

研究論文

3次元画像処理エキスパートシステム3D-IMPRESS-Pro
の改良と肺がん陰影検出手順の自動構成への応用周 向栄*¹ 濱田 敏弘*² 清水 昭伸*³
長谷川 純一*⁴ 鳥脇 純一郎*¹

要旨

本論文では、医用画像内に存在する異常陰影を検出するための3次元画像処理手順の自動構成法について検討する。筆者らはコンピュータ支援診断システムの開発を支援するために、異常陰影の検出感度と拾いすぎ領域数に関する要求を考慮した画像処理手順の自動構成システム3D-IMPRESS-Proの開発を進めている。今回は、このシステムの性能向上を目的として、異常陰影の候補領域に対して特徴量を測定して分類する処理を自動決定する方法について改良したので報告する。また、実際に3次元胸部CT像を用いて異常陰影検出手順を自動構成し、得られた手順をテスト用の画像に適用して能力を評価した結果についても示す。

Key words : three dimensional image processing expert system, automated construction of procedure, three dimensional chest CT image, cancer shadow detection.

1. はじめに

近年、ヘリカルCTに代表される高速撮影装置の開発により、高精度な3次元胸部断層像を高速に得ることが可能となった。これらの画像化技術を導入することで、従来の単純X線像では発見が困難であった微小な肺がん陰影も検出できるようになってきた。しかし、それに伴って生成される大量の3次元濃淡画像の観察は読影医師に大きな負担を与えるため、コンピュータによる支援が強く期待されている[1,2]。特に、異常陰影の検出支援への期待が高まり、実際に幾つかの検出システムの開発や評価が試みられている[21-25]。しかし、このようなシステムは設計者の経験に基づいて作成されることが多く、処理の手順やパラメータなどの最適化には非常に多くの時間と労力を必要とし、手順構成を支援するシステムの開発が望まれている。

これまでに、画像処理手順の開発を支援するエキスパートシステムは幾つか開発されているが[3-10]、3次元画像を対象としたシステムは筆者らが提案した3D-IMPRESS[11-15]のみである。このシステムは、3次元画像とそこから抽出したい図形の組を与えると、その図形を抽出するための3次元画像処理手順を自動生成する。しかし、真の異常陰影に対応しない拾いすぎの成分については考慮していないため、得られた手順によって処理を行うと多数の拾いすぎが発生するという問題があった。そこで筆者らは新たに、医用画像からの異常陰影の自動検出システムの開発においてしばしば要求される異常陰影の検出率と画像一枚あたりの拾いすぎの異常陰影候補領域数（平均拾いすぎSR数と呼ぶ、SR：Suspicious Region）に関する条件を考慮して画像処理手順を自動構成する新しいエキスパートシステム

3D-IMPRESS-Pro(3D-IMPRESS based on Probabilistic model)を開発した[17]。また、胸部CT画像からの肺がん陰影検出問題に適用してシステムの性能評価も行った。その結果、このシステムによってユーザの要求を満たすような手順の構成が基本的に可能であることは確認できたが、対応できる要求のレベルがまだ比較的低いこと、また、構成された手順の評価を限られた設計用の部分画像を用いてしが行っていないことが課題として残されていた。

本研究では、ユーザのより高い要求にも対応できるように従来のシステムの問題点を整理し、それに基づいて改良を行った。具体的には、SRに関して特徴量を測定して分類する手順を自動構成する方法について改良した。また、有効性を評価するために3次元胸部CT像内に含まれる肺がん陰影の検出手順を自動構成し、設計に用いなかった画像も加えるとともに、部分領域ではなく画像内の全肺野を対象として手順の評価を行った。

以下本文では、まず、従来のシステムの概要と問題点を示し、次に今回行った改良について述べる。さらに、実際の画像を用いて手順を構成した結果を示して今回の改良の有効性を評価する。

2. 3D-IMPRESS-Proの概要[17]

ここでは従来のシステムの概要について、医用画像からの異常陰影検出手順の自動構成を例として簡単に説明する。

2.1 全体の処理の流れ

処理の流れを図1に示す。システムへの入力は、異常陰影を含む画像（異常画像）とその異常陰影のスケッチ（サンプル図形）の組、異常陰影を含まない画像（正常画像）、および、検出率等に関するユーザの要求である。本システムは、入力されたサンプル図形の抽出に適した大まかな手順の一つを選び、その手順を構成する各処理のアルゴリズムやパラメータを逐次的に決定する。ここで、実際の決定のプロセスは二段階であり、まずユーザの要求に基づいて各処理に要求される精度を推定し、次にその推定値に基づい

*¹名古屋大学大学院工学研究科 〒464-8603 名古屋市*²香川県工業技術センター 〒761-8031 高松市*³東京農工大学大学院生物システム応用科学研究所 〒184-8588 小金井市*⁴中京大学情報科学部 〒470-0393 豊田市

投稿受付：2000年4月2日

最終稿受付：2000年4月28日

採用決定日：2000年4月28日

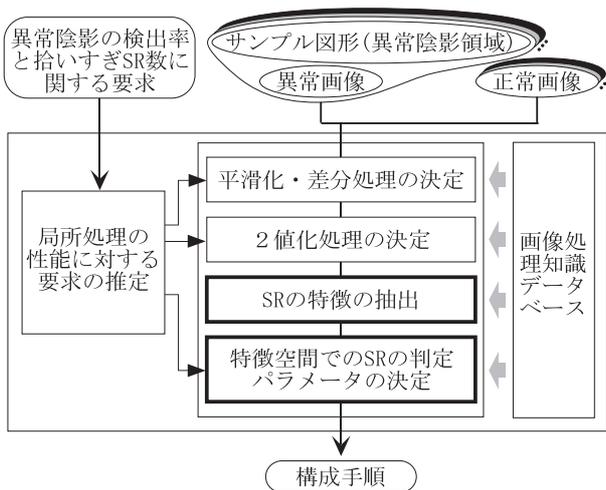


Fig.1 Procedure frame and the flow of procedure construction

て具体的に処理を決定する。

次節ではこれらの処理の内容についてもう少し詳細に述べる。

2.2 局所処理の能力の推定と決定

ユーザの要求が式(1),(2)の様に与えられたとする。

$$P\{t.p.\} \geq \alpha \quad \dots (1)$$

$$E\{N(f.p.)\} \leq \beta \quad \dots (2)$$

ここで、 $P\{t.p.\}$ は最終手順の異常陰影の検出率、 $E\{N(f.p.)\}$ は画像一枚あたりの拾いすぎSR領域の数を表す。この時、2値化とSRの判定処理の性能に対する要求は次式(3)~(5)の様に推定される[17-19]。

$$P\{t.p.bin\} \geq \sqrt{\alpha} \quad \dots (3)$$

$$P\{t.p.cl\} \geq \frac{\alpha}{P\{t.p.bin\}} \quad \dots (4)$$

$$P\{f.p.cl\} \leq \frac{\beta}{\lambda_{bin}} \quad \dots (5)$$

ここで、 $P\{t.p.bin\}$ と λ_{bin} はそれぞれ2値化後に異常陰影に対応するSRが抽出される確率と画像一枚あたりの平均拾いすぎSR数である。また、 $P\{t.p.cl\}$ と $P\{f.p.cl\}$ はそれぞれ特徴空間での判定において異常陰影に対応するSRを正しく異常と判定する確率と拾いすぎSRを誤って異常と判定する確率を表す。

次に各処理は入力画像に近い方から逐次的に決定されるが、具体的には上式(3)~(5)をベースに作成した式(6),(7)を評価式として、実際に入力画像に適用した時の評価値が最小となるアルゴリズムやパラメータが求められる。

【平滑化・差分】:

$$E_1 = \{\hat{\lambda}_{bin}, \text{ただし}, P\{t.p.bin\} \cong \sqrt{\alpha + \delta}\} \dots (6)$$

【2値化】:

$$E_2 = \{1 - (P\{f.p.cl\} \text{に関する要求の上限}) + \{P\{t.p.cl\} \text{に関する要求の下限}\}$$

$$= \{1 - \frac{\beta}{\lambda_{bin}}\} + \{\frac{\alpha}{P\{t.p.bin\}}\} \quad \dots (7)$$

ここで \hat{x} は x の推定値を表し、 δ は適当な定数である。

最後にSRの判定パラメータを決定するが、その際には最初に与えられた要求である(1),(2)式を満たすパラメータを選択する。ここで、要求を満たすパラメータが複数存在する場合には(8)式、一つも存在しない場合は(9)式を用いて評価値が最小になる値を求める。

$$E_3 = E\{N(f.p.)\} + w_1 \times (1 - P\{t.p.\}) \quad \dots (8)$$

$$E_4 = u\{E\{N(f.p.)\} - \beta\} + w_2 \times u\{\alpha - P\{t.p.\}\} \quad \dots (9)$$

$$u(x): u(x) = x(x \geq 0), u(x) = 0(x < 0)$$

$$w_1, w_2: \text{weight}$$

3 従来のシステムの問題点と改良

従来のシステムを用いて実際に手順の自動生成を行ったところ、ユーザの要求が比較的低い場合にはその要求を満たす手順の自動生成が可能であることが確認された。しかし、要求を高くすると手順構成は難しくなり、見落とし(=1-検出率)と拾いすぎを共に0に近づけてゆくと最終的には要求を満たす手順が生成できなくなる。以下ではこの限界ができるだけ高い(誤り率としては低い)方が望ましいと考えて、限界が生じる原因について考察し、その解決策を提案する。

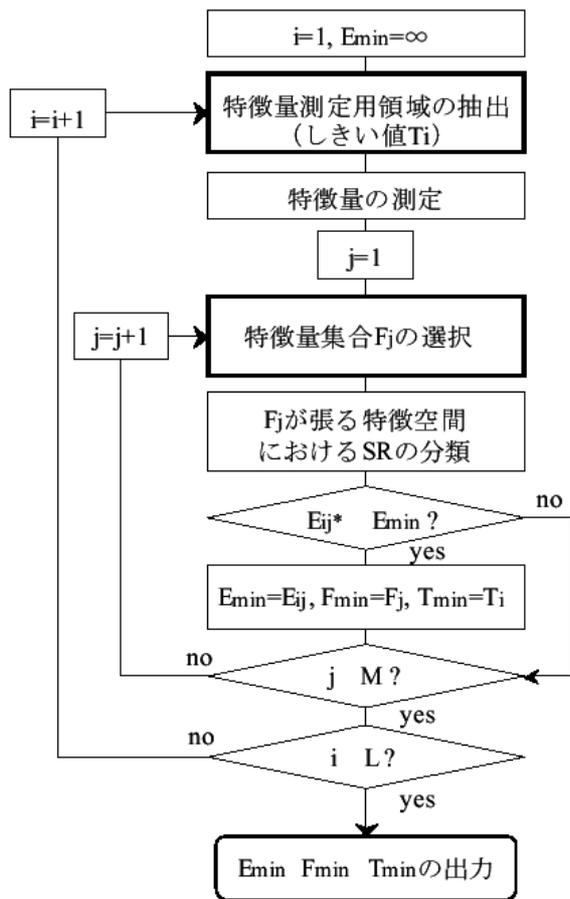
3.1 問題点

要求を満たす手順が求められない原因としては、まず、データベース内のアルゴリズムや大まかな手順の能力の限界によって、そもそも要求を満たす処理の組み合わせが存在しないことが考えられる。また、本システムによる手順構成はある評価関数に基づく最適解(最適手順)の探索問題であると言えるが、解の探索を山登り法的に行っているために最適ではない解(局所解)が求められている可能性も考えられる。

今回は特に後者の可能性に注目して、システムによる手順構成の様子を詳細に調べた。その結果、2値化処理において、SRの大部分が数画素~十数画素程度の互いに類似した小領域となるようなしきい値が選択される場合があることが知られた。もちろんこの値は、誤り率の観点からは検出率を要求内に抑えながら拾いすぎを最も抑制する最適なしきい値である。しかし、後段の特徴量測定処理で求める特徴量の大部分がSRの大きさや形状に基づくものであるため、特徴量の値が異常陰影に対応するSRと拾いすぎSRの間で類似してしまい、その結果、分類が精度良く行えずにユーザの要求を満たせない場合があることが知られた。

3.2 改良の方法

前節で示した問題点を解決するために今回は特徴量の測定処理を改善した。また、最適な特徴量の組み合わせを自動的に求める機能も追加してシステムの能力の向上を目指した。具体的には、前者については測定する特徴量に形状に関するものが多いことを考慮して特徴量測定用の領域を改めて抽出することとした。また、抽出のしきい値も複数の中から最適なものを選択するようにした。実際には、従来の誤り率の観点で求められた2値化のしきい値 T_{bin} を基準に「肺がん陰影に対応するSR内の最大濃度値の最小値」



M 特徴量の組み合わせ総数
L しきい値の探索数
Emin: 最終評価値
*Eij 実際には(8),(9)式の評価値 E_3 か E_4 を示すが、説明の都合上これらの添字を削除してしきい値と特徴量集合を識別する番号i, jに変更した。

Fig.2 New flow of searching optimum decision parameters.

「平均濃度値の最小値」の間(注:1)で値をL通りに変化させて領域を再抽出し,それぞれに対して特徴量の測定と分類を繰り返し,その中から前章で示した評価値が最小となるしきい値を選択した。

一方,後者については,データベースに登録されている特徴量から総当たりで最適な組み合わせを探索することとした。ここでも実際には分類実験を行って最適な組み合わせを求めた。ただし,パターン分類の実験においてはサンプル数が特徴量数に対して十分大きくなければ実験結果の信頼性が低くなることが知られているので[20],選択する特徴量の数をN,2つのクラスのサンプル数の小さい方をnとして $5N < n$ とした。以上の改良後の処理の流れは図2の通りであり,図1の太枠で示した「SRの特徴抽出」と「判定パラメータの決定」の内容をここに示した処理に変更する。

4. 実験

4.1 方法と結果

新しく改良を行った3D-IMPRESS-Proの性能を評価するために,3次元胸部CT像からの肺がん陰影検出手順の自動構成を試みた。設計と評価に用いた画像の仕様を表1に示す。ここで,2値化より前の濃淡画像処理の手順構成には原画像から切り出した部分画像を用いた。これは,原画像をそのまま入力すると計算コストが非常に高くなる(推定で200日弱)ためである。実際には異常画像として肺がん陰影を含む $128 \times 128 \times 128$ (画素)の部分画像17例,正常画像として正常部位のみを含む部分画像29例を用いた。また,2章で述べた評価式の係数は $=0.0$ (6式), $w_1=w_2=28$ (11),(12式)とし(注:2),特徴量測定用領域の抽出の試行回数Lは4とした。さらに,データベースに登録されているアルゴリズムや測定される特徴量は表2の通りである。その他,手順構成や構成された手順の評価の際に行う誤り率の計算はあらかじめ手入力した肺野内のみで行った。

以上の仕様の画像とシステムを用いて誤り率に関する要求を $(\alpha, \beta)=(1.0, 1.5)$ として手順を構成した。表3に構成された手順,図3.4にその手順を幾つかの設計標本とテスト標本の肺野全体に適用した結果を示す。ここで,同図(b),(c)は抽出結果を透視投影法によって3次元表示したものである(同一標本では視点は同じ)。また,表4では設計とテストの全標本に適用した場合の手順の誤り率を示した。さらに,今回行った2つの改良,A)特徴量測定用領域の抽出とB)特徴量自動選択機能の追加を共に行なった場合,それぞれ単独で行なった場合,さらに,行わなかった場合の4通りについて構成された手順の能力を設計標本によって評価した結果を表5に示す。ここで,改良Aを行わない場合は2値化で抽出された領域をそのまま特徴量の測定に用いた場合である。また,改良Bを行わなかった場合は,誤り率の観点で最悪の特徴量の組が選択された場合とした。

4.2 考察

まず,図3を見ると,多少拾いすぎはあるが,肺野内にはほぼ肺がん陰影のみが精度良く(注:3)抽出されているこ

Table1 Specifications of CT images used in the experiment

	設計標本	テスト標本
症例数	17症例	14症例
サイズ	$512 \times 512 \times 151 \sim 512 \times 512 \times 203$ (画素)	$512 \times 512 \times 33 \sim 512 \times 512 \times 59$ (画素)
標本点間隔	$0.31 \times 0.31 \times 0.31 \sim 0.41 \times 0.41 \times 0.41$ (mm)	$0.417 \times 0.417 \times 0.417 \sim 0.42 \times 0.42 \times 0.42$ (mm)
濃度値レベル数	4,096(12 bit)	4,096(12 bit)
肺がん陰影の体積	4,279 ~ 336,918(画素)	4,259 ~ 65,482(画素)

(注:1)これは,2値化処理Type1の場合であり,TypeIIの場合には,しきい値 T_{bin} の探索範囲は「肺がん陰影に対応するSR内の最小濃度値の最大値」~「平均濃度値の最大値」の間である。
 (注:2)重み係数 w_1, w_2 は評価式の第一項の値域(0 ~ 28)と第二項の値域(0 ~ 1)が同程度になるように設定した。
 (注:3)ここで述べた精度とは検出率に関する精度であり,例えば陰影の形状の抽出精度ではない。形状に注目したシステムは既に3D-IMPRESS[15]として著者らによって開発されており,今回のシステムとの簡単な比較は文献[17]で行っている。

Table2 Image processing algorithms and features in the database

	処理の種類	パラメータ	パラメータの探索範囲	測定する特徴量	
平滑化	一様重み	マスクサイズ	3~9画素(刻み2画素)	(1) 総画素数 (2) 表面画素数 (3) 球形度 (4) 主軸方向(x,y,z) (5) 主軸方向における各画素の座標値に関する分散 (6) 差分後の濃度値の図形内の最大値 (7) 同上の最小値 (8) 同上の平均値 (9) 同上の分散値	
	メディアン		3, 5画素		
	エッジ保存平滑化		3~9画素(刻み2画素)		
差分	二階差分	差分方向 差分間隔	13方向、 6,18,26近傍		差分間隔R:1~30画素 刻みd(画素)
	ラプラシアン		同上		d=1 (R:1~10)
	鮮鋭化		同上		d=2 (R:10~20)
	最小方向二階差分		3,9,13方向		d=3 (R:20~30)
	最大方向二階差分		同上		
2値化	TypeI: T _{bin} 以上を1	濃度値に対するしきい値(T _{bin})	(サンプル図形内の最大濃度値) ~ (最小濃度値)		
	TypeII: T _{bin} 以下を1				
特徴量測定用領域の抽出	TypeI: しきい値以上を1	濃度値に対するしきい値	(3.2節参照)		
	TypeII: しきい値以下を1				
特徴量の選択	全探索法	特徴量の組	可能な特徴量の組み合わせ $\sum_{i=1}^N C_N$ 組		
特徴空間での判定	最大尤度法	尤度比に対するしきい値	2/3 ~ 3/2		

Table4 Requirement of a user and the performance of the constructed procedure

		設計標本 (17症例)		テスト標本 (14症例)	
要求された最終性能		$P\{t.p.\} \geq 1.0$	$E\{N(f.p.)\} \leq 1.5$		
構成手順の性能	2値化処理	$P\{t.p.bin\} = 1.0$	$\lambda_{bin} = 26.18$	$P\{t.p.bin\} = 0.93$	$\lambda_{bin} = 8.21$
	特徴空間での判定	$P\{t.p.ci\} = 1.0$	$P\{f.p.ci\} = 0.02$	$P\{t.p.ci\} = 0.85$	$P\{f.p.ci\} = 0.04$
	最終性能	$P\{t.p.\} = 1.0$	$E\{N(f.p.)\} = 0.41$	$P\{t.p.\} = 0.79$	$E\{N(f.p.)\} = 0.29$

Table3 Constructed procedure

平滑化	一様重み、マスクサイズ=9(画素)
差分	2階差分、差分間隔R=26(画素) 方向ベクトル(0,0,1)
2値化	TypeII T _{bin} = -1.220
特徴量測定用領域の抽出	TypeII T _{min} = -743
特徴空間での判定	選択された特徴量: (1),(5) 尤度比に対するしきい値 = 1.055

Table5 Effect of the improvement in the feature extraction

改良の組み込み	$P\{t.p.\}$	$E\{N(f.p.)\}$
A,B	1	0.41
Aのみ	1	8.65
Bのみ	0.94	2
なし	0.47	3.12

改良A: SRの特徴測定用領域の抽出

改良B: 特徴量の自動選択

とが知られた。実際、全設計標本に適用した場合の誤り率を見ると(表4)、要求を満たす手順が得られていることが確認された。次に、表5を見ると、従来のシステム(共に改良無しの場合)ではできなかった要求を満たす手順の生成が今回の改良後に初めて可能になったことが確認できる(注:4)。このことから、改良によってより高い要求に対応できるようになったと考えられる。

さて次に、構成手順をテスト標本に適用した場合について検討する。図4を見ると、図3と同様に大部分の肺がんは検出されていたが、幾つかは見落とされていることが知られた。例えば同図のテスト標本5は胸壁に近い淡く小さい陰影であるが、これは2値化処理において見落とされていた。また、同図のテスト標本2にあるように拾いすぎも幾つか存在したが、その全てが肺門部の太い血管影の一部であり、設計標本の場合と同じ傾向であることが知られ

た。なお、拾いすぎの個数が設計標本の場合と比べてやや少なくなった理由の一つとして、肺がん陰影の検出の対象となる領域のサイズが約1/4になったことが考えられる。従って、厳密な評価のためには同程度の大きさの画像を用いて実験をしなければならぬが、それらのことも考慮しながら本実験の結果を大まかに評価すると、テスト標本に対する性能も設計標本の場合とほぼ同程度であり、設計標本を対象とした評価結果が統計的に大きく偏ったものではないと考えられる。

ところで、今回構成された手順がこれまで人間のエキスパートによって設計された手順と性能の上でどの様な関係にあるのかについて考察する。まず、本論文で用いた試料画像の様にスライス厚が薄い(1mm以下)画像を対象とした研究として、森らによって開発された肺がん陰影抽出手順[21]に注目する。この論文では提案手順を4例のCT画像

(注:4)文献[17]では今回と同様の要求と試料画像から要求を満たす手順が構成されたと報告した。しかし、前章までに既に述べたように、従来の場合は3次元CT画像から切り出した部分画像のみを用いている点が今回と異なる。今回は画像内の肺野全体を肺がん陰影抽出処理の対象としたが、その領域の大きさは従来の数倍になり、拾いすぎSRがかなり増えたために従来のシステムでは要求を満たす手順が構成できなかったと考えられる。

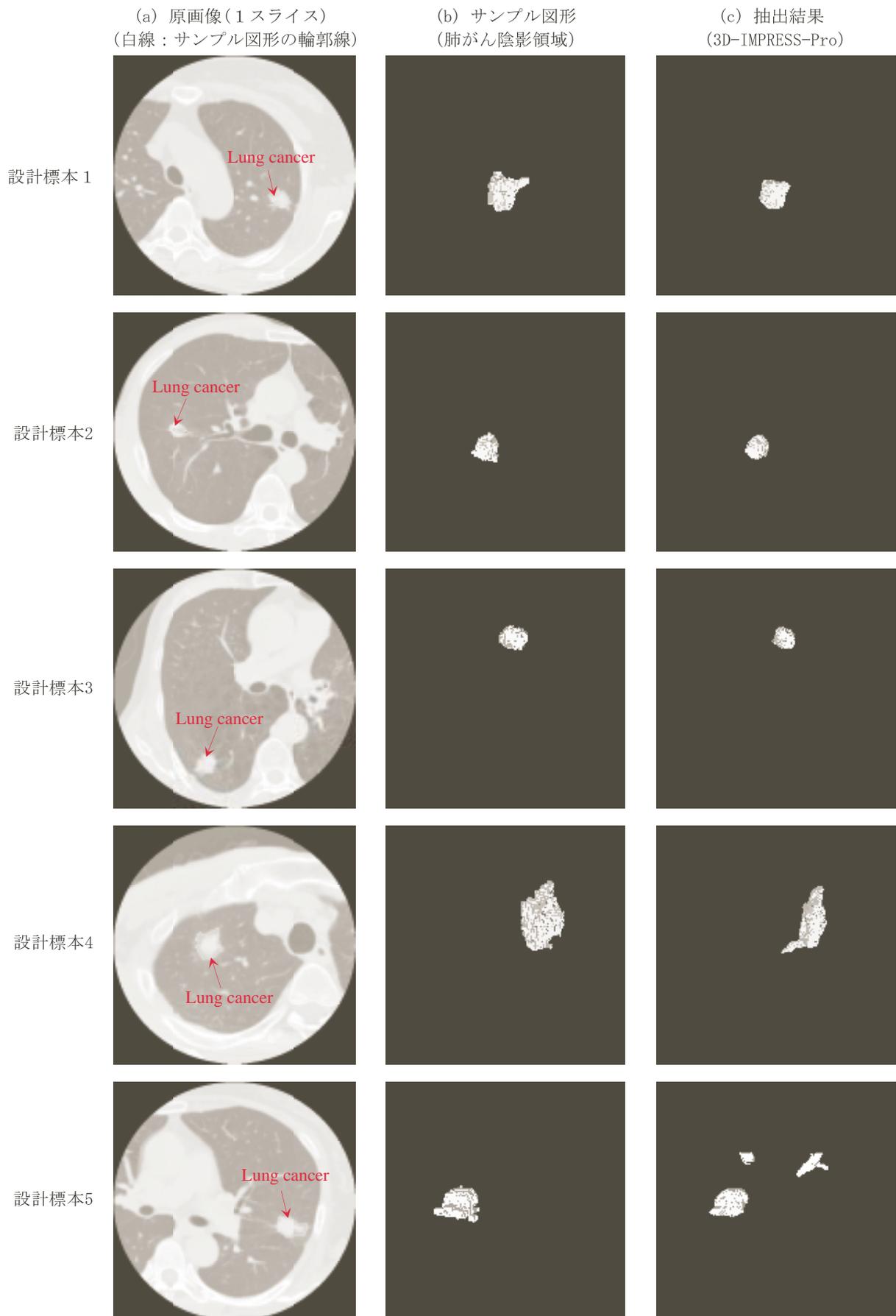


Fig.3 Original images, sample images and resultant images of applying the constructed procedure to design samples

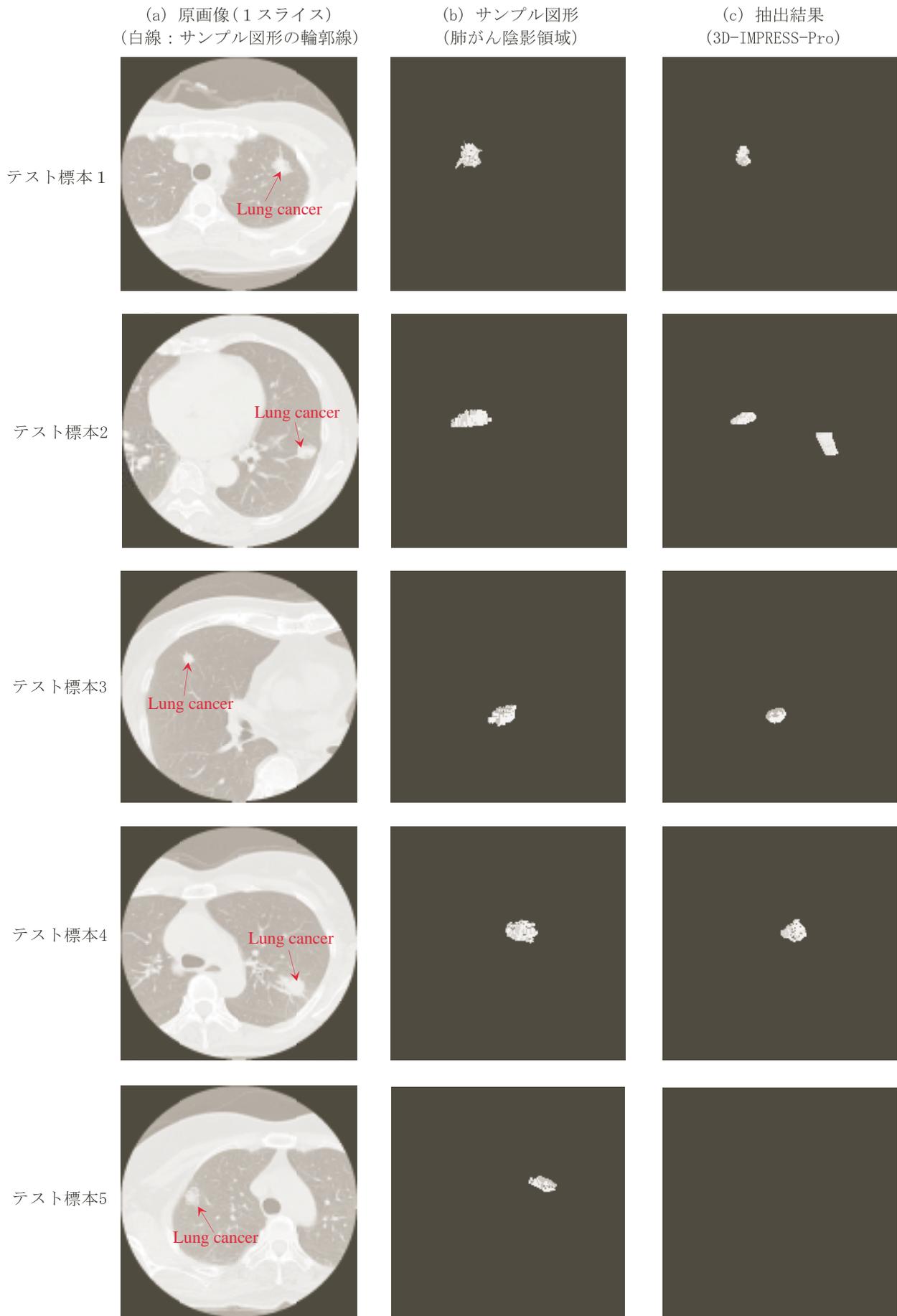


Fig.4 Original images, sample images and resultant images of applying the constructed procedure to test samples

に適用し、検出率は1.0、拾いすぎSR数は0.75(個/画像)という結果が得られていた。この値を今回の手順の場合と比較すると多少拾いすぎが多いことが知られたが、その違いは評価に用いられた試料画像数を考慮すれば統計的に有意なものではなく、両者の性能はほぼ同程度であると考えられる。次に、スライス厚が10mm程度の画像を対象とした手順との比較を行う。まず、山本らが開発した肺がん検診用の診断支援システムLSCTは176例(異常例25例を含む)の画像に適用され、肺がん検出率は1.0、拾いすぎSR数は5.1(個/画像)と報告されている[22]。また、最近の改良では22例の異常例を用いて評価され、肺がん検出率が1.0、拾いすぎSR数が2.8(個/画像)であった[23]。次に、仁木らにより開発されたシステムは450例の画像に適用され、医師が肺がんを疑う120個の陰影の内の114個を正しく指摘できたと報告されている(検出率=0.95)[24]。また、文献[25]では30例(異常例8例を含む)の画像を対象とした実験が行われ、医師が肺がんを疑う44個の陰影の内の39個が検出され(検出率=0.89)、拾いすぎSR数が7.77(個/画像)であったと報告されている。ここで、これらのシステム[22-25]は肺尖部から横隔膜までの全両肺野を対象として設計され、かつ、評価されているため、今回用いた片肺のThinスライス像の場合と比べて処理対象となる領域の大きさがかなり違うこと^(注5)、また、画質的にも両者はかなり異なることから簡単には比較できない。しかし、今回自動構成された手順の性能は全標本31例(異常例31例)に対して検出率が0.90、拾いすぎSR数が0.35(個/画像)であることを考慮すると、ある程度は有効であると考えられる。しかし、明確な結論に到達するためには大量の画像を用いた評価が必要であると考えている。

最後に本システムの計算コストについて考察する。設計標本17例と要求を入力して手順が生成されるまでに必要な時間は約170時間であった。この計算コストは、入力画像の枚数、サイズ、および、手順構成の際の処理パラメータの探索範囲の大きさなどにほぼ比例して増加する。そのため、並列処理の導入なども含めた手順探索アルゴリズムの計算コストの削減が重要な課題となっている。ここで、計算コストが高いのは、手順探索アルゴリズムだけの問題ではなく、そもそも3次元画像処理が2次元の処理と比べて計算時間がかかることにも原因がある。そのため、個々の画像処理アルゴリズムの高速化も課題となっている。また、構成手順による画像一枚あたりの処理時間は約1~2分であり、これについては十分に実用範囲内であると考えられる。なお、本システムは個々の具体的画像処理システムの設計段階で最適な手順を見つけるための1つのツールとして用いるものであるため、計算コストが必ずしも致命的要因とは限らない。

5 むすび

本論文では、医用画像から異常陰影を検出するための3

次元画像処理手順の自動構成法について検討した。具体的には、従来筆者らが開発してきた画像処理エキスパートシステム3D-IMPRESS-Proの改良を行ない、胸部CT像からの肺がん陰影検出問題に適用して有効性を評価した。その結果、ユーザが最初に入力する誤り率に関する要求が従来よりも高い場合にも要求を満たす手順の生成が可能であることが確認された。また、本システムを用いて自動構成された手順と人間のエキスパートによって開発された手順との比較も試みた。

今後の課題としては、より多くの試料を用いたシステムの性能評価、他の手順構成問題への適用、画像処理データベース内のアルゴリズムの充実などが挙げられる。また、一般のN段の逐次処理手順やそれらを組合せた並列処理手順の設計が可能ないように拡張すること、さらに、画像単位の誤り率等の異なる要求の場合[16]にも対応できるようにシステムを拡張することを予定している。その他、実際の医用画像自動診断システムの構築にも応用することも考えている。

謝辞 実験に使用したCT画像をご提供いただいた藤田保健衛生大学片田和廣博士、安野泰史博士及び国立がんセンター中央病院宮川国久博士に感謝する。また、日頃熱心に御討論頂く名古屋大学鳥脇研究室の諸氏に感謝する。なお、本研究には名古屋大学大型計算機センターおよび画像処理ライブラリSLIP-3Dを用いた。また、本研究の一部は文部省科学研究費補助金、厚生省がん研究助成金、文部省私立大学ハイテク・リサーチ・センター補助金、および、財団法人堀情報科学振興財団助成金による。

参考文献

- [1] 鳥脇純一郎, 館野之男, 飯沼 武編, “医用X線像のコンピュータ診断”, シュプリンガー・フェアラーク東京, 1994.
- [2] 鳥脇純一郎, “医用X線像の計算機支援診断—動向と課題”, 信学論D-II, vol. J83-D-II, no.1, pp. 3-26, Jan. 2000.
- [3] 松山隆司, 尾崎正治, “LLVE: トップダウン・セグメンテーションのための画像処理エキスパートシステム”, 情処学論, vol. 27, no. 2, pp. 191-204, Feb. 1986.
- [4] 田村秀行, 佐藤宏明, 坂上勝彦, 久保文雄, “DIA-Expertシステムとその知識表現方法”, 情処学論, vol. 29, no. 2, pp. 199-208, Feb. 1988.
- [5] 久保文雄, 佐藤宏明, 坂上勝彦, 田村秀行, “粒子画像解析エキスパートシステムDIA-Expert/PA1”, 情処学論, vol. 29, no. 2, pp. 209-219, Feb. 1988.
- [6] R. C. Vogt, “Automatic Generation of Morphological Set Recognition Algorithm”, Springer-Verlag, 1989.
- [7] 依田育士, 山本和彦, 山田博三, “GAによる構造的モルフォロジー手順の獲得”, 信学論D-II, vol. J78-D-II, no.12, pp. 1758-1766, Dec. 1995.
- [8] 長谷川純一, 久保田浩明, 鳥脇純一郎, “サンプル図形提示方式による画像処理エキスパートシステムIMPRESS”, 信学論D, vol. J70-D, no.11, pp.2147-2153, Nov. 1987.
- [9] 長谷川純一, 久保田浩明, 高須晶英, 鳥脇純一郎, “画像処理エキスパートシステムIMPRESSにおける画像処理手順集約化機能について”, 情処学論, vol. 29, no.2, pp.126-133, Feb. 1988.
- [10] 濱田敏弘, 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “画像処理エキスパートシステムIMPRESSにおける処理手順の逐次型集約法とその能力評価”, 信学技報, PRMU96-200, Mar. 1997.

^(注5)今回用いた設計標本内の肺野の大きさは、直感的には平均して全肺野の1/8程度である。従って、肺野全体を処理の対象とした場合、拾いすぎが場所によらずに等確率で起ると仮定すると拾いすぎSR数は8倍になる。しかし、拾いすぎの大部分が肺門部で起こり、かつ、今回の画像は肺門部付近を含むものが多いことを考えると、全肺野を対象としても拾いすぎはそれほど多くなりませんと考える。

- [11] 周向栄, 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “3次元濃淡画像の処理手順自動構成法に関する基礎的検討”, 信学技法, PRMU96-25, May 1996.
- [12] 吉田卓司, 長谷川純一, 周向栄, 清水昭伸, 鳥脇純一郎, “3次元濃淡画像に対する面図形抽出手順自動構成法について”, 信学技法, PRMU96-107, Dec. 1996.
- [13] 小崎友彰, 周向栄, 森健策, 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “ビジョンエキスパートシステム3D-IMPRESSにおける3次元線図形抽出手順の自動構成”, 画像の認識・理解シンポジウム(MIRU '98), pp.11-125 - 11-130, July 1998.
- [14] 小崎友彰, 周向栄, 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “3次元画像処理エキスパートシステムIMPRESSとその医用画像処理への応用”, JAMIT Frontier '97, pp.151-156, Jan. 1997.
- [15] 周向栄, 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “3次元画像処理手順の自動構成のためのビジョンエキスパートシステム3D-IMPRESSとその性能評価”, 信学論D-II, vol. J82-D-II, no.11, pp.1949-1959, Nov. 1999.
- [16] 濱田敏弘, 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “画像認識手順自動構成に関する基礎的研究”, 計測自動制御学会SICE第46回パターン計測部研究会資料, pp.15-22, Jan. 1999.
- [17] 周向栄, 濱田敏弘, 清水昭伸, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “医用画像からの誤り確率基準を満たす異常陰影検出手順の自動構成に関する研究”, 信学技報, MI99-2, May 1999.
- [18] 清水昭伸, 鳥脇純一郎, 山本真司, “画像処理による計算機支援スクリーニングシステムの確率モデルと能力の評価”, Med. Imag. Tech., Vol.11, No.5, pp. 645-652, Dec. 1993.
- [19] 清水昭伸, 鳥脇純一郎, 山本真司 “確率モデルを用いた計算機援用スクリーニングシステムの診断能力評価”, 医用と生体工学, Vo31, No.3, pp. 22-28, 1993.
- [20] 鳥脇純一郎 “認識工学 パターン認識とその応用”, コロナ社, 1994.
- [21] 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, “可変しきい値処理と距離変換を用いた3次元胸部CT像からの異常陰影候補領域自動抽出手順”, Med. Imag. Tech., Vol.12, No.3, pp.216-223, Aug. 1994.
- [22] 西村修, 増藤信明, 江浩, 山本真司, 松本満臣, 館野之男, 飯沼武, 松本徹, “肺がん検診用CT(LSCT)の診断支援システム”, Jamit Frontier '1999 講演論文集, pp.237-241, 1999.
- [23] 鎌野智, 杉山篤志, 滝沢穂高, 山本真司, 松本徹, 館野之男, 飯沼武, 松本満臣 “胸部X線CT像の診断支援システムにおける肺がん病巣候補領域の定量的解析”, Jamit Frontier '2000 講演論文集, pp.154-159, 2000.
- [24] 鶴飼裕司, 仁木登, 佐藤均, 江口研二, 大松広伸, 柿沼龍太郎, 金子昌弘, 森山紀之, “ヘリカルCT画像を用いた肺がん診断支援システム”, 信学技報, MI99-27, Sep. 1999.
- [25] 細見幸生, 大松広伸, 柿沼龍太郎, 西脇裕, 金子昌弘, 森山紀之, 仁木登, 信太泰雄, 佐藤均, “肺がんCT検診コンピュータ支援システム(CAD)の性能評価”, 胸部CT検診, vol.6, no.2, pp.118-121, Oct. 1999.

Improvement of the Three Dimensional Image Processing Expert System 3D-IMPRESS-Pro and Its Application to Automated Construction of Lung Cancer Shadows Detection Procedure

Xiang-Rong ZHOU^{*1}, Toshihiro HAMADA^{*2}, Akinobu SHIMIZU^{*3}, Jun-ichi HASEGAWA^{*4}, Jun-ichiro TORIWAKI^{*1}

^{*1}Department of Information Engineering, Graduate School of Engineering, Nagoya University

^{*2}Kagawa Prefectural Industrial Technology Center

^{*3}Graduate School of Bio-Applications and Systems Engineering, Tokyo University of Agriculture and Technology

^{*4}School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University

Abstract

In this paper, we describe an improvement of 3D-IMPRESS-Pro which can construct a three dimensional image processing procedure to detect abnormal regions considering the requirement on sensitivity and the number of false positive regions. The modules for feature measurement and classification of suspicious regions were modified so as to be able to construct the procedure which meets higher requirement. We applied the improved system to the problem of generating a lung cancer detection procedure. The paper presents results of applying the procedure to real three dimensional chest CT images and evaluating its performance.

著者紹介



周 向栄 (しゅう こうえい)
1993年中国ハルビン工業大・工・電気卒。1997年名大大学院工学研究科博士前期課程了。現在同博士後期課程在学中。画像処理エキスパートシステムに関する研究に従事。



濱田敏弘 (はまだ としひろ)
昭63 阪大・基礎工・生物工学科卒。平2 同大大学院修士課程了。同年4月香川県工業技術センター勤務。画像処理に関する研究に従事。



清水昭伸 (しみず あきのぶ)
平1 名大・工・電気卒。平6 同大大学院了。同年同大・工・助手。平10 東京農工大学・大学院・助教。医用画像処理に関する研究に従事。



長谷川純一 (はせがわ じゅんいち)
昭49 名大・工・電気・電子卒。昭54 同大大学院博士課程(情報工学専攻)了。同年名大工学部電子工学科助手,昭61 同情報工学科講師。昭62より中京大学へ移り,教養部助教授,63 同教授を経て,平成4から同大学情報科学部教授。工博。パターン認識,知的画像処理,および,それらの医療・スポーツ応用に関する研究に従事。電子情報通信学会,情報処理学会,人工知能学会,日本エム・イー学会,日本医用画像工学会,米国IEEE各会員。



鳥脇純一郎 (とりわき じゅんいちろう)
昭37 名大・工・電子卒。昭42 同大大学院博士課程了。同年4月名古屋大学工学部助手。以降,昭45 助教授,昭49 名古屋大学大型計算機センター助教授,昭55 豊橋技術科学大学情報工学系教授,昭58 名古屋大学工学部電子工学科教授を経て,昭60年4月より同情報工学科教授。工博。パターン認識,画像処理,グラフィックスおよびそれらの医学情報処理への応用に関する研究に従事。著書「画像理解のためのデジタル画像処理I,II」(昭晃堂)。「パターン情報処理の基礎」(朝倉書店)。「認識工学」(コロナ社),情報処理学会,日本エム・イー学会,コンピュータ支援画像診断学会,人工知能学会,IEEE各会員。