

## はじめに

平成 16 年度から、国際医療福祉大学では医用 X 線 CT 工学が半期 15 コマの講義として開始されることになった。講義内容の検討を進めたところ、初めて学ぶ学生にとって必要な基礎的なことからわかりやすく解説され、かつ、所定の時間の講義に対応する適切にまとまった教科書あるいは参考書が見当たらなかった。学生にとっては、やはり適切な教科書があることが勉強しやすいであろうと考え、独自に教科書を作成して使用してきた。

年々改訂を行い CT の開発の進歩にも対応できるようにしてきたが、今般国際医療福祉大学以外の学生にも利用していただきたいと考え、いままでのものをベースに全面的にアップデートを行い、コロナ社から出版していただくことにした。

タイトルに「診療放射線技師を目指す学生のための」としたのは本書の対象を明確にするためである。内容は、将来、診療放射線技師として医療現場で CT 装置を扱う場合に必要となる基礎的なことを理解できるよう配慮した。同時に診療放射線技師国家試験にも対応できるよう、できるだけの配慮を行った。

知らないことを学ぶ場合は、当然「おぼえる」ということが必要になるが、単に暗記して頭に詰め込むのではなく、できるだけ「なぜそうなるのか」ということを考え、論理的に「理解する」ことが重要になる。単なる暗記にはそれ以上の発展性は閉ざされるが、論理的な理解にはそれをベースにした応用性、発展性が期待できる。学生には「理解する」という姿勢で講義を聴き、また、本書を活用し自分の将来のための力を培ってほしい。

2015 年 1 月

佐々木 博  
小池 貴久  
勝俣 健一郎

# 目 次

<b><u>1. X線CTとその歴史</u></b>	1
<b><u>2. X線CTの基本原理</u></b>	3
<b><u>3. 投影データとそのセット</u></b>	5
演習問題	7
<b><u>4. X線を用いた投影データの取得と物理的意味</u></b>	8
演習問題	10
<b><u>5. 投影データからの断層像の再構成</u></b>	
5.1 単純逆投影法	12
5.2 コンボリューション補正逆投影法	15
5.2.1 コンボリューション補正の方法	15
5.2.2 フィルタ補正逆投影法	19
5.3 CT装置におけるデータ収集と再構成	20
演習問題	22
<b><u>6. 断層像の表示方法</u></b>	
6.1 グレースケール表示	23
6.2 CT 値	24
6.3 ウィンドウ処理	26
6.4 ピクセル	27
演習問題	28

**7. X線 CT 装置の構成要素**

7.1 構成要素の概要	30
7.2 X線管とX線光学系	33
7.3 高電圧発生装置	35
7.4 X線検出器	36
7.5 データ収集部	39
7.6 コンソール（コンピュータシステム）	40
7.7 画像表示装置	40
7.8 寝台	41
7.9 投光器	42
7.10 その他の構成要素・機能	42
7.10.1 ガントリ	42
7.10.2 チルト機構	42
7.10.3 リファレンス検出器	42
7.10.4 レーザーイメージャ	43
7.10.5 位置決めスキャン	43
演習問題	43

**8. ヘリカルスキャン**

8.1 ヘリカルスキャン	45
8.2 ヘリカル補間再構成	46
8.3 ヘリカルピッチと実効スライス厚	47
8.4 ヘリカルスキャンの特長：高速性、連続性	48
演習問題	49

**9. マルチスライス CT**

9.1 スライス厚	51
9.2 コーンビーム再構成法	52
9.3 マルチスライス CT の特長	53
9.4 マルチスライス CT の発展	54
演習問題	56

**10. 3次元画像処理**

10.1 3次元画像処理	57
10.2 多断面再構成（MPR）	58

10.3	サーフェスレンダリング (SR) .....	59
10.4	ボリュームレンダリング (VR) .....	60
10.5	最大値投影, ミニップ, レイサム .....	61
10.6	仮想内視鏡 (VE: virtual endoscopy) .....	61
	演習問題 .....	62

## 11. 画質パラメータ

11.1	空間分解能と高コントラスト分解能 .....	63
11.1.1	空間分解能の支配要因	63
11.1.2	高コントラスト分解能	66
11.2	スライス厚 .....	68
11.3	濃度分解能と低コントラスト分解能 .....	70
11.4	CTにおける雑音と標準偏差 .....	71
11.4.1	CTにおける雑音	71
11.4.2	雑音と標準偏差	72
11.5	時間分解能 .....	73
	演習問題 .....	74

## 12. アーチファクトとその原因

12.1	体動によるアーチファクト .....	76
12.2	ビームハードニングによるアーチファクト .....	77
12.2.1	ビームハードニング	77
12.2.2	ビームハードニングによる実効 エネルギーの変化	78
12.2.3	ビームハードニングによるアー チファクト	78
12.3	パーシャルボリュームによるアーチファクト .....	81
12.4	メタルアーチファクト .....	82
12.5	雑音によるストリークアーチファクト .....	83
12.6	リングアーチファクト .....	83
12.7	風車アーチファクト .....	84
12.8	ステアステップ (階段状) アーチファクト .....	85
	演習問題 .....	85

## 13. 装置のメンテナンス

13.1	X線CT装置の性能評価の段階と性能評価項目 .....	87
13.2	キャリブレーションスキャン .....	89
13.3	日常保守と故障時の対応 .....	90



# 1. X線CTとその歴史

---

X線CTは、**図1.1**のような概観をした医療用画像診断装置で、中央に被検者が入っていく穴が開いた**ガントリ部**と呼ばれる部分と、被検者を載せて移動する**寝台**と、画像を再構成するコンピュータと画像を表示する表示装置を含む**コンソール部**からなっている。ガントリにはX線管とX線管用の高電圧発生装置、X線検出器とデータ収集部などがあり、それらが高速で回転する機構上に配置されている。



**図1.1** X線CT装置の概観（データ提供：東芝メディカルシステムズ株式会社）

X線CTによる腹部断層像の例を**図1.2**に示す。X線CTでは、被写体に多数の方向からX線を照射して被写体を通過してきたX線の強さを検出器で検出し、その信号をもとにして被写体の断層像を計算して求め、モニタ上に表示する。断層像を得るのにコンピュータを用いた計算を行うが、コンピュータにより計算して得られる断層像を英語で computed tomography ということからその頭文字をとって、これをX線CTという。X線CTによると、この図の例に示されるように、体内の様子が鮮明に描写されるため、医用診断に極めて強力な武器となる。X線CTは、現在では医用診断になくてはならない装置の一つになっている。

同様な方法を用いるとX線だけではなく、注入した放射性同位元素が体内に分布して放射する $\gamma$ 線を用いても同様に断層像を得ることができ、**SPECT**（single photon emission CT）や、**PET**（positron emission CT）と呼ばれ医用画像診断に用いられている。また、一

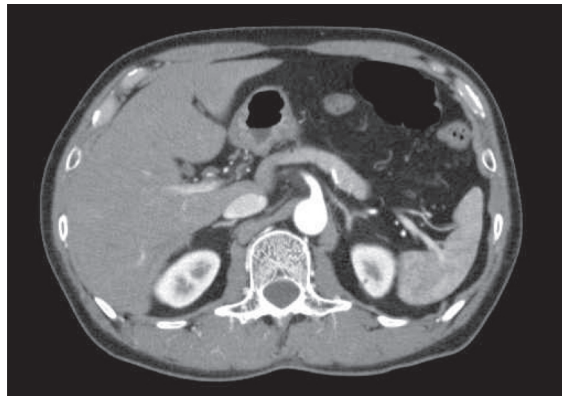


図 1.2 X線CTによる腹部断層像の例

般的ではないが、赤外線領域の光を用いたCTなど、放射線を用いないCTもある。

CTの理論的な基礎は、「未知の関数は、すべての方向からの投影データがあれば、その関数を正しく求められる」という原理にあり、1917年にオーストラリアの数学者J. Radonによって示されたため**Radonの定理**ともいわれる。しかし、それが実際に有用なものになるまでには長い時間を必要とした。英国EMI社の**G. Hounsfield**は、1967年ごろから放射線を用いて物体の断層像を再構成する研究に着手していた。初めてのX線CT画像は、1972年英国放射線学会にG. Hounsfieldと**J. Ambrose**によって報告され、続いて1973年の北米放射線学会(RSNA)でも報告された。

最初に商品化されたのは1973年で、英国EMI社からの頭部用装置であった。その後、多くのメーカー・研究者がX線CTの開発に参入し、全身用CTの装置の開発、性能の大幅な改善が続きつぎと行われ、X線CTは急激に普及することとなった。日本では、1975年に最初のX線CTが東京女子医科大学に設置されている。開発は、X線管が連続回転する連続回転型CT、被検者を載せた寝台を動かしながら連続してスキャンを行うヘリカルスキャンCT、多数列の検出器を配置したマルチスライスCTなど、CTの開発はとどまることなく進んでいる。X線CTは世界中に広く普及し、現在、国内では1万台以上が稼働しており、診断に欠かせない装置として広く用いられている。

なお、Hounsfieldよりも早くCTを着想し、基礎的な論文を発表していた英国タフト大学の**A. Cormack**とX線CTを現実のものとしたHounsfieldはその功績が評価され、ともに1979年にノーベル医学生理学賞を受賞している。

## 2. X線CTの基本原理

X線CTでは、図2.1に示すように、X線管とX線検出器の間に被写体を置いてX線の投影データ<sup>†</sup>を取り、これを多方向から行うことで多数のデータを取得する。このデータから被写体内部のX線の吸収の大きさの分布を計算する。被写体内部では、その組織によってX線の吸収の大きさが異なるので、内部の構造が断層像として現れることになる。

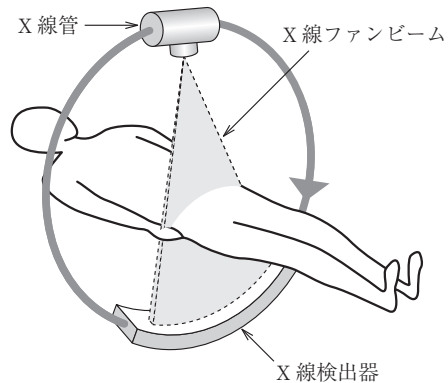


図2.1 X線CTの基本構造

最も単純な例を考えてみる。図2.2(a)のように、円形の被写体の中にX線の減衰の大きな丸いものがあり、周りはX線を減衰しないという場合を考えてみる。このとき、ある一つの方向(図(a)の①)からの投影データは図の $P_1$ になる。投影データにはX線吸収の大きな丸い物体の影が現れている。X線源の位置を変えて同じことを繰り返すと、 $P_2$ ,  $P_3$ , …のような多数の投影データが得られる。この投影データから断層像を計算する方法にもいろいろある。最も直感的かつ単純な方法は、この投影データを、単純におおの方向から重ね合わせることである。その様子を原理的に示したのが図(b)である。

図(b)では $P_1$ ,  $P_2$ ,  $P_3$ , …をデータ収集の方向とは逆の向きに投影する。これを逆投影という。被写体の丸い部分では各方向から逆投影されたデータが重なり合い、他の部分ではデータの重なりが少ないので、丸い分が浮かび上がってくることになる。

<sup>†</sup> 投影データについては3章、4章で詳述する。



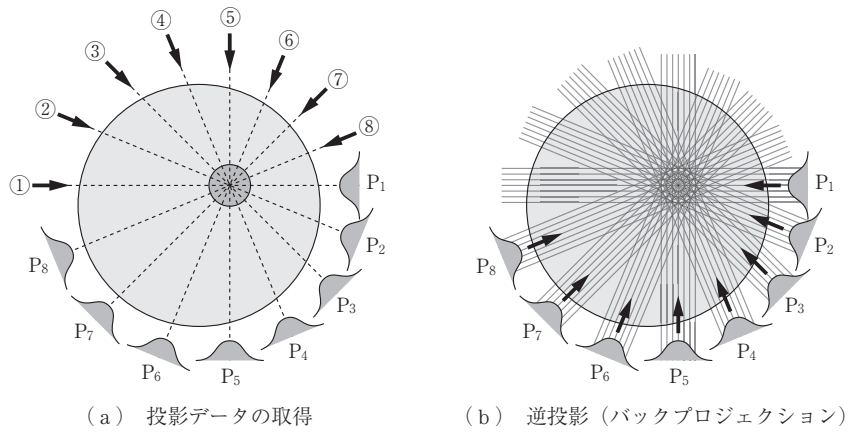


図2.2 投影データの取得と逆投影の原理図

この方法は、投影されたデータを逆方向に投影してやることになるので**逆投影法**あるいは**バックプロジェクション (back projection) 法**という。

# 3. 投影データとそのセット

図 3.1 (a) に示すように、ある物理量の空間的な分布があるとする。x 座標から角度  $\theta$  の方向だけ傾いた方向からの投影を考えるため、 $\theta$  だけ傾いた直交座標系  $(t, s)$  をとる。t 座標上の  $t_i$  を通り、これに直交する  $s$  に沿った線上での  $f(x, y)$  の分布  $f(t_i, s)$  は図 (b) のようになる。角度  $\theta$  で位置  $t_i$  の投影データとはこの分布  $f(t_i, s)$  の面積である。

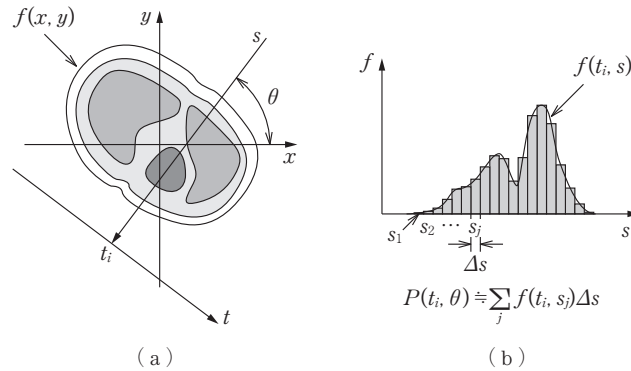


図 3.1 投影データの原理図

$s$  を微小区間  $\Delta s$  で分割して  $s$  上の位置を  $s_1, s_2, s_3, \dots, s_j, \dots$  と表すものとする。こうすると  $f(t_i, s)$  の面積  $P(t_i, \theta)$  はつぎのようになる。

$$P(t_i, \theta) \approx \sum_j f(t_i, s_j) \Delta s \tag{3.1}$$

$\Delta s$  を小さくしていった極限では、式 (3.1) はつぎのようになる。

$$P(t_i, \theta) = \lim_{\Delta s \rightarrow 0} \sum_j f(t_i, s_j) \Delta s = \int f(t_i, s) ds \tag{3.2}$$

つまり、角度  $\theta$  の方向の位置  $t_i$  の投影データは  $t_i$  上の  $f(t_i, s)$  の線積分で求められるということになる。 $t_i$  の位置を変えればその位置での角度  $\theta$  方向の投影データが求まる。これを繰り返せば、 $t$  座標上の任意の位置での投影データが求まる。図 3.2 は、このようにして求めた角度  $\theta$  方向の投影データを示している。

このようにして、角度  $\theta$  方向の投影データ  $P(t, \theta)$  が求められる。 $\theta$  を変えて同じことを繰り返せば、図 3.3 に示すように、異なる  $\theta$  に対する多数の投影データを得ることができ

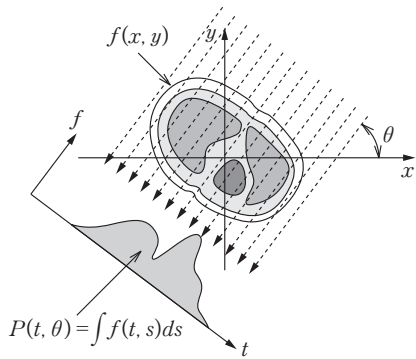


図 3.2 ある方向 (角度  $\theta$ ) の投影データ

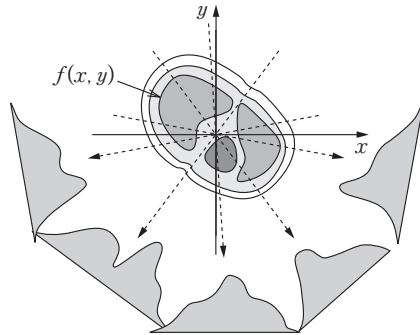


図 3.3 投影データのセット

る。

1 断面の画像を得るためには全方向からの投影データが必要であるが、必ずしも  $360^\circ$  の投影データを必要としない。反対側からの投影データはすでに得られているから、基本的には  $180^\circ$  の投影データがあればよいことになる (実際には  $180^\circ + \text{ファン角度分のデータが必要}$ )。

このように、 $360^\circ$  以下のデータで再構成するやり方をハーフスキャンといい、撮像時間を短縮したい場合に多く用いられる。

▶▶▶ 応用・発展

**サイノグラム**：X線 CT でスキャンして収集されたデータを検出器のチャンネル方向とプロジェクション方向に 2 次元的に配置し濃淡で表示したものをサイノグラムという。データセットをつぎつぎとプロジェクション順に並べたものということになる。通常は X 方向 (横方向) がチャンネル方向、Y 方向 (縦方向) がプロジェクション方向になっており、プロジェクション方向は検出器各チャンネルの収集データの回転による変化を示していることになる。各チャンネルの収集データの回転依存性が容易に判断できるため、装置の異常などの原因を判断するのに有用

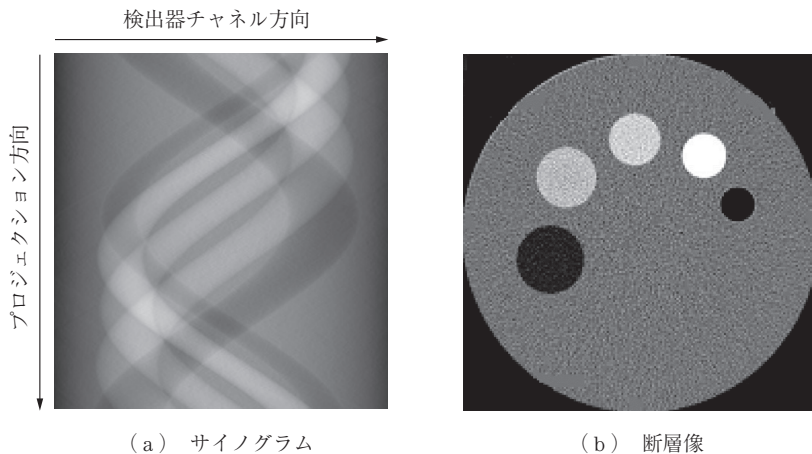


図 3.4 サイノグラムと断層像

である。図 3.4 にファントムのサイノグラムとそのデータを用いて再構成した CT 用ファントム断層像を示す。

### 演習問題

- (3.1) 投影データに関するつぎの文で正しいのはどれか。
1. ある方向からの線上の物理量の最大値が投影データである。
  2. ある方向からの線上の物理量の平均値が投影データである。
  3. ある方向からの線上の物理量の最小値が投影データである。
  4. ある方向からの線上の物理量の微分値が投影データである。
  5. ある方向からの線上の物理量の積分値が投影データである。
- (3.2) 問図 3.1 のようなある物理量の分布があった場合、X 方向および Y 方向の投影データのセットを求めなさい。

4.2	3.4	4.2
3.5	2.8	3.2
2.3	4.5	2.5

問図 3.1

- (3.3) ラドンの定理「未知の関数は、すべての方向からの投影データがあれば、その関数を正しく求められる。」を X 線 CT に適用したとき、「未知の関数」、「投影データ」とは何を指すか。

# 索引

## 【あ】

アキシヤル像 59  
 アーチファクト 76

## 【い】

位相伝達関数 68  
 イマトロン 32  
 インバータ 36  
 インバータ式高電圧発生装置 35

## 【う】

ウィンドウ処理 26, 41  
 ウィンドウ幅 26, 41  
 ウィンドウレベル 26, 41  
 ウエッジフィルタ 34

## 【え】

エアークャリブレーション 89  
 エミナンバ 24

## 【お】

オパシテイ 60  
 オブリーク像 59  
 折り返し現象 65

## 【か】

開口径 42  
 回転機構 30  
 回転陽極 33  
 拡大再構成 28  
 荷重 CT 線量指標 97  
 画素 23  
 画像記憶装置 31, 40  
 画像再構成装置 30, 40  
 仮想内視鏡 61  
 画像表示装置 31, 40, 88  
 カッピングアーチファクト 79, 81  
 カーネル 19  
 ガントリ 1, 42  
 ガントリ部 1, 31

## 【き】

機械的安全 90  
 幾何学的要因 64  
 キセノン (Xe) ガス 38  
 逆投影 3  
 逆投影法 4  
 キャリブレーションスキャン 89

## 【く】

空間周波数 15  
 空間分解能 63, 66, 67  
 グレースケール表示 23

## 【こ】

光学伝達関数 68  
 高コントラスト分解能 66  
 高電圧発生装置 1, 30, 35, 42  
 高分解能 CT 70  
 呼吸同期撮影 111  
 固体検出器 38  
 コリメータ 39  
 コロナル像 59  
 コーン角 52  
 コンソール 40  
 コンソール部 1, 31  
 コントラスト分解能 63, 66  
 コーンビーム X 線 52  
 コーンビーム再構成法 52  
 コンピュータシステム 40  
 コンベンショナルスキャン 45, 94, 100  
 コンボリユーション演算 15, 16  
 コンボリユーション関数 15, 19  
 コンボリユーション補正逆投影 19  
 コンボリユーション補正逆投影法 12, 13, 15

## 【さ】

再構成 12

最大値投影 58, 61  
 サイノグラム 6  
 サジタル像 59  
 サーフェスレンダリング 58, 59  
 サンプリングピッチ 37, 39, 64

## 【し】

時間分解能 63  
 しきい値処理 59  
 始業点検 90  
 シーケンス制御 40  
 実効エネルギー 78, 93  
 実効口径 64  
 実効焦点 34  
 実効焦点サイズ 34, 63  
 実効スライス厚 47  
 実焦点 34  
 終業点検 90  
 重畳演算 15  
 信号対雑音比 63, 72  
 信号用スリッピング 30  
 寝台 1, 30, 41  
 シンチレータ 36, 38  
 心電図同期撮影 105  
 振幅伝達関数 67

## 【す】

スキャン時間 73  
 スキャンレート 73  
 ステアステップアーチファクト 85  
 ストリークアーチファクト 81, 82, 83  
 ブーミング再構成 28  
 スライス厚 63, 68, 81, 94  
 スリット 34, 53, 68  
 スリッピング 46

## 【せ】

清掃 91  
 制動 X 線 33, 77  
 性能の維持管理 90

性能評価 87  
 線減弱係数 8, 12, 77, 81  
 線質硬化 78  
 線質調整フィルタ 34  
 線広がり関数 67  
 線量 93

【そ】

装置故障（異常）履歴 90  
 素子ピッチ 39

【た】

対向ビーム補間法 47  
 ダイナミック CT 104  
 ダイナミックレンジ 39  
 タイムデンシティカーブ 104  
 畳み込み演算 15, 16  
 多断面再構成 58  
 多列検出器 21  
 単純逆投影法 12  
 単列検出器 21

【ち】

逐次近似再構成法 19, 100  
 チルト 42, 90

【て】

低コントラスト分解能 71  
 データ収集部 1, 30, 39  
 データ処理 40  
 データ補間 46  
 デュアルエナジー 106  
 電子ビーム CT 32  
 点広がり関数 66  
 電離箱型ガス入り検出器 37, 38  
 電力用スリップリング 30

【と】

投影データ 3, 5, 9, 63  
 投光器 42  
 動態診断 103  
 等方性イメージ 54  
 等方性ボクセル 54  
 特性 X 線 33, 77  
 トモシンセシス 108

【な】

ナイキスト周波数 65

【に】

任意断面表示 58

【ね】

熱効率 34

【の】

濃度分解能 66, 70

【は】

パーシャルボリューム現象 69, 81, 94  
 バックプロジェクション法 4  
 ハーフスキャン 6, 21, 73

【ひ】

ピクセル 23, 27  
 ピクセルサイズ 28  
 ピッチファクタ 48  
 被ばく低減化技術 100  
 ビームトリマ 54, 68  
 ビームハードニング 78, 81  
 ビュー 21, 39  
 標準偏差 72  
 広がり関数 66

【ふ】

ファン角 6, 35  
 ファンビーム 20, 21, 35  
 フィルタ関数 15, 19  
 フィルタ補正逆投影法 12, 14, 19

風車アーチファクト 84  
 フォトンノイズ 72  
 部分体積効果 69  
 不変性試験 88  
 フライスルー 61  
 フルスキャン 21, 73

【へ】

ヘリカルスキャン 45, 100  
 ヘリカルピッチ 47

【ほ】

補間法 46  
 ボクセル 57  
 ボクセルデータ 57  
 ホトダイオード 36, 38  
 ボーラストラッキング 104  
 ボリュームレンダリング 58, 60

【ま】

前処理 22  
 マトリックスサイズ 27  
 マルチスライス CT 51

【み】

ミニップ 61

【め】

メタルアーチファクト 82

【も】

モーションアーチファクト 76

【よ】

陽極熱容量 34

【り】

リアルタイム表示 49, 103  
 離散のサンプリング 65  
 リファレンス検出器 42  
 量子雑音 72  
 リングアーチファクト 83

【れ】

レイ 21  
 レイサム 61  
 レーザーイメージャ 43

【数字】

180° 補間法 46  
 2 管球マルチスライス CT 54  
 360° 補間法 46  
 3 次元画像処理 57

【A】

A/D 変換器 39

AEC 100  
 Ambrose 2

【C】

CBP 15

Cormack	2	HU	24		
CTCA	105			<b>[I]</b>	
CTDI	88, 95	IR 法	100		Radon の定理 2
CTDI <sub>100</sub>	96			<b>[L]</b>	R-R 方式 31
CTDI <sub>FDA</sub>	97				<b>[S]</b>
CTDI <sub>VOL</sub>	98	LSF	67		SD 値 73
CTDI <sub>W</sub>	97			<b>[M]</b>	S/N 63, 72, 83
CT コロノグラフィ	105	MinIP	61		SPECT 1, 111
CT 線量指標	88, 95	MIP	58, 61		S-R 方式 31
CT 値	24, 26, 27, 71, 89	MPR	58		<b>[T]</b>
CT 透視	104	MRI	109		TDC 104
		MR 装置	109		T-R 方式 31
<b>[D]</b>		MSAD	98		<b>[U]</b>
DAS	30, 39, 42	MTF	68		US 110
DBT	108			<b>[N]</b>	<b>[V]</b>
DECT	106	N-R 方式	32		VE 61
DLP	99			<b>[O]</b>	VR 60
					<b>[X]</b>
<b>[E]</b>		OLP	33		XeCT 105
EMI 値	24			<b>[P]</b>	X 線管 1, 30, 33, 42
		PET	1, 111		X 線管冷却装置 30, 33
<b>[F]</b>		PET/CT	111		X 線検出器 1, 30, 36
FBP	19	PSF	66		X 線光学系 30, 34
FCD	36, 100				
Feldkamp 法	52				
FOV	27				
<b>[H]</b>					
Hounsfield	2				

— 著者略歴 —

**佐々木 博** (ささき ひろし)

1965年 東北大学工学部電子工学科卒業  
1968年 東北大学大学院修士課程修了(電気通信工学専攻)  
1971年 東北大学大学院博士課程修了(電気通信工学専攻), 工学博士  
1971年 東北大学助手  
1980年 東北大学助教授  
1981年 株式会社東芝入社  
1990年 株式会社東芝医用機器事業部医用機器技術研究所所長  
1993年 株式会社東芝医用機器事業部技師長  
1995年 株式会社東芝医用機器事業部統括技師長  
1997年 株式会社東芝首席技監  
1999年 株式会社東芝医用システム社首席技監  
2002年 国際医療福祉大学教授  
現在に至る

**小池 貴久** (こいけ たかひさ)

1994年 駒澤短期大学放射線科卒業  
1994年 財団法人心臓血管研究所附属病院放射線部(診療放射線技師)  
1998年 東京理科大学工学部第Ⅱ部電気工学科卒業  
2000年 東京理科大学大学院修士課程修了(電気工学専攻)  
2000年 国際医療福祉大学助手  
2004年 国際医療福祉大学講師  
2011年 東京理科大学大学院博士後期課程単位修得退学(物理学専攻)  
2011年 博士(理学)(東京理科大学)  
2013年 杏林大学准教授  
現在に至る

**勝俣 健一郎** (かつまた けんいちろう)

1973年 京都大学工学部電気工学科卒業  
1973年 東京芝浦電気株式会社入社  
1996年 株式会社東芝医用機器事業部CT事業部部長  
2000年 株式会社東芝医用機器事業部営業統括責任者  
2003年 東芝メディカルシステムズ株式会社取締役上席常務  
2004年 東芝住電医療情報システムズ株式会社取締役(兼務)  
2005年 株式会社イーメディカル・ソリューションズ取締役(兼務)  
2008年 東芝メディカルシステムズ株式会社取締役専務  
2009年 国際医療福祉大学教授  
現在に至る



診療放射線技師を目指す学生のための 医用 X 線 CT 工学

The Basics of Medical X-ray Computed Tomography Engineering for  
Students Aiming to Become Radiological Technologists

© Hiroshi Sasaki, Takahisa Koike, Kenichiro Katsumata 2015

2015年2月27日 初版第1刷発行



検印省略

著 者 佐々木 博  
小池 貴久  
勝 俣 健一郎  
発行者 株式会社 コロナ社  
代表者 牛来真也  
印刷所 新日本印刷株式会社

112-0011 東京都文京区千石 4-46-10

発行所 株式会社 コロナ社

CORONA PUBLISHING CO., LTD.

Tokyo Japan

振替 00140-8-14844・電話 (03) 3941-3131 (代)

ホームページ <http://www.coronasha.co.jp>

ISBN 978-4-339-07240-2 (大井) (製本：愛千製本所)

Printed in Japan



本書のコピー、スキャン、デジタル化等の  
無断複製・転載は著作権法上での例外を除  
き禁じられております。購入者以外の第三  
者による本書の電子データ化及び電子書籍  
化は、いかなる場合も認めておりません。

落丁・乱丁本はお取替えいたします