

茨城県立医療大学大学院博士論文

CT 画像における信号雑音比に基づく新たな指標の提案と
低コントラスト検出能への応用

橋 本 純 一

茨城県立医療大学大学院保健医療科学研究科博士後期課程
保健医療科学専攻

2019 年 3 月

1	序文	1
1.1	日本における医療被ばくと CT	1
1.2	CT 検査における被ばく線量の低減方法	1
1.3	逐次近似を応用した画像再構成法の特徴	3
1.4	主観的な画質評価	3
1.5	客観的な解像特性の評価	3
1.6	タスクベースでの解像特性の評価	4
1.7	客観的なノイズ特性の評価	4
1.8	低コントラスト検出指標	5
1.9	信号検出モデルに基づく低コントラスト検出指標	6
2	研究目的	7
3	理論	8
4	研究方法	18
4.1	使用機器	18
4.2	測定項目	18
4.2.1	Circular Edge 法による解像力特性の評価	20
4.2.2	Radial Frequency 法によるノイズ特性の評価	22
4.2.3	CNR の測定	24
4.2.4	CNR_{LO} の測定	26
4.2.5	$SNR_{S,D}$ の測定	27
4.2.6	SNR_M の測定	27
4.2.7	SNR_A の測定	27
5	結果	28
5.1	解像力特性	28
5.2	ノイズ特性	30
5.3	低コントラスト検出指標	32
6	考察	43

7 結語	63
------------	----

謝 辞	64
-----------	----

参 考 文 献	65
---------------	----

1 序文

1.1 日本における医療被ばくと CT

2004 年 Berrington らは、診断 X 線検査の放射線が要因で発生すると推測される 75 歳までの累積がん発生リスクは、日本以外の欧米 14 カ国では 0.6~1.8% であるのに対し、診断 X 線検査の頻度が高く、またコンピュータ断層画像 (computed tomography: CT) 装置の普及率が高い日本はそのリスクが 3.2% であることを報告した ¹⁾。累積がん発生リスクが高い理由として、日本国内では 10,000 台以上のマルチスライス CT (multi detector row CT: MDCT) 装置が稼働しており ²⁾、また人口当たりの装置台数も他の OECD 諸国と比較しても約 4 倍と圧倒的に多い (百万人当たり: 日本 101.3 台, OECD32 か国の平均 24.4 台) ³⁾。つまり、日本は世界一 CT 装置が普及した国であることから、その結果として装置台数や検査頻度の増加により世界一の医療被ばく大国になっていると推測される。

さらに、日本国内だけでなく世界にも大きな衝撃を与えた 2011 年 3 月に発生した東日本大震災の二次災害によって、福島第一原子力発電所の放射能漏れ事故が引き起こされた。それを機に被ばくへの不安や関心は環境に起因するものに加えて、医療行為における被ばくに対しても大きく意識が向けられた ⁴⁾。

1.2 CT 検査における被ばく線量の低減方法

診断用 X 線を用いた検査の目的は、最小限の線量で最大限に良好な画像を提供することである (as low as reasonably achievable: ALARA)。しかし CT 検査は先の報告でも述べられているように、他の X 線検査と比較して被ばく線量が高いことが指摘されている ¹⁾。被ばく線量を低減させるためには、管電圧や管電流などの撮影線量を低下させることで達成されるが、その代償として画像ノイズが増加する。画像ノイズの増加は CT において必要とされる低コントラスト検出能の低下を引き起こし、このように撮影線量と画像ノイズはトレードオフの関係であることが知られている ^{5,6)}。ハードウェア側からの撮影線量低減の方法としては、体厚の不均一な部位に対する画像ノイズの均一化を目的とした管電流自動露出機構 (CT automatic exposure control: CT-AEC) が現在多くの装置で搭載されている ⁷⁻⁹⁾。ソフトウェア側からの撮影線量の最適化の方法として CT における画像再構成法は、従来のフィルタ補正逆投影 (filtered back projection: FBP) 法に加えて、逐次近似を応用した画像再構成 (iterative reconstruction: IR) 法を搭載した CT 装置が、コンピュータ技術や性能の進歩もあり全国

的に普及しつつある．IR 法は生データ領域と画像データ領域の両方で逐次近似的な処理を行う特徴がある．はじめに生データ領域においてサイノグラムからの逐次近似計算により線量に起因するポアソンノイズを除去する．次に画像データ領域において，組織形状に関する情報と統計学的ノイズに関する情報を考慮して繰り返し画像ノイズのコントロールが行われる(図 1)¹⁰⁾．しかし，具体的にどのようなアルゴリズムに基づいてノイズ低減を行っているかなどはメーカーによって異なり，具体的な情報は公開されていない．現在稼働している CT 装置の多くは，ユーザーはコンソール上で逐次近似の強度を数段階で任意に設定し，画質を調整することが可能である．

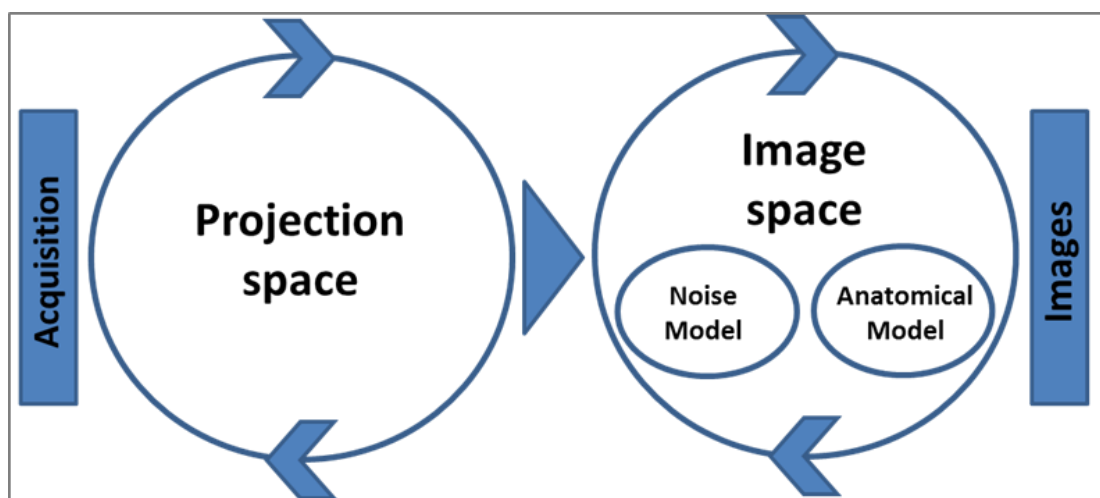


図 1 本研究で用いた IR 法の計算処理過程の概要

1.3 逐次近似を応用した画像再構成法の特徴

FBP 法と同等なノイズレベルの画像を目的とした場合、IR 法ではより少ない撮影線量で得られることから、被ばく線量の低減が期待されている。また従来ではノイズの影響で使用頻度が高くなかった低管電圧撮影や、低管電圧で得られるヨードの質量減弱係数の増加による CT 値上昇効果により、使用する造影剤量の低減など多くの報告がされているが、一方で FBP 法と IR 法では異なる画質特性を示すことから、画質解析に関する多くの研究がなされている¹¹⁻¹⁴⁾。

IR 法は非線形性なアルゴリズムに基づくため、その再構成画像は被写体のコントラストや形状により解像力特性やノイズ特性が変化することが指摘されている^{15,16)}。このことは、撮影部位により画質特性が変化する可能性があることを意味している。このため、目的とする臨床での状況と大きく乖離しないように、被写体の形状やコントラスト及びノイズレベルに応じた画質評価を行うべきであることが提唱されている^{16,17)}。

1.4 主観的な画質評価

AAPM (American Association of Physicists in Medicine) report 1¹⁸⁾や国内の性能評価ガイドライン¹⁹⁻²¹⁾によって、CT における画質評価および性能評価のガイドラインは提案されている。従来、低コントラスト検出能や空間分解能による解像力特性の評価が画質評価の指標として行われてきた。これらは低コントラストや高コントラスト状況下において、認識できる円柱信号の最小の CT 値差や径を視覚的に求めるもので、非常におおまかで主観的な指標である。装置の受け入れ試験や性能評価また撮影線量の最適化など、高い精度が要求される場合には主観的な方法が適切であるとは限らない。そこでコントラスト雑音比 (contrast to noise ratio: CNR)^{22,23)}がこれらの方法に代わる客観的かつ定量的な方法として、広く用いられるようになった。

1.5 客観的な解像力特性の評価

解像力特性の客観的な評価には、主に変調伝達関数 (modulation transfer function: MTF)を用いた物理的評価が用いられる。MTF は入力信号がどれだけ伝達するかを周波数特性として表したものである。MTF の測定には様々な方法が知られているが、CT では金属製のワイヤを用いた方法 (ワイヤ法)が多く行われている^{23,24)}。ワイヤ法におけるワイヤは、入力信号を近似的にインパルス信号としてみなす必要があるため、できる限り大きな CT 値を持ちながら細い直径のものが望ましい。このような条件を満たし、また安価で容易に入手することができるステンレスや銅などの金属が広く用いられている。

1.6 タスクベースでの解像力特性の評価

FBP 法は線形なアルゴリズムに基づく再構成法であるため、原理的には入力信号に対する出力信号の線形性が保証されている。しかし IR 法の再構成アルゴリズムには非線形な処理が含まれるため、コントラストや形状によって解像力特性やノイズ特性が変化することが指摘されている^{15,16)}。したがって、コントラストに応じて解像力の周波数特性を測定する必要がある。たとえば、高コントラスト信号を用いるワイヤ法で測定した IR 法の MTF は、高コントラスト信号の伝達特性の評価のみにしか適用できないことを意味している。また、臨床画像においては撮影部位によってコントラストや被写体サイズが異なるため、それらに応じて画像特性に変化を呈することが考えられる。このようなことから線形性が保証されていない場合、信号のコントラストやノイズレベルなどを目的とする臨床での状況と大きく乖離しないように、タスクベースでの MTF (task-based MTF: MTF_{Task}) による評価が必要であることが報告されている^{16,17)}。

1.7 客観的なノイズ特性の評価

水ファントムなど内部が均一な被写体を CT 装置で撮影した場合においても、X 線量子ノイズを主な要因としてその CT 値は変動する。臨床においては、早期脳梗塞に代表される病変部と周囲正常組織とのコントラストが僅かである場合、画像ノイズの大小により検出能が大きく異なるため、ノイズ特性の適切な評価は重要である²³⁾。画素値の標準偏差 (standard deviation: SD) の測定が画像のノイズを表す指標として広く用いられている。しかし、SD はノイズの周波数特性をあらわしたものではないため、周波数解析が可能なノイズパワースペクトル (noise power spectrum: NPS) がよく用いられる。NPS の算出には仮想スリット法、2 次元フーリエ変換法、Radial Frequency 法が用いられる²⁴⁻²⁶⁾。

仮想スリット法は、幅が 1 画素で高さが数十画素のスリットによってデータを加算平均しながら 1 次元のノイズプロファイルを取得し、このプロファイルをフーリエ変換する方法である。2 次元フーリエ変換法は、ノイズ画像を 2 次元フーリエ変換して直接的に 2 次元パワースペクトルを求める方法である。Radial Frequency 法は、周波数空間の方位角方向に平均化し、動径方向の周波数の関数として NPS を求める。したがって、回転対称なシステムにおいては、理論的に 3 つの方法では NPS が等しくなる。

1.8 低コントラスト検出指標

CT 画像の重要な画質特性の一つである低コントラスト検出能の評価には、客観的かつ定量的な指標で測定が容易な **CNR** が広く用いられるが、画像の周波数特性を考慮しない指標であるために視覚評価との乖離が生じることが指摘されている²⁷⁻²⁹⁾。図 2 に画像の周波数特性は異なるが、ほぼ同じ **CNR** となる画像を示す。10 mm ϕ の円柱信号(矢頭)の視覚的な検出能に明らかな違いが生じていることが分かる。

この問題を解決するために、画像ノイズの周波数特性と信号のコントラストおよびスペクトルを考慮した幾つかの指標が提案されている。

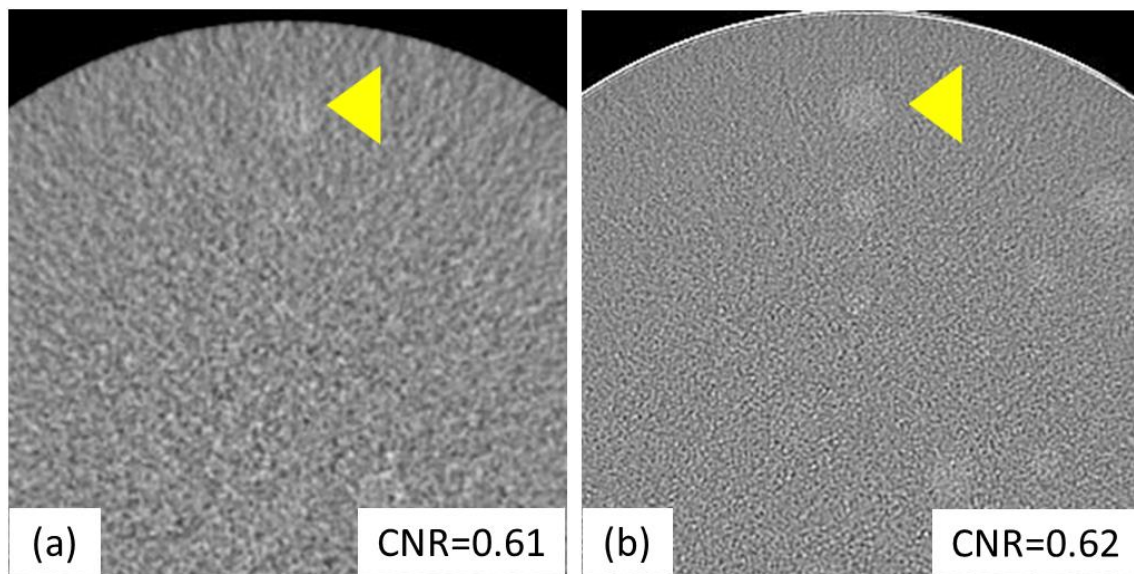


図 2 周波数特性が異なる低コントラスト検出ファントム画像

(a)軟部関数

(b)高周波強調関数

低コントラスト検出ファントム内には、3, 5, 7, 10 mm ϕ の円型信号が配置されている

Low-contrast object specific CNR (CNR_{LO})は、CNRにおいてバックグラウンドのSDを対象とする円柱信号の mean-square-root bandwidths^{30,31)}、いわゆる実効帯域幅 ($\bar{u}$)における NPS の平方根に置き換えることで定義された指標であり、IR 画像の低コントラスト検出能の客観的定量化手法として有用であることが報告されている²⁹⁾。しかし、 CNR_{LO} は比較的簡便に求めることができるが、論理的に導かれたものではないため、その指標の物理的意味が明らかではない。また、画像の周波数特性や対象の信号径が変化する場合には、必ずしも CNR_{LO} が主観的評価との良い相関を与えるとは限らない。さらに、円柱信号の $\bar{u}$ は発散するため、low pass filter などにより有限化しない限り矛盾なく定義できない。

1.9 信号検出モデルに基づく低コントラスト検出指標

一方、信号と画像ノイズの周波数特性に基づく信号雑音比 (signal to noise ratio: SNR)は、その定義からも明らかなように表示系の特性や目の視覚特性を全く考慮していないため、その指標だけでは画像のシステムにおける物理量を測定したに過ぎない。そのため SNR が高いシステムが信号検出能の良い優れたシステムであるとは必ずしも言えないため、様々なモデルの SNR が提唱されている。統計的決定理論モデル (statistical decision theory model)に基づく SNR ($SNR_{S,D}$)とマッチドフィルタモデル (matched-filter model)に基づく SNR (SNR_M)が、特に視覚的評価との高い相関を示すモデルとして提唱されている^{32,33)}。Loo らは増感紙-フィルム系の画質評価においてナイロンビーズの視覚的検出能を、信号の空間周波数成分、NPS および MTF を考慮した $SNR_{S,D}$ と SNR_M が、特に視覚的評価との高い相関を示すことを報告している³²⁾。また市川らは、 SNR_M を FBP 法の CT 画像における低コントラスト検出能の評価に応用し CNR と比較した結果、視覚評価と良好な相関を有する指標であることを報告した³⁴⁾。

しかし、非線形処理に基づく IR 法の CT 画像に $SNR_{S,D}$ と SNR_M を応用するためには、NPS の他に MTF_{Task} も測定して評価しなければならない。したがって、これらは CNR および CNR_{LO} と比較して簡便に求めることができる指標であるとは言い難い。

2 研究目的

本研究では，統計的決定理論モデルとマッチドフィルタモデルから近似的に求めた SNR に基づく新たな指標を提案し， $\text{SNR}_{\text{S,D}}$ ， SNR_{M} に対する近似式と CNR_{Lo} の関係を明らかにする．

さらに，画像再構成法として FBP 法と IR 法を使用して腹部領域を想定した低コントラスト検出ファントムを様々な条件で撮影し，得られた画像から新たな提案指標や CNR ， CNR_{Lo} ， $\text{SNR}_{\text{S,D}}$ ， SNR_{M} を算出し，それらの相関について調べ新指標の有用性について検討した．

3 理論

統計的決定理論モデルとマッチドフィルタモデルは、視覚評価との相関に優れる信号検出モデルとして、低コントラスト検出能の物理的評価に用いられる。マッチドフィルタモデルでは、観察者は信号とノイズのスペクトルの両方を考慮するが、統計的決定理論モデルでは、観察者が考慮するのは信号のスペクトルだけであり、ノイズパワースペクトルは白色ノイズとして取り扱うことを仮定している³⁵⁾。空間領域および空間周波数領域での動径方向の距離および空間周波数をそれぞれ r および u とすると、信号のプロファイル $S_d(r)$ およびそのフーリエスペクトル $\tilde{S}_d(u)$ は、以下のようにフーリエベッセル変換で与えられる。

$$S_d(r) = 2\pi \int_0^\infty u \tilde{S}_d(u) J_0(2\pi ur) du \quad (1)$$

$$\tilde{S}_d(u) = 2\pi \int_0^\infty r S_d(r) J_0(2\pi ur) dr \quad (2)$$

このとき、統計的決定理論モデルでの SNR は次式で与えられる³⁶⁾。

$$\text{SNR}_{\text{s,d}}^2(d) = \frac{\left[2\pi \int_0^\infty u \tilde{S}_d^2(u) du\right]^2}{2\pi \int_0^\infty u \tilde{S}_d^2(u) \text{NPS}(u) du} \quad (3)$$

入力信号として図 3 のような直径 d 、コントラスト c の円柱 $C_d(r)$ を考えると、そのフーリエスペクトル $\tilde{C}_d(u)$ は以下のように表される。

$$\tilde{C}_d(u) = \frac{\pi c d^2}{2} \frac{J_1(\pi d u)}{\pi d u} \quad (4)$$

ここで、 J_1 は 1 次の第一種ベッセル関数である。

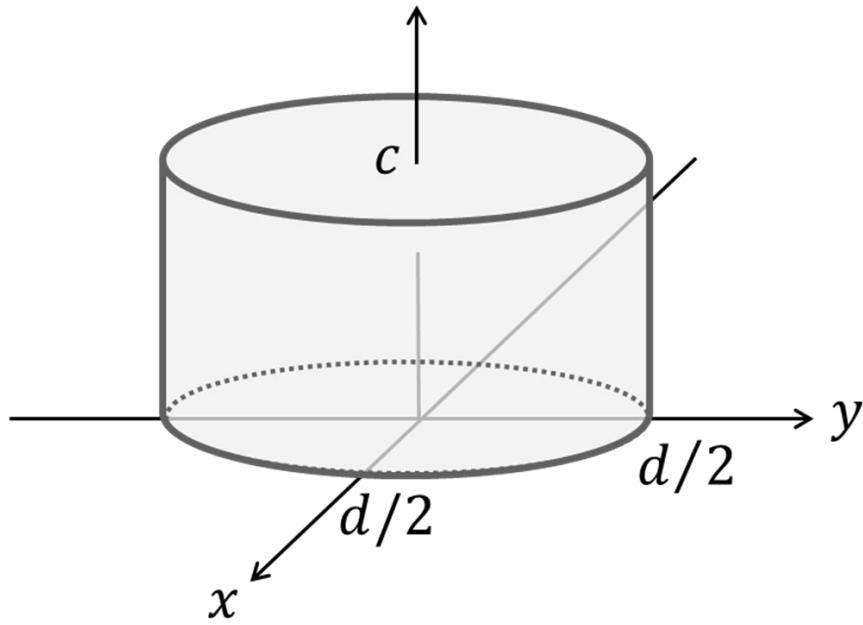


図 3 直径 d , コントラスト c の円柱信号の模式図

一般に，信号はシステムの **MTF** に従ってボケを生じることから，式(3)は以下のようになる．

$$\text{SNR}_{\text{s,d}}^2(d) = \frac{\left[2\pi \int_0^\infty u \tilde{C}_d^2(u) \text{MTF}^2(u) du\right]^2}{2\pi \int_0^\infty u \tilde{C}_d^2(u) \text{MTF}^2(u) \text{NPS}(u) du} \quad (5)$$

式(5)を評価するため，積分の被積分関数に現れる以下の関数

$$2\pi u \tilde{C}_d^2(u) = 2\pi \left(\frac{cd}{2}\right)^2 \frac{|J_1(\pi du)|^2}{u} \quad (6)$$

において u に依存する $|J_1(\pi du)|^2/u \equiv P_d(u)$ を図 4 に示す．

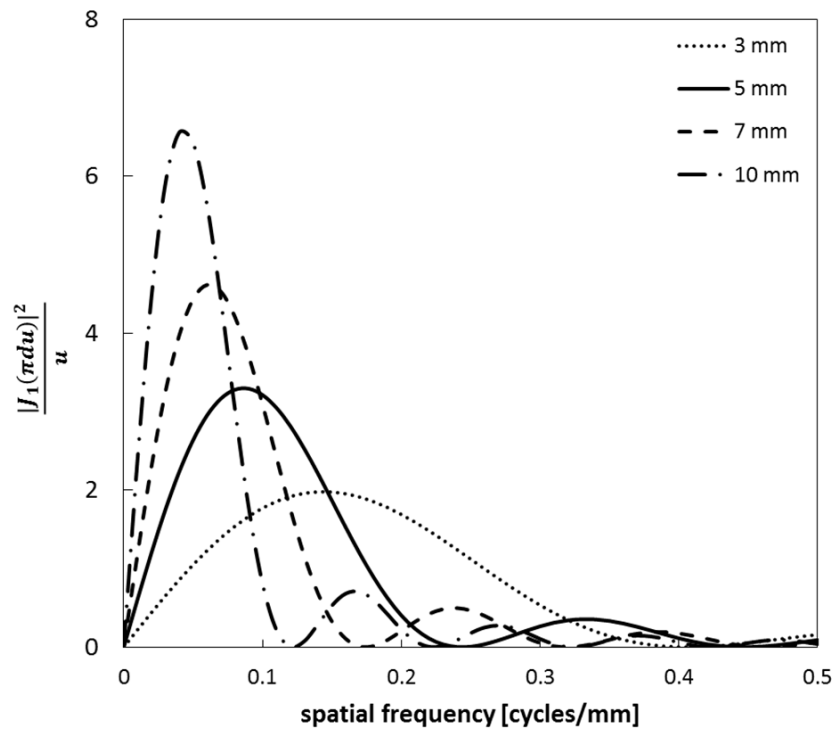


図 4 直径 3, 5, 7, 10 mm の円柱における $|J_1(\pi du)|^2/u$ のスペクトル

$P_d(u)$ は信号サイズが大きくなるほど極大値となる空間周波数 u_m 付近に集中するパワースペクトルとなるから，以下で定義される高さ $P_d(u_m)$ ，幅 Δu_d ， $u = u_m$ を中心とする矩形関数 $R_d(u)$ で近似する．

$$P_d(u_m)\Delta u_d = \int_0^\infty P_d(u)du \quad (7)$$

$R_d(u)$ と $P_d(u)$ および $NPS(u)$ の関係を表す模式図を図 5 に示す．ただし， $P_d(u_m) = R_d(u_m)$ のように正規化した．

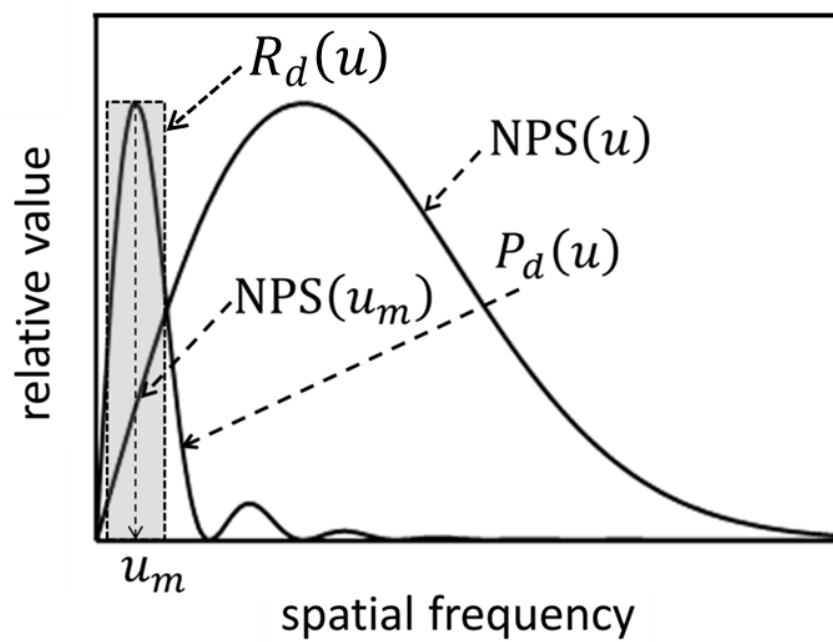


図 5 それぞれの最大値で正規化した $NPS(u)$, $P_d(u)$ および $R_d(u)$ の模式図

このとき $\text{MTF}^2(u)$ が u_m 付近で緩やかに変化し，また図 5 に示すように $\text{NPS}(u)$ が低空間周波数領域で Ramp 関数状である場合³⁶⁾，式(5)における分母の積分は以下のように近似できる．

$$2\pi \int_0^\infty u \tilde{c}_d^2(u) \text{MTF}^2(u) \text{NPS}(u) du \approx 2\pi \text{MTF}^2(u_m) \text{NPS}(u_m) \int_0^\infty u \tilde{c}_d^2(u) du \quad (8)$$

一方，式(5)の分子の $[\]$ については， $\text{MTF}^2(u)$ に対する同様の仮定のもとで以下のようになる．

$$2\pi \int_0^\infty u \tilde{c}_d^2(u) \text{MTF}^2(u) du \approx 2\pi \text{MTF}^2(u_m) \int_0^\infty u \tilde{c}_d^2(u) du \quad (9)$$

したがって，式(5)から $\text{SNR}_{\text{S,D}}(d)$ は，表 1 に示すように $u_m \approx 1/2d \equiv u_d$ となることを考慮すると以下のように近似できる．

$$\text{SNR}_{\text{S,D}}(d) \approx \frac{\sqrt{\pi}}{2} d \frac{c \text{MTF}(u_d)}{\sqrt{\text{NPS}(u_d)}} \equiv A_{\text{MTF-SNR}_{\text{S,D}}}(d) \quad (10)$$

ただし，パーセバルの公式より得られる以下の関係式を用いた．

$$2\pi \int_0^\infty u \tilde{c}_d^2(u) du = \frac{\pi c^2 d^2}{4} \quad (11)$$

さらに，信号径が点広がり関数の幅に比べ大きければ， $\text{MTF}(u_m) \approx 1$ と見なすことができる．そのような場合，近似的に求めた SNR を $A_{\text{SNR}_{\text{S,D}}}(d)$ とおくと， $\text{SNR}_{\text{S,D}}$ は以下のようになる．

$$\text{SNR}_{\text{S,D}}(d) \approx \frac{\sqrt{\pi}}{2} d \frac{c}{\sqrt{\text{NPS}(u_d)}} \equiv A_{\text{SNR}_{\text{S,D}}}(d) \quad (12)$$

表 1 直径 3, 5, 7, 10 mm の円柱における u_m と u_d

	spatial frequency (cycles/mm)			
d (mm)	3	5	7	10
u_m	0.14	0.09	0.06	0.04
u_d	0.16	0.10	0.07	0.05

マッチドフィルタモデルにおける SNR についても，統計的決定理論モデルと同様に入力信号として円柱 $C_d(r)$ を考えると，次式で与えられる．

$$\text{SNR}^2_M(d) = 2\pi \int_0^\infty \frac{u \tilde{C}_d^2(u) \text{MTF}^2(u)}{\text{NPS}(u)} du \quad (13)$$

NPS が低空間周波数領域で Ramp 関数状であるときの $\text{NPS}(u)/u$ と $P_d(u)/u$ の関係を表す模式図を図 6 に示す．ただし， $P_d(u_d)/u_d = \text{NPS}(u_d)/u_d$ のように正規化した．

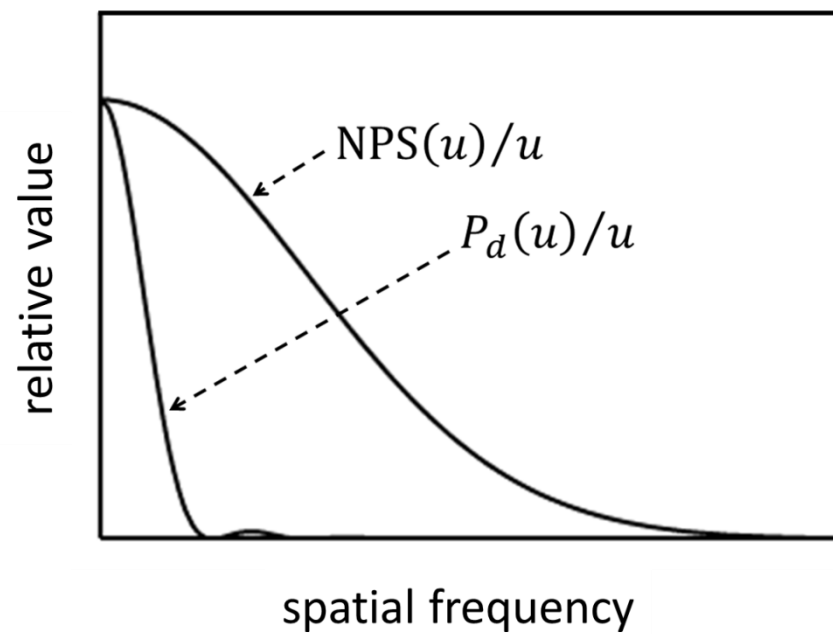


図 6 それぞれの最大値で正規化した $NPS(u)/u$ および $P_d(u)/u$ の模式図

$P_d(u)/u$ が原点に集中するスペクトルとなること，さらに NPS が低空間周波数領域において Ramp 関数的であり，さらに近似的にシステムの MTF の自乗に比例することを考慮すると， $NPS(u)/(uMTF^2(u)) \approx \text{constant}$ となるから， $NPS(u_d)/(u_dMTF^2(u_d)) \approx \text{constant}$ とみなすことができる信号サイズの場合，次式のように近似することができる．

$$SNR_M(d) \approx \sqrt{\frac{\pi}{3}} d \frac{cMTF(u_d)}{\sqrt{NPS(u_d)}} \equiv A_{MTF_SNR_M}(d) \quad (14)$$

ここで，以下の公式を用いた．

$$\int_0^\infty x^{-2} J_1(ax)^2 dx = \frac{4a}{3\pi} \quad (15)$$

ただし， a は任意の定数を表す．

さらに $MTF(u_d) \approx 1$ とみなすことができる場合，近似的に求めた SNR は次式のようになる．

$$SNR_M(d) \approx \sqrt{\frac{\pi}{3}} d \frac{c}{\sqrt{NPS(u_d)}} \equiv A_{SNR_M}(d) \quad (16)$$

よって，このような近似が適用できる信号サイズの場合，統計的決定理論モデルとマッチドフィルタモデルにおける SNR は，定数倍の違いを別にすると，直径 d ，コントラスト c および $NPS(u_d)$ に関しては等しくなるから，新たな SNR (approximate SNR: SNR_A) を次式で定義する．

$$SNR_A(d) \equiv d \frac{c}{\sqrt{NPS(u_d)}} \quad (17)$$

このような近似が適用できる信号サイズにおいて $SNR_A(d)$ は， $SNR_{S,D}$ および SNR_M との相関が高くかつ簡便な指標となることを示している．

4 研究方法

4.1 使用機器

本研究では 64 列マルチディテクタ CT 装置 (iCT SP, Philips Healthcare, Cleveland, Ohio)を使用した。撮影条件はそれぞれ、管電圧 120 kV, 回転速度 0.5 sec/rot, コリメーション 64×0.625 mm, ピッチファクタ 0.609, スライス厚 5 mm, 再構成視野 (field of view: FOV) 200 mm, マトリックスサイズ 512×512 , 管電流時間積 (mA second: mAs) 25, 50, 100, 200, 400 mAs, 画像再構成関数 standard (B type)である。画像再構成は FBP 法と IR 法 (iDose⁴ level 2, 4, 6; IR 2, IR 4, IR 6)で行った。ただし、ピッチファクタは腹部 CT における撮影条件に準じて選択を行った。

取得した画像データは digital imaging and communication in medicine (DICOM)形式で出力し、解析には ImageJ 1.42q (National Institute of Health)³⁷⁾と CT measure ver.0.98f (日本 CT 技術学会)を使用した³⁸⁾。

円筒型アクリル製ファントム (外径 200 mm, 内径 190 mm, 奥行き 300 mm)を作成し測定に使用した(図 7)。ただし、2つの両矢印はそれぞれ MTF_{Task} と NPS の測定を行った領域を示している。

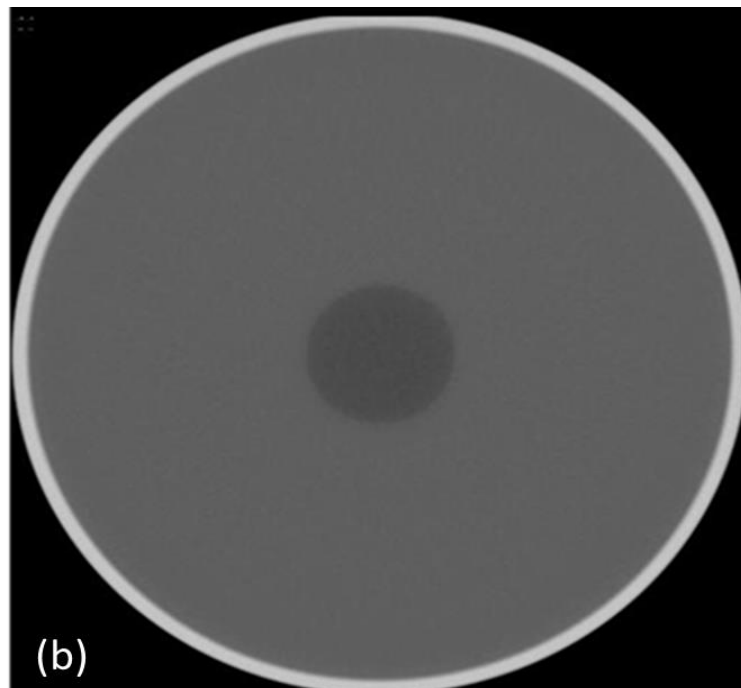
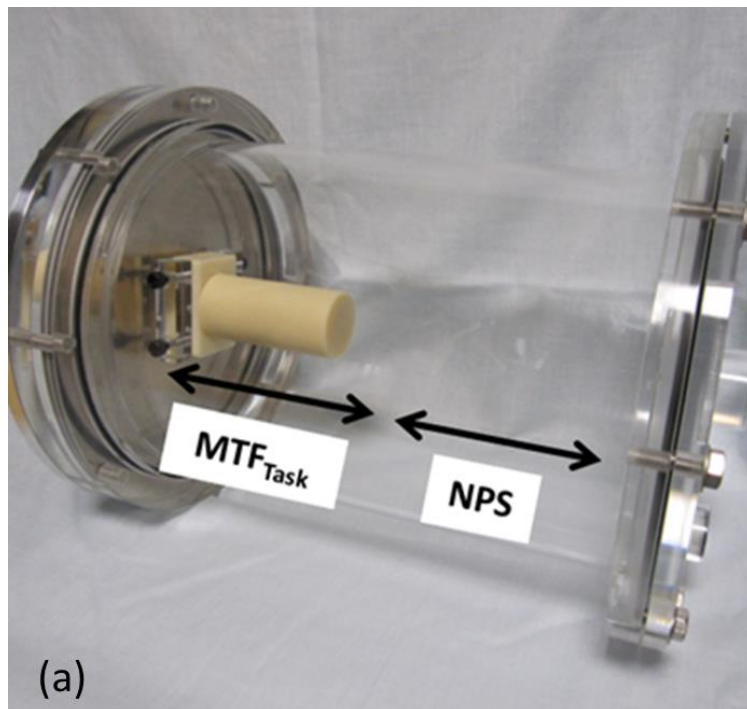


図 7 円柱状エッジファントムを内蔵した円筒型アクリル製ファントムの外観(a)と得られる CT 画像(b)

4.2 測定項目

4.2.1 Circular Edge 法による解像力特性の評価

Circular Edge 法¹⁷⁾を用いて測定を行った．被写体として acrylonitrile butadiene styrene (ABS)樹脂製の円柱ファントム（直径 40 mm，長さ 80 mm）を作成し使用した．その理由として，臨床においては低コントラスト検出が重要である腹部領域を想定した場合，肝細胞がんの検出には少なくとも 15 Hounsfield unit (HU)程度のコントラストが必要であると報告されている^{39,40)}．したがって，比較的入手が容易であり水に対するコントラストが約 30 HU となることから ABS を被写体として選択した．この ABS 円柱ファントムを円筒型アクリル製ファントムの中心に固定し，周囲を蒸留水で満たしガントリの回転中心に配置してスキャンを行った．ノイズの影響を低減するため，画像の標準偏差 (standard deviation: SD)が 5 以下となるように，各撮影条件において数百枚程度の画像の加算平均処理を行った⁴¹⁾．加算平均後の円柱 ABS 樹脂のエッジを横切るプロファイルを，中心から周囲へ放射状に得ながら円柱におけるエッジ広がり関数 (edge spread function: ESF)を取得した．ESF を微分し得られる LSF をフーリエ変換することにより MTF_{Task} を取得した．円の正確な中心が求められれば中心から放射状に向かう方向のアライメントをそれぞれのエッジ位置で正確に求めることができ，それらの放射状に向かうエッジを多数得ることができる．そしてこれらのエッジプロファイルを合成することで加算によるノイズ低減効果とともに，ピクセル間隔のより小さい間隔でエッジプロファイルのサンプリングが可能となった(図 8)．

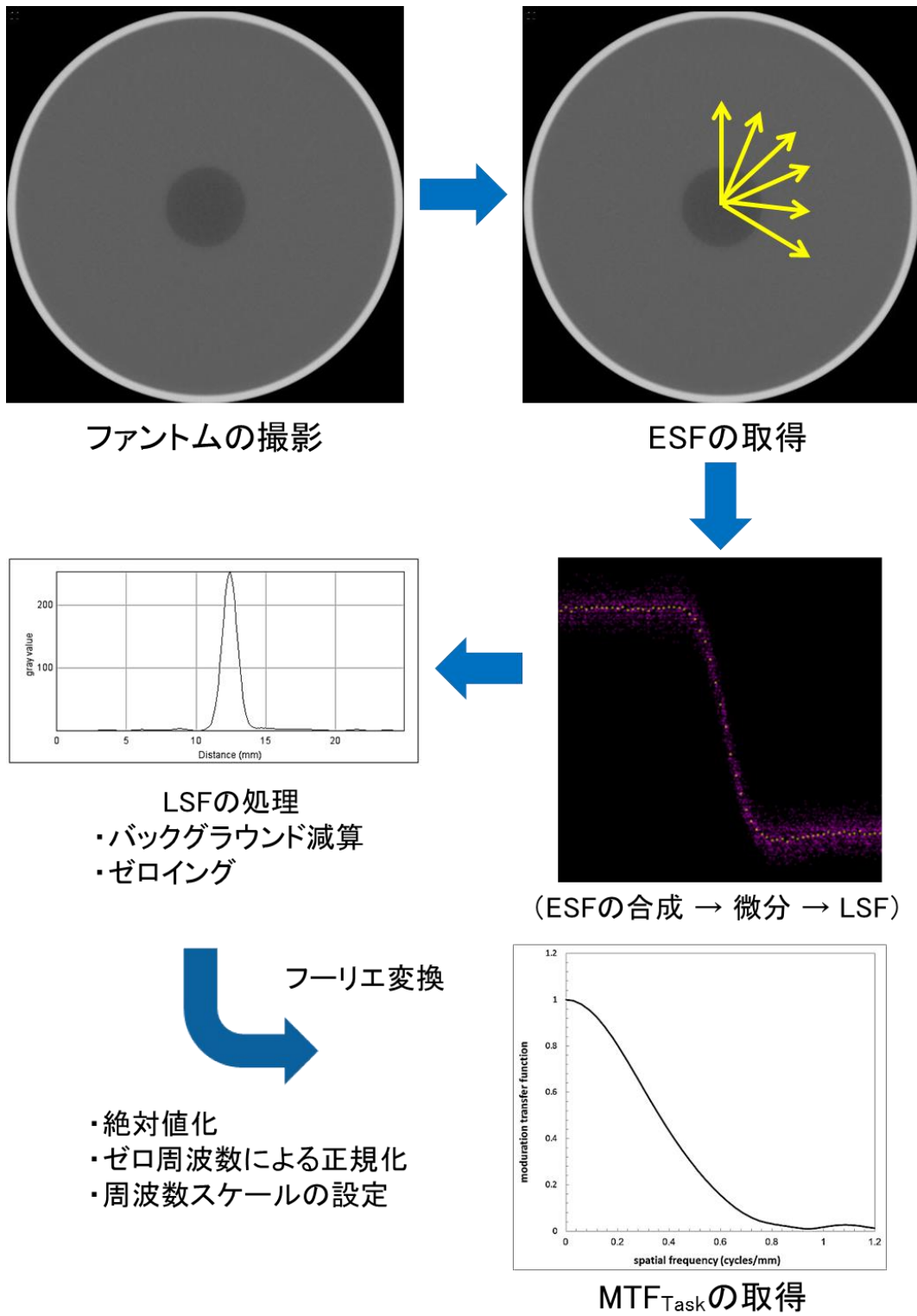
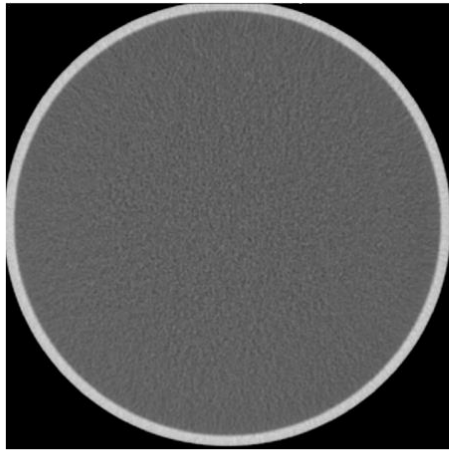


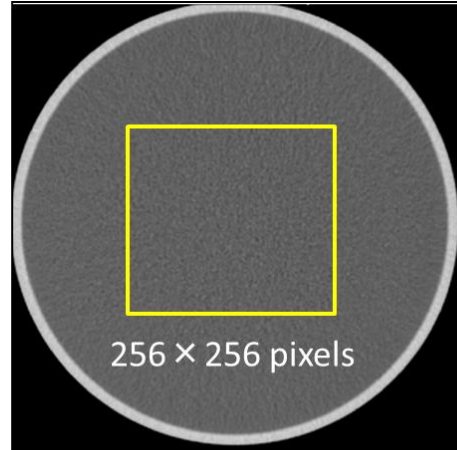
図 8 Circular Edge 法による MTF_{Task} 測定の手順

4.2.2 Radial Frequency 法によるノイズ特性の評価

NPSの測定にはRadial Frequency法^{25,26)}を用いた。CT装置において水ファントムなどの均一な物質を撮影した画像におけるCT値は均一であることが理想であるが、量子ノイズやシステムノイズなどによりCT値は変動する。臨床においては、初期病変のようにわずかなX線減弱の異なる物質が被写体内に含まれる場合、画像ノイズの影響により病変の識別が困難となる。このため画像のノイズ特性を適切に評価することは臨床画像における画質を担保する観点から非常に重要である²³⁾。解像力特性の測定に使用した円筒型アクリル製ファントムの内部を蒸留水で満たし、ガントリ回転中心に配置してスキャンを行い、画像の均一性が優れる中心部分に 256×256 pixelの関心領域 (region of interest: ROI)を設定して解析を行った。各撮影条件において測定誤差を少なくするため、10スライスそれぞれからNPSを求め、その平均をNPSの測定値とした(図9)。



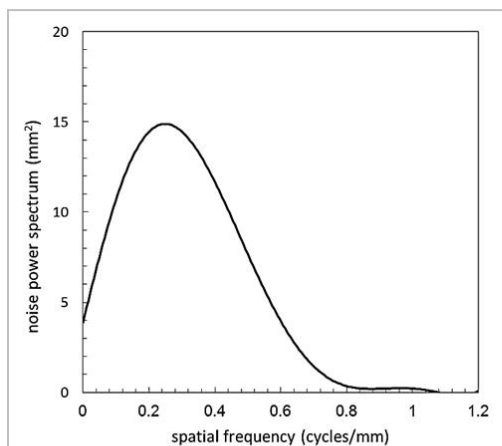
ファントムの撮影



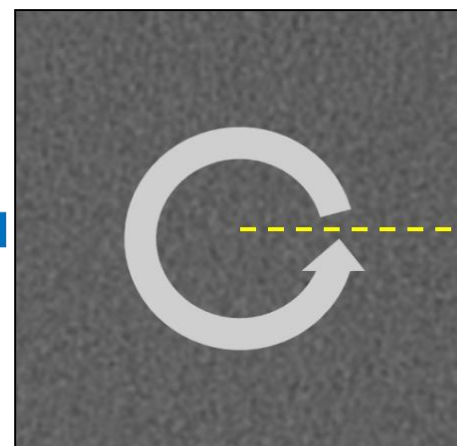
画像の切り出し



2次元フーリエ変換



NPSの取得



同一周波数毎に加算平均

図 9 Radial Frequency 法による NPS 測定の手順

4.2.3 CNR の測定

図 10 に示すように、自作の低コントラストファントムをガントリ回転中心になるように配置した．10 画像を作成し，その 10 画像の測定値の平均を CNR とした．

ただし，図 7 と同じアクリル製容器の中に，5，7，10 mm 径で長さ 80 mm の ABS 円柱を配置し，中心から 50 mm の位置にある信号とバックグラウンド部分にそれぞれ ROI を設定した．取得した画像に対して，5，7，10 mm 径の信号部分とバックグラウンド部分にそれぞれ ROI を設定した．各信号径での CT 値の平均とバックグラウンド部分における CT 値と SD より，Gupta らが提案した以下の式から CNR を計算した²²⁾．

$$\text{CNR} = \frac{\text{ROI}_S - \text{ROI}_B}{SD_B} \quad (18)$$

ここで， ROI_S は各信号径における平均 CT 値， ROI_B はバックグラウンドにおける平均 CT 値， SD_B はバックグラウンドにおける CT 値の標準偏差を表す．

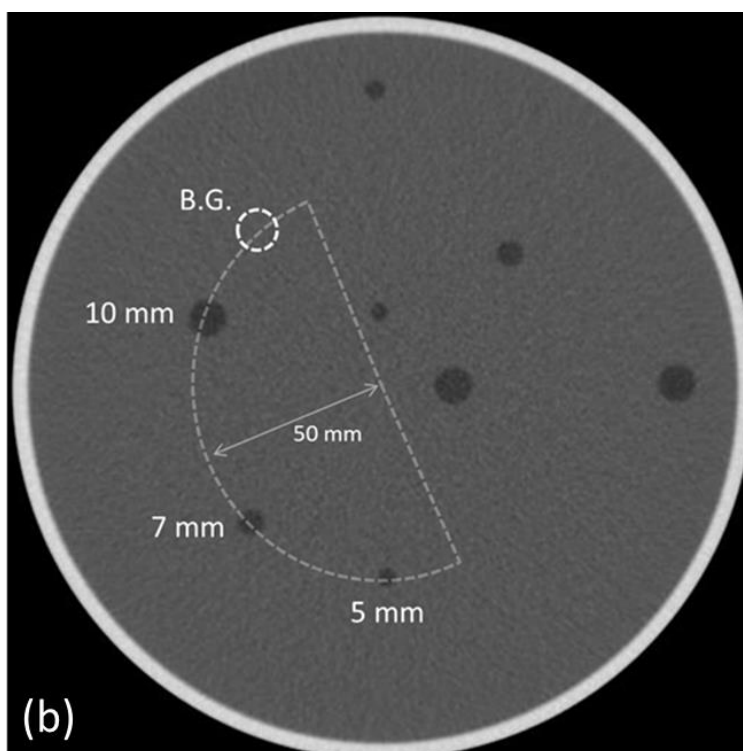
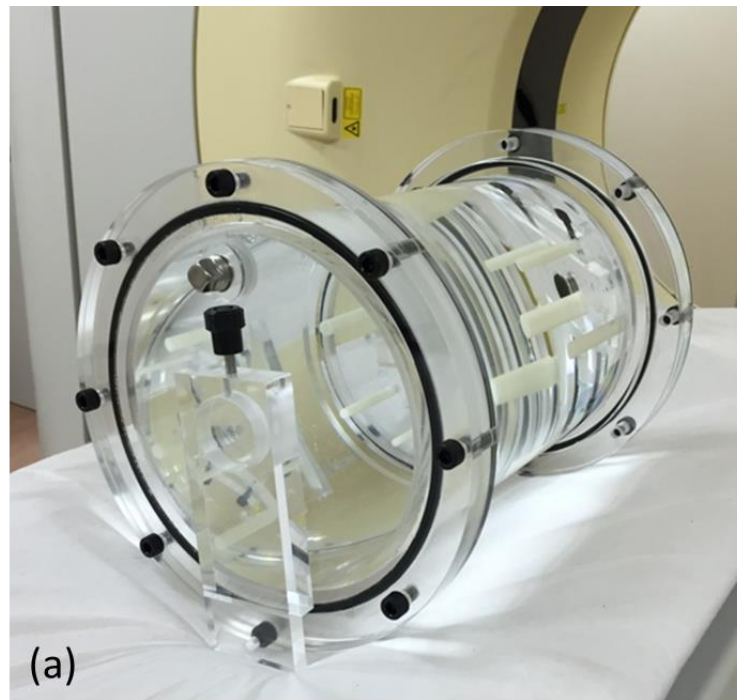


図 10 低コントラスト被写体である ABS を内蔵した円筒型アクリル製ファントムの外観(a)と得られる CT 画像(b)

4.2.4 CNR_{LO} の測定

回転対称な信号の場合，信号およびそのスペクトルをそれぞれ 1 次元的に表すことができ，空間領域および空間周波数領域での放射方向の距離および空間周波数を r および u とすると，この信号の $\bar{u}$ は次式で与えられる．

$$\bar{u}^2 = \frac{\int_0^\infty u^2 |\tilde{S}(u)|^2 du}{\int_0^\infty |\tilde{S}(u)|^2 du} \quad (19)$$

ここで， $\tilde{S}(u)$ は信号 $S(r)$ のフーリエスペクトルを表し，以下のフーリエベッセル変換で与えられる．

$$\tilde{S}(u) = 2\pi \int_0^\infty r S(r) J_0(2\pi ur) dr \quad (20)$$

CNR_{LO} は，このように定義された $\bar{u}$ におけるノイズパワー値 $\text{NPS}(\bar{u})$ を用いて次式で表される²⁹⁾．

$$\text{CNR}_{\text{LO}} = \frac{\text{ROI}_S - \text{ROI}_B}{\sqrt{\text{NPS}(\bar{u})}} \quad (21)$$

ここで， ROI_S は信号における平均 CT 値， ROI_B はバックグラウンドにおける平均 CT 値である．

本研究で使用したファントムのように，埋め込まれた信号が直径 d の円柱の場合には，信号の空間周波数スペクトル $\tilde{S}(u)$ は式(4)で与えられる．なお，コントラストと NPS についてそれぞれ 10 画像作成し，それらの平均値から CNR_{LO} を算出した．ただし，円柱信号に対して式(19)，つまり $\bar{u}$ は発散するため，空間周波数にカットオフを入れることにより，発散を抑えなければ数学的には定義できない．このため，本研究では瓜倉らが示した $\bar{u}$ の値²⁸⁾を用いて CNR_{LO} の算出を行った．

4.2.5 $\text{SNR}_{\text{S,D}}$ の測定

統計的決定理論モデルに基づく $\text{SNR}_{\text{S,D}}$ は，信号を直径 d の円柱として式(5)により算出した．ただし， MTF を MTF_{Task} に置き換え， FOV (200 mm)とマトリックスサイズ (512×512)で決まるナイキスト周波数 1.2 cycles/mmをカットオフ空間周波数として計算した．

4.2.6 SNR_{M} の測定

マッチドフィルタモデルに基づく SNR_{M} は，信号を直径 d の円柱として式(13)により算出した．ただし， $\text{SNR}_{\text{S,D}}$ と同様に MTF を MTF_{Task} に置き換え，カットオフ空間周波数を 1.2 cycles/mmとして計算した．

4.2.7 SNR_{A} の測定

新たに提案する SNR_{A} は，各 d に対応する u_d から $\text{NPS}(u_d)$ を求めて，式(17)により算出した．ただし，その算出にはコントラストと NPS についてそれぞれ 10 画像作成し，それらの結果の平均から得られた値を用いた．

5 結果

5.1 解像力特性

図 11 に 25 mAs と 400 mAs における FBP 法と IR 法の MTF_{Task} の結果を示す．コントラスト 30 HU 程度の被写体における MTF_{Task} は，IR 法の強度が大きくなるほど低下する結果となった．他の線量についても同様の結果となった．

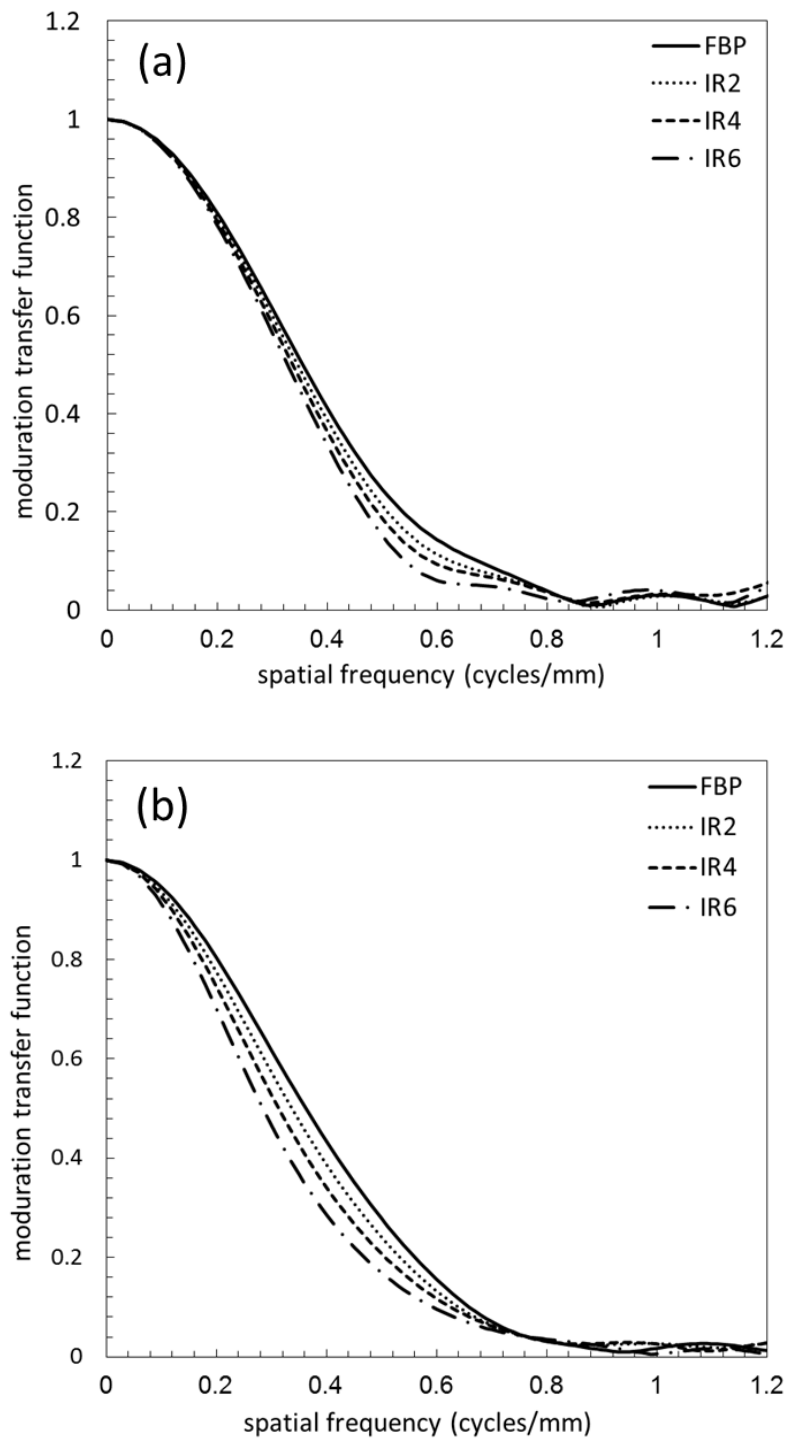


図 11 FBP と IR 2,4,6 で再構成した CT 画像から求めた MTF_{Task}

(a) 25 mAs

(b) 400mAs

5.2 ノイズ特性

図 12 に 25 mAs と 400 mAs における FBP 法と IR 法の NPS の結果を示す．撮影線量が同じ場合には，IR 法の画像ノイズの低減強度が大きくなるほどノイズレベルは低下するが，NPS の形状は FBP 法と IR 法で違いはわずかであった．他の線量についても同様の結果となった．

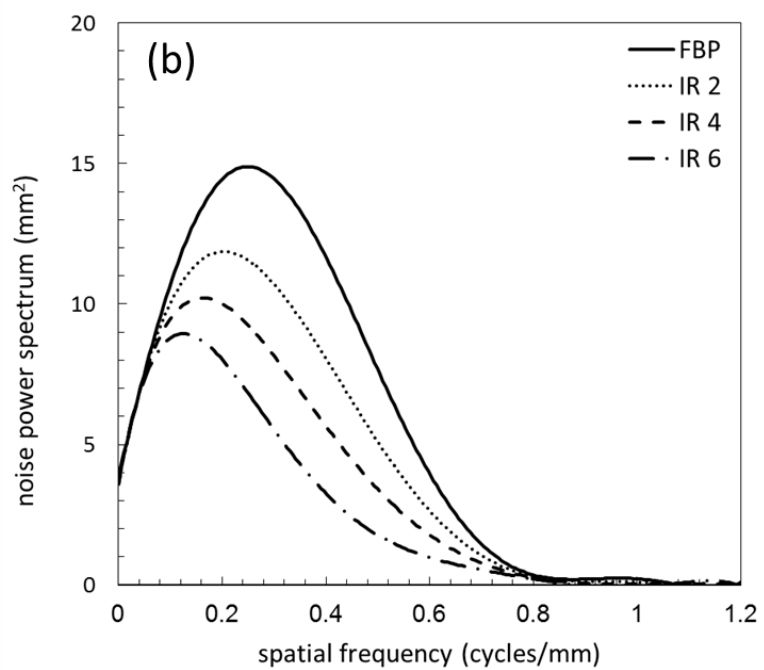
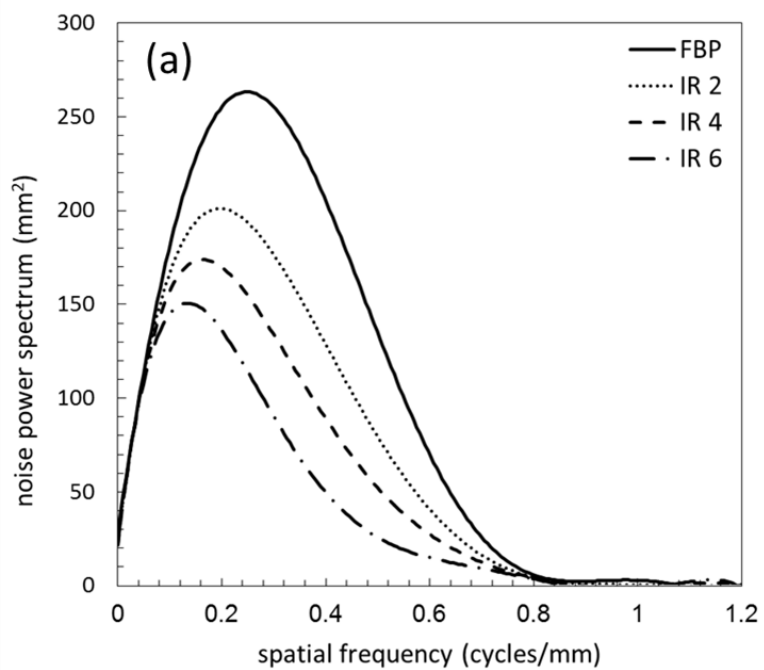


図 12 FBP と IR 2,4,6 で再構成した CT 画像から求めた NPS
 (a) 25 mAs
 (b) 400mAs

5.3 低コントラスト検出指標

図 13 に IR 2 における 25 mAs と 400 mAs の各信号径での $\text{SNR}_{\text{S,D}}$, SNR_{M} , $\text{A_SNR}_{\text{S,D}}$, A_SNR_{M} および SNR_{A} を示す. $\text{A_SNR}_{\text{S,D}}$, A_SNR_{M} と $\text{SNR}_{\text{S,D}}$, SNR_{M} との相対誤差が 5~10 mm 径において 10~20%程度であることから, 近似式の妥当性を示している. また SNR_{A} の信号径の依存性は $\text{SNR}_{\text{S,D}}$, SNR_{M} と同じ振る舞いを示した. 他の線量および再構成法においても同様の結果となった.

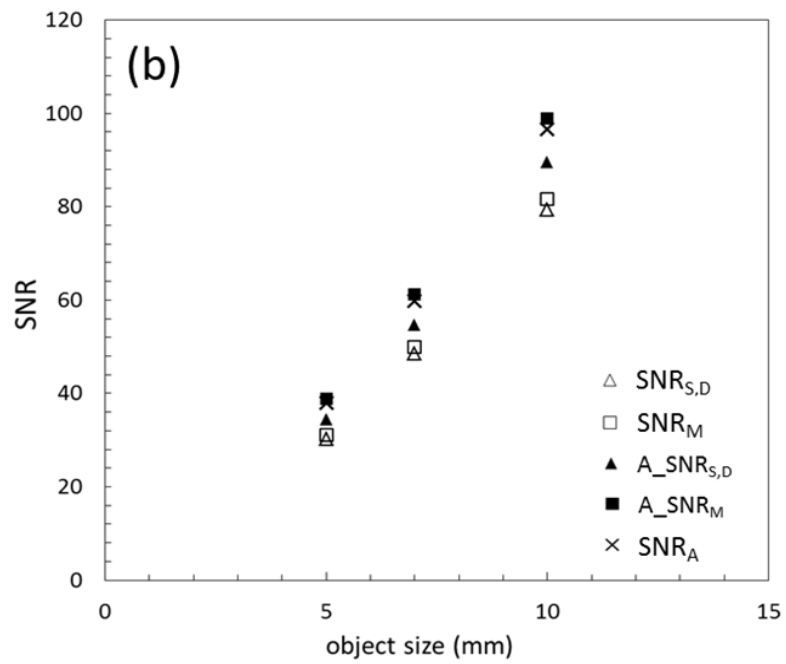
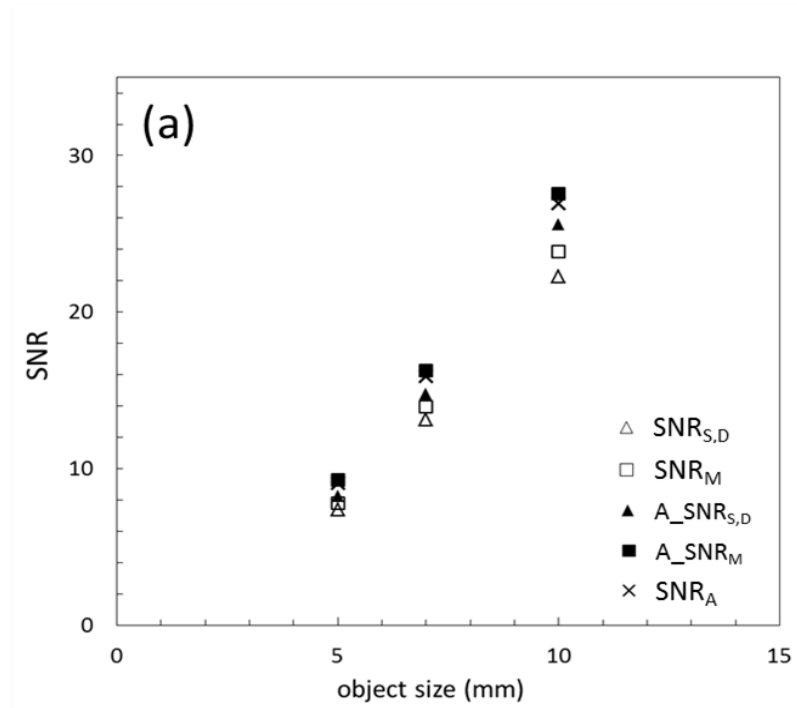
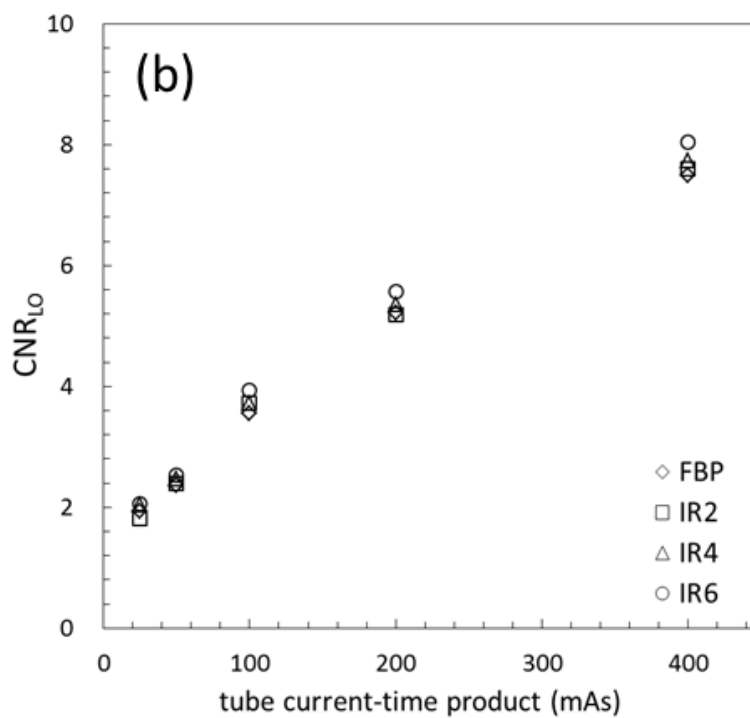
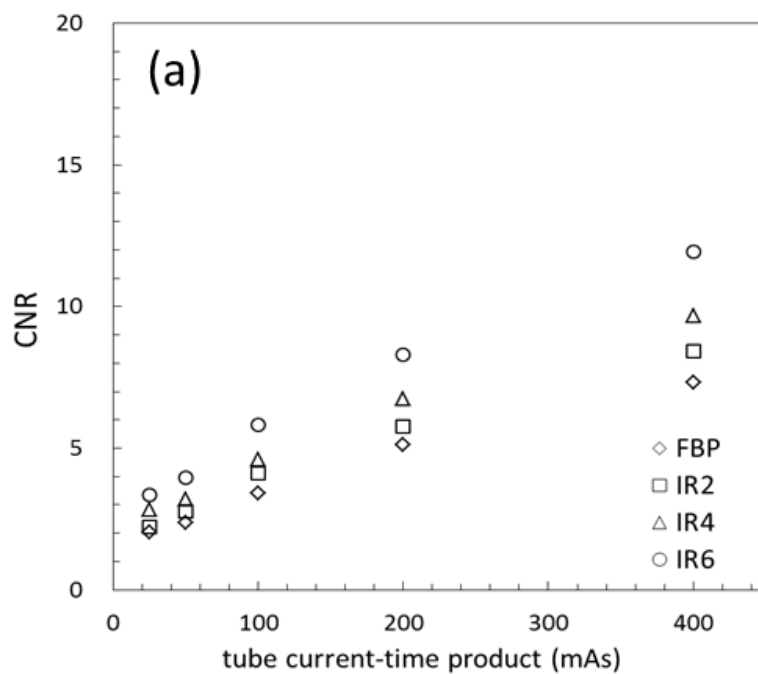
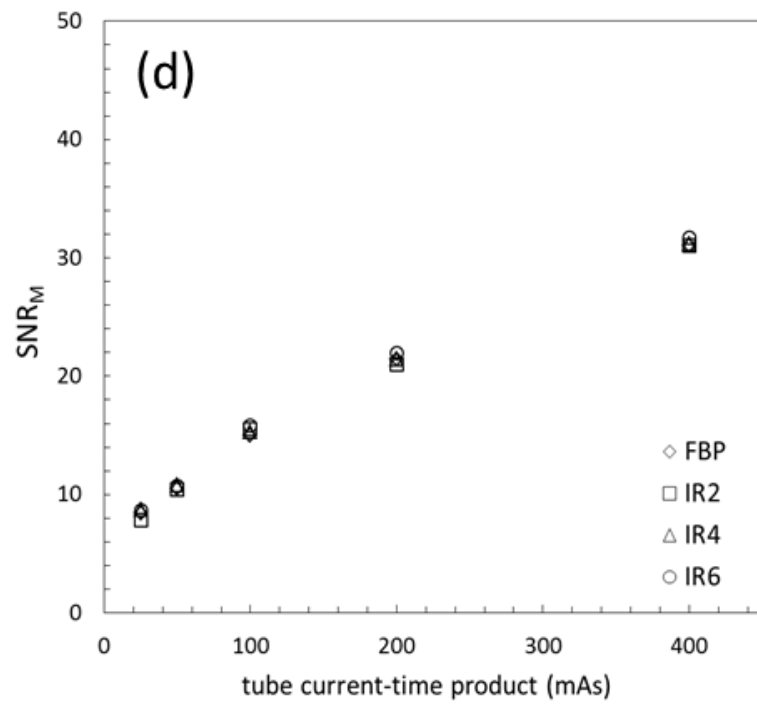
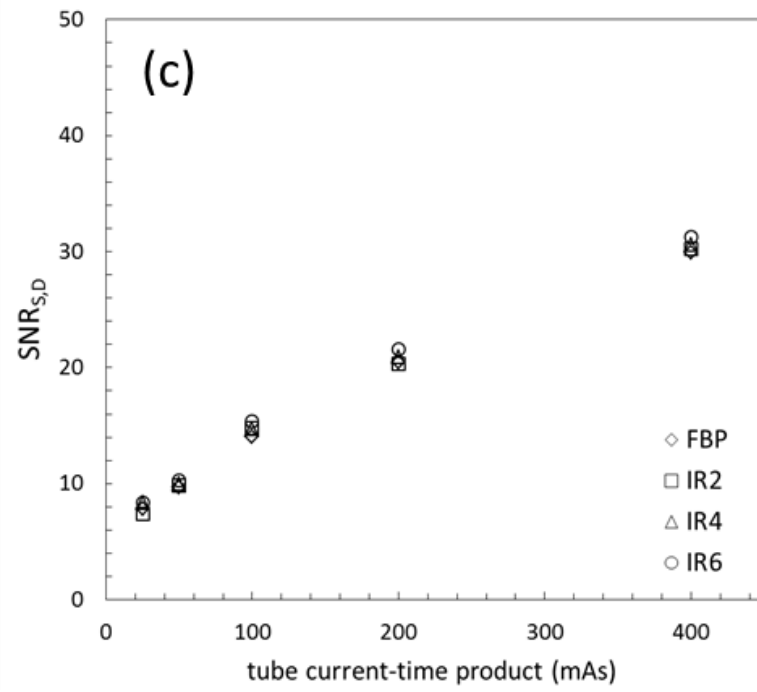


図 13 被写体サイズ 5, 7, 10 mm に対してプロットした $SNR_{S,D}$, SNR_M , $A_{SNR_{S,D}}$, A_{SNR_M} および SNR_A の比較 (IR 2)
 (a) 25 mAs
 (b) 400mAs

図 14 に FBP 法と IR 法で求めた信号径 5 mm における線量と各指標の結果を示す．すべての指標が線量の増加とともに向上するが，CNR は再構成法による違いが他の指標に比べ明らかに大きかった．





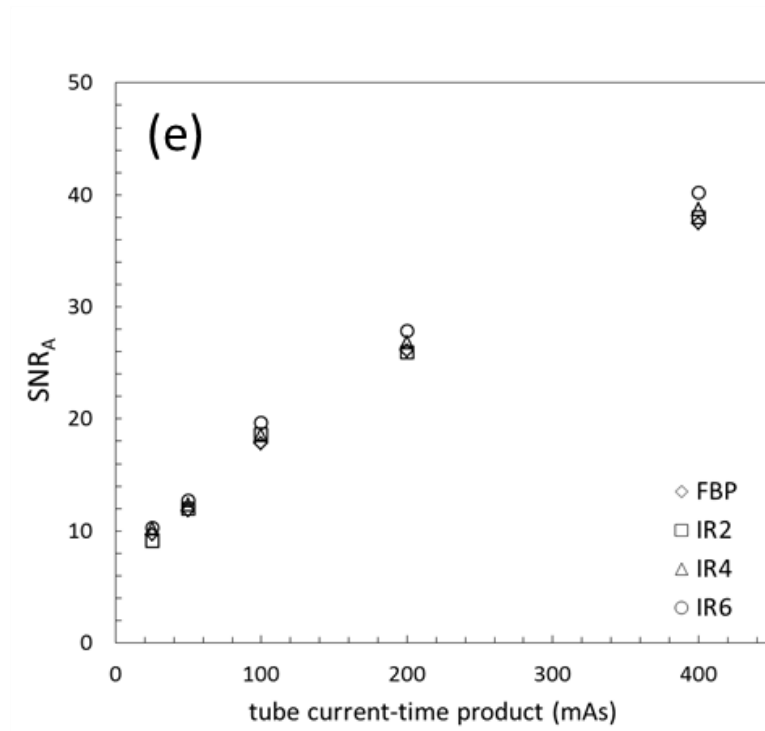
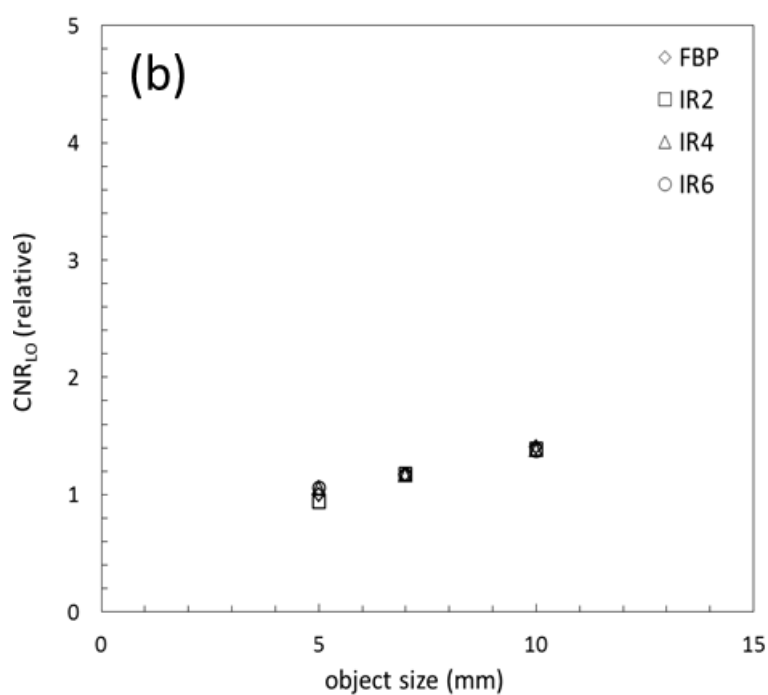
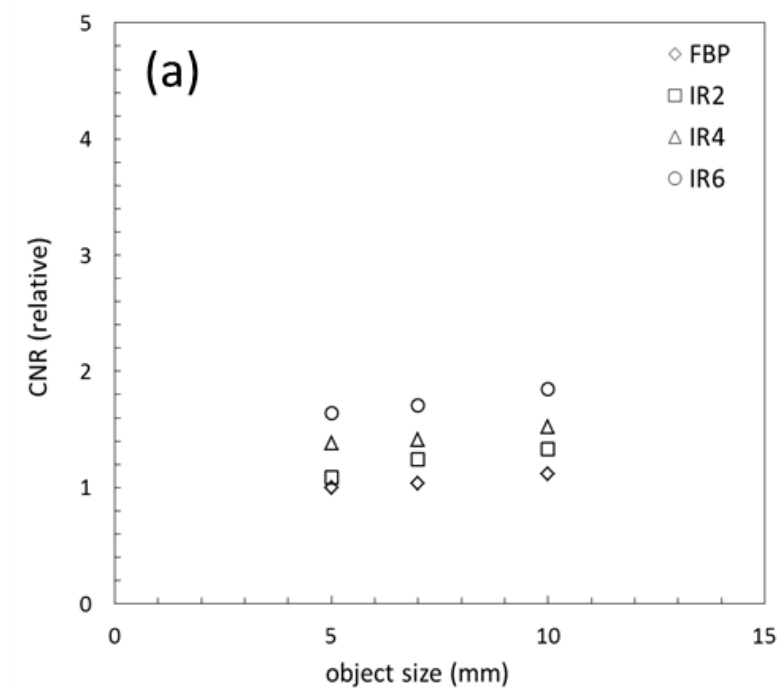
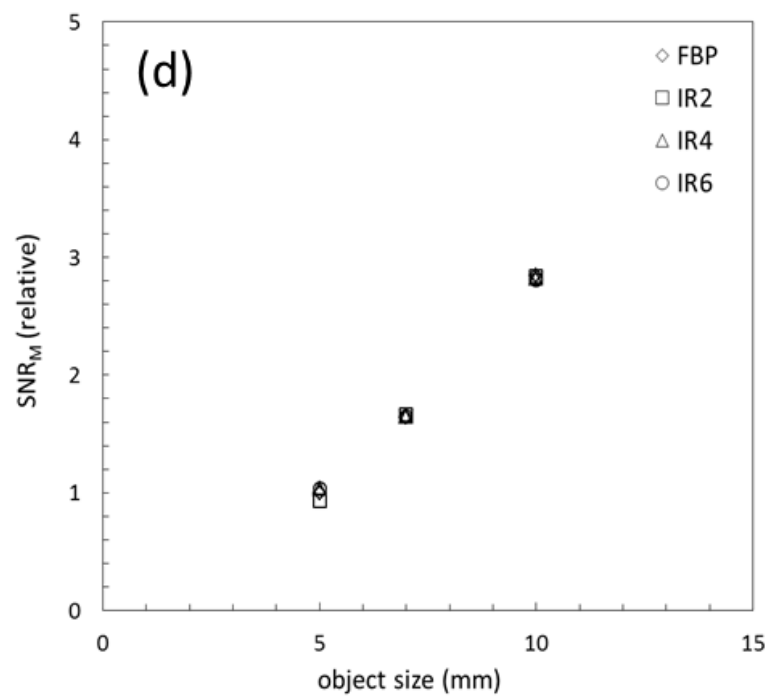
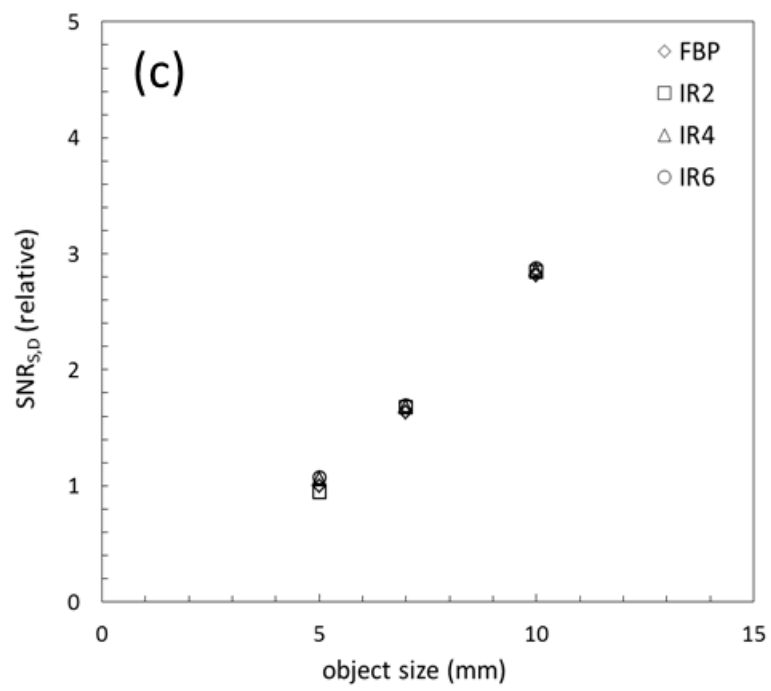


図 14 FBP と IR 2,4,6 で再構成した CT 画像から求めた 25, 50, 100, 200, 400 mAs での画質指標
 (a) CNR
 (b) CNR_{LO}
 (c) $SNR_{S,D}$
 (d) SNR_M
 (e) SNR_A

図 15 と図 16 にそれぞれ 25 mAs と 400 mAs における各指標と信号径の関係を示す．ただし，信号径 5 mm における各指標で正規化し線量に関して累積したものを縦軸にとった． CNR と CNR_{LO} が信号径の変化に対して小さいのに対して $SNR_{S,D}$ 、 SNR_M および SNR_A は信号径に対して大きく変化し，他の線量においても同様の結果となった．





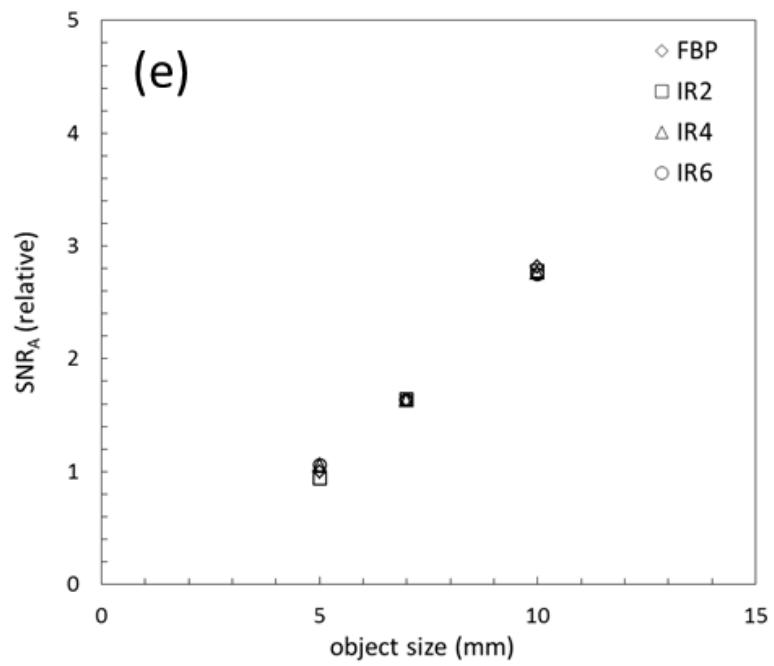
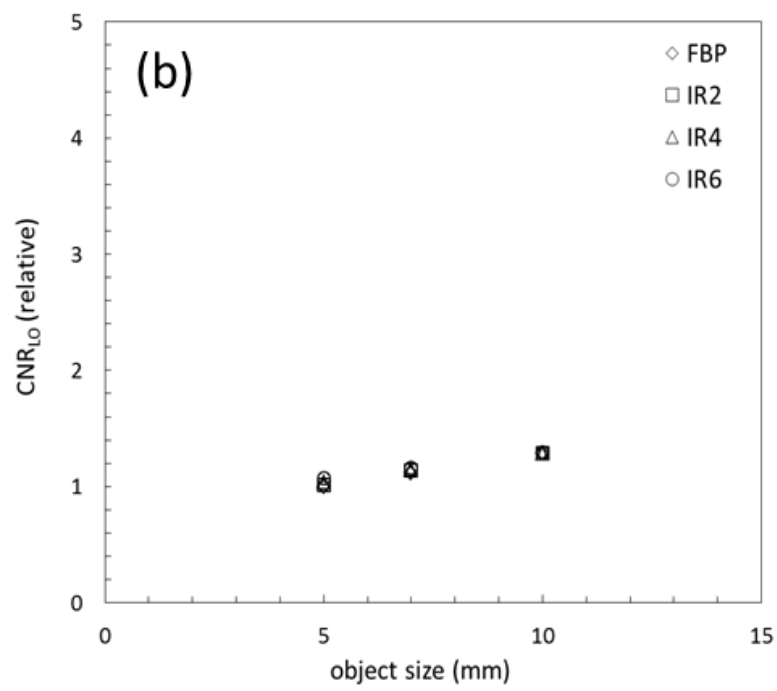
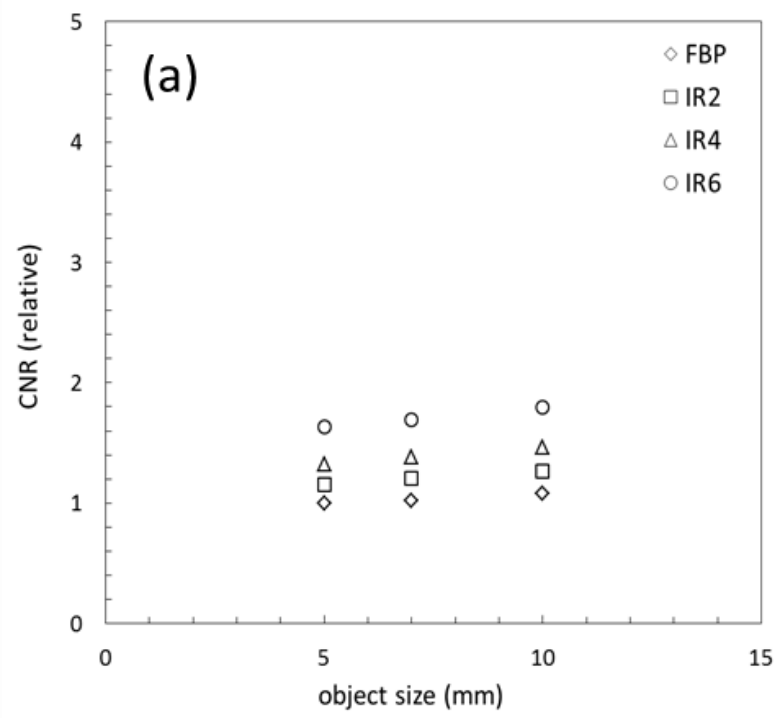
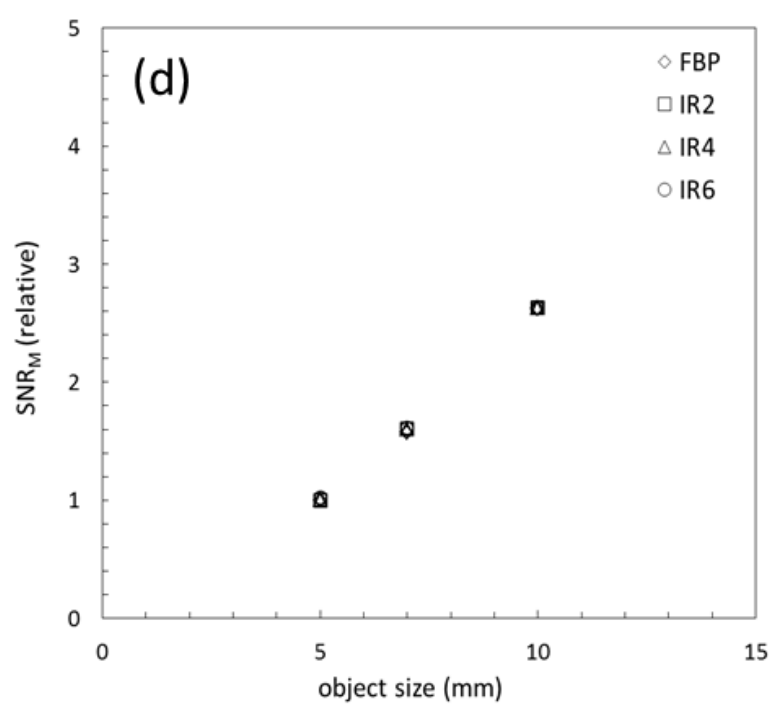
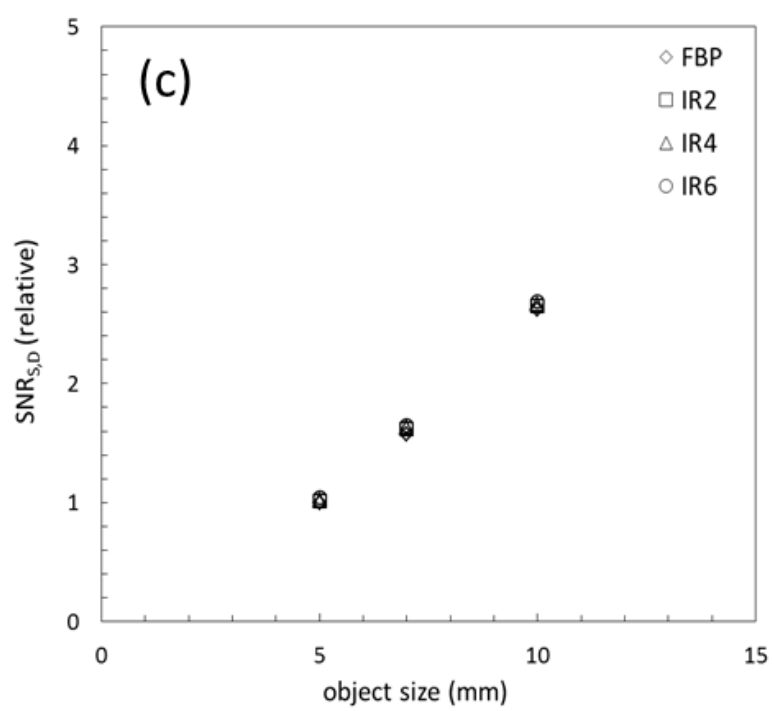


図 15 FBP と IR 2,4,6 で再構成した CT 画像から求めた画質指標 (25 mAs). FBP における被写体サイズ 5 mm で正規化して各指標の相対値を求めた.

- (a) CNR
- (b) CNR_{LO}
- (c) $\text{SNR}_{\text{S,D}}$
- (d) SNR_{M}
- (e) SNR_{A}





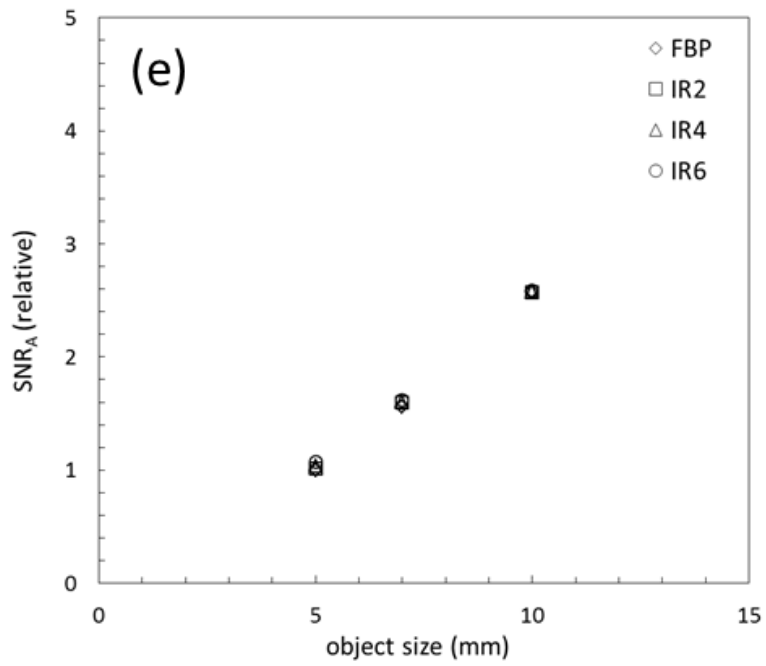


図 16 FBP と IR 2,4,6 で再構成した CT 画像から求めた画質指標 (400 mAs). FBP における被写体サイズ 5 mm で正規化して各指標の相対値を求めた.

- (a) CNR
- (b) CNR_{Lo}
- (c) $\text{SNR}_{\text{S,D}}$
- (d) SNR_{M}
- (e) SNR_{A}

6 考察

Circular Edge 法で求めた MTF_{Task} の結果は、IR 法の強度が高くなるほど解像力特性が低下する傾向であった。後藤らは IR 法を搭載した複数の CT 装置において、コントラストが 30 HU 程度の樹脂製ブロックを用いた Edge 法により MTF_{Task} を評価した結果、線量や IR 強度により解像力特性の振る舞いが装置によって異なることを報告している⁴²⁾。本研究においても、 MTF_{Task} は IR 法の強度による解像力特性の違いが認められ、30 HU 程度の比較的低コントラストな被写体においては、IR 法によって非線形な平滑化処理が用いられたことにより解像力特性が FBP 法よりも低下したものと考えられる。したがって、IR 法の解像力特性は MTF_{Task} による評価で行う必要があることを意味している。

Radial Frequency 法で求めた IR 法の NPS は、FBP 法に対する各 IR 強度で主に変化するのはノイズレベルであり、形状の変化はわずかであった。Löve らは複数の装置で IR 法における画質の物理評価を行った結果、本研究と同メーカーの IR 法においては、同様の振る舞いとなることを報告している⁴³⁾。

図 14 (a)より、IR 法の CNR は設定強度に依存しており FBP 法と比較して高い値を示した。これは CNR の定義からも明らかのように、分母のバックグラウンドでの SD が、IR 法のノイズ低減処理によって値が低くなり、その結果 CNR の値が大きくなることによる変化である²⁹⁾。

図 14~16 から分かるように、IR 法の CNR_{LO} は CNR の結果とは異なり、設定強度に対する依存性は小さい。先行研究において Urikura らは、同一線量における 5 mm 径の信号の低コントラスト検出能について、IR 法における CNR は FBP 法に比べ高い値を示すのに対し、 CNR_{LO} ではほぼ同等あるいは僅かに高い値を示すことを報告している²⁹⁾。本研究においても同様の結果となった。 $d = 5 \sim 10$ mm の場合、 $u_d = 0.05 \sim 0.1$ cycles/mm となり、図 12 から分かるように FBP 法と IR 法では $NPS(u_d)$ の間に大きな変化は認められない。つまり、 CNR_{LO} の信号径に対する依存性が小さいと考えられる。

SNR_A はノイズの代表値を $NPS(u_d)$ にとったものと見なすことができる。 $u_d \approx \bar{u}$ となることから²⁹⁾、式(17)と(21)より $SNR_A(d)$ は、

$$SNR_A(d) \approx d \times CNR_{LO}(\bar{u}) \quad (22)$$

となり、 CNR_{LO} に対しあらわに信号径 d の依存性を持たせた指標と見な

することができる。

図 13 が示すように、 $\text{SNR}_{\text{S,D}}$ 、 SNR_{M} とその近似式の相対的な差は 10～20%程度の違いが生じる。しかし、検出能の指標として考えるとき、その差の大小は問題ではなく、 SNR_{A} が $\text{SNR}_{\text{S,D}}$ や SNR_{M} と同様な振る舞いを示すかどうかが重要である。図 17 から分かるように、これら 3 つの SNR の信号径に対する振る舞いは、 CNR 、 CNR_{Lo} とは異なりほぼ等しいことが明らかである。

SNR_{A} の導出において、NPS が低空間周波数領域で Ramp 関数状であることを仮定している。図 12 より 0.04 cycles/mm 付近から空間周波数が大きくなるにしたがい Ramp 関数状ではなくなっていく。しかし図 17 が示すように、信号径 $d = 5 \sim 10 \text{ mm}$ ($u_d = 0.05 \sim 0.1 \text{ cycles/mm}$) では SNR_{A} が $\text{SNR}_{\text{S,D}}$ および SNR_{M} との間に著変を示さないことから、その影響は小さいものと考えられる。したがって図 14～17 から明らかなように、信号径が 5 mm 以上において SNR_{A} は、視覚評価との相関に優れた $\text{SNR}_{\text{S,D}}$ や SNR_{M} と同等な低コントラスト検出能の指標として使用できる可能性を示している。

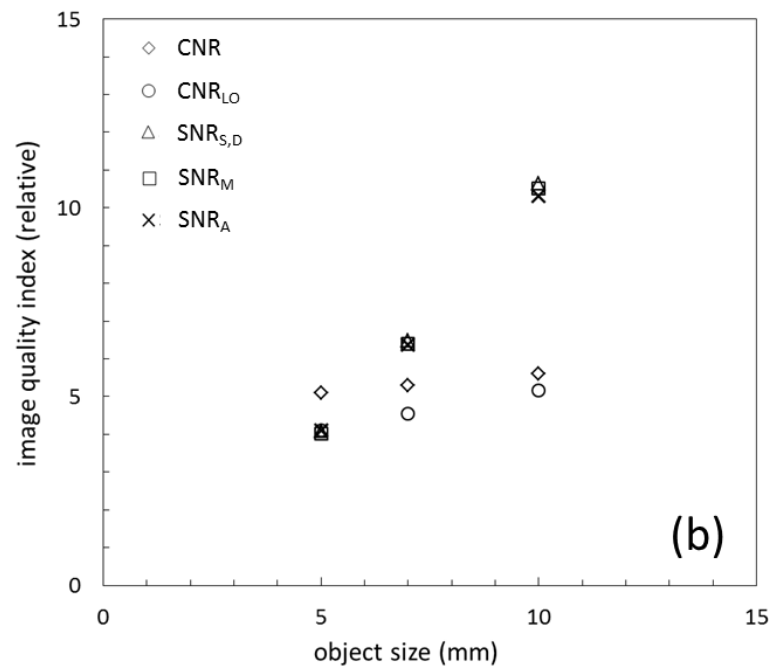
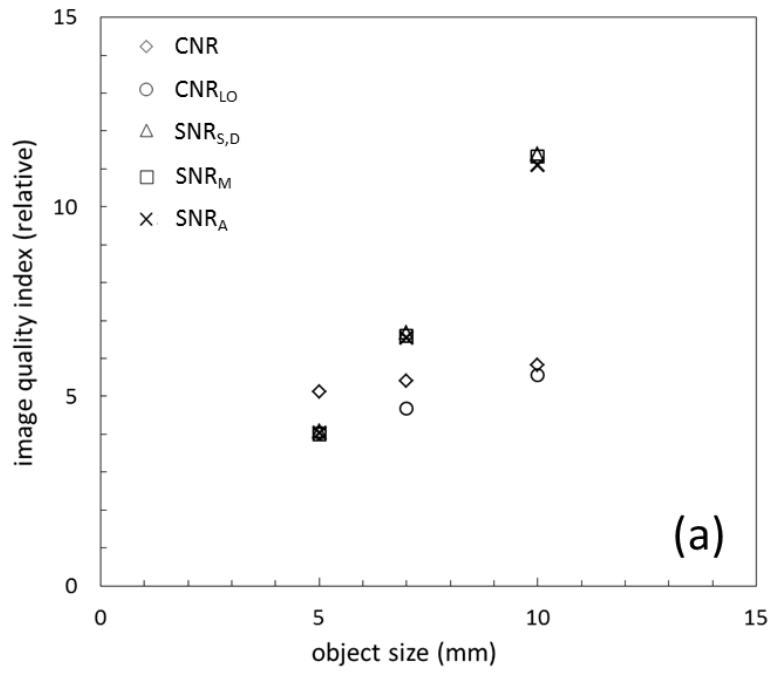


図 17 各被写体サイズにおける画質指標の比較．指標は，求めた画質指標を FBP の被写体サイズ 5 mm で正規化し，各再構成法に対して累積した相対値を表す

(a) 25 mAs

(b) 400 mAs

本研究では、 $\text{SNR}_{\text{S,D}}$ と SNR_{M} の理論近似より SNR_{A} を提案したが、 SNR_{A} が有用な指標であることを示すためには、近似計算の精度について検証することや、円柱以外の信号に対する適応の可能性についての検証が必要である。特に本研究では、NPS の低空間周波数領域での振る舞いが Ramp 関数的であることを仮定しているが、実際の測定データは有限サイズの ROI を用いて計測するために、NPS 測定の際に生じるスペクトル漏れによって測定精度が影響を受けるため、 $\text{NPS}(0) \neq 0$ となることが指摘されている⁴⁴⁾。本研究での測定結果においても $\text{NPS}(0) \neq 0$ となっていることから、厳密に Ramp 関数的であるとは言い難い。

そこで次式で表されるように、MTF がガウス関数的であり^{45,46)}、また NPS が低空間周波数領域で厳密に Ramp 関数的であるシステムを仮定して、本研究で近似的に導出し得られた SNR の評価を行う。

$$\text{MTF}(u) = e^{-\beta u^2/2} \quad (23)$$

$$\text{NPS}(u) = \alpha u e^{-\beta u^2} \quad (24)$$

ただし、 α と β は正の定数とする。

図 18 に線量 200 mAs で再構成画像が FBP の NPS について、この式でモデル化したフィッティングしたグラフ ($\alpha = 200, \beta = 5$) を示す。式(23)と(24)のモデル式に基づき円柱信号 ($d = 1 \sim 10$ mm) の SNR について、統計的決定理論モデル ($\text{SNR}_{\text{S,D}}$) とマッチドフィルタモデル (SNR_{M}) の数値積分、 $\text{MTF}(u_d) \approx 1$ を仮定しない場合 ($A_{\text{MTF-SNR}_{\text{S,D}}}$, $A_{\text{MTF-SNR}_{\text{M}}}$) の近似式と仮定した場合 ($A_{\text{SNR}_{\text{S,D}}}$, $A_{\text{SNR}_{\text{M}}}$) の近似式、それぞれ求めた結果を図 19 に示す。

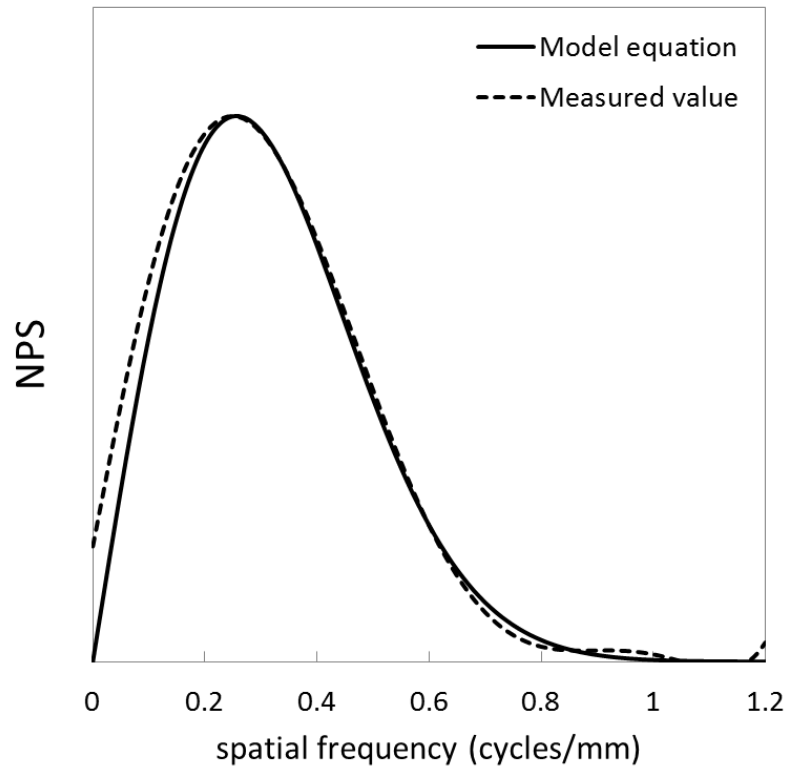


図 18 モデル化した近似式から得られた NPS と実測で得られた NPS のグラフ

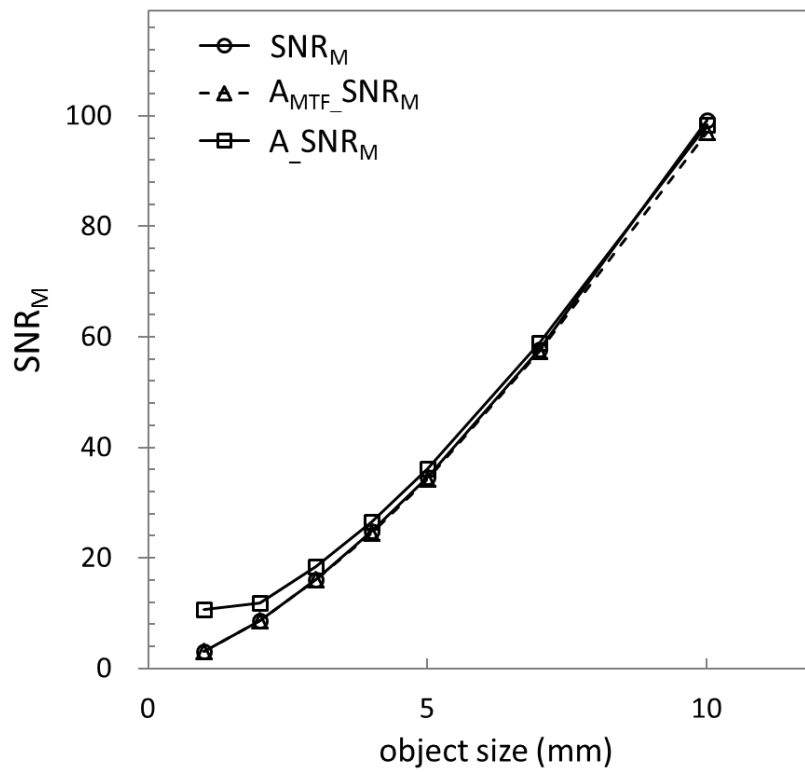
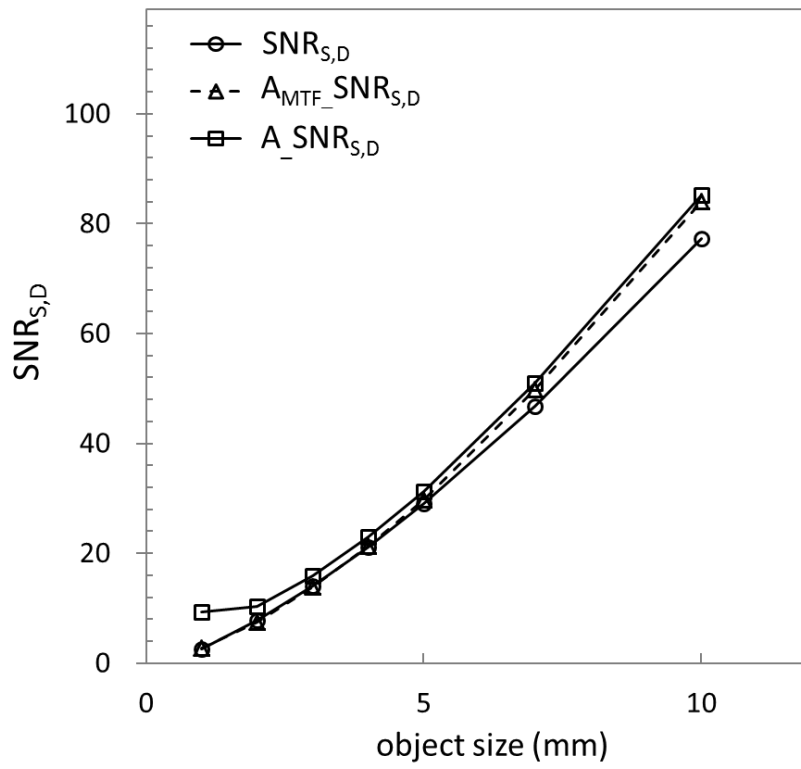


図 19 統計的決定理論モデルとマッチドフィルタモデルにおける近似式と数値積分の近似曲線

その結果，近似式と数値積分の違いについて図 19 より，信号径が小さい場合には $\text{MTF}(u_d) \approx 1$ を仮定した近似式では振る舞いが異なるが，本研究で対象とした信号径が 5 mm 以上では，ほぼ同様な振る舞いを示した．また図 20, 21 および表 2, 3 に MTF を考慮した場合としない場合における数値積分との相対誤差を示す．これより，数値積分と近似式の誤差は信号径が 3 mm 以下の場合には 10% 以上であるが，信号径が 5 mm 以上ではおおよそ 10% 以内であり，近似式の精度が高いことが示された．また，MTF を考慮した近似式では全ての信号径で誤差は 10% 以内となり，さらに SNR_M の近似式では 3% 以内と高い精度であり，本研究で Ramp 的な NPS を仮定して理論的に導出された近似式である SNR_A の妥当性が示された．

MTF を考慮した近似式の場合，MTF の測定が必要となるが，計算に用いるのは信号径によって決まる $u = u_d$ における値 $\text{MTF}(u_d)$ である．ただし， MTF_{Task} を測定する際の Circular Edge 法のように，画像の加算平均やバックグラウンドのゼロイングなどの煩雑な処理をすることなく，目的とする信号径で決まる空間周波数のバーパターンが組み込まれたファントムの CT 画像によって，例えば SD 法などにより $\text{MTF}(u_d)$ は求めることが可能である⁴⁷⁾．そのようなファントムも市販されており比較的容易に入手可能であることから，MTF を考慮した近似式による評価も有用な手法と考えられる．

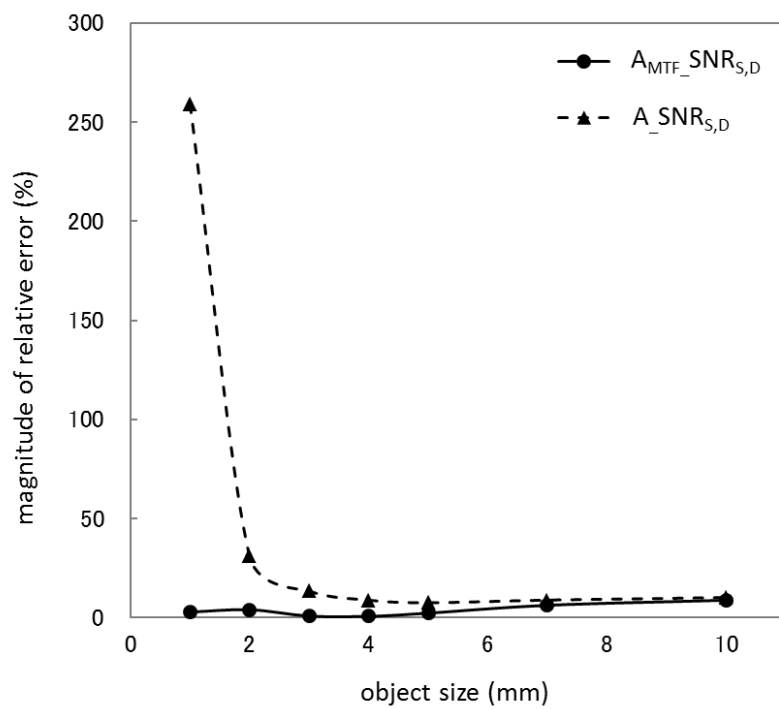


図 20 $A_{\text{MTF_SNR}_{S,D}}(d)$ と $A_{\text{SNR}_{S,D}}(d)$ に関する $\text{SNR}_{S,D}(d)$ との相対誤差の大きさに対するグラフ

表 2 $A_{\text{MTF_SNR}_{S,D}}(d)$ と $A_{\text{SNR}_{S,D}}(d)$ に関する $\text{SNR}_{S,D}(d)$ との相対誤差の大きさ

d (mm)	magnitude of relative error (%)						
	1	2	3	4	5	7	10
$A_{\text{MTF_SNR}_{S,D}}$	2.9	4.1	0.9	0.7	2.4	6.3	8.9
$A_{\text{SNR}_{S,D}}$	259.3	31.0	13.5	8.9	7.6	8.9	10.3

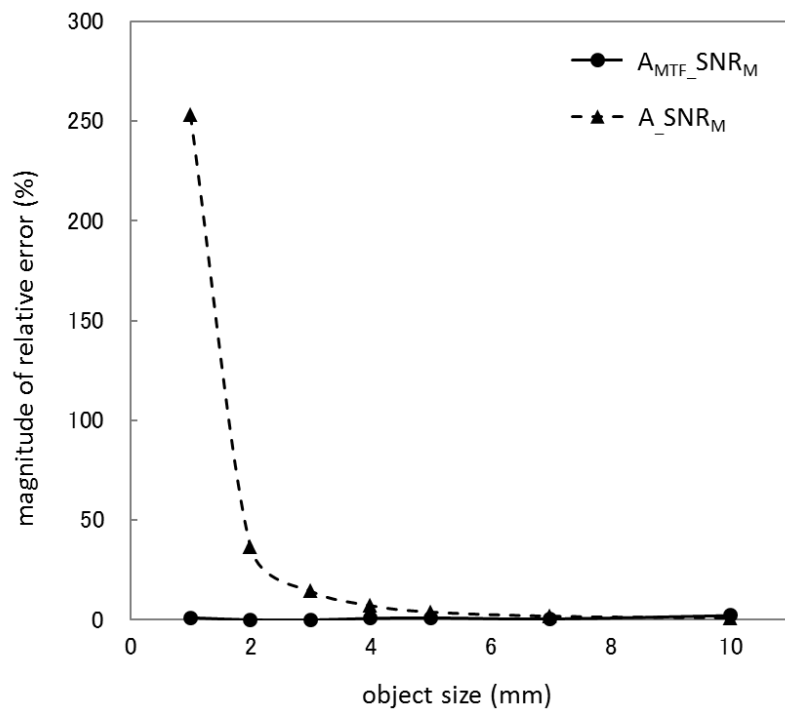


図 21 $A_{\text{MTF_SNR}_M}(d)$ と $A_{\text{SNR}_M}(d)$ に関する $\text{SNR}_M(d)$ との相対誤差の大きさに対するグラフ

表 3 $A_{\text{MTF_SNR}_M}(d)$ と $A_{\text{SNR}_M}(d)$ に関する $\text{SNR}_M(d)$ との相対誤差の大きさ

d (mm)	magnitude of relative error (%)						
	1	2	3	4	5	7	10
$A_{\text{MTF_SNR}_M}$	1.2	0.1	0.0	0.8	1.1	0.5	2.2
A_{SNR_M}	253.1	36.6	14.6	7.3	4.0	1.9	1.0

本研究では低コントラスト被写体として円柱信号を用いた．しかし，円柱信号は体軸方向に構造を有しないため，臨床画像との対応を考えるとときには，体軸方向にも構造を有する信号による解析が求められる．そこで，そのような信号モデルとして数学的な取扱いが容易な球信号を考え， SNR と SNR_A との関係について検討する．

マッチドフィルタモデルは，式(13)が示すように視覚系の MTF の効果が分子と分母で打ち消し合うことから，視覚系の影響が無視できない観察系においては視覚的な検出能とは必ずしも一致しないことを示している．一方，統計的決定理論モデルでは視覚系の MTF の効果を組み入れることが可能なモデルであることから，より視覚的な検出能に近い結果が得られることが指摘されている^{32,33)}．

したがって，ここでは球信号に対する SNR と SNR_A との関係を統計的決定理論モデルに基づいて検討する．

直径 d の球信号を考える(図 22)．ただし，体軸方向の MTF の影響は無視でき，さらに CT 画像のスライス厚より d は小さく，そのスライス厚内に信号が全て含まれるものとする．このとき，CT 画像上では信号の体軸方向への投影となることから，信号のコントラストを c ，半径を $a (= d/2)$ とおくと図 23 に示すように次式で表される．

$$S_s(r; d) = \frac{c}{a} \sqrt{a^2 - r^2} \quad (25)$$

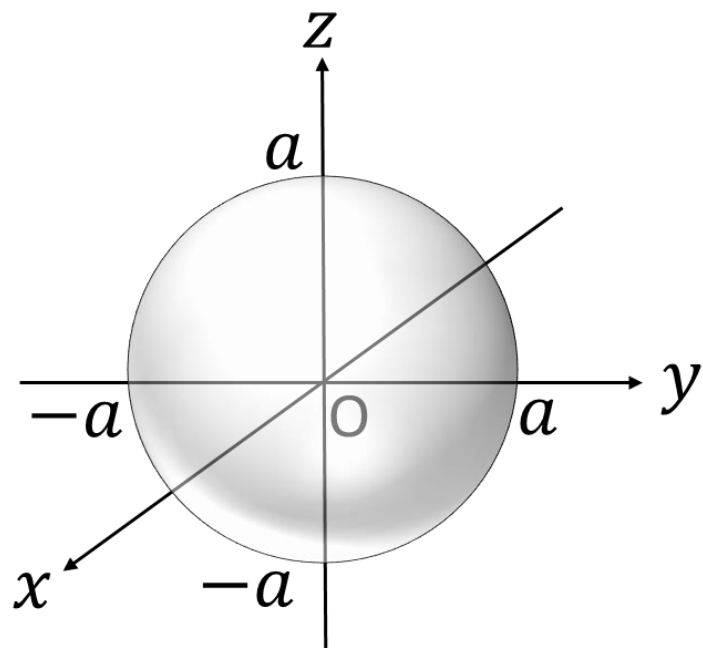


図 22 半径 $a (= d/2)$ の球信号の模式図

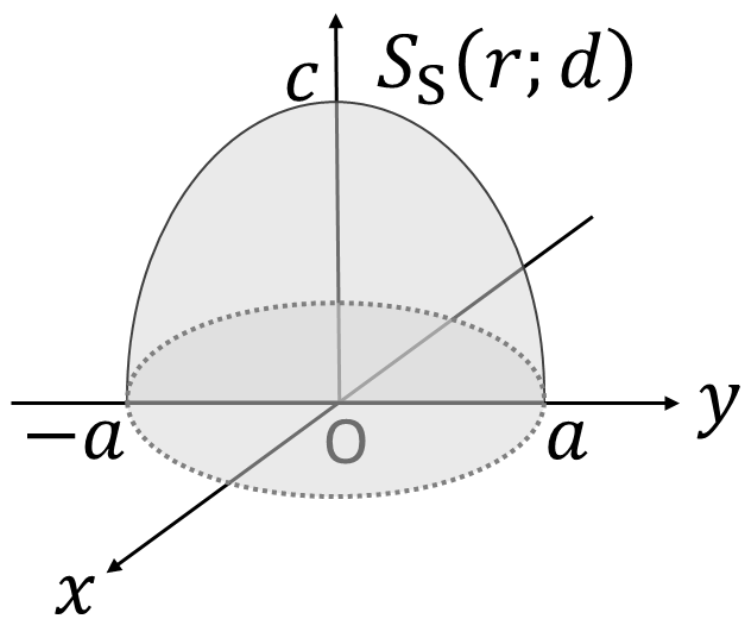


図 23 信号のコントラスト c , 半径 $a (= d/2)$ のときの $S_S(r; d)$

このフーリエベッセル変換 $\tilde{S}_S(u; d)$ は次式のようになる⁴⁸⁾.

$$\begin{aligned}\tilde{S}_S(u; d) &= 2\pi \int_0^\infty r S_S(r; d) J_0(2\pi ur) dr \\ &= \frac{\sqrt{a}}{2} \frac{J_{3/2}(2\pi ua)}{u^{3/2}} = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{d}{2}} \frac{J_{3/2}(2\pi ua)}{u^{3/2}}\end{aligned}\quad (26)$$

ここで、 $J_{3/2}$ は 3/2 次の第一種ベッセル関数を表す.

式(5)の分子、分母の被積分関数に現れる $u \tilde{S}_S^2(u; d) \equiv P_d(u)$ の振る舞いを図 24 に示す. ただし、本研究では全ての解析をスライス厚 5 mm で行っているため、球の直径を最大 5 mm とした.

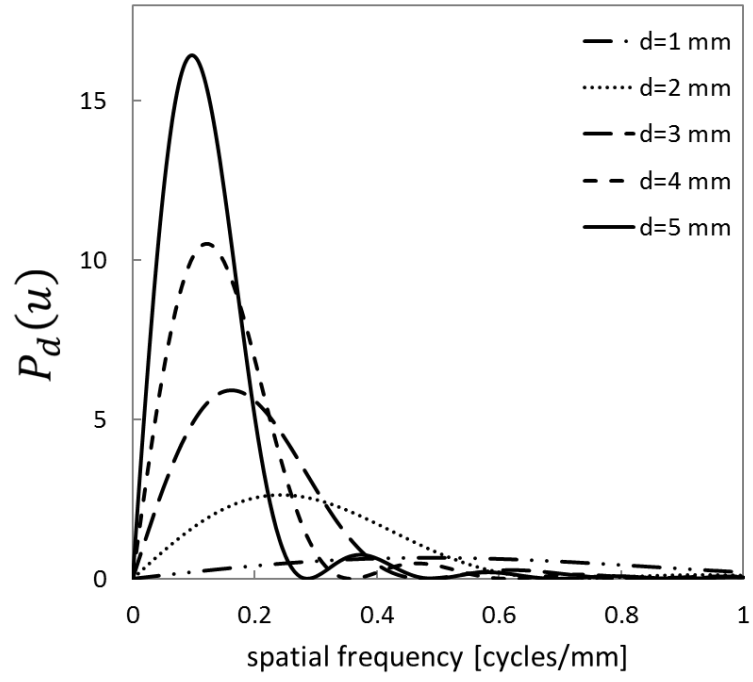


図 24 直径 1, 2, 3, 4, 5 mm の球信号における $|J_1(\pi du)|^2/u$ のスペクトル

図 24 からわかるように，このスペクトルは直径に応じてピークを形成している．このとき， $P_d(u)$ がピークとなる空間周波数を u_m とおくと，表 4 に示すように，

$$u_m \approx \frac{1}{2d} \equiv u_d \quad (27)$$

となっていることがわかる．

表 4 直径 1, 2, 3, 4, 5 mm の球信号における u_m と u_d

d (mm)	spatial frequency (cycles/mm)				
	1	2	3	4	5
u_m	0.485	0.245	0.160	0.120	0.095
u_d	0.500	0.250	0.167	0.125	0.100

一般に CT 画像の NPS は，低空間周波数領域で Ramp 関数的に振る舞うことが知られている³⁶⁾． $P_d(u)$ と $NPS(u)$ の関係が図 5 のようになり， u_m が低空間周波数領域にある場合には，式(5)の分母は以下のように近似できる⁴⁹⁾．

$$\begin{aligned}
& 2\pi \int_0^\infty u \tilde{S}_S^2(u; d) MTF^2(u) NPS(u) du \\
& \approx MTF^2(u_m) NPS(u_m) 2\pi \int_0^\infty u \tilde{S}_S^2(u; d) du \\
& = \pi a^2 c^2 MTF^2(u_m) NPS(u_m) \quad (28)
\end{aligned}$$

ここで，パーセバルの公式から得られる次式を用いた．

$$\begin{aligned}
& 2\pi \int_0^\infty u \tilde{S}_S^2(u; d) MTF^2(u) du \\
& = 2\pi \int_0^\infty u \tilde{S}_S^2(u; d) MTF^2(u) du = \pi a^2 c^2 \quad (29)
\end{aligned}$$

一方，式(5)の分子の [] は以下のように近似できる．

$$\begin{aligned}
& 2\pi \int_0^\infty u \tilde{S}_S^2(u; d) MTF^2(u) du \\
& \approx MTF^2(u_m) 2\pi \int_0^\infty u \tilde{S}_S^2(u; d) du \\
& = \pi a^2 c^2 MTF^2(u_m) \quad (30)
\end{aligned}$$

よって，球信号における SNR を $SNR_{S,D;S}$ とすると，式(5)は次式のよう
に近似できる．

$$SNR_{S,D;S}^2(d) \approx \frac{\pi a^2 c^2 MTF^2(u_m)}{2NPS(u_m)} \quad (31)$$

これより，式(27)を考慮すると， $SNR_{S,D;S}(d)$ は以下のように近似できる．

$$\text{SNR}_{\text{S,D;S}}(d) \approx \sqrt{\frac{\pi}{2}} \frac{dc \text{MTF}(u_d)}{2\sqrt{\text{NPS}(u_d)}} \equiv A_{\text{MTF-SNR}_{\text{S,D;S}}}(d) \quad (32)$$

さらに， $\text{MTF}(u_m) \approx 1$ と近似できる場合には

$$\text{SNR}_{\text{S,D;S}}(d) \approx \sqrt{\frac{\pi}{2}} \frac{dc}{2\sqrt{\text{NPS}(u_d)}} \equiv A_{\text{-SNR}_{\text{S,D;S}}}(d) \quad (33)$$

視覚評価との相関を考慮した指標として考えるときには

$$\text{SNR}_{\text{S,D;S}}(d) \propto \frac{dc}{\sqrt{\text{NPS}(u_d)}} \quad (34)$$

であるから，定数倍を除いた項が意味のあるものと考えることができる．したがって，以下のように新たな指標を定義する．

$$\text{SNR}_{\text{Lo}}(d) \equiv \frac{dc}{\sqrt{\text{NPS}(u_d)}} \quad (35)$$

この式は，信号としてコントラスト c ，直径 d の円柱信号から導かれた低コントラスト検出の指標である式(17)の $\text{SNR}_A(d)$ と等しい⁴⁹⁾．

パワースペクトルのピークが低空間周波数領域にある球信号の場合，統計的決定理論モデルの SNR を，新たに定義した指標 SNR_{Lo} により近似できること意味している．統計的決定理論モデルにおいて，コントラスト c ，直径 d の円柱信号に対する SNR をあらためて $\text{SNR}_{\text{S,D;R}}(d)$ とおくと，

$$\text{SNR}_{\text{S,D;R}}(d) \approx \frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{dc \text{MTF}(u_d)}{\sqrt{\text{NPS}(u_d)}} \quad (36)$$

となり，さらに $\text{MTF}(u_d) \approx 1$ と近似できる場合に次式で与えられる⁴⁷⁾．

$$\text{SNR}_{\text{S,D;R}}(d) \approx \frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{dc}{\sqrt{\text{NPS}(u_d)}} \equiv \frac{\sqrt{\pi}}{2} \text{SNR}_A(d) \quad (37)$$

式(32)と(36)より，球信号と円柱信号における SNR の関係が以下のよ

うになることが分かる．

$$\text{SNR}_{\text{S,D;S}}(d) \approx \frac{1}{\sqrt{2}} \text{SNR}_{\text{S,D;R}}(d) \quad (38)$$

つまり定数倍の違いを除けば，コントラスト，信号径，NPSに関する依存性は等しいことから， $\text{SNR}_{\text{Lo}}(d)$ は球信号だけでなく円柱信号にも適用できる．

ところで，低空間周波数領域ではNPSがRamp関数的に振る舞うこと，つまり $\text{NPS}(u_d) \propto u_d (= 1/2d)$ となることを考慮すると，式(33)は

$$\text{SNR}_{\text{S,D;S}}(d) \propto d^{3/2} c \quad (39)$$

となる．したがって，信号径とコントラストが異なる球信号と円柱信号において，これら2つの検出能が等しい場合に成り立つ径とコントラストの関係式が得られる．つまり，球信号と円柱信号のコントラストと直径をそれぞれ c_S と c_R および d_S と d_R とすると，式(33)，(37)および(38)より次式が得られる．

$$\frac{\text{SNR}_{\text{S,D;S}}(d_S)}{\text{SNR}_{\text{S,D;R}}(d_R)} \approx \frac{1}{\sqrt{2}} \left(\frac{d_S}{d_R} \right)^{3/2} \frac{c_S}{c_R} \quad (40)$$

2つの検出能が等しいとき，

$$\frac{\text{SNR}_{\text{S,D;S}}(d_S)}{\text{SNR}_{\text{S,D;R}}(d_R)} = 1 \quad (41)$$

となるから，式(40)は

$$1 \approx \frac{1}{\sqrt{2}} \left(\frac{d_S}{d_R} \right)^{3/2} \frac{c_S}{c_R}$$

となり， c_S と c_R および d_S と d_R の間に成り立つ関係式

$$c_S \approx \sqrt{2} \left(\frac{d_R}{d_S} \right)^{3/2} c_R \quad (42)$$

が得られる．この関係を満たす球信号と円柱信号はほぼ等しい検出能を与えることになり，したがって式(42)は新たに提案する指標の妥当

性を検証するための関係式を与える．

次に，円柱信号と同様に MTF がガウス関数的，NPS を Ramp 関数的な振る舞いを仮定して，このモデル式に基づく球信号における近似計算の妥当性を議論する．数値積分と近似式の相対誤差について図 25 と表 5 に示す．

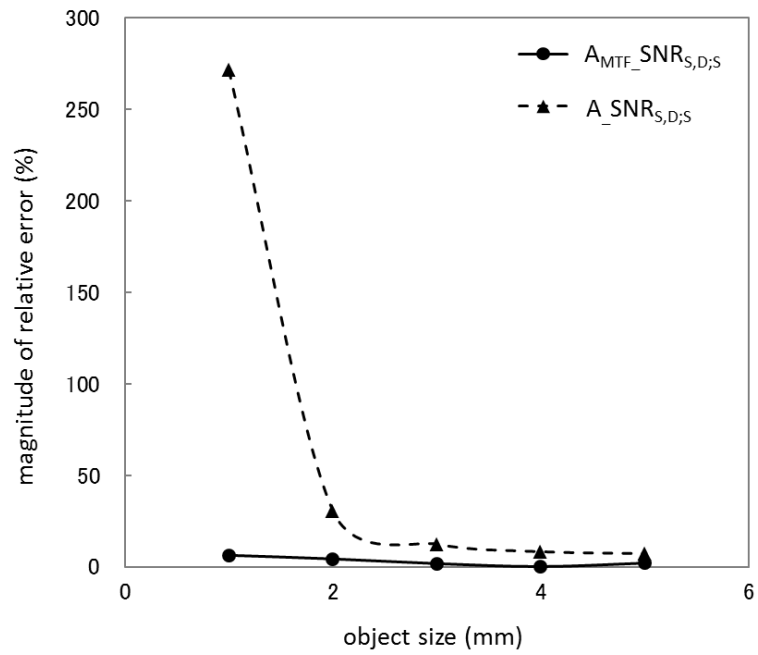


図 25 $A_{\text{MTF_SNR}_{S,D;S}}(d)$ と $A_{\text{SNR}_{S,D;S}}(d)$ に関する $\text{SNR}_{S,D;S}(d)$ との相対誤差の大きさに関するグラフ

表 5 $A_{\text{MTF_SNR}_{S,D;S}}(d)$ と $A_{\text{SNR}_{S,D;S}}(d)$ に関する $\text{SNR}_{S,D;S}(d)$ との相対誤差の大きさ

d (mm)	magnitude of relative error (%)				
	1	2	3	4	5
$A_{\text{MTF_SNR}_{S,D;S}}$	6.4	4.4	1.8	0.2	2.1
$A_{\text{SNR}_{S,D;S}}$	271.3	30.7	12.5	8.4	7.3

この結果から，直径が 5 mm 程度であれば MTF を考慮しない式でも可能であることがわかる．さらに MTF を考慮した近似式であれば，円柱信号の場合と同様に 1 mm 程度まで適応可能であることを示している．

したがって，球信号に対する結果が定数倍の違いを除くと円柱信号の結果に等しくなることから， SNR_A は臨床に即した新たな指標と考えることができる．

本研究におけるリミテーションとして，5 mm よりも小さな信号径の場合には， u_d の値が大きくなり近似式を求めるための条件が満たされなくなり SNR_A の妥当性が必ずしも保証されない．そのような場合，MTF を考慮した近似式を用いる必要がある．また，装置の種類や画像再構成法（FBP 法や IR 法など）と再構成関数の違いによって解像力特性やノイズ特性は大きく変化するため，本研究と同様の結果が得られない可能性がある．さらに，ファントムサイズおよび再構成視野サイズの影響も考えられる．

7 結語

本研究では，円柱信号を仮定し，統計的決定理論モデルとマッチドフィルタモデルに基づく信号雑音比の近似式で定義される新たな指標 SNR_A を提案した．

その結果， SNR_A は $\text{SNR}_{S,D}$ や SNR_M との相関に優れた簡便な指標であり， CNR や CNR_{LO} に比べ信号径の変化に対する振る舞いにおいても優れていることが示された．さらに，球信号に対する SNR が近似的に SNR_A に比例することから，新たな指標は球信号に対しても適用できる．

したがって， SNR_A は NPS の測定のみで算出できる簡便な指標であり，かつ $\text{SNR}_{S,D}$ と SNR_M との相関に優れている．よって， SNR_A は $\text{SNR}_{S,D}$ や SNR_M と同様に信号径の変化に敏感であり，近似の精度も高くまた対象とする被写体は円柱だけでなく球にも適応できることから，有用性の高い指標であると言える．

謝 辞

本研究は指導教員 阿部慎司教授，副指導教員 石森佳幸准教授の指導のもとに行われました．終始にわたる親切かつ丁寧なご指導を御教示賜り，深く感謝の意を表します．

さらに，東京医科大学茨城医療センター放射線部 宮内兼義技師長，圓谷明男技師長補佐，塙升主査には学業や本研究への理解ならびに業務への配慮など，多大なるご協力を頂き大変感謝申し上げます

また，実験データの取得や論文作成など多岐にわたりご協力いただきました，東京医科大学茨城医療センター放射線部 診療放射線技師の諸兄姉には，この場をお借りして改めて感謝申し上げます．

参考文献

- 1) Amy Berrington de Gonzalez, Sarah Darby. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. The lancet, 2004; vol.363: 345-351.
- 2) マルチスライス CT 2013 BOOK. 映像情報メディカル増刊号. 2013; 45(8): 158-159.
- 3) OECD (2015), Health at a Glance 2015: OECD Indicators, OECD Publishing, Paris.
http://dx.doi.org/10.1787/health_glance-2015-en (2018xxxy 閲覧)
- 4) 岡崎龍史, 大津山彰, 久保達彦, 他. 福島県内外の一般市民および医師の福島第一原子力発電所事故後の放射線被曝に対する意識調査. 産業医科大学雑誌, 2012; 34(1): 91-105.
- 5) Brooks RA, Di Chiro G. Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography. Med Phys 1976; 3(4): 237-240.
- 6) 船間芳憲. デジタル時代の画質と線量: 低線量 CT と画質. 日放技学誌 2011; 67(11): 1461-1467.
- 7) 村松禎久, 池田秀, 木村春樹, 他. CT 用自動露出機構(CT-AEC)の性能評価班報告書. 日放技学誌 2005; 61(8): 1094-1103.
- 8) 村松禎久, 池田秀, 大沢一彰, 他. CT 用自動露出機構(CT-AEC)の性能評価班報告書 最終報告書. 日放技学誌 2007; 63(5): 534-545.
- 9) 野村恵一. CT-AEC の有効活用の検討(ワークショップ-より良い撮影技術を求めて(その 110), テーマ B: CT 撮影における被ばく低減技術の再考について). 日放技学誌 放射線撮影分化会誌 2012; 58: 24-27.
- 10) 菅原崇. 最新の被ばく低減技術のポイント 5. iDose—最大 80% の被ばく低減を実現する画像再構成法. Innervision 2010; 25(10): 68-72.
- 11) Sebastian T, Lars D, Hubert C, et al. Iterative reconstruction algorithm for abdominal multidetector CT at different tube voltages: assessment of diagnostic accuracy, image quality, and radiation dose in a phantom study. Radiology, 2011; 260(2): 454-462.
- 12) 船間芳憲. X-ray イメージングの Next Innovation、1. 基礎編, 1-3. 低線量 CT 技術の現状. 日獨医報, 2012; vol.57 no.2: 19-26.
- 13) 木原聡, 村崎裕生, 船間芳憲, 他. マルチディテクタ CT における逐次近似画像再構成法を用いた線量低減および画質改善. 日放技学誌, 2011; 67(11): 1426-1432.

- 14) 中浦 猛. X-ray イメージングの Next Innovation、2. 臨床編, 2-2. 低線量 CT の臨床 (腹部). 日獨医報, 2012; vol.57 no.2: 58-67.
- 15) 山崎 暁夫, 永澤 直樹. CT における逐次近似再構成法の基礎的検討と臨床応用. 日放技学誌 2012; 68(6): 767-774.
- 16) 森 一生. 近年の X 線 CT 画像の非線形的特性と画質の物理評価について. 東北大学医学部保健学科紀要 2013; 22(1): 7-24.
- 17) Richard S, Husarik DB, Yadaba G, et al. Towards task-based assessment of CT performance : System and object MTF across different reconstruction algorithms . Med.Phys 2012; 39(7): 4115-4122.
- 18) Judy PF, Balter S, Bassano D, McCullough EC, et al. Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners. American Association of Physicists in Medicine Report no.1, 1977.
- 19) 竹中 栄一, 飯沼 武, 遠藤 真広, 他. X 線コンピュータ断層撮影装置の性能評価に関する基準 (第二次勧告). 日本医師会雑誌, 1979; 82(6): 1175-1185.
- 20) 速水 昭雄, 伊藤 博美, 岡本 日出夫, 他. 日本放射線技術学会 CT 性能評価検討班 X 線 CT 装置性能評価に関する基準 (案). 日放技学誌, 1991; 47(1): 56-63.
- 21) 花井 耕造, 石田 智広, 井田 義宏, 他. 日本放射線技術学会ラセン CT 性能評価班, ラセン CT の物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告. 日放技学誌, 1997; 53(11): 1714-1732.
- 22) Gupta AK, Nelson RC, Jonson GA, et al. Optimization of eight-element multi-detector row helical CT technology for evaluation of the abdomen. Radiology 2003; 227(3): 739-745.
- 23) 市川 勝弘, 村松 偵久. 標準 X 線 CT 画像計測. オーム社, 東京, 2009 : 24-146.
- 24) 市川 勝弘, 石田 隆行. 標準デジタル X 線画像計測. オーム社, 東京, 2010 : 110-169.
- 25) 市川 勝弘, 原 孝則, 丹羽 伸次, 他. CT 画像におけるノイズパワースペクトル算出方法の比較検討. 医用画像情報学会雑誌 2008; 25(2): 29-34.
- 26) 後藤 光範, 佐藤 和弘, 森 一生, 他. CT 画像の雑音測定における低周波数領域での精度向上. 東北大学医学部保健学科紀要 2011; 20(1): 55-61.
- 27) Kondo M, Hatakenaka M, Higuchi K et al. Feasibility of low-radiation-dose CT for abdominal examinations with hybrid iterative reconstruction algorithm : low contrast phantom study. Radiol. Phys. Technol 2013; 6: 287-292.

- 28) 瓜倉厚志, 原孝則, 市川勝弘, 他. 逐次近似再構成画像の低コントラスト検出能評価. *Proceeding of the JSCT 2014*; 2: 36-39.
- 29) Urikura A, Hara T, Ichikawa K et al. Objective assessment of low-contrast computed tomography images with iterative reconstruction. *Physica Medica* 2016; 2: 992-998.
- 30) Rioul O, Vetterli M. Wavelets and signal processing. *IEEE Signal Process* 1991; 8: 4-38.
- 31) Wang G, Vannier MW. Longitudinal resolution in volumetric x-ray computerized tomography-Analytical comparison between conventional and helical computerized tomography. *Med Phys* 1994; 21(3): 429-433.
- 32) Loo LN, Doi K, Metz CE. A comparison of physical image quality indices and observer performance in the radiographic detection of nylon beads. *Phys. Med. Biol* 1984; 29(7): 837-856.
- 33) 土井邦雄. X線画像の信号検出と視覚特性の重要性. *日放技学誌*, 1987; 43(6): 694-729.
- 34) 市川勝弘, 原孝則, 丹羽伸次, 他. CTにおける信号雑音比による低コントラスト分解能の評価. *医用画像情報会誌* 2007; 24(3): 06-111.
- 35) Wagner RF. Decision theory and the detail signal-to-noise ratio of otto schade. *Photogr Sci Eng* 1978; 22(1): 41-46.
- 36) Riederer SJ, Pelc NJ, Chesler DA. The noise power spectrum in computed X-ray tomography. *Phys. Med. Biol.* 1978; 23(3): 446-454.
- 37) Rasband WS. ImageJ. U. S. National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA. 1.42q. <http://rsb.info.nih.gov/ij/>, 1997-2009(Accessed 2013.5.13).
- 38) Ichikawa K. CTmeasure. Japanese society of CT technology, Kasumi Minami-ku, Hiroshima, JPN. <http://www.jsct-tech.org/>, 2012-2014(Accessed 2016.9.26).
- 39) 三尾大司, 原孝則, 丹羽伸次, 他. 肝臓の標準偏差から簡易的に求めた CT 撮影条件の構築. *日放技誌* 2008; 55: 41-46.
- 40) 平野透, 熊谷亜希子. 疾患から考える腹部造影 CT の撮影条件設定について. *日放技学誌* 2005; 61(10): 1380-1384.
- 41) Yu L, Vrieze TJ, Leng S et al. Technical Note : Measuring contrast-and noise-dependent spatial resolution of an iterative reconstruction method in CT using ensemble averaging. *Med Phys* 2015; 42(5): 2261-2267.
- 42) 後藤光範, 佐藤和宏, 森一生, 他. 異なる逐次近似応用再構成法

- における解像度の挙動の違いについて. Proceeding of the JSCT 2013;1:20-23.
- 43) Löve A, Olsson ML, Siemund R, et al. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels. Br J Radiol 2013;0388.doi: 10.1259/bjr.20130388:86.
- 44) 森一生. CTにおける画質の物理指標について. Innervision 2015; 30(11): 39-43.
- 45) Koedooder K, Strackee J, Venema HW. A new method for microdensitometer slit length correction of radiographic noise power spectra. Med Phys 1986; 13: 469-473.
- 46) Doi K, Holje G, Loo LN, et al. MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film systems. HHS Publication. FDA 1986; 82: 8187.
- 47) Ronald T, Richard L. A practical method to measure the MTF of CT scanners. Med Phys 1982; 9: 758-760.
- 48) 若松孝司, 伊藤慎三, 今出川和世, 他. スペクトル S/N 比をもちいた検出能による総合画像評価の増感紙・フィルム系への応用. 日放技学誌 1984; 40(1): 20-27.
- 49) 橋本純一, 阿部慎司, 石森佳幸, 他. CT 画像の低コントラスト検出能に対する信号雑音比に基づく新たな指標の提案. 日放技学誌 2017; 73(7): 537-547.