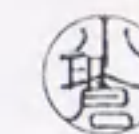




論文目録

申請者氏名 小倉敏裕



学位論文

題目:新しい医用X線デジタル画像システムの画質とその臨床応用に関する研究
(Studies on imaging properties of a novel medical digital radiography system and its clinical applications)

印刷公表の方法及び時期
下記の通り公表済みである

第2章 II/TV-DR装置の物理(画像)評価と臨床評価

平成3年2月発行
Proc. SPIE -The International Society for Optical Engineering, Medical Imaging V: Image physics
Vol.1443, pp.153-159に掲載
(Technical and clinical evaluations of a 2048×2048-matrix digital radiography system for gastrointestinal examinations)

平成3年9月発行
消化器集団検診学会雑誌, Vol.92, pp.101-106に掲載
(消化管デジタルX線撮影と胃集団検診への応用)

平成3年12月発行
Medical Imaging Technology, Vol.9, No.5, pp.569-574に掲載
(新しい2K×2KマトリクスII/TV方式のデジタルラジオグラフィの解像特性)

平成5年12月発行
医用電子と生体工学, Vol.30, No.4, pp.290-296に掲載
(高解像度X線イメージンシファイアを用いた上部消化管診断)

平成6年3月発行
Medical Physics, Vol.21, No.3, pp.463-469に掲載
(Resolution properties of a 2048×2048 matrix image intensifier-TV based digital radiography system)

平成8年8月発行
Medical Imaging Technology, Vol.14, No.5, pp.581-589に掲載
(2k×2kマトリクスII/TV方式DRのノイズ解析)

第3章 上部消化管集団検診への応用

平成5年9月発行
医用電子と生体工学, Vol.31, No.3, pp.289-294に掲載
(DRを用いた上部消化管集団検診—画像圧縮と1kマトリクスモードの検討—)

第4章 上部消化管集団検診におけるDR化の得失

平成7年5月発行
Medical Imaging Technology, Vol.13, No.3, pp.239-245に掲載
(上部消化管集団検診におけるDR化の得失—II/TV方式DRと100mmロールフィルムとの比較—)

第5章 三次元イメージングへの応用

平成7年6月発行
日本消化器内視鏡学会雑誌, Vol.37, No.6, pp.1148-1156に掲載
(ヘリカルスキャンCTを利用した直腸癌の三次元表示)

平成7年9月発行
Proc. of International Conference on Virtual Systems and Multimedia, pp.338-343に掲載
(3D-CT colonoscopy of colorectal carcinoma)

発表論文 (学位論文に直接関係するもの)

原著論文

1. "消化管デジタルX線撮影と胃集団検診への応用," 消化器集団検診学会雑誌, Vol.92, pp.101-106 (1991), 藤井 彰, 丸山雅一, 増田幸久, 岡村泰賢, 小倉敏裕, 米倉福男.
- 1'. "Technical and clinical evaluations of a 2048×2048-matrix digital radiography system for gastrointestinal examinations," Proc. SPIE -The International Society for Optical Engineering, Medical Imaging V: Image physics, Vol.1443, pp.153-159 (1991), Toshihiro Ogura, Yukihiisa Masuda, Hiroshi Fujita, Nobuo Inoue, Fukuo Yonekura, Yoshihiro Miyagi, Kazuaki Takatsu, Katsuyoshi Akahira, Shigehiko Tsuruta, Masami Kamiya, Fumitaka Takahashi, Kazuyuki Oda, Shigeyuki Ikeda, and Kouich Koike.
2. "新しい2K×2KマトリクスII/TV方式のデジタルラジオグラフィの解像特性," Medical Imaging Technology, Vol.9, No.5, pp.569-574 (1991), 小倉敏裕, 藤田広志.
3. "高解像度X線イメージインテンシファイアを用いた上部消化管診断," 医用電子と生体工学, Vol.30, No.4, pp.290-296 (1992), 小倉敏裕, 岡村泰賢, 丸山雅一, 藤田広志.

4. "DRを用いた上部消化管集団検診—画像圧縮と1kマトリックスモードの検討—," 医用電子と生体工学, Vol. 31, No.3, pp.289-294 (1993), 小倉敏裕, 藤田広志, 岡村泰賢, 濱島ちさと, 丸山雅一.
5. "Resolution properties of a 2048×2048 matrix image intensifier-TV based digital radiography system," Medical Physics, Vol.21, No.3, pp.463-469 (1994), Toshihiro Ogura and Hiroshi Fujita.
6. "上部消化管集団検診におけるDR化の得失—II/TV方式DRと100mmロールフィルムとの比較—," Medical Imaging Technology, Vol.13, No.3, pp.239-245 (1995), 小倉敏裕, 藤田広志.
7. "ヘリカルスキャンCTを利用した直腸癌の三次元表示," 日本消化器内視鏡学会雑誌, Vol.37, No.6, pp.1148-1156 (1995), 小倉敏裕, 小泉浩一, 甲斐俊吉, 丸山雅一.
7. "3D-CT colonoscopy of colorectal carcinoma," Proc. of International Conference on Virtual Systems and Multimedia, pp.338-343 (1995), Toshihiro Ogura, Kouichi Koizumi, and Masakazu Maruyama.
8. "2k×2kマトリクスII/TV方式DRのノイズ解析," Medical Imaging Technology, Vol.14, No.5, pp.581-589 (1996), 小倉敏裕, 藤田広志, 横内久猛.

参考論文

1. "上部消化管X線検査における撮影管理 5段階評価に対する多変量解析法," 映像情報(メディカル), Vol.19-2, No.320, pp.51-57 (1987), 伊藤博昭, 小倉敏裕, 増田幸久, 浜島ちさと, 淵上在弥.
2. "デジタルラジオグラフィによる大腸疾患の診断と将来への展望," Medical Practice, Vol.18, No.6, pp.897-902 (1991), 丸山雅一, 増田幸久, 小倉敏裕, 米倉福男.
3. "I.I.-TV(2048×2048マトリクス)リアルタイムデジタルラジオグラフィ," 映像情報(メディカル), Vol.23-17, No.436, pp.930-934 (1991), 小倉敏裕.
4. "消化管領域におけるリアルタイムデジタルラジオグラフィ," MEDIX, Vol. 21, pp.14-18 (1991), 増田幸久, 小倉敏裕, 丸山雅一.
5. "高精細I.I.-DRとその臨床応用," INNERVISION, Vol.7, No.2, pp.2-7 (1992), 小倉敏裕, 増田幸久, 丸山雅一.
6. "II/TV(2048×2048マトリクス)リアルタイムデジタルラジオグラフィの解像特性と臨床," 総合医用画像技術研究, Vol.4, No.1, pp.38-41 (1992), 小倉敏裕.
7. "I.I./TV-DRにおける被曝線量と物理特性の関係," 日本放射線技術学会雑誌, Vol.49, No.12, pp.2052-2057 (1993), 小倉敏裕.
8. "Relationship of the imaging properties of the I.I./TV based DR system for incident exposures," Japanese Journal of Radiological Technology, Vol.12, pp.149-157 (1994), Toshihiro Ogura.

著書

1. 図説臨床癌シリーズ 胃癌 (分担執筆) pp.62-66, MEDICAL VIEW社 (1993).
2. デジタルラジオグラフィの画像評価 (分担執筆) pp.3-8, pp.178-183, 放射線医療技術学叢書 (7), 日本放射線技術学会出版委員会発行 (1994).

新しい医用X線デジタル画像システムの
画質とその臨床応用に関する研究

1997年1月
(平成9年)

小倉敏裕

新しい医用X線デジタル画像システムの
画質とその臨床応用に関する研究

Studies on imaging properties of
a novel medical digital radiography system
and its clinical applications

1997年1月
(平成9年)

小倉敏裕

目次

第1章	序論	1		
	1.1	はじめに	1	
	1.2	消化管集団検診の社会的背景	2	
		1.2.1	上部消化管	2
		1.2.2	下部消化管	3
	1.3	X線画像のデジタル化の目的	3	
		1.3.1	リアルタイム性	3
		1.3.2	検索、伝送を含めたシステム化	4
		1.3.3	画像処理技術	5
		1.3.4	診断の正確度の向上	5
		1.3.5	被曝線量低減等、患者への負担軽減	5
		1.3.6	三次元画像構築	5
		1.3.7	医用画像管理コスト	6
	1.4	本論文の目的と構成	6	
第2章	II/TV-DR装置の物理(画像)評価と臨床評価	10		
	2.1	緒言	10	
	2.2	装置の概要	10	
	2.3	被曝線量	14	
	2.4	有効視野	15	
	2.5	実効ピクセル寸法	15	
	2.6	入出力特性	19	
	2.7	コントラスト特性	19	
	2.8	解像特性	20	
		2.8.1	測定方法	20
		2.8.2	各インチモードにおける解像特性	22
		2.8.3	アイリス口径と信号電流依存性	22

	2.8.4	バーパターンによる解像特性の検証	25
	2.8.5	拡大撮影による解像特性の変化	30
	2.8.6	臨床例	30
	2.8.7	考察	30
2.9		ノイズ特性	35
	2.9.1	II/TV-DRのノイズ	35
	2.9.2	測定方法	35
	2.9.3	結果	36
	2.9.4	X線量子モトルの影響	39
	2.9.5	光学系の影響	39
	2.9.6	信号電流の影響	41
	2.9.7	考察	41
2.10		低コントラスト被写体検出能	43
	2.10.1	実験方法	43
	2.10.2	結果	47
	2.10.3	考察	50
2.11		結言	52
第3章		上部消化管集団検診への応用	56
	3.1	緒言	56
	3.2	画像圧縮法について	56
	3.3	集団検診のための画像評価	56
	3.3.1	解像特性	56
	3.3.2	低コントラスト被写体検出能	56
	3.3.3	臨床像を用いた圧縮率の検討	57
	3.4	結果	57
	3.5	考察	60
	3.6	結言	63
第4章		上部消化管集団検診におけるDR化の得失	64

	4.1	緒言	64
	4.2	DR利用の実際	64
	4.3	調査方法	65
	4.4	結果と考察	67
	4.4.1	画像欠損率	67
	4.4.2	臨床画像の比較	67
	4.4.3	読影時間	72
	4.5	結言	72
第5章		三次元イメージングへの応用	74
	5.1	緒言	74
	5.2	II/TV-DRを用いた三次元イメージング	74
	5.3	ヘリカルスキャンCTを用いた直腸癌の三次元イメージング	75
	5.3.1	三次元画像処理法の原理	75
	5.3.2	対象と撮影方法	79
	5.3.3	解像力	79
	5.3.4	被曝線量	81
	5.3.5	臨床結果	83
	5.4	考察	88
	5.5	結言	90
第6章		結論	92
		謝辞	97
		参考文献	98
		著者の本論文に関する業績	104

第1章 序論

1.1 はじめに

我が国では消化管の癌が多く、働き盛りの多くの人命を奪ってきた。その中でも胃癌の死亡率は減少しつつあるが、依然として我が国の癌死亡の上位を占めている。胃癌の原因の大きな要因が生活環境、特に食生活にあると考えられている。食生活の欧米化により胃癌は減少しているが、逆に、男女とも大腸癌発生率の急増をもたらしている。癌を征服するには早期発見、早期治療が極めて重要であることは論ずるまでもない。早期発見はX線画像を用いた集団検診が最も効率的であるとされているが、検診能力の限界や、放射線被曝に対する不安、費用の問題等があり、それらを解決する研究、開発が望まれている。

一方、1971年のJ.HounsfieldによるX線CTの試作成功を契機として、近年放射線診断技術の発展には著しいものがある。これに続く急速な技術革新により1980年にDF(Digital Fluorography)(注1.1)が、また、1982年にComputed Radiography(以下、CR)(注1.2)等のデジタル画像技術が開発され、US、MRIとともに医療における画像診断は更なる進歩をとげた。1895年にX線がレントゲンによって発見され、医療に利用されて以来、スクリーン/フィルムシステム(以下、S/F)(注1.3)を用いたX線画像診断が進歩発展してきた。消化管の撮影、診断領域においても、このアナログ画像のもとで著しい診断技術の発展がみられた。しかし、X線画像のデジタル化は、1970年代後半から研究が始まったものの、この診断領域における試みがなされたのはごく最近のことである。

1988年、癌研では日立メディコ(株)と共同研究のもと、2048×2048マトリックスを有する従来にない高精細タイプのイメージンテンシファイア(Image Intensifier, 以下、II)(注1.4)と2100本系のTVカメラを組み合わせた(以下、II/TV)デジタルラジオグラフィ(以下、DR)の研究開発に着手した。そして、1990年、世界に先駆け開発に成功し、臨床応用に関する研究を開始した。

本章では、現在さまざまな問題を有する消化管集団検診の社会的背景を述べ、なにゆえ新しい医用X線デジタル画像システムを開発し、その画質と臨床応用に関する研究をはじめるといったか、その目的、動機について述べる。

1.2 消化管集団検診の社会的背景

1.2.1 上部消化管

我が国における人口構造は、世界に例のないスピードで高齢化社会に向かっている。このことは、老年人口の増加に伴い相対的に胃癌が増加してくることを意味している。30代から50代はもちろんのこと、高齢者も胃集団検診対象者として無視できない存在となってきた。胃癌死亡率の低減はもちろん、充実したクオリティオブライフを提案するために、胃癌の早期発見は社会保健上の課題として、あらためて対応策の検討がせまられている。胃集団検診の目的は、無症状者を検診して治癒可能な早期癌を発見することである。早期の胃癌は特徴的な症状がなく、他の胃の異常と酷似しているために見過ごしやすい。自覚症状で多くみられるのは、みぞおちあたりの鈍痛や、膨満感であるが、三万件を越える上部消化管検査の経験を持つ筆者の私見としては、発見された早期の胃癌患者のほとんどが無症状であり、進行癌になってはじめて症状を呈するものが多く、無症状者が最も危険因子保有者であると確信している。胃集団検診は、1960年に黒川、有賀らによって開始され、100mmロールフィルム(以下、100mm-film)を用いた間接X線胃撮影法を中心に広く実施されている。1983年には老人保健法が施行され、地域集団検診としての胃の集団検診がさらに強力に進められ、日本消化器集団検診学会による全国集計では年間550万人もの受診者を有するに至っている[1]。しかし、一方では、現行の胃集団検診システムにおいて間接X線法の診断能、放射線被曝[2, 3]、効率、検診受診率の伸び悩み等の問題点も指摘されている。

1995年5月10日付の朝日新聞に発表された、愛知診断技術振興財団が実施している"自宅で手軽に...胃がん検診"というタイトルの記事が話題を呼んだ。これは血清ペプシノーゲン法(以下、PG法)と呼ばれるものである。胃癌の発生母地には胃粘膜萎縮が提唱されており、胃粘膜萎縮の指標である血清ペプシノーゲンを測定することによって、胃癌検診のスクリーニングに用いようとするものである[4-6]。PG法は血液法であるため簡便かつ安全で総合検診に組み込みやすく、バリウムを使用したX線検査や内視鏡検査を、敬遠しがちな受診者層からの胃癌発見が可能である。しかし、間接X線法による胃集団検診で発見された胃癌がPG法では陰性となる症例もあり、PG法による胃癌スクリーニングはまだ多くの問題を抱えている[7, 8]。また、PG法では高い要精密検査率となりがちであるため、PG法の実施により二次精密検査受診者の増加が見込まれ、より一層X線検査の受診者が

増加する。このため、診断性能の向上、被曝線量の低減を可能とする消化管X線装置の開発が望まれる。

1.2.2 下部消化管

近年、我が国における消化器癌のうち、胃癌が減少しているのに対し、大腸癌が年々際立って増加している。これは、食生活の欧米化等の要因が関係しているものと考えられるが、検査方法の煩雑さ等のため胃の検診ほど広くは普及していない。1992年4月、厚生省は老人保険法の第三次事業計画の主要な柱のひとつとして便潜血検査による大腸癌の一次スクリーニングの施行に踏み切った。しかし、年間100万人以上の人々が基本的指針のないまま検診を受けることになり、連日、便潜血検査陽性の通知書を持参した被検者が精密検査体制の整わない病院に来院しているのが現状である。二次検査としては内視鏡検査およびX線注腸検査が行われているが、その検査体制や精度管理の面で様々な問題が発生し、日本消化器集団検診学会でも論議の的となっている[9]。現実の臨床の場合において、我が国では十分に習練された内視鏡医の数が不足しており、大規模な検診から発生する多数の要精密検査者を処理するには、マンパワーの絶対数が不足しており、要精密検査者全員を対象に行える状態にないことは明らかである。これに対し、X線注腸検査は比較的短時間にあるレベルまでの撮影技術をマスターでき、検査医養成の面においてはすぐれているが、下腹部の撮影を行うため生殖腺への被曝が多く、被曝低減を実現しなければならない。これらの理由より、より一歩踏み込んで、受容度を満足するために、デジタル信号を利用した全く新しい検査法の確立を考える必要がある。

1.3 X線画像のデジタル化の目的

アナログ画像において進化してきたX線画像診断技術であるが、なにゆえにII/TV系を用いたX線画像のデジタル化が進められるのか、デジタル化への必然性について述べる。

1.3.1 リアルタイム性

II/TV系を用いたデジタル画像装置では、撮影後即時画像表示が可能である。これにより検査中の診断が可能となり、より精密な検査に移行したり、余分な検査を省略するこ

とができる。また、フィルム撮影法における現像処理の手間と時間を省くこともできる。日常の診療においてX線写真は、撮影して直ちに診療に使用するのが第一義である。しかし、多人数の診察となると、撮影だけ行って結果は後日というのが、かなりの病院での実状である。その間、患者の不安は相当なものであり、そのため新たな病気になることも事実である。最近、血管撮影装置を利用したインターベンショナルラジオロジー(注1.5)が数多く行われてきたが、S/Fを用いていたときに比べ、デジタルサブトラクション血管造影法(Digital Subtraction Angiography, 以下、DSA)(注1.6)への移行後、腫瘍の存在位置がリアルタイムに確認できるようになった。これにより、腫瘍血管の塞栓術や、腫瘍へ直接抗瘍剤を投与できるようになり、短時間に、患者の負担が少なく、より密度の濃い治療ができるようになったことを痛感している。このように、リアルタイム性というのは、医療現場にとって非常に重要なことである。

1.3.2 検索、伝送を含めたシステム化

最近では病院全体におけるコンピュータの利用も積極的に押し進められ、医療情報の電子化が進み、病院情報システム(Hospital Information System, 以下、HIS)も大規模病院を中心に普及してきた。放射線診断部門においては、放射線診断情報システム(Radiological Information System, RIS)が導入され、HISおよびオーダーリングシステムとネットワークを組み、画像診断情報とともに活用されはじめている。コンピュータシステムの発達によるLocal Area Network (LAN)等の通信伝送技術の向上、光ディスク等の高密度記録媒体の出現により、様々なモダリティのデジタル画像を集合型光ディスクの中に保管し、自由に検索して表示することができる医用画像管理システム(Picture Archiving and Communication System, 以下、PACS)の必要性が、1982年のThe International Society for Optical Engineering (SPIE)におけるDwyerらの発表[10]以来叫ばれ、過渡期ではあるが部分的に運用がはじまっている。さらには、個人の健康管理用に、放射線画像を含む医療情報を光磁気ディスクに蓄積し、統一的な管理を行うImage Save and Carry (IS&C)システムが開発されている[11]。総合的な画像データを収集するには、各装置の標準インターフェイスが必要であり、米国においてPACSの画像通信の標準案としてDICOMの規格V.3.0が、American College of Radiology-National Electrical Manufacturers Association (ACR-NEMA)によって1993年に確立された。1993年の北米放射線学会において、この

DICOM規格による各業者の画像ワークステーション相互運用デモンストレーションが行われ、参加した多くの放射線科医に画像通信の標準化が機能しはじめたことを印象づけた。

1.3.3 画像処理技術

ウィンドウイング(ウィンドウ操作)、ズーム、フィルタリング、ヒストグラムイコライゼーション、サブトラクション、リカーブ・フィルタリング等の画像処理技術は、DSA等で日常的に使用しているものが多く、大いに診断に役立っている。例えば、ウィンドウイングによる適正な濃度での画像表示や、フィルタリングによる像の検出度や可視度の向上が可能である。また、サブトラクションで診断に障害となる像を消去することも、デジタル技術によって容易に可能となる。

1.3.4 診断の正確度の向上

画像データがデジタル化されたことにより、画像処理技術が急速に発達し、人工知能技術を利用した診断能の向上、特に、コンピュータ支援診断(Computer-Aided Diagnosis, 以下、CAD)への期待が大きくなった。CADは、病巣が存在すると推測される場所をコンピュータが検出、表示することにより、医師に見落としのないように注意を喚起することで診断の支援を行うものであり、現在研究が進められている[12-15]。CADを用いることで見落としによる誤診を減少させ、主観的判断による思い違いを防止することができれば、放射線画像診断の正確度の向上と、診断の再現性の改善が期待できる。また、CADでは、読影過程に相当する疾患認識が重要な要素技術となるため、診断過程を支援するための技術としてニューラルネットワーク(人工神経回路網)を用いる研究[16-20]も同時に進められている。

1.3.5 被曝線量低減等、患者への負担軽減

X線検出効率の高い検出器の使用とデジタル画像処理技術により、必要とする画像情報の種類によって被曝を低減させたり、造影剤の濃度や量を減らしたりすることも可能である。リアルタイム性にも関連するが検査時間の大幅な短縮も可能である。

1.3.6 三次元画像構築

X線CT装置やMRIによって多くの断層画像を撮影し、その画像データより計算機処理した三次元画像構築を行うことが可能となった。最近では、ヘリカルスキャンCTの開発によって体軸方向の空間分解能の向上がみられ、血管系や骨格系等の三次元画像の構築が比較的容易となった。また、X線源とII/TV検出器を被写体のまわりを一回転させ、必要な角度毎にデジタル画像データを収集し、三次元画像を再構築するシステムが1994年の北米放射線学会で発表された[21, 22]。X線管球およびIIが、ガントリの中に収納されており、4.8秒で一回転する。検出器がIIのため、従来のCTに比べコントラスト分解能は劣るが、体軸方向においてヘリカルスキャンCTより高い解像力が得られる。また、1回転で画像データ収集できるため、時間分解能が良い等の利点がある。

1.3.7 医用画像管理コスト

すべての画像データをオンラインでコンピュータに接続し、記録媒体に保管することにより、自由に検索して表示することが可能なPACSの必要性が叫ばれて久しい。Dwyerらは、PACSは従来のフィルム保管システムと比べ経費軽減がどの程度であるかを論じた論文を発表している[10]。フィルムには記録、表示、保存と三つの利点を兼ね備えているが、保管場所のスペースの問題、保管場所から利用する場所までの搬送の手に伴う人件費の問題がある。そこで、コスト削減のため、省スペースで手間のかからないデジタル保管が考えられてきた。しかし、このようなシステムを全病院規模で構築するには莫大な費用と時間が必要となるため、現在では、目的を絞ったシステムの開発が主流になりつつある。

1.4 本論文の目的と構成

X線TV装置は、消化管二重造影法(注1.7)にみられるように、日本の消化器診断技術とあいまって開発、改良され、消化器系の診断に飛躍的な進歩をもたらした。前述したように、胃集団検診は100mm-filmを用いた間接X線法を中心に全国各地で実施されている。しかし、在来のIIを用いた場合、解像特性はS/Fを用いた直接X線写真より劣り、また、その画像はわずか100mmφの小さな画面である。もちろん、画像は暗室において、現像定着処理を行って始めて可視化され、専用シャーカステンに装着することによって診断が可能となる。

一方、X線画像のデジタル化は、これまで、X線検出器としてイメージングプレート(以

下、IP)を用いるCRイメージングシステムがあるものの、消化管撮影には画像データ収集に時間がかかり、実用的とは言えなかったのが現状である。また、II/TV方式のデジタルイメージングシステムも開発されてはいたが、マトリックス数が512×512または1024×1024と限られ、空間分解能がS/Fに劣っているために、これが消化管撮影領域まで利用されることも少なかった。

これらの欠点を克服し、X線検出器より得られた画像信号のデジタル化により、即時画像表示をはじめ、デジタル画像が有するさまざまな利点を享受できるフィルムレスのII/TV方式のDR(以下、II/TV-DR)システムを構築し、臨床応用が可能かどうかを研究する必要がある。

本論文は、本装置による臨床応用を行うにあたって、画質特性および被曝等の物理的な特性を詳細に調査することと、新しいデジタル画像システムが有する利点を生かした臨床応用について研究を行うことを目的とする。

本論文は六つの章からなっている。

第1章では、本研究の社会的背景についてまとめ、本論文の目的と内容について述べる。

第2章では、画質や線量等の物理特性を正しく評価、把握し、消化管X線検査への適用の可能性を確認した。デジタルX線画像はデジタル画像に固有な種々の問題が存在するため、アナログ画像と比べ必然的に画像特性が異なり、画像の評価方法も異なった手法を必要とする。II/TV-DRは、消化管X線検査において、従来のS/Fと同等レベルの画質を有するシステムを目標に開発されたものであるが、従来のアナログシステムや異なったデジタルシステムとの画質を比較するために、デジタル画像の定量的な画像評価が必要である。主な画像評価項目として、入出力特性、解像特性、ノイズ特性、低コントラスト被写体検出能を取り上げ、被曝線量との関係を中心に調査した。

第3章ではデジタル画像の有する利点を生かした上部消化管集団検診システムの構築を試みた。第2章における画質や線量等の評価の結果、消化管の精密検査にも十分適用可能であることが確認されたが、短時間に、多人数の被検査者の検診を効率良く行うには、マトリックスモードや画像圧縮等の検討が必要となった。これは、画像データであるがゆえに1日に発生するデータ量は数GBにも達し、画像表示時間や、画像転送時間が長くなり、撮影や読影に支障をきたすためである。解像特性や、低コントラスト被写体検出能、臨床

画像を用いた画像評価の結果、適切な画像圧縮率やマトリックスモードが決定され、完全フィルムレスの上部消化管集団検診システムを構築することができたので、これについて述べる。

第4章ではシステムにおける画像のデジタル化による得失を把握し、診断能の向上を目指した。第3章で構築した上部消化管集団検診システムは完全CRT診断を行った世界で最初のケースであると考えられ、アナログX線画像のみを扱ってきた医師、技師にとってもまったく経験のない未知の世界であった。本検診システムを1年間使用した時点で、従来使用していた100mm-filmとII/TV-DRとを比較することによって、極端な画像濃度によって生ずる画像の欠損率や、臨床画像評価、読影時間を調査した。

第5章では将来にむけて、現在大腸集団検診の有する問題を克服するため、II/TV-DRの応用展開として大腸の三次元画像構築を構想した。その予備研究として、ヘリカルスキャンCTを用いた直腸癌の三次元表示を行い、その診断能や問題点を考察した。まずはじめに、II/TV-DRを用いた三次元画像構築の概略を記し、つぎに、ヘリカルスキャンCTを用いた三次元画像構築の原理および撮影方法、解像力について述べる。そして、ヘリカルスキャンCT法と注腸検査法の被曝線量を比較、調査した。手術直前の癌転移検索のために施行される直腸癌のCT検査時のヘリカルスキャンCTデータを利用し、内視鏡画像と同様な画像が観察できる直腸三次元画像構築を試み、いくつかの臨床例を提示する。三次元構築画像と内視鏡画像や注腸画像の比較において、また、検査法としての利点、欠点を考察し、大腸集団検診の受容度と精度を満足する可能性があるかどうかを検証する。

第6章では本研究の成果を総括し結論としてまとめる。

これら一連の研究には、第1章3節「X線画像のデジタル化の目的」で述べたように、X線画像データがデジタルであって初めて診断能や診断効率の発展性が示唆され、消化管の撮影、診断領域におけるデジタル化を今後積極的に押し進めていかなければならない動機がはっきりと存在していると言える。

(注1.1) TVカメラの出力映像信号をA/Dコンバータによってデジタル信号に高速変換し、その画像データをリアルタイムに、サブトラクション処理を行うデジタル画像処理技術を搭載したX線撮影装置である。

(注1.2) 輝尽性蛍光体よりなるIPをX線画像のセンサとして使用し、画像読み取り機を用

いて検出されたX線画像をデジタル信号に変換し、画像処理を加えてプリントアウトする装置である。輝尽性蛍光体はBaFX:Eu(Xはハロゲン)が使用されている。IPには入射されたX線量に応じたエネルギーが蓄積され、レーザー光(He-Neレーザー、波長633nm)の刺激によって蓄積されたエネルギーに比例する強度の青色の光が発生する。IPの各点で発光した光をライトガイドで集め、光電子増倍管で電気信号に変換することにより、デジタル画像信号が得られる。このデジタル信号に画像の表示関数として重要な階調特性や空間周波数応答特性を変えることによって画像診断の最適化を行いフィルムに焼き付ける。(注1.3) X線そのものの写真作用は小さいため、蛍光体で構成された増感紙(スクリーン)によって可視光に変え、その像をフィルムに感光させるX線撮像システム。

(注1.4) 一次蛍光面と光電陰極を入力部に持ち、出力部に二次蛍光面を持つ大型真空管である。X線によって発光した入力蛍光面像を光電面で光電子に変換し、電子レンズ系によって加速し二次蛍光面に衝突させ、数千倍の明るさに増幅した像が得られる。

(注1.5) 血管撮影装置を利用し、血管を通じ末梢の血管へ抗癌剤等の薬剤を注入し治療を行う。また、コイルやスポンジ等の塞栓物質を腫瘍の栄養動脈に注入し、血液の流入を止め腫瘍を縮小または消失させることが可能である。

(注1.6) 血管撮影で造影剤の注入前の画像と注入後の画像との減算処理をデジタル的に行い、造影剤の注入された動、静脈血管を描出する装置で、コントラスト分解能にすぐれている。

(注1.7) 消化管造影手技のひとつで、バリウムと同時に空気の服用または注入により、消化管を適度に進展させ、管壁にバリウムを塗布した状態を作ってX線撮影する方法。伸展させた粘膜面の構造が観察でき、微細診断に有効である。空気量と造影剤の量、質、濃度、消化管内壁の粘液の量、バリウムの付着状態によって診断能は大きく変化する。

2.1 緒言

本章では、本研究の主なテーマのひとつであるDRの画像評価について述べる。まず、画像評価に入る前に、本DRのために新たに開発された画質改善技術を含め、構成と特徴について述べる。つぎに、画質と密接な関係があり、画像特性に大きく影響を与える因子のひとつである被曝線量について述べる。なお、被曝線量の評価は皮膚表面吸収線量によって行った。

本論文の骨子であるDRの画像評価は、画質に関する重要な物理特性の解析として、客観的な評価方法である入出力特性、解像特性、ノイズ特性の測定によって行った。入出力特性はデジタル特性曲線を、解像特性はプリサンプリングMTFやバーパターンの手法を用いた。ノイズ特性はデジタルウィーナスpekトルの手法を用いた。また、コントラストの評価のひとつとして、低コントラスト被写体検出能を、知覚を含む画像評価法であるReceiver Operating Characteristic curve(以下、ROC)解析による手法を用いて行った。その他、画像解析に必要な実効ピクセル寸法やベールンググレア(Veiling Glare)(注2.1)の測定、臨床使用上重要なIIの有効視野についても調べた。

画像解析は、DR間どうしの比較、S/F系との比較のため、また、CADのための画像情報の定量的な分析のためにも、正確に行っておく必要がある。

デジタル画像系では、離散的なデータサンプリングに起因するエリアシング(注2.2)(折り返し誤差)が生じる等、アナログ画像系の画像評価の手法をそのまま使用できない場合が多い。また、DRシステムはS/F系に比べ多くの構成要素からなっていて、また複雑であり、さまざまな要因によって画質が変化するが、デジタル画像系の特性を良く理解し、注意深く適用することによって定量的に評価できる。

放射線を用いた検査は被曝低減が目的のひとつである。撮影目的にあったデジタルX線画像の最適化を探究するため、被曝線量と画像特性の関係に重点を置きながら画像評価を行った。

2.2 装置の概要

本研究において使用した装置は、II/TV方式のDR装置、リアルタイムデジタルラジ

オグラフィ(DR-2000H, 日立メディコ(株))である。

本装置の動作のブロックダイアグラムをFig. 2.1に示す。被写体を透過したX線をIIで可視光像に変換、輝度増倍を行い、TVカメラで撮像してビデオ信号とする。これをアナログデジタル変換器(A/D)でデジタル化し、画像処理を施しディスプレイ装置に画像を表示するものである。本装置の概観は大別して、X線装置、メインプロセッサ、イメージワークステーションの三つからなっている。Fig. 2.2に撮影操作卓、イメージワークステーションを示す。在来の胃集団検診用の間接X線撮影装置(TD-MA5)を母体とし、DR装置を設置したが、外観は従来の撮影装置と変化ない。しかし、撮影された静止画像を観察するモニタの設置により、撮影と同時に画像観察が可能となった。この静止画像を観察しながら検査を進めることができるため、より密度の濃い、無駄のない検査を遂行することが可能となった。さらに、RAMディスク(以下、RAM)内に存在する撮影済み画像を容易に遡って観察できるようになった。Fig. 2.3にTD-MA5に設置された12インチII、2100本TVカメラ、100mm-filmカメラ、専用ディストリビュータ(注2.3)を示す。自動X線量制御装置(Auto Exposure Control, 以下、AEC)によって設定された出力X線は、被写体を透過した後、12インチIIに入力される。本装置の解像力改善の大きな役割を担っているデバイスのひとつが、60mmφの二次蛍光面を有するこの12インチIIである[23]。II全体の解像度は出力蛍光面、電子レンズ、入力蛍光面の三つの解像力に左右されるが、この解像特性の改善にあたり、つぎの三つの点が採用されている。(1) 60mmφ大口径出力蛍光面の採用、(2) IIの電子レンズの電界強度を上げることによって、解像特性を改善する8電極高電界型電子レンズの採用、(3) 太さ5μm、厚さ500μmのCsI柱状結晶からなる入力蛍光面の採用。また、100mm-filmでの撮影も可能とするため、大口径二次蛍光面専用のディストリビュータを設置し、DRと100mm-filmは容易に切り替え可能となっている。このアナログ出力蛍光像は大口径レンズを用いた専用光学系を通し、2100本系TVカメラ(1インチ含浸型ダイオードガンサチコン)で電気信号に変換、さらに10bitによる量子化でA/D変換される。コンバージョンレートは20MHzである。光量を制御するアイリスは可変型で、口径制御の駆動はプロセッサ内のCPU管理のもとで行われ、撮影目的によって容易に変更可能である。走査モードは2100本系で3.75frames/sec順次走査、1050本系で15frames/sec順次走査、透視時は1081本系で30frames/sec飛び越し走査である。撮影画像サイズは、12インチ(30cmφ)、9インチ(23cmφ)、7インチ(18cmφ)の三つのモードがあり必要に応じて選択で

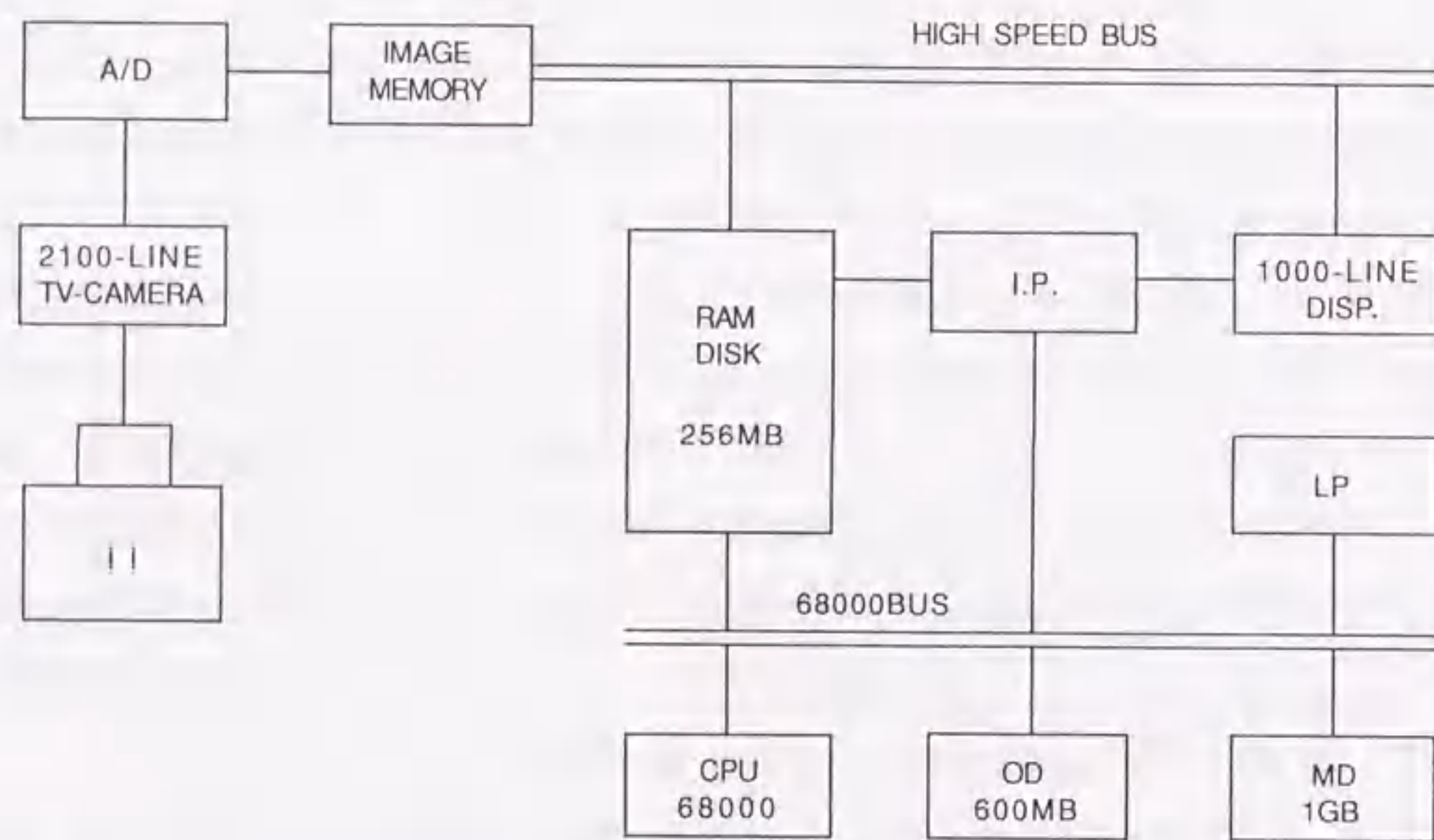


Fig. 2.1 Schematic diagram of our II/TV-DR.



Fig. 2.2 Outward appearance of our DR system.

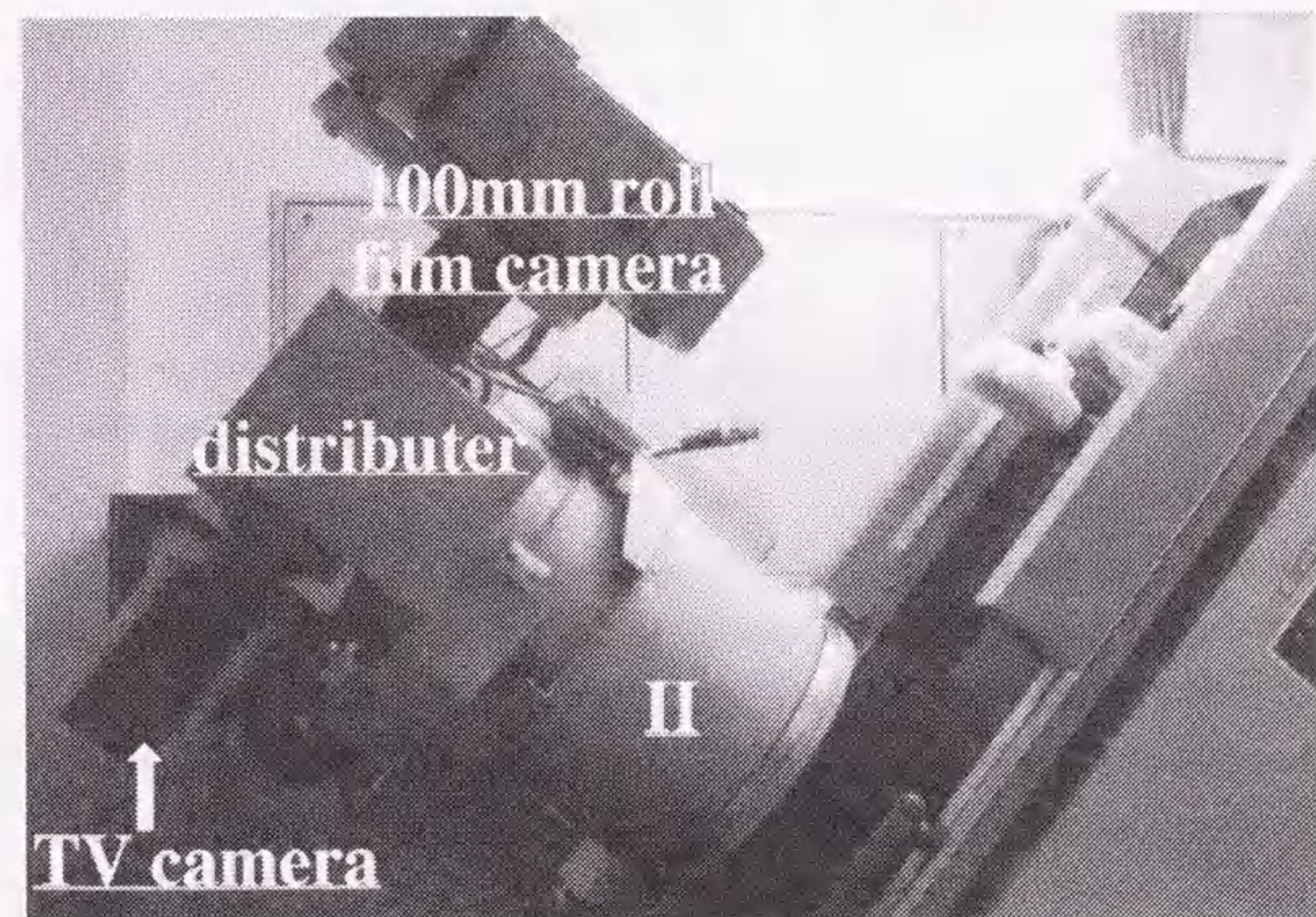


Fig. 2.3 Outward appearance of II/TV system.

きる。撮影は2048×2048マトリックス(以下、2k)モードまたは1024×1024マトリックス(以下、1k)モードが選択でき、連続撮影を行うときの撮影レートは、2kで1画像/秒、1kで4画像/秒である。画像データの収録は、1GBの磁気ディスクと600MBの光ディスク(以下、OD)を用いる。磁気ディスクには画像非圧縮時、2kで125画像、1kで500画像の記録ができ、また、2kと1kの混在撮影も可能である。ODは5インチタイプのもを使用し、非圧縮時2kで72画像(片面36画像)の記録が可能である。磁気ディスク、OD共に画像の圧縮を行うことにより記録できる画像数を増やすことができる。画像のウィンドウレベルやウィンドウ幅の変更は、256MBのRAM上でリアルタイムに行うことができる。このRAMには、非圧縮時2kで32画像、1kで128画像の画像が記憶可能である。磁気ディスクからRAMへの読み込みはバックグラウンドで行うことができ、RAMに読み込まれた画像から順次読影が可能となる。観察装置としては、走査線数1066本系モニタ(順次走査)が標準装備であるが、20インチの走査線数2132本系のモニタも研究用に一時期設置した。1066本系モニタを用いた場合、2k画像は全マトリックスを表示できないために1/4領域表示、または、1/4間引き表示を行う。観察機能は、ウィンドウ処理以外に白黒反転、ガンマ変換、空間周波数処理等ができる。空間周波数処理において、強調周波数、強調レベルの変更も容易に行える。その他、後処理機能としてサブトラクション処理も行うことができる。画像の圧縮は、非等長ブロック符号化法によって(第3章2節参照)、必要に応じ撮影直後、または、全撮影終了後に行うことができる。

2.3 被曝線量

後で述べる画像特性の評価の結果決定された、現在臨床に使用しているX線撮影条件で、S/F(HR6/HRS, Fuji Photo Film Co.)、および、各インチモードでの100mm-film(Type SF II, Fuji Medical Imaging Film)を用い、20cm厚のファントム(アクリル板)を撮影し、フィルムの濃度が1.0となるファントム入射面(皮膚表面)での吸収線量を測定した。散乱線除去のためのグリッドは中間物質がwoodで、グリッド比12:1(注2.4)、グリッド密度42line/cm(注2.5)を使用した。付加フィルタはAl 0.5mm+Cu 0.1mmである。線量計はVictoreen 500; prove model 550-4, (Cleveland, Ohio)を使用した。照射線量の測定はIIを寝台から最大限に離し、IIや寝台からの散乱線を避けるため、寝台とIIのほぼ中間点で行った。ファントム入射面における照射線量はX線焦点-ファントム入射面の距離より補正計算により求め

た。線量計は千代田保安用品株式会社の校正施設によりフィルムバッチを用い校正を行った。校正結果は1.0であった。線量計の読値は照射線量(C/kg)である。後方散乱係数は照射野の大きさと光子エネルギーにより決定した。撮影されたX線の光子エネルギーにおける照射線量から吸収線量に変換する吸収線量換算係数は35.7Gy/(C/kg)である。吸収線量は次式によって求められる。

$$\text{吸収線量(Gy)} = \text{照射線量(C/kg)} \times \text{後方散乱係数} \times \text{吸収線量換算係数(Gy/(C/kg))} \\ \times \text{線量計校正定数}$$

この式から求めたS/Fおよび、各インチモードでの100mm-filmの濃度1.0を得るのに必要な吸収線量をTable 2.1に示す。12インチモードでは、S/Fの約1/10、9インチモードでは約1/6、7インチモードで約2/5であった。DRでは濃度1.0の規定がないので、現在Table 2.1に示した100mm-filmの線量を基準に、AECを用い、3割減の線量で撮影を行っている。その結果、DR-2k、12インチモードでは、S/Fの約7.3%、9インチモードでは約12.3%、7インチモードで約27.4%と大幅に被曝低減が可能であることがわかった。

2.4 有効視野

X線焦点とIIの距離を1mとしたときの寝台上における有効視野をTable 2.2に示す。限られた有効視野はII/TV-DRの最も大きな欠点である。消化管撮影では支障がないが、12インチIIでは四肢や骨盤、腹部や胸部全体の撮影は不可能である。

2.5 実効ピクセル寸法

TVの走査線に平行方向と垂直方向の二つの方向で各インチモードごとのIIの一次入力面での実効ピクセル寸法を測定した。測定は、入射面中央に寸法既知の物体を置き、その物体に照射することにより行い、これらの値を用い計算によってナイキスト周波数を求めた。II中心部の実効ピクセル寸法をナイキスト周波数とともにTable 2.3に示す。主走査方向と副走査方向では差がなく、1kは2kの半分の大きさであった。7インチモードのピクセル寸法はCR(100 μ m; 8インチ×10インチ [20.3cm×25.4cm]のIP)より9%小さい。

Table 2.1 Comparison of absorbed dose on the surface of a 20 cm thick lucite phantom for screen/film and 100-mm roll-film systems. In the DR system, where a density of 1.0 cannot be applied, 70% values of the exposure levels in this table, density obtained from 100-mm roll-film system were used for imaging.

Technique	Absorbed dose
S/F(HR6/HRS)	1.96×10^{-3} Gy
7inch-II	7.68×10^{-4} Gy
9inch-II	3.41×10^{-4} Gy
12inch-II	2.05×10^{-4} Gy

Table 2.2 Effective size of II. The distance between II and X-ray focus is 100cm.

Technique	Effective size of II
7inch-II	180mm ϕ
9inch-II	225mm ϕ
12inch-II	293mm ϕ

Table 2.3 The effective sampling distances and Nyquist frequencies.

Matrix size	Technique	Sampling distance	Nyquist frequency
2048 \times 2048	7inch-II	0.091 mm	5.49 cycles/mm
	9inch-II	0.116 mm	4.31 cycles/mm
	12inch-II	0.164 mm	3.05 cycles/mm
1024 \times 1024	7inch-II	0.182 mm	2.75 cycles/mm
	9inch-II	0.232 mm	2.16 cycles/mm
	12inch-II	0.328 mm	1.52 cycles/mm

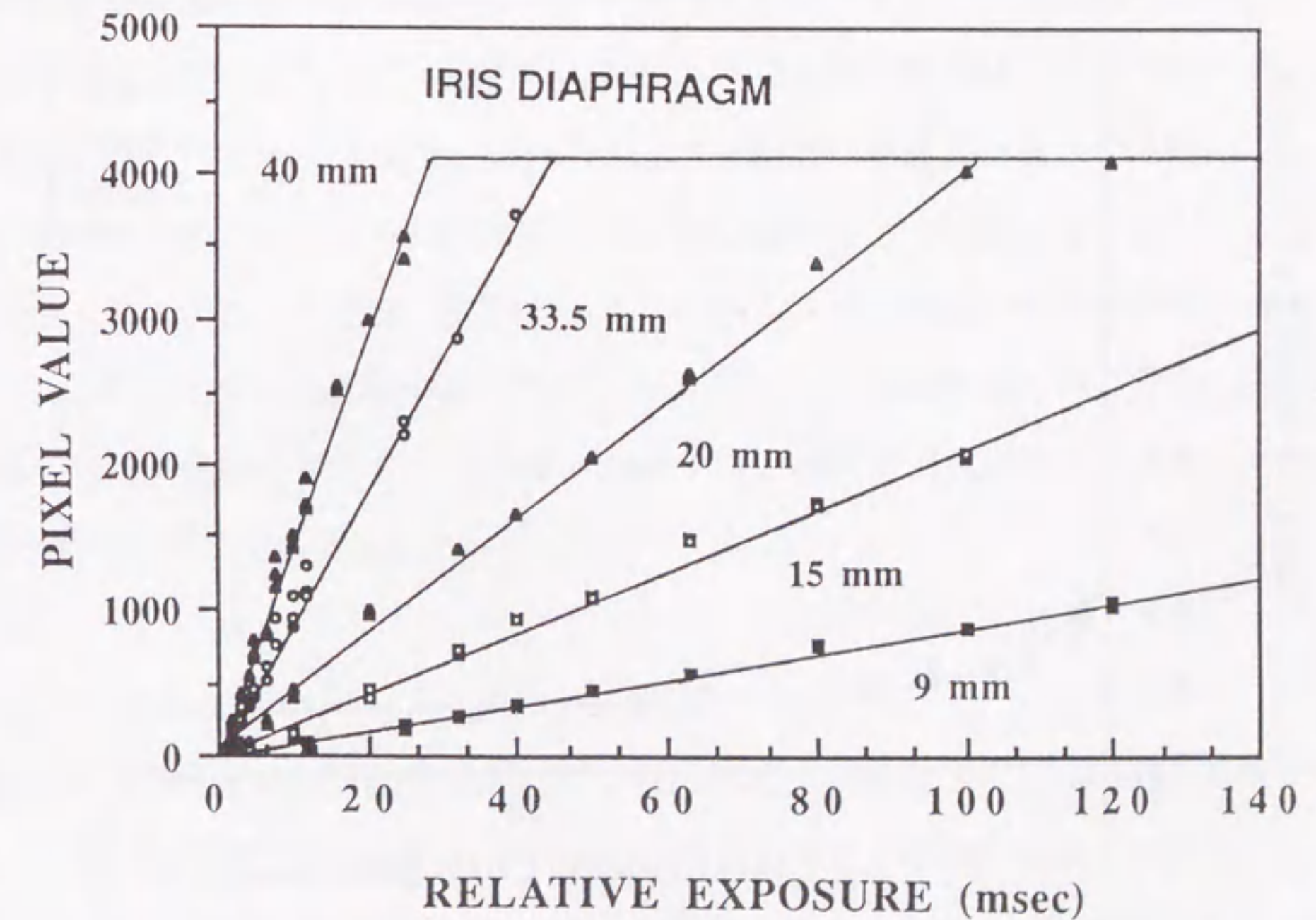


Fig. 2.4 Digital characteristic curves relating the pixel value to the relative exposure for different iris diameters.

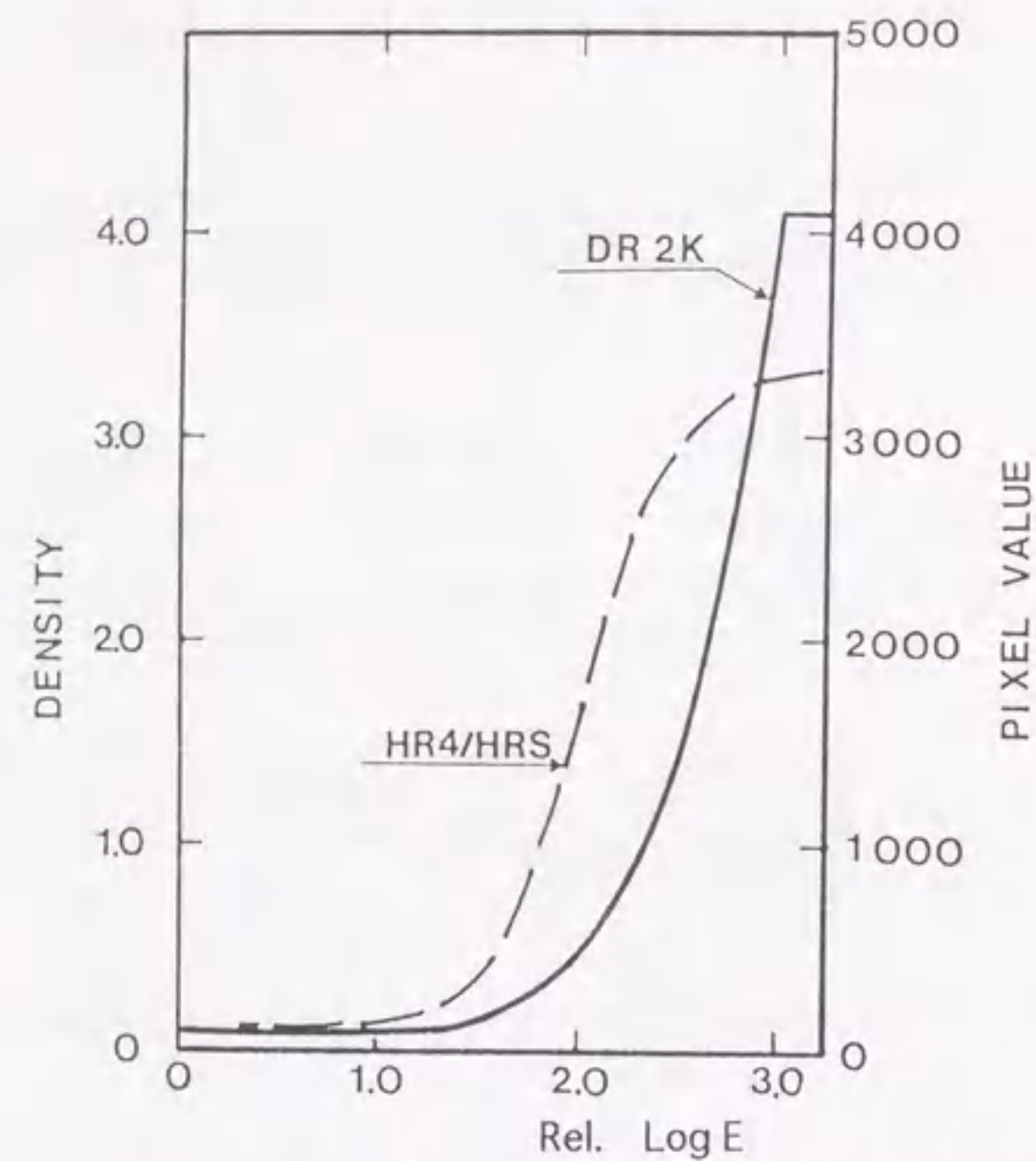


Fig. 2.5 Characteristic curves for the DR system and the screen/film system (HR4/HRS)

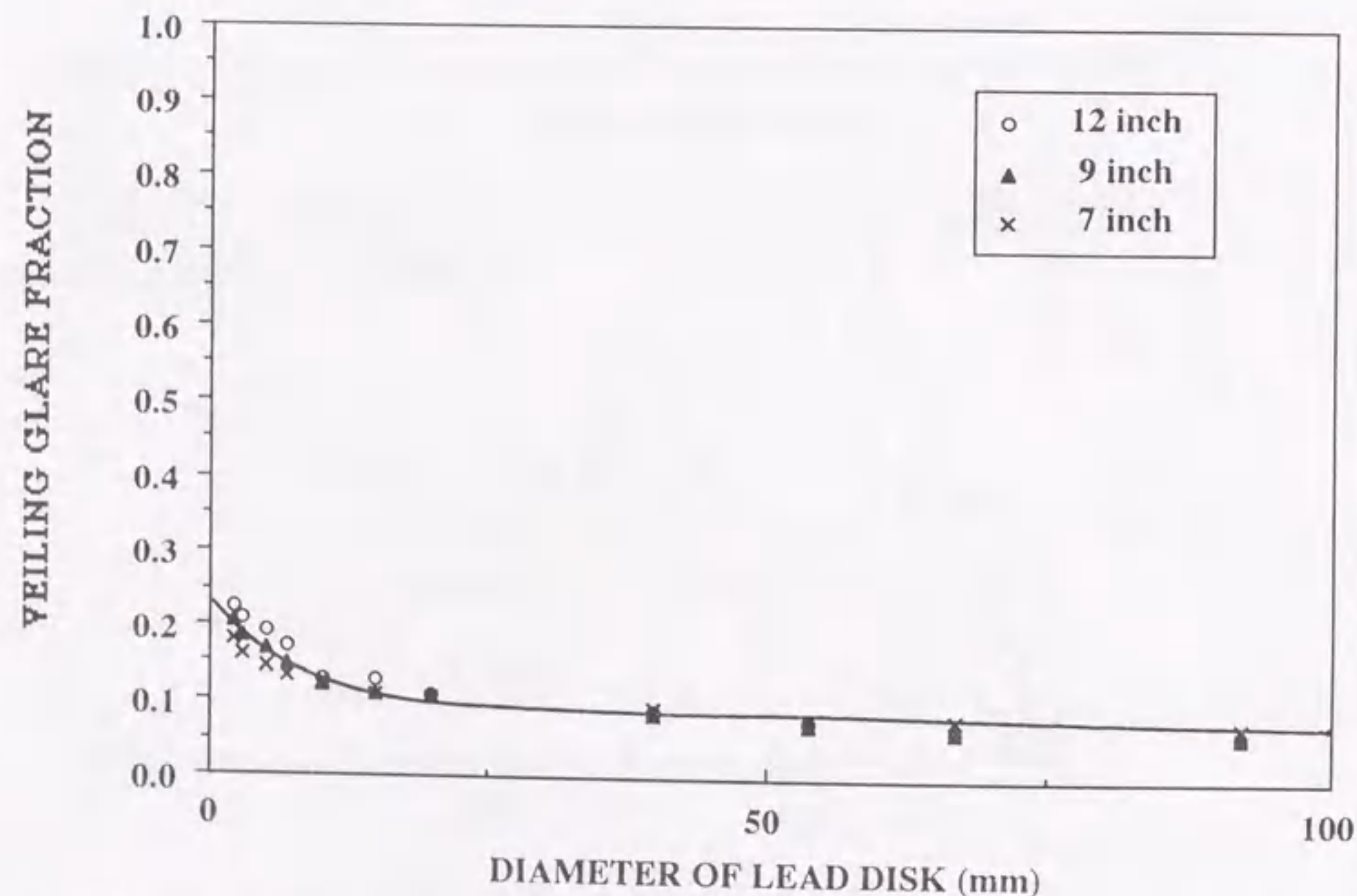


Fig. 2.6 Relationship between the measured fraction of veiling-glare and diameter of lead disks, for three II modes. The veiling-glare fraction was determined to be approximately 23% by extrapolation of the data to zero disk diameter.

2.6 入出力特性

ある一定のゲインのもとで、TVカメラのアイリス口径を変化させたときのデジタル特性曲線を測定した。これらの曲線は、照射線量とピクセル値との関係を示し、システムのダイナミックレンジ、Modulation Transfer Function(以下、MTF)やベーリンググレア等の測定を行うとき、システムレスポンスの線形化に使用する。全てのカーブはタイムスケール法によって求めた。S/Fでは相反則不規が存在するために、タイムスケール法は使用できないが、II/TV方式のDRでは使用できることが知られている[24]。撮影はX線焦点-II間を80cmに保ち、80kVのX線撮影条件で2mmの銅板を付加し、IIの入力面の中央に照射して行った。照射線量は照射時間に比例し、照射時間を1-120msecに変えることによって線量を変化させた。それぞれ照射された画像のピクセル値は画像中央の30×30ピクセル(900ピクセル)のデータの値を平均することによって求めた。

いくつかの異なったアイリス口径におけるデジタル特性曲線をFig. 2.4に示す。アイリス口径が大きくなるとグラジエントは急になり、少ない線量でもピクセル値が4095を越えてしまいサチュレーションを起こす。アイリス口径を小さくすることによりサチュレーションが発生しにくくなる反面、画像コントラストが低下する。同一線量で比較した場合、アイリス口径が小さくなるほど、ピクセル値が小さくなり画像が暗くなる。そして、S/Nが悪化する。逆に、アイリス口径を大きくすることにより高感度、高コントラストの画像を得ることができる。このように、アイリス口径の調節により、低感度、広ダイナミックレンジのシステムから、高感度、高コントラストのシステムの使いわけが可能となる。

Fig. 2.5にDR-2kにおける20mmφのアイリス口径と、S/F(HR4/HRS, Fuji Photo Film Co.)とを比較した特性曲線を示す。ダイナミックレンジは癌研で消化管検査に使用しているS/Fと比べてほぼ同等であった。

2.7 コントラスト特性

X線は物質中でコンプトン散乱やトムソン散乱と言った散乱を起こし、散乱X線を発生させる。一方、II内部ではベーリンググレアと呼ばれる光子の散乱現象が起こる。この散乱X線とベーリンググレアが、コントラスト分解能を低下させる原因である。

IIのコントラスト特性は散乱X線含有率とベーリンググレアを含んだ値として規定され、コントラスト値は10%値と10mm値で示される。10%値はIIの入射面の10%の面積を鉛板

で覆ったときと覆わなかったときの輝度の比で、10mm値とはIIの入射面の中心に10mmφの鉛板を置いたときと置かなかったときの輝度の比を言う。遠藤の測定によると[23]、本DRに使用したIIの10%値は35:1で10mm値は20:1であるとしている。

Fujitaらは口径25cmφのII(RBV 25/17 HN, Optilux)でベ어링グレアが30%存在している[25]。また、57cmφの大口径II(Optilux)についても発表しているが、従来の25cmφのIIから得られたベ어링グレアと同等の約30%であるとし、インチモードが小さくなるにつれてやや小さくなるとしている[26]。本DR装置を使用し、0.2cmφ-18cmφまでの様々な直径の鉛ディスクの画像を撮影して、鉛ディスクの無いときのピクセル値と各直径の鉛ディスクに覆われた部位のピクセル値により、ベ어링グレアを求めた。ピクセル値はデジタル特性曲線を用いてX線強度に変換した。Fig. 2.6に鉛ディスクの直径とベ어링グレア比の関係を示す。鉛ディスクが0になったときの値を外挿することによってベ어링グレアの含有率を求めた[27]。測定されたベ어링グレア比は約23%であり、前述したIIより小さな値を得た。インチモードの依存性は少なかった。ベ어링グレアや散乱線の影響は、細いビームのX線を使用することやデコンボリューション法を使用することによって減らすことができる[27, 28]。また、散乱線とベ어링グレアを含んだPoint Spread Functionのプロファイルは被写体厚が異なってもほぼ相似形をしていることを利用し、フィルタを用いた補正方法が開発されているので[29]、システムに補正プログラムを適用すればコントラストの改善が可能となる。

2.8 解像特性

2.8.1 測定方法

従来のS/F系の解像特性の評価は、MTFによる手法を用いてきたが、DRにおいてはこのMTFによる評価方法の適用に注意を要する[30]。なぜなら、従来のMTFの計算法をそのままDR系に適用すると、エリアシングの効果のために、計算されたMTFが測定位置の変化に対して一定にならず、ある幅を生じたり、高周波側であたかも解像特性が良くなったような結果になる。このため、DR系における固有なMTFとして、検出器自身の効果(アナログ成分)とサンプリングアパーチャの効果を含んだプリサンプリングMTFの概念が導入された[26, 30-32]。本研究でもこのプリサンプリングMTFを測定した。

測定では、主走査方向、または、副走査方向に対してわずかに傾き(通常2度以内)をつ

けたスリットによる手法[33, 34]を用いて、"合成された"Line Spread Function(以下、LSF)を作成する。この合成LSFから通常のMTFの計算と同じように、LSFをフーリエ変換することによってプリサンプリングMTFを求めた。この方法によってエリアシングの影響を除去することができる。プリサンプリングMTFは画像の中央の512×512マトリックスを抽出し計算することによって求めた。一般に、IIのベ어링グレアに起因するMTFのLow-Frequency Drop(注2.6)はしばしばシステムの性能評価のMTFに含まれるが、ここでは、ベ어링グレアに相当する成分は取り除き、LSFのすそ野をカットし、残りをexp関数で外挿した。スリットの撮影は、IIの入射面の中央部に幅10μmのスリットを置き、X線焦点-II入射面距離80cm一定、管電圧80kVの条件で撮影した。この方法を用いて、三種類のインチモード、様々なアイリス口径、異なったLSFのピークのピクセル値(MAX PIXEL VALUE)における解像特性を調査した。2kと1kによる比較は第3章3節1項にて述べる。

一方、簡易的に解像特性を調べるために、解像力チャート(N.Y-07-526 0.05mmPb Nr 67412, Nuc. Assoc.)を用いた測定も行った。散乱線除去用のグリッドを取り外し、IIの入射面の中央部にチャートを取り付け、DR-2k, 7インチモードでチャートを撮影した。解像力の決定は1066本系モニタを用いて2k画像の1/4領域を表示し、肉眼により行った。限界解像力はイメージングシステムにおいて解像できる1mmあたりの最大line pairと定義した。X線焦点-II入射面間距離は80cm、撮影条件は、80kV, 50mA パーパターンの振幅の最大ピクセル値が変化するように照射時間を変えて照射し、X線焦点は通常使用している焦点(DR, 100mm-film: 0.2mm, S/F: 0.8mm)を使用した。同時に、100mm-film(Type SF II)を用いてII自身の解像力も調べた。100mm-filmの観察には拡大鏡付きシャーカステンを使用した。

撮影条件や、アイリス口径の影響を調べるため、上記の条件で拡大率1.79倍のパーパターン像も作成した。

また、拡大撮影による解像特性の変化も調べるため、各拡大率におけるDR-2k, 100mm-film, S/F(HR6/HRS)の限界解像力を測定した。解像力チャート(N.Y-07-526 0.05mm Pb Nr 67412, Nuc. Assoc.)は、腹厚20cm被写体の中央を想定して、IIフィールドの中心の天板(被検者が臥す寝台)上10cmの位置に設置した。X線焦点は通常使用している小焦点(0.2mm)を使用し、グリッドなしで行った。撮影条件は、80kV, 50mAで、チャートの振幅の最大

ピクセル値が1000前後となるように照射した。100mm-filmやS/Fも同じ幾何学的条件で撮影した。解像力の決定は前述と同様、DR-2kの場合1/4領域の表示を行い観察し、100mm-film, S/Fは拡大鏡付きシャーカステンを使用した。拡大率はIIの入力面とバーパターンの距離を変えることによって変化させた。

2.8.2 各インチモードにおける解像特性

DR-2kの三種類のインチモードにおけるプリサンプリングMTFをFig. 2.7に示す。LSFのピークのピクセル値を650, アイリス口径を22.5mm ϕ とした。この結果ではFig. 2.8に示す従来の1kのII/TV-DRシステムに比べ明らかに改善されている[35]。プリサンプリングMTFはインチモードが大きくなると小さくなるが、同様の傾向は文献[35]にも見られる。

2.8.3 アイリス口径と信号電流依存性

Fig. 2.9にDR-2k, 7インチモード、同一X線照射条件(80kV, 50mA, 40msec)で、二種類のアイリス口径におけるプリサンプリングMTFを示す。アイリス口径15.0mm ϕ のもとで作成した画像のLSFのピークのピクセル値は1057であり、アイリス口径33.5mm ϕ では3120であった。X線照射条件が同じ場合、LSFのピークのピクセル値は、アイリス口径が大きくなるほど撮像管に入る光量が増加するため大きくなる。アイリス口径33.5mm ϕ におけるプリサンプリングMTFは、アイリス口径15.0mm ϕ のものより小さく、アイリス口径を大きくするほどプリサンプリングMTFは低下する。これは、II/TV-DRのプリサンプリングMTFはアイリス口径、あるいは、撮像管の信号電流に依存していることを示している。なお、撮像管の信号電流はピクセル値に比例している。アイリス口径、撮像管の信号電流の解像特性に対する影響を調べるため、以下に述べる二つの異なる条件のもとにおいて、プリサンプリングMTFを測定した。

はじめに、アイリス口径33.5mm ϕ 一定の状態において照射線量を変化させ、スリット像を撮影することによって、LSFのピークのピクセル値の影響を調べた。通常、消化管撮影において、アイリス口径33.5mm ϕ を採用している。ルーチンに、このアイリス口径を使用している理由は、運動ボケが起こらないような短い撮影時間でも、撮像管に十分な光量が得られるためである。Fig. 2.10にプリサンプリングMTFのLSFのピークのピクセル値の依存性を示す。照射線量を増やし、LSFのピークのピクセル値を増加させると、プリサ

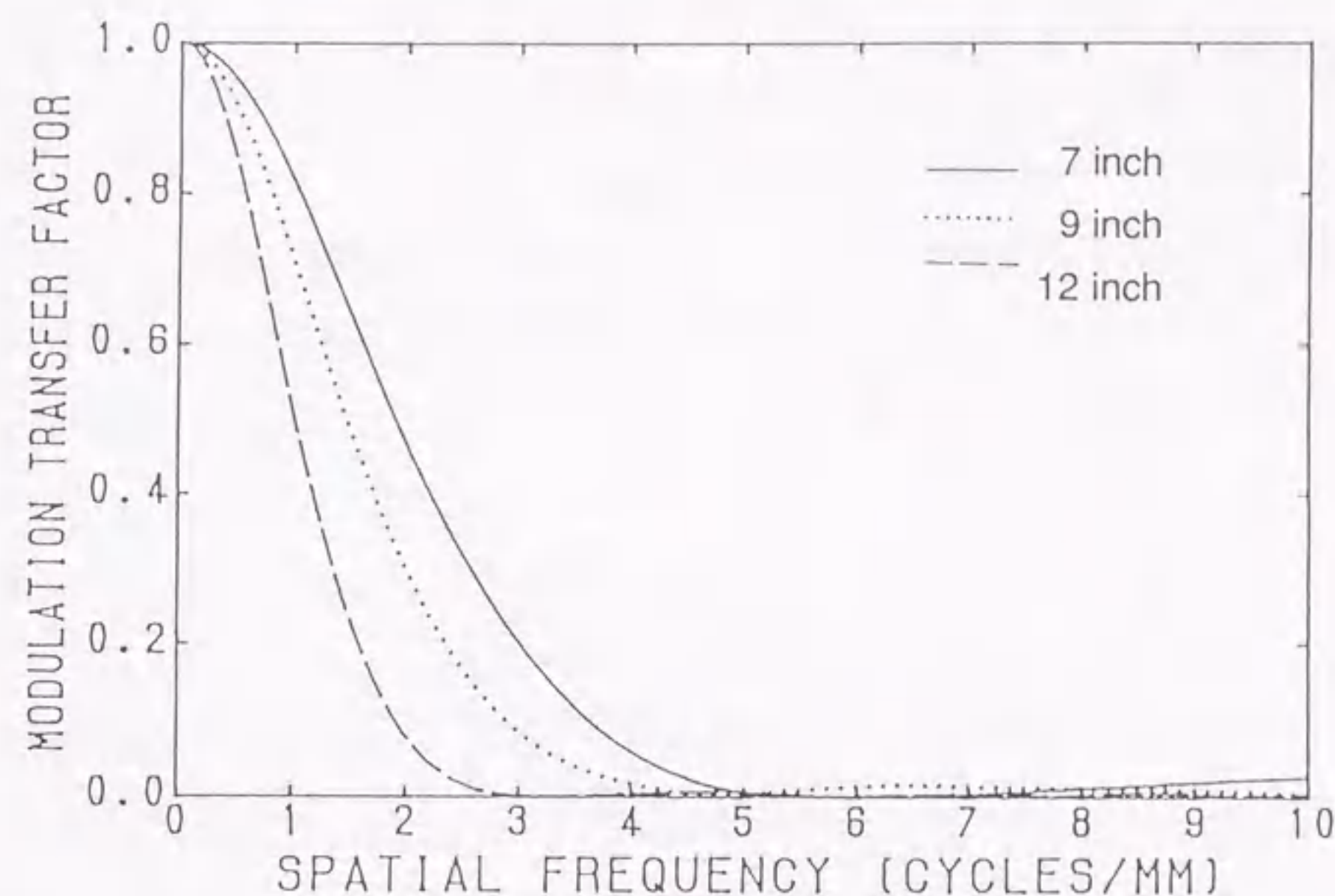


Fig. 2.7 Presampling MTFs of the DR system at three II modes for 2k matrix sizes (LSF peak value: 650, iris diameter: 22.5 mm).

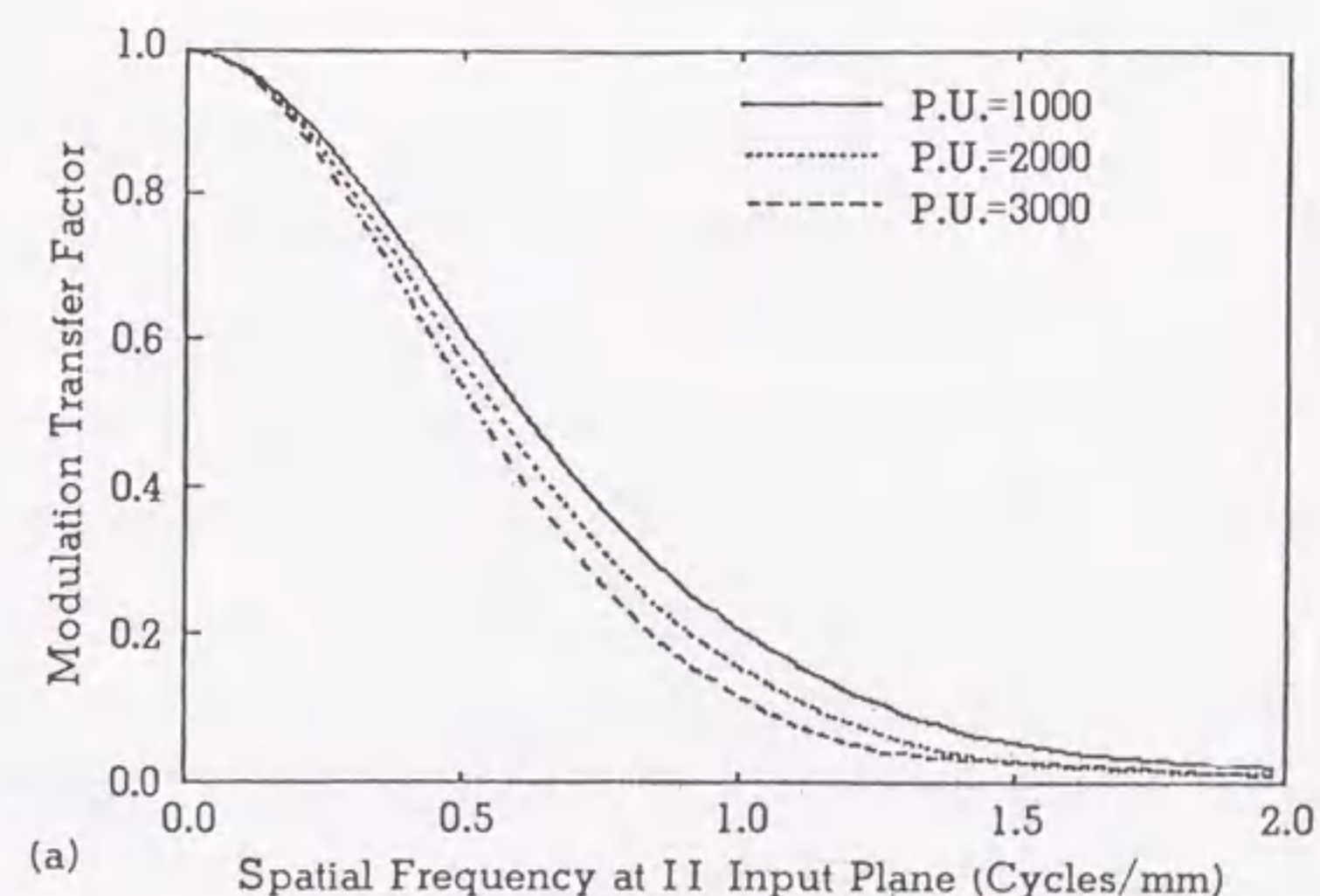


Fig. 2.8 Presampling MTFs of the conventional DSA(1k matrix) system[7]. P.U. means peak pixel value of LSFs.

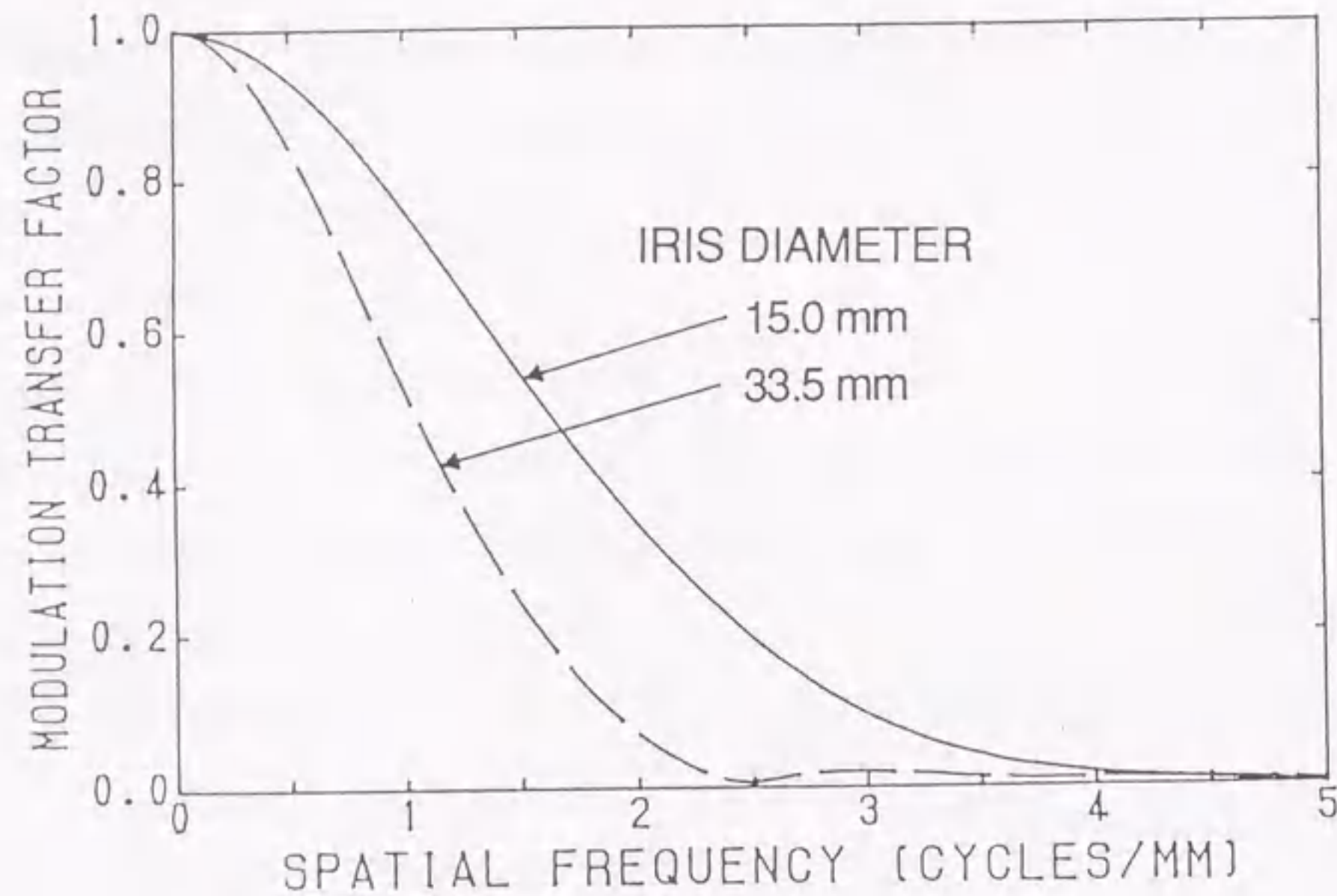


Fig. 2.9 Comparison of the presampling MTFs for two iris-diameter settings measured at 7 inch II mode (2k matrix) with the same X-ray incident exposure.

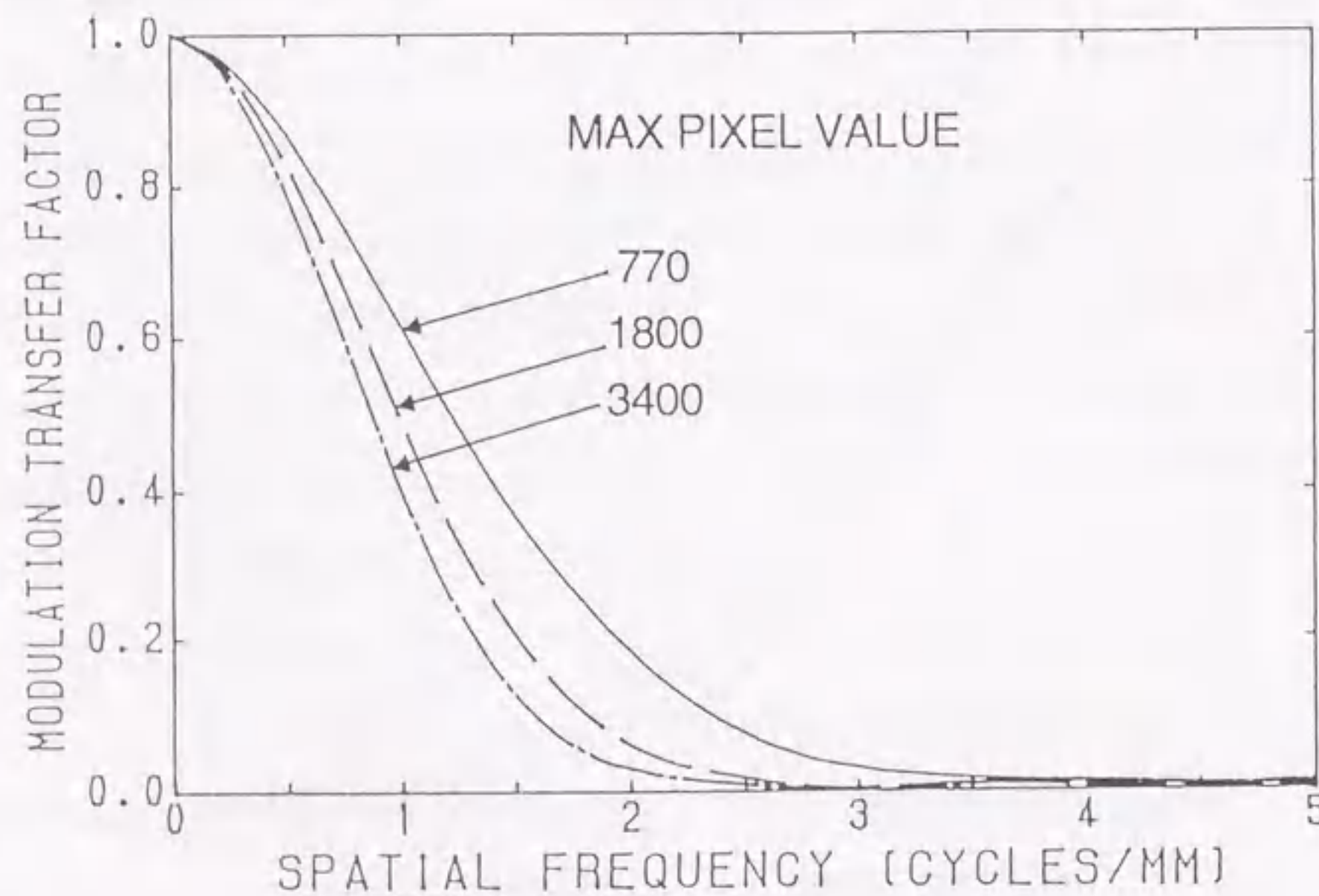


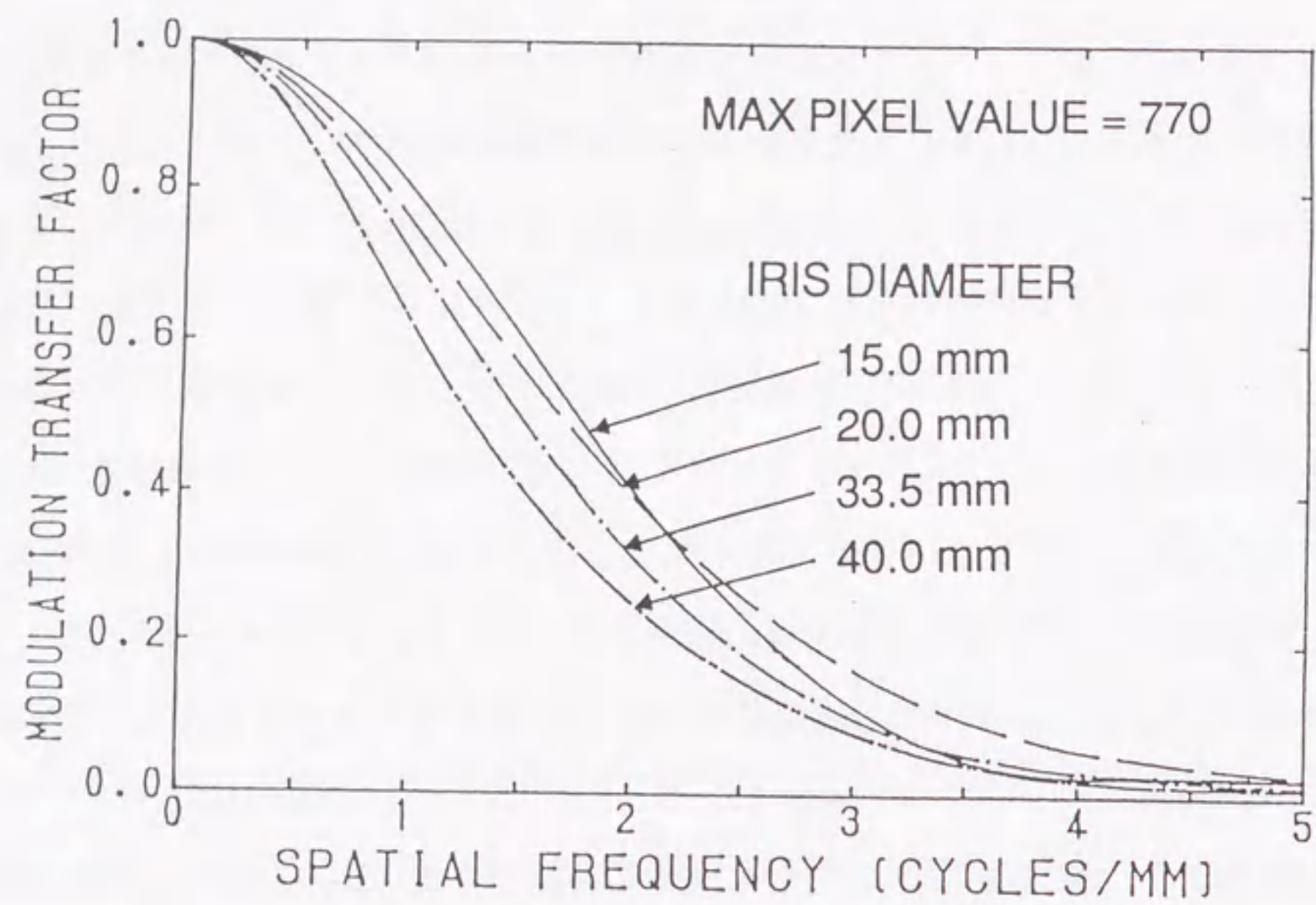
Fig. 2.10 Presampling MTFs of our DR system measured at 7 inch II mode (2k matrix), which demonstrate a dependency of MTF values on the peak value of the LSFs with the size of diaphragm (33.5 mm).

ンプリングMTFが顕著に低下することが確認できた。つぎに、LSFのピークのピクセル値を一定に保った状態で、アイリス口径を変化させたときのプリサンプリングMTFの変化を調べた。アイリス口径を小さくしたときは照射線量を増やし、逆に大きくしたときは照射線量を減じてピクセル値を一定に保った。Fig. 2.11はDR-2k, 7インチモードにおいて、さまざまなアイリス口径で得られたプリサンプリングMTFである。管電圧、管電流は80kV, 50mA一定とし、照射時間を調整してLSFのピークのピクセル値が770 (a)と1100 (b)となるように撮影した。DRのプリサンプリングMTFはLSFのピークのピクセル値が一定に保たれた場合、アイリス口径が大きくなると低下することがわかった。LSFのピークのピクセル値が770, 1100双方とも同様の傾向を示した。Fig. 2.11のデータを用い、アイリス口径と1.0, 1.5, 2.0 cycles/mmの周波数におけるMTF値をプロットしたものをFig. 2.12に示す。MTF値はアイリス口径が大きくなると低下し、そしてLSFのピークのピクセル値が1100のものより770の方が大きいことも同時に確認できた。Fig. 2.9に示す同一照射条件下でアイリス口径33.5mmφと15.0mmφのときのプリサンプリングMTFの差はアイリス口径と撮像管の信号電流双方の影響によるものである。このため、同一照射条件にもかかわらず大きな解像力の差となり、臨床使用時のパラメータ設定には、注意を要することが確認された。

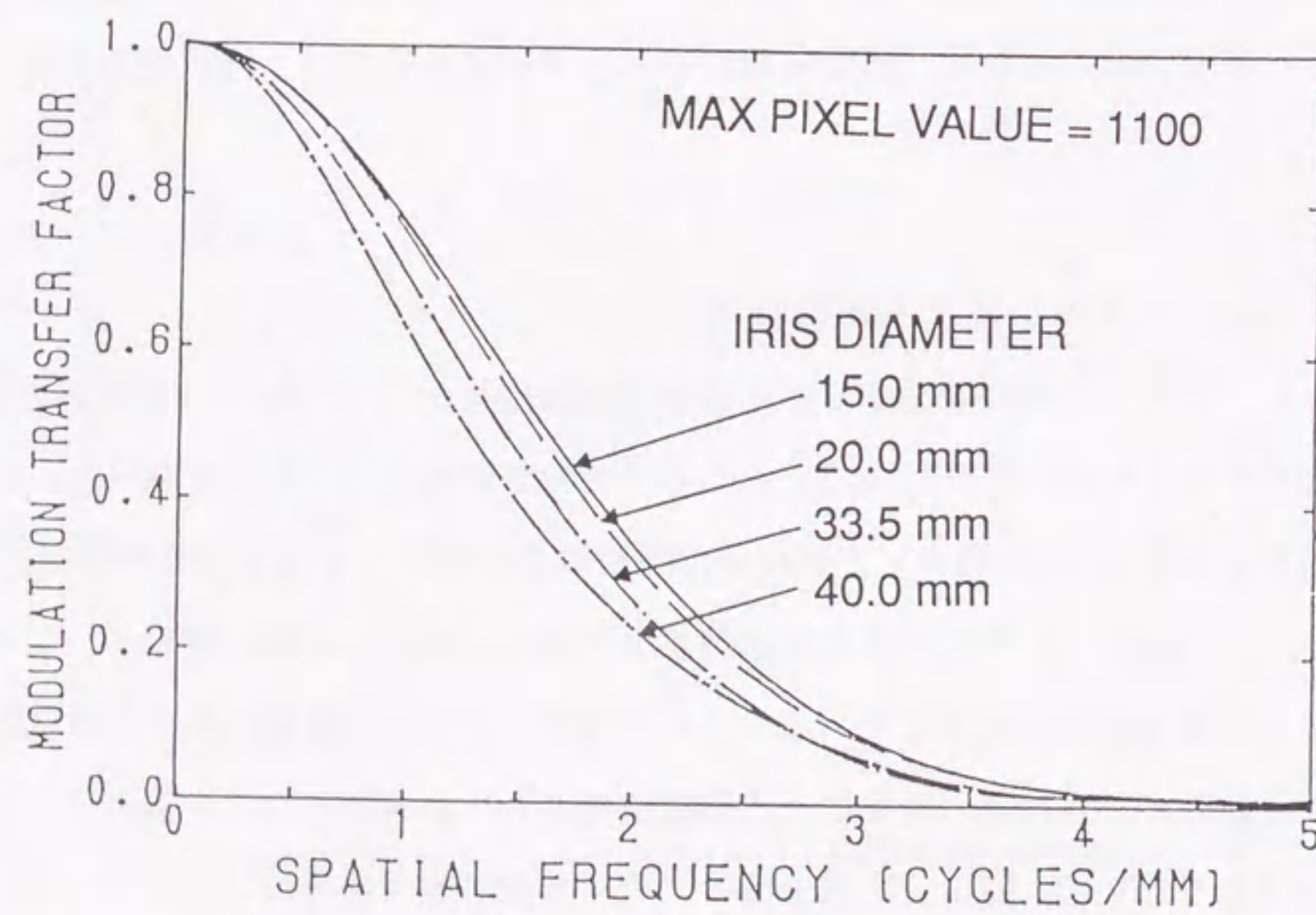
2.8.4 バーパターンによる解像特性の検証

プリサンプリングMTFのLSFピーク値依存性の現象をバーパターンで確認するために、解像力チャートを用いてDR-2k, 7インチモードの限界解像力の変化を調べた。Fig. 2.13にその結果を示す。DR画像のピクセル値は照射線量の増加とともに上昇するが、限界解像力はチャート像のピークのピクセル値がおおよそ1600を越えると低下を始め、ピクセル値が4000まではほぼ直線的に低下している。この原因として、IIの線量変化による解像特性の変化と、撮像管の信号電流の変化による解像特性の変化が考えられる。前者については、100mm-filmを用いて、IIの二次蛍光面のアナログ像の限界解像力を調べた。しかし、照射線量の異なる場合や、同一mAsで管電流と照射時間の組合せを変化させた場合でも、限界解像力は変化しなかった。したがって、撮像管の信号電流が大きくなることによって解像力が低下するといえる。

Fig. 2.13では、ピクセル値を変化させるために、照射線量を変化させたが、つぎに、照



(a)



(b)

Fig. 2.11 The presampling MTFs measured at 7 inch II mode (2k matrix), showing degradation with increasing iris diameter, for constant peak pixel value of 770 (a) and 1100 (b) in the LSFs.

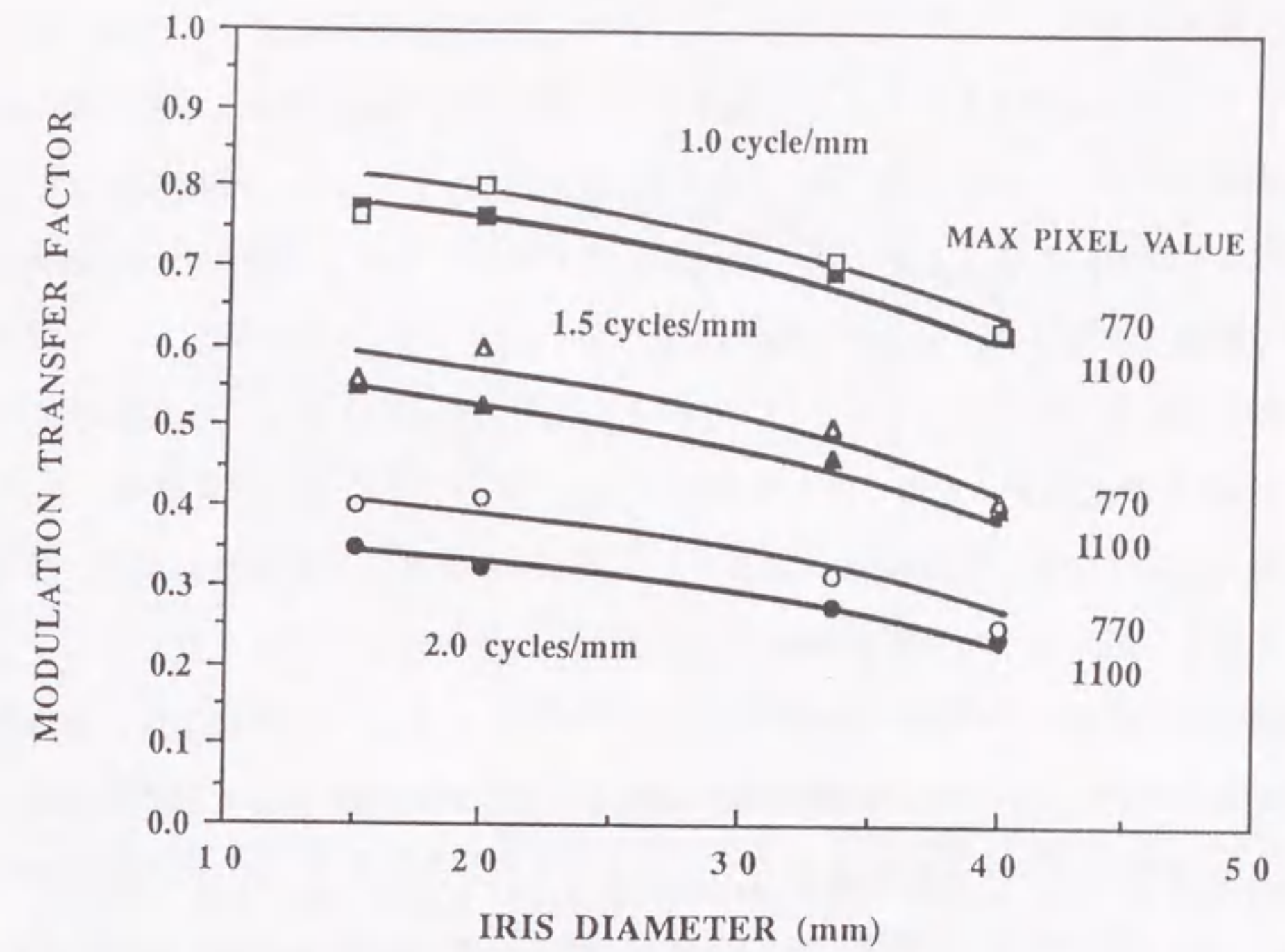


Fig. 2.12 The relationship of the presampling MTFs value at 1.0, 1.5, and 2.0 cycles/mm in the DR system at 7 inch II mode (2k matrix) to the iris diameter under the constant peak pixel value of 770 and 1100 in LSFs, respectively.

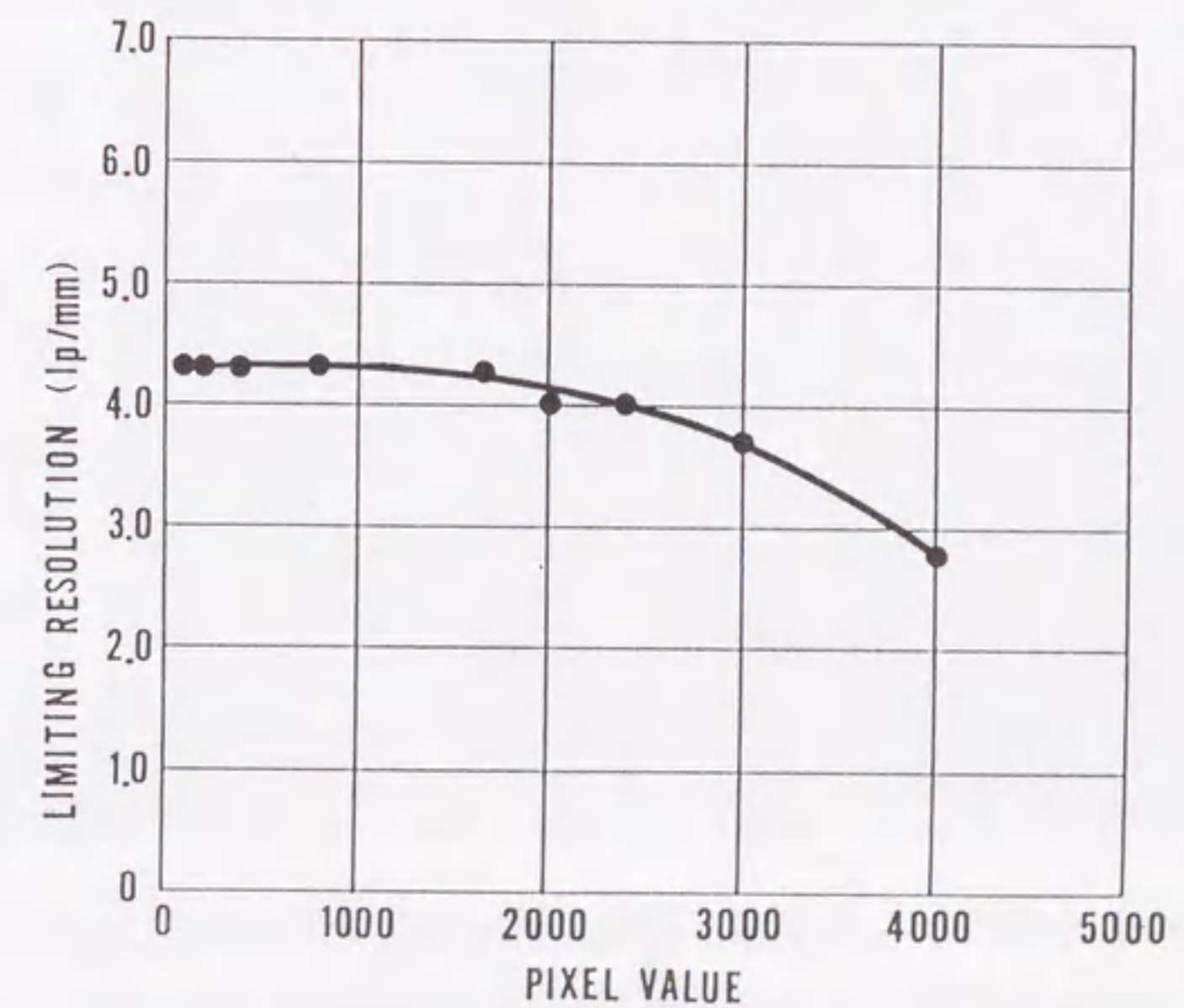


Fig. 2.13 The relationship of the limiting resolution in the DR system to the maximum pixel value of modulations in a bar pattern.

射線量一定の状態、アイリス口径を変化させたときの限界解像力の変化を調べFig. 2.14に示す。アイリス口径を大きくすると撮像管に入射する光の量は増加し、信号電流が大きくなり画像のピクセル値が増加する。Fig. 2.14の実線に示すように、限界解像力のアイリス口径依存性が見られる。ただし、この結果にはアイリス口径と撮像管の信号電流依存性双方の影響が考えられる。そこで、照射線量とアイリス口径の組合せによってピクセル値が約2500になるように保ち、アイリス口径のみの依存性を調べFig. 2.14の点線で示した。

Fig. 2.14の点線に示すように、ピクセル値一定でアイリス口径を小さくすることにより限界解像力は良くなる。照射線量一定でアイリス口径を大きくした実線の場合、チャート像のピクセル値が大きくなり限界解像力はアイリス口径一定のものより悪くなる。この実線と点線の差が撮像管での解像力の低下を示している。このように解像力は、撮像管の影響のみならず、アイリス口径の影響も受けていることがバーパターンでも確認された。

Fig. 2.15に解像力チャートを撮影することによって得られたバーパターン画像のアイリス口径と、LSFのピークのピクセル値の影響を示す。これらの像は、全て1.79倍の拡大率でDR-2k, 7インチモードにより撮影されたものである。バーパターンのプロファイルの最大ピクセル値、アイリス口径の大きさ、撮影条件(管電圧80kV, 管電流50mAにおける照射時間)は、Fig. 2.15 (a)770, 20mmφ, 32msec, (b)770, 50mmφ, 6.3msec, (c)3600, 50mmφ, 32msecである。そして、これらの限界解像力は6.0, 4.6, 3.4lp/mmであった。Fig. 2.15(a)と(b)の比較は同じ最大ピクセル値(770)で、アイリス口径を大きくしたとき解像力が低下することを示している。Fig. 2.15 (b)と(c)の比較では、同じアイリス口径(50mmφ)でバーパターンの最大ピクセル値を大きく、すなわち、撮像管の信号電流を大きくすると、解像力が低下することを示している。そして、Fig. 2.15 (a)と(c)の比較では等しい照射線量で、アイリス口径を大きくすると、解像力が大きく低下することを示している。これは、撮像管の信号電流とアイリス口径双方の影響のためである。

実際の臨床では、観察領域(例えば、胃部撮影では、胃小区(注2.7))が、1500付近のピクセル値となるよう設定しており、解像特性の低下があまり見られない領域に相当する。また、逆に高いピクセル値のところでは、通常、高い解像特性はあまり必要とされない。前述のように、解像特性はピクセル値、すなわち、信号電流の大小に依存している。現在、最大信号電流は550nAに設定されており、この値が最大ピクセル値4096に対応する。しかし、この最大信号電流を変えることにより、LSFのピークが同じピクセル値であっても解

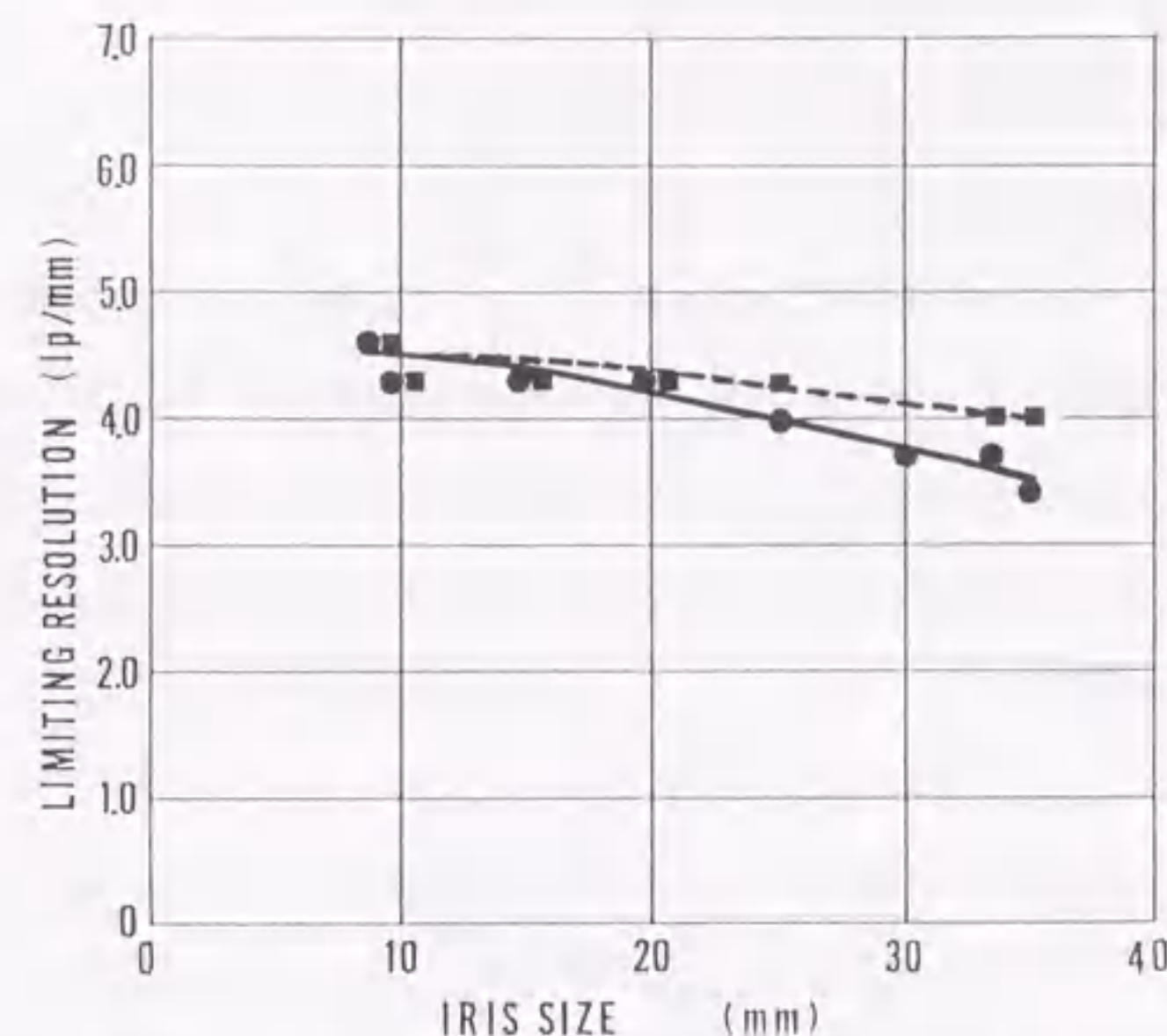


Fig. 2.14 The relationship of the limiting resolution measured with a Funk bar pattern in the DR system to the iris size. The solid and dashed curves indicate fitted curves determined under the conditions of "constant dose" and "constant pixel value (2500)", respectively.

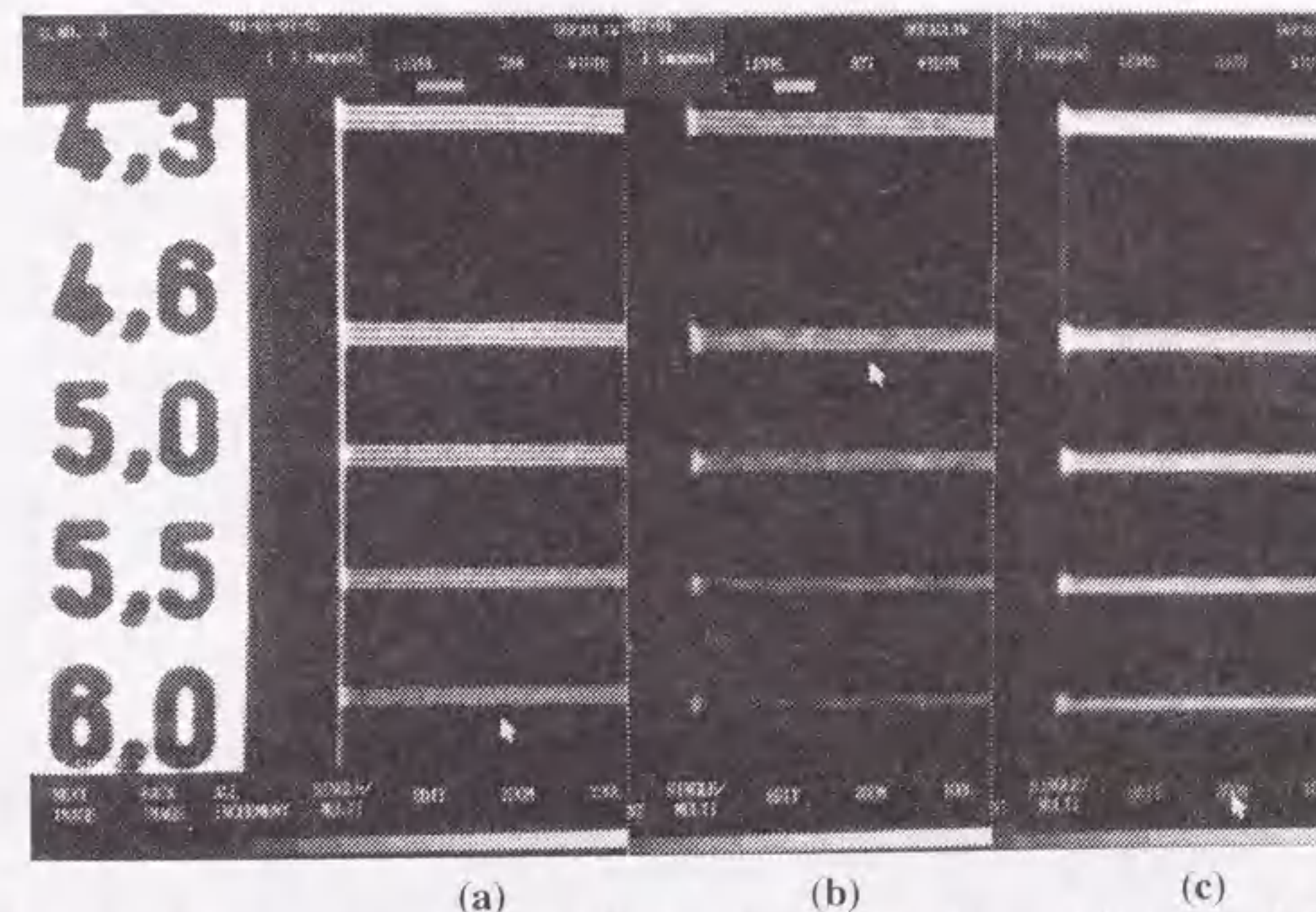


Fig. 2.15 Examples of bar pattern image obtained for 2k matrix at 7 inch II mode with 1.79 times geometric magnification technique. The peak pixel values of the bar-pattern and iris diameter were 770, 770, and 3600, and 20, 50, and 50 mm, respectively. Exposure conditions were (a) 32, (b) 6.3, and (c) 32 msec at 80 kV and 50 mA, respectively.

像特性の異なる結果が得られると考えられる。

2.8.5 拡大撮影による解像特性の変化

各拡大率におけるDR-2k, 100mm-film, S/F(HR6/HRS)で行った空間分解能の比較をFig. 2.16に示す。X線焦点は通常使用している小焦点(0.2mm)を使用した。100mm-filmやS/Fも同じ幾何学的条件で撮影した。S/Fは撮影線量の問題で、大焦点(0.8mm)を使用しなければならぬため、拡大率を上げると焦点寸法に起因する幾何学的不鋭が大きくなり、急激に解像力が低下した。II/TV-DRでは、12, 9, 7インチモードで、S/Fの約7.3%, 12.3%, 27.4%の撮影線量で撮影しているため、ルーチンに小焦点(0.2mm)撮影が可能である。このため、焦点寸法に起因する幾何学的不鋭が小さくなり、解像力の高い画像が得られる。X線検出器として、II/TV-DRの解像特性はS/Fに劣るが、小焦点拡大撮影の技法が応用でき、S/Fに匹敵する解像特性を有する画像が得られる。100mm-film, 7インチモードは、すべての拡大率でS/Fの解像力より良い結果となった。このように、デジタル化される前のアナログ成分(II自身)の解像力がすぐれているために、デジタル化された画像でも高い解像特性を有しているといえる。

通常の撮影では被検者は体厚の影響で1.2倍程度の拡大率となる。この拡大率ではDR-2k, 7インチモードとS/Fの解像力がほぼ等しくなることがFig. 2.16より確認できる。

2.8.6 臨床例

Fig. 2.17に胃体上部小弯、有茎ポリープの臨床例を示す。消化管撮影に関し、本装置のIIを使用した100mm-film、DRは、S/Fと比べ約1/5の線量でも、解像力的に見ても診断情報的に見ても遜色ない画像が得られている。

2.8.7 考察

従来からあるII/TV系の装置であるDSA装置とDRのプリサンプリングMTFを比較すると、大幅に改善されていることが確認された。

撮像管への入力光学像は、入力サーフェイスプレート上に電荷像として形成され、電子ビームによるスキャンによって電気信号に変換される。入力光が過大になって信号電流が大きくなったときには、入力サーフェイスプレートにおいてエレクトロンビームが広がる現象が起きる。信号電流が大きくなるにつれ、ビームが大きくなり像がにじむブルーミン

グ現象が起きる。このブルーミング現象は空間分解能の低下を招く一因と考えられる。この理由により同じ大きさのアイリス口径では、高いピクセル値で構成された画像ほど解像力が劣る。胃部撮影において、胃小区におけるピクセル値は、33.5mmφのアイリス口径で1000-1500に設定することにより、そのような低下がわずかとなり臨床画像においては無視できる。本DRシステムでは、レンズは一次レンズが200mm(f1.5)、二次レンズが50mm(f0.65)の非常に明るいレンズ系が使用されている。レンズの口径が80mmφという大きなレンズを使用しているため、解像力のアイリス口径依存性は無視できない。アイリス口径を小さくすることによる光学レンズの解像特性の上昇は、おもに球面収差が影響しているものと考えられる。通常、S/F系のスリット法によるMTF解析においては、LSFの"すそ野"まで広範囲にわたりスリット像分布を得るために、スリット像のピークの値をできるだけ大きくとるように行ってきた。そして、このとき、得られたプリサンプリングMTFの結果にスリット像のピーク値の依存性が見られないことが"常識"であった。しかし、II/TV-DRでは観察領域以外のピクセル値においてデータ収集を行った場合、正しい解像力の評価ができないことを認識する必要がある。

また、S/F系のスリット法によるMTFの測定では、LSFの中央部を決定する中等度の濃度領域の画像と、LSFのすそ野部分を決定する高い濃度領域の画像の二つをつなぎ合わせて測定される。この方法は、倍数露光の方法と呼ばれている[36]。しかし、II/TV-DRにおいては、実験結果より倍数露光の方法が適用できないことがわかった。

本DRシステムとCR(FCR-101)の解像特性[33, 34, 37]との比較を、Fig. 2.18に示す。図中では、DR-2k, 7インチモードにおける本DRのプリサンプリングMTFと、CRにおける高解像度タイプのIP(HR:High-Resolution Type)と標準タイプのIP(ST:Standard Type)を用いたときのプリサンプリングMTFをそれぞれ示している。本DRシステムの主走査方向のプリサンプリングMTFの測定において、LSFピーク値が650, アイリス口径が22.5mmφという"比較的良い設定条件"で測定した結果であるがプリサンプリングMTFは、低い周波数領域においてCRのSTはもちろんHRよりも高い値を示している。2.5 cycles/mm以上の高い周波数領域では、CRのHRの方が高い値を示している。このことより、DRの使用するインチモードや条件設定によりいくらか異なるが、本DRシステムの解像特性はCRに十分匹敵し、使用条件によってはCR以上の高い解像特性を有している。

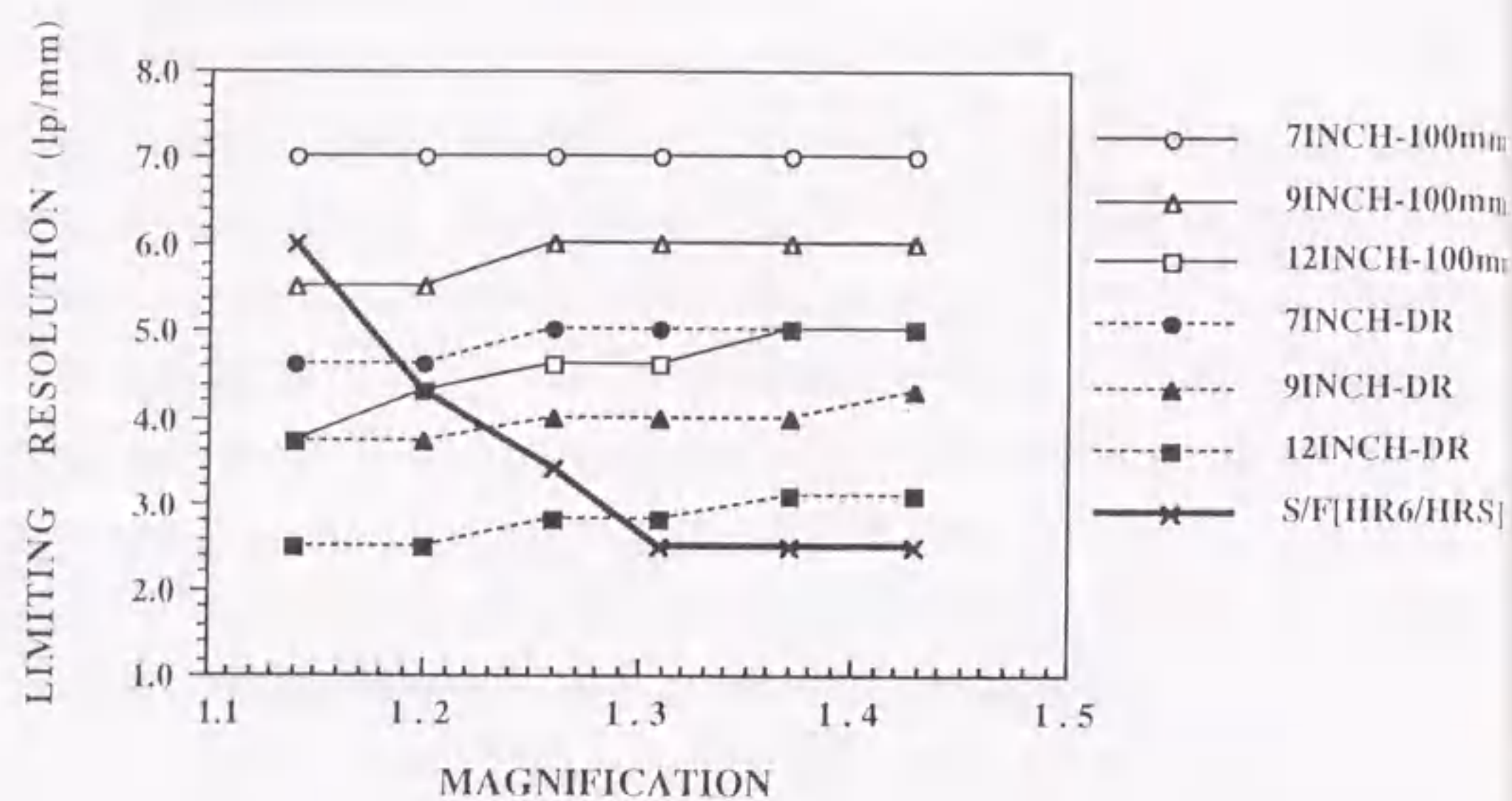
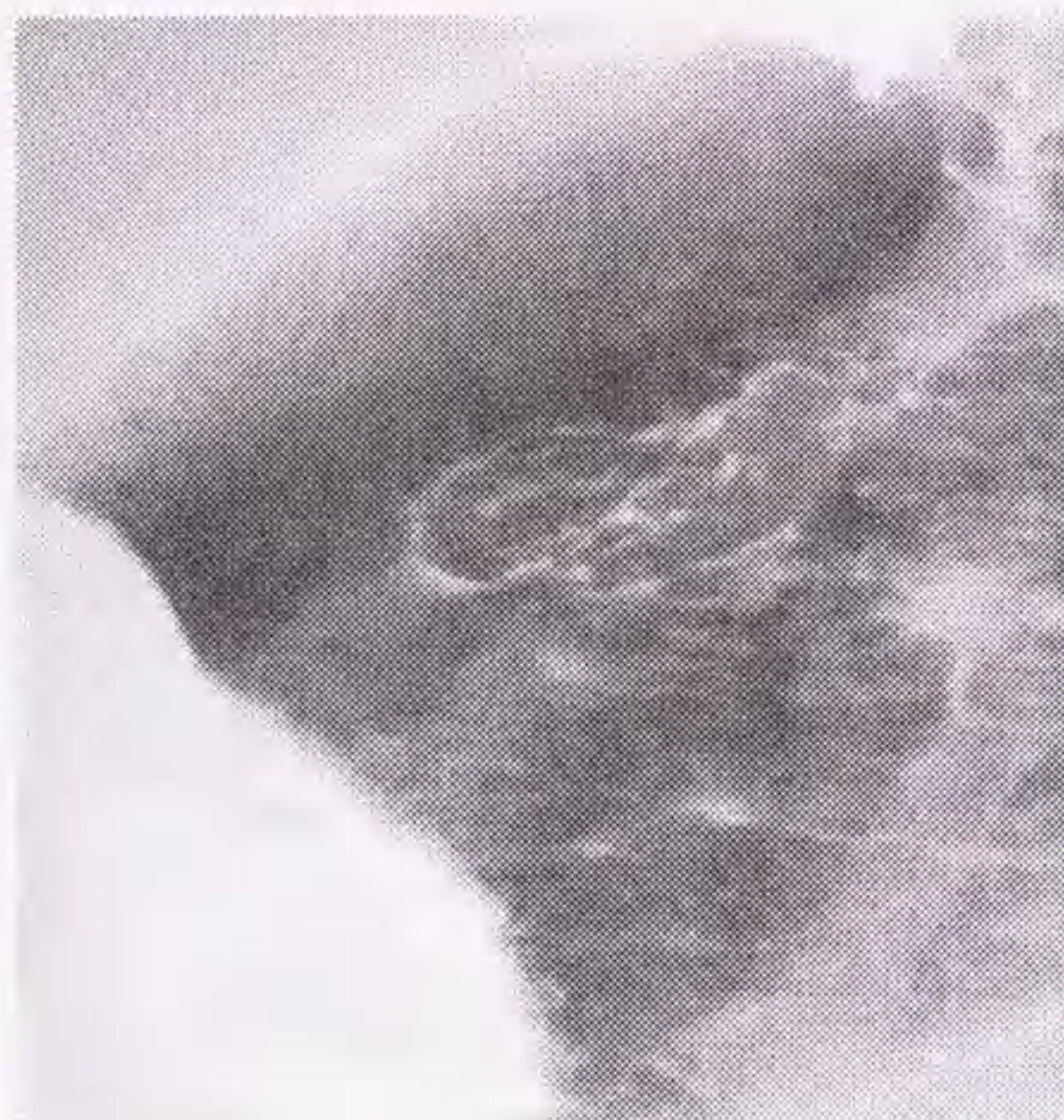


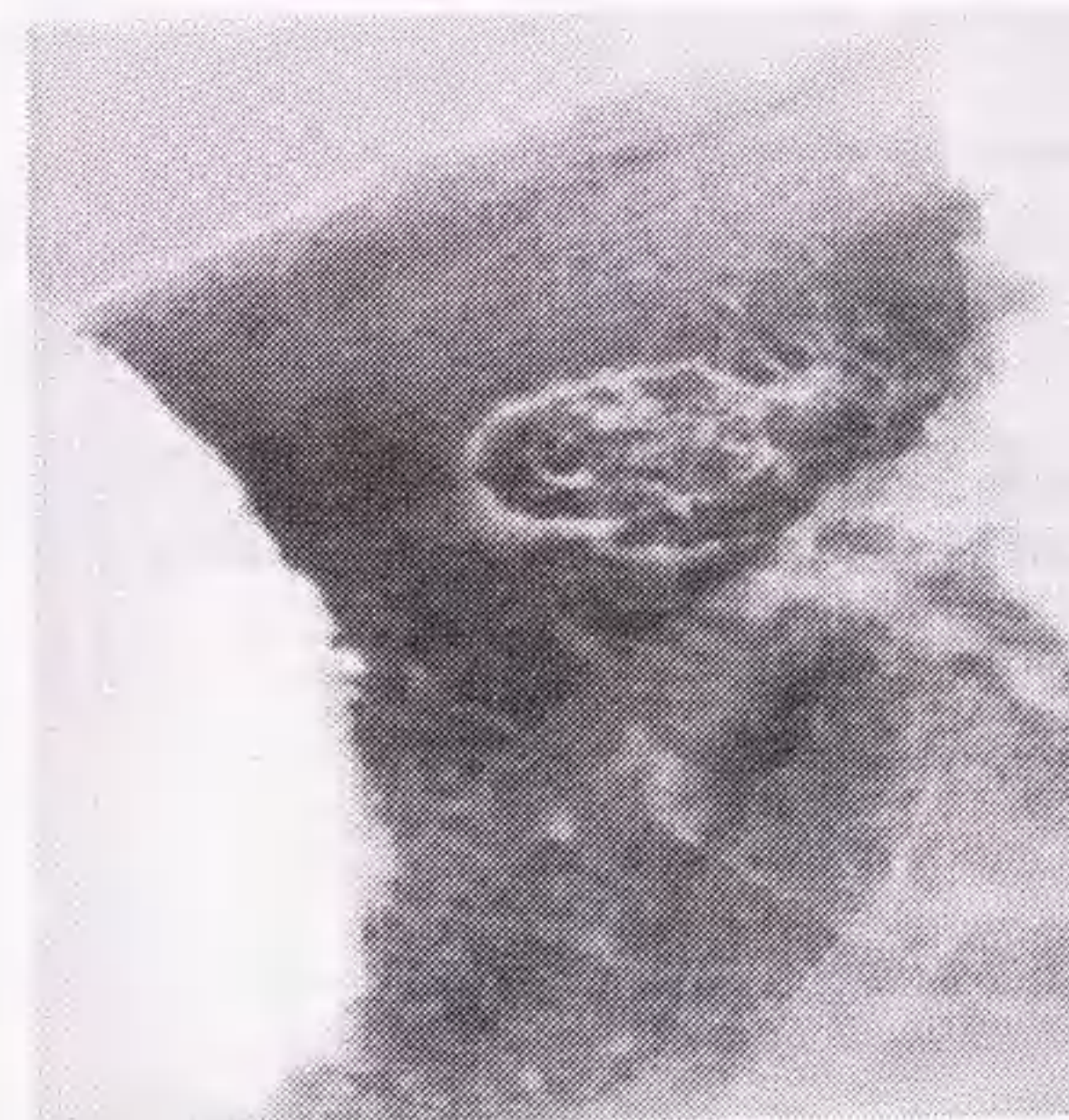
Fig. 2.16 Limiting resolution as a function of magnification factor for the 100mm roll-film, the DR, and screen-film systems (HR6-HRS). Smaller X-ray focus than that used in the screen-film can be employed in the DR due to its high sensitivity, so the geometric unsharpness for the DR is improved.



(a)



(b)



(c)

Fig. 2.17 The clinical images in gastrointestinal pedunculated polypoid lesion at the lesser curvature of upper body, with (a) Screen/film system (HR6/HRS), (b) 100mm roll-film system with 9 inch mode, (c) DR system of 2k matrix with 9 inch II mode for comparison. The incident exposures to the DR and 100mm roll-film systems are approximately 1/5 to the screen/film system.

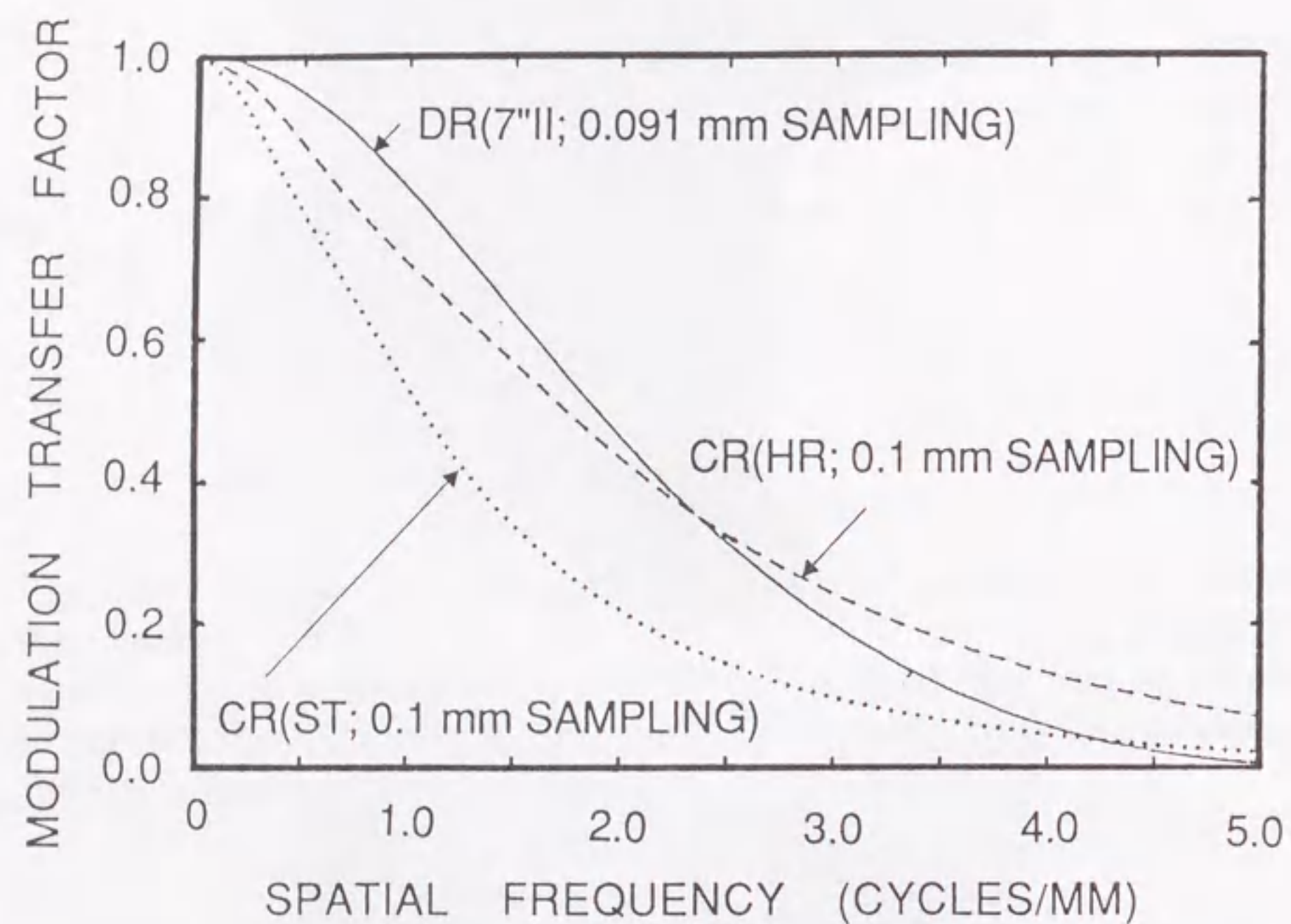


Fig. 2.18 Presampling MTFs of the DR system with 7 inch II mode (2k matrix) and those of the CR system with ST and HR type imaging plates.

2.9 ノイズ特性

2.9.1 II/TV-DRのノイズ

II/TV-DRにおけるノイズの発生要因には、つぎの五つが含まれる。

- (1) X線量子モトル
- (2) IIの構造モトル
- (3) TVカメラ等の電気系のノイズ
- (4) 量子化ノイズ(A/D変換)
- (5) 表示系のノイズ

(5)の表示系のノイズはCRTまたはレーザーイメージャ(フィルムの粒状性を含む)のノイズである。

さらに、ノイズに影響を与える因子として、サンプリングアパーチャのMTF、サンプリング間隔、像処理のMTF、表示系のアパーチャのMTFがある[38, 39]。ノイズ特性の評価には、S/Fと同様、ウィーナスペクトル(Wiener Spectrum, 以下、WS)を用いた周波数解析が有用である[39-42]。そこで本研究では、(1)~(4)のノイズ因子を含んだDR画像について、デジタルWSにより評価を行った。デジタルWSとは、A/D変換後のピクセル値から直接計算されるもので、DR本体の最も本質的な部分のノイズ解析を行うことができ、これにはCRTやレーザープリンタ等の表示部の影響や画像処理の影響は含まれていない。なお本章における実験では、撮影は9インチモードのみで、一定のA/D変換器で行ったため、IIの構造モトル、サンプリング間隔、サンプリングアパーチャのMTF、量子化ノイズはすべて一定である。

2.9.2 測定方法

本章では、つぎの(1)~(3)の項目についてデジタルWSがどのように変化するかを調べた。

- (1) アイリス口径一定の状態では照射線量を変化させたとき(ピクセル値は変化)。
- (2) ピクセル値が一定になるようにアイリス口径と照射線量を変化させたとき。
- (3) 照射線量が一定で、アイリス口径のみを変えたとき(ピクセル値は変化)。

IIの中心部における実効ピクセル寸法は第2章3節で測定した値を使用した。ノイズデータの測定は、9インチモード、X線焦点-II間距離1045mm、管電圧80kV、管電流50mAで2mm

の銅板を付加し、一定のゲインのもとグリッドなしで、X線をIIに照射し試料を作成した。なお照射線量は照射時間を変えることにより変化させた。WSの測定は、主走査方向(TVカメラの走査線方向に平行な方向)について行い、IIの中心領域の1024×470ピクセルをノイズの計算に使用した。WSの計算は、画像データをDR装置から直接フロッピーディスクに落とし、パソコンに入力して行った。二次元WSの一断面を得るために必要な仮想的な"走査スリット"の大きさは、実験的に0.116mm×3.016mm(1×26ピクセル)とし、合計18本のWSの平均を求め"スリットトレース"を作成した。IIには低周波数成分の不均一性(バックグラウンドトレンド)が存在するために、多項式近似曲線を用いてこのスリットトレースを近似し、そして基本となるスリットトレースから近似されたスリットトレースを減算することによってトレンド補正を行った。この補正されたデータの一次元FFTに基づいて、一次元WSを求めた[39]。なお、縦軸のWS値は、本システムのデジタル特性曲線(第2章6節参照)を用いてピクセル値で計算されたWS値を相対X線強度で計算されたWS値に変換し、他のDR系のノイズ特性との絶対比較ができるように校正した[39]。

2.9.3 結果

Fig. 2.19に、アイリス口径を28mmφ一定で、照射線量を6段階に変化したときの主走査方向(グラフ左上に"X"の文字を表示)のWSを示す。線量の影響をわかりやすくするために、多項式近似によって平滑化を行った。照射線量(撮影時間)の増加に伴い、全周波数領域にわたってノイズ特性が良くなっている。

Fig. 2.20にピクセル値を800一定で、アイリス口径をパラメータにしたときの主走査方向のWSを示す。ピクセル値が一定に保たれているため、撮像管の信号電流は一定である。アイリス口径を小さくしたときには照射線量を増やし、大きくしたときには照射線量を減じることによってピクセル値を一定に保った。アイリス口径を大きくし照射線量を減じるにつれて、X線量子モトルが増加している。そして、そのノイズの変化は、およそ1.5 cycles/mm以下の低い周波数領域で見られた。

Fig. 2.21に、照射線量を一定にし($3.10 \times 10^{-8} \text{C/kg}$; 0.120mR)、アイリス口径を変化させたときの主走査方向のWSを示す。アイリス口径を大きくすると、およそ1.5 cycles/mm～4.0 cycles/mmの高い周波数領域で、急激にノイズ特性が改善されている。およそ1.5 cycles/mm以下の周波数領域でも、わずかであるがノイズ特性が改善されている。ここで

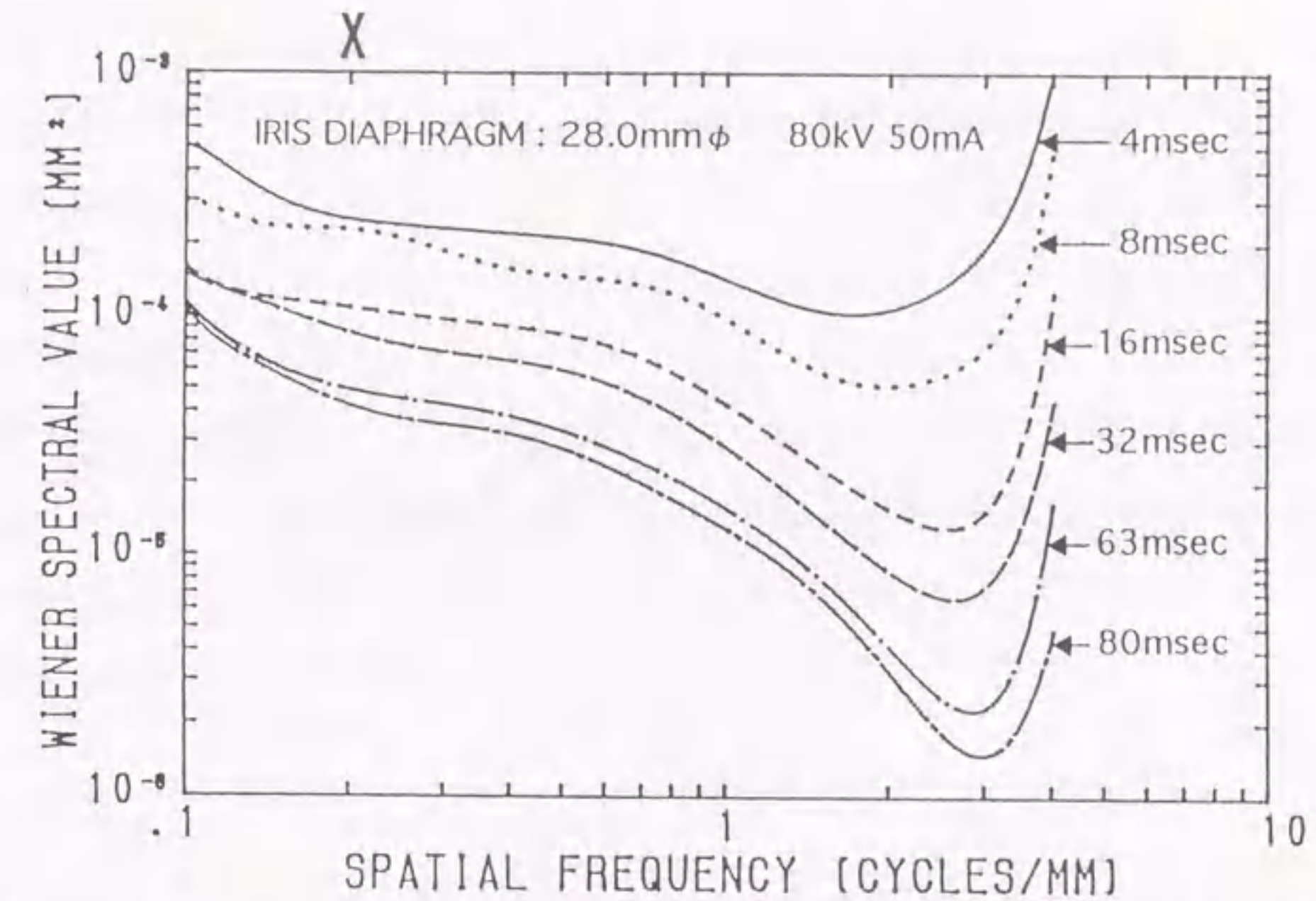


Fig. 2.19 Measured digital Wiener spectra for various incident exposures in a direction parallel to the TV raster lines. The image samples for noise measurements were exposed under the constant diameter of iris diaphragm (28mm φ) with 9 inch II mode (effective pixel size: 116 μm).

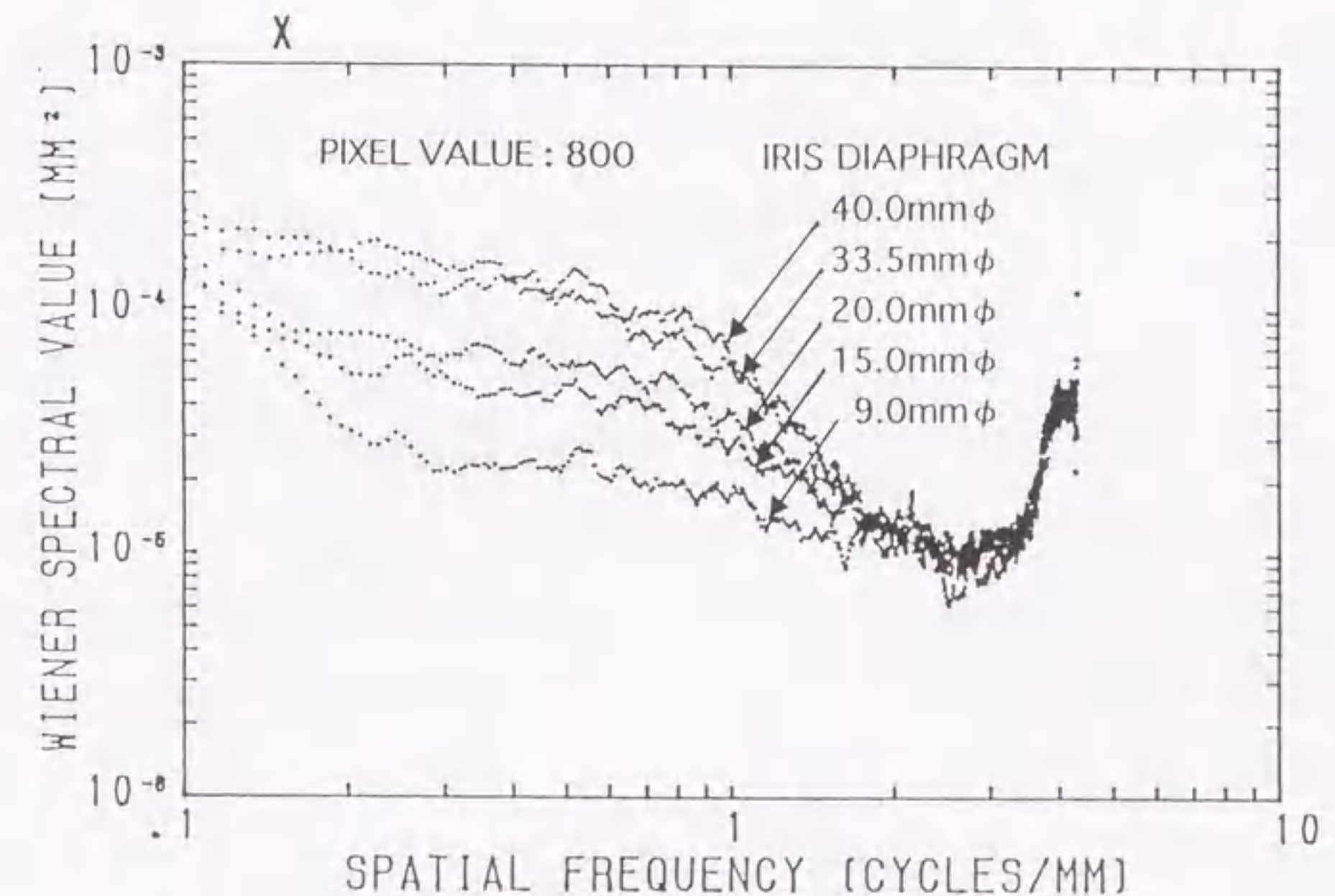


Fig. 2.20 Digital Wiener spectra for various diameters of iris diaphragms maintaining the pixel value to 800 in the DR system with 9 inch II mode measured in a direction parallel to the TV raster lines.

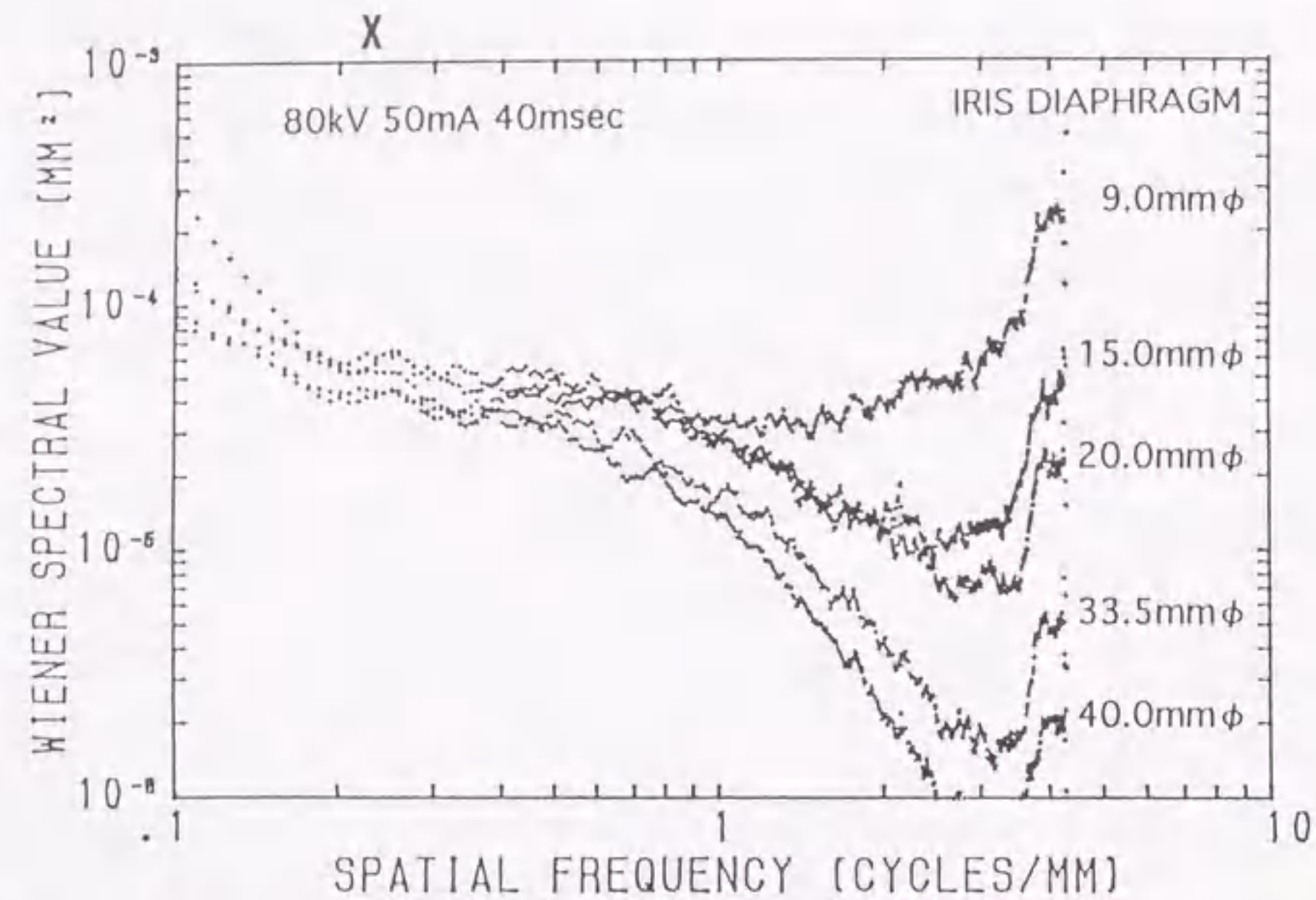


Fig. 2.21 Variations in digital Wiener spectra due to different diameter of iris diaphragm under the constant incident exposure ($3.10 \times 10^{-8} \text{C/kg}$; 0.120mR) in the DR system with 9 inch II mode measured in a direction parallel to the TV raster lines.

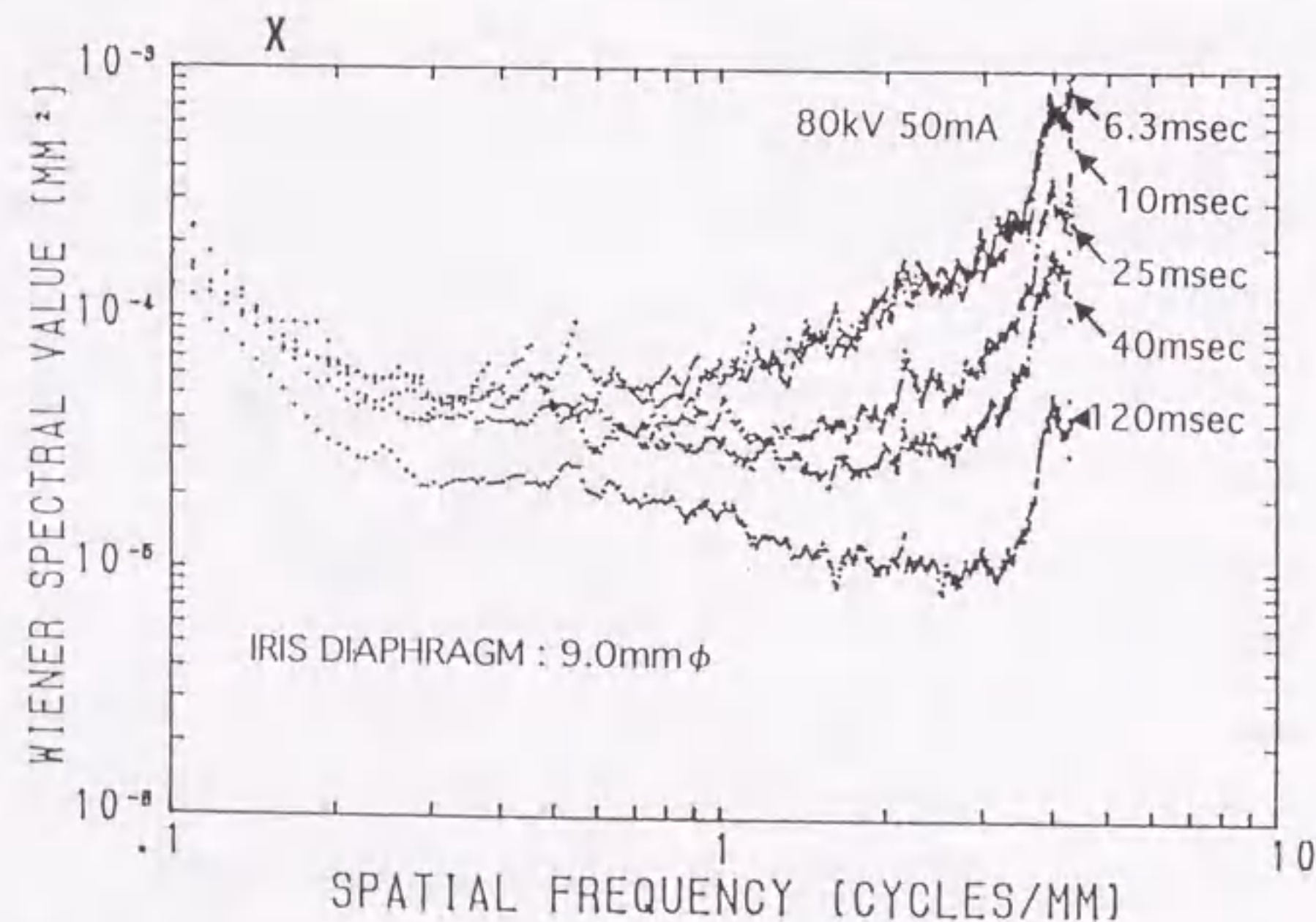


Fig. 2.22 Digital Wiener spectra illustrating the effects of various incident exposures on the II in a direction parallel to the TV raster lines under the constant diameter of iris diaphragm ($9.0 \text{mm } \phi$) with 9 inch II mode.

は、照射線量が一定に保たれているため、X線量子モトルに変化はない。しかし、等しい照射線量に対し、アイリス口径を大きくすることによってピクセル値の上昇、すなわち信号電流の上昇が起こる。このように、アイリス口径を大きくすることにより信号電流が高くなった結果、 3.0 cycles/mm をピークにノイズ特性の改善がみられた。Fig. 2.22の結果は、Fig. 2.19と同様の実験であるがアイリス口径を $9 \text{mm } \phi$ とした場合である。ここでは、アイリス口径を $9 \text{mm } \phi$ まで小さくしているために、 80kV , 50mA , 40msec の条件で照射してもピクセル値が 300 以下で画像が非常に暗い。WSは全周波数領域で照射線量の増加に伴い小さくなっている。特に、照射線量を減少させピクセル値を小さくする程、およそ 1.5 cycles/mm 以上の高い周波数領域で異常にWSが大きくなる傾向がみられる。

2.9.4 X線量子モトルの影響

Fig. 2.19のデータを用いて作成した、照射線量とWS値の関係をFig. 2.23に示す。アイリス口径は $28 \text{mm } \phi$ 一定である。横軸に照射線量、縦軸に主走査方向のWS値を取り、 $1.0 \text{ cycle/mm} \sim 3.0 \text{ cycles/mm}$ までの三つの空間周波数をパラメータとして再プロットしたものである。実線は直線で近似した結果である。 1.0 cycle/mm の直線の傾きはほぼ -1 であり、この低い周波数領域ではX線量子モトルに起因するノイズに支配されていると考えられる。また、Fig. 2.20のピクセル値(800)一定の試料を用いたWS解析の結果でも、X線量子モトルの増加はおよそ 1.5 cycles/mm 以下の低い周波数領域にみられることがわかる。

2.9.5 光学系の影響

Fig. 2.20のデータを用い、照射線量とWS値の関係を、三つの空間周波数パラメータについて再プロットしたグラフをFig. 2.24に示す。これは、ピクセル値の影響、すなわち信号電流の影響がない場合であり、X線量子数を増やすと、 1.0 cycle/mm でノイズ特性の改善がみられる。しかし、スロープの傾きは -1 よりもゆるく、照射線量の増加によるノイズ改善の度合よりも小さいため、X線量子モトルのみによって支配されていないと推測される。この原因として光学系の影響が考えられる。照射線量を増加させてピクセル値を一定にするには、アイリス口径を小さくする必要がある。このとき、光学系の解像特性が上昇し、WS値はMTFの自乗に比例するため大きくなる。そのことによりノイズ特性が悪くなったと考えられる。Fig. 2.21において、照射線量を一定にした状態でもおよそ 1.5 cycles/

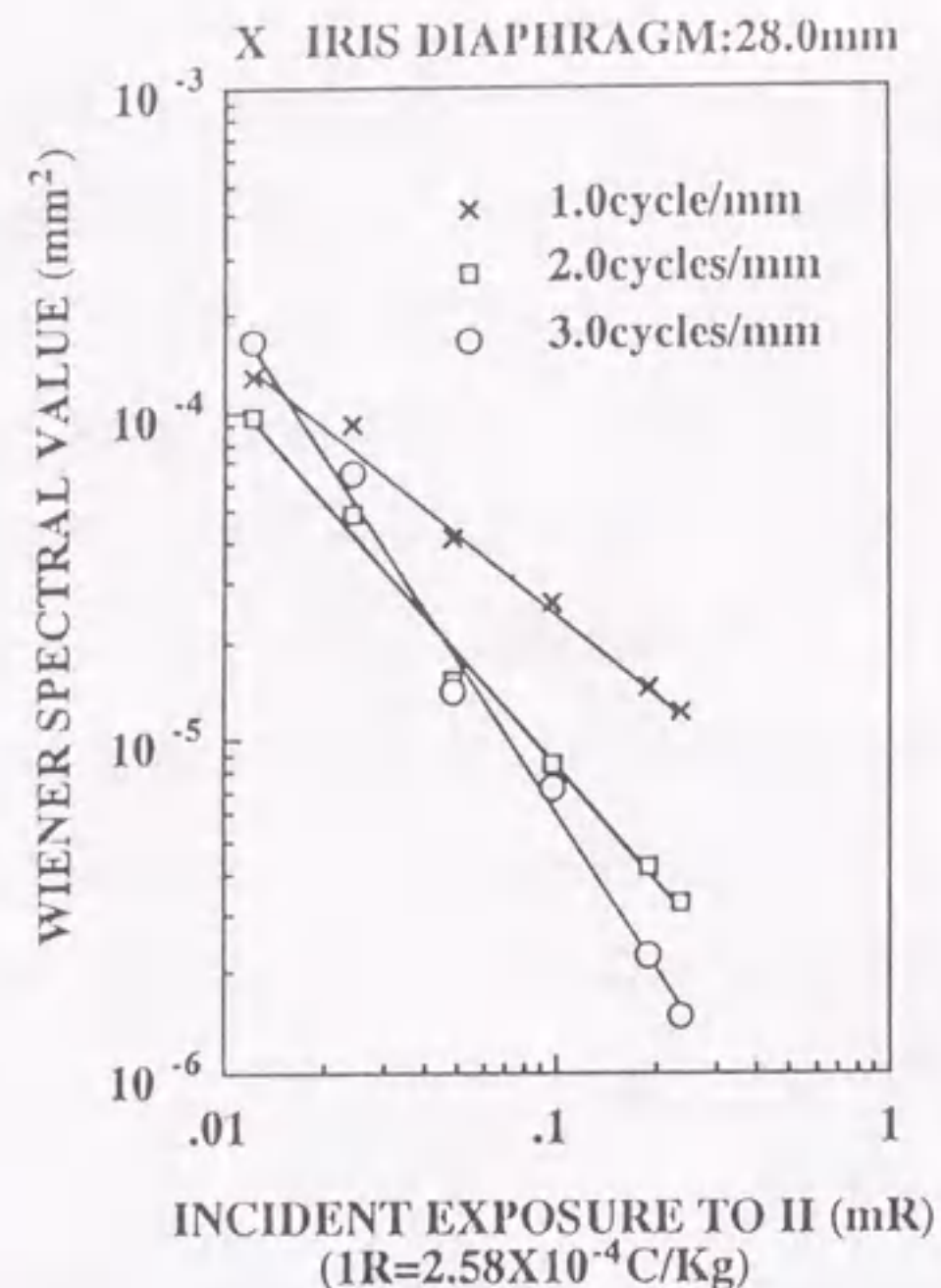


Fig. 2.23 Relationship of the incident exposure on the II to the digital Wiener spectral values at the spatial frequencies of 1.0, 2.0, and 3.0 cycles/mm. The data of digital Wiener spectral values are obtained from the curves in Fig. 2.19.

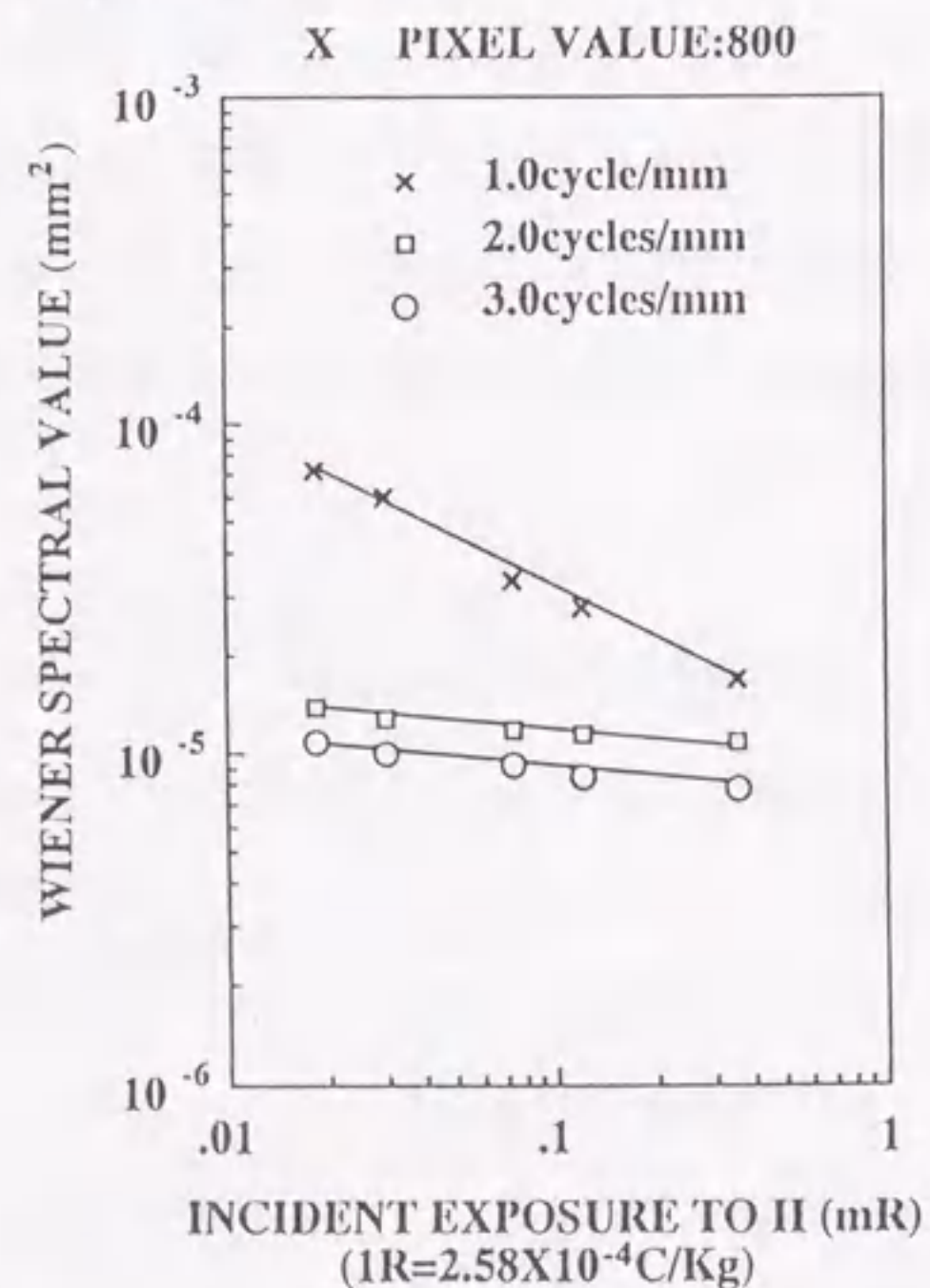


Fig. 2.24 Relationship between digital Wiener spectral values and the incident exposure on the II. Digital Wiener spectral values at 1.0, 2.0, and 3.0 cycles/mm are replotted from the data in Fig. 2.20.

mm以下の周波数領域で、わずかであるがノイズ特性が改善された。これも同じ光学系の影響で、アイリス口径を絞った結果、WS値が大きくなったと考えられる。

2.9.6 信号電流の影響

アイリス口径を一定に保ち、照射線量を増やすと、WS解析の結果Fig. 2.19やFig. 2.22のように全周波数領域にわたってノイズ特性の改善がみられた。照射線量とWS値の関係を示したFig. 2.23をみると、1.0 cycle/mmでは、直線の傾きがほぼ-1になり、システムのノイズはX線量子モトルによるノイズに支配されている。しかし、2.0 cycles/mmや3.0 cycles/mmの高い周波数領域では、直線の傾きが-1より急となり、別の要因のノイズに支配されていると推測できる。これに対して、Fig. 2.24のようにピクセル値が一定、すなわち信号電流一定の場合、2.0 cycles/mmや3.0 cycles/mmでは照射線量に変化してもノイズ特性がほとんど一定である。これらの理由より、高い周波数領域においてWSに信号電流依存性が存在すると推定できる。

そこで、Fig. 2.19, Fig. 2.20, Fig. 2.21, Fig. 2.22より、照射線量に関係なく、ピクセル値とWS値との関係をプロットした。その結果をFig. 2.25に示す。ピクセル値とWS値の間には2.0 cycles/mmと3.0 cycles/mmでは傾きは異なるものの、それぞれ相関係数 r が0.97(母集団の相関係数 ρ の95%信頼区間が0.95~0.98)の強い正の相関関係が存在した。これに対し1.0 cycle/mmでは相関係数 r が0.73(母集団の相関係数 ρ の95%信頼区間が0.43~0.91)で正の相関があるものの強い相関があるとは言えなかった。この原因を調査するため、今度はFig. 2.19, Fig. 2.20, Fig. 2.21, Fig. 2.22より、ピクセル値に関係なく、照射線量とWS値との関係をプロットした。その結果をFig. 2.26に示す。1.0 cycle/mmでは相関関係が存在するのに対し、2.0 cycles/mmと3.0 cycles/mmの高い周波数領域では相関関係がなかった。これより、WSは高い周波数領域では照射線量に関係なくピクセル値、すなわち信号電流に依存しているのに対し、低い周波数領域ではピクセル値よりも照射線量に強く依存していることが確認できた。

2.9.7 考察

アイリス口径を一定に保ち、照射線量を増やすと全周波数領域にわたってノイズ特性の改善がみられる。これは低い周波数領域ではX線量子モトルの影響が、高い周波数領域で

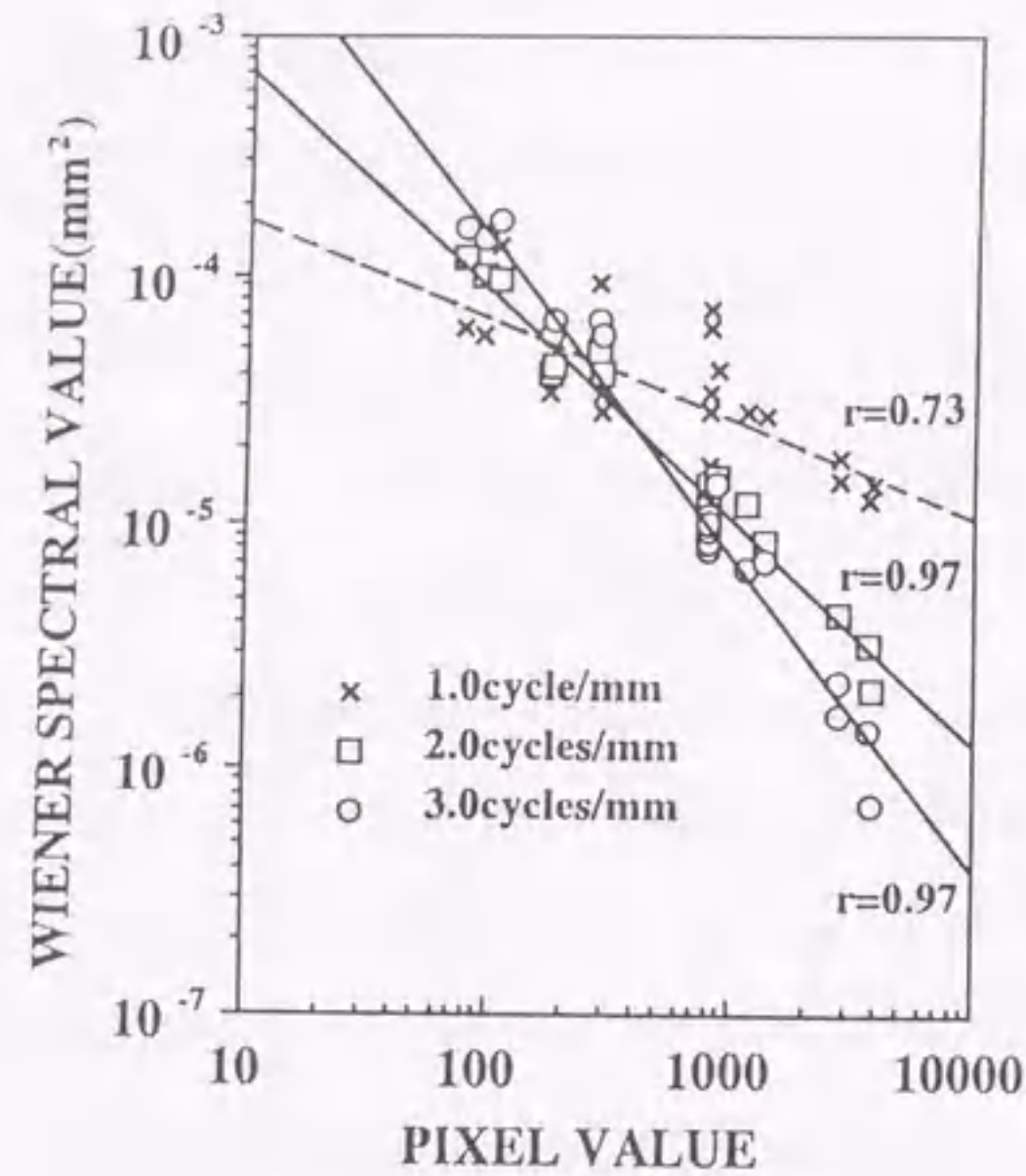


Fig. 2.25 Relationship between digital Wiener spectral value and pixel value. The Wiener spectral values at spatial frequencies of 1.0, 2.0, and 3.0 cycles/mm are obtained from the curves in Fig. 2.19, 2.20, 2.21, and 2.22. The coefficient of correlation, r , is shown.

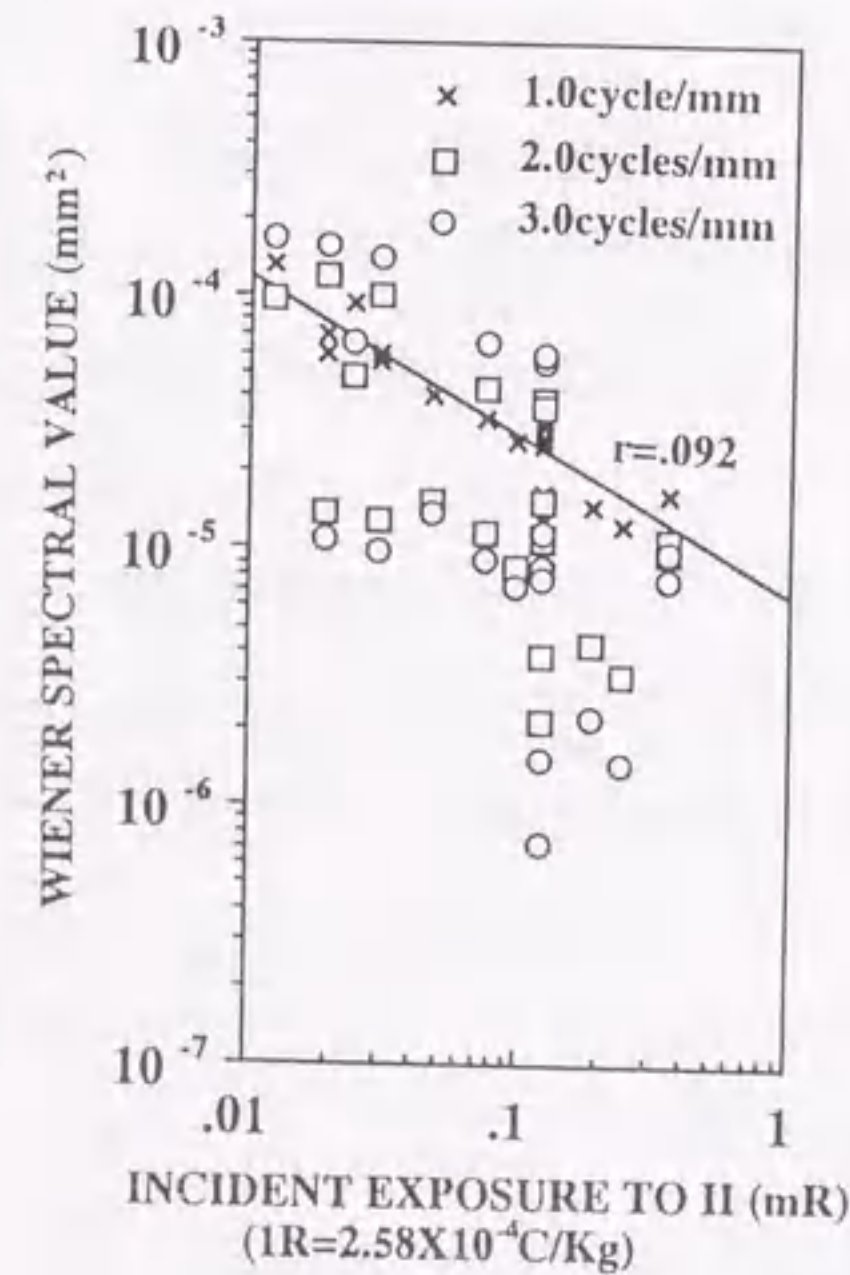


Fig. 2.26 Relationship between digital Wiener spectral value and incident exposure on the II. The Wiener spectral data at spatial frequencies of 1.0, 2.0, and 3.0 cycles/mm values are obtained from the curves in Fig. 2.19, 2.20, 2.21, and 2.22. The coefficient of correlation, r , at 1.0 cycle/mm is shown.

は信号電流の上昇によるノイズ特性の改善が別々に起こったものと考えられる。

Fig. 2.22は非常に暗い画像を用いたWS解析の結果である。照射線量の減少にともない、高い周波数領域では異常に大きなWSを示したが、これも信号電流が極端に小さいためであると考えられる。低い周波数領域のノイズ特性は照射線量の減少によりX線量子モトルの影響で悪くなっている。

Fig. 2.27に低線量で撮影した胆石の画像を示す。下の画像は従来のS/F(HR6/HRS)の約1/5の線量、上の画像は約1/10の線量で撮影したものである。上の画像はアイリス口径を広くし、ピクセル値が下の画像とほぼ同等であった。上部消化管撮影に関して、9インチモードで通常S/Fの約1/5の線量で臨床問題なく検査が行われている。上の画像は、X線量子モトルが増加しているが、光学系のMTFの低下によって胆石像の辺縁とともにX線量子モトルもぼけるので、照射線量の低下ほどにはノイズの増加は認められない。この胆石像のように、十分なコントラストを有する像に対しては、S/Fの約1/10の線量でも臨床問題はない。しかし、淡い像の病変も存在するので、大幅な線量低減は危険であり、ノイズの解析だけでなく総合的な評価によって線量を決定すべきである。

2.10 低コントラスト被写体検出能

2.10.1 実験方法

撮影の諸条件を変化させたときの、低コントラスト被写体検出能をROC解析によって調べた。実験は20cm厚の亚克力板の中央に、バーガーファントム(直径と深さの異なる各信号が自由に配置できる自作の特性ファントム)を設置し、限界検出能を調べた。限界検出領域の直径(0.4mm ϕ -5.0mm ϕ)と深さ(1mm-5mm)が異なる低コントラストの微小な信号となる被写体50個を選んだ。その信号50個と信号なし50個をランダムに配列して、Fig. 2.28に示すような実験用の試料とした。この試料を10cm亚克力板2枚の中央にはさみこみ、Fig. 2.29に示す幾何学的条件で撮影を行った。撮影管電圧は全て80kVである。DRはアイリス口径を調節し画像の輝度が同一となるようにした。S/F(HR6/HRS)およびCR (AC-1, Fuji Photo Film Co.)は、IIの位置にHR6/HRSおよびIP(ST:四切)をセットし、同じ幾何学的条件で撮影を行った。なお、CRのピクセル寸法は150 μ mである。評価法は、50%の割合で存在する、大きさとコントラストの異なる信号を含む100ヶ所の観察領域に対し、評定基準「1:(信号が)絶対がない」「2:ないかもしれない」「3:わからない」「4:あ

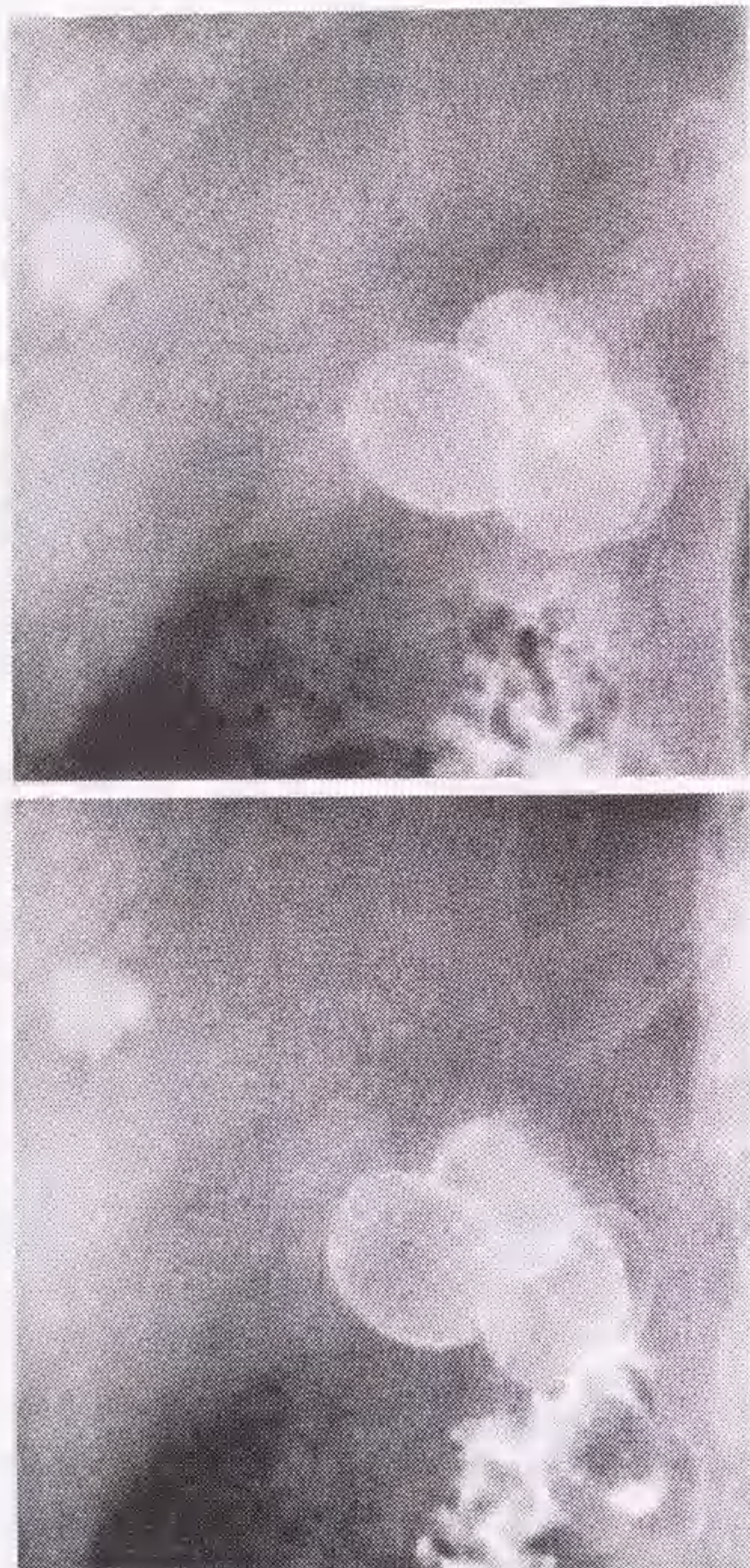


Fig. 2.27 The clinical images of the gallstone in the gallbladder. The incident exposure to the upper image was approximately half to that of the lower image.

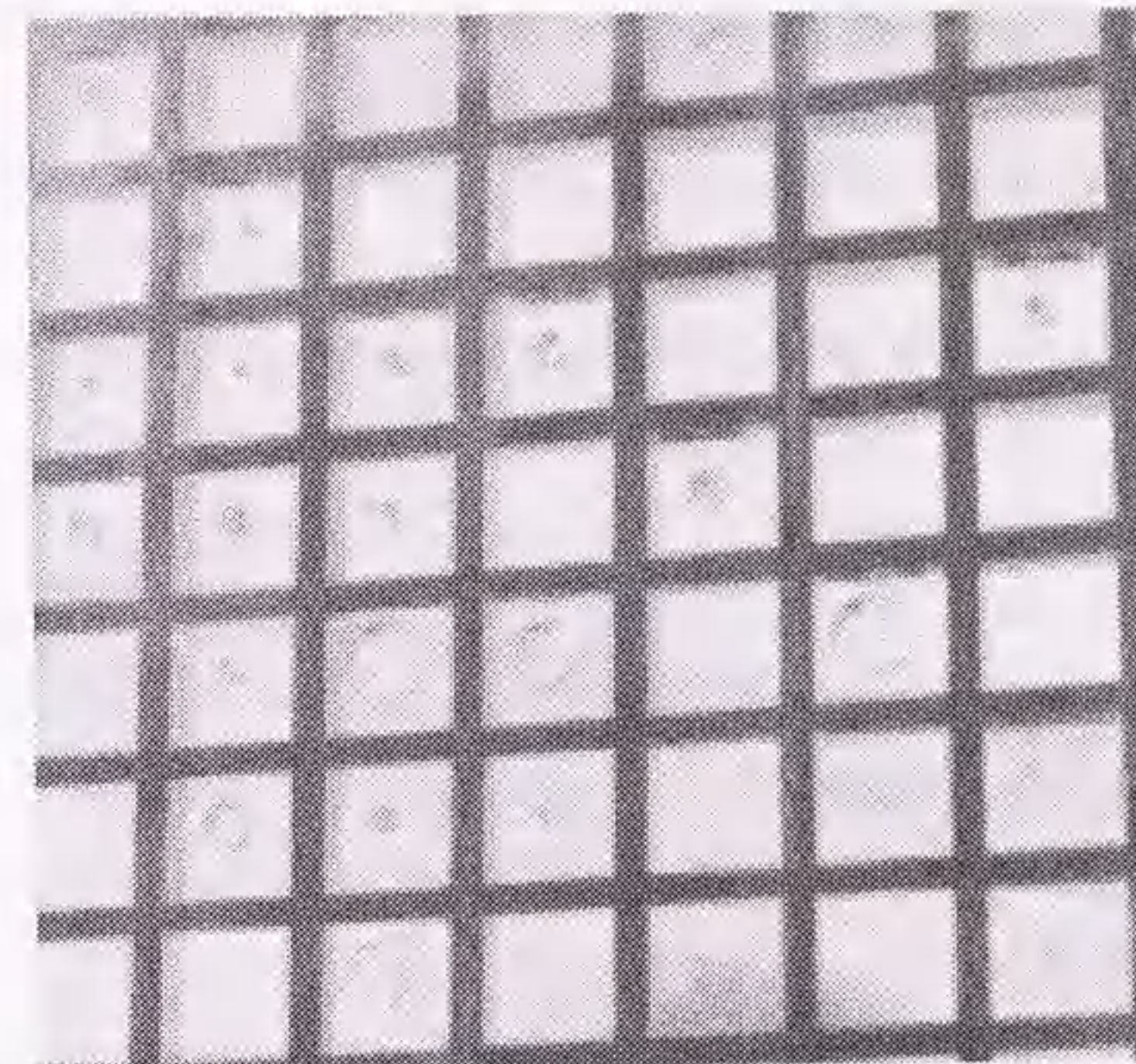


Fig. 2.28 ROC phantom for detectability of the low contrast objects.

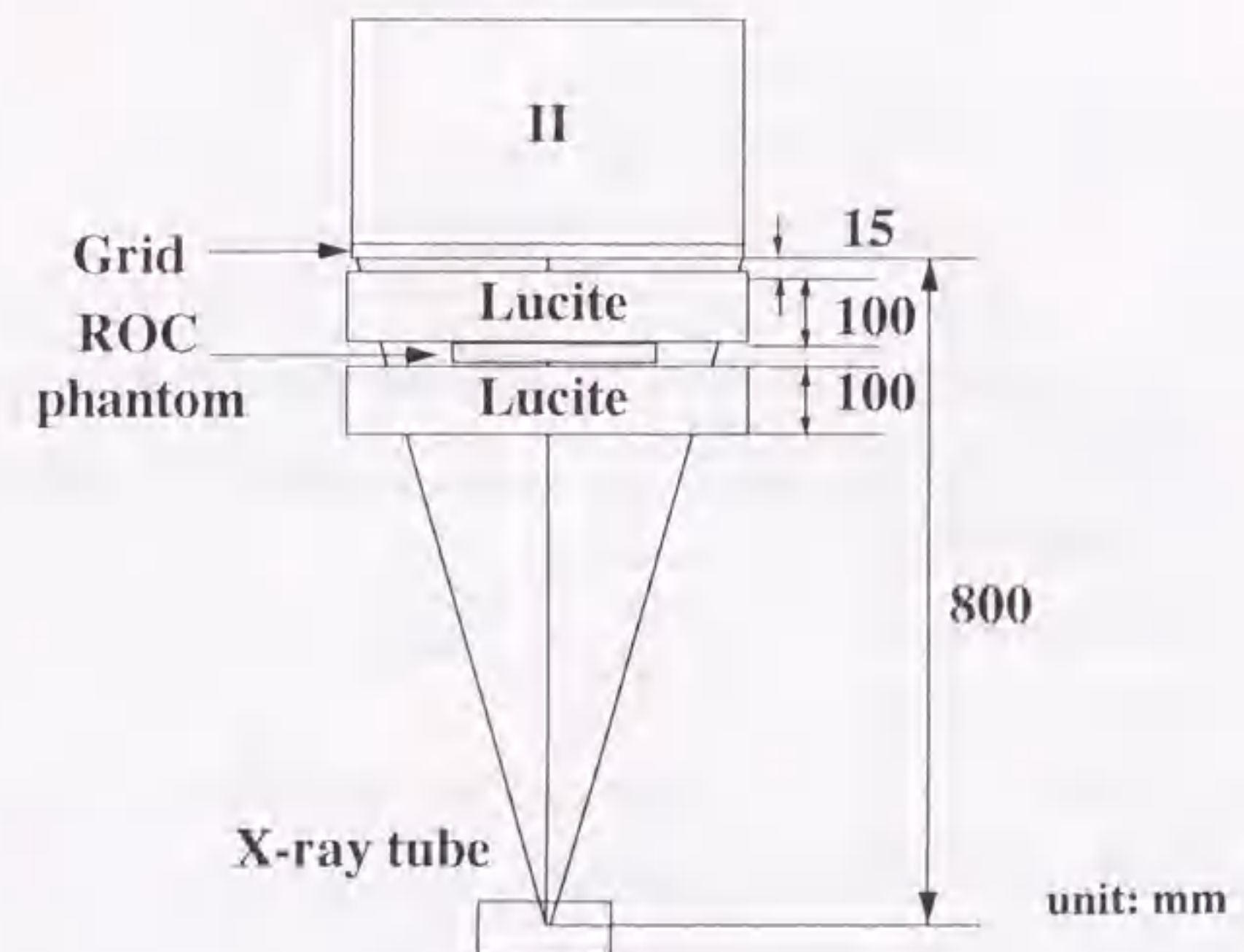


Fig. 2.29 Experimental setup for detectability of the low contrast objects.

るかもしれない「5:絶対にある」の5段階評価確信度法で行った。この基準で5年以上消化管撮影に携わっている放射線技師5人が信号の生起を評定し、その結果から事後確率を求めROC曲線を描いた。1画像当りでは合計500の観察結果となる。ROC曲線はROCカーブフィッティングプログラムROCFIT Software (JSRT Metz's ROC Software Users Group M930089)を使用した[43]。

ROC解析とは雑音で占められているバックグラウンドの中から、かすかな信号を検出する能力を確率的に解析し、評価する手法である。ROC解析についての詳細は他書に譲るが[43-45]、概略は以下の通りである。

ROC曲線を求めるには判定基準を何段階か変化させ、それに対応する"真の陽性"の確率 $P(S/s)$ (雑音+信号を示したとき正しく解答する確率)と"偽陽性"の確率 $P(S/n)$ (雑音だけを示したとき誤る確率)をそれぞれ求める。縦座標に $P(S/s)$ 、横座標に $P(S/n)$ をプロットすると判定基準が変化するにつれて、真の陽性の確率が増加すると偽陽性の確率も増加する曲線が得られる。

ROC曲線が座標の左上端の1点で表される場合ROCカーブ下の面積 A_z は1.0となる。また、曲線が座標の左下の原点と、右上($TPF:P(S/s)=1.0$, $FPF:P(S/n)=1.0$)とを結ぶ対角線と重なった場合の面積は、0.5となる。ROC曲線下の面積 A_z は $0.5 < A_z < 1.0$ の範囲の値をとり、1.0に近づくほど検出能がすぐれている。

観察実験の前に、観察者には実験の目的について説明し、試料の材質、大きさ、形状を知らせ、作成試料を提示した。また、信号の有無が容易に判定できる画像と信号のないノイズ像も示し、ノイズの見え方を認識させた。

観察方法は、実際の臨床に使用しているときと同様、DRはCRT観察で、階調設定は自由、周波数処理なしとした。観察を行う部屋の明るさは一定にした。観察距離は40-50cmとし、観察時間を1領域あたり10秒とした。S/Fの評価にはシャーカステンを用いた。CRは最も良く観察できる階調、濃度をマニュアルで調整し、レーザーイメージャーでプリントアウトし、シャーカステンを用いて観察した。

観察は読み取り順序効果を避けるため、100ヶ所の観察領域に対して、撮影画像ごとに観察する順番を変えた。読み取り順序効果とは、同一の被写体から作成した観察試料を用いてROC解析を行う場合、試料を評定する順序を一定にしておくこと記憶により結果が良くなる効果である。

モダリティや線量の差による検出能の比較で、ROC曲線の統計的有意差の検定はpaired-t検定を行った。ROC評価は読影者の観察による評価方法であるため、読影者によってかなりのばらつきがあり、統計的解析を必要とする。検定の指標としてROCカーブ下の面積 A_z を使用した。各観察者ごとに比較するシステムの A_z の差を求め、Studentのt統計を用いて、差の集合の平均は0であるという帰無仮説を検定した。二つのシステム間における、読影者ごとの A_z の差の平均値が、確率的にどの程度偏っているかを示す値を確率p値として求めた。観察者は5人であるため自由度は4であり、t値が自由度4のt分布を示すことを利用する。一般にp値が5%以下であれば統計的有意差があると考えられる。

2.10.2 結果

Fig. 2.30に同一照射線量(80kV, 10mAs)でのDR-2k, 7, 9, 12インチモードとS/F(HR6/HRS)の比較の結果を示す。数字は各ROC下の面積 A_z の平均および標準偏差と、各カーブ間の検定の結果得たp値である。DRでは同一照射線量の場合、インチモードが小さいほどROCカーブは左上に寄り、 A_z が大きくなる。S/Fの A_z との比較において7インチモードの A_z は大きく、p値が0.011で有意差が認められた。9インチモードとの比較ではp値が0.275で A_z に有意差は認められなかった。しかし、12インチモードとの比較ではp値が0.023でS/Fの A_z の方が大きく有意差が認められた。

同一照射線量におけるDR-2k, 7インチモードと、CR(ST)との比較を行った結果をFig. 2.31に示す。80kV, 2mAsおよび10mAsの照射線量での比較で、双方ともDR-2k, 7インチモードが有意に大きい A_z を示した。

Fig. 2.32はDR-2k, 7インチモードで照射線量を変化させて撮影したときの結果である。S/F, 80kV, 10mAsの検出能と比較し検定を行った。線量低減にともないDRの検出能は明らかに低下する。DR-2k, 7インチモード, 80kV, 4mAsは、S/Fで撮影したものより A_z は大きい、p値が0.420で有意差は認められなかった。DR-2k, 7インチモード, 80kV, 2mAsはS/Fと比較して、 A_z は小さいがp値が0.233と有意差は認められなかった。S/FとDR, 80kV, 1.25mAsの間にはp値が0.014と有意差が認められ、S/Fの A_z が大きかった。DR装置の場合、照射線量はアイリス口径の調節により、CRと同様に線量低減が可能であるが[46]、淡い像を検出する場合、むやみに線量を下げるのは危険である。

Fig. 2.33にDR-2k, 9インチモードで胃ファントムを使っての照射線量の違いによる画質

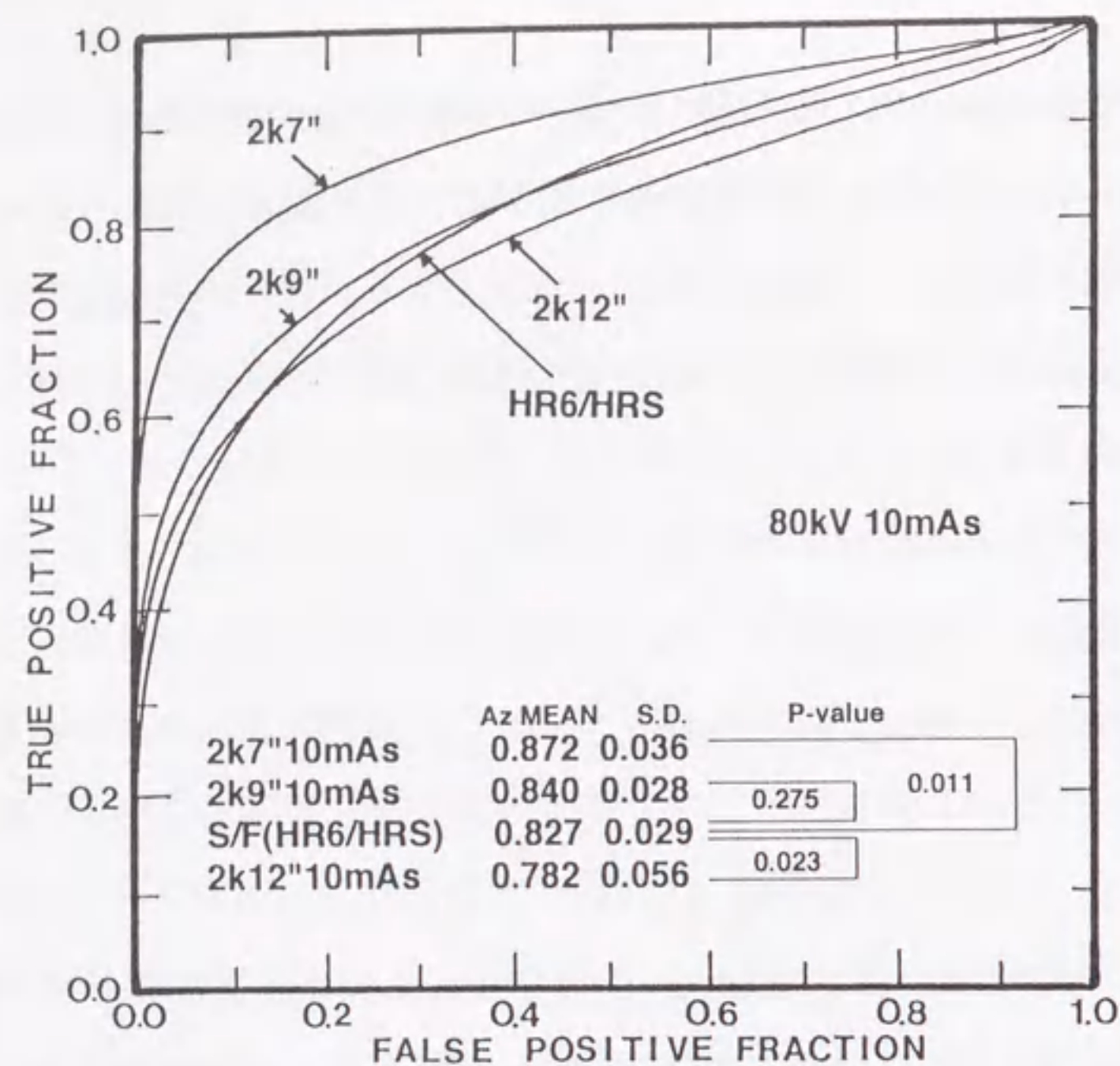


Fig. 2.30 Comparison of ROC curves for the detection of the low contrast objects, which are imaged by the DR system with the 2k matrix at three II modes, and the screen/film system (HR6/HRS). P-values for paired t-test of the area under the ROC curves are shown.

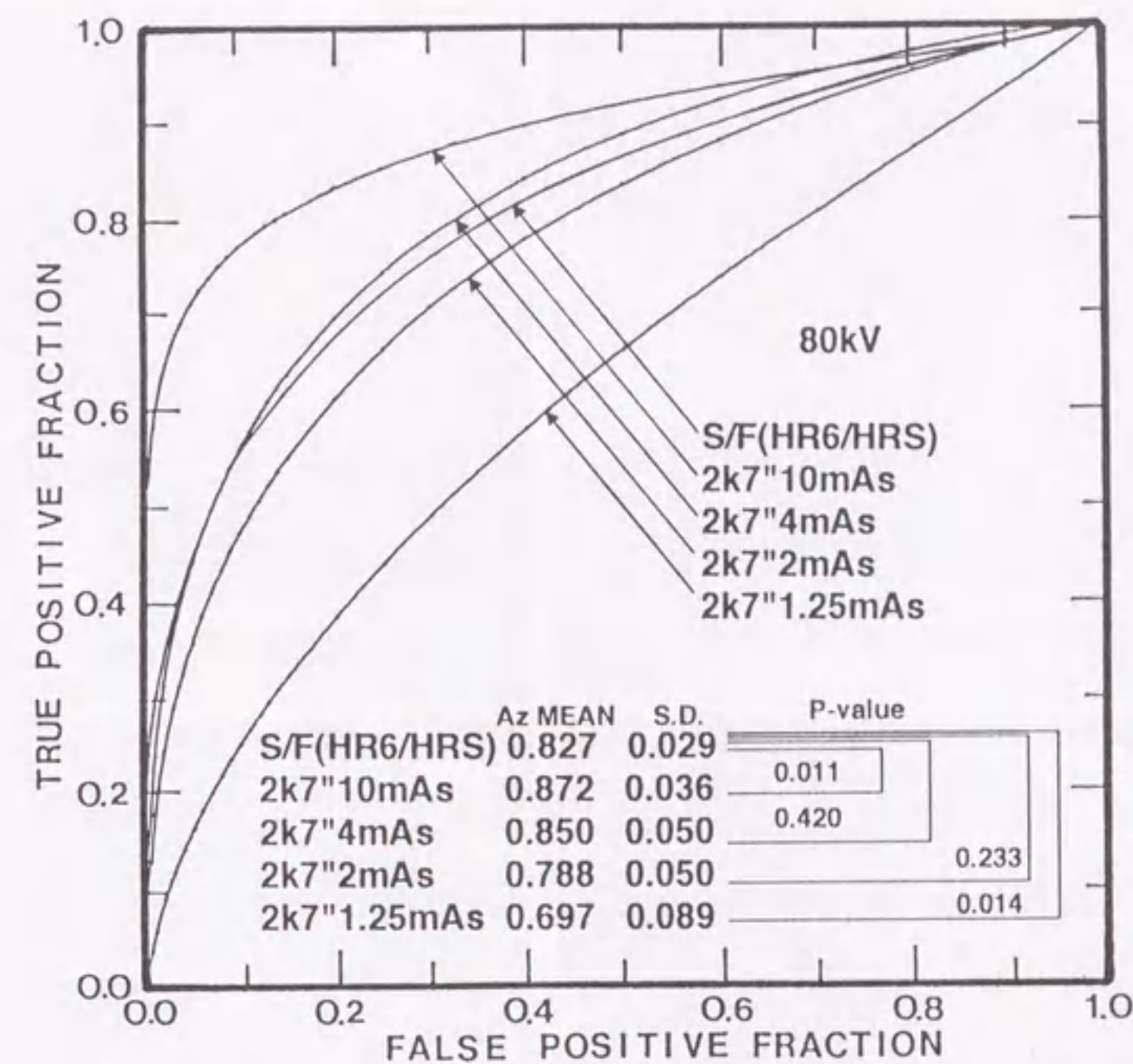


Fig. 2.32 Comparison of ROC curves and P-values for different incident exposures (80kV) 2k matrix at 7 inch II mode and the screen/film system(HR6/HRS).

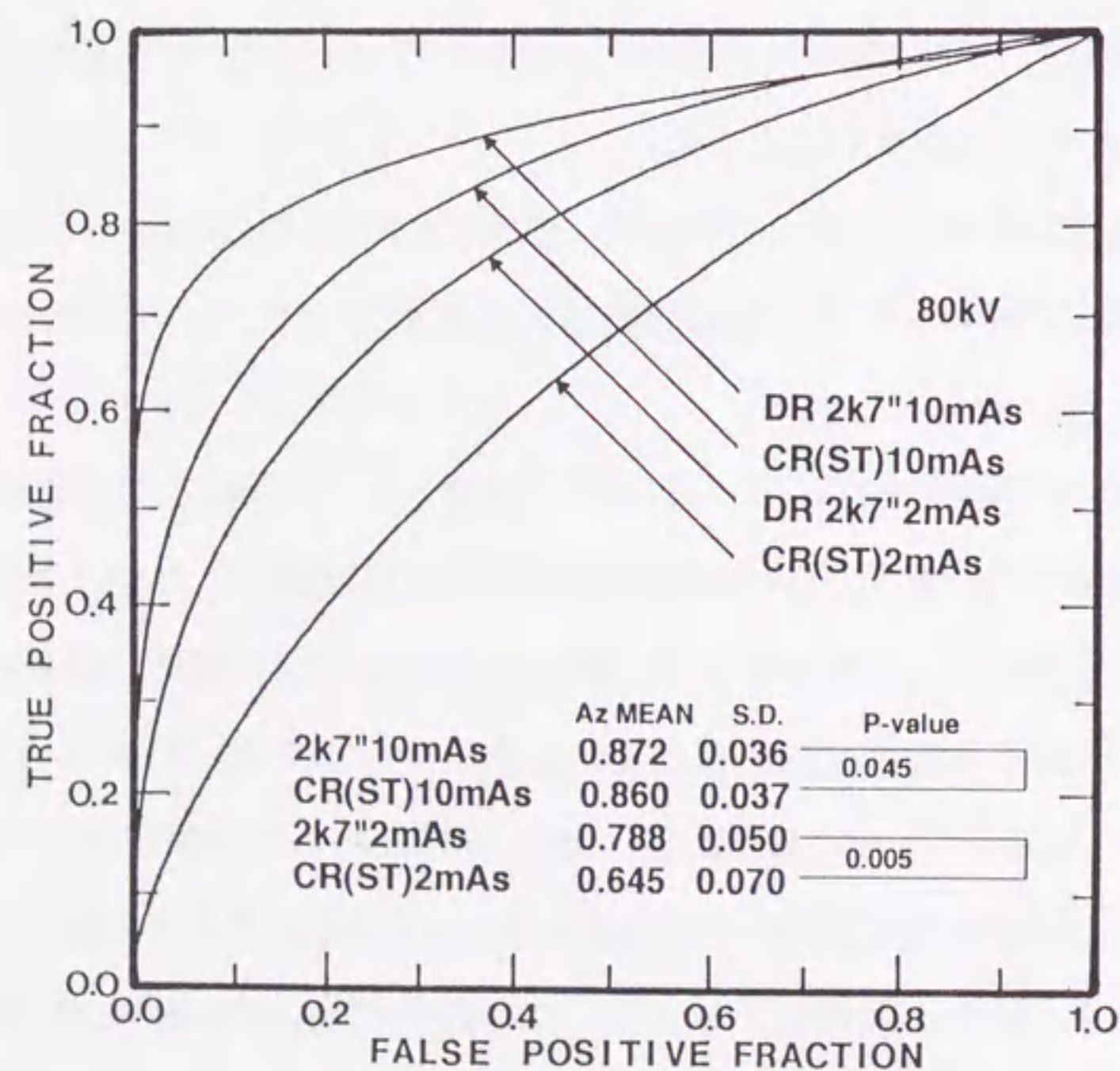


Fig. 2.31 ROC curves and P-values obtained with the DR-2k, 7 inch II mode and the CR system with ST type imaging plate.

の変化を示す。通常撮影時の線量を基準に2.5-0.1倍の線量で撮影した。撮影された画像のピクセル値が同じになるように、線量を低下させるにつれアイリス口径を広げた。1/10の線量でも撮影が可能であったが、線量低減に伴いカンタムノイズの増加が認められた。

2.10.3 考察

ROC解析による方法では、微小な信号から大きな信号へ、コントラストの低いものから高いものへ連続して信号が配置されているバーガーファントムと異なり、ランダムに信号が配置されているため、評価のときに生ずる信号の読みすぎを回避できる利点がある。

観察時間を1領域あたり10秒と時間制限していたが、観察者のほとんどが一瞬にして観察を終えたため意味がなかった。これは、1観察領域が非常に小さく1点に集中して観察できるためと、画像の信号が単純で、画像を診て良性悪性等について考察する必要がないためであると思われる。

Fig. 2.30より80kV、10mAsの照射線量において、DR-2k、7インチモードはS/Fより高い検出能を有することが証明された。9インチモードはほぼS/Fと同等で、12インチモードではS/Fよりも劣った。インチモードによる画像特性の差は、おもに解像特性の影響によるものが大きい。よって、7インチモードでは、他のインチモードより小さな信号の検出が可能となり、高い検出能となった。また、S/Fよりすぐれている点は、階調やレベル変換がリアルタイムに行えることであると考え。階調、レベル変換は病変の検索において偽陽性の排除、真の陽性の確定に貢献している。

Fig. 2.31よりCR(ST)はDRに比べ検出能が劣ることがわかる。画像のノイズは明らかにCRの方が大きく、比較的低い周波数領域のノイズが目立ち、このノイズは臨床画像でも認められた。DRの検出能が高い理由は、前述したように階調とレベルをリアルタイムに変換できるという点の他に、高い量子変換効率 (Detective Quantum Efficiency, 以下、DQE)を有する点があげられる。DQEはII/TV-DRの高画質化で最も重要視されている要素である。DQEは照射線量に対して異なる傾向を示すが、本DRのDQEは照射線量が1mR($2.58 \times 10^{-7} \text{C/Kg}$)のとき53%である[23]。これに対して蔡らの研究によるとCR(ST)は1mR、0.2cycles./mmの条件のもと20%である[47]。G.T.BarnesはS/F(duPont Cronex HiPlus/Kodak X Omatic RP)のDQEは18%としている[48]。DQEの高い検出器は等しい入力X線に対して高いS/Nの画像を得ることができる。コマーシャルベースにあるIIのDQE

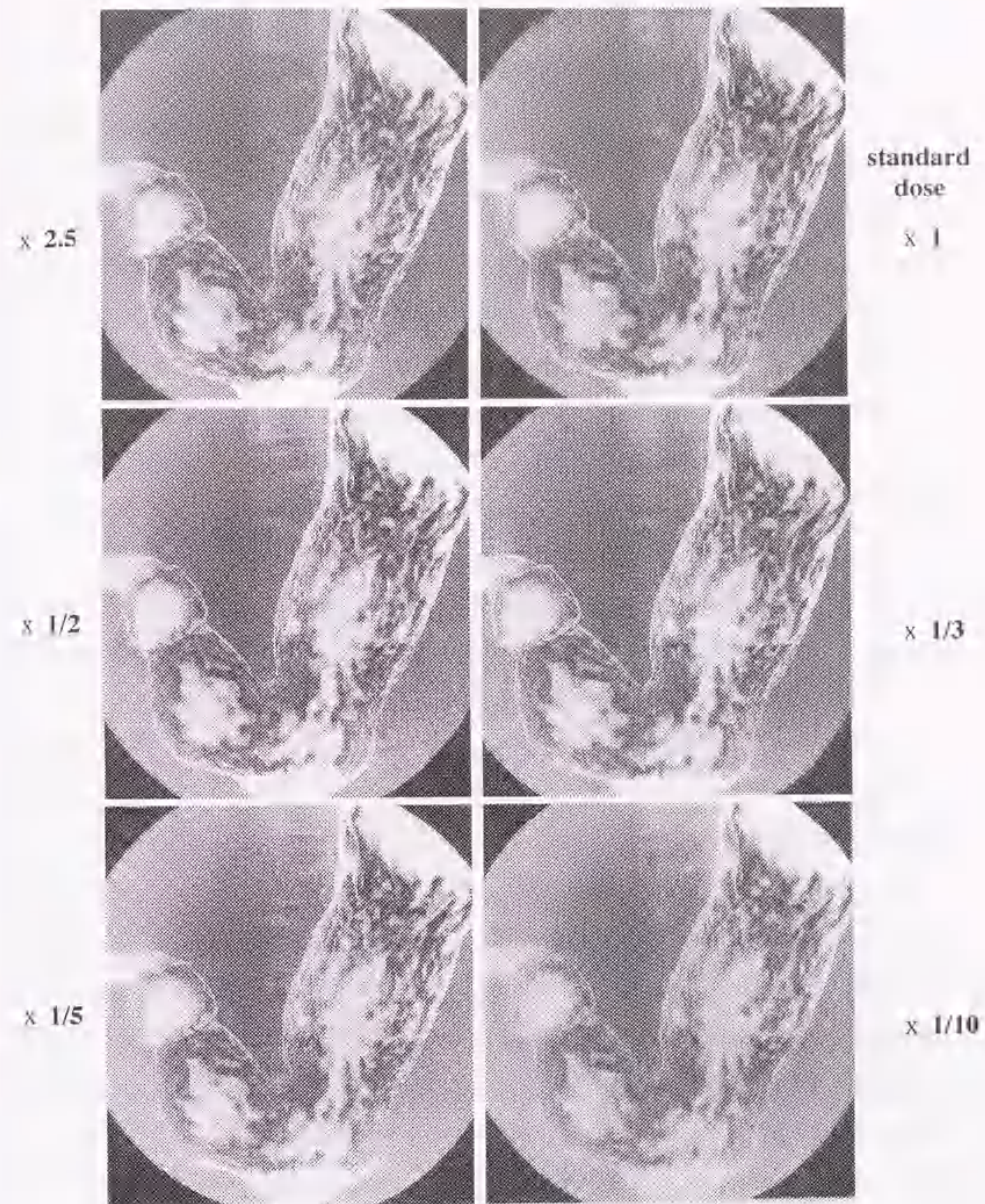


Fig. 2.33 Comparison of stomach phantom images for different incident exposures with 2k matrix at 9 inch II modes.

は代表値で50-60%であり、本DRのDQEが特別高いというわけではない。これは解像力を低下させないためである。DQEを向上させるには、検出器である蛍光体[CsI(Na)]の厚みをより一層厚くしてX線吸収効率を向上させれば良いのであるが、蛍光体の厚みの増加は解像力の低下をもたらす。しかし、DQEが70-80%のスーパーメタルIIも現れ[49]、今後より一層、線量低減の可能性もある。

CRが線量の低減を行っても画像化できるのと同様に、DR装置の場合、アイリス口径を調節することにより低線量撮影が可能である。しかし、山内らの報告では[46]、IPとして、HR、STを使用した場合、双方ともに線量低下に伴い、量子ノイズの影響を受け、検出能が低下することを報告している。これと同様に、DRでもFig. 2.32のごとく線量の低減によって検出能の低下が顕著に認められる。しかし、DR-2k、7インチモードはS/Fの40%の線量と同等の低コントラスト被写体検出能を得ている。よって、DR-2k、7インチモードではS/F(HR6/HRS)と同等の検出能を得るのであれば、S/Fの40%に線量を低減することが可能であると考えられる。Fig. 2.33の線量低減実験における胃ファントム画像をみると、線量低減にともない、バリウム付着部での影響は少ないものの、背景画像においてカンタムノイズが増加し、粒状性が徐々に悪化した。そして、アイリス口径を大きくすることにより光学系の解像特性が低下し、胃辺縁部が顕著にぼけているのが確認できる。淡い像を検出する場合、むやみに線量を下げると危険であると考えられる。しかし、消化管撮影では、バリウムを用いるために比較的高い画像コントラストを有する画像が得られる。そのため10mAsもの照射線量が必要であるとは考えられない。逆に線量を多くすると検出能が良くなる。しかし、実際の臨床では線量を多くするためには大焦点(0.8mm)を使用しなければならず解像力が落ちる。S/F並の解像力を得るために小焦点(0.2mm)が使用でき、心臓や血管系の拍動によるぶれの無い程度の撮影タイムで切れるような線量での撮影が良いと考えられる。小児の消化管撮影や低線量撮影を必要とする部位ではさらに少ない線量を選択することができる。

2.11 結言

第2章2節で、本DRのために新たに開発された画質改善技術を含め、装置の構成と特徴について述べた。

第2章3節で、被曝線量をファントム(皮膚)表面の吸収線量で評価した結果、DR-2k、12インチモードでは、S/Fの約7.3%、9インチモードでは約12.3%、7インチモードで約27.4%と大幅に被曝線量低減が可能であることがわかった。

第2章4節で記したように、有効視野はS/Fに比べ狭い欠点を有し、骨盤等の広い範囲の撮影には不適である。

第2章5節では、各マトリックスモード、インチモードにおける実効ピクセル寸法を測定した。これらの値は、プリサンプリングMTFやデジタルWSの測定に使用した。

第2章6節では、入出力特性として、デジタル特性曲線を測定した。アイリス口径の調節により、サチュレーションの発生を抑止できる。また、アイリス口径の調節により、グラジエントが変化するため、低感度、広ダイナミックレンジシステムから高感度、高コントラストのシステムの使い分けが可能となる。

第2章7節では、IIのコントラスト特性として10%値と10mm値について言及した。一方、ディスク法によってベ어링グレアを測定した結果、約23%であった。

第2章8節では、異なった線量、インチモード、アイリス口径、LSF(または、チャートの振幅)のピークのピクセル値におけるDRの解像特性を、プリサンプリングMTFとパーパターンの手法で測定した。本DRシステムの解像特性は、従来のII/TV-DRにみられない優れた解像特性を示しており、特に、7インチモードでは、CR(FCR-101, HR使用時)に匹敵する解像特性を得ることがわかった。これは、アナログ成分の解像特性を改善するために、出力口径を60mmφに大きく改良された高精細IIを使用していること、高い集光効率をもつ専用光学系を使用していること、そして2100本高精細TVカメラを使用していることに起因している。また、II/TV-DRの解像特性には、LSF(または、チャートの振幅)のピーク値、すなわち、撮像管の信号電流の大小および、アイリス口径に依存性が存在することがわかった。よって、臨床画像を収集するときや、解像特性を評価するときはこれらの条件設定を十分に考慮する必要がある。そして、このDRシステムの感度は消化管撮影用S/Fと比較して高いため、0.2mmの小焦点がルーチンに使用でき、実際の臨床において幾何学的不鋭を減らすことができる。このため、7インチモードにおけるDRシステムの限界解像力は、通常臨床で使用する拡大率においてS/Fとほぼ同等であった。

第2章9節では、ノイズ特性をデジタルWSの手法で測定した。WS解析の結果、およそ1.5 cycles/mm以下の低い空間周波数領域のWS値は、X線量子モトルが支配的である。

すなわち、照射線量に依存している。およそ1.5 cycles/mmからナイキスト周波数までの高い空間周波数領域では、WS値は撮像管のノイズに支配され、そのノイズの大きさは、撮像管の信号電流に依存している。また、アイリス口径を大きくすると光学系のMTFが悪くなり、逆にノイズ特性が改善される。このように、ウィーナスペクトルは、一定のサンプリングアパーチャ、サンプリング間隔、IIの構造モトル、量子化ノイズのもとでは、X線量子モトル、撮像管の信号電流、光学レンズの解像特性が複雑に組み合わさって決定されていることがWSによる周波数解析によってわかった。これらの関係をよく理解して、DRのパラメータや照射線量を目的に合わせて注意深く決定すべきである。

第2章10節では、低コントラスト被写体検出能をROC解析によって調べた。DR-2k, 7インチモードにおいてS/F(HR6/HRS)の約40%の照射線量でS/Fと同等の低コントラスト被写体検出能を得た。同一線量のもとではDR 7インチモードはS/Fより高い検出能を有し、9インチモードではほぼ同等であった。また、低コントラスト被写体検出能は線量依存性が大きいことが確認された。消化管撮影画像は高い画像コントラストを有するためS/F(HR6/HRS)の40%以下の線量で小焦点撮影を行い、モーションアーチファクトの影響のない撮影タイムでの、撮影が良いと考えられる。

(注2.1) II内部において、入力蛍光体や出力蛍光体から発生する光子の挙動によって起こる散乱現象。

(注2.2) デジタル画像においては画像データは不連続となる。デジタル化されたLSFを離散的フーリエ変換するとき、その分布のナイキスト周波数を u とすると、サンプリング間隔が $2/u$ より大きくなると高い周波数領域でスペクトルの折り返しが生じ、見かけ上、MTFが向上したようになる。

(注2.3) TVカメラと100mm-filmへ、二次蛍光面の画像を振り分けるミラーからなる装置。

(注2.4) 金属箔の高さを隣接する箔との間隔で割った値を示し、グリッド比が大きいほど散乱線除去効率が良い。

(注2.5) グリッドの中央部でのよこ1cmあたりの箔の本数を示す。格子密度が大きいものほど、箔の陰影が写真上で目立たず散乱線除去効率が良い。

(注2.6) 極めて低い周波数領域におけるMTFの低下を言い、JIS規格で1 cycle/cmにおけるMTFの低下と規定される予定となっている。

(注2.7) 胃粘膜表面にある線状のしきりによって分割された多数の多角形をした陥凹。

第3章 上部消化管集団検診への応用

3.1 緒言

本システムの基礎的な画像評価の結果、消化管撮影に十分適用可能であることがわかったが、1画像あたり8MBとデータ量が多いため、上部消化管集団検診の全面DR化は困難であった。そこで、1kの適用と画像圧縮の利用に関する検討が必要となった。本章では、これらの適用に対して、画質の劣化を調査した。すなわち、1kと2kにおけるプリサンプリングMTFの比較、撮影諸条件の変化に対する低コントラスト被写体検出能の比較、画像圧縮率の変化に対する低コントラスト被写体検出能と臨床画像の比較を行い、上部消化管集団検診のDR化の可能性を調べた。

3.2 画像圧縮法について

圧縮は、必要に応じ撮影直後、または、全撮影終了後に行うことができる。本システムで用いられている圧縮方法は非等長ブロック符号化法で、ブロック分割形態を入力画像に適応し変化させて圧縮する、非可逆の画像データ圧縮法である[50]。本来の濃度と、あるブロック内を双線形関数で近似したときの歪量が、圧縮率の大小を示すパラメータとして入力された許容誤差内にあるとき、ブロック結合を行い、大きなブロックとして圧縮データに蓄えられる。よって、画像中の濃度の変化の大きいエッジのような部分は細かなブロックに、変化の小さい平坦な部分は粗いブロックに分割される。このため、同じパラメータを入力しても、画像濃度の変化率の大小によってブロックの分割形態が異なり、圧縮率も異なる。詳細は文献[50]を参照されたい。

3.3 集団検診のための画像評価

3.3.1 解像特性

解像特性の評価はスリット法によって行い、各インチモードにおいて2kと1kで比較した。実験方法は解像特性の測定方法(第2章8節1項)に記す。

3.3.2 低コントラスト被写体検出能

低コントラスト被写体検出能の2kと1kの比較、線量や圧縮率の変化による検出能の変化

を、ROC解析[43-45]によって調べた。

低コントラスト被写体検出能の実験、評価方法は低コントラスト被写体検出能(第2章10節1項)に記す。撮影はDR 7インチモード、2kと1k、およびS/F(HR6/HRS)で行ない、ROC評価は放射線技師5人によって行った。DR-1k, 7インチモードにおける線量の変化による検出能の変化も調査した。また、1kの画像で、様々な圧縮率で圧縮をかけたものに対しても、同様の評価を行った。

3.3.3 臨床像を用いた圧縮率の検討

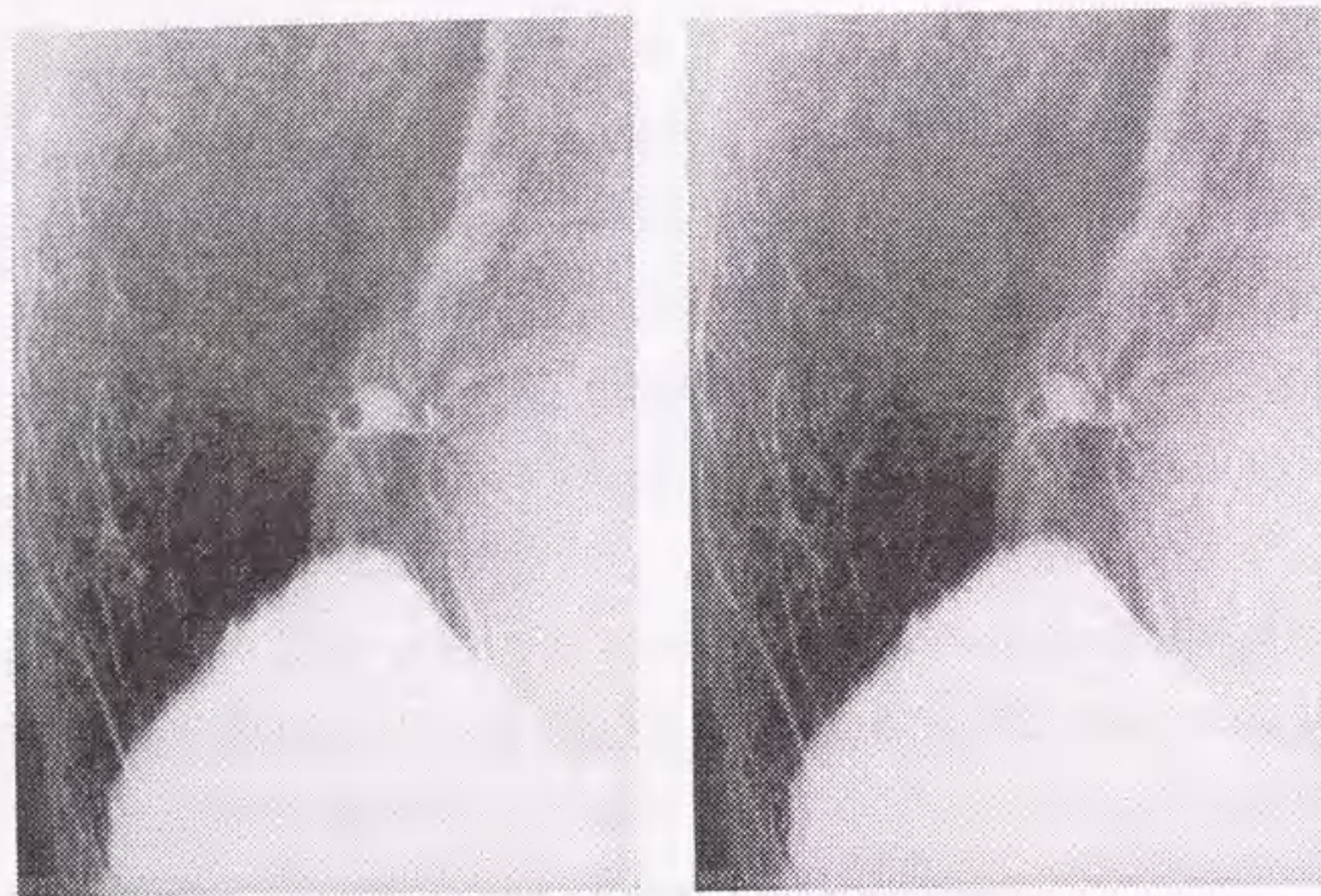
Fig. 3.1(a)に示す1kの臨床画像を用い、圧縮画像か否かの判定を以下のように調べた。同一輝度に調節されたモニタ2台に、同一臨床画像の非圧縮画像と圧縮画像を観察者に呈示した。そして、この2つの画像を比較しながら、両方の画像に、「1:絶対に非圧縮画像である」「2:たぶん非圧縮画像であろう」「3:判らない」「4:たぶん圧縮画像であろう」「5:絶対に圧縮画像である」の5段階の評価で答えるよう要求した。観察者は、医師4人と放射線技師4人で行い、圧縮画像に対する観察者8人の評価点の平均を、圧縮率ごとに調査した。

3.4 結果

Fig. 3.2に、1kにおいて測定されたプリサンプリングMTFを示す。第2章8節2項 Fig. 2.7の2kマトリックスのプリサンプリングMTFとの比較において、解像特性は低い周波数領域ではほぼ同等であり、MTF値が約0.1以下において形状が異なっていることがわかる。

低コントラスト被写体検出能の比較を、Fig. 3.3に示す。DR-2k, 7インチモード, 80kV, 4mAsは、S/F, 80kV, 10mAsで撮影したものより、ROC下の面積Azは大きい。ROC曲線下の面積Azのpaired t-testを用いた検定の結果、p値が0.420と有意差は認められなかった。DR-1k, 7インチモード, 80kV, 4mAsも、S/F, 80kV, 10mAsで撮影したものとp値に有意差が認められなかった。1kは2kに比べ解像力に差があるため被写体信号の小さいものの検出能で劣ったが、p値は0.145で有意差は認められなかった。

圧縮による低コントラスト被写体検出能の変化を、Fig. 3.4に示す。1(圧縮なし)~1/20の圧縮で、ROC曲線下の面積Azのpaired t-testによる検定を行った結果、P値は最低の1/12の圧縮率でも0.329であり、非圧縮画像と圧縮画像との間に有意差は認められなかった。



(a)

(b)

Fig. 3.1 Clinical images with 1k matrix at 7 inch II mode in gastrointestinal examinations, which indicate depressed type early gastric cancer at the lesser curvature of middlebody. The compression ratios are (a) 1 (no compression) and (b) 20, respectively.

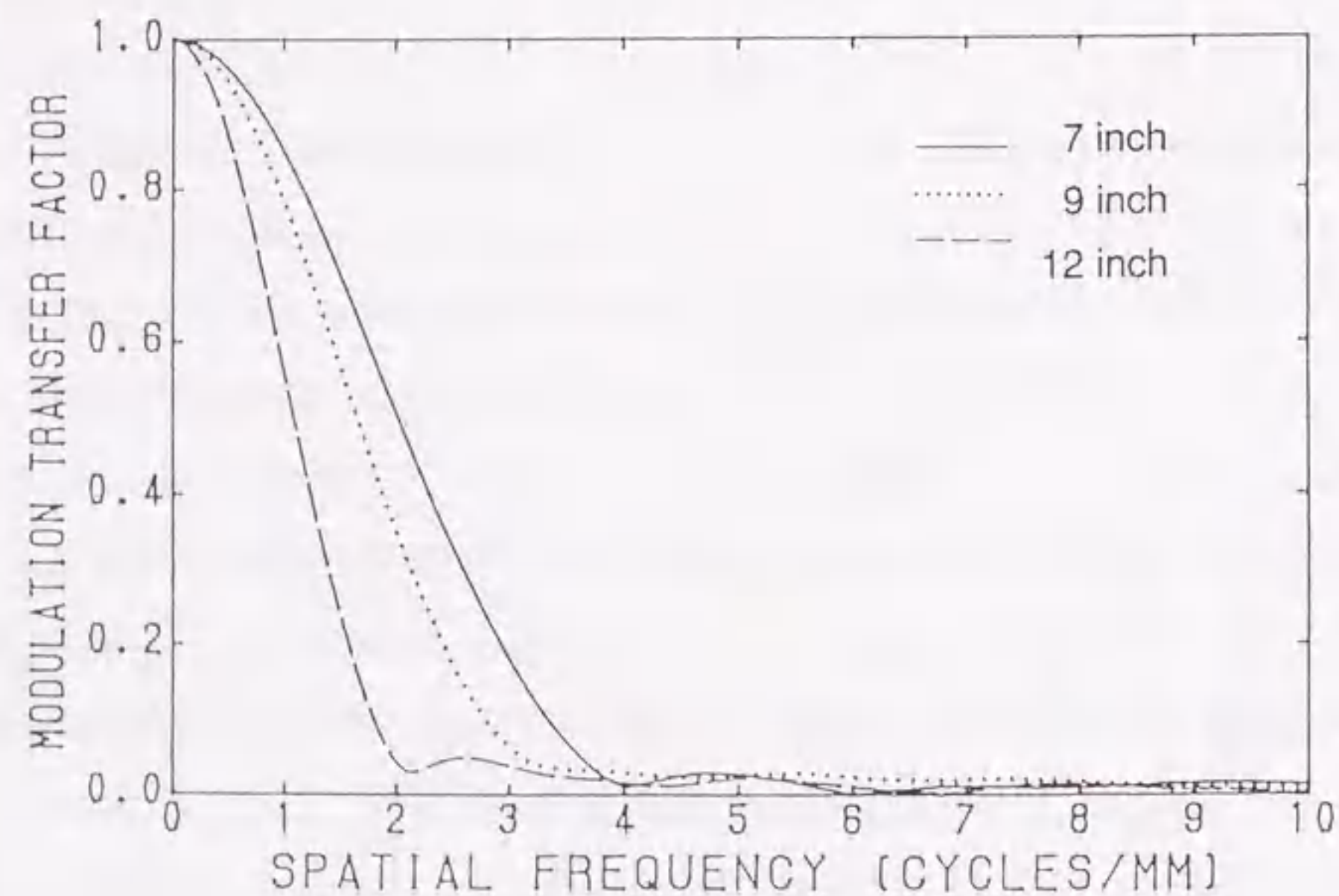


Fig. 3.2 Presampling MTFs of the DR system at three II modes for 1k matrix sizes (LSF peak value: 650, iris diameter: 22.5 mm).

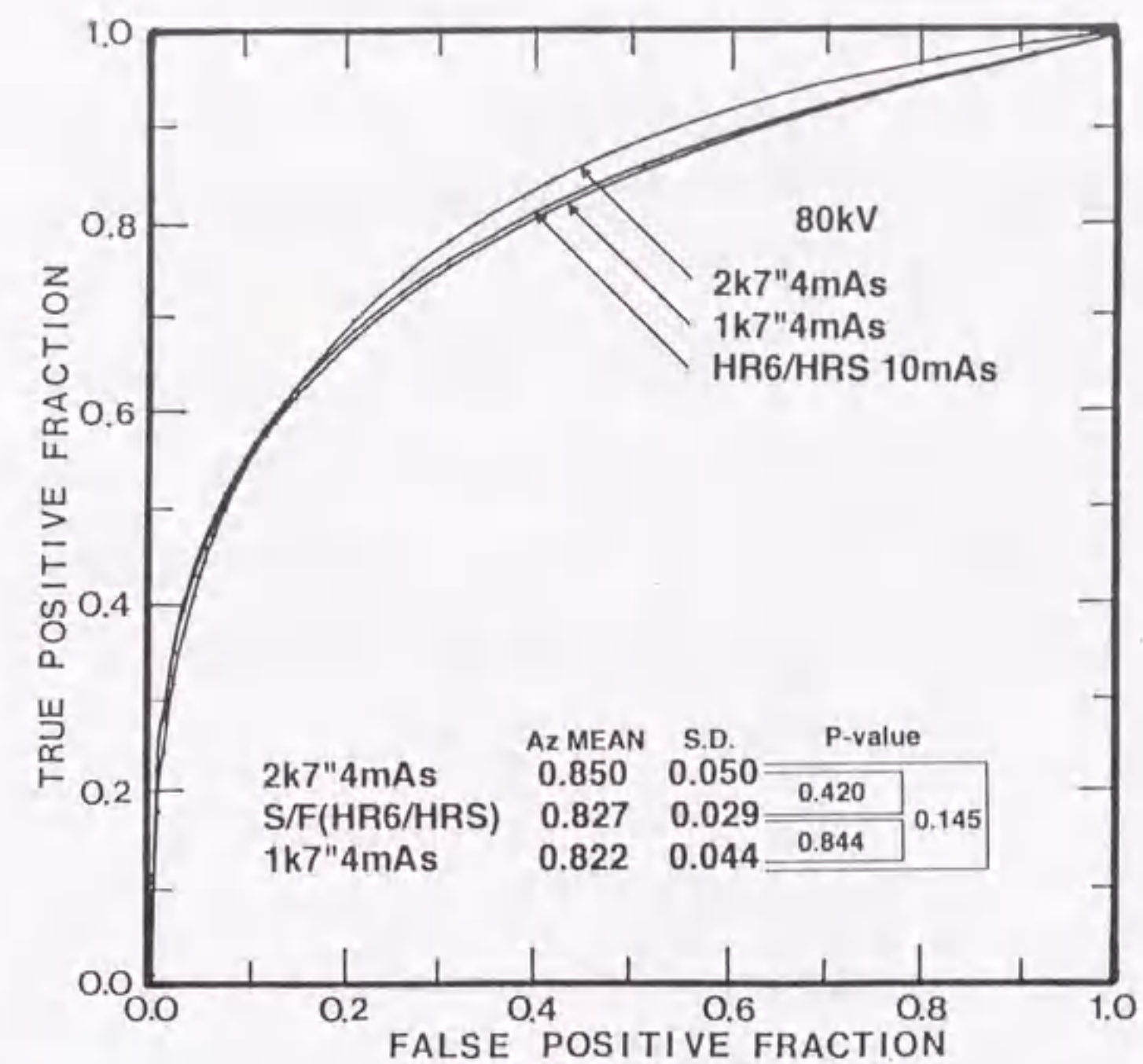


Fig. 3.3 Comparison of ROC curves and P-values the Az (area under the ROC curves) for the detection of the low contrast objects, which are imaged by the DR system with the 2k-matrix at 7 inch II modes or 1k-matrix at 7 inch II modes, and the screen/film(HR6/HRS) system.

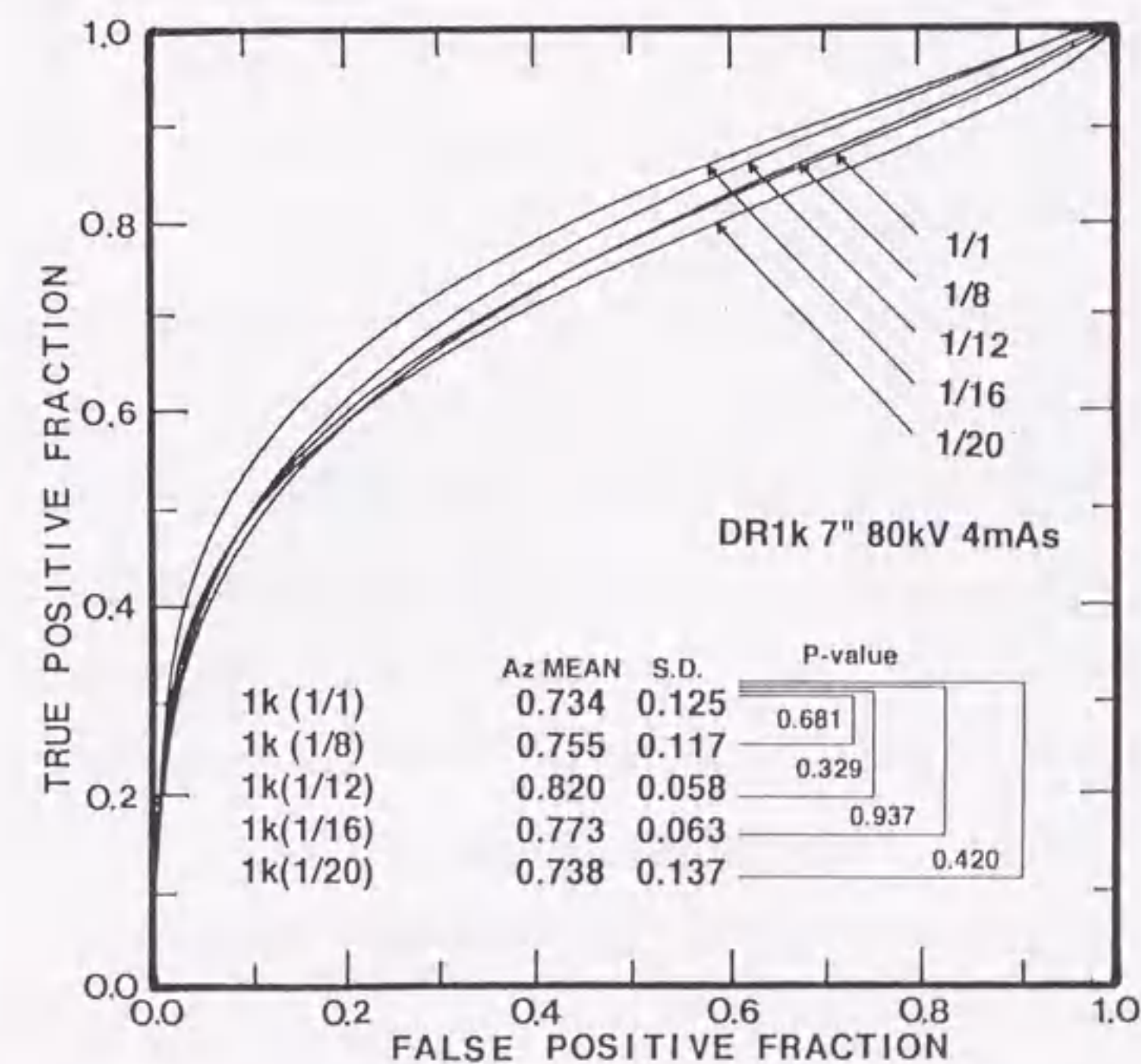


Fig. 3.4 Comparison of ROC curves and P-values for different compression ratios, all of which are investigated with the 1k matrix at 7 inch II mode (80kV, 4mAs).

なお、画像は1k, 80kV, 4mAsで撮影したものである。比較のため、1kで撮影条件(線量)を変えたときの検出能の変化をFig. 3.5に示すが、検出能は圧縮率の変化よりも線量による影響を大きく受けることがわかる。

Fig. 3.6に、臨床像を用いた様々な圧縮率による判別テストの結果を示す。判定3は、「わからない」で「判定不能」(圧縮と非圧縮の区別がつかない)を示す。判定3以下は、圧縮画像に対して非圧縮であると誤って解答したものである。圧縮画像を圧縮画像であろうという正解に対応する判定がなされたのは、1/18以上の圧縮率であった。

3.5 考察

プリサンプリングMTFによる解像特性の評価の結果、2kのプリサンプリングMTFは1kのものと比較して、低い周波数領域ではほぼ同等である。これは、つぎの理由によるものであると考えられる。定義によりプリサンプリングMTFは、検出器(II/TV)の不鋭とサンプリングアパーチャの不鋭を含む。検出器の不鋭は双方のマトリクスサイズにおいて同じであり、サンプリングアパーチャの不鋭も同等だと推測される。2kは1kに比べサンプリング距離は半分になるが、サンプリングアパーチャは変化しない。その結果、双方のマトリクスサイズにおいてプリサンプリングMTFはほぼ同等であった。しかし、ナイキスト周波数が異なる(1k: 2.75 cycle/mm, 2k: 5.49 cycle/mm [7インチモード])ため、2kは、高い周波数領域において高い解像力を示した。

低コントラスト被写体検出能の比較では、S/F, 80kV, 10mAsで撮影したものと比較した場合、DR-2k, 1kとも80kV, 4mAsの条件で有意差はなかった。これらの理由から、高い周波数領域における解像特性が若干劣るものの、上部消化管集団検診においては1kで充分と考えられる。また、高い解像特性が必要なときには、拡大撮影の適用が良いと考えられる。これは、使用している装置がアンダーチューブ方式で、かつ、常に小焦点を使用しているため、容易に拡大撮影が可能であることに起因している。精密検査と同等かそれ以上の解像特性を必要とするときは、2kの利用、または、2kかつ拡大撮影の適用が可能である。

圧縮率の比較では、1/18未満の圧縮率の臨床画像では非圧縮画像と区別がつかず、低コントラスト被写体検出能も有意差が見られなかった。Fig. 3.1は、非圧縮と圧縮率1/20の胃体中部IIc早期癌の症例であるが、この写真を見る限り微細な相違を判別することができない。画像圧縮によって画像のどの部分が劣下しているかを、Fig. 3.7に示す。Fig. 3.7(a)

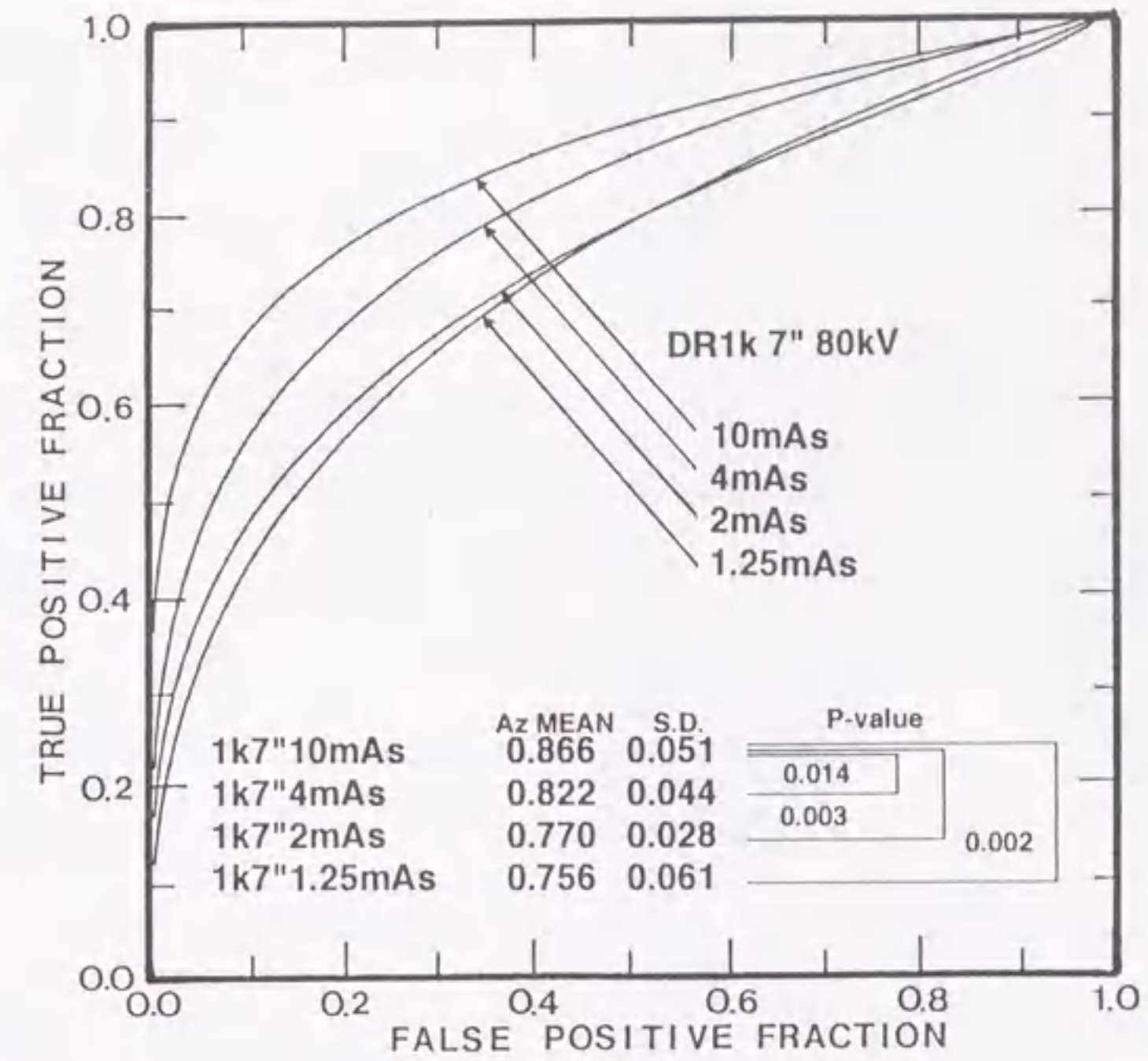


Fig. 3.5 Comparison of ROC curves and P-values for different incident exposures (80kV) 1k matrix at 7 inch II mode.

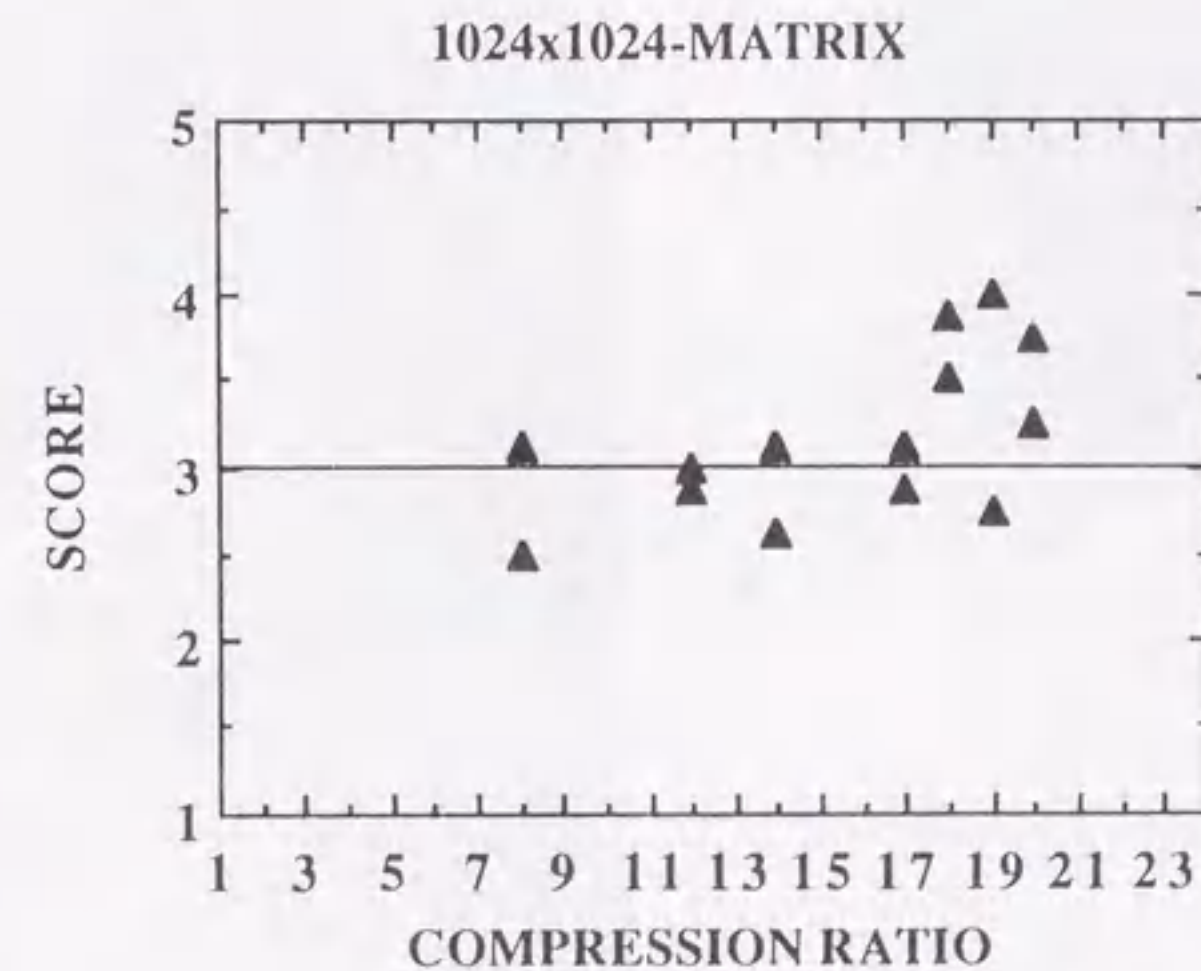


Fig. 3.6 The relationship between the detectability score and the compression ratio in 1k matrix clinical images.

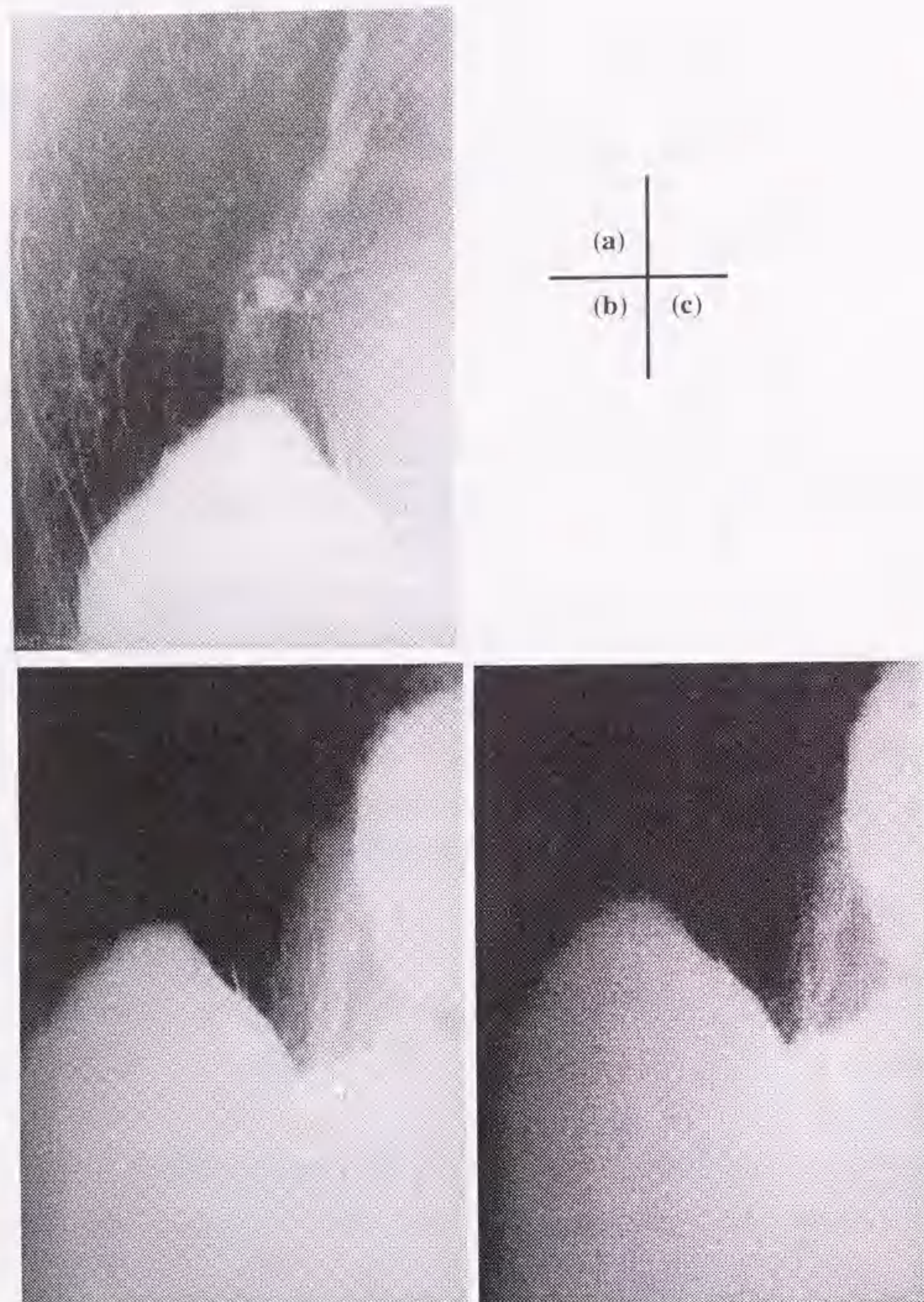


Fig. 3.7 The same stomach images as those shown in Fig. 3.1. (a) is a non-compressed image with normal window setting. (b) and (c) are non-compressed and compressed (ratio of 20) images with unusual window settings for the purpose of noise comparison.

は、通常読影に使用するときのウィンドウで表示したものである。しかし、故意に胃粘膜面以外のバリウム貯留部に表示条件を合わせると、非圧縮画像では、Fig. 3.7(b)のようになる。圧縮像を(b)と同一のウィンドウで表示した場合、Fig. 3.7(c)のようになり、バリウムで被われている領域ではノイズの増加が顕著である。非等長ブロック符号化法では、画像濃度変化の激しいエッジのような部分は細かなブロックに、バリウムに被われているような濃度変化の小さい平坦な部分は粗いブロックに分割して圧縮データに蓄えられる。このため後者では画質の劣化が大きい。今回の圧縮、非圧縮判別テストでは、圧縮によってどのような領域が劣化するかは観察者に示さなかった。あくまでも実際の読影時と同じ条件、視点で行った。よって、このようなバリウムに被われている領域や直接X線の入射部に、画像の劣化が起こっても判別は不可能であり、胃の診断においてこの程度の劣化は問題がないと考えられる。このテストは圧縮、非圧縮画像の判別テストであり、診断能のテストではない。なお、この早期胃癌の診断では、4人の医師すべてが1/20の圧縮率でも診断能に問題がないと判定した。これらの理由で、1/18未満の圧縮モード適用が可能であると考えられる。

磁気ディスクからODへの画像転送時間は、1画像あたり2k非圧縮画像の約45秒に対し、平均1/16の圧縮率の1k画像で約1.8秒であった。運用上一番の問題は、画像表示スピードであるが、1k, 1画像の表示時間は0.23秒で、RAM上にある20画像を連続表示するのに4.5秒ですんだ。平均1/16の圧縮率を採用した場合、1kで約8000枚の画像を磁気ディスクに保存でき、画像指定後10数秒で観察開始可能となる。

3.6 結言

DR-2kと1kの解像特性の比較の結果、プリサンプリングMTFは低い周波数領域でほぼ同じであった。低コントラスト被写体検出能も有意差がなかった。また、非等長ブロック符号化法による圧縮では、1/18未満の圧縮率の臨床画像で非圧縮画像と区別がつかず、低コントラスト被写体検出能は1/20の圧縮率でも有意差がなかった。よって、1k圧縮モード適用の可能性がある。磁気ディスクからODへの画像転送時間は、2k非圧縮に比べ大幅に短縮できた。このように、本格的運用上一番の問題である表示スピードや画像転送時間は、大幅に改善された。しかし、モニタ診断を行うときの眼の疲れや、モニタの階調表示能力の制限等、DRの有する問題が課題として残っており、現在検討中である。

4.1 緒言

癌研では1990年1月より上部消化管集団検診に本DRを導入し、従来のII/TV-DRにない高い解像特性、リアルタイム性、連続撮影、ファイリング等の利点を確認した。さらに1992年11月より上部消化管集団検診業務に採用し、完全DR化に移行した。DRによる検診ではフィルムレスとなっており、すべてCRT診断を行っている。これは、放射線診断分野において全く新しいシステムである。DR導入以前の検診では100mm-filmを使用していたが、逐年検診を行っている受診者が多いため、同一被写体で、100mm-filmとDRとの比較が可能である。本章における研究では、この導入前年の100mm-filmを用い、DRの画像欠損率(過度の濃度により観察不能部位の存在する割合)、臨床画像の胃小区描出能、および読影時間について比較検討を行った。但し、100mm-filmは本DRのIIを使用しているため、在来のIIを使用した画像に比べ高い解像特性を有していることを断わっておく。

4.2 DR利用の実際

DRを用いた検査の流れをFig.4.1に示す。受診者の氏名等の情報は、検査介助者がカードを用いて検査開始前、すなわち、前の被検者の検査中に入力する。画像は撮影と同時にCRTに表示され、その直後、画像に表示適正化処理、画像圧縮処理が施される。RAM内には圧縮画像と非圧縮画像の両方が存在し、撮影中であっても任意の非圧縮画像を随時観察することが可能である。撮影マトリックスは1kを基本とし、必要に応じて2kを選択する。第3章3節3項で得られた結果より圧縮率は平均1/18未満に設定した。平均撮影枚数は食道を含め14枚である。一被検者撮影終了後、終了ボタンを押すことにより磁気ディスクへの画像転送作業が開始される。転送時間は10秒程度である。転送終了後、読み込み済の受診者情報がシステムに転送される。磁気ディスクに転送された画像は、全検査終了後に、全画像をまとめてODに転送、保管する。読影は、画像データを磁気ディスクからRAMに転送し、CRT診断を行う。磁気ディスクからRAMへの読み込みはバックグラウンドで行うことができ、RAMに読み込まれた画像から順次読影が可能となる。診断に使用するCRTは2台で、主に1台のCRTに表示し、もう1台は画像比較用に使用する。必要な画像はビデオプリンタでプリントアウトし診療録に添付する。

4.3 調査方法

画像欠損率の調査は以下のように行った。画像欠損の有無はTable 4.1に示す8部位の二重造影撮影について調査した。100mm-filmでは専用シャーカステンを使用し、極端な濃度により観察不能部位が存在する画像の割合を、DRでは画像表示適正化処理を施したCRT表示画像で、ウィンドウ操作を行わない状態と、行った状態で輝度的に観察不能部位が存在する画像の割合(画像欠損率)を調査した。

臨床画像の比較として、51名のDRと前年度の100mm-filmを用い、全国で標準的に撮影されている5部位(SF, SRAO, RR, PLAO, UP)[51]の二重造影の画像評価を行った。撮影装置、II、線量、バリウムの種類、濃度は同一である。各撮影体位の画像に対して、以下に示す胃集団検診のX線画像評価基準に基づき5段階評価を行った[52]。

評価は、

「5:二重造影の全範囲において造影剤の付着状態が良好で、胃小区構造が描出され、診断的価値が高い。」

「4:若干の造影剤の付着ムラや胃液、粘液の所見はあるが、大部分の範囲で胃小区構造が描出され、微細診断に支障をきたさない。」

「3:全範囲において粘膜ひだの性状が描出され、胃小区構造の観察が可能で、診断に支障をきたさない。」

「2:一部分に胃液、粘液の所見を認め、造影剤の付着ムラのため診断に必要な情報に乏しい。」

「1:広範囲にわたり胃液、粘液の所見を認め、造影剤の付着不良のため診断に必要な情報を得難い。」

とした。評価点に対する統計学的検定はt-testを用い、 $p < 0.05$ を有意差ありとした。

読影時間の調査は以下のように行った。通常、読影による病変チェックは撮影技師、読影医1、読影医2のトリプルチェックで行っている。そして、各読影者の受診者1人あたりの平均読影時間を調査した。100mm-filmを使用した読影時間は前年度に調査した。読影医師は読影医1となる場合も読影医2となる場合もあり、読影医師個人の比較でないことを断っておく。

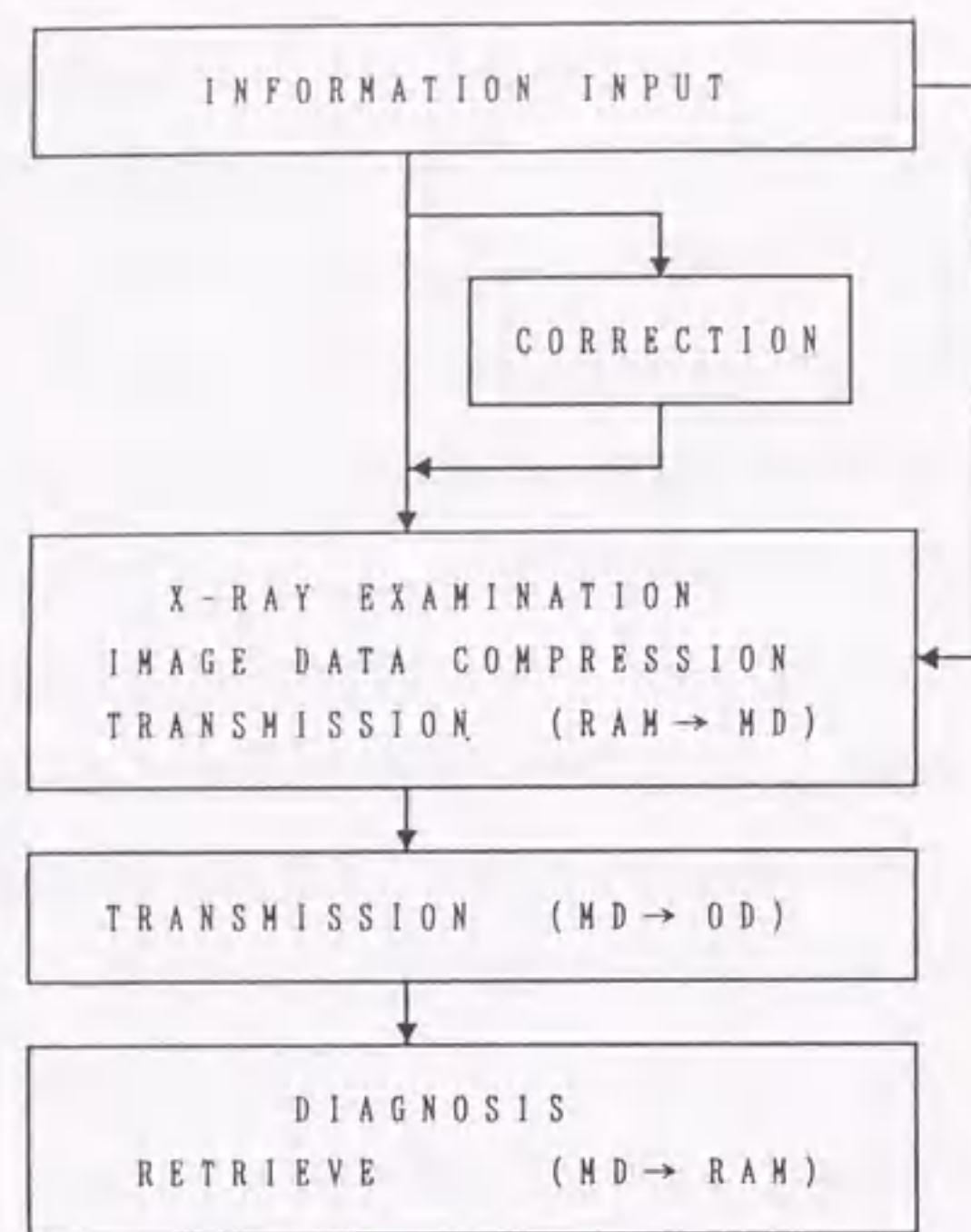


Fig. 4.1 Data flowchart in the mass screening for upper GI-tracts using the DR system.

Table 4.1 Imaging positions examined.

1. 背臥位二重造影正面像
SF: SUPINE FRONTAL POSITION
2. 背臥位二重造影第一斜位像
SRAO: SUPINE RIGHT ANTERIOR OBLIQUE POSITION
3. 臥位二重造影右側面像
RR: RIGHT RECUMBENT POSITION
4. 立位二重造影第一斜位像
LU: LEFT UPRIGHT POSITION
5. 背臥位二重造影第二斜位像
SLAO: SUPINE LEFT ANTERIOR OBLIQUE POSITION
6. 腹臥位二重造影胃体下部像
PLAO: PRONE LEFT ANTERIOR OBLIQUE TRENDLENBERG POSITION
7. 腹臥位二重造影胃体上部像
SUPRAO: SEMI-UPRIGHT PRONE RIGHT ANTERIOR OBLIQUE POSITION
8. 立位二重造影胃体上部正面像
UP: UPRIGHT POSITION

4.4 結果と考察

4.4.1 画像欠損率

Fig.4.2に各撮影部位の画像欠損率を示す。半数の部位でDRの方が画像欠損率が非常に大きく、特に立位二重造影胃体上部正面(UP)では45%にも上っている。CRT表示ではフィルムに比べ描出濃度域が狭く、画像表示適正化処理を行っても、低濃度部から高濃度部まで同時に表示することが困難で欠損率が大きくなった。

しかし、ウィンドウ処理を行うと、Fig.4.3のようにDRでは画像欠損部を容易に適正表示することができ、全ての部位において二重造影領域の画像データの欠損がなくなった。すなわち、低濃度部から高濃度部まで確実にデジタル値として記録されていることが確認できた。

一方、100mm-filmの場合には、欠損部の修復が困難な場合が多い。よって、DRではウィンドウ操作を伴うものの、全領域を表示することができたことは、DRの利点として確認できた。しかし、上部消化管集団検診においては、大量の画像を短時間に読影しなければならない。このため、ウィンドウ操作によって全ての画像データの全領域を表示観察することはできるが、ウィンドウ操作により読影時間が長くなり、読影者の負担がかなり増加する。よって、さらなる画像表示適正化処理の改良、撮影時の濃度補償フィルタの挿入、CRTの高輝度化等により、ウィンドウ操作を少なくする対策が必要である。

4.4.2 臨床画像の比較

100mm-filmとDRの臨床画像を比較をするために、Fig.4.4に5部位(SF, SRAO, RR, PLA O, UP)に対する二重造影像の評価点を示す。評価した画像は各部位、100mm-film, DR, それぞれ51画像である。標準偏差をエラーバーで示した。全ての撮影部位で、わずかながら100mm-filmが上回っているが、統計的に有意差が認められる程ではなかった。つぎにDRにおける、この5部位の評価点の平均値を撮影者ごとに調査した(Fig.4.5)。評価した画像は撮影技師4人で255画像である。4人の評価点は3.12~3.90で、100mm-filmとDRを比較したFig.4.4に比べ変動が大きく、撮影装置による臨床画像の評価点の差よりも、撮影技師間の差の方が大きいことがわかった。特に、撮影技師Aの評価点が他の撮影技師と比べて統計的に有意に低い。これは他の撮影技師に比べバリウムが胃壁に十分付着していなかったためであることを確認した。このため、同一受診者を同一技師が撮影している臨床例を選び、

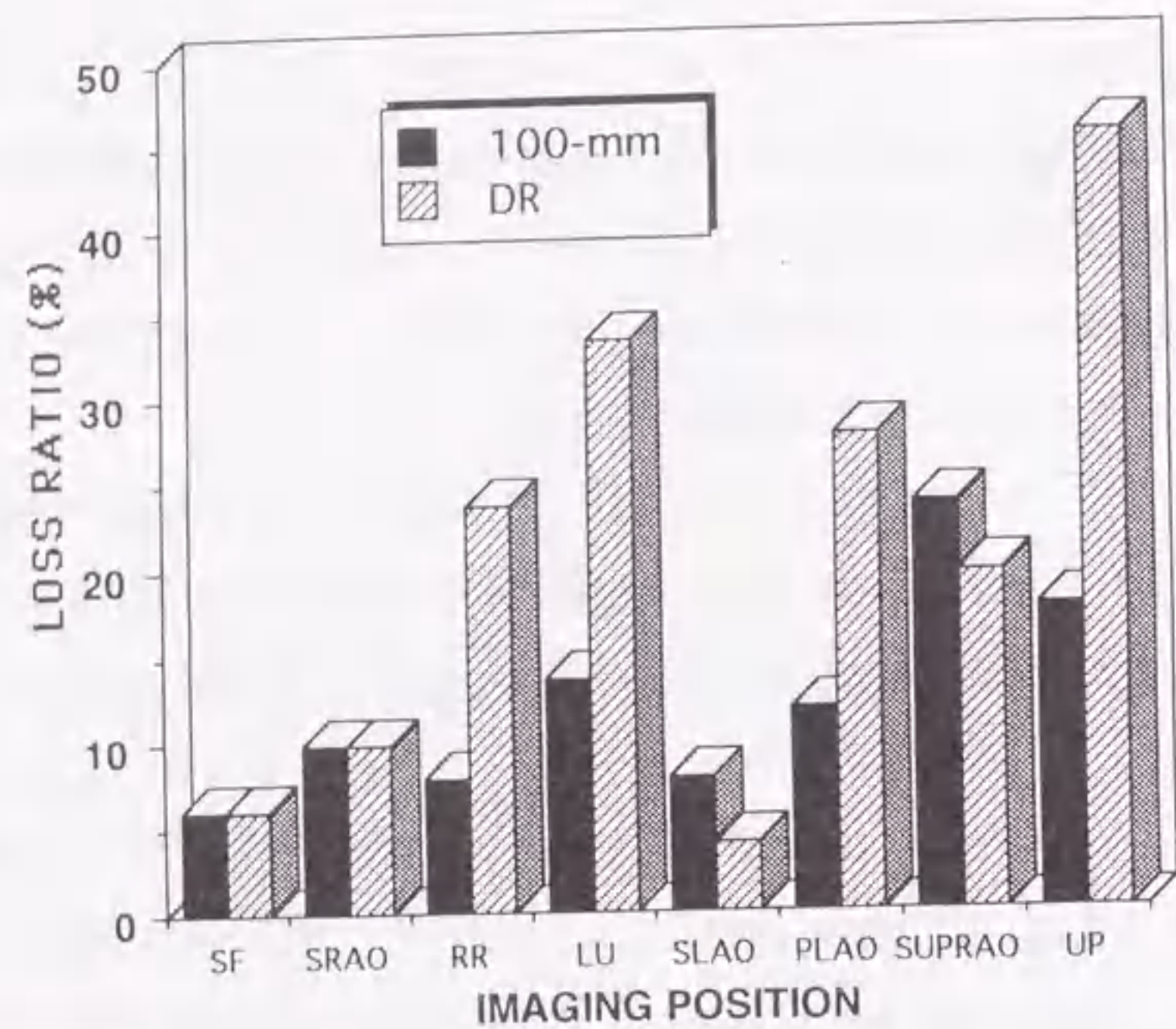


Fig. 4.2 Loss ratios of upper gastric images for eight imaging positions.

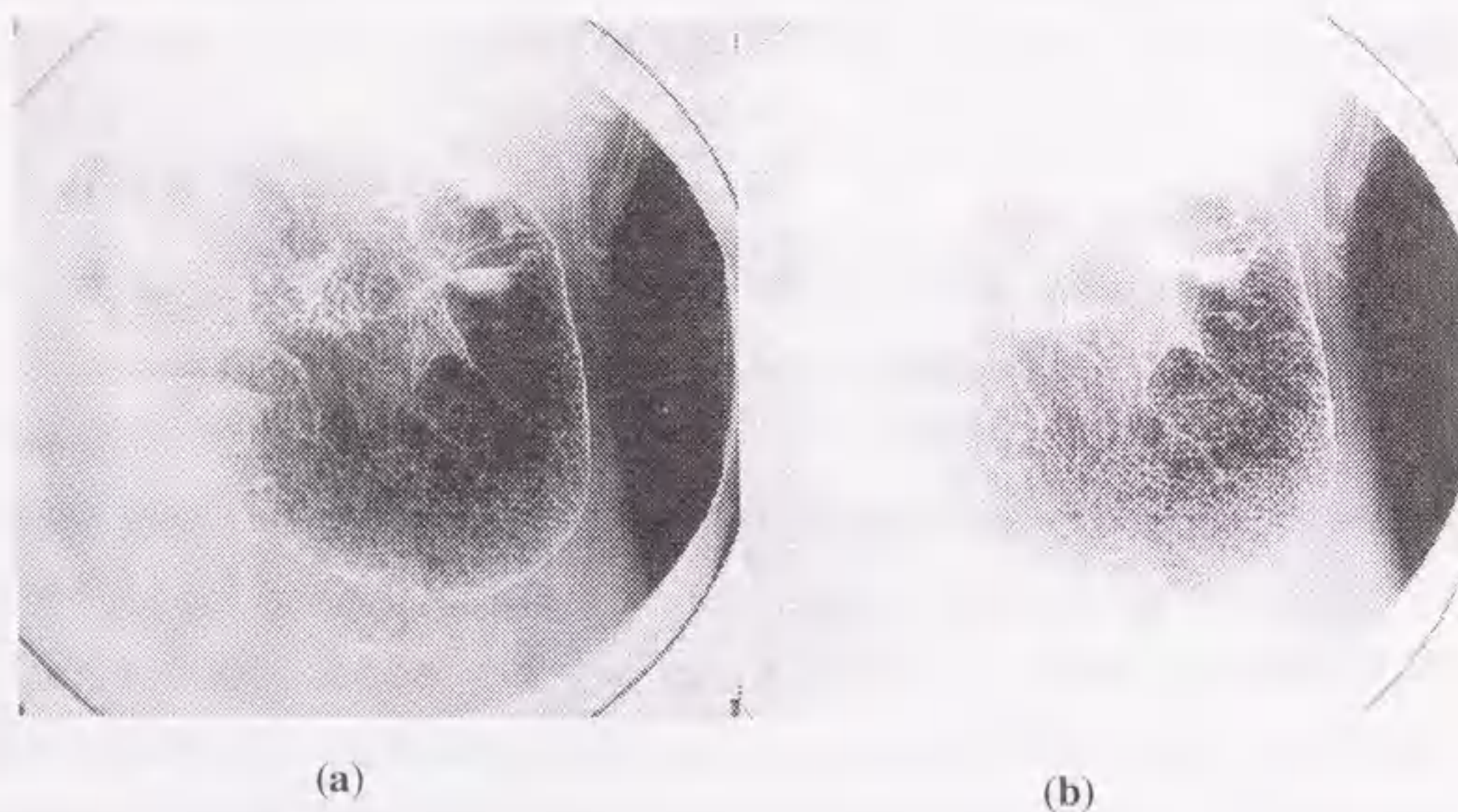


Fig. 4.3 Comparison of (a) an overexposed image and (b) the modified image by windowing technique.

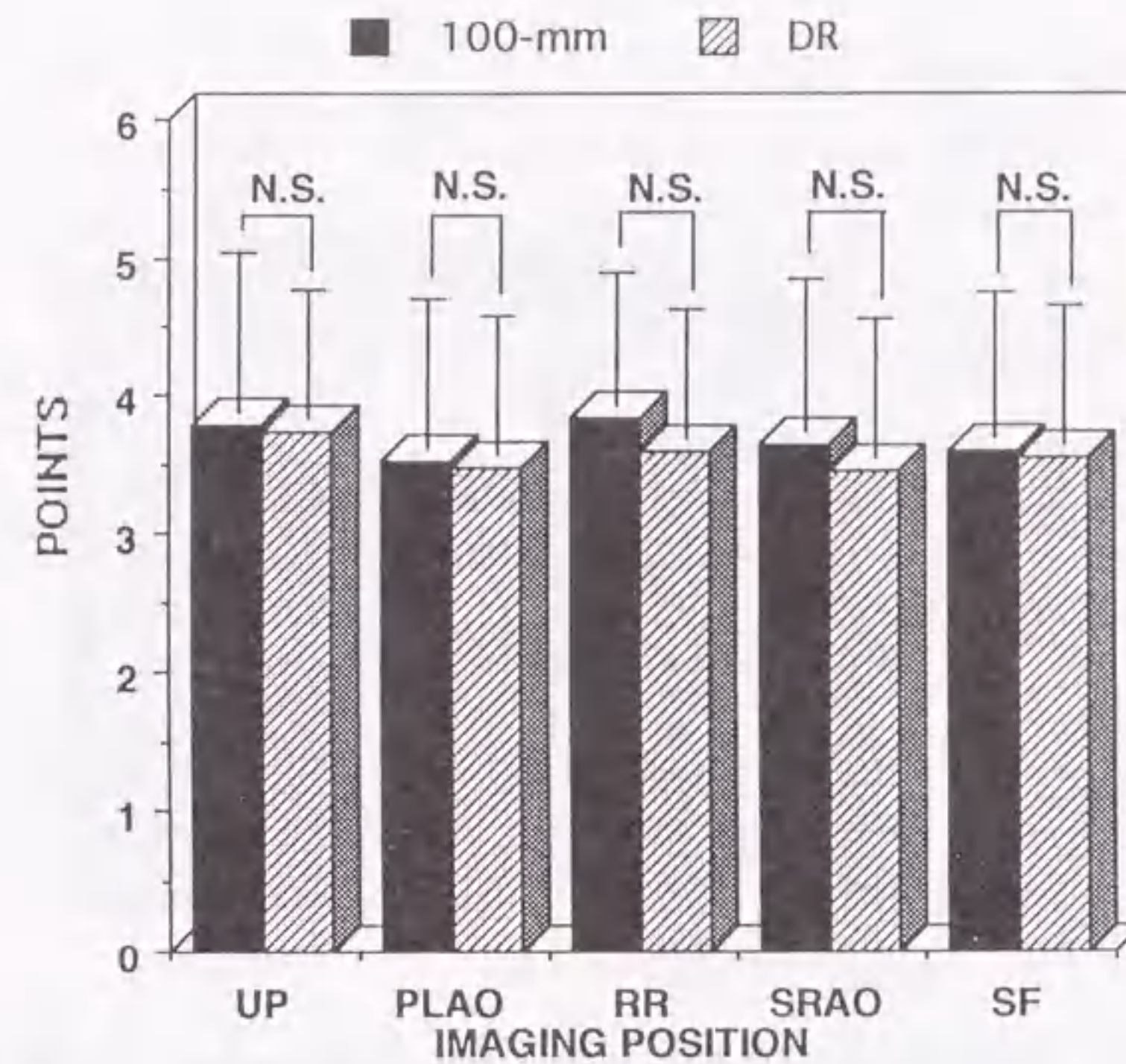


Fig. 4.4 Comparison of the evaluation points of upper-gastric-position images in five positions for 100mm roll-film and DR systems.

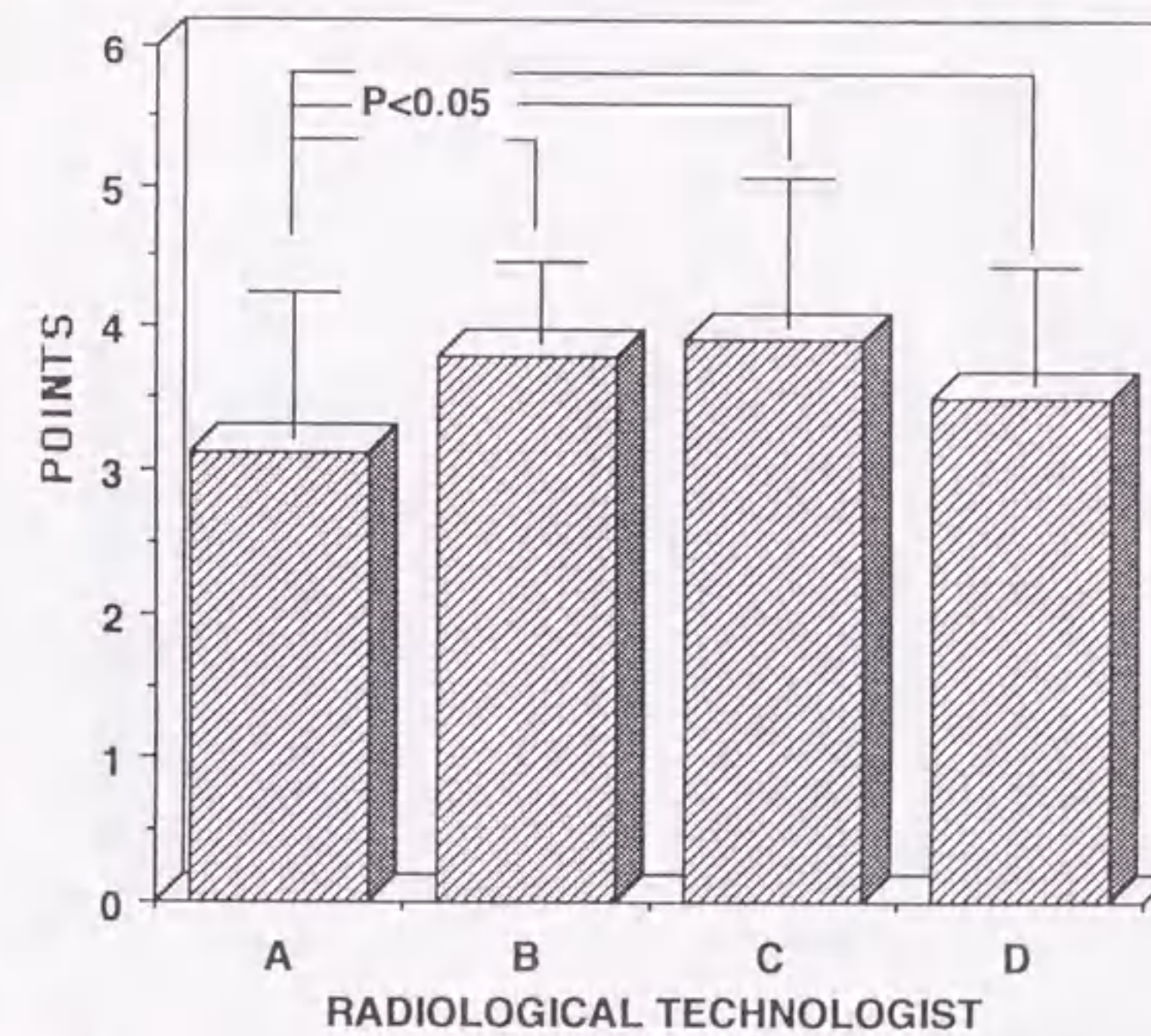


Fig. 4.5 Comparison of the evaluation points in averaged five upper-gastric-position DR images for four radiological technologists.

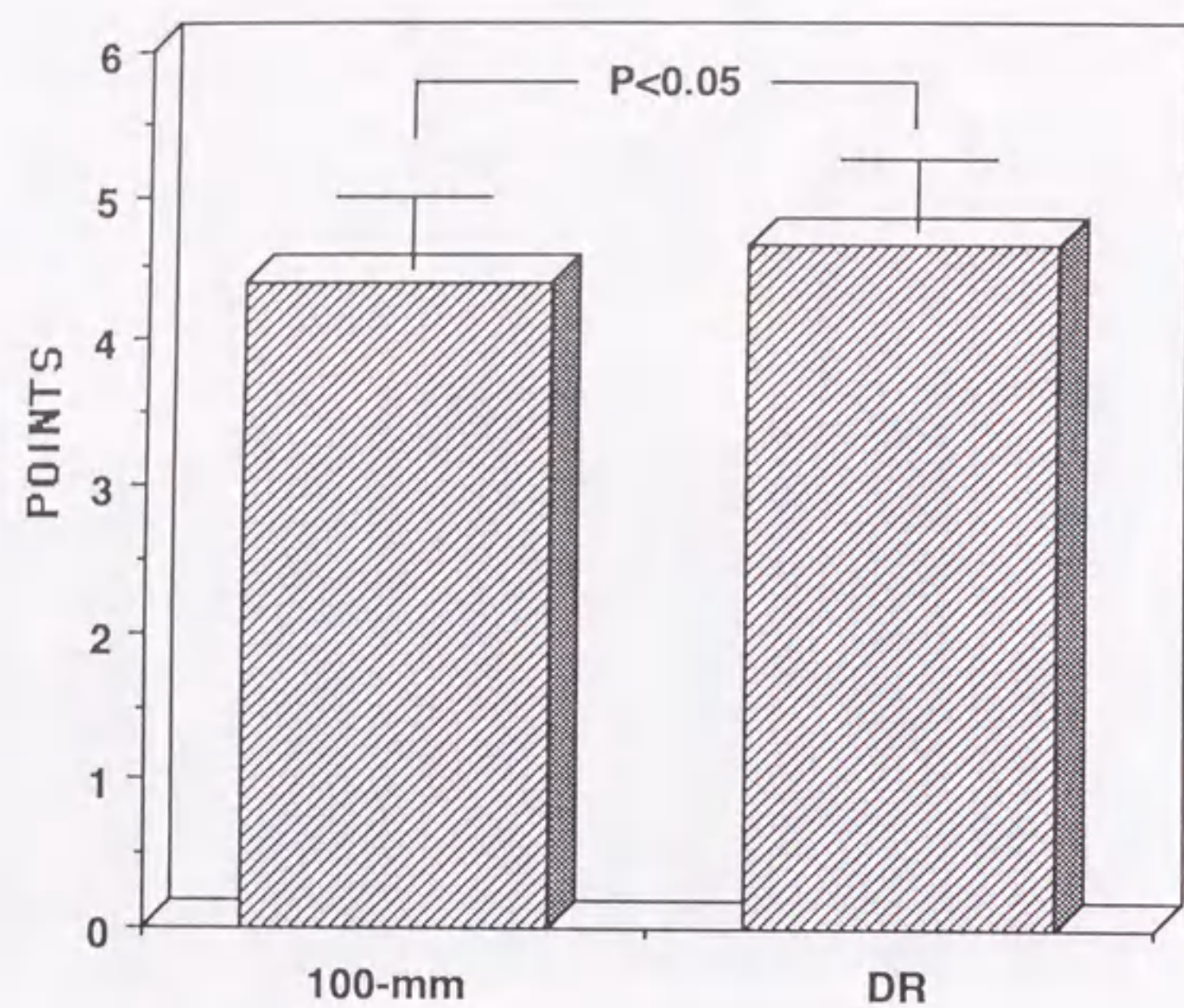


Fig. 4.6 Comparison of averaged evaluation points in five upper-gastric- position images obtained by the same radiological technologists for 100mm roll-film and DR systems.

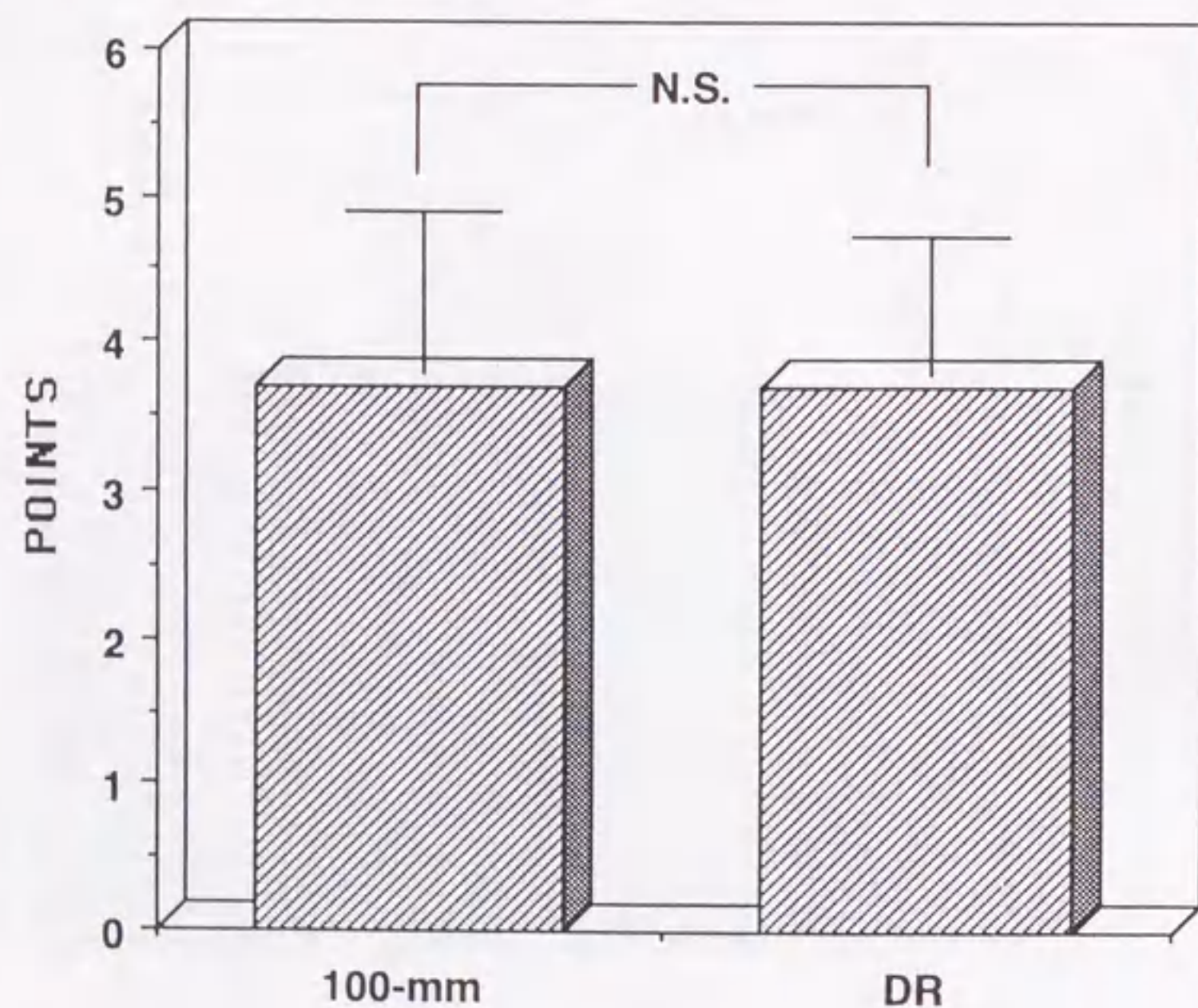


Fig. 4.7 Comparison of averaged evaluation points of the five upper-gastric- position images by radiological technologists B, C, and D for 100mm roll-film and DR systems.

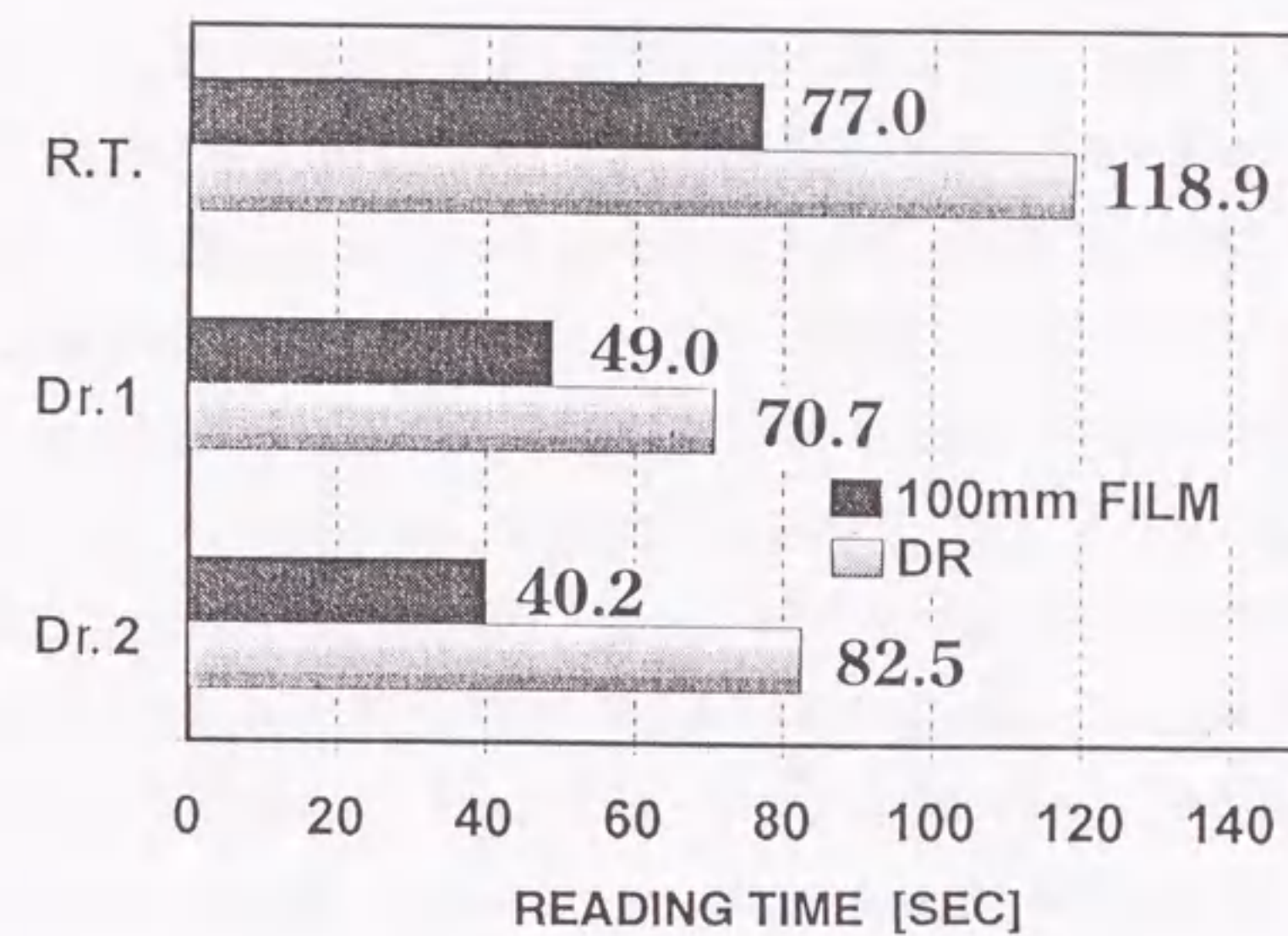


Fig. 4.8 Comparison of diagnostic reading time of mass screening for 100mm roll-film and DR systems.

100mm-filmとDRの同じ5部位の評価点の比較を行った(Fig.4.6)。その結果、DRが100mm-filmより有意に評価が高くなったが、残念ながら3例(100mm-film, DR, それぞれ15画像)しかなく十分な資料とは成り得なかった。そこで、有意に低い撮影技師Aを除いて、5部位(100mm-film, DR, それぞれ200画像)の評価点の平均を求め比較した(Fig.4.7)。この結果、100mm-filmとDRでは評価点がほぼ同じで、有意差は認められなかった。このように、臨床画像の画質は、本研究で比較した撮影システム間の差よりも、撮影者の撮影技術に大きく左右されていることがわかった。

4.4.3 読影時間

Fig.4.8に100mm-filmとDRの受診者1人あたりの読影時間の比較を示す。100mm-filmに比べDRは読影時間が1.44~2.05倍も長くなった。DRでは、「(1)20インチCRTを使用しているため、画像が大きく表示され細部まで観察できるが、逆に観察領域の増大となった」、「(2)全濃度領域にわたって一度に観察できないことが多く、ウィンドウ操作の作業が加わった」、「(3)1画像ごとの観察となるため、1回の観察では不安で2回、3回と観察する」、「(4)眼の疲労がかなり大きい」等が、読影時間の延長の原因としてあげられる。通常、読影は、多い日には1日で60人以上、約840画像以上の読影を行う。特に、医師の読影は毎日行うことが困難な場合もあり、1回に2日分以上の読影を行うこともあるのが現状である。このため、眼の疲労は顕著で特筆すべき問題である。また、RAM上にある20画像を連続的に表示するのに要する時間は4.5秒と非常に早いですが、磁気ディスクからRAMへの画像データ転送をバックグラウンドで行うため、表示スピードが少し遅くなり、読影時間延長の原因のひとつとなっている。これらの理由により、モニタの大きさ、輝度、表示方法、表示スピード、および画像表示適正化処理ソフトの改善の必要がある。

4.5 結言

画像の欠損率を比較した結果、DRはウィンドウ操作を行わない場合、100mm-filmに比べ欠損率がかなり高かった。しかし、ウィンドウ操作を行えば欠損率なしとなり、100mm-filmと成績が逆転した。

胃の集団検診X線画像評価基準を用いて、DRと100mm-filmとを比較した結果、撮影システム間の画質の差よりも、撮影技術の差の方が大きかった。DRはデジタル画像であるた

め、ファイリング等の便利さに加えてCADの応用が考えられ、ますます普及していくと思われる。消化管撮影は、受診者への優しさ、検査手技、手順が検査の質を大きく左右する。検査中リアルタイムに撮影した画像を観察できるということは、手技、手順を工夫する上でたいへん役立つが、デジタル画像を過信し、画像処理を行えば何らかの情報が得られるであろうという考えで、胃壁に十分なバリウムを付着させない等、撮影手技をおろそかにし、撮影を行っても、診断価値のない画像しか得られないということを言及したい。

本DRを用いた上部消化管集団検診システムは、大量の上部消化管画像を全てCRTで診断を行った最初のケースであると思われる。CRT診断はPACS化に不可欠であるため、DR化による読影時間の延長は、是非とも解決しなければならない問題であり、今後検討を進めて行く必要がある。

5.1 緒言

免疫便潜血検査(注5.1)が広く普及したことにより、大腸癌の一次スクリーニング法が確立された。しかし、要精密検査者の受け皿が未整備であるがゆえ、高い受容度と精度を有する二次精密検査法が必要となっている[9]。現在、二次精密検査法として内視鏡(ファイバースコープ)検査と、バリウムと空気を肛門より注入してX線撮影を行う注腸検査が適用されている。しかし、内視鏡検査ではX線被曝の心配が無いものの、検査による偶発症の発生が1500件に1件と無視できず[53]、被検者の不安、苦痛も大きな問題である。また、内視鏡検査医の不足も問題となっている[54]。注腸検査では、被検者、術者のX線被曝に関する問題が無いと言い切ることができず、撮影技術に左右され誤診率が高いという報告も出されている[55-57]。これらのことを考慮すると、内視鏡、注腸検査を二次精密検査法として行うことには限界があると言わざるを得ない。ここに、S/Fに比べ少ない被曝線量で撮影ができ、精密検査並の情報が得られるII/TV方式のDRが登場したが、このII/TV-DRを用い、バリウムを使用しない全く新しい検査方法の展開を考案した。これは空気を造影剤として用い、II/TV-DRを体軸に対して一回転してデータ収集を行い、三次元構築画像を得る方法である。II/TV-DRを用いたCT画像を構築する概念は従来よりあったが[21,22]、空気を造影剤として大腸の三次元画像を構築するという考え方は今までにない。

本章では、II/TV-DRを用いた三次元画像構築の概略を記し、将来、下部消化管(大腸)検査への適用の可能性を探るため、直腸癌のヘリカルスキャンCTデータを利用し、内視鏡画像と同様な画像が観察できる直腸三次元画像構築を試みた。また、ヘリカルスキャンCT法と注腸検査法の被曝線量を比較、調査するとともに、ヘリカルスキャンCTデータを用いた三次元構築画像と内視鏡画像や注腸画像の比較において、利点、欠点を考察した。そして、II/TV-DRを用いた三次元構築画像が、受容度と精度を満足する可能性があるかどうかを検証する。

5.2 II/TV-DRを用いた三次元イメージング

近年、三次元イメージングシステムの研究がさかんに行われ、CT画像データを用いて

容易に三次元画像の構築が可能となった。従来、CT三次元画像データ収集には1断面撮影するごとに撮影台を移動させるテーブル スライディング ラピッド シーケンス法(以下、ラピッドスキャン)によって行われてきた。しかし現在では、スリッピング(注5.2)CTを使用し、連続的に移動するテーブルのまわりを1秒間で1回転させ、螺旋状にスキャンしていくヘリカルスキャンCT[58-61]がおもに使用されている。

1994年、北米放射線学会で円錐ビーム投影法による三次元CT画像がはじめて発表された。円錐ビーム投影による三次元CTとは、円錐状のビームを発生させるX線源と二次元検出器を被写体のまわりを一回転させ、必要な角度毎に二次元投影データを収集し、これらの投影データから三次元立体像を再構成する方式である。二次元検出器にII/TV-DRを使用するため、ここではII/TV-DR-CTとする。被写体の回りを4.8秒で1回転することで、全データ収集を終えることができ、ヘリカルスキャンCTを用いた三次元画像に比べ、時間分解能が高く、体軸方向において、はるかに解像度の高い画像が得られる。三次元画像構成では、最初に、IIに起因する画像の幾何学的な歪を補正する。つぎにX線線量の空間的な不均一さおよびII/TV画像の感度分布の不均一さを補正するため、被写体なしの状態でのX線強度分布を計測する。このX線強度分布を、被写体を撮影したときのX線強度分布から差し引き投影データとする。この投影データを用い、円錐ビーム逆投影を三次元で行う。円錐ビーム逆投影による三次元構築はFeldkampらが提案した三次元重畳積分法と言われる画像再構成アルゴリズムが一般的に用いられる。この三次元構築法の詳細は他書にゆずる[21, 22, 62]。本法は、IIで被写体を通過したX線を検出するために、被写体による散乱線が多く入射してしまう。この散乱線含有率の増加はコントラスト分解能を落とすため[63, 64]、比較的コントラストの高い骨や、造影された血管、空気との境界面等の三次元構築に向いていると考える。

5.3 ヘリカルスキャンCTを用いた直腸癌の三次元イメージング

5.3.1 三次元画像処理法の原理

本論文では、臨床現場で比較的高速に三次元画像構築が可能なボクセル法について述べる。三次元画像を作成する過程はFig. 5.1に示すようにデータ収集、モデリング、レンダリングの三つのステップからなる。

データ収集はCTによる撮影と、CT画像を構築する画像再構成からなる。

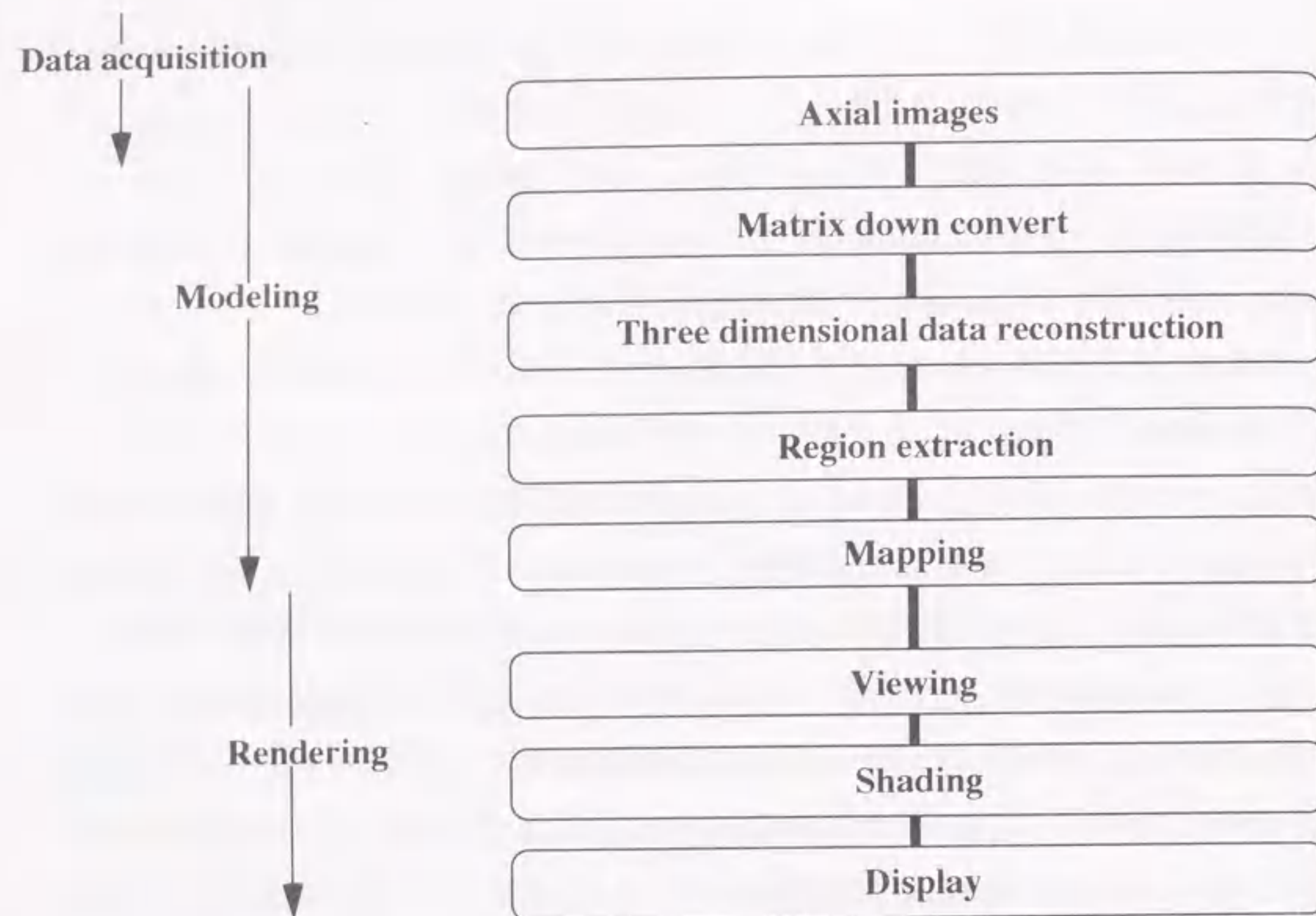


Fig. 5.1 Procedure for three-dimensional CT reconstruction.

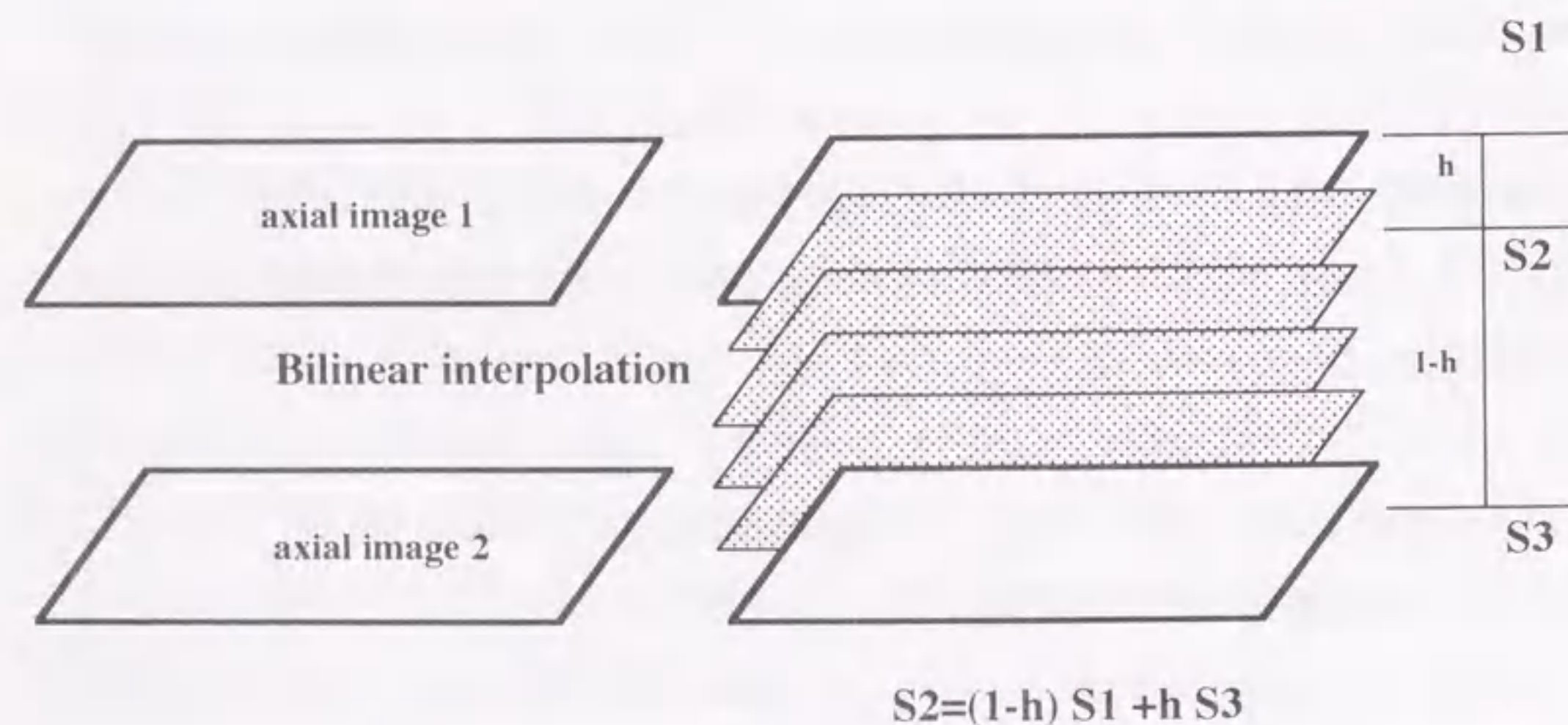


Fig. 5.2 Procedure of bilinear interpolation for determination of voxel data.

モデリングはアキシャル像(注5.3)を用いて、体軸方向のデータ再構築を行う三次元データ構築と、CT値(注5.4)の二値化によって、目的対象物を抽出する領域抽出の作業からなる。Fig. 5.2に示すように三次元データ構築は、隣接する2枚のアキシャル像の間を線形一次補間によって、断層面方向と等しいサンプリング間隔の体軸方向のボクセルを作成することである。ボクセルとはアキシャル像のピクセル値を三次元的に拡張したCT値を持った立方体のことを言い、当ソフトではアキシャル像のピクセルデータ数の512×512に対して、演算処理能力の問題上、一層あたりのボクセルデータの数は256×256にダウンコンバートされている。領域抽出はCT値のレベルと幅を調節することによって三次元化する目的組織の二値画像を作成する。ある閾値以上(またはある閾値以下)のCT値の部分のみを抽出するShaded Surface Display(SSD)法および、閾値を2箇所設定し、上限値と下限値の間のCT値抽出する方法のMultiple Threshold Display(MTD)法がある。腸管の三次元表示の場合、例えば前者では空気のCT値未満のCT値を抽出し、後者では、直腸粘膜の最大値と最小値の間のCT値を用いる。CTは臓器識別能が高く、特に、腸管では腸粘膜と空気が隣接しているため、CT値に基づく濃度閾値法だけで容易に腸管の抽出が可能である。

レンダリングとはボクセルデータから二次元画面上に立体感のある画像を作成する作業を言う。このレンダリングには、ボクセルデータを直線または点の集合として表現し直し、後処理に都合のよい形態にデータを変換するマッピング、視線の方向や、像の陰になって隠れてしまう面の処理を行うビューイング、像の陰影づけを行うシェーディングの作業がある。

マッピングとして、本法ではランレングス法(Run Length Coding)を用い、Fig. 5.3に示すようボクセルデータを始点と長さのペアで定義された直線の集合として変換した。変換されたデータをディスプレイ・プリミティブと呼ぶ。

ビューイングはランレングスコードを用いたバック・トゥ・フロント法を使用した。これは、視点の存在する投影面と物体との相対関係から、物体を構成するデータのうち、一番遠くに位置する面を、平面上に広げたランレングスコードから求め、最も近い平面に向けて、繰り返し計算することによって奥行きを持った面を作成する。この面像を距離画像と言う。バック・トゥ・フロント法はすべての計算を行う必要はあるが、途中で処理を中断することによって、その断面を見ることができるので三次元データの加工に適している。

シェーディングは距離画像から投影面と物体の距離をもとに法線ベクトルを求め、陰影

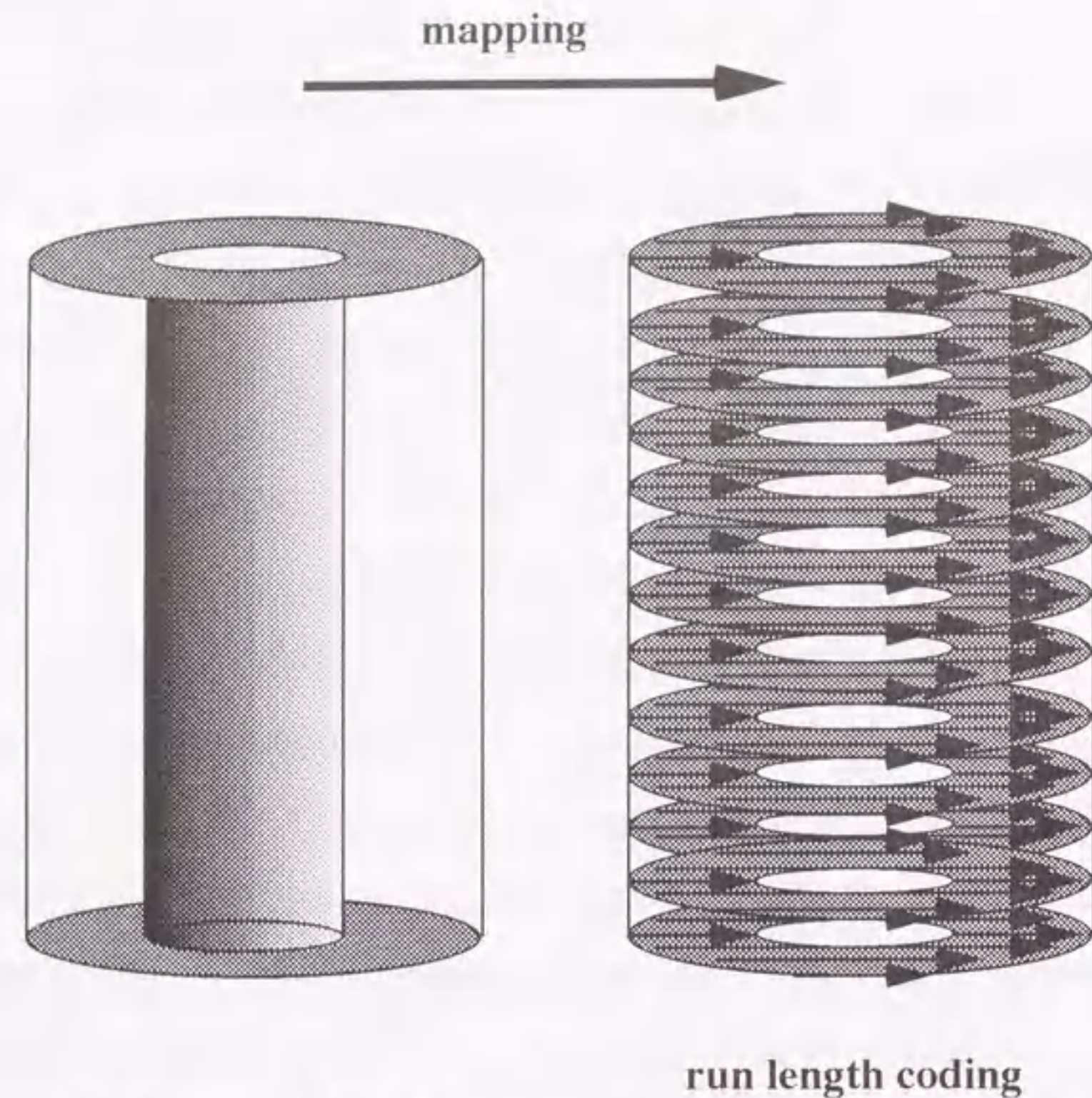


Fig. 5.3 Procedure for mapping using run length coding.

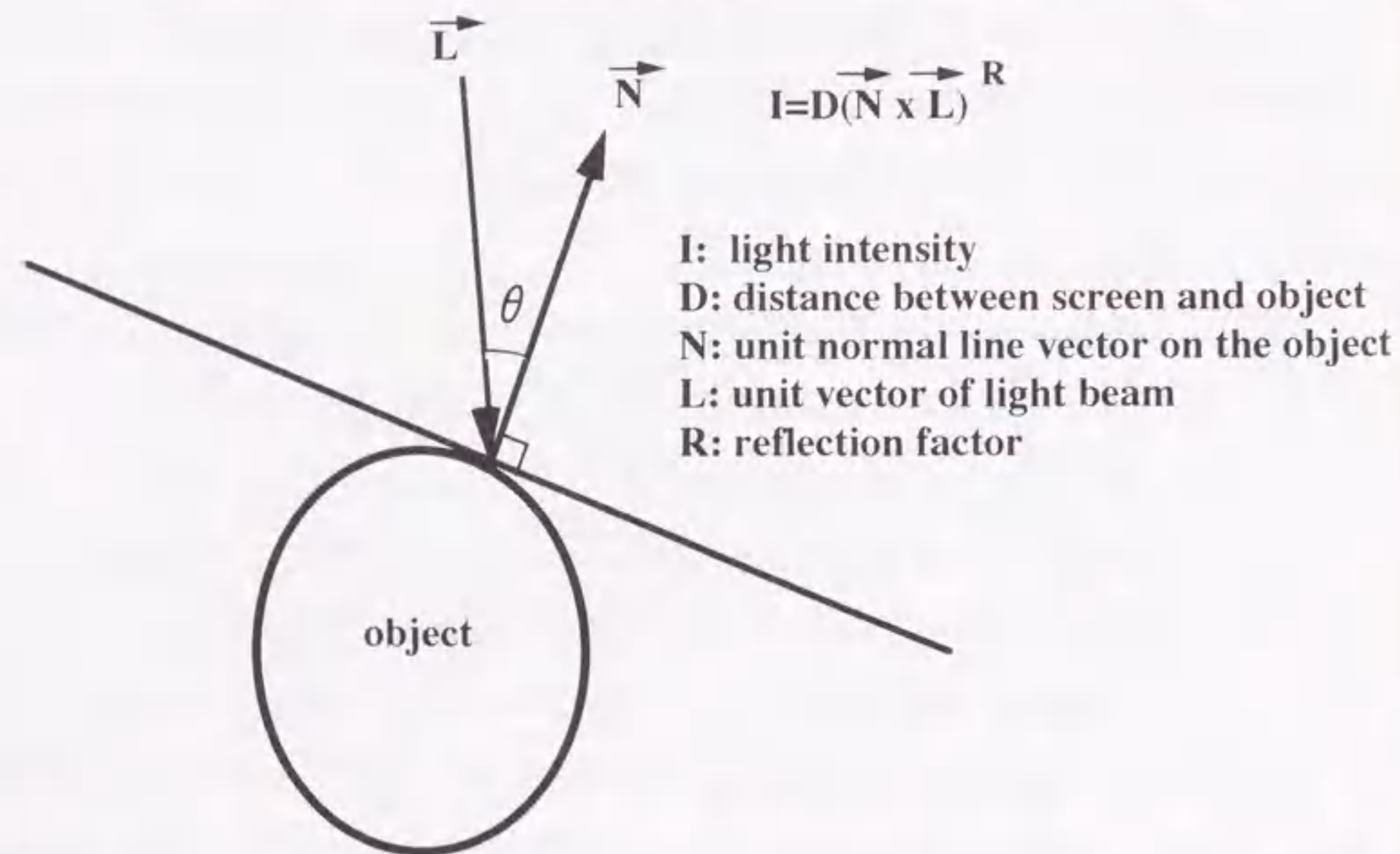


Fig. 5.4 Procedure for determination of light intensity in depth gradient shading method. R is reflection factor on the surface of the object.

をつけるデプス・グラジエント法を使用している。光の強弱はFig. 5.4に示すように投影面から物体表面までの距離が大きいほど、また、物体表面の法線ベクトルが光線のベクトルに対して垂直になるほど暗くして表現している。

5.3.2 対象と撮影方法

1994年3月から10月までに内視鏡検査で癌と診断された直腸癌15例を対象とした(Table 5.1)。性別は、男性11例、女性4例で年齢は46才～86才であった。腫瘍による狭窄部を内視鏡が通過できなかったのが15例中5例、内視鏡で腫瘍を正面視できなかったのは8例であった。

撮影方法は、まず前処置として、CT検査は午後に施行するため被検者には軽い朝食を摂取させた。スキャン開始前に肛門より、約300-400mlの空気の注入を行い、仰臥位または腹臥位でスキャンした。使用装置はTCT-900S(東芝メディカル(株))を使用した。ヘリカルスキャン補間法は、対向ビーム補間方式(注5.5)を採用した[65]。この補間方法は、実効スライス厚の増加がほとんどないため、パーシャルボリューム効果(注5.6)が少なく、体軸方向に高い空間分解能が必要な三次元表示に向いているためである。

撮影時間は約25秒で、呼吸停止は行わず浅い呼吸としたが、呼吸停止が不可能な時間ではない。寝台移動速度は5mm/sec、スライス厚は5mmとした。撮影条件は120kV, 200mAで行った。通常は肝臓やリンパ節への転移の検索をするために、非イオン性造影剤を静注して造影を行うが、腸粘膜面の三次元画像構築には造影の必要性は特にない。撮影後直腸周辺部のみに約80mmφの再構成画像領域を設定し、アキシャル画像を再構成画像間隔1mmで作成した。再構成された画像は70-80枚で、このアキシャル画像データを使用し、値画像を作成、さらに、ビューイング、シェーディングを行い三次元画像構築を行った。

5.3.3 解像力

CT性能評価委員会の第二次勧告案によって指定された、水が封入された厚さ240mm、直径250mmφのアクリル製の円筒形の解像力ファントムを用いた。250mmφのファントムを中心に、その外側の空気層を含む350mmφの撮影領域でアキシャル像を撮影し解像力を調べた。使用したファントムは厚さ0.5mm～5.0mmのアクリル板が水中に沈められている。なお、アキシャル像のマトリックス数は512×512である。実験の結果、厚さ

Table 5.1 Patients analyzed in this study.

No	Age/Sex	Size(mm)	Form	Circumfer./lumen	Location (from Anus)	Frontal view of tumor	Passage of CF
1	59/F	50x60	Type 2	4/5	Rs-Ra (60mm)	x	o
2	74/M	35x30	Type 2	2/3	Rs (100mm)	x	x
3	56/M	20x25	Type 1	1/3	Rb (20mm)	o	o
4	76/M	30x30	Type 2	2/3	Rb (65mm)	o	o
5	68/M	65x50	Type 2	1/1	Rs-Ra (60mm)	x	x
6	52/F	32x25	Type 2	3/5	Rb (10mm)	o	o
7	74/M	50x15	Type 2	1/1	Ra (70mm)	x	x
8	60/M	17x17	Type 2	1/4	Rb (30mm)	x	o
9	58/M	30x27	I sp	1/4	Rb (55mm)	o	o
10	59/F	18x13	I a+ I c	1/4	Ra (50mm)	o	o
11	46/M	40x40	Type 2	1/2	Rb (15mm)	o	o
12	86/F	18x28	Type 2	1/3	Rb (10mm)	x	o
13	77/M	64x78	Type 2	3/4	Ra (65mm)	x	x
14	52/M	65x75	Type 2	2/3	Rs-Ra (130mm)	o	o
15	51/M	40x30	Type 2	4/5	Rb (55mm)	x	x

CF: Colonofiver scope

Type 1 polypoid type
 Type 2 localized ulcerating type
 I a superficial elevated type
 I c superficial depressed type
 I sp subpedunculated type

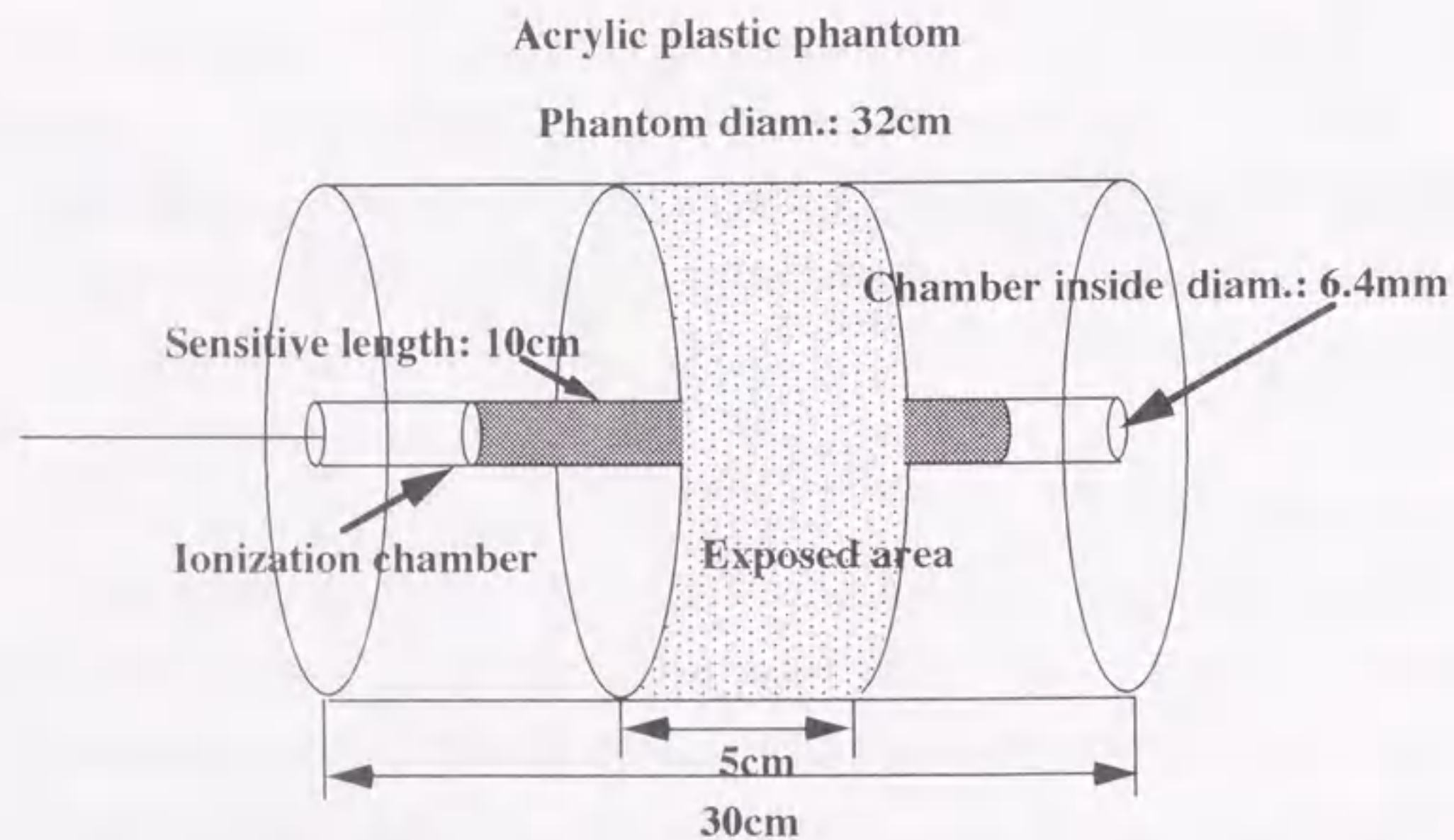


Fig. 5.5 Method of measuring integrated dose at the center of phantom.

0.75mmの亚克力板が認識できる解像力を有した。

5.3.4 被曝線量

ヘリカルスキャンの患者被曝に関しては、測定方法がいまだ確立されていないが、今回の測定では直径320mmφのAcrylic Plastic 660-7 Body phantom (VICTOREEN社製)を使用し、Fig. 5.5に示すように体軸中央部にVented air ionization chamber (VICTOREEN 500-100 CT probe)を設置して行った。チャンバーの内径(Chamber inside diameter)は6.4mmφで容積は3.2ccである。

CTに関しては、CTスキャノグラム(注5.7)、ラピッドスキャン、ヘリカルスキャンでの撮影線量を測定し、比較のため、注腸検査の透視線量と撮影線量(写真濃度1.0を得る線量)についても測定した。ラピッドスキャン、ヘリカルスキャンについては120kVの撮影管電圧のもと管電流を50mA~300mAに変化させ、5mmと10mmの2種類のスライス厚さで測定した。測定スキャン幅は50mmとし、ラピッドスキャンの場合、線量は5mm widthで10scan, 10mm widthでは5scanの積分線量とした。注腸撮影に使用した装置はジャイロ式X線TV装置DT-UG-4(東芝メディカル(株))で、使用したS/FはLanex Medium/IT-1(Kodak)である。透視および、撮影の線量測定は照射野を50×320mmとした。CT、注腸とも照射野外に出る散乱線はプローブの長さ(Sensitive length)の100mmの範囲でカウントされる。

スライス体軸中央部にプローブを設置したのは、CT撮影、注腸の透視、撮影ともに様々な方向からX線が入射されるため、体表面での線量評価が困難であるためである。

CT用プローブを用いた被曝線量の測定において、その測定値は積分(照射)線量で表わされる。照射線量を求めるには照射範囲を特定し、積分線量を照射範囲で除する必要がある。小山[66]らは、プローブに、照射範囲を限定するため鉛製のスリーブを装着して測定した値と、鉛スリーブなしで測定した値より、積分線量から照射線量への換算係数を求めることによって照射線量を求める方法を提案している。しかし、今回は、注腸の透視、撮影線量とCTの撮影線量の比較のため、積分線量どうしで比較した。

Fig. 5.6にヘリカルスキャンとラピッドスキャンのX線管電流に対するファントム中央部のスキャン幅50mmの積分線量を示す。計測された線量は管電流に比例して多くなる事が明らかである。ヘリカルスキャンの被曝は、ラピッドスキャンに比べ5mm widthで3%、10mm widthでは18%多くなっている。ヘリカルスキャンのwidthによる被曝の差は

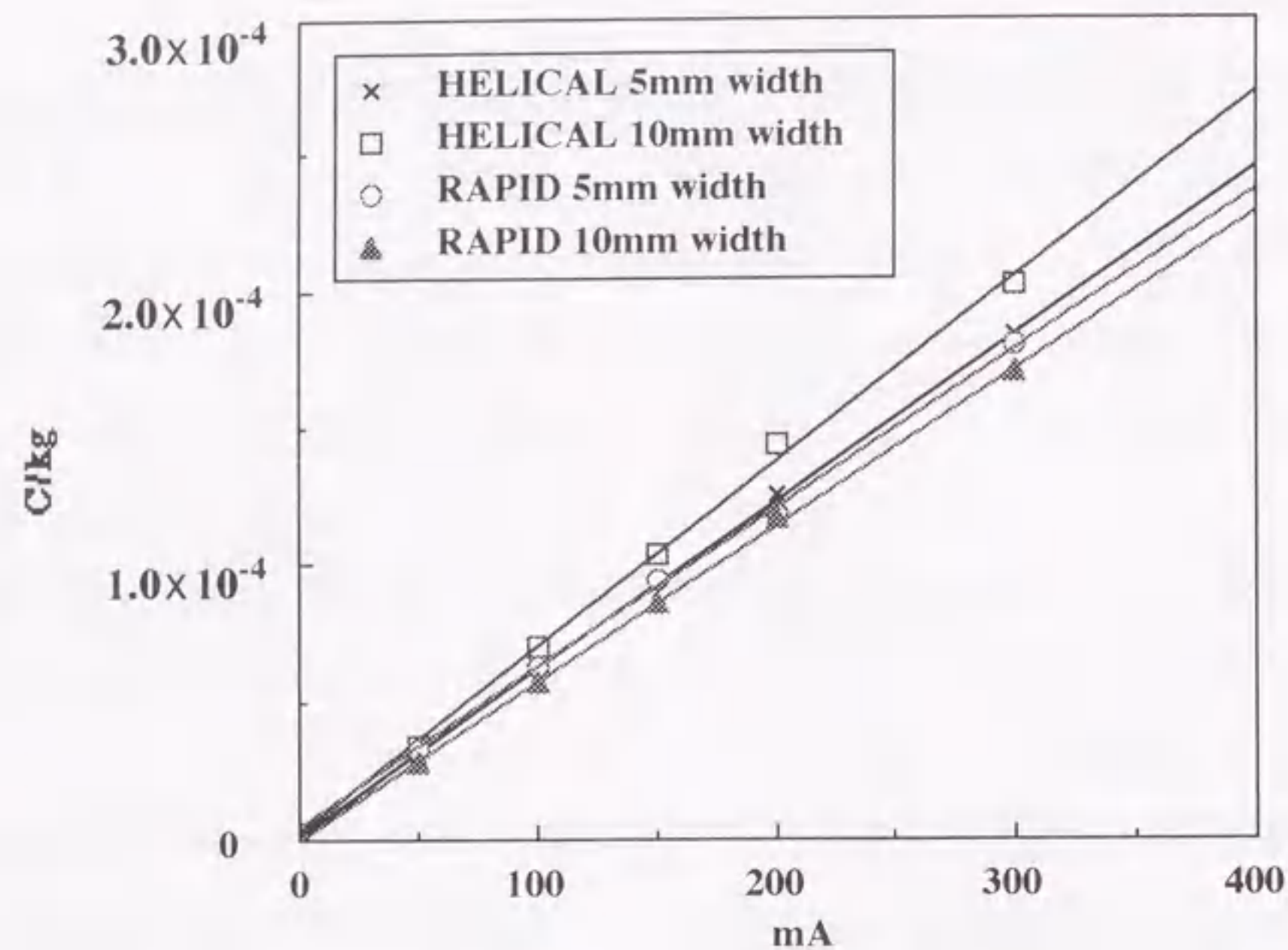


Fig. 5.6 Absorbed dose at the center of lucite phantom.

Table 5.2 Comparison of integrated dose at the center of phantom for barium enema and helical CT scan.

		Integrated dose	Exposed times, minutes*	Total integrated dose
Barium enema	Radiography	1.26x10 ⁻⁷ C/kg	23.63times	
	Fluoroscopy	3.45x10 ⁻⁷ C/kg	16.85min	8.79x10 ⁻⁶ C/kg
CT	Helical scan (5mm width)	1.84x10 ⁻⁶ C/kg		
	Scanogram	2.06x10 ⁻⁸ C/kg		1.86x10 ⁻⁶ C/kg
		Exposed area: 50mmx320mm	*Average in Cancer Institute Hospital	

10mm widthが5mm widthより10%多く、狭いwidthで精密にscanしても被曝が多くなることはなく逆に少なくなることがわかった。Table 5.2に示すように注腸検査の場合、癌研での平均透視時間は16.85分で、平均曝射回数は23.63回であった。1分あたりの透視線量は、照射野50×320mmで3.45×10⁻⁷C/kg min (124kV 3mA), 1枚当たりの撮影線量は1.26×10⁻⁷C/kg (90kV, 250mA, 0.7sec)であった。よって、注腸1検査当たりの合計線量は8.79×10⁻⁶C/kgとなる。一方、CTによる方法では、スキャノグラムによる被曝線量が50×320mmあたり2.06×10⁻⁸C/kg (120kV, 50mA)であった。また、ヘリカルスキャンによる被曝は、5mm width, 50mmあたり1.84×10⁻⁶C/kg (120kV, 300mA)であった。合計の線量で1.86×10⁻⁶C/kgとなり、注腸の8.79×10⁻⁶C/kgに比べ約1/5の線量であった。

5.3.5 臨床結果

Fig. 5.7に肛門より6cmに位置する環周4/5周、56×48mm大の巨大な潰瘍限局型の直腸癌のX線画像を示す(Table 5.1, 症例番号1)。Fig. 5.8に肛門側より観察した狭窄部入り口の内視鏡画像を示す。Fig. 5.9-5.12に直腸粘膜にウィンドウをあわせ表示した三次元構築画像を示す。内視鏡による深部への挿入は狭窄のため無理であり、アップルコア(注5.8)より口側の撮影は不可能である。Fig. 5.9は肛門側より観察した三次元構築画像で、ほぼ内視鏡画像と同等に観察できることが確認できた。Fig. 5.10にアップルコアより口側の狭窄部入り口を示す。非常に狭い狭窄部の口側が明瞭に表示されている。Fig. 5.11にアップルコア部全体の三次元構築画像を示す。アップルコアが立体的、かつ鮮明に表示されている。これはアキシャル像の観察だけでは得がたい情報である。さらに、三次元構築画像のカット操作により得た、アップルコア中心部の狭窄した腸管の様子をFig. 5.12に示す。このように、三次元画像では癌による狭窄のため内視鏡の挿入が不可能な口側からの観察、断面像の観察等が可能である。

つぎに、肛門より約5.5cm、左側壁30×27mmの隆起型(亜有茎型)直腸癌の内視鏡画像をFig. 5.13に、そのアキシャル像をFig. 5.14、その三次元構築画像をFig. 5.15に示す(Table 5.1, 症例番号9)。空気以外のCT値にウィンドウを合わせたSSD法によって表示することにより内視鏡画像にほぼ等しい内壁の観察所見を得ることができた。そして、Fig. 5.16のように直腸粘膜にウィンドウを合わせたMTD法では腸管とともに腫瘍が観察できる。このように三次元構築画像では任意の位置で観察できるため、腫瘍と腸粘膜の三次元的な位置



Fig. 5.7 Barium enema shows the advanced Type 2 rectal carcinoma .

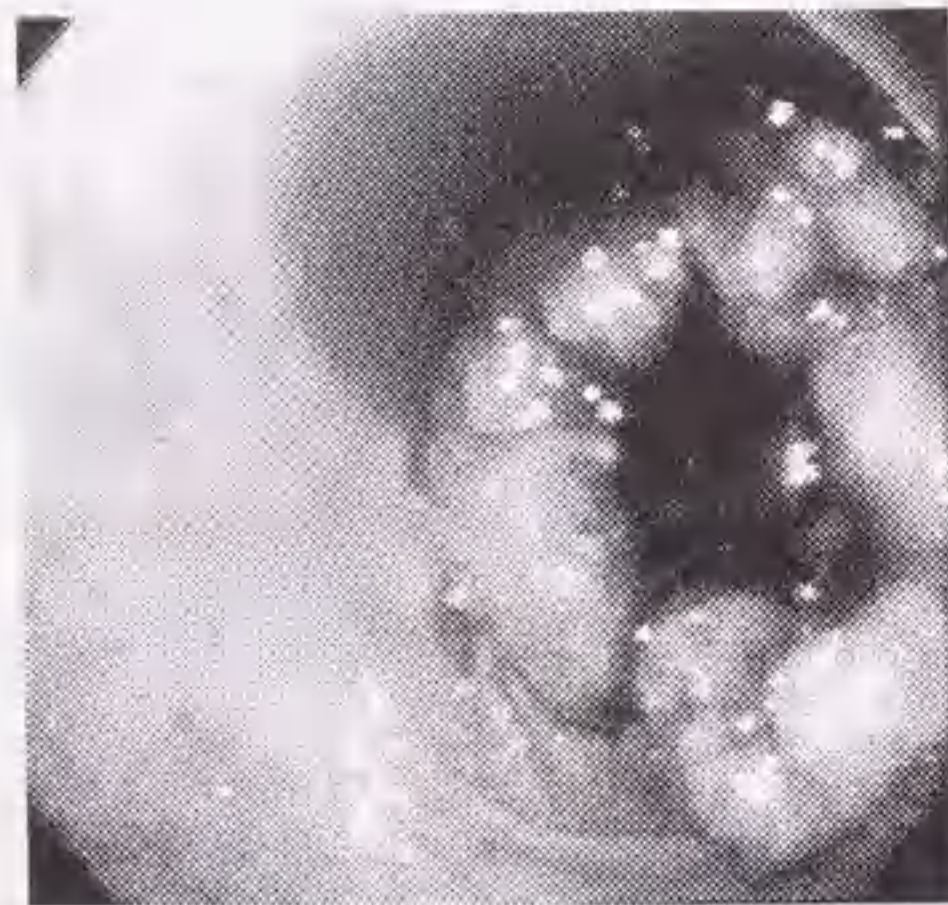


Fig. 5.8 Colonoscopic picture shows the distal image of the apple core lesion.

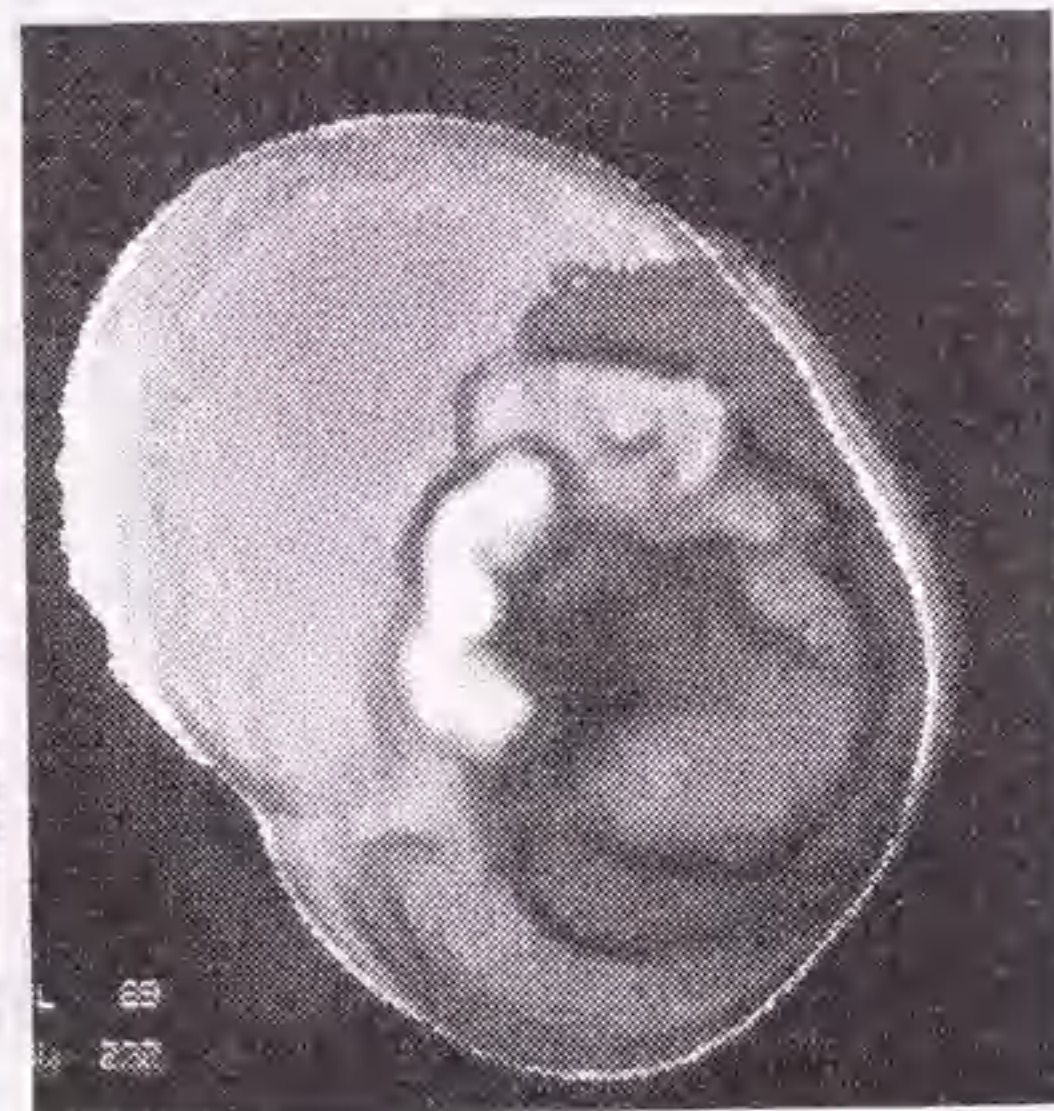


Fig. 5.9 3D-CT image of rectal carcinoma from the anal side view, which shows the same lesion of the Fig. 5.8.



Fig. 5.10 3D-CT image of rectal carcinoma from the proximal image of the lesion, which demonstrates a colonic wall aspect pass through the apple core lesion. It is impossible to get this kind of view by colonoscopy.



Fig. 5.11 3D-CT image of the same rectal carcinoma (Fig. 5.7) .



Fig. 5.12 3D-CT image of rectal carcinoma, which demonstrates a narrowed lesion with cutting operation.

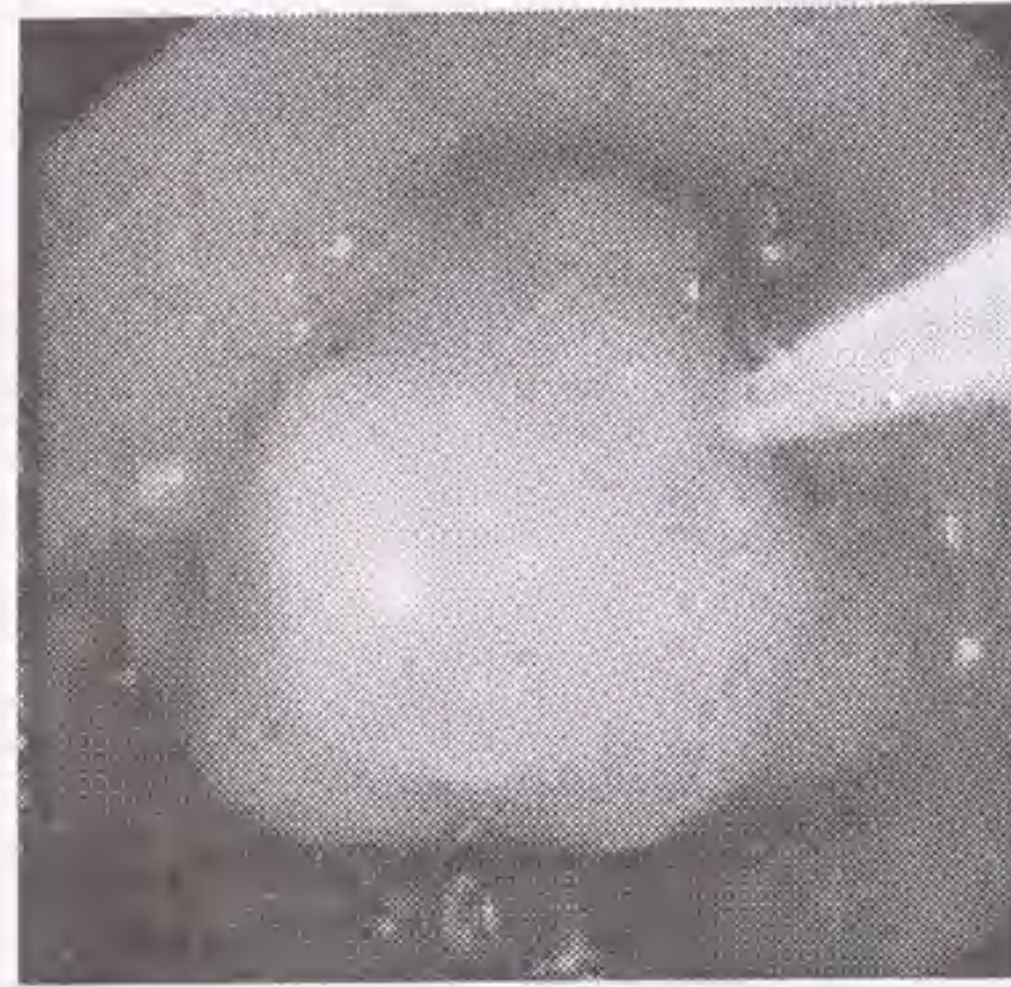


Fig. 5.13 Colonoscopic picture shows the subpedunculated type rectal carcinoma.

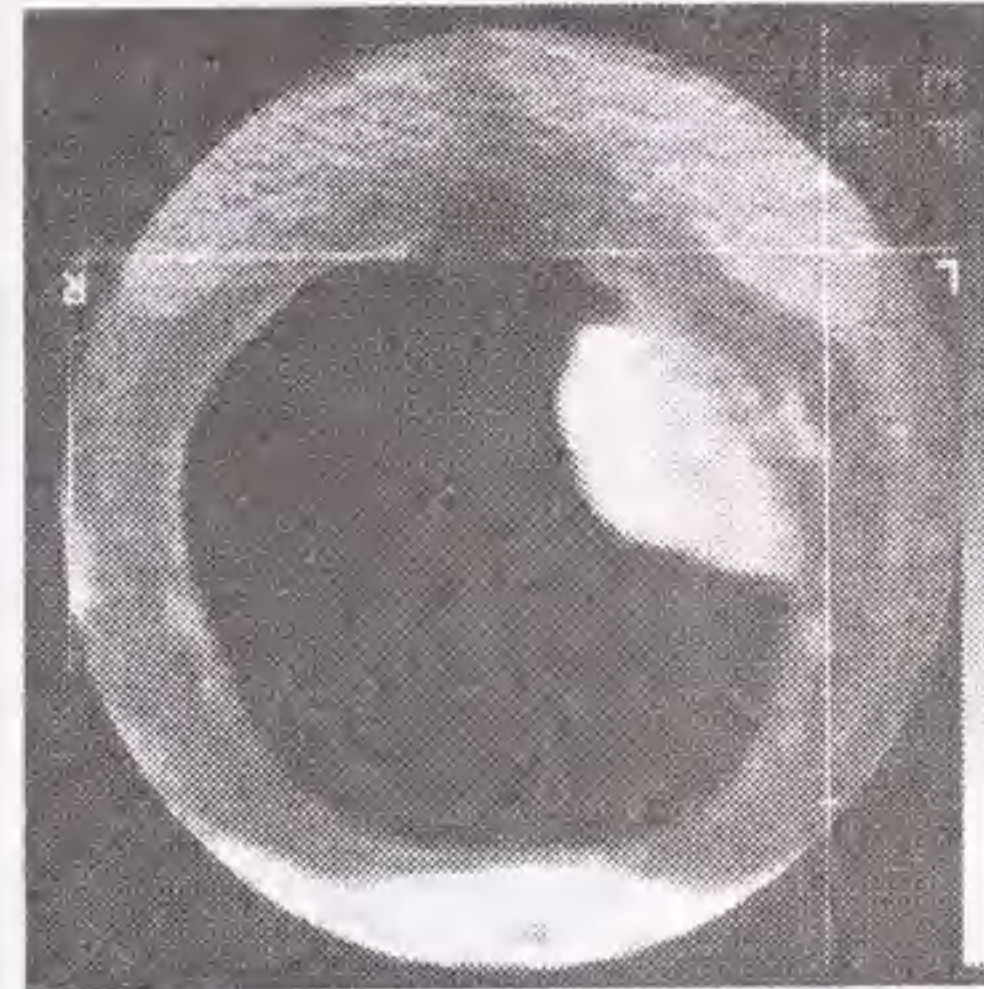


Fig. 5.14 CT images of rectal carcinoma in cross-section, which were employed to obtain the 3D voxel image data.



Fig. 5.15 3D-CT image of the same rectal carcinoma (Fig. 5.13), which was reconstructed by SSD method.



Fig. 5.16 3D-CT image of the same rectal carcinoma (Fig. 5.13), which was reconstructed by MTD method.



Fig. 5.17 3D-CT image of the huge advanced Type 2 rectal carcinoma, which was simulated colonoscopy by SSD method. The tumor size is 40x40mm.

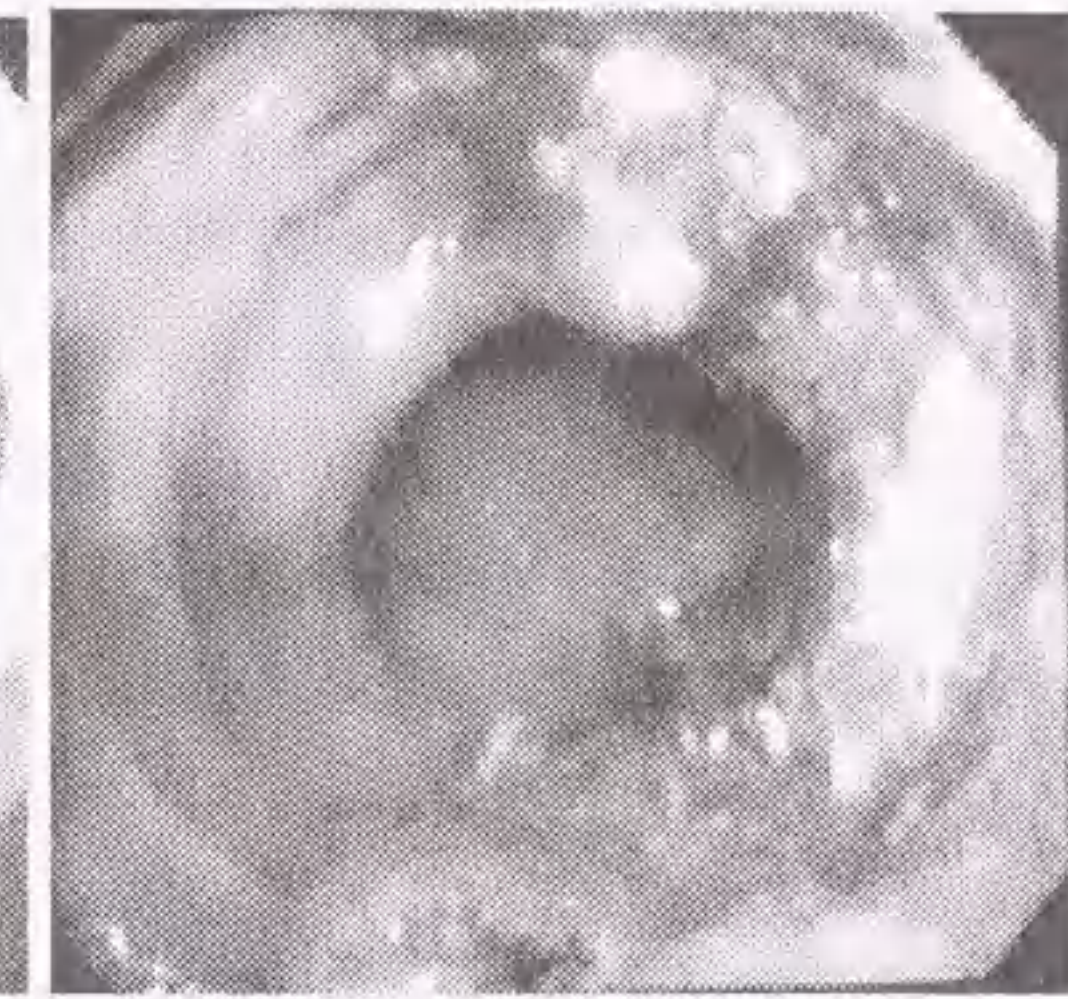


Fig. 5.18 Colonoscopic picture shows the same proximal image of lesion of Fig. 5.17



Fig. 5.19 3D-CT image demonstrates the whole aspect of huge carcinoma.

関係の把握に威力を発揮する。

Fig. 5.17に下部直腸、右側壁に存在する環周1/2周の40×40mmの巨大腫瘍像で空気と空気以外のCT値で2値化を行ったSSD法による、直腸内壁を肛門側より観察した三次元構築画像を示す。肛門より1.5cmから4cmにわたる潰瘍浸潤型の進行直腸癌である(Table 5.1, 症例番号11)。同じ方向から観察した内視鏡画像をFig. 5.18に示す。腫瘍が巨大なため内視鏡は通過するものの腫瘍の正面視は不可能であった。しかし、三次元構築画像ではFig. 5.19のように観察位置を自由に変えられるため、仮想的に腸壁をカットすることにより腫瘍の真上からの観察像も得られ、巨大なクレーター像が観察できた。

5.4 考察

15例の臨床例について上記の方法を用い以下のような特徴が確認された。

- (1) 腫瘍や腸粘膜、肛門等の三次元的な位置関係の把握に威力を発揮する。
- (2) 内視鏡では観察不可能な位置からの観察が可能で、狭窄部を越えた位置からの観察も可能である。
- (3) 腸内腔にあるポリープ等の病変は空気中に存在するため空気とのCT値の差が大きく、強いコントラストを有し描出しやすい。しかし、三次元構築画像ではソフトの都合上、512×512マトリックスの画像データを256×256マトリックスの画像データにダウンコンバートしているため解像特性が劣化し、隆起性病変の立ち上がりが甘くなる傾向があった。
- (4) 色の認識が不可能であることや、解像力の不足もあり、表面性状の描出が内視鏡に劣る。また、病変の堅さが認識できない等の欠点を持つ。
- (5) 撮影時間が25秒程度である。
- (6) 非侵襲的である。
- (7) 被検者の不安が少ない。
- (8) 不快感が少ない。
- (9) 撮影技術に左右されにくい。

臨床の場では二次元的な画像から三次元構造を正確に把握することが疾患の診断を行う上で重要である。三次元画像構築にあたって、連続したアキシャル像を頭の中で構築した画像と、三次元表示ソフトによって構築したものとで、大きな相違を生じ、三次元画像の

利点として確認された。内視鏡画像では、腸管の位置関係や、狭窄部がある場合その先の情報が皆無なのに対し、三次元像では狭窄部より深部の腸管でも危険を伴うことなく観察でき、情報を得ることができる等の利点が認められた。

本論文では、直腸を対象に研究を行ったが、空気量の調節により大腸全領域に適用範囲を広げることができる。しかし、本法を将来、大腸検査に適用する上で、解決すべき問題が存在する。

- (1) 腸管内に空気が充満されていない場合、腸管の三次元構築は不可能である。このため、十分な空気の注入が不可欠であるが、透視観察ができない状態で、大量の空気を注入することには危険が伴う。
- (2) スキャン時間に25秒程度要するが、特に直腸以外の大腸において蠕動運動によって腸や胃が動き、アーチファクトを生ずるおそれがある。
- (3) 当三次元表示プログラムではマトリックス数をダウンコンバートしているため解像特性が劣化する欠点を有し、病変部の立ち上がり、表面性状の描出が内視鏡に劣る。
- (4) CT画像データの二値化により、組織のCT値方向の情報量が1bitとなることによる画像データの損失があげられる。具体的な例としては、アキシャル像では判別しやすい便や粘液があたかも腸粘膜のように表示されてしまう。
- (5) 撮影時間は被検者に負担をかけるほどの長さではないが、三次元画像構築に要する時間が長く、検査終了後70-80枚のアキシャル像の再構成に約15分、三次元画像構築に5分程度必要である。さらに、一度の作業で構築された画像に満足することはなく、観察方向を変更するため、実際には試行錯誤を繰り返し1時間程度の時間を要した。大腸全体の三次元構築をおこなうにはより大きなデータが発生するため、より長い処理時間を必要とする。

(1), (2), (3)の問題についてはII/TV-DR-CTの利用により解決が可能と考える。

- (1)についてはII/TV-DR-CTの場合、透視観察が可能のため、安全に確実な空気の注入が可能である。
- (2)については、II/TV-DR-CTでは撮影時間が4.6秒と時間分解能が良く、消化管の蠕動運動を抑える鎮痙剤との併用によりアーチファクトの発生が抑制できる。
- (3)についてはII/TV-DR-CTの利用によりさらに高い解像力で表示することが可能である。

例えば、本II/TV-DRが利用できた場合1ピクセルは91 μ m(7インチモード), 116 μ m(9インチモード), 164 μ m(12インチモード)とCTの50mmに対し長軸方向に30-50倍細かく画像収集が行える。

(4)についてはボリュームレンダリング法の採用により、三次元画像にCT値を持たせることができる。ただし、ボリュームレンダリング法は現時点において処理するデータ量が莫大となり、臨床で使用できる程の処理速度は得られていない。

(4), (5)についてはコンピュータの処理速度の改善によって解決が可能である。現時点では非現実的であるアプリケーションでも、大腸検査に適用する場合の問題点の大部分は、コンピュータの計算処理能力とソフトウェアに依るもので、近い将来、演算能力を飛躍的に高めるとともに、データ転送系の速度改善、並列処理等により、問題点は解決され展望は明るいと考えられる。

5.5 結言

本法は注腸検査に比べ、少ない被曝で、空気を造影剤として使用するため安全性が高く、被検者の負担が軽減する。高い撮影技術を要する注腸検査や内視鏡検査のように、撮影技術に依存することなく、速やかに検査を行うことができ、受容度も満足する。現時点で解像力の不足、空気量の調節、時間分解能の点で問題があるが将来II/TV-DR-CTが利用できるようになれば、新しい大腸検査法のひとつとなるであろう。大腸癌検査の二次検診を行う上で、メディカルスタッフの絶対数の不足と、術者の検査技術や診断能に個人差が存在する等、大腸癌検査の二次検診の精度管理の不確かさは予想以上に深刻である。これらの欠点を補うため三次元画像構築法を用いた大腸の検査法を吟味していく必要がある。

(注5.1) 癌等より出血する便中の血液を検出し、腸に発生する癌を検出する方法である。痔や憩室と呼ばれる腸壁に発生する袋状の変形や良性のポリープからも出血するので癌だけを検出ことはできない。

(注5.2) リング状になった電氣的導体レールと、そのレールに接触しながら動く電氣的導体であるブラシからなっている。このスリップリングによって電力および信号の伝送を行い連続回転スキャンが可能となる。

(注5.3) アキシシャル像(体軸断層像)は体を輪切りにした面を言い、ザジタール像(矢状断

層像)は体を縦切りにした面を、コロナール像(冠状断層像)は体を横方向に切った面(正面胸部写真と平行な面)を言う。

(注5.4) 生体組織の減弱係数の値を、水を0とした相対値で表したものを言い、次式の関係で表される

$$\text{CT値} = (\mu_a - \mu_w) / \mu_w \times K$$

μ_a は組織の減弱係数

μ_w は水の減弱係数

Kは定数

(注5.5) 対向ビーム補間方式でアキシシャル像を再構成するには360度ぶんの投影データが必要であるが、対向ビームを利用することにより180度+ファンビーム角度分の投影データでCT像が得られる。180度離れた2点間のデータで補間することにより画像を得る方法を言う。

(注5.6) X線吸収係数が急激に変化する領域において、ピクセル値がX線吸収係数の平均値として中間的なCT値として現れることを言う。

(注5.7) CT装置で管球を回転させず固定し、寝台を移動させながら照射し、投影データを画像化することにより得られる像を言い、通常のX線写真と同様な画像が得られる。通常この画像をスキャンする範囲の位置決め用に使用する。

(注5.8) 腸に癌が取り巻き、ちょうどリンゴをかじったあとのリンゴの芯のみになった様相を示すことから、アップルコアと呼ばれている。

本論文は、日立メディコ(株)と共同研究のもと、癌研における構想、設計段階から8年間に渡って行ってきた新しい医用X線デジタル画像システムの研究について述べたものである。本装置は世界に先駆け開発され、臨床応用に成功し、既に多くの施設で利用されている。癌研においても本装置による被検者数は12500人を超え、画像数も200000画像にものぼる。X線診断は被曝線量を可能な限り低く抑えると同時に、できる限り多くの診断情報を引き出さなければならない。X線画像システムの被曝線量と画像特性の関係を十分知るにより、撮影目的にあったX線画像の最適化を探究、実行することは、我々、診療放射線を扱う人間に課せられた義務である。本論文において、この新しい医用X線デジタル画像システムの画質について十分評価し、被曝線量と画像特性の関係を明らかにし、被曝線量を従来のS/Fに比べ大幅に減らすことができた。また、精密、および、スクリーニングを目的とした消化管診断に十分適用できることが、従来のアナログ画像システムとの比較によって証明され、さらに、デジタル画像の有するリアルタイムデータ収集、表示システムをはじめとする、様々な利点を享受できるようになった。

ヘリカルスキャンCTを用いた直腸の三次元構築の臨床応用は、本DRを応用した下部消化管検査のための三次元構築システムの実用可能性を十分示唆するものであった。

本論文は6章からなっており、本章において本研究成果を総括し本論文の結論とする。

第1章では、現在の我が国の消化管集団検診の現状、問題点について述べ、なにゆえ新しい医用X線デジタル画像システムの開発、臨床応用を進めたかを含め、本論文の目的、動機について述べた。

第2章では、本装置の画質や線量などの物理特性を定量的に評価し、消化管X線検査の適用が可能であることを確認した。主な画像評価項目として、入出力特性、解像特性、ノイズ特性、低コントラスト被写体検出能を取り上げ、線量との関係を中心に調査した。

入出力特性は、いくつかのアイリス口径におけるデジタル特性曲線をタイムスケール法によって測定した。アイリス口径の大きさによってグラジエントが変化するため、アイリス口径の設定により、低感度、広ダイナミックレンジシステムから、高感度、高コントラストのシステムの使い分けが可能となる。

解像特性については、異なった線量、インチモード、アイリス口径、LSFのピーク(ま

たは、チャートの振幅)のピクセル値のもとで、プリサンプリングMTFとバーパターンの手法を用いて測定した。従来のII/TV-DRの解像特性との比較において、本DRシステムの解像特性は、飛躍的に改善された。これは、解像特性を改善するために、出力口径を60mmφに大きく改良された高精細IIを使用していること、高い集光効率をもつ専用光学系を使用していること、そして2100本高精細TVカメラを使用していることに起因している。このように解像特性が向上した要因には、高マトリックス化のみならず、アナログ系の解像特性の改良があげられる。また、同一インチモードにおいても、LSF(または、チャートの振幅)のピークのピクセル値、すなわち、撮像管の信号電流と、アイリス口径がそれぞれ大きくなると解像特性が低下することがわかった。このことは照射線量の増減により解像特性が変化することを意味する。アイリス口径を一定に保ち、照射線量を増すとピクセル値(撮像管の信号電流)が上昇し解像特性が低下する。そして、ピクセル値を一定に保つためにアイリス口径を広くし、入射線量を減ざると解像特性が低下する。すなわち、高い解像特性の画像を得るためには、アイリス口径を小さくし、低いピクセル値となるような線量で撮影する。逆にあまり高い解像特性を必要としない場合、アイリス口径を大きくすることによって被曝線量低減が可能である。

本DRシステムの感度は消化管撮影において使用するS/Fに比べ高く、ルーチンに0.2mmの小焦点撮影が可能であり幾何学的不鋭を減らすことができる。このため、DR 7インチモードにおける限界解像力は、被写体厚によって生じる拡大率のもとでS/Fとほぼ同等であった。

ノイズ特性はデジタルWSの手法を用いて測定した。アイリス口径を一定に保ち、IIへの入射線量を増やすと、全周波数領域にわたってノイズ特性の改善がみられる。これは、低い周波数領域ではX線量子モトルの影響が、高い周波数領域では信号電流の上昇によるノイズ特性の改善が別々に起こったものであると考えられる。また、アイリス口径を広くすると光学系のMTFが悪くなり、逆にノイズ特性が改善される。一定のサンプリングアパーチャ、サンプリング距離、IIの構造モトル、量子化ノイズのもと、ノイズ特性はX線量子モトル、撮像管の信号電流、アイリス口径に大きく依存していることがデジタルWSによる周波数解析によってわかった。

低コントラスト被写体検出能は、知覚を含む画像評価法であるROC解析によって評価した。DR 7インチモードにおいてS/F(HR6/HRS)の約40%の照射線量でS/Fと同等の低コ

ントラスト被写体検出能を得た。DRはS/F, CRと比べX線のDQEが高く、リアルタイムに階調やレベルの変換等の画像処理が行える理由により、高い低コントラスト被写体検出能が得られた。また、低コントラスト被写体検出能は線量依存性が大きく、過度の被曝線量低減は、解像特性とノイズ特性の低下を招き、淡い像の検出ができず危険である。

このように、入出力特性、解像特性、ノイズ特性、低コントラスト被写体検出能は、アイリス口径と撮影画像のピクセル値と線量が複雑に組み合わさって決定されていることがわかった。よって、X線撮影条件の設定は、撮影目的に応じて、必要とする解像特性、ノイズレベル、コントラスト分解能、入出力特性を知り、できる限り少ない線量で撮影ができるよう、アイリス口径と撮影画像のピクセル値を決定する必要がある。また、ルーチンに幾何学的不鋭の少ない0.2mmの小焦点撮影が可能なX線管電流を選び、モーションアーチファクトの影響のない撮影タイムで撮影できる撮影線量の設定を行うべきである。これらの画像評価によって決定された、臨床時の撮影条件における被曝線量は、DR-2k, 12インチモードでは、S/Fの約7.3%, 9インチモードでは約12.3%, 7インチモードで約27.4%と大幅な被曝低減が成された。

第3章では、上部消化管集団検診への応用について述べた。

本装置は上部消化管精密検査に十分適用可能な画質を有することが確認されたが、1画像あたり8MBとデータ量が多いため、上部消化管集団検診の全面DR化は困難であった。そこで、1kの適用と画像圧縮の利用に関する検討が必要となった。本章では、1kの適用に対して、解像特性の比較、低コントラスト被写体検出能の比較、画像圧縮率の変化に対する低コントラスト被写体検出能の評価と臨床画像の比較を行い、上部消化管集団検診のDR化の可能性を調べた。

DR-2kと1kの解像特性の比較の結果、プリサンプリングMTFは低い周波数領域ではほぼ同じであった。低コントラスト被写体検出能もDR-2kと1kとで有意差がなかった。また、非等長ブロック符号化法による圧縮方法では、1/18未満の圧縮率の臨床画像では非圧縮画像と区別がつかず、低コントラスト被写体検出能は1/20の圧縮率でも有意差がなかった。よって、1k, 1/18未満の圧縮モード適用が可能であるとした。磁気ディスクからODへの画像転送時間は、1k圧縮モード適用により、2k非圧縮に比べ大幅に短縮でき、多数の被検査者を短時間に検査、読影するための運用上一番の問題である表示スピードや画像転送時間が、大幅に改善された。

第4章では、上部消化管集団検診におけるDR化の得失について述べた。

100mm-filmとII/TV-DRにおける極端な画像濃度によって発生する画像の欠損率を比較した結果、DRはウィンドウ操作を行わない場合、100mm-filmに比べ欠損率がかなり高かった。しかし、ウィンドウ操作により欠損率なしとなり成績が逆転した。

胃集団検診のX線画像評価基準を用いて、II/TV-DRと100mm-filmの同一被写体における臨床画像の比較を行った結果、撮影装置間の画質の差よりも撮影技術の差の方が大きいことがわかった。検査中リアルタイムの画像観察は、より密度の濃い撮影手技を導くことができる。しかし、胃壁に十分なバリウムを付着させずに、画像処理によって、診断情報を得ようとするのは誤りであり、装置の性能の向上により、より一層検査手技、手順が検査の質を左右するようになってきた。本DRを用いた上部消化管集団検診システムは、大量の上部消化管X線画像を全てフィルムレスで診断を行った世界で最初のケースであると思われる。しかし、CRT診断は眼の疲労などにより読影時間の延長をもたらし、CRTの大きさや輝度、表示方法など、人間工学的な見地から、検討を進めて行く必要がある。

第5章では、三次元イメージングの応用について述べた。

免疫便潜血検査の普及により、大腸癌の一次スクリーニング法が確立されたものの、要精密検査者の受け皿が未整備であるがゆえ、高い受容度と精度を有する二次精密検査法が必要となっている。また、内視鏡検査や注腸検査は様々な問題を有しており、二次精密検査法としての限界が見えている。ここに、II/TV-DRが登場したわけであるが、さらに一歩進めて、バリウムを使用しない全く新しい検査方法を考案した。これは空気を造影剤として用い、II/TV-DRを体軸に対して一回転してデータ収集を行い、三次元構築画像を得る方法である。将来、開発されるであろう本DRを応用したII/TV-DR-CTを用いた下部消化管検査への適用の可能性を探るため、ヘリカルスキャンCTデータを利用し、内視鏡と同様に観察できる直腸三次元画像構築を試みた。本法は注腸検査に比べ、少ない被曝で、空気を造影剤として使用するため安全性が高く、撮影時間も25秒で済み、被検査者の負担がかなり軽減することが確認された。注腸検査や内視鏡検査のように、撮影技術に依存することなく、非侵襲的で、速やかに検査を行うことができ、受容度も満足すると考えられる。また、腫瘍や腸粘膜、肛門等の三次元的な位置関係の把握に威力を発揮し、内視鏡では観察不可能な位置からの観察や、癌などによる狭窄により内視鏡が通過しない腸管も、危険を伴うことなく観察、情報の収集ができる等の利点が認められた。

本法は、直腸を対象に行った研究であるが、空気量の調節により大腸全領域に適用範囲を広げることができる。本法を将来大腸の検査法として適用する上で、解決すべき問題が存在するが、本II/TV-DRを応用したII/TV-DR-CTの開発、利用とコンピュータの計算処理能力の向上により解決できると考えられる。

第6章では、本研究の成果を総括した。

本装置は、精密消化管検査並の情報量を有し、従来のS/Fに比べ大幅に少ない被曝線量で撮影ができ、国民全体の被曝について考えた場合、少ない被曝でどれだけ多くの人命を救えるかというリスク-ベネフィットの点で優れている。また、集団検診をはじめ医療においては、少ない経費でどれだけ多くの人命を救えるかというコスト-ベネフィットも常に念頭に入れておかなければならない。装置の低価格が進めば、フィルムレス、現像処理液、現像設備不要という優れたコストパフォーマンスを生かして広く普及していくと考える。また、環境保全に配慮した活動が積極的に進められている現在、使用済み現像処理液の処理について厳しく制限され、ロンドン条約により1996年より海洋投棄禁止が実施された。本DRのフィルムレスのシステムは環境に優しい医用装置としても注目されるであろう。

本装置の臨床応用として、リアルタイムデータ収集、表示システムという大きな利点は、消化管検査以外への展開を可能にしている。画像を即時に観察、診断し、迅速に治療方針が決定できるため、救急医療で威力を発揮するものとする。また、整形外科領域や、各種造影検査等、応用範囲の拡大が加速され、本研究が多くの医療現場において大いに役立つものと確信する。

謝辞

本研究と本論文の作成にあたり、ご指導とご鞭撻を賜った岐阜大学工学部電子情報工学科教授、藤田廣志先生に心からお礼申し上げます。

岐阜大学工学部電子情報工学科教授、小鹿丈夫先生、田中嘉津夫先生には本論文のご校閲を賜わり、慎んで深謝いたします。

シカゴ大学教授、上井邦雄先生、ウイスコンシン大学、佐藤伸雄氏には、放射線画像に関する研究の進め方および解像特性の評価において御助言頂きました。厚くお礼申し上げます。

本研究遂行上の便宜を計って頂いた、癌研究会附属病院放射線部前技師長、鶴田重彦氏、飯塚 修氏、現技師長、池島 豊氏に感謝いたします。

本研究の遂行にあたり技術的援助を頂いた小池功一氏、横内久猛氏、神谷正己氏をはじめ日立メディコ株式会社技術研究所の関係諸氏に感謝いたします

解像特性において技術的援助を頂いた岐阜大学(現東芝)、横山行信氏にお礼申し上げます。また、御助言頂いた岐阜高専、蔡 篤儀先生に感謝いたします。

低コントラスト被写体検出能の解析において、日本放射線技術学会会員のために快くROC解析ソフトウェアの配布にご協力頂いたシカゴ大学教授、Charles E. Metz氏に感謝いたします。また、ROC解析、検定について御助言を頂いた山口大学医学部附属病院放射線部、上田克彦氏、松山赤十字病院放射線部、水谷宏両氏に感謝申し上げます。観察テストに参加して頂きました癌研究会附属病院放射線部、米倉福男氏、高津一朗氏、赤平克義氏、清水是雅氏の各氏に深謝いたします。

上部消化管集団検診におけるDR化の得失を調査するにあたり、観察テストに参加して頂いた癌研究会附属病院健診センター丸山雅一所長(現内科部長)をはじめ、同健診センター一医局、岡村泰賢氏、濱島ちさと氏、増田幸久氏の各氏、同放射線部、寺沢 操氏、永野康弘氏、滝口智洋氏、永井一夫氏に感謝します。

三次元イメージングへの応用における研究を行うにあたり、画像データの収集に関してご協力頂いた、癌研究会附属病院消化器外科、堀 雅晴氏、同内科、小泉浩一氏、甲斐俊吉氏、猪狩功遺氏、亀井 明氏、高野浩一氏、山中晃一郎氏の各氏に感謝を申し上げます。

本論文全般にわたって御助言、御協力頂いた癌研究会附属病院放射線部、永野康弘氏、高津一朗氏、根岸亮一氏に慎んで深謝いたします。

参考文献

1. 平成元年度消化器集団検診全国集計(日本消化器集団検診学会全国集計委員会) 日本消化器集団検診学会雑誌, 92, 150-158 (1991).
2. 胃集検における放射線被曝のリスクと精度管理の必要性(飯沼武, 館野之男) 日本消化器集団検診学会雑誌, 97, 80-84 (1992).
3. 間接X線撮影を用いた胃集検による被曝線量測定(後藤裕夫, 兼松雅之, 土井偉督) 日本消化器集団検診学会雑誌, 104, 3-7 (1994).
4. 胃集検におけるペプシノゲンの測定(三木一正) 日本内視鏡学会雑誌, 81, 654-659 (1992).
5. ペプシノーゲン測定を用いた地域胃検診3年間の成績と評価(吉原正治, 隅井浩治, 春間賢, 渡辺千之, 岡本志朗, 小土井淳則, 河口弘行, 河本邦彦, 田中信治, 隅井雅晴, 竹原佳彦, 梶山梧朗, 重信卓三, 関藤雅喜, 岸 明宏) 日本消化器集団検診学会雑誌, 103, 24-29 (1993).
6. 血清ペプシノゲン値による胃ガン高危険群の集約効果(吉原正治, 小土井淳則, 隅井浩治, 春間賢, 河口弘行, 河本邦彦, 清平国主, 鎌田智有, 大津直也, 吹野陽一, 田中信治, 梶山梧朗, 重信卓三) 日本消化器集団検診学会雑誌, 110, 23-31 (1995).
7. 血清ペプシノーゲン I, II を用いた胃癌スクリーニングの検討(田淵崇文, 相馬哲夫, 中田一郎, 佐藤茂範, 生方英幸, 後藤悦久, 渡辺善徳, 永山佳央, 梅田和夫, 海老根精二, 西川貴之) 日本消化器集団検診学会雑誌, 108, 18-24 (1994).
8. ペプシノーゲンによる胃ガン検診の評価-間接X線法同時受診者における比較検討-(吉原正治, 隅井浩治, 春間賢, 小土井淳則, 河口弘行, 渡辺千之, 河本邦彦, 藤村二郎, 山中秀彦, 津田敏孝, 田中信治, 隅井雅晴, 梶山梧朗, 重信卓三, 関藤雅喜, 岸 明宏) 日本消化器集団検診学会雑誌, 104, 15-20 (1994).
9. 大腸集検における精検の問題点-受診率, 受容度, 感度, 処理能の検討(仲間秀典, 藤田雅美, 上条登) 日本消化器集団検診学会雑誌, 97, 125-129 (1992).
10. The cost of managing digital diagnostic images (S. J. III Dwyer, A. W. Templeton, N. L. Martin, K. R. Lee, E. Levine, S. Batnitzky, S. Rosenthal, D. F. Preston, H. I. Price, S. Faszold, W. H. Anderson and L. T. Cook) *Radiology*, 144, 313-318 (1982).
11. 医療の高度情報化とIS&Cシステム, (大山永昭) 日本放射線技術学会雑誌, 49-10, 1752-1760 (1993).
12. Improvement in radiologists' detection of clustered microcalcifications on mammograms, The potential of computer-aided diagnosis (H-P. Chan, K. Doi, C. J. Vyborny, R. A. Schmidt, C. E. Metz, K. L. Lam, T. Ogura, Y. Wu and H. Macmahon) *Investigative Radiology*, 25-10, 1102-1110 (1990).
13. 胃X線二重造影像からの胃輪郭線追跡(福島重広, 山田耕久, 上井弘樹) *Medical Imaging Technology*, 11-3, 387-388 (1993).
14. 乳房X線写真における腫瘍のスピキュラ自動検出(上田 齊, 藤田広志, 遠藤登喜子, 松原友子, 堀田勝平, 木戸長一郎, 石垣武男) 医用画像情報学会雑誌, 12-2, 68-73 (1995).
15. 3重リングフィルタ解析と領域成長法を組み合わせた乳房X線写真における微小石灰化候補領域の抽出法(平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子, 堀田勝平, 木戸長一郎, 石垣武男) *Medical Imaging Technology*, 12-2, 82-90 (1995).
16. Neural network approach for differential diagnosis of interstitial lung diseases (N. Asada, K. Doi, H. MacMahon, S. Montner, M. L. Giger, C. Abe and Y. Wu) *Proc. of SPIE -The International Society for Optical Engineering, Medical Imaging IV: Image Processing*, 1233, 45-50 (1990).
17. 骨X線写真における骨梁パターンのニューラルネットワーク解析(藤田広志, 石田隆行, 山下一也) 医用電子と生体工学, 30-4, 297-300 (1992).
18. Breast tumor classification by neural networks fed with sequential-dependence factors to the input layer (D. -Y. Tsai, H. Fujita, K. Horita, T. Endo, C. Kido and S. Sakuma) *IEICE Transactions on Information and Systems (電子情報通信学会英文論文誌)*, E76-D-8, 956-962 (1993).
19. ニューラルネットワークによる医用X線画像処理法の基礎的研究:ボケ画像の回復(堂下晃広, 藤田広志, 津坂昌利) 医用画像情報学会雑誌, 10-3, 119-128 (1993).
20. 複数ニューラルネットワークを用いた心臓核医学のためのコンピュータ支援診断システムの開発(片淵哲朗, 藤田広志, 植原敏勇, 西村恒彦) 電子情報通信学会論文誌, J76-D-II-11, 2436-2439 (1993).
21. 三次元イメージング-円錐ビーム投影による三次元CT-(齊藤恒雄) *Medical Imaging*

- Technology, 13-3, 183-188 (1995).
22. 三次元イメージング (齊藤恒雄) Medical Imaging Technology, 12-4, 369-378 (1994).
 23. 高解像度リアルタイムDR対応12寸高精細X線イメージインテンシファイアV3733Pの開発 (遠藤哲朗) 映像情報(MEDICAL), 23-15, 854-858 (1991).
 24. デジタルラジオグラフィの画像評価<2.入出力特性> (坂本清) 日本放射線技術学会雑誌, 47-6, 835-840 (1991).
 25. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 5. Characteristic curve of II-TV digital imaging systems (H. Fujita, K. Doi, M. L. Giger and H.-P. Chan) Medical Physics, 13-1 13-18 (1986).
 26. Basic imaging properties of a large image intensifier-TV digital chest radiographic system (H. Fujita, K. Doi, H. MacMahon, Y. Kume, M. L. Giger, K. R. Hoffmann, T. Katafuchi, K. Ohara and H. -P. Chan) Investigative Radiology, 22-4, 328-335 (1987).
 27. X-ray scatter removal by deconvolution (J. A. Seibert and J. M. Boone) Medical Physics, 15-4, 567-575 (1988).
 28. Removal of image intensifier veiling glare by mathematical deconvolution techniques (J. A. Seibert, O. Nalcioglu and W. Roeck) Medical Physics, 12-3, 281-288 (1985).
 29. A technique of scatter-glare correction using a digital filtration (M. Honda, T. Ema, K. Kikuchi, M. Ohe and K. Komatsu) Medical Physics, 20-1, 59-69 (1993).
 30. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 1. Modulation transfer function (M. L. Giger and K. Doi) Med Phys., 11-3, 287-295 (1984).
 31. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 6. MTFs of II-TV digital imaging systems (H. Fujita, K. Doi and M. L. Giger) Medical Physics, 12-6, 713-720 (1985).
 32. デジタルラジオグラフィのMTF解析: DSAシステムのプリサンプリングMTFの測定 (藤田広志, 土井邦雄, M. L. Giger) 医用画像情報学会雑誌, 6-1, 1-18 (1989).
 33. Resolution properties of a computed radiographic system (H. Fujita, J. Morishita, K. Ueda, D. Y. Tsai, A. Ohtsuka and T. Fujikawa) Proc. of SPIE -The International Society for Optical Engineering, Medical Imaging III: Image Formation, 1090, 263-275 (1989).
 34. A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography (H. Fujita, D. Y. Tsai, T. Itoh, K. Doi, J. Morishita, K. Ueda and A. Ohtsuka) IEEE Transactions on Medical Imaging, 11-1, 34-39 (1992).
 35. TVカメラの特性がI.I.-TV系諸特性におよぼす影響 (江口陽一, 加賀勇治, 山田金市, 岡田明男, 木内繁夫) 日本放射線技術学会雑誌, 51-7, 810-818 (1995).
 36. Density dependence of the line spread function of radiographic screen-film systems (K. Strubler, K. Doi and K. Rossmann) Physics Medical Biology, 18-2, 219-225 (1973).
 37. Basic imaging properties of a computed radiography system with photostimulable phosphors (H. Fujita, K. Ueda, J. Morishita, T. Fujikawa, A. Ohtsuka and T. Sai) Medical Physics, 16-1, 52-59 (1989).
 38. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 1. Modulation transfer function (M. L. Giger and K. Doi) Medical Physics, 11, 287-295 (1984).
 39. デジタルラジオグラフィの画像評価 (藤田広志編著) 3-8, 178-183, 放射線医療技術学叢書(7), 日本放射線技術学会出版委員会発行 (1994).
 40. Investigation of basic imaging properties in digital radiography 2. Noise Wiener spectrum. (M. L. Giger, K. Doi and C. E. Metz) Medical Physics, 11, 797-805 (1984).
 41. Investigation of basic imaging properties in digital radiography 7. Noise Wiener spectrum of II-TV digital systems (M. L. Giger, K. Doi and H. Fujita) Medical Physics, 13-2, 131-138 (1986).
 42. デジタルラジオグラフィの現状と将来 (土井邦雄) 日本放射線技術学会雑誌, 40, 581-604 (1984).
 43. ROC解析の基礎と応用 (藤田広志編著) 放射線医療技術叢書 (7), 日放技学会出版委員会発行 (1994).
 44. 放射線画像情報工学(II) (内田勝, 金森仁志, 稲津博) 215-228, 日本放射線技術学会編 通商産業研究社 (1980).
 45. ROC methodology in radiologic imaging (C. E. Metz) Investigative Radiology, 21-9, 720-733 (1986).
 46. 低コントラスト物質の検出に関する基礎的研究-デジタルシステム(CR)と増感紙-フィルムシステムとの比較- (山内秀一, 大塚昭義, 西原貞光) 日本放射線技術学会雑誌, 48-5, 723-729 (1992).

47. FCRシステムのNEQとDQEによる解析:IPのⅡ型とⅢ型の比較(蔡篤儀, 藤田広志, 杜下淳次, 上田克彦, 大塚昭義) 医用画像情報学会雑誌, 6-3, 163-169 (1989).
48. Radiographic mottle: A comprehensive theory (G. T. Barnes) Medical Physics, 9-5, 656-667 (1982).
49. 9寸スーパーメタル I.I.の開発(久保宏, 佐野哲, 小幡義治)第42回日本放射線技術学会総会予稿集, p669 (1986).
50. 非等長ブロック符号化法によるデジタル化X線フィルム画像のデータ圧縮(石川謙, 佐藤一弘, 河野道雄, 山崎克人, 宮岡伸一郎) Medical Imaging Technology, 6-4, 392-399 (1988).
51. 上部消化管造影検査術式全国施設別検査術式集(丸山雅一, 海老根精二, 江原功) 41-119, チーム医療 (1991).
52. 上部消化管X線検査における撮影管理 5段階評価に対する多変量解析法(伊藤博昭, 小倉敏裕, 増田幸久, 浜島ちさと, 淵上在弥) 映像情報(メディカル), 19-2(320), 51-57 (1987).
53. 消化器内視鏡関連の偶発症に関する第2回全国調査報告-1988年より1992年までの5年間-(金子栄蔵, 原田英雄, 春日井達造, 崎田隆夫) 日本消化器内視鏡学会誌, 37-3, 642-652 (1995).
54. 大腸癌の集団検診一二次検診における問題点とその解決のための提言(丸山雅一) 胃と腸, 29-3, 13-16 (1994).
55. 大腸壁在癌の存在診断(松井敏幸, 津田純郎, 北原健二, 竹中国昭, 桜井俊弘, 佐藤茂, 山道正代, 八尾恒良, 八尾健史, 岩下明德, 有田正秀, 田中啓二) 胃と腸, 28-8, 798-813 (1993).
56. 大腸癌見逃し例の検討とその対策(松永厚生, 望月福治, 安藤正夫, 富永現, 藤田直孝, 野田裕, 小林剛, 長南明道, 木村克巳, 渡邊浩光, 結城豊彦, 佐藤自伸, 野村美樹子, 鈴木陽子, 石田一彦, 八子章生) 胃と腸, 28-8, 785-796 (1993).
57. 大腸早期癌のX線診断(丸山雅一) 大腸肛門誌, 41, 873-883 (1988).
58. Basic examination of helical scanning CT (K. Tsujioka, K. Katada, H. Anno, S. Koga, Y. Ida and I. Yamagishi) Radiology, 177 (suppl.), 344 (1990).
59. ヘリカルスキャンの原理と仕様-従来CT検査との比較(辻岡勝美) INNERVISION, 7-6, 54-59 (1992).

60. TCT-900Sシリーズ用ヘリカルスキャンシステム取扱い説明書(東芝メディカル株式会社)
61. 三次元画像表示取扱い説明書(東芝メディカル株式会社)
62. 回転立体撮影システム(SF-VA100)の開発(山本一雄, 田村譲一, 清水正巳, 高橋昭紀, 坂本理絵子) MEDIX, 25, 41-47 (1995).
63. コーンビーム型三次元CT装置の再構成画像への散乱線の影響(中森伸行, 須藤 透, 金森仁志, 遠藤真広, 日下部正宏) 医用画像情報学会雑誌, 12-2, 91-99 (1995).
64. 3次元CTスキャナでの散乱X線の計算機シミュレーション(須藤 透, 中森伸行, 金森仁志, 遠藤真広, 日下部正宏) 医用画像情報学会雑誌, 13-1, 20-26 (1996).
65. ボリュームスキャナSOMATOM PLUS-スパイラルスキャンの特長と問題点-(日置信雄) 日独医報, 38-3, 98-108 (1993).
66. X線CT検査における被曝線量評価法における一考察(小山修司, 津坂昌利, 田宮正, 前越久) 日本放射線技術学会第51回総会学術大会予稿集, p129 (1995).

著者の本論文に関する業績

原著論文

1. "消化管デジタルX線撮影と胃集団検診への応用," 消化器集団検診学会雑誌 92, 101-106 (1991), 藤井 彰, 丸山雅一, 増田幸久, 岡村泰賢, 小倉敏裕, 米倉福男
第1章, 第2章に要約して掲載
- 1'. "Technical and clinical evaluations of a 2048×2048-matrix digital radiography system for gastrointestinal examinations," Proc. SPIE -The International Society for Optical Engineering, Medical Imaging V: Image physics 1443, 153-159 (1991), Toshihiro Ogura, Yukihiisa Masuda, Hiroshi Fujita, Nobuo Inoue, Fukuo Yonekura, Yoshihiro Miyagi, Kazuaki Takatsu, Katsuyoshi Akahira, Shigehiko Tsuruta, Masami Kamiya, Fumitaka Takahashi, Kazuyuki Oda, Shigeyuki Ikeda, and Kouich Koike.
第1章, 第2章に要約して掲載
2. "新しい2K×2KマトリクスII/TV方式のデジタルラジオグラフィの解像特性," Medical Imaging Technology 9(5), 569-574 (1991), 小倉敏裕, 藤田広志.
第2章に要約して掲載
3. "高解像度X線イメージインテンシファイアを用いた上部消化管診断," 医用電子と生体工学 30(4), 290-296 (1992), 小倉敏裕, 岡村泰賢, 丸山雅一, 藤田広志.
第2章に要約して掲載
4. "Resolution properties of a 2048×2048 matrix image intensifier-TV based digital radiography system," Medical Physics 21(3), 463-469 (1994), Toshihiro Ogura and

Hiroshi Fujita.

第2章に要約して掲載

5. "2k×2kマトリクスII/TV方式DRのノイズ解析," Medical Imaging Technology, 14(5), 581-589 (1996), 小倉敏裕, 藤田広志, 横内久猛.
第2章に要約して掲載
6. "DRを用いた上部消化管集団検診—画像圧縮と1kマトリックスモードの検討—," 医用電子と生体工学 31(3), 289-294 (1993), 小倉敏裕, 藤田広志, 岡村泰賢, 濱島ちさと, 丸山雅一.
第3章に要約して掲載
7. "上部消化管集団検診におけるDR化の得失—II/TV方式DRと100mmロールフィルムとの比較—," Medical Imaging Technology 13(3), 239-245 (1995), 小倉敏裕, 藤田広志.
第4章に要約して掲載
8. "ヘリカルスキャンCTを利用した直腸癌の三次元表示," 日本消化器内視鏡学会雑誌 37(6), 1148-1156 (1995), 小倉敏裕, 小泉浩一, 甲斐俊吉, 丸山雅一.
第5章に要約して掲載
- 8'. "3D-CT colonoscopy of colorectal carcinoma," Proc. of International Conference on Virtual Systems and Multimedia, 338-343 (1995), Toshihiro Ogura, Kouichi Koizumi, and Masakazu Maruyama.
第5章に要約して掲載

著書

1. デジタルラジオグラフィの画像評価 (分担執筆) 3-8, 178-183, 放射線医療技術学叢書(7), 日本放射線技術学会出版委員会発行 (1994).

第1章に要約して掲載

2. 図説臨床癌シリーズ 胃癌 (分担執筆) 62-66, MEDICAL VIEW社 (1993).

第2章に要約して掲載

その他参考文献

1. "デジタルラジオグラフィによる大腸疾患の診断と将来への展望," Medical Practice 18(6), 897-902 (1991), 丸山雅一, 増田幸久, 小倉敏裕, 米倉福男.

第2章に要約して掲載

2. "I.I.-TV(2048×2048マトリクス)リアルタイムデジタルラジオグラフィ," 映像情報(メディカル) 23-17(436), 930-934 (1991), 小倉敏裕.

第2章に要約して掲載

3. "消化管領域におけるリアルタイムデジタルラジオグラフィ," MEDIX 21, 14-18 (1991), 増田幸久, 小倉敏裕, 丸山雅一.

第2章に要約して掲載

4. "高精細I.I.-DRとその臨床応用," INNERVISION 7(2), 2-7 (1992), 小倉敏裕,

増田幸久, 丸山雅一.

第2章に要約して掲載

5. "II/TV(2048×2048マトリクス)リアルタイムデジタルラジオグラフィの解像特性と臨床," 総合医用画像技術研究 4(1), 38-41 (1992), 小倉敏裕.

第2章に要約して掲載

6. "I.I./TV-DRにおける被曝線量と物理特性の関係," 日本放射線技術学会雑誌 49(12), 2052-2057 (1993), 小倉敏裕.

第2章に要約して掲載

7. "Relationship of the imaging properties of the I.I./TV based DR system for incident exposures," Japanese Journal of Radiological Technology 12, 149-157 (1994),

Toshihiro Ogura.

第2章に要約して掲載

8. "上部消化管X線検査における撮影管理 5段階評価に対する多変量解析法," 映像情報(メディカル) 19-2(320), 51-57 (1987), 伊藤博昭, 小倉敏裕, 増田幸久, 浜島ちさと, 淵上在弥.

第4章に要約して掲載

本論文に関する学会発表

(題目, 発表者名, 学会名, (開催地, 西暦))

1. 新デジタルラジオグラフィ方式の集検への応用, (藤井彰, 増田幸久, 岡村泰賢, 濱島ちさと, 井上信夫, 加納健次, 小倉敏裕, 梅田潤一郎, 三須雄二), 第29回日本消化器集団検診学会総会, (横浜, 1990).
2. Aspects on II digital radiography in the use of GI tract examination, (Yukihisa Masuda, Toshihiro Ogura, Masakazu Maruyama, Chisato Hamashima, and Akira Fujii), 9th World Congress of Gastroentroy, (MELBOURNE, 1990).
3. 各種消化管X線撮影装置の解像度比較からみた間接X線写真の位置付け, (増田幸久, 岡村泰賢, 濱島ちさと, 秋浜玄, 丸山雅一, 藤井彰, 小倉敏裕, 米倉福男, 高津一郎, 宮城佳宏, 赤平克義, 井上信夫), 第29回日本消化器集団検診学会総会, (横浜, 1990).
4. リアルタイムデジタルラジオグラフィを用いた臨床応用(消化管撮影), (小倉敏裕, 井上信夫, 米倉福男, 宮城佳宏, 高津一郎, 赤平克義, 鶴田重彦, 高橋文隆), 第18回日本放射線技術学会秋期学術大会, (富山, 1990).
5. 高精細IIを使用した間接撮影装置の画像評価, (高津一郎, 赤平克義, 宮城佳宏, 小倉敏裕, 米倉福男, 井上信夫, 鶴田重彦, 高橋文隆, 遠藤哲朗), 第18回日本放射線技術学会秋期学術大会, (富山, 1990).
6. A novel 2048×2048-matrix II/TV based digital radiography system, Imaging properties and its application to gastrointestinal examinations, (Toshihiro Ogura, Hiroshi Fujita, Fukuo Yonekura, Kazuaki Takatsu, Katsuyoshi Akahira, Shigehiko Tsuruta, and Masakazu Maruyama), RSNA'90 76th Scientific Assembly and Annual Meeting,

(CHICAGO, 1990).

7. Technical and clinical evaluations of a 2048×2048-matrix digital radiography system for gastrointestinal examination, (Toshihiro Ogura, Yukihisa Masuda, Hiroshi Fujita, Nobuo Inoue, Fukuo Yonekura, Yoshihiro Miyagi, Kazuaki Takatsu, Katsuyoshi Akahira, Shigehiko Tsuruta, Masami Kamiya, Fumitaka Takahashi, Kazuyuki Oda, Shigeyuki Ikeda, and Kouich Koike), SPIE-The International Society for Optical Engineering, Medical Imaging V: Image physics, (SAN JOSE, 1991).
8. II-TV (2048×2048マトリクス)リアルタイムデジタルラジオグラフィの画質評価, (小倉敏裕, 藤田広志, 高橋文隆), 第47回日本放射線技術学会総会, (京都, 1991).
9. II-TV(2048×2048マトリクス)リアルタイムデジタルラジオグラフィを用いた臨床評価, (小倉敏裕, 米倉福男, 高津一郎, 赤平克義, 清水是雅, 神谷正巳), 第47回日本放射線技術学会総会, (京都, 1991).
10. DRの画質評価, (増田幸久, 濱島ちさと, 岡村泰賢, 丸山雅一, 藤井彰, 米倉福男, 小倉敏裕, 赤平克義, 清水是雅), 第30回日本消化器集団検診学会総会, (東京, 1991).
11. II-TV (2048×2048マトリクス)DR 整形領域への応用, (小倉敏裕, 米倉福男, 赤平克義, 清水是雅, 鶴田重彦, 藤田広志), 第19回日本放射線技術学会秋期学術大会, (熊本, 1991).
12. II-TV(2048×2048マトリクス)DR 骨, 軟部撮影への応用, (小倉敏裕, 伊藤博昭, 坂東孝一, 清水是雅, 鶴田重彦), 第38回日本放射線技術学会, 関東, 東京合同研究発表会, (東京, 1991).

13. デジタルテレビジョン開発技術の現状, (小倉敏裕), 第10回総合医用画像技術研究会, Total Medical Imaging Technology, (東京, 1991).
14. Basic imaging properties of a 2k×2k-matrix II/TV-based digital radiography system and its application on GI tract examinations, (Toshihiro Ogura, Hiroshi Fujita, Fukuo Yonekura, Kazuaki Takatsu, Katsuyoshi Akahira, Yoshimasa Shimizu, and Shigehiko Tsuruta), World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 16th International Conference on Medical and Biological Engineering and 9th International Conference on Medical Physics, (KYOTO, 1991).
15. II-TV方式の2K×2Kマトリクスデジタルラジオグラフィ, 画像評価と消化管撮影への応用, (小倉敏裕, 藤田広志), 第10回日本医用画像工学会, (東京, 1991).
16. デジタル画像系の表示装置の検討, (増田幸久, 濱島ちさと, 岡村泰賢, 丸山雅一, 藤井彰, 小倉敏裕), 第29回日本消化器集団検診学会秋期大会, (福井, 1991).
17. 2K×2KマトリクスII-TV方式のデジタルラジオグラフィの解像特性, (小倉敏裕, 藤田広志), 第48回日本放射線技術学会総会, (東京, 1992).
18. DR間接検診で発見された胃体下部胃癌, (岡村泰賢, 小西ちさと, 丸山雅一, 小倉敏裕), 第31回日本消化器集団検診学会総会, (東京, 1992).
19. DR間接検診で発見された食道癌, (岡村泰賢, 小西ちさと, 丸山雅一, 小倉敏裕), 第31回日本消化器集団検診学会総会, (東京, 1992).
20. DR間接検診で発見された胃体上部前壁胃癌, (小倉敏裕, 岡村泰賢, 小西ちさと, 丸山雅一), 第31回日本消化器集団検診学会総会, (東京, 1992).

21. 新しいII-TV方式の2K×2Kマトリクスデジタルラジオグラフィのノイズ特性, (小倉敏裕, 藤田広志), 第11回日本医用画像工学会, (大宮, 1992).
22. 2K×2KマトリクスII-TV方式DRの解像特性, (小倉敏裕, 藤田広志), 第9回日本医学物理学会, (東京, 1992).
23. シンポジウム「X線画像の最適化—被曝線量の軽減はどこまで可能か—」I.I-TV-DRの立場から, (小倉敏裕), 第15回日本放射線技術学会, 東京部会秋期学術研究発表会, (東京, 1992).
24. シンポジウム (DRにおけるイメージングからファイリングを考える)「画像形成の立場から」特にDRにおいて, (小倉敏裕), 第20回日本放射線技術学会, 関東, 東京部会合同研究発表会, (宇都宮, 1992).
25. II/TV-DRを用いた上部消化管集団検診(DR化の問題点について), (小倉敏裕, 寺沢操, 鶴田重彦, 藤田広志), 第105回医用画像情報学会, (東京, 1993).
26. 2048×2048マトリクスII/TV-DRにおける被曝線量と画像特性の関係, (小倉敏裕, 寺沢操, 鶴田重彦, 藤田広志), 第105回医用画像情報学会, (東京, 1993).
27. シンポジウム X線画像の最適化, II/TV-DRにおける被曝線量と画像特性の関係, (小倉敏裕), 第49回日本放射線技術学会総会, (横浜, 1993).
28. 上部消化管集団検診のDR化(II/TV-DR)の可能性について, (小倉敏裕, 寺沢操, 永野康弘, 滝口智洋, 鶴田重彦, 藤田広志), 第49回日本放射線技術学会総会, (横浜, 1993).

29. II/TV-DRを用いた上部消化管集団検診(画像圧縮と1024×1024マトリクス撮影の可能性), (小倉敏裕, 寺沢操, 永野康弘, 永井一夫, 丸山雅一, 岡村泰賢, 濱島ちさと, 増田幸久), 第32回日本消化器集団検診学会総会, (横浜, 1993).
30. シンポジウム 消化管検査におけるII/TV-DR利用の現状と将来展望, (小倉敏裕), 平成5年度関東放射線技師学術大会, (東京, 1993).
31. II/TV-DRを用いた上部消化管集団検診(DR化への問題点), (小倉敏裕, 藤田広志), 第12回日本医用画像工学会, (東京, 1993).
32. 2K×2KマトリクスII-TV方式DRのノイズ特性, (小倉敏裕, 藤田広志), 第10回日本医学物理学会, (東京, 1993).
33. II/TV-DRを用いた上部消化管集団検診(DR化への問題点), (小倉敏裕, 寺沢操, 永野康弘, 永井一夫, 丸山雅一, 岡村泰賢, 濱島ちさと, 増田幸久), 第31回日本消化器集団検診学会秋期大会, (東京, 1993).
34. 特別講演 DRの臨床応用, (小倉敏裕), 日本放射線技術学会栃木支部秋期研究発表会, (宇都宮, 1993).
35. シンポジウム「胃がん検診の技術的諸問題」II-DRシステムの展望, (小倉敏裕), 第47回日本消化器集団検診学会関東甲信越地方会, (千葉, 1994).
36. II/TV-DR法と100mm-ロールフィルム法の比較, (小倉敏裕), 第108回医用画像情報学会, (東京, 1994).
37. II/TV-DRを用いた上部消化管X線検査におけるCRT診断とFILM診断の比較, (小倉敏裕, 藤田広志), 第50回日本放射線技術学会総会, (横浜, 1994).

38. II/TV-DRを用いた上部消化管集団検診(画像圧縮と1024×1024マトリクス撮影の可能性), (小倉敏裕, 寺沢操, 永野康弘, 滝口智洋, 丸山雅一, 岡村泰賢, 濱島ちさと, 増田幸久), 第32回日本消化器集団検診学会総会, (神戸, 1994).
39. II/TV-DRの上部消化管撮影, 100-mm ロールフィルム法の比較, (小倉敏裕, 藤田広志), 第13回日本医用画像工学会, (東京, 1994).
40. Mass screening of the upper gastrointestinal tract with a 2,048×2,048-matrix image intensifier television digital radiography system, (Toshihiro Ogura and Hiroshi Fujita), RSNA'94 80th Scientific Assembly and Annual Meeting, (CHICAGO, 1994).
41. ヘリカルスキャンCTを利用した直腸癌の内視鏡的三次元表示, (小倉敏裕), 第51回日本放射線技術学会総会, (名古屋, 1995).
42. 3D-CT colonoscopy of colorectal carcinoma, (Toshihiro Ogura, Kouichi Koizumi, and Masakazu Maruyama), International conference on virtual systems and multi media, (GIFU, 1995).
43. デジタルX線画像の画質と被曝-DF画像の画質と被曝, (小倉敏裕, 藤田広志), 日本放射線技術学会 第38回画像分科会 第6回計測分科会 合同分科会, (甲府, 1995).
44. Three-dimensional CT Colonoscopy, Comparison with Colonoscopy and Barium Enema Examination, (Toshihiro Ogura, Kouichi Koizumi, Tomomasa Terahira, and Masakazu Maruyama), RSNA'95 81th Scientific Assembly and Annual Meeting, (CHICAGO, 1995).

45. Three-dimensional helical CT scan images of the gastric cancer, (Shigekazu Ohyama, Toshihiro Ogura, Hiroyoshi Kikuchi, Keiichiro Ohta Takashi Takahashi, Toshifusa Nakajima, Yasumasa Baba, Masaichi Maruyama and Mitsumasa Nishi), WHO-CC for Gastric Cancer 12th International Seminar, 6th General Assembly, (SEOUL, 1996).
46. 胃癌術前診断のためのヘリカル三次元CT, (小倉敏裕, 菊地弘義), 第24回日本放射線技術学会秋季学術大会, (仙台, 1996).
47. 胃ルーチン前壁二重造影法の手技と工夫, (桑田祥孝, 松本史樹, 米倉福男, 坂東孝一, 宮城佳宏, 赤平克義, 高津一郎, 小倉敏裕, 高橋清治, 寺沢操, 池島豊), 第24回日本放射線技術学会秋季学術大会, (仙台, 1996).
48. ヘリカルCTスキャンを用いた胃癌の十二指腸浸潤の三次元表示, (大山繁和, 小倉敏裕, 菊地弘義, 大田恵一郎, 高橋孝, 中島聡徳, 馬場保昌, 丸山雅一, 西満正), 日本癌学会 第55回総会, (横浜, 1996).

