

画像診断装置学入門

木村 雄治 著

コロナ社

ま え が き

画像診断は、現在の医療には欠かすことができないほどに重要な情報を提供してくれる。しかも、画像撮像の技法は多岐にわたっており、画像診断の確定も一つの方法のみでは十分でない場合が多く、X線単純画像、X線CT、MRI、超音波画像、RI画像など種々の情報を組み合わせて、より精度の高い診断を行うことが要請されている。

数多く存在する画像診断法あるいは画像診断装置は、近年急速に発展した高速度コンピュータによる操作と情報処理技術に大きく依存している。撮像原理が発見されてから、試行錯誤を重ねつつ実用化され、普及するまでには半世紀を必要としたものが大半である。したがって、撮像に関するさまざまな技術の進歩と、それと同時に出現した安価で小型の高速度コンピュータが現在の画像診断装置をもたらしたともいえる。

しかし、これらの装置は生理学、基礎医学、臨床医学、物理学、工学の各専門分野の科学者、医師、技術者の知恵の結晶を具現化したものであり、装置に内蔵されているソフトウェアは携わった人々の知識の集積であるといえる。さらに、この種の画像は、生体に外部からX線、磁気、超音波、 γ 線などの物理的エネルギーを加えたとき、生体の組織への作用形態およびそれによって組織がもたらす情報を検出して構成される。そのことが、それぞれ測定原理の難しさを伴いながらもおのおの異なった画質の特徴を表現している。最終目的は、得られた画像から臨床的にいかに有効な情報を得、診断に役立てるかである。

最初に生体の画像に挑戦したのは、1895年X線を発見したドイツの物理学者W.K. Röntgen (1845~1923)である。夫人の手のX線写真を添付して論文を発表したのが生体画像の最初である。この成果に対してノーベル賞が与えられている。このX線の平面写真は後のX線CTによる人体の断層画像へと発展していく基礎になっていく。後に人体断層画像は超音波断層画像、MRI、RI画像へと大きく発展していくが、撮像に際して加えられる物理的エネルギーが生体組織に与える作用とそこから得られる組織反応情報を工学と生理学の両面から解明して画像化し、かつ臨床的にその情報がどのように有用かということ画像診断上で明らかにすることが大切である。

これらの画像の撮像装置の技術的方法および臨床的意味と診断法については多くの優れた専門書が提供されており、その内容が高度で部分的に多少難解であっても、それぞれの研究者あるいは特定の専門を目指す学徒にとっては誠に良書といえる。

ここでは、特に断層画像の撮像方法と生体組織の関係、画像の撮像方法および特徴や臨床

的な利用法について、初歩的で基本的な内容を平明に紹介することを目指している。内容的に高度な専門書を理解するための予備的手段となることを願っている。また撮像のために生体に与えるエネルギーが生体内でどのように作用し、どのようにして画像情報を提供するかを理解する一助になれば更なる幸いである。

2006年12月

木村 雄治

目 次

1. 超音波診断装置

1.1 発 展 の 歴 史	1
1.2 超 音 波 の 性 質	5
1.3 超 音 波 と 生 体 物 性	6
1.4 超 音 波 の 発 生 と 受 信	8
1.5 連 続 波 の 利 用	11
1.6 パルス波法と画像構成	13
1.7 パルス波の走査法と分解能	16
1.7.1 リニア電子走査法 (linear electronic scanning)	16
1.7.2 セクタ電子走査法 (sector electronic scanning)	21
1.7.3 コンベックス電子走査法 (convex electronic scanning)	24
1.7.4 プローブの種類	27
1.8 電子走査法のアーチファクト	29
1.8.1 サイドローブとグレーティングローブ	30
1.8.2 多 重 反 射	31
1.8.3 鏡面現象 (ミラーイメージ)	32
1.8.4 レ ン ズ 効 果	32
1.8.5 後方エコー増強	33
1.9 超音波ドップラ画像	33
1.9.1 パルスドップラ法	34
1.9.2 カラードップラ法	35
1.9.3 血流情報のカラー表示法	37
1.10 超音波画像診断装置と臨床応用	37
1.10.1 心 臓 の 撮 像	42
1.10.2 腹 部 の 撮 像	45
1.10.3 産科領域の撮像	49
1.11 超音波の安全性 (超音波出力の定義と安全限界)	51

1.12 超音波画像診断装置の特徴	53
-------------------------	----

2. X線画像診断装置

2.1 X線の発見とX線装置発展の歴史	55
2.2 X線の発生	57
2.2.1 連続X線	57
2.2.2 特性X線	59
2.3 X線管の構造	60
2.4 X線の生体作用	62
2.4.1 光電効果	63
2.4.2 コンプトン効果	64
2.4.3 電子対生成	64
2.4.4 原子番号によるX線減衰	65
2.4.5 減弱係数	67
2.4.6 吸収線量	68
2.5 X線直接撮影装置	69
2.6 X線透視撮影装置	71
2.6.1 X線I.I.とX線TVカメラ	71
2.6.2 X線透視撮影装置の構成	73
2.6.3 直接変換方式X線フラットパネル検出器とフィルムレス	75
2.7 X線CT	81
2.7.1 装置発展の歴史	81
2.7.2 測定原理	83
2.7.3 画像再構成	86
2.7.4 CT値と画像	88
2.7.5 CT装置の基本構成(R-R方式を中心として)	90
2.7.6 ヘリカルスキャン(シングルヘリカルスキャン)CT装置	92
2.7.7 マルチスライスヘリカルスキャンCT装置	96
2.7.8 マルチスライスCTの特徴	99
2.7.9 X線CTの性能評価	103

3. 磁気共鳴画像診断装置(MRI)

3.1 発展の歴史	104
-----------------	-----

3.2 NMR の原理	105
3.2.1 静磁場と歳差運動	106
3.2.2 共鳴現象 (エネルギーの吸収)	108
3.2.3 共鳴現象 (エネルギーの放出)	111
3.3 緩和現象	112
3.4 緩和時間	114
3.5 パルスシーケンス法	116
3.5.1 90°パルス-90°パルス法	116
3.5.2 180°パルス-90°パルス法 (反転回復法)	117
3.5.3 スピンエコー法	118
3.5.4 パルスシーケンス法による画質	120
3.6 MRI 画像構成法	122
3.6.1 スライス断面の設定	122
3.6.2 画素信号の検出	123
3.6.3 高速撮像法 I (高速スピンエコー法)	126
3.6.4 高速撮像法 II (グラジエントエコー法)	127
3.6.5 エコープラナーイメージング法	130
3.7 MR 血管撮影	131
3.7.1 TOF 法	132
3.7.2 PC 法	135
3.8 MRI 装置	136
3.8.1 静磁場発生装置	136
3.8.2 傾斜磁場	138
3.8.3 高周波送受信システム	138
3.8.4 RF コイル	139
3.8.5 NMR 受信コイル	140
3.9 MRI の画質	143
3.9.1 SN 比の測定	145
3.9.2 コントラスト雑音比の測定	145
3.9.3 アーチファクト	146
3.10 使用上の留意点	149

4. 核医学画像診断装置 (RI)

4.1 RI 発展の歴史	150
--------------------	-----

4.2	γ 線の発生	152
4.3	γ 線の検出	154
4.3.1	シンチレータ	154
4.3.2	光電子増倍管 (PMT)	155
4.3.3	光ダイオードと半導体検出器	156
4.4	シンチレーションカメラ装置	156
4.4.1	カメラの構成	156
4.4.2	体内から放射される γ 線	157
4.4.3	ライトガイドとシンチレータ	159
4.4.4	位置演算機構	159
4.5	SPECT 装置	160
4.5.1	シンチカメラ回転型 SPECT 装置とその分類	160
4.5.2	リング型 SPECT	162
4.5.3	回転型ガンマカメラのデータ収集モード	162
4.5.4	データ処理と画像化	163
4.5.5	回転型ガンマカメラの画像表示法	166
4.6	PET 装置	166
4.6.1	検出原理	167
4.6.2	装置の種類	167
4.6.3	2D-PET および 3D-PET のデータ収集	168
4.6.4	SPECT と PET の比較	170
4.6.5	画像再構成	171
4.7	SPECT-RI の臨床的意義	173
4.7.1	脳神経系	173
4.7.2	内分泌系	174
4.7.3	呼吸器系	174
4.7.4	循環器系	174
4.7.5	消化器系	176
4.7.6	骨・カルシウム系	177
4.8	PET-RI の臨床的意義	177
4.9	核医学装置の安全・保守管理	178
	引用・参考文献	179
	索引	180

1

超音波診断装置

1.1 発展の歴史

超音波は、人の可聴音領域といわれる約 20~20 000 Hz (20 kHz) 以上の音をいう。超音波の使用は人が聞くことを目的としていない。超音波は水中での伝播特性、例えば 1 MHz のときの吸収係数が 0.22 dB/m と非常に小さく、音速が一定で 1 500 m と速いことなどから、水中の通信的応用が試みられている。1912 年イギリスのタイタニック号の氷山衝突事故という悲劇が起こってから、超音波を用いて氷山を発見しようと試みたのが始まりといわれている。その後は潜水艦発見などの軍事目的に研究が進められてきたが、第 2 次大戦後になり、技術も急速に進歩し超音波探傷器、測深器、魚群探知器などが脚光を浴びる時代になった。特に魚群探知器は民間に広く普及し、さらなる技術の進歩と相まって現在では漁業には不可欠な装置となっている。

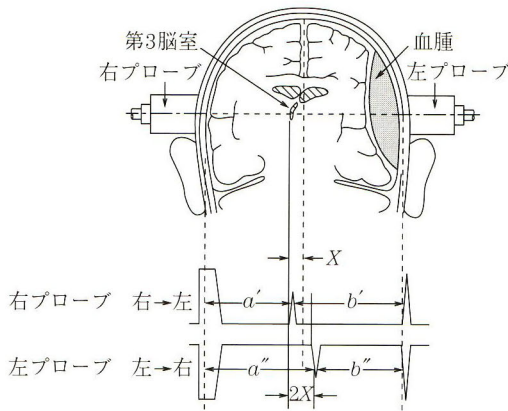
さて、超音波を医学に応用したのが、1949 年に超音波透過法で頭部脳質の投影像を描写することに成功した K.T. Dussik である。その後、1950 年の J.J. Wild のパルス反射法による A スコープ (反射信号の振幅の大きさの時間的変化) の組織構造分析と脳標本を用いた脳腫瘍エコーの検出である。同様な研究は日本でも東北大の菊池喜充を中心とした研究チームが、脳標本を水浸法により脳腫瘍エコー、脳室エコー、脳出血エコーを検出し、正常脳組織と脳腫瘍組織の音響インピーダンスの差異を検出している。パルス反射法については、1952 年に J.J. Wild が、**B モード** (brightness-mode) **水浸法** による手持ちチャンバ式装置での乳房断面像の描写に成功している。また 1956 年、菊池らも B モード水浸法を用いた乳房断面像描写に成功した。

臨床的には、開頭前に頭蓋骨を透して診断することがある。この難問に挑戦したのが菊池 (喜) チームの電気工学関係共同研究者による超音波探傷器の改良、すなわち研究開発されたチタン酸バリウムの振動子と 1 MHz を用いた検出素子 (プローブ) である。この成果は、1957 年、1 個のプローブを利用し、頭皮上より周波数 2.25 MHz のパルス反射法を適用することにより、A モード信号を検出する際に応用された。これが頭蓋内疾患診断の基

2 1. 超音波診断装置

礎になった。

頭蓋内診断用の **A モード** (amplitude-mode) 法とは、側頭部の^{じかい}耳介直上部からプローブより超音波パルスを脳内に投射し、頭内からの反射波をブラウン管上に表現する。耳介直上部は頭蓋冠のうち最も骨が薄く、骨による音波の減衰が少ないので脳内への超音波入射に好都合であるとともに、第3脳室の位置計測に適している。一つのプローブを右あるいは左の耳介上に当て、パルス反射を測定する方法を単側法 (1 素子法) という。1955 年 L. Leksell は両耳介上に同時にプローブを当てる両側法 (2 素子法) を考案した。2 素子法による反射波パターンの模式図を図 1.1 に示す。第3脳室エコーが左右いずれかに偏位して現れた場合は、頭蓋内の占拠性病変の存在が予想されるので、側頭部からの第3脳室エコーの検査は大切なことと評価されていた。



2 プローブ・2 素子法の反応波形

図 1.1 2 素子法による反射波パターンの模式図

頭蓋上から超音波で脳内を測定する努力はその後も続けられたが、頭蓋骨という超音波にとっては通過しにくい障害があることから、十分な情報が得られる測定方法とはならなかった。後に発展する X 線 CT, MRI など最初には頭部断層画像を対象にしたように、1950 年代では脳診断において脳の状態がどのようなものであるかの情報が得にくく、その情報がいかに重要であるかを認識しつつも、測定の困難さのために、診断と治療の確定にいかにも難儀していたかが伺われる。脳の断層画像による診断は後の X 線 CT や MRI の開発、普及に委ねられることになる。

1956 年、里村 (茂) らによって、いっそう小型化された**プローブ** (probe, ^{たんしょくし}探触子) で胸壁上から心臓方向に放射させ、ドップラ現象により血流を検出することに成功している。この血流ドップラ法は、後に広く利用されることになるパルスドップラ法による画像撮像の基礎になったばかりでなく、連続波法測定法と共にこの方法でも胎児心拍計を実現化し、1973 年の時代にすでに小型の装置が実用化されている。

一般にある対象に A モード法を応用した場合、その内部の各反射面からの反射波のブラウン管上における距離は各反射面間の実際の距離に比例する。そこで、各反射面が動くとき、ブラウン管上でそれらの反射波も掃引線^{そういん}に沿って動く。この反射波の動きは対象の動きに比例する。掃引線に沿ってこの動きを時間的に記録すると、対象の運動曲線（時間-遍位曲線）が得られる。この方式は **M モード** (moving-mode) 法と呼ばれ、1954 年に I. Edler, C.H. Hertz によって開発されている。これを心臓の動きの測定に利用すると心臓弁（僧帽弁^{そうぼう}、大動脈弁などの）の時間的動きが観察できる。これはあくまでも A モードの時間的変化を表現している現象である。実際の測定は小型のプロープにより肋間部より超音波を心臓に入射し、ブラウン管上に、例えば図 1.2 に示すような僧帽弁前尖の拍動ごとの動作が示される。これは通称 **UCG** (ultrasound cardiogram) といわれ、心臓の断層画像と同時に観察される情報となる。

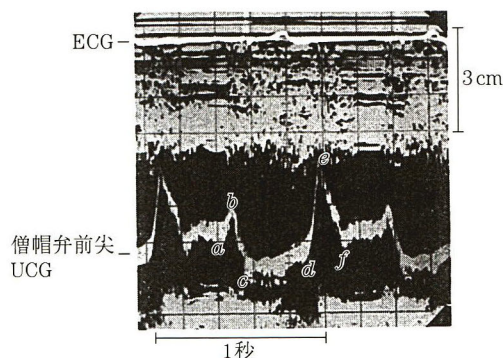


図 1.2 僧帽弁前尖 UCG の正常波形[†]

A モードや M モードはプローブを固定して生体に時間的変化を測定していたが、1950 年代初頭よりプローブを移動させて 2 次元画像を得ようとする努力が続けられた。先に紹介した 1952 年 J.J. Wild の B モードによる乳房検査では、図 1.3 に示すようにビニール囊を乳

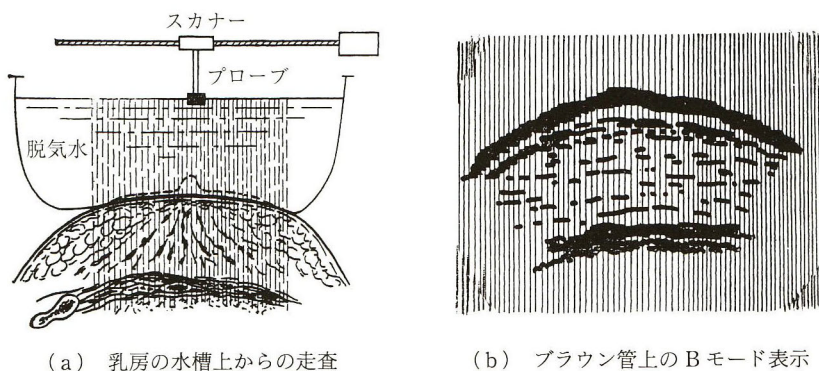


図 1.3 機械式リニア走査方式

[†] 肩付番号は巻末の引用・参考文献番号を示す。

房皮膚上に密着させ脱気水を満たし、水中で機械的にプローブを直線的に移動させる。このプローブの移動方式はリニア走査方式（直線走査方式）と呼ばれる。そのとき得られる反射信号を振幅の大きさに比例した輝度でブラウン管上に表示する。同様な手法で甲状腺疾患^{こうじょうせん}診断も行われた。このブラウン管上での反射信号振幅を輝度に変えて表現する方法（輝度変調）をBモード法という。Bモード法はすでに1952年に開発されていたが、1960年代中期になって図1.3に示すような断層画像として臨床的に実用化されるようになった。同時代に欧米ではバスタブのような水槽に全身を浸してプローブを同様に機械的に直線移動させて腹部の測定が行われた。ただし、この方法は装置が大きいことや全身を水槽に入れるとう便さが伴った。

いままでのBモード法はすべて水浸法を応用したものであったが、1958年I. Donaldらは、初めて人体皮膚面に直接プローブを当てて走査を行い、下腹部腫瘍や胎児の断面像を描写し、産婦人科領域への応用の途を開いた。これが初めての接触走査方式である。日本では1966年に、パルス反射波を使用する画像診断装置として腹部断面の像をブラウン管上に描き出すプローブを手動で走査する複合走査法（コンパクトコンパウンド法）装置が開発され、広く臨床の分野で利用されることになる。この装置の動作原理は図1.4に見られるように支柱ないし支点に対して3箇所の回転軸の回転角度をポテンシオメータで測定し、アームの長さ合わせてプローブの位置情報を機械的に求めている。プローブは曲面である腹部表面につねに直角に接触するように手動で走査することになる。したがって、同一腹壁断面を手動で繰り返し走査するには熟練を必要とする。また、位置を決めるポテンシオメータの精度が十分に高いとはいえない難い点があった。

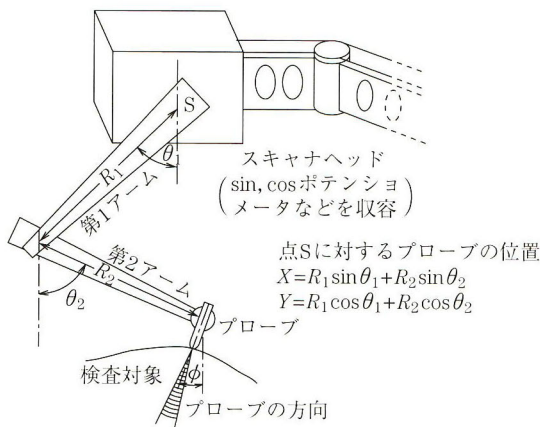


図1.4 接触複合走査法装置の動作原理

固定したプローブのAモードやMモードから、断層画像を表現しようとするためにプローブを移動させるBモード（輝度変調画像）が開発され、情報量が飛躍的に増大し、腹部

臓器や胎児などへの応用が拡大した。プローブを直線的に移動させるリニア走査法と、先のコンパクトコンパウンド法装置のプローブの移動は単純なりニア走査法と異なるやや複雑な走査方式へと変遷した。そこで、プローブの位置を変えないで超音波の伝播方向を機械的あるいは電子的に変えるリニア走査法と複合操作法が開発され、そのためのプローブの開発と走査方式の技術的な研究の成果が、腹部にのみならず心臓の動的現象の撮像、胎児の活動する撮像に発展する今日の超音波断層画像診断の飛躍的な向上に貢献することにつながっている。

1.2 超音波の性質

音波は媒質がないと伝播しない。電磁波（電波を含む）は真空でも伝播し、その速度は媒質の有無にあまり影響されず、光の速度（約 3×10^8 m/s）に大略等しい。これに対して音波の伝播速度は媒質の特性と温度に左右される。音波の伝播様式には横波と縦波および表面波があるが、媒質内部への伝播は縦波と横波が主体である。横波の性質は、媒質の内部で媒質が一定の場所で上下運動のみをし、波のみが水平に移動する。このような伝播をする横波はやわらかい媒質内での減衰がきわめて大きく、したがって軟媒質では事実上存在し得ないといえる。他方、縦波は波の進行方向と媒質の振動方向が同一である。図 1.5 のように媒質が音圧によって圧縮、伸展することによって音波が伝達される。伸縮方向と波の伝播方向は一致する。このように超音波は圧力の変化が進行方向に伝播する縦波である。そこで、縦波を粗密波あるいは圧縮波ともいう。縦波は伝播速度が周波数によらずほぼ一定で、かつ横波に比べて減衰ははるかに小さい。音波と超音波は物理的には同一の性質を示す波として扱える。音速は空気中（気温 T ）で $331 + 0.6 T$ [m/s]、超音波は生体軟組織で水とほぼ同じで 1500 m/s 程度である。

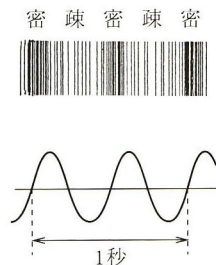


図 1.5 縦波の伝播

超音波の伝播する物質内では、伝播していくにつれて振動のエネルギーは不可逆的に熱エネルギーに変換されて振幅は減少し、音の吸収が起こって次式に示すように音の強さは減少していく。

索引

【あ】		核種	152	繰返し時間	116
アダムキュービック	102	拡張末期左室容積	41	繰返し周波数	13
アーチファクト	29	画素	88	クーリッジ管	55
圧縮波	5	画像空間	123	グレイレベル	90
圧電現象	8	カーボンサーティーン NMR	104	グレーティングローブ	30
圧電効果	8	カラードップラ法	35	クロスコイル方式	140
圧電材料	8	冠状面断層像	164	【け】	
圧電体	8	関心領域自動追従機能	161	経食道用プローブ	27
【い】		ガントリ	90	経腔プローブ	27
位相検波	139	ガンマカメラ	156	経直腸用プローブ	27
位相分散	113	緩和現象	112	ゲイン調整	40
1 回拍出量	41	緩和時間	112	血液脳関門	173
胃二重造影法	80	【き】		血流補正法	134
イメージングプレート	75	機械走査法	21	【こ】	
【う】		機械的安全性	178	光輝尽性蛍光体	75
ウィンドウ値	90	輝度変調画像	4	高コントラスト分解能	92
ウィンドウ幅	90	逆マトリックス法	84	高周波	108
右季肋部横走査	47	キャビテーション	8	高周波数電磁波	109
右季肋部縦走査	47	吸収線量	68	高速 SE 法	121
【え】		吸収補正	166	高速スピネエコー法	126
エイリアシング	35, 147	胸骨上窩部長軸断面像	42	高速フーリエ変換	11
エイリアシングアーチファクト	147	共鳴現象	108	光電吸収	63
エコー時間	120	鏡面現象	32	光電効果	63
エコートレイン数	127	巨視的磁化	108	光電子	63
エコープラナーイメージング法	130	虚像	31	光電子倍增管	154
遠隔操作式 X 線	73	距離分解能	17	後方エコー増強	33
【お】		近距離音場限界点	10	固定陽極 X 線管	61
横断面画像	164	【く】		固有 X 線	60
横断面断層像	164	空間ピーク時間ピーク強度	52	固有音響インピーダンス	7
親核種	153	空間ピーク時間平均強度	52	固有音響抵抗	7
折返し現象	35	空間分解能	17, 92, 103	コリメータ	83
音響レンズ	19	空間平均時間ピーク強度	52	コントラスト雑音比	145
【か】		空間平均時間平均音圧	52	コンパクトコンパウンド法	4
回転陽極 X 線管	55, 61	空間平均時間平均強度	52	コンピュータラジオグラフィ法	75
核異性体転移	153	空気カーマ率	73	コンプトン効果	64
核磁気共鳴	104	矩形スパイラル EPI	130	コンプトン散乱	64
		駆出率	41	コンベックス走査法	24
		鞍型コイル	138	コンボルーション	87
		グラジエントエコー法	127	コンボルーションバックプロ	
		グラジエントリコイルエコー	128	ジェクション法	87

【さ】

再構成関数 87
 歳差運動 106
 再収束傾斜磁場 128
 再収束パルス 120
 サイドロープ 10, 29
 サイノグラム 172
 左室心機能解析 QGS 175
 撮像野 143
 サドルコイル 138
 サーフェスコイル方式 142
 3次元 GRE 法 129
 サンプリング定理 35
 サンプリングボリューム 34
 散乱線 165
 散乱補正 166

【し】

時間分解能 103
 磁気共鳴画像診断装置 104
 磁気双極子モーメント 105
 磁気モーメント 106
 質量減弱係数 67
 児頭大横径 50
 自動露出制御方式 70
 収縮末期左室容積 41
 重畳積分逆投影法 171
 周波数-距離関係 172
 周波数偏移 33
 自由誘導減衰 114
 準安定 153
 準偏差平均値 SD_{ave} 146
 照射時間 108
 照射線量 68
 ショートジオメトリ 97
 ジルコン酸チタン酸鉛 9
 心窩部横断走査 46
 心窩部四腔断面像 42
 心窩部縦断走査 46
 心窩部矢状断面像 42
 シングルショット EPI 130
 シングルフォトン放出核種 153
 信号強度平均値 SI_{ave} 146
 信号計測空間 123
 人工放射性同位元素 152
 人工放射線 152
 心尖部左室長軸断面像 42
 シンチカメラ 157
 シンチレーション 154
 シンチレーションカメラ 156

シンチレーション計数管 83
 シンチレータ 83
 心電図同期収集 162
 心拍出量 41

【す】

スキヤナ本体 90
 ズーグマトグラフィ 105
 スタティック収集 162
 ステイミュレイテッドエコー 148
 ステップ回転 SPECT 収集 163
 スパイラル EPI 130
 スピンエコーシーケンス 124
 スピンエコー法 119
 スピン-格子緩和時間 113
 スピン-スピン緩和時間 113
 スピン-スピン相互作用 113
 スライス厚 122
 スライスセプトム 168
 スライス選択傾斜磁場 123
 スライス分解能 17
 スロツティドチューブ レゾネータ 141

【せ】

赤外線自動近接機構 161
 赤外線分光分析装置 104
 セクタ走査法 21
 セクタ電子走査 22
 セクタ電子走査法 16
 ゼーマン効果 104
 線減弱係数 67
 選択励起法 123

【そ】

僧帽弁レベル短軸像 42
 速写撮影装置 74
 粗密波 5

【た】

体腔内プローブ 28
 ダイナミック収集 162
 体表面プローブ 28
 多核種収集 163
 多検出カメラ回転型 SPECT 160
 多重反射 31
 畳込み 87
 縦緩和時間 112
 縦磁化 111
 縦磁化の回復曲線 112

ターボファンコリメータ 163
 短冊形振動子 10
 短軸断面像 164
 単純逆投影法 84
 探触子 2

【ち】

逐次近似法 84
 中心位置計算 160
 超音波 1
 長軸面垂直断面像 164
 長軸面水平断面像 164
 直線走査方式 4

【て】

低コントラスト分解能 92
 デジタルスキャンコンバータ 37
 デジタル補償フィルタ 78
 データ切り切りアーチファクト 147
 データ収集システム 90
 デュエヌ・ハントの法則 58
 電荷結合素子 56
 電気機械基本式 8
 電気機械結合係数 8
 電気的安全 178
 電子雲 66
 電子式リニア走査法 15
 電子スキヤニング法 16
 電子走査法 16, 21
 電子束縛エネルギー 68
 電子対生成 64
 電子フォーカス 17
 天然性放射性同位元素 152

【と】

同時計数ウィンドウ 169
 同時計数回路 167
 同時計数線 168
 透視撮影装置 73
 透視撮影台 74
 頭殿長 50
 等方位性分解能 103
 特性 X 線 60
 ドップラ効果 11
 ドップラ偏移 33
 トランケーションアーチファクト 147

【な】		フーリエ再配置法	172	娘核種	153
内径短縮率	41	フーリエ変換 NMR 分析装置	104	【め】	
【に】		ブリップ EPI	130	メインビーム	10
二次電子	63	フリップ角	129	【や】	
ニューテイト動作	86	フルスキャン	90	矢状面断層像	164
【ね】		フローエンコード	135	【ゆ】	
熱緩和時間	113	プロトン NMR	104	有機シンチレータ	154
【の】		プローブ	2	【よ】	
脳血管内皮細胞	173	【へ】		横緩和	113
【は】		ヘリカルスキャン	85	横緩和時間	113
ハイブリッド EPI	130	ヘリカルピッチ	94	横磁化	111
バターワースフィルタ	163	遍移周波数	11	予備飽和パルス	133
発光減衰時間	155	【ほ】		読取り用傾斜磁場	128
ハーフスキャン	90	方位分解能	17	1/4 位相差検出コイル	140
ハーフリング回転検出方式	169	傍胸骨左室短軸像	42	【ら】	
パルスエコー法	15	傍胸骨左室長軸断面像	42	ライトガイド	159
パルス繰返し周波数	20	膀胱充満法	47	ラーモア周波数	107
パルスドップラ法	13	放射性医薬品	151	【り】	
パルス幅	13	放射性核種	152	リニア走査方式	4
パルス波法	13	放射性同位元素	152	リニア電子走査法	16
パルス反射法	15	放射線吸収線量	73	流速エンコード	135
半減期	153	飽和回復法	121	流入増強効果	132
反跳電子	64	飽和履歴	132	量子効率	156
反転回復法	118	ボジトロン放出核種	153	リング型 SPECT 装置	160
バンド幅	123	補正用傾斜磁場	128	【る】	
【ひ】		ホールボディ収集	162	流入現象	132
ピクセル	88	【ま】		【れ】	
左肋間走査	46	マルチスライス CT	96	励起	109
【ふ】		マルチスライスヘリカル	96	励起状態	111
フィルタ補正逆投影法	84, 88, 172	スキャン	96	レンズ効果	32
フェーズドアレーコイル	140	マルチプルコイル	140	連続 X 線	57
フェルドカンプ法	98	マルチプレクサ	92	連続回転 SPECT 収集	163
フォトダイオード	91	【み】		連続波ドップラ法	13
複合走査法	4	右肋弓下走査	46	【ろ】	
部分体積効果	89	右肋間走査	46	ロングジオメトリ	97
部分飽和法	121	密度分解能	92, 103		
フラットパネル検出器	75	ミラーイメージ	32		
		【む】			
		無機シンチレータ	154		

【A~C】

ABC回路	41
Aモード法	2
BGO	155
BGO結晶シンチレータ	151
Bモード水浸法	1
CBP法	87
CCD	56
CFE法シーケンス	127
CNR	145
CNR _{tissue}	146
CO	41
CPMG法	120
CP法	120
CR法	75
CSE	126
CT	81
CTDI	103
CTスキャナ	82
CT線量指数	103
CT値	88

【D~G】

DAS	90
DCF	78
Diff-THI	21
DSC	38
EDV	41
EF	41
EPI法	130
ESV	41
ETL	127
FBP	172
FC	134
FDR	172
FFT	11
FID	114
FORE法	172
FOV	143
FPD	75
FRE	132
FS	41
FSE法	121, 126
GRE法	127
GSO	155

【I, L, M】

inflow法	132
IP	75
IR法	118
Isata	52
Isatp	52
Ispta	52
Isptp	52
IT	153
lob	52
LOR	168
LSO	155
MPR表示	100
MRA	131
MRI	104
MR血管撮影	131
Mモード法	3

【N, P~R】

NaIシンチレーション検出器	151
Na-Kポンプ	175
NMR	104
N-R方式	86
PC法	132
PET	151
PMT	154
PRF	20
PS	121
PSD	139
PS-THI	21
PZT	9
QDコイル	140
RF	108
RI	152
RN	152
R-R方式	85

【S~U】

SE法	119
short SE法	121
SPECT	151
SR法	121
S-R方式	85
STC	40

STIR法	145
STR	141
SV	34, 41
T ₁ 強調画像	120
T ₂ 強調画像	120
TCOT	98
Tcジェネレータ	153
TE	120
TFTアレー	76
TI回復曲線	117
TOF法	132
TR	116
T-R方式	84
UCG	3

【X】

X線CT	56
X線II.	56
X線TV装置	74
X線イメージインテンシ ファイヤ	56
X線映像装置	74
X線管	73
X線蛍光倍増管	56
X線高電圧装置	73
X線電源装置	73
X線透視撮影装置	73

【ギリシャ文字】

α 崩壊	153
β^+ 崩壊	153
β^- 崩壊	153
β 崩壊	153
γ 光子	153
γ 線	153
γ 線放射	153

【数字】

¹³ C NMR	104
180°パルス	109
180°補間法	94
¹ H NMR	104
360°補間法	93
90°パルス	109

— 著者略歴 —

1959年 電気通信大学電気通信学科卒業
1959年 フクダ電子(株)勤務
1968年 日本電気三栄(株)勤務
1991年 日本光電工業(株)勤務
1998年 東京電子専門学校講師
2002年 西武学園医学技術専門学校講師
2013年 西武学園医学技術専門学校退職

画像診断装置学入門

Introduction to Biomedical Imaging Devices for Clinical Diagnosis

© Yuji Kimura 2007

2007年2月22日 初版第1刷発行

2014年1月5日 初版第5刷発行

検印省略

著者 木村雄治
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 978-4-339-07092-7

(金) (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