

【画像情報研究会】

平成 28 年度 夏季学術大会報告

今年度の夏季学術大会における画像情報研究会は「画像評価をもっと知ろう！」をテーマに掲げ、教育講演 2 演題と 4 モダリティからの発表で構成されたシンポジウムならびに総合討論が開催された。今年は初の広島開催ということもあって例年以上に参加者が多く、午前午後とも 86 名の方が本研究会に参加した。学生の参加も多く、終始一生懸命メモを取っている姿が印象的だった。

近年の放射線技術学は細分化が進み、それぞれの分野に特化した研究スタイルや評価方法を見る機会が増えてきた。研究者自身も今まで以上にその領域へ深く踏み込まなくてはならず、自身が専門とする領域以外に目を向ける余裕すらないのが現状である。

本研究会の目的は、専門分野の枠を超えた共通テーマにて様々な分野を見直すことで、自身の専門領域における問題解決や新たな疑問の発見を手助けすることである。

午前中は、教育講演 I にて画像評価の根幹をなす物理評価と視覚評価について、その原理の基礎的な講演がなされた。教育講演 II では視覚評価の代名詞と言っても過言ではない ROC 解析と、測定によって得た値を意味のある計測値へと生まれ変わらせる統計手法の解説がなされた。いずれの内容も、学生時代とは異なり、その意味をすんなりと理解できたのではないのでしょうか？

午後からは、「画像評価をもっと知ろう！」と題した各画像検査モダリティ固有の画質評価方法の原理と計測方法および利用方法についてのシンポジウムが行われた。最後の総合討論では会場からも活発な意見が飛び交い、本領域に対する関心の高さが窺えた。

本報告書では、学術大会のプログラムを記載し、講演スライドの一部も記載した。

代表世話人 えだクリニック 内田幸司

「夏季学術大会プログラム」

日時 平成 28 年 7 月 3 日 (日) 10:00~15:00

会場 広島大学 霞キャンパス

テーマ 「画像評価をもっと知ろう！」

【午前の部】 10:00~12:00

司会 広島国際大学 川下郁生
広島大学病院 西丸英治

◆教育講演 I

「画像評価の基礎 (物理評価と視覚評価)」

徳島文理大学 石井里枝 先生

◆教育講演 II

「臨床研究における ROC 解析と統計手法」

香川大学医学部附属病院 西本尚樹 先生

【午後の部】 13:00~15:00

司会 鳥取大学医学部附属病院 福井亮平
島根県立中央病院 細越翔太

◆シンポジウム

1. 「FPD 領域における画質評価」

広島国際大学 井上聖 先生

2. 「CT 領域における画質評価」

山口大学医学部附属病院 久富庄平 先生

3. 「MRI 領域における画質評価」

神戸大学医学部附属病院 京谷勉輔 先生

4. 「RI 領域における画質評価」

川崎医科大学附属病院 甲谷理温 先生

◆総合討論

画像評価の基礎 (物理評価と視覚評価)

徳島文理大学 保健福祉学部
診療放射線学科
石井 里枝

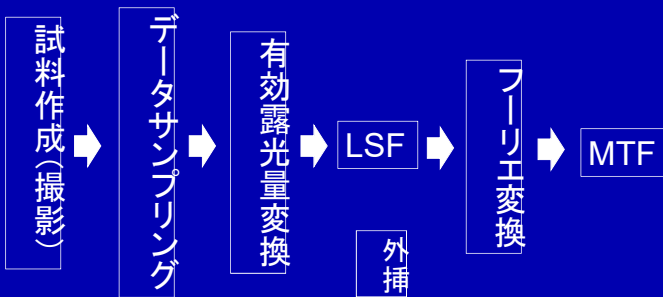
本日の内容

- 物理評価の種類
 - ✓ 解像特性
- 視覚評価
 - ✓ Burger phantom
(実験計画・倫理審査)



試料作成時と解析時の注意点

解像特性(スリット法)



グリッド無しで

試料作製条件

おすすめ文献

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)

- ・ アライメントの確認法
- ・ 曝射線量の指標
- ・ 画像データの取り扱い
- ・ Excelを用いた解析法

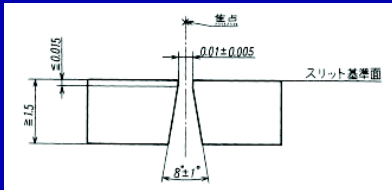


1項目ずつ確認しながら解析→手法を理解

解像特性:スリット法

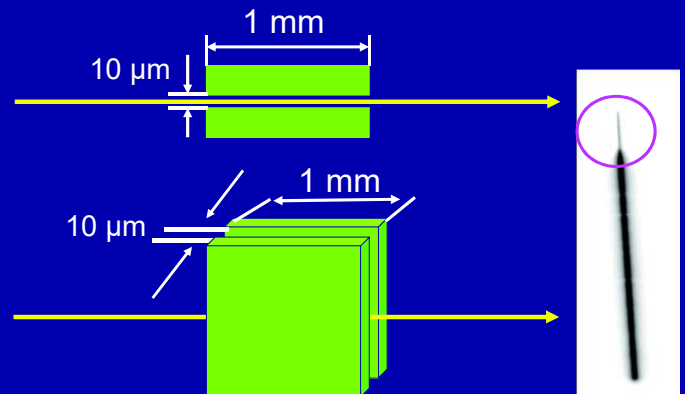


X線管焦点測定(JIS Z 4704)



スリット像

スリットのアライメント



正確に入射角度を調整しないとスリットは写らない

スリットの撮影条件

アナログ

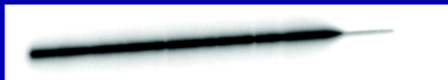
- 低露光試料: スリットのピーク濃度2~2.4程度
- 高露光試料: 低露光量の5倍の線量
つなぎ合わせて1本のLSFに

デジタル

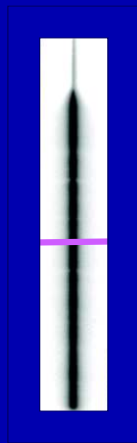
検出器の最高デジタル値の80%



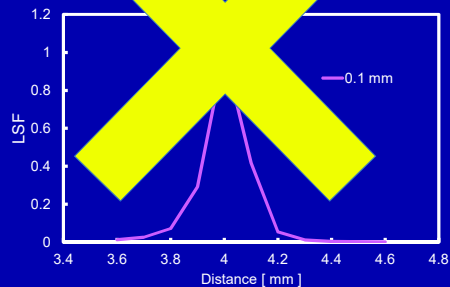
スリット像のピークのデジタル値



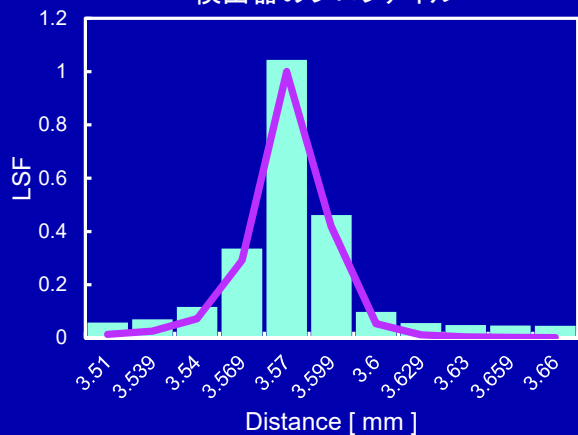
スリット像からLSFの元データを取得しよう!



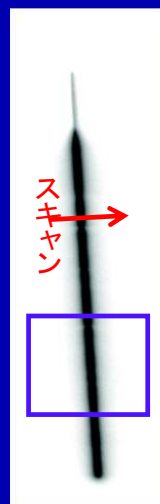
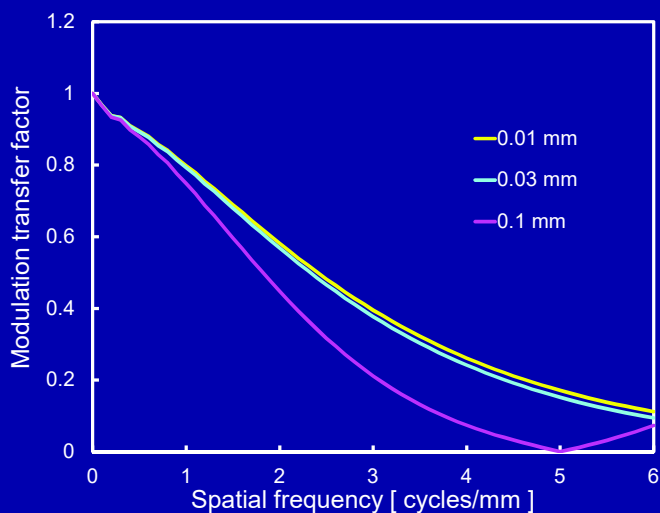
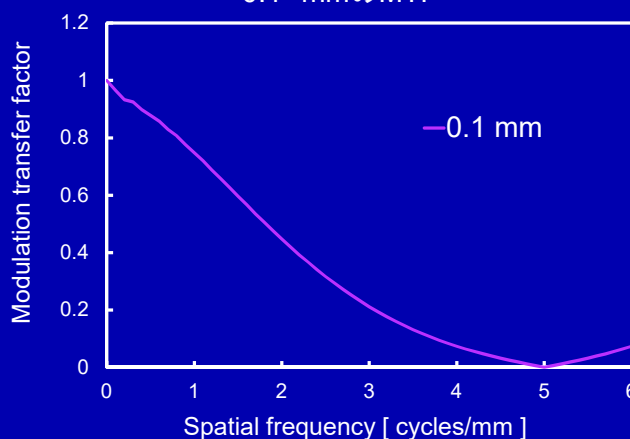
サンプリングピッチ0.1 mmの検出器
スリット像のプロファイルをLSFに!



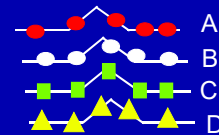
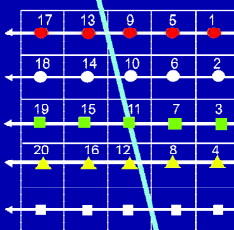
サンプリングピッチ0.1 mmの
検出器のプロファイル



サンプリングピッチ
0.1 mmのMTF

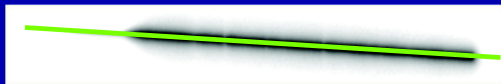


Slit image



Fujita, H., Tsai, D.Y., Itoh, K., et al. : A Simple Method for Determining the Modulation Transfer Function in Digital Radiography. IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, 11(1),34-39,1992.

正しい合成範囲の選択

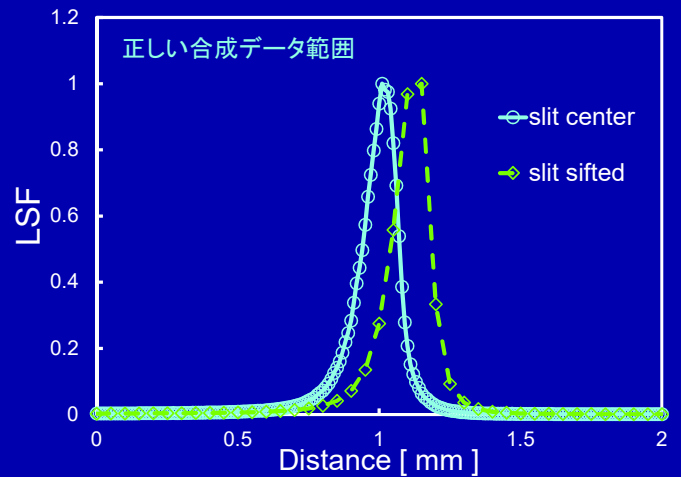


1782	1789	1755	1740	1726	1719	1607	1595	1589	1585	1583	1575	1555	1556	1462	1456	1438	1437	1439
2013	1986	1979	1976	1973	1966	1818	1797	1798	1785	1776	1769	1770	1760	1620	1617	1604	1601	1591
2270	2251	2226	2220	2216	2222	2053	2042	2032	2020	2012	2006	1991	1986	1841	1826	1827	1829	1807
2534	2505	2486	2491	2489	2485	2307	2305	2298	2279	2265	2256	2241	2234	2088	2056	2048	2045	2032
2760	2730	2732	2750	2757	2752	2574	2563	2580	2557	2551	2535	2523	2508	2333	2314	2310	2305	2291
2940	2902	2898	2858	2866	2867	2822	2817	2817	2825	2815	2798	2783	2763	2596	2591	2587	2573	2562
2908	2950	2956	3011	3031	3032	2993	2992	3005	3014	3014	3005	2990	2980	2847	2840	2832	2824	2816
2340	2353	2409	2483	2533	2558	2921	2949	2982	3009	3022	3018	3026	3037	3021	3019	3008	3007	3003
1910	1910	1939	1990	2019	2052	2297	2335	2372	2421	2464	2491	2515	2564	2950	2985	2986	3011	3026
1545	1560	1584	1617	1651	1682	1874	1895	1923	1957	1990	2014	2042	2058	2326	2380	2399	2447	2482
1238	1256	1262	1280	1333	1362	1515	1532	1571	1591	1627	1648	1656	1683	1908	1937	1960	1970	1988
1018	1024	1003	1036	1048	1082	1244	1265	1281	1297	1327	1329	1325	1357	1553	1566	1598	1622	1634
767	785	795	832	826	836	957	974	1010	1024	1046	1052	1064	1076	1240	1283	1284	1285	1317

9ピクセル

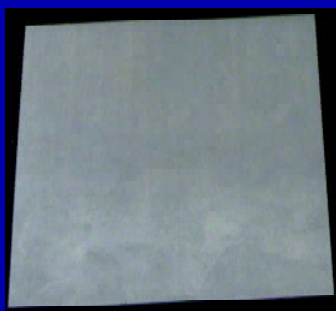
7ピクセル

0.01mm リサンプリングデータ



解像特性: エッジ法

1 mm厚
タングステンエッジ



乳房用にも使用可能

0.8 mm厚
ステンレスエッジ
(乳房撮影用)



試料作製条件

おすすめ文献

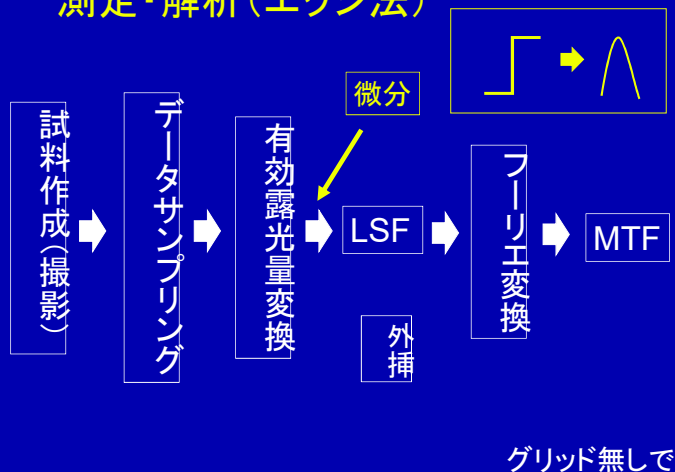
表計算ソフトExcelを用いたエッジ法によるプリサンプリングMTFの実践的測定法(INNERVISION(19・1), 37-43, 2004)

- 曝射線量の指標
- 画像データの取り扱い
- Excelを用いた解析法

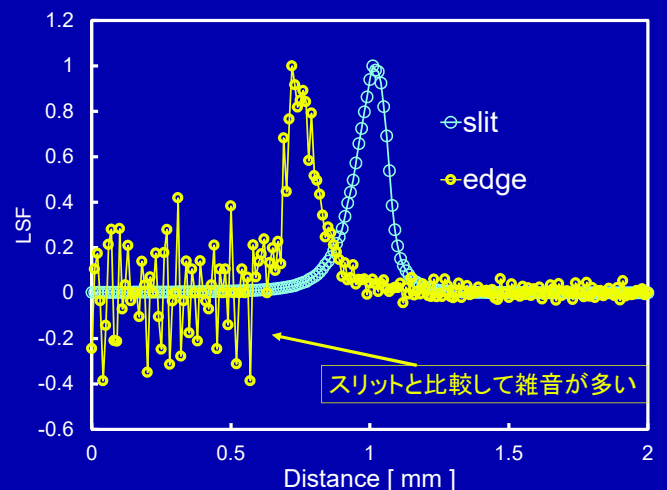


1項目ずつ確認しながら解析→手法を理解

測定・解析(エッジ法)

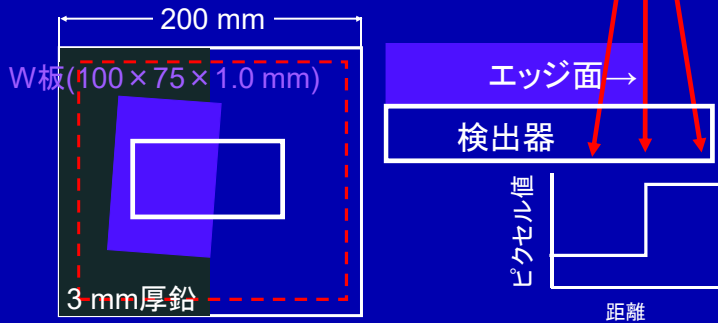


0.01mm リサンプリングデータ



エッジの撮影

- エッジ面に対してX線を垂直に入射する
- エッジ面を約3° 傾斜する
- 一次X線部分のピクセル値は最高ピクセル値の80%程度になる撮影条件とする



エッジ角度の調整



完全スコヤ：
直角の確認用工具



エッジの合成法

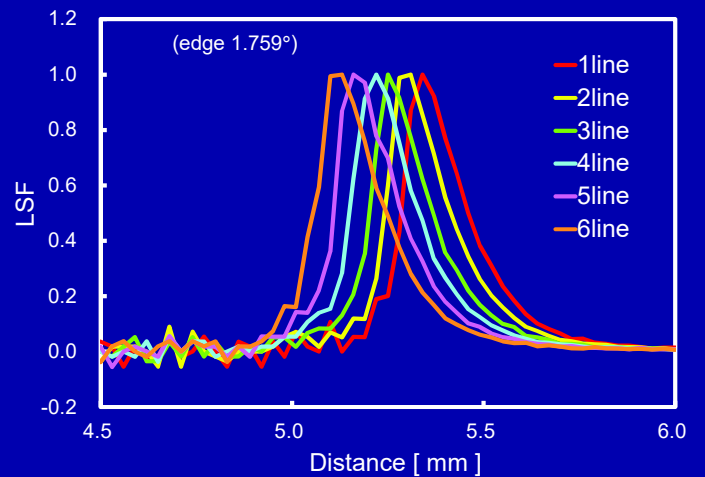
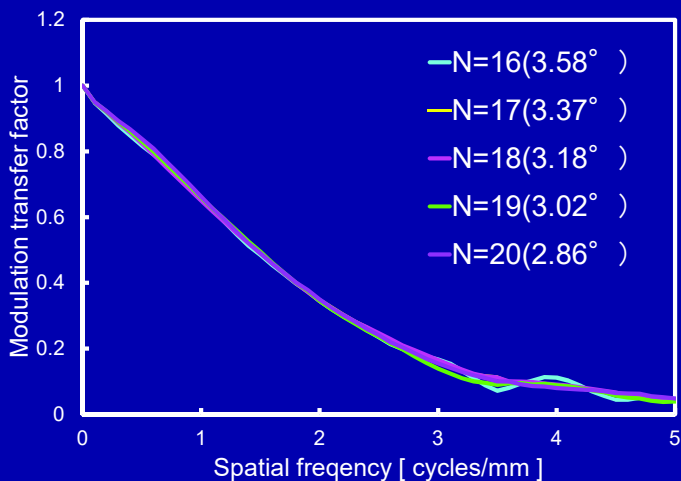
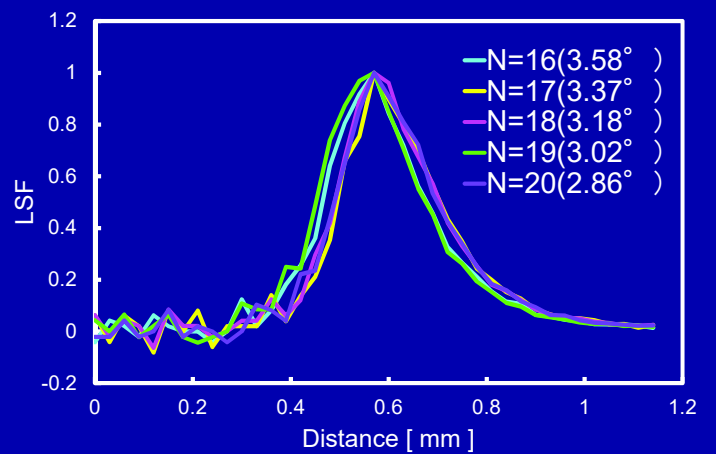
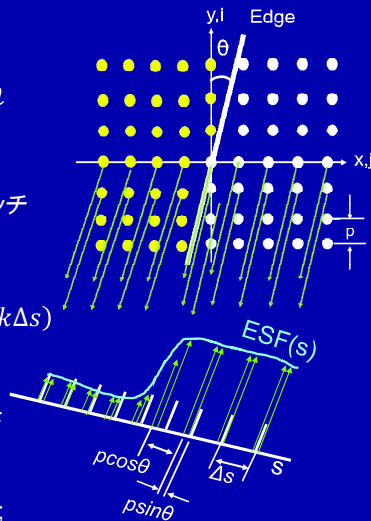
$$\Delta s = p \tan \theta = p/n$$

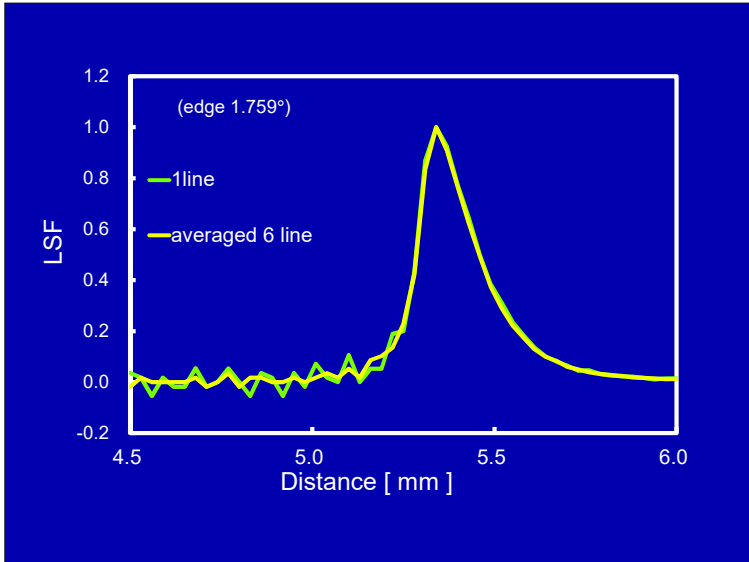
$$n = p/\Delta s = 1/\tan \theta$$

Δs : 合成サンプリングピッチ
 p : ピクセルサイズ
 n : 画像配列の大きさ

$$ESF_k = \frac{1}{n_k} \sum_{ij} E_{ij} \text{bin}(s(i,j) - k\Delta s)$$

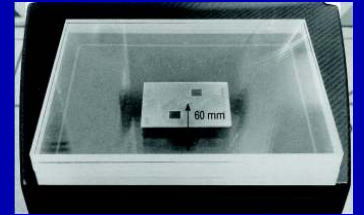
E Samei. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. Medical Physics 25, 102 (1998);





SCTF法またはvariance(分散)法による解像特性

SCTF : System Contrast Transfer Function

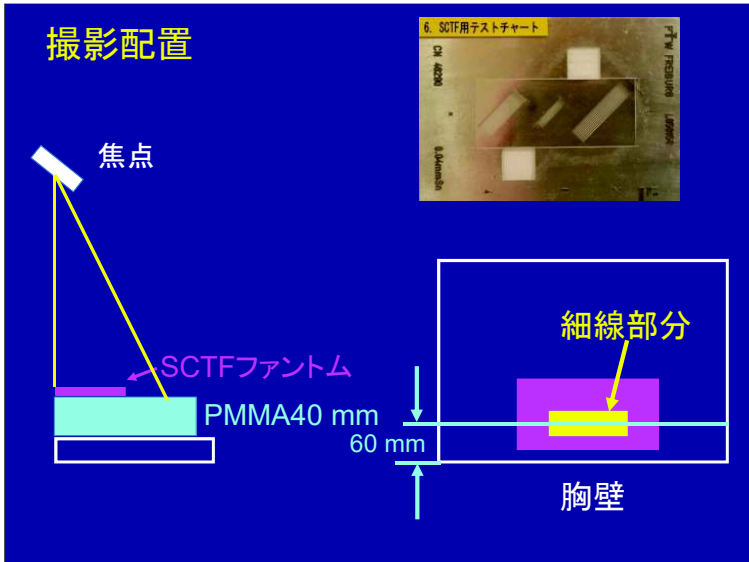


CT

乳房撮影

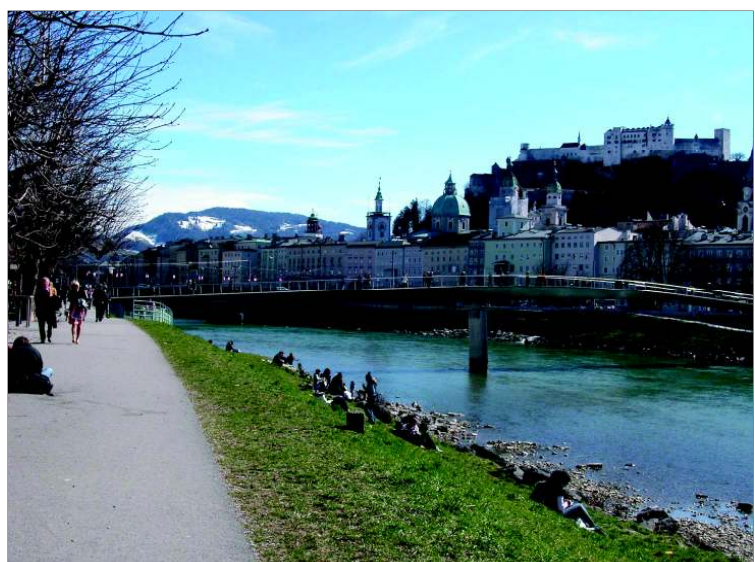
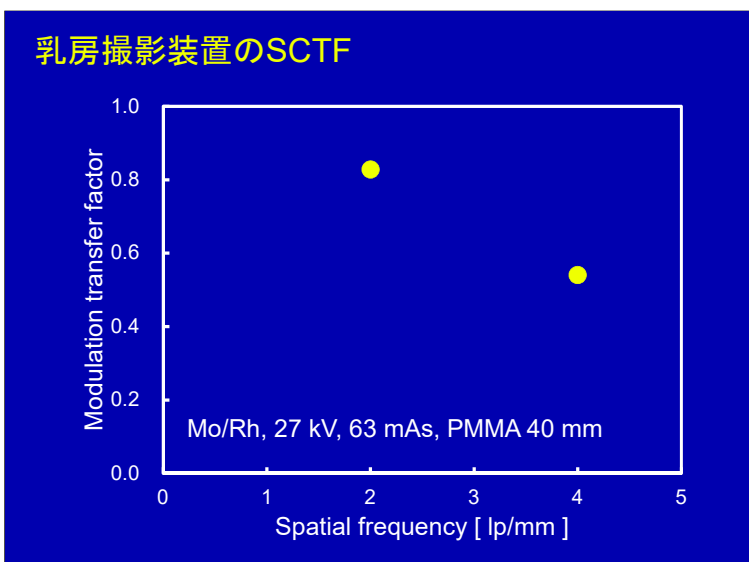
RT Droege.

- Modulation transfer function from the variance of cyclic barimages. Opt. Eng. 23(1), 1984; 68-72.
- Am MTF method immune to aliasing. Med.Phys. 12(6) Nov/Dec 1985,721-725.



$$M_0 = \frac{\sqrt{2}}{\pi} |m_a - m_t| \quad \sigma^2 = \frac{\sigma_a^2 + \sigma_t^2}{2} \quad M(f) = \frac{\sqrt{\sigma_f^2 - \sigma^2}}{M_0}$$

linearized dataで解析する



視覚評価の注意点

実験を始める前に

1. 評価する対象を決める
2. 手法を選択する
3. 試料作成条件の決定
4. 試料作成
5. 試料提示方法の選択と画像調整
6. 観察者の選択
7. 結果解析

観察実験は
倫理審査が
必要です

臨床画像使用時

- ・ 前向き研究
(prospective study)
- ・ 後ろ向き研究
(retrospective study)

視覚的画像評価の注意点

実験を始める前に

1. 評価する対象を決める
2. 手法を選択する

比較対象を決めよう！

例) 乳房撮影でCRとFPDどちらがよいか知りたい



画像を撮影して比べてみよう！

7. 結果解析

視覚的画像評価の注意点

実験を始める前に

1. 評価する対象を決める
2. 手法を選択する

1. 何を評価したいか決める
2. 評価対象を最もよく表す手法を選択する

7. 結果解析

視覚的画像評価の注意点

実験を始める前に

1. 評価する対象を決める
2. 手法を選択する
3. 試料作成条件の決定

試料作成条件←何を変えて評価するか？
(検出器, 線質, 線量, 被写体厚, etc)

視覚的画像評価の注意点

実験を始める前に

1. 評価する対象を決める
2. 手法を選択する
3. 試料作成条件の決定
4. 試料作成

ファントム撮影では、撮影ごとにファントムや散乱体を置き直しましょう。

視覚的画像評価の注意点

実験を始める前に

どのような手法で観察するか決めましょう
(観察方法の規定, フィルム出力, モニタ表示など)
画像調整しましょう(写真濃度, 輝度)

5. 試料提示方法の選択と画像調整
6. 観察者の選択
7. 結果解析

視覚的画像評価の注意点

実験を始める前に

- 良き協力者に観察をお願いしましょう！
- 観察者とよくディスカッションしましょう！
- 練習も忘れずに！
- 観察時間や期間も調整しましょう！

5. 試料提示方法の選択と画像調整

6. 観察者の選択

観察者の検出能も評価可能→観察者のプライバシー保護を担保

↓
倫理審査

視覚的画像評価の注意点

実験を始める前に

観察結果をどのように解析し、評価するか
実験計画時に決めましょう！
観察実験については、ここまで計画して、倫理
審査を受けましょう！

6. 観察者の選択

7. 結果解析

視覚的画像評価の種類

- ROC
- AFC法
- Burger phantom
- 一対比較法
- ハウレットチャート法
など

視覚的画像評価の種類

- ROC
- AFC法
- **Burger phantom**
- 一対比較法
- ハウレットチャート法
など

CDMAMファントムを用いた視覚評価

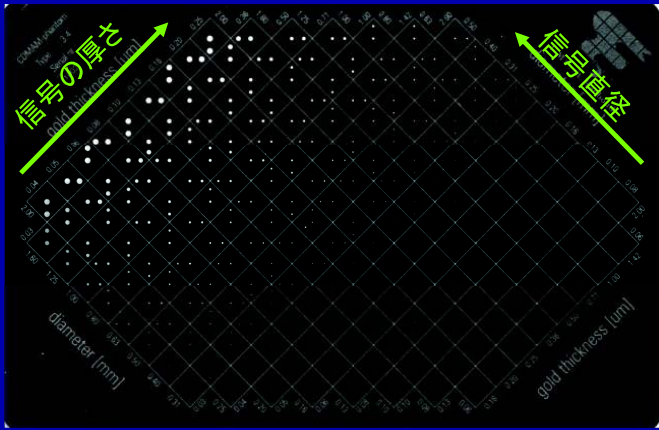
実験計画

1. CR mammographyとFPD mammographyの比較
2. CDMAMファントムを用いた信号検出能評価
3. 3種類の線質, 4種類の被写体厚, 4種類の照射線量
4. 試料撮影
5. 観察法: CDダイアグラム, image quality figure (IQF),
フィルム出力(基準濃度 1.5 ± 0.5)
6. 観察者: 10名の検診マンモグラフィ撮影認定技師
7. IQFを用いた検定

試料作成条件の決定

1. 線質: 装置で使用可能なtarget/filterが異なる
→共通するtarget/filterと管電圧を選択
2. 被写体厚: PMMA厚換算で3,4,5,6 cmに決定
3. 照射線量: 4種類の平均乳腺線量(mean glandular
dose: MGD)となる照射条件を決定→MGDが1mGy
を下回る線量, 約2, 3 mGyとなる線量, 4 mGyを上
回る線量(結果解析を考慮して決定)
4. フィルム出力: ファントム中央の写真濃度が 1.5 ± 0.5

CDMAM (Burger) phantomを用いた評価



IQFについて

- 画質を定量的に評価するために、IQFという指標が用いられた。

$$\bullet \text{ 1989: } IQF = \sum_{i=1}^{16} C_i \times D_{i,min} \quad IQF1$$

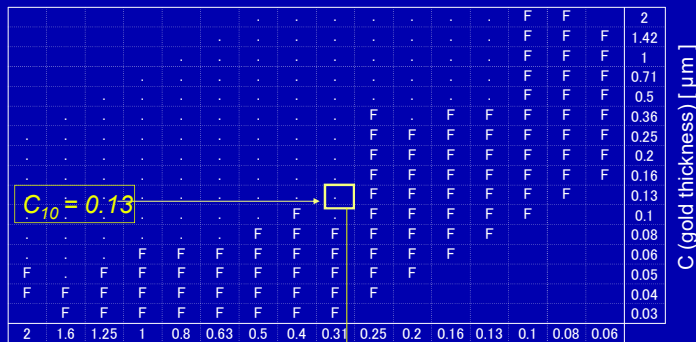
$$\bullet \text{ 2000: } IQF = \frac{n}{\sum_{i=1}^n C_i \times D_{i,min}} \quad IQF2$$

$$\bullet \text{ 2004: } IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} D_i \times C_{i,th}} \quad IQFinv$$

C: gold thickness [μm]

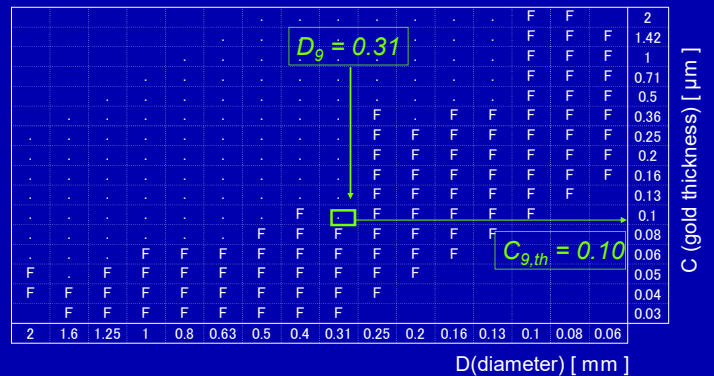
D: gold diameter [mm]

コントラストを固定して、どこまで小さな信号が観察できるか



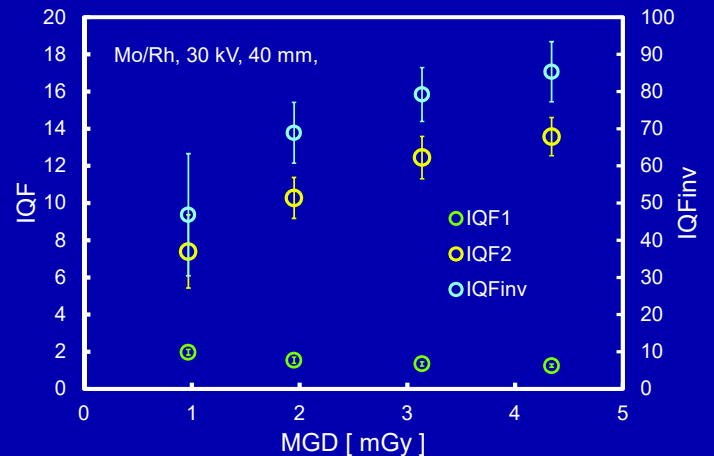
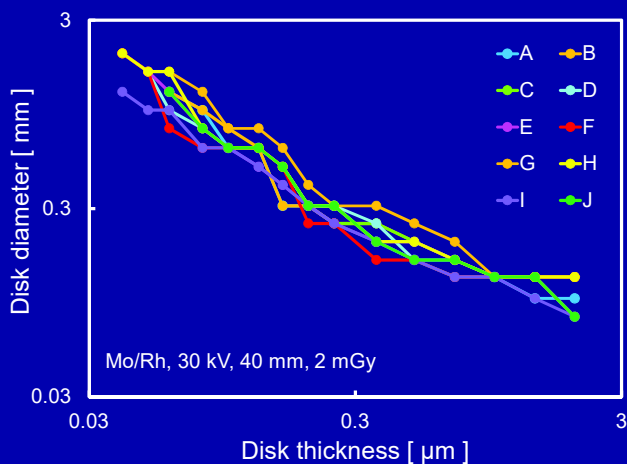
$$C_{10} \times D_{10,min} = 0.13 \times 0.31 = 0.0403$$

信号径を固定して、どこまで薄い信号が観察できるか

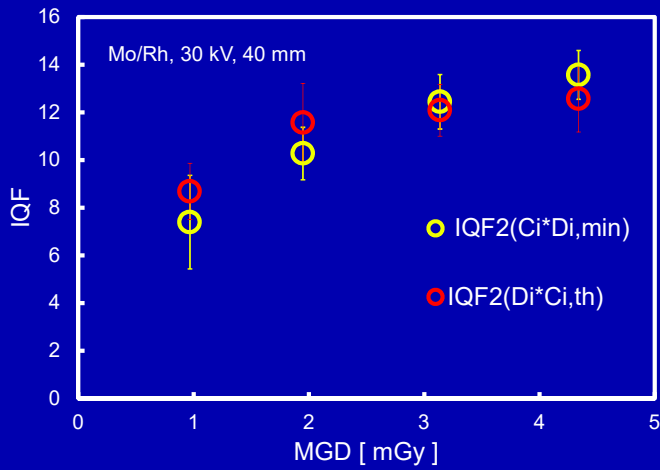


$$D_9 \times C_{9,th} = 0.31 \times 0.10 = 0.031$$

観察者間の差

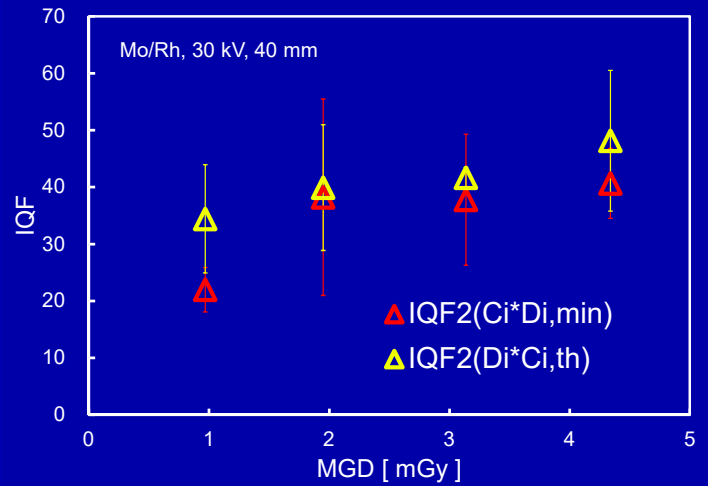


10名の観察者による解析結果

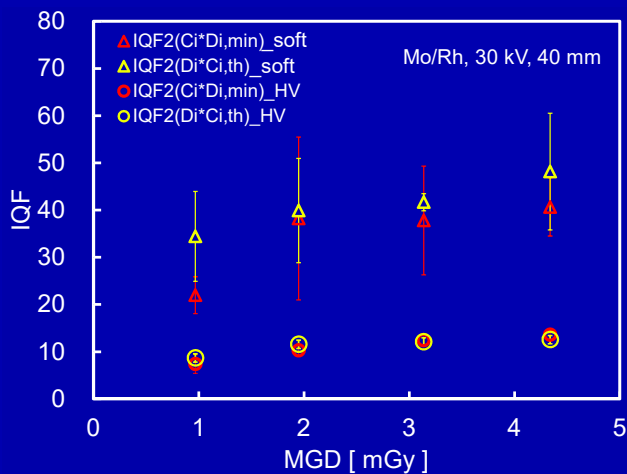


信号検出ソフトによる解析結果

信号検出ソフトはQC用に開発



信号検出ソフトによる解析結果



視覚評価実験

- 実験開始前に計画を立てましょう
 - ✓ 解析方法の選択
 - ✓ 試料作成
 - ✓ 観察者の選択
- 倫理審査を受けましょう
- 観察者を選択しましょう
- 実験を観察者に説明しましょう

まとめ

物理評価でも視覚評価でも

- 実験目的をよく考えよう
- 目的に適合した手法を選択しよう
- 実験計画を立てよう

沢山の手法から目的に沿った手法を選択しよう！



FPD system の画質評価

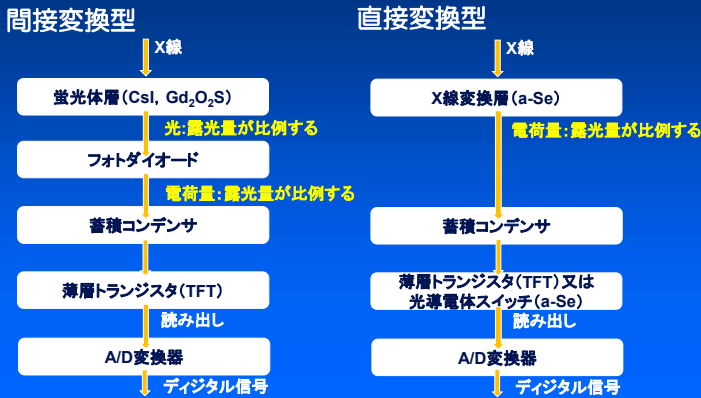
井上 聖

広島国際大学 保健医療学部 診療放射線学科

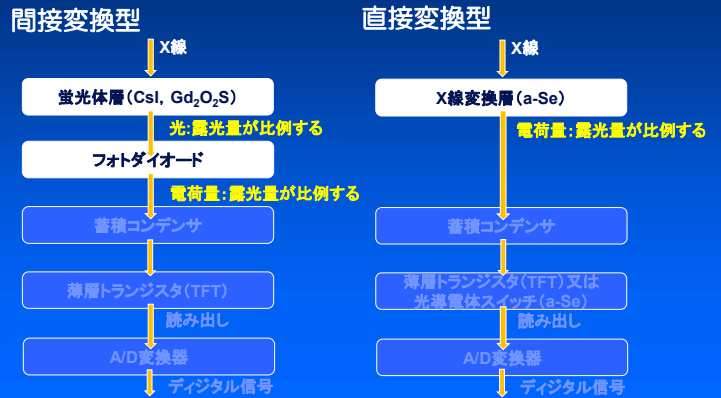
画像の物理特性

- Contrast ⇨ デジタル特性曲線 (Digital Characteristic Curve)
- 解像特性 ⇨ 変調伝達関数 (Presampled Modulation Transfer Functions: MTF)
- 雑音特性 ⇨ Wiener Spectrum: WS
Noise Power Spectrum: NPS
- SNR ⇨ 雑音等価量子数 (Noise Equivalent Quanta: NEQ)
量子検出効率 (Detective Quantum Efficiency: DQE)

FPDシステムの種類



FPDシステムの種類



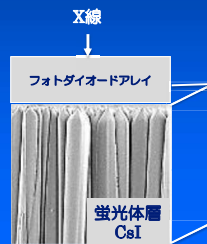
物理評価の意義

今後も新たな技術 (多種多様な材質や異なる画像形成過程) が開発されていく。

ユーザーとして検出器の画質特性を把握することは、**臨床的見地からの評価を行う診療放射線技師**にとって重要である。

検出器 (FUJIFILM DR CALNEO C47)

- 14×17インチサイズ
- 蛍光体層が厚い
- 間接変換方式FPD ⇨ DQE (感度) の向上
- ログデータを採用
- 光拡散の抑制 ⇨ MTFの向上



- CsIの柱状構造の結晶性は、X線照射側ほど良い (光の散乱・吸収が少ない)
- X線照射側にフォトダイオードアレイを配置することで、光の検出効率を高めている。

ISS: Irradiation Side Sampling, 表面読取方式

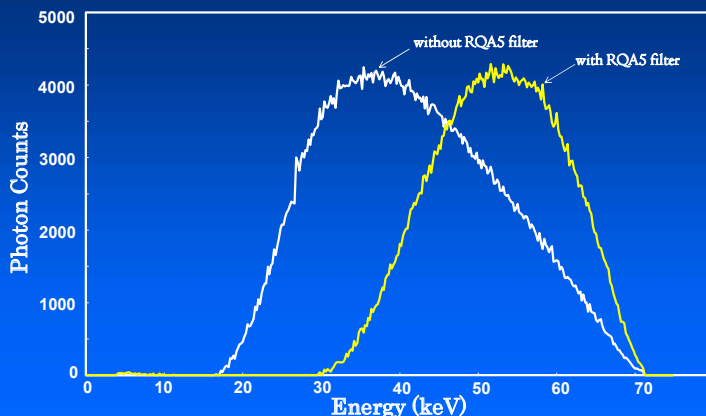
http://fujifilm.jp/business/healthcare/digital_xray_imaging/dr/calneo_c_wireless/feature.html

一般撮影領域で推奨されている線質 (IEC 62220-1)

基準線質 (IEC 61267)	管電圧 [kV]	半価層 [mm Al]	付加フィルタ [mm Al]	フォトン数 [1/mm ² ・μGy]
RQA 3	50	4	10	21 795
RQA 5	70	7.1	21	30 172
RQA 7	90	9.1	30	32 362
RQA 9	120	11.5	40	31 077

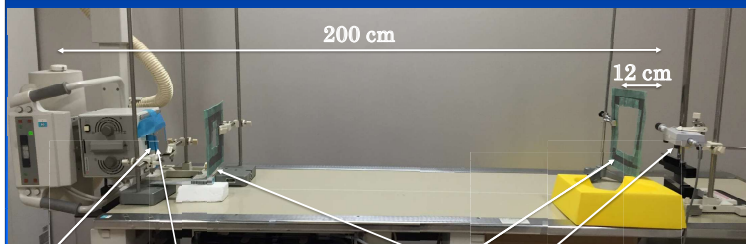
Radiation Qualities based on a phantom made up of an aluminum Added filter

X線スペクトル



半価層によるX線質の決定

- ・基準線質 (RQA5) となる管電圧を決定する。
- ・半価層用付加フィルタの有無による比 (0.5) から決める。



付加フィルタ 21 mmAl
半価層用付加フィルタ 7.1 mmAl
鉛絞り
線量計

半価層によるX線質の決定

200 mA 100 ms

管電圧 [kV]	* 照射線量 [nC/kg]		I/I ₀
	半価層用付加フィルタあり [I]	半価層用付加フィルタなし [I ₀]	
70	317	650	0.488
71	349	698	0.500
72	375	735	0.510
73	402	782	0.514
74	434	840	0.517
75	465	888	0.524

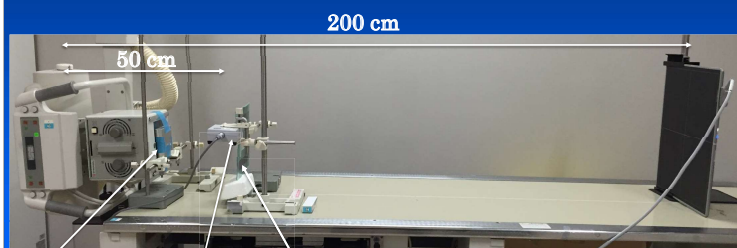
※ 3回測定 of 積算線量

入出力特性

- ・階調処理前 (サンプリング直後) のX線量 (露光量) とデジタル値の関係を示した特性
- ・デジタル特性曲線という場合もある。
- ・下記の補正は行われていてもよい。
欠損ピクセルの置換, 平面フィールド補正, 照射ムラに対する補正, ピクセルのオフセット補正, ゲイン補正, スキャンに関わる均一性補正, 幾何学的な歪み補正

入出力特性用画像データの取得

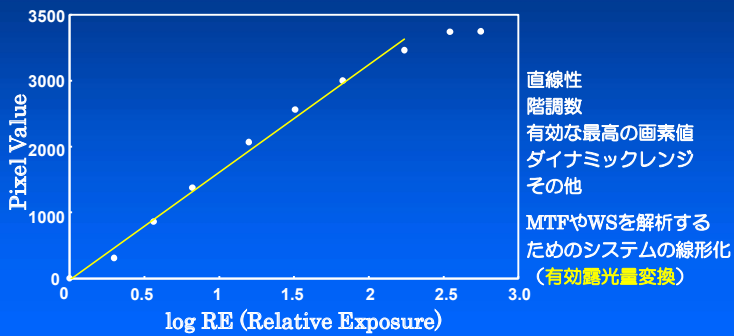
- ・照射時間法



付加フィルタ 21 mmAl
線量計
鉛絞り

※ 5, 10, 20, 1600 ms

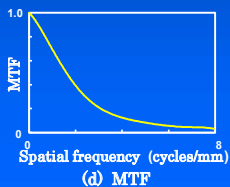
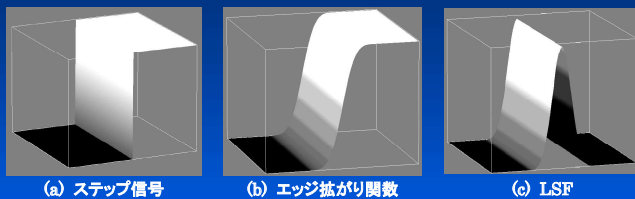
デジタル特性曲線



解像特性

- 画像の鮮鋭さを表す特性
- 変調伝達関数 (modulation transfer function, MTF) で評価する。
- MTFを適応する場合は、線形性と位置不変性の成立が必須 (不成立ではMTFとは呼べない)。

エッジ拡がり関数と変調伝達関数



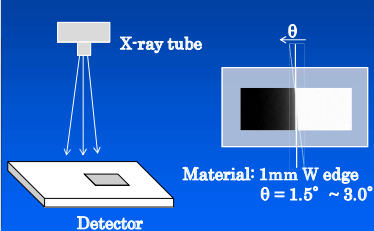
- 線形システムにステップ信号(a)を入力すると、システム通過によってボケを生じESF(b)が信号として出力される。
- ESFを微分することでLSF(c)に変換される。
- LSFのフーリエ変換からMTF(d)を導く。

Presampled MTF

- デジタル系に固有な解像特性の評価法
- アナログMTFとサンプリングアパーチャのMTFの積
- X線検出器のボケとサンプリングアパーチャのボケを含んだMTF
- サンプルングする前の検出器のMTFのことではない。
- 位置不変性を成立させるために実効サンプリング間隔を細かく取得して、エリアシングの影響を回避する。

解像特性用画像データの取得

Edge method

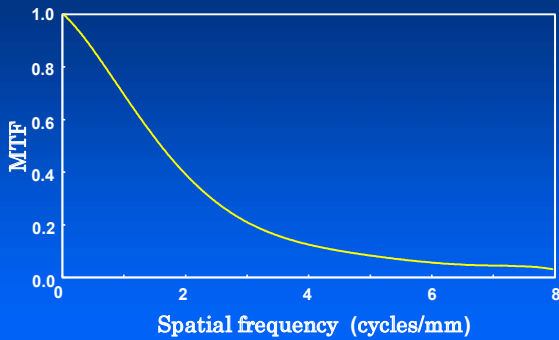


解像特性用画像データの取得

- X線管の焦点と検出器表面間の距離は可能な限り1500 mm以上にする。
- エッジの中心とX線束の中心を一致させる。



Presampled MTF



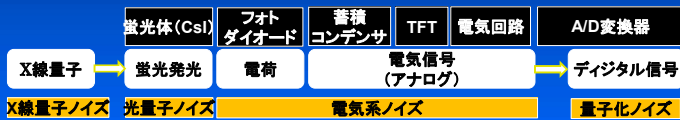
各空間周波数ごとの入力信号がシステム通過後にどの程度再現されるかを表す。

Edge methodの特徴

- ・隣接差分（有限要素法）によるノイズの増幅が大きい。
 ↳ 合成ESFの平均値を用いてLSFを作成する。
- ・外挿は打切り誤差を防ぎ、MTFの安定化をはかるために必須であるが、外挿の傾きを目視判断することが難しい。

Digital WS

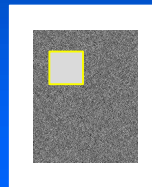
- ・入射X線のノイズは、全周波数帯で強度が均一な周波数成分をもつホワイトノイズである。
- ・検出器の解像特性、照射ムラやX線量子以外のノイズ因子などにより周波数成分は変化する。



- ・信号のコントラストが低い場合はノイズの影響が大きい。
- ・WSはサンプリングの影響がない評価ができない。
- ・解析法は仮想スリット法と2次元フーリエ変換法がある。

雑音特性用画像データの取得

- ・照射野160 mm以上となるように撮影する。
- ・総解析画素数を400万画素以上とする。



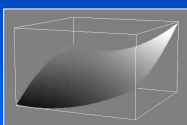
- ・256×256でCropした場合62枚以上の解析が必要となる。



※ キズやピクセル欠損によるアーチファクトがないことを確認する。

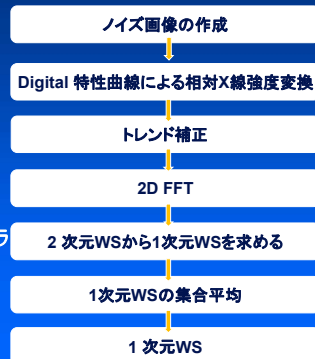
雑音特性用画像データの取得

- ・トレンドとは、信号成分に入り込んだ非常に緩やかな低周波数成分のことである。



- ☑ ヒール効果
- ☑ 撮影時の幾何学的条件による照射ムラ
- ☑ データの読み取りムラ

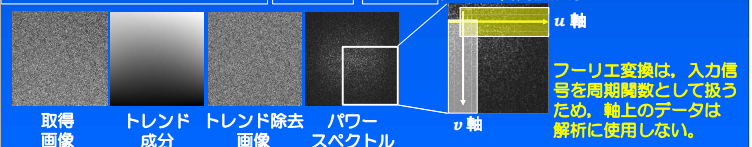
- ・トレンド補正は低周波成分の過大評価を防ぐ。



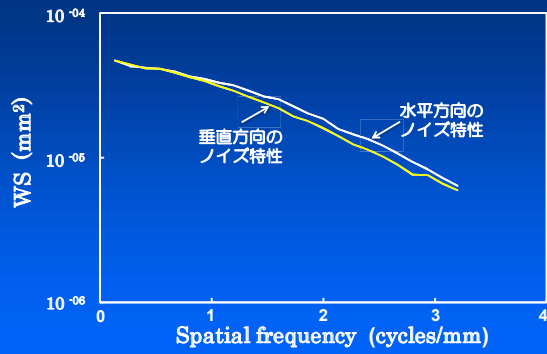
雑音特性用画像データの取得



付加フィルタ(21 mmAl) 線量計 鉛絞り 低 → 高周波成分



Digital WS



ホワイトノイズが、検出器の解像特性、感度ムラや混入ノイズの影響でどのように変化するかを表す。

まとめ

- ・ 検出器の画質特性を理解するために物理評価は重要である。
- ・ 診断の最終過程は診断できるかであるため視覚評価も同じように重要である。
- ・ 物理評価と視覚評価は、評価の対象が異なるためどちらが優れているとは言えない。

謝辞

- ・ 本資料の作成を通じて活発な議論にお付き合い頂いた上田 善武教授ならびに川下 郁生准教授に熱くお礼を申し上げます。

MRI領域における画像評価

～画像評価だけじゃ終わらない・・・～



神戸大学医学部附属病院 医療技術部
放射線部門 京谷 勉輔

Contents

- 様々な規格に基づいた評価法について
 - NEMA : Standards Publication MS 1-12(2008)
 - AAPM : Task group No.1(2010)
 - ACR : Quality Control Manual (2008)
 - IEC
- 様々な画像評価の手法について
 - SNR
 - 画像均一性
 - スライス厚測定
 - 画像歪み

Contents

~~➤ 様々な規格に基づいた評価法について~~



~~➤ 画像歪み~~

本日の本当のContents

- MRIの特性から考える評価法
 - SNRについて
 - 画像の均一性
- 自作ファントムの作成法
 - 脂肪等価ファントム
 - 異方性拡散ファントム

本日の本当のContents

- MRIの特性から考える評価法
 - SNRについて
 - 画像の均一性
- 自作ファントムの作成法
 - 脂肪等価ファントム
 - 異方性拡散ファントム

SNR(信号ノイズ雑音比)について

- システムチェックや撮像パラメータの評価、臨床画像の評価など、最も頻繁に行われている評価項目である。
- SNR評価には様々な手法がある

- ✓ 同一関心領域法
- ✓ 差分法
- ✓ 空中雑音法
- ✓ 空中信号法

どの手法の精度が高いのか!?

日本放射線技術学会誌
MR画像のSNR測定に関する基礎的検討

小倉明夫・宮井 明・前田富美恵・福武弘之¹⁾・菊元力也²⁾

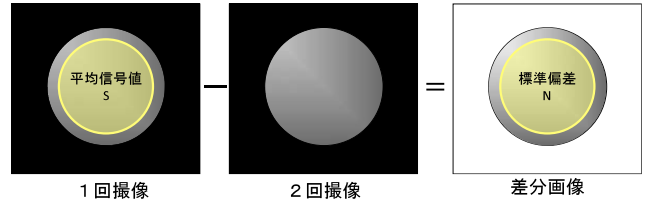
論文受付 2002年9月6日
論文受理 2003年1月23日
Code No. 261

京都市立病院放射線科
1) 京都桂病院放射線科
2) 洛和会音羽病院放射線部

✓ 同一関心領域法 SNR=S/N	✓ 差分法 SNR=S/(N/√2)
✓ 空中雑音法 SNR=0.66・Sp/N _{air}	✓ 空中信号法 ≒ 1.25・Sp/S _{air}

「差分法」を用いたSNR評価法

ファントム画像を2回撮像を行い、どちらか一つのファントム内の関心領域内の平均信号値Sと2回の画像の差分画像での同一位置の関心領域内の標準偏差Nから測定する方法



$$SNR = S / (N / \sqrt{2})$$

√2は差分処理による過大評価を補正している

差分法における注意点

- 装置上で差分処理可能であるが、メーカーによっては、差分処理後の画像が、マイナス値の場合、0置換されるものがある。
- 画像データをDICOMで取り出し、Image Jで差分処理する場合は問題ない。



image J操作のポイント

- ✓ subtraction image作成する
- ✓ 任意の計測値を設定(mean,SD)
- ✓ ROIをcopy & paste

Contents

- MRIの特性から考える評価法
 - SNRについて
 - **画像の均一性**
- 自作ファントムの作成法
 - 脂肪等価ファントム
 - 異方性拡散ファントム

画像均一性

画像均一性低下の要因

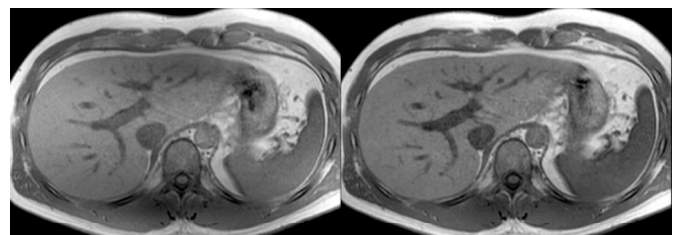
- ✓ **RF波の不均一**
- ✓ 撮像する位置
- ✓ 静磁場の不均一
- ✓ 勾配パルスの校正
- ✓ 渦電流補償の不良
- ✓ 画像処理法

- 画像均一性の測定対象は、低周波成分の信号ムラである。
- 均一な物質を撮像した場合であっても、様々な左記のような様々な要因で画像均一性が低下する。

RF磁場の均一性を評価する

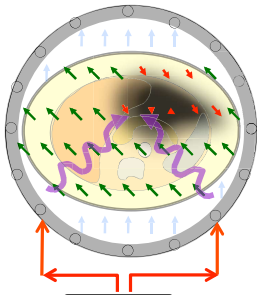
Single RF Transmit
(従来のRF照射法)

Dual RF Transmit
(新しいRF照射法)



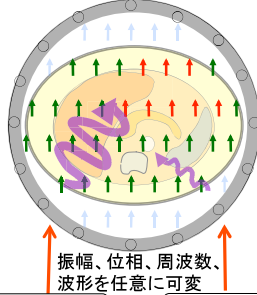
RF照射法の違い

Single RF Transmit
(従来のRF照射法)



RFアンプ

Dual RF Transmit
(新しいRF照射法)



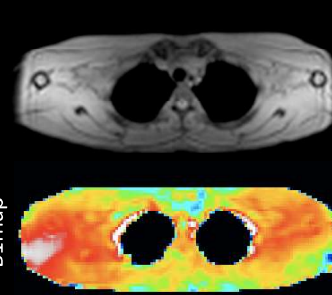
RFアンプ

RFアンプ

振幅、位相、周波数、
波形を任意に変

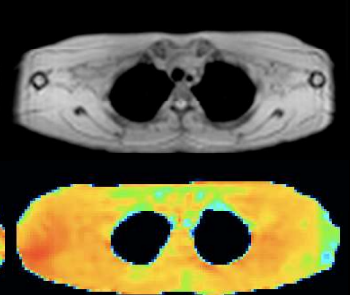
B1mappingを作成して評価する

Single RF Transmit
(従来のRF照射法)



B1map

Dual RF Transmit
(新しいRF照射法)




撮像条件

parameter	value
Gradient echo	
TR* ¹	5000ms
TE* ¹	1.5ms
Flip angle* ²	40°and80°
Matrix* ³	128
NEX	1
time	約10min

- *1. T2, T1の影響を極力軽減するためにlong TR, short TEを選択
- *2. Flip angleは、 α and 2α で撮像する。このときエルスト角 $>2\alpha$ としなければいけない。
- *3. データ数が多いと解析が煩雑となるため後の解析を考えて許容できるmatrixを選択する。

汎用性画像解析ソフトを使用する

- Image J 1.46r (version10.2) 
- Microsoft Excel (version14.1.0)

Excel:macOS

上記の様な汎用性画像解析ソフトを用いれば簡単にB1mappingを作成することが出来る。

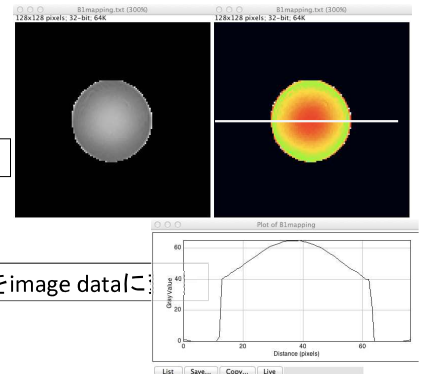
処理方法

「Image J」にてMRI画像をtext dataに変換後、「excel」で各ピクセル毎に下記式にて計算を行う。計算したexcel dataはtext dataで一旦保存し、「image J」で展開するとB1mappingが作成可能である。

$$\alpha(r) = \cos^{-1}(I_2(r) / 2I_1(r)) \cdots (式)$$

解析の流れ

- 撮影条件の設定
- ファントムの撮像
- image Jでtext dataに変換
- excelで計算処理
- image Jで計算した数値をimage dataに
- カラー表示に変換



汎用性画像解析ソフトを利用した画像解析法

- Image Jは、画像データを「数値化」して保存することが可能。
- エクセル上で数値化された値を計算することにより、画像解析・処理することが可能。
- 「image J」と「excel」の使い方を少し工夫するだけで、**誰でも容易に計算画像を作ることが出来る。**

応用で「computed DWI」を作成することも可能

2010年にISMRMにて初めて報告されて以来、注目されている手法

Radiology

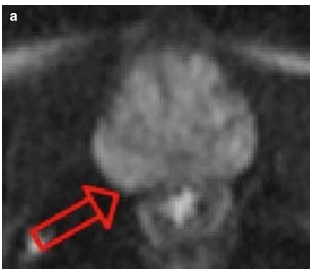
Computed Diffusion-weighted MR Imaging May Improve Tumor Detection¹

Matthew D. Blackledge, BSc, MSc
 Marilyn O. Leach, PhD
 David J. Collins, BA
 Dow-Mu Koh, MD, MRCP, FRCP

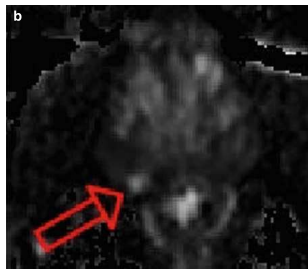
Purpose: To describe computed diffusion weighted (DW) magnetic resonance (MR) imaging as a method for obtaining high-b-value images from DW MR imaging performed at lower b values and to investigate the feasibility of the technique to improve lesion detection in oncologic cases.

「image J」と「excel」でc-DWIの作成が可能

(Conventional)
b = 1000 s mm⁻²



(computed)
b = 2000 s mm⁻²



M. D. Blackledge, D. J. Collins, D-M. Koh; Signal to noise ratio of high b-value diffusion weighted images is improved using computed diffusion weighted imaging;

実例
その1

SNRとB1mapを画像評価に活かす



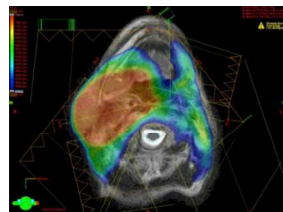
頭頸部放射線治療用固定具が
治療計画支援画像に与える影響について

1)神戸大学医学部附属病院 医療技術部 放射線部門
2)神戸大学医学部附属病院 放射線科

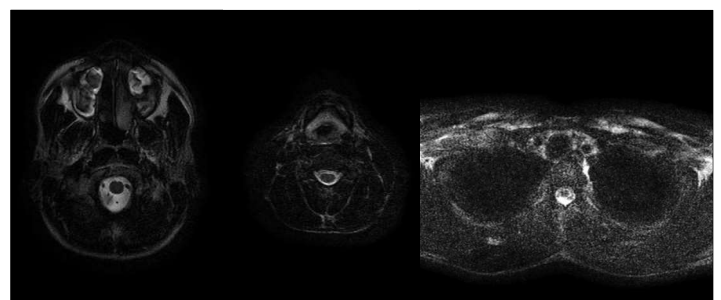
©曾宮雄一郎¹ 京谷勉輔¹ 西山甲野¹
青山裕一¹ 高橋 哲² 川光秀昭¹

背景

近年、放射線治療計画支援画像としてMRIが用いられており、当院でも昨年1月放射線治療計画用3.0T-MRI装置の導入により、放射線治療計画支援を行っている。



スライス位置により画質が一様でない



good

good

poor

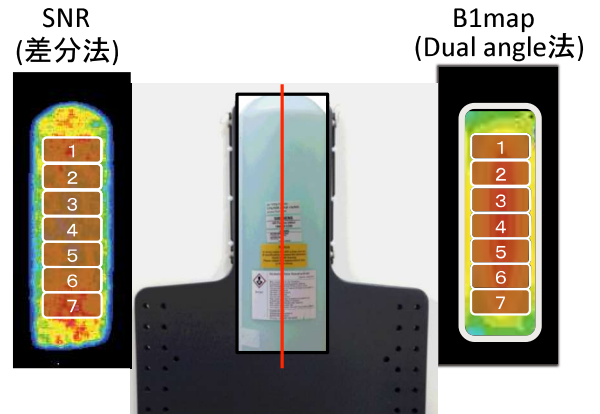
なぜ、このような事が起きるのか？

既存の固定具には**炭素繊維強化プラスチック (CFRP)製ベースプレート**が用いられており**渦電流**が発生すると考えられる。

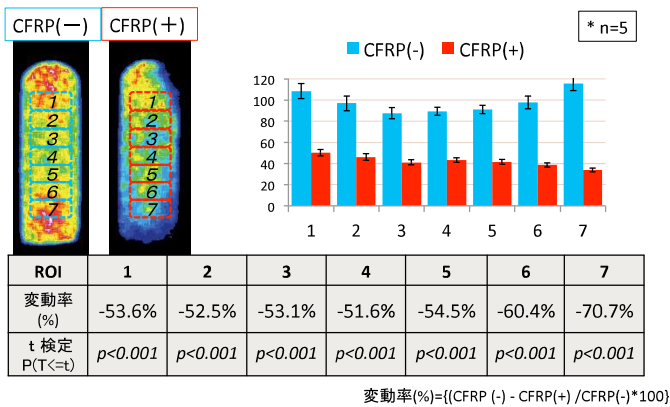


全方位固定システム ESF-15HA (エンジニアリングシステム株式会社)

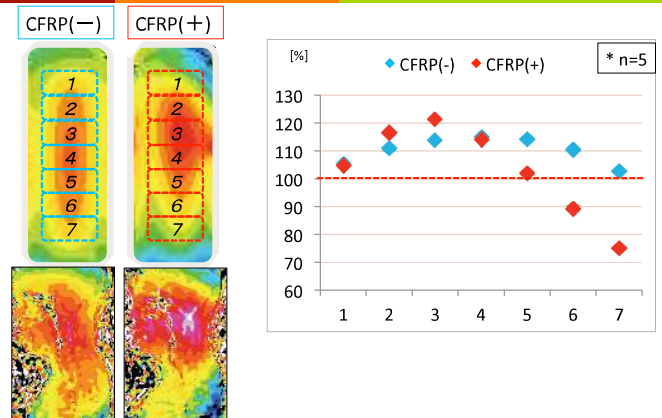
検証 (SNRとB1mapについて)



SNRの結果



B1mapの結果



カーボン製固定具が画質に与える影響

- SNRは、51.6%~70.7%低下し、RF波は約20%程度の過照射、約30%程度の照射低下が画質に悪影響を与える。
- 現在は、カーボン製ではなく樹脂製の固定具さらには新素材の固定具を医工連携で開発中である。

問題点について科学的に検証することは画像評価において重要!!

小括

- 様々な評価法が存在するが、NEMA法に定められているファントムを使用した基本的な測定方法を理解するという事が前提である。
- 画像評価を単なる評価ツールで終わらせることなく、自由な発想を巡らせることにより、post processingに計算画像を作ることが出来る。
- 簡単な画像評価をQCに取り込みながら、慣れ親しむことが重要である。

QCを取り入れた神戸大での運用例

Quality Control Check Sheet 【MRI】

年 月

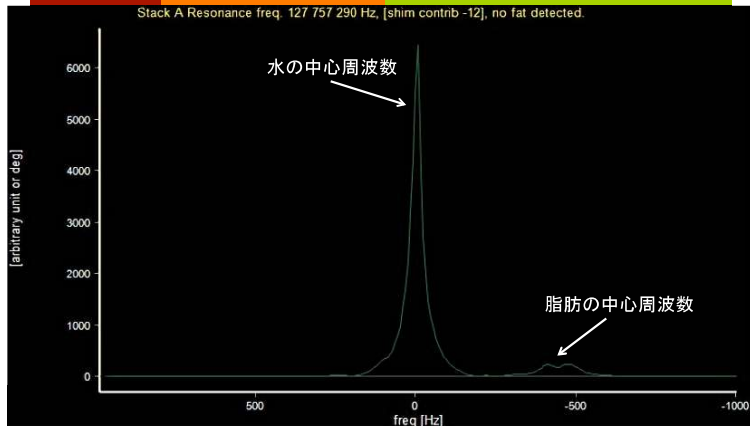
		点検項目	点検内容	()	()
動作・安全性に 関わる点検 (1/day)		異音・異臭の確認	確認		
		寝台の異音・動作確認	確認		
		コイルプザーの動作確認	確認		
		冷却器の動作確認	確認		
		酸素モニターの確認	確認		
品質・精度に 関わる点検 (1/month)	Head coil	TRA	測定		
	Body coil	TRA	測定		
	Head coil	TRA	測定		
	Body coil	TRA	測定		
室内環境・清掃 に関わる点検 (1/day)		装置の清掃	清掃		
		ガントリ内の清掃・鉄粉除去	清掃		
		コイルの清掃	清掃		
		ヘリウムレベルの確認	確認		
			確認者		

Contents

- MRIの特性から考える評価法
 - SNRについて
 - 画像の均一性
- 自作ファントムの作成法
 - 脂肪等価ファントム
 - 異方性拡散ファントム

なぜ、脂肪等価ファントムか？

Stack A Resonance freq. 127 757 290 Hz, [shim contrib -12], no fat detected.



オイル・油のみでは撮像出来ない



脂肪等価ファントムの作成方法

Google (→脂肪等価ファントム)

脂肪等価ファントムの作成方法

ファントムを用いた脂肪推定方法

従来技術の欠点・解決策

人体脂肪と特性の近い脂肪等価ファントムを作成し、脂肪と脂肪からなる二重構造の生組織脂肪を形成。これを用い、生体電気インピーダンスと体脂肪計算の関連性から、体脂肪分布を推定。

本技術の概要・検討結果

脂肪等価ファントムの作成方法

- 精製水、サラダ油、洗剤、毒天を常温で所定の割合で混合する
- かき混ぜながら、沸かして一気に加熱し、沸騰直前に火を止める
- 凍結剤(17-15)15gを混ぜ、空気が混じらないようにかき混ぜる
- 液体を型に入れ常温で冷却し、ゲル状物質(脂肪等価ファントム)を取り出す

材料	分量
精製水	100ml
サラダ油	100ml
洗剤	20ml
毒天	10g

見掛け比抵抗 ρ を利用した脂肪厚の推定

材料	原料	分量
精製水		100ml
サラダ油	大豆、菜種、トウモロコシ、オリーブ、綿実、米等からなる植物油	100ml
洗剤	油類と水酸化ナトリウムから精製される高級脂肪酸の塩	20ml
毒天	D-ガラクトース、3,6-アンヒドロガラクトースからなる多糖のゲル	10g

脂肪等価ファントムの作成手順

cookpad

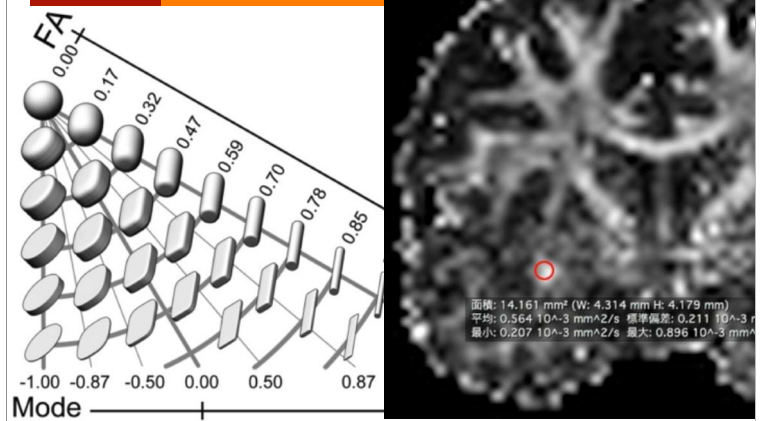
- 油と洗剤をゆっくり混ぜる
- 次に水をゆっくり混ぜる
- 最後に増粘剤を入れて混ぜる
- 不均一部分を無くすために濾す

10ml : 10ml : 2ml : 1g
油 水 洗剤 増粘剤

Contents

- MRIの特性から考える評価法
 - SNRについて
 - 画像の均一性
- 自作ファントムの作成法
 - 脂肪等価ファントム
 - 異方性拡散ファントム

MRIは拡散異方性が評価可能



資料：京都府立医科大学 酒井晃二先生のご厚意



まとめ

- 相対的な信号を扱うMRIの画像評価を行うには信号取得の原理を知る必要がある。
- 基本的にはNEMA法の基本的な画像評価法を理解した上で、様々な評価法を学びながら画像評価法の引き出しを少しずつ作っていけば良い。
- まずは、装置の性能評価・スペックを調べるための画像評価から初めてはどうか。

ご清聴ありがとうございました

- 不明な点や質問があればご連絡ください

kyotani@med.kobe-u.ac.jp

神戸大学医学部附属病院 医療技術部
放射線部門 京谷 勉輔

RI領域における画質評価

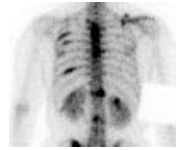
甲谷 理温

川崎医科大学附属病院 中央放射線部

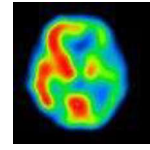


核医学画像 Unclear Medicine ?

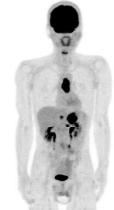
核医学画像



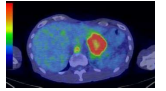
骨シンチ



脳血流シンチ



FDG-PET/CT



Nuclear Medicine

不明瞭（低分解能）な画像をどう評価するか？

本日の内容

- シンチカメラ（SPECT）画像の評価
- PET画像の評価

核医学画像評価法

- 主観的評価 見た目だけの評価
- 客観的評価 数値化による評価 (定量的)
 - 単一画像評価法
 - 総合画像評価法
- 定量値評価 (画質とは少し違いますが)
 - 機能・代謝量を画像化している

客観的画像評価法

単一画像評価法

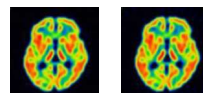
- コントラスト $Contrast = \frac{a-b}{a}$
- 平均値 Average
- 標準偏差 standard deviation (SD)
- 相対的標準偏差 Relative standard deviation (RSD)
- 変動係数 coefficient of variation: $CV = \frac{SD}{average}$
- FWHM MTFに変換できる
- FWTM 散乱線の評価 (散乱線が増えるとボケが増える)

客観的画像評価法

総合画像評価法

- MSE (mean square error)
- NMSE (normalized mean square error)
- パワースペクトル 周波数空間
- ROC

NMSE 基準画像と対象画像を比較し、2つの画像が似ているとNMSEは小さくなります。

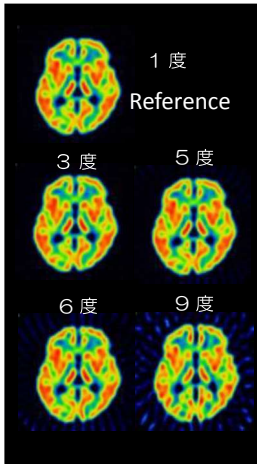


基準 : A

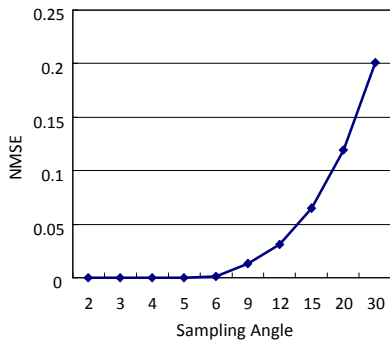
対象 : B

$$NMSE = \frac{\sum(A_{ij}-B_{ij})^2}{\sum A_{ij}^2} \times 100 [\%]$$

NMSE (normalized mean square error)



サンプリング角度1°の画像を基準として評価



東芝メディカルシステムズ 久保田雅博氏 提供

核医学検査の種類

- SPECT (SPECT/CT)

骨・腫瘍 (67Ga) ・甲状腺・副甲状腺・肺血流
脳血流・線条体・心筋血流・心筋交感神経・その他

- PET (PET/CT)

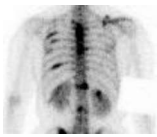
FDG (腫瘍, 認知症) ・アンモニア (心筋)
酸素 (脳代謝) ・その他

使用RI・目的部位・検査目的が異なる

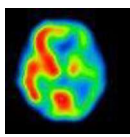
核医学検査の画質評価

病変検出を行うために必要な画質評価法は？

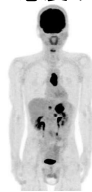
コントラスト？ 空間分解能？ 均一性？ 感度？



骨シンチ



脳血流シンチ



FDG-PET/CT

検査によって評価すべき項目を考える

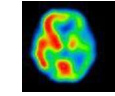
検査ごとに評価項目の内容を選択

- 骨



骨以外の集積は低いいため、もともと高コントラスト
空間分解能・感度

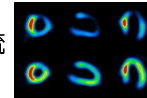
- 脳血流



コントラスト・感度・空間分解能

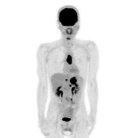
集積・虚血を数値で表示したい 定量 (数値) 化

- 心筋血流



虚血のコントラスト・空間分解能

- FDG
PET

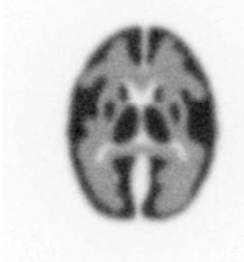


コントラスト・B.G.の均一性・空間分解能

集積の程度を数値で表示したい 定量 (数値) 化

画質低下の原因を評価

ノイズが多い画像では正確な脳血流量を計測できません



低中エネルギー汎用型
LMEGP



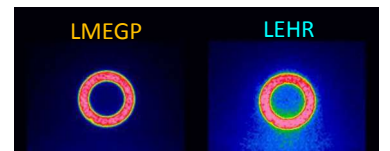
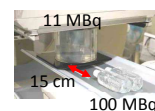
低エネルギー高分解能型
LEHR

画質低下の原因を評価

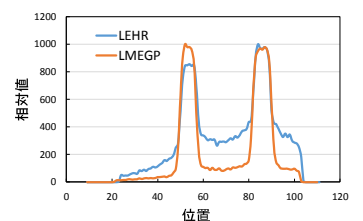
^{123}I -IMPの正常脳への集積は約8%残りのほとんどは肺に集積



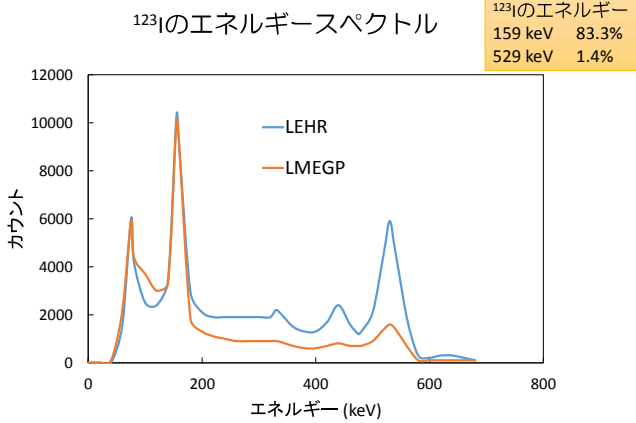
^{123}I -IMPの全身像



Y軸方向のプロファイルカーブ



画質低下の原因を評価



定量値

定量値（集積の程度の数値化）が重要！

IMP: CBF (cerebral blood flow)
DAT: SBR (specific binding ratio)
PET: SUV (standardized uptake value)

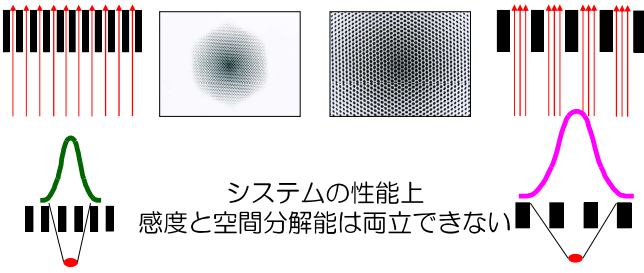
- 感度と分解能は相反する
- 部分容積効果（リカバリー係数）



空間分解能 v.s. 感度

高分解能型コリメータ

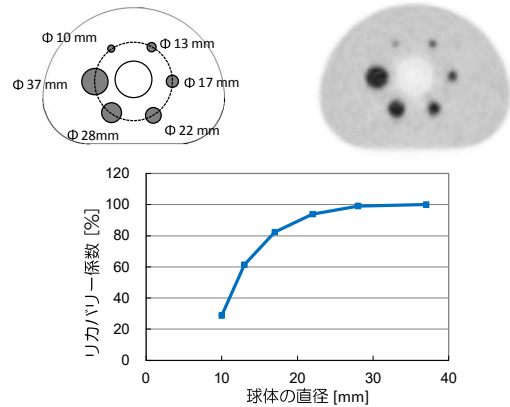
高感度型コリメータ



高分解能がよいのだが・・・

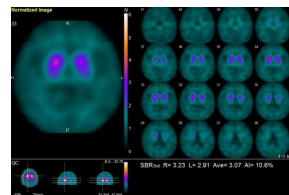
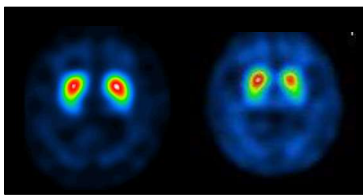
投与RI量を増加することは困難

部分容積効果の影響



三次元的な空間分解能が有限なために小さいホットエリアやホットエリアの辺縁部の画像濃度が真の濃度よりも低く描出される現象

線条体シンチグラフィ（¹²³I-FP-CIT）



specific binding ratio (SBR) 特異的結合能

$$SBR = \frac{\text{線条体の集積} - B.G.}{B.G.}$$

SBR 右：3.23 左：2.91
正常値：4.5

形態（萎縮の程度）と集積の両立

振戦
筋固縮（両腕・両手関節）
指鼻試験：指先が少し震える
前傾姿勢 小刻み歩行
歩幅は狭い 後方突進現象あり

折り鶴



オバマ氏広島訪問での演説（中略）

Seventy-one years ago, on a bright cloudless morning, death fell from the sky and the world was changed. A flash of light and a wall of fire destroyed a city and demonstrated that mankind possessed the means to destroy itself.

Seventy-one years ago, on a bright cloudless morning, death fell from the sky and the world was changed. A flash of light and a wall of fire destroyed a city and demonstrated that mankind possessed the means to destroy itself.

That is a future we can choose, a future in which Hiroshima and Nagasaki are known not as the dawn of atomic warfare, but as the start of our own moral awakening.

That is a future we can choose, a future in which Hiroshima and Nagasaki are known not as the dawn of atomic warfare, but as the start of our own moral awakening.

Hot contrast

腫瘍シンチ

⁶⁷Ga, ²⁰¹Tl
FDG-PET/CT

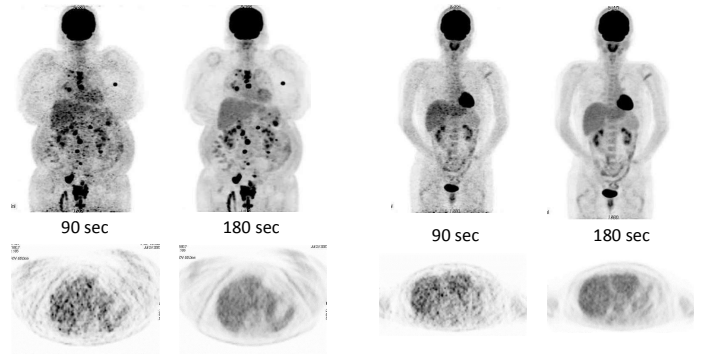
Cold contrast

虚血疾患

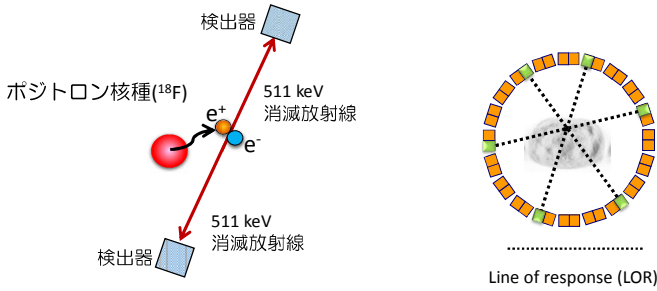
脳血流シンチ
心筋血流シンチ

FDG-PET画像の画質評価

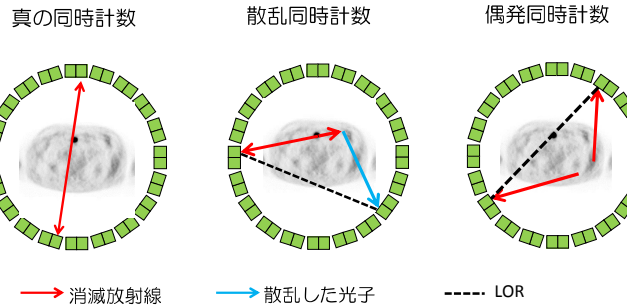
全身画像をどう評価する？



PETの信号（同時計数）

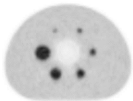


PETの信号（同時計数）



FDG-PET画像の画質評価

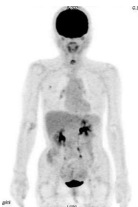
ファントム



変化しない既知の情報がある

- コントラスト
- 信号雑音比 (signal-to-noise ratio : SNR)
- B.G.変動係数 (coefficient of variation: CV)
- 真の同時計数
- 雑音等価計数(noise equivalent count: NEC)

人体



同時計数から画質を推定評価

- 雑音等価計数
- 真の同時計数

コントラスト計測不可

画像から均一性を評価

- 肝臓信号雑音比 (肝SNR)
- 肝臓部の変動係数

FDG-PET画像の画質評価

データ収集



画像ができる前

雑音等価計数 NEC(R)
(noise equivalent count)
総合画像評価法

データ処理



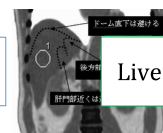
画像再構成後

画像表示



肝SNR
(signal-to-noise ratio)
単一画像評価法

$$NEC = \frac{T^2}{T + S + k \times R}$$

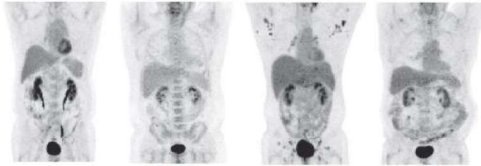


$$Liver\ SNR = \frac{SUV_{mean}}{SUV_{s.d.}}$$

NEC(R)の問題点

同じ装置・画像再構成法でなければ比較できない。
 逐次近似再構成法を使用した場合は、高い雑音等価計数(noise equivalent count: NECR)だから高画質とは限らない。

装置A 装置B



NECR	27.3	17.7	49.0	36.2
------	------	------	------	------

全身画像検査であるFDG-PET画像の画質評価は未だ研究中

T. Chang, G. Chang, S. Kohlmyer, et al. "Effects of injected dose, BMI and scanner type on NECR and image noise in PET imaging." Phys Med Biol. 56(16):5275-85 (2011)

T. Chang, G. Chang, J. W. Clark, et al. "Reliability of predicting image signal-to-noise ratio using noise equivalent count rate in PET imaging." Med Phys. 39, 5891-5900 (2012).

肝SNRの問題点

acquisition time [s]	30	120	180
55.0 kg 3.37 MBq/kg			
liver SNR	4.12	9.67	9.50
85.4 kg 3.12 MBq/kg			
liver SNR	3.53	6.80	8.50

コントラストの評価が不可能 平滑化フィルタによって左右される

特に全身画像であるPET臨床画像評価は難しい

甲谷理温, 大西英雄ら. 肝SNRを用いたデリバリー用FDG使用時のPET画像に影響を及ぼす因子および収集時間の検討. 日放技学誌. 2014 70(8): 784-792.

核医学画像の高分解能化

近年のPET装置は、点広がり関数 (point spread function: PSF) を応用し、空間分解能補正を行っている。(PSF補正)



Ian S Armstrong



SUV_{max} = 9.3 SD = 0.7

SUV_{max} = 13.2 SD = 0.7

PSF補正はPET検査を行う上で病変の検出を容易にし、臨床に非常に有用な情報を提供している。

IS Armstrong, MD Kelly, HA Williams, Impact of point spread function modelling and time of flight on FDG uptake measurements in lung lesions using alternative filtering strategies. EJNMMI Physics. 1(99): (2014)

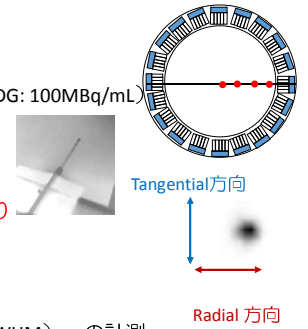
核医学画像の高分解能化 (PSF補正)

実験方法

1. ガラス管 (内腔直径0.9 mm) (FDG: 100MBq/mL)
2. 成人ファントム

画像再構成法 (192×192)

- PSF補正なし
- PSF補正あり



評価指標

- full width at half maximum (FWHM) の計測
- 空間分解能改善率

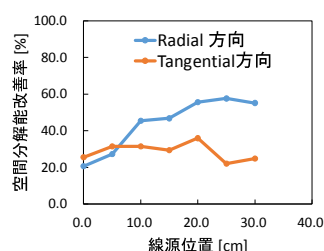
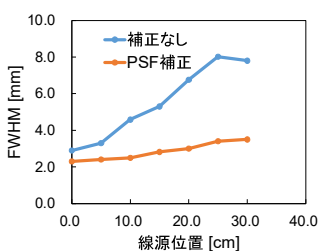
$$\text{resolution recovery ratio (RRR) [\%]} = \frac{\text{FWHM (補正なし)} - \text{FWHM (PSF補正)}}{\text{FWHM (補正なし)}} \times 100$$

核医学画像の高分解能化 (PSF補正)

PSFの有無による線源位置とPET再構成画像



PSF補正



甲谷理温, 松及紀和ら. PET装置における空間分解能補正の効果および精度の検証. 日放技学誌. 2016 72(3): 209-217.

本日のまとめ

核医学検査は多種多様である。

検査する機能や代謝が異なれば使用するRIが異なる。

検査によって必要な事項を評価する。

ご清聴ありがとうございました

