G-008

超低線量Computed Tomography画像高画質化のための畳み込みニューラルネットワーク (CNN)の構築

Improvement of Image Quality in Ultra-Low Dose CT Images Using Convolution Neural Network

櫻井基成*1 中山良平*1 浅尾充彦*1 檜作彰良*1

市川泰崇*2 北川覚也*2 佐久間肇*2

Motonari Sakurai Ryohei Nakayama Mitsuhiko Asao Akiyoshi Hizukuri Yasutaka Ichikawa Kakuya Kitagawa Hajime Sakuma

1. はじめに

CT 検査において, 患者の放射線被曝は最も重要な問題で ある. "as low as reasonably practicable"の指針に基づき, 画 質を劣化させることなく, CT の放射線被曝量を可能な限り 低下させることが推奨されている. しかし, 線量を落とせ ば落とすほど,得られる CT 画像のノイズレベルが高くな り,解像度も下がり,明らかな画質劣化がみられ,診断能の 低下を引き起こす.

近年, CNN (畳み込みニューラルネットワーク: Convolutional Neural Network)を応用することにより,後処 理として,低解像/低画質な画像から高解像/高画質な画 像を生成する研究が数多く報告されている[1-7].それらは 一般画像だけでなく医用画像にも用いられ,Umeharaらは, CNN を用いた超解像法の一つである超解像畳み込みニュ ーラルネットワーク (SRCNN)を胸部 X 線画像に適応し, 良好な結果を報告している[3].しかし,SRCNNによる高解 像度化は,本来,自然画像を対象としたもので医用画像に 最適なネットワーク構成ではない可能性がある.そこで本 研究では,超低線量 CT 画像を高画質化するのに適した CNN を明らかにし,高精度な高画質化 CT 画像を生成する ことを目的とする.

2. 方法

2.1 実験試料

実験試料は, 鈴鹿回生病院の CT 装置(GE 社製, 米国) で,同時期に撮影されたボランティア患者 11名(平均年齢: 69±7.3 歳, 年齢範囲: 60-84 歳)の通常線量 CT 画像と超 低線量 CT 画像である.本研究では,放射線被曝低減の観点 から,低線量よりさらに線量を落とした超低線量 CT 画像 を使用した.通常線量 CT 画像の撮影では 200~300mA の 管電流,超低線量 CT では 20mA の固定管電流を用いた. 超低線量 CT 撮影の有効線量は 0.5mSv である.

2.2 CNN による高画質化手法

提案手法では, CT 画像を肺と肺以外の 2 つの領域に分け, それぞれ独立して CNN を構成し学習を行う. 今回は 2 つの領域に対して同じ構成の CNN で学習を行った. 以下に CNN の構成を示す.

*2 三重大学大学院 医学系研究科

- 入力層(32×32)
- 畳み込み層(5×5のフィルタ32枚)+ReLU
- 畳み込み層(1×1のフィルタ 32枚)+ReLU
- 畳み込み層(3×3のフィルタ1枚)+ReLU
- 出力層 (26×26)

ReLU は Rectified Linear Unit 活性化関数である.

本研究では CNN の学習に, 同時期に撮影された同じ患者 の通常線量 CT 画像と超低線量 CT 画像を用いた. 異なる線 量の CT 画像を 1 回の撮影で同時に取得することができな いため, 2 回撮影し, 2 画像間で位置が微妙に異なる. そこ で,まず,通常線量 CT 画像と超低線量 CT 画像の位置合わ せを実施する. この位置合わせには,テクスチャ情報を維 持したまま,高精度な非剛体位置合わせを可能とするデー モンレジストレーション法を用いた[8].

そして, 超低線量 CT 画像を 32×32 の大きさの小領域(パッチ) に切り出し, その中央位置に対応する通常線量 CT 画像の 26×26 のパッチとペアで学習データを構築する. CNN の学習では,各超低線量パッチを入力層に入力し,対応する通常線量パッチを教師データとして与え,CNN の出力層の値と教師データとの RMSE (Root Mean Squared Error:平均平方誤差)が最小となるように CNN のパラメータを更新する. CNN の初期学習率は 1.0×10⁶,ミニバッチサイズは 128 を与えた.

2.3 評価指標

本研究の目的は、超低線量 CT 画像と通常線量 CT 画像の 局所的な信号パターンの関係を CNN に学習させることに より、超低線量 CT 画像から virtual 通常線量 CT 画像を生 成することである.したがって、生成された virtual 通常線 量 CT 画像は、通常線量 CT 画像に忠実である必要があり、 本研究では以下の指標で評価した.また、提案手法の有用 性を評価するため、従来法(SRCNN) により生成される高 画質化画像と比較する.

RMSE は,通常線量 CT 画像と生成画像間の画素値の差 を表す指標であり,値が0に近いほど誤差が少なく,通常 線量 CT 画像に近い画像が得られたことを示す.

RMSE = $\sqrt{\frac{1}{\Omega} \sum_{l \in \Omega} (NDCT(l) - constructed images(l))^2}$ Ω : 画像に含まれるボクセル数 NDCT : 通常線量 CT 画像 constructed images : 生成画像

^{*1} 立命館大学大学院 理工学研究科

PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio: ピーク信号対応比)は, 生成画像が通常線量 CT 画像と比較して, どの程度劣化し たかを表す指標であり、値が大きいほど劣化が少ない画像 であることを示す.

> $PSNR = 20 * log_{10} \left(\frac{MAX_I}{RMSE} \right)$ MAX₁:通常線量 CT 画像の最大画素値

SSIM (Structural Similarity Index) は、画素値(輝度値)、 コントラスト、構造の3つの要素がどの程度変化したかを 統合的に評価する指標である.

$$SSIM(x,y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)}$$

 $\mu_x, \mu_y, \sigma_x, \sigma_y$, そして, σ_{xy} は通常線量 CT 画像と生成画像の 平均画素値,標準偏差,そして共分散値を示す. C1,C2は評 価値が大きくなりすぎないよう制御する定数であり, $C_1=(K_1L)^2, C_2=(K_2L)^2$ とした. ここで, K_1, K_2 は定数, Lが表 示される画素値の最大値で与えられる.

3. 結果と考察

図1に通常線量CT画像,超低線量CT画像,および提案 手法,従来法で超低線量 CT 画像を高画質化した画像を示 す. 両手法とも生成画像は, 超低線量 CT 画像に比べ, 明ら かにノイズが低減し、画質の向上が見られる.また、従来法 では、高画質化した画像は、全体的にボケた印象を受ける が、提案手法は細部のテクスチャまで再現されていること が分かる.

表1に提案手法,従来法で高画質化した画像の通常線量 CT 画像に対する忠実度の結果を示す.提案手法が従来法よ りも全ての指標において、忠実度が高く、より正確な高画 質化画像を生成することができた.

表1 通常線量 CT 画像に対する忠実度

| | 提案手法 | 従来法 |
|------|-------------------|-------------------|
| RMSE | 46.13±11.7 | 55.97±12.1 |
| PSNR | 33.81 ± 2.28 | 32.49±2.33 |
| SSIM | 0.975 ± 0.016 | 0.975 ± 0.012 |

4. まとめ

本研究では、CNN による超低線量 CT 画像の高画質化を 行った.従来法より,提案手法による高画質化画像の方が, 通常線量 CT 画像に対する忠実度が高い結果を示した.提 案手法で生成された画像は画質が大幅に改善され、アーチ ファクトの発生も無かったことから、臨床で有用となる可 能性が示唆された.

謝辞

研究遂行にあたり貴重なご助言を賜った三重大学医学部 附属病院のスタッフの方々に深謝いたします.

参考文献

- [1] Dong C, Loy CC, et al.: Image Super-Resolution Using Deep Convolutional Networks. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell 38: 295-307, 2016.
- [2] 大谷真也, 加藤裕, 黒木修隆, 他:4 並列の畳み込みニューラル ネットワークを用いた超解像. 信学論(D-II) J99: 588-593, 2016.
- [3] Umehara K, Ota J, et al.: Super-resolution convolutional neural network for the improvement of the image quality of magnified images in chest radiographs. Proc. SPIE 10133: 1-7, 2017.
- [4] Dong C, Loy CC, et al.: Accelerating the Super-Resolution Convolutional Neural Network.Computer Vision-ECCV 2016:391-407,2016.
- [5] Zeng K, Yu J, et al.: Coupled Deep Autoencoder for Single Image Super-Resolution. IEEE Trans Cybern. 2017 Jan;47(1):27-37.
- [6] Shi J, Liu Q, et al.: Super-resolution reconstruction of MR image with a novel residual learning network algorithm. Phys Med Biol. 2018 Apr 19.
- [7] Du X, Qu X, et al,: Single Image Super-Resolution Based on Multi-Scale Competitive Convolutional Neural Network. Sensors (Basel). 2018 Mar 6
- [8] Kroon DJ, H.Slump C: MRI Modality transformation in demon registration. IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, 2009.



提案手法による virtual 通常線量 CT 画像

従来法による 生成画像

図1 通常線量画像,超低線量画像,および提案手法,従来法で超低線量 CT 画像を高画質化した画像の比較