

千葉アンギオ技術研究会会誌

Vol. 2 2005. 5. 21

●第6回千葉アンギオ技術研究会

総合司会：千葉市立海浜病院 放射線科 伊藤 等

製品紹介

トピックス 「 未定 」

第一製薬株式会社

特別講演

司会：千葉大学医学部附属病院 放射線部 木川隆司

血管造影領域における最先端装置の現状と展開

—Dyna CTによる新しい血管造影—

千葉県がんセンター 画像診断部 部長 高野英行 先生

教育講演 1

司会：株式会社ウイン・インターナショナル 佐藤公一

デジタル画像の画質評価 Part1

—MTF、ウィナースペクトルを中心に—

群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部教授 下瀬川正幸 先生

教育講演 2

司会：千葉大学医学部附属病院 放射線部 加藤英幸

臨床における血管造影画像の画質評価

—血管の画質に影響する因子—

山形大学医学部附属病院 放射線部 江口陽一 先生

目次

● 第6回千葉アンギオ技術研究会

開催日：2005年5月21日（土）14:00～

開催場所：ぱ・る・るホール CHIBA 7F 楓の間

総合司会：千葉市立海浜病院 放射線科 伊藤 等

製品紹介

トピックス 「未定」

第一製薬株式会社

特別講演

司会：千葉大学医学部附属病院 放射線部 木川隆司

血管造影領域における最先端装置の現状と展開

—Dyna CTによる新しい血管造影—

千葉県がんセンター 画像診断部 部長 高野英行 先生

教育講演1

司会：株式会社ウイン・インターナショナル 佐藤公一

デジタル画像の画質評価 Part1

—MTF、ウィナースペクトルを中心に—

群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部教授 下瀬川正幸 先生

教育講演2

司会：千葉大学医学部附属病院 放射線部 加藤英幸

臨床における血管造影画像の画質評価

—血管の画質に影響する因子—

山形大学医学部附属病院 放射線部 江口陽一 先生

●おしらせ

●研究会規約

特別講演

「血管造影領域における最先端装置の現状と展開」
—Dyna CTによる新しい血管造影—

千葉県がんセンター 画像診断部 高野英行

フラットパネル技術とコーンビームCT技術が融合したDynaCTという技術がシーメンス旭メディテック社より発表された。この技術の臨床応用研究を行ってきたので、現状と将来性について述べたい。

DynaCTに利用されるフラットパネル検出器(FD, FPD)は、ダイナミックレンジが広く、コントラストが良好であり、Dyna CTは優れた濃度分解能を有する。CTに準ずるアーチファクト補正機能を搭載することで10HU/10mmという密度分解能を実現可能であり、従来からの血管系画像ばかりでなく、CTと同様に軟部組織のVolume Rendering像やMPR像が臨床応用可能となっている。そのvoxelの一辺の長さは同じであることから立方体(cube)を元にした3次元画像が構築される。そのため、Real Cubic Imagingと呼べる。このDynaCTを用いた3次元画像では、動脈が末梢まで描出でき、3次元像を用いたカテーテル挿入血管のナビゲーションが可能である。16列MDCTの3次元画像以上に高い分解能を示している。

3次元画像を基に、塞栓や動注血管を決定したり、従来のCTガイド下生検では難しい斜位方向の穿刺をしたり、することも可能となると考えられる。

教育講演 1

「デジタル画像の画質評価 Part1」 —MTF, ウィナースペクトルを中心に—

群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部 下瀬川 正幸

1. はじめに

近年、放射線画像診断領域では、CR、DF、FPD などの様々なデジタル撮像機器の導入が進んでいる。ユーザが機器導入を検討する際、複数のメーカーから発表されている様々な機器のカタログデータから画質特性を判断することになる。また、最近ではデジタル画像の画質評価に関する学術論文を目にすることも多く、論文の内容を十分に理解するためには画質評価の基礎的な知識を必要とする。さらに、機器導入後に画質特性を測定する機会もあるが、その場合は画質評価の実践的測定法の知識を必要とする。このように画像診断に関する業務に従事する専門技術者にとって、デジタル画像の画質評価についての知識は重要である。

表は放射線画像の主な画質因子と画質評価法についてまとめたものである。画質評価の手法には物理的評価法と視覚的評価法がある。本講演では、鮮鋭度を評価する MTF (変調伝達関数) と、粒状性を評価するウィナースペクトルを中心に解説する。MTF やウィナースペクトルについての理論はすでにだいぶ前に確立されたものと考えてよく、講演内容は多くの人にとって学生時代にすでに習った内容と思う。今回、基礎的な内容について復習しながら、デジタル画像に対して MTF、ウィナースペクトルを適用する際の注意点などを理解していただければ幸いである。

なお、表中の雑音等価量子数 (NEQ)、検出量子効率 (DQE) は SN 比の概念に基づく画質評価法であるが、これについては次の機会 (7 月 9 日開催、第 47 回千葉撮影技術研究会) に解説する予定である。

表 放射線画像の主な画質因子と画質評価法

評価手法	画質因子	画質評価法
物理的評価法	(1)コントラスト	特性曲線
	(2)鮮鋭度	MTF (変調伝達関数)
	(3)粒状性	ウィナースペクトル
	総合的画質など	雑音等価量子数 (NEQ) 検出量子効率 (DQE)
視覚的評価法	総合的画質など	ROC (受信者動作特性) 解析 C-D ダイアグラム

2. MTF

図はデジタル X 線画像システムの基本構成と各コンポーネントの MTF を示す。デジタル X 線画像においては X 線検出器でとらえた X 線強度分布の情報をデジタル化 (標準化 (サンプリング) および量子化) してピクセル値に変換する。この際、サンプリングにより MTF の前提となる位置不変性は成立しなくなり (被写体とサンプリング点との位置関係により同一の被写体であっても画像は変化する)、サンプリング後にピクセル値から直接計算されるデジタル MTF はある幅をもった形で表され正しい解像特性を示さない。このため、サンプリングする直前の MTF (プリサンプリング MTF) でデジタル X 線画像の MTF を評価する機会が多い。測定法は色々あ

るが、中でも Fujita らが開発した合成 LSF 法は有名で¹⁾、多くの論文でこの手法が用いられている^{2,3)}。プリサンプリング MTF はデジタル X 線画像システムの一部の鮮鋭度しか表現していないが、X 線検出器の MTF というデジタル X 線画像システムの最も重要なコンポーネントを含んでいる。

画像処理部や画像出力部を考慮した最終画像の MTF (オーバーオール MTF) は次式で与えられる。

$$MTF_{overall} = \underbrace{(MTF_p * S)}_{\text{デジタルMTF}} \times MTF_f \times MTF_d \quad (1)$$

デジタルMTF

$MTF_{overall}$: オーバーオールMTF

MTF_p : プリサンプリングMTF

MTF_f : フィルタMTF

MTF_d : ディスプレイMTF

S : サンプリング関数

デジタル MTF は正しい解像特性を示さないことから最終的に得られるオーバーオール MTF も厳密には MTF とはいえない。オーバーオール MTF を評価する際は、その特性を十分に理解し、注意深く結果を解釈する必要がある。

(情報キャリア)

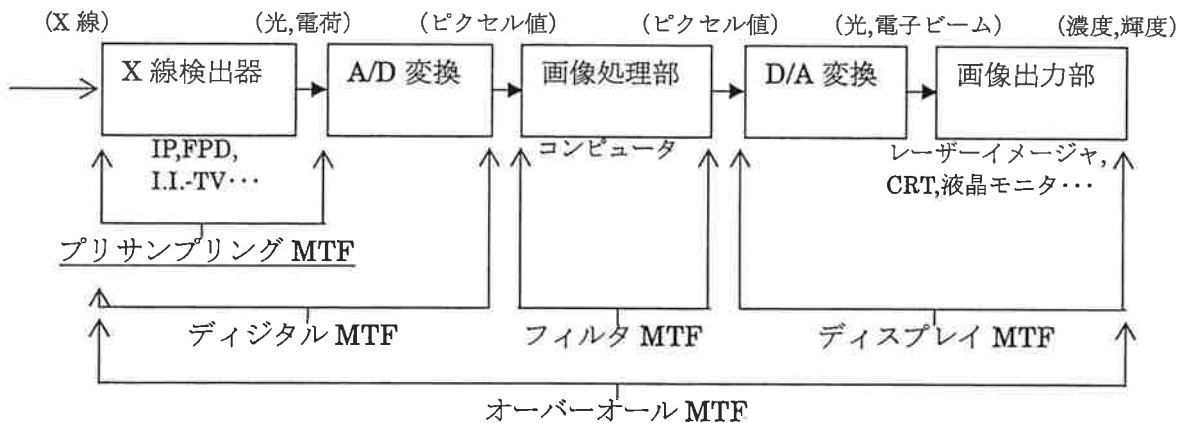


図 デジタル X 線画像システムの基本構成と各コンポーネントの MTF

3. ウィナースペクトル

式(1)と同様に最終画像のウィナースペクトル (オーバーオールウィナースペクトル) を表す。

$$WS_{overall} = \underbrace{(WS_p * S)}_{\text{デジタルウィナースペクトル}} \times MTF_f^2 \times MTF_d^2 + WS_d \quad (2)$$

デジタルウィナースペクトル

$WS_{overall}$: オーバーオールウィナースペクトル

WS_p : プリサンプリングウィナースペクトル

WS_d : 画像出力部の付加ノイズ

プリサンプリングウィナースペクトルはサンプリングアパーチャによるボケの影響で、通常は、

サンプリング後のピクセル値から直接測定できるデジタルウィナーズスペクトルにはほぼ一致する。このことからデジタルX線画像における粒状性はデジタルウィナーズスペクトルで評価する場が多い。また、MTFの場合と異なり、オーバーオールウィナーズスペクトルも最終画像の粒状性の解析に有効である。

4. おわりに

デジタルX線画像における鮮鋭度、粒状性の評価には、通常、プリサンプリング MTF、デジタルウィナーズスペクトルが用いられることを示した。

なお、実際に測定を行う場合は、文献 4~7)が参考になる。また、デジタル画像の画質評価法の教科書としては、文献 8,9)がお勧めである。

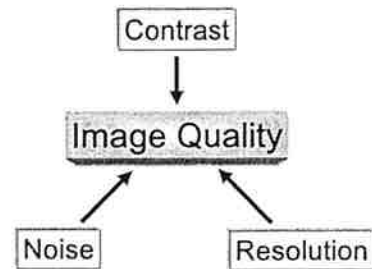
文献

- 1) Fujita H, Morishita J, Ueda K, et al.: Resolution properties of a computed radiographic system. Proc. SPIE 1090, Medical Imaging 3: Image Formation, 263-275, (1989).
- 2) 佐藤正見, 江口陽一, 山田金市, 他: フラットパネルディテクタシステムの画像評価. 日本放射線技術学会雑誌, 57(1), 68-77, (2001).
- 3) 松本政雄, 隅田伊織, 井手口忠光, 他: キヤノンのフラットパネルディテクタについて. 医学物理, 22(4), 232-245, (2002).
- 4) 井手口忠光: 表計算ソフト Excel を用いたプリサンプリング MTF の実践的測定法. INNERVISION, 18(11), 68-75, (2003).
- 5) 松本政雄: 表計算ソフト Excel を用いたエッジ法によるプリサンプリング MTF の実践的測定法. INNERVISION, 19(1), 37-43, (2004).
- 6) 山崎達也: デジタルウィナーズスペクトルの実践的測定法. INNERVISION, 18(12), 40-46, (2003).
- 7) 井手口忠光: FPD を中心とするデジタル画像検出システムの画像特性と測定方法. 画像通信, 27(2), 8-19, (2004).
- 8) 岡部哲夫, 藤田広志 編集: 医用画像工学第2版. 医用放射線科学講座 第14巻, 医歯薬出版(株), 東京, (2004).
- 9) 桂川茂彦 編集: 医用画像情報学. 診療放射線技術選書, 南山堂, 東京, (2002).

血管の画質に影響する因子

山形大学医学部附属病院放射線部 江口陽一

画質を決定する3つの因子



いろんなことが

- Contrast
- Resolution
- Noise

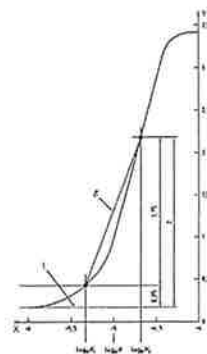
に影響してくる

入出力特性 Contrast

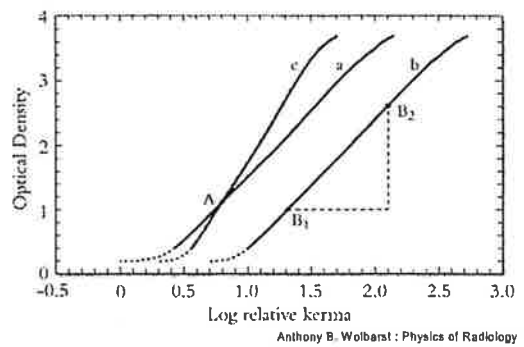


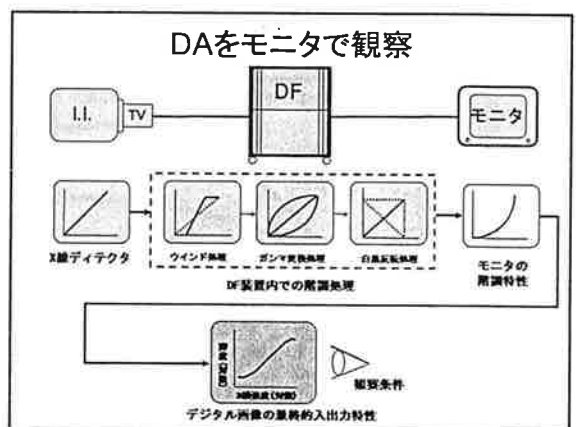
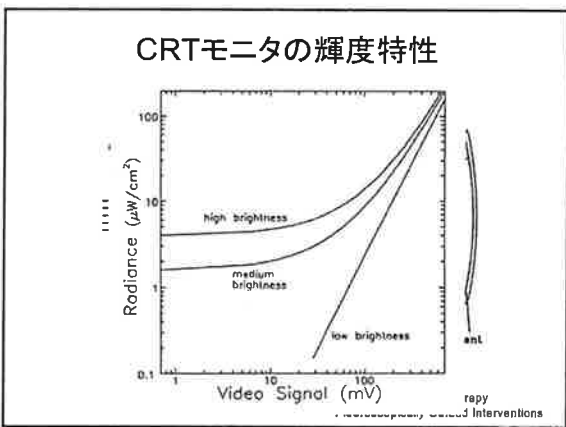
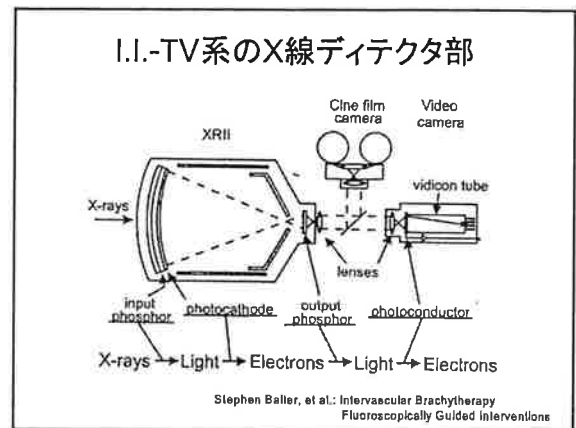
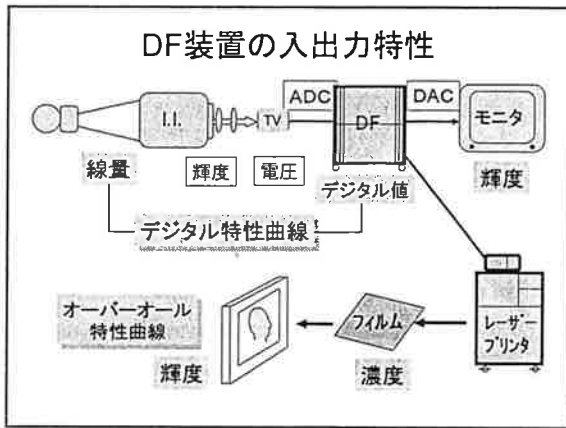
S/F系ではスクリーンと
フィルムで決まる

- Contrast
- Resolution
- Noise



S/F系の入出力特性



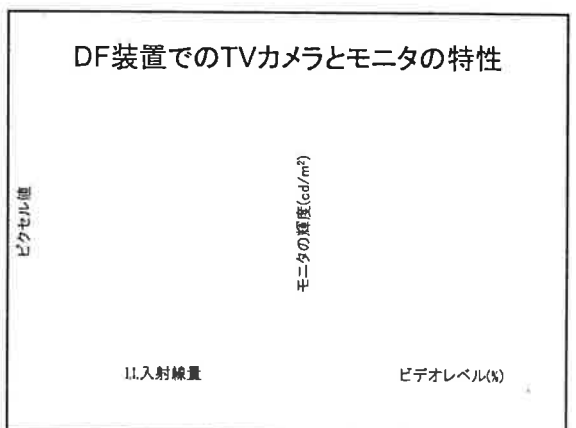


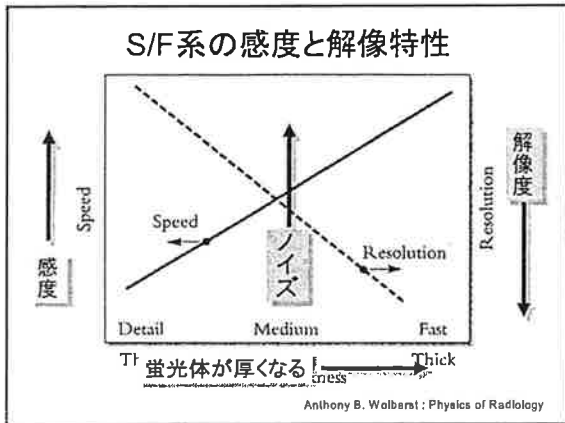
撮像管とブラウン管の特性

ガンマ補正
送り側と受け側の輝度特性を1対1にする
家庭用のテレビジョンではTVカメラ側にガンマ補正回路を入れている

撮像管の入射光 ブラウン管への印加電圧

トランジスタ技術 SPECIAL No.31より

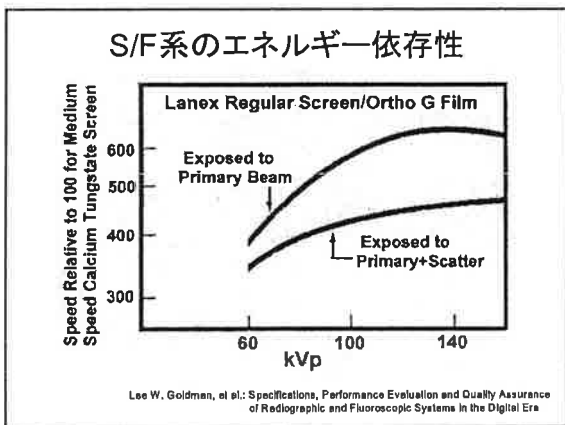




S/F系の感度？

ISO 9236-1
Second edition 2004-02-01

Photography - Sensitometry of screen/film systems for medical radiography -
Part 1: Determination of sensitometric curve shape, speed and average gradient



ISO 9236-1

Table 1 — Beam qualities for the determination of the sensitometric curve shape

Beam quality number	Approximate X-ray tube voltage kV	Half-value layer HVL ^a		Added filtration ^b	
		mm Al	mm Al	mm Cu + mm Al	
I	40	3,0	5,0	0,10 + 1,5	
II	70	5,7	12,0	0,25 + 2,5	
III	90	7,4	13,0	0,25 + 3,5	
IV	120	9,5	19,0	0,20 + 2,9	

^a The tolerance for the HVL is ±2%.
^b The added filter, consisting of copper plus aluminium, is an alternative to the filter, which consists of aluminium only. The aluminium used as filter material shall have a purity of at least 99,4% and the copper a purity of at least 99,9%. If a molybdenum filter is used, the lead layer thickness shall be at least 0,05 mm. The screen-film combination is required to correspond to 2,0 mm of aluminium.

speed

The speed S is calculated from:

$$S = K_0 / K_S$$

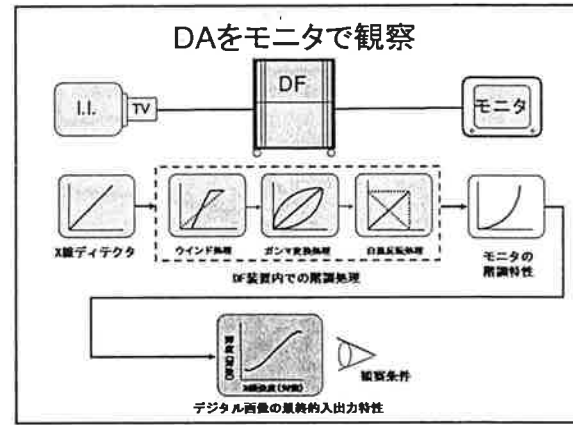
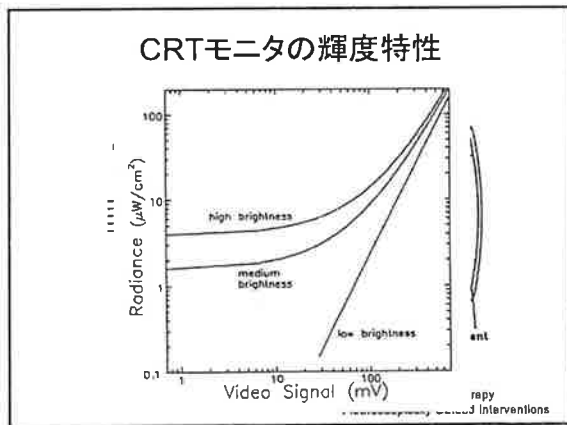
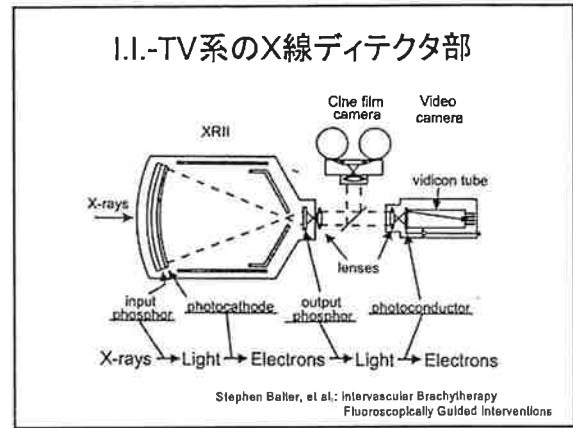
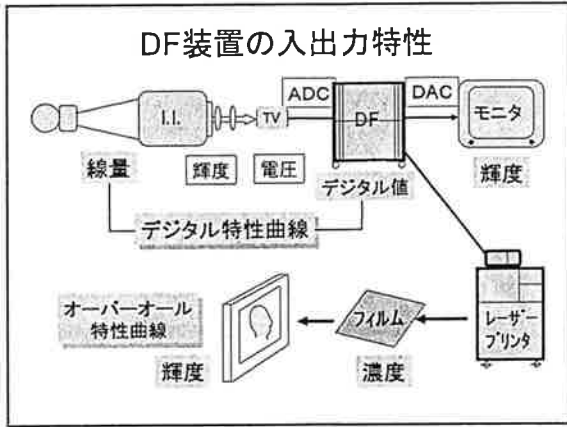
where

K_0 is equal to 10^{-3} Gy;
 K_S is the air kerma (in grays) incident on the combination behind a phantom to produce a net density of 1.0

しかし

デジタル系では

数々のハードウェアの特性、
ソフトウェアの処理で異なってくる



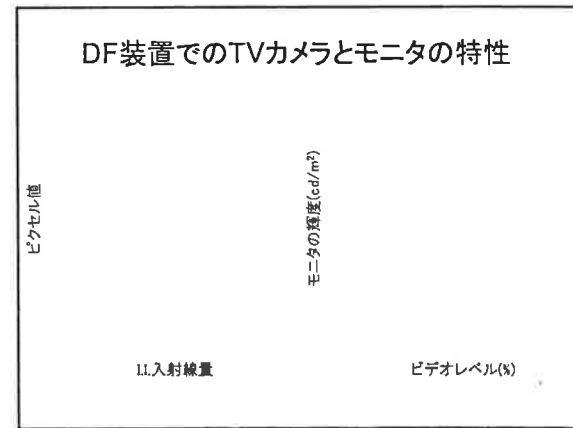
撮像管とブラウン管の特性

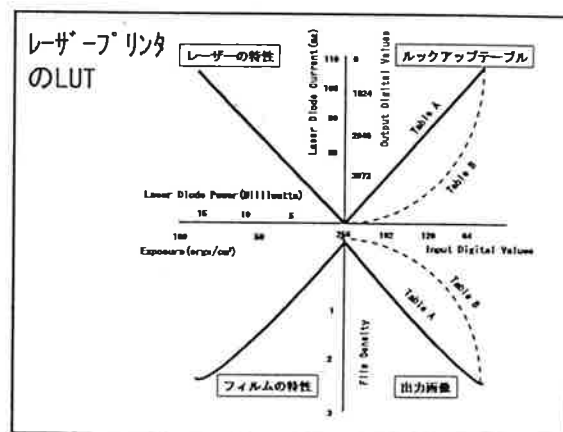
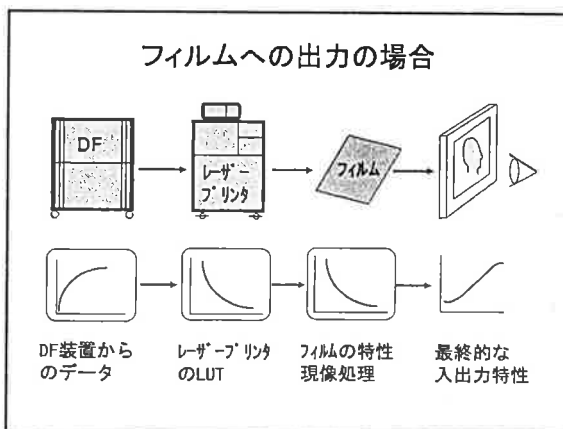
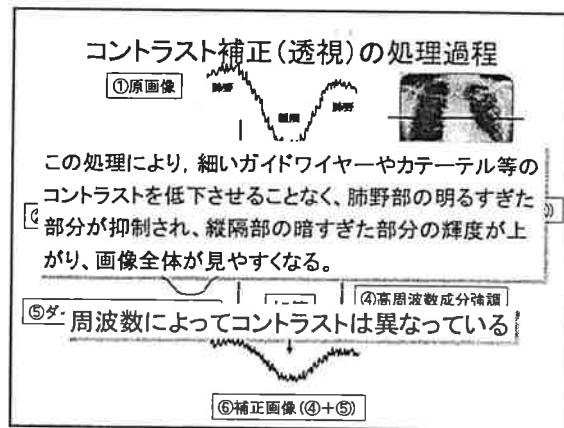
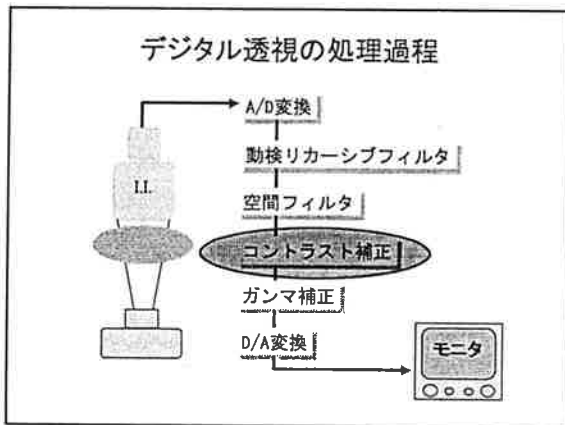
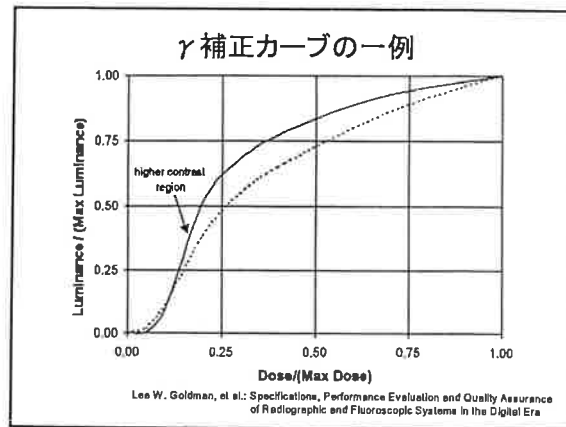
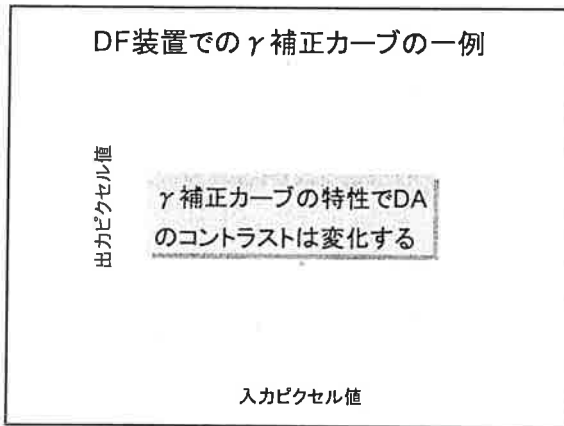
ガンマ補正
 送り側と受け側の輝度特性を1対1にする
 家庭用のテレビジョンではTVカメラ側に
 ガンマ補正回路を入れている

撮像管の入射光

ブラウン管への印加電圧

トランジスタ技術 SPECIAL No.31より






統一された階調特性が必要になってきた

モニタに出力された画像の階調特性

各モニタで



フィルムに出力された画像の階調特性

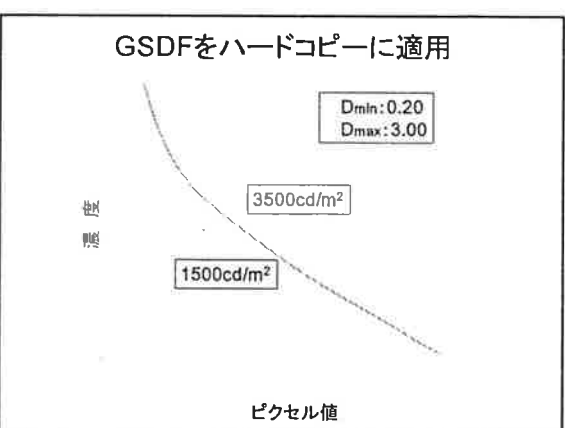
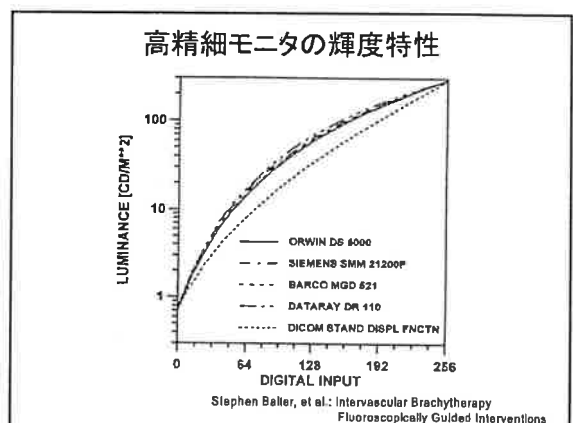
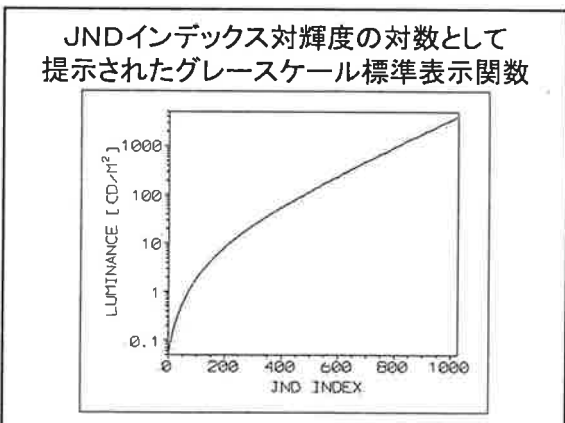
各プリンタで

各施設での画像の階調特性

PS 3.14-2000
医療におけるデジタル画像と通信 (DICOM)
巻14: グレースケール標準表示関数

PS 3.14-2000
Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)
Part 14: Grayscale Standard Display Function

ひとつのグレースケール標準表示関数を用いることで、モニタやプリンタで表示・出力される画像(ソフトコピー、ハードコピー)を同等な階調特性にする



入出力特性
Contrast

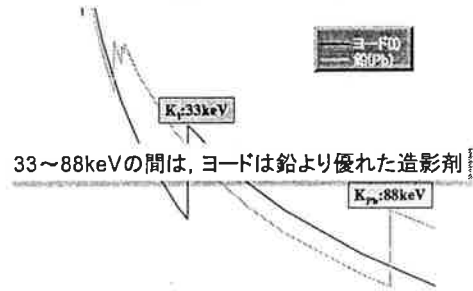
各コンポーネントのそれぞれの
入出力特性の影響を受ける

管電圧

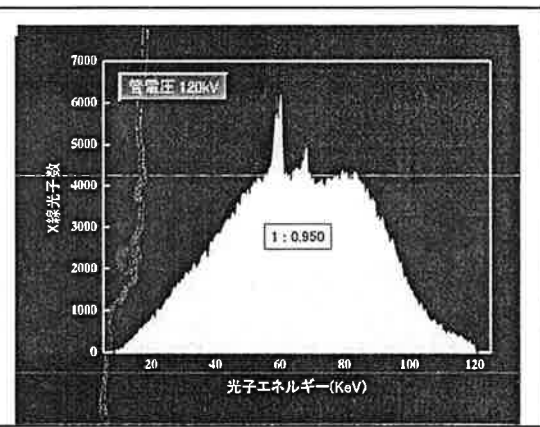
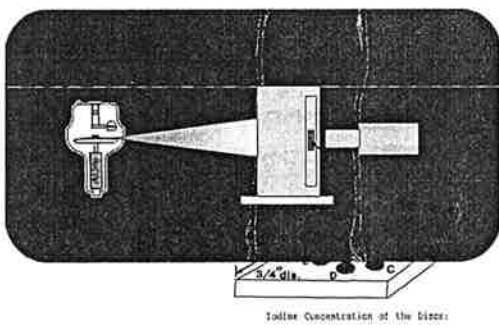
血管造影では

ヨード造影剤のK吸収端33keVを考えれば、
管電圧は70~80 kV程度にするのが望ましい

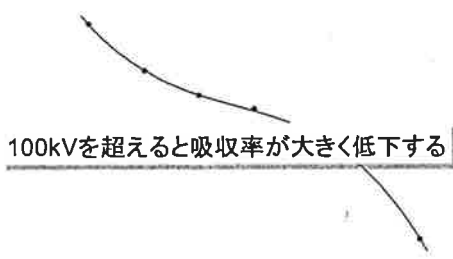
ヨードと鉛の質量減弱係数



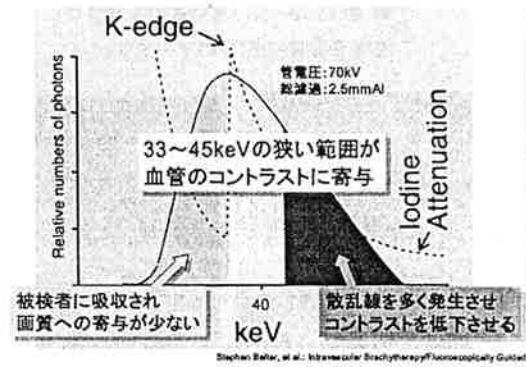
管電圧とヨードの吸収

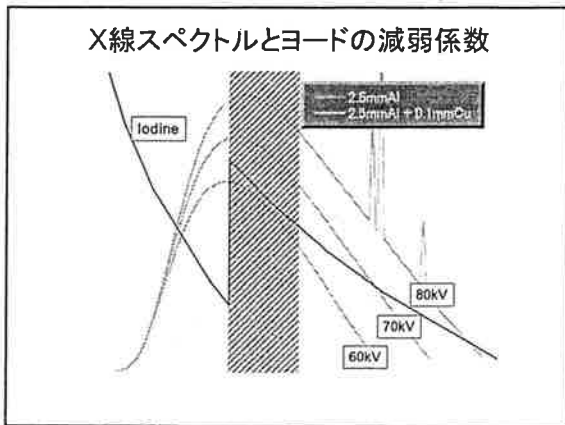


管電圧とヨード20mg/cm²の吸収



X線スペクトルとヨードの減弱係数





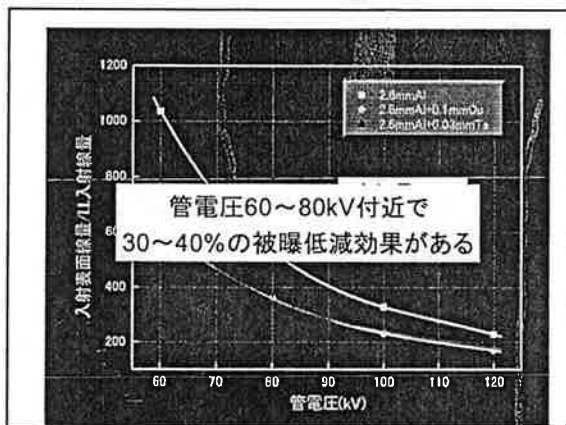
撮影管電圧の理想は？

ヨード造影剤の吸収と被検者の被曝線量を考慮すれば、管電圧は60~70kVで銅の付加フィルタを使用するのが理想的

Stephen Baller, et al.: Intravascular Brachytherapy/Fluoroscopically Guided

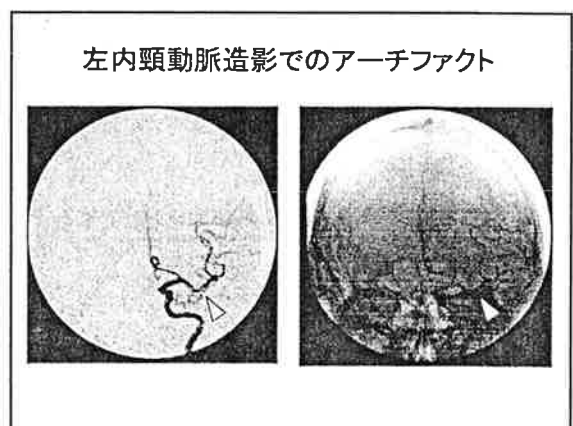
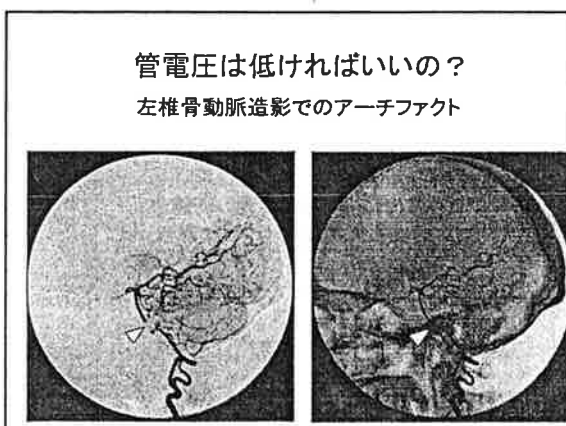
ただし

X線管への負荷が大きく大人の心臓カテーテル検査などでは難しい

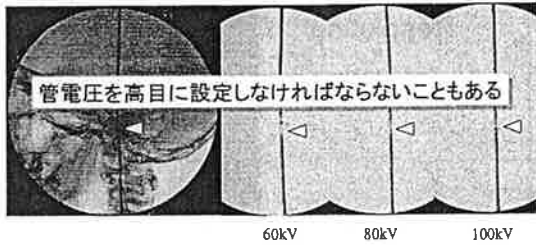


コントラストへの影響

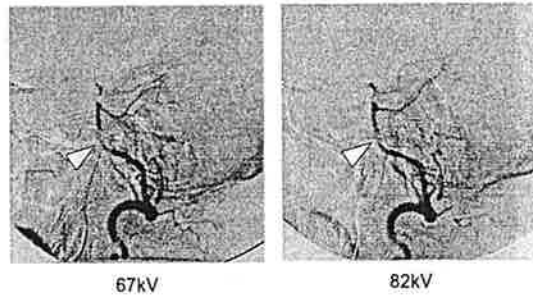
アクリル厚: 17.5cm



管電圧の違いによる血管像の写りかた



管電圧の違いによる血管像の写りかた



山形県の位置



人口

山形県：約125万人

山形市：約25万人

全市町村に温泉がある

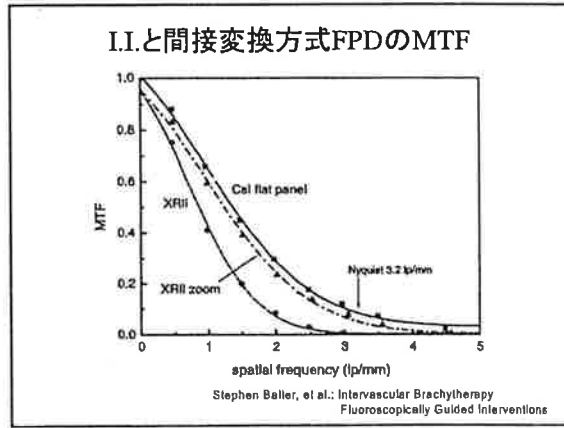
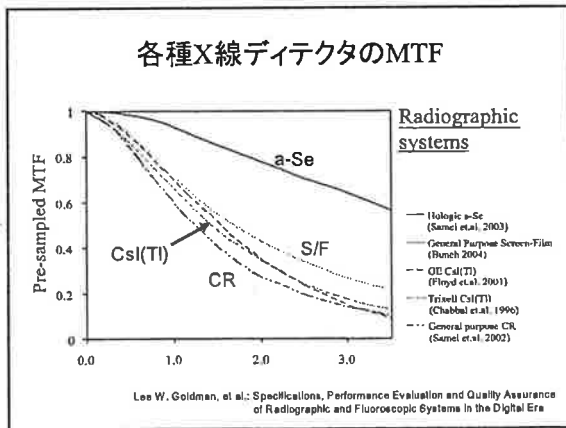
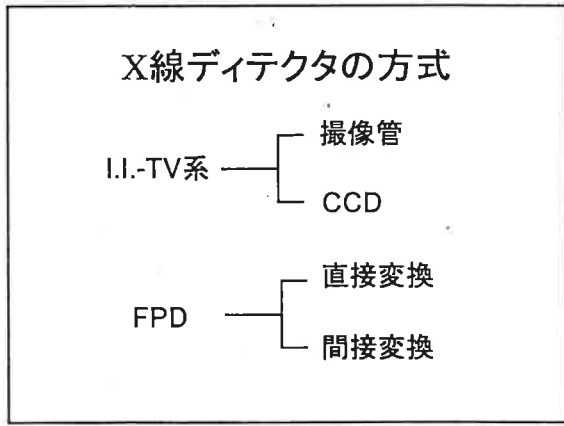
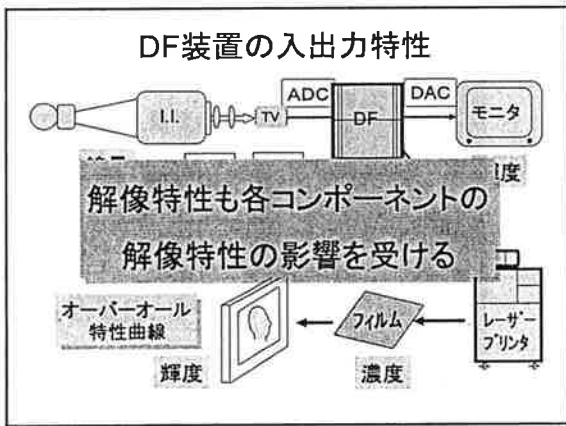
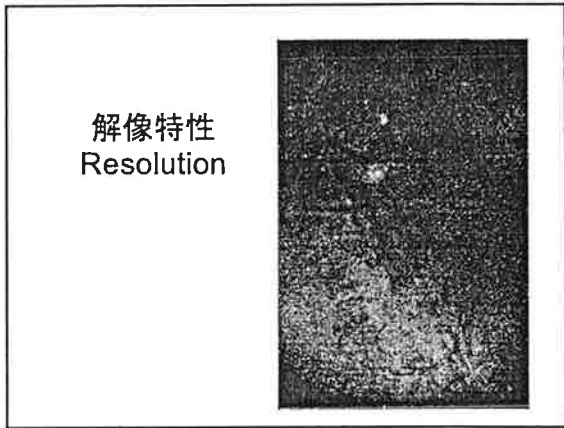


山形市(東から)

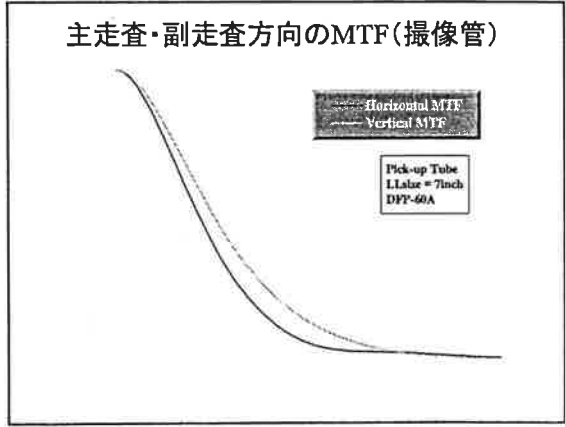
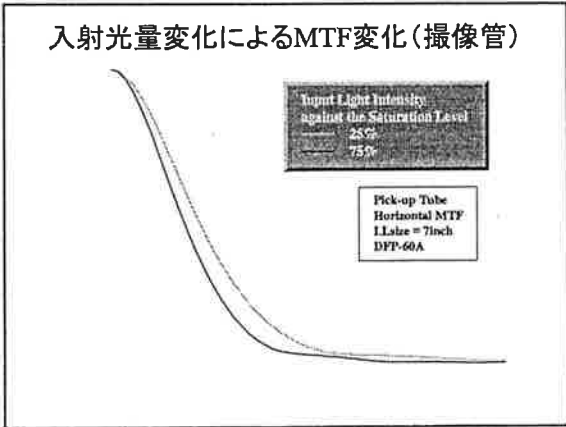
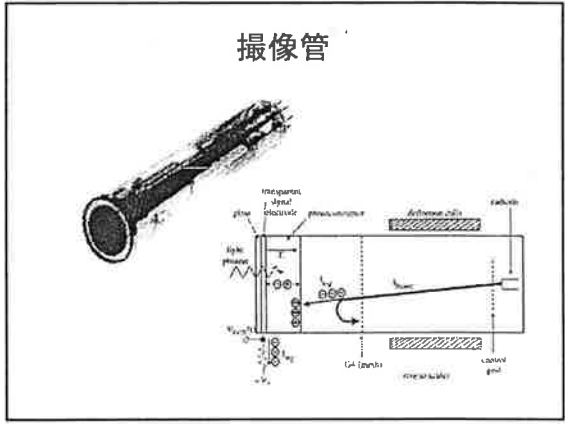
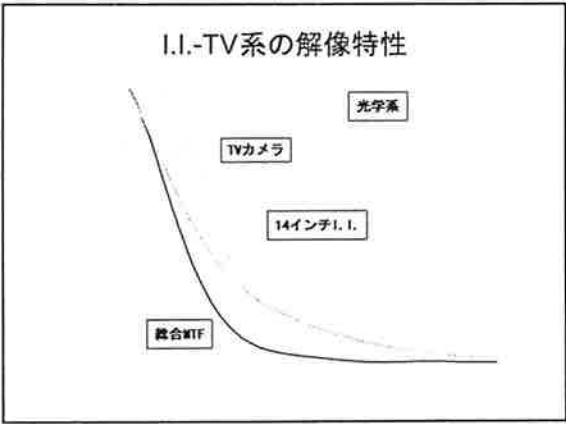
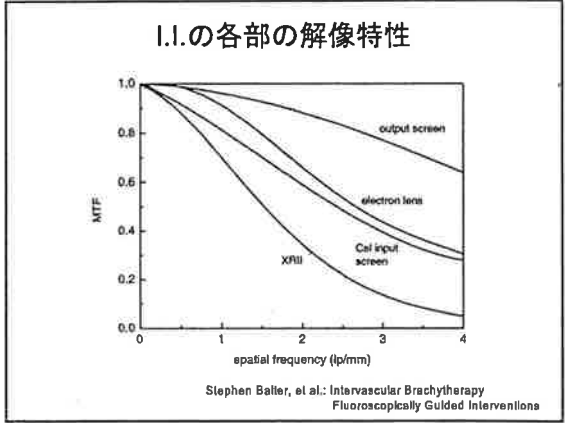


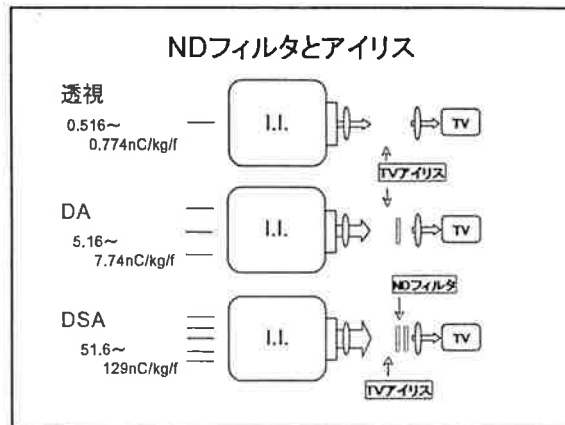
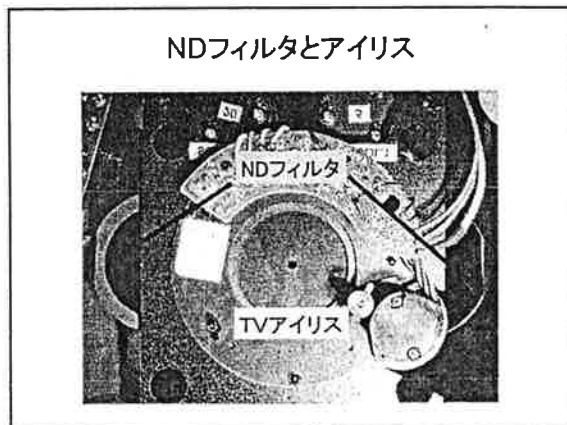
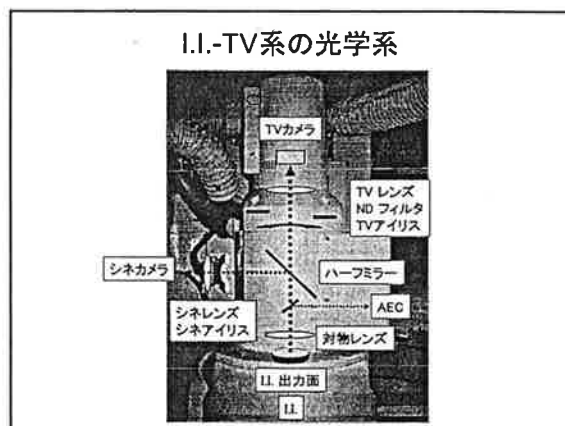
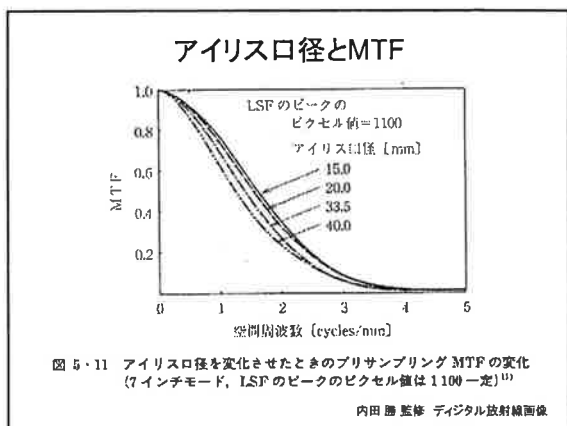
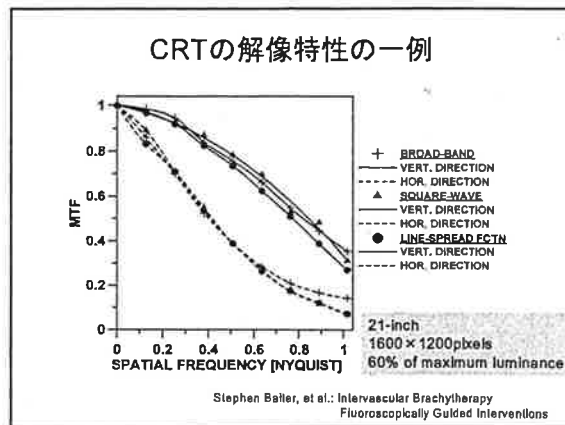
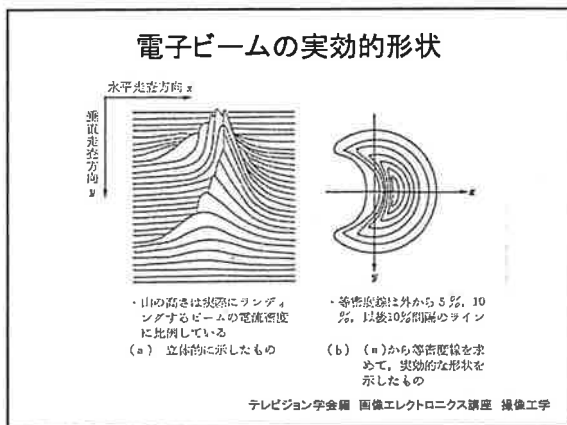
山形市(西から)





I.I.-TV系



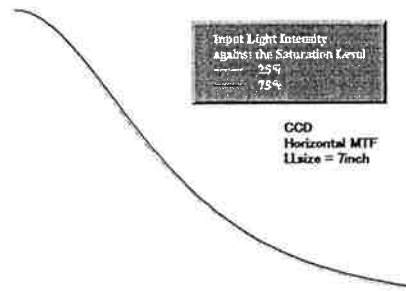


撮像管の解像特性は諸条件で変化する

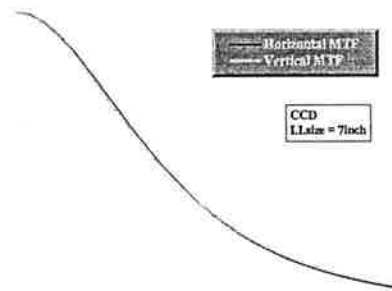
- TVカメラへの入射光量(動作点)
- 主走査・副走査方向のMTF
- TVカメラのアイリス口径

固体撮像デバイスとは？

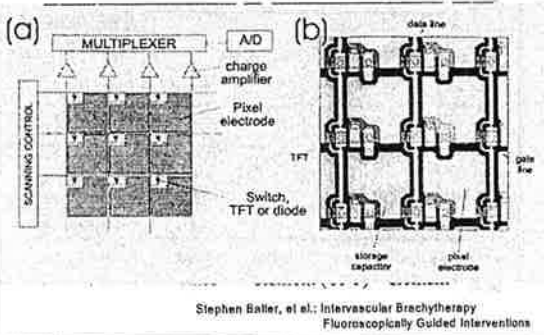
入射光量変化によるMTF変化(CCD)



主走査・副走査方向のMTF(CCD)



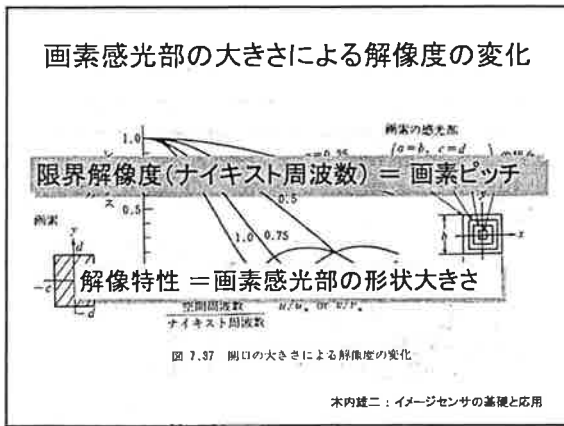
固体撮像デバイスは方向依存性がない？



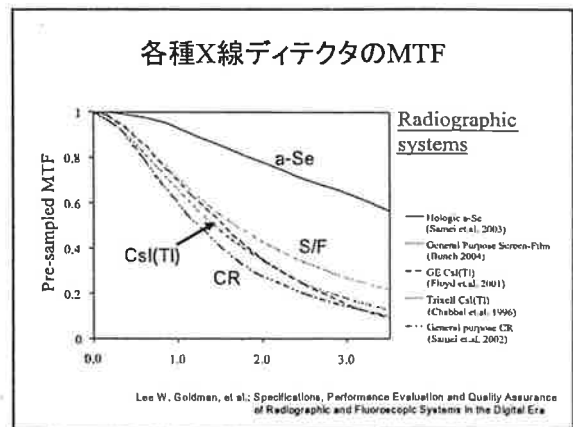
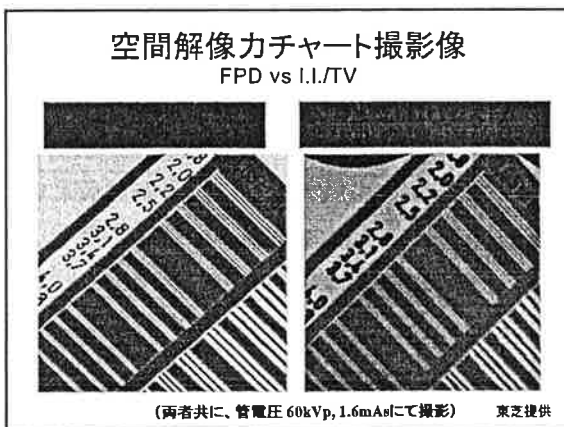
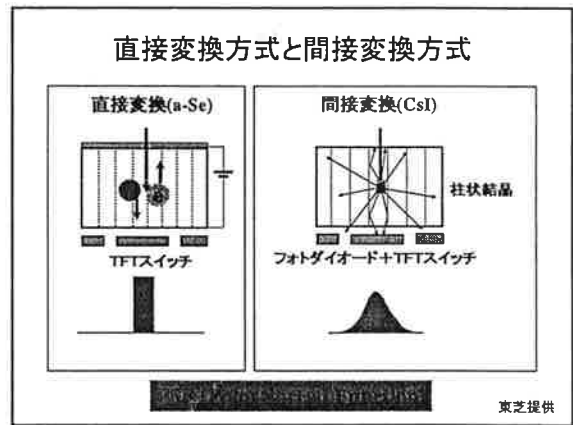
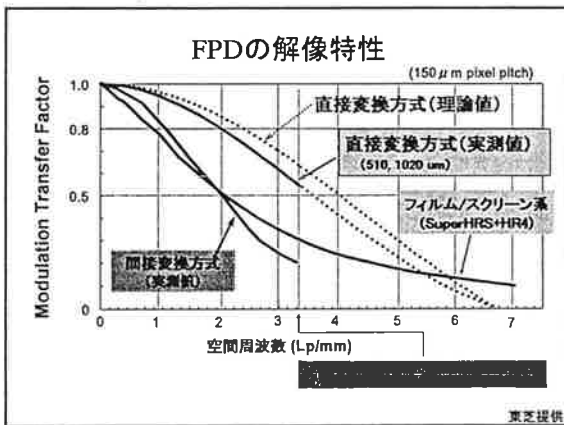
固体撮像デバイスの解像特性

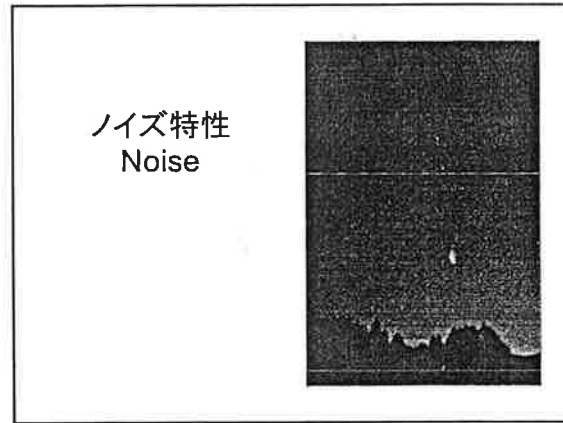
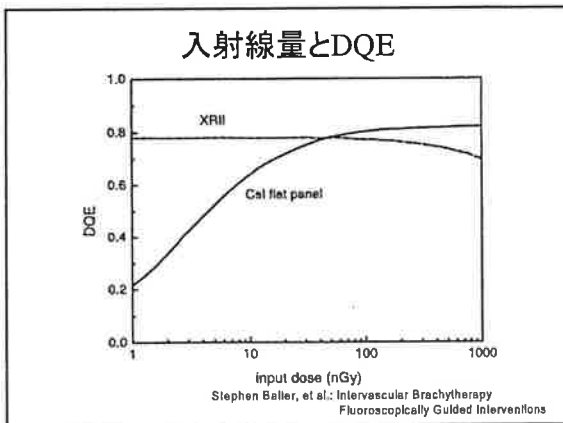
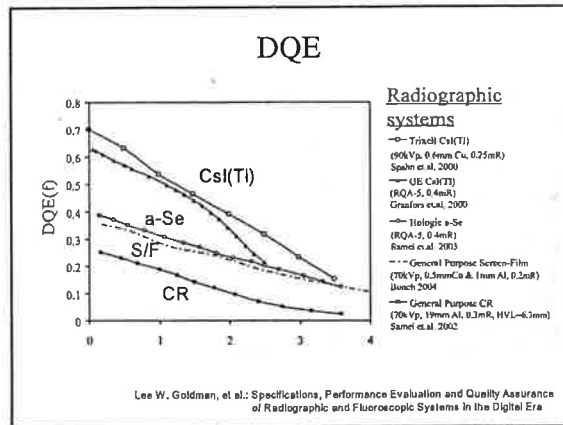
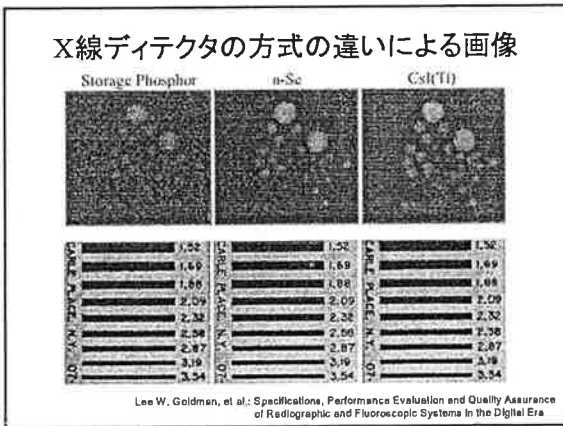
固体撮像デバイスは、各画素が結像面上で明確に分離されているため、画素ピッチと画素感光部の形状大きさで決まる

木内雄二：イメージセンサの基礎と応用

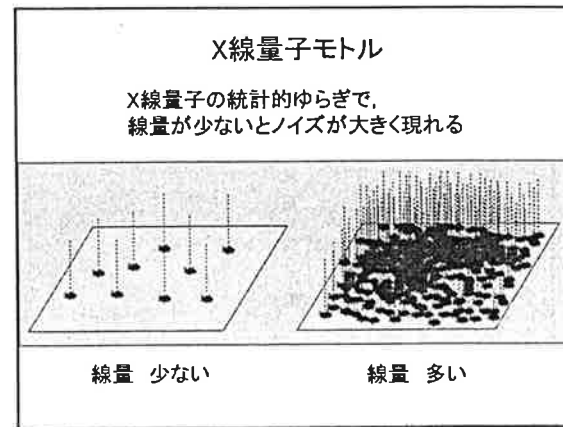


FPD





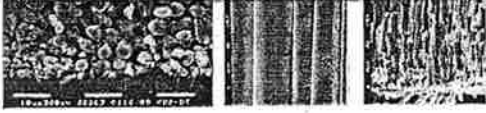
- ### デジタル撮像系の画像ノイズ
- X線量子モトル
 - 構造モトル
 - 電気系ノイズ



構造モトル


IIの入出力蛍光面や撮像管の光導電膜などの構造上、
 一様に製造することが難しい要素があり、それらの不均一
 分布が画像に微かな濃淡構造となって現れるものをいう

DSAのノイズ特性はサブトラクションを
 行うことで構造モトルが打ち消されるため
 主にX線量子モトルの影響が大きい



DSAでは量子ノイズが支配的


Soft tissues
and bones



量子モトル
構造モトル

BEFORE INJECTION
OF CONTRAST MEDIA


Soft tissues,
bones, and vessels



量子モトル
構造モトル

AFTER INJECTION OF
CONTRAST MEDIA

Vessels

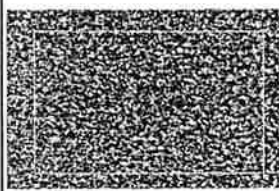
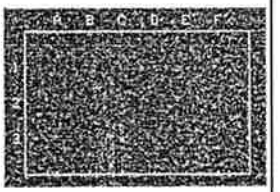


量子モトル

DIFFERENCE

Anthony B. Wolbarsht : Physics of Radiology

線量が少ないと信号が見えない

線量 少ない

線量 多い

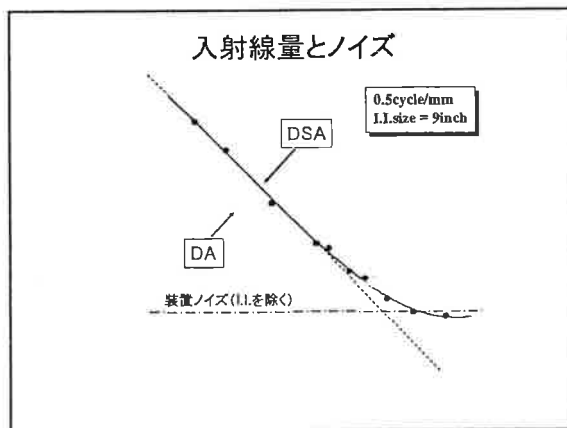
入射線量と識別できる血管径

$$[\mu \text{ l } \rho] t_i \cdot d \propto \frac{1}{\sqrt{R}}$$




μ この式が成り立つのは
 X線量子ノイズが支配的な領域で

d = vessel diameter (cm)
 R = radiation exposure at input of the II

AAPM REPORT NO. 15



II.入射線量の違いによるDA画像

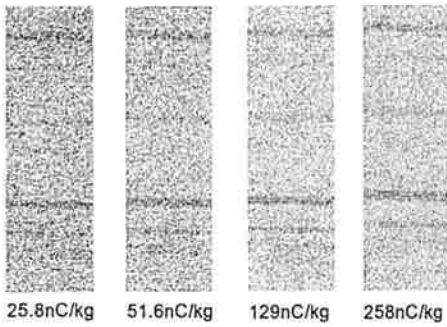




0.516nC/kg

5.16nC/kg

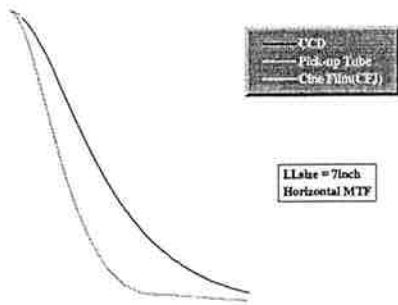
25.8nC/kg

II.入射線量の違いによるDSA画像

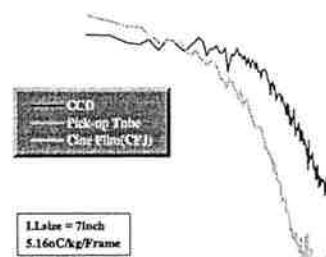


ノイズ特性は解像特性
の影響を大きく受ける

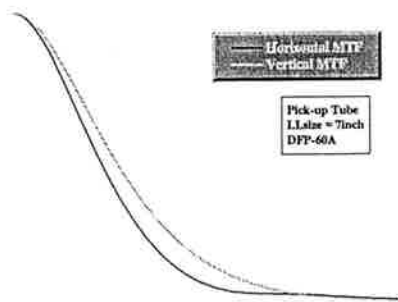
CCD・サチコン・シネフィルムのMTF



CCD・サチコン・シネフィルムのWS

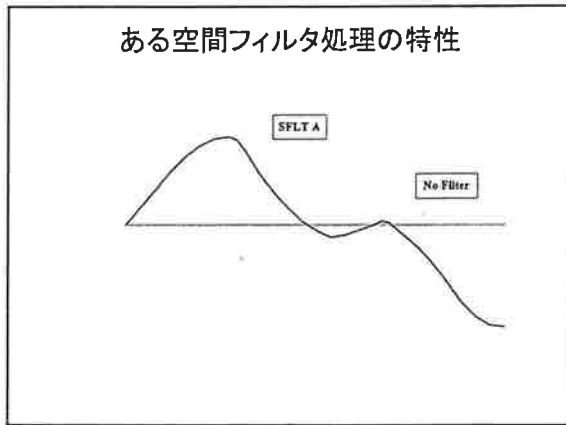


主走査・副走査方向のMTF(撮像管)



主走査・副走査方向のWS(撮像管)





DSAのノイズは線量に依存する

X線ディテクタへの入射線量

CR, FPD, II-TV

X線ディテクタへの入射線量を変えることができるのはデジタルシステムの特徴

入射線量と画質を理解し、その線量を決めるのが放射線技師の責務の一つである

X線ディテクタへの入射線量

Operational Mode	RHE* Range (nC/kg)	RBE Range (μR)
Normal fluoroscopy†	0.39-0.65	1.5-2.5
High-dose fluoroscopy‡	0.77-1.55	3-6
Cine film fluoroscopy‡	2.58-3.87	10-15
Digital angiography‡	12.9-25.8	50-100
Digital subtracted angiography‡	12.9-25.8	500-1,000
Screen-film imaging (410) speed§	77.4	300

Note.—Values are for an average intensifier with a 23-25-cm field of view without a grid at 80 kVp.
*RHE = receptor entrance exposure, 1/15 view frame.
†Per image.
‡Per image.
§Per image.

Mahadevappa Mahesh
RadioGraphics 2001; 21:1033-1045

X線ディテクタへの入射線量

モード	17フレームあたりI.I.又はスクリーンに入射する線量
透視	0.56~1.88nC/kg (2.17~7.29 μR)*1
DA/cine	4.26~16.8nC/kg (16.5~65.1 μR)*1
DSA	25.8~129nC/kg (100~500 μR)
スクリーン/フィルム	
Lanex600/TMH	23.2nC/kg(90 μR)*2

*1 I.I.視野サイズ 34インチ (佐藤ら, 日放技学誌, 54(5),1998)
*2 速度1.0(ネット)を得るに必要な線量 80kV, 20mmAl付加フィルタ
コニカXO-500,35°C,90秒処理

フィルム撮影何枚に相当するの

Table 4
Radiographic Equivalencies of Receptor Entrance Exposures for Various Fluoroscopic Imaging Modes

Operational Mode	REE* per frame (mGy)	Film†	Equivalent No. of Radiographs
Normal fluoroscopy‡ for 1 min	0.52 ± 27	12	36
High-dose fluoroscopy‡ for 1 min	1.55 ± 42	36	109
Cine fluoroscopy‡ run for 1 min	3.87 ± 15†	90	270
Digital subtraction angiography*	258 (1,000)†	333	1,000

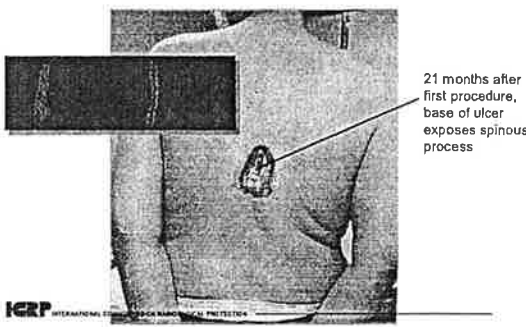
*REE = Receptor Entrance Exposure
†Film in 100% Dose Rate
‡Average
§Number
¶Ten min

S/F(400-speed) : REE 77.4nC/kg(300 μ R)
の何枚分の線量に相当するか

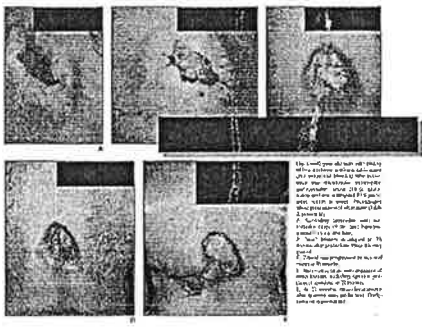
DSAを1回10フレーム×10回撮影=100フレーム
DSA1フレームの線量258nC/kg(1000 μ R)×100=100000 μ R
100000 μ R ÷ 300 μ R = 333.3333...

Mahadevappa Mahesh,
RadioGraphics 2001; 21:1033-1045

Example of chronic skin injury due to cumulative skin dose of ~20,000 mGy (20 Gy) from coronary angiography and x2 angioplasties



皮膚障害の症例(TIPS)



Titus R. Koenig, et al: AJR 177, July 2001

ご清聴ありがとうございました



お知らせ

第 4 7 回千葉撮影技術研究会開催のお知らせ

開催日：平成 1 6 年 7 月 9 日 (土) 午後 1 時 30 分

開催場所：ポートプラザホテル 2F ロイヤル

メインテーマ：『FPD 搭載型 X 線 TV 装置の現状と展望』

共催メーカー講演

教育講演 「デジタル画像の画質評価 Part2」

群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部教授

下瀬川 正幸先生

FPD ユーザー発表

島津：「直接変換方式 FPD 搭載、Sonialvision Safire の使用経験」

信州大学医学部附属病院 放射線部 平野 浩志先生

東芝：演題未定

亀田メディカルセンター 画像診断室 平野千賀也先生

日立：演題未定

国立がんセンター中央病院 放射線診断部 小笠原 哲先生

討論会 (発表者と各メーカー)

記念講演 講演内容未定

守田文範先生 (千葉大学医学部附属病院放射線部前技師長)

第 216 回 循環器画像技術研究会

開催日：2005 年 6 月 18 日 (土) 15:00~18:00

場 所：NTT 東日本 関東病院 4F カンファレンスルーム

東京都品川区東五反田 5-9-22

最寄駅：五反田駅 (JR 山手線、都営浅草線、東急池上線)

会 費：会員 500 円、非会員 1000 円、学生 無料

司会 田島 修 君

◎テクニカルディスカッション 15:00~15:30

国立大学法人 千葉大学医学部附属病院 梅北 英夫 君

◎講演 15:30~16:30

Endovascular Neurosurgery の現状と未来

東京慈恵会医科大学附属病院 脳血管内治療部 荻原 正幸 先生

◎基礎教育講座 16:40~18:00

明日から読める IVUS

(株)ボストンサイエンティフィック 森田 由紀 氏