

〈一般研究課題〉 高品質経時差分胸部 X 線画像の
生成に関する研究
助成研究者 愛知県立大学 何 立風



高品質経時差分胸部X線画像の生成に関する研究

何 立風
(愛知県立大学)

Study on High Quality Temporal Subtraction of X-Chest Radiographs

Lifeng He
(Aichi Prefectural University)

Abstract:

We present a mutual-entropy-based global registration method for temporal subtraction of chest radiographs. Our global registration method consists of two steps. In the first step, we make a rough registration by calculating the mutual entropy of on the whole areas of the previous radiograph and the current radiograph, and in the second step, we make an accurate registration by calculating the mutual entropy of on the rib areas only. Experimental results demonstrated that the visualization of pathological change in the temporal subtraction images constructed by our global registration method is better than that constructed by convenient global registration methods.

1. はじめに

人間の肺は、縦隔 1 の両側に位置し、胸部の大部分を占める呼吸器系の臓器である。肺は、生命を維持する重要な役割を担っているため、健康を保つことが不可欠である。しかし、様々な部位に発生した悪性腫瘍「癌」(以下、癌とする)による死亡例が世界的に多数報告されている。我が国においても、癌が原因の死亡数は昭和56年に脳卒中を抜いて以来第一位を占め、現在に至っている。その中でも、肺癌が原因の死亡数は、男性と男女合計において死亡原因第一位(2007年統計[1])である。具体的に、全ての部位の癌で死亡する人のうち肺癌で死亡する人の割合は、男性が4人に1人、女性が8人に1人となっており、非常に高いことがうかがえる。また、肺癌の罹患率と死亡数に大差が無く、肺癌罹患者の生存率は低い。

我々は、生命の危機に至らしめる癌に対し、予防と早期発見に日々努めることが不可欠である。この理由として、罹患を防ぐための予防が必要であることは言うまでもなく、現段階において肺癌の根治を最も期待できる治療法は手術による病巣部切除であるため、早期発見が重要とされるのである。そのために、食事や睡眠、喫煙などの生活習慣を正し、定期的な検診を受診することを心がけなければならない。肺癌の検診では、胸部X線画像の撮影によるものが最も一般的である。その他に、喀痰細胞診²やX線CT³が挙げられるが、胸部X線画像による検診に比べ、専用容器や設備、時間を必要とするため、集団検診においては用いられないことが多い。従って、効率的かつ正確に胸部X線画像による検診を行うことが重要である。放射線科医(以下、医師とする)は、胸部X線画像による肺癌の診断を行う際、肺内組織における病理性的な変化⁴を把握するため、同一患者から撮影された時期の異なる胸部X線画像複数を比較参照する「比較読影」を行う。しかし、比較読影は医師の能力に依存する上、集団検診などにおいては短時間で膨大な量の比較読影を行わなければならない、医師の負担が大きい、見落としの発生が懸念される。従って、医師の比較読影を支援するシステムが期待される。医師の診断を支援するシステムとして、コンピュータ支援診断(computer-aided diagnosis = CAD, 以下、CADとする)システムが複数の画像診断領域(乳腺や胸部、大腸など)で開発されている。CADとは、コンピュータを利用して解析された画像データの客観的な情報を、医師へ診断確度向上に役立つ参考意見である「第二の意見」として提供する技術である。

複数の画像診断領域で活躍するCADのうち、胸部に位置付けられる胸部X線画像の肺癌診断では、その一つとして「胸部経時差分画像(以下、経時差分画像とする)生成」が挙げられる。これは、撮影時期の異なる同一患者の胸部X線画像(以下、時系列的な胸部X線画像とする)二枚を用いて、画像の位置合わせ処理や差分処理などを行うことにより、胸部組織において、経時的な病理変化のない正常構造を減弱し、経時的な病理変化である異常構造を強調した画像を生成する処理を指す。尚、経時差分画像のより詳細な内容については後述する。

従って、経時差分画像は、医師が行う胸部X線画像の比較読影による肺癌の診断において、これらのX線画像から得られる経時的な病理変化に関する第二の意見を提供するため、非常に有用である。そこで、我々は経時差分画像生成に関する研究を行うこととした。本研究においては、二枚の時系列的な胸部X線画像を、経時差分画像の生成のための原画像として取り扱う。これらの画像間においては、撮影体位の差異などに起因する胸部組織の複雑な位置ずれや歪みが存在する。位置ずれや歪みが存在した状態で差分処理を行っても、適切な経時差分画像は生成することができない。しかし、我々人間が撮影体位を意識して、等しい体位で撮影された二枚の時系列的な胸部X線画像を得ることは、人間の体が複雑な動きを可能とする限り不可能である。従って、差分処理を行う前に、二枚の時系列的な胸部X線画像において、予め対応する胸部組織の位置合わせ処理が必要である。この処理は、生成される経時差分画像の品質を大きく左右するため、本研究において最も重要な技術である。

本研究では、経時差分画像生成に必要な二枚の時系列的胸部X線画像間における胸部組織の複雑な位置ずれや歪みを解消するため、新しい位置合わせ処理を提案することによって、高品質な経時差分画像を生成することである。これにより、診断の支援だけでなく、画像位置合わせ技術の向上や、他分野の画像への応用も期待される。

2. 経時差分画像の概要

経時差分画像とは、医師の胸部X線画像を用いた比較読影による肺癌診断を支援する画像で、胸部画像診断領域のCADの一つである。具体的には、画像中の胸部組織における濃淡値に関して、経時的な病理変化のない正常構造が減弱され、経時的な病理変化である異常構造が強調された病巣部を可視化した画像である。

しかし、画像生成の際必要となる二枚の胸部X線画像において、等しい体位で撮影された撮影時期の異なる画像を得るのは、人間が複雑な動きが可能な生物である限り不可能に等しいことである。従って、本研究で取扱う二枚の撮影時期の異なる胸部X線画像間には、患者の撮影体位が異なることに起因した複雑な位置ずれや歪みが存在するため、単純に差分処理を行っても経時的な病理変化の可視化は難しい場合が多い。その一例として、本論文で取り扱う二枚の撮影時期が異なる同一患者の胸部X線画像（現在画像：図1(a)、過去画像：図1(b))間で単純に濃淡値を差分して生成した画像を図3に示す。図1の現在画像は図2の過去画像から経時的な病理変化が発生したものである。「比較読影」を行うと、医学的な知識が無くとも、過去画像には存在しない影が現在画像に発生していることが分かり、これが経時的な病理変化であると推測される。しかし、現在画像と過去画像を直接に用いて生成した経時差分画像(図1(c))では、画像全体がぼけて、経時的な病理変化の可視化という観点からすると極めて不適切なものである。故に、この位置ずれや歪みを対応する適切な部位に位置合わせを行う処理が必要であり、本研究分野において最も重要な課題となる。

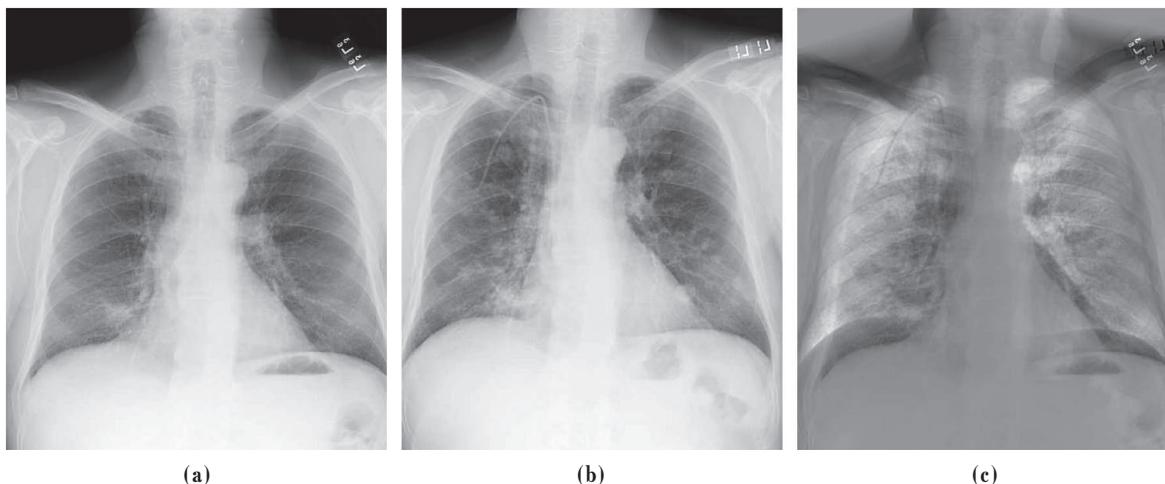


図1 (a) 過去画像 (b) 現在画像 (c) 現在画像と過去画像の経時差分画像

3. 位置合わせの従来手法

従来位置合わせ手法は、肺マスク画像によるグローバルマッチングを行う。そのため、位置合わせ処理に先立って行う肺マスク画像生成が重要な位置を占めている。特に、肺マスク画像から正中線を推定し、X軸方向と回転の位置合わせを行っているため、肺マスク画像の品質が悪くと、アーチファクトが生じる原因となり、経時差分画像の品質に悪影響が及ぶ。従って、従来手法においては、精度の良い肺マスク画像生成が期待される。尚、ここでの肺マスク画像の品質については、原画像における肺領域を精度良くマスクできていれば高品質、そうでなければ低品質とする。

しかし、我々の肺マスク処理の手法は基本的なものであるため、原画像によっては品質の悪い肺マスク画像を生成してしまうのみにとどまらず、肺マスク画像の生成自体に失敗する場合も多く発生している。実際に、11 症例の二枚の原画像を取り扱うが、肺マスク処理が成功した症例は、僅か3 症例で、成功率は $3/11 = 27.3\%$ にとどまっている。つまり、実に $8/11 = 72.7\%$ の症例において、位置合わせ処理に悪影響が及んでいることになる。肺マスク画像の品質低下或は失敗の原因として、胸部X 線画像は胸部組織に個人差がある上、撮影体位やX 線量などの撮影条件によって撮影された胸部組織の濃淡値分布が異なるためであると考えられる。このため、閾値処理において肺領域と背景領域が結合してしまう場合があり、その後の位置合わせ処理そのものが不可能となる。

また、従来手法では、位置合わせ処理の評価関数において、最小二乗誤差を用いている。最小二乗誤差による位置合わせ処理では、濃淡値の差分値が小さい程、適切な位置合わせであると判断されるため、明度やコントラストが異なる画像間では、不適切である。

4. 位置合わせの提案手法

肺マスク処理に依存しないグローバルマッチングは、相互情報量に基づく剛体位置合わせによって行われる。これは、二枚の原画像における胸部組織を変化しない物体とみなし、過去画像においてX 軸方向やY 軸方向への移動、Z 軸方向への拡大縮小、及び回転を施し、現在画像との相互情報量を最大とすることによるものである。

提案した相互情報量に基づく剛体位置合わせは、画像全体を対象とした位置合わせと肋骨領域を対象とした位置合わせの二段階で処理を行う。画像全体を対象とした相互情報量に基づく剛体位置合わせをグローバルマッチング(Step1)とし、肋骨領域を対象とした相互情報量に基づく剛体位置合わせをグローバルマッチング(Step2)とする。

4.1 グローバルマッチング(Step1)

画像全体を対象とした相互情報量に基づく剛体位置合わせでは、画像全体でX 軸方向、Y 軸方向、及び回転の位置合わせを行う。具体的に、過去画像全体を対象に様々な値でX軸方向・Y 軸方向へ移動、及び回転させ、現在画像との相互情報量を計算する。そして、相互情報量が最大となるときX 軸方向への移動値、Y 軸方向への移動値、及び回転角度を求め、それらの値に従って過去画像をX 軸方向・Y 軸方向へ移動、及び回転させる。尚、X 軸方向への移動値、Y 軸方向への移動値、及び回転角度の全ての組合せにおける画像全体を対象とした相互情報量の計算と比較は、計算量が膨大であり、計算時間を長時間必要とするため、次のように対策を講じることとする。まず、 $1/4$ に縮小した画像において相互情報量が高いおおよその対応領域を求め、次に、 $1/2$ に縮小した画像においてより精度の良い対応領域を求め、最後に原画像全体で最も精度の良い対応領域を探索する。このとき、 $1/4$ に縮小した画像における処理はX 軸方向への移動値、Y 軸方向への移動値、及び回転角度の組合せにおける大部分において相互情報量の計算と比較を行う必要があるが、 $1/2$ に縮小した画像における処理以降は、 $1/4$ に縮小した画像における処理で求めたおおよその対応領域の周辺において相互情報量の計算と比較を行うだけで良いため、効率良く対応領域を探索することが可能である。

図1(a)の過去画像を図1(b)の現在画像にグローバルマッチング(Step1)を行った結果を図2(a)に示し、その過去画像と現在画像を用いて生成した経時差分画像を図2(b)に示す。図2(b)から確

認できるように、鎖骨領域においては位置合わせが的確に行われているが、肋骨領域においては位置合わせが不適切である。胸部X線画像では、鎖骨領域が最も鮮明に写ることが多いため、鎖骨領域において位置合わせを行った際に、相互情報量が最大となることが原因として考えられる。そのため、病理変化の生じる胸郭領域内において、アーチファクトが多数発生しており、不適切な経時差分画像となっている。これを解決するため、グローバルマッチング(Step2)を行う。

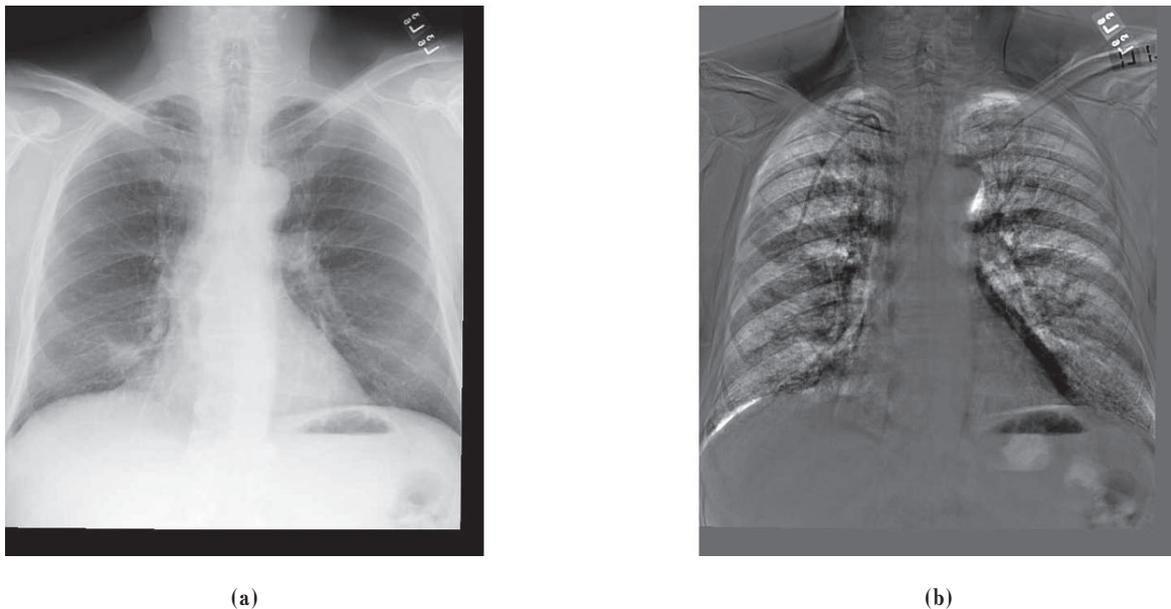


図2 (a) グローバルマッチング(Step1)で生成した過去画像 (b)生成した経時差分画像

4.2 グローバルマッチング(Step2)

肋骨領域を対象とした相互情報量に基づく剛体位置合わせでは、肋骨領域を対象にY軸方向及びZ軸方向の位置合わせを行う。具体的に、Cannyエッジ検出器によっておおよその肺領域を推定し、ソーベルフィルタによって生成したエッジ画像を用いて相互情報量に基づく位置合わせを行う。

まず、ヒステリシス閾値を{ 0.75, 0.80, 0.85, 0.90 }を用いてCannyエッジ検出器による過去画像から生成したエッジ画像をそれぞれ図3(a), 図3(b), 図3(c), 図3(d)に示す。図3から確認できるように、Cannyエッジ検出器はヒステリシス閾値を変化させることによって、エッジ候補の濃淡値が中程度の肺領域の軟組織において、検出されるエッジの量が大きく変化していることが確認できる。この特徴を利用して、おおよその肺領域を推定することができる。

エッジ変化の情報を得るため、エッジ画像の差分画像を生成する。図3(a)と図3(b), 図3(b)と図3(c), 及び図3(c)と図3(d)の差分画像をそれぞれ図4(a), 図4(b), 図4(c)に示す。図4(a)～図4(c)より、肺領域の軟組織付近を中心として白の領域が散在しており、検出されるエッジの変化が顕著に起こっていることが確認できる。

そのため、図4(a), 図4(b)及び図4(c)から肺領域の推定を行う。肺領域を150×250ピクセルの矩形領域と定義して、図4(a)では白の領域の面積が最も大きくなる矩形領域を二ヶ所探索し、図4(b)及び図4(c)では白の領域の面積が最も大きい且つ、それぞれの画像においてラベリング

処理[8][9]を行って、ラベルが最も多い矩形領域を二ヶ所探索する。そして、図4(a)、図4(b)及び図4(c)それぞれにおいて、探索された二ヶ所の矩形領域の座標を平均したものを肺領域と推定する。グローバルマッチング(Step1)後の過去画像(図2(a))における肺領域の推定結果の画像を図5(a)に示す。

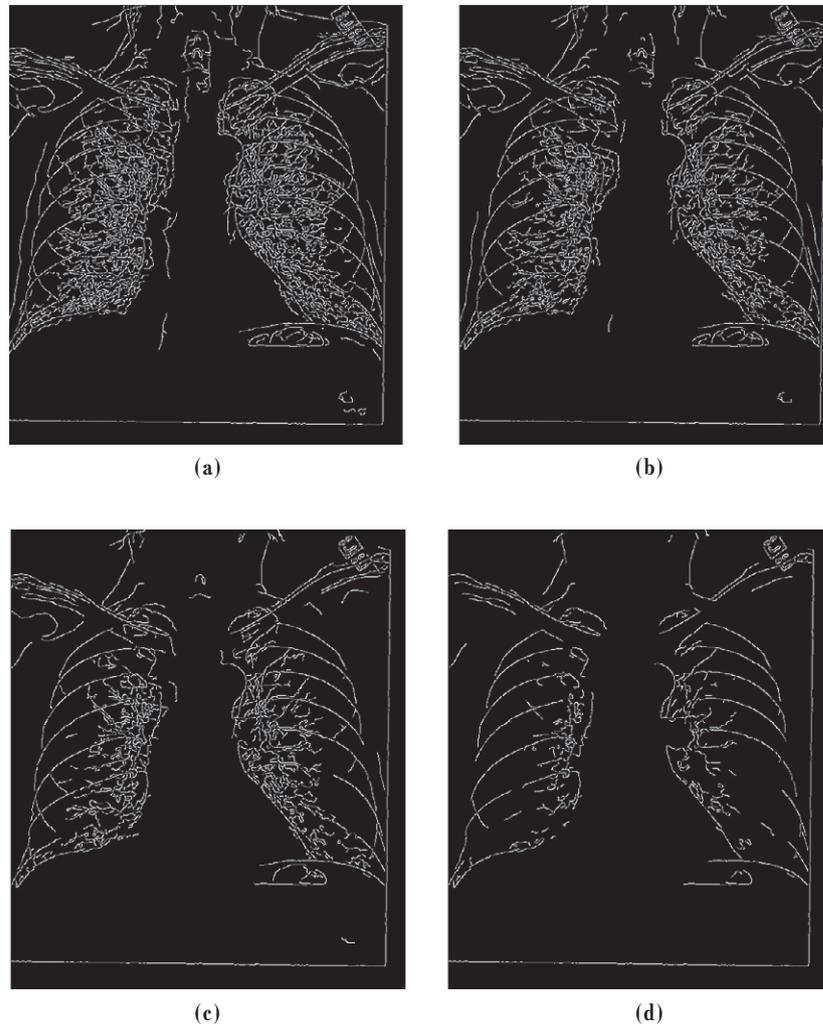


図3 Canny エッジ検出器による生成したグローバルマッチング(Step1)後の過去画像(図2(a))のエッジ画像

そして、過去画像における肺領域のソーベルフィルタエッジ画像(図5(b))及び現在画像におけるソーベルフィルタエッジ画像(図5(c))において、相互情報量に基づくY軸方向及びZ軸方向の位置合わせを行う。具体的に、過去画像全体を対象に様々な値でY軸方向移動及び拡大

縮小(Z軸方向へ移動)させ、現在画像との相互情報量を2.2節で述べたように計算する。そして、相互情報量が最大となるときのY軸方向への移動値及び拡大縮小倍率(Z軸方向への移動値)を求め、それらの値に従ってグローバルマッチング(Step1)後の過去画像をY軸方向へ移動、及び拡大縮小(Z軸方向へ移動)させる。症例1におけるグローバルマッチング(Step1)後の過去画像にグローバルマッチング(Step2)を行った結果を図6(a)に示し、その画像と現在画像(図1(b))との経時差分画像を図6(b)に示す。

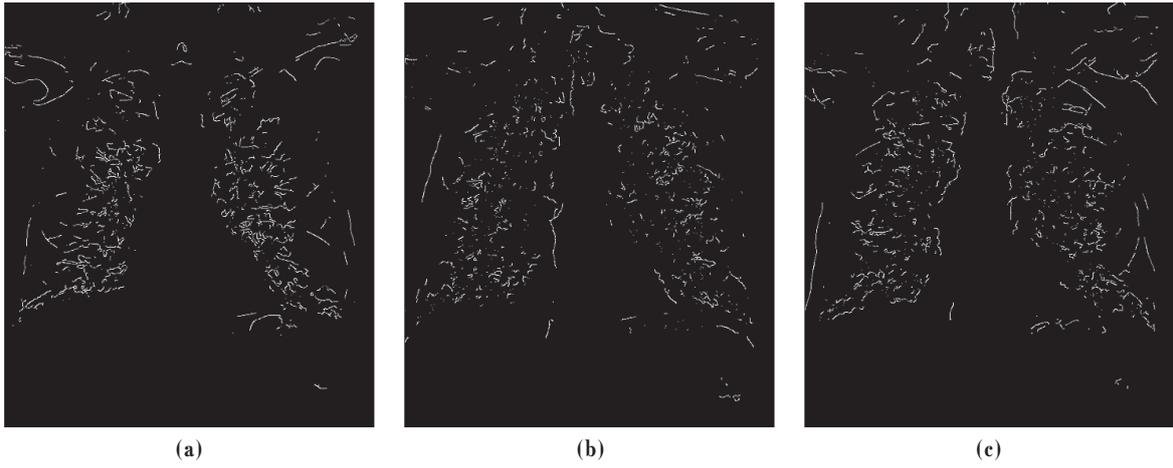


図4 エッジ画像の差分画像処理

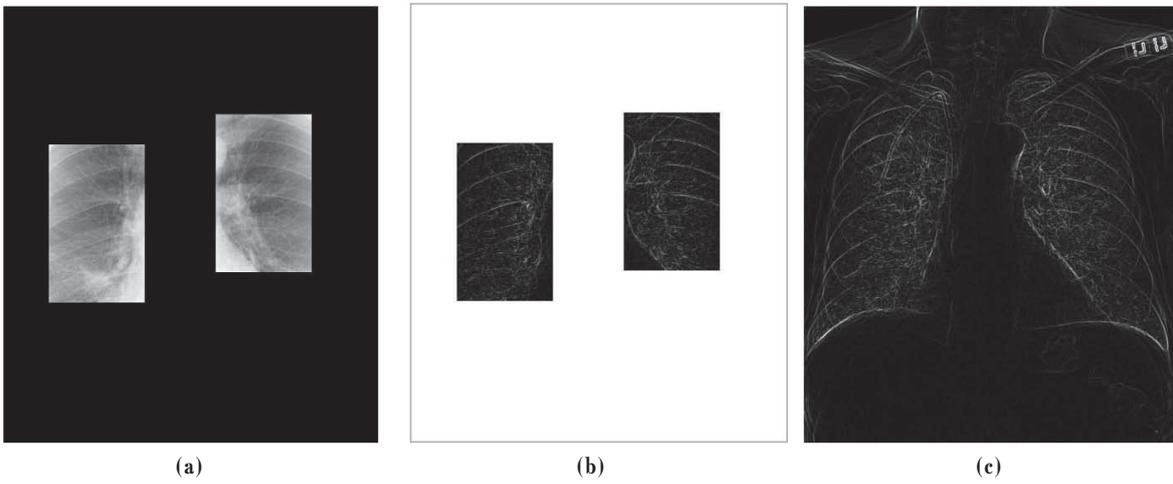


図5 (a)推定した肺領域 (b) 推定した肺領域のエッジ画像 (c) 現在画像のエッジ画像

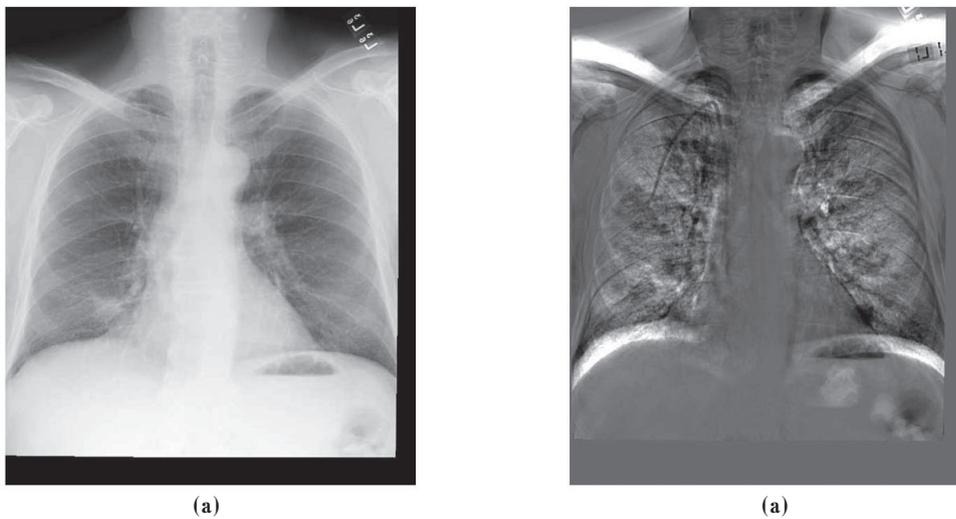


図6 (a) グローバルマッチング(Step2)後の過去画像 (b)生成した経時差分画像

図6(b)から確認できるように、グローバルマッチング(Step1)後の経時差分画像と比較して、胸郭領域内におけるアーチファクトが大きく軽減されていることが分かる。

5. おわりに

本研究では、撮影時期の異なる同一患者の胸部X線画像二枚における撮影体位が異なることに起因した位置ずれや歪みを提案手法の位置合わせ処理によって解決し、経時差分画像を生成した。生成した経時差分画像においては、経時的な病理変化の強調が確認され、アーチファクトの発生も僅かであったことから、提案手法の有効性が確認できた。今後は、ローカルマッチングにおける課題を改善し、より高品質な経時差分画像生成に努め、より多くの症例で実験すべきである。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、平成22年度研究助成(一般研究課題)を賜って財団法人日比科学技術財団に深く御礼申し上げます。

参考文献

- [1] 国立癌センター・癌対策情報センター: “癌情報サービス”,
<http://ganjoho.ncc.go.jp/public/index.html>
- [2] Ishida, T., Ashizawa, K., Engelmann, RM., Katsuragawa, S., MacMahon, H., Doi, K.:
“Application of temporal subtraction for detection of interval changes in chest Radiographs: Improvement of subtraction image using automated initial image match-ing”, Journal of Dig Imag, 12(2), 77-86, 1999.
- [3] Ishida, T., Katsuragawa, S., Nakamura, K., MacMahon, H., Doi, K.: “Iterative image warping technique for temporal subtraction of sequential chest radiographs to detect interval change”, Med Phys, 26(7), 1320-1329, 1999.
- [4] Samuel G. Armato III, Devang J. Doshi, Roger Engelmann, Charles L. Croteau, and Heber MacMahon: “Temporal subtraction in chest radiography: Automated assessment of registration accuracy”, Med Phys, 33(5), 1239-1249, 2006.
- [5] J.F. Canny: “A Computational Approach to Edge Detection”, IEEE Trans Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8(6), 679-698, 1986.
- [6] T. Inaba, Lifeng He, K. Suzuki, K. Murakami, Y. Chao: “A Genetic-Algorithm-Based Method for Temporal Subtraction of Chest Radiographs”, Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics, 13(3), 289-296, 2009.
- [7] Lifeng He, T. Inaba, K. Suzuki, K. Murakami, Y. Chao, W. Tang, Z. Shi, T. Nakamura, A Global Registration Method for Temporal Subtraction of Chest Radiographs, 2010 International Conference on Image Processing and Pattern Recognition in Industrial Engineering, Proc. of SPIE, Vol. 7820, pp.78202A1-78202A8, Xian, Shaanxi, China, 2010年8月.
- [8] 何立風, 巢鈴木, 中村, ラスタ走査型ラベル付けアルゴリズムにおける新しい第1走査手法, 情報処理学会論文誌 Vol. 52, No. 4, pp.1813-1819 (2011).

- [9] Lifeng He, Chao, and Suzuki, Two Efficient Label-Equivalence-Based Connected-Component Labeling Algorithms for 3-D Binary Images, IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, VOL. 20, NO. 8, AUGUST 2011. Doi: 10.1109/TIP.2011.2114352.

