原 著

経時的差分処理に及ぼす胸部CR画像圧縮の影響

藤本啓司・小田敍弘・中田 肇¹⁾・村上誠一・二神恵津朗
陣内裕介・渡辺秀幸¹⁾・桂川茂彦²⁾・土井邦雄³⁾

産業医科大学病院放射線部

1)産業医科大学放射線科学教室

2)日本文理大学NBU総合研究センター

3)シカゴ大学放射線科カートロスマン放射線像研究所

論文受付
2000年10月5日

論文受理
2001年3月16日

Code Nos. 254
522

緒 言

近年、胸部X線診断では、コンピュータによる画像処理を用いて、その診断を支援するCAD (computer-aided diagnosis) が多く報告されている。経時的差分処理法もその一つであり、これは、過去に撮影された胸部画像と現在画像について差分処理技術を応用することにより、正常構造や変化のない慢性疾患の陰影を消去し、経時変化のある病変を抽出し強調することを可

能にした¹⁾⁴⁾。また、臨床使用においても、経時的差分処理画像は、病変の検出率を高め、診断能を向上させることが明らかになっている⁵⁾。

CR (computed radiography) は多くの施設において臨床に使用されている。CRの胸部画像データ量は、一画像当たり約6MBと膨大であるため、通常は画像データの圧縮を行い、ファイリング装置を用いて保管している。一般的に胸部CR画像は圧縮率1/20の非可逆圧

Effect of Image Data Compression on Temporal Subtraction Images in Chest Computed Radiography

KEIJI FUJIMOTO, NOBUHIRO ODA, HAJIME NAKATA,¹⁾ SEIICHI MURAKAMI,
ETSUROU FUTAGAMI, YUUSUKE JINNAI, HIDEYUKI WATANABE,¹⁾
SHIGEHICO KATSURAGAWA,²⁾ and KUNIO DOI³⁾

Department of Radiology, University Hospital of Occupational and Environmental Health

1)Department of Radiology, University of Occupational and Environmental Health,
School of Medicine

2)NBU General Research Center, Nippon Bunri University

3)Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, Department of Radiology,
University of Chicago

Received Oct. 5, 2000; Revision accepted March 16, 2001; Code Nos. 254, 522

Summary

We investigated the effect of image data compression on temporal subtraction images in chest computed radiography (CR). Subtraction images were obtained from current and previous CR chest images which were represented by either original data or 1/20 lossy compression data. One hundred clinical cases were employed in this study. The visual evaluation and histogram analysis indicated that the lossy compression did not affect the image quality in lung fields of the subtraction image. However, the standard deviation of pixel values in the mediastinum of the subtraction image obtained from compressed images was decreased probably because of smoothing in the image compression process. Therefore, we conclude that the use of compressed chest CR image data is suitable for temporal subtraction images.

Key words: Computer-aided diagnosis (CAD), Computed radiography (CR), Temporal subtraction, Compressed image, Chest radiography

別刷資料請求先：〒807-8555 北九州市八幡西区医生ヶ丘 1-1
産業医科大学病院 放射線部 藤本啓司 宛

Fig. 1 Subtraction image with ROIs for histogram analysis and measurement of the standard deviation of pixel values.

縮画像でデータ保管し^{6,7)}, この圧縮された画像を経時的差分画像処理に使用している^{4,5)}.

今回、圧縮なしの画像(オリジナル画像)および圧縮された画像(1/20非可逆圧縮画像)の胸部CR画像データを用いて、経時的差分処理画像に及ぼすCRの非可逆画像圧縮の影響について検討を行ったので報告する。

1. 方法

- 1) X線撮影装置(UB150-30B, 株式会社島津製作所製)はインバータ方式で、X線管(CIRCLEX 0.6/1.2P 324 DK, 株式会社島津製作所製)の焦点寸法は1.2mm×1.2mmを使用した。撮影条件は、100kVの使用管電圧で、0.1mm厚さの銅板を付加フィルタとして(実効エネルギー:45keV)⁸⁾、管電流は640mAでフォトタイマを使用した。グリッドは10:1, 40strips/cmで、ブッキー撮影を行い、SID(source image receptor distance)は200cmである。CRシステムは、立位撮影台専用タイプ(FCR9501, 富士写真フイルム株式会社製)を使用した。イメージングプレート(ST-V, 富士写真フイルム株式会社製)は、2種類のサイズ、35cm×35cmおよび35cm×43cmを用いた。マトリクスサイズは、1,760×1,760および1,760×2,140である。また、ピクセル寸法は200 μ m, グレースケール数は10bitであった。CRの画像データの取り込みは、2.1のL値に固定したマニュアルモード(semi autoモード)で行った⁹⁾。
- 2) 対象とした画像は、産業医科大学病院において、

1999年9月から2000年1月の期間に撮影された100症例とした。100症例の内訳は、正常例が30症例、肺炎(スリガラス影、網状影、線状影、索状影)28症例、原発性肺癌20症例、転移性肺癌6症例、結節影11症例、線維症1症例、石灰化結節1症例および胸水3症例であった。臨床の胸部CR画像を用いてオリジナル画像の過去画像と現在画像の差分処理を行った。同様に圧縮された画像(1/20非可逆圧縮画像)に対して差分画像処理を行い、それぞれ100症例の経時的差分画像を得た。実際には、撮影された胸部CR画像は、ネットワーク上でDICOMゲートウェイを介して、読影室にあるワークステーション(O2, SGI社製)に画像転送される。画像転送された過去画像と現在画像は、単純間引きにより1/3に縮小された後、差分画像処理を行い経時的差分画像が作られる。したがって、差分画像のマトリクスサイズは、イメージングプレートの大角および半切サイズとも586×586で、グレースケール数は10bitである。なお、半切サイズの画像取り込み時のマトリクスサイズ、1,760×2,140の画像データは、横隔膜下部に相当する下方の画像データを切り落として、大角サイズでトリミングを行った。

- 3) 過去および現在画像間の不整合に起因する経時的差分画像のアーチファクトの程度を比較するために、Fig. 1の黒枠に示すように両肺野部に長方形の関心領域(ROI)を設定した。ROIの寸法は30(幅)×120ピクセル(長さ)である。このROI内のピクセル値のヒストグラムを作成し、ヒストグラムの最大値の10%の高さにおけるヒストグラムの幅を測定し(Fig. 2)、その領域内のピクセル値の変動の標準偏差(SD)も求めた³⁾。また、非可逆圧縮の影響によるノイズを比較するために、縦隔部にもROIを設定し、その領域内のSDを求めた(Fig. 1)。
- 4) 100症例の臨床画像に対して、経時的差分画像のアーチファクトの程度および粒状性を主体とした画質評価を行った。観察者は、4名の放射線技師である。画像の観察は、オリジナル画像および圧縮された画像から得られた経時的差分画像をCRTモニタ(解像度; 水平:1,600ドット, 垂直:1,200ライン, 画面サイズ:20インチ, モノクロ)を用いて、同時に2画像表示して行った。また、差分画像の輝度とコントラストは、ウィンドウとレベルを変えてそのつど調節を行った。

差分画像のアーチファクトに関しては、過去および現在画像間の不整合に起因するアーチファクトを基準とした経時的差分画像の画質は、非常に

Fig. 2 Histogram of pixel value within the ROI selected in the right lung of subtraction image shown in Fig. 1.

良い, 良いおよび悪いの3段階で評価を行った. 粒状性に関しては, オリジナル画像を用いたときの差分画像を基準として3段階(-1:圧縮画像が劣る, 0:同等, +1:優れている)で評価を行った.

- 5) 人体胸部ファントムの前後に模擬腫瘍を貼付して撮影した画像を現在画像とし, また, 人体胸部ファントムのみを撮影した画像を過去画像として, 両画像間で差分処理を行った. 使用した人体胸部ファントムは, PBU-S-3株式会社京都科学製である. 撮影条件は, 臨床で使用した100kVの管電圧で, 6.4mAsを用いた⁸⁾. 今回使用した模擬腫瘍は球状で, これらの腫瘍のCT値(HU)の平均は47.1の材料(石鹼)を使用した¹⁰⁾. Fig. 3は胸部ファントムに模擬腫瘍を付加した胸部画像上の腫瘍の位置を示す. その配置は肋間にある腫瘍が4個, 肋骨に重なる腫瘍が4個, 心臓および縦隔部に重なる腫瘍が4個である. 1回の撮影では同じ寸法の模擬腫瘍を貼布し, 使用した模擬腫瘍の直径は4, 5または6mmである. また, サンプル数はそれぞれ10, 10および5画像で, 観察者は, 4名の放射線技師である. 経時的差分画像の観察はCRTモニタを用いて行った. また, 差分画像の輝度とコントラストは, ウィンドウとレベルを変えてそのつど調節を行った. 評価方法は, 観察者にはあらかじめ腫瘍影の場所を知らせておき, 3段階(0:腫瘍は検出不可能, 1:どうにか検出できる, 2:検出可能)で評価を行った⁴⁾.

Fig. 3 Illustration of locations of simulated nodules on the phantom image.
(○: nodules in the intercostal space, □: nodules overlapping with rib, ●: nodules in mediastinum)

2. 結果

Fig. 4に, オリジナル画像および非可逆圧縮された画像を用いたときの経時的差分画像の症例を示す. 過去および現在画像間の不整合に起因するアーチファクトを基準とした経時的差分画像の画質は, (a)非常に良い, (b)良いおよび(c)悪いと評価された症例である. それぞれのROI内のピクセル値のヒストグラムの幅は, 50, 100および180であった.

図から分かるように, 非可逆圧縮によって肺野部画像が影響を受けるようなことは認められなかった. オリジナル画像および非可逆圧縮された画像を用いた経時的差分処理画像の両肺野部に設定したROI内部のピクセル値のヒストグラムの幅をFig. 5に示す. 両肺野部の不整合に起因するアーチファクトの程度を示すヒストグラムの幅は, ほぼ同等であったが, 圧縮された画像の方がわずかに図の左下方に分布していた(Fig. 5a). Fig. 5bに肺野部に病巣の経時的变化があったケースのヒストグラムの幅を示す. この場合, 経時的差分画像の濃度分布に変動が生じるためヒストグラムの幅は広くなり, 両肺野部のヒストグラムの幅は図の右上に分布する. しかし, オリジナル画像および圧縮された画像から得られた差分画像とも, アーチファクトの少ない画像であり, 視覚的にも非可逆圧縮による影響はみられなかった(Fig. 6).

オリジナル画像および圧縮画像を用いて得られた経

Fig. 4 Subtraction image obtained from original images and compressed images.

(a)excellent subtraction, (b)good subtraction, and (c)poor subtraction.

a
b
c

時的差分画像の、右肺野、左肺野および縦隔に設定したROI内のピクセル値の標準偏差をFig. 7に示す。両肺野部では、非可逆圧縮によって標準偏差はほとんど影響を受けないが、縦隔部では、圧縮画像から得られた差分画像の標準偏差が、オリジナル画像から得られた差分画像よりも低下した。したがって、非可逆圧縮

は肺野部のノイズにはほとんど影響を与えないが、縦隔部のノイズを減少させることが示唆された。

Fig. 8は、非可逆圧縮画像から得られた差分画像の視覚評価を示す。肺野部においては、非可逆圧縮による影響はなかった。縦隔部、横隔膜下部の評価では、オリジナル画像を基準にすると圧縮された画像が“優

Fig. 5 Distribution of histogram width in lung fields of subtraction image obtained from original and compressed images.

(a) histogram width for cases without interval changes (n=91),
(b) histogram width for cases with interval changes (n=9).

Fig. 6 Subtraction images obtained from (a) original and (b) compressed images with interval changes.

Fig. 7 Distribution of the standard deviation of the pixel value on the subtraction images.

(a) right lung field, (b) left lung field, and (c) mediastinum.

a | b | c

Fig. 8 Subjective evaluation of the image quality of subtraction images (a) lung fields, (b) mediastinum, and (c) diaphragm.

a | b | c

Fig. 9 Comparison of visibility of simulated nodules on temporal subtraction images using a three-point rating scale. Simulated nodules are located (a) in intercostal space, (b) over rib, and (c) in mediastinum.

a | b | c

れている”は、それぞれ33%、44%となり、非可逆圧縮することによって画質の改善がみられた。

Fig. 9は、4～6mmの模擬腫瘍の検出について、オリジナル画像および圧縮された画像を用いた差分画像の3段階評価の結果を示す。オリジナル画像に比べ圧縮された画像の模擬腫瘍の“検出可能”と“どうにか検

出可能”を合わせたときの検出率は、肋間にある腫瘍、肋骨に重なる腫瘍、心臓および縦隔部に重なる腫瘍において、それぞれ16.3%、14.3%および24.5%と向上した。特に、圧縮された画像における腫瘍検出の改善度は、心臓および縦隔部に重なる腫瘍の場合が大きかった。

3. 考 察

100症例のオリジナル胸部CR画像と圧縮された画像(1/20非可逆圧縮画像)のデータを用いて、経時的差分処理を行い、差分画像(マトリクスサイズ:586×586)に及ぼす非可逆圧縮の影響について検討を行った。その結果、両肺野部のヒストグラムから求めたピクセル値のマッチングの程度および視覚評価は、非可逆圧縮による影響はほとんどなかった。しかし、縦隔部では、オリジナル画像に比べて、圧縮された画像から得られた差分画像は、ピクセル値の標準偏差が小さく、ノイズが減少し、視覚的にも粒状性が改良された。

これらの理由は、CRにおける画像データの圧縮方式の影響が考えられる。オリジナル画像は1/2可逆圧縮から復元された画像であり、その圧縮方式は、前値予測とハフマン符号化を行って圧縮する方式である。一方、1/20非可逆圧縮は、2×2マトリクスのピクセル値を平均圧縮した後、主データと補間データに分離し、前値予測とハフマン符号化を行って圧縮する方式である^{11~13)}。この非可逆圧縮から復元された画像は、ピクセル値を平均圧縮することによりオリジナル画像に比べて、高周波成分が減少している。一般に、胸部画像の縦隔部および横隔膜下部は、肺野部に比べてIP入射線量が少ないため、X線量子モトルの増加により粒状性が悪化している。しかし、高周波成分が減少した圧縮された画像は、この粒状性の増加を抑えて、経時的差分処理画像のノイズ成分を軽減させたと考えられる。このため、オリジナル画像に比べて、圧縮された画像の縦隔部と横隔膜下部での画質の評価は改良される。

しかし、オリジナル画像と圧縮された画像の肺野部では、視覚的评价に差がなかった。これは、肺野部はIP入射線量が多いため、ノイズ成分が少なく、もともと粒状性が良い。したがって、非可逆圧縮による影響を受けにくく、オリジナル画像と圧縮された画像の画

質の評価に差がなかったと考えられる。さらに、ワーピングを用いた経時的差分画像の肺野部の画質には、細かな肺血管のマッチングがより大きな影響を与えるが、大まかな構造しかない縦隔部や横隔膜下部ではノイズがおもな要因となる。したがって、非可逆圧縮によってノイズが減少することにより、縦隔部および横隔膜下部での画質が改善されたと考えられる。

圧縮された画像を用いた経時的差分処理画像における、人体胸部ファントムに貼付された模擬腫瘍の検出率は、心臓および縦隔部に重なる場合が最も向上した(Fig. 9)。

この理由は、圧縮された画像の方が縦隔部および横隔膜下部の粒状性が良いため、CRTモニタ上で模擬腫瘍の検出しやすい輝度とコントラストに増強することができ、検出率が高くなったためである。

4. 結 語

オリジナル画像と圧縮された画像(1/20非可逆圧縮画像)の胸部CR画像データを用いて、経時的差分処理画像に及ぼすCRの非可逆画像圧縮の影響について検討を行った。

過去および現在画像の不整合に起因する、両肺野部のアーチファクトは、視覚評価およびピクセル値のヒストグラムから求めた結果から、非可逆圧縮による影響はほとんどなかった。一方、縦隔部では、オリジナル画像に比べて、圧縮された画像から得られた差分画像は、ピクセル値の標準偏差が小さくノイズが減少し、視覚的にも粒状性が改良された。したがって、経時的差分処理には、非可逆圧縮された画像の胸部CR画像データの使用が望ましい。

本研究は、第56会総合学術大会(横浜)にて発表した。

参考文献

- 1) Kano A, Doi K, MacMahon H, et al.: Digital image subtraction of temporally sequential chest images for detection of interval change. *Med Phys*, 21 (3), 453-461, (1994).
- 2) Difazio MC, MacMahon H, Xu X-W, et al.: Digital chest radiography: Effect of temporal subtraction images on detection accuracy. *Radiology*, 202 (2), 447-452, (1997).
- 3) Ishida T, Katsuragawa S, Nakamura K, et al.: Iterative image warping technique for temporal subtraction of sequential chest radiographs to detect interval change. *Med Phys*, 26 (7), 1320-1329, (1999).
- 4) 小田敔弘, 桂川茂彦, 土井邦雄, 他: 胸部CR画像の経時的差分画像による模擬腫瘍検出の改善. *日放技学誌*, 55, 1101-1108, (1999).
- 5) 中村克己, 魚住富淑弥, 高橋広行, 他: 胸部単純X線写真における経時的差分画像法の臨床的有用性. *日放技学誌*, 56, 496-502, (2000).
- 6) 村上誠一, 小田敔弘, 寺田邦広, 他: 胸部と乳房のCR画像におけるデータ圧縮の検討. *日放技学誌*, 51, 13-18, (1995).
- 7) Mori T and Nakata H: Irreversible Data Compression in Chest Imaging Using Computed Radiography: An evaluation. *Journal of thoracic Imaging*, pp.1-8, Raven press Ltd, New York, (1993).
- 8) Oda N, Nakata H, Murakami S, et al.: Optimal beam quality for chest computed radiography. *Invest Radiol*, 31 (3), 126-131, (1996).
- 9) Oda N, Nakata H, Watanabe H, et al.: Evaluation of an automatic mode image processing method in chest computed radiography. *Acad Radiol*, 4 (8), 558-564, (1997).
- 10) 村田喜代史: 超高速CTの基礎と臨床. *肺野結節*, pp.137-147, 金芳堂, 京都, (1997).
- 11) 和気治雄, 山田明敏, 棚澤淳二, 他: FCR光ディスク画像ファイリング装置の画像圧縮の検討. 第47回日本放射線技術学会抄録, 1406, (1991).
- 12) 志村一男, 石田正光, 加藤久豊: Study on New data Compression Method for CR image. 第46回日本放射線技術学会抄録, 988, (1990).
- 13) 石田正光, 加藤久豊: CRシステムの機能と使い方. *映像情報(M)*, 6, 97-101, (1989).

図表の説明

- Fig. 1 経時的差分画像の両肺野部と縦隔部に設定したROI.
- Fig. 2 経時的差分画像 (Fig. 1) の右肺野部のROI内のピクセル値のヒストグラム.
- Fig. 3 ファントム画像における模擬腫瘍の位置.
(○: 肋間にある腫瘍, □: 肋骨に重なる腫瘍, ●: 心臓および縦隔部に重なる腫瘍)
- Fig. 4 オリジナル画像 (左) および非可逆圧縮された画像 (右) から得られた経時的差分画像. 画像は, (a) 非常に良い, (b) 良い, (c) 悪い, と評価された.
- Fig. 5 両肺野部におけるヒストグラムの幅の分布.
(a) 経時的変化がなかったケース (n=91), (b) 経時的変化があったケース (n=9).
- Fig. 6 経時的変化があったケースの経時的差分画像.
(a) オリジナル画像, (b) 非可逆圧縮画像.
- Fig. 7 経時的差分画像におけるピクセル値の標準偏差の分布.
(a) 右肺野部, (b) 左肺野部, (c) 縦隔部.
- Fig. 8 経時的差分画像の画質評価.
(a) 肺野部, (b) 縦隔部, (c) 横隔膜下部.
- Fig. 9 経時的差分画像の三段階評価による模擬腫瘍検出の比較.
(a) 肋間にある腫瘍, (b) 肋骨に重なる腫瘍, (c) 心臓および縦隔部に重なる腫瘍.