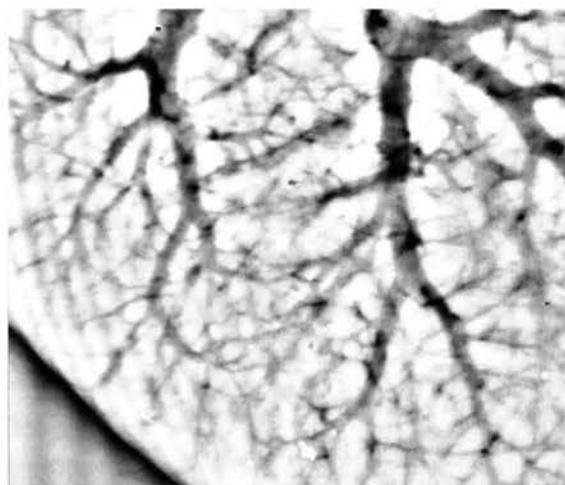


図14. 生理食塩水によるラットの位相X線血管像

最も高いコントラストが得られ血管を描出できる。実際、ラットの門脈から生理食塩水を注入し、0.03mmの血管を描出することに成功した(図14)。現在、生理食塩水を用いて生きたラットの位相X線血管造影を計画している。

本法の最初の臨床的な応用として、位相型X線マモグラフィーを可能にしたいと考え、さらに大型の分離型干渉計装置を開発している。

#### 4. まとめ

放射光を用いた新しい画像診断技術及びこれらの装置で現在得られた結果を紹介した。特に、位相X線技術は、21世紀の新しいX線画像技術の一つとして期待されている。

本研究は、文部省科学研究費補助金(試験研究A、基礎研究(A)(B))、科学技術庁振興調整費等の補助を得て行われている。また、得られた実験結果は以下の諸氏、筑波大学の呉勤、Thet-Thet-Lwin、川上哲弘、高エネルギー加速器研究機構の兵藤一行、平野馨一、透過型X線CTは、SPring-8の上杉健太郎、蛍光X線CTは、山形大学の于全文、銭谷勉、長谷川康弘、田淵邦之、湯浅哲也、赤塚孝雄、位相型X線イメージングは東京大学の百生敦の協力による。実験で使用した試料容器等は、筑波大学の小林浩三の補助で作製された。また、論文の資料作成の補助をしていた川田由貴子に感謝します。

## 参考文献

1. Thomlinson W: Medical applications of synchrotron radiation. Nucl. Instrum. Meth. 319: 295 - 304, 1992
2. Takeda T, Momose A, Yu Q, et al: New types of x-ray computed tomography with synchrotron radiation : fluorescent x-ray CT and phase-contrast x-ray CT with interferometer. Cellular & Molecular Biology 46: 1077-1088, 2000
3. Rubenstein E, Hughes EB, Campell LE, et al: Synchrotron radiation and its application to digital subtraction angiography. SPIE 314: 42 - 49, 1981
4. Rubenstein E, Hofstadter R, Zeman HD, et al: Transvenous coronary angiography in humans using synchrotron radiation. Proc. Natl. Acad. Sci. 83: 9724 - 9728, 1986
5. Gmur NF: New laue monochromator used for angiography at the NSLS. Synchrotron Rad. News 6: 20-21, 1993
6. Dix WR, Engelke K, Graeff W, et al: Coronary angiography using synchrotron radiation - Studies in human subjects with the system NIKOS II. Nucl. Instr. Meth. A314: 307-315, 1992
7. Dill T, Dix WR, Hamm CW, et al. : Intravenous coronary angiography : Experience in 279 patients. Synchrotron Rad. News 11:12-20, 1998
8. Hyodo K, Nishimura K, Ando M: Coronary angiography project at the photon factory using a large monochromatic beam. Handbook on synchrotron radiation 4: 55 - 94, 1991
9. 武田 徹、板井悠二、吉岡大、他：放射光 (synchrotron radiation)による冠動脈造影法 日本臨床49: 1196 -1209, 1991
10. Takeda T, Itai Y, Wu J, et al.: Two-dimensional intravenous coronary arteriography using above-K-edge monochromatic synchrotron x-ray. Acad. Radiol. 2: 602 - 608, 1995
11. 大塚定徳、杉下靖郎、武田 徹、他：放射光冠動脈造影と臨床応用 Med. Imag. Technol. 16: 3-9, 1998
12. Ohtsuka S, Sugishita Y, Takeda T, et al: Dynamic intravenous coronary angiography using 2D monochromatic synchrotron radiation. British J. Radiol. 72: 24 - 28, 1999
13. Takeda T, Umetani K, Doi T, et al: Two-dimensional aortographic coronary arteriography with above-K-edge monochromatic synchrotron radiation. Acad. Rad. 4: 438 - 445, 1997
14. Mori H, Hyodo K, Tanaka E, et al: Small vessel radiography in situ monochromatic synchrotron radiation. Radiology 201: 173-177, 1996
15. Takeda T, Itai Y, Hyodo K, et al: Medical application with synchrotron radiation in Japan. J. Synchrotron Rad. 5: 326-332, 1998
16. シンクロトロン放射 (日本物理学会編)。培風館1986
17. シンクロトロン放射技術 (富增多喜夫編)。工業調査会1990
18. Burattini E, Gambaccini M, Marziani M, et al: X-ray mammography with synchrotron radiation. Rev. Sci. Instrum. 63: 638 - 640, 1992.
19. Yu Q, Takeda T, Umetani K, et al: First experiment by two-dimensional digital mammography with synchrotron radiation. J. Synchrotron Rad. 6: 1148 - 1152, 1999
20. Lewis RA, Hufton AP, Hall CJ, et al. Improvements in image quality and radiation dose in breast imaging. Synchrotron Rad. News. 12(1): 7-14, 1999.
21. Zeniya T, Takeda T, Yu Q, et al: Optimization of air gap for 2D imaging system using synchrotron radiation. SPIE. 4146: 151 - 162, 2000
22. Arfelli F, Bonvicini V, Bravin A, et al: Mammographic phantom and breast tissue images with synchrotron radiation using a linear array silicon detector. Radiology. 208: 709 - 715, 1998.
23. Johnston RE, Washburn D, Pisano E, et al: Mammographic phantom studies with synchrotron radiayion. Radiology. 200: 659-663, 1996
24. 武田 徹、板井悠二、兵藤一行、他：放射光CTの開発動向 Med. Imag. Technol. 11: 621-627, 1993
25. 武田 徹：単色X線CT。光が拓く生命科学 第8巻、pp118 - 127 共立出版2000
26. Dilmanian FA: Computed tomography with

- monochromatic x rays. *Am. J. Physical Imaging* 3/4: 175-193, 1992
27. Bonse U, Busch F: X-ray computed microtomography using synchrotron radiation. *Prog. Biophys. Molec. Biol.* 65, 1/2 pp. 133-169, 1996
  28. Takeda T and Itai Y: X-ray micro-computed tomography using synchrotron radiation. *Progress in Pathology* in press
  29. Flannery BP, Deckman HW, Roberge WG, et al.: Three-dimensional X-ray microtomography. *Science* 237: 1439-1444, 1987
  30. Nagata Y, Yamani H, Hayashi K, et al.: High energy high resolution monochromatic x-ray computed tomography using the Photon Factory vertical wiggler beamline. *Rev. Sci. Instrum.* 63: 615-618, 1992
  31. Development in X-ray tomography. Edit. by Bonse U. SPIE 3149, 1997
  32. Takeda T, Itai Y, Hayashi K, et al.: High spatial resolution CT with a synchrotron radiation system. *J. Comput. Assist. Tomogr* 18: 98-101, 1994
  33. Le Duc G, Charvet AM, Elleaume H, et al.: In vivo imaging of brain tumors in rats by k-edge SRCT using iodine and gadolinium contrast agents. *Synchrotron Radiation News* 12: 28 - 33, 1999
  34. Dilmanian FA, Garrett RF, Tomlinson WC, et al.: Computed tomography with monochromatic X rays from the National Synchrotron Light Source. *Nucl. Instrum. Meth.* B56/57: 1208-1213, 1991
  35. Kazama M, Takeda T, Akiba M, et al.: Performance study of monochromatic synchrotron x-ray computed tomography using a linear array detector. *Med. Imag. Tech.* 15: 615-624, 1997
  36. Takeda T, Kazama M, Zeniya T, et al.: Development of a monochromatic x-ray computed tomography with synchrotron radiation for functional imaging. Edited by Ando M, Uyama C. *Medical Applications of Synchrotron Radiation.* p103-110, Springer-Verlag, Tokyo, 1998
  37. 銭谷 勉、武田 徹、兵藤一行、他：放射光X線CTにおける微量元素検出能の検討—イメージングプレートを検出器とした予備実験—*Med. Imag. Tech.* 15: 121-137, 1997
  38. Iida A, Gohshi Y: Tracer element analysis by X-ray fluorescent. Edited by Ebashi S, Koch M, Rubenstein E. *Handbook on Synchrotron Radiation Vol 4,* p307-348, North-Holland, Amsterdam, 1991
  39. Takeda T, Maeda T, Yuasa T, et al.: Fluorescent scanning x-ray tomography with synchrotron radiation. *Rev. Sci. Instrum.* 66:1471-1473, 1995
  40. Takeda T, Maeda T, Yuasa T, et al.: Fluorescent scanning tomographic image with monochromatic synchrotron x-ray. *Med. Imag. Technol.* 14: 183-194, 1997
  41. Takeda T, Akiba M, Yuasa T, et al.: Fluorescent x-ray computed tomography with synchrotron radiation using fan collimator. SPIE 2780: 685 - 695, 1996
  42. Yuasa T, Akiba M, Takeda T, et al.: Reconstruction method for fluorescent x-ray computed tomography by least-squares method using singular value decomposition. *IEEE trans. Nucl. Sci.* 44: 54 -62, 1997
  43. Rust GF, Weigelt J: X - ray fluorescent computed tomography with synchrotron radiation. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 45: 75 - 88, 1998
  44. Takeda T, Yu Q, Yuasa T, et al.: Human thyroid specimen imaging by fluorescent x-ray computed tomography with synchrotron radiation. SPIE 3772: 258-267, 1999
  45. 長谷川康宏、于 全文、能登大輔、他：放射光蛍光X線CTにおける撮像高速化の検討。電子情報通信学会論文誌 J83-D-II: 1539-1547, 2000
  46. 于 全文、武田 徹、八代 亨、他：放射光蛍光X線CT装置を用いた生体内極微量元素描出に関する基礎検討 *Med. Imag. Tech.* 18: 805- 816, 2000
  47. Takeda T, Yu Q, Yashiro T, et al.: Iodine imaging in thyroid by fluorescent x-ray CT with 0.05 mm spatial resolution. *Nucl. Instrum. Meth.* in press
  48. Takeda T, Matsushita S, Wu J, et al.: Fluorescent x-ray CT image of rat heart with non-radioactive iodine labeled BMIPP.

- Proc.IEEE-EMBS Asia-Pacific Conference on Biomedical Engineering p276-277, 2000
49. Simionovici A, Chukalina M, Drakopoulos M, et. al.: X-ray fluorescence microtomography: experiment and reconstruction. SPIE 3772: 304 - 310, 1999
  50. Schroer CG, Tummler J, Gunzler TF, et.al.:Fluorescence microtomography: External mapping of elements inside biological samples. SPIE 4142: 287 - 296, 2000
  51. Yu Q, Takeda T, Yuasa T, et. al.: Preliminary experiment of fluorescent x-ray computed tomography to detected dual agents for biological study. J. Synchrotron Rad. 8:1030-1034, 2001
  52. 百生敦: X線位相コントラスト法による生体組織のイメージング。pp101-117共立出版2000
  53. Momose A, Fukuda J: Phase-contrast radiographs of nonstained rat cerebellar specimen. Med. Phys. 22: 375 - 379, 1995
  54. Takeda T, Momose A, Itai Y: Phase-contrast imaging with synchrotron x-rays for cancer lesion. Acad. Radiol. 2: 799-803, 1995
  55. Momose A: Demonstration of phase-contrast X-ray computed tomography using an X-ray interferometer. Nucl. Instrum. Meth. A352: 622-628, 1995
  56. Momose A, Takeda T, Itai Y: Phase-contrast x-ray computed tomography for observing biological specimens and organic materials. Rev. Sci. Instrum. 66: 1434-1436, 1995
  57. Momose A, Takeda T, Itai Y, et.al. :Phase-contrast x-ray computed tomography for observing biological soft tissues. Nature Medicine 2: 473-475, 1996
  58. Takeda T, Momose A, Ueno E, et.al.: Phase-contrast x-ray CT image of breast tumor. J. Synchrotron Rad. 5: 1133 - 1135, 1998
  59. Takeda T, momose A, Hirano K, et.al.: Human carcinoma: Early experience with phase-contrast x-ray CT with synchrotron radiation-Comparative specimen study with optical microscopy. Radiology 214: 298 - 301, 2000
  60. Momose A, Takeda T, Itai Y, et.al.: Phase-contrast tomographic imaging using an x-ray interferometer. J. Synchrotron Rad. 5: 309 - 314, 1998
  61. Momose A, Yoneyama A, Takeda T, et.al.: Project for application of phase-contrast X-ray imaging to medicine using an X-ray interferometer. SPIE 2770: 23 - 31, 1999
  62. Momose A, Takeda T, Yoneyama A, et. al.: Wide area phase-contrast x-ray imaging using large x-ray interferometers. Nucl. Instrum. Meth. in press
  63. Yoneyama A, Momose A, Seya E, et.al.: Operation of a separated-type x-ray interferometer for phase-contrast imaging. Rev. Sci. Instrum. 70: 4582 - 4586, 1999
  64. Takeda T, Momose A, Yu Q, et.al.: Phase-contrast x-ray imaging with a large monolithic x-ray interferometer. J. Synchrotron Rad. 7: 280 - 282, 2000
  65. Takeda T, Momose A, Wu J, et.al.: Phase-contrast x-ray computed tomography of non-formalin fixed biological objects. Nucl. Instrum. Meth. in press
  66. Momose A, Takeda T, Itai Y: Blood vessels: Depiction at phase-contrast x-ray imaging without contrast agents in the mouse and rat-Feasibility study. Radiology 217 : 593 - 596, 2000

ダウンロードされた論文は私的利用のみが許諾されています。公衆への再配布については下記をご覧ください。

### 複写をご希望の方へ

断層映像研究会は、本誌掲載著作物の複写に関する権利を一般社団法人学術著作権協会に委託しております。

本誌に掲載された著作物の複写をご希望の方は、(社)学術著作権協会より許諾を受けて下さい。但し、企業等法人による社内利用目的の複写については、当該企業等法人が社団法人日本複写権センター（(社)学術著作権協会が社内利用目的複写に関する権利を再委託している団体）と包括複写許諾契約を締結している場合にあっては、その必要はございません（社外頒布目的の複写については、許諾が必要です）。

権利委託先 一般社団法人学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル 3F FAX：03-3475-5619 E-mail：info@jaacc.jp

複写以外の許諾（著作物の引用、転載、翻訳等）に関しては、(社)学術著作権協会に委託致しておりません。

直接、断層映像研究会へお問い合わせください

Reprographic Reproduction outside Japan

One of the following procedures is required to copy this work.

1. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has concluded a bilateral agreement with an RRO (Reproduction Rights Organisation), please apply for the license to the RRO.

Please visit the following URL for the countries and regions in which JAACC has concluded bilateral agreements.

<http://www.jaacc.org/>

2. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has no bilateral agreement, please apply for the license to JAACC.

For the license for citation, reprint, and/or translation, etc., please contact the right holder directly.

JAACC (Japan Academic Association for Copyright Clearance) is an official member RRO of the IFRRO (International Federation of Reproduction Rights Organisations).

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

Address 9-6-41 Akasaka, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

E-mail info@jaacc.jp Fax: +81-33475-5619