

CT 画像の客観的評価を実現する 非参照型メトリクスのカスタムモデルの作成

大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部 片山豊

【背景・目的】

- 本邦の放射線診断による国民一人あたりの年間の被ばく線量はおよそ 3.9 mSv と自然放射線による年間の被ばく線量のおよそ 2.1 mSv 程度に比べて非常に多い¹。これは Computed Tomography (CT) 装置の保有台数、検査数ともに世界最高水準であることが原因の一つであり、特に **CT 検査は被ばく低減が求められている**。
- 一般的に **CT 検査の被ばく線量は撮影条件から算出される**。撮影条件は予め設定されている目的部位毎に決定された統計ノイズの割合となるように自動露出機構により撮影線量を自動的に変化させている。更に臨床検査で用いられる CT 検査の画像を定量的に客観評価できる指標はなく、撮影線量は経験的に決定されることが多い。
- 非参照型メトリクスの中でも教師なし手法を用いた Perception based Image Quality Evaluator (PIQE)^{2,3} による医用画像評価に関する報告⁴ は行ったが、**医用画像からデータベースを作成して、より高性能な教師あり手法を用いた画像評価を実現できるカスタムモデルを作成することを目的とする**。

【使用機器】

- PET/CT 装置:
Biograph Vision (SIEMENS)
- MATLAB R2021a (Mathworks)
- Image Processing Toolbox



Figure 1 使用機器

【方法】

- Positron Emission Tomography (PET)/CT 検査で用いられる CT 画像は PET 画像の減弱補正 (Computed Tomography based Attenuation Correction: CTAC) に用いるため全ての症例を低線量で撮影している。また、当院の PET/CT 検査では造影剤を注入して撮影することがないので CTAC 画像の特徴が大きく変わらない。本稿では 2021/3/1 から 2021/3/31 の期間に撮影された連続 102 例の CTAC 用の CT 画像よりデータベースの作成およびカスタムモデルの構築を行い、2021/4/1 から 2021/4/9 の期間に撮影された連続 30 例の CTAC 用の CT 画像を用い作成したモデルを評価する。
- 教師あり手法を用いた非参照型メトリクスには、Image Processing Toolbox で使用可能な Naturalness Image Quality Evaluator (NIQE)⁵ と Blind/Referenceless Image Spatial Quality Evaluator (BRISQUE)^{6,7} を用いる。
- CTAC 用の CT 画像から作成したデータベースを用い、“fitniqe”、“fitbrisque” を利用しカスタムモデルを作成する。
- 既定のモデルを使用した NIQE, BRISQUE による解析結果とカスタムモデルを使用した解析結果を比較し、評価用の統計ノイズの割合が同程度の CTAC 用の CT 画像に対して一定の値を示しているかを評価値の変動で評価する。

【結果】

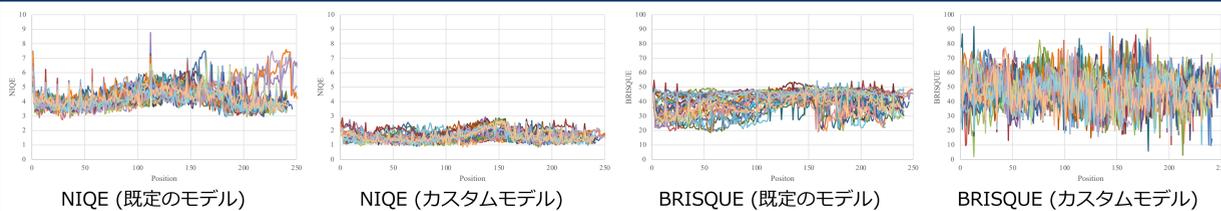


Figure 2 非参照型メトリクスの結果

Table 1 Datasets の情報				
	年齢	性別比 (男性:女性)	身長	体重
教師	64.9 ± 16.3	66:36	160.8 ± 11.3	60.2 ± 11.4
検証	65.0 ± 15.8	17:13	158.4 ± 10.9	55.1 ± 12.7

(平均値±標準偏差)

Table 2 検証用データ (30 症例) の結果の平均値				
	NIQE (既定のモデル)	NIQE (カスタムモデル)	BRISQUE (既定のモデル)	BRISQUE (カスタムモデル)
平均値	4.24	1.60	39.08	48.57
標準偏差	0.612	0.344	5.264	10.178
変動係数	14.456	0.215	14.147	20.998

- Datasets**
本稿で用いた CTAC の CT 画像には、大きな金属が挿入されている症例は含まれておらず、頭部から膝窩部までの部位を撮影した 102 セット 24,215 枚の画像から成り立っており、比較的**大きなデータベースが作成できた**。
 - PET/CT 検査を受けられる方は、一部の例外を除き、健康保険制度により病気が確定している場合が多い。また、大学病院と言う性格上、健康な方は検査に来られない。そのため、**平均年齢の高いデータベース**となっている。
 - 作成したデータベースに含まれる患者様の身長、体重の変動は多く、**体型による偏りの少ないデータベース**であると言える。
 - 本稿で作成したカスタムモデルを使った NIQE の値は全ての評価値の中でも最も標準偏差の小さな良好な結果を示した。
- ※ **非医療領域の会なので医用画像の供覧は控えさせていただきます。**

【考察】

- データベース**
教師あり手法は、学習に使うデータ群と評価対象の分布のズレが解析結果に影響する。通常の CT 検査で用いる画像は検査目的により統計ノイズの割合が異なるが、PET/CT 検査で用いる CTAC 用の CT 画像は被ばく線量の低減を目的とし、撮影線量を制限しているため、通常の検査に比べて統計ノイズが多い特徴があるが、**ほぼ全ての画像の統計ノイズの割合が同等**であり、**評価モデルを作成するための教師データとしては適切である**と考える。
- 評価値の妥当性**
評価モデルおよび検証用データは同じ装置から撮影した画像を使っているため、装置の幾何学的成約は同じであることより、取得される画像のマトリクス数は全て 512 画素である。また、自動出機構により、撮影される患者様の年齢、性別、体型に依存することなく検出器到達線量は同程度であり、**評価値が大きく変化しないことが正しい結果**だと考える。
カスタムモデルを使用した NIQE は標準偏差および変動係数が小さくなっていることより、**本稿で作成したカスタムモデルを用いた NIQE による評価値は妥当**だと考える。
- 臨床検査への波及**
通常、臨床検査で撮影している以上の画質の画像が存在しないため、完全参照型メトリクスである Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) や Structural Similarity (SSIM) を用いて評価することが不可能だが、今回作成したカスタムモデルを用いた NIQE では、**臨床検査の画像を対象とて客観的な評価法である物理評価を行うことが可能**となったと考える。

【結論】

- CTAC の CT 画像より作成したデータベースを用いたモデルにより、臨床検査を対象とした物理評価が可能となった。
- Image Processing Toolbox を用いることで評価モデルを作成できることより、各施設でオリジナルモデルを作成し画像評価を行うことができる。

【参考文献】

- 第 5 回 医療放射線の適正管理に関する検討会 平成 30 年 4 月 27 日 参考資料 2
- Venkatanath, N., et al. "Blind image quality evaluation using perception based features." 2015 Twenty First National Conference on Communications (NCC). IEEE, 2015.
- Sheikh, H. R. "LIVE image quality assessment database release 2." <http://live.ece.utexas.edu/research/quality> (2005).
- Higashiyama, Shigeaki, et al. "Usefulness of a No-Reference Metric for Evaluation of Images in Nuclear Medicine-A Comparative Study with Visual Assessment." (2021).
- Mittal, Anish, Rajiv Soundararajan, and Alan C. Bovik. "Making a 'completely blind' image quality analyzer." IEEE Signal processing letters 20.3 (2012): 209-212.
- Mittal, Anish, Anush Krishna Moorthy, and Alan Conrad Bovik. "No-reference image quality assessment in the spatial domain." IEEE Transactions on image processing 21.12 (2012): 4695-4708.
- Mittal, A., A. K. Moorthy, and A. C. Bovik. "Referenceless Image Spatial Quality Evaluation Engine." Presentation at the 45th Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers, Pacific Grove, CA, November 2011.