

(解説) 逐次近似再構成を用いた低コントラスト CT 画像の客観的評価

瓜倉厚志¹, 原孝則², 市川勝弘³, 西丸英治⁴, 星野貴志⁵, 吉田司¹, 中屋良宏¹

1. 静岡県立静岡がんセンター画像診断科
 2. 中津川市民病院医療技術部
 3. 金沢大学医薬保健学域
 4. 広島大学病院診療支援部
 5. 医真会八尾総合病院放射線科
-

緒言

最新の CT スキャナにおいて放射線量を減らすことを目的とした技術的進歩は目覚ましい。さらに、従来の filtered back projection (FBP) の画質を維持しながら、線量低減を可能にする逐次近似再構成 (IR) アルゴリズムを開発してきた。それ以来、IR は多くの臨床的および物理的研究の対象となっている。

IR 画像の空間分解能評価において、従来の標準的測定法を用いて得られた結果は、必ずしもその特性を反映するものではない。この問題を解決するために、画像のノイズやコントラストを考慮した新しい変調伝達関数の測定法がいくつか提案されている。

コントラスト-ノイズ比 (contrast-to-noise ratio: CNR) は、CT 画像における低コントラスト検出能を定量化するために広く使用されている。CNR は単純かつ定量的な評価技術であるため、いくつかの先行研究で IR 画像の低コントラスト検出能評価を行うために使用されている。しかしながら、CNR を計算するために使用されるプロセスには画像の周波数成分を含まないので、このパラメータは IR 技術の評価には無効である。いくつかの先行研究において、IR が定量的な画質 (画像ノイズや CNR) を維持または改善したが、低コントラスト検出能は維持されず、CNR は IR 画像の物理的特性を反映できないことを示した。これまでの CT 画像評価の研究では、低コントラスト検出率の影響を調べるためにいくつかの数学的モデルオブザーバテストが提示されている。本研究では、定量的なオブジェクト固有の低コントラスト検出能評価手法 (low-contrast object specific CNR: CNR_{LO}) の使用を提案する。 CNR_{LO} は、周波数特性と病変サイズに対応する周波数成分の両方を反映する。 CNR_{LO} は、IR 画像のために有用な客観的画質評価手法であるだけでなく、観察者評価に対応する結果をもたらすこともできる。本研究では、IR アルゴリズムに

より生成された CT 画像の CNR_{Lo} 分析により得られた低コントラスト画質を評価することを目的とする。

方法

CNR_{Lo} の測定理論

Loo らは、信号の周波数特性および画像の空間周波数成分から導出された指標値を報告し、放射線画像におけるナイロンビーズの視覚的検出可能性と同等の相関を示した。彼らの研究では、コントラストの低い物体の信号スペクトルは、基準濃度におけるフィルム勾配、物体のフーリエスペクトル、およびイメージングシステムの MTF を用いて導出された。一方、臨床 CT 研究において対象となる低コントラスト腫瘍の直径はあまり小さくない。例えば、臨床 CT 検査で検出された肝細胞癌の最小サイズは 8 mm 以上である。さらに、低線量肺 CT スクリーニングでは、フォローアップのための閾値は 5 mm といくつかのガイドラインに示されている。Ground-glass opacity のコントラストは低コントラストではない (> 100 HU) が、非常に低い線量のためノイズレベルが非常に高く、その外観は低コントラストのオブジェクトと類似する。したがって、 CNR_{Lo} 評価では、各オブジェクトサイズの mean square root bandwidth を計算することによって得られた空間周波数に対応する低コントラストの物体およびノイズレベルが含まれる。模擬腫瘍ロッドの画像は円形であるので、それらの周波数成分 $S(u)$ は、第 1 の種類の 1 次ベッセル関数を使用する次の式によって表すことができる。

$$S(u) = \frac{J_1(\pi du)}{2\pi du}, \quad (1)$$

ここで、 $J_1()$ は一次のベッセル関数であり、 d は目標ロッド直径 (mm)、 u は周波数を表す。我々の研究では、模擬腫瘍の断面画像も円形であり、信号の空間周波数成分は式 (1) から計算することができる。ターゲットの直径に対応する空間周波数成分 (\bar{u}) を決定するために、ターゲットロッド $S(u)$ の mean square root bandwidth を用いて以下の式によって定義した。

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

ここで、 \bar{u} は標的病変の直径に対応した検出能に最も寄与する空間周波数として定義した。

CNR_{Lo} は、ノイズパワースペクトル (noise power spectrum: NPS) を組み込んだ次の式から計算できる。

$$CNR_{Lo}(\bar{u}) = \frac{ROI_M - ROI_B}{\sqrt{NPS(\bar{u})}}, \quad (3)$$

ここで、 ROI_M および ROI_B は、それぞれロッドおよびバックグラウンドの関心領域 (region of interest: ROI) で測定された CT 値であり、 $NPS(\bar{u})$ は、空間周波数 (\bar{u}) における NPS 値を示す。 CNR_{Lo} は病変のコントラスト、画像の周波数特性および病変の大きさに対応する周波数成分を反映する指標である。 $NPS(\bar{u})$ は、標的病変の検出に寄与する空間周波数でのノイズの量を表す。

ファントム

低コントラストファントムは、全体の直径が 200 mm の均一な材料で、3~10 mm の直径の円柱ロッドを有する (Fig. 1). 背景領域およびシリンダロッドの CT 値は、それぞれ 50 および 35-45 Hounsfield unit (HU) であった. したがって、背景とロッドとの間のコントラストは、約 5~15 HU であり、腹部単純 CT において腫瘍と肝臓実質との間のコントラストに相当する. 本研究では、異なる直径およびコントラストを有する 2 本のロッドを評価した (15-HU コントラストを有する直径 5 mm ロッド, および 10-HU コントラストを有する直径 7.0 mm のロッド). 我々は、観察者実験と客観的な定量的画像評価との関係を分析した.

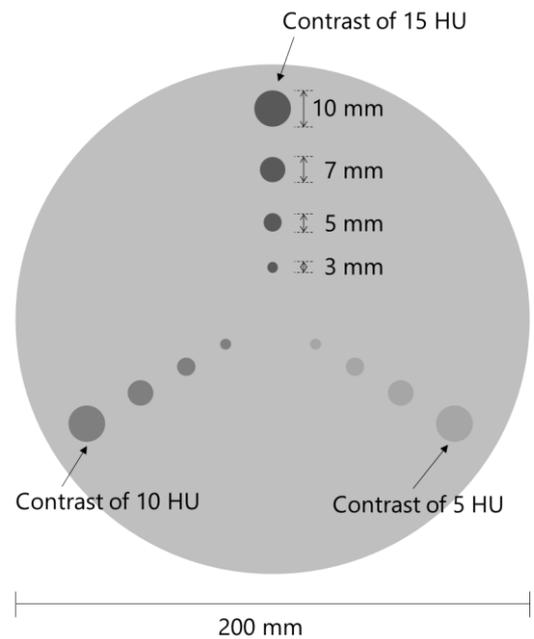


Fig. 1

CT スキャナとデータ取得

全てのファントムデータは、area detector CT (Aquilion ONE ViSION Edition) を用いて取得した. 画像は、FBP および画像ノイズ低減のための逐次近似アルゴリズムである AIDR 3D を使用して再構成した. 全ての画像を ImageJ (ver.1.46r) で分析した.

画像取得は、120 kVp, 0.5 s, 80×0.5 mm, 0.813 のピッチ, 5.0 mm のスライス厚, 256 mm のディスプレイ視野, FC03 の再構成カーネルで行った. 画像再構成は、FBP および 2 つの異なる強度の AIDR 3D (mild, strong) を用いて行った. すべてのスキャンは、6 つの管電流レベル (20, 35, 60, 90, 140, および 260 mA) で実施した.

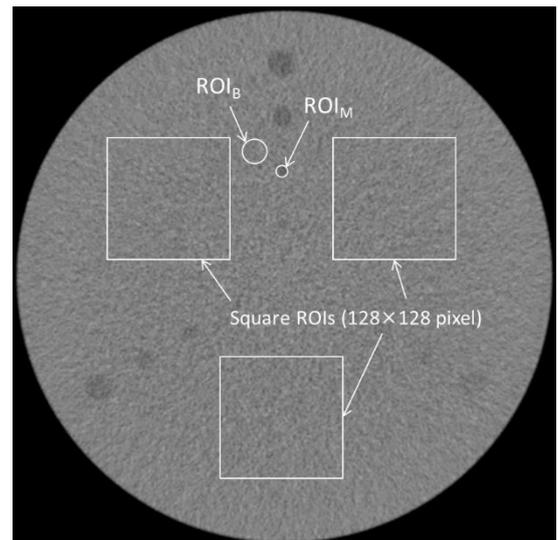


Fig. 2

CT スキャナの各プロトコルから得られた volume computed tomography dose indices (CTDI_{vol}) を記録した. 米国物理学会物理学会タスクグループ 204 で推奨されているように size-specific dose estimate (SSDE) を計算した.

CNR_{Lo} のための NPS 解析

CNR_{Lo} を計算するための NPS を取得するために、Fig. 2 に示すように、ファントムの背景に 3 つの 41 cm² の ROI (128 ピクセル×128 ピクセル) を配置した. 100 画像内の合計 300 個の ROI を測定に使用した. NPS は 2 次元フーリエ変換を用いて計算された. 各取得パラメータについて平均 NPS を算出した.

CNR 測定

CNR は、以下の式を使用して計算された。

$$CNR = \frac{ROI_M - ROI_B}{SD_B}, \quad (4)$$

SD_B は ROI_B における標準偏差 (SD) である (Fig. 2 参照)。

観察者実験

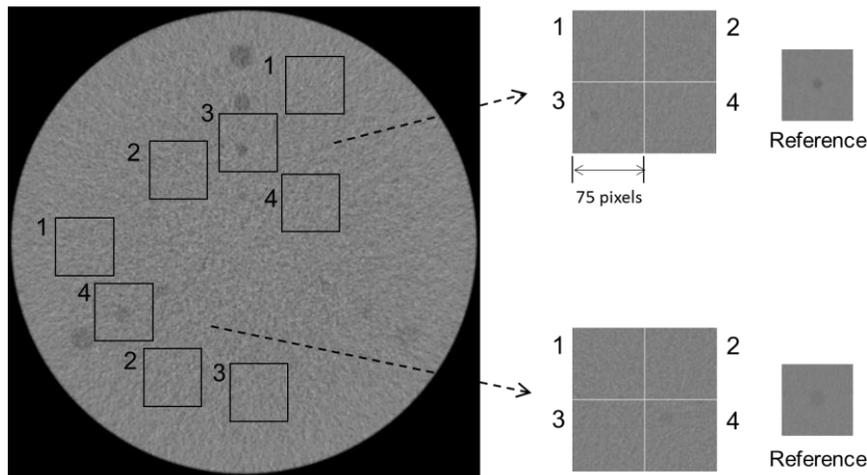


Fig. 3

観察者による低コントラストの物体の検出能を評価するために、4 肢強制選択テスト (four-alternative forced-choice: 4-AFC) を実施した (Fig. 3)。合計 108 の画像セット (2 つの異なるロッド直径, 6 つの線量レベル, 3 つの再構成タイプ, および 3 つの繰り返しスキャン) が得られた。4-AFC は, CT 撮影経験 5 ~14 年の 6 人の診療放射線技師によって行われた。観察者は, 事前に同じファントムを用いて取得された複数の画像を用いて訓練された。DICOM 規格に準拠した液晶ディスプレイ (FlexScan MX240W) にファントム画像を表示した。画像表示順序をランダム化し, 各画像を 5 秒ごとに自動的に切り替え, 切り替え時に 5 秒間ブランク画像を表示した。観察者内の変動を低減するために, 同じパラメータを用いて取得した画像をランダムに 3 回表示した。画像は, それぞれ 400 HU および 50 HU のウィンドウ幅およびレベルで表示された。観察者は視聴距離を自由に調整でき, どの画像に信号が含まれているかを識別するように要求された。各観測者は, 4-AFC 実験の正解率に対する正解率 (PC) を得た。この研究は, 施設の倫理委員会によって承認された。

統計学的解析

観察者スコアと CNR および CNR_{LO} の両方との間の関連性を評価するために線形回帰分析を行った。すべての統計分析について, 帰無仮説は 0.01 で棄却された。すべての統計分析は, R (R for the Statistical

Computing) のグラフィカルユーザーインターフェイスである EZR ソフトウェアを使用して実行した。

結果

Table 1

CTDI _{vol} (mGy)	Diameter of the rod					
	5.0-mm			7.0-mm		
	FBP	Mild	Strong	FBP	Mild	Strong
13.3	18.3	17.6	17.2	15.6	14.9	15.0
7.1	36.1	34.9	32.6	27.9	27.6	26.2
4.6	56.1	51.0	48.3	45.0	42.2	40.5
3.1	82.8	77.2	72.4	63.9	60.8	58.5
1.8	138.7	126.8	117.2	104.9	98.8	93.4
1.0	256.3	222.9	202.8	197.7	180.7	169.3

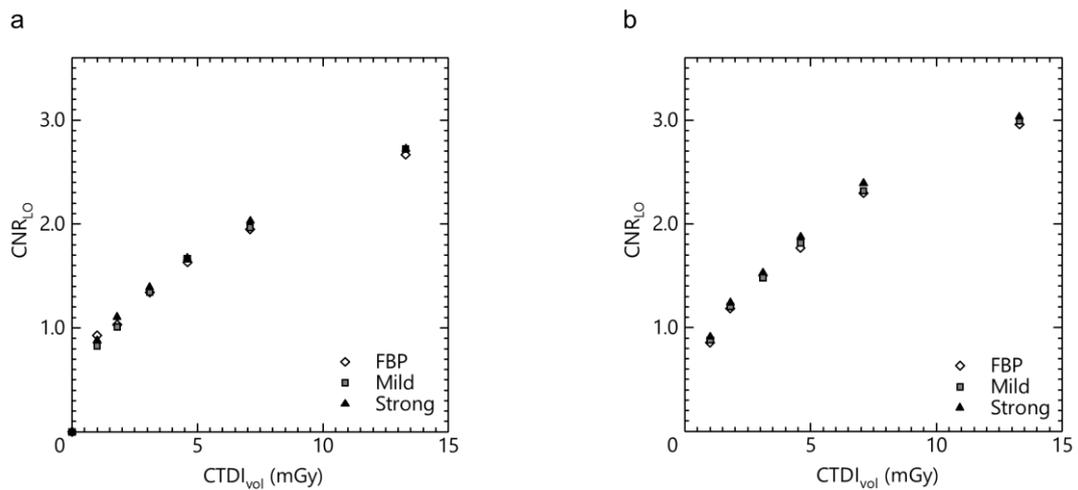


Fig. 5

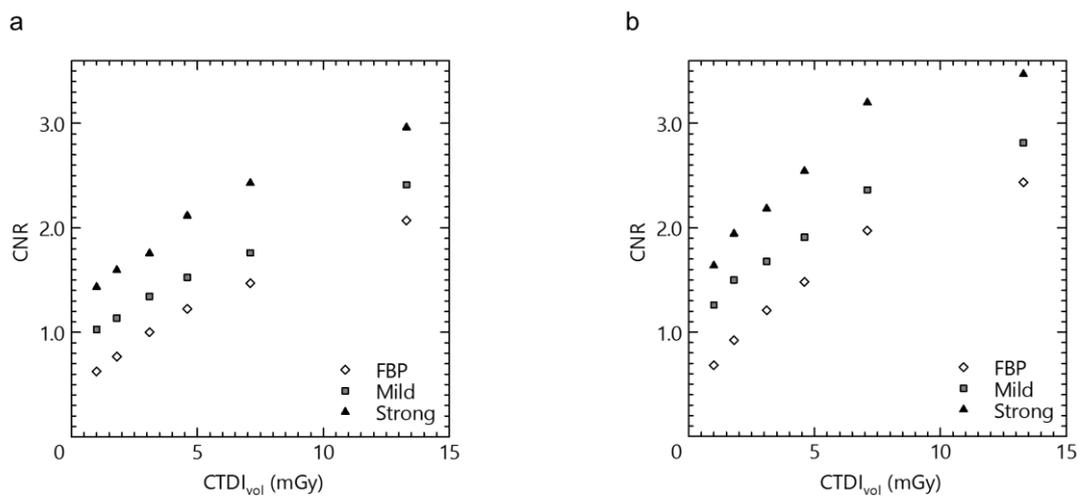


Fig. 6

CNR_{LO}

Table 1 は、5.0 mm および 7.0 mm のロッド径 ($\bar{u} = 0.10$, および 0.07) の各線量で得られた NPS (\bar{u}) 値を示す。NPS (\bar{u}) は放射線量によって異なるが、FBP と ADR 3D の間には同じ線量レベルでわずかな差異が存在した。Fig. 5 は、異なる放射線量での FBP および ADR 3D の CNR_{LO} の結果を示す。CNR_{LO} は、いずれの再構成アルゴリズムにおいても放射線量が増加とともに改善され、FBP と ADR 3D で得られた CNR_{LO} 値は、同じ放射線量レベルで同等またはわずかに異なっていた。

CNR

Fig. 6 は、FBP および ADR 3D の CNR 結果を示す。CNR は、両方の再構成アルゴリズムで放射線量が増加するとともに改善した。ADR 3D と比較して FBP は同じ線量レベルでより低い CNR を呈した。2 つの ADR 3D 強度 (mild, strong) の CNR 値は、FBP の CNR 値に対して、相対的に最大で 1.8 倍および 2.4 倍増加した。

観察者実験

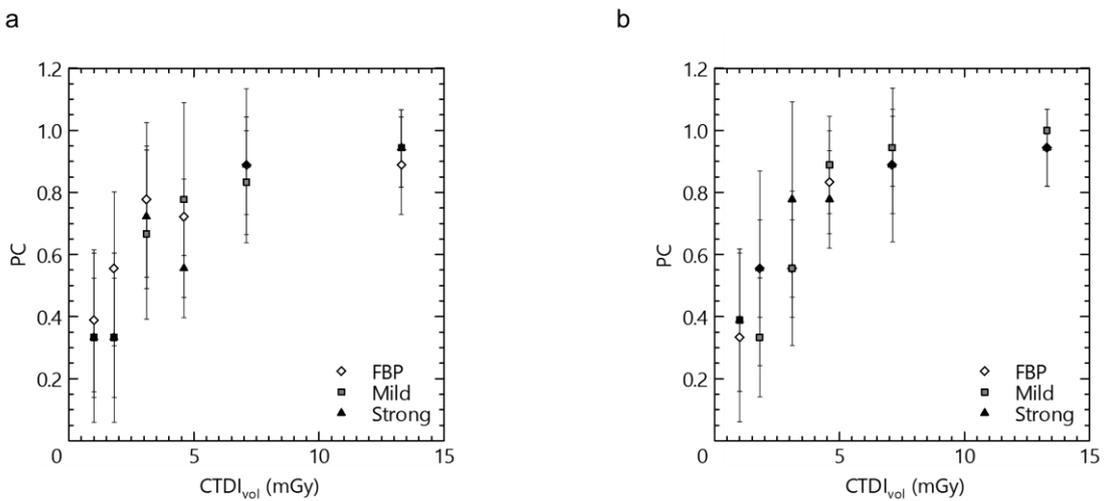


Fig. 7

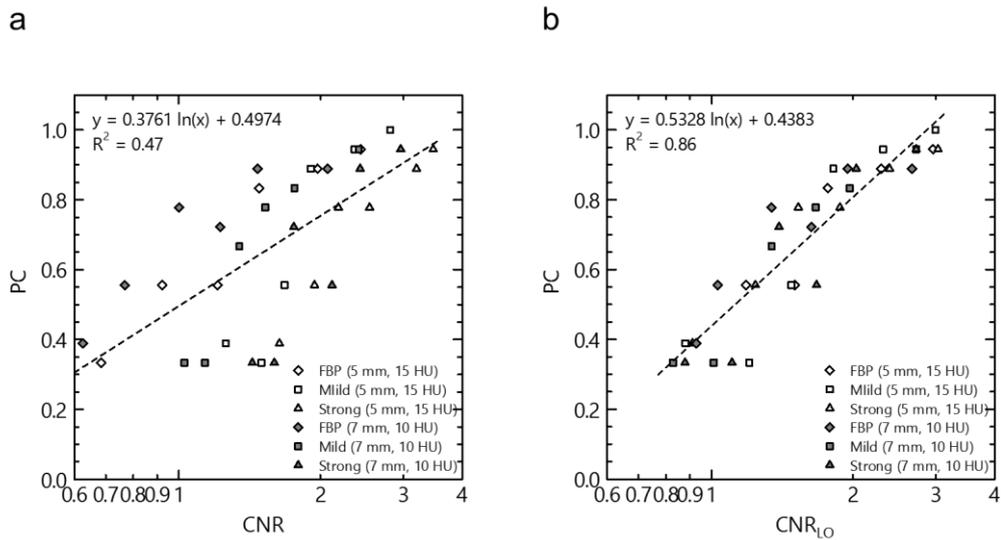


Fig. 8

Fig. 7は、4-AFC 試験の結果を示す。エラーバーは、PCの標準偏差を表す。PCは放射線量レベルに応じて増加したが、同じ線量レベルではFBPとAIDR 3D値の間に有意差はなかった。Fig. 8は、CNRとCNR_{Lo}によるPCの予測可能性を示している。観察者試験の線形回帰分析は、CNRおよびCNR_{Lo}についてそれぞれ0.47(P<0.001)および0.86(P<0.001)のR²値を示した。CNR_{Lo}は、CNRと比較して線形回帰における決定係数を有意に改善した。

考察

この研究では、高いIR強度設定によってより高いCNRが示された。注目すべきは、画像ノイズの低減の結果、IRのCNRは同じ放射線量でFBPのCNRよりも高かったことである。しかしながら、我々の結果は、同等のCNRを有する画像間で異なるPCを示した。従って、画像ノイズ(例えば、SD)の大きさは、必ずしも低コントラストの検出可能性を反映しているとは限らない。

すべての再構成画像のCNR_{Lo}は放射線量の増加に伴って改善され、同じ放射線量で得られたFBPおよびIR画像ではこれらの値は同等かわずかに異なった。PCも放射線量に応じて改善されたが、同じ放射線量でのFBP値とIR値の差はわずかであった。これらの結果は、同じ放射線量レベルでFBPと比較した場合、IRは、腹部単純CTにおける低コントラスト検出能を改善しないことを示す。

CNR_{Lo}は、CNRに対してより高い決定係数を有していた。

CNR_{Lo}は画像周波数特性と測定対象の周波数成分とコントラストを反映する。Fig. 9は、7.1 mGyで取得したFBP画像(9a)と、1.7 mGyで取得したIR画像(9b)を示す。これら2つの画像のCNR値は非常に類似していた。

しかし、CNR_{Lo}では、IRはFBPに比べて46%減少し、PCも

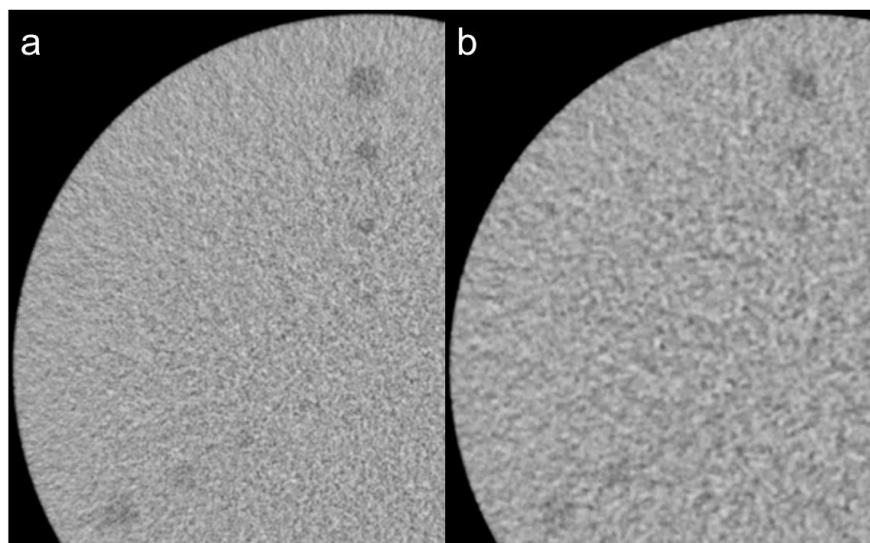


Fig. 9

37%減少した。CNR_{Lo}値とPCで観察された一貫した傾向を考えると、CNR_{Lo}は人間の観察者評価を反映する客観的な指標であると思われる。CNR_{Lo}の測定手順はCNR式の分母として単純にNPS(\bar{u})を置き換えたので、画質の定量的な評価において容易に利用することが可能である。CNR_{Lo}の結果は、肝臓腫瘍などの低コントラスト物体の検出可能性が、FBPおよびIRについて実質的に同等であることを実証した。したがって、単純CTにおける肝腫瘍の検出能は、主に放射線量によって決定されるであろう。

Schindera らによる研究では、肝腫瘍検出における FBP および AIDR 3D の全体的な感度は、同じ用量レベルで有意に異ならなかった。さらに、100% の線量の FBP の CNR は 20% の線量の IR と同じであったが、低線量 IR 画像では 20% の感度低下が観察された。したがって、IR は、診断有効性を維持しながら放射線量を低下させようとする放射線科医を誤解させる可能性がある。Samei らは、IR を用いた画質評価のための検出能指数 (d') を提案した。CNR と d' の比較において、IR のノイズ抑制の利点が検出能に直接変換されないことが示された。視覚的評価および数学的モデル観察者試験から得られたそれらの研究結果は、我々の研究における CNR_{LO} の有効性を支持する。

CNR_{LO} を計算するプロセスでは、MTF は数式の要素として含んでいない。典型的な再構成カーネルでは、低空間周波数領域の MTF 値は FBP と IR の間に有意な差を示さない。したがって、画像ノイズの空間周波数特性は、低コントラスト物体の検出能に大きく影響しない。

私たちの研究にはいくつかの潜在的なリミテーションがある。まず、1 つだけの CT メーカーの IR 技術の画質を評価した。また、今後の研究では、モデルベースの IR などの高度な IR 技術を検討する必要がある。次に、我々の研究では臨床画像評価は含まれておらず、我々のファントム研究は、肝臓腫瘍の検出に影響を与えるかもしれない身体の大きさや、解剖学的構造、または造影効果をシミュレートしなかった。さらに、ファントムの形状は円形であった。第 3 に、我々の評価した腫瘍は、2 つの直径のみに限られていた。高空間周波数領域では、FBP と IR の NPS 形状が異なるため、ノイズとコントラストの関係がより複雑になる可能性がある。第 4 に、本研究は、数学的モデルオブザーバ試験（例えば、NPW または d' ）との比較を含んでいない。最後に、著しく異なる解像度のカーネルと比較すると、MTF 形状の違いによって CNR_{LO} の精度が低下する可能性があります。

結論として、我々は IR 画像の定量的なオブジェクト固有の低コントラスト評価手法について説明した。 CNR_{LO} は、複雑な周波数特性を持つ IR 画像に対して有用で、客観的かつ定量的な低コントラスト検出能評価法である。 CNR_{LO} の知見は、IR アルゴリズムは、同じ放射線量の FBP と比較して低コントラストの検出能を改善できないことを明らかにした。