

医療用デジタルX線撮影における被曝低減化法と
コンピュータ診断支援に関する研究

2009年

近藤裕二

名古屋工業大学博士論文
乙第256号(論文提出による)
平成21年3月16日授与

目 次

第 1 章 序 論

1. 1	はじめに	1
1. 2	X線 CT 撮影における現状と問題点	5
1. 3	デジタル一般 X線撮影における現状と問題点	6
1. 4	診断 X線撮影領域における被曝低減の必要性	8
1. 5	医療分野における画像工学の役割	11
1. 6	本研究の目的と概要	13
	第 1 章の参考文献	17

第 2 章 X線 CT 撮影における被曝低減

2. 1	はじめに	19
2. 2	シングルスライス CT とマルチスライス CT	20
2. 3	頭部用模擬ファントムによる調査	23
2. 3. 1	模擬ファントムの円周と電流時間積の関係	23
2. 3. 2	調査結果	24
2. 3. 3	適正な撮影条件設定	25
2. 4	腹部用模擬ファントムによる調査	26
2. 4. 1	模擬ファントムの断面積・周囲長と 電流時間積の関係の調査	26
2. 4. 2	調査結果	28
2. 4. 3	腹部の断面積, 周囲長と体格指数との相関	30
2. 4. 4	mAs と体格指数との関係の調査と結果	32
2. 4. 5	適正な撮影条件設定	33
2. 5	まとめ	34
	第 2 章の参考文献	36

第 3 章 ファジィ推論を用いた人体腹厚の推定による被曝低減

3. 1	はじめに	38
3. 2	ファジィ推論をするための指数の選択	39
3. 3	ファジィ推論値と腹厚との相関関係の調査	42
3. 3. 1	7つの三角型ファジィ変数を用いた方法	43

3. 3. 2	4つの三角型ファジィ変数を用いた方法	45
3. 3. 3	7および4つの三角型ファジィ変数から求めた 推論値の組み合わせ	45
3. 4	計算結果と考察	47
3. 5	相関係数の検討	53
3. 5. 1	Pearsonの相関係数の有意性の検定	53
3. 5. 2	2群の平均値の差の検定(対応のある場合)	53
3. 6	診断用X線装置の自動露出制御機構への応用	54
3. 6. 1	自動露出制御機構	54
3. 6. 2	AECの問題点	57
3. 6. 3	被写体厚特性の調査	58
3. 6. 4	被写体厚特性の調査結果	66
3. 6. 5	AECへの応用	68
3. 7	まとめ	69
	第3章の参考文献	72

第4章 骨密度値を用いた被写体コントラストによる被曝低減

4. 1	はじめに	74
4. 2	画像コントラストと被写体コントラスト	74
4. 3	画像コントラストと骨密度の評価	75
4. 3. 1	使用機器	75
4. 3. 2	各年代の骨密度等価量の測定	77
4. 3. 3	画像コントラストの測定	79
4. 3. 4	各年代の平均骨密度とGA値の関係	81
4. 4	画像コントラストが画像描出能に与える効果	83
4. 4. 1	ハウレットチャートによる評価法	83
4. 4. 2	ハウレットチャートによる画像描出能の検討	85
4. 5	画像描出能の向上率が与える照射線量低減効果	89
4. 5. 1	画像描出能の向上率の調査	89
4. 5. 2	画像コントラストがもたらす照射線量低減効果の評価	91
4. 6	まとめ	93
	第4章の参考文献	94

第 5 章	デジタル腰椎 X 線画像解析による骨粗鬆化分類法	
5. 1	はじめに	95
5. 2	分類手法	96
5. 2. 1	解析手順	96
5. 2. 2	空間周波数解析	97
5. 2. 3	クラスター分析による分類	101
5. 3	解析事例	102
5. 3. 1	対象とする事例	102
5. 3. 2	判定結果	103
5. 3. 3	医師による診断と本手法による骨粗鬆化評価の比較	105
5. 4	まとめ	106
	第 5 章の参考文献	108
第 6 章	結論	
6. 1	本研究で得られた成果	110
6. 2	今後の課題と今後の展望	113
6. 2. 1	今後の課題	113
6. 2. 2	今後の展望	115
	本論文で用いた論文リスト	118
	謝辞	119
	研究業績	120

第1章 序論

1.1 はじめに

1895年にレントゲンによってX線が発見され113年が経過した。X線を利用した放射線技術におけるX線診断装置は、その間にフィルム/スクリーン(F/S)を用いるアナログ方式から、CR(Computed Radiography)、FPD (Flat Panel Detector)、X線CT(Computed Tomography)などを用いるデジタル方式に移行しつつあり、画像診断技術は飛躍的に進歩している。また、コンピュータ支援診断技術や膨大な画像の保管法などに対して、これらのデジタル技術が有効に活用されている。このように、X線診断は医療分野で多大な貢献を果たしているが、一方、医療被曝によるリスクを伴うため、放射線量に関しては十分な注意が要求される。

一般に、アナログ方式の一般X線撮影では、一定のフィルム濃度を得るためのX線量である「絶対線量」を照射するX線量の基準量としている。ここで、絶対線量とは、図1.1に示すように、フィルムと増感紙(スクリーン)の組み合わせなどの相対感度によって決まるX線量のことである。このフィルムと増感紙の組み合わせは、横軸に露光量、縦軸に写真濃度とした特性曲線⁽¹⁾により表すことができ、それぞれ違った組み合わせの相対感度の指標となる。例えば、図1.1のAの特性曲線において、写真濃度1.0が必要であれば、比露光量は約18必要となる。Bの特性曲線において、写真濃度1.0が必要であれば、比露光量は、約30必要となる。

一方、デジタル方式の一般X線撮影では、コンピュータ処理により画像を適正濃度に調整することができるため「絶対線量」という概念はない。また、デジタル方式では、照射するX線量を大きくするほど信号対雑音比(SNR: Signal-to-Noise Ratio)が高くなり画質が良くなる傾向がある。そのため高画質を得るためにアナログ方式以上に多いX線量を用いた一般X線撮影が行われており、被検者に無用な被曝をさせているという現状がある⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾。X線CT撮影においても、診断の目的や体格に応じて撮影条件を変更せずに、一定のCT値(1.1式)として出力できるため、絶対線量という概念はなく、デジタル一般X線撮影と同様なことが言える。

$$\text{組織の CT 値} = 1000 \times \frac{\mu(\text{組織}) - \mu(\text{水})}{\mu(\text{水})} \quad \text{— (1.1)}$$

ただし、 $\mu(\text{組織})$ ：組織の X 線吸収係数， $\mu(\text{水})$ ：水の X 線吸収係数

X 線診断装置は、アナログとデジタルから、さらに図 1.2 に示すように細かく分類されている。本論文で取り扱う対象装置は、デジタル X 線診断装置である X 線 CT 装置と X 線一般撮影装置である(図 1.2 の緑色部分)。さらに、本論文で検討する部位(図 1.2 の赤字)としては、X 線 CT 撮影では、放射線感受性の高い水晶体を含めた頭部と生殖腺を含めた腹部(上腹部～骨盤)を対象とする。デジタル X 線一般撮影では、X 線 CT 撮影の腹部の検討で利用した回帰分析の成人用データを応用することとしたため、検討部位は生殖腺を含めた腹部(上腹部～骨盤)・腰椎正面と照射線量の多い腰椎側面を対象とする。

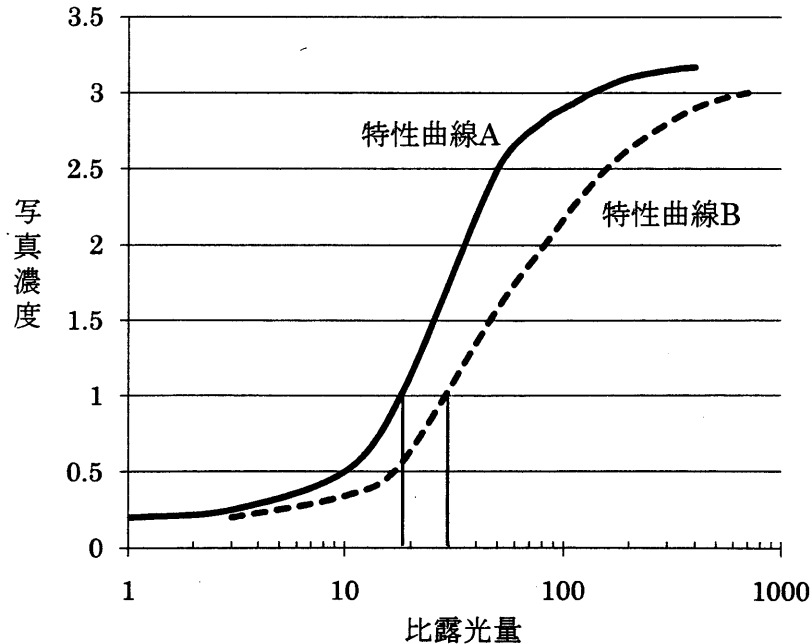


図 1.1 相対感度の違いによる特性曲線

Fig.1.1 Characteristic curves by the different relative sensitivity.

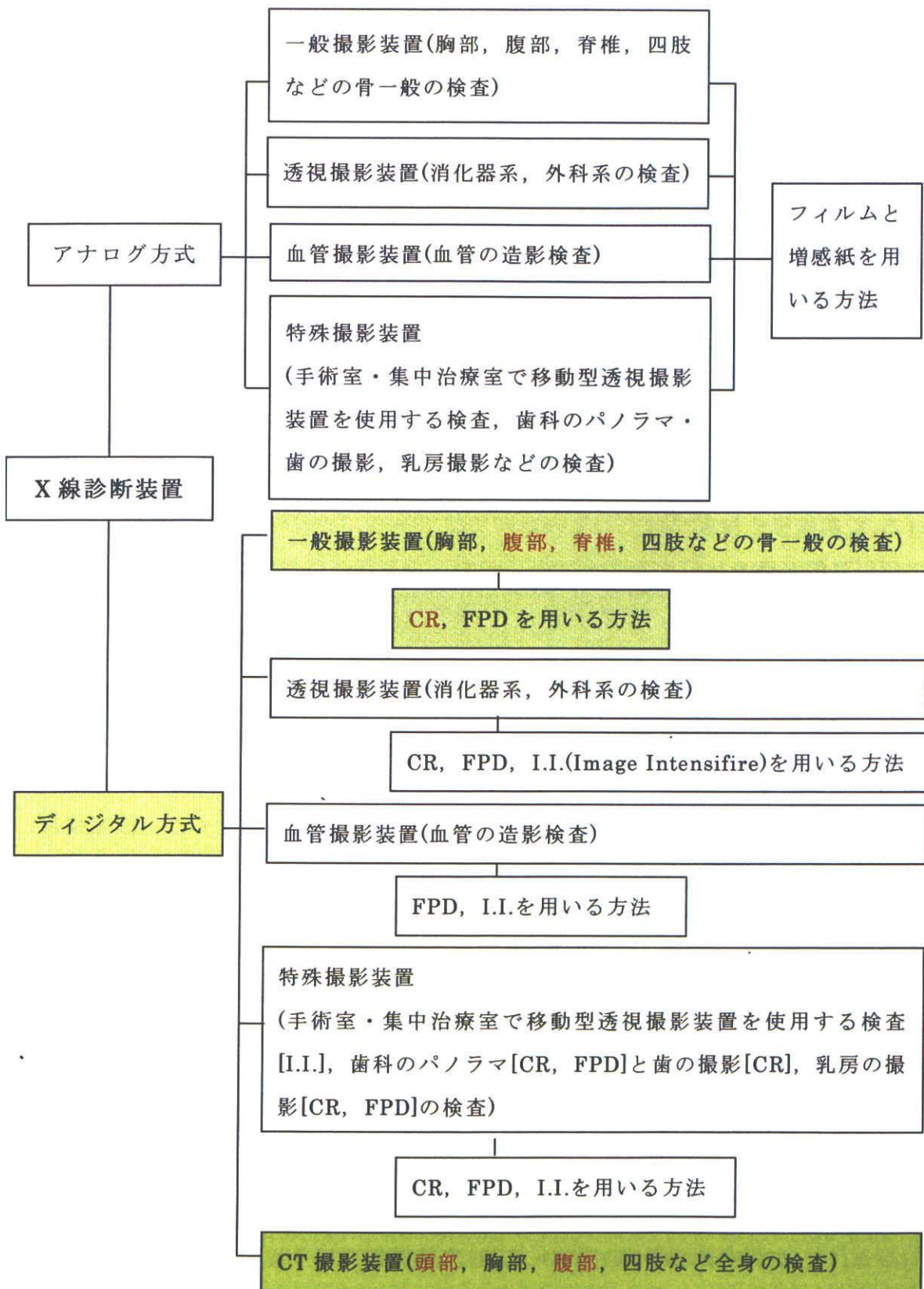


図 1.2 X線診断装置の分類

Fig.1.2 Classification of Diagnostic X-ray System.

放射線被曝には、職業被曝、医療被曝、公衆被曝がある。医療被曝は被検者自身が診療において受ける被曝を指す。また、被検者の付き添い、介護人が承知のうえで自発的に受ける被曝や生物医学的研究グループの一部として志願者が受ける被曝も含まれる。

医療における放射線の利用は、診断と治療がある。診断領域では、20～50keVのX線を利用する領域と80～400keVの γ 線・X線を放出する放射性同位元素、511keVの γ 線(消滅放射線)を放出するポジトロン核種を利用する核医学領域がある。治療領域では数MeV～数10MeVのX線、200～300MeVの陽子線・重粒子線を利用する外部照射と0.6～1.5MeVの β 線、0.1～1.3MeVの γ 線を利用する内部照射があり、癌などを治療する放射線治療領域がある。医療で被検者の放射線被曝が問題となるのは、放射線診療で一般的に行われる、確率的影響(1.4で詳述)を受けるX線撮影や核医学検査などの診断領域である。放射線治療領域では、放射線の利用目的が癌を治療することであるので、放射線被曝は問題とされない。

放射線防護体系は、「行為の正当化」「防護の最適化」「個人線量限度」の原則に基づいて構築されている。しかし、「医療被曝」では原則として、必要があればいくらかでも高線量の放射線を照射することが可能とされ、「行為の正当化」「防護の最適化」のみが適用される。「行為の正当化」とは、放射線被曝を伴うどのような行為も、それにより被曝する個人・社会に対して、放射線による障害より便益の方が大きい場合にのみ採用されることを意味する。「防護の最適化」は、診療情報および治療効果を確保しつつ、被曝線量の合理的低減を図ることを意味する。このことをALARA(as low as reasonably achievable)という⁽⁵⁾。

放射線診断において、医師より「行為の正当化」が示され、診療放射線技師(放射線技師)により「防護の最適化」が行われることが放射線防護体系の最大目標となる。「防護の最適化」を行うには、撮影条件を適正に設定する必要がある。それには撮影する部位、体型、体厚などによって、管電流・管電圧・照射時間を変化させる必要がある。例えば、腹部・腰椎X線撮影を行う場合、個人それぞれの腹厚によって、適正なX線量(適正線量)で撮影するために撮影条件を変化させなければならない。

しかし、デジタル方式での腹部・腰椎X線撮影を行う場合において、自動露出制御機構(AEC: Automatic Exposure Control)^{(6)~(8)}(第3章に詳述)や腹厚計(図1.3)などを使用しないで、目測で腹厚を推定して撮影条件の設定をするなど、必ずしも適正な撮影がなされていない現状がみられる。実際、愛知県放射線技師会保

健物理研究班の平成15年の調査では、アンケートを行った放射線技師の35.2%がそのような状況で撮影を行っている。放射線技師が勤務していない施設も含めるとその割合はさらに高くなることが推測される。また、X線CT撮影においても、現在、わが国で使用されている全CT台数の約60%を占める従来のシングルスライス方式の装置には、線量低減技術は装備されていない。これらの装置では、個々の被検者に対して適正線量で撮影されていないことが懸念されている。このようにデジタル方式による診断X線撮影において、「防護の最適化」が行われているかどうか、多くの問題点や課題が残されている。

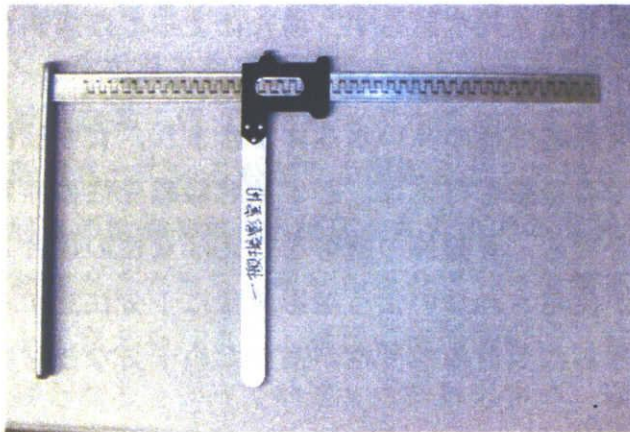


図 1.3 腹厚計

図 1.3 Measure of abdominal thickness.

1. 2 X線CT撮影における現状と問題点

近年、X線CTの撮影方式はシングルスライス方式からマルチスライス方式⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾(第2章に詳述)に移行していく傾向にある。それに伴って3D技術、線量低減技術(Real EC, Adaptive mA, Auto dose, CARE dose など^{(11)~(13)})、膨大な画像データを処理・保管する技術などが有効に活用されつつある。特に線量低減技術には被検者の被曝低減に大きな期待が寄せられている。線量低減技術は、(1)被写体サイズ(2)スライス位置(3)スライス断面形状の3点について、撮影時に管電流の自動設定により適正化が図られ、被検者の被曝を低減する技術である。これによりオペレーターの勘や経験に頼ることなく、常に安定した画像を得ることができる。

つまり「防護の最適化」を図る上で重要な技術である。しかし、わが国の X 線 CT 装置の約 60%が従来式のシングルスライス方式であり、それらには上述したような線量低減技術は装備されていない。これら装置の CT 撮影では、オペレーターの勘や経験に頼っており、個々の被検者に対して適正線量で撮影されているか疑問である。

X 線 CT では、アナログ方式の一般 X 線撮影のように絶対線量という概念はなく、診断の目的や体格に応じて撮影条件を変更せずに、一定の SNR が保たれていれば、CT 値として出力できるという利点がある。そのため、頭部の大きさ、腹部の厚さが変化した場合でも、一定の撮影条件で撮影されており、きめ細かい適正な撮影条件の設定があまりなされておらず、場合によっては過剰な線量が使用されていることが懸念されている。

頭部撮影時には、放射線感受性の高い水晶体が含まれ、女性被検者の腹部検査では、上腹部～恥骨までの撮影を行えば、必ず放射線感受性の非常に高い生殖腺が含まれる。男性の場合でも、骨盤部の撮影を行えば女性の場合と同じことが言えるので、過剰な線量が使用されないよう撮影線量に十分注意する必要がある。特に小児においては、さらに放射線感受性が高いため十分な注意を払う必要がある。

前述したように線量を決定する要因と方法について課題がある。その解決法として、適正線量で頭部・腹部 X 線 CT 撮影を行うために、被検者の身長と体重から得られた体格指数より頭部・腹部の周囲長または断面積を精度良く推定し、その推定値から撮影条件の設定を行う方法などの被曝線量低減技術が必要である。

1. 3 デジタル一般 X 線撮影における現状と問題点

1. 1 で述べたように近年 X 線撮影技術は、増感紙・フィルムを用いるアナログ方式から CR(第 3 章に詳述)や FPD(第 3 章に詳述)などを用いるデジタル方式に移行していく傾向にある。CR, FPD は、AEC とともに X 線撮影台に設置されており、デジタル撮影の代表的な技術である。AEC は、腹部・腰椎 X 線撮影において、常に適正な露出量で撮影するために必要な装備機器となっている。

現在使用されている AEC には、被写体厚が標準体の場合は、安定した適正な露出量が得られ、被写体厚が標準体に比べてかなり厚い場合やかなり薄い場合、適正な露出量から逸脱してしまうという被写体厚特性(図 1.4)がある。この適正な露

出量から逸脱してしまうという特性を補正するために自動露出の濃度制御を段階的(7~9 段階)に増減できる濃度調節機構が組み込まれている。この機構は、痩せた人(腹厚の薄い人)ではAECより撮影タイマーが短くなるように3~4段階、太った人(腹厚の厚い人)ではAECより撮影タイマーが長くなるように3~4段階調整することにより、CRのIP (Imaging Plate)やFPDに到達するX線量を一定にする仕組みである。この機構の各段階の設定量は、各施設で任意に設定できるようになっており、増減の幅が一般的に±15~20%と大きい。また、放射線技師、医師の経験的な勘による濃度調節機構の設定と相俟って、正確な撮影条件の設定ができないのが現状である。そのためAECの被写体厚特性が強い(適正露出量からの逸脱度が大きい)領域に位置するX線量制御は、痩せた被検者や太った被検者に対して定量的でなく、撮影者が異なった場合などは再現性のないものになっている。したがって、経験的な勘に頼ったマニュアルで設定する濃度調節機構の使用は、常に適正線量が照射されているかどうか問題点として残される。

女性被検者の腹部の検査では、上腹部~恥骨までのX線撮影を行えば、X線CT撮影と同様に生殖腺が含まれる。男性の場合でも、骨盤部の撮影を行えば、女性の場合と同じことが言える。また、腰椎の側面撮影は、被写体厚が著しく大きくなり大線量が必要となる。よって前述した撮影も含め、過剰な線量が使用されないよう撮影線量に十分注意する必要がある。

今回の研究の対象とした腹部・腰椎のデジタルX線撮影に対して、常に適正線量でAECを使用するには、被写体厚特性の強い領域に位置する痩せた被検者や太った被検者の腹厚を精度良く推定し、被写体厚特性を補正する方法を考案する必要がある。

また、上記方法に加えて、人体の骨密度の変化⁽¹⁴⁾⁻⁽¹⁶⁾による被写体コントラストが、画像コントラストとしての画像描出能に影響を与えていることに着目するなど、デジタル撮影の利点を生かした被検者の被曝線量をさらに低減するなどの方法も必要である。

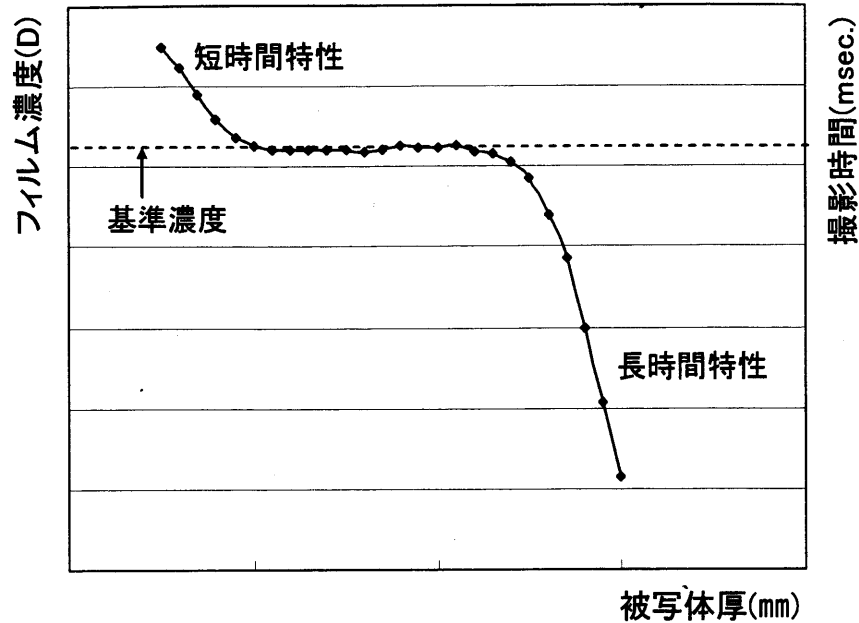


図 1.4 自動露出制御機構の被写体厚特性

Fig.1.4 Radiographic subject characteristic of AEC.

1. 4 診断 X 線撮影領域における被曝低減の必要性

放射線の影響は、図 1.5 のように身体的影響と遺伝的影響に分けられる⁽¹⁷⁾。身体的影響は、放射線を浴びた本人に現れる影響で、放射線被曝をして直ぐ現れる急性障害と時間が経過してから現れる晩発性障害とがある。後者のうち、身体的影響としての癌や白血病、遺伝的影響としての遺伝病は確率的影響である。一方、皮膚の紅斑、脱毛、不妊、白内障などは、影響に対してしきい値を持つ確定的影響である。この分類の中で、本研究で使用した診断領域 X 線における放射線の影響は、身体的影響・遺伝的影響の確率的影響である。

診断 X 線撮影においては、確率的影響をコントロールするために医療被曝ガイドライン(低減目標値)が示されている。国際放射線防護委員会(ICRP: International Commission on Radiological Protection) Publication 60 の線量拘

束値の考え方に対応して、1996年に国際原子力機関(IAEA: International Atomic Energy Agency)が SAFETY SERIES No.115⁽¹⁸⁾で、医療被曝のガイダンスレベルを発表した。ここには X 線診断における線量と核医学における投与量のガイダンスレベルの値が示されている。日本では、日本放射線技師会が「医療被ばくガイドライン(低減目標値)」⁽¹⁹⁾を示している。これらはいくまでも目標とするべき数値であって、規制に用いられるものではない。X 線診断における代表的な部位の IAEA のガイダンスレベルと日本放射線技師会のガイドラインを表 1.1 に示し、今回の研究で対象とした部位の低減目標値にはアンダーラインを引いた。

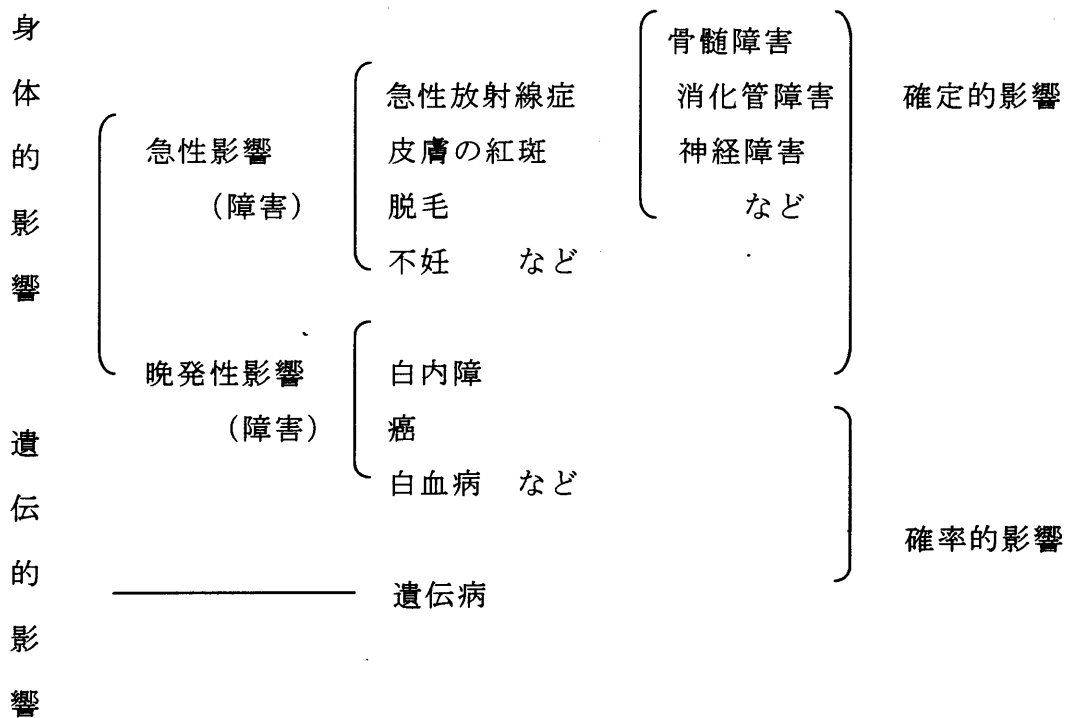


図 1.5 放射線の人体への影響

Fig.1.5. Influence to a human body of radiation.

表 1.1 X線撮影におけるIAEAのガイダンスレベルと
日本放射線技師会の医療被曝ガイドライン(低減目標値 2006)

Table 1.1 The guidance level of IAEA and the medical exposure guideline(2006)
of The Japan of Radiological Technologists in X-ray Photography.

(低減目標値 2006)

撮影部位 (撮影方向)	IAEA ガイダンスレベル 入射表面線量(mGy)	日本放射線技師会 医療被曝ガイドライン 入射表面線量(mGy)
頭部(正面)	5	3
頭部(側面)	3	2
胸部(正面)	0.4	0.3
胸部(側面)	1.5	0.8
胸椎(正面)	7	4
胸椎(側面)	20	8
腹部(正面)	10	<u>3</u>
腰椎(正面)	10	<u>5</u>
腰椎(側面)	30	<u>15</u>
骨盤(正面)	10	3
股関節(正面)	10	4
X線 CT		CTDIvol(mGy)
頭部	—	<u>65</u>
腹部	—	<u>20</u>

この低減目標値は、国内の調査施設のデータによって四分位法で解析された第3四分位値である。したがって、現実には第3四分位値以上で撮影されている施設が多くあることを示している。そこで、本研究では、「適正線量」を日本放射線技師会の示す低減目標値以下とし、医師による画像診断に支障をきたさない線量、

つまり診療情報を確保しつつ、被曝線量を合理的に低減した線量と定義する。

X線撮影の「防護の最適化」においては、ICRPでは「X線診断の線量低減にはかなりの余地が残されている」⁽²⁰⁾と述べており、同一部位のX線撮影において被検者の被曝線量に大きな差がある。この原因には様々な要因が考えられ、ひとつは、放射線技師が不在の医療施設において、医師、歯科医師が、防護に対して知識および関心を持たないで撮影を行っていることがあげられる。また、フィルム・スクリーンを用いたアナログ方式とCR、FPDを用いたデジタル方式などのX線撮影系の違いによる、撮影線量の違いも考えられる。

施設における放射線診療の線量を把握しないことは、不十分な「防護の最適化」の原因になることになる。現在、施設の放射線診療に用いている放射線による被曝線量が、他の施設と比較して高いか低いか、高ければもっと低減できるものか、ガイドライン以下なのかどうかを知ることは、「防護の最適化」を図るうえで重要である。また、ガイドライン以下で撮影線量を設定できる工学的支援も非常に重要である。このようにX線撮影を行ううえで「防護の最適化」を図ることは、被曝低減を可能にし、さらに確率的影響を低減することになる。

1.5 医療分野における画像工学の役割

医用画像はアナログX線画像に始まってデジタルX線画像へと、また、多種多様なモダリティの画像へと変遷を成し遂げてきている。この潮流の中で、医用画像工学の観点からすると、画像の基本的な性質の理解や評価⁽²¹⁾、情報技術(IT: Information Technology)を使用した画像の保存・圧縮・通信を行う技術、画像処理と画像分析で支援診断をする技術などが注目される。

デジタル画像の基本的な性質は、空間周波数などの微細部情報、量子化レベルの階調、ラチチュードやガンマ(特性の傾き)などの階調特性、電子システムの外部の電氣的な要因で発生する外来雑音や入力光子が吸収されるときにおきる量子雑音などがある。

画像の評価としては、物理的評価と視覚的評価がある。物理的評価としては、画像情報を表示する場合の画面サイズ(マトリクスサイズ)などの画面条件、画像の解像度・階調・色調・鮮鋭度・SNRなどがある。視覚的評価としては、画面観察時の距離の調節、画面サイズによる情報受容特性や臨場感のような心理的効果に関する視野・情報探索運動、観察者の分解能である視力、明暗情報の弁別能力、

色情報の識別能力、視覚の空間周波数(MTF: Modulation Transfer Function)特性、視覚の時間・時空間周波数特性などがある。

情報技術(IT: Information Technology)を使用した画像の保存・圧縮・通信を行う技術、画像処理と画像分析で支援診断をする技術としては、下記のような応用がある。

情報技術を使用した画像の保存・圧縮・通信を行う技術の進歩は秒進分歩で、医用画像の利用は様々な形として利用されている。例えば、被検者のデジタル X 線撮影が終了すると、医用画像システム(PACS: Picture Archiving and Communication System)により院内配信ができるようになり、院内のどこでも画像閲覧することが可能である。さらに、インターネット技術を用いて、専門医の勤務しない施設や離島の施設から専門医の勤務する施設へ画像転送を行ったり、医用画像を専門医の携帯電話に転送し治療方針を仰ぐことが可能である。

携帯電話の応用⁽²²⁾としては、医師が施設か自宅に不在で移動中であることを想定し、通信速度を考慮した非可逆性圧縮の頭部 CT の医用画像(JPEG ファイル)をパーソナルコンピュータ→携帯電話(A)→携帯電話(B)→PDA(Personal Digital Assistant)経由、または携帯電話(A)→インターネット→携帯電話(B)→PDA 経由で転送し表示させる方法がある。

医用画像転送の方法は、ハードが固定された状態がほとんどであり、医師が施設か自宅にいる時に限られることが多い。しかし、この方法により、移動中の専門医へ医用画像の転送が実際に行われるようになれば、救急医療に役立てる事ができ、さらに高い実績をあげる事ができると考える。

画像処理と画像分析で診断支援をする技術としては、医師の経験や知識不足を補うために、デジタル画像の持つ情報を、コンピュータを用いて分析し、この分析結果を基に補助的な画像診断を行うコンピュータ診断支援(CAD: Computer-Aided Diagnosis)⁽²³⁾に利用されている。

CAD は、コンピュータによる画像解析の情報を画像診断医に対する補助的意見として提供することにより、画像の診断精度を向上させ、診断のバラツキを減少させる技術である。また、診断時間が短縮されることにより、診断業務の効率化に寄与できる可能性も期待されており、世界中で研究されている。臨床では、胸部、乳房の CAD が実用化され成果を上げている。その他の CAD としては、頭部 MRI 画像によるラクナ梗塞や脳血管の動脈瘤の自動検出、腹部 CT 画像による腹腔内出血の自動検出などが開発中である。

骨粗鬆症の診断は、医師による骨粗鬆化評価(定性)と測定装置による骨密度測定(定量)によって行われる。骨粗鬆化評価の CAD に関しては、アナログ・デジタル前腕骨、踵骨 X 線画像を対象とした研究はあるがまだ実用化はされていない。しかし、骨粗鬆化評価は、医師によってアナログ・デジタル脊椎(胸椎・腰椎)X 線画像を使って診断することとガイドライン⁽²⁴⁾に示されているので、前腕骨、踵骨ではなく、デジタル脊椎 X 線画像による CAD の開発が必要である。さらにこの脊椎 X 線画像によって骨密度値が測定されるようになれば、骨密度測定装置で測定を行う必要がなくなる。今後わが国では、骨の退行性による骨粗鬆症の患者数が一段と加速すると予測されている。このことは骨粗鬆症の予防や治療は医学の立場からも重要な問題であり、社会全体の問題でもある。したがって、骨粗鬆症に関する CAD の開発は重要な課題といえる。

上記に示したこのようなデジタル医用画像の利用は、デジタル医用画像に対して工学的手法を用いて、画像処理、画像分析、画像情報技術の応用などを行うことにより医療に大きく貢献している。

1. 6 本研究の目的と概要

前述のようにデジタル方式では、X 線量を上げていくと図 1.6 に示すように雑音等価量子数(Noise Equivalent Quanta : NEQ)⁽²⁵⁾は良くなり画質は向上する。NEQ は、照射線量の寄与も含めた絶対的な画質レベルの指標として使用される。本論文は、画質の向上と被検者の被曝線量とのトレードオフという問題に焦点を当て、回帰分析、画像解析、ファジィ推論などを用いて、頭部・腹部 X 線 CT 撮影、デジタル腹部・腰椎 X 線撮影の撮影線量を適正化することで被検者の被曝を最小限にし、かつ診断率を向上させる画像の応用法に関する一連の研究をまとめたものである。

本研究は、デジタル方式の撮影法における撮影線量の適正化を目指し、

- (1) X 線 CT 撮影の問題点について回帰分析を用いて適正線量で撮影する方法を提案する。さらに CT 撮影の撮影条件設定より詳細な設定が必要である腹部・腰椎 X 線撮影について、回帰分析、画像解析、ファジィ推論手法を用いて適正線量で撮影する方法を提案する。
- (2) 適正線量で撮影された腰椎側面 X 線画像の画像解析を行い、骨粗鬆症のコンピュータ支援診断に応用するための骨粗鬆化分類方法を提案する。

(3)平成 16 年に発表された医療被曝のリスクに関する LANCET の論文⁽²⁶⁾では、わが国の診断 X 線撮影頻度が推定され、癌起因リスクの推定値は他の先進 13 カ国では 0.6%~1.8%の範囲であるのに対し、日本では 3.2%であったと報告している。その診断 X 線撮影(X 線 CT 撮影、腹部・腰椎 X 線撮影)において、撮影頻度が増加する傾向の中、適正線量で撮影することで癌起因リスクを減少させることを目的としている。

これらは放射線医療において「防護の最適化」を図る上で、診療情報を確保しつつ、被曝線量の合理的低減を可能にし、医用画像工学、ファジィ工学、統計学が医療に貢献できることを示している。

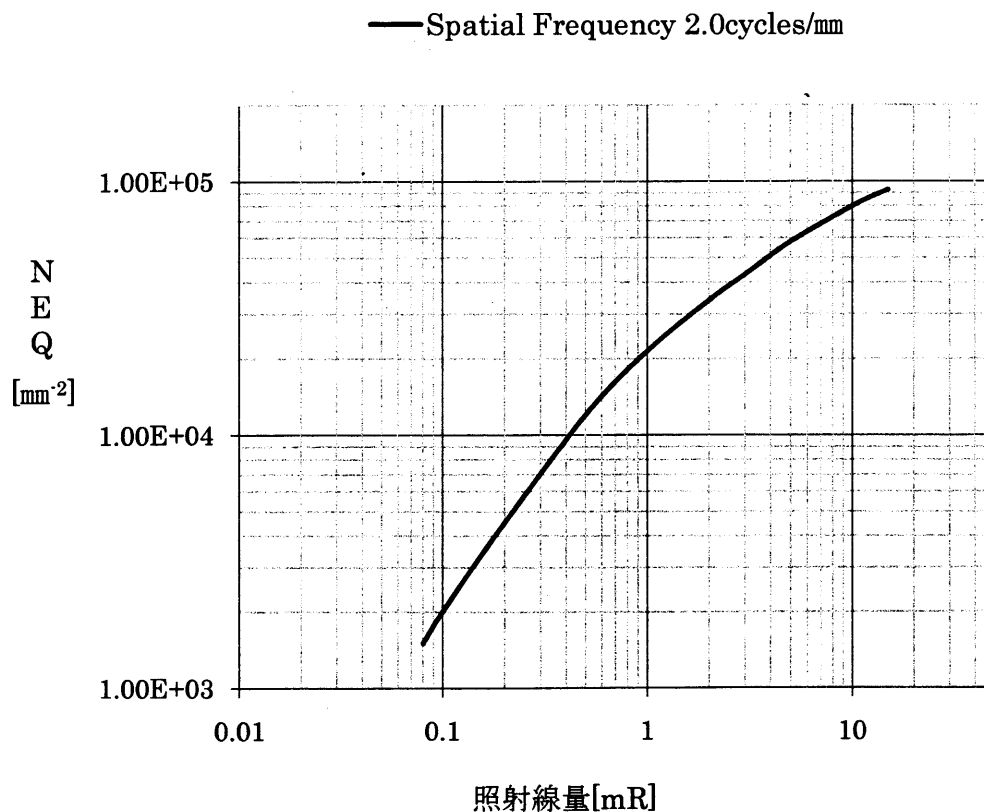


図 1.6 FCR システムの NEQ の測定例(イメージングプレート ST-III type)

Fig.1.6 Measurement example of NEQ of FCR System.(Imaging plate ST-III type)

本論文は、本章を含め6章から構成されている。以下にそのフローチャート(図1.7)と第2章～第6章までの概要を記す。

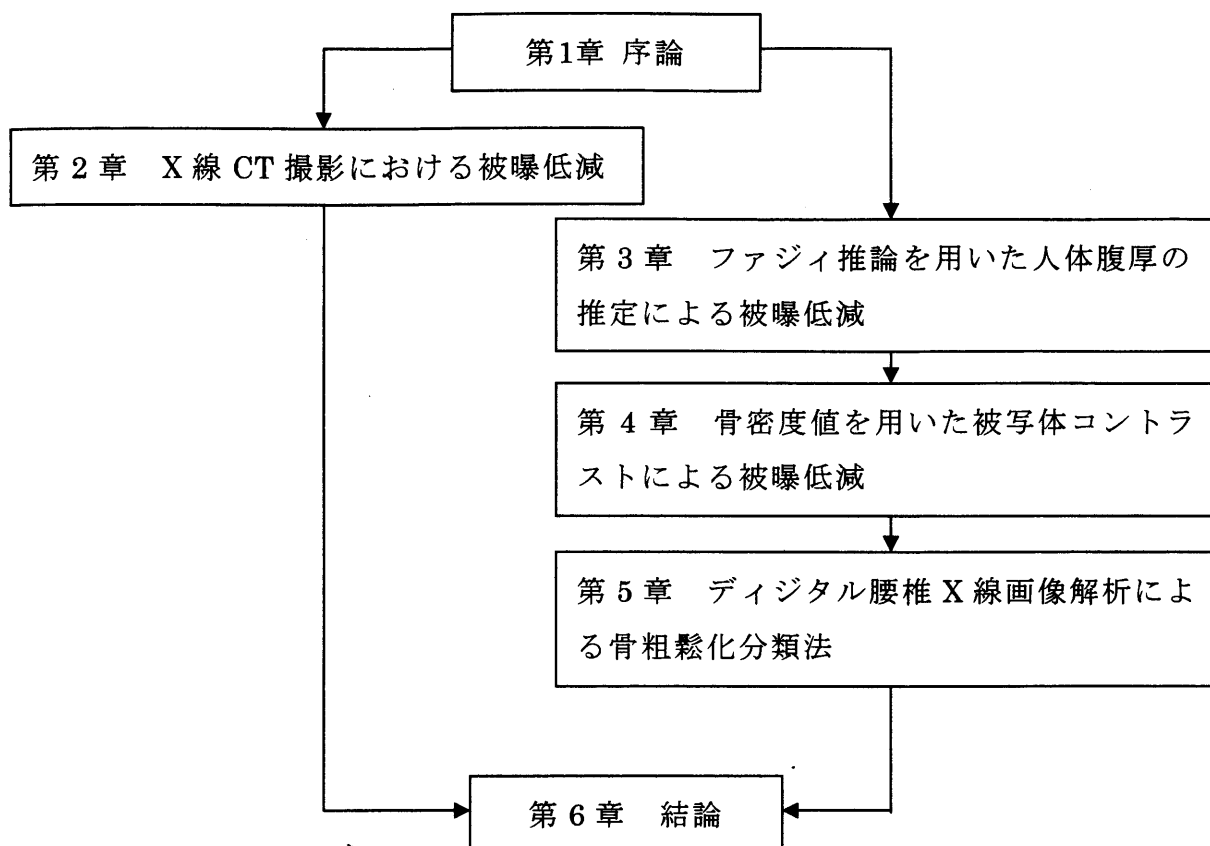


図 1.7 本論文の内容を示すフローチャート

Fig.1.7 Flowchart showing content of this thesis.

第2章では、デジタルX線診断装置であるX線CT撮影装置において、適正線量で撮影する方法について述べる。

線量低減技術が装備されていないX線CT装置において、まず風船に水を入れたファントムを頭部・腹部とみなし、様々なサイズで作製された水ファントムの周囲長、断面積ごとにCT撮影を行い、CT値によるSD(Standard deviation)をパラメータとし適正線量の調査をする。次に頭部CT撮影においては、被検者から得られた頭部の周囲長と調査した適正線量より適正撮影条件を求める。また、腹部CT撮影においては、被検者から得られた身長と体重より求められる体格指数により被検者の腹部断面積の推定をし、その断面積と調査した適正線量より適正撮影

条件を求める。このように線量低減技術が装備されていない X 線 CT 装置で、ルーチン検査を行う個々の被検者に対して、適正な撮影条件を設定する簡易的な方法について提案する。

第3章では、デジタル X 線診断装置である、AEC を用いたデジタル一般 X 線撮影装置において、デジタル方式の欠点と AEC の被写体厚特性を補正し、ファジィ推論を応用した、適正線量で撮影する方法について述べる。まず成人被検者の身長と体重から計算される肥満度(OI: Obesity Index)、体格指数(FI: Frame Index)と被検者の腹部(正面・側面)より相関係数を求め、その中から最も良い相関を示した指数を正面・側面ごとに選択する。さらに相関係数を向上させるためにファジィ推論を応用し、適正線量で X 線撮影を行うための条件設定に必要な腹厚の推定をする方法を提案する。

次に撮影線量を上げていくと、SNR が良くなり画質は向上するが、被検者の被曝線量が増加するという問題点に対し AEC を応用する。その AEC の持っている被写体厚特性の補正法に対して、上記のファジィ推論によって得られた腹厚を応用する方法を提案する。

第4章では、デジタル一般 X 線撮影において、人体の骨密度の効果による被写体コントラストの画像コントラストが画像描出能に影響を与えることについて調査する。骨密度が変化すると画像描出能も変化し、画像描出能が変化した分、X 線量も増減するという効果を利用した、被検者の被曝線量低減を図る方法について述べる。特にこの骨密度の効果は、放射線の感受性が高い 20~40 歳の青年層ほど大きく、放射線診療における被曝線量低減に大きな意味を持つと考える。

第5章では、適正線量で撮影されたデジタル腰椎側面 X 線画像(DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine)に対して、2DFFT (2Dimension Fast Fourier Transform)を用いて、モニター上の濃度変化に依存しなくて、画像相互間の比較が可能な規格化パワー積分値を求める。その値よりコンピュータによる支援診断として、「原発性骨粗鬆症の診断基準(2006年度改訂版)」に示す脊椎 X 線画像での、骨粗鬆化評価を客観的に行える方法を提案する。

第6章では、本研究により得られた成果のまとめと今後の課題および今後の展望について述べる。

第1章の参考文献

- (1) 立入弘, 稲芭清也, 山下一也, 速水昭宗: 診療放射線技術(上巻)(改定第11版), pp.265-284, 南江堂, 東京, (2004)
- (2) 近藤裕二, 広藤喜章, 才賀 治, 石橋一都: “ガラス線量計による診断領域 X線装置の出力測定およびアンケート調査”, 日本放射線技師会雑誌, Vol.50, No.1, pp.48-56(2003)
- (3) 新開英秀, 東田善治: 診療放射線技術選書 医用画像検査技術学, pp.40-44, 南山堂, 東京, (2002)
- (4) J.Valentin: “Annals of the ICRP Publication 93 - Managing Patient Dose in Digital Radiology -”, ICRP, Stockholm, (2004)
- (5) 社団法人日本放射線技師会: 放射線安全管理の手引き, pp.95-104, 医療科学社, 東京, (2002)
- (6) 岡部哲夫, 瓜谷富三: 放射線診断機器工学(第2版), pp.391-406, 医歯薬出版株式会社, 東京, (2004)
- (7) 日本放射線技術学会: 臨床放射線技術実験ハンドブック, pp.120-129, 通商産業研究社, 東京, (1996)
- (8) 田中仁, 斎藤勲, 山本千秋, 山田勝彦: 新・医用放射線技術実験(臨床編), pp.62-67, 共立出版株式会社, 東京, (2005)
- (9) 辻岡勝美: “マルチスライスCTの原理”, 日本放射線技術学会誌, Vol.56, No.12, pp.1391-1399(2000)
- (10) 辻岡勝美, 松村禎久, 塚越伸介, 他: “マルチスライス CT とシングルスライス CT の性能比較”, 映像情報(M), Vol.32, No.2, pp.78-87(2000)
- (11) 小林謙一, 佐藤眞爾, 豊田昭博, 他: “マルチスライスヘリカル CT における可変管電流制御システム(Real EC)の被ばく線量評価”, 日本放射線技術学会, 放射線防護分科会会誌, No.14, pp.23(2002)
- (12) 工藤正幸: “GE 社製 MDCT Light Speed の最新技術解説”, 日本放射線技術学会誌, Vol.56, No.12, pp.1401-1405(2000)
- (13) 村松禎久, 池田秀, 木村春樹, 他: “CT 用自動露出機構(CT-AEC)の性能評価班報告書”, 日本放射線技術学会誌, Vol.61, No.8, pp.1094-1103(2005)
- (14) 森田陸司, 福永仁夫: 骨粗鬆症と骨塩定量-DXA による骨塩定量-, pp. 14-19, メディカルレビュー社, 東京, (1994)

- (15)厚生省老人保健福祉局老人保健課：老人保健法による骨粗鬆症検診マニュアル，日本醫事新報社，東京，(1995)
- (16)折茂肇，小澤英浩：目でみる骨粗鬆症，メディカルレビュー社，東京，(1990)
- (17)社団法人日本放射線技師会：放射線安全管理の手引き，pp.395-405，医療科学社，東京，(2002)
- (18)Safety Series No.115, “International Basic Safety Standards For Protection Against Ionizing Radiation And For The Safety of Radiation Sources“, IAEA, (1996)
- (19)(社)日本放射線技師会医療被ばくガイドライン委員会編：“患者さんのための「医療被ばくガイドライン(低減目標値)」”，日放技会誌，47(10)，pp.1694-1750(2000)
- (20)日本アイソトープ協会訳：医学における放射線の防護と安全(ICRP Publication 60)，丸善，東京，(1997)
- (21)日本医用画像工学会：医用画像工学ハンドブック，pp.3-87，篠原出版株式会社，東京，(1994)
- (22)近藤裕二：“携帯電話(CDMA 通信方式)とインターネットを使用した緊急医用画像の転送”，日本放射線技術学会雑誌，58(10)，pp.1393-1401(2002)
- (23)岡部哲夫，瓜谷富三：放射線診断機器工学(第2版)，pp.105，医歯薬出版株式会社，東京，(2004)
- (24)折茂肇：原発性骨粗鬆症の診断基準～2000年度改訂版(概要)，Osteoporosis Jpn.vol.9.no1，pp.9-14(2001)
- (25)岡部哲夫，瓜谷富三：放射線診断機器工学(第2版)，pp.81-105，医歯薬出版株式会社，東京，(2004)
- (26)Amy Berrington de Gonzalez, and Sarah Darby：“Risk of cancer from diagnostic X-rays : estimates for the UK and 14 other countries”，The LANCET, Vol. 363, January 31, (2004)

第2章 X線CT撮影における被曝低減

2.1 はじめに

近年、X線CTの撮影方式はシングルスライス方式からマルチスライス方式⁽¹⁾⁽²⁾に移行していく傾向にある。それに伴って3D技術、線量低減技術(Real EC, Adaptive mA, Auto dose, CARE doseなど⁽³⁾⁽⁴⁾)、膨大な画像データを処理・保管する技術などが有効に活用されつつある。特に線量低減技術には被検者の被曝低減に大きな期待が寄せられている。しかし、わが国で現在主に使用されている従来のシングルスライス方式のX線CT装置には線量低減技術はほとんど装備されておらず、これらの装置では個々の被検者に対して適正線量で撮影されていないことが懸念されている。

X線CTでは、アナログ方式の一般X線撮影のように絶対線量という概念はなく、診断の目的や体格に応じて撮影条件を変更せずに、一定のCT値として出力できるという利点がある。そのため、頭部の大きさ、腹部の厚さが変化した場合でも、一定の撮影条件で撮影されており、きめ細かい適正な撮影条件の設定があまりなされていないのが現状で、場合によっては過剰な線量が使用されている。

平成16年に発表されたLANCETの論文⁽⁵⁾の指摘の中には、X線CT撮影が含まれており、その示されたデータの妥当性はともかく、X線CT装置の被曝線量について直視し、被曝低減を実行しなければならない。またX線CT装置の機種、撮影方法などによって被曝線量は、各施設で大きく違っており、施設がどの程度の被曝線量であるか把握しておくことも重要である⁽⁶⁾。近年、線量低減技術が出現し、胸部、腹部などでは適正線量で撮影されるようになってきたが、従来通りの撮影方法で行われている施設はまだ多い。

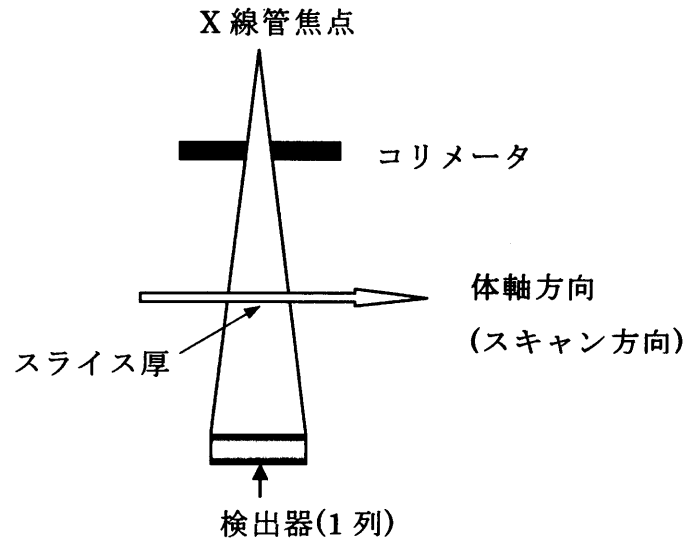
本章では、デジタルX線撮影装置である線量低減技術が装備されていないX線CT装置に対して、ルーチン検査を行う個々の被検者に対して、適正な撮影条件を設定する方法について検討する。頭部CTの撮影条件を被検者から得られた頭部の周囲長および腹部CTの撮影条件を被検者から得られた身長と体重を基に設定する簡易的な方法について述べる。

2.2 シングルスライスCTとマルチスライスCT

シングルスライスCTによるヘリカルスキャン(螺旋状スキャン)が急速に普及してきたが、現在ではマルチスライスCTによるヘリカルスキャンに移行しつつある。ヘリカルスキャンとは、被検者が寝ている撮影ベッドが移動しながら連続して行うスキャンのことをいう。マルチスライスCTはシングルスライスCTと違って、検出器が1列ではなく多列化した装置で、1回のスキャンでより広範囲に短時間で撮影できるCTのことである。図2.1(A)(B)にシングルスライスCTとマルチスライスCTの概念図⁽⁷⁾を図2.2に今回使用した日立社製Radix Turbo シングルスライスCTの外観を示す。

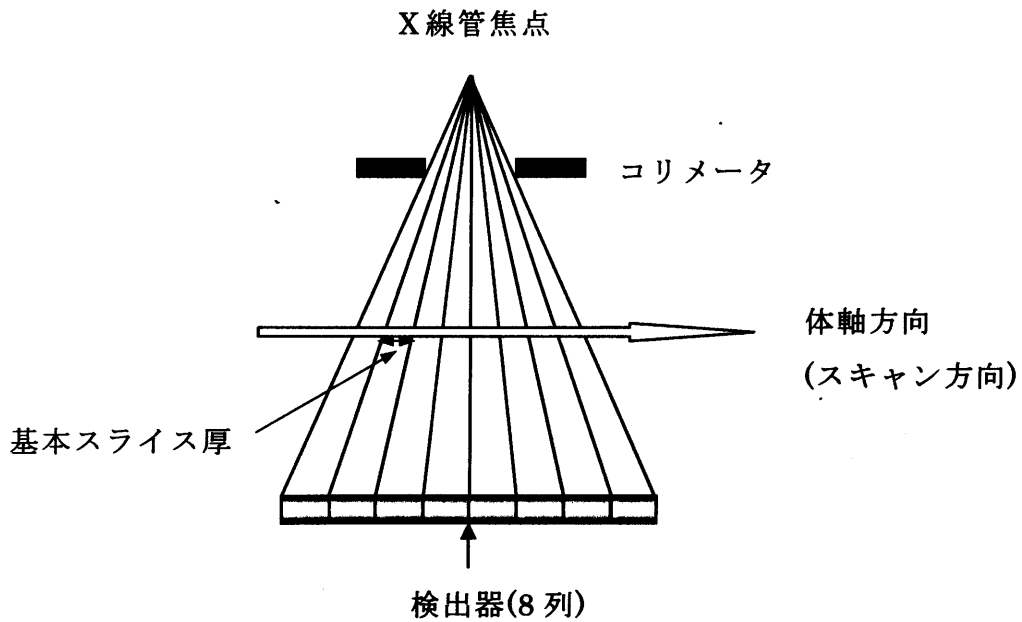
撮影条件自動調節機構は、平成18年あたりから導入されている各社のシングルスライスCTには標準装備されている。それ以前はオプションであり、導入コストが高かったため、ほとんど組み込まれていないのが現状である。マルチスライスCTに関しては標準装備で組み込まれている。この機構は、同じ撮影部位の検査でも被検者の身体の大きさにより、また同じ被検者でも撮影部位によって異なる線量を自動的に適正な撮影線量に制御する線量低減技術である。線量低減技術を胸部～上腹部の撮影に適用したときの概念図を図2.3に示す。被写体のX線の吸収率の変化に合わせてX線管電流(縦軸)が変化し、スライスごとに適正線量で撮影されていることが示されている。この時1回転の撮影時間は一定であるので、管電流の変化により照射線量も変化する。

わが国で稼働しているCT台数の約60%において、自動調節機構が装備されていないシングルスライスCTである。またマルチスライスCTは非常に高価なため中規模病院以上に設置されることが多く、小規模病院、医院、クリニックなどでは、まだシングルスライスCTを使用している施設が多い。



(A) シングルスライス CT

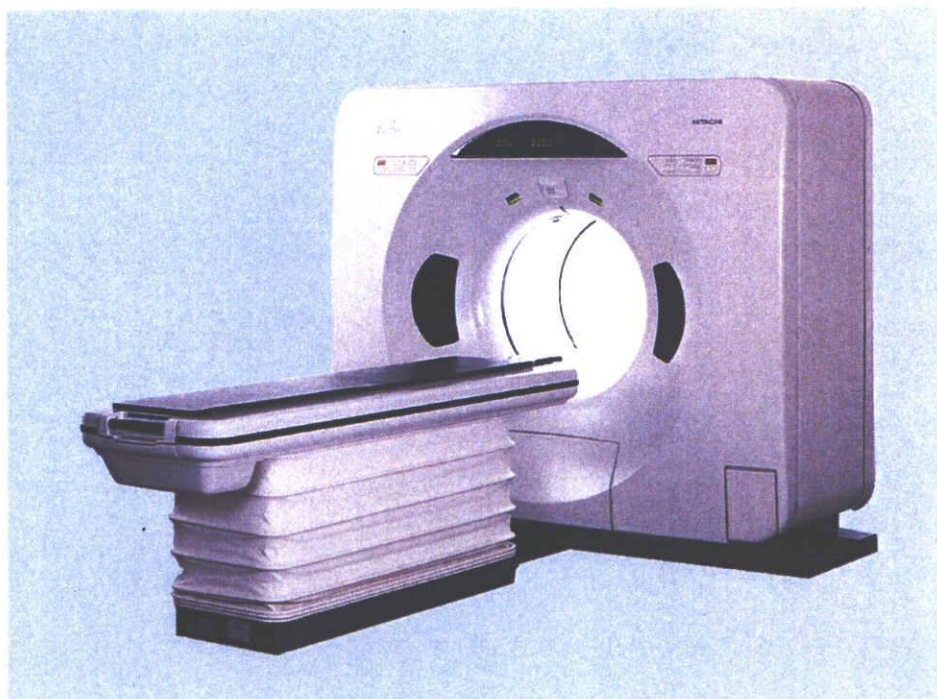
(A) Single Slice CT



(B) マルチスライス CT

(B) Multi Slice CT

図 2.1 シングルスライス CT とマルチスライス CT のスキャン方式
Fig.2.1 (A)(B) Scanning methods of the Single and the Multi Slice CTs.



日立メディコ社製

図 2.2 シングルスライス CT 装置

Fig.2.2 Single Slice CT System

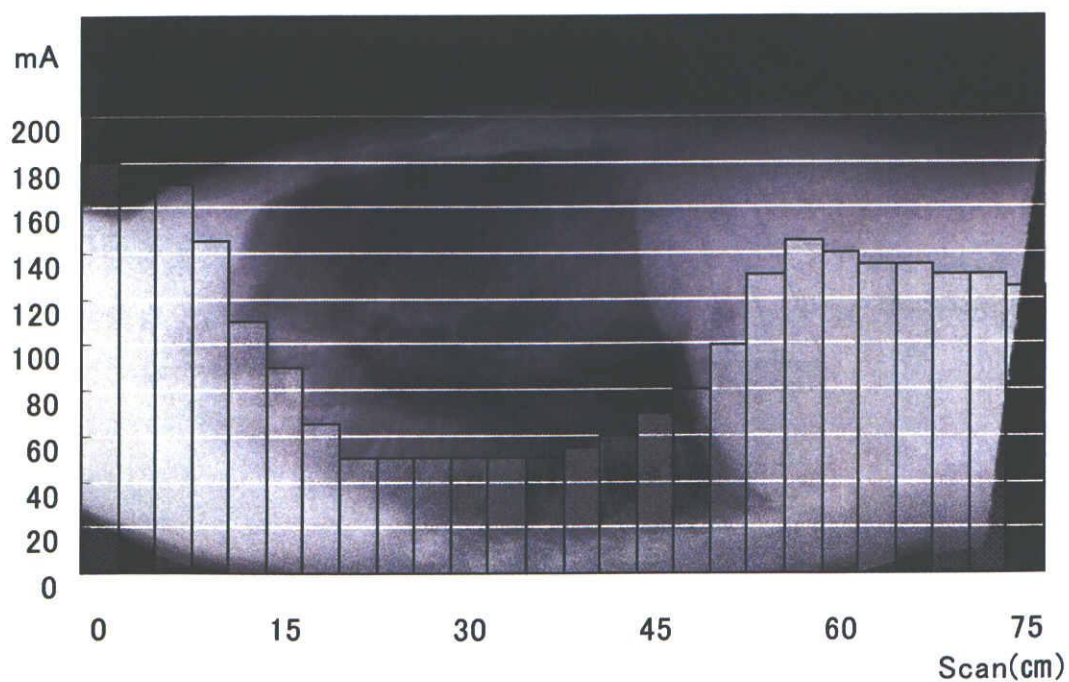


図 2.3 X線CTにおける線量低減技術の概念図

Fig.2.3 Diagram to illustrate the reduction technique of the dose in X-ray CT.

2.3 頭部用模擬ファントムによる調査

2.3.1 模擬ファントムの円周と電流時間積の関係

人体(被検者)の頭部に対する適正線量を調査するため、円形水ファントムを人体の頭部とみなし、適正線量(電流時間積: mAs)を調査する。

ゴム風船に水道水を入れた、円周の異なる4種類の円形水ファントムを作成する。それを模擬頭部と仮定し、日立社製 Radix Turbo シングルスライス CT 装置(図2.2)にて、電流時間積(mAs)を変化させてそれぞれ3回ずつ撮影する。この時、得られたCT画像のCT値の標準偏差(SD: standard deviation)が約2~4になるよう後述するスキャン条件を設定し撮影を行う。一般的に頭部CT撮影条件は、水ファントムにてSD=3~4になるように設定されている。SDは、関心領域を国際電気標準会議(IEC: International Electrotechnical Commission)の測定条件⁽⁸⁾に従い、断面積の1/10以下(画素数344)で画像の中心部に設定し測定する。この実験のSD測定において、関心領域の画素数が大きくなるとSDは大きくなり、画素数が小さくなるとSDは小さくなるので、IECの測定条件に準拠した方法により測定することが重要である。

撮影された円形水ファントムの画像より円周を求め、円周をパラメータとしたSDとmAsの関係をグラフ化する。円形水ファントムの円周は画像上で直径 r を計測し円周 $=\pi r$ として求める。使用した4種類の円形水ファントムの円周を表2.1に示す。

表 2.1 円形水ファントムの半径と円周

Table2.1 Radius and circumference of circular water phantoms

circular phantom	A	B	C	D
diameter(mm)	180.5	171.3	161.5	151.1
circumference (mm)	562	534	504	471

第2章 X線 CT 撮影における被曝低減

実際の検査において、頭部の断面積のデータ収集は困難なため、この実験での取り扱い、頭部周囲長を仮定した水ファントムの円周だけとした。SD を約 2～4 にするためのスキャン条件は以下の通りである。

スキャン条件：スライス厚 10 mm
時間 2.0sec/回転
電圧 120kV 一定
電流(100mA～300mA)
再構成関数 2
撮影領域(FOV : Field Of View) 210 mm

これら結果より、頭部 CT 撮影において適正線量の撮影条件の設定ができる SD と mAs の関係を考えて行く。

2. 3. 2 調査結果

円形水ファントムの円周をパラメータとした SD と mAs の関係を図 2.4 に示す。同 mAs の時に円形水ファントムの円周が小さくなるにつれて、SD は小さくなり、同サイズの円形水ファントムにおいては、mAs が高くなるにつれて SD は小さくなった。しかし、円形水ファントム B, C, D の SD 間に大きな差はなく、円形水ファントムの円周が 534 mm より小さくなると SD の大きな変化は認められなかった。このように X 線量を上げても SD に変化が少ないことは、X 線量による SNR の向上がプラトーに達していると考えられた。このことからこのサイズでの mAs の変化は SD にあまり影響しないことが判明した。よって小児の頭部を想定した場合、撮影線量つまり mAs をあげてもあまり画質に影響しないので、少ない線量で撮影できることが予想された。

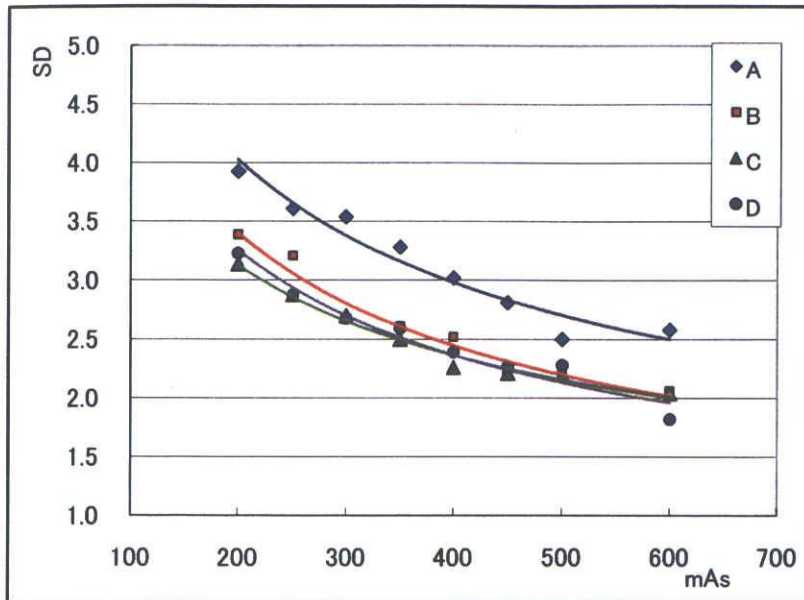


図 2.4 頭部用円形水ファントムのサイズをパラメータとした電流時間積と SD の関係
 Fig.2.4 Graph showing SD (standard deviation) of CT image as a function of mAs (tube current-exposure time product) for circular water phantoms (A~D) simulated human head

2. 3. 3 適正な撮影条件設定

実際の頭部 X 線 CT 検査への応用としては、検査時に被検者の頭部周囲長を測定し、SD の値を決めて図 2.4 のグラフから mAs を読み取り、撮影条件設定を行えば、個々の被検者に対して適正線量に近い撮影条件の設定ができると考えられた。

頭部周囲長は、被検者の頭部を CT 装置のヘッドレストに固定するときに、マジックテープに目盛りを付けるなどの工夫をすれば可能であると考え、円周と mAs の関係だけの検討とした。ただし成人頭部の周囲長は大きな個人差はないので、各施設で SD を決めておいて、図 2.4 に示すような最大円周のファントム(A)の曲線を作成し撮影条件設定を行えば良いと考える。例えば成人頭部で SD=4.0 と設定し FOV 210 mm, 120kV で撮影する場合、図 2.4 より 200mAs の撮影条件となる。

第2章 X線CT撮影における被曝低減

この撮影条件による成人頭部の被曝線量は、鈴木ら⁽⁹⁾による文献より約36mGyであった。このようにして日本放射線技師会が示す、成人頭部のガイドライン以下で撮影する必要がある。

小児頭部の場合も成人と同様に行えば良いと考えるが、図2.4のファントムB, C, Dの曲線のように円周が小さくなるとmAsを変化させてもSDに有意な差がないので、撮影条件設定には注意が必要である。小児頭部の場合は、成人頭部のようなガイドラインがないので、成人頭部のガイドライン以下にすることは当然のことながら、頭部の円周の長さを十分把握して撮影条件を設定し、不必要な線量を照射しないよう十分な注意が必要である。

撮影条件は、フィルタ(実効エネルギーの違い)、距離、再構成関数、FOV、マルチスライスCT装置かシングルスライスCT装置か、ヘリカル撮影かどうかなどの違いにより変化する。よって各施設で実際に使用しているX線CT装置にて、本節(2.3節)に示した測定法によって、周囲長をパラメータとしたSDとmAsの関係をグラフ化しておけば、適正線量に近い撮影条件の設定ができる。

2.4 腹部用模擬ファントムによる調査

2.4.1 模擬ファントムの断面積・周囲長と電流時間積の関係の調査

次に人体(被検者)の腹部の調査を前節の頭部の調査と同様、楕円形水ファントム、を人体の腹部とみなし、適正線量(mAs)を調査する。

ゴム風船に水道水を入れた、断面積・周囲長の異なる8種類の楕円形水ファントムを作成する。それを模擬腹部と仮定し、日立社製Radix TurboシングルスライスCT装置(図2.2)にて、mAsを変化させてそれぞれ3回ずつ撮影する。この時、得られたCT画像のSDが約6~14になるよう後述するスキャン条件を設定し撮影を行う。SDの測定方法は2.3節と同じである。一般的に腹部CT撮影条件は、水ファントムにてSD=8~12になるように設定されている。

撮影された楕円形水ファントムの画像より求めた断面積・周囲長をパラメータとして、SDとmAsとの関係をグラフ化する。楕円形水ファントムの断面積は次式で求める。

$$\text{断面積} = \pi \cdot \frac{r_a}{2} \cdot \frac{r_b}{2} \quad (r_a : \text{短径} \quad r_b : \text{長径}) \quad \text{— (2.1)}$$

周囲長は近似式として次式で求める。

$$\text{周囲長} = 2\pi \sqrt{\frac{1}{2} \left\{ \left(\frac{r_a}{2} \right)^2 + \left(\frac{r_b}{2} \right)^2 \right\}} \quad - (2.2)$$

今回使用した水ファントムの断面は正確な楕円ではないが、楕円に準じるものとした。使用した8種類の楕円形水ファントムの断面積・周囲長を表2.2に示す。SDを約6~14にするためのスキャン条件は以下の通りである。

スキャン条件：スライス厚 10 mm
 時間 1.0sec/回転
 電圧 120kV 一定
 電流 (25mA~350mA)
 再構成関数 5
 FOV350 mm

楕円水ファントムの実際にスキャンした画像の一例を図2.5に示す。

表 2.2 楕円形水ファントムの長径，短径と断面積と周囲長

Table 2.2 r_a , r_b , circumference and cross section of ellipsoid water phantoms.

ellipsoid phantom	E	F	G	H	I	J	K	L
r_a (mm)	206.0	214.4	196.9	180.5	173.7	160.4	154.9	150.8
r_b (mm)	303.0	282.0	270.8	256.8	248.2	231.1	223.3	205.3
circumference (mm)	80	782	739	692	668	621	600	562
cross section (mm ²)	48998	47462	41857	36387	33843	29099	27152	24303

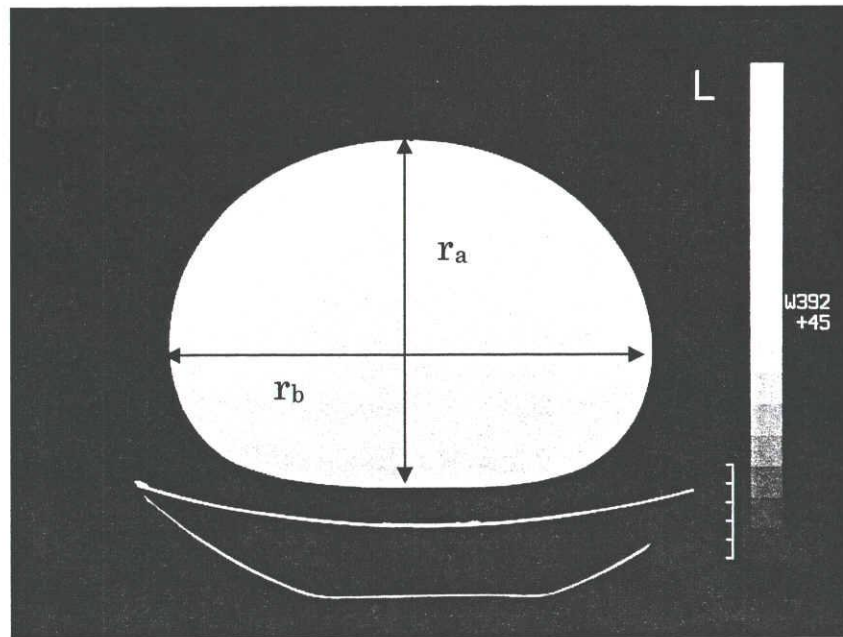
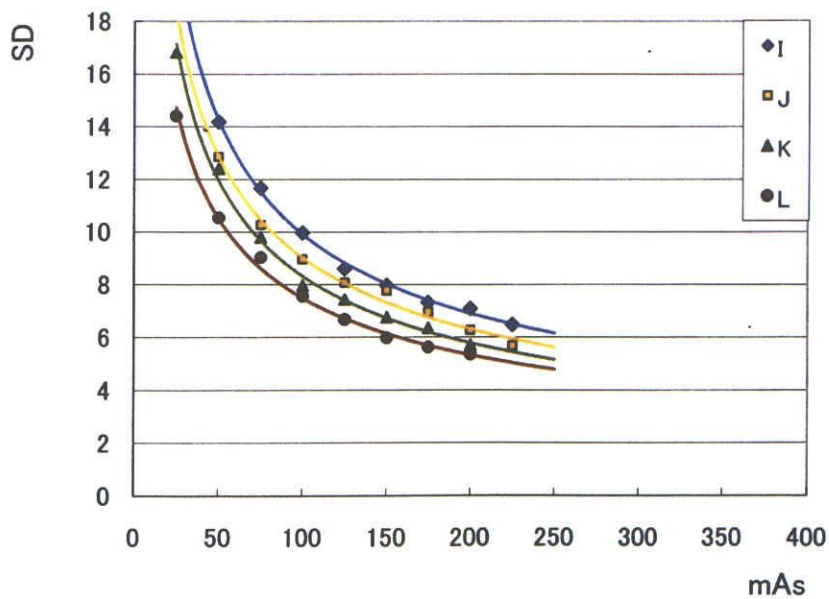
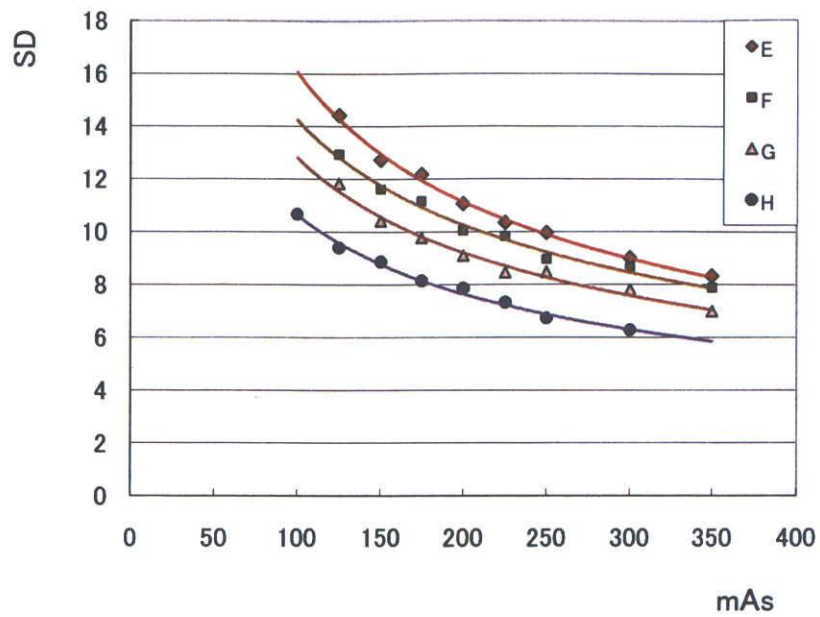


図 2.5 楕円形水ファントムの CT 画像

Fig.2.5 CT image of ellipsoid water phantom simulated human abdomen.

2. 4. 2 調査結果

楕円形水ファントムのサイズをパラメータとした mAs と SD の関係を図 2.6 に示す。同じ mAs の時に楕円形水ファントムのサイズが小さくなるにつれて、 SD は小さくなり、同サイズの楕円形水ファントムにおいては、 mAs が高くなるにつれて SD は小さくなった。また、楕円形水ファントムのサイズが小さくなるにつれて各曲線の間隔は小さくなり、 mAs の変化で SD は大きく影響しなかった。例えば $175mAs$ において、サイズ別の SD の変化を見ると、E-F 間 1.02, F-G 間 1.39, G-H 間 1.62, H-I 間 0.74, I-J 間 0.36, J-K 間 0.61, K-L 間 0.72 となっており、サイズが小さくなると SD の変化量は小さくなる傾向であった。また、ファントム E~H では約 $100\sim350mAs$ の範囲で SD が変化しているのに対して、ファントム I~L では約 $30\sim220mAs$ の範囲で変化しており、ファントムサイズが小さくなるほど少しの mAs の変化により SD が大きく変化することが判明した。このことにより身体の小さい被検者は、撮影線量を大きく下げられるのに対して、その分画質に大きく影響することが考えられる。よって X 線 CT 撮影装置では、一般 X 線撮影装置のように詳細な撮影条件設定ができないので、適正線量にできる限り近づけるような撮影条件の設定を行わなければならない。



2.6 腹部部用楕円形水ファントムのサイズをパラメータとした電流時間積とSDの関係

Fig.2.6 Graph showing SD of CT image as a function of mAs for ellipsoid water phantoms (E~L) simulated human abdomen.

2. 4. 3 腹部の断面積，周囲長と体格指数との相関

名古屋掖済会病院において，今回の実験の趣旨を説明し承諾を得た腹部 X 線 CT 検査，腹部 X 線検査を受けた成人男女 139 名(男性 69 名 平均年齢 47.2 ± 18.0 歳，女性 70 名 平均年齢 59.8 ± 18.7 歳)の腹部の厚さを，前後方向(Frontal，臍の位置)と左右方向(Lateral，Jacoby 線⁽¹⁰⁾より 1~2 cm 上方)について腹厚計を用いて測定した．臍および Jacoby 線辺りを測定部位としたのは，上腹部と下腹部の中心あたりに位置し，測定時の基準として適当であるためである．そして，腹部の断面を楕円形と想定して，(2.1)(2.2)式によりその断面積と周囲長を算出した．

次に，被検者 139 名の身長と体重をパラメータとした次に示す(2.3)~(2.6)式により算出される体格指数⁽¹¹⁾と，先に算出した腹部断面積と周囲長との相関関係を調査する．

- ・ 肥満度(OI : Obesity Index)

$$\text{標準体重} = (\text{身長})^2 \times 22$$

$$\text{肥満度}(\%) = (\text{実測体重} - \text{標準体重}) / \text{標準体重} \times 100 \quad \text{— (2.3)}$$

- ・ 比体重(WHR : Weight to Height Ratio)

$$\text{比体重}(\text{kg/m}) = \text{体重} / \text{身長} \quad \text{— (2.4)}$$

- ・ 体格指数(BMI : Body Mass Index)

$$\text{BMI} = \text{体重} / (\text{身長})^2 \quad \text{— (2.5)}$$

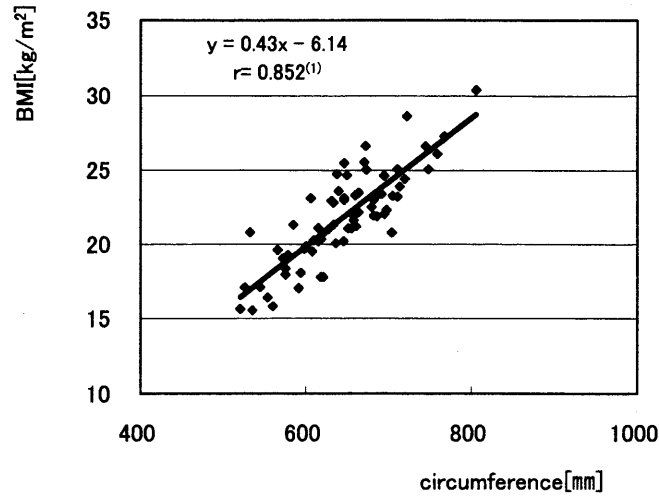
- ・ ローレル指数(RI : Rohler Index)

$$\text{Rohler Index} = \text{体重} / (\text{身長})^3 \quad \text{— (2.6)}$$

ただし，体重は kg，身長は m を単位とする．

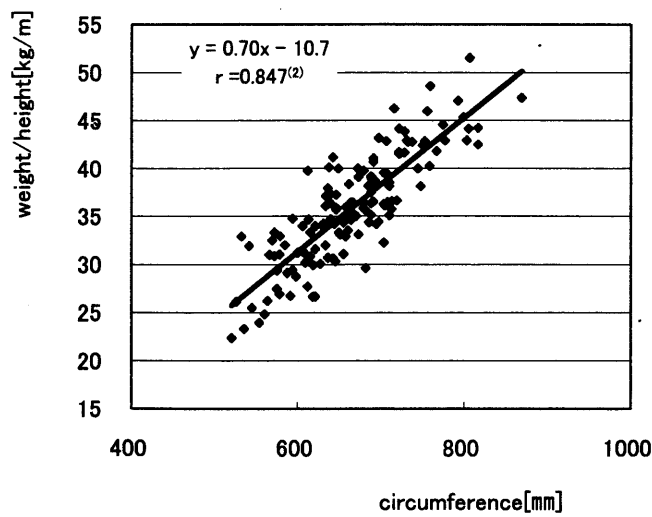
調査した被検者 139 名を，男性，女性，男・女全体の 3 グループに分け，その時の腹部の断面積・周囲長と体格指数を求めた．断面積との相関係数と周囲長との相関係数には大きな差はなく，比体重と BMI が 4 つの体格指数の中では良い相関を示した．その中でも，女性の腹部断面積と BMI との相関係数が 0.852 で最も良く，次に男・女全体の被検者の腹部周囲長と比体重との相関係数 0.847 であっ

た. それぞれの相関図を図 2.7(A)(B)に, すべての相関係数の一覧を表 2.3 に示す.



(A) BMI と女性の被検者腹部の断面積との相関

Correlation between “BMI” and cross section of human body.



(B) 比体重と全体（男性・女性）の被検者腹部の周囲長との相関

Correlation between “WHR” and circumference of human body.

図 2.7 高値を示した相関係数

Fig.2.7 The correlation coefficients which indicated the high value.

表 2.3 被検者の腹部断面積，周囲長と肥満度，比体重，BMI，RI との相関関係
 Table2.3 The correlation coefficients between OI, WHR, BMI, RI and
 cross section, circumference of human body.

	Cross section			Circumference		
	Male	Female	Total	Male	Female	Total
OI	0.794	0.799	0.728	0.793	0.778	0.710
WHR	0.831	0.819	0.831	0.845	0.822	0.847 ⁽²⁾
BMI	0.823	0.852 ⁽¹⁾	0.833	0.829	0.843	0.832
RI	0.729	0.810	0.670	0.725	0.790	0.649
	Male n=69			Female n=70		

(図 2.7(A) : 0.852⁽¹⁾ 図 2.7(B) : 0.847⁽²⁾)

2. 4. 4 mAs と体格指数との関係の調査と結果

2.4.1 項で得られた各サイズの楕円形水ファントムの断面積・周囲長をパラメータとした SD と mAs の関係を求める。その関係と 2.4.3 項で得られた被検者の腹部の断面積・周囲長と体格指数との相関関係の中で高い相関を示し，かつ取り扱いが容易な関係式を用いて，SD をパラメータとした mAs と体格指数との関係をグラフ化する。その結果より腹部 X 線 CT 検査において，適正線量に近い撮影条件を設定する指標を求める。

表 2.3 より，腹部断面積・周囲長と体格指数との相関式の中で，高い相関係数を示し，かつ取り扱いが良い関係は，男・女全体の被検者の腹部周囲長と比体重との相関(相関係数 0.847⁽²⁾)であり，その一次回帰式は次式で示された。

$$y = 0.7x - 10.7 \quad \text{— (2.7)}$$

(x : 腹部の周囲長, y : 比体重)

(2.7)式を使用して腹部周囲長を比体重に換算し，図 2.6 に示した mAs と SD の関係を，SD をパラメータとした mAs と比体重との関係に変換したものを図 2.8 に示す。比体重が大きくなる時 SD を一定に保つには mAs を上げる必要がある。

比体重約 37kg/m 辺りからグラフの傾きが急峻になり, SD を一定に保つには mAs を大きく上げなければならなかった. 特に SD=8 においては顕著にその傾向が強かった.

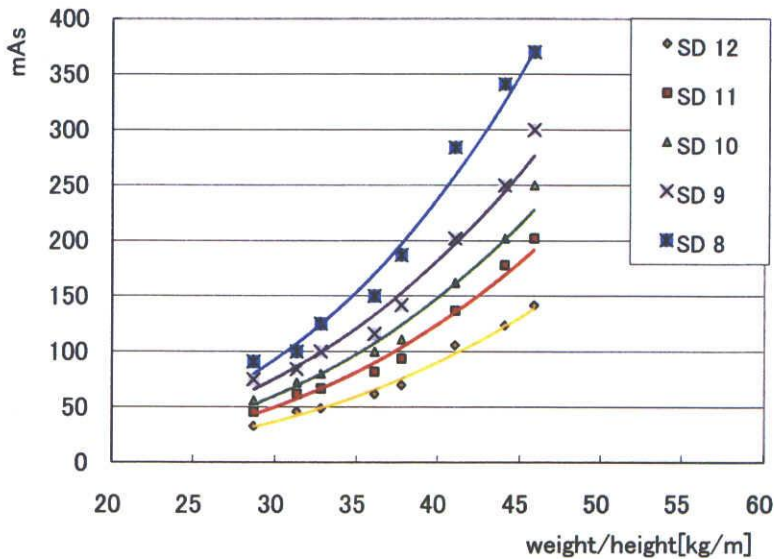


図 2.8 SD をパラメータとし, 被検者腹部の周囲長を比体重として表したときの電流時間積(mAs)との関係

Fig.2.8 Graph showing mAs as a function of “weight to height ratio” of human body for several SDs (SD=8~12) of CT image.

2. 4. 5 適正な撮影条件設定

実際の X 線 CT 検査への応用としては, 検査時に被検者の身長と体重より比体重を計算し, SD の値を決めて図 2.8 のグラフから mAs を読み取り, 撮影条件設定をすれば適正線量に近い撮影条件の設定ができると考えられる. 例えば成人腹部で SD=10 と設定し FOV350 mm, 120kV として撮影する場合, 被検者の比体重が 37kg/m であれば, 図 2.8 より約 140mAs の撮影条件となる. この撮影条件による成人腹部の被曝線量は, 山本ら⁽¹²⁾による文献より約 12mGy であった. このようにして日本放射線技師会が示す, 成人腹部のガイドライン以下で撮影する必要がある.

第2章 X線CT撮影における被曝低減

撮影条件は、頭部 X 線 CT 撮影と同様な諸条件により変化する。よって各施設で実際に使用している X 線 CT 装置にて、本節(2.4 節)に示した測定法によって、SD をパラメータとした被検者腹部の周囲長を比体重として表したときの mAs との関係グラフ化しておけば、適正線量に近い撮影条件の設定ができる。この方法での取り扱いは成人腹部のみとなる。

今回の検討で用いた相関係数が有意な値であるかの判定を行う必要がある。そこで、被検者腹部の断面積・円周と体格指数との相関係数の検定には、Pearson⁽¹³⁾を用いる。

Pearson の相関係数の検定では、男性、女性、男・女全体の腹部断面積、円周長と肥満度、比体重、BMI、RI の関係におけるすべての相関係数は、標準化値 $Z_{cal}=5.88\sim 9.88$ 、有意水準 $\alpha=0.01$ 、自由度 66~136 において棄却領域 $R > Z_0(0.005)=2.576\sim 2.656$ であった。すべての相関係数は、 $Z_{cal} > Z_0$ の棄却領域 R の中に入り相関関係が危険率 1%で認められたので、すべての関係において良い相関を示し有意性があることを確認した。

2.5 まとめ

線量低減技術が装備されていない X 線 CT 装置で、個々の被検者に対して適正な撮影条件を設定する方法について検討した。

頭部 X 線 CT 検査において、頭部周囲長をパラメータとした mAs と SD の関係をグラフ化し、指定 SD および被検者の頭部周囲長に対応する線量(mAs)を選択することにより、適正線量での撮影条件設定ができる。

成人腹部 X 線 CT 検査においては、SD をパラメータとした比体重と mAs の関係をグラフ化し、指定 SD および被検者の比体重に対応する線量を選択することにより、適正線量での撮影条件設定ができる。

各施設においてこのように撮影条件が算出できるようにあらかじめグラフを準備しておき、撮影時に利用できればよいと考える。またはパーソナルコンピュータに数式を入力しておき撮影条件の算出を行う方法もよいと考える。特に放射線感受性の高い小児においては、撮影条件の設定を厳密に行う必要があると考える。

日本の X 線 CT 装置の台数は約 13,000 台で、全世界で稼働している X 線 CT 装置の約 1/3 を占め、その内の約 5,000 台がマルチスライス CT である⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾。この約 13,000 台の内の線量低減技術が装備されていない従来通りの撮影方法で行われ

ている施設を対象に、撮影条件の適正化⁽¹⁶⁾が行われれば、わが国全体のX線CT装置における総被曝線量を抑制することができ、年間撮影頻度から推定される、癌起因リスクの推定値を減少させることができると考えられる。

本章では、デジタルX線撮影装置であるX線CT装置の被曝低減に関する方法を提案した。次章では、同じくデジタルX線撮影装置である、デジタル一般X線撮影装置の被曝低減に関する方法を提案し、年間撮影頻度から推定される、癌起因リスクの推定値をさらに減少させる方法について述べる。

第2章の参考文献

- (1) 辻岡勝美：“マルチスライス CT の原理”，日本放射線技術学会誌，Vol.56, No.12, pp.1391-1399(2000)
- (2) 辻岡勝美，松村禎久，塚越伸介，他：“マルチスライス CT とシングルスライス CT の性能比較”，映像情報(M)，Vol.32, No.2, pp.78-87(2000)
- (3) 小林謙一，佐藤真爾，豊田昭博，他：“マルチスライスヘリカル CT における可変管電流制御システム(Real EC)の被ばく線量評価”，日本放射線技術学会，放射線防護分科会誌，No.14, pp.23(2002)
- (4) 工藤正幸：“GE 社製 MDCT Light Speed の最新技術解説”，日本放射線技術学会誌，Vol.56, No.12, pp.1401-1405(2000)
- (5) Amy Berrington de Gonzalez, and Sarah Darby：“Risk of cancer from diagnostic X-rays” : estimates for the UK and 14 other countries, The LANCET, Vol. 363, January 31, (2004)
- (6) 青山隆彦，小山修司，川浦稚代，他：“X線医学診断に伴う医療被曝による臓器線量計測システムの開発(研究課題番号 14580568)”，平成14年度～平成15年度科学研究費補助金(基盤研究(C)(2))研究成果報告書，(2004)
- (7) 青柳泰司，安部真治，小倉泉，清水悦雄：放射線機器学(I)，pp.222-241，コロナ社，東京，(2008)
- (8) 日本放射線技師会：放射線安全管理の手引き．pp157-171，医療科学社，東京，(2002)
- (9) 鈴木昇一，浅田恭生，中澤勝人，毛受美菜，松本良太，小林正尚，片岡由美，井田義宏：“頭部，腹部 CT 検査における患者被曝線量評価 60 CT 装置のCTDIvol測定”，日本医科器械学会誌，Vol.77, No.5, pp.293-301(2007)
- (10) 山下一也，小川敬寿，巢組一男，他：診療放射線技術大系 専門技術学系 9. 日本放射線技術学会編，pp297-304(1986)
- (11) 池田義雄，井上修二：肥満の臨床医学，pp.129-147，朝倉書店，東京，(1993)
- (12) 山本賢二，安藤隆，赤沢宏：“X線CT装置の吸収線量測定—各機種間におけるCTDIの比較検討—”，日本放射線技術学会誌，Vol.58, No.4, pp.495-501(2002)
- (13) 木村都，佐藤元信，砂田久一，他：医療統計学，pp107-145，廣川書店，東京，(2001)

- (14)片田和広：“CT 被曝の社会的要因”，日本放射線技術学会誌，Vol.62，No.5，
pp.649-656(2006)
- (15)新医療：キーワードで解く最新 CT 事情，pp.173-189，産業科学(株)，東京，
(2007)
- (16)赤羽正章，大友邦：“CT の被曝と撮影条件最適化ーマルチスライス CT も含め
てー”，画像診断，Vol.22，No.3，pp.318-326(2002)

第3章 ファジィ推論を用いた人体腹厚の推定による被曝低減

3.1 はじめに

近年 X 線撮影技術は、増感紙・フィルムを用いるアナログ方式から、CR、FPD などを用いるデジタル方式に移行していく傾向にある。また、コンピュータ支援診断技術や膨大な画像の保管法などに対して、画像工学が X 線 CT 画像と同様に有効に活用されつつある。

デジタル方式による一般 X 線撮影では第2章の X 線 CT に関する研究と同様、アナログ方式のように絶対線量という基準はなく、照射する線量がある程度変化しても、画像データの後処理により一定の画像濃度で出力できるという利点がある。そのためデジタル方式では、腹部や腰椎を撮影する場合に、腹厚計や AEC⁽¹⁾ などを使用しないで、目測で腹厚を推定して撮影条件の設定し、必ずしも適正な撮影がなされていない現状がみられる。

診療放射線技師(以下放射線技師)として厳格に被検者の腹厚を測定することは重要であると考えられる。しかし、臨床の現場では、金属、ボタンなど X 線吸収の大きな障害物が衣服に無い場合、着衣のままでの X 線撮影がほとんどである。よって被検者の腹厚を、腹厚計を用いて測定することはほとんど無い。特に男性放射線技師が女性の被検者の腹厚を、衣服を着ていない状態で測定することは、プライバシーの観点から困難である。また AEC においては、装置が高価なため小規模の病院、医院、クリニックでは導入しにくい現状がある。

一方デジタル方式は、照射する X 線量を大きくするほど SNR が高くなり、SNR が一定になるプラトー領域に達するまで画質がよくなる傾向がある。このため、多くの医療施設では、高画質を得るためにアナログ方式の場合より多い X 線量を用いたデジタル撮影が行われ、被検者に無用な被曝をさせている傾向がみられる⁽²⁾⁽³⁾。さらに前述のように平成16年に発表された LANCET の論文⁽⁴⁾では、わが国の診断 X 線撮影頻度が推定され、癌起因リスクの推定値は、他の先進13カ国では0.6~1.8%の範囲であるのに対し、日本では3.2%であると報告されている。このような状況下において、現場の放射線技師にとって適正線量での一般 X 線撮影は、第2章の X 線 CT 撮影とともに重要な課題である。

2章では、BMI と女性の腹部断面積との相関係数が0.852、比体重と全体(男性・女性)の腹部周囲長との相関係数が0.847などと肥満度・体格指数と人体の特徴量

との間には強い相関があることが判った。そこで本章では、適正線量で X 線撮影するための条件設定(管電圧, 管電流, 照射時間)に必要な腹厚を推定するため, ファジィ推論^{(5)~(8)}を適用する。すなわち, 身長と体重より算出される第 2 章で使用した肥満度, 体格指数^{(9)~(11)}を基に, 人間の「太っている」「普通」「痩せている」という, 境界が不明確で曖昧さを持っている概念に対しファジィ推論を適用する。

ファジィ推論の X 線撮影条件への応用に関する方法として, これまでに, 「経験」とか「勘」とかという言葉で片付けられていた微妙なノウハウを 4 人の放射線技師の経験則よりメンバーシップ化しファジィ推論したものがある⁽¹²⁾。そこでは, 標準撮影条件を 1.0 とした補正係数を算出し, その係数を標準撮影条件に乗じてシミュレーションを行っている X 線撮影条件設定に関する方法が提案されているが, 腹厚を推定したものではない。本章では, ファジィ推論に選択された適正なファジィ変数とファジィラベルを適用したことで, X 線撮影条件設定に重要なファクターである被検者の腹厚を, 被検者の身長と体重より精度良く推定する方法について述べる。

次に X 線 CT 撮影よりさらにきめ細かい設定が必要なデジタル一般 X 線撮影にファジィ推論による腹厚推定値を応用した, 自動露出制御機構(AEC : Automatic Exposure Control)⁽¹³⁾を用いた X 線撮影について述べる。

AEC は CR, FPD とともに X 線撮影台に設置されており, デジタル撮影の代表的な技術であり, 腹部・腰椎 X 線撮影において, 常に適正な露出量で撮影するために必要な装備機器となっている。しかし, 現在使用されている AEC には, 適正な露出量から逸脱してしまうという特性が有り, その特性の補正にファジィ推論による腹厚推定値を用いて, 適正線量で撮影する方法について述べる。

3. 2 ファジィ推論をするための指数の選択

X 線撮影において条件設定に必要な腹厚は, 「太っている」「普通」「痩せている」かの肥満の度合いに大きく影響される。その肥満の判定には(1)体脂肪率の測定による方法, (2)標準体重による方法, (3)体格指数による方法, (4)体脂肪分布による方法がある。この中より, 被検者から簡単に得られる情報である身長と体重をパラメータとした(2), (3)の方法を選択し, 被検者の腹厚を推定するファジィ推論を行うために適用する。

名古屋掖済会病院において, 今回の調査の趣旨を説明し承諾を得た成人体型被

検者 148 名(16~89 歳, 平均年齢 52.4±19.9 歳), 男性 76 名(16~84 歳, 平均年齢 45.7±18.1 歳), 女性 72 名(19~89 歳, 平均年齢 59.4±19.2 歳), 青年層 49 名(16~40 歳, 平均年齢 28.6 歳±6.8 歳), 壮年層 37 名(41~60 歳, 平均年齢 50.9±5.4 歳), 老年層 62 名(61~89 歳, 平均年齢 72.0±7.5 歳)の 6 グループに分け, 身長・体重をパラメータとした各種指数と, 被検者の正面での腹厚(臍の位置), 側面での腹厚(Jacoby 線⁽¹⁴⁾上方 1~2 cm の位置)との間の相関係数を算出した. この相関係数の中から良い相関関係を示した指数をファジィ推論するための基準指数として選択する.

はじめに, 標準体重から算出される肥満度(OI : Obesity Index)による方法⁽¹⁵⁾を以下に述べる. 標準体重は身体能力, 生理機能, 罹患率, 死亡率など, 健康面からみて望ましい体重を設定したものである. 標準体重の求め方には, 1)統計学的な分布論に基づくもの, 2)保健医学的にみた最低死亡率に基づくもの, 3)身長に基づいた単純な算出式によるもの, 4) BMI (Body Mass Index)に基づくもの(理想体重), がある. この中から罹患率と関係のある 4) BMI に基づく標準体重⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾から算出される OI を求め, 被検者の腹厚との相関を調査する. まず, 標準体重を(3.1)式を用いて算出する.

$$\text{標準体重(kg)} = \text{身長(m)}^2 \times 22 \quad \text{— (3.1)}$$

ただし, 標準 BMI を 22 とする. つぎに(3.2)式を用いて OI を求める.

$$\text{OI(\%)} = (\text{実測体重} - \text{標準体重}) / \text{標準体重} \times 100 \quad \text{— (3.2)}$$

OI の判定は, 標準体重に基づく OI が ±10%以内を普通(正常)とし, -10%以下を低体重(やせ), +10~20%をやや肥満(過体重), +20%以上を肥満としている⁽¹⁸⁾.

OI と各グループの被検者の正面腹厚, 側面腹厚との相関を調査する.

つぎに, 体格指数による方法では, 代表的な体格指数として以下の 3 種類がある.

$$\text{比体重(WHR : Weight to Height Ratio)} = \text{体重(kg)} / \text{身長(m)}^{1.0} \quad \text{— (3.3)}$$

$$\text{BMI} = \text{体重(kg)} / \text{身長(m)}^{2.0} \quad \text{— (3.4)}$$

$$\text{Rohler Index (RI)} = \text{体重(kg)} / \text{身長(m)}^{3.0} \quad \text{— (3.5)}$$

さらに今回の調査で考案した、以下の3種類も体格指数として追加し、各グループの被検者の正面腹厚、側面腹厚との相関を調査する。

$$\text{0.5Power Index(以下 0.5PI)} = \text{体重(kg)} / \text{身長(m)}^{0.5} \quad \text{— (3.6)}$$

$$\text{1.5Power Index(以下 1.5PI)} = \text{体重(kg)} / \text{身長(m)}^{1.5} \quad \text{— (3.7)}$$

$$\text{2.5Power Index(以下 2.5PI)} = \text{体重(kg)} / \text{身長(m)}^{2.5} \quad \text{— (3.8)}$$

調査した正面・側面腹厚とOIならびに体格指数の相関係数を表3.1に示す。下線を引いた数値は、相関係数の高かったものを表す。この中から計算上の取り扱い易さも考慮して、正面腹厚と相関の高かったグループBMIと側面腹厚と相関の高かったグループ1.5PIを、ファジィ推論をするための基準指数として選択した。

表 3.1 肥満度・体格指数と実測腹厚との相関係数(r)

Table 3.1 The correlation coefficient(r) of Fatness Rate, Frame Index and Measured abdominal thickness.

		OI	0.5PI	WHR	1.5PI	BMI	2.5PI	RI
全体	正	0.803	0.661	0.734	0.798	<u>0.834</u>	<u>0.827</u>	0.778
	側	0.656	0.793	<u>0.820</u>	<u>0.826</u>	0.793	0.715	0.604
男性	正	<u>0.825</u>	0.726	0.770	0.804	<u>0.823</u>	0.823	0.803
	側	0.773	0.796	<u>0.815</u>	<u>0.821</u>	0.808	0.775	0.724
女性	正	0.821	0.719	0.777	0.820	<u>0.844</u>	<u>0.844</u>	0.827
	側	0.702	0.727	0.762	<u>0.780</u>	<u>0.778</u>	0.756	0.719
青年層	正	0.831	0.812	0.845	<u>0.862</u>	<u>0.857</u>	0.826	0.773
	側	0.715	0.785	<u>0.798</u>	<u>0.793</u>	0.765	0.714	0.646
壮年層	正	0.854	0.731	0.784	0.830	<u>0.858</u>	<u>0.857</u>	0.824
	側	0.801	0.835	<u>0.858</u>	<u>0.867</u>	0.852	0.806	0.728
老年層	正	0.776	0.766	0.817	<u>0.851</u>	<u>0.857</u>	0.827	0.766
	側	0.604	0.828	<u>0.834</u>	<u>0.836</u>	0.783	0.696	0.588

3.3 ファジィ推論値と腹厚との相関関係の調査

3.2節の調査より良い相関関係を示した BMI, 1.5PI を基準に, 以下の方法でファジィ推論を行う. 本章で使用した推論法は, ファジィ関係の合成則に基づくもので, 連続型で三角型の2種類のファジィ変数を用いる. 図3.1, 図3.2に今回用いた三角型ファジィ変数を示す. 縦軸にメンバーシップ関数のグレード値を0.0~1.0とし, 横軸に被検者148名 BMIの平均値(M)と標準偏差(SD)を求め, $M=0.0$, $-3SD=-1.0$, $+3SD=1.0$ とし, BMIの定義域 $-4SD \sim +4SD$ と $-5SD \sim +5SD$ のグラフを作成する. 同様に OI, 0.5PI, WHR, 1.5PI, 2.5PI, RI についても同様なグラフを作成する.

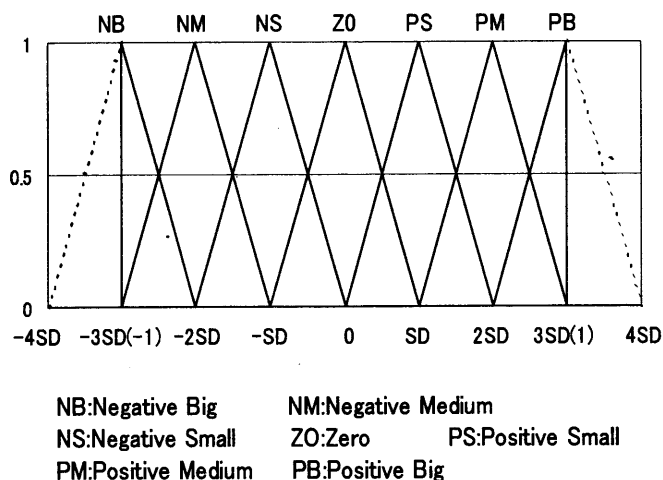


図 3.1 7つの三角型ファジィ変数

Fig.3.1 Seven type triangular-type fuzzy

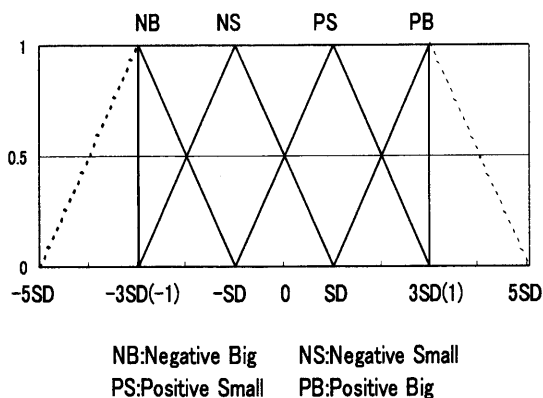


図 3.2 4つの三角型ファジィ変数

Fig.3.2 Four type triangular-type fuzzy function.

3. 3. 1 7つの三角型ファジィ変数を用いた方法

ファジィ制御の制御則を次のように表すとする。

$$R_i : \text{if "X}_i \text{ is A}_{i1}\text{" and "Y}_i \text{ is A}_{i2}\text{" then "U}_i \text{ is B}_i\text{"} \quad \text{— (3.9)}$$

ただし R_i はファジィ関係, A_{i1} , A_{i2} , B_i は第 i 番目のファジィ制御則における X_i , Y_i , U_i の値に対するファジィ集合を表す。

次に複数の制御則を 2 入力(X , Y), 1 出力(U)とすると

$$\begin{aligned} &\text{if "X is NB" and "Y is NB" then "U is NB"} \\ &\quad \vdots \\ &\text{if "X is PB" and "Y is PB" then "U is PB"} \end{aligned} \quad \text{— (3.10)}$$

の形式で表すことができ、ファジィ制御の制御則をテーブル化したものを表 3.2 に、論理過程を図 3.3 に示す。ただしファジィラベルとして、NB: 負の大, NM: 負の中位, NS: 負の小, Z0: ゼロ, PS: 正の小, PM: 正の中位, PB: 正の大とする。そして 2 つの入力値を X :BMI と Y :OI とするとき、 $BMI \times OI$ と表記し、非ファジィ化された推論値を 2 つの制御則の Fuzzy BMI(以下 FBMI)とする。

入力値は $[-1(-3SD), 1(3SD)]$ の閉区間で、非ファジィ化計算は $[-1(-3SD), 1(3SD)]$ 上で定義された 7 つの三角型ファジィ変数と $[-1.33(-4SD), 1.33(4SD)]$ で定義された 7 つの三角型ファジィ変数の 2 種類を使用する。ただし、 X , Y を入力した時のメンバーシップ関数が重なり合わない場合、 Y の値が後件部のメンバーシップ関数の値より大きいときには、後件部のメンバーシップ関数の最大値を、 Y の値が後件部のメンバーシップ関数の値より小さいときには、後件部のメンバーシップ関数の最小値を Y として入力する。そして表 3.2 の制御則を用い、 $X_1 \sim X(37, 49, 62, 72, 76, 148)$ 6 グループの FBMI を算出し、その値と実測腹厚との相関係数を求める。同様に下記の関係においても相関係数を求める。

$$BMI \times 0.5PI, BMI \times WHR, BMI \times 1.5PI, BMI \times 2.5PI, BMI \times RI \quad \text{— (3.11)}$$

X :1.5PI に関しては、Fuzzy 1.5PI(以下 F1.5PI)を下記の関係で上記と同様な方法

で相関係数を求める.

$$1.5PI \times OI, 1.5PI \times 0.5PI, 1.5PI \times WHR, 1.5PI \times BMI, 1.5PI \times 2.5PI, 1.5PI \times RI \quad - \quad (3.12)$$

以下,7つの三角型ファジィ変数を用いたFBMIをFBMI(7),F1.5PIをF1.5PI(7)と表記する.

表 3.2 7つの三角型ファジィ変数の状態評価ファジィ制御則
Table3.2 State evaluation fuzzy control rule of seven type triangular-type fuzzy function.

		Y(OI,0.5PI,WHR,1.5PI,BMI,2.5PI,RI)						
		NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
X(BMI,1.5PI)	NB	NB	NB	NB	—	—	—	—
	NM	NM	NM	NM	NM	—	—	—
	NS	NS	NS	NS	NS	NS	—	—
	ZO	—	ZO	ZO	ZO	ZO	ZO	—
	PS	—	—	PS	PS	PS	PS	PS
	PM	—	—	—	PM	PM	PM	PM
	PB	—	—	—	—	PB	PB	PB

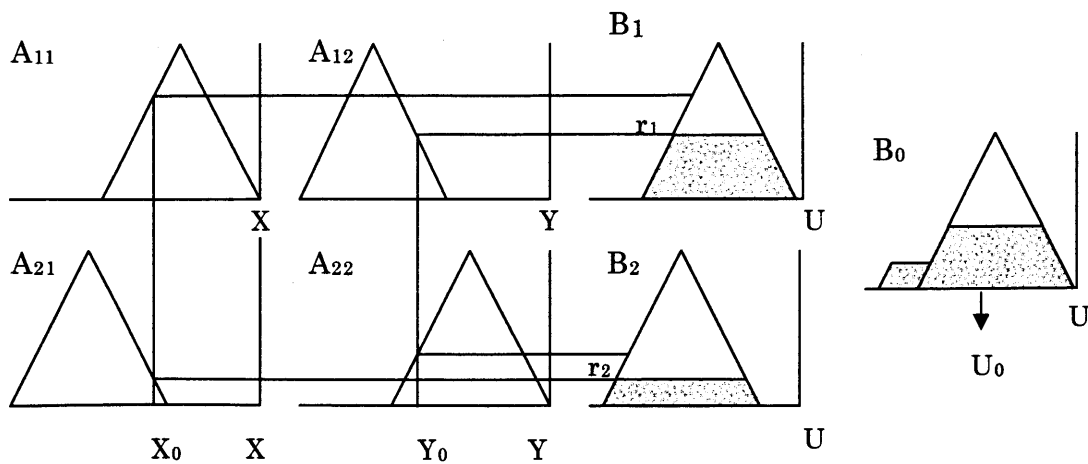


図 3.3 ファジィ推論の論理過程

Fig.3.3 Logic process of fuzzy reasoning.

3. 3. 2 4つの三角型ファジィ変数を用いた方法

4つの三角ファジィ変数を用いた方法についても、表3.3の制御則において、3.3.1項と同様な方法で、FBMI, F1.5PIを計算し相関係数を求める。入力値は $[-1(-3SD), 1(3SD)]$ の閉区間で、非ファジィ化計算は $[-1(-3SD), 1(3SD)]$ 上で定義された4つの三角型ファジィ変数と $[-1.67(-5SD), 1.67(5SD)]$ で定義された4つの三角型ファジィ変数の2種類を使用する。以下、4つの三角型ファジィ変数を用いたFBMIをFBMI(4)、F1.5PIをF1.5PI(4)と表記する。

表3.3 4つの三角型ファジィ変数の状態評価ファジィ制御則

Table3.3 State evaluation fuzzy control rule of four type triangular-type fuzzy function.

		Y(OI,0.5PI,WHR,1.5PI,BMI,2.5PI,RI)			
		NB	NS	PS	PB
X(BMI,1.5PI)	NB	NB	NB	NB	—
	NS	NS	NS	NS	NS
	PS	PS	PS	PS	PS
	PB	—	PB	PB	PB

3. 3. 3 7および4つの三角型ファジィ変数から求めた

推論値の組み合わせ

前項の計算結果を基に、7および4つの三角ファジィ変数を組み合わせた手法によりさらに相関係数の改善を図る。7つの三角型ファジィ変数の場合は、BMI, 1.5PIを

Ⓐ $-3SD \sim -2SD(7)$ Ⓑ $-2SD \sim -SD(7)$ Ⓒ $-SD \sim 0(7)$ Ⓓ $0 \sim SD(7)$

Ⓔ $SD \sim 2SD(7)$ Ⓕ $2SD \sim 3SD(7)$

の6グループに分けFBMI(7), F1.5PI(7)を計算する。

4つの三角型ファジィ変数の場合は、

$$\textcircled{G} \cdot 3SD \sim -SD(4) \quad \textcircled{H} \cdot SD \sim SD(4) \quad \textcircled{I} SD \sim 3SD(4)$$

の3グループに分けFBMI(4), F1.5PI(4)を計算する. そして下記のような組み合わせを作成し相関係数を求める.

$$(1) \cdot 3SD \sim -SD(4) [\textcircled{G}], \quad -SD \sim 3SD(7) [\textcircled{C} \textcircled{D} \textcircled{E} \textcircled{F}]$$

(痩せている被検者を4つの三角型ファジィ変数)

(痩せている被検者以外を7つの三角型ファジィ変数)

$$(2) \cdot 3SD \sim 0(4) [\textcircled{G} \textcircled{H}], \quad 0 \sim 3SD(7) [\textcircled{D} \textcircled{E} \textcircled{F}]$$

(平均値以下の被検者を4つの三角型ファジィ変数)

(平均値以上の被検者を7つの三角型ファジィ変数)

$$(3) \cdot 3SD \sim SD(4) [\textcircled{G} \textcircled{H}], \quad SD \sim 3SD(7) [\textcircled{E} \textcircled{F}]$$

(太っている被検者以外を4つの三角型ファジィ変数)

(太っている被検者を7つの三角型ファジィ変数)

$$(4) \cdot 3SD \sim SD(7) [\textcircled{A} \textcircled{B} \textcircled{C} \textcircled{D}], \quad SD \sim 3SD(4) [\textcircled{I}]$$

(太っている被検者以外を7つの三角型ファジィ変数)

(太っている被検者を4つの三角型ファジィ変数)

$$(5) \cdot 3SD \sim 0(7) [\textcircled{A} \textcircled{B} \textcircled{C}], \quad 0 \sim 3SD(4) [\textcircled{H} \textcircled{I}]$$

(平均値以下の被検者を7つの三角型ファジィ変数)

(平均値以上の被検者を4つの三角型ファジィ変数)

$$(6) \cdot 3SD \sim -SD(7) [\textcircled{A} \textcircled{B}], \quad -SD \sim 3SD(4) [\textcircled{H} \textcircled{I}]$$

(痩せている被検者を7つの三角型ファジィ変数)

(痩せている被検者以外を4つの三角型ファジィ変数)

3. 4 計算結果と考察

7, 4つの三角型ファジィ変数における各グループの X:BMI, X:1.5PI と Y:OI, Y:各体格指数によってファジィ推論した FBMI, F1.5PI と実測腹厚との相関係数を表 3.4, 3.5 に示す. 太字の数値は, X:BMI, X:1.5PI と実測腹厚との相関係数を表し, 下線を引いた数値は, その相関係数より高くなった数値を表す. 7, 4つの三角型ファジィ変数において, ファジィ推論をすることによって相関係数が高くなった関係には次のような傾向があることが分かった. X:BMI において正面腹厚は, 分母の値を大きくしていく指数 Y:2.5PI, Y:RI によって相関係数が改善され, ファジィ推論することで正面腹厚の成分を反映させることができると確認できた. 側面は, 分母を小さくしていく Y:0.5PI, Y:WHR, Y:1.5PI によって改善される傾向であった.

相関係数を求めるにあたり, 被検者を 6 グループに分けファジィ推論前と推論後の比較検討をした. 各グループのファジィ推論前と推論後の最高値を示した相関係数を表 3.6 に示す. 被検者全体の相関係数より, グループごとに相関係数を求めた方が高い数値を示すグループがあった. 同じグループの比較において一番上昇が高かったグループは, 正面腹厚男性と側面腹厚青年層の 0.031 ポイントで, 一番低かったグループは, 側面腹厚全体の 0.001 ポイントであった. 被検者全体とその他のグループとの比較では, 一番上昇が高かったグループは, 側面腹厚壮年層の 0.053 ポイントで, 一番低かったグループは, 側面腹厚女性の -0.039 ポイントであった.

表 3.6 に示すファジィ推論後の相関係数は, 推論前の相関係数よりすべてのグループで改善している結果となった. やはりファジィ推論は相関係数を上昇させる方法としては有用であると考えられる.

表 3.4 7つの三角型ファジィ変数におけるFBMI, F1.5PIと実測腹厚との相関係数
 Table 3.4 The correlation coefficient(r) of FBMI, F1.5PI with seven type triangular-type fuzzy function and measured abdominal thickness.

7つの三角型ファジィ変数			閉区間[-1(-3SD), 1(3SD)]						
	X	Y	OI	0.5PI	WHR	1.5PI	BMI	2.5PI	RI
全体	BMI	正	0.824	0.760	0.781	0.817	0.834	<u>0.836</u>	0.774
	1.5PI	側	0.785	0.818	0.825	0.826	0.817	0.789	0.768
男性	BMI	正	<u>0.835</u>	0.762	0.791	0.811	0.823	0.828	0.819
	1.5PI	側	0.813	0.817	<u>0.825</u>	0.810	<u>0.821</u>	0.808	0.797
女性	BMI	正	0.818	0.796	0.802	0.820	0.844	<u>0.847</u>	0.814
	1.5PI	側	0.775	0.752	0.766	0.780	0.778	0.777	0.778
青年層	BMI	正	0.855	0.830	0.851	0.848	0.857	0.850	0.828
	1.5PI	側	0.773	<u>0.807</u>	<u>0.803</u>	0.782	0.782	0.765	0.766
壮年層	BMI	正	0.840	0.811	0.803	0.831	0.845	0.842	0.828
	1.5PI	側	0.836	0.857	0.865	0.893	0.866	0.842	0.820
老年層	BMI	正	0.808	0.792	0.830	0.839	0.857	0.841	0.797
	1.5PI	側	0.770	0.835	<u>0.843</u>	0.836	0.812	0.780	0.752
			閉区間[-1.33(-4SD), 1.33(4SD)]						
全体	BMI	正	0.826	0.761	0.781	0.814	0.834	<u>0.836</u>	0.778
	1.5PI	側	0.781	0.818	0.825	0.826	0.818	0.786	0.764
男性	BMI	正	0.835	0.764	0.793	0.812	0.823	<u>0.828</u>	0.819
	1.5PI	側	0.808	<u>0.813</u>	<u>0.821</u>	0.810	<u>0.812</u>	0.803	0.792
女性	BMI	正	0.821	0.795	0.800	0.822	0.844	0.843	0.818
	1.5PI	側	0.774	0.757	0.770	0.780	<u>0.782</u>	0.777	0.777
青年層	BMI	正	0.856	0.834	0.854	0.851	0.857	0.851	0.830
	1.5PI	側	0.769	<u>0.804</u>	<u>0.800</u>	0.782	0.771	0.762	0.761
壮年層	BMI	正	0.840	0.811	0.803	0.837	0.845	0.842	0.828
	1.5PI	側	0.836	0.856	0.864	0.893	0.866	0.842	0.820
老年層	BMI	正	0.811	0.804	0.830	0.842	0.857	0.843	0.800
	1.5PI	側	0.766	0.839	<u>0.847</u>	0.836	0.814	0.777	0.749

表 3.5 4つの三角型ファジィ変数における FBMI, F1.5PI と実測腹厚との相関係数

Table 3.5 The correlation coefficient(r) of FBMI, F1.5PI with four type triangular-type fuzzy function and measured abdominal thickness.

4つの三角型ファジィ変数			閉区間[-1(-3SD), 1(3SD)]						
	X	Y	OI	0.5PI	WHR	1.5PI	BMI	2.5PI	RI
全体	BMI	正	<u>0.845</u>	0.766	0.794	0.825	0.834	<u>0.847</u>	0.835
	1.5PI	側	0.766	0.805	0.815	0.826	0.803	0.781	0.750
男性	BMI	正	<u>0.842</u>	<u>0.842</u>	0.797	0.824	0.823	<u>0.841</u>	<u>0.838</u>
	1.5PI	側	0.794	0.791	0.805	0.810	0.810	0.795	0.784
女性	BMI	正	<u>0.847</u>	<u>0.847</u>	0.816	0.837	0.844	<u>0.851</u>	0.837
	1.5PI	側	0.747	0.751	0.760	0.780	0.763	0.765	0.748
青年層	BMI	正	<u>0.863</u>	<u>0.863</u>	0.830	0.855	0.857	<u>0.861</u>	0.853
	1.5PI	側	0.765	0.771	0.782	0.782	0.779	0.762	0.752
壮年層	BMI	正	0.836	0.836	0.813	0.832	0.845	0.838	0.823
	1.5PI	側	0.852	0.847	0.857	0.893	0.864	0.853	0.838
老年層	BMI	正	0.841	0.841	0.835	0.852	0.857	0.850	0.825
	1.5PI	側	0.730	0.835	0.832	0.836	0.786	0.760	0.717
			閉区間[-1.67(-5SD), 1.67(5SD)]						
	X	Y	OI	0.5PI	WHR	1.5PI	BMI	2.5PI	RI
全体	BMI	正	<u>0.842</u>	0.761	0.796	0.821	0.834	<u>0.842</u>	<u>0.839</u>
	1.5PI	側	0.781	0.820	<u>0.827</u>	0.826	0.810	0.793	0.765
男性	BMI	正	<u>0.830</u>	0.783	0.800	0.815	0.823	<u>0.830</u>	<u>0.828</u>
	1.5PI	側	0.806	0.810	<u>0.819</u>	0.810	<u>0.815</u>	0.807	0.796
女性	BMI	正	<u>0.853</u>	0.780	0.818	0.836	0.844	<u>0.852</u>	<u>0.850</u>
	1.5PI	側	0.772	0.768	0.774	0.780	0.775	<u>0.782</u>	0.775
青年層	BMI	正	0.856	0.829	0.850	0.851	0.857	0.855	0.846
	1.5PI	側	0.763	<u>0.794</u>	<u>0.796</u>	0.782	0.772	0.759	0.747
壮年層	BMI	正	0.842	0.812	0.824	0.838	0.845	<u>0.848</u>	0.829
	1.5PI	側	0.857	0.858	0.867	0.893	0.872	0.864	0.841
老年層	BMI	正	0.848	0.805	0.842	0.856	0.857	0.853	0.838
	1.5PI	側	0.760	<u>0.857</u>	<u>0.851</u>	0.836	0.806	0.782	0.749

表 3.6 各グループのファジィ推論を実施する前・後の相関係数の平均値の比較
 Table3.6 Comparison of the average correlation coefficient of fuzzy reasoning
 (pre,post) in each group.

腹厚	推論前・後	全体 (148名)	男性 (76名)	女性 (72名)	青年層 (49名)	壮年層 (37名)	老年層 (62名)	平均値	標準偏差
正面	前	0.834	0.823	0.844	0.857	0.858	0.857	0.846	0.015
	後	0.860	0.854	0.871	0.874	0.867	0.864	0.865	0.007
	差	0.026	0.031	0.027	0.017	0.009	0.007	0.020	0.004
側面	前	0.826	0.821	0.780	0.793	0.867	0.836	0.821	0.031
	後	0.827	0.828	0.787	0.813	0.879	0.853	0.831	0.032
	差	0.001	0.007	0.007	0.020	0.012	0.017	0.011	0.003

7つの三角型ファジィ変数において、非ファジィ化に[-3SD, 3SD][-4SD, 4SD]の2種類のメンバーシップ関数を用いたが、両者の結果にあまり変化はなかった。しかし4つの三角型ファジィ変数においては、1.5PIの側面腹厚で、青年層のグループの一部を除けばすべての指数で[-5SD, 5SD]のメンバーシップ関数を用いた方が0.003~0.032ポイント高い数値を示した。

次に相関係数をさらに良くするために、「太っている」「普通」「痩せている」というファジィ集合に対して、7および4つの三角型ファジィ変数の組み合わせについて検討した結果を述べる。

この組み合わせによる方法で最高値を示した相関係数を表3.7に示す。正面腹厚とFBMIとの相関係数は、7および4つの三角型ファジィ変数の組み合わせを行うことで、すべてのグループで数値を高くすることができた。特に表3.4の結果の女性では、最高値が0.844であったが、女性BMI×2.5PIの結果の(3)-3SD~SD(4) [ⒸⒹ], SD~3SD(7) [ⒺⒻ]の組み合わせにより0.871と数値を高くすることができた。正面腹厚に対しては、痩せている被検者に4つの三角型ファジィ変数を、太っている被検者は7つの三角型ファジィ変数を適用した方がより体格を反映させた推論ができることを表している。この傾向は、他のグループでも見受けられた。

側面腹厚に関しても側面腹厚と F1.5PI との相関係数は、7 および 4 つの三角型ファジィ変数の組み合わせを行うことで、すべてのグループで数値を高くすることができた。特に表 3.6 の結果の青年層では、最高値が 0.793 であったが、青年層 1.5PI×0.5PI の結果の(1)-3SD~-SD(4) [G], -SD~3SD(7) [C D E F]の組み合わせにより 0.813 と数値を高くすることができた。側面腹厚に対しては、正面腹厚と同様、痩せている被検者に 4 つの三角型ファジィ変数を、太っている被検者は 7 つの三角型ファジィ変数を適用した方がより体格を反映させた推論ができることを表している。この傾向は、女性と老年層を除けば、他のグループでも見受けられた。表 3.8 に各グループの相関係数の最も高かった一次回帰式と組み合わせを示す。

表 3.7 7, 4 つの三角型ファジィ変数から求めた推論値の
組み合わせによる相関係数(最高値)

Table3.7 The correlation coefficient(top value) as the fuzzy reasoning values of the combination of “seven” and “four” type triangular-type fuzzy functions.

	方向	X×Y	相関係数	組み合わせ
全体	正	BMI×2.5PI	0.860	(3)-3SD~SD(4) [G H], SD~3SD(7) [E F]
	側	1.5PI×WHR	0.821	(3)-3SD~SD(4) [G H], SD~3SD(7) [E F]
男性	正	BMI×OI	0.854	(1)-3SD~-SD(4)[G], -SD~3SD(7)[C D E F]
	側	1.5PI×WHR	0.828	(1)-3SD~-SD(4)[G], -SD~3SD(7)[C D E F]
女性	正	BMI×2.5PI	0.871	(3)-3SD~SD(4) [G H], SD~3SD(7) [E F]
	側	1.5PI×Rohler	0.787	(5)-3SD~0(7) [A B C], 0~3SD(4)[H I]
青年層	正	BMI×OI	0.874	(3)-3SD~SD(4) [G H], SD~3SD(7) [E F]
	側	1.5PI×0.5PI	0.813	(1)-3SD~-SD(4)[G], -SD~3SD(7)[C D E F]
壮年層	正	BMI×2.5PI	0.867	(3)-3SD~SD(4) [G H], SD~3SD(7) [E F]
	側	1.5PI×BMI	0.879	(3)-3SD~SD(4) [G H], SD~3SD(7) [E F]
老年層	正	BMI×2.5PI	0.864	(2)-3SD~0(4) [G H], 0~3SD(7) [D E F]
	側	1.5PI×0.5PI	0.853	(6)-3SD~-SD(7) [A B], -SD~3SD(4)[H I]

表 3.8 各グループの腹厚推定のための相関係数, 一次回帰式, 組み合わせ
 Table3.8 The correlation coefficient ,the primary regression equation and
 the combination for predictive abdominal thickness in each group.

	年齢	グループ	相関係数	一次回帰式(Y:推定腹厚)	組み合わせ	
正	40歳以下	青年層	0.874	$Y=7.90X-9.87(X:FBMI)$	BMI×OI	(3)
	男 41~60歳	壮年層	0.867	$Y=7.93X-4.15(X:FBMI)$	BMI×2.5PI	(3)
	61歳以上	老年層	0.864	$Y=8.08X-7.16(X:FBMI)$	BMI×2.5PI	(2)
	40歳以下	青年層	0.874	$Y=7.90X-9.87(X:FBMI)$	BMI×OI	(3)
	女 41~60歳	女性	0.871	$Y=7.87X-5.79(X:FBMI)$	BMI×2.5PI	(3)
	61歳以上	女性	0.871	$Y=7.87X-5.79(X:FBMI)$	BMI×2.5PI	(3)
側	40歳以下	男性	0.828	$Y=5.25X+96.2(X:F1.5PI)$	1.5PI×WHR	(1)
	男 41~60歳	壮年層	0.893	$Y=5.82X+80.4(X:F1.5PI)$	1.5PI×BMI	(3)
	61歳以上	老年層	0.853	$Y=5.89X+84.2(X:F1.5PI)$	1.5PI×0.5PI	(6)
	40歳以下	全体	0.827	$Y=6.14X+108.6$ $(X:F1.5PI)$	1.5PI×WHR -5SD~5SD	(4)
	女 41~60歳	壮年層	0.893	$Y=5.82X+80.4(X:F1.5PI)$	1.5PI×BMI	(3)
	61歳以上	老年層	0.853	$Y=5.89X+84.2(X:F1.5PI)$	1.5PI×0.5PI	(6)

3. 5 相関係数の検討

3. 5. 1 Pearson の相関係数の検定

この調査で求めたすべての相関係数に対して、その有意性を Pearson の相関係数の検定⁽¹⁹⁾により行った。表 3.1, 表 3.4, 表 3.5, 表 3.7 に示したすべての相関係数は、標準化値 $Z_{cal}=4.18\sim 10.35$, 有意水準 $\alpha=0.01$, 自由度 34~145 において棄却領域 $R>Z_0(0.005)=2.576\sim 2.732$ であった。すべての相関係数は、 $Z_{cal}>Z_0$ の棄却領域 R の中に入るのので、有意水準 0.01 で帰無仮説を棄却、すなわち相関関係が危険率 1%で認められたので、すべての関係において良い相関を示し有意性があることを確認した。

3. 5. 2 2 群の平均値の差の検定(対応のある場合)

2 群の平均値の差の検定において、表 3.6 に示すファジィ推論前と推論後の 2 群の相関係数の平均値の差の検定⁽²⁰⁾を行った。相関係数上昇効果の有無を検討する問題なので、ここでは片側検定を行った。腹厚正面・側面におけるファジィ推論前の群と推論後の群は、正面標準化値 $t_{cal}=4.760$, 側面標準化値 $t_{cal}=3.700$, 有意水準 $\alpha=0.01$, 自由度 5 において正面は棄却領域 $R>t_0(0.01)=4.032$ で、側面は棄却領域 $R>t_0(0.01)=3.364$ であった。したがっていずれも $t_{cal}>t_0$ の棄却領域 R の中に入るのので、有意水準 0.01 で帰無仮説を棄却、すなわちこの 2 群の間に有意性があり、ファジィ推論を行うことにより、相関係数を上昇させる効果があると危険率 1%で認められたことを確認した。

3. 6 診断用 X 線装置の自動露出制御機構への応用

3. 6. 1 自動露出制御機構(AEC)

撮影条件は、被写体の部位とその X 線吸収の程度がわかれば決定できるが、撮影のつどその部位の吸収を測定することは困難である。一般的に被写体の吸収と体厚が比例関係にあるとして設定している。しかし、この関係は部位によって変化し、さらに同一部位においても個人差があり、常に同一線量で撮影することは困難である。AEC はこれを補うために考えられたもので、フィルム、IP(Imaging Plate)、FPD などの X 線受像器に入射する X 線の線量を適正に制御する装置のことである。

(1)原理

フォトタイマによる AEC の原理図を図 3.4 に、その受光部を図 3.5 に示す。今回使用した AEC は制御器が内蔵されたタイプである。

X 線撮影のために、X 線撮影装置により設定された撮影条件で照射された X 線は、被写体を透過し受像器により画像化される。このとき、AEC 用 X 線センサにより、受像器に入射する X 線量を電流信号(i_p)として計測する。この i_p をまず電流/電圧変換をするとともに増幅し、電圧信号(V_p)として得て、これを積分器に入力する。

受像器に到達する X 線量(D)の増加の割合に i_p が完全に比例していれば、次の関係が成り立つ。

$$\frac{dD}{dt} \propto i_p \propto V_p \quad \text{— (3.13)}$$

$$\therefore V_c = V_p dt \propto D \quad \text{— (3.14)}$$

(t : 照射時間)

となり、積分器の出力電圧(V_c)は、受像器に到達する X 線量(D)に比例する。このとき、この V_c と基準電圧 V_R を比較検出器により比較し、両者が一致したときに、X 線高電圧装置に対して、X 線遮断信号を出力する。このようにして被写体によらず一定の X 線量を照射することができる。しかし、実際には以下に述べる諸特性があり、両者は完全に比例関係ではない。

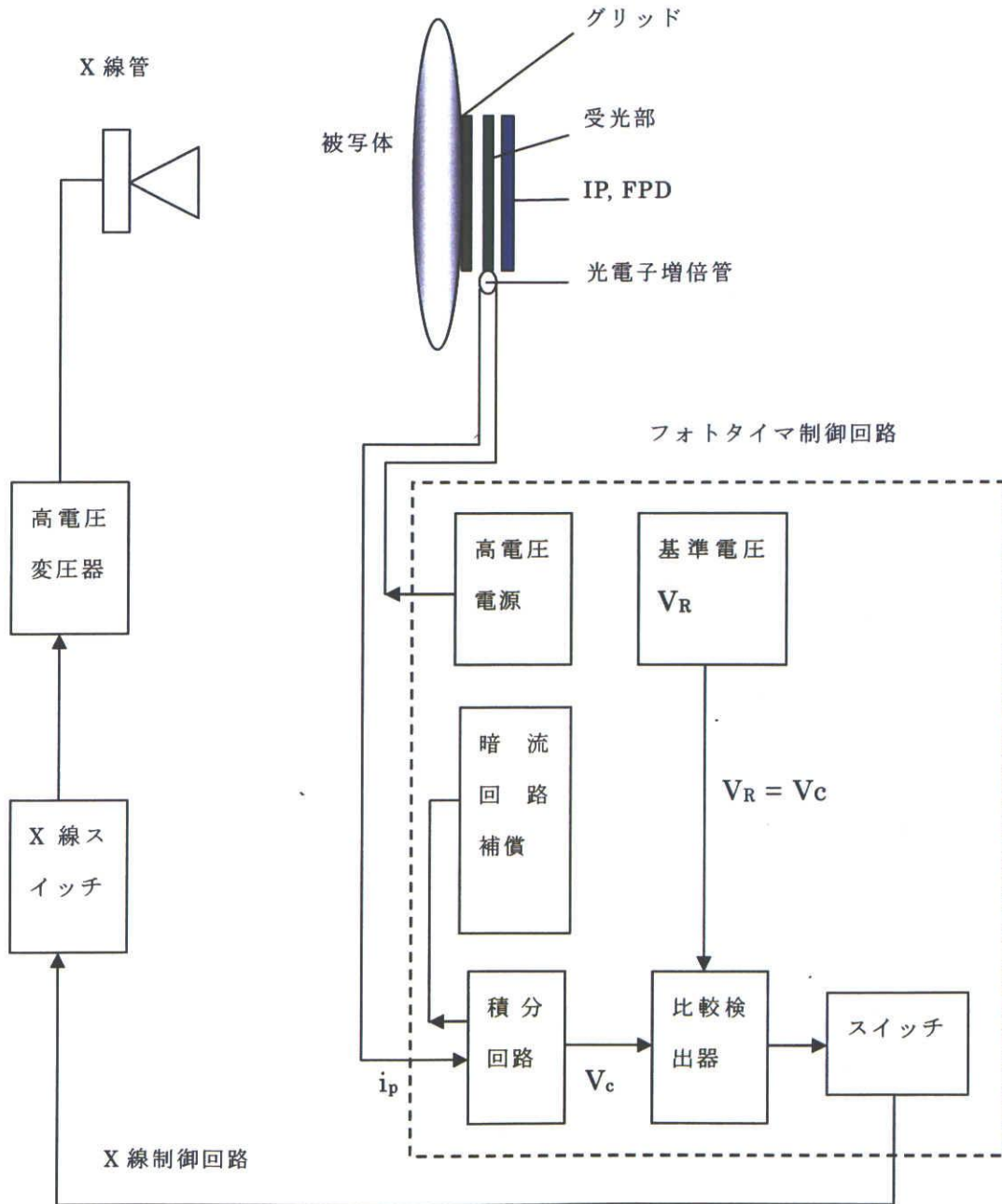


図 3.4 フォトタイマによる AEC の原理

Fig.3.4 Configuration of AEC by Photo-timer.

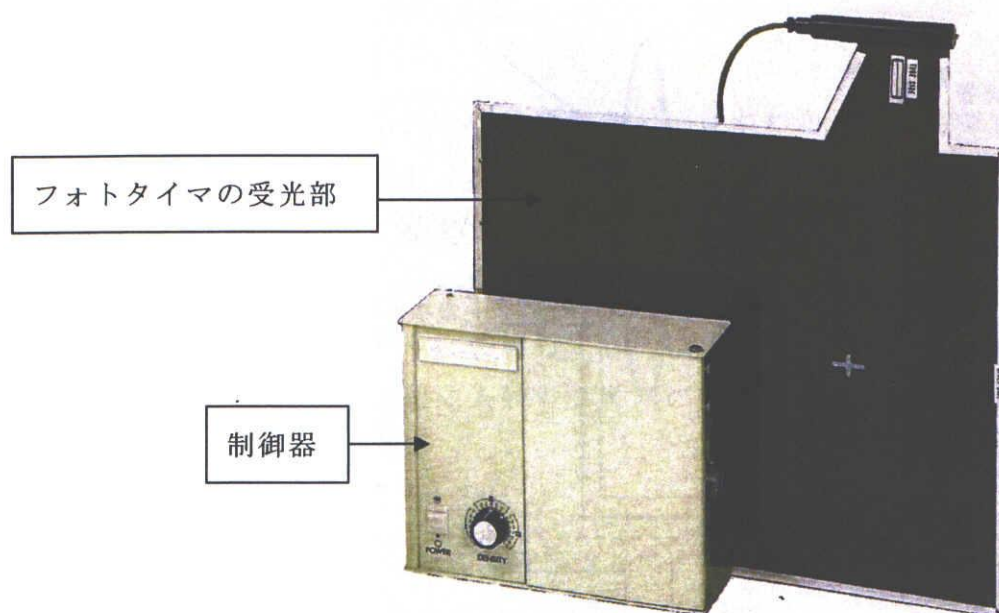


図 3.5 フォトタイマの受光部と制御器

Fig.3.5 Sensor and Controller of Photo-timer.

(2)被写体厚特性

被写体透過後の X 線の実効エネルギーが被写体厚に依存するため、管電圧特性が被写体厚に影響を受ける。実際には薄い被写体に対して高電圧、高電流で撮影したとすると、遮断時間がきわめて短くなり、その結果応答特性が劣化して照射 X 線量は増加傾向となる。また逆に薄い被写体を低電圧撮影すると、検出部の X 線吸収により照射 X 線量は低下傾向に制御される。さらに後述の検出遅れ、遮断遅れ特性も関係し、図 1.4 で示した短・長時間特性として現れる。つまり被写体厚特性⁽²¹⁾⁽²²⁾は、多くの特性の総合評価と考えることができる。

(3)管電圧特性

X 線受像器と AEC の受光部のそれぞれの感度特性が X 線エネルギー特性を持っており、両者は線形関係ではない。また X 線受像器に入射する X 線量と AEC の受光部の X 線量に差があり、この差が X 線エネルギー依存性を持っているために管電圧特性を生じる。

(4)検出遅れ，遮断遅れ特性

X線の強度変化があつてから受光部の出力が変化するまでの時間遅れ，AEC内の制御回路による時間遅れ，AECからX線高電圧装置へX線遮断信号を出力してから実際にX線が遮断されるまでの時間遅れが発生する。しかし，インバータ式装置では遮断特性は極めて良好で，このような時間遅れ現象はほとんど無視してよいほど小さいとされている。

3. 6. 2 AECの問題点

現在使用されている自動露出制御機構は，前項で述べたように，被写体厚が標準体に比べてかなり厚い場合またはかなり薄い場合，適正な露出量から逸脱してしまうという被写体厚特性があり，この特性を補正するために自動露出の濃度制御を段階的(7～9段階)に増減できる濃度調節機構が組み込まれている。この機構は，痩せた人(腹厚の薄い人)ではAECより撮影タイマーが短くなるように，太った人(腹厚の厚い人)ではAECより撮影タイマーが長くなるようにそれぞれ3～4段階調整することで，CRのIPやFPDに到達するX線量を一定にする仕組みである。

この機構の各段階の濃度設定量は，各施設で任意に調整できるようになっており，ある病院での設定量は，AECの濃度調整が3段階調整であるので，調整値が±1であれば露出時間は±15%，±2であれば±30%，±3であれば±45%増減する設定としている。このように，増減の幅が一般的に±15～20%と大きく，調整は段階的である。この調整には撮影者の経験に基づいた主観が入り，細かい撮影条件の設定ができなく，また，撮影者が異なった場合などは増減線量に対して再現性がなく，放射線防護の最適化が十分達成できていないのが現状である。

3. 6. 3 被写体厚特性の調査

(1)調査の概要

デジタル一般 X 線撮影において、現在一般的に使用されている画像処理装置のタイプは、CR と FPD である。2007 年の調査⁽²³⁾では、CR のみ使用：FPD のみ使用：CR・FPD 両方使用：フィルム／スクリーン(アナログ)のみ使用の比率は、70：2：17：11 であった。この中で、現在一般的に使用されている CR システムを使用して、AEC の被写体厚特性の調査を行う。まず、X 線管電圧が 70kV、80kV、90kV 時の AEC の被写体厚特性の測定を行い、つぎに、被写体厚特性を撮影時間によって補正する近似式を求める。その結果を AEC 使用時のデジタル腹部・腰椎 X 線撮影において、被写体厚特性の強い領域での撮影に応用する。

(2)CR システムと FPD システム

①CR システム

輝尽性蛍光体(BaFX : Eu²⁺ X : Cl, Br, I)を塗布した IP(図 3.6)を使用した CR システム⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾の基本構成を図 3.7 に示す。このシステムは、従来の F/S(フィルム／増感紙)系と同様な X 線撮影を行うことができる。まず X 線撮影により、X 線撮影用のカセット(図 3.6)に収めた IP に、X 線画像情報を蓄積する。このとき輝尽性蛍光体は捕獲電子の形で情報を記録する。この情報は、経時的な退行現象があるが、1 週間以上にわたって保存される。

つぎに、高精度なレーザー走査を 100 μ m ごとに行って、輝尽性蛍光体を発光させ、照射した X 線量に比例する発光量を光電子増倍管で検出して、時系列の電気信号とする。その電気信号を A/D 変換器によりデジタル化する(図 3.8)。そしてデジタル化した信号を、画像診断をより精度の高い画像にするため、視覚系の特性を生かした画像処理を行い、X 線画像のプリント出力を行う。現在はプリント出力を行うことも少なくなり、画像用ネットワークを用いたモニタ診断に移行しつつある。

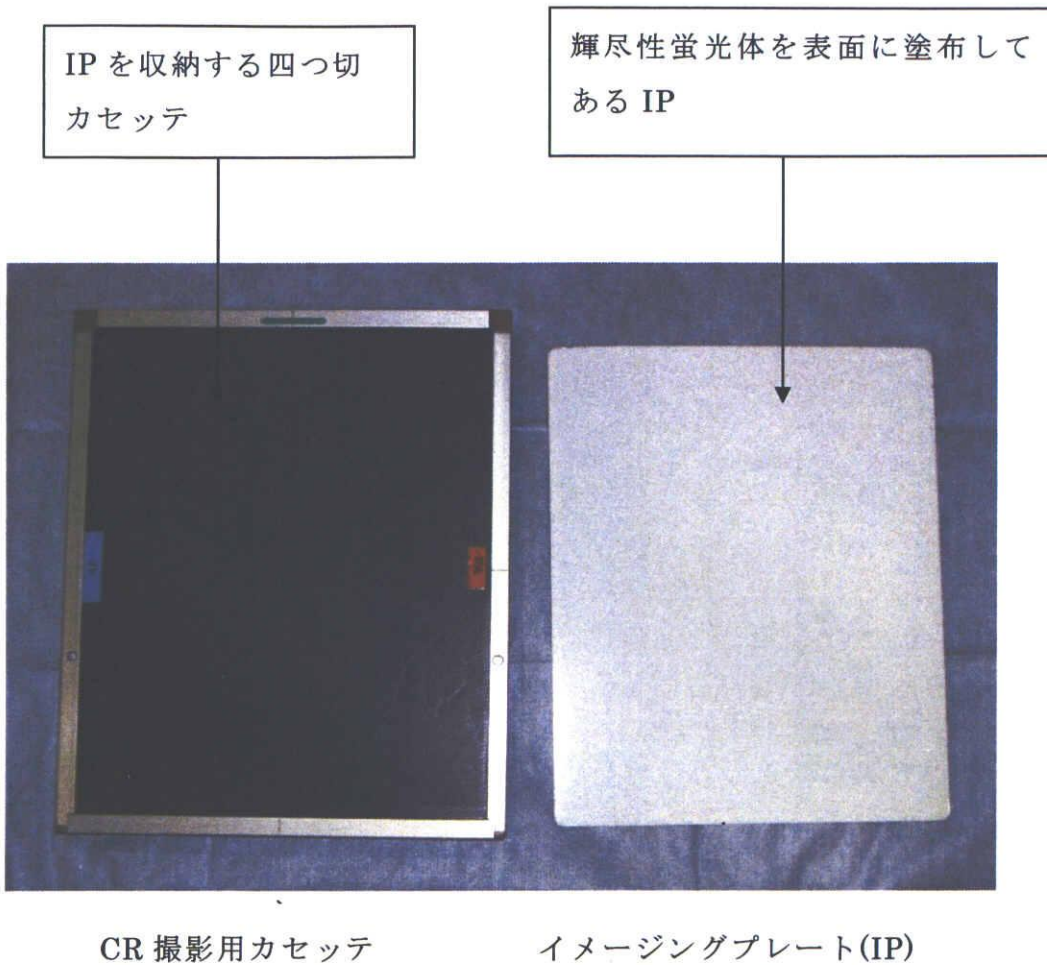


図 3.6 FCR システムで使用するカセットとイメージングプレート

Fig.3.6 The Cassette and Imaging Plate(IP) of FCR system.

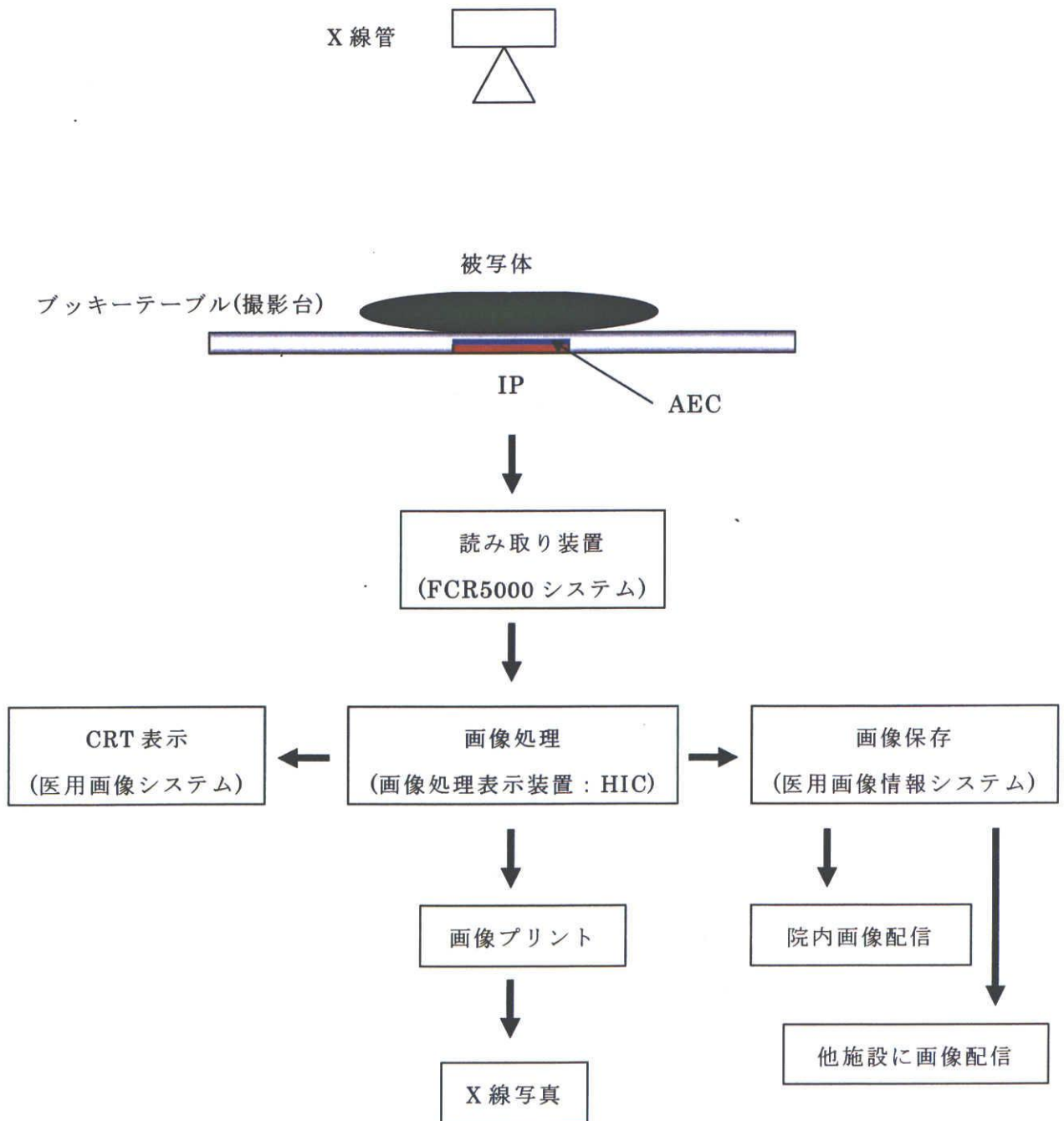


図 3.7 CR システムの基本構成

Fig.3.7 The Basic Configuration of CR system.

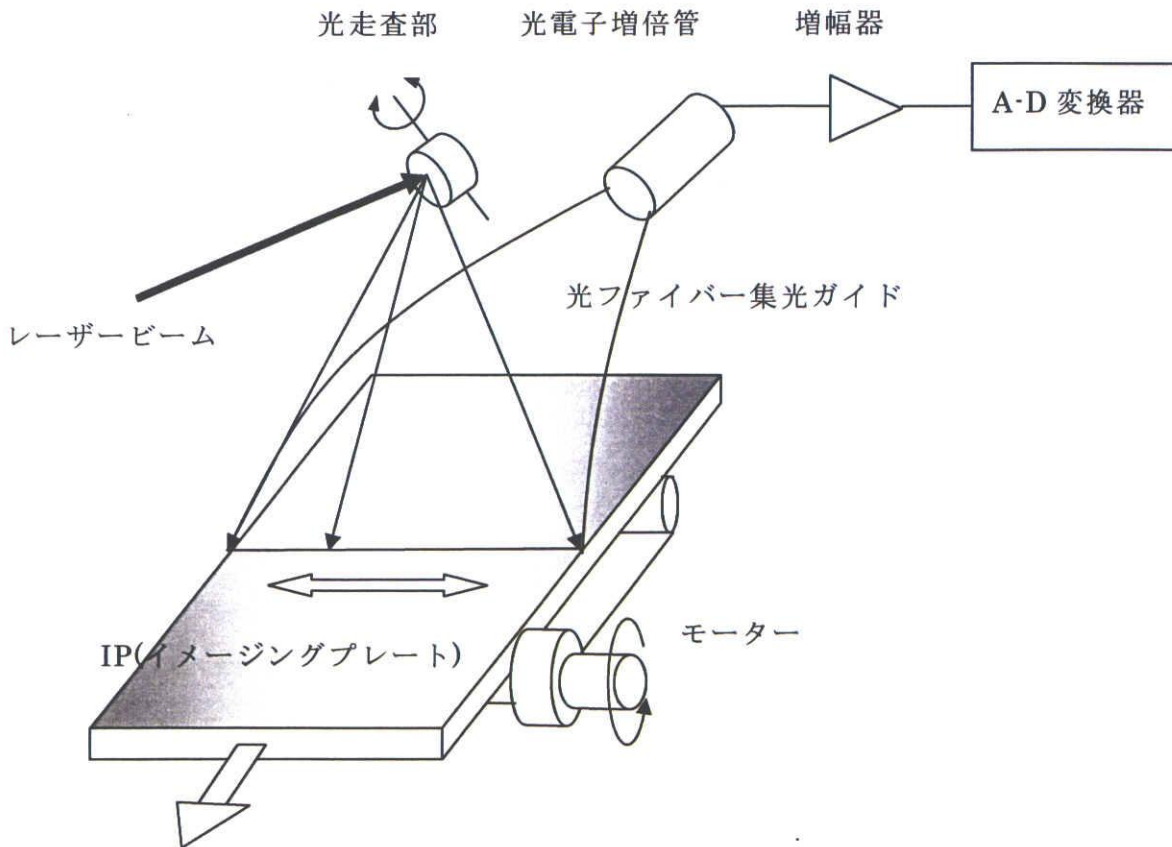


図 3.8 読み取り装置における X 線画像のデジタル化の原理

Fig3.8 Principle of digitization of X-ray image in Image Reader.

② FPD システム

FPD システム⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾の基本構成を図 3.9 に示す。FPD は半導体などを用いて、X 線エネルギーを電気信号に変換し、X 線画像を構築する検出器である。構成は図 3.10 のように、X 線変換部、検出素子アレイ部、高速信号処理部、デジタル画像伝送部などにより構成される。X 線変換部では、パネルで受けた X 線エネルギーを電荷量に変換し、その電荷は、X 線検出アレイ部にマトリックス状に配置された画素のコンデンサに蓄積される。蓄積された電荷は、TFT(Thin Film Transistor)スイッチを介してデジタル値として読み出し、選択信号を行方向に与えて画像信号が得られる。高速信号処理された画像データは、デジタル画像伝送部で配信される。

第3章 ファジィ推論を用いた人体腹厚の推定による被曝低減

FPDのX線検出方式には直接変換方式と間接変換方式がある。直接変換方式は、X線変換部にてX線エネルギーを直接電荷に変換する方式のことであり、現在半導体のアモルファスセレン(a-Se)が一般的に用いられる。a-Seの厚みは約500~1000 μm 程度である。一方間接変換方式は、X線をシンチレータでいったん光に変換し、その光をホトダイオード(a-Si)などの受光素子で電荷に変換する方式である。シンチレータから発生した光子は、ホトダイオードで集光され、光量に応じた電荷が発生する。シンチレータには、CsI:TlやGd₂O₂S:Tbなどが使用されている。CsI膜は約400~600 μm 程度である。

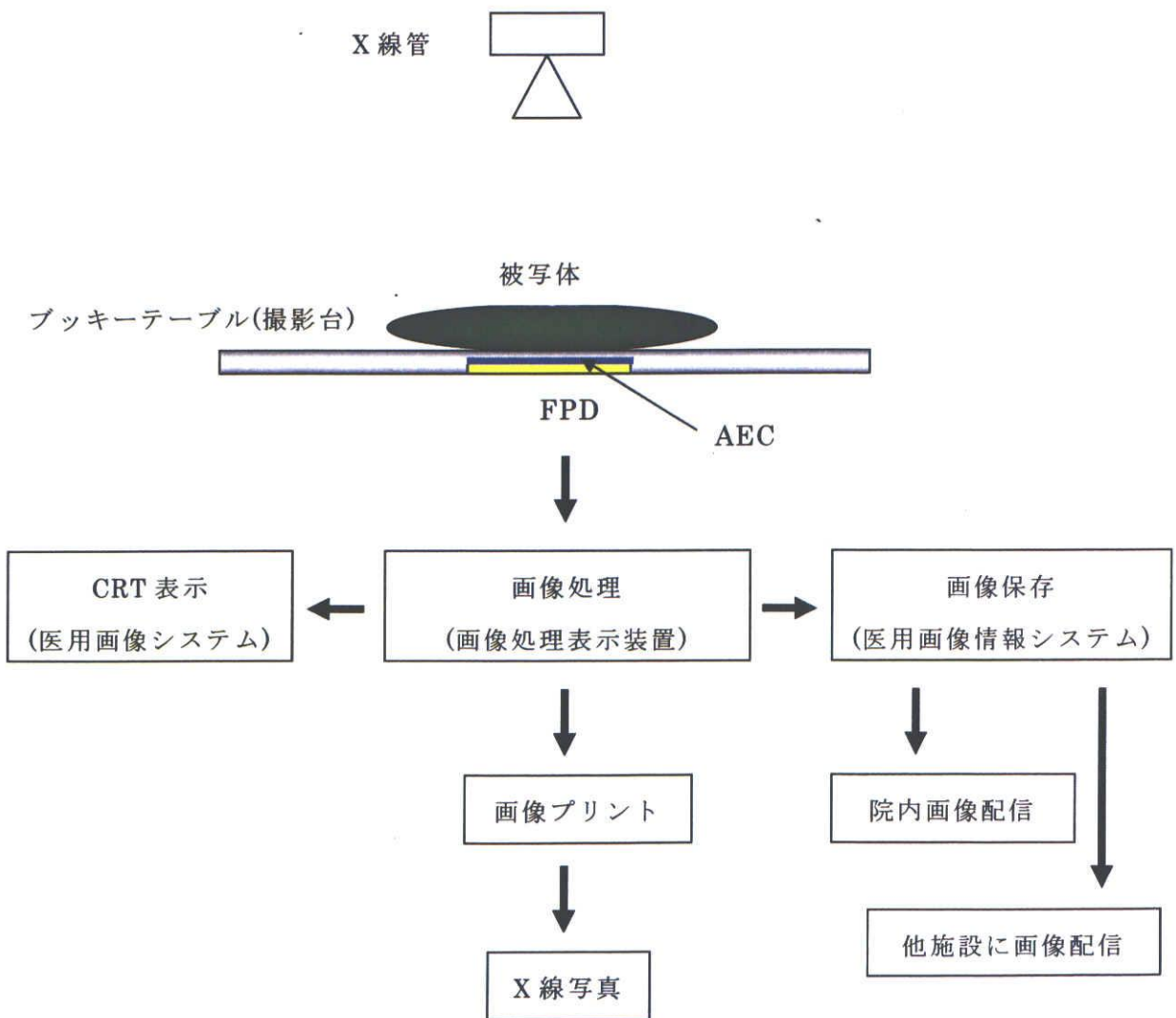


図 3.9 FPD システムの基本構成

Fig.3.9 The Basic Configuration of FPD System.

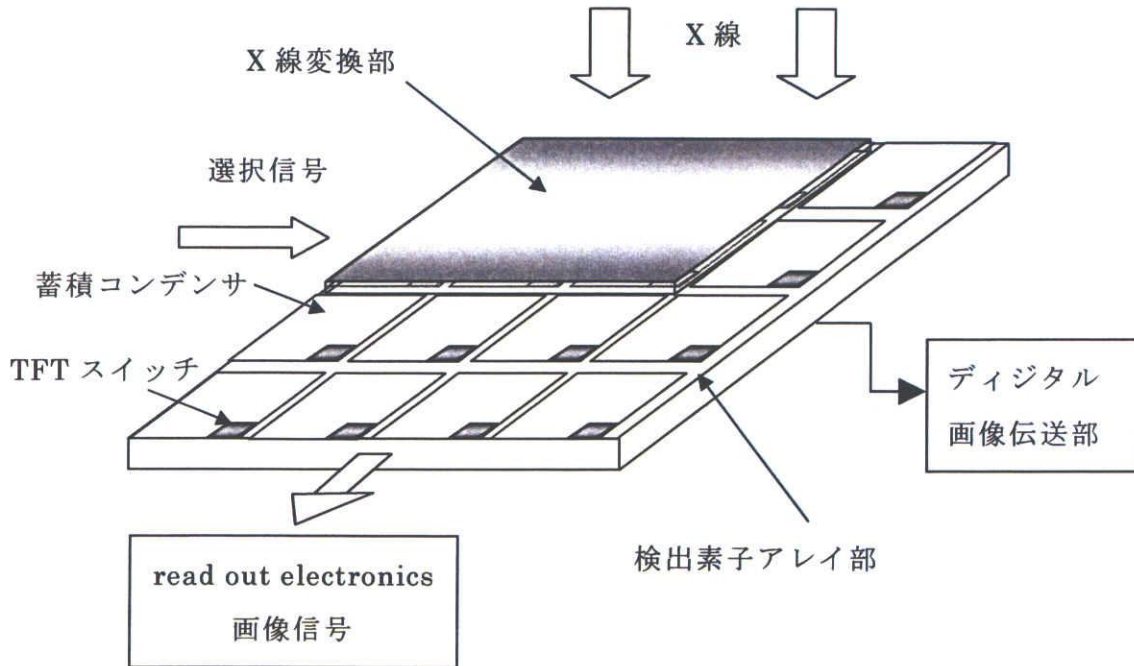


図 3.10 フラットパネルの構成

Fig3.10 Configuration of FPD.

(3)使用機器(図 3.11, 図 3.12, 図 3.13)

画像処理装置 : FCR5000 システム(富士フイルムメディカル社製)(図 3.11)

三相交流インバータ X線診断装置 : DHF-158H II (日立メディコ社製)(図 3.12)

AEC : HIAUTO(日立メディコ社製)(図 3.5)

半導体線量計 : Solidose300(RII Elect.社製)(図 3.13)

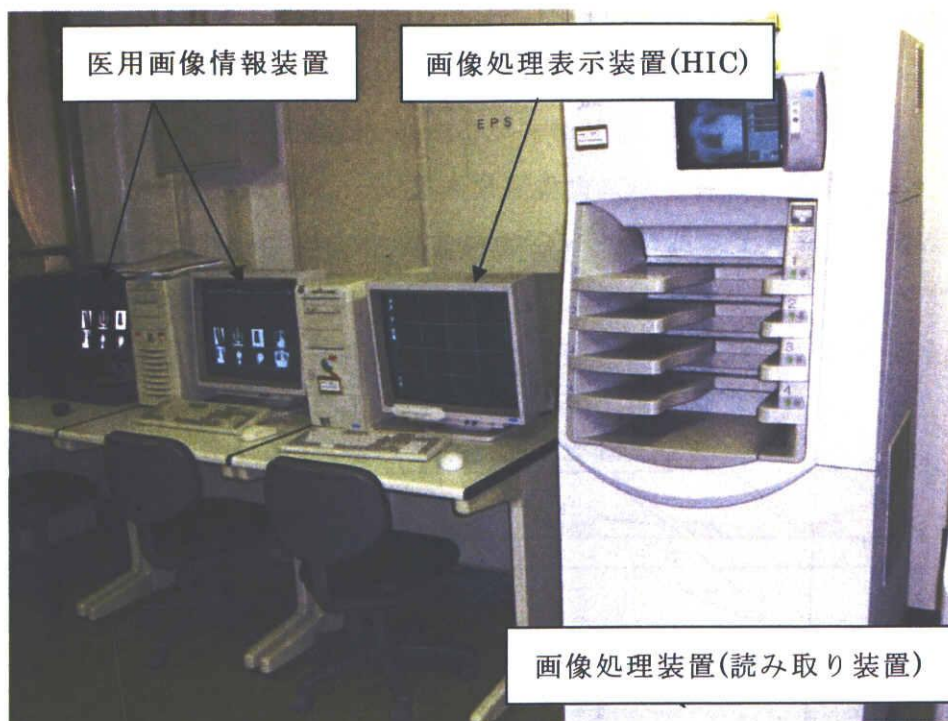


図 3.11 FCR5000 システム

Fig.3.11 FCR5000 system

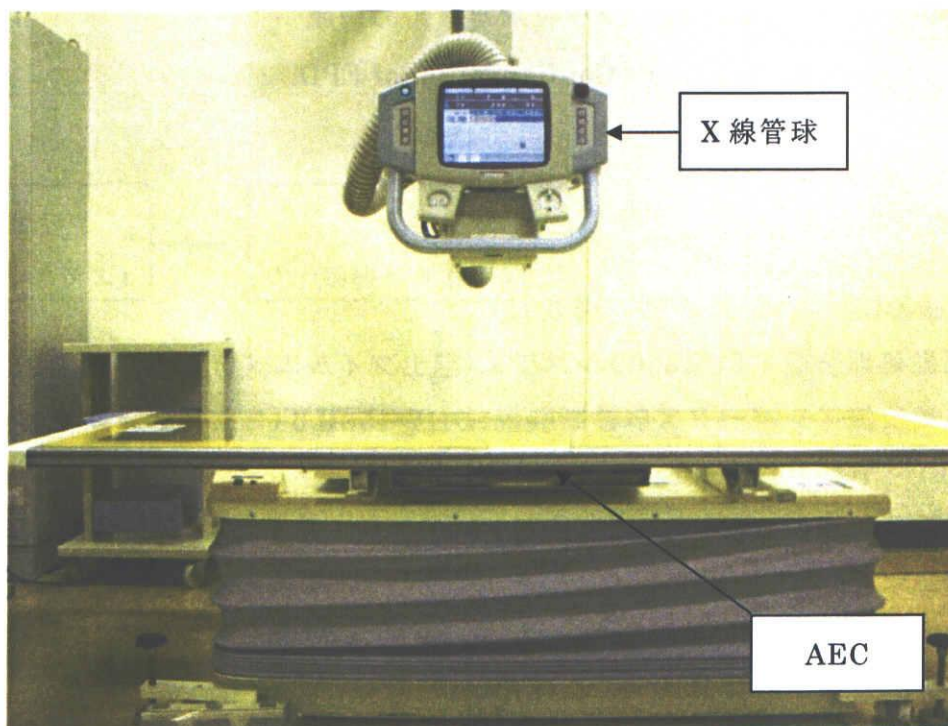
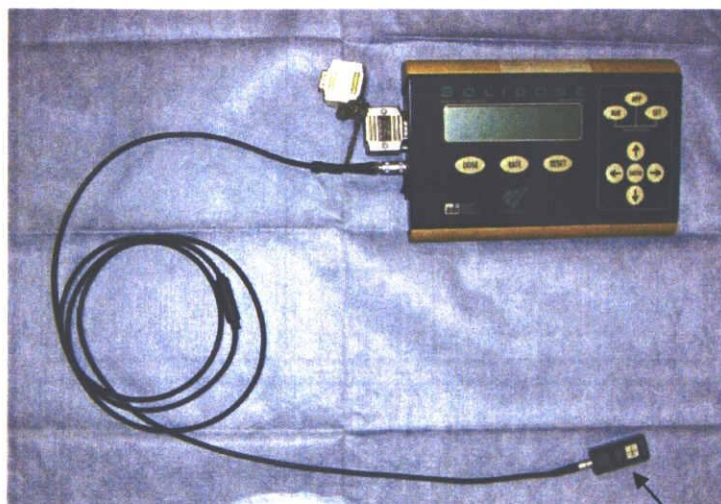


図 3.12 X線撮影装置(DHF-158H II)

Fig.3.12 X-ray system(DHF-158H II)



X線照射線量測定用
半導体検出器

図 3.13 Solidose300

Fig.3.13 Solidose300

(4)被写体厚特性の測定

今回実験に使用した、1 受光部 1 フィールドタイプ(50 mm ϕ)の半導体検出器の採光野を持つ AEC の被写体厚特性を調査した. 図 3.14 に示す幾何学的条件で、アクリルファントムを撮影し、IP に到達する X 線量を、カセットの中央直上に設置した半導体線量計を用いて測定した. この時の AEC の設定値は、適正線量で露出時間が遮断されるように、名古屋掖済会病院において実際に臨床で使用している ± 0 とする.

名古屋掖済会病院での適正線量は、成人デジタル腹部・腰椎 X 線撮影について、日本放射線技師会のガイドライン以下で、診療科の医師が診断可能である画質で、かつ被検者の被曝線量が最小となる線量とする. 撮影条件は管電圧を 70kV, 80kV, 90kV の 3 種類, 管電流は 200mA, 照射野は IP の位置で 400 mm \times 400 mm 一定とする. 被写体厚特性は、400 mm \times 400 mm のアクリルファントムの厚さを 50 ~ 300 mm まで 10 mm 間隔で変化させた時の各条件下で、透過線量とファントム厚の関係より求める.

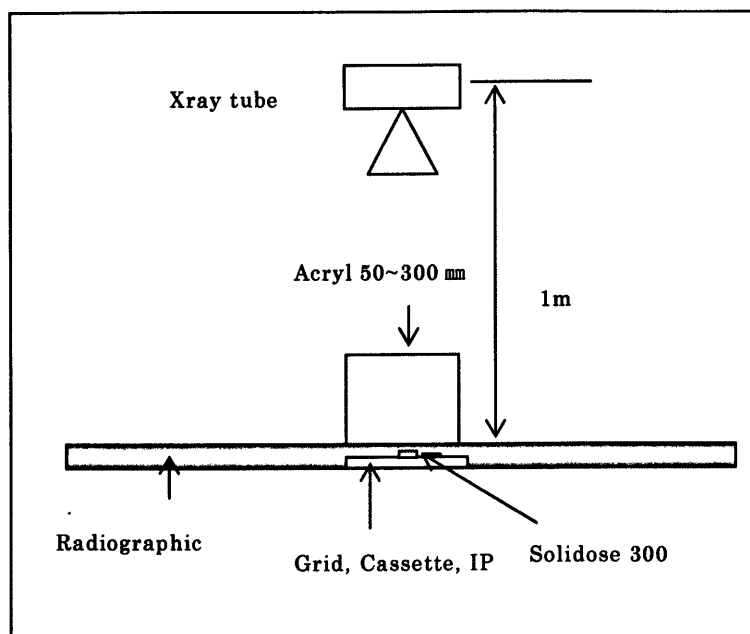


図 3.14 模擬腹部・腰椎撮影の配置図

Fig.3.14 Schematic diagram of the radiographic geometry simulating abdominal and lumbar thickness.

(5)被写体厚特性の補正

(4)と同じ幾何学的条件下において、AECを使用しないで、被写体厚特性が強い領域の X 線量が被写体厚特性の弱い(適正線量からの逸脱度が小さい)領域と同等の X 線量になるようマニュアル調整を行い、照射時間を求める。これを管電圧、アクリルファントム厚ごとに行う。ここで得られた照射時間とファントム厚の関係より被写体厚特性の強い領域を補正したグラフを作成し近似式を求める。

3. 6. 4 被写体厚特性の調査結果

今回実験に使用した精度管理された日立社製 AEC において、アクリルファントム厚 50~300 mm と X 線量との間に、図 3.15 に示すような被写体厚特性があることが判った。撮影に使用された線量は、ファントム厚の薄い方では適正線量より大きく(照射時間が適正照射時間より長く)、厚い方では小さく(照射時間が短く)なる傾向があった。また管電圧が低い場合は照射時間が長く、高い場合は照射時間が短くなる傾向があった。このように管電圧特性も確認することができた。

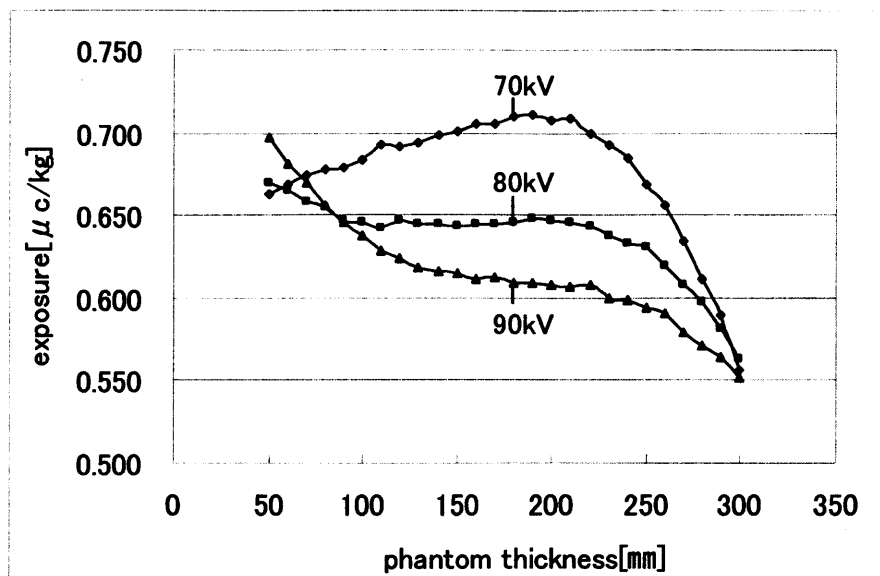


図 3.15 被写体厚特性

Fig.3.15 Radiographic characteristic of object of AEC.

被写体厚特性の補正に必要な X 線量は、被写体厚特性の弱い領域の平均値から 70kV が $0.704 \mu C/kg$, 80kV が $0.645 \mu C/kg$, 90kV が $0.609 \mu C/kg$ であった。管電圧およびファントム厚ごとに、X 線量が上記の平均値と同じになる照射時間を求め、被写体厚特性の強い領域を補正したグラフを補正前のグラフと共に図 3.16 に示す。その結果より、以下に記す補正前後の曲線の近似式を得た。

$$\begin{aligned}
 70\text{kV} \quad Q &= 4.31e^{0.0174P} \quad (\text{補正前}) \\
 Q &= 4.24e^{0.0177P} \quad (\text{補正後}) \quad \text{--- (3.11)}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 80\text{kV} \quad Q &= 3.07e^{0.0162P} \quad (\text{補正前}) \\
 Q &= 2.86e^{0.0167P} \quad (\text{補正後}) \quad \text{--- (3.12)}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 90\text{kV} \quad Q &= 2.34e^{0.0154P} \quad (\text{補正前}) \\
 Q &= 2.00e^{0.0162P} \quad (\text{補正後}) \quad \text{--- (3.13)}
 \end{aligned}$$

[P : 腹厚 Q : 照射時間]

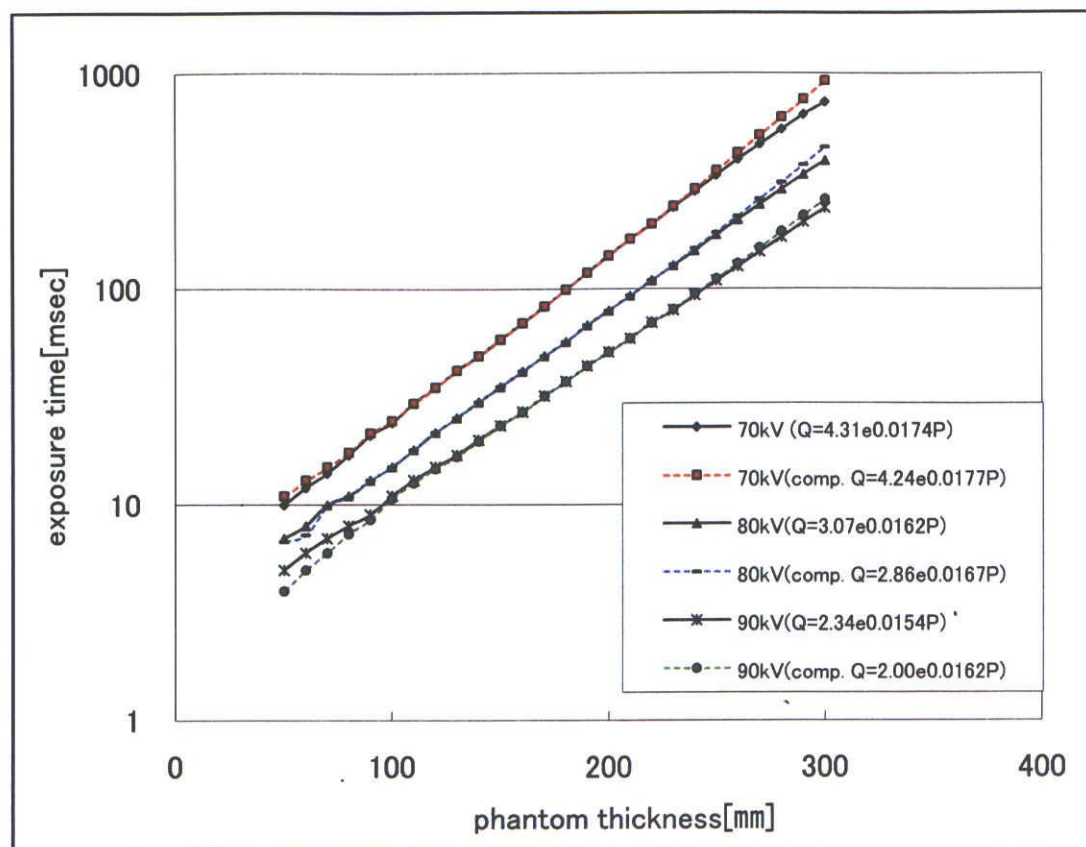


図 3.16 被写体厚特性を補正した照射時間とファントム厚との関係

Fig.3.16 Relation between the exposure time rectifying the radiographic characteristic of object and the phantom thickness.

3. 6. 5 AEC への応用

AEC 使用時のデジタル腹部・腰椎 X 線撮影において、被写体厚特性の弱い領域での撮影は、補正もなく AEC 撮影を行う。被写体厚特性の強い領域での撮影は下記の方法で補正を行う。

表 3.8 で求めた相関係数と同時に求められる各グループの一次回帰線の式に FBMI, F1.5PI を代入し、腹厚（正面・側面）を推定する。そこで電圧ごとに決めた被写体厚特性の強い領域に腹厚が推定されたら、AEC の補正対象とする。この腹厚(Y)を近似式(3.11~3.13)の P に代入し、照射時間(Q)を求める。予め制御時間を増減するプログラムを装置に組み込み AEC 撮影を行う。この方法を応用し AEC 撮影を行えば、どの腹厚に対しても、適正線量に近い撮影を行うことができ

る。さらに管電圧によって照射線量が増減する管電圧特性も考慮したプログラム設定を行えば、より良い撮影方法になると考える。

3.7 まとめ

各グループの BMI, 1.5PI と実測正面・側面腹厚との相関係数(ファジィ推論前)と各グループの FBMI, F1.5PI と実測正面・側面腹厚との相関係数(ファジィ推論後)を表 3.6 にまとめた。2 群の平均値の差の検定によりファジィ推論前の群と推論後の群との間には、有意性は認められた。よって腹厚推定にファジィ推論は有用であると考ええる。

デジタル腹部・腰椎撮影に必要な正面・側面腹厚推定は、各被検者を表 3.8 のグループに分ける。続いて身長と体重より表 3.8 の各体格指数の組み合わせにより FBMI, F1.5PI を求める。さらに図 3.17 のように各グループの一次回帰式を求め、その一次回帰式の X に FBMI, F1.5PI を代入し正面・側面の腹厚 Y を求める。

腹厚計の使用を勧める活動も必要と考えるが、目測による条件設定を行っている放射線技師が勤務している施設において、本章で示したこの方法は、各施設でアナログ法による比感度を設定し、その比感度に対応した撮影条件を設定すれば腹部・腰椎撮影に充分適用できる。また放射線技師が勤務していなくて、医師が X 線撮影を行っている施設でも充分適用できると考えられる。現在多くの病院、医院では、大～小規模の電子カルテシステム、オーダーリングシステムが導入され、被検者の基礎データとして、身長と体重は入力されている。この入力値より FBMI と F1.5PI を求め、腹部・腰椎 X 線撮影において、その値を活用できるものと考えられる。

3.6 節では、ファジィ推論で得られた推定腹厚を診断用 X 線装置の自動露出制御機構に応用する方法について述べた。アクリルファントム厚と X 線量との間に被写体厚特性があることが判った。撮影に使用された線量は、ファントム厚の薄い方では適正線量より大きく、厚い方では小さくなる傾向があった。つまり被写体厚特性の強い領域があった。また管電圧が低い場合は照射時間が長く、高い場合は照射時間が短くなる傾向があり、管電圧特性もあることが判った。

被写体厚特性の補正に必要な照射時間は、被写体厚特性の弱い領域の平均値から、管電圧およびファントム厚ごとに、X 線量が平均値と同じになる照射時間を求め、補正前後の曲線の近似式より求めることができた。

AECには被写体厚特性の強い領域の補正が必要となる場合があった。AECの被写体厚特性の強い領域を従来の濃度調節機構よりきめ細かく補正する方法は、身長と体重の簡単な情報を利用したファジィ推論によって精度良く腹厚を推定し、その腹厚によって照射時間を補正する近似式を使用することで可能となった。また管電圧の変化によって照射線量が増減する補正を加えれば、より適正線量に近い線量でデジタル方式でもアナログ方式でも腹部・腰椎 X 線撮影を行うことができる。

今後の課題としては、以下の事項について検討する。

今回算出した FBMI と F1.5PI は、被検者それぞれの体格を反映した値であるが、骨密度、脂肪質、筋肉質などのファジィ推論ファクターを加えることで、さらにファジィ推論値と被検者の腹厚との相関係数を高くできると考える。また他のファジィ制御法を用いて、より相関率の高い方法も検討する。

今回は、一般 X 線撮影時に簡単に取得できる被検者の情報として身長と体重を選択した。その身長と体重をパラメータとした肥満度、体格指数の変数相互には強い関連があるため重回帰分析は不適當と考え、放射線技師が行う目測によるあいまいな腹厚推定の情報処理をコンピュータで実現しようとするときにはファジィ推論が最適と考え選択した。しかし、性別、年齢、体格指数、骨密度、脂肪質、筋肉質などの、相互に関連の弱い独立変数を複数個もつ重回帰分析の適用も新たに検討する必要がある。

例えば、多くの変数を含むデータを解析して、それらの変数のうちどの変数が目的変数に関係があるかを重回帰分析し、その変数をファジィ推論に応用する。または、いくつかの相互に弱い変数を用いる重回帰分析により、腹厚を推定する式を導き出す方法などが考えられる。

本章では、本研究で提案したファジィ推論による腹厚推定とその AEC への応用により適正線量で撮影する手法を提案した。次章では、人体の骨密度値の違いにより、デジタル腰椎 X 線撮影における被曝線量をさらに減少させる方法について述べる。

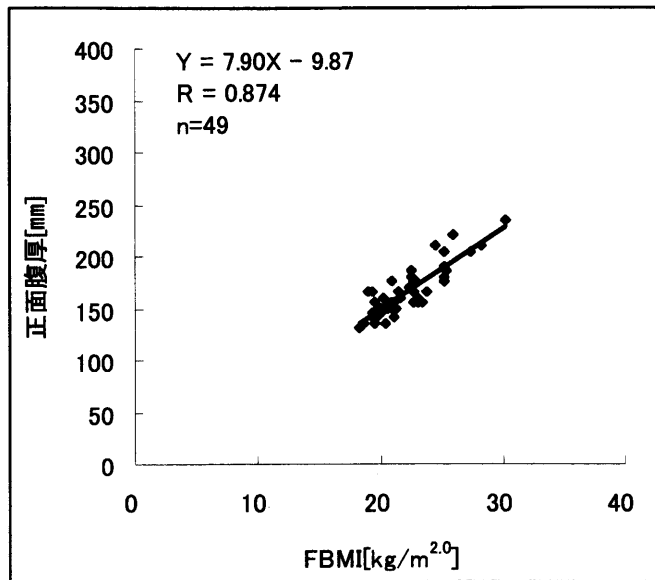


図 3.17 FBMI(青年層)と実測正面腹厚との相関

Fig.3.17 Correlation with FBMI(16~40 years old) and measured abdominal thickness(frontal, lateral).

第3章の参考文献

- (1) 岡部哲夫, 瓜谷富三: 放射線診断機器工学(第2版), pp.391-406, 医歯薬出版株式会社, 東京, (2004)
- (2) 近藤裕二, 広藤喜章, 才賀 治, 石橋一都: “ガラス線量計による診断領域 X線装置の出力測定およびアンケート調査”, 日本放射線技師会雑誌, Vol.50, No.1, pp.48-56(2003)
- (3) J.Valentin: “Annals of the ICRP ICRP Publication 93 - Managing Patient Dose in Digital Radiology -”, ICRP, Stockholm, (2004)
- (4) Amy Berrington de Gonzalez, and Sarah Darby: “Risk of cancer from diagnostic X-rays”: estimates for the UK and 14 other countries, The LANCET, Vol. 363, pp.345-351(2004)
- (5) 安信誠二: ファジィ工学, pp.20-76, 昭晃堂, 東京, (1991)
- (6) 本多中二, 大里有生: ファジィ工学入門, pp.136-166, 海文堂出版, 東京, (1995).
- (7) 電気学会: あいまいとファジィーその計測と制御一, pp.1-49, オーム社, 東京, (2001)
- (8) 萩原将文: ニューロ・ファジィ・遺伝的アルゴリズム, pp.75-92, pp.129-142, 産業図書, 東京, (2004)
- (9) 池田義雄, 井上修二: 肥満の臨床医学, pp.137-139, 朝倉書店, 東京, (1993)
- (10) 宮崎滋: 肥満症教室ー生活習慣病克服のためにー, pp.108-191, 新興医学出版社, 東京, (2002)
- (11) 松沢祐次: 内臓脂肪型肥満ーマルチプルリスクファクター症候群としてー, pp.1-63, 医療ジャーナル社, 東京, (1995)
- (12) 上田 傑: “ファジィ推論による撮影条件決定法”, コニカ X-レイ写真研究, No.204, Vol.42, No.5, pp.207-211(1991)
- (13) 岡部哲夫, 瓜谷富三: 放射線診断機器工学(第2版), pp.391-406, 医歯薬出版株式会社, 東京, (2004)
- (14) 山下一也, 小川敬寿, 巢組一男, 他: 診療放射線技術大系 専門技術学系 9. 日本放射線技術学会編 pp.297-304(1986)
- (15) 池田義雄, 井上修二: 肥満の臨床医学, pp.129-133, 朝倉書店, 東京, (1993)
- (16) 池田義雄, 井上修二: 肥満の臨床医学, pp.133-138, 朝倉書店, 東京, (1993)

- (17)松沢祐次：内臓脂肪型肥満－マルチプルリスクファクター症候群として－，
pp.63，医療ジャーナル社，東京，(1995)
- (18)池田義雄，井上修二：肥満の臨床医学，pp.133-134，朝倉書店，東京，(1993)
- (19)木村都，佐藤元信，砂田久一，他：医療統計学，pp122-144，廣川書店，東京，
(2001)
- (20)木村都，佐藤元信，砂田久一，他：医療統計学，pp.107-120，廣川書店，
東京，(2001)
- (21)日本放射線技術学会：臨床放射線技術実験ハンドブック，pp120-129，通商産
業研究社，東京，(1996)
- (22)田中仁，斎藤勲，山本千秋，山田勝彦：新・医用放射線技術実験(臨床編)，pp62-67，
共立出版株式会社，東京，(2005)
- (23)鈴木昇一，加藤英幸，浅田恭生，小林謙一，小林育夫，能登公也，近藤裕二，
塚本篤子：“X線診断時に患者が受ける線量の調査研究：中間報告”，日本放
射線技術学会 放射線防護分科会誌，No.26，pp.37(2008)
- (24)岡部哲夫，瓜谷富三：医用放射線科学講座第13巻 放射線診断機器工学第2
版，pp.81-105，医歯薬出版株式会社，東京，(2004)
- (25)青柳康司，阿部真治，小倉泉，清水悦雄：放射線機器学－診療画像機器－，
pp.134-153，コロナ社，東京，(2008)

第4章 骨密度値を用いた被写体コントラストによる被曝低減

4.1 はじめに

デジタル X 線一般撮影(CR, FPD)による X 線撮影では、高画質を得るために F/S 法の場合以上に多い X 線量を用いたデジタル腰椎 X 線撮影が行われ、被検者に無用な被曝をさせている傾向が見られる⁽¹⁾。第3章では被曝低減のために、被検者の腹厚を、ファジィ推論を用いて推定し、その推定値を AEC の被写体厚特性の強い領域に応用して、適正線量で撮影する方法を提案した。

第3章の AEC 撮影においては、性別、年齢などが違っても同じ腹厚であればほぼ同じ X 線量で制御される。本章では、人体の骨密度の変化^{(2)~(4)}による被写体コントラスト(被写体内の骨密度差)が、画像コントラスト(フィルムの濃度差)としての画像描出能に影響を与えることに着目し、同じ腹厚でも骨密度の大小によって画像描出能が変化する分、撮影に要する X 線量を増減できるという、デジタル撮影の利点を生かした被検者の被曝線量を低減する方法について述べる。画像描出能とは、ある撮影システム及び撮影条件で得られた X 線写真の描出能力のことである。そして、第3章のファジィ推論を用いて腹厚を推定し、その推定値を AEC の被写体厚特性の強い領域に応用する被曝低減の方法に、本章の骨密度値を用いた画像コントラストによる被曝低減の方法を加え、デジタル腰椎 X 線撮影における被曝線量をさらに低減する方法について述べる。

4.2 画像コントラストと被写体コントラスト

X 線画像コントラストとは、ある注目部位とそれ以外の部位とが区別できるような視覚的な特徴の差をいう。特に画像において、最も暗い部分と、最も明るい部分の濃度差のことをいう。X 線画像コントラストには、線コントラスト、フィルムコントラスト、X 線写真コントラスト⁽⁵⁾がある。

線コントラストに影響を及ぼす因子は、被写体の厚さ、線減弱係数(実効原子番号、密度、X 線質)、散乱線の有無などがある。フィルムコントラストに影響を及ぼす因子は、フィルムの種類、フィルム濃度(黒化度)、現像処理(現像温度、時間、処理液の組成)などがある。X 線写真コントラストに影響を及ぼす因子は、管電圧(X 線質)、付加フィルタ(X 線質)、ガンマ(フィルムコントラスト)、散乱線の有無

などがある。X線管焦点の大きさ、撮影距離、管電流、撮影時間はコントラストに影響しない因子である。

また、画像コントラストは以下の関係がある。

画像コントラスト = 被写体コントラスト × フィルムコントラスト

被写体コントラスト = 線コントラスト

本研究では、線コントラストに影響を及ぼす因子である線減弱係数(密度)に当たる、腰椎の骨密度(BMD: Bone Mineral Density[g/cm²])に着目し、画像コントラストに与える影響を検討した。フィルムコントラストにおいては、フィルムは一定で、現像機は現像液を使用しないドライタイプを使用し、X線写真コントラストにおいては、撮影条件、被写体厚などはすべて一定とした。よって両コントラストに関しては、画像コントラストに影響を与えないとして取り扱った。

4.3 画像コントラストと骨密度の評価

4.3.1 使用機器

本章で使用した機器は以下の通りである。

- (1) 三相交流インバータ X線撮影装置 XUD150B-10(島津製作所製)(図 4.1)
- (2) 線量計 Solidose300(半導体検出器)(RII Elect.社製)(図 3.13)
- (3) 骨密度測定装置 QDR-1000(HOLOGIC 社製)(図 4.2)
- (4) 画像処理装置 FCR 5000 システム(富士メディカル社製)(図 3.11)
- (5) アルミニウム(Al)板厚さ 0.1,0.2,0.5 mm厚(アクリルサンデー社製)
- (6) 銅(Cu)板 厚さ 0.1 mm厚(HIKARI 社製)
- (7) アクリル板 厚さ 20 mm厚(住友化学社製)
- (8) ハウレットチャート 70 μ m(ネガ・ポジ)(日興ファインズ工業社製)
- (9) 濃度計 Model 301RS(富士メディカル社製)(図 4.3)
- (10) Anti-Scatter Grid 60cm⁻¹, GR 8/1, FD 100cm(MITA MFG Co.ltd)

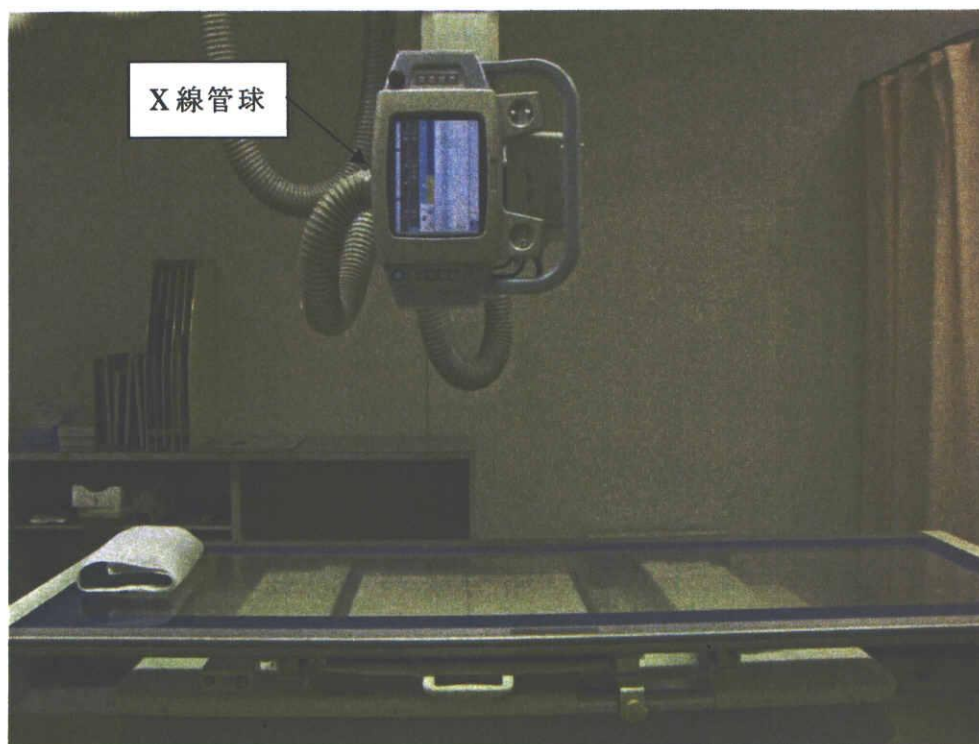


図 4.1 X線撮影装置(XUD150B-10)

Fig.4.1 X-ray System(XUD150B-10)

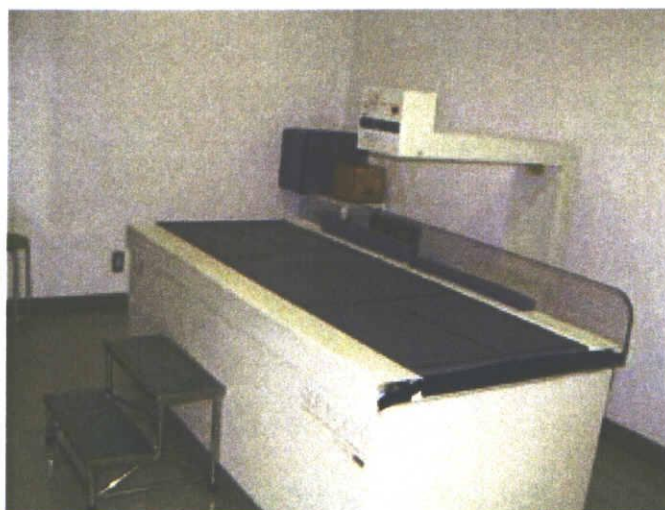


図 4.2 骨密度測定装置(QDR-1000)

Fig.4.2 Bone densitometer(QDR-1000)

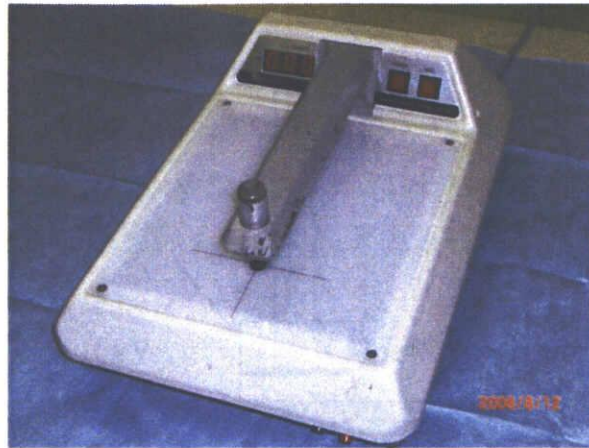


図 4.3 濃度計(Model 301RS)

Fig.4.3 Densitometer(Model 301RS)

4. 3. 2 各年代の骨密度等価量の測定

Al と Cu 板を用いて各年代の骨密度等価量を下記の方法により測定を行う。

人体の腰椎に見立てた大きさ 4.7 cm×30 cm の Al 0.1 mm, 0.2 mm, 0.5 mm, Cu 0.1 mm の板を, 図 4.4 に示すような 18cm 厚の亚克力板の表面から 10cm 深の位置に置く。骨密度測定装置(QDR-1000)⁽⁶⁾⁽⁷⁾により骨密度相当量を測定し, 測定値より使用した Al および Cu 板一枚あたりの骨密度等価量を計算する。

得られた Al, Cu 一枚当たりの骨密度等価量データを利用し, 日本骨代謝学会が示す 20~80 歳代男女の腰椎骨密度基準値(骨塩量測定装置 QDR-1000 による)⁽⁸⁾と等価となる Al および Cu 板の組み合わせを年代別に導出する。

その結果, Al および Cu 板一枚の骨密度等価量は以下のように算出された。

$$\text{Cu } 0.1\text{mm} = \text{骨密度 } 0.556\text{g/cm}^2$$

$$\text{Al } 0.2\text{mm} = \text{骨密度 } 0.027\text{g/cm}^2$$

各年代男・女の腰椎の平均骨密度と, その等価 Al・Cu の組み合わせ結果を表 4.1 に示す。

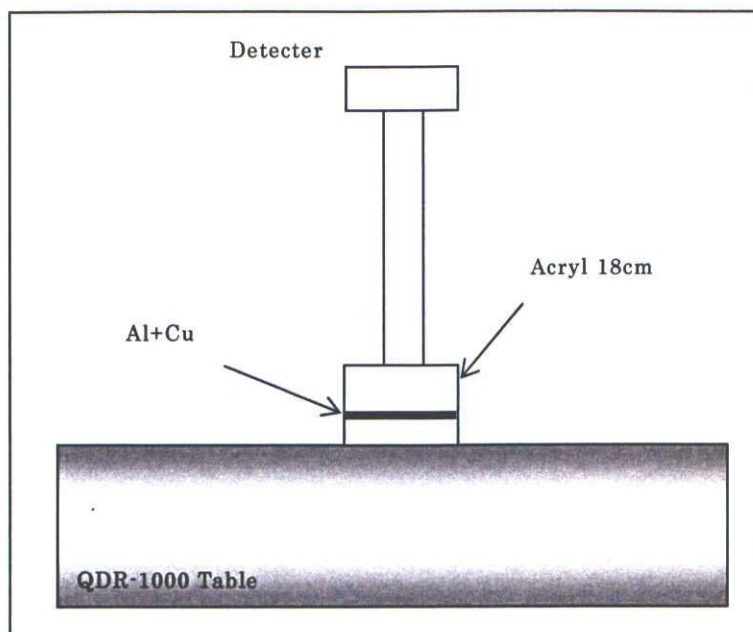


図 4.4 骨密度測定 of 配置図

Fig.4.4 Schematic diagram of the geometry of measurement of BMD .

表 4.1 腰椎骨密度に変換後の等価 Al, Cu 組み合わせ板の厚み

Table4.1 The age distribution of the bone mineral density of human bone (lumbar vertebrae), and equivalent thickness of Al+Cu plate.

Sex	Age	20 (20~29)	30 (30~39)	40 (40~49)	50 (50~59)	60 (60~69)	70 (70~79)	80 (80~89)
Male	Density [g/cm ²]	1.034	1.036	0.993	0.979	0.959	0.919	0.859
	Cu[mm]	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
	Al [mm]	3.5	3.6	3.2	3.1	3.0	2.7	2.2
Female	Density [g/cm ²]	1.003	1.023	1.002	0.884	0.783	0.729	0.691
	Cu[mm]	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
	Al [mm]	3.3	3.5	3.3	2.4	1.7	1.3	1.0

4. 3. 3 画像コントラストの測定

各年代の模擬腰椎の画像コントラストを下記の方法により測定を行う。

Al と Cu 板の骨密度等価量を計算した時と同様， 図 4.5 に示すような 18cm 厚の亚克力板の表面から 10cm 深の位置にこれらの組み合わせ板を模擬腰椎として設置して， CR による X 線撮影を行う。撮影条件等は次の通りである。

X 線管電圧：70kV	X 線管電流：200mA
照射時間：0.10 秒	FID (Focus IP Distance)：100cm
照射野の大きさ：25×30cm ²	

IP の読取り処理までの時間は，画像退行現象を考慮して，撮影されてから 1 分一定とする。上記の撮影条件は，どの年代の被検者(腹厚 18cm)の腰椎撮影においても，診断にまったく支障のない X 線量が得られるように設定した。

画像処理表示装置 (HIC：High Image Console) (図 3.11)による画像処理モードは次の通りある。

A(直線)階調	FIX モード[S 値(感度)=230]
L 値(寛容度)=2.0	GA(傾き)=1.0,
RE(強調度)=0	

この時，同一製造番号のフィルムを用いて，模擬腰椎の画像が観察しやすいように，ベース濃度 1.14 ± 0.05 以内になるよう処理する。

各年代の模擬腰椎を撮影して得られたフィルムを各 5 枚作成し，図 4.6 に示すように，模擬腰椎部のフィルム濃度を 5 箇所測定しその平均濃度 A を求める。同様に，ベース部分の平均濃度 B を測定し，濃度差(画像コントラスト⁽⁹⁾) B-A 値を求める。この時の A の範囲は人体の腰椎部分と想定し，B の範囲は腰椎の横突起を外した部分を想定している。

表 4.1 の組み合わせ板を使用した模擬腰椎ファントムの CR 画像から得られた画像コントラストの B-A 値を図 4.7 に示す。高骨密度ほど B-A 値は高く，年齢とともに骨密度が低下していくにつれて B-A 値も低下していく。B-A 値の最大値は 0.32，最小値は 0.19 であった。

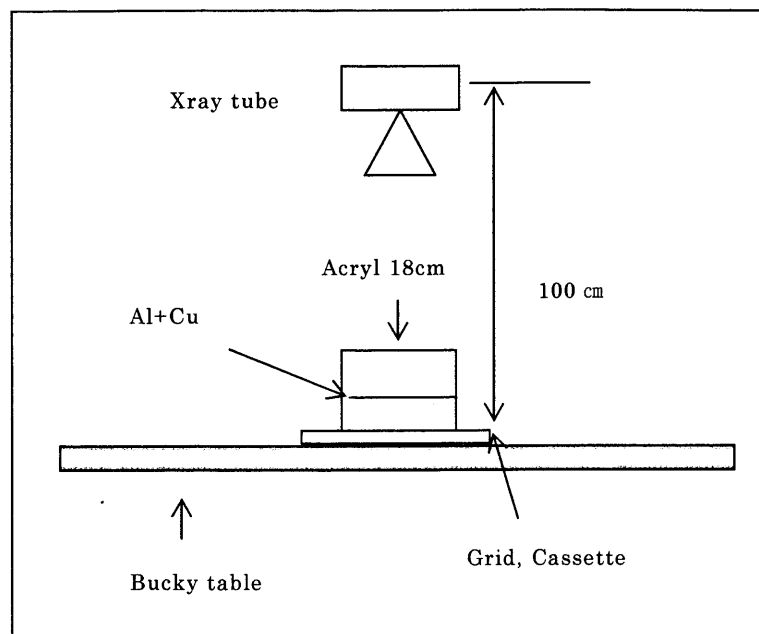


図 4.5 骨密度測定の設定図

Fig.4.5 Schematic diagram the radiographic geometry simulating lumbar vertebrae.

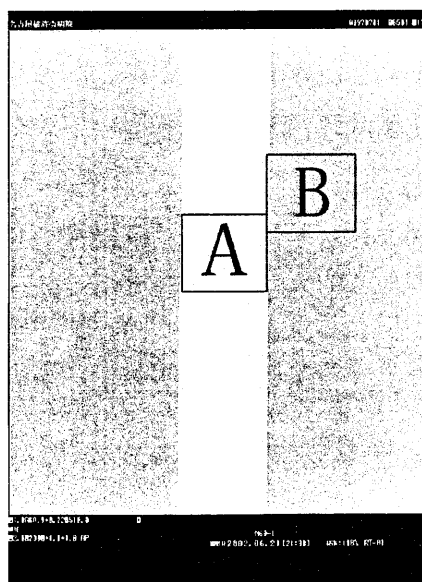


図 4.6 模擬腰椎フィルムの濃度測定点

Fig.4.6 Radiography simulating lumbar vertebrae.

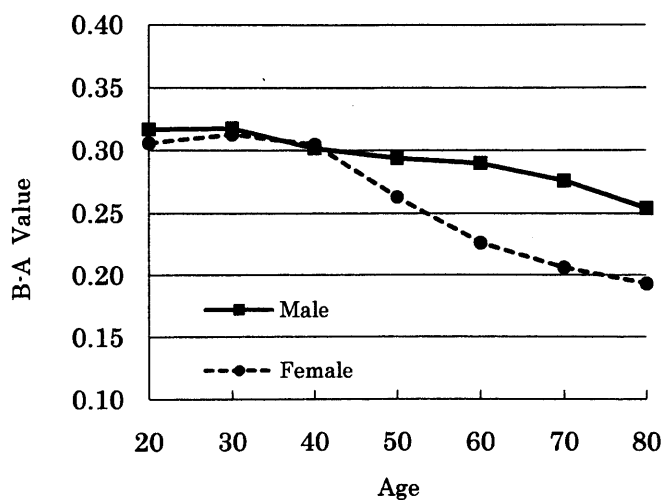


図 4.7 年齢変化と B-A 値(男・女)の関係

Fig.4.7 Relation between the age change and the image contrast(B-A value) .

4. 3. 4 各年代の平均骨密度と GA 値の関係

日本骨代謝学会が示す 20～80 歳代男女の腰椎骨密度基準値の骨密度の中央値である 0.859g/cm^2 に最も近いのは、80 歳代の男性である。そこで 80 歳代男性の模擬腰椎の CR 画像を基準画像として、HIC により、GA を 0.5～1.4 まで変化させてフィルムを作成し、各 GA 値での画像コントラスト B-A 値を求めた。これらを、先に求めた各年代の B-A 値と比較対応させることにより、各年代の平均骨密度と GA 値との関係を調査する。

その調査結果は次の通りである。

80 歳代男性の模擬腰椎ファントム画像の、GA を 0.5～1.4 まで変化させて求めた B-A 値の結果を図 4.8 に示す。GA が大きいほど B-A 値は高く、GA が小さくなるに従って B-A 値も低下する。この時の B-A 値の最大値は 0.35、最小値は 0.14 であった。

図 4.7, 図 4.8 に示した結果から、各年代の B-A 値と 80 歳代男性の模擬腰椎に対する各 GA の B-A 値とを対応させて、各年代の骨密度と GA との関係求めた。その結果を図 4.9 に示す。画像コントラストとして、男性の最大骨密度である 30 歳代は、80 歳代男性模擬腰椎 GA=1.00 に対して GA=1.27 に相当し、女性の最大骨密度である 30 歳代では、GA=1.25 に相当した。

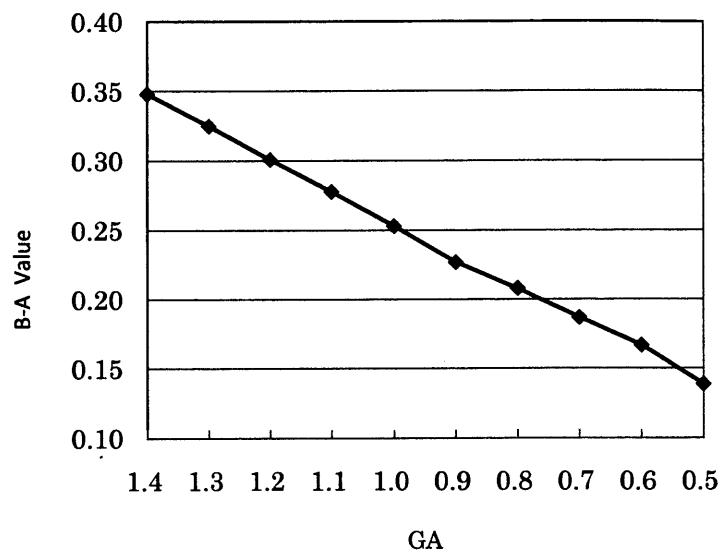


図 4.8 GA 変化と B-A 値(男・女)の関係

Fig.4.8 Relation between the "GA" change and the variation of image contrast (B-A value).

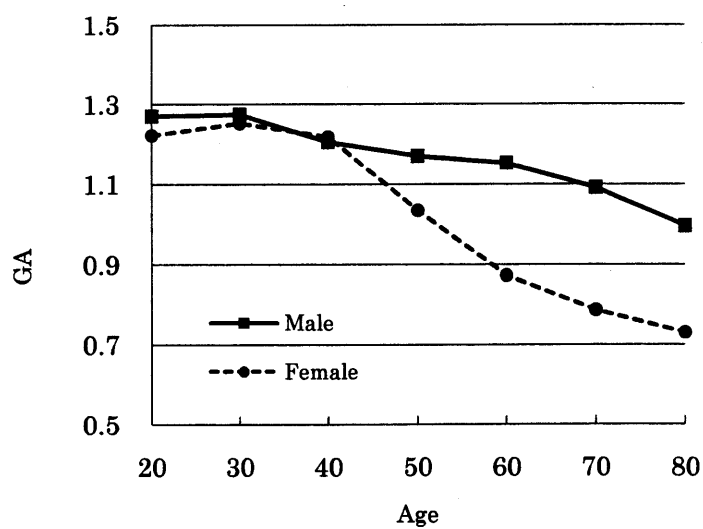


図 4.9 年齢変化と GA 変化の関係

Fig.4.9 Relation between the age change and "GA" change.

4. 4 画像コントラストが画像描出能に与える効果

4. 4. 1 ハウレットチャートによる評価法

テストチャートを用いた画像評価法は、1940～50年にカメラや写真感光材料などの分野で多く研究がなされた。ハウレットチャート⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾もその頃発表されており、X線写真への応用は1980年代からなされている。ハウレットチャートは、視覚的評価法のテストパターンの最小視認閾を求めることを目的としている。

この評価法は、分析形官能検査の精神物理測定法にあたり、極限法による最小視認閾の計測をする極小変化法に分類される。またパネル(観察者・評価実施者)、試料、観察条件、計測値の計算処理などが結果に大きく影響を及ぼす。よって実施に際してそれぞれに基準を定め、統計的検定を行い、精度を保つようにしなければならない。

(1)ハウレットチャート

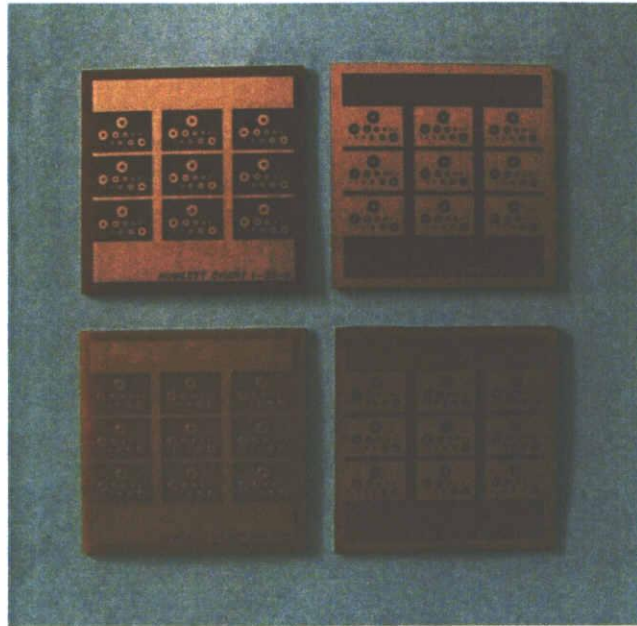
ハウレットチャートは、図4.10に示すような内側の円形パターンと環状パターンの径の比率が1:3で、内側円の直径が125～1000 μ m(解像力換算で0.5～4.0cycles/mm)のものが用いられる。パターンの大きさは2の4乗根倍で変化し、13ステップからなる。この13ステップが1組となり1枚のチャートに9組配列されて、合計で117個が5×5cm²の枠の中に収められている。その13ステップの径の一番大きいステップを1番目とし、一番小さいステップを13番目とする。それぞれの番号をその径の画質値としている。

材質は、板厚1.6mmのX線透過性の良い基板に張り付けた銅板製で、厚さが18 μ m、35 μ m、70 μ mの3種類がある。また、中心部の周りが銅板製のN(ネガ)型と中心部が銅板製のP(ポジ)型とある。

(2)計数処理

標本数は一般的に多いほどその計数精度は向上する。通常の画質値の取り扱いにはステップ6～12番目の取り扱いが多く、画質値の視認率の標準偏差が0.6～0.9付近にあることから⁽¹¹⁾、この範囲において計測値が同一母集団とみなされる場合、1枚の計測数n:45～54であるならば5～6人、2枚の計測数n:36～54であるならば2～3人、4～5枚の計測数n:36～54であるならば1人の観察

者が必要となる。



上段	35 μm	ネガ	ポジ
下段	70 μm	ネガ	ポジ

図 4.10 ハウレットチャート

図 4.10 Howlett Chart

(3) パターンの評価方法

最小視認閾値を計測する方法は、大きなパターンから順番に見えるかどうか読み取っていき、最小視認のパターンを見つけ出す方法である。このとき一番大きいパターンを 1 番として順番を付け、視認できる一番小さいパターンの番号を記録しておきデータをまとめる。例えば、2 人のパネルが 3 枚の資料(n:54)を観察したとき、その視認限界のパターン 9 番目が 2 回、8 番目が 15 回、7 番目が 20 回、6 番目が 30 回であったとすると、 $(9 \times 2 + 8 \times 15 + 7 \times 20 + 6 \times 30) / 54 = 8.5$ の加重平均が求められる。その計測結果をもとに、最小視認閾値のチャートの径、その時の解像力(空間周波数)、加重平均値を画質値として評価する。

最小視認閾を計測する方法は、大きなパターンから順に読み取っていき、最小視認のパターンを見つけ出す。このとき一番大きいパターンを 1 番として順番を付け、視認できる一番小さいパターン番号を記録しデータを取る。最小視認閾にいたる途中の読み取りの状態を視認率として求める。計測は 1 から 13 番

までのパターンの視認の有無をすべて記録し、百分率に換算する。例えば、5枚の資料を計測($n:45$)した場合、1番大きいサイズが全て視認できた場合は、 $(45/45)=100\%$ となり、5番目(1.0cycles/mm)が18回の視認であれば、 $(18/45)=40\%$ となる。このようにしてパターンごとに百分率を求め、これを視認率として画像評価を行う。

本研究では、この最小視認閾を計測する方法を用いた。

(4)統計的検定

条件を変化させた各資料間に有意性があるかどうか、その差の検定を分散分析によって行う必要がある。

4. 4. 2 ハウレットチャートによる画像描出能の検討

画像処理モードの GA が画像描出能に与える影響を調べるために、下記の方法により測定を行う。ハウレットチャート ($70\mu\text{m}$:ネガ, ポジ)を図 4.11 に示すように 18cm 厚の亚克力板の間に設置し、以下の条件で CR 撮影を行う。

X線管電圧：70kV	X線管電流：200mA
照射時間：0.25秒	FIP：150cm
照射野：25×30cm	

IPの読取り処理は4.3節と同様とする。HICによる画像処理モードは、

腰椎モード：A階調	FIXモード (S値=230),	
L値=2.0	GA=1.0	RE=0,

ベース濃度 1.20 ± 0.05 以内で処理を行い、同一製造番号フィルムで試料を5枚作成する。これらの画像をHICによりGAを0.5~1.4まで変化させて、各画像の画像描出能について視覚的評価を行い、GAの画像描出能に与える効果について調査する。

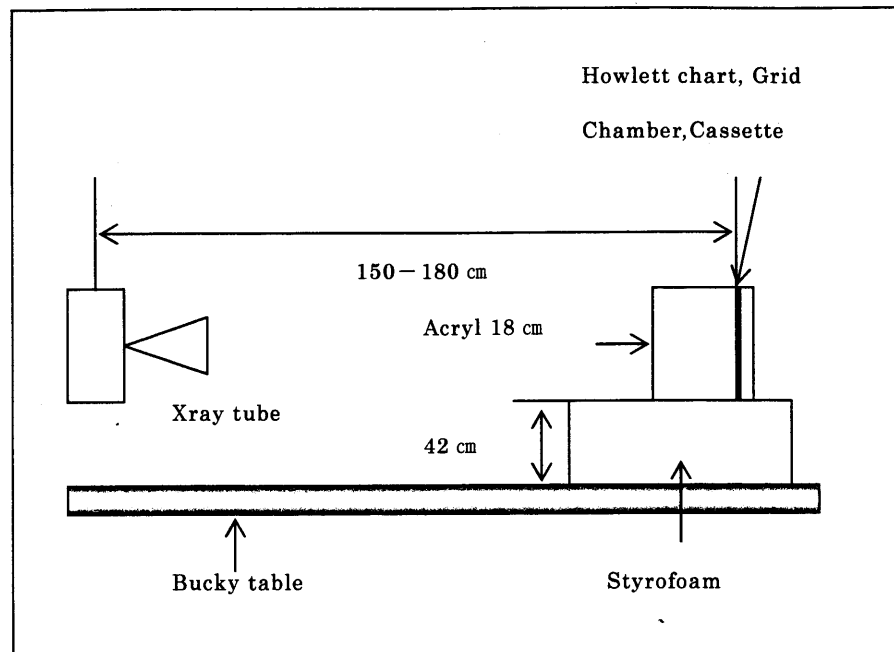


図 4.11 ハウレットチャートと線量計の配置図

Fig.4.11 Schematic diagram of the Howlett chart radiography and the exposure measurement.

(Howlett chart is left side of the grid, Chamber is right side of the grid)

調査結果を以下に述べる。

5枚のハウレットチャート画像試料を基準とし、HICにより各試料についてGAを0.5~1.4まで10段階変化させた。それら全50枚の画像の視覚的評価を行い、各GAで得られた視認率を図4.12, 図4.13(周波数のパラメータで表示)に示す。GAを1.4から小さくしていくと、視認率はGA=0.7まではゆっくりと低下し、GA=0.7以下になると視認率の低下率が大きくなる傾向にある。このように、GAは視認率に大きく影響していることが分かった。

図4.12に示したグラフから各GAでの画像描出能評価を、空間周波数-確率曲線の面積値⁽¹²⁾で表示する方法を用いて数値化し、各年代の骨密度による被写体コントラストが与える画像描出能の変化を調べた。その結果を図4.14に示す。画像描出能は、80歳代の男性の値より20歳代の男性は18.3%, 30歳代の男性は18.6%, 20歳代の女性は15.1%, 30歳代の女性は17.2%高くなり、画像コントラストが画

像描出能に与える効果があることを確認した。

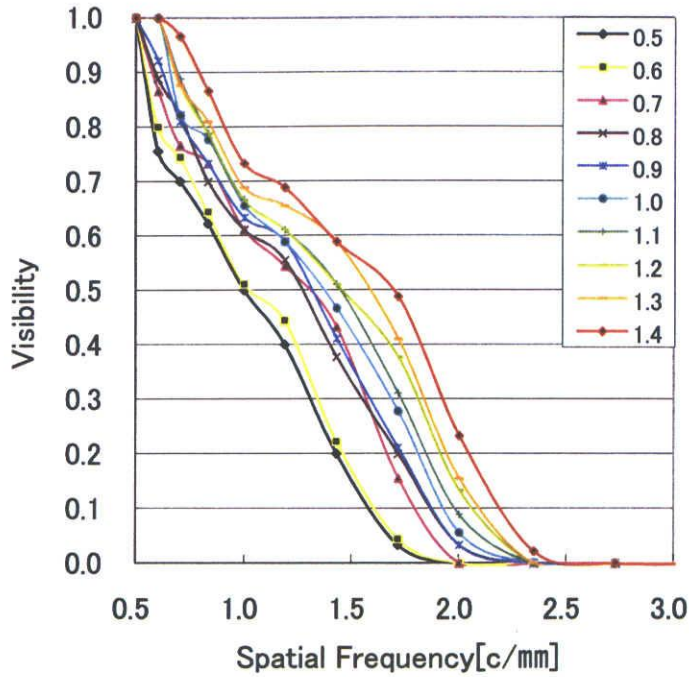


図 4.12 GA(0.5~1.4)をパラメータとした空間周波数の変化による視認率

Fig.4.12 Image visibilities by changing the spatial frequency as a parameter of GAs(0.5~1.4).

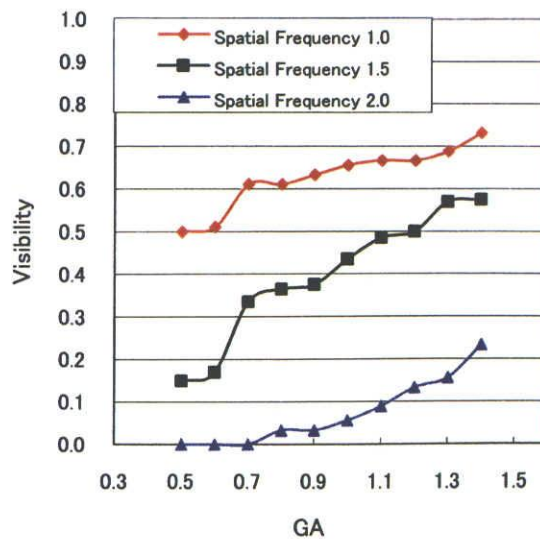


図 4.13 空間周波数(1.0,1.5,2.0[c/mm])をパラメータとした GA の変化による視認率

Fig.4.13 Image visibilities by changing GA as a parameter of the spatial frequency(1.0,1.5,2.0[c/mm]).

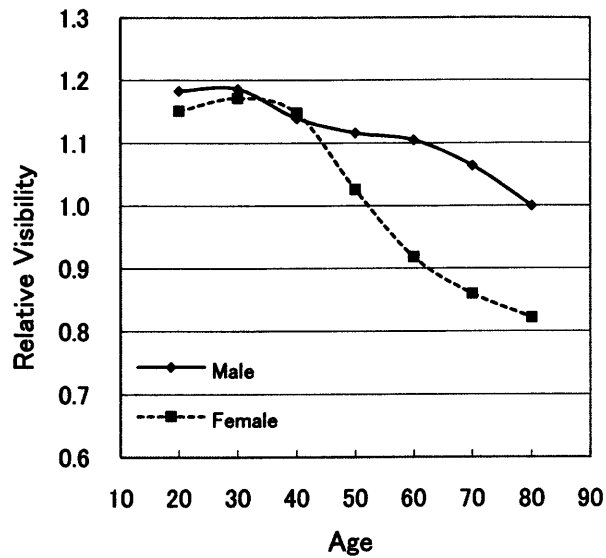


図 4.14 年齢変化と画像描出能増加率との関係

Fig.4.14 Relation between the age change and the distribution of relative image visibilities

この実験結果の信頼性を確認するために、実験値に対して分散分析を行った結果を、T(全体)、A(行間)、R(誤差)、S(ばらつきに関する平方和)、 v (自由度)、V(不偏分散)、F(F値)として表 4.2 に示す。繰り返しのない 2 元配置において検定を行い、有意差を検定した。

(1)GA 間の差

F 分布表 3.2 の $v_1=9$, $v_2=108$ で、危険率 5%レベルの F 値は 1.968 である。計算値 9.004 は 1.968 より大きいので、危険率 5%レベルで帰無仮説を棄却し、対立仮説を採択した。したがって GA 間の有意な差はであると判断した。

(2)サイズ間の差

F 分布表 3.2 の $v_1=12$, $v_2=108$ で、危険率 5%レベルの F 値は 1.843 である。計算値 111.1 は 1.843 より大きいので、危険率 5%レベルで帰無仮説を棄却し、対立仮説を採択した。したがってサイズ間の有意な差はであると判断した。

表 4.2 分散分析表

Table 4.2 The analysis of variance.

	S	v	V	$F_{T,A}$	F
T	108383	9	12043	9.004	1.968
A	1782550	12	148546	111.1	1.843
R	144451	108	1337.51		

4. 5 画像描出能の向上率が与える照射線量低減効果

4. 5. 1 画像描出能の向上率の調査

4.4 節で GA を 1.1, 1.2, 1.3, 1.4 と変化させた時の画像描出能の向上率に反比例する X 線量を得るために、図 4.11 に示したハウレットチャートの撮影条件のうち、FIP を 150cm~180cm の間で変化させ X 線量を測定する。その結果から、FIP=150cm の測定値を 1.0 とした場合の FIP の変化による X 線量の減少率を計算し、各 GA 値の画像描出能の向上率に反比例した X 線量が得られる FIP でハウレットチャート像の CR 撮影を行う。この時、最終的に得られるフィルムの濃度を一定に保つために、HIC により FIX モードで S 値を 235~303 まで変化させて処理を行う。これらの画像を、4.4 節で得た GA=1.0 の画像と比較し、X 線量を減少させても画像描出能が保たれているか確認調査をする。

確認調査の結果を以下に示す。

GA=1.0 の時の IP に到達する X 線量を基準とし、GA=1.1(GA=1.0 に比べて X 線量の減少率 6.3%)、GA=1.2(同 13.0%)、GA=1.3(同 19.7%)、GA=1.4(同 26.4%) と、GA を大きくするとともに X 線量を減少させて撮影した時の視認率を図 4.15 に示す。

画像描出能評価を 4.4 節と同様にして空間周波数 - 確率曲線の面積値を利用して行った結果、5 曲線は±0.9%でよく一致しており、各 GA において、基準とした GA=1.0 の画像描出能は保たれていた。

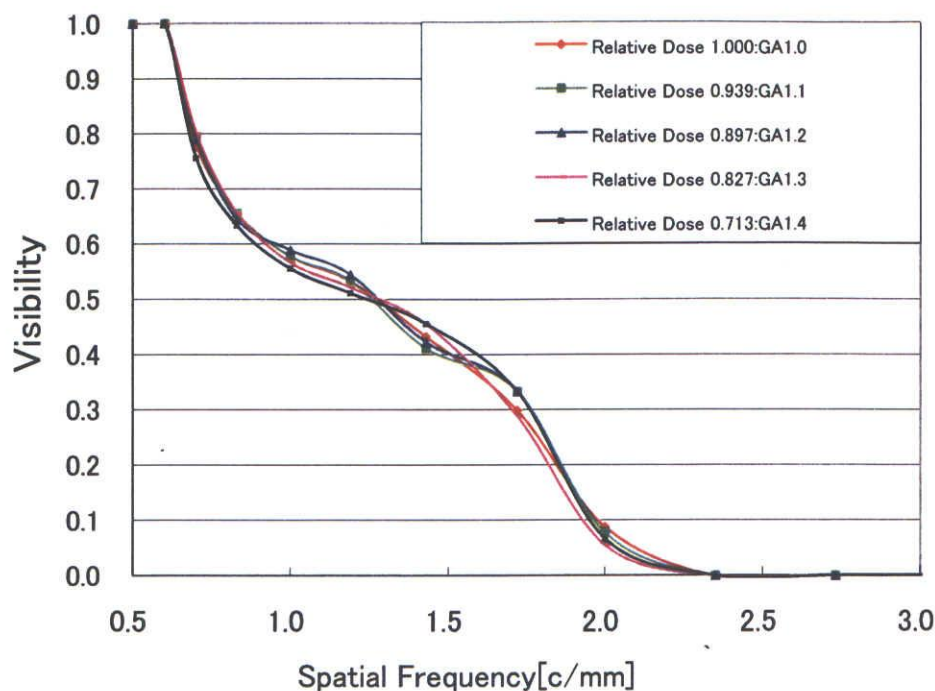


図 4.15 ハウレットチャートによる照射線量変化[GA(1.0~1.4)変化]での視認率

Fig.4.15 Image visibilities by changing "FID and GA" combination.

この実験結果の信頼性を確認するために、実験値に対して分散分析を行った結果を、T(全体)、A(行間)、R(誤差)、S(ばらつきに関する平方和)、 ν (自由度)、V(不偏分散)、F(F値)として表 4.3 に示す。繰り返しのない 2 元配置において検定を行った。

(1)試料間の差

F 分布表 4.3 の $\nu_1=4$, $\nu_2=48$ で、危険率 5%レベルの F 値は 2.565 である。計算値 0.5301 は 2.565 より小さいので、危険率 5%レベルで対立仮説を棄却し、帰無仮説を採択した。したがって試料間の有意な差は無いと判断した。

(2)サイズ間の差

F 分布表 4.3 の $\nu_1=12$, $\nu_2=48$ で、危険率 5%レベルの F 値は 1.960 である。計算値 5222 は 1.960 より大きいので、危険率 5%レベルで帰無仮説を棄却し、対立仮説を採択した。したがってサイズ間の有意な差はあると判断した。

これらの結果より、今回の実験結果は信頼できるものと確認した。

表 4.3 分散分析表

Table 4.3 The analysis of variance.

	S	v	V	$F_{T,A}$	F
T	2.3692	4	0.5923	0.530	2.565
A	70023	12	5835	5223	1.960
R	53.631	48	1.117		

4. 5. 2 画像コントラストがもたらす照射線量低減効果の評価

一般的に男女とも 20~40 歳代の被検者の腰椎撮影においては、50 歳以上の被検者に比べ、画像コントラストが高い。これは、骨密度の違いによる被写体コントラストの違いが画像コントラストに反映されているためである。Al+Cu 板で作成した各年代の模擬腰椎を用いた実験では、男性の場合は、高年齢層になるまで骨密度が保たれている。女性の場合は、閉経が始まる 50 歳前後より急速に骨密度が低下し始め、70~80 歳代では、被写体コントラストとしての骨密度は、ほとんど無くなってしまった。したがって、この年代の女性では画像コントラストがまったく期待できないため、腰椎の CR 画像診断を行う上で、何らかの画像処理が必要であると考えられた。例えば、被検者の年代を加味した CR パラメータの設定を行えば、より安定した画像描出能の高い X 線画像を得ることができると考えられた。

ハウレットチャートを使用した画像コントラストの画像描出能の実験では、HIC により意図的に GA を変化させ、それに伴う画像描出能の差異を調査した。物理的評価である SNR の数値では有意な差が出ない試料に対しても、視覚的評価では有意差が確認され、人間の眼で見たときの認知システム⁽¹⁹⁾が働いていることが定量的に立証できた。

周波数処理や階調処理を施すことによって画像コントラストは向上するが、同時に雑音のコントラストも増大する。画像処理された画像データはフィルムや CRT などのメディアを介して表示され、人間の認知システム(eye-brain system)

第4章 骨密度値を用いた被写体コントラストによる被曝低減

により観察される。あるノイズ因子を持っている表示システムおよび人間の認知システムは、画像処理によるコントラスト向上効果によっても、これらのシステム自体のノイズが増大することはない。そのため、画像処理を行って画像コントラストを向上させると、表示システムや人間の認知システムを含めた総合的なノイズは相対的に低下するため、総合的な SNR の向上につながる事が分かった。

このことは、骨密度の高い年代の被検者の CR 撮影においては、被写体コントラストが高く、それが画像コントラストに反映され GA の高い画像となり、画像描出能の高い画像となることを裏付けた。

図 4.9 に示した各年代の骨密度による被写体コントラストが GA に与える変化を見ると、例えば、一般的に 30 歳代の男性の腰椎では、基準とした 80 歳代男性の腰椎より骨密度が高いため、80 歳代男性の被写体コントラスト $GA=1.0$ に対して、 $GA=1.27$ の画像コントラストを持っていることになる。このように、4.4 節で求めたように GA は画像描出能に大きく影響していると考えられる。したがって基準とした 80 歳代男性の $GA=1.0$ と比べると、30 歳代男性は 18.6% 高い画像描出能をもっていることになる。同じ腹厚の被検者に対し同じ X 線量を用いて撮影した場合、80 歳代男性よりも 30 歳代男性の方が、診断価値の高い X 線写真が得られることになる。

4.5 節の結果より、画像描出能を診断に支障のないレベルに保つことを考えれば、骨密度が高いことによって画像描出能が向上する分、IP に到達する X 線量を減らすことができる。図 4.14 の結果より、例えば 30 歳代(BMD 値 0.859g/cm^2)の男性の腰椎 X 線撮影では、mAs を 18.6% 下げることができる。したがって骨密度の高い年代(生殖年齢層)では、撮影に使用する X 線量を減少させて被曝低減につなげることができる。

4. 6 まとめ

人体の骨密度の変化による被写体コントラストが、画像コントラストとしての画像描出能に影響を与えることに着目した。骨密度の大小によって画像描出能が変化する分、撮影に要する X 線量を増減でき、被検者の被曝線量を低減できることが確認できた。

一般的に、20～50 歳男・女の骨密度が高い年代では、50 歳以上の年代に比べ、骨密度による被写体コントラストが画像コントラストに大きく影響を与えている。とくに男性においては、50 歳を過ぎても骨密度の高い被検者も見受けられた。

ハウレットチャート画像に画像処理を行っても、物理的評価である SNR には有意差は無いが、視覚的評価では GA を変えることにより画像描出能に変化が認められ、GA を高くするほど画像描出能も高くなった。これは、高骨密度年齢層(生殖年齢層)においては、一般的に被写体コントラストが高いため、画像コントラストに大きく影響しており、画像描出能が増加していることを裏付けている。骨密度が高く画像描出能が増加する分、撮影に使用する X 線量を抑制することができ、被検者の被曝低減が可能になると考えられる。とくに骨密度の高い年代(生殖年齢層)では、撮影に使用する X 線量を大きく減少させることができ有用性は高い。

実際の臨床で腰椎 X 線撮影を行う際、被検者の骨密度値に対応して X 線管電圧、電流、時間などの撮影条件を適正に制御すれば、適正線量での撮影が行えると考える。また、第 3 章で述べた AEC を用いた撮影法に、本章で述べた方法を加味すれば、さらに適正線量での撮影が可能となり、第 2 章で示した X 線 CT 撮影の被曝低減法と合わせれば、LANCET の論文⁽⁴⁾で示された癌起因リスクの推定値を低減することができると思う。

次章では、前章と本章で提案した方法により、適正線量で撮影され、診断のための情報が確保された画像の応用法について述べる。

第4章の参考文献

- (1) 近藤裕二, 広藤喜章, 才賀治, 石橋一都: “ガラス線量計による診断領域 X 線装置の出力測定およびアンケート調査”, 日本放射線技師会雑誌, Vol.50, No.1, pp.48-56(2003)
- (2) 森田陸司, 福永仁夫: 骨粗鬆症と骨塩定量-DXA による骨塩定量-, pp.14-19, メディカルレビュー社, 東京, (1994)
- (3) 厚生省老人保健福祉局老人保健課: 老人保健法による骨粗鬆症検診マニュアル 日本醫事新報社, 東京, (1995)
- (4) 折茂 肇, 小澤英浩: 目でみる骨粗鬆症, メディカルレビュー社, 東京, (1990).
- (5) 日本医用画像工学会: 医用画像工学ハンドブック, 医用画像工学ハンドブック編集委員会(編), 篠原出版, 東京, (1994)
- (6) 森田陸司, 福永仁夫: 骨粗鬆症と骨塩定量-DXA による骨塩定量-, メディカルレビュー社, 東京, (1994)
- (7) 厚生省老人保健福祉局老人保健課: 老人保健法による骨粗鬆症検診マニュアル, pp.18-25, 日本醫事新報社, 東京, (1995)
- (8) 折茂肇, 杉岡洋一, 福永仁夫, 他: “原発性骨粗鬆症の診断基準(1996年度改訂版)“, 日本骨代謝学会 骨粗鬆症診断基準検討委員会, Vol.4, No.4, pp.65-75(1996)
- (9) 日本放射線技術学会: 臨床放射線技術実験ハンドブック(上), pp.181-202, 通商産業研究社, 東京, (1996)
- (10) 日本放射線技術学会: 臨床放射線技術実験ハンドブック(上), pp.203-260, 通商産業研究社, 東京, (1996)
- (11) 川村義彦: “Howlett チャート”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.49, No.4, pp.611-615(1993)
- (12) 日本放射線技術学会: 臨床放射線技術実験ハンドブック(上), pp.214-216, 通商産業研究社, 東京, (1996)
- (13) 山田雅彦, 志村一男: “夢の画像処理 マルチ周波数処理(M.F.P)による FCR の診断画質の向上“, 富士メディカルレビューNo.8, pp.57-65(1999)

第5章 デジタル腰椎 X 線画像解析による骨粗鬆化分類法

5.1 はじめに

本章では、第3, 4章で提案した方法により適正線量で撮影されたデジタル腰椎 X 線画像を使用し、骨粗鬆症化評価のコンピュータ支援診断の可能性について述べる。

平成18年度版高齢社会白書(概要)によると、わが国では、2015年には人口の約26.0%以上が65歳以上の高齢者になると言われている。それに伴い、骨の退行性による骨粗鬆症の患者数の増加が一段と加速すると予想される。骨粗鬆症の予防や治療は医学の立場からも重要な問題であり、社会全体の問題でもある。

骨粗鬆症とは低骨量でかつ骨組織の微細構造が変化し、そのために骨が脆くなり骨折しやすくなった病態と定義されている。一般に原発性および続発性骨粗鬆症の二つに分類され^{(1)~(3)}、原発性骨粗鬆症の診断には、診断基準(2000年度改訂版)⁽¹⁾に従った方法が必要である。

原発性骨粗鬆症の診断基準(2000年度改訂版)では、骨密度値、脊椎 X 線画像(腰椎側面 X 線画像)による骨粗鬆化の評価によって診断が行われる。脊椎 X 線画像での骨粗鬆化の評価による方法では、評価者の知識や経験が大きく影響し、骨密度測定のように客観的な情報を得ることが困難な状況にある。また専門医師のいない施設では、その状況はさらに厳しいものと考えられる。その解決法として、アナログ腰椎側面、踵骨などの X 線画像をデジタル化して、空間周波数解析を行い、客観的な情報を得るための定量化を試みた報告がある^{(4)~(9)}。しかしこの方法での定量値は、デジタル化を行う際の露光量変換や骨の形状、厚さの変化などに起因する濃度変化成分などの「背景トレンド」⁽⁶⁾に大きく依存しているため、デジタル化したフィルム相互間の比較に問題があった。そこで北山ら⁽¹⁰⁾は、空間周波数フィルタを踵骨 X 線画像に適用してこの問題を解決した。しかし、これは骨粗鬆症の診断基準に示されている腰椎側面 X 線画像に適用されたものではない。

一方、デジタル画像の高速二次元フーリエ変換(2Dimension Fast Fourier Transform : 2DFFT)の一次モーメントによる空間周波数解析、フラクタル解析、Modulation Transfer function(MTF)、Root Mean Square(RMS)などの解析値による総合的な評価を用いて、骨粗鬆症の診断を行うための定量化を行った報告^{(11)~(13)}があるが、これらの研究は、評価部位が踵骨または前腕骨であり、腰椎側面

X 線画像に適用されたものではない。さらに、評価部位である踵骨、前腕骨と腰椎側面では被写体厚が著しく異なることから、これらの手法の腰椎 X 線画像への適用は難しいと考えられる。

そこで本章では、腰椎側面デジタル X 線画像に対して 2DFFT による空間周波数解析⁽¹⁴⁾を適用し、モニター上の濃度変化に依存がなく、フィルム相互間の比較が可能な規格化パワー積分値⁽¹⁵⁾を用いて定量化する。そして、得られた定量値にクラスター分析⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾を適用して骨粗鬆化分類を行う。解析例として、診断基準において確定診断とされている前腕骨二重エネルギー X 線吸収法(Dual Energy X-ray Absorptiometry : DXA)⁽¹⁸⁾で骨粗鬆症と診断された患者を含む男女 48 例に適用し、本手法の有効性について検証する。

5. 2 分類手法

5. 2. 1 解析手順

本論文で提案する解析手法は以下の手順により実施する。

- 1)患者の適正線量で撮影された腰椎側面デジタル X 線画像をパブリックドメインソフトである ImageJ(Ver.1.37v)の 2DFFT ツールを使用して空間周波数解析を行い、周波数域を低・中・高域に分ける。デジタル腰椎側面 X 線画像の取得には表 5.1 の機器を使用する。
- 2)各周波数域と骨粗鬆化評価との関係を調べ、クラスター分析を適用して骨粗鬆化分類を行う。

以下にその具体的な方法について述べる。

表 5.1 画像診断システム
Table5.1 Diagnostic Imaging System

	System	Specification
Image processor	FCR5000system (Fuji Medical Systems)	Sampling pitch : 100 μ m
Diagnostic X-ray system	DHF-158H II (Hitachi Medico)	Maximum output : 80kW Rated output : 150kV 500mA Tube voltage : 40-150kV Tube current : 10-1000mA Focal spot : 1.2 mm
Automatic exposure control	HIAUTO (Hitachi Medico)	Thickness : 2.0 mm Size : 50 mm ϕ Minimum exposure time : 2.0ms

5. 2. 2 空間周波数解析

正常な腰椎は、椎体辺縁の皮質骨と、内部の縦・横走る骨梁が密に走っている状態で形成されている。骨量減少は、空間周波数成分値と踵骨の骨密度値との間に有意な正の相関性があり、低周波数成分が多くなると北山ら⁽¹⁰⁾は示している。その結果を腰椎にも適用すると、骨量減少の初期では横走る骨梁から減少するため、縦走る骨梁が目立つようになり、縦軸方向に濃度変化が減少して低周波数成分が増加すると考えられる。骨量減少が進んでくると横走る骨梁はさらに減少し、縦走る骨梁も次第に粗となり⁽¹⁹⁾、縦軸、横軸方向にさらに低周波数成分が増加すると考えられる。したがって骨密度値が低下し骨粗鬆症が進行した腰椎 X 線画像上では、低周波数成分の占める割合が増加し、中・高周波数成分の割合も変化すると推測される。実際の骨粗鬆症なし(-)・ややあり(+)⁽¹⁹⁾・あり(++)⁽¹⁹⁾の臨

床画像を図 5.1 に示す. また, 図 5.1 の骨粗鬆症(-)(++)の画像の中心部分に, 直径 64 ピクセルの円形の関心領域(Region Of Interest : ROI)を設定し, その ROI より求めた規格化積分パワー値と空間周波数の関係のグラフを図 5.2 に示す. 図 5.2 では骨粗鬆症が進むと 1.0[cycle/mm]辺りを境に \rightarrow の示す方向に低周波数成分が増加し, 中・高周波成分が減少していることが判る. このように骨粗鬆症が進むと, 低周波数成分が増加し中・高周波数成分の割合が変化することを利用し, 次のような手順により画像解析を行う.

1) 画像読み込み

各症例の Digital Imaging and Communications in Medicine(DICOM)画像を ImageJ 上に読み込む. その時の画像の濃淡階調は, ImageJ によって 8bits に変換される.

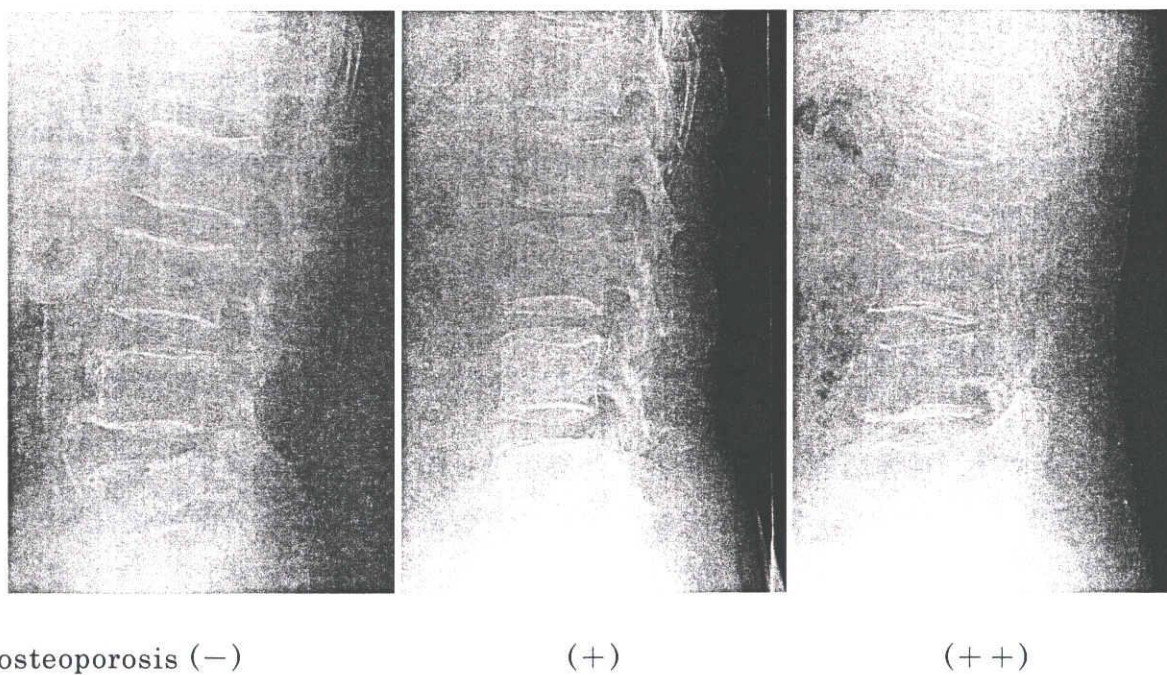


図 5.1 デジタル腰椎側面 X 線画像(骨粗鬆症 なし・ややあり・あり)

Fig.5.1 The digital radiographs of lateral view of lumbar vertebrae.

(osteoporosis - · + · ++)

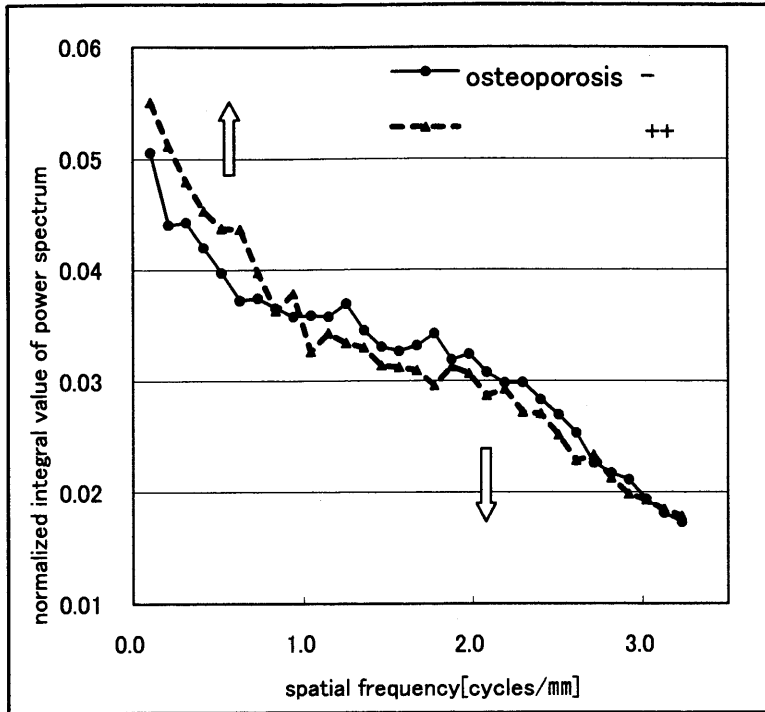


図 5.2 規格化積分パワー値(NP)と空間周波数(SF)との関係
(骨粗鬆症 なし・あり)

Fig.5.2 The relation between the normalized integral value of power spectrum(NP) and the spatial frequency(SF). (osteoporosis -・++)

2) ROI の設定

画像中、腸管ガス、肋骨、骨盤、衣服の陰影などの影響の少ない第3腰椎のある部分に、図5.3に示すように、画像の傾きも考慮して直径64ピクセルの円形の関心領域を設定する。関心領域の設定にあたり、椎体のどの個所が精度良く測定できるか確認するために、本論文ではA~Eの5か所を選択する。DとEに関しては椎体の上縁と下縁が各ROIの円周上になるよう設定する。またB~Eに関しては、腸管ガスの陰影がROI内に入る場合は、そこを避けてROIを設定する。本論文では、円形の直径をピクセル値64とした。その理由は、32では空間周波数の0.2cycles/mm以下の評価ができなく、128以上では、腸管ガス、肋骨、骨盤、衣服の陰影などの影響を避けて、椎体の中央にROIの設定ができないためである。



図 5.3 デジタル腰椎側面 X 線画像上の ROI の設定

Fig.5.3 The region of interest (ROI) on the digital radiograph of the lateral lumbar vertebrae.

3)2DFFT 解析

ImageJ の 2DFFT の解析ツールを使用して各 ROI のフーリエ変換を行い、そのスペクトルパワー値のテキストデータを使用し、下記の手順により、低・中・高周波数帯の面積値を計算する。

- ① ImageJ では、本来非常に広い範囲で変化する実数値であるパワー値を 256 段階の整数として表しているため、得られたパワー値を対数変換し、さらに線形変換を行っている。よってスペクトルパワー値を積分処理などの演算を行う場合、その前に指数変換を行って本来のパワー値に戻す必要がある。また指数変換によって戻されたパワー値も、線形変換によって相対値となっているので、相互の画像間でパワー値を直接比較するために、次の計算式(5.1)で絶対量としてのパワー値を求める⁽¹⁵⁾。

$$W = 10^{\frac{P \cdot \log M}{254}} \quad \text{--- (5.1)}$$

$$\left(\begin{array}{l} W: \text{絶対量としてのパワー値} \\ P: \text{imageJ で得られたパワー値} \\ M: \text{ROI 内の平均画素値} \end{array} \right)$$

②同一空間周波数を有する，すなわち原点回りの同じ円周上にあるパワー値を積分した W を，直流成分以外の W の総和で除算することで規格化し，規格化積分パワー値を求める。

③②で得られた規格化積分パワー値と空間周波数の関係を示すグラフを画像ごとに作成し，ROI の骨全体がもつ空間周波数を基本周波数 0.104cycles/mm を単位として 31 段階に分割する。つぎに，低空間周波数域 ($0.104\sim 1.146\text{cycles/mm}$) を 11 段階，中空間周波数域 ($1.250\sim 2.188\text{cycles/mm}$) を 10 段階，高空間周波数域 ($2.292\sim 3.229\text{cycles/mm}$) を 10 段階の 3 領域に分け，各帯域の面積値を(5.2)式で求める。

31 段階に分けた各周波数帯の面積値は，それぞれの規格化積分パワー値と基本周波数 (0.104cycles/mm) の積によって求める。

$$\text{各帯域の面積値} = \Sigma(\text{各帯域の各周波数帯の規格化積分パワー値} \times \text{基本周波数}) \quad \text{--- (5.2)}$$

5. 2. 3 クラスタ分析による分類

各 ROI において，5.2.2 項の 3)③で求めた低・中・高周波数域の面積値を変数としてクラスタ分析を行い，デンドログラムを作成する(図 5.4)。つぎに，デンドログラム上で，ユークリッド距離に着目してしきい値を決定し，被検者を骨粗鬆化評価「あり(+)」 「なし(-)」 の 2 群(図 5.4 中の点線)に，あるいは，「あり(+)」 「疑いあり(±)」 「なし(-)」 の 3 群に分類する。なお，クラスタ分析を行うにあたり，本論文では，いくつかある集団の中のデータ個数にばらつきがあるときに適しているユークリッドの平方距離を用いたメディアン法を使用した。

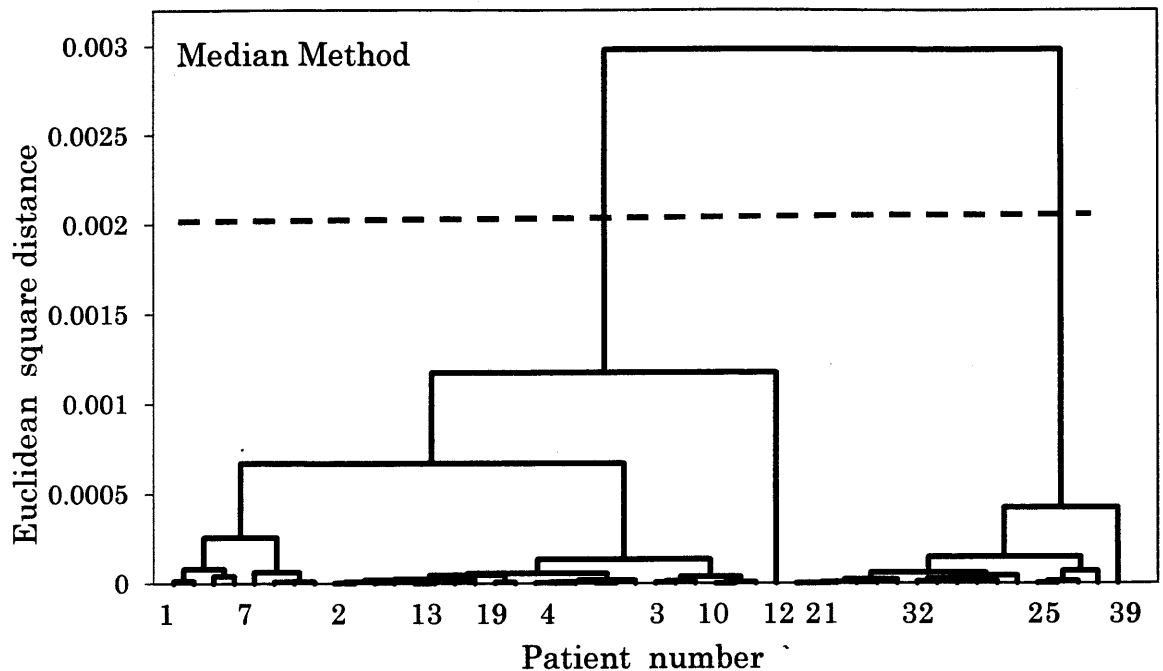


図 5.4 クラスタ分析のメディアン法によるデンドログラム(男・女)

Fig.5.4 Dendrogram using Median Method of Cluster Analysis.(Male+Female)

5. 3 解析事例

5. 3. 1 対象とする事例

提案する解析手法の検証のために、名古屋掖済会病院において診断に使用された適正線量で撮影されたデジタル腰椎側面 X 線検査の被検者を対象症例とした。X 線画像として、画像サイズ 1670×2010、濃度分解能 10bits、画素サイズ 150 μ m×150 μ m の DICOM 画像を使用した。症例構成は、男性 41～85 歳(平均年齢 65.3 歳)21 例、女性 49～90 歳(平均年齢 71.9 歳)27 例の合計 48 症例である。このうち、DXA 法で骨粗鬆症「あり」と診断されたのは 27 症例、「疑いあり」と診断されたのは 3 症例であった。

5. 3. 2 判定結果

DXA 法による骨粗鬆症の診断は、原発性骨粗鬆症の診断基準(2000 年度改訂版)⁽¹⁾により、若年成人(20~40 歳)平均値(Young Adult Mean : YAM)を基準にして行われる。骨密度値が YAM の 80%以上を「正常」、YAM の 70%以上 80%未満を「骨量減少」、YAM の 70%未満を「骨粗鬆症」としている。

本論文で行ったデジタル腰椎側面 X 線画像での骨粗鬆化の評価では「骨粗鬆症」を「あり」(+), 「骨量減少」を「疑いあり」(±), 「正常」を「なし」(-)として判定する。しかし、本論文での解析事例では「骨量減少」と診断された症例が 3 名と症例数が少ないため、この 3 名を「骨粗鬆症」の症例として取り扱った。したがって、クラスター分析による分類は、「あり」(+), 「なし」(-)の 2 群とし、クラスター分析での分類のためのしきい値は、母集団が 2 群となるように定めた。

本手法による分類結果を評価する指標としては、感度・特異度・正診率⁽²⁰⁾⁽²¹⁾を使用した。ここで感度とは、疾患のある者で検査陽性となる確率、特異度とは、疾患のない者で検査陰性となる確率、正診率とは、検査結果と疾患の有無の一致する確率と定義する。感度が高くても特異度が著しく低い、または特異度が高くても感度が著しく低い場合もあり、総合的な評価としては、検査の妥当性を表す指標で、有病率、感度、特異度の影響を複合的に受ける正診率を使用した。

ROI(A)における感度・特異度・正診率の結果を表 5.2 に示す。ROI(A)における正診率は、男性のみでは 81.0%、女性のみでは 92.6%、男・女全体では 89.6%であり、女性のみでの正診率が男・女全体より 3.0%高値を示した。しかし、この時の女性のみでの感度は 100%、特異度は 71.4%であり、男・女全体の感度は 93.3%、特異度は 83.3%で、特異度においては男・女全体の方が 11.9%高値を示した。このことから、判定をする場合の男性と女性のデータの取り扱い易さを考慮すると、判定には男・女全体の評価を用いた方が良いと考える。

各 ROI における感度・特異度・正診率の結果を表 5.3 に示す。ROI(A)は、他の ROI の正診率と比較して、すべてのグループで高正診率を示した。選択した領域 ROI(A)は、椎体辺縁の皮質骨と、内部の縦・横走る骨梁が密に走っている状態で形成されていることから、なるべく中心部位に設定することが望ましいことが確認できた。

男・女別の正診率の検討においては、女性の正診率がすべてのグループで高かった。これは、女性の骨量は閉経後に著しく減少し、その状態が X 線画像に描出

されているためと考えられる。

表 5.2 ROI(A)の結果

Table5.2 The results of ROI(A) .

Sex	Sensitivity(%)	Specificity(%)	Accuracy(%)
Male	80.0	81.8	81.0
Female	100	71.4	92.6
Male+Female	93.3	83.3	89.6

表 5.3 クラスタ分析による ROI(A~E)の判定結果

Table5.3 The results of ROI(A~E) that we performed
by Cluster Analysis.

Variable combination(Low · Middle · High frequency)						
	ROI	A	B	C	D	E
Sensitivity(%)	Male	80.0	60.0	50.0	50.0	40.0
	Female	100	85.0	95.0	65.0	75.0
	Male+Female	93.3	66.7	66.7	76.7	70.0
Specificity(%)	Male	81.8	72.7	54.5	54.5	72.7
	Female	71.4	85.7	57.1	85.7	85.7
	Male+Female	83.3	83.3	72.2	61.1	66.7
Accuracy(%)	Male	81.0	66.7	52.4	52.4	57.1
	Female	92.6	85.2	85.2	70.4	77.8
	Male+Female	89.6	72.9	68.8	70.8	68.8

5. 3. 3 医師による診断と本手法による骨粗鬆化評価の比較

名古屋掖済会病院に勤務する整形外科医師7名(経験年数3~23年平均10.0年), 内科系医師5名(経験年数3~25年平均14.4年)を専門医師と非専門医師の2グループに分け, 48名の腰椎側面デジタルX線画像を用いて骨粗鬆化評価を行った. その結果とDXA法で骨粗鬆症と診断された結果と照合し, 医師による骨粗鬆化評価(+)(-)の感度・特異度・正診率を求めた(表5.4). 専門医師と非専門医師による診断による正診率は, 専門医師76.2%, 非専門医師70.0%, 医師全体で73.6%であった. また, 男・女別の正診率では, 男性の正診率の差は, 専門医師と非専門医師の間では12.5%で, 女性では1.3%であった. この結果は, 面積値による評価で女性の方が高正診率であった理由と同様に, 医師による評価においても, 女性は骨粗鬆化評価が容易である事を示している.

表 5.4 専門医師と非専門医師による結果

Table5.4 The results by the specialist and the non-specialist.

	Sex	Sensitivity(%)	Specificity(%)	Accuracy (%)
Specialists	Male	74.3	72.7	73.5
	Female	92.9	36.7	78.3
	Male+Female	86.7	58.7	76.2
Non-specialists	Male	48.0	67.3	61.0
	Female	87.0	48.6	77.0
	Male+Female	76.0	60.0	70.0
Specialists+ Non-specialists	Male	65.8	70.5	68.3
	Female	90.4	41.7	77.8
	Male+Female	82.2	59.3	73.6

この結果と, 表5.2の本手法による分類による正診率を比較すると, 専門医と比較しても, 本手法が高い正診率を得ていることが分かる.

コンピュータによる正診率が医師による正診率より有意性があるか, 95%の信

頼区間で正診率の区間推定⁽²²⁾を行った。その結果 コンピュータによる方法では、区間推定が 80.9% < 正診率 < 98.0% となった。

一方、医師による方法では、70.0% < 正診率 < 77.2% となり、コンピュータによる方法の下側限界が医師による上側限界より大きいので、95%の信頼区間において有意性があることを確認した。

5. 4 まとめ

本章では、これまで脊椎 X 線画像による骨粗鬆化の評価を医師の経験や知識に依存していた診断を、客観的な指標を使用して評価する方法を提案した。本提案手法では、デジタル腰椎側面 X 線画像に空間周波数解析を適用し、規格化積分パワー値を基にクラスター分析により骨粗鬆化分類を行った。これまで腰椎側面アナログ X 線画像のデジタル化画像では困難であった客観的評価を、低・中・高空間周波数域の面積値の割合より評価することにより、男女全体で 89.6%の正診率を得ることができた。また、骨量減少の初期では横走する骨梁から減少するため、縦走する骨梁が目立つようになり、縦軸方向に濃度変化が減少して低周波数成分が増加し、骨量減少が進んでくると横走する骨梁はさらに減少し、縦走する骨梁も次第に粗となり、縦軸、横軸方向にさらに低周波数成分が増加することも確認できた。

医療の現場では、初診時に腰椎(胸椎)X 線画像が撮られ、医師による画像診断より骨粗鬆症が疑われて(骨粗鬆化評価)から骨密度測定(確定診断)に行く場合がほとんどである。施設内に骨密度測定装置がない場合は、測定装置がある施設に行って確定診断を行わなければならない。この医師による骨粗鬆化評価による方法では、医師の知識や経験が大きく影響し、骨密度値のように客観的な情報を得ることが困難な状況にある。また、現在多くの施設では、モニターによるデジタル画像の診断が行われている。これらのことを考慮すると、骨密度測定の確定診断を行う前のデジタル腰椎 X 線画像を用いた骨粗鬆化評価において、客観的な情報を得るうえで、この手法の有用性は高いと考えられる。

本手法による簡単なコンピュータの解析・分類から得られる結果は、骨粗鬆症「あり」か「なし」に分類され、客観的な情報として骨粗鬆化評価の診断の支援となることが確認できた。

今回は、検討症例数が48例と少なかったため、骨粗鬆症「あり(+)」 「なし(-)」の判定をクラスター分析により行った。今後骨粗鬆評価を行うには、さらに症例数を増やし、3変数(低・中・高周波数域の面積値)により座標軸上の「あり」と「なし」の集団の重心を決め、その決定した両重心と判定する入力値(各周波数域の面積値)までのマハラノビスの汎距離を測定し、その距離によって骨粗鬆評価の判定をする方法などの検討が必要である。

第5章の参考文献

- (1) 折茂肇：“原発性骨粗鬆症の診断基準～2000年度改訂版(概要)”，
Osteoporosis Jpn, Vol.9, No.1, pp.9-14(2001)
- (2) 厚生省老人保健福祉局老人保健課：骨粗鬆症の動向，老人保健法による骨粗鬆症検診マニュアル，pp.1-12，日本醫事新報社，東京，(1996)
- (3) 折茂肇，小澤英浩：目で見る骨粗鬆症，(株)メディカルレビュー社，東京，(1990)
- (4) 滝川厚，石田隆行，山下一也，小縣裕二：“骨梁像のスペクトル解析ー基礎的実験とシミュレーションー”，日本放射線技術学会雑誌，Vol.47, No.9, pp.1659-1669(1991)
- (5) 松尾悟，小水満，木田哲生，野間和夫，橋本恵次，大西英雄，増田一孝：“X線画像のもつ周波数成分の分析”，日本放射線技術学会雑誌，Vol.52, No.11, pp.1665-1672(1997)
- (6) 北山彰，板谷道信，友光達志，荒尾信一，天野貴司，林明子，曾根照輝，福永仁夫，山下一也：“骨梁の画像解析”，日本放射線技術学会雑誌，Vol.56, No.3, pp.460-471(2000)
- (7) 宮村季浩，飯島純夫，山縣然太郎：“X線画像の空間周波数解析パワースペクトルを用いた骨構造定量化の試み”，日本老年医学会雑誌，Vol.38, No.5, pp.674-677(2001)
- (8) Philip C ,Maryellen LG ,Murray JF ,Hong J ,Kunio D ,Larry BD：“Computed Radiographic Analysis of Osteoporosis”，Radiology，Vol.186，No.2，pp.471-474(1993)
- (9) 北山彰，板谷道信，荒尾信一，天野貴司，山下一也，友光達志，西村明久：“撮影条件が骨梁に画像解析に与える影響”，川崎医短大紀要，No.15，pp.47-53(1995)
- (10) 北山彰，板谷道信，荒尾信一，天野貴司，林明子，山下一也，友光達志，曾根照輝，福永仁夫：“周波数フィルタを用いたX線画像の空間周波数解析法”，川崎医短大紀要，No.20，pp.69-74(2000)
- (11) Joel RW ，Maryellen LG ，Michael RC ，Tamara JV ，Robert MN ，Michael DC：“Investigation of physical image quality indices of a bone Densitometry system”，Medical Physics，Vol.31，No.4，pp.873-881(2004)

- (12)Joel RW , Maryellen LG , Michael RC , Tamara JV , Hui L ,
Larry D , Vit J : “Comparison of radiographic texture analysis from
computed radiography and bone densitometry systems”, Medical Physics,
Vol.31, No.4, pp.882-891(2004)
- (13)Tamara JV , Ann P , Joel W , Masha K , Siu-Ling M , Michael
C , Theodore K , Octavia B , Maryellen LG : “Reproducibility and Sources
of Variability in Radiographic Texture Analysis of Densitometric Calcaneal
Images, Journal of Clinical Densitometry”, Vol.11, No.2, pp.211-220(2007)
- (14)岡部哲夫, 藤田広志: 医用放射線科学講座第 14 巻 医用画像工学第 2 版,
pp.98-110, 医歯薬出版(株), 東京, (2004)
- (15)小島清嗣, 岡本洋一, 安藤幸司, 西川慶一, 篠原大三, 木原章, 岡本弥生, 宇
都宮弘美: X 線画像の解析, pp.147-163, 小島清嗣編, 岡本洋一編, (株)羊土
社, 東京, (2006)
- (16)竹内光悦, 酒折文武: Excel で学ぶ理論と技術「多変量解析入門」, ソフトバ
ンククリエイティブ(株), 東京, (2008)
- (17)柳井久江: エクセル統計ー実用多変量解析編ー, (株)星雲社, 東京, (2005)
- (18)森田陸司: 骨粗鬆症と骨塩定量ーDXA による骨塩定量ー, 福永仁夫(編), (株)
メディカルレビュー社, 東京, (1994)
- (19)折茂肇, 小澤英浩: 目で見る骨粗鬆症, pp.30-33, (株)メディカルレビュー社,
東京, (1990)
- (20)中村好一: 論文を正しく読み書きするためのやさしい統計学, (株)診断と治療
社, 東京, (2007)
- (21)荒木邦夫, 福田智, 有江啓二: “未確診肺腫瘍に対する術中迅速細胞診の有用性”,
日本臨床細胞学会雑誌, Vol.47, No.2, pp.81-85(2008)
- (22)木村都, 佐藤元信, 砂田久一, 他: 医療統計学, pp99-145, 廣川書店, 東京,
(2001)

第6章 結論

本論文は、医用画像工学、ファジィ工学、統計学を利用して、診断領域のデジタル X 線撮影条件の適正化とそれによって得られたデジタル画像の応用に関する一連の研究をまとめたものである。これらの研究は、「放射線防護の最適化」を探求する上で、診療情報を確保しつつ、被曝線量の経済的かつ合理的低減を可能にする被曝低減技術の確立を目指したものである。

以下に本研究で得られた成果、今後の課題および展望を述べて本論文の結論とする。

6.1 本研究で得られた成果

第1章では、病院、医院、クリニックにおいて、放射線診療を取り巻く被検者の診断 X 線撮影領域の被曝の現状と問題点について述べた。また被曝低減のための方法とそれによって得られた画像の応用について簡単に述べた。

研究成果をまとめると以下の通りである。

第2章では、線量低減技術が装備されていない X 線 CT 装置で、ルーチン検査を行う個々の被検者に対し簡易的な最適撮影方法を提案した。その方法は、頭部 CT の撮影条件を被検者から得られた頭部の周囲長および成人腹部 CT の撮影条件を被検者から得られた身長と体重を基に設定するものである。日本の X 線 CT 装置の台数は約 13,000 台で、全世界で稼働している X 線 CT 装置の約 1/3 を占め、その内の約 5,000 台がマルチスライス CT である。残りの約 8,000 台がシングルスライス CT である。この線量低減技術が装備されていないシングルスライス CT を稼働させている施設を対象に、撮影条件の適正化を行う必要がある。この適正化を行うことができれば、マルチスライス CT の線量低減技術と相俟って、日本全体の X 線 CT 装置における総被曝線量を抑制することができる。その結果年間撮影頻度から推定される、癌起因リスクの推定値を減少させることができると考えられる。

得られた結果は以下の通りである。

- (1)成人・小児頭部 X 線 CT 検査において、頭部周囲長をパラメータとした線量 (mAs) と標準偏差 (SD) の関係をグラフ化し、指定 SD および被検者の頭部周囲長

- に対応する mAs を選択することにより、適正線量での撮影条件設定ができる。
- (2)成人腹部 X 線 CT 検査において、SD をパラメータとした比体重と mAs の関係をグラフ化し、指定 SD および被検者の比体重に対応する線量を選択することにより、適正線量での撮影条件設定ができる。
- (3)とくに小児 X 線 CT 検査において、本論文に示した測定法を標準化し、グラフ化しておくような撮影法が必要であると考ええる。

第 3 章では、ファジィ推論に選択された適正なファジィ変数とファジィラベルを適用することで、X 線撮影条件設定に重要なファクターである被検者の腹厚を、被検者の身長と体重より精度良く推定する方法を提案した。また、このファジィ推論により求めた腹厚を応用した AEC の検討では、被写体厚の強い領域において、適正線量で撮影する方法を提案した。

得られた結果は以下の通りである。

- (1)各グループの BMI, 1.5PI と実測正面・側面腹厚との相関係数(ファジィ推論前)の群と各グループの FBMI, F1.5PI と実測正面・側面腹厚との相関係数(ファジィ推論後)の群との間に有意性が認められた。よって腹厚推定にファジィ推論は有用であると考ええる。
- (2)デジタル腹部・腰椎撮影に必要な正面・側面腹厚推定は、各被検者を相関係数の高いグループに分ける。続いて相関係数の高い各体格指数の組み合わせにより FBMI, F1.5PI を求める。さらに各グループの一次回帰式を求め、その一次回帰式の X に FBMI, F1.5PI を代入し正面・側面の腹厚 Y を求めることで腹厚が推定できる。
- (3) AEC には被写体厚特性があり、その特性の強い領域の補正が必要となる場合がある。その特性領域の腹厚を精度よく推定する方法を身長と体重の簡単な情報を利用したファジィ推論によって提案した。この AEC の被写体厚特性の強い領域の線量調整を、従来の濃度調節機構より正確に補正する方法は、より適正線量に近い線量でデジタル腹部・腰椎 X 線撮影を行うことができる。よって放射線防護の最適化に、非常に有効な方法と考えられる。また、X 線 CT 撮影とともに被曝線量を低減できれば、癌起因リスクの推定値をさらに減少させることができる。

第6章 結論

第4章では、人体の骨密度の変化による被写体コントラスト(被写体内の骨密度差)が、画像コントラスト(フィルムの濃度差)としての画像描出能(ある撮影システム及び撮影条件で得られた X 線写真の描出能力)に影響を与えている点に着目し、骨密度の大小によって画像描出能が変化する分、撮影に要する X 線量を増減できるという、デジタル撮影の利点を生かした被検者の被曝線量を低減する方法を提案した。女性の場合、閉経が始まる 50 歳代前後より急速に骨密度が低下し始める。70~80 歳代では、被写体コントラストとしての骨密度は、ほとんど無くなってしまいう結果となった。したがって、この年代の女性では画像コントラストがまったく期待できないため、腰椎の CR 画像診断を行う上で、被検者の年代を加味したの設定や画像パラメータの設定などの処理を行う必要がある。それにより安定した画像描出能の高い X 線画像を得ることができると考えられた。得られた結果は以下の通りである。

- (1)一般的に、20~50 歳男・女の骨密度が高い年代では、50 歳以上の年代に比べ、骨密度による被写体コントラストが画像コントラストに大きく影響を与えている。
- (2)同じハウレットチャート画像に画像処理を行っても、物理的評価である SNR には差は無いが、視覚的評価では GA を変化させる画像処理により画像描出能にも変化が認められ、GA を高くするほど画像描出能も高くなった。これは、高骨密度年齢層(生殖年齢層)においては、一般的に被写体コントラストが高いため、画像コントラストに大きく影響しており、画像描出能が増加していることを裏付けている。骨密度が高く画像描出能が増加する分、撮影に使用する X 線量を抑制することができ、被検者の被曝低減が可能になると考えられる。特に放射線感受性の高い年齢層ほど、X 線量を減少させることができ有用性は高いと考える。
- (3)実際の臨床で腰椎 X 線撮影を行う際、被検者の骨密度に対応して X 線管電圧、電流、時間などの撮影条件を適正に制御し、さらに骨密度を加味した画像処理パラメータを設定することによって、より安定した X 線画像が得られると考える。
- (4)第3章の AEC 撮影時に、この年齢による骨密度を加味した撮影条件を撮影装置(AEC)にプログラム化できれば、さらに適正線量での撮影が可能となる。

第5章では、デジタル腰椎側面 X 線画像に対して、2DFFT による空間周波数解析を適用して、モニター上の濃度変化に依存がなく、フィルム相互間の比較が可能な規格化パワー積分値を用いた。さらに低・中・高周波数成分の割合を基にクラスター分析を行い、骨粗鬆化評価の分類法について提案した。この手法を適用し、診断基準の確定診断とされている、前腕骨二重エネルギー X 線吸収(DXA)法で骨粗鬆症と診断された患者を含む男女 48 例に適用し、本手法の有効性について検証した。得られた結果は以下の通りである。

- (1)本手法をデジタル腰椎側面 X 線画像に適用し、アナログ腰椎側面 X 線画像のデジタル化画像では困難であった画像相互間の評価が行うことができた。
- (2)骨量減少の初期では横走する骨梁から減少するため、縦走する骨梁が目立つようになり、縦軸方向に濃度変化が減少して低周波数成分が増加した。骨量減少が進んでくると横走する骨梁はさらに減少し、縦走する骨梁も次第に粗となり、縦軸、横軸方向にさらに低周波数成分が増加することが確認できた。
- (3)骨粗鬆化評価において、低・中・高空間周波数域の面積値の割合より評価するこの方法により、客観的評価が可能となった。
- (4)コンピュータによる正診率は男・女全体の評価で 89.6%、医師による正診率は男・女全体の評価で 73.6%であった。骨粗鬆化評価の(+)(-)の定性に関して、コンピュータ支援診断の可能性を示唆することができた。

6. 2 今後の課題と今後の展望

6. 2. 1 今後の課題

(1) デジタル X 線撮影における「防護の最適化」

デジタル方式での腹部・腰椎 X 線撮影を行う場合やシングルスライス方式の X 線 CT 装置において、被検者に対して適正線量で撮影されているか疑問点がある。このようにデジタル方式による診断 X 線撮影において、「防護の最適化」が行われていない現状がある。特に最新式の装置が購入できない、資金力のない規模の小さい施設ほど深刻な問題であると思われる。今後著者が提案したような経済的な被曝低減技術などが多く考案され、広く普及することが必要である。そのためには、X 線撮影装置の X 線量制御部に組み込む被曝低減化プログラムを AEC より安価で標準装備する必要がある。

(2) ファジィ推論後の体格指数と実測腹厚との相関

今回算出した FBMI と F1.5PI は、被検者それぞれの体格を反映した値であるが、グループを 6 グループに分け、2 種類の三角型ファジィ変数を用いて、いくつかの組み合わせによって高い相関率を示した組み合わせを見つけ出した。その結果計算としては煩雑なものになってしまった。今後は組み合わせの変更、ファジィ推論法の変更、ファジィ推論ファクターの変更または追加など、計算をもっと簡略化し、かつ、相関率をさらに上げる方法を考案する必要がある。

今回検討した FBMI と F1.5PI は、被検者それぞれの体格を反映した体格指数値である。骨密度、脂肪質、筋肉質などのファジィ推論ファクターに変更または追加することで、さらにファジィ推論値が被検者の腹厚を反映する推論値となることが考えられる。また、他のファジィ推論法を用いて、より相関率の高い方法を検討する必要もあると考える。

本研究では状態評価ファジィ制御法を使用した。他のファジィ制御法を用いて推論値を算出することも検討事項に入れたい。人体の腹厚がファジィ推論によってさらに精度良く推定されるようになれば、AEC 装置の被写体厚特性に応用されるのではなく、AEC に代わって、一般撮影装置の X 線制御部に精度が向上したこの手法がプログラム化されれば、被写体厚特性の強い領域～弱い領域の全領域に適用でき、適正線量での撮影が可能となる。

(3) 被曝低減技術の装置へのプログラム化

AEC の各段階の濃度設定量は、各施設で任意に調整できるようになっている。一般的な施設の設定では、撮影者の経験に基づいた主観が入り、詳細な撮影条件の設定ができなく、撮影者が異なった場合などは再現性に乏しい。このような調整機構では、放射線防護の最適化が十分達成できていないのが現状である。現在は、被検者一人一人の体格指数を求め、予め制御時間を増減するようにマニュアルで設定を行わなければならない。忙しい業務の中では非常に煩雑な作業となる。そこで各被検者の身長と体重よりファジィ推論で腹厚を推定し、その腹厚を AEC の補正に応用する方法を提案した。この補正法を撮影装置のプログラムに組み込むことができれば、どの腹厚に対しても適正線量に近い撮影を行うことができる。さらに管電圧特性も考慮したプログラム設定を行えば、より適正化された撮影方法になると考える。

高骨密度年齢層(生殖年齢層)においては、一般的に被写体コントラストが高い

ため、画像コントラストに大きく影響しており、画像描出能が増加している。骨密度が高く画像描出能が増加する分、撮影に使用する X 線量を抑制することができ、被検者の被曝低減が可能になると考えられる。しかし現在は、この低減した線量を放射線技師一人一人が撮影条件をマニュアルで設定を行わなければならない、非常に煩雑な作業となる。

ここに挙げた 2 例の X 線撮影装置の X 線量制御部へのプログラム化のためには、装置メーカーとの共同開発が必要となる。

(4)骨粗鬆化評価のコンピュータ支援診断のための標準化

デジタル腰椎側面 X 線画像での骨粗鬆化の評価では、「骨粗鬆症」を(+),「骨量減少」を(±),「正常」を(-)としているが、今回は(±)の症例が 3 名で、症例数が少ないため(±)の検討を中止し、この 3 名を(+)の症例として取り扱った。

男・女 48 名の被検者を対象とし、算出された面積値をクラスター分析のメディアン法により骨粗鬆化「あり」「なし」に分類し、DXA 法で骨粗鬆症「あり」「なし」と確定診断されている診断と照合し、判定率(正診率)を求めた。今後は、母数を増やし、ユークリッドの平方距離またはマハラノビスの汎距離によるクラスター分析、マハラノビスの汎距離による判定分析を行い、さらに精度良く判定(診断)できる方法を検討したい。また、コンピュータ支援診断を行うためには、「疑いあり(±)」の症例数を増やし標準化を行う必要がある。

今後、本手法を「疑いあり」(骨量減少)の診断が難しい症例を含む多数の症例数に適用して、本手法の有効性を検証していく予定である。

6. 2. 2 今後の展望

(1)インテリジェント技法の X 線 CT 装置への応用による線量の適正化

国内の各施設において、シングルスライス CT とマルチスライス CT の平成 18, 19 年度の過去 2 年間の導入比率は 10% : 90%であり、マルチスライス CT の導入は加速度的に進んでいる。しかし、現実には、国内の約 8,000 台は線量低減技術が装備されていないシングルスライス CT である。本研究に示したように、既存の CT 装置に応用できる線量低減技術をさらに考案する必要がある。

例えば、現在のシングルスライス CT には、詳細な撮影条件の設定が機構上できない。詳細な撮影条件の設定が可能となれば、第 3 章で示したファジィ推論などのインテリジェント技法を用いた推定法を腹部に採用すれば、さらに適正

線量での撮影が期待できる。

(2)適正線量で撮影された X 画像の応用による診断支援

デジタル X 線撮影における「防護の最適化」、デジタル X 線画像の診断、解析を行うには、以下のことが必要である。まず SNR に大きく関係する X 線量を合理的に低減する技術を経済的に開発する。次に SNR を一定以上保ち、診療情報を確保することである。つまり、適正線量で撮影を行い、医療被曝を最小とし、それによって得られた診療情報が確保された画像の解析により、画像診断および支援診断を行うことである。

本論文では、第 3 腰椎の ROI の設定を手動で行い、64 ピクセルの円形を用いて解析した。今後は、自動で第 3 腰椎を認識し、64 ピクセルの円形 ROI を設定できるような、位置を認識するアルゴリズムを考案する必要がある。さらに骨粗鬆症(+)(-)の定性だけでなく、骨密度が定量できるようなアルゴリズムの考案も必要である。このようにコンピュータ支援診断がさらに向上すれば、骨粗鬆症の診断に大きく寄与できると考える。

平成 16 年に発表された LANCET の論文では、わが国の診断 X 線撮影頻度が推定され、癌起因リスクの推定値は他の先進 13 カ国では 0.6%~1.8%の範囲であるのに対し、日本では 3.2%であったと報告され、わが国における国民一人当たりの「医療被曝」は欧米に比べ高いとされている。

放射線被曝の中の「医療被曝」は被検者自身が診療において受ける被曝を指すが、被検者の付き添い、介護人が承知のうえで自発的に受ける被曝や生物医学的研究グループの一部として志願者が受ける被曝も含まれる。

放射線防護体系は、「行為の正当化」「防護の最適化」「個人線量限度」の原則に基づいて構築されている。「医療被曝」では原則として、必要があればいくらかでも高線量の放射線を照射することが可能とされ、「行為の正当化」「防護の最適化」のみが適用される。放射線診断において、医師より「行為の正当化」が示され、診療放射線技師(放射線技師)により「防護の最適化」が行われることが放射線防護体系の最大目標となる。このような状況下で「防護の最適化」を行うには、上記に示した「必要があれば・・・」の「必要」の基準が曖昧になっている現在、「いくらかでも高線量の放射線を照射することが可能とされる」は許されることではなく、放射線技師にとって、常に適正線量で撮影する義務がある。また、適正線量によって撮影され、医師による画像診断、コンピュータによる画像解析が可能な

診療情報が保たれた医用画像を提供することも義務であると考える。

新しい機器には、線量低減技術が採用され、適正線量で撮影が可能となっている。しかし、このような新しい機器の導入は多大な資金が必要であり、資金力のある中規模施設以上にしか進んでいない。新しい線量低減技術の開発も必要であるが、本論文に示したような、既存システムに応用できる、経済的な線量低減技術の考案も必要であると考える。

医用画像はアナログ X 線画像に始まってデジタル X 線画像へと、多種多様なモダリティの画像へと変遷を成し遂げてきている。この中で画像の基本的な性質の理解や評価、また画像処理と画像分析で支援診断をする技術や、情報技術を使用した画像の保存・圧縮・通信を行う技術などが注目されている。

コンピュータやネットワークなどでデジタル医用画像の利用は様々な形として利用されている。医用画像システムにより院内配信ができるようになり、院内のどこでも画像閲覧することが可能である。さらに、インターネット技術を用いて、専門医の勤務しない施設や離島の施設から専門医の勤務する施設へ画像転送を行い、治療方針を仰ぐことも可能である。また、医師の経験や知識不足を補うために、デジタル画像の持つ情報を、コンピュータを用いて解析し、この結果を基に補助的な画像診断を行うコンピュータ支援診断にも利用されている。このような利用は、デジタル医用画像に対して画像処理、画像分析、画像情報技術の応用などを行うことによりこれからも医療に大きく貢献していくと考える。

本論文で用いた論文リスト

本学位論文は以下の各論文をまとめたものであり、ここに一覧を示す。

第2章 X線CT撮影における被曝低減

- ・近藤裕二：“頭部・腹部X線CT検査における適正線量の簡易設定法”，日本放射線技術学会雑誌，Vol.61，No.4，pp.514-520(2005)

第3章 ファジィ推論を用いた人体腹厚の推定による被曝低減

- ・近藤裕二：“状態評価ファジィ制御による体格を考慮した腹厚推定法の検討－診断用X線装置の自動露出制御機構への応用－”，日本放射線技術学会雑誌，Vol.63，No.4，pp.436-444(2007)
- ・近藤裕二：“X線撮影条件設定のためのファジィ推論を用いた人体腹厚の推定”，日本知能情報ファジィ学会雑誌，Vol.19，No.6，pp.697-705(2007)

第4章 骨密度値を用いた被写体コントラストによる被曝低減

- ・近藤裕二：“骨密度を考慮した最適な撮影条件の検討－骨密度と画像コントラストの関係－”，日本放射線技術学会雑誌，Vol.59，No.8，pp.944-950(2003)

第5章 腰椎デジタルX線画像の骨粗鬆化分類法

- ・近藤裕二，広藤喜章，小林謙一，鵜飼裕之：“腰椎デジタルX線画像の空間周波数解析とクラスター分析による骨粗鬆化分類法”，日本生体医工学会雑誌，Vol.46，No.4，pp.465-470(2008)

謝辞

本学位論文の作成にあたり，終始熱心なる御指導と御鞭撻を賜りました名古屋工業大学大学院工学研究科(つくり領域)創成シミュレーション工学専攻教授鶴飼裕之先生に心からお礼申し上げます。

本論文の御校閲を賜りました名古屋工業大学大学院工学研究科(おもひ領域)創成シミュレーション工学専攻教授岩田彰先生，名古屋工業大学大学院工学研究科(ながれ領域)創成シミュレーション工学専攻教授松尾啓志先生，名古屋工業大学大学院工学研究科情報工学専攻准教授森田良文先生，藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科教授加藤秀起先生に謹んで深謝いたします。

長年にわたり親身に御指導，御助言を頂きました中部大学教授，カエラ研究所所長中村光一先生，日本放射線治療専門放射線技師認定機構理事長，NPO 法人マンモグラフィ検診精度管理中央委員会事務局長木村千明先生に心からお礼申し上げます。

本研究の共同研究者である名古屋大学大学院医学系研究科博士課程に在籍し，セントメディカル・アソシエイツ合同会社の医用画像技術部責任者である広藤喜章氏，藤田保健衛生大学病院放射線部主任小林謙一氏をはじめ，研究の遂行においてご協力を賜りました名古屋掖済会病院放射線部の肥後隆之氏，大塩滋氏ほか，多くの関係諸氏に深謝いたします。

最後に，本論文の作成にあたり常に陰から支え励ましてくれた家族に心から感謝いたします。

研究業績

学会誌掲載論文

- (1) 宮地利明, 華房敬之, 成田廣幸, 近藤裕二, 八神祐司, 阿知波正剛, 田中文雄, 荒木克己, 川合保: “MRI 装置の画質評価, 日本放射線技術学会雑誌”, Vol.49, No.6, pp.825-832(1993)
- (2) 近藤裕二: “携帯電話(CDMA 通信方式)とインターネットを使用した緊急医用画像の転送“, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.58, No.10, pp.1393-1401(2002)
- (3) 近藤裕二, 広藤喜章, 才賀治, 石橋一都: “ガラス線量計による診断領域 X 線装置の出力測定およびアンケート調査”, 日本放射線技師会雑誌, Vol.50, No.1, pp.48-56(2003)
- (4) 近藤裕二: “骨密度を考慮した最適な撮影条件の検討—骨密度と画像コントラストの関係—“, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.59, No.8, pp.944-950(2003)
- (5) 近藤裕二, 竹内靖之, 増本兼也: “核医学検査に伴い発生する感染性医療廃棄物の放射線管理”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.59, No.9, pp.1187-1193(2003)
- (6) 近藤裕二: “頭部・腹部 X 線 CT 検査における適正線量の簡易設定法”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.61, No.4, pp.514-520(2005)
- (7) 近藤裕二: “状態評価ファジィ制御による体格を考慮した腹厚推定法の検討—診断用 X 線装置の自動露出制御機構への応用—“, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.63, No.4, pp.436-444(2007)
- (8) 近藤裕二: “X 線撮影条件設定のためのファジィ推論を用いた人体腹厚の推定”, 日本知能情報ファジィ学会雑誌, Vol.19, No.6, pp.697-705(2007)
- (9) 近藤裕二, 広藤喜章, 小林謙一, 鵜飼裕之: “腰椎デジタル X 線画像の空間周波数解析とクラスター分析による骨粗鬆化分類法”, 日本生体医工学会雑誌, Vol.46, No.4, pp.465-470(2008)

国際会議論文発表

- (1) 近藤裕二, 肥後隆之, 竹内愛朗, 塚田哲矢, 若山巳美, 荒川修一, 小田博美 :
“Usefulness of Histogram Analysis in CR images”, ISSRT(International Society of Radiographers and Radiological Technologists) 11th world congress hand book, p.183(1998)
- (2) 伊藤あゆ美, 才賀治, 山下ゆう子, 石橋一都, 広藤喜章, 近藤裕二 : “The present research and evaluation of patient doses from upper gastrointestinal tract examinations in Aichi Prefecture—The 1st report—”, AACRT(Asia and Australasia Conference of Radiological Technologists)15th asian conference of radiological technologists congress book, p.58(2005)
- (3) 山下正信, 広藤喜章, 小林謙一, 赤岩紀武, 近藤裕二 : “The present research and evaluation of patient doses from upper gastrointestinal tract examinations in Aichi Prefecture—The 2nd report—”, AACRT(Asia and Australasia Conference of Radiological Technologists)15th asian conference of radiological technologists congress book, p.58(2005)

国内学会口頭発表(抄録掲載誌)

- (1) 近藤裕二, 河合五男, 高柳光雄, 松尾裕, 肥後隆之 : “救命救急センターに於ける EC オープナーUNI ローダーの使用効果について”, 日本放射線技術学会雑誌(中部部会), Vol.36, No.2, p.263(1980)
- (2) 高柳光雄, 河合五男, 松尾裕, 近藤裕二, 肥後隆之 : “シネ現像時間及び現像温度の変化による画質の検討”, 日本放射線技術学会雑誌(中部部会), Vol.36, No.2, p.263(1980)
- (3) 肥後隆之, 松尾裕, 近藤裕二, 駒田英勝 : “頭部血管撮影における同時多層”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.38, No.3, p.408(1982)
- (4) 肥後隆之, 高柳光雄, 近藤裕二, 駒田英勝 : “マルチバッファビデオメモリー方式による心電図同期心ブール像の検討”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.41, No.3, p.554(1985)
- (5) 能登真一, 臼井喬, 柴田祐司, 広田秀幸, 山田明, 近藤裕二 : “直線加速器の日周期変動について”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.43, No.8, p.1321(1987)

- (6) 加田正比古, 佐藤豊, 近藤裕二, 臼井喬, 能登真一, 柴田祐司, 廣田秀幸, 山田明: “MRI による頸椎ダイナミック撮影の有用性”, 日本放射線技術学会雑誌 (中部部会), Vol.43, No.10, p.1594-1595(1987)
- (7) 能登真一, 臼井喬, 柴田祐司, 廣田秀幸, 山田明, 近藤裕二: “Linac の Gantry rotation angle と X 線束”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.44, No.2, p.173(1988)
- (8) 近藤裕二, 臼井喬, 能登真一, 柴田祐司, 廣田秀幸, 山田明, 加田正比古, 佐藤豊: “プランニングスキャンポジションの信頼性について”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.44, No.8, p.1050(1988)
- (9) 能登真一, 臼井喬, 柴田祐司, 近藤裕二, 廣田秀幸, 山田明, 足立賢治: “手術台移動方式 術中照射の検討”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.45, No.2, p.241(1989)
- (10) 近藤裕二, 臼井喬, 能登真一, 柴田祐司, 廣田秀幸, 山田明, 足立賢治, 加田正比古, 佐藤豊: “MRI による頸椎ダイナミック撮影の有用性(第二報)”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.45, No.2, p.219(1989)
- (11) 能登真一, 臼井喬, 柴田祐司, 近藤裕二, 廣田秀幸, 山田明, 足立賢治: “Radiation Field の Air cavity と Re-build up”, 日本放射線技術学会雑誌(中部部会), Vol.45, No.4, p.555-556(1989)
- (12) 能登真一, 臼井喬, 柴田祐司, 近藤裕二, 廣田秀幸, 山田明, 足立賢治: “Wet towel による Bolus 効果”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.45, No.8, p.1303(1989)
- (13) 能登真一, 臼井喬, 柴田祐司, 近藤裕二, 廣田秀幸, 山田明, 足立賢治: “Irregular field や Offset field の Beamflatness”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.46, No.2, p.181(1990)
- (14) 能登真一, 臼井喬, 柴田祐司, 近藤裕二, 廣田秀幸, 山田明, 足立賢治: “手動マルチリーフを使用したモノブロック簡易原体照射”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.46, No.8, p.1334(1990)
- (15) 能登真一, 臼井喬, 近藤裕二, 藤村佳弘, 山田明, 足立賢治: “10 MV X 線の Air-cavity による Rebuild-up について(線量評価)”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.47, No.2, p.239(1991)
- (16) 能登真一, 臼井喬, 近藤裕二, 藤村佳弘, 山田明, 足立賢治: “コンペインセイターによる線量分布変化”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.47, No.10, p.1881-1882(1991)

- (17)山田篤人, 竹内愛朗, 山崎新二, 松浦浩, 小田博美, 近藤裕二: “CR パントモ撮影における画像安定性についてその 2”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.48, No.2, p.163(1992)
- (18)森下泉, 小田博美, 近藤裕二, 大塩滋, 山崎新二, 松浦浩: “IP のフレキシブル特性を利用した FCR7000 に於ける口腔領域撮影への応用”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.49, No.8, p.1449(1993)
- (19)山崎新二, 松浦浩, 小田博美, 近藤裕二, 大塩滋, 石黒徹也, 竹内靖之, 森下泉: “IP のフレキシブル特性を利用した FCR7000 に於ける口腔領域撮影への応用 第 2 報”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.50, No.2, p.259(1994)
- (20)竹内靖之, 小田博美, 近藤裕二, 大塩滋, 山崎新二, 森下泉, 松浦浩: “IP のフレキシブル特性を利用した FCR7000 に於ける口腔領域への応用 第 3 報”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.50, No.8, p.1287(1994)
- (21)近藤裕二, 松崎俊二, 大塩滋, 石黒徹也, 山崎新二, 松浦浩: “顔面部の外傷性骨折におけるヘリカル CT の有用性”, 日本放射線技師会雑誌, Vol.41, No.10, p.1193(1994)
- (22)安達忠温, 駒田英勝, 大塩滋, 石黒徹也, 若山巳美, 田中伸吾, 近藤裕二: “運動 201Tl と 99mTc-Tetrofosmin 心筋 SPECT 像の欠損領域の比較”, 日本核医学技術学会研究会雑誌, Vol.15, No.3, p.194(1995)
- (23)大塩滋, 近藤裕二, 松崎俊二, 山崎新二, 石黒徹也, 松浦浩: “耳小骨 3D 画像のルーチン化”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.51, No.3, p.228(1995)
- (24)森下泉, 小田博美, 近藤裕二, 松崎俊二, 山田浩, 松浦浩: “フィルム/IP 併用型透視撮影装置に於ける検出能の比較検討”, 日本放射線技術学会雑誌(中部部会), Vol.51, No.6, p.773-774(1995)
- (25)近藤裕二, 森下泉, 山崎新二, 竹内靖之, 小田博美, 松浦浩, 山田篤人, 石川忠俊, 服部憲二: “FCR システムの高感度化への検討”, 日本放射線技術学会雑誌, Vol.51, No.8, p.1134(1995)
- (26)山田浩, 成瀬隆行, 安井寿光, 森下泉, 山崎新二, 鈴木正広, 竹内愛朗, 近藤裕二, 小田博美, 松浦浩: “FCR システムによる低線量撮影の検討”, 日本放射線技師会雑誌, Vol.42, No.9, p.1366(1995)
- (27)近藤裕二, 松崎俊二, 水谷尚義, 山崎新二, 田中紳吾, 増本兼也, 小田博美: “CR における乳房撮影システム別の画像評価”, (第 1 回 日本放射線技術学会東海支部・静岡統合)(1996)

- (28)松崎俊二，塚田哲矢，川口範洋，鈴木正広，大塩滋，肥後隆之，近藤裕二，小田博美：“効果のあった被曝低減法術者被曝低減用プロテクターの試作”，日本放射線技術学会雑誌，Vol.53，No.7，p.953(1997)
- (29)成瀬隆行，安井寿光，森下泉，鈴木正広，山田浩，駒田英勝，竹内愛朗，肥後隆之，近藤裕二，小田博美：“ポータブル装置の出力管理”，日本放射線技術学会雑誌，Vol.54，No.1，p.182(1998)
- (30)若山巳美，駒田英勝，石黒徹也，川口範洋，塚田哲矢，増本兼也，花井敦司，近藤裕二，小田博美：“高濃度乳房における CR パラメータの腫瘍像抽出能について”，日本放射線技術学会雑誌，Vol.54，No.4，p.310(1998)
- (31)石黒徹也，竹内愛朗，鈴木正広，成瀬隆行，増本兼也，近藤裕二：“プロテクターの安全性についての検討”，日本放射線技師会雑誌，Vol.46，No.9，p.1135(1999)
- (32)塚田哲矢，荒川修一，川口範洋，山崎新二，水谷尚義，松崎俊二，近藤裕二，小田博美：“胸骨 CR 撮影における AUTO モードの検討”，日本放射線技術学会中部部会誌，Vol.1，No.1，(2000)
- (33)高橋亜希，川口範洋，大塩滋，鈴木正広，駒田英勝，竹内愛朗，近藤裕二，木村千明：“当院の核医学検査より発生する医療廃棄物への取り組み”，日本放射線技術学会 放射線防護分科会誌，No.14，p.33(2001)
- (34)才賀治，石橋一都，広藤喜章，近藤裕二：“ガラス線量計を用いた機器精度管理と医療被曝ガイドライン②”，日本放射線技師会雑誌，Vol.48，No.9，p.1338(2001)
- (35)石橋一都，広藤喜章，才賀治，近藤裕二：“ガラス線量計を用いた機器精度管理と医療被曝ガイドライン③”，日本放射線技師会雑誌，Vol.48，No.9，p.1339(2001)
- (36)森清孝，小林謙一，才賀治，鬼頭薫，広藤喜章，赤岩紀武，石橋一都，近藤裕二：“ルクセルバッジによる診断領域 X 線装置の出力測定”，日本放射線技師会雑誌，Vol.50，No.9，p.636(2003)
- (37)近藤裕二，広藤喜章，小林謙一，鶴飼裕之：“空間周波数解析を用いた骨粗鬆症のコンピュータ支援診断”，電子情報通信学会 医用画像研究会誌，Vol.107，No.220，p.59-64(2007)

- (38)市來守，向山隆史，鈴木昇一，浅田恭生，伊藤佑介，小林謙一，近藤裕二：“実測に基づく入射表面線量算出プログラムの構築”，日本放射線技術学会 放射線防護分科会誌，No.26，p.28(2008)
- (39)向山隆史，伊藤佑介，市來守，加藤美穂，小林謙一，浅田恭生，近藤裕二，鈴木昇一：“一般 X 線撮影装置のフィルタ(銅,アルミ複合)厚,総ろ過の推定に関する研究”，日本放射線技術学会 放射線防護分科会誌，No.26，p.29(2008)
- (40)鈴木昇一，加藤英幸，浅田恭生，小林謙一，小林育夫，能登公也，近藤裕二，塚本篤子：“X 線診断時に患者が受ける線量の調査研究：中間報告”，日本放射線技術学会 放射線防護分科会誌，No.26，p.37(2008)
- (41)加藤美穂，市來守，向山隆史，伊藤佑介，小林謙一，浅田恭生，近藤裕二，鈴木昇一：“線量推定のための X 線装置の精度評価”，日本放射線技術学会 放射線防護分科会誌，No.26，p.44(2008)