

—原 著—

顕著性を用いたヒトの見え方に基づく SPECT 画像の客観的画質評価の基礎的検討

細川 翔太¹⁾ 高橋 康幸¹⁾ 井上 一雅²⁾
 杉沼 愛花³⁾ 寺尾 誌織⁴⁾ 加納 大輔^{5,6)}
 中神 佳宏^{7,8)} 渡辺 侑也⁹⁾
 山本 裕樹³⁾ 福士 政広²⁾

1) 弘前大学, 2) 東京都立大学, 3) 弘前大学医学部附属病院,
 4) 函館市立病院, 5) 国立がん研究センター東病院, 6) 東京医科歯科大学,
 7) 獨協医科大学, 8) 横浜市立大学, 9) 西台クリニック

Fundamental Study on Objective Image Quality Assessment of Single Photon Emission Computed Tomography Based on Human Vision by Using Saliency

Shota HOSOKAWA¹⁾, Yasuyuki TAKAHASHI¹⁾, Kazumasa INOUE²⁾, Aika SUGINUMA³⁾,
 Shiori TERAOKA⁴⁾, Daisuke KANO^{5,6)}, Yoshihiro NAKAGAMI^{7,8)},
 Yuya WATANABE⁹⁾, Hiroki YAMAMOTO³⁾, Masahiro FUKUSHI²⁾

1) Hirosaki university, 2) Tokyo metropolitan university, 3) Hirosaki university hospital,
 4) Hakodate municipal hospital, 5) National cancer center hospital east, 6) Tokyo medical and dental university,
 7) Dokkyo medical university, 8) Yokohama city university, 9) Nishidai clinic
 (article received : May 19, 2020)

Summary

The aim of this study was to examine whether the visibility of the target signal and precision of the drawing shape of the target signal on single-photon emission computed tomography (SPECT) images can be evaluated using saliency detection in a simulation study. We created a rectangular phantom and filled it with water containing ^{99m}Tc. One cylindrical signal (for evaluation of signal visibility) and 12 rectangular signals (for evaluation of precision of the drawing shape) were placed in the phantom as the cold signal. We calculated the conventional indicator (contrast and background variations) and saliency from SPECT images. Visual assessment was also performed, and we calculated the Spearman rank-order correlation coefficient of the visual score and aforementioned indicators. Correlations between the visual score and background variations and between the visual score and saliency were both approximately 0.75 in most cases. Excluding factors affecting the calculation of saliency from SPECT images is important, and attenuation correction could increase the saliency in the evaluation of signal visibility. We can evaluate the signal visibility and precision of the drawing shape of signal by using saliency.

Key words: SPECT, Simulation study, Image quality evaluation, Saliency, Visual assessment

1. 緒 言

深層学習による病変の診断精度が向上し¹⁾, 米

国では人工知能が糖尿病網膜症の診断を行うまで
に至っている²⁾。人工知能では膨大な学習データ
から構築したモデルによって、画素値の特異的パ

ターンから異常部位を検出するため，従来よりも早い段階で病変が検出される可能性がある。しかし，本邦における診療は人工知能を用いた場合においても，医師法第17条の医業として行われ，医師はその最終的な判断の責任を負うという方針をとっている。人工知能の判断に対して，医師が同意できない場合には診断は困難である。そのため，現状ではヒトである医師の目にどのように映っているかが問われ，画質評価では主観的評価である視覚評価が重要である。視覚評価の中でも一般的な一対比較法は評価者の判断が容易であるものの得られるデータは順序尺度となる。順序尺度を正規化順位法によって間隔尺度へ変換する手法もとられるが^{3,4)}，比例尺度のように施設間でその値を比較することはできない。Receiver operating characteristic (ROC) 解析⁵⁾等を用いて詳細に検討する方法もとられるが，評価環境の準備や事前訓練などバイアスの排除に多大な配慮を要する。さらに，area under curve (AUC) が極端な値とならない適切な難易度⁶⁾，かつ大量の評価画像を用意する必要があるなど労力を要する。一方で，客観的評価である物理評価（コントラストやバックグラウンドの変動など）は評価者に依存せず，簡便に算出可能である利点がある。得られる値は量的データであり，他施設との比較も可能である。しかし，これらの物理評価と視覚評価の結果には乖離が生じることも多い⁷⁾。

Normalized mean square error (NMSE) は核医学分野で一般的に使用される総合評価法であり，視覚評価との相関も高い⁸⁾とされている。NMSE はリファレンス画像（一般的には長時間収集したデータを filtered back projection 法で再構成したもの）との類似度を測る評価法である。この場合も評価する装置で取得可能な最高画質に対する相対評価であり，絶対評価にはならない。また，NMSE では病変の描出能など特定の部位の評価はしていない。近年 single photon emission computed tomography (SPECT) 検査では total bone uptake (TBU)⁹⁾ や specific binding ratio (SBR) 等の定量値が注目されているが，薬剤分布の形状も重要な情報である。骨 SPECT においては限局的な集積よりも骨に沿った集積が，椎体に留まる集積よりも椎弓根まで及ぶ集積が悪性である場合が多

く^{10,11)}，骨以外の軟部組織の描出を残した表示が好ましい¹²⁾ことから，椎間などの軟部組織も相対的なコールド領域として描出が重要である。大腿骨頭壊死症の stage I では“cold-in-hot”という特徴的な集積をきたし，stage II では三日月状の集積増加が見られる¹⁰⁾。骨 SPECT だけでなく，心筋血流 SPECT では心筋部のホット領域と心腔内のコールド領域が正しい形状で描出されていなければ，虚血と誤診される恐れがある。現在のところ病変部が正しい形状で描出されているかを絶対評価する指標は確立されていない。

そこで，これらの課題を解決するためヒトの見え方に基づいたターゲット信号の見つけやすさおよび描出形状の正しさを客観的に評価する方法を提案する。

ヒトは膨大な量の光情報を網膜で受け，重要だと思われるものに注意が向けられる。その視覚的注意は外的要因で引き起こされるボトムアップ性注意，経験や知識によって引き起こされるトップダウン性注意に分けられる。Itti らは特徴統合理論に基づきボトムアップ性注意を計算するモデルを実装し^{13,14)}，視覚的注意を引き起こす特性である顕著性を2次元画像（顕著性マップ）上に示すソフトウェアを公開している。Itti らのアルゴリズムにおいて顕著性は低次元な情報である輝度 (intensity)，色 (color)，および方位 (orientation) から算出され，周囲と比べてまれな特徴を持ち目立つ場所で高くなる。顕著性を医学応用した例は少なく，computer aided diagnosis (CAD) や読影時の視線解析などに用いた例^{15,16)}は散見されるが，医用画像の画質評価で使用した例は見られない。

本研究の目的は顕著性を用いてヒトの見え方に基づいた客観的画質評価が可能であるかを性能評価ファントムを用いた基礎的検討により検証することである。Intensity の特徴量でターゲット信号の見つけやすさを，orientation の特徴量で描出形状の正しさが評価可能であるかを明らかにする。

2. 方 法

2-1. 顕著性算出ソフトウェア

顕著性の算出には Itti らが公開しているソフトウェア [iLab C++ Neuromorphic Vision Toolkit (iNVT), ver.3.1] を使用した。Itti らのアル

ゴリズムでは静止カラー画像を低次元の情報 (intensity, color, および orientation) に分ける。次に、それら低次元の情報を持った3種類の画像を様々なサイズに落とし、平滑化する。それによって得られた異なるボケ度を持った画像同士を差分する (difference of two gaussians : DoG)。さらに、ノイズに埋もれないように顕著性を検出する正規化処理が行われる。最終的に intensity, color, および orientation の情報はそれぞれ、重み K (初期値では $K=1/3$) をかけて加算され、顕著性マップが作成される。Itti らのソフトウェアから出力される顕著性マップの画素値はニューロンを流れるシナプス電流を表現しており、非常に小さな値となる。本研究では iNVT の入力に用いるため、SPECT 画像の画素値を最小値から最大値までリニアスケールで表示し、8 bit の joint photographic experts group (jpeg) 形式に変換した。

2-2. シミュレーションによる画像の取得

シミュレーションには GATE ver.8.2 (Open-GATE collaboration)¹⁷⁾ を使用した。模擬した SPECT 装置は Infinia Hawkeye4 (GE healthcare)

をモデルにして、NaI クリスタルのサイズは $433.5\text{ mm} \times 576.0\text{ mm} \times 9.525\text{ mm}$ とした。コリメータは low energy high resolution (LEHR) を想定して、長さ 35 mm の平行孔を持つハニカム構造 (内接円の直径が 1.55 mm, 壁厚が 0.03 mm) とした。顕著性の算出にあたり, field-of-view (FOV) の一面にファントムを表示する必要があったため、性能評価ファントムの形状は直方体形 (内寸 $300\text{ mm} \times 300\text{ mm} \times 100\text{ mm}$, 壁厚 3 mm, アクリル製) とした。また今後、ファントムによる検証を想定して、作成が容易となるよう内部にはコールド信号を配置した。コールド信号の形状は、見つけやすさの評価では $12.7\text{ mm} \phi \times 45\text{ mm}$ の円柱を1個、描出形状の正しさの評価では $25.4\text{ mm} \times 12.8\text{ mm} \times 45\text{ mm}$ の角柱を12個配置した。ただし、12個の内、1個の信号 (ターゲット信号) のみ 90° 方向を変えて配置した。これらの信号を1つのファントムに配置して撮像し、スライスを変えることで見つけやすさおよび描出形状の正しさを評価可能とした。模擬したファントムの模式図を **Fig. 1a** に、GATE で構築したジオメトリ

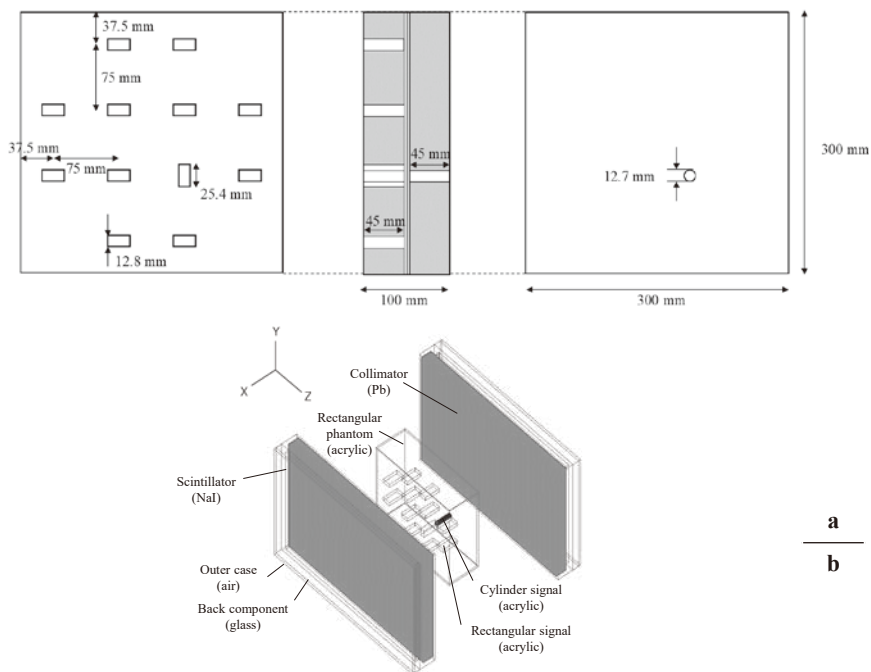


Fig. 1 Rectangular phantom used in this study
 (a) Diagram showing the structure of the rectangular phantom
 (b) Geometry of the single-photon emission computed tomography heads and the rectangular phantom simulated by GATE.

を **Fig. 1b** に示した。ファントムの内部は ^{99m}Tc 水溶液で満たし、放射能濃度は 18 kBq/ml とした。**Fig. 1b** に示すようにファントムは短軸が X 軸と平行となる向きで配置し、SPECT 検出器は XY 平面で回転させた。SPECT 収集は step and shoot, 5 deg/step とし、撮像時間は 36~576 sec, 収集エネルギーウィンドウは 140 keV $\pm$ 10% とした。回転軌道は円軌道であり、寝台を配置せずに回転半径 (回転中心からコリメータ前面までの距離) を 220 mm とした。再構成画像のサイズが 300 mm $\times$ 300 mm, マトリクスサイズは 256 $\times$ 256 となるよう拡大撮影した。得られた投影データは prominence processor ver.3.1 (核医学画像処理カンファレンス制作) を使用して, ordered subset expectation maximization (OSEM) 法にて再構成した。OSEM の再構成条件は更新回数を 60 (subset: 6, iteration: 10) とし, 平滑化は Butterworth filter (order: 8, cutoff frequency: 0.5 cycles/cm) を使用した。この際, 減弱補正 (chang 法) は有りおよび無し の 2 通りで画像再構成を行い, 水の線減弱係数は 0.153 cm $^{-1}$ とした。また, 散乱線補正は行わなかった。信号が最も明瞭に描出されているスライス A を中心に前後 2 スライス間隔でスライス B および C の計 3 スライスを取得した。

2-3. 画質評価

2-2 にて取得した 32 bit 浮動小数点形式の画像からターゲット信号部のコントラストを式 (1) により, バックグラウンドの変動を式 (2) により求めた。

$$\text{Contrast} = (C_B - C_C) / (C_B + C_C) \times 100 (\%) \cdots (1)$$

$$\text{BG variations} = (SD_B / C_B) \times 100 (\%) \cdots \cdots (2)$$

ここで, C_B はバックグラウンドに配置した 12 個の region of interest (ROI) の平均画素値の平均, C_C はコールド信号部の平均画素値, SD_B はバックグラウンド領域に配置した 12 個の ROI の平均画素値の標準偏差を示す。ROI のサイズはターゲット信号と同じサイズとした。

次に, 画像を 8 bit の jpeg 画像に変換し iNVT を使用して顕著性を算出した。信号の見つけやすさの評価においては intensity による顕著性で, 描出形状の正しさの評価においては orientation の顕著性で評価した。つまり intensity を用いる場合は評価に使用しない color および orientation の重み K を 0 とし, 結果に反映させないようにした。

本研究ではターゲット信号位置における顕著性マップの画素値 (最大値) を画質評価に使用した。

視覚評価は核医学経験 5 年以上 (5~15 年) の診療放射線技師 4 名にて行った。評価者には練習用の画像を 3 枚提示し, 事前トレーニングを行った。8 bit の jpeg 画像に変換した評価画像は医療用モニター RadiForce[®] MX194 にて白黒反転で表示した。視覚評価は評点法および順位付けの 2 通りで行った。評点法の評価基準は腫瘍核医学検査のガイドライン¹⁸⁾を踏襲し, ターゲット信号を認識可能な場合は 2 点, ターゲット信号以外のノイズも検出した場合は 1 点, ターゲット信号を同定できない場合は 0 点とした。画像が印刷された評価用紙に信号と思われる部分に印を記した。画像は回転および左右上下反転させ, ランダムに提示した。描出形状の正しさの評価では, **Fig. 1a** に示したように他の信号と向きが異なるターゲット信号を探索することを課題とした。双方の画質評価において, 異なる画像同士の部分的な合成によって作成したダミー画像を含めることで信号の配置に規則性があることや信号の数が 1 つであることを認識されないように配慮した。ダミー画像はターゲット信号を複数 (~3 個) 持ち, 全体の画像枚数に占める割合は 30% とした。最終的なスコアは 4 名の評価者の平均とした。順位付けによる評価は回転・反転した画像, ダミー画像を含めずに信号が最も明瞭に描出されているスライス A のみを用いて相対評価を行った。優劣は評価者の合議によって決定した。

得られた各物理指標と視覚評価の結果からスピアマンの順位相関係数を算出した。相関係数の有意水準は 5% とした。

3. 結 果

3-1. Intensity による見つけやすさの評価

シミュレーションにより得られた SPECT 画像を **Fig. 2** に示した。図は最もターゲット信号の描出が優れていたスライス A の画像である。減弱補正無しの画像では Y 軸方向に濃度むらが生じた (矢頭)。

また, 取得した画像から算出したコントラスト, バックグラウンドの変動, 顕著性および視覚評価 (評点法) の結果を **Fig. 3** に示した。視覚評価

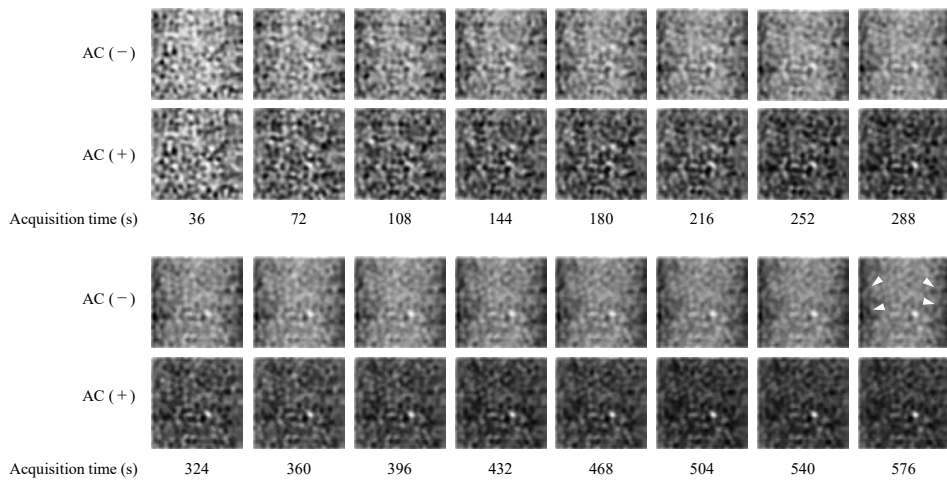


Fig. 2 Single-photon emission computed tomography images obtained for the evaluation of signal visibility Only one cold signal was placed as the target signal for the evaluation of signal visibility. Images (with or without attenuation correction) were acquired for 36 seconds per rotation, and the obtained projection data were summed. Images obtained without attenuation correction had uneven brightness (arrowheads).

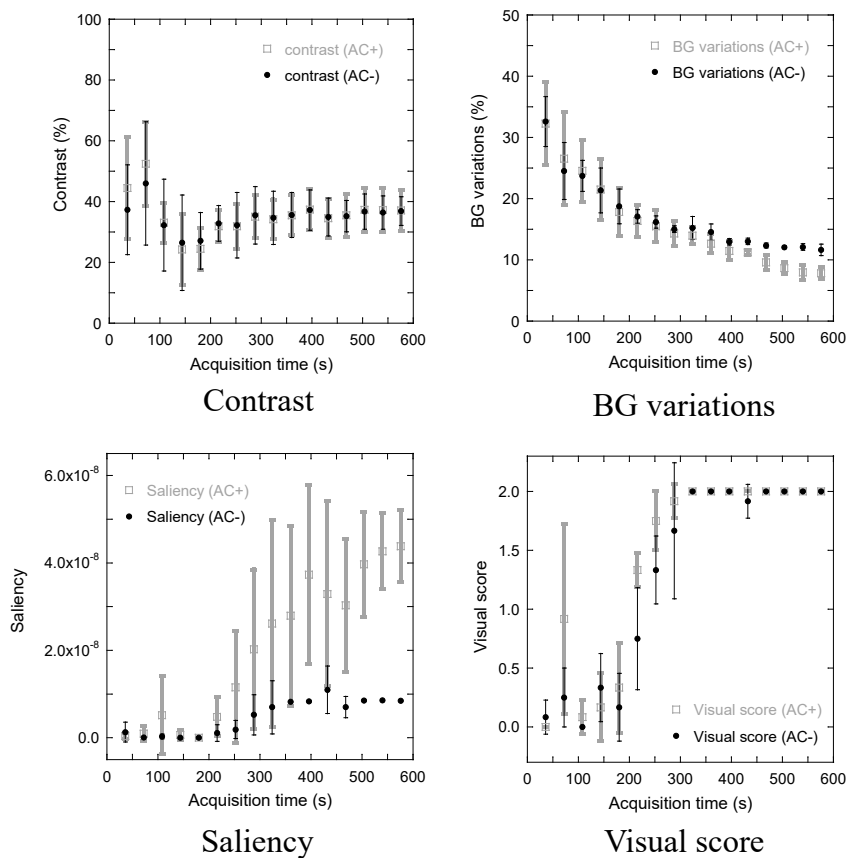


Fig. 3 Relationship of acquisition time with contrast, background noise, saliency, and visual score obtained from the evaluation of signal visibility Image quality was evaluated using four methods from the images obtained to evaluate the signal visibility. The figure shows both with and without attenuation correction.

（順位付け）の結果は **Table 1** に示した。ただし，**Table 1** の値は画質が劣る側から順位付けをしており，画質の良い画像ほど大きな値となっている。

スライス A において，コントラストは撮像時間が長くなるに従い45%付近で安定した。バックグラウンドの変動は減弱補正をすることで若干低値を示し，10%以下まで低下した。

顕著性は減弱補正の有無によって大きな差が見られた。両者はともに撮像時間 180～216 s から上昇したが，減弱補正無しでは 360 s 以降は低い値で頭打ちとなった。

視覚評価（評点法）は顕著性とは異なり減弱補正の有無で大きな違いは認められなかった。撮像時間 180～216 s からスコアが上昇し始め，324 s でおおむね一定となった。撮像時間 252 s 以降では顕著性の値と乖離するスライスが認められた。そこで，顕著性と大きな乖離が見られた画像とその評価結果を **Fig. 4** に示した。ターゲット信号

の大きさが等しくなる閾値で二値化した場合，スライス C の画像では画像周辺部にコールド領域が認められた。視覚評価（順位付け）の結果は撮像時間の近い画像間では順位が入れ替わるものもあったが，おおむね撮像時間の長さに従った。

得られた 48 枚の画像から算出した各物理的指標と視覚評価（評点法）との相関はコントラスト，バックグラウンドの変動，顕著性それぞれ順に減弱補正無しで 0.14 ($p=0.33$)， -0.83 ($p<0.0001$)， 0.75 ($p<0.0001$)，減弱補正有りで 0.25 ($p=0.086$)， -0.78 ($p<0.0001$)， 0.78 ($p<0.0001$) であった。スライス A から算出した各物理的指標と視覚評価（順位付け）との相関はコントラスト，バックグラウンドの変動，顕著性それぞれ順に減弱補正無しで 0.36 ($p=0.18$)， -0.94 ($p<0.0001$)， 0.76 ($p<0.001$)，減弱補正有りで 0.31 ($p=0.24$)， -0.99 ($p<0.0001$)， 0.94 ($p<0.0001$) であった。

Table 1 A ranking (slice A only) determined by evaluating image quality in terms of signal visibility and precision of the drawing shape.

		撮像時間 (s)														
		36	72	108	144	180	216	252	288	324	360	396	432	468	504	576
Intensity	AC (－)	1	4	3	5	2	8	7	6	9	12	11	10	13	16	15
	AC (+)	1	3	2	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	16	15
Orientation	AC (－)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	12	11	10	13	15	16
	AC (+)	1	3	4	2	5	6	7	8	9	10	12	11	13	15	16

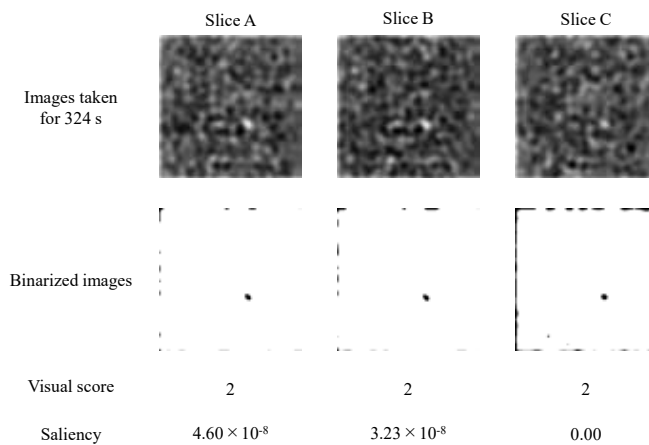


Fig. 4 An example showing that divergence between saliency and the visual score was recognized. This figure shows three images extracted from the single-photon emission computed tomography image acquired over 324 seconds. Since the signal could be seen in all three images, the visual evaluation score was 2. When the three images were binarized so that the areas of the signals were equal, cold regions were observed around the image of slice C. This cold region reduced the saliency value.

3-2. Orientation による描出形状の正しさの評価

見つけやすさの評価と同様にシミュレーションにより得られた SPECT 画像（スライス A）を Fig. 5 に示した。減弱補正無しの画像では Y 軸方向に濃度むらが生じた（矢頭）。顕著性および視覚評価（評点法）の結果を Fig. 6 に示した。視覚評価（順位付け）の結果は Table 1 に示した。

顕著性は減弱補正によって僅かに高値を示し、撮像時間 144 s 以降は撮像時間の増加と共に上昇した。

視覚評価（評点法）では撮像時間 36 s で既に信号が認識されており、撮像時間 216 s 以降はスコア 2 となった。信号の見つけやすさの評価同様、視覚評価（順位付け）の結果は撮像時間の近い画像間では順位が入れ替わるものもあったが、おおむね撮像時間の長さに従った。

得られた 48 枚の画像から算出した顕著性と視覚評価（評点法）との相関は減弱補正無しで 0.70 ($p < 0.0001$)、減弱補正有りで 0.72 ($p < 0.0001$)であった。スライス A から算出した顕著性と視

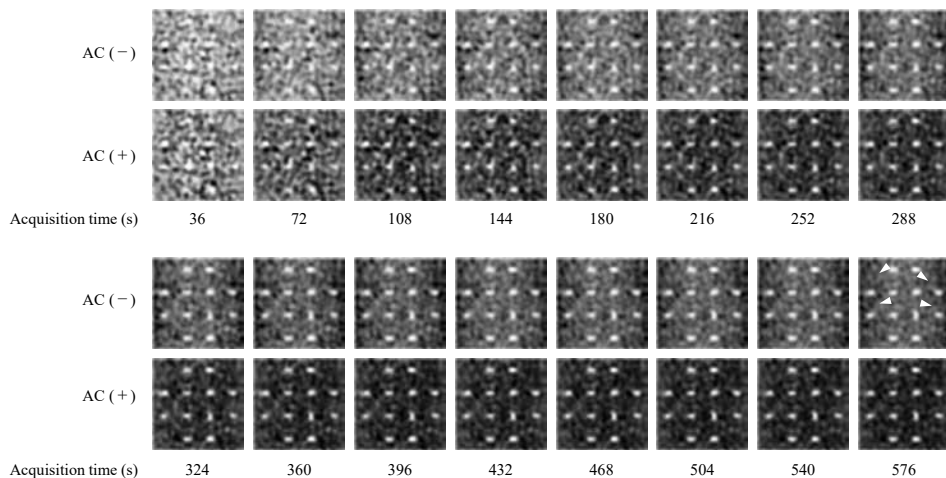


Fig. 5 Single-photon emission computed tomography images obtained for the evaluation of precision of drawing shape

Twelve signals were placed in the phantom. One of them was the target signal, which had a different 90° orientation. The precision of the draw shape was evaluated from these images. Images (with or without attenuation correction) were acquired for 36 seconds per rotation and the obtained projection data were summed. Images obtained without attenuation correction had uneven brightness (arrowheads).

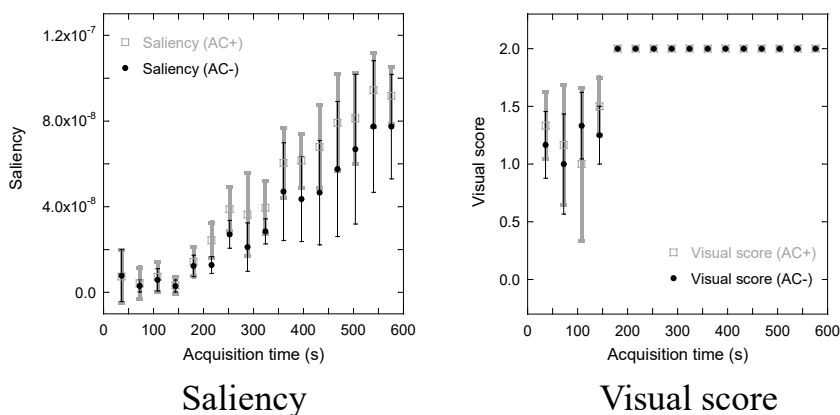


Fig. 6 Relationship of acquisition time with saliency and visual score obtained from the evaluation of precision of drawing shape. The figure shows both with and without attenuation correction.

覚評価（順位付け）との相関は減弱補正無しで 0.92 ($p < 0.0001$)，減弱補正有りで 0.94 ($p < 0.0001$) であった。

4. 考 察

4-1. Itti らの顕著性算出アルゴリズム

ヒトの視覚情報は主に膝状体視覚経路で伝達され，網膜に存在する視細胞が受け取った光情報は網膜神経節細胞（retinal ganglion cell：RGC）を通して，外側膝状体，第一次視覚野（visual area 1：V1），さらに高次の視覚野へと送られる。1つの RGC はある範囲（受容野）の視細胞から由来する信号によって刺激され，RGC は同心円形の受容野を持つことが知られている。受容野の中心部の視細胞のみに光が当たった場合に興奮する ON 中心－OFF 周辺型，受容野の周辺のみに光が当たった場合に興奮する ON 周辺－OFF 中心型の中心周辺拮抗型が存在する。これら様々な大きさ，異なる応答をする RGC の応答パターンから局所的なコントラストを認識可能となる。V1 では方位選択性のある単純型細胞が存在し，特定の傾きを持つ線分，境界線あるいは特定の空間周波数を持つ刺激に対して反応し，最終的に脳はこれら無数の信号を基に，再構成して形状を把握することができる。中心周辺拮抗型の応答は異なるガウス関数の差分である DoG 処理によって，方位選択性の応答は 2 次元の Gabor フィルタによって近似可能であることが知られている。Itti らの手法ではこれら視覚の計算理論を利用しており，シンプルな処理であるにも関わらず高い精度を持ち，多くの分野で応用されてきた¹⁹⁾。顕著性の算出アルゴリズムは多くの研究者によって現在も改良が続けられ，新しい手法が提案されているが，Itti らのアルゴリズムは性能評価のベンチマークとして使用されておりデファクトスタンダードとなっている。そのため，本研究においても Itti らのソフトウェアを使用した。

4-2. Intensity による見つけやすさの評価

従来から使用されてきた物理評価の指標であるコントラストやバックグラウンドの変動は，これまで報告されている結果²⁰⁾と同様の傾向を示した。コントラストは撮像時間が短いほど変動が大きくなった。本研究では散乱補正は行っていない

が，散乱補正を行うことでコールド領域のカウントが低下しコントラストは向上すると考えられる。

顕著性は減弱補正無しの画像において低値を示した。これはバックグラウンドにむらが存在する場合，顕著性の算出過程で行われる正規化処理によってターゲット信号部の顕著性が抑制されたことが原因と思われる。このことから intensity の特徴から顕著性を算出する際には減弱補正は必須であると考ええる。撮像時間 108 s の画像では顕著性が一時的に増加したが，これはターゲット信号と同じ位置に現れたノイズによるものである。一方，撮像時間 180～216 s 以降の顕著性の上昇は，視覚スコアも同様に上昇していることからターゲット信号が目立っていく様子を反映していると考えられる。このことから，一時的な顕著性の増加はノイズによるものであると考えられ，経時的な値の変化から値の妥当性を判断する必要がある。見つけやすさの評価画像ではスライスによって顕著性の違いが大きく，視覚評価（評点法）と一致しない例が認められた。これは Fig. 4 に示したように，画像の周辺部に存在する低画素値の領域によって引き起こされており，ファントムの配置や回転中心がずれている場合にも生じるため注意が必要である。ファントムよりも一回り小さい FOV で撮像し画像化することもある有効であると考ええる。評価者は探索するターゲット信号についてあらかじめ事前トレーニングによって学習している。また，ヒトは課題に応じて探索を行うため²¹⁾画像辺縁部に視線を向けない。仮に画像辺縁部の画素値の違いを認識したとしても，辺縁部に沿った低画素値の領域が重要でないことを常識的に理解しており，そこに注意が向けられない。一方で，顕著性はボトムアップ性注意を引き起こしやすい領域を画像全体から算出しているため，画像辺縁部にも過敏に反応する。そのため，使用する画像を慎重に選択する必要がある。顕著性の値が主観と大きく外れた場合には，画像全体を注意深く観察する必要があると思われる。

視覚評価において，減弱補正の有無は大きく影響しなかった。ヒトの目はボトムアップ性注意に加えてトップダウン性注意を含めた優先度マップ²²⁾に従って動くとの報告もある。さらに，最終的な判断は知識に基づいて意識的に行うため，直感と

異なる場合も多い。このことが画像の濃度むらに影響を受けなかった理由であると考えられる。

スピアマンの順位相関係数を算出した結果、バックグラウンドの変動は視覚評価（評点法）と減弱補正なしで-0.83、減弱補正ありで-0.78、視覚評価（順位付け）と減弱補正なしで-0.94、減弱補正ありで-0.99と、これまでの報告通り高い相関が得られた。しかし、バックグラウンドの変動は平滑化フィルタの強さによって任意に変更可能である。そのほか、分解能補正などの非線形処理の有無²³⁾や半導体検出器の使用の有無²⁴⁾によって分解能が変化するため、バックグラウンドの変動のような間接的な評価では信号の見つけやすさを直接的に評価することができないと考える。

顕著性は視覚評価（評点法）と減弱補正なしで0.75、減弱補正ありで0.78、視覚評価（順位付け）と減弱補正なしで0.76、減弱補正ありで0.94と高い相関が得られた。顕著性では画像中の信号の認識し易さという観点から、総合的に再構成条件や平滑化フィルタの最適条件を検討可能であると予想される。

医療の診療行為は6つの有効度モデルで形式化され²⁵⁾、顕著性による評価はレベル1の“技術的有效度”に分類されると考える。そのため、レベル2の“診断の正確さ”に分類されるROC等の視覚評価に取って代わるものではない。しかし、視覚評価を“技術的有效度”の評価に用いる際には、顕著性による評価に置き換えることも可能と考える。顕著性による評価は経験や知識に影響を受けず、少ない労力で主観に近い評価が可能という点で視覚評価を上回る利点がある。しかし、画質は読影医の好みに影響するため、ボトムアップ性注意の引き起こしやすさを示す顕著性と結果が一致しない恐れもある。また、定量値への影響も大きいため施設毎に総合的な判断が必要である。

4-3. Orientation による描出形状の正しさの評価

減弱補正の有無によって顕著性の値は大きく変化しなかった。これは減弱補正によって画像全体の画素値が変化しているものの、信号の形状に変化を与えるほどの影響が無かったためと考えられる。顕著性の变化から考えるに撮像時間が144～180 s程度でターゲット信号の方向の違いを認識し、その後、形状が明瞭になっていく様子を反映

していると思われる。

見つけやすさの評価同様、視覚評価は吸収補正の有無は大きく影響しなかった。評価者は短い撮像時間で得られたノイズの多い画像においても方向の異なるターゲット信号を見つけることができた。これは大多数の信号に対して直交方向に配置したターゲット信号を探索することを課題としているためと考えられる。たとえすべての信号の形状を把握しなくとも（円形に描出されている信号が存在しようとも）判断できたことが原因であると思われる。また、12個の信号の配置が規則的で推測可能であったことや、それによって認識すべき対象を背景から分離する“図地分離”²⁶⁾という機構が働いた可能性も考えられる。これによりバックグラウンド領域の情報が意識から外れ、信号の検出感度が高くなったと予想される。

スピアマンの順位相関係数を求めた結果、顕著性は視覚評価（評点法）と吸収補正なしで0.70、吸収補正ありで0.72、視覚評価（順位付け）と吸収補正なしで0.92、吸収補正ありで0.94の相関が認められた。見つけやすさの評価同様、顕著性によって描出形状の正しさも評価可能であることが示された。

4-4. Limitation

本研究では、新しい画質評価指標として顕著性を提案した。顕著性の算出にあたり他の要因が含まれない理想的な画像を得る必要があったため、画像一面に表示される直方体形の性能評価ファントムを作成した。一般的な核医学領域のファントムを用いた場合、画像中にファントムと外側の空気領域が描出される。両者の境界には大きな画素値の差が存在し顕著性が高くなるため、ターゲット信号の顕著性が検出困難となる。これらのファントムを使用する場合には空気領域の画素値を置き換える（埋める）などの前処理が必要だと考える。また、背景でも述べているように視覚評価は定性的な評価であり評価基準によって結果が左右される。本研究では腫瘍領域のガイドラインに則った基準¹⁸⁾による評価に加え、順位付けした結果においても顕著性と高い相関が認められた。これは顕著性の大小と画質の関係が正しいことを示している。しかし、順位付けでは順序の間隔には意味を持たないため信号の検出に要する撮像時間や、画

質への寄与が大きい撮像時間が何秒までかといった判断ができない。ボトムアップ性注意の引き起こし易さをより詳細に検討するには視線追跡デバイスから取得した視線情報と比較することが必要であり、顕著性の評価法として一般的である。

5. 結 論

視覚評価と比較することで、顕著性による画質評価が可能であることを示した。Intensity の特徴量で信号の見つけやすさを、orientation の特徴量で描出形状の正しさを評価可能であり、その値を量的データとして取得可能である。

引用文献

- 1) Ding Y, Sohn JH, Kawczynski MG, et al. A Deep Learning Model to Predict a Diagnosis of Alzheimer Disease by Using ^{18}F -FDG PET of the Brain. *Radiology* 2019; **290**(2): 456-464
- 2) Padhy SK, Takkar B, Chawla R, et al. Artificial intelligence in diabetic retinopathy: A natural step to the future. *Indian J Ophthalmol* 2019; **67**(7): 1004-1009
- 3) 中前光弘. 順位法を用いた視覚評価の信頼性について: 順序尺度の解析と正規化順位法による尺度構成法. *日放技学誌* 2000; **56**(5): 725-730
- 4) 黒木英郁, 片山礼司, 坂口太郎, 他. 正規化順位法による解像度や表示色が異なる医用画像表示用液晶ディスプレイの評価. *日放技学誌* 2010; **66**(11): 1423-1431
- 5) Metz CE. ROC methodology in radiologic imaging. *Invest Radiol* 1986; **21**(9): 720-733
- 6) 白石順二. 診断能の評価: ROC 解析の実験方法. *日放技学誌* 1999; **55**(4): 362-368
- 7) 東田善治, 朝原正喜, 小寺吉衛, 他. 物理特性と視覚評価の対応について. *日放技学誌* 1992; **48**(12): 2127-2135
- 8) 日本放射線技術学会. 核医学検査技術学. オーム社, 2015; 2 版: 194-195
- 9) Umeda T, Koizumi M, Fukai S, et al. Evaluation of bone metastatic burden by bone SPECT/CT in metastatic prostate cancer patients: defining threshold value for total bone uptake and assessment in radium-223 treated patients. *Ann Nucl Med* 2018; **32**(2): 105-113.
- 10) 小須田茂. 骨シンチグラフィと骨 SPECT の適切な使い方. *断層映像研究会雑誌* 2001; **28**(2): 58-64
- 11) Duncan I, Ingold N. The clinical value of xSPECT/CT Bone versus SPECT/CT. A prospective comparison of 200 scans. *Eur J Hybrid Imaging* 2018; **2**(1): 4
- 12) 増田安彦. 臨床に役立つ基準画像の収集・処理・表示・出力のポイント. *核医学技術* 2008; **28**: 13-66
- 13) Itti L, Koch C, Niebur E. A model of saliency-based visual attention for rapid scene analysis. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 1998; **20**(11): 1254-1259
- 14) Itti L, Koch C. A saliency-based search mechanism for overt and covert shifts of visual attention. *Vision Res* 2000; **40**(10-12): 1489-1506
- 15) Banerjee S, Mitra S, Shankar BU, et al. A novel GBM saliency detection model using multi-channel MRI. *PloS one* 2016; **11**(1): e0146388
- 16) Wen G, Rodriguez-Niño B, Pecun F, et al. Comparative study of computational visual attention models on two-dimensional medical images. *J Med Imaging* 2017; **4**(2): 025503
- 17) Jan S, Santin G, Strul D, et al. GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Phys Med Biol* 2004; **49**(19): 4543-4561
- 18) 福喜多博義, 織田圭一, 白石貴博, 他. *がん FDG-PET/CT 撮像法ガイドライン 第 2 版*. 核医技 2013; **33**(4): 377-420
- 19) Kimura A, Yonetani R, Hirayama T. Computational Models of Human Visual Attention and Their Implementations: A Survey. *IEICE Transactions on Information and Systems* 2013; **E96.D**(3): 562-578
- 20) 日本核医学技術学会 SPECT 標準化委員会. 骨 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 1.0. *核医学技術* 2017; **37**(4): 517-530
- 21) Tatler BW, Wade NJ, Kwan H, et al. Yarbus, eye movements, and vision. *Iperception* 2010; **1**(1): 7-27
- 22) Veale R, Hafed ZM, Yoshida M. How is visual salience computed in the brain? Insights from behaviour, neurobiology and modelling. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 2017; **372**(1714).
- 23) 前田幸人, 長木昭男, 古味省宏, 他. ボディファントムを用いた SPECT 位置分解能補正組込 OSEM 再構成法についての基礎的検討. *日放技学誌* 2015; **71**(11): 1070-1079
- 24) Koulikov V, Lerman H, Kesler M, et al. (99m)Tc-MDP bone scintigraphy of the hand: comparing the use of novel cadmium zinc telluride (CZT) and routine NaI(Tl) detectors. *EJNMMI Res* 2015; **5**: 63
- 25) Fryback DG, Thornbury JR. The efficacy of diagnostic imaging. *Med Decis Making* 1991; **11**(2): 88-94
- 26) 畑田豊彦. 形の知覚. *照学誌* 1997; **81**(6): 506-513