

改訂新版

放射線機器学 (I)

— 診療画像機器 —

青柳 泰司 監著
安部 真治
小倉 泉
根岸 徹 共著
沼野 智一

コロナ社

は し が き

本書は1990年に発行した「放射線機器工学（I）」の初版に始まり、これまで1998年に改訂版、2004年に「新版 放射線機器学（I）」と版を重ねてきたが、近年の医療機器の進歩、変遷に対応すべく改訂新版として発行したものである。初版発行以来、多くの読者の支持により版を重ねることができたのは、著者らの望外の喜びである。

2004年発行の新版では、2001年の診療放射線技師教育の大綱化や進歩、発展の著しい診療画像機器の内容を再検討し、全般的な見直しを行った。特にインバータ式装置などX線発生装置を全般的に見直し、各種医用画像機器、X線画像処理装置、X線CT装置および最近の法令、JIS規格や診断用X線装置の安全管理などを追加した。

その後、11年が経過し、特にX線画像機器では従来のフィルム系を中心としたアナログ機器からデジタル医用画像機器へと急速に変遷し、医用画像機器の規格体系やJISおよびIEC規格などの大幅な改正も行われている。また、各種X線装置システム、X線CT装置、磁気共鳴画像診断装置、超音波画像診断装置などの診療画像機器の進歩も著しく、全般的な見直しが必要となった。これまでも軽微な修正は行ってきたが、読者からの要望、ご意見も多く、今回の改訂に至った。

本書では、2015年6月に公開された平成32年版診療放射線技師国家試験出題基準も参考に、旧版の内容に最新情報を考慮しながら各項目の全般的な見直しを行った。医用放射線関連の規格については最新のJIS体系を取り入れ、新たに医用X線管装置の用語を追加した。X線発生装置では重複部分を整理し、枠組みを再編して理解しやすくした。各章に記載のアナログ画像機器関連の記述を削減し、デジタル画像機器の内容、図、写真などの追加修正を行い、液晶モニタ、トモシンセシスについても記述した。全般的に最新の医用画像機器情報を追加し、診療放射線技師国家試験にも対応できるよう配慮した。

また、今回これらの分野において優れた研究業績が期待される人材を分担執筆に加え、内容の充実を図った。

今回の改訂により診療画像機器のほぼ全領域の見直しができたと考えているが、全体的にページ数を削減した箇所も多々あり、理解しにくい部分もあるかと思われる。読者には忌憚のないご意見をいただき、よりよいものにしていければと考えている。

ii は し が き

本書は診療放射線技師学校養成所の教科書のほか、臨床に従事する診療放射線技師、放射線機器メーカーなど診療画像機器に関係する多くの方々に活用いただければ幸いである。

執筆の分担を下記に示す。なお、第7章については、前著「新版 放射線機器学（I）」（2004年発行）までは清水悦雄先生が執筆されていたが、2008年にご逝去されたことに伴い、今回の改訂新版では清水先生の原稿をもとに一部引用や加筆修正させていただきました。ここにご冥福をお祈りするとともに、感謝の意を申し上げます。

青柳 泰司	第1章
安部 真治	第1章, 第9章
小倉 泉	第1章, 第2章
根岸 徹	第3章～第8章, 第10章, 第12章
沼野 智一	第11章, 第13章

おわりに、本書の発刊にあたり多大の御尽力をいただいたコロナ社の方々に深く感謝いたします。

2015年8月

著者を代表して 安部 真治

目 次

1. 総 論

1.1 X線の発見と論文の概要	1
1.2 X線の発生と物質との相互作用	3
1.2.1 X線の発生原理 3	1.2.2 X線と物質との相互作用 5
1.2.3 X線管によるX線の発生 7	
1.3 X線撮影と診断用X線装置の概要	10
1.3.1 X線撮影の概要 10	1.3.2 X線撮影条件と画質の関係 11
1.3.3 X線装置の概要 12	
1.4 診断用X線装置の構成・規格	14
1.4.1 医用放射線関連 JIS・医用 X線装置の構成 15	1.4.2 医用X線装置の規格 15
	1.4.3 医用X線管装置の規格 23

2. X線発生装置

2.1 X線源装置	27
2.1.1 診断用X線管の構造 27	2.1.2 X線管の動作特性 32
2.1.3 許容負荷 40	2.1.4 特殊X線管 47
2.1.5 X線管装置と付属器具 52	
2.2 X線高電圧装置	55
2.2.1 2ピーク形X線装置 55	2.2.2 三相X線装置 63
2.2.3 自己整流X線装置 67	2.2.4 コンデンサ式X線装置 68
2.2.5 インバータ式X線装置 70	
2.3 自動露出制御装置	92
2.3.1 概 要 93	2.3.2 直接撮影用ホトタイマの 原理と基本特性 93
2.3.3 ホトタイマの動作特性 96	

3. X線機械装置

3.1 X線機械装置の分類	99
3.2 X線透視撮影台	99
3.3 X線撮影台	101
3.4 保持装置	103

4. X線映像装置

4.1 X線映像装置の要素	104
4.2 X線テレビジョン装置	105
4.2.1 X線TV装置の構成	106
4.2.2 X線II装置	106
4.2.3 光学系	111
4.2.4 撮像装置	112
4.2.5 映像回路	116
4.2.6 X線像の記録	122
4.3 X線間接撮影用ミラーカメラ装置	123

5. 診断用 X線画像処理装置

5.1 概要	125
5.2 コンピューテッドラジオグラフィ(CR)	126
5.2.1 CRの構成とその動作	126
5.2.2 輝尽性蛍光プレート	127
5.2.3 CR画像の成立	128
5.3 レーザフィルムデジタルタイザ	134
5.4 デジタルフルオログラフ(DF)	135
5.4.1 DF装置の構成	136
5.4.2 デジタルサブトラクション アンギオグラフィ(DSA)	137
5.5 II-TV方式デジタルラジオグラフィ	141
5.6 フラットパネル検出器(FPD)	142

6. 関連機器

6.1 フィルムチェンジャ	146
6.1.1 一般撮影用フィルム チェンジャ	146
6.1.2 高速連続撮影用フィルム チェンジャ	146
6.2 放射線用フィルムカセット	147

6.2.1 構造・種類	147	6.2.2 カセットの必要要件	148
6.3 散乱線除去グリッド	148		
6.3.1 構造・原理	148	6.3.2 グリッドの分類	149
6.3.3 グリッドの性能	150		
6.4 画像記録装置	154		
6.4.1 レーザイメージャ	154	6.4.2 ドライイメージャ	155
6.5 自動現像機	157		
6.6 その他	159		
6.6.1 X線写真観察器	159	6.6.2 造影剤注入装置	160

7. X線増感紙・X線蛍光板

7.1 蛍光体	161		
7.1.1 蛍光体の概要と機能	161	7.1.2 蛍光体の発光機構	162
7.1.3 希土類蛍光体の発光機構と製造方法	164	7.1.4 蛍光体の応用	165
7.2 X線増感紙	167		
7.2.1 X線増感紙の概要	167	7.2.2 増感紙の機能	168
7.2.3 増感紙の性能	169	7.2.4 増感紙の構造と写真画質	170
7.2.5 増感紙の種類	173	7.2.6 特殊増感紙	174
7.3 X線蛍光板	174		
7.3.1 X線蛍光板の概要と機能	174	7.3.2 希土類蛍光板	175

8. 診断用X線装置システム

8.1 一般撮影装置	177		
8.2 X線透視撮影装置	178		
8.2.1 近接式X線透視撮影装置	179	8.2.2 遠隔式X線透視撮影装置	180
8.2.3 多方向X線透視撮影装置	180		
8.3 断層撮影装置	180		
8.3.1 X線断層撮影装置	181	8.3.2 トモシンセシス	182
8.4 循環器用X線診断装置	183		
8.4.1 心血管用X線診断装置	184	8.4.2 頭・腹部血管用X線診断装置	185
8.5 専用X線診断装置	186		

8.5.1	乳房用 X 線診断装置	186	8.5.2	外科用・手術室用 X 線診断装置	191
8.5.3	その他	192			
8.6	集団検診用 X 線装置	192			
8.6.1	胃集検用 X 線装置	193	8.6.2	胸部検診用 X 線装置	194
8.7	可搬形 X 線撮影装置	194			
8.7.1	移動形 X 線装置	194	8.7.2	携帯形 X 線撮影装置	195
8.8	骨密度測定装置	196			
8.9	歯科用 X 線装置	197			
8.9.1	歯科用一般 X 線撮影装置	197	8.9.2	歯科用特殊 X 線撮影装置	198

9. 診断用 X 線装置の管理

9.1	安全管理	201			
9.1.1	電気的安全	201	9.1.2	機械的安全	203
9.1.3	放射線の安全	203			
9.2	診断用 X 線装置の品質保証	207			
9.2.1	品質保証に関する規格と概要	208	9.2.2	直接撮影用 X 線装置の不変性試験	209

10. 医用 X 線 CT 装置

10.1	CT 装置の基本原則	211			
10.2	CT 装置の変遷・走査方式	212			
10.3	CT 装置の構成	214			
10.4	画像再生のアルゴリズム	218			
10.5	CT 値と画像表示	220			
10.6	ヘリカルスキャン CT	224			
10.7	マルチスライス CT	225			
10.8	性能評価・機器管理	229			
10.8.1	CT 装置の分解能	229	10.8.2	性能評価	230
10.8.3	機器管理	232			

11. 磁気共鳴画像診断装置

11.1	原理	233			
------	----	-----	--	--	--

11.2 構成	235
11.3 画像の生成・パルスシーケンス	238
11.4 MRI装置の安全管理	245

12. 超音波画像診断装置

12.1 超音波の特性	247
12.2 原理	249
12.2.1 基本原理	249
12.2.2 表示モード	249
12.2.3 走査方式	249
12.2.4 超音波ドブラ法	251
12.2.5 その他の検査法	252
12.3 構成・性能	252
12.3.1 構成	252
12.3.2 超音波画像診断装置の性能	255
12.3.3 超音波画像診断装置の安全	255

13. 眼底写真撮影装置(眼底カメラ)

13.1 眼球の構造	257
13.2 原理・構成	258
演習問題	260
引用・参考文献	274
索引	281

1. 総論

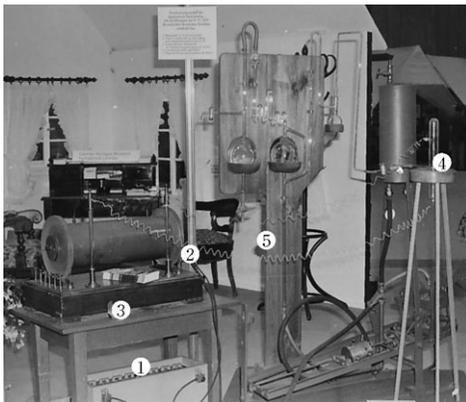
1.1 X線の発見と論文の概要

X線は、1895年11月8日、ドイツにあるヴルツブルク大学の物理学研究所長であったレントゲン（Wilhelm Conrad Röntgen, 1845～1923）（図1.1）によって陰極線の研究過程で発見された。1895年頃はこの陰極線の本性をめぐって、荷電粒子説と電磁波説とが真っ向から対立し、陰極線の研究は当時の物理学者にとって最も関心の深い対象であった。

図1.2はレントゲンが使用した実験装置一式で、陰極線の検出にはシアン化白金バリウム



図1.1 X線発見当時の
W.C. Röntgen^{1)†}



- ① 電源の鉛蓄電池 (32 V)
- ② パルス状の直流電流 (20 A) を流すための Deprez の断続器
- ③ 高電圧 (40～60 kV) を発生させるための誘導コイル
- ④ Hittorf のガス放電管
- ⑤ 放電管を排気するための Raps の真空ポンプ (レントゲン博物館特別展示, 第15回 ICR プリュッセル, 1981)

図1.2 X線発見当時の実験装置一式²⁾

† 肩付き数字は、巻末の引用・参考文献の番号を表す。

の蛍光板が用いられ、放電管の内部に発生する光は検出の妨げになるので黒紙で放電管を覆い、実験は暗室内で行われた。

放電管に電流を流したところ、近くにあった蛍光板が光るのを見いだした。さらに驚くべきことは、蛍光板が放電管から2 mも離れていてもまだ光っており、蛍光板と放電管の間に物体を置くと、厚い本や木では蛍光板の光はほとんど変わらず、アルミニウムやガラスではその影が現れ、そして自分の手を入れると手の薄い影の中に骨が見えたのである。

陰極線は空気中をせいぜい数 cm しか進まないことはすでにわかっていたので、この現象が放電管のガラス壁を透過した陰極線によるものでないことは明らかであった。これは1895年11月8日のことであり、この日、X線は発見されたのである。

以後約7週間、レントゲンは研究室に閉じこもったまま、この不思議な放射線について研究し、1895年12月28日、有名な論文“Ueber eine neue Art von Strahlen (放射線の一新種について)”をヴルツブルク物理医学会に提出した。この論文は17節からなり、各節の概要は以下のようなものであった。

- ① 放電管を黒紙で覆って暗室内で放電させると、2 m 離れた位置でも蛍光板が光る。
- ② 蛍光を励起する原因は光を通さない黒紙を透過し、他の物質をも透過する。今後、この作用因を X 線と呼びたい。
- ③ それぞれの物質の透過度は密度に関係する。
- ④ 厚いほど透過度は低くなる。
- ⑤ それぞれの物質の透過度は、厚さと密度の積では決まらない。
- ⑥ X 線によって蛍光を発する物質は種々存在する。また、写真乾板は X 線に感じやすいが、目の網膜には不感である。
- ⑦ X 線をレンズによって一点に集めることはできない。
- ⑧ X 線には反射 (散乱) の性質があり、その度合は物質によって異なる。
- ⑨ 物質中の粒子の配列が透過度に影響する。
- ⑩ 蛍光板の蛍光強度を光度計を用いて測定した。その結果、蛍光強度は放電管からの距離の 2 乗に逆比例する。
- ⑪ X 線は磁場によって偏向しない。
- ⑫ X 線は陰極線が物質に衝突した点から発生する。
- ⑬ X 線は放電管内に封入したアルミニウムからも発生する。
- ⑭ ピンホール写真の撮影結果より、X 線は直接的に伝搬する。
- ⑮ X 線の干渉現象については実験が成功していない。
- ⑯ X 線と静電力の関係については実験が完成していない。
- ⑰ X 線の本質は陰極線ではなく、紫外線でもない。

このようにレントゲンは、それまでまったく未知であった新しい種類の放射線“X線”

を発見し、わずか7週間でその性質のほとんどを詳細に調べ、第1報として発表した。この発見の口頭による発表は年末のため行われなかったが、論文の内容が重大な発見であったため、ただちに印刷された。この報告は数日のうちに全世界に伝えられ、人々を驚かせた。

X線の発見によって人類が受けた恩恵は、計り知れないものがある。この発見は、医学はもとより、ただちに自然放射能の発見へと発展し、人類は原子の内部まで探求するようになる。すなわち、X線の発見がきっかけとなって原子物理学が誕生することになる。また、X線発見の背景にあった陰極線は、X線発見の2年後、荷電粒子であることが証明され、これがエレクトロニクス発展の原点となり、今日に至っている。(詳しくは「青柳泰司著：レントゲンとX線の発見、恒星社厚生閣(2000)」³⁾を参照)

1.2 X線の発生と物質との相互作用^{4),5)}

1.2.1 X線の発生原理

(a) 連続X線 電子1個を電位差 V [V] で加速したときに電子のもっている運動エネルギー E_e は、次式で与えられる。

$$E_e = e \cdot V \quad [\text{eV: 電子ボルト}] \quad (1.1)$$

ここに、 e : 電子の電荷 = 1.602×10^{-19} C

図1.3に示すように、高電圧で加速した電子がターゲット物質原子の原子核に衝突するか、原子核の近傍を通過する際に強いクーロン力によってその進行方向が曲げられることで、加速電子はエネルギーを失う。失われたエネルギーはX線となって放出される。

X線は電磁波の一種のため波動で空間を伝わり、その伝搬速度は一定である。その波長を λ [m]、振動数を ν [s^{-1}] とすると、次式の関係がある。

$$\lambda = \frac{c}{\nu} \quad (1.2)$$

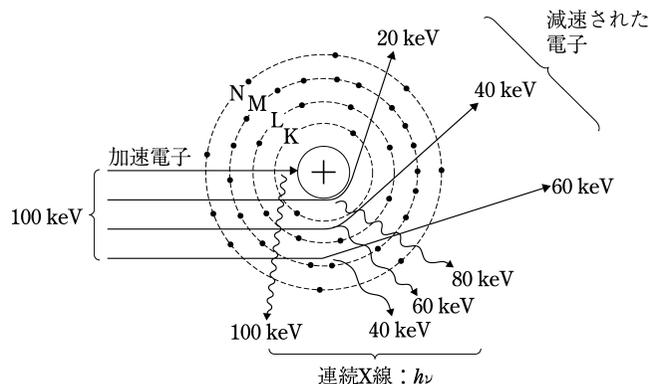


図1.3 連続X線の発生

ここに、 c ：光速度 $= 3 \times 10^8$ m/s

X線は波動としての性質とともに粒子としての性質をもっている。このような粒子を光子 (photon) といい、光子エネルギー E_p は振動数 ν に比例し、次式の関係がある。

$$E_p = h \cdot \nu = h \left(\frac{c}{\lambda} \right) \quad [\text{eV}] \quad (1.3)$$

ここに、 h ：プランク定数 $= 6.625 \times 10^{-34}$ J·s

高速電子が原子核に衝突または通過する位置により、発生する X 線のエネルギーも種々の値をとるため、連続 X 線 (continuous X rays) という。高速電子が 1 回の衝突で全エネルギー E_e を失ったとき連続 X 線は最大光子エネルギー E_p となり、次式の関係となる。

$$E_e = e \cdot V = E_p = h \cdot \nu \quad [\text{eV}] \quad (1.4)$$

また、このとき波長 λ_0 [m] は最短となるが、加速電圧の最大値 V [kV] と次式の関係があり、これを Duane-Hunt の法則という。

$$\lambda_0 = \frac{12.42}{V} \times 10^{-10} \quad [\text{m}] \quad (1.5)$$

図 1.4 に、タングステンターゲットから発生する X 線の光子エネルギー分布を示す。なお、連続 X 線は、その発生過程から制動放射線 (bremsstrahlung) ともいう。

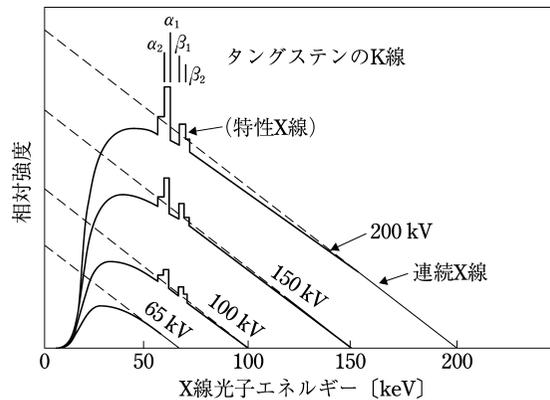


図 1.4 タングステンターゲットから発生する X 線の光子エネルギー分布 (Johns)

発生する X 線の 1s 当りの総エネルギー W_E は、電子の加速電圧を V [kV]、衝突した電子によって流れる電流を I [mA]、衝突物質の原子番号を Z とすると次式で表される。

$$W_E = K \cdot V^2 \cdot I \cdot Z \quad K: \text{定数} \quad (1.6)$$

また、1s 当りに発生する X 線の総エネルギー W_E と消費される電子エネルギー $V \cdot I$ (電力) との比を X 線の発生効率 η といい、次式で表される。

$$\eta = \frac{K \cdot V^2 \cdot I \cdot Z}{V \cdot I} = K \cdot V \cdot Z \quad K: \text{定数} \quad (1.7)$$

定数 K はおよそ 10^{-6} (加速電圧の単位が kV のとき) であり、衝突物質がタングステン

(原子番号 $Z = 74$) の場合、加速電圧 V が 100 kV のときに効率 η は 0.8 % にすぎず、残りのエネルギーは熱損失となってターゲット物質を加熱することになる。

(b) 特性 X 線 図 1.5 に示すように、加速電子がターゲット物質原子の軌道電子を軌道外にはじき飛ばし、その空席に周囲の軌道電子が落ちこんだときに発生する X 線を特性 X 線 (characteristic X rays) という。

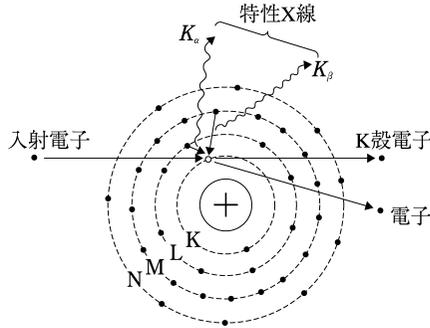


図 1.5 特性 X 線の発生

原子によって各軌道電子と原子核との結合エネルギー W は決まっているため、軌道電子が落ちこむ前後の結合エネルギーをそれぞれ W_1 , W_2 とすると、発生する特性 X 線のエネルギー E_p は

$$E_p = W_1 - W_2 = h \cdot \nu \quad [eV] \quad (1.8)$$

で与えられる。

タングステンターゲットによって発生する特性 X 線には、59.3 keV の $K_{\alpha 1}$ -X 線、67.2 keV の $K_{\beta 1}$ -X 線などがある。

また、特性 X 線の振動数 ν と物質の原子番号 Z の間には次式の関係があり、これを Moseley の法則という。

$$\sqrt{\nu} = K(Z - \sigma) \quad K, \sigma \text{ は定数} \quad (1.9)$$

表 1.1 はタングステンターゲットにおいて管電圧に対する連続 X 線と特性 X 線の発生割合を示したもので、X 線撮影では主として連続 X 線を利用している。

表 1.1 連続 X 線と特性 X 線の発生割合(タングステン)⁶⁾

管電圧 [kV]	連続 X 線の発生割合	特性 X 線の発生割合
80	0.90	0.10
100	0.81	0.19
120	0.76	0.24
150	0.72	0.28

1.2.2 X 線と物質との相互作用

X 線が物質内に入射すると、X 線は物質と相互作用を起こして減弱する。その相互作用

は、光電効果、コンプトン効果、電子対生成などによって行われる。図 1.6 に X 線光子エネルギーと物質の原子番号に対して影響を及ぼす相互作用の関係を示すが、電子対生成は X 線光子エネルギーが 1.02 MeV 以上のときに起こるので、診断領域では無視できる。

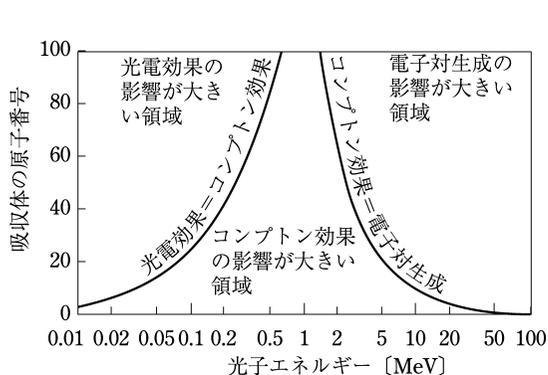


図 1.6 吸収体に作用する光電効果，コンプトン効果，電子対生成の影響

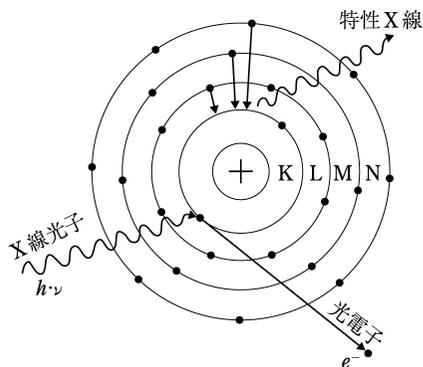


図 1.7 光電効果の原理

(a) **光電効果** 図 1.7 に示すように、X 線光子が入射物質原子の軌道電子に衝突し、すべてのエネルギーを軌道電子に与えて消滅し、その軌道電子を原子外にはじき飛ばす現象を光電効果 (photoelectric effect) または光電吸収 (photoelectric absorption) という。はじき飛ばされた電子を光電子 (photoelectron) といい、光電子の運動エネルギーを E_p 、X 線光子エネルギーを $h \cdot \nu$ 、軌道電子と原子核との結合エネルギーを W とすると、次式が成立する。

$$E_p = h \cdot \nu - W \tag{1.10}$$

光電効果の起こる確率すなわち光電効果による質量減弱係数 τ_m はその原子番号 Z と X 線光子エネルギー E_p に関係し、次式で定まる。

$$\tau_m = K \left(\frac{Z^3}{E_p^3} \right) \text{ [cm}^2/\text{g}] \quad K: \text{定数} \tag{1.11}$$

したがって、入射物質の原子番号が高く、X 線光子エネルギーが低いほど光電効果の確率は高くなる。

(b) **コンプトン効果** コンプトン効果 (compton effect) は、原子核との結合エネルギーが小さい外殻軌道電子に対して起こる。図 1.8 に示すように、物質に入射した X 線光子のエネルギー $h \cdot \nu$ の一部が物質原子の外殻軌道電子に与えられ、これを原子の外に放出し、X 線光子自身はエネルギーが減少してその進行方向を変えて散乱する。また、X 線光子の衝突によって原子の外に放出された軌道電子を反跳電子 (recoil electron) という。

(c) **物質の厚さによる減弱** 単色エネルギーの X 線が物質に入射した場合、物質の表面から深さ x [cm] における X 線強度 I_x は入射 X 線強度を I_0 とすると、次式で表される。

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu x} \tag{1.12}$$

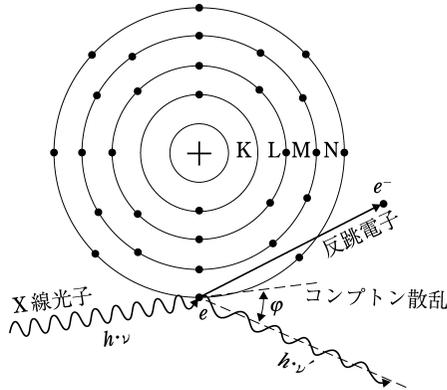


図 1.8 コンプトン散乱の原理

ここに、 μ ：線減弱係数 [cm⁻¹]

図 1.9 に示すように、横軸に吸収体の厚さ、縦軸に X 線強度（総エネルギー）を対数で表したものを減弱曲線といい、単色エネルギーの X 線では直線になる。連続 X 線の場合には吸収体厚の増加につれ、低いエネルギー成分の減弱が大きくなるため図のような曲線となるが、吸収体がある程度厚くなると大部分が高いエネルギー成分となるため直線に近づく。

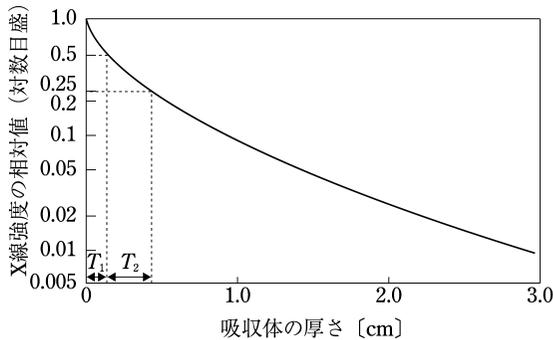


図 1.9 減弱曲線と半価層

X 線の線質を表す指標として半価層 (half value layer : HVL) がある。連続 X 線では、吸収体がないときの X 線強度を基準として、その X 線強度を 1/2 に減弱させる吸収体物質の厚さ T_1 [mm] で表したものを第 1 半価層といい、診断領域では一般にアルミニウム (Al) または銅 (Cu) の厚さで表す。さらに、X 線強度が 1/2 から 1/4 に減弱する吸収体の厚さ T_2 を第 2 半価層という。第 1 半価層と第 2 半価層の比 (T_1/T_2) を均質係数 (homogeneity coefficient) といい、X 線のエネルギー分布の広がりを表す指標として用いられる。また、第 1 半価層と等しい半価層をもつ単色 X 線のエネルギーを実効エネルギー (equivalent energy) といい、X 線の線質を表す指標として用いられる。

1.2.3 X 線管による X 線の発生

現在の診断用 X 線管では、高電圧で加速した電子を金属に衝突させて X 線を発生させている。図 1.10 に示すように、電子を発生させる陰極 (フィラメント) と、電子を高電圧で

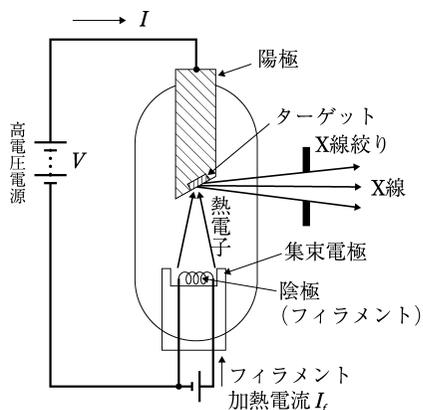


図 1.10 X 線管による X 線の発生

加速・衝突させて X 線を発生させる陽極（ターゲット）で構成されている。

(a) **熱電子放射** X 線を発生させるためには電子の供給が必要となるが、診断用 X 線管では物質を高温度に加熱することで物質中の自由電子を空間中に飛び出させる方法によって電子を供給している。この現象を熱電子放射 (thermionic emission) といい、物質から飛び出した電子を熱電子 (thermions) という。

金属内の自由電子が空間中に飛び出すためには、一定のエネルギー ϕ が必要となるが、このエネルギーを電子ボルト [eV] で表したものを仕事関数といい、金属の種類によって異なった値を示す。熱電子放射では金属を加熱することで仕事関数 ϕ [eV] 以上のエネルギーを金属中の自由電子に与えて熱電子を発生させている。表 1.2 に熱電子放射に用いられる主要な純金属の仕事関数と融点を示す。

表 1.2 純金属の仕事関数と融点

金属	原子番号	仕事関数 [eV]	融点 [°C]	金属	原子番号	仕事関数 [eV]	融点 [°C]
W	74	4.52	3 400	Rh	45	4.65	1 966
Ta	73	4.10	3 027	Nb	41	3.96	1 950
Mo	42	4.27	2 622	Pt	78	5.29	1 773

ここで、金属の単位表面積から放射される飽和電子流 i [A/cm²] と絶対温度 T [K] の関係は次式 (Richardson-Dushman の式) で与えられる。

$$i = A \cdot T^2 \cdot \exp\left(-\frac{\phi}{kT}\right) \quad (1.13)$$

ここに、 A : 熱電子放出定数 (120.4 A / (cm²·K²)),

k : ボルツマン定数 (1.38×10^{-23} J/K)

この関係から、融点が高く、仕事関数 ϕ が小さく、機械的強度の大きいタングステンが X 線管の陰極 (フィラメント) 材料として用いられている。

また、タングステン原子番号と融点が高いため、一般撮影用の陽極 (ターゲット) 材料

としても広く用いられ、乳房撮影用にはモリブデンが用いられている。

(b) **管電圧-管電流 ($v-i$) 特性** 二極真空管では陽極を陰極に対して正電位にしたとき、熱電子が陽極に到達して陽極電流が流れるが、電圧を逆極性に加えたときには熱電子は陽極に到達できないため陽極電流は流れない。この性質を整流作用といい、二極真空管に限らず一般の電子管において重要な性質である。

図 1.11 の A のように、陰極の温度を一定にして陽極-陰極間電圧 V_p (管電圧) を上げていくと、陽極電流 I_p (管電流) は管電圧の上昇とともに増大して流れる。この領域を空間電荷制限領域という。さらに管電圧を上昇させると、 B_1 のように管電流はやがて一定値に達し、それ以上は管電圧を上げてても増加しない。この領域を温度制限領域という。

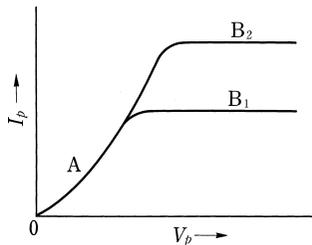


図 1.11 陰極の温度をパラメータにとった二極管特性

A の部分は陰極の温度に関係なく、管電圧に依存して管電流が流れる領域である。この範囲では、陰極から放出された熱電子の一部が陽極に達して管電流となり、残りの熱電子は陰極前面付近の空間に残留する。空間に残留した熱電子を空間電荷 (space charge) といい、空間電荷は負電荷のため陰極前面も負電位となり、陰極からの熱電子放射を抑制するように作用する。そのため、陰極温度を上昇させても、空間電荷の抑制作用によって熱電子放射量は一定となる。このとき流れる管電流を空間電荷電流といい、空間電荷電流 I_p [A] と陽極-陰極間電圧 V_p [V] との間には次式 (Langmuir-Child の式) の関係がある。

$$I_p = K \left(\frac{V_p^{3/2}}{d^2} \right) \quad (1.14)$$

ここに、 K : 定数、 d : 陽極-陰極間の距離 [m]

すなわち、空間電荷電流は管電圧の $3/2$ 乗に比例し、電極間距離の 2 乗に反比例する。

B_1 の部分では管電流は一定値となるが、このときの管電流を飽和電流という。この領域では、陰極から発生する熱電子のすべてを管電圧の正電位によって陽極に引きつけることで管電流としている。したがって、陰極の温度を上げて熱電子放出量を増やせば、飽和電流は B_1 から B_2 のように増加する。したがって、この領域では陰極 (フィラメント) の温度によって管電流が定まる。

(c) **管電流の制御** X線管によってX線を発生させる場合、発生するX線強度は管電流値に比例する (X線強度 $I = k v^2 i Z$, k : 定数, v : 管電圧, i : 管電流, Z : 原子番号)。

X線管の $v-i$ 特性で述べたように、温度制限領域における管電流 I_p は陰極 (フィラメン

ト) 温度に依存するが、陰極温度はフィラメントに流す電流によって制御している。しかし、実際の X 線管では使用する焦点寸法および管電圧と管電流の組合せによって、管電流の特性が飽和電流から空間電荷電流まで大幅に変化する。焦点が大きく、管電圧が高く、管電流が小さいほど飽和電流で動作するが、この領域では管電圧の変化に対して管電流はほとんど変化しない。逆に、焦点が小さく、管電圧が低く、管電流が大きいほど空間電荷電流で動作し、管電圧の変化に対して管電流は大きく変化する。

図 1.12 は正弦波状の管電圧を加えたとき、流れる管電流との関係を示したものである。

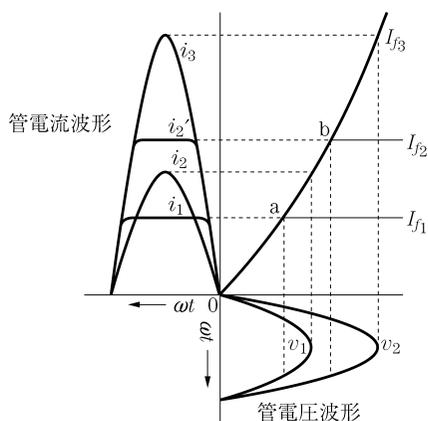


図 1.12 X 線管 $v-i$ 特性と管電流波形

比較的低管電圧の場合 (v_1): 加熱電流が I_{f1} であれば点 a までは $3/2$ 乗に比例して電流が流れるが、この点以上では管電圧が上昇しても管電流は変化しない。したがって管電流波形は i_1 のような台形に近いものとなる。しかし、加熱電流を I_{f2} まで増すと、管電圧最大値 v_1 まで空間電荷で動作するため、管電流波形は i_2 のように管電圧の $3/2$ 乗に比例した波形になる。

比較的高管電圧の場合 (v_2): 加熱電流が I_{f1} であれば v_1 の場合とほぼ同じ方形波に近い管電流波形になる。つぎに加熱電流を I_{f2} にすると、点 b から飽和が始まるため、 i_2' のように変化する。さらに加熱電流を I_{f3} まで増加すると、 v_2 でも完全に空間電荷で動作するため、 $3/2$ 乗に比例した波形となる。

このように管電流波形は管電圧が低く管電流が大きいほど $3/2$ 乗に比例した波形となり、管電圧が高く管電流が小さいほど台形に近い波形になることがわかる。しかし、実際の X 線管では集束電極による絞り作用が影響するため、これほど極端には変化しない。

1.3 X 線撮影と診断用 X 線装置の概要

1.3.1 X 線撮影の概要

図 1.13(a) はフィルム-スクリーン系による X 線撮影の原理を示したもので、この撮影

索 引

【あ】

アーチファクト	222
圧電素子	253
圧迫板	188
アノードシャフト	29
アモルファスセレン	143
安全率	100
アンダーテーブル X 線管形	178
アンチグレア処理 (反射防止処理)	121
暗電流	98
暗流 X 線	69, 195
暗流シャッタ	69

【い】

胃象検用 X 線装置	193
位相エンコード	239
位相シフト角	84
一次 X 線のカットオフ	151
一次電圧補償方式	58
一次電流波形	77
一次放射線透過率	151
一次巻線	59
一体形 X 線発生装置	191
一対比較法	170
一般撮影装置	177
一般撮影用増感紙	168
一般 DSA	138
一般透視撮影台	99
移動形 X 線装置	195
イメージオルシコン	112
イメージ改善係数	152
医用画像関連機器	146
医用電気機器専門委員会 (TC 62)	14
陰 極	7
陰極エミッション特性 (管電流特性)	24
陰極線	1
インジェクタ	184, 185

インタライン転送方式	114
インタレース	117
インバージョンリカバリー法	240

インバータ式 X 線高電圧装置	17
-----------------	----

【う】

ウイドス値	138
ウィナースペクトル	170
ウインドウ機能	221
ウインドウ値	222
ウインドウ幅	222
上羽根	53
受入試験	190, 208
動く部分	203
運動グリッド	150

【え】

永久磁石	235
映像周波数帯域幅	120
映像増幅器回路	118
映像分配器	112
液晶部	121
液晶物質	120
液体潤滑剤	31
エコープラナー法	240
エッジ強調	139
エネルギーサブトラクション処理	133
エネルギー差分法	133
エネルギー蓄積形	17
エラストグラフィ	252
遠隔式 X 線透視撮影装置	180
遠距離音場	248
円弧運動方式	181
演算器	138
エンハンスメント	138

【お】

応答時間	97
応答時間特性	92

黄 斑	257
奥羽根	53
オーバーテーブル X 線管形	178
オフセット補正	143
オルソパントモグラフ	199
音響インピーダンス	247, 248
音響レンズ	253
音 速	247
温度制限領域	9

【か】

外囲器	24
解 尽	164
回 生	75
解像度	111
解像力法	34
階調処理	130, 131
回転 DSA	139
回転陽極 X 線管	29
可逆圧縮方式	134
拡散強調画像法 (DWI)	244
拡散減衰	248
拡大撮影	51
拡大撮影用 X 線管	52
拡大ステレオ撮影	52
過照射	92
カセット後面検出方式	93
カセット前面検出方式	93
画 素	116, 220
画像加算処理	139
画像再構成	226
画像再構成法	182
画像ヒストグラム	129
画素数	121
片側接地	187
加熱電圧安定回路	57
可変視野イメージ管	107
可変視野形	107
可変視野管	109
カーボン	30
カーボンカセット	147

光導電層 113
 口内法撮影用 X 線装置 197
 固体撮像素子 113
 固体絶縁 88
 コッククロフト充電回路 68
 骨密度測定装置 196
 固定陽極 X 線管 27
 固有ろ過 24, 55
 混合負荷 40
 コンデンサエネルギー蓄積形 72
 コンデンサ式 X 線高電圧装置 17
 コントラスト 173
 コントラスト改善比 152
 コントラストスケール 230
 コントラストハーモニックイメージング 252
 コントラスト比 110
 コンピューテッドラジオグラフィ 125
 コンプトン効果 6
 コンベックス走査 249

【さ】

再構成画像 211
 採光野 95
 (最大) 単発負荷定格 26
 最大入力 42
 最大陽極熱容量 30, 40, 44
 サイドロープ 248
 サイノグラム 223
 サイリスタ 13
 撮影条件自動調整機構 227
 撮影定格 26
 撮影用 X 線装置 205
 雑音 230
 撮像管 106, 115
 撮像装置 106, 112
 撮像素子 112
 サブトラクション処理 125, 130, 138
 サブピクセル 122
 サーマルヘッド方式 155
 残光 164
 散瞳形 258
 360°補間法 225
 サンプリングレート 137
 散乱線 148
 散乱線除去グリッド 148

散乱放射線透過率 151

【し】

歯顎顔面用コーンビーム CT 200
 歯科用一般 X 線撮影装置 197
 歯科用特殊 X 線撮影装置 198
 シフト加算法 182
 時間感度分布 230
 時間差分法 138
 時間分解能 140, 229
 自己吸収 50, 94
 仕事関数 8
 自己付活形蛍光体 162
 指示計器補償方式 58
 視神経乳頭 257
 下羽根 53
 実効エネルギー 7
 実効焦点 23, 28
 実焦点 23, 28
 自動感度・コントラスト設定機能 129
 自動現像機 157
 自動露出制御 21, 187
 ——の安定性 206
 ——の再現性 207
 シネカメラ 123
 シミング 236
 シムコイル 236
 シェワカステン 159
 写真効果 11
 シャワー状アーチファクト 223
 集束距離 149, 150
 集束グリッド 149
 集束電極 27, 109
 充電電圧 69
 12 ピーク形 64
 周波数エンコード 239
 周波数処理 130, 131
 受像回路 (モニタ) 119
 出力蛍光面 110
 主変圧器 13
 循環器用装置 183
 順次走査 117
 昇華熱転写方式 156
 使用距離限界 151
 照射角度 182
 照射 (負荷) 時間 19
 照射野限定器 22, 53

消尽 164
 焦点 X 線 38
 焦点外 X 線 23, 38
 除細動器 185
 診断参考レベル 232
 診断用 X 線画像処理装置 125
 診断用 X 線装置の構成 15
 シンチレータ (蛍光体) 143
 振動子 253
 心拍同期再構成 227
 心拍同期スキャン 227
 心理的粒状性 170

【す】

垂直解像度 120
 垂直 CCD 114
 スイッチング損失 79
 水平解像度 120
 水平 CCD 114, 115
 水平式撮影台 101
 スキャンダイアグラム 228
 スターパターンカメラ法 34
 ステータ 30
 ステッピング DSA 139
 システム 27
 ステレオ DSA 139
 ストックスの法則 163
 ストリーク状アーチファクト 222
 スピンエコー法 239
 スムージング 139
 スライス厚 230
 スライス感度プロファイル 229
 スライス方向分解能 255
 スリットカメラ法 34
 スリップリング 211, 214, 215
 3D アンギオ 139

【せ】

静安全率 207
 整合層 253
 静止グリッド 150
 静磁場強度 245
 正焦点 32
 静電偏向 118
 制動放射線 4
 正負対称 64
 正負非対称 64

特殊撮影用増感紙 168
 特殊増感紙 174
 特殊透視撮影台 101
 特性 X 線 5, 187
 飛越し走査 117
 ドブラシフト周波数 251
 トモシンセシス 182
 トラクトグラフィ 245

【な】

ナイキスト周波数 144
 内部電源機器 202
 ナローファンビーム 212

【に】

二次電子 39
 二次巻線 59
 二重エネルギー吸収法 196
 乳房圧迫器 186
 乳房撮影定位装置 186
 乳房撮影用 X 線管 49
 乳房用 X 線診断装置 186
 乳房用 X 線装置 186
 —の安全 188
 —の精度管理 190
 乳房用撮影台 187
 入力窓 108
 入力面 108
 入力面蛍光体 108

【ね】

ネサ膜 113
 熱蛍光性蛍光体 166
 熱蛍光線量計 167
 熱的指標 256
 熱電子 8
 熱電子放射 8
 熱電子密度 32

【の】

濃度分解能 140

【は】

配向膜 121
 倍電圧整流回路 68, 88
 バイブレーション装置 184
 パーシャルボリウム効果 221
 バッキング材 253
 バックアップタイマ 92
 バック増感紙 168

バックライト 121
 発光現象 161
 発光効率 165
 ハードスイッチング 81
 パノラマ X 線撮影装置 198
 波尾切断 68
 パルスドブラ法 251
 パルス幅 74
 パルス幅変調 74
 パルス幅変調制御 83
 パワードブラ 251
 パワー MOS FET 79
 半価層 7, 204
 半価層試験 190
 反跳電子 6
 半導体スイッチング素子 14
 バントモグラフィ 198

【ひ】

非可逆圧縮方式 134
 光輝尽発光 127
 非共振形インバータ 70
 ピクセル 220
 ピクセルシフト 140
 ビジコン系 112
 被写体厚特性 92, 96
 非鮮鋭マスク処理 131
 ピッチ係数 226
 ヒートユニット 43
 比負荷 41
 微分器 85
 ビームハードニング 222
 ビームハードニング補正
 フィルタ 216
 ビームピッチ 226
 180°補間法 225
 ヒール効果 36, 188
 比例器 85
 品質保証 208
 ピンホールカメラ法 34

【ふ】

フィードバック制御 70
 フィラメント 7
 フィラメント加熱電流 12
 フィラメント特性 37
 フィルタ 73
 フィルタ補正逆投影法 182, 220
 フィルムチェンジャ 146

フィルムデジタイザ 125
 フェーディング 128
 フェライト 82
 4D-CT 211
 負荷 22, 40
 負荷繰返し時間 24
 負荷時間 40
 負荷質量 100
 付活形蛍光体 162
 付加フィルタ 24
 付加ろ過 24, 55
 副焦点 32
 ブッキー装置 101
 ブッキーテーブル 101
 ブッキーブレンデ 150
 物理的粒状性 170
 部分体積効果 221
 不変性試験 190, 209
 浮遊静電容量 83
 フライホイールダイオード 75
 ブラウン管 119
 フラットパネル検出器 115, 125, 142
 フリッカ 159
 ブルー発光増感紙 168, 173
 ブルーミング効果 33
 ブルーミング比 23, 34
 プレ照射 187
 フレーム転送方式 114
 フレームメモリ 138
 プロセス増幅器 118
 プロープ 253
 フロント増感紙 168

【へ】

ヘアリング 29
 平滑化画像（非鮮鋭画像） 132
 平滑効果 79
 平均乳腺線量 190
 平行グリッド 149
 平行パターンカメラ法 34
 並列共振形 73, 77
 ヘリカルスキャン 214, 224
 ヘリカルピッチ 225, 226
 ヘリカル補間処理 224
 ベリリウム 49
 変圧器形 17
 変圧器形インバータ式
 X 線高電圧装置 72
 変圧器式 X 線高電圧装置 17

変換係数	110
偏向回路	118
偏光フィルタ	121
偏差信号	85
偏磁化電流	68
ペンシルビーム	212

【ほ】

方位分解能	255
ほうけい酸硬質ガラス	28
放射角度	37
放射口	24
放射線の安全	203
放射線用フィルムカセット	147
ポウタイフィルタ	216
放電電荷量	69
飽和電流	9
保護接地	202
保護抵抗	68
保護の形式による分類 (クラス分類)	202
保護の程度による分類	202
保守点検	208
保持装置	103
補償要素	85
補正関数	220
ホットダイオード	143
ポリグラフ	185

【ま】

マイクロコントローラ	86
巻数比	13
マクロショック	202
マトリックス	220
マトリックスアレープロープ	254
マルチ周波数処理	132
マルチスライス CT	214, 225
—の特徴	227

【A】

A-D 変換器	137
AEC	187, 194
AGD	189, 190
apparent diffusion coefficient map (ADC map)	244
a-Se	143
a-Si	143

マルチスライス CT 装置	211
---------------	-----

【み】

みかけの拡散係数画像	244
マイクロショック	202
ミラーカメラ	123
ミラーカメラ間接撮影	104

【む】

無散瞳形	258
無負荷時一次電圧	58

【め】

メインロープ	248
メタル X 線管	32
メタルバック蛍光面	119

【も】

モノタンク	198
モリブデン	30
モリブデンターゲット	50
モリブデンフィルタ	50
漏れインダクタンス	82, 84
漏れ X 線	205
漏れ放射線	24

【よ】

陽極	8
陽極回転子	30
陽極加熱曲線	26, 44
陽極最大冷却率	44
陽極軸	29
陽極入力	24, 40
陽極熱量	26, 44
陽極冷却曲線	26, 44

【ら】

ラスト	118
ラピッドシーケンスカメラ	123

【り】

リアルタイム透視	227
リアルタイムヘリカル	227
リアルプレップ	227
リカーシブフィルタ	139
リスホルムブレンデ	150
立位式撮影台	102
リニア走査	249
リプル百分率	21
リマスキング	140
粒状性	172
量子検出効率	111
理論最高周波数	77
リング状アーチファクト	222

【れ】

レーザイメージャ	154
レーザフィルムディジ タイザ	134
レーザ露光熱現像方式	155
レニウム入りタンングステン	46
レベル値	138
連続 X 線	4
連続撮影	22
連続波ドブラ法	251
連続負荷定格	26
連続陽極入力	25

【ろ】

6 ピーク形	64
ロジウムターゲット	50
ロジウムフィルタ	50
露出倍数	152
ロータ	30
論理演算処理	95

【わ】

ワイドファンビーム	213
-----------	-----

ASSR	228
ATR	193
A モード	249

【B】

B 形装着部	201, 202
b 値	244
B モード	249
BEF	121

BF 形装着部	202
---------	-----

【C】

CBP 法	220
CCD	106, 112, 113
CCD カメラ	113, 115
CDI	251
CFM	251
CFRP カセット	147

CF 形装着部 201, 202
 Chemical shift selective 法 241
 CHESS 法 241
 CNR 189
 CR 125, 126
 —の特徵 134
 CRT 119
 CR 分圧器 87
 CT 線量指数 230
 CT 装置の分解能 229
 CT 値異常 223
 $CTDI_{100}$ 231
 $CTDI_{vol}$ 231
 $CTDI_w$ 231
 CT スキャン入力 (CTSPI) 25
 CT 値 221
 CT 透視 225
 CWD 251
 C アーム形保持装置 103

【D】

DA 125
 D-A 変換器 138
 DAS 217
 DF 125, 135
 DF プロセッサ 136
 diffusion tensor imaging (DTI) 244
 diffusion weighted imaging (DWI) 244
 Dixon 法 242
 DLP 232
 DQE 111
 DR 125, 193
 DSA 125
 —の画質 139
 DSC 254
 DSP 86
 Duane-Hunt の法則 4
 DXA 196

【E】

EDR 129
 EPI 法 239, 240

【F】

Fast SE 法 239, 240
 feldkamp 法 228

FLAIR 法 241
 fluid attenuated inversion recovery 法 241
 FOV 220
 FPD 101, 115, 125, 142
 FT 114
 FT 方式 115

【G】

GAIN 254
 GFE 型 EPI 法 240
 GFE 法 239, 240
 GSDF 122

【I】

IA DSA 137
 IEC 14
 IGBT 79
 IHE 122
 I.I. 100
 I.I.DR 141
 I.I.間接カメラ 123
 I.I.間接撮影 105
 I.I.スポットカメラ 123
 I.I.ブランキング 185
 IP 125
 IR 法 239, 240
 ISO 14
 IT 114
 IT 方式 114
 IV DSA 137
 IVR 136

【K】

K エッジフィルタ法 197
 K 吸収端 50

【L】

Langmuir-Child の式 9
 LCD 120
 —の特徵 122
 LCD モニタの精度管理 122
 log 変換器 137

【M】

mAs 計 58
 MD 法 196
 MFP 132
 Moseley の法則 5
 MOS 構造 114

motion probing gradient (MPG) 244
 MR angiography (MRA) 243
 MRI 装置の安全 245
 MRI 装置の設置条件 246
 MRI 装置の日常点検 246
 MTF 111, 170
 Multi-shot EPI 法 240
 M モード 249

【N】

Nutate-Rotate (N-R) 方式 213

【P】

PC 法 244
 phase contrast 法 244
 PSL 127
 PWD 251
 PWM 制御 84

【Q】

QCT 196

【R】

RF コイル 236
 Richardson-Dushman の式 8
 RMS 粒状度 170
 Rotate-Rotate (R-R) 方式 213

【S】

Scanning electron beam 方式 213
 SE 型 EPI 法 240
 SE 法 239
 short T_1 inversion recovery 241
 Single-shot EPI 法 240
 SSPz 229
 Stational-Rotate (S-R) 方式 213
 stator 30
 STC 254
 STIR 法 241
 SXA 196

【T】

TFT 121, 142

time of flight (TOF)	243	X 線間接撮影用カメラ	123	X 線高電圧装置	15, 206
TOF 法	243	X 線間接撮影用ミラーカメラ	123	X 線撮影台	101
Translate-Rotate (T-R)				X 線写真観察器	159
方式	212	X 線管装置	23, 52	X 線出力の再現性	19
TSP	230	X 線管装置加熱曲線	26, 44	X 線照射野	54
		(X 線) 管装置入力	25	X 線制御装置	56, 177
【U】		X 線管装置熱量	26	X 線装置	15
U アーム形保持装置	103	X 線管装置冷却曲線	26	——の総ろ過	205
		X 線管電圧図表	13	——の半価層	204
【V】		X 線管フィラメント加熱		X 線断層撮影装置	181
voxel	220	変圧器	12	X 線 TV	106
		X 線管負荷	24	X 線 TV 式透視撮影台	100
【W】		X 線 (管負荷) 条件	24	X 線透視撮影装置	178
W/L	222	X 線管負荷状態	24	X 線透視撮影台	99
		X 線管保持装置	103	X 線の総エネルギー	4
【X】		X 線管容器	23, 52	X 線の発生効率	4
X 線 I.I. 装置	106	X 線機械装置	207	X 線発生装置	15
X 線映像装置	178	X 線強度	6	X 線ビーム制限	205, 206
X 線管	23	X 線強度分布	32	X 線放射強度分布	35
X 線管焦点皮膚間距離	205, 206	X 線蛍光板	174	X 線用可動絞り	53
		X 線源装置	22, 177, 207	X 線用蛍光体	165

—— 監著者・著者略歴 ——

青柳 泰司 (あおやぎ たいじ)

1959年 日本大学工学部電気工学科卒業
1959年 東京都立診療放射線専門学校教務主任
1977年 東邦大学医学部放射線医学教室入局
1978年 医学博士(東邦大学)
1980年 東邦大学医学部講師
1986年 東京都立医療技術短期大学教授
1992年 東京都立医療技術短期大学客員教授
2000年 退任

小倉 泉 (おぐら いずみ)

1979年 東洋大学工学部電気工学科卒業
1997年 東京都立医療技術短期大学講師
1998年 東京都立保健科学大学講師
1999年 日本大学大学院理工学研究科博士課程修了
(電気工学専攻)
博士(工学)
2002年 東京都立保健科学大学大学院助教授
2005年 首都大学東京大学院准教授
2007年 首都大学東京大学院教授
現在に至る

沼野 智一 (ぬまの ともかず)

1992年 医療法人社団圭春会小張総合病院勤務
1996年 中央医療技術専門学校夜間部卒業
2001年 東京理科大学理学部II部物理学科卒業
2003年 茨城県立医療大学大学院保健医療科学研究科
修士課程修了
2003年 産業技術総合研究所勤務
2005年 首都大学東京助教
2007年 日本大学大学院理工学研究科博士課程修了
(精密機械工学専攻)
博士(工学)
2012年 首都大学東京准教授
現在に至る

安部 真治 (あべ しんじ)

1975年 法政大学卒業
1992年 東京都立医療技術短期大学講師
1996年 日本大学大学院理工学研究科修了
1998年 東京都立保健科学大学助教授
2002年 東京都立保健科学大学大学院助教授
2005年 首都大学東京大学院准教授
2006年 博士(工学)(日本大学)
2010年 首都大学東京大学院教授
現在に至る

根岸 徹 (ねぎし とおる)

1989年 東京都立医療技術短期大学診療放射線学科
卒業
1989年
～1994年 東京都立墨東病院主事(兼務)
1993年 東京都立医療技術短期大学助手
1998年 東京都立保健科学大学助手
2005年 群馬県立県民健康科学大学講師
2006年 博士(保健医療学)(国際医療福祉大学)
2012年 群馬県立県民健康科学大学准教授
現在に至る

改訂新版 放射線機器学 (I) — 診療画像機器 —

Radiation Equipment Engineering (I)

© Taiji Aoyagi, Shinji Abe 1990, 1998, 2004, 2015

1990年1月10日 初 版第1刷発行
1996年9月10日 初 版第7刷発行
1998年2月20日 改訂版第1刷発行
2003年2月25日 改訂版第8刷発行
2004年3月15日 新 版第1刷発行
2014年9月10日 新 版第12刷発行
2015年11月6日 改訂新版第1刷発行

検印省略

監著者 青 柳 泰 司
安 部 真 治
著 者 小 倉 泉
根 岸 徹
沼 野 智 一
発行者 株式会社 コロナ社
代表者 牛来真也
印刷所 壮光舎印刷株式会社

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 978-4-339-07241-9 (高橋) (製本：グリーン)

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せん