



医用画像工学ハンドブック 編集委員会

委員長	尾川	浩一	法政大学理工学部
副委員長	工藤	博幸	筑波大学システム情報系情報工学域
副委員長	清水	昭伸	東京農工大学大学院工学研究院
委員	佐藤	嘉伸	大阪大学大学院医学系研究科
	増谷	佳孝	東京大学医学部附属病院放射線科·大学院医学系研究科
	森	健策	名古屋大学情報連携統括本部情報戦略室
	湯浅	哲也	山形大学大学院理工学研究科
	本谷	秀堅	名古屋工業大学大学院情報工学専攻

尾	Ш	浩	—	I-1-1	法政大学理工学部
т	藤	博	幸	I-1-2	筑波大学システム情報系情報工学域
松	本	政	雄	I-1-3, I-1-4	大阪大学大学院医学系研究科
本	田		凡	I-1-4,	元(社)日本写真学会事務局
本	田	道	隆	I-1-4	香川高等專門学校電気情報工学科
山	下	貴	司	I-1-5	浜松ホトニクス (株)
池	田		充	I-1-6	名古屋大学大学院医学系研究科
羽	石	秀	昭	I-1-6, I-2-6	千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター
西	澤	かな	₽枝	I-1-7	元 放射線医学総合研究所重粒子医科学センター
豊	福	不可	可依	I-2-1	九州大学大学院医学研究院保健学部門
森		—	生	I-2-2	東北大学大学院医学系研究科
齊	藤	泰	男	I-2-2	東芝メディカルシステムズ (株)
巨	瀬	勝	美	I-2-3	筑波大学数理物質系
本	村	信	篤	I-2-4	東芝メディカルシステムズ (株)
北	村	圭	司	I-2-4	(株) 島津製作所
伊	藤	貴	司	I-2-5	日立アロカメディカル(株)
Ξ	宅		仁	I-2-6	長岡技術科学大学経営情報系体育・保健センター
湯	浅	哲	也	I-2-6	山形大学大学院理工学研究科
山	田	幸	生	I-2-6	電気通信大学大学院情報理工学研究科
佐	藤	嘉	伸	II-1-1, II-2-2	大阪大学大学院医学系研究科
			<i>.</i> .	II-2-9	
清	水	昭	伸	II-1-2, II-2-2 II-2-6	東京農工大学大学院工学研究院
平	野		靖	II-1-2	山口大学大学院医学系研究科
本	谷	秃	堅	II-1-3. II-2-4	名古屋工業大学大学院情報工学専攻
. 白	石	順	=	II-1-3	熊本大学大学院生命科学研究部
_ 森	-	健	策	II-1-4, II-2-2	名古屋大学情報連携統括本部情報戦略室
安	藤		裕	II-1-5	かけ おうちょう かんしょう かんしょ かんしょう かんしょ かんしょ かんしょ かんしょ かんしょ かんしょ かんしょう かんしょう かんしょう かんしょう かんしょう かんしょう かんしょう かんしょ かんしょ かんしょ かんしょ かんしょ かんしょ かんしょ かんしょ
彌	冨		仁	II-1-6, II-2-6	法政大学理工学部

長谷	シリ	純	_	II-2-1	中京大学情報理工学部
原		武	史	II-2-1, II-2-2	岐阜大学大学院医学系研究科再生医科学専攻知能イメージ情報分野
河	田	佳	樹	II-2-2	徳島大学大学院ソシオテクノサイエンス研究部
仁	木		登	II-2-2	徳島大学大学院ソシオテクノサイエンス研究部
鈴	木	秀	宣	II-2-2	徳島大学大学院ソシオテクノサイエンス研究部
巿	原		隆	II-2-2	藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科
増	谷	佳	孝	II-2-3	東京大学医学部附属病院放射線科・大学院医学系研究科
山	下	典	生	II-2-3	岩手医科大学医歯薬総合研究所超高磁場 MRI 診断・病態研究部門
椛	沢	宏	之	II-2-3	GE ヘルスケア・ジャパン(株)
杉	本	直	Ξ	II-2-3	京都大学大学院医学研究科
小	森	芳	秋	II-2-3	京都大学大学院情報学研究科
佐	藤	哲	大	II-2-3	奈良先端科学技術大学院大学
岡	田	知	久	II-2-3	京都大学大学院医学研究科画像診断学・核医学
木	村	裕	—	II-2-4	放射線医学総合研究所分子イメージング研究センター
松	田	博	史	II-2-4	独立行政法人 国立精神・神経医療研究センター
橋	本		順	II-2-4	東海大学医学部専門診療学系画像診断学
山			匡	II-2-5	千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター
竹	村		淳	II-2-5	東京農工大学大学院工学研究院
畑	中	裕	司	II-2-6	滋賀県立大学工学部
細	羽		実	II-2-7	京都医療科学大学
長谷	川名	高	志	II-2-8	群馬大学医学部附属病院医療情報部
中	本	将	彦	II-2-9	大阪大学大学院医学系研究科

目

次

執筆者一覧	vii
序尾川浩一…	v
序	iii

1

3

3

3

3

3

4

4

6

6

6

6

 $\overline{7}$

 $\overline{7}$

7

 $\overline{7}$

8

11

12

14

16

16

16

16

18

20

20

20

20

22

23

Part I 映像化技術 1. 1 1) はじめに…………… 2)デルタ関数・・・・・ 3) インパルス応答関数とシフトインバリアント… 4) コンボリューション・・・・ 5) 画像のディジタル化……… 1. 2 はじめに………… 1) 2)標本化・・・・・ 3)量子化・・・・・ 1. 3 フーリエ級数とフーリエ変換 ……… 1) はじめに………… 2) 空間周波数……… 3) フーリエ級数………… 4) フーリエ変換・・・・・ 代表的な関数のフーリエ変換形……… 5) 6) フーリエ変換の特徴………… 7) 高速フーリエ変換…………… 1. 4 線形フィルタ 1) はじめに………… 2)画像劣化のモデル…………… 3) 周波数空間でのフィルタリング……… 実空間でのフィルタリング………… 4) 1. 5 はじめに………… 1) 2)検出器の開口とサンプリング間隔……… シャノンのサンプリング理論………… 3) 4) エリアジング・・・・・ 1. 6 ウェーブレット変換………

	1)	はじめに	23
	2)	連続ウェーブレット変換	23
	3)	離散ウェーブレット変換	24
	4)	関数の分解と再構成	25
	5)	2 次元への拡張	26
1.	7	正規直交関数による画像の展開	27
	1)	はじめに	27
	2)	ユニタリ変換	27
	3)	離散フーリエ変換	28
	4)	離散コサイン変換	28
	5)	離散サイン変換	29
	6)	ハートレイ変換	29
	7)	アダマール変換	29
	8)	KL変換	30
1.	8	確率過程	30
	1)	はじめに	30
	2)	確率の基礎・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	30
	3)	確率変数	31
	4)	離散形確率分布関数	31
	5)	連続形確率分布関数	32
	6)	確率変数の特性値	32
	7)	確率ベクトル・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	33
	8)	確率過程	33
	9)	パラメータ推定	34
1.	9	逆問題	35
	1)	はじめに	35
	2)	逆問題	35
	3)	線形写像と行列・・・・・	35
	4)	双対空間と双対基底	36
	5)	特異値分解と一般逆行列・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	36
	6)	逆問題の不安定性・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	37

	7)	不安定性の緩和	38
2.	投影	≶からの画像再構成⋯⋯⋯⋯⋯	39
2.	1	解析的手法による画像再構成	39
	1)	はじめに	39
	2)	問題の定式化・・・・・	39
	3)	画像再構成の原理・・・・・	40
	4)	フィルタ補正逆投影法	41
	5)	その他の再構成法	42
	6)	ファンビーム投影からの再構成	43
	7)	コーンビーム投影からの再構成(近似法)	
			45
	8)	コーンビーム投影からの再構成(厳密法)	
			46
	9)	マルチスライス CT の画像再構成	49
	10)	平行ビーム投影からの3次元再構成	50
	11)	微分逆投影法	52
2.	2	逐次近似法による画像再構成	55
	1)	はじめに	55
	2)	逐次近似画像再構成の基礎事項	55
	3)	ART 法 ·····	57
	4)	最小2 乗法	59
	5)	エントロピーの最大化	59
2.	3	統計的手法による画像再構成	61
	1)	はじめに	61
	2)	統計的画像再構成の定式化	61
	3)	最ゆう推定期待値最大化(MLEM)法 …	62
	4)	ブロック反復法	64
	5)	透過形 CT の統計的再構成	67
	6)	事後確率最大(MAP)再構成	68
2.	4	その他の話題	70
	1)	はじめに	70
	2)	不完全投影データからの画像再構成	70
	3)	SPECT の画像再構成	73
	4)	3次元 PET とフーリエリビニング	75
	5)	MRI の画像再構成	76
	6)	圧縮センシング	77
3.	波重	りの基礎物理	85
3.	1	γ線の基礎物理	85
	1)	はじめに	85
	2)	γ線の発生	85
	3)	γ線のスペクトル·····	85
	4)	γ線の減弱	85

3.	2	X線の基礎物理	86
	1)	はじめに	86
	2)	X 線の発生	86
	3)	X線の発生効率	87
	4)	X 線のスペクトル	87
	5)	X 線の減弱	88
3.	3	可視光(光)の基礎物理	88
	1)	はじめに・・・・	88
	2)	光の速度と振動数	88
	3)	光の性質	88
	4)	光の計測	89
3.	4	赤外線の基礎物理	90
	1)	はじめに・・・・	90
	2)	赤外線の発生	90
	3)	赤外線の波長	90
	4)	赤外線放射に関する法則・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	90
	5)	放射体	91
	6)	放射率	91
	7)	大気中の伝搬・・・・・	91
3.	5	電磁波の基礎物理・・・・・	92
	1)	はじめに	92
	2)	光と電磁波	92
	3)	光の速度の測定	92
	4)	電磁波の性質	92
3.	6	超音波の基礎物理・・・・・	92
	1)	はじめに	93
	2)	超音波の発生・・・・・	93
	3)	超音波の性質・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	93
	4)	超音波の減衰・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	94
	5)	超音波の吸収	94
3.	7	放射光の基礎物理	94
	1)	はじめに・・・・	94
	2)	放射光の発生・・・・・	94
4.	X 線	イメージング・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	97
4.	1	X 線管装置	97
	1)	はじめに	97
	2)	X 線管	97
	3)	X 線管装置の構造	98
	4)	X線管装置の性能(定格)	98
	5)	X線管装置の安全と使用上の注意	99
4.	2	X線高電圧装置	100
	1)	はじめに	100

	2)	原理	100
	3)	構成	101
	4)	性能	106
4.	3	X 線フィルム	107
	1)	はじめに	107
	2)	SF システムと自動現像機	107
	3)	歷史的背景	108
	4)	写真感光理論および現像による増幅作用	
			109
	5)	X 線フィルムの製造技術	110
	6)	X線フィルムの部位別特性曲線の設計…	110
	7)	画像の粒状性と鮮鋭性	111
	8)	画質の改良	111
	9)	画像保存と銀画像変色	112
	10)	おわりに	112
4.	4	イメージインテンシファイア	113
	1)	はじめに	113
	2)	I.I.を用いた映像系の構成と原理	113
	3)	I.I.の特性	115
	4)	I.ITV 系の画質に関する特性	116
	5)	I.ITV 系の臨床検査における特徴	117
	6)	おわりに	118
4.	5	CR	118
	1)	はじめに	118
	2)	輝尽発光の原理と輝尽性蛍光体	118
	3)	CRのX線画像撮影システム	119
	4)	画像取得	120
	5)	画質	120
	6)	画質の向上	121
	7)	おわりに・・・・	122
4.	6	平面検出器	123
	1)	はじめに	123
	2)	構成と動作	123
	3)	平面検出器に必要な補正操作	125
	4)	代表的な画質特性	126
	5)	光学式スイッチング読出方式 FPD	127
	6)	おわりに・・・・	128
5.	ガン	マ線イメージング	129
5.	1	シンチレーション検出器	129
	1)	はじめに	129
	2)	動作原理	129
	3)	シンチレーター・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	130

	4)	光電子増倍管(PMT) ·····	131
	5)	光半導体素子	131
	6)	検出器特性	132
5.	2	シンチレーション検出器によるイメージ	
		ング・・・・・・	133
	1)	はじめに	133
	2)	ガンマカメラ・SPECT	134
	3)	PET·····	134
	4)	その他のイメージング装置	136
5.	3	直接検出型ガンマ線検出器	136
	1)	はじめに	136
	2)	動作原理と諸特性・・・・・	136
	3)	各種半導体検出器	138
6.	画質	[評価	139
6.	1	画質評価の概観	139
6.	2	空間分解能の評価	140
	1)	はじめに	140
	2)	Modulation Transfer Function (MTF) \cdots	140
	3)	ディジタルシステムにおける MTF	142
	4)	MTF の測定法	143
6.	3	雑音の評価・・・・・	145
	1)	はじめに	145
	2)	Noise Power Spectrum (NPS)	146
	3)	NEQ 2 DQE·····	147
	4)	ディジタルシステムにおける NPS	148
	5)	ディジタルシステムにおける雑音の種類…	149
	6)	アーチファクトと雑音	150
6.	4	視覚評価法	151
	1)	はじめに	151
	2)	信号検出理論	151
	3)	観察者モデル・・・・・	153
	4)	ROC 解析	154
	5)	信号と雑音	155
6.	5	コンピュータオブザーバ等の最新の	
		画質評価	157
	1)	はじめに	157
	2)	病変検出能の概念と定式化	157
	3)	Non-prewhitening observer (NPW)	158
	4)	Prewhitening observer	159
	5)	Hotelling observer	160
	6)	Channelized Hotelling observer	160
7.	放射	│線防護	163

7.	1	放射線被ばくと防護	163
	1)	はじめに	163
	2)	被ばくの防護	163
	3)	被ばく線量評価と単位	164
	4)	妊娠中の女性の医療被ばく	165
7.	2	一般撮影による被ばく	166
	1)	はじめに	166
	2)	単純撮影	166
	3)	造影検査・・・・・	166
	4)	ディジタル撮影・透視	166
	5)	乳房撮影	166
	6)	胸部検診など	167
	7)	歯科撮影	167
7.	3	X線CTによる被ばく	167
	1)	はじめに	167
	2)	CT 装置	167
	3)	被ばく線量	168
	4)	CT 検診	169
	5)	診断参考レベル・線量低減化	169
7.	4	核医学による被ばく	170
	1)	はじめに	170
	2)	放射性医薬品	170
	2) 3)	放射性医薬品 核医学検査による被ばく	$\begin{array}{c} 170 \\ 170 \end{array}$
	2) 3) 4)	放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに 	170 170 171
	2) 3) 4)	放射性医薬品核医学検査による被ばくおわりに	170 170 171
第	2) 3) 4) 2 章	放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに む 映像化装置	170 170 171 173
第 1.	2) 3) 4) 2 章 X 線	放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに む 映像化装置 撮影装置	170 170 171 173 175
第 1. 1.	2) 3) 4) 2 章 X 線 1	 放射性医薬品・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	170 170 171 173 175 175
第 1. 1.	2) 3) 4) 5 2 章 X 線 1 1)	 放射性医薬品・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 170 170 171 173 175 175 175 175
第 1. 1.	2) 3) 4) 2 章 X 線 1) 2)	 放射性医薬品・ 核医学検査による被ばく・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 170 170 171 173 175 175 175 175 175
第 1. 1.	2) 3) 4) 2 2 3 (1) 2) 3)	 放射性医薬品・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	170 170 171 173 175 175 175 175 175
第 1. 1.	2) 3) 4) 5 2 章 X 線 1) 2) 3) 2	 放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに む む む む む た ((<td>170 170 171 173 175 175 175 175 176 177</td>	170 170 171 173 175 175 175 175 176 177
第 1. 1. 1.	2) 3) 4) 2 章 X 線 1) 2) 3) 2 1)	 放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに おわりに 最終装置 撮終装置 X線撮影装置の構成要素 X線高電圧装置 グリッド 血管撮影装置 血管撮影装置 	170 170 171 173 175 175 175 175 175 176 177
第 1. 1.	2) 3) 4) 2 2 2 (1) 2) 1) 2) 2)	 放射性医薬品・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	170 170 171 173 175 175 175 175 176 177 177
第 1. 1.	2) 3) 4) 2 2 2 2 1 1) 2) 3) 2) 3)	 放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに 記 記 記 記 定 (株) (株) (株) (株) (株) (株) (本) (************************************	170 170 171 173 175 175 175 175 175 176 177 177 177
第 1. 1. 1.	2) 3) 4) 2 2 2 1) 2) 3) 2 1) 2) 3) 3)	 放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに おわりに 最影装置 単純X線撮影装置 X線晶電圧装置 X線高電圧装置 グリッド 血管撮影装置 血管撮影装置 血管撮影装置 血管撮影装置 二 加藤血管撮影装置 ご こ こ<td>170 170 171 173 175 175 175 175 176 177 177 177</td>	170 170 171 173 175 175 175 175 176 177 177 177
第 1. 1. 1.	2) 3) 4) 2 2 2 3 1 1) 2) 3) 2 1) 2) 3) 3	 放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに むわりに 近 映像化装置 撮影装置 単純X線撮影装置 X線晶電圧装置 グリッド 血管撮影装置 血管撮影装置 血管撮影装置 血管撮影装置 血管撮影装置 直影剤 Digital Subtraction Angiography (DSA) 	170 170 171 173 175 175 175 175 176 177 177 177 177
第 1. 1. 1.	2) 3) 4) 2 章線 1) 2) 3) 2 1) 2) 3) 3 1)	 放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに む む む む や 像 化 線 最影装置 本 線 撮影装置 本 	170 170 171 173 175 175 175 175 175 176 177 177 177 177
第 1. 1. 1.	2) 3) 4) 2 章線 1 1) 2) 3) 2 1) 2) 3) 1) 2)	 放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに むわりに 近映像化装置 撮影装置 単純X線撮影装置 X線晶電圧装置 X線高電圧装置 グリッド 血管撮影装置 血管撮影装置 血管撮影装置 血管撮影装置 立臓血管撮影装置 造影剤 Digital Subtraction Angiography (DSA) DSA の歴史 DSA の原理 	170 170 171 173 175 175 175 175 175 176 177 177 177 177 177
第 1. 1. 1.	2) 3) 4) 2 2 2 2 2 3 1) 2) 3) 3 1) 2) 3 1) 2) 3 1) 2) 3 1) 2) 3 1) 2) 3 1) 2) 3 1) 2) 2) 2) 2) 2) 2) 2) 2) 2) 2	 放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに 記入線化装置 撮影装置 単純X線撮影装置 X線撮影装置の構成要素 X線高電圧装置・ グリッド・ 血管撮影装置 血管撮影装置 血管造影検査の特徴・ 心臟血管撮影装置 心臟血管撮影装置 ご該剤・ Digital Subtraction Angiography (DSA)・ DSAの歴史 DSAの原理 DSA 装置 	170 170 171 173 175 175 175 175 175 175 176 177 177 177 177 177 177
第 1. 1. 1.	2) 3) 4) 2 2 2 2 1 2) 3) 2 1) 2) 3) 3 1) 2) 3) 4) 5 2 線 1) 2) 3) 3 1) 2) 3) 4) 5 2 (1) 2) 3) 4) 5 2 (1) 2) 3) 3 1) 2) 3) 4) 5 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) 2) 3) 4) 5 (1) (1) (1) (1) (1) (1) (1) (1)	 放射性医薬品 核医学検査による被ばく おわりに む む む む む し <l< td=""><td>170 170 171 173 175 175 175 175 175 175 176 177 177 177 177 177 177 177 178 179 180</td></l<>	170 170 171 173 175 175 175 175 175 175 176 177 177 177 177 177 177 177 178 179 180

	2)	血管形成術 PTA	180
1.	5	マンモグラフィ装置	180
	1)	マンモグラフィの開発	180
	2)	マンモグラフィ装置の構成	181
	3)	位相コントラストマンモグラフィ	182
	4)	マンモグラフィの最近の話題	183
1.	6	トモシンセシスシステム	184
	1)	トモシンセシス	184
	2)	画像形成の原理・・・・・	184
	3)	特徴と臨床応用・・・・・	184
1.	7	X線透視撮影装置	185
	1)	X 線透視撮影	185
	2)	X 線透視撮影システム	185
1.	8	集団検診用X線装置	186
	1)	集団検診の歴史・・・・	186
	2)	集団検診用 X 線装置	186
1.	9	歯科撮影装置	186
	1)	歯科X線撮影	186
	2)	口内法撮影	186
	3)	パノラマ X 線撮影	187
	4)	セファロX線撮影	187
	5)	歯科用コーンビーム CT 撮影	187
1.	10	骨塩定量	188
	1)	骨塩定量	188
	2)	骨塩定量法の原理・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	188
	3)	DXA ·····	188
2.	X 線	CT 装置	190
2.	1	CT の画像化原理	190
	1)	はじめに	190
	2)	画像再構成の概要	191
	3)	スキャン方式の世代分類と特徴	194
	4)	現在の方式・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	197
	5)	工業用その他の CT	200
2.	2	CT の構成要素	201
	1)	はじめに	201
	2)	連続回転架台	202
	3)	X 線発生系	203
	4)	X 線光学系	205
	5)	X 線検出系	206
	6)	前処理	211
2.	3	ヘリカルスキャン	214
	1)	はじめに	214

	2)	シングルスライス CT におけるヘリカルス	
		キャン・・・・・	214
	3)	MDCT におけるヘリカルスキャン	215
2.	4	画質	221
	1)	はじめに・・・・	221
	2)	CT 値	221
	3)	空間分解能と MTF	221
	4)	SSP·····	225
	5)	画像雑音	228
	6)	その他の画質性能	232
2.	5	アーチファクト・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	233
	1)	はじめに・・・・	233
	2)	体動アーチファクト・・・・・	233
	3)	エイリアスアーチファクト・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	233
	4)	非線形アーチファクト	234
	5)	リングアーチファクト	235
	6)	メタルピンアーチファクト	235
2.	6	被ばく	236
	1)	はじめに・・・・	236
	2)	CT の被ばく線量の基本	236
	2)	CT の 波 げ ノ 任 減 は 海	996
	J)	01 の放は、医病201	200
3.	MRI	装置	$230 \\ 240$
3 . 3.	3) MRI 1	装置 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	236 240 240
3 . 3.	3) MRI 1 1)	装置 MRIの歴史 1970 年代における基礎技術の確立	236 240 240 240
3 . 3.	3) MRI 1 1) 2)	装置 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	230 240 240 240 241
3 . 3.	 3) MRI 1 1) 2) 3) 	装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立… 1990年代における新しい撮像技術の開	230 240 240 240 241
3 . 3.	 3) MRI 1 1) 2) 3) 	装置 MRI の歴史 1970 年代における基礎技術の確立 1980 年代における臨床標準機の確立… 1990 年代における新しい撮像技術の開 拓…	230 240 240 240 241 242
3 . 3.	 3) MRI 1 1) 2) 3) 4) 	装置・ MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立・ 1980年代における臨床標準機の確立・・・ 1990年代における新しい撮像技術の開拓・ 2000年代における高速化と高磁場化・・・	 230 240 240 240 241 242 242 242
3 . 3.	 3) MRI 1 1) 2) 3) 4) 2 	装置 MRI の歴史 1970 年代における基礎技術の確立 1980 年代における臨床標準機の確立 1990 年代における新しい撮像技術の開 拓 2000 年代における高速化と高磁場化… MRI の原理 …	 236 240 240 240 241 242 242 244
3 . 3. 3.	 3) MRI 1 1) 2) 3) 4) 2 1) 	装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1990年代における新しい撮像技術の開拓 2000年代における高速化と高磁場化 MRIの原理 NMRの原理	 236 240 240 240 241 242 242 244 244
3 . 3.	 American Structure American Structure<td>装置・ MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立・ 1980年代における臨床標準機の確立・ 1990年代における高速化と高磁場化・・・ 2000年代における高速化と高磁場化・・・ MRIの原理 NMRの原理・ FIDとスピンエコー・</td><td>230 240 240 241 241 242 242 242 244 244 245</td>	装置・ MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立・ 1980年代における臨床標準機の確立・ 1990年代における高速化と高磁場化・・・ 2000年代における高速化と高磁場化・・・ MRIの原理 NMRの原理・ FIDとスピンエコー・	230 240 240 241 241 242 242 242 244 244 245
3 . 3. 3.	 American Structure American Structure<td>装置・ MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立・・・ 1980年代における臨床標準機の確立・・・ 1990年代における新しい撮像技術の開 拓・・・・ 2000年代における高速化と高磁場化・・・ MRIの原理 NMRの原理・・・ FIDとスピンエコー・ 核磁気緩和・・・</td><td>236 240 240 241 242 242 242 244 244 245 246</td>	装置・ MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立・・・ 1980年代における臨床標準機の確立・・・ 1990年代における新しい撮像技術の開 拓・・・・ 2000年代における高速化と高磁場化・・・ MRIの原理 NMRの原理・・・ FIDとスピンエコー・ 核磁気緩和・・・	236 240 240 241 242 242 242 244 244 245 246
3 . 3. 3.	 a) MRI 1) 2) 3) 4) 2 1) 2) 3) 4) 	装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1990年代における新しい撮像技術の開 拓・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	236 240 240 241 242 242 242 244 244 244 244 246 246
 3. 3. 	 AMRI 1 1 2) 3) 4) 2 1) 2) 3) 4) 5) 	装置・ MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立・・・ 1980年代における臨床標準機の確立・・・ 1990年代における高速化と高磁場化・・・ MRIの原理 NMRの原理・ FIDとスピンエコー 核磁気緩和・ 勾配磁場による投影スペクトル・ Fourier imaging	236 240 240 241 242 242 242 244 244 244 245 246 246 247
 3. 3. 	 AMRI 1 1 2) 3) 4) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 	装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1990年代における筋に標準機の確立 1990年代における高速化と高磁場化 2000年代における高速化と高磁場化 MRIの原理 NMRの原理 FIDとスピンエコー 核磁気緩和 勾配磁場による投影スペクトル Fourier imaging 選択励起によるスライス選択	236 240 240 241 242 242 242 244 244 244 245 246 246 247 247
3.3.	 Amril 1 1 1 2 3 4 2 1 2 3 4 4 5 6 7 	装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1990年代における臨床標準機の確立 1990年代における高速化と高磁場化 2000年代における高速化と高磁場化 MRIの原理 NMRの原理 FIDとスピンエコー 核磁気緩和 勾配磁場による投影スペクトル Fourier imaging 選択励起によるスライス選択 基本的撮像シーケンス	236 240 240 241 242 242 242 244 244 244 245 246 246 247 247 248
3.3.3.	 American Structure American Structure<td>装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1990年代における臨床標準機の確立 1990年代における臨床標準機の確立 1990年代における高速化と高磁場化 MRIの原理 NMRの原理 FIDとスピンエコー 核磁気緩和 勾配磁場による投影スペクトル Fourier imaging 選択励起によるスライス選択 基本的撮像シーケンス MRIシステムの構成と動作</td><td>236 240 240 241 242 242 242 244 244 245 246 246 246 247 247 248 248</td>	装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1990年代における臨床標準機の確立 1990年代における臨床標準機の確立 1990年代における高速化と高磁場化 MRIの原理 NMRの原理 FIDとスピンエコー 核磁気緩和 勾配磁場による投影スペクトル Fourier imaging 選択励起によるスライス選択 基本的撮像シーケンス MRIシステムの構成と動作	236 240 240 241 242 242 242 244 244 245 246 246 246 247 247 248 248
3.3.3.	 AMRI 1 1 2) 3) 4) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 3 1) 	装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1990年代における臨床標準機の確立 1990年代における臨床標準機の確立 1990年代における高速化と高磁場化 2000年代における高速化と高磁場化 MRIの原理 NMRの原理 FIDとスピンエコー 核磁気緩和 勾配磁場による投影スペクトル Fourier imaging 選択励起によるスライス選択 基本的撮像シーケンス MRIシステムの構成	236 240 240 241 242 242 242 244 244 244 245 246 246 247 247 248 248 248
3.3.3.	 AMRI 1 1) 2) 3) 4) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 3 1) 2) 	装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1990年代における臨床標準機の確立 1990年代における高速化と高磁場化 MRIの原理 NMRの原理 FIDとスピンエコー 核磁気緩和 勾配磁場による投影スペクトル Fourier imaging 選択励起によるスライス選択 基本的撮像シーケンス MRIシステムの構成 MRIシステムの動作	236 240 240 241 242 242 242 244 244 245 246 246 246 247 247 248 248 248 248
 3. 3. 3. 3. 	 American Structure MRI 1 1) 2) 3) 4) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 3) 1) 2) 4 	装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1990年代における臨床標準機の確立 1990年代における高速化と高磁場化 2000年代における高速化と高磁場化 MRIの原理 NMRの原理 FIDとスピンエコー 核磁気緩和 勾配磁場による投影スペクトル Fourier imaging 選択励起によるスライス選択 基本的撮像シーケンス MRIシステムの構成 MRIシステムの動作 磁石とシム	236 240 240 241 242 242 242 244 244 245 244 245 246 246 247 247 248 248 248 248 248 250
 3. 3. 3. 3. 	 American Structure American Structure<td>装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1990年代における臨床標準機の確立 1990年代における高速化と高磁場化 1990年代における高速化と高磁場化 MRIの原理 NMRの原理 FIDとスピンエコー 核磁気緩和 勾配磁場による投影スペクトル Fourier imaging 選択励起によるスライス選択 基本的撮像シーケンス MRIシステムの構成 MRIシステムの動作 磁石とシム 静磁場発生磁石</td><td>236 240 240 241 242 242 242 244 244 245 246 246 246 247 247 248 248 248 248 248 248 250 250</td>	装置 MRIの歴史 1970年代における基礎技術の確立 1980年代における臨床標準機の確立 1990年代における臨床標準機の確立 1990年代における高速化と高磁場化 1990年代における高速化と高磁場化 MRIの原理 NMRの原理 FIDとスピンエコー 核磁気緩和 勾配磁場による投影スペクトル Fourier imaging 選択励起によるスライス選択 基本的撮像シーケンス MRIシステムの構成 MRIシステムの動作 磁石とシム 静磁場発生磁石	236 240 240 241 242 242 242 244 244 245 246 246 246 247 247 248 248 248 248 248 248 250 250

3.	5	勾配磁場コイルと勾配磁場電源	252
	1)	勾配磁場······	252
	2)	勾配磁場コイル・・・・・	253
	3)	勾配磁場電源	254
3.	6	RF コイルと送受信回路	254
	1)	送信コイル	254
	2)	受信コイル	255
3.	7	RF トランシーバ	256
	1)	アナログトランシーバ	256
	2)	ディジタルトランシーバ	256
3.	8	計算機システム	258
	1)	計算機システムの構成	258
	2)	パルスプログラマ	258
3.	9	撮像シーケンス	259
	1)	グラジエントエコー法(勾配エコー法)…	259
	2)	スピンエコー法・高速スピンエコー法…	260
	3)	エコープラナーイメージング	261
3.	10	空間分解能	262
	1)	空間分解能決定のメカニズム	262
	2)	MR マイクロスコピー・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	263
3.	11	画像コントラスト	263
	1)	緩和時間による画像コントラスト	264
	2)	流れによる画像コントラスト	265
	3)	拡散現象による画像コントラスト	265
	4)	局所磁場不均一性(T2*)によるコントラ	
		ストーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーー	266
	5)	化学シフトに関連した画像コントラスト…	266
4.	核医	经装置	268
4.	1	ガンマカメラ	268
	1)	はじめに	268
	2)	放射性医薬品	269
	3)	検出器·····	269
	4)	コリメータ・・・・	272
	5)	架台・寝台	276
	6)	データ処理装置	276
	7)	データ収集	277
	8)	データ処理	278
	9)	ガンマカメラ性能の測定法	278
4.	2	SPECT·····	279
	1)	はじめに	279
	2)	装置構成	279
	3)	データ収集	281

	4)	再構成法	282
	5)	散乱線補正	283
	6)	減衰補正	285
	7)	位置分解能補正	288
	8)	複合装置,特殊装置	290
4.	3	PET·····	293
	1)	はじめに	293
	2)	原理と特徴	293
	3)	放射性薬剤と応用	295
	4)	PET 装置の種類	298
	5)	PET 検出器	299
	6)	データ収集	301
	7)	画像再構成	303
	8)	データ補正・・・・・	307
	9)	PET 装置の性能評価	315
5.	超音	f波診断装置	321
5.	1	超音波映像形成の原理	321
	1)	はじめに	321
	2)	超音波の特徴	321
	3)	超音波映像形成の原理	324
5.	2	超音波探触子	325
	1)	はじめに	325
	2)	探触子の基本構造	325
	3)	電子走查型探触子	326
	4)	各種探触子	327
	5)	最近の探触子・・・・・	328
5.	3	パルスエコー法	330
	1)	はじめに	330
	2)	基本表示方式	330
	3)	超音波診断装置の基本構成・・・・・	331
	4)	超音波ビームの形成	332
	5)	性能向上のための信号処理	334
5.	4	ドプラ法	335
	1)	はじめに	335
	2)	ドプラ法の原理	335
	3)	連続波ドプラ法	337
	4)	パルスドプラ法	337
	5)	カラードプラ法	338
	6)	パワードプラモード・・・・・	339
5.	5	その他のイメージング	340
	1)	はじめに	340
	2)	ハーモニックイメージング	340

	3)	造影超音波イメージング	342
	4)	弾性イメージング・・・・・	343
6.	可視	!光·放射光装置	346
6.	1	サーモグラフィ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	346
	1)	はじめに	346
	2)	温度計測の基礎	346
	3)	原理	347
	4)	装置	348
	5)	診断	350
	6)	応用	353
	7)	まとめ・・・・	353
6.	2	内視鏡, 眼底カメラ	353
	1)	はじめに	353
	2)	内視鏡	353
	3)	眼底カメラ	357
6.	3	光コヒーレンストモグラフィ	361
	1)	はじめに	361
	2)	マイケルソン干渉計と時間的コヒーレン	
		ス・・・・・	363
	3)	OCT の計測方式	364
	4)	臨床応用	370
6.	4	拡散光イメージング	371
	1)	はじめに	371
	2)	近赤外光による生体診断	372
	3)	生体内光伝播	373
	4)	光マッピング(光トポグラフィ)	376
	5)	拡散光トモグラフィ	378
6.	5	放射光イメージング	383
	1)	はじめに	383
	2)	放射光光源	384
	3)	放射光医学応用	386

Part II 画像処理と解析

第	1章	□基礎理論⋯⋯⋯⋯⋯⋯	393
1.	平滑	化と強調	395
1.	1	線形平滑化フィルタ	395
	1)	はじめに	395
	2)	畳み込み積分の離散表現	395
	3)	連続ガウスフィルタとスケール空間	397
	4)	離散ガウスフィルタ・・・・・	398
	5)	ガウスピラミッド, ラプラシアンピラ	

		ミッド・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	399
	6)	周波数領域での平滑化とウィナーフィルタ	
			400
1.	2	非線形平滑化フィルタ	401
	1)	はじめに	401
	2)	エッジ保存形平滑化	401
	3)	非等方拡散	402
	4)	bilateral フィルターーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーーー	402
1.	3	微分形フィルタ	403
	1)	はじめに	403
	2)	差分フィルタ・・・・・	404
	3)	非線形差分フィルタ	405
	4)	ガウス微分フィルタ	405
	5)	局所構造強調フィルタ	407
	6)	スケール選択と統合	408
1.	4	コントラスト強調	410
	1)	はじめに	410
	2)	アンシャープマスキング	410
	3)	ヒストグラム変換	410
	4)	ヒストグラム平坦化の一般化	411
	-	ムーブ し 市格 ニーパー いついいパー	
	5)	リェーノレット変換,フノフシアシヒフ	
	5)	リェーノレット変換, ラノラシアシヒラ ミッドによる画像強調	412
2.	画像	リェーノレット変換、ラフランアンピラ ミッドによる画像強調 彩解析	$\begin{array}{c} 412\\ 414 \end{array}$
2 . 2.	5) 画傷 1	リェーフレット変換, ラフランアシビラ ミッドによる画像強調	412 414 414
2 . 2.	5) 画像 1	リェーノレット変換, ラノラシアシビラ ミッドによる画像強調 除解析 セグメンテーション(領域分割) はじめに	412 414 414 414
2 . 2.	5) 画像 1 1) 2)	リェーノレット変換, ラノラシアシビラ ミッドによる画像強調 幹解析 セグメンテーション(領域分割) はじめに 二値化など	412 414 414 414 414
2 . 2.	5) 画像 1 1) 2) 3)	リェーノレット変換, ラノラシアシビラ ミッドによる画像強調	412 414 414 414 414 417
2 . 2.	5) 画像 1 1) 2) 3) 4)	リェーノレット変換, ラノラシアシビラ ミッドによる画像強調 幹解析 セグメンテーション(領域分割) はじめに 二値化など エッジ抽出に基づく処理 人体のアトラス	412 414 414 414 414 417 417
2 . 2.	5) 画像 1 1) 2) 3) 4) 5)	リェーノレット変換、ラノランノンビラ ミッドによる画像強調······ 解析 ・····・ セグメンテーション(領域分割)·····・ はじめに・···・・ 二値化など・··・・・・ エッジ抽出に基づく処理・·・・・ 、 人体のアトラス・·・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 412 414 414 414 417 417 426
2 . 2.	5) 画像 1 1) 2) 3) 4) 5) 6)	リェーノレット変換, ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調… セグメンテーション(領域分割) はじめに 二値化など エッジ抽出に基づく処理… 人体のアトラス 識別器/クラスタリングを用いた処理… 可変形状モデルを用いた処理…	 412 414 414 414 417 417 426 427
2 . 2.	5) 画像 1 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7)	リェーノレット変換, ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調	 412 414 414 414 417 417 426 427 434
 2. 2. 	5) 画像 1 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2	リェーノレット変換、ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調・ 解析 セグメンテーション(領域分割)・・・・・ はじめに・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 412 414 414 414 417 417 426 427 434 436
 2. 2. 	5) 画像 1 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1)	 リェーノレット変換、 ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調・ セグメンテーション(領域分割)・・・・・ はじめに・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 412 414 414 414 417 417 426 427 434 436 436
 2. 2. 	b) 画 偕 1 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2)	リェーノレット変換、 ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調・ ・ だ解析 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 412 414 414 414 417 417 426 427 434 436 436 437
 2. 2. 	b) 画	リェーノレット変換、 ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調・ ゼグメンテーション(領域分割)・・・・・ はじめに・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 412 414 414 417 417 426 427 434 436 436 437 439
 2. 2. 	5) 画 (1) 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 3) 4) 3) 4) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 3) 4) 5) 6) 7) 2 3) 4) 5) 6) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7	 リェーノレット変換、 ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調・ セグメンテーション(領域分割)・・・・・ はじめに・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 412 414 414 414 417 417 426 427 434 436 436 437 439 443
 2. 2. 	 b) 画 個 1 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 	リェーノレット変換、 ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 412 414 414 414 417 417 426 427 434 436 436 437 439 443 446
 2. 2. 2. 	b) 画 個 1 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 3) 4) 5) 3) 4) 5) 5) 5) 5) 5) 5) 5) 5) 5) 5	リェーノレット変換、 ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 412 414 414 414 417 417 426 427 434 436 436 437 439 443 446 452
 2. 2. 2. 	b) 画 1 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 3 1) 3 1)	リェーノレット変換、 ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調・ セグメンテーション(領域分割)・・・・・ はじめに・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 412 414 414 414 417 417 426 427 434 436 436 436 437 439 443 446 452 452
 2. 2. 2. 	b) 画 1 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 5) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 5) 7) 2) 3) 4) 5) 5) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7	リェーノレット変換、 ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 412 414 414 417 417 426 427 434 436 436 437 439 443 446 452 452 452
 2. 2. 2. 	b) 画 1 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 1) 2) 3) 4) 5) 6) 7) 2 3) 4) 5) 6) 7) 2 3) 4) 5) 6) 7) 2 3) 4) 5) 6) 7) 2 3) 4) 5) 6) 7) 2 3) 4) 5) 6) 7) 2 3) 4) 5) 6) 7) 2 3) 4) 5) 6) 7) 2 3) 4) 5) 5) 7) 2 3) 4) 5) 5) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7) 7	リェーノレット変換、 ラノラシノシビラ ミッドによる画像強調・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	 412 414 414 417 417 426 427 434 436 436 436 437 439 443 446 452 452 452 455

	5)	濃淡特徴量	461
	6)	特徴量の削減	464
	7)	距離変換と逆距離変換,スケルトン	466
	8)	細線化,薄面化	467
	9)	モルフォロジー演算	469
3.	パタ	ーン識別	475
3.	1	パターン認識概論	475
	1)	はじめに・・・・	475
	2)	認識システムのデザイン	475
	3)	医用画像認識と学習	477
3.	2	識別器の構築・・・・・	477
	1)	はじめに	477
	2)	ベイズ決定理論	478
	3)	最尤推定	479
	4)	ベイズ推定と MAP 推定	480
	5)	ノンパラメトリック推定	481
	6)	EM アルゴリズム・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	482
	7)	生成モデルと識別モデル	485
	8)	単純ベイズとロジスティック回帰	485
	9)	判別分析	488
	10)	カーネル法	489
	11)	標本誤差と汎化誤差	492
	12)	グラフィカルモデル	492
	13)	主成分分析	495
	14)	画像空間における多様体	496
	15)	学習データの再サンプリング	496
3.	3	ROC 解析と LROC 解析	498
	1)	はじめに	498
	2)	感度と特異度・・・・・	498
	3)	ROC 曲線の推定	499
	4)	LROC 曲線の推定	502
	5)	統計的有意差検定	503
3.	4	JAFROC 解析	504
	1)	はじめに	504
	2)	FROC・AFROC 曲線の推定	504
	3)	Jackknife 法·····	505
3.	5	ROC 解析によるシステム評価	508
	1)	はじめに	508
	2)	最適しきい値の推定	508
	3)	検出性能の評価・・・・・	509
	4)	識別性能の評価・・・・・	510
4.	画像	表示	512

4	1	9次元画角の表示	519	1	9	胃 V	555
4.	1)	2 八九回隊の双小	512	1.	1)	日本原家	555
	1) 9)		512		1)		555
4	2) 2	隋 ₆ 7000000000000000000000000000000000000	516		2) 2)	二重注影佈の加理	556
4.	1)		516		4)	- 単垣影像の処理	557
	1) 2)		516	1	4) 2	マンモガラフィー	550
	2) 2)	2 次三匹田西梅のまご	510	1.	1)		555
	3) 4)	3 八九医用画像の衣小	519		1)	はしめに 両体加畑	509
Б	4) 西海		519		2) 2)	画像処理	560
ป. ธ		西伯司得	020 595		3)	州変領域の検山と輪別処理	562
э.	1)	回係記録	020 505		4) 7)	現似画像使糸処理	263
	1)		525		5) ()	トモンノセンスにわける病変使口	563
	2)	保準化と保準規格・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	525	0	6) V &白		563
	3)	JPEG	526	Z .	入 旅	UT 凹1家····································	567
	4)	DICOM 規格······	528	2.	1		567
	5) a)		531		1)		567
_	6)	その他の標準規格・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	534		2)	CT 撮影····································	567
5.	2	画像伝达と官埋	536		3)		567
	1)		536	0	4)		570
	2)	迪信磯能······	536	2.	2	その他の腹部臓器	572
	3)	管埋	536		1)		572
	4)	外部保存	536		2)		572
	5)	画像表示機能	537		3)	膵臓の画像処理と診断支援	573
	6)	フィルムレス環境における留意点(セキュリ		~	4)	複数臓器領域のセクメンテーション	574
		ティと画像操作)······	538	2.	3	师	576
	7)	DICOM 規格の画像伝送	538		1)	はじめに	576
	8)	WADO	539		2)	肺既存構造の解析・・・・・	576
	9)	暗号化	540		3)	CT 画像を用いた肺疾患の CAD	579
_	10)		540		4)	むすび	580
6.	カラ	一画像処埋	543	2.	4	仮想化内視鏡	582
	1)	はじめに	543		1)	はじめに	582
	2)	色の表現	543		2)	仮想化内視鏡システムおける機能	583
	3)	加法混色と色の定量的表現	544		3)	仮想化内視鏡システムの各種応用	586
	4)	デバイス上での色の表現	548	2.	5	心臓	590
	5)	まとめ・・・・・	549		1)	はじめに	590
<i>b-b-</i>					2)	造影剤	590
第	2	■ ■像処埋技術の応用	551		3)	被ばく	590
1.	X 線		553		4)	狭窄・プラークの画像化	590
1.	1	胸部 X 像	553		5)	心筋パーフュージョンの定量測定と画像化	
	1)	はじめに	553				591
	2)	間接撮影像の処理・・・・・	553	2.	6	股関節	594
	3)	直接撮影像の処理・・・・・	554		1)	はじめに	594
	4)	その他の処理	555		2)	CT 撮影	594

	3)	骨格座標系	595
	4)	セグメンテーション	596
	5)	構造解析と治療計画	596
2.	7	頭部	598
	1)	はじめに	598
	2)	脳梗塞の CAD	598
	3)	脳出血の検出・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	599
	4)	脳 CAD に向けて	599
3.	MRI	画像	601
3.	1	脳神経系	601
	1)	はじめに	601
	2)	拡散 MRI による解析・可視化	602
	3)	形態解析	611
	4)	脳機能	617
3.	2	循環器	622
	1)	はじめに	622
	2)	心臓	623
	3)	血流の4 D 解析	626
3.	3	筋肉	627
	1)	はじめに	627
	2)	骨格筋を対象とする MRI	628
	3)	筋肉を対象とした拡散テンソル MRI 計測の	
		基礎と問題点・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	629
	4)	拡散テンソル MRI での筋肉の計測に用い	
		られるシーケンス・・・・・	629
	5)	拡散テンソル MRI を利用したヒト骨格筋の	
		線維束追跡	630
3.	4	体幹部	633
	1)	はじめに	633
	2)	体動補正撮像法	633
	3)	高速撮像法	634
	4)	全身撮像技術の実現・・・・・	634
	5)	体幹部拡散強調画像(DWI)	635
	6)	乳腺 MRI	635
	7)	腹部 MRI ·····	636
	8)	骨盤部 MRI	636
4.	PET	•SPECT 画像 ···································	638
4.	1	PET 腫瘍画像解析	638
	1)	はじめに	638
	2)	しきい値処理による二値化処理	638
	3)	変分法による輪郭処理	639
	4)	クラスタリングに基づく領域分割	640

	5)	統計モデルに基づく領域分割	640
	6)	二値化処理と統計モデルの組み合わせの	
		例	640
	7)	今後の課題・展望	642
4.	2	PET 動態解析	644
	1)	はじめに	644
	2)	血液体積の測定・・・・・	644
	3)	神経受容体の濃度測定でのコンパートメ	
		ントモデル・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	644
	4)	受容体濃度の定量化指標	646
	5)	分布体積と速度定数	646
	6)	結合能と分布体積	647
	7)	動態解析	647
	8)	動態解析の他の方法	647
	9)	おわりに・・・・	648
4.	3	脳 SPECT 画像統計解析	650
	1)	脳 SPECT 画像統計解析の概要	650
	2)	SPM ·····	650
	3)	3D-SSP·····	651
	4)	eZIS ·····	652
	5)	脳 SPECT 画像統計解析の今後	654
4.	4	心筋 SPECT 画像解析	654
	1)	はじめに	654
	2)	心筋 SPECT 製剤	655
	3)	心筋 SPECT の検査プロトコール	655
	4)	データ処理, 画像化, 表示	655
	5)	集積比の定量	656
	6)	洗い出し率の測定	656
	7)	circumferential profile 解析	656
	8)	extent マップ, severity マップ	657
	9)	心電図同期 SPECT······	657
	10)	画像解析ソフト	658
5.	超音	·波画像	660
5.	1	超音波エコーの統計的性質	660
	1)	はじめに	660
	2)	散乱体分布とエコー信号の関係性	660
	3)	レイリー分布とライス分布	661
	4)	ワイブル分布と対数正規分布	662
	5)	<i>K-</i> 分布	663
	6)	仲上分布	664
	7)	統計モデル間の関係	664
	8)	まとめ・・・・・	665

5.	2	超音波断層像に対する画像処理・解	
		析	665
	1)	はじめに	665
	2)	スペックル低減フィルタ	666
	3)	セグメンテーション	669
	4)	疾患の診断への応用	671
	5)	動画像解析への応用	672
5.	3	多次元超音波画像解析	673
	1)	はじめに	673
	2)	3 次元画像解析	673
	3)	4 次元画像解析·····	673
6.	可視	見光画像, 赤外光画像	677
6.	1	眼底画像	677
	1)	はじめに	677
	2)	眼底画像の診断項目と領域	677
	3)	血管の解析	678
	4)	網膜領域の解析	680
	5)	視神経乳頭の解析・・・・・	680
6.	2	OCT 画像	682
	1)	はじめに	682
	2)	眼底検査用OCT画像と網膜の解剖構造…	682
	3)	OCT 画像からの網膜の層構造抽出処理…	683
	4)	OCT 画像上の疾病の診断支援	685
	5)	OCT 画像上のその他の構造認識と診断	
		支援	685
6.	3	ダーモスコピー画像・・・・・・・・・・・	686
	1)	はじめに	686
	2)	画像解析によるメラノーマの診断支援研究	
			686
	3)	メラノーマ診断支援システムの例	687
	4)	アジア人に多い手掌・足底部のメラノーマに	
		対する画像解析・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・	690
	5)	この分野における open issue	690
	6)	まとめ	690
7.	PAC	S	692
7.	1	PACS ワークフロー	692
	1)	はじめに	692
	2)	HIS, RIS, PACS の統合と標準化	692
	3)	IHE 統合プロファイル	693
	4)	画像検査ワークフロー	695
	5)	患者情報の整合性確保	696
	6)	画像表示の一貫性確保・・・・・	697

	7)	画像処理とレポート作成のワークフロー …	697
7.	2	施設間の PACS 連携	698
	1)	はじめに・・・・・	698
	2)	可搬媒体による画像連携	699
	3)	オンライン画像連携	701
	4)	安全管理ガイドライン	706
8.	遠隔	高診断	708
8.	1	遠隔医療としての遠隔診断	708
	1)	はじめに	708
	2)	遠隔医療の定義	708
	3)	遠隔医療の経緯と現状	709
	4)	遠隔診断の要素・・・・・	710
8.	2	システム技術・・・・・	711
	1)	はじめに	711
	2)	コンピュータとネットワーク技術	711
	3)	情報セキュリティ	712
	4)	システムアーキテクチュア	712
	5)	将来技術	713
8.	3	医療連携と診断の質	714
	1)	はじめに	714
	2)	連携組織管理	714
	3)	精度管理	714
8.	4	事例紹介	715
	1)	はじめに	715
	2)	商用テレラジオロジー事業	715
	3)	遠隔医療システム基盤	716
9.	手徘	♂•治療支援 ······	718
9.	1	手術・治療支援の基本概念	718
9.	2	3 次元位置センサ	719
	1)	はじめに	719
	2)	光学式	719
	3)	磁気式	719
9.	3	術中機器キャリブレーション	720
	1)	はじめに	720
	2)	座標変換の基礎	720
	3)	手術機器	720
	4)	超音波	721
	5)	内視鏡•X線画像	721
	6)	異種位置センサ	722
9.	4	術前画像位置合わせ	722
	1)	はじめに	722
	2)	点対応法	722

	3)	表面形状照合法	723
	4)	2 次元/3 次元法	723
	5)	濃淡照合法	723
9.	5	精度評価	724
	1)	はじめに	724
	2)	系統誤差と偶然誤差	725
	3)	標的位置合わせ誤差	725

23	9. 6	術中3次元画像システム	727
23	1)	はじめに	727
23	2)	オープン MRI	727
24	3)	フリーハンド3次元超音波	728
24			
25	カラー・	ページ	731
25	索引⋯		753

Part I 映像化技術 第1章 基礎理論

1. 信号・画像処理の基礎

概要

本節では信号・画像処理の基礎となる事柄について述べる.まず,線形システムの概念に関しては、 デルタ関数、インパルス応答、コンボリューションなどを用いて記述する.次に、画像を標本化、量子 化などによりディジタル化する方法について述べる.さまざまな画像処理では、画像を周波数空間で取 り扱うことが多いので、空間周波数の概念について述べた後、フーリエ変換の基礎ならびに実空間と周 波数空間での双対性を示す.また、線形処理技術の応用として、画像の劣化を復元するための線形フィ ルタについても述べる.さらに、画像をディジタル化する際に行った標本化が周波数空間ではどのよう に表現できるかを、サンプリング理論を用いて示す.画像処理の分野では、フーリエ変換の他にウェー ブレット変換という手法も多用されているので、この手法について述べた後、このような変換処理技術 を一般化させた正規直交関数系による画像の展開についても述べる.一方で、画像を含む一般の信号は 確率関数として扱われることもあるので、確率過程についても簡単にふれ、最後に、画像復元などにお いて、これを逆問題として定式化して、線形代数の技法を活用して解く場合があるので、これについて も簡単に記述する.

1.1 線形システム

1) はじめに

本節では、まず、信号処理、画像処理を行う上で 基本となる線形システムの概念について述べる. そ して、画像を点光源の集合としてとらえ、点光源の 応答関数を用いることで、線形変換後の画像が表現 できることを示す.また、この応答関数が位置に依 存しないシステムの場合に、出力画像が入力画像と システムのインパルス応答関数とのコンボリュー ションで記述できることを述べる.

2) 線形システム

画像は、位置に関する 2 個の連続変数(x,y)に対し て、連続量としての**濃度値** (gray level) z が対応する 2 次元の 1 価関数 z=f(x,y)と考えることができる. い ま、 $\mathcal{O}(\cdot)$ を画像空間から画像空間への変換(写像) とすると、画像 f(x,y)に対する変換は $\mathcal{O}(f(x,y))$ と 表すことができる. ここで,任意の画像f(x,y), g(x,y),および実数 α, β に関して、

$$\mathcal{O}(\alpha f(x, y) + \beta g(x, y))$$

$$= \alpha \mathcal{O}(f(x, y)) + \beta \mathcal{O}(g(x, y))$$
(1)

が成り立つならば、そのような変換は**線形**(linear) であるという.画像工学で取り扱う多くのイメージ ングシステムは線形と近似することができ、これに より,さまざまな処理は簡単なモデルとして記述で きることになる.

3) デルタ関数

画像を数学的に取り扱う場合,これを点光源(point source)の集合ととらえ,個々の点光源に対する応答を解析することで,イメージングシステムの入出力 画像の関係を定式化できる.このような点光源をモデル化する場合,デルタ関数(delta function)δ(x, y)が利用される.デルタ関数は,この関数を最初に用いた理論物理学者の名前にちなんでディラックのデル 夕関数(Dirac delta function)とも呼ばれる.デルタ関数は超関数(generalized function)であるが,次のような一般の関数を用いて,この極限として定義することができる.たとえば,短形関数(rectangular function)

$$rect(x, y) = \begin{cases} 1 & |x| \le 1/2, \quad |y| \le 1/2 \\ 0 & otherwise \end{cases}$$
(2)

を用いて、次の関数を定義する(nは自然数).

$$\delta_n(x, y) = n^2 rect(nx, ny) \tag{3}$$

この関数に対して $n \rightarrow \infty$ とする極限操作を行うと, 原点(0,0)以外での関数の値は0で,そのxy平面内 での関数の積分値が1 となるようなデルタ関数を



図1 矩形関数の極限形として定義したデルタ関数.



図2 シフトインバリアントの概念.

作ることができる.図1では,n=1の $\delta_{i}(x,y)$ より始めてn=2の $\delta_{2}(x,y)$,nをさらに増加させて無限大まで大きくした $\delta_{\infty}(x,y)$ を示している.これがデルタ関数となる.このデルタ関数は,

$$\delta(x,y) = \begin{cases} +\infty & (x=0,y=0) \\ 0 & otherwise \end{cases}$$
(4)

および,

$$\iint_{\infty}^{\infty} \delta(x, y) dx dy = 1$$
⁽⁵⁾

によって定義される.このデルタ関数の1つの有用 な働きは、特定の位置の関数の値を積分演算により 抽出することである.すなわち、

$$\iint f(x, y)\delta(x - x_0, y - y_0)dxdy = f(x_0, y_0)$$
(6)

となる. これを**移動特性** (shifting property) と呼ぶ. このデルタ関数には、以下のような性質がある. ①スケーリングと対称性 αを0でない実数として、

$$\int_{-\infty}^{\infty} \delta(\alpha x) dx = \int_{-\infty}^{\infty} \delta(u) \frac{du}{|\alpha|} = \frac{1}{|\alpha|}$$
(7)

より,

$$\delta(\alpha x) = \frac{\delta(x)}{|\alpha|} \tag{8}$$

$$\delta(-x) = \delta(x) \tag{9}$$

②移動

$$\int_{-\infty}^{\infty} f(x)\delta(x-\alpha)dx = f(\alpha)$$
(10)

4) インパルス応答関数とシフトインバリアント

システムが線形であるならば,画像を点光源の集まりと見なし,それぞれの点光源に対するシステム の応答を考え加え合わせることで,出力画像を得る ことができる.このような,デルタ関数に対するシ ステムの応答

$$h(x, y) = \mathcal{O}(\delta(x, y))$$
(11)

をインパルス応答関数(impulse response function, IRF)または, 点広がり関数(point spread function, PSF)と呼ぶ. 点広がり関数の形が, デルタ関数の位 置に依存しない, すなわち,

$$h(x - x_0, y - y_0) = \mathcal{O}(\delta(x - x_0, y - y_0))$$
(12)

ならば, このようなシステムは**シフトインバリアン** ト(shift invariant)であるという.図2はシフトイン バリアントシステムを表したものであるが, PSF が *h*(*x*, *y*)で表されるとき,点光源の位置を(*α*, *β*)だけシ フトしても,その応答の形は変化せず,位置のみが ずれたものとなっていることを表している.シフト インバリアントの系では,次に示すように出力画像 と入力画像の関係は簡単に表記することができる. これに対し, PSF の形状がデルタ関数の存在する位 置ごとに変化するシステムを**シフトバリアント** (shift variant)なシステムという.

5) コンボリューション

画像 f(x, y)をあるシステムに入力した場合,この システムがシフトインバリアントならば,式(6)の関 係より,その応答は次のように表すことができる.

$$\mathcal{O}(f(x,y)) = \mathcal{O}\left(\iint f(\alpha,\beta)\delta(\alpha-x,\beta-y)d\alpha d\beta\right)$$
(13)

ここで,この線形変換にかかわる変数が x, y のみで あることに注意すると,

$$\mathcal{O}(f(x,y)) = \iint f(\alpha,\beta)\mathcal{O}(\delta(\alpha-x,\beta-y))d\alpha d\beta$$
(14)
となる、さらに、式(9)および式(11)の関係から

$$\mathcal{O}(f(x,y)) = \iint f(\alpha,\beta) \mathcal{O}(\delta(x-\alpha,y-\beta)) d\alpha d\beta$$
$$= \iint f(\alpha,\beta) h(x-\alpha,y-\beta) d\alpha d\beta$$
(15)

2. 投影からの画像再構成

概要

CT, SPECT, PET などのイメージング装置では、計測データは物体の線積分値の集合であるラドン 変換と呼ばれる積分変換になる.また,MRIでは、計測データは物体のフーリエ変換の標本値になる. これらの計測データから物体の物理量分布を表す画像を計算により復元する問題は画像再構成と呼ば れ、精力的に研究されている分野である.画像再構成の手法は、大きく解析的手法と呼ばれるフーリエ 変換や微積分などに基づく手法と、逐次近似法(または代数的手法)と呼ばれる画像と投影データの関 係を表す線形方程式を反復的に解く手法に分類される.本章では、画像再構成について解説する.なお、 画像再構成について体系的に詳しく解説した書籍や論文としては(たとえば)英語の文献 1)-24)がある が、日本語で詳しく解説した文献はほとんど見当たらない.本章がこのような位置づけのものとなり、 画像再構成を勉強する技術者や研究者に有効に活用されることを願っている.

2.1 解析的手法による画像再構成

1) はじめに

CT, MRI, SPECT, PET などの断層イメージング (トモグラフィ)装置では,放射線や磁気と人体と の相互作用により得られる間接的な計測データに 何らかの計算を施すことにより,断層像を合成して いる.この問題は,特定のモダリティを仮定せず一 般的に定式化すると,以下のようになる.2次元画 像をf(x,y),計測データを2変数関数g(r,s)で表すと, f(x,y)とg(r,s)の関係は一般的に次式で表される.

 $g(r,s) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h(r,s;x,y) f(x,y) dx dy + m(r,s) + n(r,s)$ (1)

ただし,積分核 h(r,s;x,y)の具体的な形はモダリティ によって異なり, CT, SPECT, PET ではラドン変換, MRI ではフーリエ変換と呼ばれる積分変換でモデ ル化される. m(r,s)はモデル化することが困難な画 像の生成に不必要な成分を表し,たとえば放射線を 用いる装置における散乱線, MRI における化学シフ ト, PET における偶発同時計数がこれに相当する. n(r,s)は統計雑音や計測雑音でその性質はモダリテ ィに依存する. f(x,y)からg(r,s)が生成される方向を 順方向(順問題: forward problem),逆にg(r,s)から f(x,y)を生成する方向を逆方向(逆問題: inverse problem)と呼ぶ.逆問題を解き計算によりg(r,s)か らf(x,y)を求める問題を**画像再構成**(image reconstruction)と呼ぶ. 画像再構成では,同時に m(r,s)の除去とn(r,s)の抑制を行う必要がある. すな わち, a) 各モダリティにおいて m(r,s)=0, n(r,s)=0 の とき g(r,s)から f(x,y)を求める手法の開発, b) 不必要 成分 m(r,s)の推定・除去を行う手法の開発, c) 雑音 n(r,s)を抑制する手法の開発, の3 点が良好な画像を 得るために重要である.

以降では, 主に CT, SPECT, PET を対象として, 計測データがラドン変換と呼ばれる物体の線積分 値の集合で表される場合について, 画像再構成のさ まざまな手法を解説する^{*1}.

2) 問題の定式化²⁵⁾⁻²⁷⁾

以降では、便宜上 CT を対象として説明を行うが、 SPECT、PET の場合も、画像化する物理量分布が X 線吸収係数から体内の放射性薬剤に代わるのみで、 数学的に全く同一の問題となる.画像化する物体の X 線吸収係数分布を f(x,y)で表す. CT におけるデー タ収集の様子を図 1 に示す. (x,y)座標系を角度 θ 傾 けた(r,s)座標系を定義し、s 軸に平行な X 線を物体 に照射するのが一回の計測となり、動径 r と角度 θ を $-\infty < r < \infty$, $0 \le \theta < \pi$ の範囲で変化させて計測を行 う. ただし、角度 θ と角度 $\theta + \pi$ のデータは対称性か ら同じ直線上のデータであるから、 $0 \le \theta < \pi$ の範囲 で計測を行えばすべての直線上のデータを計測し たことになる. このとき、照射した X 線強度を $I(r, \theta)$ 、検出された X 線強度を $D(r, \theta)$ で表すと、次の関

^{*1} 不必要成分 m(r,s)の推定・除去については、本ハンドブ ックの各モダリティの部分で解説する.

I. 映像化技術

係が成立する. $D(r,\theta) = I(r,\theta)\exp[-\int_{-\infty}^{\infty} f(r\cos\theta - s\sin\theta, r\sin\theta)$ (2) $+ s\cos\theta ds]$

式(2)の自然対数を取れば,

$$p(r,\theta) \equiv \ln \frac{I(r,\theta)}{D(r,\theta)} = \int_{-\infty}^{\infty} f(r\cos\theta - s\sin\theta, r\sin\theta, r\sin\theta) ds$$
(3)

となる.式(3)で定義される $p(r,\theta)$ は X 線が通過した 直線 $r=x\cos\theta + y\sin\theta \pm of(x,y)$ の線積分を表し,投影 データ (projection data) と呼ばれる^{*2}.また,式(3)を 関数 f(x,y)に関数 $p(r,\theta)$ を対応づける積分変換と考え たとき,**ラドン変換** (Radon transform) と呼ぶ^{*3}.計測 によって得られた $p(r,\theta)$ から f(x,y)を復元する問題が, CT における画像再構成である.なお,式(3)とは異な る投影データの表現として,次式も用いられる.

$$p(r,\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(r - x\cos\theta - y\sin\theta) dxdy$$
(4)

ただし, $\delta(\cdot)$ は Dirac のデルタ関数(Dirac's delta function)で以下の性質をもつ関数である.

$$\int_{-\infty}^{\infty} f(x)\delta(x-a)dx = f(a)$$
(5)



図1 CT における投影データ計測.

3) 画像再構成の原理²⁵⁾⁻²⁷⁾

まず,解析的画像再構成の原理となっている重要 な定理である投影切断面定理 (projection slice theorem) について説明する. *f*(*x*,*y*)の2次元フーリエ 変換は次式で定義される.

$$F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \exp[-j(ux+vy)] dxdy$$
(6)

ただし, (u,v)は角周波数である.式(6)に $u=\alpha\cos\theta$, $v=\alpha\sin\theta$ (直交座標→極座標)の変数変換を行うと,

$$F(\omega\cos\theta, \omega\sin\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-j\omega(x\cos\theta)$$
(7)
+ $y\sin\theta) dxdy$

が得られる.一方, *p*(*r*,*θ*)の*r*に関する1次元フーリ エ変換 *P*(*a*,*θ*)を計算すると,

$$P(\omega,\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} p(r,\theta) \exp(-j\omega r) dr$$

= $\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(r - x\cos\theta - y\sin\theta) \exp(-j\omega r) dr dx dy$
= $\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \exp[-j\omega(x\cos\theta + y\sin\theta)] dx dy$
(8)

となる.式(7)と式(8)を比較すると,F(u,v)と $P(\omega,\theta)$ の間に次の関係が成立することがわかる.

$$F(\omega\cos\theta, \omega\sin\theta) = P(\omega, \theta) \tag{9}$$

式(9)は投影切断面定理と呼ばれ,図2に示すように, $p(r,\theta)$ の1次元フーリエ変換 $P(a,\theta)$ がf(x,y)の2次元 フーリエ変換F(u,v)の θ 方向の断面と一致すること を表している. すなわち,角度 θ の投影データを計 測することは,F(u,v)の θ 方向の断面を計測すること に相当する.投影切断面定理からわかる重要な事実 としては,以下の2つがある.

(a) (厳密な画像再構成が可能な十分条件) $-\infty < r < \infty, 0 \le \theta < \pi$ の範囲で $p(r, \theta)$ を計測すれば, F(u, v)の 情報がフーリエ空間で全部埋められるので数学的 に正しい画像再構成が可能である.

(b) (画像再構成の手順) 画像再構成の手順は,ま ず計測した *p*(*r*,*θ*)を1次元フーリエ変換して投影切 断面定理に基づき *F*(*u*,*v*)の情報を求めて,2次元フ ーリエ逆変換を行えばよい.



^{*2} 投影データのことを**サイノグラム** (sinogram) と呼ぶこともある.これは、一点(x_0,y_0)の情報が(r,θ)平面でサイン曲線 $r = x_0 \cos \theta + y_0 \sin \theta$ を描くためである.

^{*3} ラドン(Johann Radon)は人名で、この変換を最初に提唱 したオーストリアの数学者である²⁷⁾.

3. 波動の基礎物理

概要

本節では医用画像形成に使用される波動として、y線、X線、可視光(光)、赤外線、電磁波、超音波、 放射光の基礎物理について述べる.y線の項ではy線の発生、y線のスペクトル、y線の減弱に関して述 べ、X線の項ではX線の発生、X線の発生効率、X線のスペクトル、X線の減弱について述べる.ま た、可視光(光)については光の速度と振動数、光の性質、光の計測について、赤外線は赤外線の発生、 赤外線の波長、赤外線放射に関する法則、放射体、放射率、大気中の伝搬について述べ、電磁波に関し ては光と電磁波、光の速度の測定、電磁波の性質について述べる.さらに、超音波に関しては超音波の 発生、超音波の性質、超音波の減衰、超音波の吸収について述べ、また、放射光の項では放射光の発生 について解説する.

3.1 γ線の基礎物理

1) はじめに

この節では、 γ 線の発生、 γ 線のスペクトル、 γ 線の減弱について解説する.

2) γ線の発生

放射性核種 (radionuclide) あるいは放射性同位元 素 (radioisotope, RI) の原子核から放出される電磁波 が γ 線(γ -rays) である.原子核から γ 線を放出しても, RI の原子番号も質量数も変化しない. γ 線は振動数 が一定で,そのエネルギー分布は線スペクトル(line spectrum) である. γ 線のエネルギーは,RI に固有な 一定のエネルギーをもち,約数十 keV から数 MeV のエネルギーにわたる.

3) γ線のスペクトル

図1は⁶⁰Coの核壊変図(decay chart)である.⁶⁰Co は半減期 5.271 年で β^- 壊変して、⁶⁰Ni の励起状態 (excitation state)になったのち、約 1.173MeV と約 1.332MeV の線スペクトルをもった 2 本のy線を放 出して、基底状態(ground state)の⁶⁰Ni になる.

多くの RI は一定の確率で数本のy線を放出し,そのなかにはカスケード状に同時に数本のy線を放出 するものがある.前者はお互いのy線の放出に時間 差があるのに対して,後者は同時に放出される.こ のことは,y線のスペクトル分析上で重要である. また,励起状態にある原子核がy線を放出する代わ りに,その励起エネルギーを原子の軌道電子に与え, 軌道電子が原子外に放出される**内部転換**(internal conversion, IC)という現象がある.この内部転換電



図1 ⁶⁰Coの核壊変図¹⁾. (C.M.Lederer, V.S.Shirley: Table of Isotopes, 7th edition, 1978)

子のエネルギー分布も線スペクトルとなる.内部転換の起こる確率はK殻の電子がもっとも高く,かつ, 内部転換の後には電子軌道が空位になるため,K特 性X線も放射される.

4) γ線の減弱

(1) 距離による減弱

物質との相互作用がなく(真空中など), γ 線源が点 線源であると仮定できる理想的な場合,線源から距離 ℓ 離れたところの γ 線の強度Iは,距離 ℓ の 2 乗に反比 例する.これを距離の逆 2 乗則(inverse square law)と いう.実際の場合は、物質との相互作用があり、 γ 線源も点線源でなく、ある大きさをもった領域である ので、この法則をそのまま適用できないが、線源の大 きさの 10 倍以上離れたところで、物質との相互作用

4. X 線イメージング

概要

本節ではX線イメージングにおいて不可欠なX線管装置およびX線高電圧装置について述べる.具体的には、X線診断用のX線撮影・透視装置やX線CT装置などに用いられるX線管装置に関しては、X線管(構造,焦点)、X線管装置の構造,性能(定格)、安全と使用上の注意について、X線高電圧装置に関しては、X線高電圧装置の原理(管電圧・管電流・撮影時間の制御)、構成(高電圧発生装置,X線制御装置)、性能(管電圧のリプル百分率、X線出力とその直線性、精度と再現性、小型化、コンピュータ制御)について解説する.次にX線画像の記録媒体としてのX線フィルムについて述べる.そして、アナログ記録形態からディジタル画像としての収集を可能とするイメージインテンシファイアの構造について述べる.さらに、フルディジタルの処理を可能とするコンピューテッドラジオグラフィの技術、ならびに直接形検出器である平面検出器の概容について述べる.

4.1 X 線管装置

1) はじめに

この節では, X 線管(構造, 焦点), X 線管装置の 構造, 性能(定格), 安全と使用上の注意について解 説する.

2) X 線管

X線の発生原理については、3.2のX線の基礎物 理の項で述べたので、ここでは、X線管について述 べる.

(1) X 線管の構造

3.2のX線の基礎物理の項の図3には回転陽極 型X線管の構造を示した.X線管(X-ray tube)は真 空管の一種であり, **陰極**(cathode), **陽極**(anode)は すべて真空中にて作動する.

電子を加速するために, 陽極に正の, 陰極を負の 直流高電圧を印加する. そして, 陰極のフィラメン ト (filament) に電流を流して, 熱電子 (thermal electron)を放出させる. 集束電極でこの熱電子を集束さ せて, 陽極のターゲット上に電子流の焦点を結ばせ る. 陽極には, ターゲットの他に回転させるための ロータ, ベアリング, シャフトなどがある. ターゲ ットの X 線放出面には, 主としてタングステン(W) が用いられているが, X 線発生時の発熱にも耐える ようターゲット裏面にはモリブデン(Mo)やグラフ ァイト(C)を用いて, 熱容量を増やすように工夫さ れている. 撮影時には, 短時間に大電子流を流すの で, ターゲットを高速回転させて, 冷却効果を高め ている. ベアリングは, ターゲットが真空中で 3000 ~9000[rpm]の高速で回転するため, 固体潤滑剤を コーティングしたボールベアリングが用いられる 場合が多い. 近年では液体金属を用いた滑り軸受を 用いることもある. また, 真空を保つため陰極と陽 極はガラスバルブに封着されている. 近年, ガラス バルブ以外に金属バルブやセラミックスを併用す ることも行われている. このターゲットから X 線を 発生させて, ガラス(またはベリリウム Be)窓を通 して外部に取り出す.

陽極・陰極間に加える直流高電圧のピーク値[kV] を管電圧(tube voltage)といい, kV値を高くすれば, 線質が硬くなる.陰極のフィラメント電流を大きくす ると電子流も大きくなる.電子流の逆方向に電流が流 れ,その平均値[mA]を管電流(tube current)という. mA値が大きくなれば,線量率(dose rate)が増加する.

図1に、管電圧 v と管電流 i の関係を示す v-i 特 性の一例を示す.パラメータは管電流である.フィ ラメント電流が小さいと管電流の平均値[mA]が小 さく、管電流 i は飽和する.透視条件では 1mA 程 度の管電流を使用するので、管電流 i は管電圧が 0 の付近を除いて、一定とみなしてよい.電子流が陽 極に当たると、電子の運動エネルギーの大部分が熱 に変わる. 陽極表面を熱で損傷させないために、X 線 管 ごとに許容負荷 (allowable load, permissible load)が定まっている.許容負荷には、短時間許容負 荷,連続許容負荷,混合許容負荷,CT 許容負荷な どがある.この許容負荷で使用しなければならない.



図1 X線管の管電圧-管電流(v-i)特性¹⁾. (飯沼武, 稲邑清也 編:医用放射線科学講座5.放射線 物理学. 医歯薬出版, 1998, p58)



図2 実焦点と実効焦点¹⁾. (飯沼武, 稲邑清也 編:医用放射線科学講座5.放射線 物理学. 医歯薬出版, 1998, p.58)

(2) X線管の焦点

X線ビーム(X-ray beam)の中心軸は,電子流に直 角方向になるが,図2に示すように,ターゲット面 はX線ビーム軸から7°~25°だけ傾いている.こ の角度をターゲット角(target angle)という.X線ビ ーム軸の中心軸からX線管の焦点(focus)をみると き,実効焦点(effective focus)をほぼ正方形にするた めに、ターゲット上の実焦点(real focus)の形を長方 形にする.実効焦点寸法の試験法として,JISZ4102



図3 回転陽極型X線管装置の構造²⁾. (日本画像医療システム工業会編:医用画像・放射線機器 ハンドブック.名古屋美術印刷,2001)

がある.

診断用 X 線管では,実効焦点寸法は,一辺 0.3~ 2.0mm の正方形が普通である.小さい方では,特殊 な拡大撮影用 0.05mm のものがある.回転陽極型 X 線管では,二重焦点(double focus)のものが多く,小 焦点/大焦点と呼んでいる 0.5/1.5mm, 1.0/2.0mm な どの組み合わせが多い.

実効焦点の寸法が大きくなると大電流を流すこ とができるので,撮影時間が短くなり,被写体の運 動により発生する「運動のボケ」は減少する.しか し,一方では被写体の半影(penumbra)が大きくなる ので,「幾何学的ボケ」が増加する.画像記録系の 感度や鮮鋭度も考慮して,適当な実効焦点寸法を選 定する必要がある.

3) X線管装置の構造

ー般には X 線管を X 線管容器に絶縁油などとと もに組み込んだものを X 線管装置と呼ぶ. 図 3 に, 回転陽極型 X 線管装置の構造を示す.絶縁油は, X 線管に加わる管電圧に対する絶縁の目的の他に, X 線管容器内で発生する熱を容器表面に伝える働き をする. この熱を外部からファンで冷却したり,絶 縁油そのものを外部の熱交換器で冷却する方法も 実用化されている.また,回転陽極型の X 線管装置 では,陽極を駆動するためのステータがあり, X 線 管内部のロータ(陽極)とともに誘導モータを形成 する. その他には,絶縁油の熱膨張を吸収するため のベローズ,漏えい X 線を遮へいするための防護鉛, 高電圧を供給するケーブルレセプタクルなどが備 えられている.

4) X線管装置の性能(定格)

X線管には、さまざまな特性を表す定格図が用意 されている.代表的のものは、短時間定格図、X線 管負荷・冷却図、X線管装置負荷・冷却図などであ

5. ガンマ線イメージング

概要

核医学分野では、単光子放出型 CT (SPECT) や陽電子放出型 CT (PET) に代表されるガンマ線イメージ ング機器が利用されている.放射性同位元素で標識した放射薬剤を人体に投与し、これらから体外に放 出されるガンマ線のエネルギー、方向および時間などを検出することにより、放射薬剤が体内の臓器や がん組織に選択的に取り込まれる様子を計測する.測定された情報から放射薬剤の体内三次元分布およ び時間的変化を求め、血流や代謝などの医学的に有用な生体機能情報を得ることができる.核医学で利 用されるガンマ線イメージング装置には、シンチレータ結晶と光検出器で構成されるシンチレーション 検出器が用いられている.シンチレータ、光検出器の性能は年々改善されており、電子回路やコンピュ ータ技術の近年の目覚しい発展と相まって、これらを用いた核医学イメージング装置の性能向上は著し い.また、CdTe や CdZnTe(CZT)などの II-VI 族の化合物半導体を用いた直接検出型ガンマ線検出器も、 小視野のガンマカメラや心臓用 SPECT として実用されている.

5.1 シンチレーション検出器

1) はじめに

シンチレーション検出器(scintillation detector)は、 利用するシンチレータ結晶の種類を選択すること により、広いエネルギー領域のガンマ線を効率よく 検出することができる.また、パルス波高計測によ りエネルギー分析ができるため、必要なエネルギー 領域のガンマ線を選択的に計測することができる. このエネルギー弁別能により、特定エネルギーの信 号ガンマ線のみを計測して、被験者の体内でコンプ トン散乱される雑音成分の大半を除去することが できる.

パルス計測(pulse counting, photon counting)では, 蛍光減衰時間の短いシンチレータを用いることに より,個々のガンマ線を短時間に識別して高計数率 領域まで広いダイナミックレンジで測定すること ができる.さらに,ガンマ線の到来したタイミング を高精度に取り出すことができるため,ガンマ線の 同時計数や飛行時間差計測に利用される.臨床応用 のためには,常温で使用できることも実用上重要な 条件である.

以上の特徴から、シンチレーション検出器はガン マ線イメージングにおいてもっともよく利用され ている.シンチレーション検出器の性能は日進月歩 で、新しいシンチレータが開発され、光検出器とし て光電子増倍管 (photomultiplier tube, PMT)以外にも シリコンフォトダイオード (silicon photodiode, SPD) やアバランシェ・フォトダイオード (avalanche photodiode, APD), シリコン・フォトマルチプライア (silicon photomultiplier, SiPM)などの光半導体素子も使用され始めている.

2) 動作原理

代表的なシンチレーション検出器は、図1に示され るようにシンチレータ(scintillator)(蛍光体)に光電子 増倍管(PMT)が結合された構成となっている.入射 ガンマ線はシンチレータ中で相互作用を生じ、光電吸 収により全エネルギーを失うか、コンプトン散乱によ りエネルギーの一部を失う.シンチレータ中で失われ たエネルギーに比例した数の光子が発生し、PMT の 光電変換面に導かれる.ここで、光子は光電子に変換 されて電子増倍部に導かれる.電子増倍部では、ダイ ノード(dynode)と呼ばれる多段の電極によってカス ケードに電子増倍され、最終的に 10⁵~10⁶ 倍の電流 パルスとなってアノード(anode)から出力される.



出力パルスに含まれる総電荷量やパルス波高は, 入射したガンマ線エネルギーに比例するため,波高 分析により,ガンマ線のエネルギーを測定すること ができる.図2にシンチレーション検出器で得られ る¹³⁷Csから放出されるガンマ線(662keV)のエネル ギースペクトルの例を示す.エネルギー(波高)の高 いピークを光電ピーク(photopeak)といい,ガンマ線 の全エネルギーが吸収されたもので,低エネルギー 部分はシンチレータやその周囲でコンプトン散乱 されたガンマ線である.光電ピークの半値幅 (full-width at half maximum, FWHM)と光電ピーク波 高値の比を%で表した指標がエネルギー分解能 (energy resolution)である.

また、パルスの立ち上り部が一定のレベルに達した際にタイミングパルスを発生することにより、ガンマ線の到達時間情報を得ることができる。何らかの方法でガンマ線の発生タイミングを得て、これに対する検出器のガンマ線到達時間の変動をプロットすると、図3に示すような検出器の時間測定精度を表す時間スペクトルを得ることができる。図は、²²Naから放出されるポジトロン消滅ガンマ線対を、Bi₄Ge₃O₁₂(BGO)とBaF₂シンチレータを用いた検出器により測定したものである。ガンマ線検出器の時間分解能(time resolution)として、時間スペクトルの半値幅や標準偏差が指標として用いられる。

3) シンチレータ

シンチレータは、ガンマ線を吸収して短い減衰時間をもつ**蛍光**(scintillation)を発生する.ガンマ線と シンチレータの相互作用には、前述した光電効果、 コンプトン効果に加えて電子対生成がある.これら の作用の生ずる確率はガンマ線のエネルギーに依 存し、核医学で使用されるガンマ線のエネルギー範 囲 1 MeV 以下では、光電効果とコンプトン効果の みが生ずる.

表1に、核医学機器に用いられる各種のシンチレ ータの特性を比較して示す.ガンマカメラや SPECT では、エネルギー分解能や空間分解能を重視して、 発光効率が高く比較的安価に大型結晶が製造できる Nal(TI)シンチレータが一般に用いられている.これ に対して、PET 装置では、エネルギーの高い 511keV

エネルギー分解能 = 半値幅 / 光電ピーク値 (%)



	NaI(TI)	CsI(Na)	CsI(TI)	BGO	GSO	LSO	LYSO	LuAG	LaBr ₃
密度 (g/ml)	3.67	4.51	4.51	7.13	6.71	7.35	7.1	6.68	5.29
511keV 吸収長 (cm)	3.07	2.43	2.43	1.13	1.50	1.23	1.23	1.35	2.14
蛍光減衰時間 (ns)	230	630	900	300	60	40	41	17	26
発光ピーク波長 (nm)	410	420	560	480	430	420	420	310/375	380
屈折率	1.85	1.84	1.80	2.15	1.85	1.82	1.81	1.9	1.9
発光量(相対値)	100	103	160	22	40	72	75	59	130
潮解性	大	小	小	無	無	無	無	無	大

表1 核医学機器に用いられる各種シンチレータの特性比較.

6. 画質評価

概要

画質評価は、物理的な指標による評価と人間系による視覚評価に大別される. 医用画像においては医師 による視覚評価が最終的な画質評価となるが、客観性のある物理的な指標による評価も不可欠なものであ る.まず、空間分解能の評価方法である MTF について、その意味を明らかにし、ディジタルシステムに おける MTF による評価法の問題点について述べる.また、放射線画像の場合、MTF の測定には特有の困 難さが存在するが、放射線画像における MTF の測定法について解説する.ついで、雑音に関する評価法 NPS について、その意味を明らかにし、その測定方法について述べる.さらに、NEQ と DQE について述 べ、ディジタル X 線撮影系における雑音の種類について述べる.信号検出理論の立場から視覚評価法に ついて述べ、観測者モデルを導入することによる視覚評価結果の解釈について述べる.次いで、視覚評価 の結果の客観化において中心的役割を果たしている ROC 解析について、視覚評価法から見た問題点につ いて述べる.医師による視覚評価は非常に高コストな方法なので、物理的な評価指標による視覚評価の試 みが行われているが、それについての解説を行い具体的な応用例について触れる.

6.1 画質評価の概観

画質という用語は、定義することが難しいものの 一つであり、もともと綺麗とか鮮明という人の印象 を表現したものである.したがって、画質の評価を 論じる以前に、画質の定義そのものはあいまいなも のなのである.しかしながら、医用画像における「最 適の画質」とは、その画像を診断する医師による病 変の検出能を最大化することを意味することは多 く人が認めるところであろう.また、その一方で、 医用画像の「最適の画質」について明確に記述する ことは、現在もなお検討中の課題なのである.

ここで、人間による観察結果を用いた画質評価の 方法は、視覚評価法(visual evaluation)と呼ばれてい る.したがって、医用画像の画質評価は、(人間で ある)医師による視覚評価方法によって行われる必 要がある.実際、臨床の現場における医用画像の画 質評価は、最終的にその画像を診断する医師によっ て行われている.

ところが人間を用いた評価では、観察者に依存す る要素が大きく(この観察者間の差を観察者間変動 (inter observer variation)と呼ぶ),かつ、評価自体の ゆらぎが大きい(この観察者自身の差を観察者内変 動(intra observer variation)と呼ぶ),また、判断結果 の表現をできるだけ普遍的なものにする必要があ るなどさまざまな問題点が存在する.視覚評価法に おいては、このような問題点を考慮して、人間によ る評価の結果を可能な限り普遍的なものにするためにさまざまな工夫がなされてきた.また,現在もなお研究が続いている.

一方,画質に関して,客観性と再現性に優れる物 理的な指標を用いた評価方法で人間の感覚と一致す るようなものがあれば,それは理想的な画質評価方 法である.このような評価方法に関して,これまで に盛んに研究されてきた.空間分解能や雑音の評価 においては,これまでに一定の成功をおさめ,以下 に述べる MTF や NPS といった評価方法が確立して いる.しかしながら,病変の検出能に関する評価に ついては,物理的指標のみでこれを評価することは いまだに困難である.とはいえ,この方面に関する 研究は現在非常に盛んであり,コンピュータ画像診 断支援システムの基礎技術とも相通じるものがある.

以下の 6.2 から 6.4 において、アナログ画像は、 2次元のユークリッドベクトル x の関数として、a(x)で表現するものとする.(医用画像の場合もっと広 義に n 次元のベクトルの関数として表現することも あるが、6.2 から 6.4 では不要であるので 2 次元と する.)これに対して、ディジタル画像は、有限の 整数値をとる m 行 n 列の行列として、 $a = [a_{m,n}]$ と 表示するものとする.ここで、医用画像でも黒白の モノクロ画像とカラー画像の両方を扱うが、カラー 画像は、通常赤、緑、青の三原色の濃淡として表現 され,それぞれについてモノクロ画像と同様の扱い をすればよいので,6.2から6.4ではモノクロ画像 のみを扱うことにする.したがって, $a(\mathbf{x})$ や \mathbf{a} は, 対応する場所における濃淡値を表現するものとす る. $a(\mathbf{x})$ の場合,表示系における単位をもつと考え ることもできるが, \mathbf{a} の場合はこのような意味での 単位をもたない.

また, 6.2 から 6.4 では, 係数 2π に関する煩わし さを避けるために, フーリエ変換としては角周波数 $2\pi f$ の代わりに周波数 f を使用したものを考える. なお, 虚数単位の表示は, $i=\sqrt{-1}$ を使用するものと する.

6.2 空間分解能の評価

1) はじめに

空間分解能は,解像度と同等の意味で,対象とな る画像上の2個の物体が別のものであると認識でき る最小の距離を意味する.この意味で人間系を含ん だ評価が用いられることがあるが,物理的に求めら れる場合であってもこの意味でのみ空間分解能を 評価することは,1950年代には不都合であることが 指摘された¹⁾.その主な2つ理由は以下のようであ る¹⁾.1)上記の意味での空間分解能は,対象とする 物体に依存するものである.したがって,測定の方 法によって異なった結果となり,純粋な物理量とは いえない¹⁾.2)上記の意味での空間分解能の大きさ と視覚による鮮鋭度の良否と必ずしも一致しない¹⁾.

そこで、上記の意味での空間分解能に代わる空間 分解能の物理的な評価方法として、情報理論を光学 系に適応した変調伝達関数(modulation transfer function, MTF)が用いられるようになった¹⁾. また、 上記の意味での空間分解能(解像度)は、MTF の測 定結果から求めることができる.以下、MTF につ いて述べる.

2) Modulation Transfer Function (MTF)

線形かつ shift-invariant (主として入出力が時間関 数である時は「時不変」と邦訳されているがここで は英語のまま表記する) なシステム(英語では,通常 "LSI (linear and shift-invariant)"と略される)では, 「線形回路の基礎式」が成立する.このようなシス テムでは,デルタ関数 $\delta(\mathbf{x})$ によって表現される入力 に対する出力を $h(\mathbf{x})$ と表現すると,一般的な入力 $a(\mathbf{x})$ に対する出力は,たたみこみ積分(convolution, たたみ込み積分を以下"*"と表示) $h*a(\mathbf{x})$ で与える ことができる.なお,この $h(\mathbf{x})$ は,(インパルス)応 答関数([impulse] response function)と呼ばれるもの である(これらの詳細は1を参照).

このような考え方は光学系に対しても適応する

ことができる. (x_1, y_1) 平面における物体の光の強度 分布が $a(x_1, y_1)$ で与えられるとき,同物体の光があ る光学系を通じて (x_1, y_1) 平面に平行な平面 (x_2, y_2) に像を作成するものとする.非干渉光である等の適 当な条件が満足されるとき,この像の強度 $b(x_2, y_2)$ は,2次元のデルタ関数 $\delta(x_1, y_1)$ に対する光学系の出 力 $h(x_2, y_2)$ を用いて(この $h(x_2, y_2)$)は,点拡がり関数 (point spread function, PSF)と呼ばれる),以下のたた みこみ積分で与えることができる²⁾.

$$b(x_2, y_2) = h * a(x_2, y_2) \tag{1}$$

ここで、上記の関数はいずれも2乗可積分であり フーリエ変換が可能であるものとする時、上記の $h(x_{2}, y_{2})$ に相当する光学系における応答関数の2次 元フーリエ変換のことを,光学的伝達関数(optical transfer function, OTF)と呼んでいる²⁾. この伝達関 数は,空間周波数の複素数値関数である(ここでの 周波数は時間領域における周波数に対する概念を 空間領域に拡張したもので空間周波数と呼ばれる) ので、その絶対値と偏角を考えることができるが、 同絶対値を MTF と呼び,同偏角を位相伝達関数 (phase transfer function, PTF)と呼ぶ. ただし, MTF については、OTF の絶対値について、周波数が 0 の時の値で割って周波数が0の場合の値が常に1に なるようにするものとする. これが MTF の定義で ある.光学系における伝達関数の考え方は、単純 X 線撮影系をはじめとするさまざまな医用画像系に 応用されている.

このように、画像系の MTF は、本来 2 次元の空 間周波数の関数であるが、その物理的意味を考える 上では取り扱いを簡単にするため1次元で考えるこ とが多い.これは、一般的には1次元から 2 次元へ の拡張は簡単ではないが、MTF を考える上ではそ の拡張は単純であることが多いためである.また、 1 次元での取り扱いには以下のような意味がある.

7. 放射線防護

概要

本節では画像診断における放射線防護と診断時線量について述べる. 医療における放射線被ばくは, 被ばくする本人が直接利益を受けること,線量分布・年齢分布などが一般とは異なるため,国際放射線 防護委員会(ICRP)において「医療被ばく」として他の被ばくとは別して取り扱われている. そのため, 被ばく線量概念と放射線防護に関する考え方にも他と異なる特徴がある. 一方,画像診断は放射線医療 技術の著しい進歩により医療において欠くことのできない手段となっている. 一般 X 線撮影における ディジタル技術の導入, CT や核医学における装置の改良,受像系の開発が盛んに行われており,画像 取得時の線量は著しく変化している. 装置の複雑化により線量やリスクの評価は,取り扱いがしばしば 困難なことも多い.

7.1 放射線被ばくと防護

1) はじめに

1895 年レントゲンによりX線が発見され,最初の 臨床応用が1896 年1月に始まったが,ほぼ同時に人 類の放射線障害の経験が始まった.これにより,徐々 に放射線防護が考えられるようになり,個々のレベ ルから学会や国レベルで取り上げられるようになっ た.1928 年には国際X線ラジウム防護委員会が発足 し,1950 年に国際放射線防護委員会(International Commission on Radiological Protection, ICRP) へと改称 された.以後,ICRP は多くの国で放射線防護の基盤 とされてきている.日本はICRP の報告や勧告を法律 に取り入れるなどして,積極的に受け入れている.

ICRP では、医療における放射線被ばくは被ばく する本人が直接利益を受けること、線量分布・年齢 分布などが一般とは異なるなどにより「医療被ば く」と分類し、他の被ばくとは別して扱っている. また、被検者の介助者および医学生物学研究のため のボランティアの被ばくも医療被ばくに分類して いる.ここでは医療における放射線防護の考え方を ICRP 勧告を中心に述べる.

2) 被ばくの防護

ICRP は 1977 年勧告(Publ.26)¹⁾中, 主に線源の制御 の可能性に着目した「線量制限体系」で, 放射線被 ばくを伴う行為は放射線を用いることによって得 られる利益と考えられる不利益を比べた場合, 正味 で十分な便益がある場合でなければ導入してはな らない(行為の正当化), 正当化された行為に関連し た個人の被ばく線量, 被ばくする人数, 被ばくの可 能性(潜在被ばく)を経済的および社会的要因を考 慮して合理的に達成できる程度に低く保つこと(防 護の最適化)および個人の線量制限に関する勧告を 行った.1990年勧告(Publ.60)²⁾では線源と被ばくの 制御の可能性に着目した広い概念の「放射線防護体 系」を示したが,先の3つの概念は継続された.2007 年の勧告(Publ.103)³⁾でも,これらの考え方は維持さ れている.

(1) 正当化の判断

医療における行為の**正当化**(Justification)は,通常 医療専門家の責任とされる.次の3つのレベルに適 用される.すなわち,①放射線医学利用は,被検者 に対し害より便益が大きいとして受け入れる.②特 定の目的を持つ特定の手法が定められ,正当化され る.放射線医学的手法が診断または治療を向上させ るか否か,または被ばくした個人について必要な情 報を提供するかどうかを国や関連国際機関が連携 して判断する.これらは時々見直されるべきである. ③個々の被検者に対する手法の適用が正当化され るべきである.放射線被ばくを伴わない代替手技の 採用の可能性を考慮するなど,必要な臨床情報を提 供する最適方法であることの点検が含まれる必要 がある.

(2) 最適化の判断

放射線診療の防護の最適化(Optimization)は,正当 化が行われたのちに実施される.被検者個人および 集団の被ばく線量を,放射線診療の価値を損なわな い範囲内で最小限にすることである.

一般に画像診断における防護の最適化は,線量低 減そのものが目的ではなく,得られる医療情報の

Part I映像化技術第2章映像化装置

1. X線撮影装置

概要

X線が Reontogen によって 1895 年に発見され, 短期間の後にその基本的特性が明らかにされ, 診断・治療などの医学利用に関する研究が世界中で開始された. X線発見に使われたのはガス管球と呼ばれるもので, 管球内部で発生した電子がガラス管壁に衝突した際に発生する X線が観測されたが, その後ターゲットとして白金やタングステンが用いられるようになった. そして, 1913 年に Coolidge によって, 現在の X線管と同じ熱陰極型 X線管が開発され, 現在に至っている.本節では, X線管から発生した X線が被写体を透過した後の透過 X線分布を, 主に 2 次元 X線検出器によって 画像情報として取り出す X線撮影装置について述べる. X線検出器として, 最初は蛍光板, 増感紙, X線フィルムが用いられたが, 1950 年代にイメージインテンシファイアが開発され, その後, イメ ージングプレートやフラットパネル検出器が開発され, コンピュータ技術の進展とともにディジタ ルラジオグラフィと総称されるようになった.

1. 1 単純 X 線撮影装置

1)X線撮影装置の構成要素

X 線撮影装置は, JIS の規格により,以下のよう に分けられる.

- X 線発生装置…X 線源装置(X 線管装置+照射野限 定器)
- X線高電圧ケーブル
- X 線高電圧装置…(高電圧発生器+X 線制御装置)
- X 線機械装置…X 線撮影台,透視撮影台,CT 架台 +寝台,保持装置

X 線映像装置…X 線イメージインテンシファイア (I.I.)装置,X線TV装置,ミラーカメラなど

X線画像処理装置…DR装置, DF装置

その他の関連機器…(カセッテ,グリッドなど)

単純 X 線撮影装置は、コーンビーム X 線により 被写体を撮影し、透過 X 線強度分布を 2 次元 X 線 検出器により画像化するもっとも基本的な X 線撮 影システムである.その概念図を図1に示す.

2) X 線高電圧装置

(1)変圧器式:電源の各周期に多ピークの整流出 力電圧を供給する単相・三相電源作動のX線高電圧 装置



図1 単純X線撮影装置の概念図.

- (a) 2 ピーク形:単相電源作動で電源の周期ごとに 2 つのピーク値をもつ.
- (b) 6 ピーク形:三相電源作動で電源の周期ごとに 6 つのピーク値をもつ.
- (c) 12 ピーク形 : 三相電源作動で電源の周期ごと に 12 のピーク値をもつ.

(2) 定電圧式:出力管電圧をリプル百分率が4%を 超えないように電圧波形を出力する X 線高電圧装 置

(3) コンデンサ式:電気エネルギーを高電圧コン デンサ(2μF以下)に蓄え,その放電によって X 線管 に一回の負荷を供給し,X線照射の開閉を高電圧側 で行う X 線高電圧装置.

2. X線CT装置

概要

X線CT装置は、Hounsfield らによる EMI スキャナが 1970 年代初めに登場して以来、爆発的な普及 と進歩を遂げてきた.投影データから断層像を再構成するという原理は、MRI や SPECT などの発展も 促した.そして工業用や物理計測の手段としても発展している.しかし、単に CT といえば、やはり画 像診断用の X線 CT のことである.CT は断層像を得るモダリティとしては臨床においてもっとも枢要 な地位を占め続けており、その状況に翳りは見えない.CT の原理は煎じ詰めれば Radon の定理に尽き ている.装置技術としても、シングルスライス CT までならある意味単純であり、解説に困難はなかっ た. 画質の議論もアキシャル面(xy 面)の二次元平面で話が済んだ.しかし、ヘリカルスキャン以来三 次元画像が当然となり、体軸方向(z軸)についても論じねばならなくなってしまった.さらに、MDCT やコーンビーム CT の時代となっており、採用される詳細技術はハードソフトいずれもメーカごとに流 解説の必要があり、本章ではなるべく広い見地で現在の CT について記す.

2.1 CT の画像化原理

1) はじめに

CT とは、Computed Tomographyの略で、コンピ ュータ断層撮影装置を指している.1970年代前半に 実用化されてからすでに40年近くを経ている.CT 以前の診断画像が透過像を基本としたものであっ たのに対して、CT では前後に存在する物質の重な りのない鮮明な断面像を得られることから、軟部組 織を明瞭に描出できるという特徴を備えているた めに広く普及し、スクリーニングから精査までさま ざまな医療現場で欠かせない存在となっている. 図1に最新のCTの外観写真を示しており、スキ ャナ本体である架台,被検体を載せる寝台、コンソ ールの3つのユニットで構成されている.なお、以 下では、一般的に使われている座標系に合わせて、 寝台の左右方向をx軸、上下方向をy軸、体軸方向 をz軸として説明する.また、被検体の断面の呼び 方として、x-y平面に平行な(z軸に直交する)断面を アキシャル(axial)断面、x-z平面に平行な断面をコ ロナル(coronal)断面、y-z 平面に平行な断面をサジ タル(saggital)断面と呼ぶ(図2).また、CTの基本 構成を図1に示しており、2.2で詳しく説明する.



図1 CT 装置の外観. スキャナ本体の架台, 被検体を載せる寝台, コンソールの3ユニット.



 図2 CTの座標軸と3種類の断面.
 (a)はCTの座標軸.(b)上はアキシャル面, 中はサジタル面,下はコロナル面.

CT は、外部から得た透過データを基に、再構成演算処理にて断層像を得る装置であり、人体を対象とした医療用と、その他のさまざまなものを対象とした医療用以外の装置とが実用化されている.また、投影データを得るための方法として、X線以外に、ガンマ線を用いる SPECT や PET、また核磁気共鳴現象を用いる MRI なども広い意味では CT の一種であるが、ここでは、医療用のX線 CT 装置について述べる.

X線CT装置の基本的な原理として,投影データ を得るためスキャンと,収集した投影データから断 層画像を計算で求める再構成とに分けられる.一般 的なX線CT装置では,X線源とX線検出器とが, 被検体をはさんで対向して配置され,被検体周囲を 連続的に回転しながら,観察したい断面を横切る扇 状のX線ファンビームを,360度方向から照射,被 検体で減衰した線量分布を計測して投影データを 得る.こうして得られた360度の方向からの投影デ ータをもとに,対象領域のX線減衰係数(linear attenuation coefficient)の分布をコンピュータにより 計算し,水を0,空気を-1000,とするHU(Hounsfield unit)単位の画素値すなわちCT値(CT number)の画 像として再構成する(図3).

X線管球







図3 CTの基本的な原理. X 線源(X 線管)で発生した X 線 を, 被検体に照射し, 検出器で計測した X 線から被検 体の投影データを得る. この測定を, 1 回転で 1000 回 程度繰り返す. 投影データからコンピュータの計算によ り高精細な画像を得る.

1980 年代半ばまでは、1 つの断面を、より速く、 より細かく描出するための改良に集中され、1980 年代半ばに、連続回転スキャナが実現した.この技 術をもとに 1990 年前後にヘリカルスキャンが実用 化され、1 つの断面を描出する装置から、体軸方向 に拡がる3次元領域のX線減衰係数分布を描出する 装置に変化してきた.1990 年代末には、X 線検出器 を体軸方向に複数列備えた MDCT (multi detector-row CT)が実用化され、3 次元画像診断が本 格化、普及が進み、2007 年に実用化された 320 列の X 線検出器を備えた ADCT (area detector CT)では、 1 回転だけで頭部、心臓をスキャン完了できるよう になった.

画像再構成の原理については、1章の2にて詳し く述べられているので、簡単な紹介とし、スキャン 方式を中心に述べる.

2) 画像再構成の概要

(1) 画像再構成の基本

CT における画像再構成は, Radon の定理(画像化 したい領域について, 全方向からの線積分の値(投 影データ(projection data))がわかれば, 各画素値の 分布を求めることができる)に基づく. CT の場合, 各画素の値は最終的に CT 値にスケーリングされる ことにはなるが, そもそも求めるものは線減衰係数 μ の分布である.したがって μ の線積分が投影デー タである.すなわち X線パスに沿って減衰係数を加 算したものが投影データになる(図4).角度 θ にお ける, 原点からの距離tの位置の投影データ値 $p(t, \theta)$ は, 次のように定義される.

$$p(t,\theta) = \mid \mu(x,y)ds \tag{1}$$

1つの方向で得られた投影データの集まりをビュ -(view)と呼び、1つのビューのなかの、1本1本 の投影データをレイ(ray)と呼ぶ. Radon の定理は、 再構成領域のすべての画素(ピクセル)について、



図4 投影データ.

3. MRI 装置

概要

本節では、磁気共鳴イメージング装置の歴史、原理、ハードウェアと撮像方法、画像の基本的性質、 各種撮像法に関して解説する.最初に、歴史と原理を紹介し、システム全体のハードウェア構成と動作 原理について解説する.それから、各ユニットについて、その最新動向に基づいて解説する.その後、 撮像に使用される代表的パルスシーケンスを紹介する.そして、MRI 装置によって撮像される画像の 基本的性質として、空間分解能決定のメカニズムと、MRI の著しい特徴となっている多様な画像コン トラストについて解説する.最後に、特定の情報に注目した MR 撮像法である、MR 血管撮像法、拡散 強調イメージング法化学シフトイメージング法などについて概説する.

3.1 MRIの歴史

現在の磁気共鳴イメージング (magnetic resonance imaging, MRI) 技術は, 多くの研究者と技術者の永年 にわたる研究開発に支えられてきた.このため, 現在の MRI を理解するためには, その 40 年に近い歴 史を知ることが不可欠である.そこで,以下に,ほぼ 10 年ごとに大まかに時代を区切り, MRI の歴史 を概観する.

1) 1970 年代における基礎技術の確立

現在の MRI は, 1973 年に Nature 誌に発表された Lauterbur の論文に始まる¹⁾. この論文は, 均一静磁 場と線形勾配磁場を使用する現在の MRI の基礎を 作ったという意味で, MRI を創始した論文である.

さて、その2年前に、Damadian が、ラットの摘 出悪性腫瘍のプロトンの $T_1 \ge T_2$ が、正常組織のそ れらに比べて顕著に延長することを報告した²⁾.こ れは、NMR (nuclear magnetic resonance)を使用した 診断装置を予見させ、実際、1972年に、Damadian は、プロトンの緩和時間を用いた診断装置のアイデ アを特許化した.

ところが、この特許は、実空間上でNMR 信号の 発生位置を特定し、それをスキャンして画像を形成 するというアイデアに基づいているため、現在の MRI の基礎にはなっておらず、実現可能性もきわめ て低いものであった.しかしながら、プロトンの緩 和時間により悪性腫瘍が診断できる可能性は、それ を用いた診断装置開発の大きな動機付けとなり、実 際、Lauterbur の論文も、大きな影響を受けていた.

一方, Mansfield は, 全く別のアプローチから, 核スピンの空間的分布を計測するアイデアに到達 し, 1973年にNMR diffraction という論文を発表した³⁾. この手法は, Lauterbur の方法とはかなり異なったものであったが,均一な静磁場と勾配磁場を用いるという点では同じものであった.

さて、Lauterbur 以後, さまざまなグループが, MRI(当時はそのような言葉はなかった)に関する 研究を発表したが,その中でも,決定的であったの は,Garroway らによる選択励起法の提案と,Ernst らによる Fourier imaging の提案である.

Garroway は、Mansfield のグループのポスドクで あったが、Lauterbur と Mansfield の研究に触発され て行った、パイプの中の流れの計測をきっかけとし て、勾配磁場と RF パルスを組み合わせて特定断面 を選択的に励起する方法を開発した⁴⁾.

この手法のスライス選択法としての有効性に関 しては、1997 年頃に Hoult と Mansfield の間で論争 になり、その結果、選択励起パルスの印加後に反転 勾配磁場を加えて、核磁化を収束させる必要がある ことが明らかとなった.このようにして、この方法 は、断面選択法として広く使用されるようになった.

1973年, Ernst は、1971年に Jeener が発表した2 次元 NMR のアイデアを発展させることを決断し、 その最初の例として、Lauterbur の方法を多次元スペ クトルに拡張することを試みた.すなわち、彼は、 パルス的にスイッチングする3方向の勾配磁場を用 いて NMR 信号を多次元化し、Fourier 変換によって 画像再構成を行う方法(Fourier imaging)を提案した⁵⁾. そして、この手法は Lauterbur の Projection 法に取っ て代わり、現在の MRI では主流となっている.

表1 MRIの歴史.

年	項目(発見者)
1971	腫瘍組織における緩和時間延長の発見 (Damadian)
1973	Projection 法による MRI 原理の提案 (Lauterbur) NMR diffraction による MRI の提案 (Mansfield)
1974	選択励起法の提案(Garroway)
1975	Fourier imaging の提案 (Ernst ら)
1977	Echo Planar Imaging の提案(Mansfield)
1980	Spin warp 法の提案(Edelstein ら)
1981	臨床応用(0.15T)の開始(Hammersmith)
1982	0.35T での臨床撮像(UCSF) Chemical shift imaging の提案(Brown ら)
1984	1.5T の頭部プロトン画像の発表(GE) 水-脂肪分離画像の提案(Dixon)
1985	バードケージコイルの提案(Hayes ら)
1986	FLASH 法の提案(Haase ら) RARE 法の提案(Hennig ら) FISP 法の提案(Oppelt ら) IVIM 理論と ADC の提案(Le Bihan) 位相法による MR Angiography の提案 (Dumoulin ら) Actively shielded gradient coil の提案 (Mansfield ら)
1987	2T における全身 EPI の発表(Rzedzian ら)
1988	TOF 法による MR Angiography の提案 (Laub ら)
1990	Phased array coil の提案(Roemer ら)
1991	多次元 NMR 等に対するノーベル化学賞 (Ernst)
1992	脳機能 MRI の提案(Ogawa ら)
1994	超偏極 ¹²⁹ Xe による MRI(Albert ら) 拡散テンソルの提案(Basser ら)
1995	超偏極 ³ He による MRI (Middleton ら)
1997	SMASH 法による並列 MRI の提案 (Sodickson ら)
1998	8Tの頭部画像の発表(Robitaille ら)
1999	SENSE 法による並列 MRI の提案 (Pruessmann ら)
2003	MRI に対するノーベル医学生理学賞 (Lauterbur と Mansfield)

さて、1980 年, Edelstein らは、上記の Fourier imaging と選択励起法を組み合わせて、実用的パル スシーケンスである spin warp 法を提案した⁶. この 方法は、Lauterbur, Garroway, Ernst らによって提 案された方法を集大成し、1980 年代における MRI の飛躍的発展の基礎となるものであった.

ところで、1977年には、超高速イメージング法と して有名な echo planar imaging (EPI) が Mansfield に より提案された⁷⁾. ただし、EPI が商用機に実装さ れたのは 1993年のことであり、時代に 15年も先駆 けた手法であった.

2) 1980 年代における臨床標準機の確立

1970 年代には, MRI の手法の開発と並行して, 人体用の常伝導磁石や超伝導磁石が開発され, 1980 年前後には, 世界各地で人体用 MRI が構築された. その中でも注目すべきシステムは, 1980 年に全身の 撮像が行われた Aberdeen 大学の 0.04T 常伝導 MRI, 1981 年に臨床試験が始められた Hammersmith 病院 (EMI)の 0.15T 超伝導 MRI, 1982 年に臨床撮像が始 められた UCSF の 0.35T 超伝導 MRI⁸⁾, そして 1984 年に報告された General Electric 社の 1.5T 超伝導 MRI⁹⁾である.

Aberdeen 大学の MRI は、初めて spin warp 法が実 装され、静磁場強度は低いものの、クリアな胸部の 断層像が得られた装置として大きな注目を集め、 spin warp 法の普及に大きな役割を果たした.

Hammersmith 病院の MRI は、X線 CT を世界で初 めて開発した EMI 社が開発したもので、CT の開発 経験と装置を活かし、projection 法を用いた質の高 い画像を生み出していた.そして、1981 年3月頃か ら、世界で初めての本格的臨床試験が始められた. この MRI で使用された磁石は、0.3T までの静磁場 が発生できる超伝導磁石であったが、さまざまな理 由により 0.15T で使用された.

UCSF の 0.35T 超伝導 MRI は,それまで, 0.15T(6.4MHz)がプロトン MRI の上限であると思 われていた常識を打ち破り,SNR がきわめて良好な 画像を提供した.また,マルチスライス,マルチエ コーを用いた Fourier imaging を実装し,その後の MRI のモデルとなった.

さらにその翌々年に発表された GE 社の 1.5T の MRI は, 不可能と思われていた高い周波数(64MHz) での撮像を可能とし,現在の臨床機における標準的 静磁場強度(1.5T)の確立に決定的な影響を与えた.

なお、GE 社が、この 1.5T の静磁場を選択したの は、プロトンの撮像だけでなく、³¹P を使ったエネ ルギー代謝の計測を考慮してのことであると考え られている.

なお, 1985 年には, 64MHz でも均一な高周波磁

4. 核医学装置

概要

本節では核医学装置について、その構成・要素、データ収集法と処理法を解説する.また放射性医薬 品についても概説するが、ガンマ線検出方法、画像再構成法、臨床データ解析法などは他章に譲る.核 医学は、放射性同位元素を利用した診断方法である.CT、MRI が主に臓器などの形態情報を測定する のに対し、核医学は血流、代謝、神経伝達系など生体機能を測定する.放射性医薬品を患者の体内に投 与して体外計測を行うインビボ検査と患者の試料(血液、尿など)に含まれる微量物質を体外測定するイ ンビトロ検査に大別される.さらにインビボ検査はガンマ線放出核種と陽電子放出核種を利用するもの に分けられ、測定装置としてガンマカメラ、SPECT と PET がある.SPECT はガンマカメラによる断層 画像撮影法で装置としては同じだが、そのデータ収集・処理法を詳述する必要から、ガンマカメラと SPECT で章を分けた.

4.1 ガンマカメラ

1) はじめに

ガンマカメラ (gamma camera) とは、ガンマ線放出 核種を利用したインビボ (*in vivo*)核医学検査に使用 される.ガンマ線検出にシンチレーション作用を使 用することからシンチレーションカメラ (scintillation camera) とも呼ばれる.データ収集部とデータ処理部 からなり、被検者に投与された**放射性医薬品** (radiopharmaceutical)の臓器での分布を画像化するこ とで、臓器の機能・形状の診断が行われる(図1).構 成は検出器 (detector)、コリメータ (collimator)、架台 (gantry)、寝台 (couch)、データ処理装置 (data processing workstation)からなる(図2).

初期のガンマカメラは、ガンマ線の検出位置に応 じて CRT モニタに点を発光させ、その光を X 線



図1 ガンマカメラを使った核医学検査の概念図.

フィルムに感光させ無数の点の集合として画像を 得ていた. ガンマ線の入射位置およびエネルギーの 信号出力はアナログであったため,空間的な歪みや 感度バラツキの補正は困難であった、画質調整は専 ら経験則に基づく作業により行われていた、ついで、 ガンマ線の検出信号をディジタル化したディジタ ルガンマカメラ(digital gamma camera)が開発され た. ディジタル化により画質調整用の補正は自動化 が進み, 画質[均一性(uniformity), 直線性(linearity), 位置分解能(spatial resolution)]は大きく向上した. 撮影(出力)画像もディジタル化され、コンピュータ を用いた画像演算により機能パラメータが得られ るようになる. そして, 検出器の複数化, 架台・寝 台の改善, コンピュータの進歩などから, データ収 集法が断層画像を撮影する SPECT (4.2 章参照)が主 流になっていく.



図2 ガンマカメラの構成と外観.

2) 放射性医薬品

ガンマカメラによる検査で用いられる単光子放 出核種 (single photon emitter)で標識された放射性医 薬品について述べる. PET 用の陽電子放出核種につ いては 4.3 章を参照のこと.

使用される代表的な**放射性同位元素** (radioisotope, RI)を表 1 に示す.これらの RI は軌道電子捕獲 (electron capture, EC), 核異性体転移(isomeric transition, IT), β⁻崩壊により単一のガンマ線を放出 する核種である.ガンマ線はアルファ線,ベータ線 よりも物質透過力が強く体外からの検出に適してい る.半減期は体内被ばくを考えると短い方が良い. ただし,数分レベルでは短過ぎてガンマカメラによ る画像収集が不利になる.また放出ガンマ線のエネ ルギーは 100~200 keV 程度がガンマカメラに適し ている.エネルギーが低過ぎると発生するシンチレ ーション光が弱く信号変動が大きくなり測定精度が 落ちる.エネルギーが高過ぎるとコリメータの重厚 化,検出器の透過による感度低下を招く.

核種	半減期	主なガンマ線エネルギーと崩壊形式
Ga-67	3.26 日	EC(91, 93, 185, 209, 300, 394 keV)
Kr-81m	13 秒	IT(190 keV)
Tc-99m	6.01 時間	IT(141 keV)
In-111	2.83 日	EC(171, 245 keV)
I-123	13.2 時間	EC(159, 529 keV)
I-131	8.04 日	β^{-} (248, 364, 606 keV)
Xe-133	5.24 日	β ⁻ (81 keV)
T1-201	72.9 時間	EC(135, 167 keV), Hg-X 71 keV

表1 核医学で使用される代表的な RI.

上記の条件を考えると Tc-99m がガンマカメラに もっとも適した RI になる. 140 keV のガンマ線のみ を放出し, 半減期が6時間と短い. ジェネレータ(後 述)で供給されることも大きな特徴である. また金 属だが錯体を形成することで,いろいろな化合物へ の標識が可能である. これらの理由から, Tc-99m で標識された医薬品の種類は多く,使用数も多い. I-123 は Tc-99m に次いで使用される RI で,その特 徴は標識の容易さである. また 529 keV ガンマ線に より画質および定量性が損なわれることがあるが, イメージングに使われる 159keV ガンマ線は Tc-99m と同様にガンマカメラに適している.

RI を不活性ガス,イオン,コロイド,血液成分, 金属錯体,代謝基質などの形で化合物として放射性 医薬品となる.代表的なものを表2に示す.放射性 医薬品の特異的な体内での動態,臓器・腫瘍への集 積機序をもとに画像診断が行われる. ジェネレータ (generator) は放射平衡の現象を応 用して,長半減期の親核種から生じた短半減期の娘 核種を利用できるようにした装置である.親と娘の 核種が放射平衡になることはもちろん,親と娘の核 種の分離の容易さ,抽出した娘核種の純度が重要に なる.一般的に用いられるカラム溶出法では,乳牛 からの搾乳のように繰返し取り出せることから,親 核種をカウ(cow),溶出過程をミルキング(milking) と呼ぶ.ジェネレータの代表的なものは親核種 Mo-99,娘核種 Tc-99m の装置である.

3) 検出器

現在、ガンマカメラはシンチレータと光電子増倍 管を組み合わせたアンガー方式によりガンマ線の検 出を行うものが主流である.この装置は、発明者の 名前 H.O.Anger からアンガーカメラ(Anger camera) と呼ばれる¹⁾. アンガーカメラは, シンチレータ, ライトガイド,光電子増倍管,信号処理回路などで 構成されている(図3). コリメータにより決まった方 向から検出器に入射したガンマ線はシンチレータで エネルギーに比例した量のシンチレーション光に変 換される.光はシンチレータ、ライトガイドを通し て拡散しながら複数の光電子増倍管に到達し、ここ で電気信号に変換, 増幅される. すべての光電子増 倍管の出力の総和からガンマ線のエネルギーが求め られる.またガンマ線の入射位置は複数の光電子増 倍管の出力信号より求められる.以下、このアンガ ー形の検出器について詳述する. アンガー形以外の 検出方式である離散ピクセル形検出器(discrete pixel detector)については、その代表例である半導体形カメ ラを解説した Part-Iの1章の5を参照されたい.


5. 超音波診断装置

概要

超音波の医用応用は1942年の透過法による生体描写の研究からはじまり,超音波診断装置は1960 に初めて製品化されている.その後多くの改良が重ねられ,空間分解能やコントラスト分解能が向 上し、リアルタイムで生体の断層画像が得られるようになった.探触子を体表にあてるだけで非侵 襲的にリアルタイムの断層画像が得られるのは超音波の大きな特徴である.本節では,超音波診断 装置の基礎となる超音波の特徴から超音波映像形成の原理を説明したのち,超音波診断装置のセン サ部分である探触子,断層像を映像化するパルスエコー法,血流などを計測するドプラ法について 述べる.また,超音波においても造影剤が使われるようになり,造影超音波特有の処理も行われて いる.さらに最近の技術開発により,組織の硬さを映像化する弾性イメージングも実用化されてい る.これらの新しい映像法についても説明する.

5.1 超音波映像形成の原理

1) はじめに

人間が聞くことのできる音域は 20Hz から 20kHz ほどであり,この可聴上限周波数以上の音を超音波 (ultrasonic wave, ultrasound)という.超音波は,電磁 波などの波動に比べ,生体の映像化に適した特徴を 有する.ここでは,超音波映像の基礎となる特徴を 物理的な観点から説明する.

2) 超音波の特徴

音波には**縦波** (longitudinal wave) と**横波** (transverse wave または shear wave) があるが,横波は生体軟組織中で減衰が著しく,特殊な場合を除いて超音波映像では利用されない.以下では,縦波についてその特徴¹⁾を概説する.

(1) 伝搬速度

生体軟組織中の超音波の伝搬速度 (propagation velocity), すなわち音速 (sound speed) は, 組織によって変動はあるが 1550±100 m/s の間におさまっており²⁾, 組織によらず一定とみなすことができる.また, 超音波の伝搬速度は, 厳密にいえば超音波の周波数, 音圧などにも依存するが, この依存性は小さく一般には無視し得る.したがって, 超音波の伝搬時間に音速をかければ, 距離に換算できる.

軟組織の音速は,水中の音速(約1500 m/s)に近く, 電磁波の光速(真空中3×10⁸ m/s)に比べればきわめ て遅い. 医用超音波映像において診断部位までの距 離を15 cm 程度とすれば,超音波の往復伝搬に要す る時間は約200µsとなり,実時間での信号処理は容易となる.一方,音速は映像の実時間性,すなわちフレームレートを決定する主要な因子となっている.最深部で反射される超音波が受信されるまで,次の超音波を送信できないため,後述するような並列信号処理により,時間分解能を向上させる技術も導入されている.

超音波など,波の波長は伝搬速度を周波数で割っ たものである.超音波の伝搬速度が遅いため,図1 に示すように,周波数が同じであればその波長は電 磁波に比べてきわめて短い.波長が短いため,以下 に述べるような利点が生じる.



(2) 超音波ビームの指向性

送信器から放射された超音波は空間的な広がり をもつ. 超音波を送受する振動子の能力が振動子の 軸からの方向によって異なる特性は,指向性 (directivity)と呼ばれる.たとえば,直径 D の円形 振動子の指向性を,角度 θ 方向および 0°方向に放 射される音圧の比 $P(\theta)$ として表せば,次式のよう にDと波長 λ の関数となる³⁾.

$$P(\theta) = 2J_1\left(\pi \frac{D}{\lambda}\sin\theta\right) / \left(\pi \frac{D}{\lambda}\sin\theta\right)$$
(1)

ここで J_1 は第 1 種のベッセル関数である. 図 2 に 示すように、 D/λ が小さいときには無指向であるが、 $D/\lambda = 16$ (周波数 2.4 MHz, 直径 10 mm の場合)では 前方に鋭い指向性をもつ. このように、波長が短い と 1 cm 程度の開口であっても鋭い指向性が得られ る. この目的とする方向(主方向)のビームをメイン $\mathbf{u} - \mathbf{J}$ (main lobe)という. メインビームの広がりは、 超音波ビームと直交する平面上の空間分解能であ る、方位分解能(lateral resolution または azimuth resolution)を決定する重要な要素となる. また、同 図で D/λ が大きくなると、メインローブ以外にも 小さい指向性をもつことがわかる. これはサイドロ $- \mathbf{J}$ (side lobe)と呼ばれ、アーチファクトの要因の 1つとなる.



図2 円形振動子の指向性.

(3) 超音波ビームの直進性

指向性が鋭いと、超音波ビームとして扱うことが でき、幾何光学的な扱いが可能となる。超音波ビー ムは可視光と同様に、図3に示すような伝搬媒体の 境界面で、スネルの法則(Snell's law)に従う屈折 (refraction)および反射(reflection)がみられる。入射 角 θ_I で音速の異なる伝搬媒体の境界面に入射する と、反射角 θ_R は θ_I に等しく、屈折角 θ_T は次式の関 係から媒体の音速 $c_1 \ge c_2$ で決まる.

$$\frac{\sin\theta_I}{c_1} = \frac{\sin\theta_T}{c_2} \tag{2}$$

超音波では音速の組織依存性が少ないため,屈折 を無視して直進するものとして映像化している.し かし,実際には屈折が生じており,必ずしもビーム は直進するとはいえない.後述するパルスエコー法 でも音速の変化する組織の後方でエコーの増強ま たは減弱が見られたり,腫瘤などの側面より後方に 延びる音響陰影(lateral shadow)がみられたりする ことがある.これらは,屈折の影響としてみること もできる.

(4) 超音波の反射

図4に示すように、音響特性の異なる物質の境界 面に垂直に平面進行波が入射すると、この境界面で 超音波の一部が反射される.このときの音圧Pの反 射率 R_p と透過率 T_p は、次式で与えられる.

$$R_{p} = \frac{P_{r}}{P_{i}} = \frac{Z_{2} - Z_{1}}{Z_{1} + Z_{2}}$$
(3)

$$T_{p} = \frac{P_{i}}{P_{i}} = \frac{2Z_{2}}{Z_{1} + Z_{2}}$$
(4)

ここで Z_1 および Z_2 は各媒質の密度と音速の積であ り, 音響インピーダンス (acoustic impedance)^{*}と呼ば れる.



図4 音圧の反射率.

ここでは固有音響インピーダンスの略として用いて いる.音響インピーダンスの本来の意味(媒質のあ る断面の音圧と体積速度の比)とは異なる.

6. 可視光·放射光装置

概要

画像とは波動のもつエネルギーを映像化(2次元表現)したものである.前セクションまでは可視光で ないものを利用した装置であったが、ここでは可視光・放射光を利用した装置について述べる.この可 視光とは 380nm から 750nm の狭い範囲の波長の電磁波のみをいい、ヒトの目で見えるものである.他 方、ヒト以外の動植物では短波長あるいは長波長側で感知できるメカニズムを備えているものもある. すなわち、センサさえあれば紫外領域、赤外領域の感知も可能である.工学的には可視光に比較すると やや複雑なメカニズムや装置が必要になるが、医学的な本質を考えると十分利用価値のある領域ともい える.ここでは、赤外領域のサーモグラフィと近赤外トポグラフィ、可視光領域ではあるがアプローチ が特殊である内視鏡、さらに可視光に比較すると強力なエネルギーを用いる放射光などについて解説す る.なお、放射光以外は受動的画像構成法であり、波動の特性からも生体から離れた位置での感受(リ モートセンシング)が可能であることを合わせると、理想的な計測法である非接触かつ無侵襲計測法と なる.

6.1 サーモグラフィ

1) はじめに

サーモグラフィ(thermography)とは(体表)温度 の2次元分布を画像化したものである.すなわち, 一般には赤外線サーモグラフィのことを指すが,赤 外線のみが温度計測の対象ではない.すなわち,赤 外線のみが生体の発する温度情報ではないが,非接 触,無侵襲計測という長所をもち,かつ実用的なも のは他にない*.以下では断らない限り,赤外線サ ーモグラフィについて述べる.なお,本編は本ハン ドブック旧版¹⁾に基づき,大幅に加筆修正したもの である.

まず基礎知識として,温度計測,(2次元)体表温 度分布,体温計測について述べる.

2) 温度計測の基礎

(1) 温度計測一般

温度計測の前に,温度とは何か,温度と熱についての知識が必要であるが,ここでは省略する.

すべての物体(分子,原子)は熱エネルギーをも っており、そこから熱エネルギーを放射(熱放射) している.そのエネルギー分布は3)原理で述べる Stefan-Boltzmannの式に従う.実際には黒体と呼ば れる仮想的な物体に当てはまり、この黒体から出る 熱エネルギーを1としたときと比較した値(放射率 =1より小)を掛けた熱エネルギーが物体から放射 される.生体では0.99程度なので、放射率はあまり 気にすることはないが、金属やセラミックスは意外 と小さい値なので注意する必要がある.

熱はよく知られているように伝導,対流,放射(輻 射,本項では放射に統一)の3様態によって伝わる が,生体では発汗というこれらが混在した独特の様 態での放出がある.これもサーモグラフィを複雑に する要因である.

(2) (2 次元) 体表温度分布

非生命体であれば、物体としてはほぼ均一な温度 分布をするが、ヒトのようにボリュームがある3次 元物体としては熱(温度)の分布にかなり不均一性 がある.これがサーモグラフィの診断原理ともなる.

サーマルマネキン(thermal-manikin 熱分布の3次 元モデル)のシミュレーションとしては,深部が高 温で表面部が低温の円筒形モデルが一番簡単なシ ミュレーションである.ただちに理解できるように, 辺縁部はコサイン効果で見かけ小さい(低い)値と なる.サーモグラフィは2次元画像であるので,対 象物(生体)は常に3次元物体として考えておかな いと間違いを犯す.

得られた画像に光学系による歪みがあるのか信 号処理による歪みなのか区別つかないことがある.

^{*} たとえば熱電対で体表温度を細かく測り,それを 2 次元分布図とすればそれもサーモグラフィである.

できれば独自に2次元(あるいは3次元)の温度校 正器を用意したい.

(3) 体温計測

体温計測といえば脇下温を測るものが普通であ る.しかし、舌下温や直腸温などは同じ(水銀)体 温計が使えるが、サーミスタなどでも計測可能であ る.最近は鼓膜温などを測る放射温度計も容易に入 手可能である.このようにどこを測るか(部位)と、 どうやって測るか(方法論)の組み合わせで体温計 測法は多数ある.したがって、サーモグラフィはリ アルタイムで多点同時計測可能な体温計測法の1つ に過ぎない.

3) 原理

(1) 計測について

今さら言うまでもないが、計測については常に観 測者の計測対象に対する干渉作用について考慮す る必要がある.また、目的論として、制御のための 計測なのかそれともそうでないのかも重要である. たとえばハイパーサーミアにおいてはリアルタイ ムの高精度な温度計測が求められる.サーモグラフ ィは前述のようにリアルタイムではあるが、あくま で体表温度の計測器であり、生体内部の温度計測は できない.

他方,前述のように非接触計測が可能であり,他 の温度計測法にない特徴である.

(2) Stefan-Boltzmann の式

次式が Stefan-Boltzmann の式 (Stefan-Boltzmann's formula) である.

$$M = \sigma T^4 \qquad (W \cdot m^{-2}) \tag{1}$$

ここで、 σ は定数であり、M は温度 T(K)の黒体か ら放射される全エネルギーである. すなわち、放射 エネルギーを計測し、それを温度に換算して表示す るのがサーモグラフィ装置である(放射エネルギー のピークの波長は温度に反比例する). また、べき 数4 も厳密には少し異なるとされる.

この放射エネルギーを計測するためのセンサと して量子型とボロメータ型の2つが有名である.前 者は CCD イメージセンサなどであり,後者は InSb および HgCdTe があり,かつてはもっとも実用的で あった.これらの金属結晶を液体窒素などで冷却し, 熱雑音をできるだけ取り除いた状態で計測する.

しかし、このレベルでも計測されるのは光学的に 1点に集光(赤外線の場合は、レンズ系も赤外線領 域の設計が必要)された放射エネルギー(温度)で ある.これを2次元のデータすなわち、温度画像と するためには、横方向の掃引(スキャンにより有限 の線状データが得られる)と縦方向の掃引(2次元 画像が形成、場合によっては時間的2次元画像)を 行わなければならない.

現在は、非冷却タイプのボロメータやイメージセンサなどにより、冷却不要となった.その分、当然スキャンは速く、実質的にテレビレートとなり、リアルタイム画像が得られるようになった.また後者は当然ながら、2次元画像として得られる.

(3) 赤外線

可視光線 (380nm~750nm) の長波長側が赤外線 (infra red, IR) であり, Sir Frederick William Herschel (ドイツ 生まれでイギリスで活躍した. 天王星の発見者でも ある. 1738~1822) が 1800 年前後に発見したと言われ る.赤外線は、プリズムでは赤色の外側に位置し、 それが熱線であることを発見し、赤外線と呼んだ. 波長により,近赤外線,中赤外線,遠赤外線などと 区別する、生体温度の37度付近は10.000nm(10um) に相当するので、サーモグラフィは遠赤外線感知装 置と言える(近赤外は後述の光トポグラフィ装置に 応用される他,身近な赤外線リモコン装置などで利 用されているのは述べるまでもない. 昨今, 遠赤外 を発し、生体作用(温熱作用)があるとするさまざ まな商品があるが、自らエネルギーを発するとは考 えられず,ある種の波長変換器として作用すると考 えれば理解できる.ただし、これを証明したものは ない).

(4) 中枢温と外殻温

生体の温度は前述のように分布があり、それを計 測することは意味があると考えられる.しかし、温 度は物理的な基本要素であり、それゆえ、その解釈 は難しい.すなわち、1つの均質な物体であれば、 どこを測っても同じ温度であるはずであり、それが 分布しているということは、生体は均質ではない (言葉を換えれば生きている)という証拠である.

一番簡単な生体温度分布モデルは1)の(2)で述 べたように、円筒形モデルであり、代謝熱として環 境温度より高い深部温とその側の表面温の2層モデ ルとなる. 生理学的には深部温は文字どおり、深部 の温度であるが,具体的には深部臓器の代謝熱を奪 う血液温度あるいはその付近全体の温度と言える. したがって、厳密には部位によって深部温度は異な るが、実際には1つの値として表現できる. すなわ ち, 深部の熱移動は血流による熱移動がもっとも実 質的であり、これが中枢温(core temperature)となる. なお,いわゆる体温は視床下部にあるとされる体温 調節中枢のセットポイントによって調節されてい るとされ、厳密には(仮想的な、あるいは目標値と しての) 中枢温と(実際の中枢部の) 深部温は部位 によって一致しない.恐らく,視床下部あるいは全 身の温度受容器からの信号を比較して,体温(中枢 温)を調節しているものと考えられる.

他方,円筒形モデルの外側(=外殻)は皮膚温そ

Part II 画像処理と解析 第1章 基礎理論

1. 平滑化と強調

概要

本節では、医用画像の基本的な前処理について述べる.畳み込み積分で表される線形平滑化フィ ルタの基本的事項に続いて、代表的な線形平滑化フィルタであるガウスフィルタを紹介する.ガウ スフィルタの標準偏差(スケール)を連続的に変化させて得られるスケール空間が等方拡散係数の拡 散方程式の解になっていることに触れた後、逆問題の立場から最適線形フィルタを導出するウィナ ーフィルタについて述べる.非線形平滑化フィルタについては、古典的方法を述べた後、非等方拡 散方程式でモデル化されるエッジ保存形平滑化および、同様の効果を有するバイラテラルフィルタ について述べる.さらに、平滑化と微分処理を組み合わせたガウス平滑化微分演算に基づく局所構 造強調フィルタを定式化し、連続したスケールで獲得された局所構造強調画像から、最適スケール 選択、および多重スケール統合を行うためのスケール正規化について述べる.最後に、濃淡値のヒ ストグラム変換およびウェーブレット変換に基づく画像コントラスト強調法に触れる.

1.1 線形平滑化フィルタ

1) はじめに

雑音が付加された信号から雑音を取り除くための 典型的な処理は、局所的な範囲での平均値をとり信 号を滑らかにすることである. このように、なんら かの方法で入力信号を滑らかにして出力する機能を もつ装置やソフトウェアは平滑化フィルタ (smoothing filter)と呼ばれる. さらに, その方法が2) で説明する畳み込み積分(convolution)で表現される 場合,線形^{*1} 平滑化フィルタ (linear smoothing filter) と呼ばれる.以下,2)で離散系での畳み込み積分に ついて述べ、3)では議論を連続系に展開し、線形平 滑化フィルタの中でも,もっとも広く用いられてい るガウスフィルタについて述べる.4)では、その離 散実装について述べ、5)では、ガウスフィルタの性 質を活かした多重解像度表現であるガウスピラミッ ドについて述べる。6)では、周波数領域での平滑化 について触れ, とくに, 信号生成モデルに基づく逆 問題として最適線形フィルタを求めるアプローチで あるウィナーフィルタについて詳述する.

2) 畳み込み積分の離散表現

雑音が付加された離散的な信号値系列のベクト ル f(i) (i=1,2,3,...,n)から雑音が除去あるいは軽減さ れた信号値系列ベクトル g(i)を得るための処理を考 える.もっとも基本的な雑音除去の処理は局所的な 平均値をとることである.対象信号値 f(i)と隣接す る 2 つの値 f(i-1), f(i+1)の 3 つの値 (近傍 3 点)の平 均値をとる場合,その演算は以下のように書ける.

$$g(i) = \frac{f(i-1) + f(i) + f(i+1)}{3}$$
(1)

上式は,重み係数ベクトル[1/3 1/3 1/3]による [f(i-1) f(i) f(i+1)]の重み付き加算(あるいは,これら 2 つの内積)として,以下のように表せる.

$$g(i) = \frac{1}{3} \times f(i-1) + \frac{1}{3} \times f(i) + \frac{1}{3} \times f(i+1)$$
(2)

重み係数ベクトルを h(j) (j=-1,0,1)とすると, g(i)は 次式のように表せる.

$$g(i) = \sum_{j=-1}^{1} h(j) f(i+j)$$
(3)

重み付き加算の範囲を±1 から±m に一般化すると, 次式のように書ける.

$$g(i) = \sum_{j=-m}^{m} h(j) f(i+j)$$
(4)

ただし,重み付き平均の場合には,以下の制約条件 が加わる.

^{*1} Part I 第1章 1.1 で述べられている線形システムの定義 と等価である. すなわち, 畳み込み積分で表されるシ ステムは線形システムである.

II. 画像処理と解析

$$\sum_{m=-\infty}^{\infty} h(j) = 1 \tag{5}$$

式(4)の演算は, *f* と *h* の相互相関(cross correlation) と呼ばれ, 畳み込み積分は, 相互相関における *h*(*j*) の *j* の符号を反転したものとして定義されており, 次式のように書ける.

$$g(i) = \sum_{j=-m}^{m} h(j) f(i-j)$$
(6)

式(6)が,離散畳み込み積分の定義である. h(j)は, **畳み込み核**(convolution kernel)と呼ばれる. 近傍 3 点の一様平均をとる場合は,畳み込み核は次式で表 される.

$$h(j) = \frac{1}{3} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$
(7)

次式の場合には、近傍5点の重み付き平均を表す.

$$h(j) = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \end{bmatrix}$$
(8)

図1に,雑音が付加されたステップ関数に対して, 式(7)および式(8)の畳み込み積分による平滑化を行 った例を示す.



(c) 畳み込み核(1/16)[1,4,6,4,1]による平滑化

図1 畳み込み積分による平滑化. (a) 入力信号. (b) 畳み 込み核(1/3)[1 1 1]による平滑化. (c) 畳み込み核 (1/16)[14641]による平滑化. 式(6)の畳み込み積分は、以下のように、演算記号 * で表記される場合が多い.

$$g = f * h \tag{9}$$

畳み込み積分の演算 * は掛け算と同様に, 交換則, 結合則,(和に対して)分配則を満たす. すなわち, 以下の関係が成り立つ.

$$f \ast g = g \ast f \tag{10}$$

$$f * (g * h) = (f * g) * h$$
 (11)

$$f * (g+h) = f * g + f * h$$
 (12)

これまで1次元信号の畳み込み積分について述べてきた.2次元畳み込み積分は,次式のように書ける.

$$g(i_x, i_y) = \sum_{j_y = -m_y}^{m_y} \sum_{j_x = -m_x}^{m_x} h(j_x, j_y) f(i_x - j_x, i_y - j_y)$$
(13)

1 次元における近傍3点の一様平均の2次元拡張である3×3近傍の一様平均の場合,畳み込み核h(j_x, j_y)は,以下のような行列となる.

$$h(j_x, j_y) = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$
(14)

式(8)の1次元畳み込み核 h(j)=(1/16)[14641]の2 次元拡張である畳み込み核 h(j_x, j_y)は, h_x(j_x)=(1/16)[1 4641]および h_y(j_y)=(1/16)[14641]として,次式で 与えられる.

$$h(j_x, j_y) = h_y(j_y)^T h_x(j_x)$$

$$= \frac{1}{16 \times 16} \begin{bmatrix} 1\\4\\6\\4\\1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \end{bmatrix}$$

$$= \frac{1}{256} \begin{bmatrix} 1 & 4 & 6 & 4 & 1\\4 & 16 & 24 & 16 & 4\\6 & 24 & 36 & 24 & 6\\4 & 16 & 24 & 16 & 4\\1 & 4 & 6 & 4 & 1 \end{bmatrix}$$
(15)

ここで、 $h_v(j_v)^T$ は $h_v(j_v)$ の転置ベクトルを表す.

式(15)のように2次元畳み込み核が1次元畳み込 み核の積で表せる場合,2次元畳み込み積分は,次 式のような1次元ベクトルを畳み込み核とする2段 階の畳み込み積分に分解できる.

2. 画像解析

概要

画像の認識・理解などの高度な処理においては、濃淡画像から特定の領域を抽出したり、抽出された 領域から特徴を計測し、判断をする処理が重要な役割を担う.本節では、そのためのさまざまな画像解 析アルゴリズムについて紹介する.まず、2.1 では濃淡画像から特定の領域を抽出する処理(セグメンテ ーション)について述べる.具体的には、二値化などの基本的な処理から、可変形状モデルやグラフカ ットなどの最適化理論に基づく処理について解説する.また、最近では臓器の位置や形状などを統計的 にモデル化し、それを事前知識としてセグメンテーションに利用する手法が多く提案されていることか ら、統計モデルの構築法も含めてセグメンテーションのアルゴリズムについて説明する.次に、2.2 で は複数の画像間の位置合わせ処理について紹介する.ここでは、位置合わせ処理において重要な役割を 果たしている画像間類似度や変換関数について解説した後、具体的なアルゴリズムや位置合わせ処理の 応用例について紹介する.最後に2.3 では、2 値画像や濃淡画像から特徴を抽出する処理について述べ る.そこではディジタル図形の幾何から、ラベリング、距離変換、薄面化、モルフォロジー演算などの 重要な処理について説明する.

2.1 セグメンテーション(領域分割)

1) はじめに

セグメンテーション(segmentation)とは,特徴・ 意味が類似した部分領域に画像を分割する処理で ある.医用画像では,臓器や異常部位などの特定の 領域を画像から抽出する際によく用いられる.2値 化処理をはじめとして,古くから多数の処理が提案 されてきたが¹⁾⁻⁹,ここではそれらを以下の5つに 分類する.

- (A) 二値化など:二値化, 領域拡張, Watershed な ど
- (B) エッジ抽出に基づく処理:空間フィルタ(Sobel や Laplacian of Gaussian)などにより抽出したエ ッジを用いた領域抽出処理
- (C) 分類器/クラスタリングを用いた処理:統計的 分類器などによって画素ごとに領域か背景かを 判定する処理
- (D) 可変形状モデルを用いた処理:スネークス,動 的輪郭モデル、レベルセットなど

(E) その他の処理:グラフカットなど 提案された年代は、大まかに言えば (A)→(E)の順 に新しく、(A)や(B)は 90 年代までの研究論文に多く 見られ、(C)~(E)は 90 年代後半から最近の研究の中 で中心的に用いられている.ただし、(A)や(B)の処 理であっても、前処理などでは最近でもよく用いら れている.

最初にも述べたが、セグメンテーションの主な対 象は人体の臓器や腫瘍などの病変である.このうち、 臓器の形状や位置はある範囲に分布していること が多く、そのことを事前知識として利用することは 有効である.そのため、臓器の形状や位置を統計的 にモデル化して(モデル化したものをここではアト ラスと呼ぶ)、セグメンテーションに利用する研究 が多数存在する.とくに最近は、(C)~(E)の処理に 関連して重要な成果が得られている.

以下では、上記のグループ分けに従って各処理を 順に解説する.ただし、(C)~(E)ではアトラスが重 要な役割を果たしているため、それらの説明の直前 でアトラスについて解説する.なお、セグメンテー ションは医用画像に限らずその他の画像処理の分 野でも広く使われており、優れた教科書が多数出版 されている¹¹⁾⁻¹³⁾.とくに最初に説明する二値化やエ ッジに基づく処理は、一般の画像解析用の教科書に も詳しい説明があるので、併せて参照されたい.

二値化など

ここでは、二値化処理について説明した後、領域 拡張やWatershed などについて解説する.

- (1) 二値化
- 二値化処理(thresholding, binarization)は、もっと

も基本的な処理であり、画素ごとに濃度値などの特 徴量がしきい値以上か否かによって、図形(=1)か 背景(=0)かに分ける処理である.

$$\begin{cases} g_{ijk} = 1 & \text{for } f_{ijk} \ge T \\ g_{ijk} = 0 & \text{for } f_{ijk} < T \end{cases}$$
(1)

ここで, *f_{ik}* は入力画像上の座標(*i,j,k*)の画素の濃度 値, *g_{ijk}* はその画素における出力値, *T* がしきい値を 表す. また,大小関係を決める不等号は反転するこ とがあり,等号は処理の都合によりどちらか一方に 含める.二値化自身は単純な処理であるが,しきい 値 *T* を自動的に決定することが難しく,そのための 方法が多数提案されてきた.たとえば, p-tile 法, モード法, 微分ヒストグラム法,判別分析法などで ある.以下ではそれらについて述べる.

① p-tile 法

p-tile 法は,図1のように,画像中の図形の割合 がp%になるように,ヒストグラムの上位からp%の 位置の濃度値をしきい値(T_{p-tile})とする方法である. 画像中に占める図形の割合が常に一定の問題に有 効であるが,それ以外の場合にはうまくいかない.

② モード法

図形と背景の濃度値は一般に異なるため,ヒスト グラム上にはそれぞれに対応する山が観測され,山 の間には谷が存在する(図1の矢印参照).モード法 はこの特徴に注目し,ヒストグラムの谷(極小値)を 検出してしきい値(*T_{mode}*)とする方法である.この方 法は,画像中のノイズが大きい場合やヒストグラム の階級幅(ビン幅)が小さすぎる場合には,ヒストグ ラムに多数の極小値が発生してしまい,しきい値の 選択を誤ってしまうことがある.その場合には,ビ ン幅を変えるか,事前に画像やヒストグラムに平滑 化を行ったり,複数のしきい値の候補の中から最適 な値を選択する後処理が必要になる.また,図形と 背景のコントラストが小さい場合や,ヒストグラム のビン幅が大きすぎる場合には,極小値が存在しな いこともありうるので注意が必要である.

③ 微分ヒストグラム法

一般に、図形の輪郭付近の微分値は大きくなる. 微分ヒストグラム法では、その特徴に注目してしき



図1 p-tile 法とモード法におけるしきい値の決定方法.

い値を決定する¹⁴⁾. 具体的には,濃度値ごとに一次 微分(たとえば Sobel フィルタなど)の絶対値の総和 や期待値などを計算し(図2参照),それらが最大と なる濃度値をしきい値とする. 類似した処理にラプ ラシアンヒストグラム法があり¹⁵⁾,エッジの付近で ラプラシアンの絶対値が大きくなることを利用し てしきい値を決定するが,詳細は割愛する.

④ 判別分析法¹⁶⁾

判別分析法では、しきい値のよさを評価するため に、判別分析で用いられる基準(クラス間の分離度) を利用する.具体的には、あるしきい値で画像を二 値化した場合の図形と背景の間の分離度(式(2))を 求め、これが最大となる値を求めるしきい値とする.

$$\frac{\omega_1 \omega_2 \left(\mu_1 - \mu_2\right)^2}{\omega_1 \sigma_1^2 + \omega_2 \sigma_2^2} \tag{2}$$

ここで、 $\mu_1 \geq \mu_2$ は図形と背景の平均濃度値、 $\sigma_1 \geq \sigma_2$ はそれぞれの標準偏差、 $\omega_1 \geq \omega_2$ はそれぞれの画素の割合を表し、分子はクラス間分散 σ^2_B 、分母はクラス内分散 σ^2_W と呼ばれる(図 3).

判別分析法は提案者の名前をとって,大津の(適応的)ニ値化法(Otsu's (adaptive) thresholding method) とも呼ばれ,現在も世界中でもっともよく用いられ ているしきい値選択法の1つである.

なお、この方法は、画像全体の分散 $\sigma^2 n \sigma^2_B + \sigma^2_W$ と等しいことを利用すれば、式(2)の最大化は、 $\sigma^2 / \sigma^2_W \ v \sigma^2_B / \sigma^2$ の最大化と等価になる.ここで、 $\sigma^2 n$ しきい値によらず一定であることを考慮する と、 σ^2_B の最大化か σ^2_W の最小化でよく、計算コストの観点からは σ^2_B の最大化がよく用いられる.



図 2 微分ヒストグラム法.上から濃度値 f, その空間微分の絶対値,その微分絶対値の期待値と濃度値fの関係を表す.この図の場合のしきい値は T_{dff}である.

3. パターン識別

概 要 _

本節ではパターン認識の基礎理論について述べる.まず3.1においてパターン認識システムの構成や デザインに関する一般論を記した後,医用画像認識に特有の問題点を記す.一般論としては、システム に採用する認識アルゴリズムを決定するには認識対象に関する知見をあらかじめ得ておくことが不可 欠であることを指摘する.また,医用画像に特有の問題のひとつとして、複数の認識対象が互いに干渉 しあうことを指摘する.次に3.2において識別器の構築法のうち基礎的なものをいくつか紹介する.識 別器を構築したあと,構築された識別器の性能を評価することはきわめて重要である.3.3では性能解 析の代表的な手法として ROC 解析と LROC 解析について解説する.また、3.4 では JAFROC 解析を紹 介する.機械学習による推定値のバイアスと分散に関する基礎理論についてもここで述べる.3.5 では ROC 解析により最適閾値を決定したり、識別性能を評価したりする手続きについて解説する.

3.1 パターン認識概論

1) はじめに

医用画像処理システムの主目的は医用画像より 医学的に有用な対象を抽出し提示することである. 医学的に有用な対象とは、たとえば各臓器や病変部 位のことを指す.抽出された対象は言語を含む記号 を用いて利用者に提示される.計測データである画 像中のパターンを、対象の属するカテゴリもしくは クラスを表す記号へと写像するこのような処理は パターン認識(pattern recognition)と呼ばれている.

医用画像だけではなく、顔画像や文字画像の認識, Web における画像検索などを題材に盛んに研究が なされている.

画像認識に関する研究開発の最終目標のひとつ は、人の視覚系の実現である.すなわち、人が目で 見て認識できる対象ならば、機械も人と同じように 画像中のその対象を認識できるようにすることを 最終目標としている.近年機械学習に関する統計数 理分野の進展が著しく、パターン認識に関連する技 術が急速に高度化しつつある.また、X線 CT や MRなど医用画像の計測装置の技術も向上し、空間 分解能や SN 比の改善も目覚ましい.しかし残念な がら、画像からクラスへと写像する認識システム全 体のパフォーマンスは、人の視覚系と比べると大き く見劣りする.

パターン認識システムの起点は対象の計測である.多くのシステムでは、計測に続いて計測データ を前処理し、特徴抽出を行い、その特徴に基づいて 対象を認識する. 医用画像処理に即してより詳細に 説明するならば, 計測は医用画像の取得のことであ り, 特徴抽出により解剖上の特徴などを画像より抽 出し, それら特徴により対象の識別を行う. 対象の 識別は識別器により行われ, この識別器は多くの場 合, 機械学習によりデータに基づいて構築される. 以下では, 機械学習に基づく識別器構築の基礎を紹 介する.

2) 認識システムのデザイン

認識システムのデザインに関連する,有名な2つの定理の概略を記す.前者は,認識対象に関する事前の知識がないときには,どの学習アルゴリズムを採用すればよいかを決めることができないことを示している.後者は,認識対象に関する事前の知識がないときには,認識に適した画像特徴を決めることができないことを示している.

ノーフリーランチ定理(No free lunch theorem)

学習用データに基づき,目標関数を最小化するこ とにより認識機械を構築するアルゴリズムを考え る.認識対象に関する事前知識が一切ないとき,学 習データ集合に含まれていないデータに対する認 識誤差の期待値について次の事柄が成り立つ.

- すべての目標関数上で均一に平均すると、どのような学習アルゴリズムを用いても認識誤差の期待値は等しくなる.
- (2) 学習データ集合を固定して目標関数上で均一 に平均すると、どのような学習アルゴリズム

II. 画像処理と解析

を用いても認識誤差の期待値は等しくなる.

- (3) すべての事前分布上で均一に平均すると、どのような学習アルゴリズムを用いても認識誤差の期待値は等しくなる.
- (4) 学習データ集合を固定して事前分布上で均一 に平均すると、どのような学習アルゴリズム を用いても認識誤差の期待値は等しくなる.

醜いあひるの子の定理(Ugly duckling theorem)

対象パターンの集合のうち,任意の2つのパターンを識別できる属性(特徴)の集合に注目するとき, その属性の個数はどの2つのパターンを識別すると きでも同じになる.また,2つのパターンの類似性 をそれら2つのパターンが共有する属性の個数で測 るなら,どの2つのパターンも等しく類似している.

醜いあひるの子の定理によれば、どの特徴量を重 要視するかを定義しないうちは、すべてのパターン は等しく類似している.どの特徴量を重要視するか を定義して初めてパターン間に異同が生じ、どのパ ターンとどのパターンが似ているかを定義して初 めてどの特徴量を重要視すればよいかが定まる.

このことから,認識対象に関する統計について調 査することなく,特徴量や認識アルゴリズムを決め ることは間違いであることがわかる.最新の認識ア ルゴリズムが旧来のアルゴリズムより優れた認識 機械を構築できる保証は一切ないし,また,最先端 の画像特徴が認識性能を向上させる保証も一切な い.認識システムをデザインする際に最初にすべき ことのひとつは,認識対象に関する統計的な知見を 獲得することである.

認識システムをデザインする際にとくに問題と なるのは、どのような画像特徴を認識機械の入力と するかである.用いる特徴量を変更すると、対象の 確率分布も変化する.そして、特徴量の変更により 分布型がどのように変化するかを予測することは 容易ではない.また、上に記したとおり、認識対象 に関する知見がないとき、認識に適した特徴量を決 めることはできない.

認識システムにおける画像特徴は,先に記したと おり,画像からの認識対象の切り出しと,認識対象 の識別のそれぞれに有用な特徴でなければならな い.たとえば文字認識システムであれば画像から文 字を切り出すのが前者であり,切り出した文字を認 識するのが後者である.前者は認識対象全体に不変 な特徴量を含む必要があり,後者は認識対象のクラ スごとに異なる特徴を含む必要がある.ところで認 識機械への入力として画像のアピアランス情報を 直接利用することも可能である.アピアランスを認 識に直接使うのと特徴量を使うのとでは,どちらが 有効であろうか. たとえば一辺hボクセルの立方体内部の画素値 を列挙するとh³次元のベクトルが得られる.立方体 内部のアピアランスはh³次元の画像空間中の1点 で表されることになり,認識対象の画像パターンは, この画像空間中の確率密度分布Pに従って生起す るとみなすことができる.仮にこの(おそらく非線 形の)分布Pを推定できれば、ベイズ決定理論の意 味で最適な識別器を構築できる.画像空間における 対象の分布を推定することができる場合には、アピ アランスを直接利用することにより,最適な認識シ ステムを構築できることがわかる.

一般に特徴抽出により元画像の情報の一部は失われる.たとえば異なる2つのクラスの分布が画像の空間で重なっている場合には、これら2つのクラスに属する対象が全く同一のアピアランスを示しうることを意味している.このようなとき、画像特徴を抽出してもこれら2つの分布を分離することは原理的にできない.一般に特徴抽出は、アピアランスがもともと保有していた情報の一部を欠落させる演算であり、仮にアピアランスの確率分布を精度よく推定できるならば、特徴抽出は一切不要である.

しかし多くの場合,アピアランスの確率分布を精 度よく推定することは困難である.その理由には次 の事柄が含まれる.

- (1) 画像空間でアピアランスの分布適切に表現で きる関数が存在しないことが多い.
- (2) ノンパラメトリックに分布を推定(3.2 の 5) も参照)するには画素数よりも十分大きなサン プル数を必要とすることが多く、そのように十 分なサンプル画像を収集することは、とくに医 用画像処理においては容易ではない.

上記 2 番目の事柄は次元の呪い(curse of dimensionality)と強い関係を有する.次元の呪いのひとつとして,空間をしかるべき密度でサンプリングするために必要な点の個数が,次元数に対して指数的に増加することをあげることができる.画像空間は画素数と同じ次元を有する高次元空間であり,このように高次元空間における確率密度分布を正確に推定するには,きわめて多くの学習データが必要になる.高次元空間では,単位球の全体積のほとんどが表面近傍に集中する.このため,アピアランスに基づく最近傍探索により高精度な識別結果を得るためにも,多数の学習データ数を必要とする.

これらのことから,識別に有用な特徴を認識対象 の統計に基づき決定し,対象を表現する空間の次元 を削減することは,認識機械の精度を上げるうえで 有用であることが多い.

4. 画像表示

概要

本節では、医用画像機器における画像表示法について述べる.医用画像表示は、医用画像処理の過程 において、医師に処理結果を提示する最終段階であり、重要な役割をもつ.医用画像がディジタル画像 の形式で与えられたならば、液晶ディスプレイなどの出力機器へ伝送され、表示されることになる.2 次元画像の場合には、画像のコントラストを強調する、擬似カラーなどに変換するなど、画像が識別し やすくなるように加工して表示することが行われる.また、3次元画像の場合には、コンピュータグラ フィックスの技術を利用して、3次元画像を2次元平面に投影した画像を生成し、2次元画像と同様に ディスプレイ装置に送ることで表示される.3次元医用画像を描画する方法としては、サーフェスレン ダリング法、ボリュームレンダリング法などがある.また、サーフェスレンダリング法を利用する場合 には、3次元医用画像から取り出された臓器領域をマーチングキューブズ法などにより三角形パッチの 集合に変換することが行われる.

4.1 2次元画像の表示

1) はじめに

医用画像表示は、医用画像処理の過程において、 医師に処理結果を提示する最終段階であり、重要な 役割をもつ.画像表示とは、コンピュータ上に格納 された画像を人間に目に見える形で表示するプロ セスと考えることができる.医用画像がディジタル 画像の形式で与えられたならば、液晶ディスプレイ などの出力機器へ伝送され、表示されることになる. X線写真,X線CT像におけるスライス像などの2 次元医用画像の場合には、(1)画像のコントラスト 強調処理を施す、(2)疑似カラーなどに変換するこ とよって、画像における関心部位が識別しやすくな るように加工して表示することが行われる.このよ うな処理は**画像強調**(image enhancement)と呼ばれ る.本項では、画像表示の過程で、画像の濃度値を 変換する方法について述べる.

画像表示を行うには、画像自体の信号処理、画像 表示デバイスなど、さまざまな技術が必要となるが、 本稿では、とくに画像処理の観点から画像表示を取 り扱うことにする.液晶ディスプレイといったディ スプレイデバイスの原理、コンピュータからディス プレイデバイスへの画像伝送方法ならびにその規 格などについては、別途文献1)を参照いただきたい. また、平滑化フィルタ、差分フィルタなど画像に対 するフィルタ処理も、画像ノイズの低減、関心部位 の強調など、人間にとって画像を識別しやすくする 効果があるが、これらについては1節を参照されたい.

2) 階調変換

階調変換(gray-level transformation)とは,ある入力 濃度値 x が与えられたとき,階調変換関数 T を介し て,出力濃度値 v を決定する処理,

$$y = T(x) \tag{1}$$

として定式化できる. 階調変換処理は, この変換関数 T を定めることに他ならない. 階調変換関数 T としては,

- ①線形変換(linear gray-level transformation)
- ②反転変換(inverted gray-level transformation)
- ③区分線形変換(piecewise gray-level linear transformation)
- ④非線形変換(non-linear gray-level transformation)
- ⑤擬似等高線変換(pseudo iso-contour gray-level transformation)
- ⑥バンド変換 (band transformation)
- ⑦2 値変換 (binarization)

⑧等高線変換(iso-contour gray-level transformation) などがある.図1に階調変換関数Tのさまざまな形 を示す.

4. 画像表示



図1 階調変換関数Tの例.

5. 画像の記録・伝送

概要

画像情報を取り扱う際に必要となるのが、画像情報の記録と伝送である.画像情報を記録するには 標準的なデータフォーマットが望まれる.標準的な規格に準拠したデータフォーマットは一般性があ り、ポータビリティがある.現在、医用画像で一番普及しているのが、DICOM 規格である.DICOM 規格は 1994 年から使われているが、現在でも規格の拡張と改良が行われており、年々進歩している規 格である.DICOM 規格は、画像記録フォーマットとして作成されたが、現在では、画像表示やワー クフローなど幅広く規格化されている.一方、画像を転送するときの規格としても DICOM 規格が使 用されている.画像を管理するためには、画像データベースが必要となり、このデータベースにより 管理するのが普通である.

5.1 画像記録

1) はじめに

画像情報を記録する場合を考える.あるメーカの 独自画像フォーマットで画像を記録すると,別のメ ーカの装置で表示しようとする際に,表示できない 問題が生じる.このような弊害を防止するためには, 一般によく使用されている標準的な画像フォーマ ットを使用することが必要である.このようなフォ ーマットを標準規格と呼び,これらを使用すること により,利便性が増す.ここでは標準化の重要性を 述べた後,画像フォーマットについて,JPEG(Joint Photographic Experts Group),DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine),IHE (Integrating the Health care Enterprise) などについて述べる.

さて, 医用画像システムを分類すると, 以下の3 つのコンポーネントになる.

(1) 放射線情報システム:病院情報システム
 (Hospital Information System, HIS)から患者情報やオーダ情報をもらい,画像検査が終了すると実施情報をHIS に戻す.

(2) 画像管理システム (Picture Archiving and Communication System, PACS): 画像検査装置から画 像を受け取り, 画像および画像付帯情報を保存し, 必要に応じて画像を検索し, 画像データを表示装置 に転送する.

(3) レポーティングシステム(reporting system): 画像の読影レポートの作成,保存し,必要に応じて 表示を行う機能.拡張機能として,レポートに関係 する画像を表示することができる. これらのシステムは、標準化が進んでおり、医用 画像(X線画像, CT, MRI, 内視鏡など)の規格では、 ACR-NEMA (American College of Radiology, National Electrical Manufacturers Association)委員会による ACR-NEMA 規格が 1985 年に作られた. その後, 1994 年に DICOM 委員会による DICOM(ダイコムと読 む)規格¹⁾が作られ、主に用いられている.

医療情報システムでは,HL7(Health Level Seven)²⁾ と呼ばれる規格が使用され,主に患者情報,オーダ 情報,検査結果情報などのさまざまな分野で利用さ れている.

2)標準化と標準規格

表1に示すような問題点があるために、標準化が 必要性となる.このような問題点を解決するために は、標準化が重要である.

標準化とは、「標準を設定して、これを活用する 組織的行為」(JISZ8002:2006 ISO/IEC Guide 2:2004)

表1 標準化されていない場合の問題点.

①別メーカの装置間の接続に、期間と費用がかかる
②メーカ独自仕様のために、機器が変わると再開発が 必要
③自由に機器の選択ができない
④HIS/RIS との連携がうまくできない

II. 画像処理と解析

と定義されている.病院など医療機関で,あらかじ め使う器具/道具などを決めたり,医療の手順を一 定に決めておくことが標準化である.

標準化 (standardization)とは、「自由に放置すれば、 多様化、複雑化、無秩序化する事柄を少数化、単純 化、秩序化すること」である.

また,標準(=規格:standards)は,標準化によって制定される「取決め」である.標準には,強制 的なものと任意のものがあり,一般的には任意のも のを「標準(=規格)」と呼んでいる.メートル法 は,強制される例である.

標準化することにより,教育が簡単になり,誰が しても,迅速な処理ができ,かつ処理の結果も均一 となる.

病院情報システムの場合,病院で,あらかじめ使 う情報システムやデータフォーマットなどを決め ておいたり,業務の手順を一定に決めておくことが 標準化である.また,標準化することにより,シス テムの構築や更新が容易になり,ワークフローも均 ーとなる.

標準化により,一定の枠をはめるので自分の好き なシステムや業者の独特の装置を作ったり使用し たりすることはできなくなる.情報システムでは, 標準化はシステムの統合や連携において,システム の定義やインターフェース部分などの膨大な労力 を省いてくれる便利な手法である.標準化のメリッ トを表2にまとめた.

表2 標準化のメリット.

①マルチベンダーの実現
②ネットワークによるシステム(リソース)の効率的な 利用
のおり泊桂却ショティーの庁院は却ショティートの演進が

③放射線情報システムや病院情報システムとの連携が 可能となる.

3) JPEG

画像の記録フォーマットとして一番普及している のが JPEG 規格 (JPEG standards)³⁾である. この JPEG は、JISO と ITU の共同組織である Joint Photographic Experts Group (JPEG) が作成した静止画像のディジ タルデータ圧縮方法である. JPEG 方式による画像 ファイルにつけられる拡張子は jpg が多く使われて いるが、jpeg が使われる場合もある.

一般的に非可逆圧縮の画像フォーマットとして 知られているが、可逆圧縮形式も規格化されている. しかし、可逆圧縮は特許などの関係でほとんど利用 されていない. 標準では、特定の種類の画像の正式なフォーマットがなく、JFIF形式(マジックナンバー上は、6バイト目から始まる形式部分に JFIF と記されているもの)が事実上の標準ファイルフォーマットとなっている.動画を記録可能にしたものに Motion JPEG がある.

ディジタルカメラの記録方式としてもよく利用 されているが、ディジタルカメラではさまざまなオ プション機能を使い、JFIFを拡張した exchangeable image file format (EXIF)がよく使用されている.

JPEG の符号化方式

JPEG では、画像を固定サイズ(8×8 画素)のブロ ックに分割し、そのブロック内で、離散コサイン変 換(discrete cosine transform, DCT)を用いて、空間領 域から周波数領域へ変換する.変換されたデータは、 量子化によって情報量を減らしてから、ハフマン符 号によるエントロピー符号化がなされ圧縮が行わ れる.エントロピー符号化とは、データの出現確率 の高低に応じて異なる長さの符号を割り当てるこ とで圧縮を行う方法である.JPEG の圧縮過程を図 1 に示す⁵.



 図 1 JPEG の圧縮処理.空間領域から周波数領域への変換に、 JPEG では離散コサイン変換 (DCT)、 JPEG2000 では離散ウェーブレット変換 (DWT)が 使用される.

DCT による周波数領域への変換では,変換そのも のでは情報量は削減されないが,低周波数成分にエ ネルギーが集まることを利用して,量子化による情 報量削減と,エントロピー符号化で圧縮率を向上さ せている.なお,JPEG では,量子化テーブルと呼 ばれる係数表を用いて,低周波成分に比べて高周波 数成分でより粗い量子化を行うのが一般的である.

エントロピー符号化ではハフマン符号方式を用 いる.ハフマン符号は処理が単純であるため演算量 が少なく,理想的なデータが入力された場合にはき わめて高い圧縮率となる.しかしながら,逆に符号 セットにそぐわないデータが入力されると,圧縮率 は下がる.

6. カラー画像処理

概要

色の情報は、対象物の認識や判断にきわめて大きな影響を与えており、医用画像処理においても色情 報はさまざまな用途で活用されている.本節ではカラー画像処理の中で基本となる、色の定量的表現と 再現方法について、人間の色の知覚システムに関連づけて述べる.われわれは、異なる波長の光を同時 に知覚することで、全く異なる色刺激を受けたと認識する.この特性を利用し、赤緑青の3つの原色を 用いた RGB 表色系が広く用いられているが、これらをどんなに組み合わせても可視光線の中でも表現 することができない色が存在し、また異なる2つの色を比べる際、RGB 色空間上での距離と、われわ れが認識する色の差が大きく異なる場合があるという問題がある.一方で、色の再現方法においても画 像取得、出力デバイス間で規格の統一がなされていないと正しい色の再現が行えない.本節では、これ らの問題および、それらに対して開発された L*u*v*および L*a*b*といった色空間や、色表現の標準化 規格について述べる.

1) はじめに

視覚はわれわれにとってもっとも大きな情報源 である.人間は、グレースケールでは20から30程 度の明暗の区別しか行えないが、わずかな色彩の変 化と、その明暗を区別できる.これにより、非常に 多くの「色」の違いを認識でき、対象物の認識、判 断の重要な材料としている.色は、われわれの生活 に非常に密着した身近な情報であるが、光の波長と 知覚システムの関係が理論的に考察されたのは、 Newton が1666年に行った、プリズムに太陽光を通

したときに,青紫(波長約 380nm)から赤(同 780nm) までの連続スペクトルを観察した実験¹⁾までさかの ぼる.

色情報は,各種解析において非常に重要な手がか りであり,医用画像解析においても,カラー画像処 理は,診断およびその支援,病勢定量などで重要に なる.

2) 色の表現

われわれは日常において, 色(color)を,赤,青, 黄のように名前をつけて呼んでいる.しかし色は無 限にあり,それぞれに名前をつけて厳密に区別する ことは難しく,定量的に扱うには組織化された「も のさし」を用いる必要がある.色を定量的に扱う際, どのような観点から扱うかによって,「顕色系」と 「混色系」の2つに分類することができる²⁾.表1 に,これらの分類のまとめを示す.

顕色系(color appearance system)は,先の例のよう に,人間の色知覚に基づく心理的概念で区別する色 の体系であり、「色がどのように見えるか」に着目 していることから、知覚色と呼ばれる. 顕色系では、 試料の色を特定の観測条件の下で、Munsell 表色系 や、NCS (natural color system)に代表される色票など の物体標準と比較して、色を決定する. そのため、 照明光の違いや、試料の視覚や背景にも大きく影響 を受ける.

一方, 混色系(color mixing system)は, 色の定量的 表示を目指して構築された体系であり, 加法混色と 減法混色がある.

加法混色 (additive color mixing) は, 黒(光がない状態) から, 異なる波長の光(色光)を重ね合わせて別 の色を作る操作である.テレビやプロジェクタなど では,赤,緑,青の光を組み合わせることで色を作 り出している. RGB 表色系や XYZ 表色系が代表例 となる.

減法混色(subtractive color mixing)は、白(知覚で きる光がすべて等しく観測される状態)から、光の 吸収特性が異なる成分(色材)を重ね合わせて別の 色を作る考え方である.紙の上に絵の具で絵を描く 場合や、インクジェットプリンタで印字する場合な どが身近な例である.RGB(red-green-blue)のそれぞ れ補色である CMY(cyan-magenta-yellow)表色系が 代表例である.実用化されているプリンタのインク には、CMY の3 色に、黒色の再現性をよくするた めに K(blacK)を加えるのが一般的である³⁾.これら は Grassmann の加法混色の原理に基づき、任意の3 つの原刺激を組み合わせて試料の色と同じに知覚 するように心理物理的な測定を行い、任意の色をそ れら原刺激の組み合わせにより定めたことから、心

	顕色系(知覚色)	混色系(心理的物理色)					
表示の目的	色の見え方の表示	色の定量的な表示					
色定義の基準	色知覚に基づく心理的概念	色感覚に基づく心理物理的概念					
定義の原理	知覚できる色の表示を目的とする物体標準に基づく	Grassmann の加法混色の法則に基づく					
代表例	Munsell 表色系, Natural Color System (NCS)	加法混色:XYZ 表色系, RGB 表色系 減法混色:CMY(K)表色系					

表1 混色系と顕色系の比較(文献²⁾より引用,一部改変)

理物理的色と呼ばれる.

これまで画像処理に関する文献は、入門から専門 にいたるまで多数あるため、ここでは医用画像解析 における各種目的を実現する上で、役立つと思われ る事項に絞って、混色系を中心に紹介する.

3) 加法混色と色の定量的表現

色の異なる複数の色刺激を均一に混合して、もと のいずれの色とも異なる色を知覚する現象を「加法 混色」と呼ぶ.赤と緑が均一に混合した光をわれわ れは黄色に知覚するのは、その一例であり、この赤 +緑と、単一の黄色のスペクトルが同じように知覚 できるとき、これらを「等色」と呼ぶ²⁾.

人間の網膜に分布する視細胞には, 錐体細胞 (cone)と**桿体細胞**(rod)があり, 錐体は明るい場面に おいて,人間に色覚をもたらし,桿体は人間に明る さを知覚させる4). 錐体は、分光感度特性によりさ らに3種類に分類することができ、波長の短い方か らそれぞれ S 錐体、M 錐体、L 錐体と呼ばれる、そ れぞれの錐体の波長に対する感度特性として報告 されているものの1例を図1に示す5.特定の波長 の光に対するこれらの錐体の感度の違いを、われわ れは「色」として認識している.今日,ほとんどの 画像システムにおける色再現は、「人の色覚系は3 種の独立な光応答機能を有し、これらの分光感度が それぞれ異なるため、これらの応答の相対関係の違 いにより, 色が定まる」という Young-Helmholtz の 3 色説に基づいて体系化されている.もっとも身近 なものでは、赤、緑、青の3刺激により構成されて いる RGB 表色系がありテレビ等の映像装置などを はじめ、さまざまなところで利用されている.

以下では、まず、CIE (Commission Internationale de l'Eclairage:国際照明委員会)により定義された CIE RGB について述べ、後にこの欠点を補う XYZ 表色 系、さらに色の差を定量的に評価する際に都合がよい L*u*v*および L*a*b*表色系を紹介する.



(1) RGB 表色系

RGB 表色系(RGB color space)は,加法混色の中で われわれにもっとも身近な色の表現方法で,赤(R: 波長 700nm),緑(G:同 546.1nm),青(B:同 435.8nm) の3 つの単色放射を原刺激とした表色系であり,こ れらを組み合わせて任意の色を表現しようとする ものである.これは,CIE によって 1931 年に定義 されたもので,CIE RGB と呼ばれている.RGB 表 色系では,今日広く利用されているものに,後に紹 介する standard RGB (sRGB)と,Adobe RGB⁶⁾がある. 以降では,CIE RGB のことを RGB と表記する.

RGB 表色系では、任意の表現したい色 $C を、原刺 激の色C_R, C_G, C_B$ (上記の 700nm, 546.1nm, 435.8nm の 色)に、重みR, G, Bを乗じた加重和として記述する.

$$C = R \cdot C_R + G \cdot C_G + B \cdot C_B \tag{1}$$

この R,G,B は原刺激 C_R, C_G, C_B の強さを表す 3 刺激値 であり、この 3 刺激を用いて、これらと等しいエネ ルギーの白色光と等色するための R,G,B の輝度の比 $I_R: I_G: I_B/L, I_R: I_G: I_B=1:4.5907:0.0601$ である. つまり、 R,G,B の 3 刺激を用いてある観測対象の輝度 L は、

$$L = R + 4.5907G + 0.0601B \tag{2}$$

と表現することができる.

PartⅡ 画像処理と解析 第2章 画像処理技術の応用

1. X線画像

概要

医療における画像処理技術の本格的な応用は X 線画像が最初である.そして,複雑な濃淡構造をも つ X 線画像への応用は,自動診断やその後のコンピュータ支援診断の研究の先駆けとなっただけでな く、画像処理技術の発展にも大きく貢献した.本節では,X線画像の中でも,胸部 X 線像,胃 X 線像, および,マンモグラフィを対象にした研究を概観する.まず,1.1 では,胸部 X 線像への応用例につい て述べる.ここでは,間接撮影像,直接撮影像,その他のそれぞれについて,個々の処理目的に応じて 開発された手法やシステムを紹介する.1.2 では,胃 X 線像への応用例として,立位充満像および二重 造影像のそれぞれに対して開発された画像処理手法を紹介する.1.3 では,マンモグラフィに対する研 究事例を述べる.ここでは,微小石灰化像および腫瘤陰影のそれぞれに対する検出手法や鑑別手法を紹 介するほか,構築の乱れ領域の処理方法などにも触れる.

1.1 胸部X像

1) はじめに

胸部 X 線像の処理は、フィルムの感度特性などア ナログ的な処理まで含めれば、1930 年代から行われ ているが¹⁾、コンピュータによるディジタル処理が 始まったのは 1960 年代からである.初期の頃は、 胸部正面像からの心陰影抽出や心胸郭比の計測な どが中心であったが^{2),3)}、60 年代後半あたりから、 コンピュータによる自動診断を意識した研究が始 まり、それ以後、間接撮影像や直接撮影像を対象に した処理手法やシステムが数多く開発されるよう になった.開発された手法は多岐にわたるため、こ こでは、処理対象の種類ごとにまとめて解説する.

2) 間接撮影像の処理

間接撮影像(fluorogram)からの異常陰影検出は, 1960年代後半に鳥脇らが行った研究^{4),5)}が最初であ る.間接撮影像は,わが国では胸部の集団検診で標 準的に使われている画像であるが,医師は大量に撮 影された画像の中からほんのわずかな異常例を拾 い出さなければならず,読影の負担や見落としの危 険性が問題となっていた.鳥脇らは,この間接撮影 像の客観的読影と自動スクリーニングの実現を目 指し,70年代にシステムのプロトタイプ^{6,7)}を,80 年代前半には,肺野領域抽出から異常陰影検出まで の一連の処理を自動化した間接撮影像スクリーニ ングシステム AISCR-V3 を発表した⁸⁾.

AISCR-V3は、"異常陰影を検出するには、その前



(a) 全体の処理の流れ





(b) 入力画像

(c) 輪郭線等の識別例

図1 胸部 X 線間接撮影像処理システム AISCR-V3^{8),9}. (鳥脇純一郎:胸部 X 線間接撮影像スクリーニングの計算機支援. 医用 X 線像のコンピュータ診断,シュプリンガー・フェアラーク東京,1994, pp102-126)

に正常組織像を正しく認識する必要がある"という 開発方針から、図 1(a)に示すように、正常組織像を II. 画像処理と解析

認識する3つのサブシステムと,異常陰影を検出する1つのサブシステムから構成された.

まず,サブシステム I では、シグネチャと呼ぶ濃 度値特徴とテンプレートマッチングを用いて、それ ぞれ、肺野を囲む長方形領域、および、肺野輪郭線 上の特徴点が抽出される.次に、サブシステム II では、それらの結果を基準とし、1 階差分フィルタ、 2 階差分フィルタ、しきい値処理などを用いて、肺 野の各輪郭線が抽出される.さらに、サブシステム III では、サブシステム II の結果をガイドラインと し、2 階差分フィルタ、2 次曲線近似、統計的識別 法などを用いて、肋骨像および血管影が識別される. 最後のサブシステム IV では、2 階差分フィルタで 抽出された異常陰影候補領域のそれぞれが、上記サ ブシステム I~III の結果を利用して精密にテストさ れ、その結果に基づいて正常か異常かが判断される.

性能評価は,実際の70mm 間接撮影像298 例を用いて行われた.その結果,抽出された約2,900 個の候補領域のうち,真の異常領域(約1,000 個)と正常領域(約1,900 個)をそれぞれ77%および74%の割合で正しく判定した.実験結果の一例を図1(b),(c)に示す.

AISCR-V3 は、X線管電圧の高圧化などに対応す るため、その後も改良が加えられたが、結局、実用 化には至らなかった.その理由としては、当時の画 像処理技術がまだ十分ではなかったこと、"自動診 断"という考え方そのものが受け入れられなかった ことなどがあげられる.しかし、開発の過程で生ま れた種々の画像処理技術は、その後の医用画像処理 研究の基礎となったことは間違いない.AISCR-V3 の詳細は文献 9),10)を参照されたい.

3) 直接撮影像の処理

直接撮影像(radiogram)に関する研究は、1970年 代に入ってから急速に増え始めた.とくに、日本で は、70年代から80年代にかけて、小畑らが中心と なって、じん肺(pneumoconiosis)の自動診断に関す る研究が活発に進められた¹¹⁾.いずれの研究も、じ ん肺陰影密度の自動計測、あるいは、類型分類(0~ 3型)の定量化を目的としたが、実際に開発された手 法を技術的に見れば、テクスチャ解析に基づくもの と個別陰影抽出に基づくものの2つに大別できる.

前者は、画像上の濃度分布がじん肺陰影の密度に応じて変わることに着目し、その違いをテクスチャ特徴の違いとして検出しようとするものである.テクスチャ特徴には、同時生起行列¹²⁾、フーリエ変換のパワースペクトル^{13),14)}、線形予測誤差¹⁵⁾、フラクタル次元などが用いられた.これらの研究では、正常/異常分類で90~95%、類型分類でも70~90%の識別結果が得られたが、画像全体を処理するため、

肋骨像や血管影の影響は避けられないという共通 の問題が残った.

一方,後者はじん肺陰影を個別に抽出し,それを 用いて陰影密度を定量化しようとするものである. じん肺陰影の抽出法としては,領域拡張による方法 ¹⁰,局所ピーク抽出による方法¹⁷,2階差分フィル タによる方法^{18),19)}などが開発された.これらの識別 精度は,類型分類で70~85%程度であり,上記テク スチャ解析に基づく手法と大差はない.ただ,手法 の多くは,個々のじん肺陰影の形状をほぼ円形と仮 定していたため,不整形陰影に対する抽出精度には 自ずと限界があった.

80年代後半,日本では,名取らが直接撮影像からの腫瘤影検出に関する研究を行っている²⁰.彼らは, レーダー画像のような画質の低い画像から物体を 検出する手法にヒントを得て,腫瘤影や血管影検出 のための新しい画像強調手法を開発した.これは, 多重円構造をした指向性のある強調フィルタで,処 理パラメータや判定条件を変えることによって異 なる種類の陰影に対応できる.たとえば,肺がん陰 影検出用の三重円型指向性コントラストフィルタ (DCF-N)²¹⁾,肺血管抽出用の二重円型指向性コント ラストフィルタ(DCF-V)などがあり,それらの性能 は 200 以上の症例で検証されている.

同じく 80 年代後半の米国では、シカゴ大学の土 井らによって、直接撮影像からの結節陰影検出と良



(a) 適用例²⁴⁾

(b) 適用例²⁴⁾



(c) 生成された骨画像

 図2 MTANNの胸部X線像への適用例²⁴⁾

 一軟組織画像と骨画像の生成.(処理画像はシカゴ 大学鈴木賢治博士のご厚意による)

2. X線CT画像

概要

本節では、X線 CT 画像の画像解析について述べる.多列検出器 CT 装置が普及し,高速に,等方性 解像度3次元データ,および時間軸も含めた4次元データの獲得を行うことが可能になっている.CT 画像は,形態解析にもっとも適したモダリティの1つであり,高解像度多次元データから得られる豊富 な情報を最大限活用するため,画像解析の重要性が増している.ここでは,臓器ごとに,臓器特有の CT 撮影法,臓器・血管のセグメンテーション・解剖学的同定,各種定量化,臓器構造解析(区域分割, 仮想管腔臓器展開),診断支援・治療計画への応用などについて述べる.さらに,マイクロ CT や仮想 内視鏡などの関連する技術的話題についても触れる.

2.1 肝臓

1) はじめに

肝臓 CT 撮影は, 腫瘍や肝移植(ドナー・レシピ エント)などの診断と治療計画立案のために必要な 主要検査の1つである. 多列検出器 CT 装置による 撮影の高速化に伴い,等方性解像度での3次元 CT 画像の獲得が容易に行えるようになり, 肝臓領域の 抽出(セグメンテーション), 臓器内部の構造解析 および腫瘍の検出を行う方法の開発が進められて いる.

2) CT 撮影

肝臓の CT 撮影は,造影剤を用いない単純 CT と 造影剤を用いる造影 CT に分類される.造影 CT に は,末梢静脈より造影剤を急速注入(静注)して撮 影するダイナミック CT,カテーテルを動脈に挿入 して肝動脈・門脈に直接造影剤を注入して,それぞ れ 肝 動 脈 ・ 門 脈 を 選 択 的 に 造 影 す る CTA (CT-angiography), CTAP (CT-arterioportography) などがある.肝臓の場合,単純 CT では診断に限界 があることが多く,CTA,CTAP はカテーテル挿入 を伴う侵襲性の高いやや特殊な検査であるので,画 像解析ではダイナミック CT 撮影により得られる画 像がもっともよく用いられる.

ダイナミック CT では,静注後,複数の時相で CT 撮影が行われる.静注後の経時的な血流動態により 定まる,各組織・血管の時間 - 濃度曲線の特性から, 各時相の画像において,診断に有用な異なるコント ラストの画像を得ることができる¹⁾.具体的には, 静注前の単純 CT,静注された造影剤が肝動脈に流 入する動脈相(静注後約15~30秒後),腸管や脾臓 から門脈を通して肝臓に流入する門脈相(約60~80 秒後), さらに, 平衡相(約2~3分後), 晩期相(約 5分後)などの中の2~5時相でCT撮影が行われる. 多列検出器 CT 装置による高速撮影が可能になり, 各時相の CT 撮影時間は数秒以内で、ほぼ問題なく 息止め撮影が行える、しかし、時相間の間隔は生理 的な制約のため短縮することができず時相をまた いでの息止めは困難である.よって,各時相で呼吸 相を完全に一致させて撮影を行うことは難しい. 横 隔膜に接している臓器である肝臓は呼吸運動の影 響を直接受けるので、肝臓ダイナミック CT の各時 相での画像は(完全には)位置合わせされていない と仮定する必要がある. 造影剤の注入量・注入速度、 各相の撮影タイミングなど撮影プロトコルは, CT 装置の性能にも依存して決定されるものであり,診 断能の高い画像を得るために重要である.

図1では,動脈相を2つに細分化した早期動脈相 (静注15~30秒後),後期動脈相(30~45秒後), および,門脈相(約70秒後)の3時相のCT画像 を示している.ここで,早期動脈相と後期動脈相は, 約20秒の息止めの間にこれら2相のCT撮影を行 っており,2相の画像が位置合わせされていること から,診断能の向上に役立っている.

3) セグメンテーション

CT 画像からの肝臓領域の抽出(セグメンテーション)は、臓器構造解析、診断支援(疾患の検出・ 鑑別)の前提条件になり、セグメンテーションの精 度は、後続の処理の精度にも影響を与える. 肝臓セ グメンテーションに関しては、国内外でアルゴリズ ムコンテストが行われている^{2),3)}.マニュアルセグ メンテーションの放射線科医間のばらつきと同程 度の誤差を達成しているアルゴリズム⁴⁾が存在して いる.

セグメンテーションは,解剖学的情報(肝臓の形 態および相対位置の制約条件)とCT 画像の濃淡値 情報を組み合わせて利用するのが一般的である.こ れらの情報は,肝臓領域が既知の多数のCT 画像を 学習データとして,統計的方法で獲得されることが 多い.その際,あらかじめ肝臓領域はマニュアルあ るいは対話的なトレースにより得ておく.



図1 腹部ダイナミック CT 画像.上から、早期動脈相、 後期動脈相、門脈相の画像を示す(CT 画像の提供は 大阪大学大学院医学系研究科放射線医学教室・放射 線科堀雅敏先生の厚意による).

(1) 解剖学的情報のモデル化

解剖学的情報の表現法(以後,"アトラス"と総称 する)として代表的なものに,確率アトラスと統計 形状モデルがある. 確率アトラス (probabilistic atlas, PA)は各ボクセルが対象臓器(ここでは肝臓)の存 在確率値を表す3次元画像である⁵⁾.統計形状モデ ル(statistical shape model_SSM)は学習データの平均 形状と主成分分析により得られる直交基底の線形結 合の和で形状を表現し, 汎化性(対象臓器のどの形 状も精度よく表現できる),特異性(対象臓器の形状 のみを表現できる), 簡潔性 (少ない符号長で表現で きる)を満たす形状表現として知られている⁶⁾. 両 者ともに標準化された座標系(アトラス座標系)で 表現されており、これらのアトラスを利用するため には、アトラス座標系を各患者の CT 画像座標系に 座標変換する(あるいは、その逆変換を施す)必要 がある. 肝臓アトラス座標系の定義としては、たと えば、肝臓の横隔膜に接する(肺に隣接する)ドー ム状表面のアキシャル接平面,その接平面よりも腹 部側にある骨組織(肋骨,背骨)領域のサジタル・ コロナル外接平面を用いて定義する方法がある.こ れらの接平面は、CT 画像から肺領域, 骨組織領域 が容易に抽出できることから,自動的に位置決め可 能である.他にも、なんらかの解剖学的特徴点を患 者 CT 画像において, 自動的に, あるいは, マニュ アルで位置決めし、それらの特徴点を用いてアトラ ス座標系と患者 CT 画像座標系の位置合わせを行う ことが考えられる.

セグメンテーションの問題をベイズ推定問題と とらえると、アトラスは推定対象 M の事前確率分 布とみなすことができる.ベイズの定理により、デ ータ X が観測された場合の推定対象(肝臓形状)モ デル M の条件付き確率 P(M|X)は次式で与えられる.

 $P(M|X) \propto P(M)P(X|M) \tag{1}$

ここで, P(M)は M の事前確率, P(X|M)は, モデル M が既知の場合の観測されうるデータ X の条件付 き確率である.

PA を利用する場合には、PA の各ボクセルの値を 肝臓の事前確率 P(M)とみなし、肝臓であることが既 知のボクセルが濃淡値 X をとる確率を P(X|M)とする

(P(X|M)の推定については(2)で述べる). ベイズの定 理により,濃淡値(CT値)Xが与えられて,P(X|M) と確率アトラスの値 P(M)を掛け算することにより, そのボクセルが肝臓である確率 P(M|X)に比例する値 が得られる.この事後確率画像をしきい値処理する ことにより肝臓領域の決定を行えるⁿ.図2(a)に典型 的な確率アトラス(左図),P(X|M)画像(中図),事 後確率画像(右図)を示す.

PA を用いたベイズ推定がボクセルごとの局所処 理であるのに対して,SSM は大局的なベイズ推定を 行うために利用される. すなわち,データX は入力 画像,M は肝臓形状を表し,直交基底に対する係数

3. MRI 画像

概要

本節では、MRI のさまざまな撮像法により得られたデータを適切に処理することによって、診断や 治療などの臨床医学、ならびに脳科学などの基礎医学へ利用する手法群ついて解説する. 領域抽出や位 置合わせ、CAD など、モダリティ間で共通の処理技法については他節に譲り、MRI に特有のデータ処 理の問題を取り扱う. MRI は他のモダリティとは異なり、撮像法のバリエーションがとくに豊富であ り、対象とする部位や撮像目的によって選択する撮影法やそのパラメータ、後処理の手法が大きく異な る. 加えて、後処理の一部がすでに撮像装置に組み込まれ、一見して撮像と後処理の境界が不明瞭な場 合も多い. したがって、本節は、脳神経系、循環器系、筋・関節系、体幹部の4つの部位別の構成とし、 その部位や撮像目的に特有なデータの処理法に加えて、本ハンドブックの Part-I ではカバーしきれなか った撮影法についても詳説する.

3.1 脳神経系

1) はじめに

X線 CT, PET などの他のモダリティと比較する と, MRI はパルスシーケンスのデザインによる撮像 の自由度が非常に高く,その結果,撮像される画像 の多様性がきわめて高い.たとえば,T1 強調像か ら得られる脳の形態情報のみならず,MR アンギオ グラフィ,拡散 MRI などの生体内の現象に基づく 機能情報まで,撮像の対象となる.その結果,画像 処理によりさまざまな情報を抽出することが期待 でき,さらにこれらの多様なデータが同一の装置, すなわち同一の座標系で取得できる点も重要であ る.

一方で、画像データの多様性は、計算機により後 処理を行う場合には問題となることがある.たとえ ば、入力画像として T1 強調像を想定した脳領域抽 出アルゴリズムは、当然のことながら T2 強調像に はそのままでは使用できない.また、入力が T1 強 調像に限られた場合でも MRI 装置の機種によって は画像の性質が異なり、同様の結果が得られない場 合がある.これは、画素値が一定の物理量を表す CT 画像と異なり、MRI では一部の撮像法を除き、 画素値が明確な物理量を表現していないことに起 因する.したがって、実用的な MRI の画像処理ア ルゴリズムは、対象とする画像の範囲(装置,撮像 法およびパラメータ)を明確に規定するか、信号値 の多様性や特性の差異をヒストグラムなどから自 動的に判別する、あるいはそれらに左右されないよ うな枠組みを使用していることが多い.また,磁場 や撮像対象の不均一性による歪みや信号むらを始 めとする MRI 固有の問題,さらに撮像法特有のア ーチファクトなどに対する補正が前処理としてし ばしば行われる.

近年の脳の形態や機能に関連した画像解析技術に おける重要な特徴として,標準脳と呼ばれる平均的 な脳形状アトラスへ対象画像を位置合わせして統計 解析を行うことがあげられる.現在では他の部位に おいても用いられることが多いが,脳アトラスによ る画像解析はもっとも早い時期から開始され,その 成功が他の部位へ波及したと考えることができる.

MRI の解析処理の脳神経領域における応用は、臨 床医学から基礎医学まで多岐にわたる.臨床医学の 支援においては、画像中の病変や異常の自動検出や 鑑別を行うコンピュータ支援診断(computer assisted diagnosis, CAD),また侵襲の最小化を目的としたコ ンピュータ支援外科手術(computer assisted surgery, CAS)および放射線治療における計画・ナビゲーショ ンなどの領域で活発な研究が行われている.

一方,基礎医学の分野,とくに脳科学への MRI の貢献は,機能的 MRI (functional MRI, fMRI) が顕著 である.代表的な fMRI では,特定の作業課題(タ スク)を与えながら局所の血流変化を撮像すること によってその運動や感覚などに関する脳機能に関 連した部位や,機能の障害を特定することができる.

本節では,脳神経領域の MRI 画像の処理および 解析に関して,拡散 MRI,脳形態解析,脳機能の3 つの項目について、その原理や応用を解説する. 拡 散 MRI の項においては、拡散強調像における信号 生成や雑音のモデル、および拡散テンソルなどの後 処理のモデルや白質神経束の可視化への応用など について述べる. 次に脳の形態解析の項では、 VBM(voxel-based morphometry)と呼ばれる解析手 法により、特定の疾患や加齢による脳の体積の局所 変化を検出する手法を中心に解説する. 最後に脳機 能 の 項 に お い て は , 脳 血 流 動 態 に お け る BOLD(blood oxygenation level dependent)効果に基づ き、運動や感覚などの特定機能に対応する脳の部位 の同定を行う手法について概説する.

2) 拡散 MRI による解析・可視化

脳神経系,とくに白質に関連した可視化・解析を 中心に利用される拡散 MRI は、単一の拡散強調像¹⁾ および異なる撮像パラメータによる拡散強調像群の 組み合わせの総称であり、さまざまなバリエーショ ンが存在する.拡散 MRI の各種イメージング法の分 類は撮像だけでなく、得られた画像信号値群を、ど のようなモデルに基づき近似し、どのように解析に 適したデータ形式に変換するか、という撮像後のモ デルおよび処理技法を含めてのものである.言い換 えれば、拡散 MRI のどの撮像法のデータも撮影直後 の時点においては単なる複数の拡散強調像群であり、 その特色はむしろ後処理にあるといえる.

3.1 ではこれらの拡散 MRI の基礎となる拡散強調 像に加えて拡散 MRI の各種イメージング法の主な ものを紹介し,その特性を生かした後処理法を中心 に記述する.

(1) 拡散強調像の基礎

単一の拡散強調像(diffusion weighted image, DWI) は、ある特定方向に関する水分子の移動の計測結果 の空間分布を示している.そして、複数の異なる計 測方向の拡散強調像を組み合わせることで水分子の 拡散係数の方向および空間分布を得ることができる.

拡散強調像の撮像では、計測の対象となる方向は 移動検出勾配磁場(motion probing gradient, MPG) の印加方向により決定される.しばしば拡散 MRI の 撮像対象となる脳白質線維のように、生体構造に拡 散異方性(diffusion anisotropy)が存在する場合は、同 一の位置であっても移動検出磁場の方向や強さが異 なれば得られる拡散強調像の信号値は異なる. MPG の強さは、他の撮像に関する物理パラメータ定数と 合わせてb値と呼ばれ、その単位は sec /mm² である.

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right) \tag{1}$$

ここで γ (Hz/T) が磁気回転比, G (T/mm) が MPG の 大きさであり, δ (sec), および Δ (sec) は MPG の印 加時間,およびパルス間隔を表す.とくに $\Delta - \delta/3$ の 部分を**拡散時間**(diffusion time)と呼び,この間に移 動した水分子により拡散強調像の信号が形成され る.この撮影法は,スピンエコー(spin echo)法の一 種で Stejeskal-Tanner 法^{2),3)}と呼ばれ, b 値と拡散強 調像の信号値との間には以下の関係が成り立つ.

$$S \cong S_0 \exp(-bD_{app}) \tag{2}$$

S はある位置における拡散強調像の信号値, S_0 は同 位置における MPG を印加しない場合, すなわち b=0の信号値である. D_{app} がその位置における MPG 方 向の見かけの拡散係数 (apparent diffusion coefficient, ADC) と呼ばれる. 「見かけの」と称される理由は, 拡散係数が撮像原理上, 灌流などにおける水分子の 移動による信号成分を含むためであり, b 値が低い ほど灌流などの成分の影響を受けやすいことが知 られている.

近年では単一の拡散強調像を使用することは少なく、複数の MPG 方向、複数の b 値を使用した多 種類の拡散強調像を組み合わせることが多い.次の (2)においてこれらの拡散 MRI の主なものを述べる.

(2) 拡散 MRI の主要なイメージング法

先述のように、拡散 MRI のデータは撮影直後の時 点においては複数の拡散強調像群である.これらは、 異なる強さおよび方向の MPG に対してそれぞれ ADC の値が計測されていると考えることができる.1 つの MPG 方向あたり1つの ADC 値が対応づけられ ている場合,適切な補間を行って閉曲面を形成するこ とができる.これを ADC プロファイルと呼ぶ(図1).



$\mathbf{g}_1 = (1,0,0)^T$	S_1
$\mathbf{g}_2 = (0, 1, 0)^T$	S_2
$\mathbf{g}_3 = (0,0,1)^T$	S_3
:	:
$\mathbf{g}_n = \dots$	S_n

図1 MPG 方向,計測信号値,およびADCプ ロファイルの関係.

4. PET・SPECT 画像

概要

本節では PET 画像・SPECT 画像の解析について述べる. X 線 CT 画像などを用いると体内の解剖構 造の情報を取得できる.一方,本節で述べる PET 画像や SPECT 画像を用いると,体内の各位置におけ る機能の活発度に関する情報を得ることができる.まず4.1 ではとくに FDG を薬剤とした PET 画像を 用いた腫瘍候補の抽出処理について述べる.腫瘍は他の部位と比べて糖代謝が高いため画像中で高輝度 に撮影される.このため腫瘍候補の検出が他のモダリティと比べて容易である.次に4.2 では PET の時 系列画像を利用した脳機能の動態解析法を述べる.リガンドの動態に関するモデルに基づき PET 画像 を解析することにより,脳内の各位置におけるさまざまな機能情報を獲得することができる.4.3 では SPECT 画像による脳の機能解析について述べる.各位置における脳血流情報など医学的に有用な情報 を獲得できる.最後に 4.4 では心筋の SPECT 画像解析について述べる.心筋の機能情報を取得し,虚 血症などの診断に有用な情報を獲得できることを示す.

4. 1 PET 腫瘍画像解析

1) はじめに

悪性腫瘍の診断に 2-deoxy-2-fluoro-¹⁸F-D-glucose (FDG) positron emission tomography (PET) 画像が広 く使われている. FDG は陽電子放出核種である F-18 で標識されたぶどう糖類似の放射性薬剤である. FDGを患者に静脈注射したのちPET 装置で撮影する ことにより,患者体内における FDG の集積密度分布 を画像として得ることができる. この集積密度分布 を画像として得ることができる. この集積密度は糖 代謝の指標となるため,PET 画像は,糖代謝の活発 な悪性腫瘍の抽出に有用である. 糖代謝の高い領域 を腫瘍として抽出することは,FDG-PET 画像のセ グメンテーション (領域分割)処理として実現され る. 画像の自動セグメンテーション法には,主とし て次のアプローチがある¹⁾.

- (1) 画素値のしきい値処理による二値化
- (2) 変分法による輪郭抽出
- (3) クラスタリングに基づく領域分割
- (4) 統計モデルに基づく領域分割

画素値のしきい値処理による二値化(1)は、しき い値より画素値の高い領域を腫瘍として抽出する 処理である.二値化によりどの程度正確に腫瘍領域 を抽出できるかは、しきい値決定法に依存して変化 する.画素値の差分などに基づく輪郭抽出法(2)は、 active contour model など、閉曲線を変形させて腫瘍 領域の輪郭へと位置合わせを行う手法である.クラ スタリングに基づくアプローチ(3)は画像の各位置 近傍から取得される特徴量に基づき画像をクラス タリングすることにより,画像を腫瘍領域を含む複 数の領域へと分割する.統計モデルに基づくアプロ ーチ(4)は,腫瘍のない正常なPET 画像における画 素値の統計分布モデルを構築し,そのモデルから逸 脱する部位を腫瘍として抽出する手法である.以下, これら4通りのアプローチをそれぞれ概観する.

2) しきい値処理による二値化処理

糖代謝の高い領域を腫瘍として抽出するために しきい値処理により画像を二値化することは,PET 画像処理において広く採用されている.二値化のた めのしきい値決定法にはいくつものアプローチが 提案されている.これらアプローチのうち PET 画 像処理に特有のものとして,standardized uptake value (SUV)を利用する手法をあげることができる. SUV は標準摂取率と訳され,次式により定義される.

$$SUV = \frac{C_{PET}}{\bar{x}\bar{a}h\psi f \pm / 4\pi}$$
(1)

ここで分母は投与した薬剤の量(MBq)を体重(kg) で割った値であり、薬剤の体内における平均的な密 度を表している.一方、分子は組織の放射能濃度 (Bq/mL)であり、PET 画像の画素値に基づき得るこ とができる.SUV はそれぞれの位置における薬剤の 集積度が、平均と比べてどの程度高いか(低いか)を

4. PET・SPECT 画像

表す量である. たとえば腫瘍のリンパ節への転移の 有無を判断する目安となる SUV は 1.5 程度である. 仮に SUV の値 1.5 を腫瘍か否かを判定するしきい値 として採用するのなら, SUV が 1.5 より高いボクセ ルを腫瘍として抽出することになる. ただし, 与え られた画像に対して上式を実際に計算して得られ る SUV の値は, 薬剤を投与してから PET 画像を撮 像するまでの時間や患者の血糖値などに依存して 変化しうる. 計算された SUV をどの程度信用して 画像処理に利用するかは, PET 画像を取得する環境 なども考慮して, 慎重に検討すべきである. SUV が腫瘍か否かの判定にどの程度有用であるかに関 する議論は, たとえば Keyes らの文献 2)に見ること ができる.

PET 撮影時の患者に対する薬剤の投与量などに 依存しない,固定したしきい値処理により腫瘍を抽 出する上で,SUV のように画素値を正規化すること は有用である.SUV 以外に画素値を正規化する目安 となりうるのは画素値のヒストグラムである.与え られたヒストグラムの分布が等しくなるように画 像を正規化(normalization)する(第1章の1.4の3) 参照)処理は、PET 画像だけではなく一般の画像の 二値化処理に広く採用されている手法である.ただ し、SUV との関連が不明であり、医学的根拠の薄弱 な処理になりかねないことが難点である.より簡便 な手法として、画像中の画素値の最大値に対する割 合によりしきい値を決定する手法が提案されてい る.たとえば、画素値が最大値の40%より大きいボ クセルを腫瘍とすることなどが提案されている^{3,4)}

上記二値化手法は、いずれも画像内で共通のしき い値を利用して腫瘍を抽出する.しかし、腫瘍か否 かを識別するしきい値は腫瘍の体積に基づいて変 化することを示す研究がいくつか報告されている ^{5).6)}.ファントムを用いた実験により、腫瘍の体積 と二値化のためのしきい値の関係を回帰により導 出した報告⁶⁾によると、体積の小さな腫瘍ほど低い しきい値により二値化する必要がある.腫瘍とそれ 以外の領域それぞれの画素値の比に基づいたしき い値決定法もいくつか提案されている^{7).8)}.

ところで, PET 画像においては, 脳や縦隔, 腎臓, 膀胱が他の部位と比べて集積度が高く高輝度に撮 影される.他に肝臓も高輝度で撮影されることが多 いが, 脳や腎臓と比べると患者間の輝度差が大きい. 図1に異なる2患者のPET 画像の例を示す.

図1に示すとおり、患者により部位ごとに生理的 な集積の度合いが異なるため、画像全体で画素値を 正規化したり、画像全体を共通のしきい値で二値化 したりすることは、腫瘍抽出精度の観点から望まし くない. 腫瘍候補検出の精度を上げるためには、部 位同定が不可欠である.部位同定の必要性については、



図1 PET 画像2例.輝度平均が異なるだけではなく、たとえば脳や膀胱と肝臓や腎臓との輝度比が両者で異なる.(医用画像の提供は山形済生病院の渡邉順久先生の厚意による)(カラーページ参照)

後に再度指摘する.

3) 変分法による輪郭処理

腫瘍領域の輪郭においては, 画素値の勾配ベクト ルのノルムが大きい. 画素値の差すなわちコントラ ストの極大な位置を探索することにより輪郭を抽 出する処理は、画像処理の基本でもあり、多数のア プローチが提案されている⁹⁻¹²⁾. これら手法は画像 の微分に基づき輪郭を見つける手法であり、 微分演 算を用いると一般に信号の SN 比は低下するため対 雑音性能をいかに向上させるかが問題となる. たと えば動的輪郭モデル(active contour model)⁹⁾(第1章 の2.1の6)参照)では、輪郭線をスプライン曲線な どの曲線により表現し、曲線上の各点が画像上で勾 配強度の強い点に位置するように曲線モデルを移 動させ、変形させる.移動・変形の際には、輪郭上 の各位置における画像勾配の強度のほかに、輪郭線 の長さや輪郭線の滑らかさを定量評価し、その評価 関数を最小化する.

腫瘍領域が糖代謝の高い他の領域と接触してい るような場合,その腫瘍領域は孤立していない.こ のため,2)で述べた二値化では領域抽出に失敗する ことが多い.また,接触位置において画像のコント ラストが消失するため,勾配強度のみに基づいて輪 郭を決定しようとしても失敗する.しかし, AAM(active appearance model)は輪郭の位置を画像 コントラストだけではなく,輪郭の長さや滑らかさ も考慮して決定するため,他の領域と接触している ような腫瘍も抽出しうる.ただし,AAM は,評価 関数を最急降下法で更新することにより輪郭の位

5. 超音波画像

概要

超音波診断装置は他の医用画像モダリティに比較して小型な装置を用いて簡易にリアルタイムで生 体内部を観察できることや,診断に用いる音波が低音圧であることから人体に対してきわめて低侵襲で あるという特徴を生かし,初期検診から性状診断にいたるまで広い範囲で使用され大きな成果をあげて いる.本分野では,より高精度な診断を実現するために,超音波断層画像から病変組織の特徴を抽出・ 検出するための信号処理・画像処理法が多数提案され続けているとともに,近年においては体内へ照射 する音波をハードウェア的に,または擬似的な信号処理を用いてコントロールすることで高速に体内の 3次元情報を取得する方法が実用化されている.本節では,超音波診断装置で取得される超音波画像を 用いて生体組織の性状を定量的に判定するための統計的な信号解析手法の基礎について述べ,実際の診 断に応用されている複数の画像処理法ならびに超音波画像取得および解析法の多次元化について紹介 する.

5.1 超音波エコーの統計的性質

1) はじめに

現在の臨床現場において、 超音波診断装置を用い た診断は必要不可欠のものとなっている. とくに近 年においては,送受信系を含む各種の信号処理をフ ルディジタルで行う超音波診断装置が普及し、モニ タ上に表示される2次元の断層画像であるBモード 像(B-mode image)のみでなく, RF エコー信号を比 較的容易に収集することが可能となってきた.これ により,目視による定性的な診断の域を脱し,病変 進行に伴うエコー信号の変化と生体組織性状との 関係を定量的に捉えることの可能性が広がってい る. それに伴って, 1970年代から基礎的な音響学の 立場から検討されてきた媒質中の散乱体分布とエ コー信号の性質の関係性についての統計的な解釈 について,実践的見解を含めて再検討する必要性が 重視されており、計算機シミュレーションによる検 証や臨床応用が進められている.

受波信号の統計的性質の理解については、超音波 と同様に波動を用いて計測を行うレーダの分野で 先行的に研究が行われており、散乱体分布と受波信 号の関係性を示す多数の統計モデル(分布関数)が 提案されてきた.超音波はレーダに比較して音場の 不均質性が高いという相違があるが、エコー信号の 性質についてはおおよそレーダと同様の統計モデ ルで表現可能であるとの知見が得られている.

ここでは, 生体から得られるエコー信号の性質を

表現するもっとも基本的な統計モデルから,複雑な 散乱体構造を有する媒質におけるエコー信号の特 性を表現する統計モデルについて,代表的なものを 紹介する.

2) 散乱体分布とエコー信号の関係性

エコー信号の統計的性質は基本的に媒質(医用分 野においては生体組織) 中における散乱体の分布状 況と照射音波の音場分布の関係によって決定され る. 照射音波の波長に対して十分に小さい散乱体が, それぞれ波長の2倍以上の距離だけ離れて存在して いる場合,各散乱体からの散乱・反射信号は独立し た信号成分として検出可能である.しかし、微小な 散乱体がランダムかつ密に媒質中に存在する場合, たとえば2次元の音場として考えると、ある領域に おける分解能(resolution cell)内に 10 個程度以上の 散乱体が存在するような状況においては、 微小な散 乱体においてきわめて弱い散乱・反射信号が発生し, 探触子で受波される信号にはそれらの干渉結果で あるノイズ信号が含まれる.そのため、最終的に2 次元の断層画像である B モード像を描画すると, 画 像には生体組織の構造とは無関係なスペックル (speckle)パターンと呼ばれる斑紋状の干渉パター ンが観測される¹⁾.

図1は、散乱体密度とBモード像の関係を示した 計算機シミュレーションの例であり、散乱領域内に 散乱体を2個/resolution cell(以下,個/rc),20個/rc および 200 個/rc でランダムに配置し,中心周波数 3.5 MHz の超音波を照射して得られたそれぞれの B モード像を示している.散乱体密度が 2 個/rc の場 合では,それぞれの散乱体からの散乱・反射信号が 独立に,照射した超音波ビームの空間的な広がりで ある PSF (point spread function)を反映して画像化さ れていることが確認できる.しかし 20 個/rc の場合 では複数の散乱体からの散乱・反射信号が干渉し, 結果的に B モード像に現れているパターンと散乱 体との間に一対一の関係を見出すことができない. さらに散乱体密度を 200 個/rc と高くした場合にお いても B モード像のパターンには変化が見られず, ランダムな散乱体分布であれば散乱体密度と B モ ード像の関係は飽和状態となることが確認できる.



(a) 2 個/rc の散乱体構造と B モード像



(b) 20 個/rc の散乱体構造と B モード像



(c) 200 個/rcの散乱体構造とBモード像図1 散乱体密度とBモード像の関係.

図2は正常な肝臓を中心周波数3.5 MHzの超音波 で観察したBモード像であり,画像上部が音波を送 受波する体表面,下部が生体内の深部を示している. 肝臓部に着目すると,全体的に小さな斑紋状のスペ ックルパターンで占められていることが確認でき る.つまり,正常な肝臓では肝臓そのものの構造は Bモード像上に現れていないことになる.この特徴 的なパターンは肝臓のみならず,超音波診断装置で 生体内を観察する場合において定常的に出現する.

一方で、散乱体密度の低い血管内では各散乱体からの散乱・反射信号の強度および干渉の程度が低いために暗く、横隔膜や血管壁のように生体組織としての密度が高く連続性を有する構造体ではエコー信号の強度が高いために明るくなっている.



図2 肝臓のBモード像.

3) レイリー分布とライス分布

スペックルパターンを呈するエコー信号は個々 の散乱体からの反射信号が有する独立性を失って いるため、その性質は統計的・確率論的に判定せざ るを得ないこととなる.スペックルパターンを呈す るエコー信号が多数の散乱体からの散乱・反射信号 の干渉結果であることを考えると、各散乱体からの 反射信号の強度および位相はそれぞれランダムな 大きさをもつことになる.ここで、強度に関する確 率変数を x_1 、位相に関する確率変数を x_2 と定義し、 おのおのの平均値と標準偏差をmおよび σ として 確率密度関数 (probability density function)で表すと、 中心極限定理に従って式(1)および式(2)に示す正規 分布で表現される.

$$p(x_1) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \exp\left\{-\frac{(x_1 - m)^2}{2\sigma^2}\right\}$$
(1)

$$p(x_2) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \exp\left\{-\frac{(x_2 - m)^2}{2\sigma^2}\right\}$$
(2)

このとき,独立な変数 $x_1 \ge x_2$ がそれぞれ微小区間 $x_1 \sim x_1 + \Delta x_1$, $x_2 \sim x_2 + \Delta x_2$ に同時に存在する確率 $p(x_1, x_2) \Delta x_1 \Delta x_2$ を考える. 変数 $x_1 \ge x_2$ がともに $N(0, \sigma^2)$ に従うとき,その結合確率密度関数は2つの独立な 確率変数の結合確率密度関数として決定されるた め式(3)のようになる.

$$p(x_1, x_2) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left\{-\frac{x_1^2 + x_2^2}{2\sigma^2}\right\}$$
(3)

ここで,エコー信号の包絡振幅 x の統計的性質は式(4)で与えられるため,

$$x = |x_1 + jx_2| = \sqrt{x_1^2 + x_2^2}$$
(4)

式(3)および式(4)を元に変数 r が微小区間 x~x+Δx

6. 可視光画像,赤外光画像

概要

本節では、可視光画像や赤外光画像などを対象とした画像処理の研究について述べる.最初に、可視 光画像の例として眼底画像に注目し、その画像解析の研究例について解説する.具体的には、血管、血 管以外の網膜領域、視神経乳頭に区分して、おのおのの解析例について述べる.また、近年開発された 眼底ステレオカメラによる眼底の3次元画像の構成方法についても紹介する.次に、赤外光画像の代表 例として、光コヒーレンストモグラフィ(OCT)を取り上げる.OCT は CT や MRI よりも空間分解能が 高く、かつ非侵襲である.その反面で、観察範囲が浅いために、CT などとは診断領域が異なり、網膜 層の解析に用いられることが多い.本節では網膜層を撮影した OCT 画像に対する画像処理の研究につ いて解説する.最後に、ダーモスコープを用いた画像解析によるメラノーマの診断支援の研究について 述べる.メラノーマは母斑との見分けが困難であるためにダーモスコープを用いた検査が行われること が多いが、ここではこの画像に対する画像処理と診断支援への応用例について紹介する.

6.1 眼底画像

1) はじめに

直径が約 24mm の眼球は,その大半が透明なゼリ ー状の硝子体で構成されており,硝子体を約 0.2mm の網膜層が覆っている.硝子体の体外側に水晶体が あり,そのさらに外側に角膜がある.網膜層には神 経細胞が存在し,人体はその神経細胞によって視覚 を得ている.眼底(fundus)とは,この網膜層(retinal layer)のことを指しており,眼底画像とは,眼底カメ ラを用いて体外側から水晶体や硝子体を介して可視 光で撮影した画像のことをいう.以下,まず,眼底 画像から診断される項目と部位の関係について述べ, その後に部位ごとの画像解析手法について述べる.

2) 眼底画像の診断項目と領域

人間ドックや検診では、Scheie 分類または Keith-Wagner の分類を用いて眼底画像が読影され ている¹⁾. Scheie 分類は眼底における高血圧症の分 類手法であり、表1に示すように高血圧性所見と細 動脈硬化性所見に分類される. Keith-Wagner の分類 は内科所見に相関する分類法であり、その項目は Scheie 分類の高血圧性所見に類似する. 両者の分類 法に相当する疾病は、高血圧症の目の疾患であり、 高血圧性網膜症(hypertensive retinopathy)という. 細 動脈狭窄(arteriosclerosis)や動静脈交叉現象 (arterio-venous crossing phenomenon)は、血管の口径 変化を観察することによって診断されるが、それら の画像解析手法については 3)で述べる. 表1に出血(hemorrhage)や白斑(exudate)があるが, これらは高血圧症以外に糖尿病の影響によっても 現れる.糖尿病の網膜領域における疾患を糖尿病網 膜症(diabetic retinopathy)といい,眼科では新福田分 類などを用いて眼底画像が読影される.さらに,網 膜領域には黄斑(macula)と呼ばれる部位があり,黄 斑が視覚の一番重要な部位となる.黄斑にも出血や 白斑が現れることがあるが,この疾病を黄斑変性症 という.出血や白斑の画像認識方法については 4) で詳しく述べる.

また,21世紀になると,糖尿病網膜症に代わって 緑内障(glaucoma)が失明の最大要因となった.緑内 障は,眼圧を計測することによって診断されるが, 眼圧が正常値である正常眼圧緑内障も存在する.そ の場合は,視神経乳頭(optic disc)の形状を観察する ことによって診断される.なお,視神経乳頭とは図 1(a)の画像中の明るい円形の領域のことをいい,そ の画像解析については5)で述べる.

表1 Scheie 分類.

高血圧性所見		細動脈硬化性所見	
H1	細動脈狭窄	S 1	細動脈壁反射, 動静脈交叉現象
H2	顕著な細動脈狭窄, 動脈の口径不同	S2	S1 よりも著明
Н3	H2 よりも著明, 網膜 の出血や白斑を伴う	S3	S2 よりも高度の交叉 現象,銅線動脈
H4	H3 に加え, 乳頭浮腫	S4	銀線動脈

3) 血管の解析

眼底画像には基本的に血管が含まれるため,眼底 画像の解析の目的を問わずに血管が検出されるこ とが多い.米国 California 大学の研究グループらに よって開発された STARE²⁾や,オランダの Utrecht 大学らの研究グループによって開発された DRIVE³⁾ などの公開された眼底画像データベースを用いて, 国内外の研究グループが血管検出の研究を行って いる²⁾⁻⁷⁾.

(1) 血管の検出

眼底画像上の血管領域は,図1(a)に示すように他 の領域よりも暗くなる.しかし,眼底がフラッシュ 撮影されているために,眼底画像の中心付近に比べ て周辺領域は暗く写るので,血管領域の画素値も領 域によって異なる.そのため,コントラストに着目





(a) 眼底画像







図2 平滑化差分フィルタ.

した検出手法が用いられることが多い. 具体的には, マッチドフィルタ²⁾,特徴量選択と k-NN (nearest neighbor)による手法³⁾,領域成長法⁴⁾,平滑化差分 (smoothed difference) フィルタ⁵⁾,トップハット変換 (top-hat transform)⁶⁾,ガボールウェーブレット⁷⁾な どの検出方法があげられる.このうち,平滑化差分 フィルタとトップハット変換について述べる.

眼底画像はカラー画像であるが,緑成分のみを抜き出してグレースケール化した画像が,他の成分の グレースケール画像よりも血管と周囲のコントラ ストが高くなる.そこで,注目画素*I(x, y)*に対して 図2に示すような二重構造のフィルタを考え,図2 の領域Aに示すような*I(x, y)*を中心とした近傍領域 の画素値の平均の差を出力とする平滑化差分 フィルタを用いると,注目画素付近と少し離れた領 域の間に濃度差がある場合に,フィルタの出力値が 大きくなる.眼底画像に対して,平滑化差分フィル タを適用すると,図1(b)に示すように血管を強調す ることができる.なお,図2の領域AとBの大き さは,画像の解像度や血管のコントラストによって 適宜設定する.

トップハット変換とは、濃淡画像の画素値に対し てクロージング(closing)処理をした画像と原画像 の差分値を出力とする処理であり、同変換によって 画素値が周辺よりも低い領域が抽出される.クロー ジング処理とは、濃淡値に対して膨張(dilation)、収 縮(erosion)の順に処理することによって画像を平 滑化することである. 眼底画像上の血管のように、 周囲と比べて画素値が低く谷となる領域をトップ ハット変換にて抽出する処理をブラックハット (black-hat)変換と呼ぶことがある. その結果の例を 図 1(c)に示す.

いずれの手法を用いても,主な血管の検出処理の 結果には大差ないと考えられるが,細い血管や,視 神経乳頭付近の血管の検出精度に差が生じるため, 複数の検出手法による結果を重ね合わせることに よって,おのおのの弱点を補い合うことが可能であ る(図1(d)).

(2) 血管の口径計測に基づく細動脈狭窄の検出

眼底上で併走する動脈 (artery) と静脈 (vein)の口 径比 (artery-vein ratio, A/V)を定義し, A/V が小さい ほど細動脈狭窄の影響が大きいとされている.また, 医師が細動脈狭窄を見つける場合には,図3に示す ように視神経乳頭の縁から1乳頭径外までの領域 R_B に存在する動静脈の口径に着目していることか ら, R_B 中を併走する血管対を検出する.そして, 並走する血管の口径を比較したり,画素値の比較を したりすることによって,血管対を動脈と静脈に分 類できる^{8,9}.たとえば,2本のおのおのの血管領 7. PACS

概要

近年,病院などの医療機関の画像検査部門では,新たな画像診断機器が次々と導入されている.その ため,さまざまな機器から出力される画像情報を統一的に保管・管理し,それらを利用できる環境の整 備が求められている.画像診断機器は,一般に,複数のベンダにより導入されている場合が多く,この 環境下で画像情報を安全に取り扱うためには,画像情報通信の標準化が必要となる.7.1 では,HIS, RIS, PACS などの情報システムが標準化によって発展・普及した歴史,また,標準化の新たな手法である IHE とそれが登場した経緯について解説する.次に,医療情報を共有する IT 基盤には,可搬型媒体による 方法,ネットワークによる方法があるが,7.2 では,これらに関する標準技術や運用に当たっての安全 管理ガイドラインについて解説する.

7. 1 PACS ワークフロー

1) はじめに

医療機関の画像検査部門では,近年新たな画像診 断機器(モダリティ)が次々と導入され、かつ従来の X線診断装置のディジタル化が進んだため、出力さ れる画像情報を統一的に保管管理し,利用する環境 を整えることが求められていた. モダリティは、複 数のベンダにより導入されている場合が多く、この 環境の中で画像情報を安全に取り扱うためには,画 像情報通信の標準化が必要となる. 1982 年に Dwyer は、モダリティからの画像データを統一的に管理す る仕組みとして PACS (picture archiving and communication system)を提唱した. PACS の構築に は、マルチベンダからなるモダリティ群との接続が 基本であり、その標準化のために 1985 年に ACR/NEMA (American College of Radiology and the National Electrical Manufacturers Association)委員会 が医用画像の通信規格を策定するに至る (ACR/NEMA 規格). 当時は Point-to-Point の接続を 念頭においたものであった. 1992 年には DICOM (digital imaging and communication in medicine) 規格¹⁾となり DICOM 委員会が維持発展を 担うことになった. その後 IHE(Integrating the Healthcare Enterprise)²⁾⁻⁵⁾による標準化の統合的考え 方が導入され,システム接続範囲も広がり,仕様も Point-to-Point からワークフローの確立に合わせた ネットワーク型のものとなる.

本節では, HIS (hospital information system), RIS (radiology information system), PACS などの情報

システムが,標準化によって展開されていった歴史, 標準化の新たな手法 IHE とそれが登場した経緯に ついて解説する.

2) HIS, RIS, PACS の統合と標準化

画像検査部門の初期的な情報化の段階では、モダ リティと観察装置あるいはプリンタ装置を Point-to-Pointで接続していた(図1A).それぞれの装 置を導入する図の3社が、DICOM規格を用いて接 続することで、接続相手が異なるごとに新たに通信 様式を実装する無駄は省かれた(図1B).やがて、画 像保管装置の導入が進み、画像の取得と保存、観察 ができるようにしたシステム、すなわち PACSの基 本形ができるようになった(図1C).ここでは5社に よる DICOM規格での相互接続に展開されている.

PACS が病院全体に位置づけられ, HIS, RIS に接 続するシステムを形成したのが図 2 である. PACS の保管装置は,モダリティからの画像の受信, RIS からのオーダ内容の取得,実施状況の把握などの機 能を果たすため,それぞれに接続を行う必要がある. RIS からはモダリティに検査リストが提供され,モ ダリティから保存装置に画像が伝送される. RIS か ら保存装置に事前に検査情報を伝えることにより, 保存装置は,通信される画像の枚数を把握すること ができる.

HIS で入力されたオーダ情報は、患者情報ととも に RIS を経由してモダリティまで伝達される.これ によりモダリティ上で ID,患者名などの再入力作 業はなくなる.検査オーダは、HIS から RIS,モダリ ティに伝えられ,検査結果の画像が PACS に保存される.取得された画像は観察装置で読みだされ,読 影診断結果が報告書の形で HIS に戻っていくという業務の流れ(ワークフロー)が実現されることになる.これらのシステム接続は,DICOM 規格(あるいは HL7(health level 7)規格)により Pont-to-Point で行われている.



図1 情報化の進展と接続.

- A. モダリティ周辺の情報化に伴う接続.
- B. マルチベンダ間を DICOM の規格で接続した例.
- C. 小規模 PACS の構成例 モダリティと画像保管 管理装置,画像観察装置(あるいは画像処理ワー クステーション)を接続して小規模 PACS を構成 している.



図2 HIS,RIS,モダリティ, PACSの接続とワークフロー 小規模 PACS に HIS,RIS が加えられて画像検査業務 フローが構成された例.

DICOM 規格, HL 7 規格で相互に接続されるが, 関 連ベンダ間での規格の用い方, 流れる情報について の取り決めが必要である. ベンダの導入時期が異な ったり, 医療機関の担当者が変わったりすると整合 性を保つのが困難となってくる.

このように、PACSの展開は、DICOM 規格による 標準化の導入の歴史でもあると言えるが、ワークフ ローが明らかになってくることにより, Point-to-Point の接続の標準化を行ってきた DICOM 規格(あるいは HL7 規格)の実装では、ベンダ間 の解釈の違いがあり、導入施設ごとに打ち合わせが 必要になる.図2のようなHIS, RIS, modality, PACS という各システムの組み合わせで連携動作する情 報システムの構築を Point-to-Point 接続で行うと、ベ ンダ側は「特定の医療機関の DICOM による接続」 という仕様書を作らざるを得ない (図 3A). これは, プラグアンドプレイとは程遠い標準化である. 各モ ダリティやシステムは時期がずれて導入される場 合が多く、Pont-to-Point の接続を複数社で繰り返す と、システム全体での整合性確保が難しくなる、 べ ンダが入れ替わり、さらに病院の担当者も交代する 中で,部分的なシステムの入れ替えが行われていく と, 接続する情報のシステム間の整合性確保は次第 に困難となる.これを回避するためには、接続を行 う度に入念に打ち合わせをすることが必要で、多く の時間や開発費を要する.システム間の接続は、撮 影だけに留まらず、CAD.3Dなどの後処理、読影報 告書作成など多様なシステムの接続に及び,全体で は膨大な接続仕様書を作成する必要が出てくる. 一 方で、規格自体は、よりきめ細かい接続サービスを 可能とするべく拡張を続けており、できるだけ適用 範囲を広げることを目指し多くのオプションを追 加している.このことが現場での選択をより複雑な ものにする結果を招いてしまっている.

3) IHE 統合プロファイル

標準規格実装の問題の原因は, 接続を予定してい るシステムの規模が HIS, RIS, PACS といった大き な塊のシステムであり、 医療機関ごとのカスタマイ ズが必要な部分を多く含んでいることにある. その ため標準規格を用いたシステム接続においても解 釈の違いが起こりやすく,それを回避するための取 り決めを行う必要が生じ、施設ごとのカスタマイズ を伴う結果となっている.これを解決するためには, 接続のレベルをできるだけ単一機能のレベルまで 小さくし、これらの機能の制限と接続のための仕様 を明確にする必要がある. すなわち, 図 3B のよう な、各システムの中に接続に関連する機能単位を設 定し、これらの機能単位間の接続を標準通信で行う 方法である. すなわち, ①接続するシステム単位の 粒度を小さくし,機能単位とすること, ②接続に関 わる部分の機能単位の基本仕様を明確に決めるこ と(接続以外の仕様拡張についてはとくに制限はな い)、③ある業務フローを想定したとき、機能間の 情報の流れが実際の運用で十分なように取り決め

8. 遠隔診断

概要

医用画像を遠隔医療として扱うことは、遠隔診断と呼ばれ、遠隔医療の中でも普及が進んでいる. その定義や形態、専門医による支援という価値、発展の経緯を概観する. 情報通信技術とともに発展してきたので、システム技術の側面も振り返る. また、これまでの医療制度上では存在しない医療提供形態だったの、政策や制度、診療報酬などとの関連も重要である. さらに技術だけではカバーしきれない地域医療連携、チーム医療の側面も概観する. それらを踏まえて、有力な実施事例として、大規模商用画像診断事業や、広域遠隔医療基盤などを紹介する.

8.1 遠隔医療としての遠隔診断

1) はじめに

遠隔医療(telemedicine)は情報通信技術 (information communication technology)を活用した, 将来の発展が期待される医療提供手法である.大別 すると,画像診断機器(MRI,CT他)からの画像を他 施設の専門医にコンサルテーションする遠隔診断 (teleradiology),外科手術で切除した悪性腫瘍の組 織に対して他施設の専門医が病理検査を行う遠隔 病理診断(telepathology),在宅患者に診療を行う遠 隔在宅医療(telecare)の三種類のいずれかに分類さ れる取り組みが多い.

他にも、皮膚科、眼科、小児科などで患部画像を 他施設から診断支援する取り組みがある.また TV 会議システムなどを用いた、複数施設でのカンファ レンスや、妊婦健診や高齢者への健康指導を通信を 介して他施設から実施するなど、さまざまな取り組 みが日本全国で進んでいる.中でも放射線科の画像 を扱う遠隔診断は、さまざまな遠隔医療の中でもっ とも普及しており、日常的に実施している施設も少 なくない.

遠隔医療は、システム技術や通信技術、MRI, CT, PET などの画像診断機器,専門医,技師をはじめと する多職種での施設間連携業務まで含まれる幅広 い取り組みである.そのため医師だけの視点,技師 だけの視点,事務方だけの視点,技術者だけの視点 など,担当分野ごとに分かれた意識では、全貌を捉 えられない.そこで遠隔医療、とくに放射線科画像 にかかわる遠隔診断を,幅広い視点から概観する.

技術的な課題だけでなく,医療崩壊や医療提供体制の危機への対応策の一つとして捉えることも重

要である.高い技能を持つ医師の不足,専門分化の 進行など,さまざまな事柄が遠隔医療の重要性を高 めている.技術的視点から社会的視点まで含めて, 遠隔診断を俯瞰する.

2) 遠隔医療の定義

遠隔医療の専門学会として、日本遠隔医療学会が ある.そのホームページに遠隔医療の定義が、下記 のとおりに示されている¹⁾.

「遠隔医療(Telemedicine and Telecare)とは,通信技術を活用した健康増進,医療,介護に資する行為をいう.」

早い時期に日本の遠隔医療の実施概況について 調査した研究として、平成8年度厚生省科学研究費 補助金研究・情報化技術開発研究事業「遠隔医療に 関する研究」(主任研究者 開原成允東京大学名誉 教授)の報告書²⁾では、以下のように定義している.

「映像を含む患者情報の伝送に基づいて遠隔地か ら診断,指示などの医療行為及び医療に関連した行 為を行うこと」

いずれの定義でも、遠隔医療の実施者を医療機関 だけに限定せず、また医師に限定していない.また 医師と患者が対面する場面だけに限定していない. さらに時間の概念も柔軟になっている.たとえば画 像診断情報(画像本体)を夜間などに送り、翌日に 専門医の読影を行うなど、即時性を満たさなくても 遠隔医療としている.

映像による患者情報は遠隔医療の定義として必 須ではないが、画像情報を扱う事例は多い. 放射線 科画像の遠隔診断^{3),4)},遠隔病理診断⁵⁾など,多数 実施されている遠隔医療では画像を扱うものが多 い.一方で,血圧,血中酸素飽和度,体温など画像 を伴わない情報を扱う遠隔医療^{の,7)}もある.

医療提供形態として考えると,専門医療者が非専 門の医療者を支援する形態がある.放射線画像の遠 隔診断や遠隔病理診断は,専門医が非専門医に専門 技能に基づく支援を行う典型例である.

この形態の遠隔医療は制度上の制約が少なく,早 くからさまざまな試みが進められていた.医療者が 通信を介して患者を直接に診療することが,もう一 つの形態である.在宅医療を遠隔で行うなど,通信 を介した診療行為となるので,遠隔医療が医師法 20 条で禁止されている「非対面診療」に抵触する懸念 もあり,1997年の厚生省健政局通知および 2003年, 2011年に再度改正された厚生労働省医政局通知⁸⁾ により,抵触しないことが明言されたことで,実施 の道が開けた.

システム技術上では、複数医療機関で共有する地 域連携電子カルテ(inter-hospital electronic patients record)のような患者情報共有形態のもの、ブロード バンド通信回線により大量の患者画像情報を伝送 するものがある.ただし、一見の相違のみでシステ ム技術上の実現形態に大きな開きはない.日本国内 では地域連携電子カルテは遠隔医療に含まれない と考えることが多いが、世界的には地域連携電子カ ルテは遠隔医療として扱われている.地域で共有す る PACS ならば、遠隔画像診断ともいえるし、地域 連携電子カルテの一部とも言えるのである.

3) 遠隔医療の経緯と現状

日本国内での早期の遠隔医療の取り組みとして は、CATVを用いて患者宅と診療所を接続して、映 像で診療を行う実験が1971年に奈良県で行われた.

1990年代半ばには、地域での取り組み、企業による取り組み、国家的な研究事業などが多数着手され、 遠隔医療発展への期待も高まった.事例としては、 東北大学医学部附属病院と女川町立病院による女 川テレメディシン⁹、旭川医科大学遠隔医療センタ ー¹⁰など放射線画像診断、病理画像診断、眼科遠隔 医療など、さまざまな取り組みが進められた.また 大学病院や医学部だけでなく、福島県西会津町¹¹⁾ など多くの市町村に遠隔健康管理システムが導入 され、地域住民の健康管理に効果を発揮する事例も 登場した.また企業による商用ベースの放射線画像 診断ホスピネット³⁾もこの頃にスタートした.

この時期は、情報通信の世界で革命的な変化が大 きく進行している時期と重なる. コンピュータは、 情報システム部門で限られた運用をしていた汎用 大型計算機から UNIX サーバに交代することで、コ ストの劇的な低下、利用者の拡大が起きた. この動 きはさらに Windows OS とパーソナルコンピュータ の普及でさらに進んだ. 高価で閉鎖的なデータ通信 の世界に, インターネットによるオープンで安価な データ通信が入り込み, 電子メールや WWW など の普及が加速した. 通信速度も ISDN から, ADSL,CATV などによるブロードバンド通信に次第 に交代することで向上した. このような環境の変化 の恩恵を受けて, 遠隔医療も公的な研究補助金など により多くのトライアルが進められ, 医療としての 課題への研究が進められた.

遠隔診断では、精度を落とさずに各種診断画像を コンピュータに入力できるか、モニタに表示して診 断できるか、どのように画像を保存するかの三点が、 大きな課題だった.画像を計算機で扱い、ネットワ ークで通信するためにはディジタル情報への変換 と入力手段が必要であり、その精度の維持が重要で ある.とくに高い解像度と階調が求められる、デー タ容量も大きいX線画像を扱うことは厳しかった. ハードディスクなどの記憶装置もまだまだ高価だ ったので、画像を圧縮して効率的に保管することが 求められたが、一方で高密度な非可逆圧縮では画質 が低下する問題があった.これらの制約が厳しくな かった MRI, CT の画像から適用が進んだ.また、こ の時期は、まだまだ MRI,CT の画像を診断できる医 師が少なかったので、ニーズとシーズが一致した.

DICOM (digital imaging and communication in medicine) は, ACR/NEMA (The American College of Radiology, National Electrical Manufacturers Association)規格の第三版で, 1993 年に登場した.現在では DICOM により,画像情報の蓄積も交換も問題なくできるが,当時は DICOM を搭載した画像診断機器が少なく,標準的なデータ交換手段になるには時間を要した.

1990 年代半ばの遠隔医療の気運を画期的に高め たのは、1996 年度に開始した厚生省科学研究費補助 金による遠隔医療の研究(主任研究者 開原成允東 京大学名誉教授)だった²⁾. この研究には、著名な 遠隔医療の研究者が多数参加して、全国の各種遠隔 医療の取り組みを調査して、広がりつつある実態を 明らかにした.また、この研究班の成果を受けて、 厚生省は遠隔医療の政策な推進を図り、医師法 20 条の解釈や診療報酬の付与を進めた.これ以降、遠 隔医療の推進は政策的な目標として、厚生労働省 (旧厚生省),総務省(旧郵政省),経済産業省(旧 通商産業省)で、さまざまな検討や研究支援が行わ れた.医療政策としては、医師法 20 条解釈通知⁸, 遠隔診断への診療報酬の付与¹²などにつながった.

遠隔医療の実施状況の調査は、この研究(1996 年度)、2003年度の調査研究(厚生労働省科学研究 費補助金研究,主任研究者 村瀬澄夫信州大学元教 授)¹³⁾と続き、現在は厚生労働省での定期的、継続 的な調査が行われるようになり、厚生労働統計のホ

9. 手術·治療支援

概要

本節では、医用画像と3次元位置センシングやコンピュータグラフィックス技術を組み合わせた手術・治療支援システムについて述べる.このようなシステムは、手術前や手術中に獲得したさまざまな 生体情報や手術計画を実空間の患者に融合表示することによって手術器具や治療装置を誘導し、手術・ 治療の安全性・精確性の向上を図るものである.まず手術・治療支援の基本概念について述べ、次にシ ステムを構成するハードウェアおよび要素技術について述べる.これらはそれぞれ独立した3次元空間 中に定義あるいは計測される各種情報を一つの基準座標系に統合するための技術である.また、システ ムの精度評価における誤差の基礎理論について述べ、最後に術中3次元画像を用いた応用システムを紹 介する.

9.1 手術・治療支援の基本概念

医用画像の高精細化・多次元化に伴い、3次元位 置センシング(3D position sensing), 仮想現実感 (virtual reality) · 拡張現実感(augmented reality)など の技術と組み合わせた手術・治療支援システムの応 用が拡大している.手術・治療支援システムの目的 は、手術前・治療前(以下、"術前"と略す)の医用 画像および種々の診断データを用いて患者体内の 臓器形態・動態・病態・生理機能・物理特性などの 生体情報を統合した術前患者モデルを復元し,術前 患者モデルを用いて客観的・定量的評価基準に基づ く最適術前計画を自動的に立案し、さらに、手術 中・治療中(以下,"術中"と略す)に,仮想空間に おける術前患者モデル・術前計画および術中画像・ 計測データを実空間の患者の体動補正を行いなが ら位置合わせする機能により, さまざまな生体情報 の体内3次元分布・手術計画を実空間の患者上にシ ームレスに融合表示し,手術・治療による傷口や侵 襲を最小限にしながら正確な手術・治療を行えるよ うに、医師の能力を増強することである¹⁾.本節で は、術中における異種画像・データの位置合わせを 中心に基礎と応用システムを述べる.

図1に手術・治療支援システムの一般的な処理形 態,表1に手術・治療支援において用いられる主な 医用画像を示す.術前に,X線CTやMR装置で患 者の3次元画像を撮影し,3次元モデルを再構成し, 3次元モデル上での手術・治療計画,シミュレーシ ョンを行う.術中に,3次元位置センサおよび超音 波画像,内視鏡画像,X線透視画像など術中画像を 用いて,実空間の患者と術前3次元モデルとの位置 合わせを行う.これにより、術前・術中情報を統一 された座標空間において表現し、統一空間において、 術前画像情報と手術器具・治療装置(以後,"術具" と略す)の位置や術中画像などを提示することが可 能になる. さらに, 術中画像を用いて, 術前モデル の変形補正・術中の患者3次元モデル再構成を行い、 統一座標空間に反映・統合することができる.手術 支援において,基本となるデータ解析技術は,術前 画像と術中データの統一座標空間への統合や変 形・体動補正などを行うための位置合わせ(レジス トレーション 第1章2.2参照) が中心となる. これ らは、画像処理の基礎の分野で培われた技術をベー スとしているが、術中医用画像撮影機器、手術環境 などの特性に適合した独自の基盤技術として発展 している部分も多い. 9.2 以降では、システムの構 成要素となる術中計測機器・要素技術と応用システ ムの具体例について述べる.



図1 手術・治療支援システムの一般的な処理形態.

画像機器の種別	画像形式	画像値の物理意味	手軽さ・実時間性	人体への有害性	
X線CT	3 次元画像	X 線減弱係数	\bigtriangleup	X 線被ばく	
MR	3 次元画像	水素原子核の状態	\bigtriangleup	なし	
超音波	2 次元断層像	反射超音波強度	O	なし	
内視鏡	2 次元投影像	反射光強度	\odot	なし	
X 線透視	2 次元投影像	X 線減弱係数積算値	0	X 線被ばく	

表1 手術・治療支援に用いられる主な医用画像.

*超音波の画像形式については,直交二断面2次元断層像,3次元画像などの場合もある.

9.2 3次元位置センサ

1) はじめに

3次元位置センサ(3D position sensor)は手術・治療 支援システムにおいて、実空間の3次元位置または 位置姿勢をリアルタイムかつ精確に計測する手段 としてよく用いられている.また、3次元位置セン サの座標系をシステムの基準座標系とする場合も 多く、手術・治療支援システムの主要な構成要素の 1つといえる.いくつかの計測方式があるが、それ らの中でも光学式と磁気式のものが用いられるこ とが多い.以降では、各方式の計測原理と長所短所 について述べる.

2) 光学式

光学式3次元位置センサは、二台の赤外線カメラ で赤外線を発光または反射するマーカを撮影し、ス テレオ視によってマーカの3次元位置を計測する. 相対位置が固定された同一直線上にない少なくと も3つのマーカの位置が同時に計測できれば計測対 象の姿勢(角度)が定まるため、図2右に示すよう な3つ以上のマーカの位置が固定された器具を計測 対象に取り付けて計測を行う.自ら発光する赤外線 LED と赤外線を反射するパッシブマーカがマーカ として用いられる.赤外線 LED はケーブルで制御 装置に接続されるが、パッシブマーカはケーブルで



図 2 光学式 3 次元位置センサ Polaris (Northern Digital Inc.). 左:カメラ.右:マーカ.

シブマーカが使われることが多い.計測時には3つ 以上のマーカが二台の赤外線カメラから同時に見 えている必要があるため,赤外線カメラとマーカと の間に遮蔽物があると計測できなくなってしまう. この制約のため光学式センサは体内の臓器や体内 で使用する器具の計測には適していない.また,赤 外線カメラを設置する際には計測中にマーカが遮 蔽されにくい位置となるよう注意が必要である.

3) 磁気式

磁気式3次元位置センサは、磁場発生器によって 発生させた磁場を磁気センサによって感知するこ とによって、磁気センサの位置と姿勢を計測する. 発生させる磁場の種類によって, 直流式と交流式の ものがある.磁気式センサは、光学式センサのよう に遮蔽物の影響を受けないという利点がある.また、 直径 1.5mm, 長さ 10mm 程度の非常に小型の磁気セ ンサ(図3右)が開発されており、カテーテルのよ うな体内に挿入する器具の計測が可能である.磁場 発生器および磁気センサの周囲に金属製品(とくに 強磁性体) が存在すると磁場が乱されるため計測値 が不正確になるという短所があるが,近年はその対 策が施された製品が開発されており改善が進んで いる.また、磁場の乱れによって生じる誤差を事前 に計測しておき, 術中の計測時にその値を用いて誤 差を補正する方法も研究されている^{2),3)}.



図 3 磁気式 3 次元位置センサ medSAFE (Ascention Technology Inc.).
日本語索引

【あ】

RGB 表色系 544 ROC 解析 151 498 ROC曲線下面積 154 500 アーチファクト 233 ICP アルゴリズム 444 アキシャル 190 悪条件 37 悪性黒色腫 686 アクセスオーダー 58 65 アクタ 694 アクティブコリメータ 237 アダブースト法 497 アダマール変換 29 圧縮センシング 77 **E電効果** 325 圧電セラミックス 325 圧電単結晶材料 329 アップスロープ法 592 圧力較差 337 アトラス 417 穴 460 anatomic-MAP 法 70 アノード 129 アバランシェ・フォトダイオード 132 299 アピアランス 496 appearance パラメータ 430 アフィン変換 439 アルファ切断平均値フィルタ 19 アレイコイル 255 アンガーカメラ 269 アンサンブル学習 427 アンシャープマスキング 410 アンジュレータ 95 385 安静時 fMRI 617 安定性 71 EM アルゴリズム 426 482 483 ECG 変調技術 237

胃仮想展開像 587 EXPAND 演算 399 異方散乱パラメータ 374 位相コントラスト 182 位相コントラスト・イメージング 387位相シフト法 265 位相センシティブ・イメージング 387 位相伝達関数 140 一 意 性 71 位置検出型 PMT 131 299 一般化逆行列 37 一般化プロクラステス法 421 一般線形モデル 613 619 遺伝的アルゴリズム 465 移動特性 4 移動平均法 416 イメージインテンシファイア 113 イメージングプレート 118 色 543 色空間 545 色度值 545 陰極 97 陰性 499 インテリア問題 55 73 インドシアニングリーン 356 インドシアニングリーン蛍光眼底造 影 359 インパルス応答関数 4 インパルス法 228 インビボ 268 ウィーンの変位則 91 ウィグラー 95 385 ウィナー・ヒンチンの定理 147 ウィナーフィルタ 16 400 ウィンドウ幅 514 ウィンドウレベル 514 ウェーブレット 23 ウェーブレット係数 25 ウェーブレット変換 23 412

ウエストサイズ 368 ウェッジフィルタ 205 Watershed 法 416 ウォールフィルタ 339 渦電流 253 AFROC 解析 504 Aモード 330 エージング 99 永久磁石 251 エイリアスアーチファクト 233 エクステリア問題 72 エコー間隔 261 エコー信号 323 エコートレイン長 261 エコープラナーイメージング 261 エコー法 324 SLSF 法 285 SSRB 法 305 FROC 解析 504 FDK法 199 X線 87 X線管 97 X線減衰係数 191 X線スペクトル 87 X線ビーム 98 X線変換 50 XYZ 表色系 546 ESF 法 224 エッジ法 144 エッジ保存形フィルタ 401 エネルギー関数 68 エネルギーサブトラクション 179 エネルギー差分 555 エネルギー差分法 386 エネルギー分解能 130 エネルギー保存則 14 28 エミッション収集 303 MR 血管撮影法 265 MRマイクロスコピー 263 MSRB 法 305 MPEG 規格 527

英語索引

【数字】

%uptake 656
2D position map 300
3 dimensional PET, 3D-PET 294
3D position sensor 719
3D reprojection 304
3D-stereotactic surface projection, 3D-SSP 446
4 dimensional CT, 4D-CT 199

[A]

A mode 330 a posteriori probability 307 absorbance 373 absorbed dose 164 absorption coefficient 373 access order 58 65 accumulated histogram 515 acoustic finding 671 acoustic frame rate 334 acoustic impedance 93 322 acoustic lens 326 acoustic matching layer 326 acoustic radiation force 344 activation 617 active appearance model, AAM 428 430 active collimator 237 active shape model, ASM 428 actor 694 actual focal spot 204 AdaBoost 497 427 adaptive filter 19 adaptive shape model, ASM 430 adaptive speckle suppression filter 667 additive color mixing 543 adjacent 452 adjacency graph, Voronoi adjacency

graph 456 affine transform 439 age-related macular degeneration, AMD 684 aging 99 algebraic reconstruction technique, ART 57 alias artifact 233 aliasing 21 121 allowable load 97 alpha-trimmed mean filter 19 alternative current, AC 7 Alternative FROC, AFROC 504 analytic continuation 71 anatomic standardization 650 Anger camera 269 angiography 177 angular analyzer 388 angular deviation 294 anisotropic diffusion 402 anisotropic parameter 374 annihilation gamma rays 133 annihilation radiation 293 anode 97 129 anode grounding system 204 anti-Hermite 9 apearance 496 aperture 6 aperture transfer function, ATF 222 apparent diffusion coefficient, ADC 266 602 area detector CT, ADCT 191 198 area under curve, AUC 154 500 arithmetic mean filter 18 array coil 255 artifact 233 atlas 417 atomic attenuation coefficient 86 attenuation coefficient 323 attenuation coefficient map 285 310 285 attenuation correction 73

attribute selection 465 augmented reality visualization 728 autocorrelation function 147 autocorrelation matrix 33 autofluorescence 356 automated image registration, AIR 446 automatic exposure control, AEC 117 avalanche photodiode, APD 132 299 average 32 axial 190 axial resolution 324 axis thinning 467 azimuth resolution 322

[B]

B mode 330 background known exactly, BKE 153 backing material 326 backprojection 41 56 backprojection filtering 42 bagging 427 497 ball and stick model 608 balloon 180 bandpass filtering, BPF 160 barium-filled gastric radiogram in standing position 555 basis function 27 basis image 27 basis vector 27 Bayes estimate 34 Bayes estimation 480 Bayes risk 478 Bayes' theorem 31 68 Bayesian decision theory 478 Bayesian network 492 beam hardening 203 234 beam waist 368 beamformer 334 beamline 385

医用画像工学ハンドブック

定価(本体価格 15,000 円+税)

平成 24 年 9 月 15 日

監 修 日本医用画像工学会

編集 日本医用画像工学ハンドブック編集委員会

発行所	日本医用画像工学会
	〒113-0033 東京都文京区本郷 6-2-9 モンテベルデ第二東大前 504
	(有)クァンタム内
	TEL 03-5684-1636 / FAX 03-5684-1650
	http://www.jamit.jp/
印刷所	国際文献印刷社

$Omega{O}2012$

${\rm ISBN978}\hbox{-}4\hbox{-}9906667\hbox{-}0\hbox{-}5$

本書の全部または一部を無断で複写複製(コピー)することは、著作権法上での例外を除き、禁じられ ています.本書からの複写,記事の転載または引用を希望される場合は日本医用画像工学会までご連 絡ください.