

# 画像領域分割技術を用いた CT画像での肺結節の自動体積計測

Automatic Volumetric Measurement of Lung Nodules in CT Images  
Based on Image Segmentation Technology

谷口 敦司      岡崎 智也      青柳 康太

■ YAGUCHI Atsushi      ■ OKAZAKI Tomoya      ■ AOYAGI Kota

肺がんの診断と経過観察においては、結節の大きさを正確に測定し、その変化を観察することが重要である。従来、医師がCT（コンピュータ断層撮影）の2次元画像上で結節の最大径と最小径を調べることによりその大きさを測定していたが、手間が掛かるうえに再現性と精度が低いという問題があった。

東芝及び東芝メディカルシステムズ(株)は、国立大学法人 神戸大学（以下、神戸大学と略記）との共同研究で、画像領域分割技術を用いてCT画像における肺結節の体積を自動計測する技術を開発した。肺結節には、内部が詰まった固形状（充実性）とすりガラス状の二つの組成が存在するが、周辺組織との画像コントラストが低いために体積計測が難しかったすりガラス状組成を含む結節にも対応した。模擬結節を用いた評価実験により体積計測の精度を定量的に検証した結果、同様な実験設定での報告例と比べて、二つの組成ともに小さい誤差で計測できることを確認した。

In the diagnosis and follow-up of lung cancer by means of computed tomography (CT) images, it is important to assess lung nodule size and its long-term changes. The nodule size is conventionally measured manually by determining its maximum and minimum diameters on two-dimensional CT image slices. However, problems regarding the accuracy and reproducibility of such manual measurements as well as the high burden on the doctor are critical issues. Furthermore, of the two main compositions of lung nodules, namely, the solid and ground glass opacity (GGO) types, it is particularly difficult to measure the size of the GGO type due to its low image contrast and indistinct boundary.

To address these issues, Toshiba and Toshiba Medical Systems Corporation, in cooperation with Kobe University, have developed a novel technology to achieve automatic volumetric measurement of lung nodules, not only of the solid type but also the GGO type, by applying an image segmentation technology. Experiments on this technology using synthetic nodules have quantitatively verified that it achieves lower volumetric measurement errors for both solid and GGO nodules compared with other studies under similar conditions.

## 1 まえがき

2013年の厚生労働省の報告によると、わが国の死因1位はがんであり、中でも肺がんの死亡数は男性が1位、女性が2位である。また2012年の世界保健機関（WHO）の報告でも、世界のがん死亡数において男性の1位、女性の2位が肺がんとなっており、世界的にも肺がんの死亡数が非常に多い。その要因として、肺がんは健康診断などの検診で発見された時点で既に進行している場合が多いことが挙げられる。したがって肺がんの死亡数を減少させるためには、肺がんの早期発見と注意深い経過観察が必要であると考えられる。

肺がんの検診はX線レントゲン、又はCT（コンピュータ断層撮影）画像のスクリーニングによって行われている。CTは高精細な3次元（3D）画像を撮像でき、体内組織の詳細な観察ができることから、早期のがんのように小さな病変の発見に適している。CT画像による肺がんのスクリーニングは、X線レントゲン画像と比較して死亡数を約20%減少させたとの報告<sup>(1)</sup>もあり、検診におけるCT画像の重要性が高まっている。また近年のCT装置では、逐次近似再構成技術などの導入により画質を維持したまま超低線量での撮像が可能となっており、今後CT

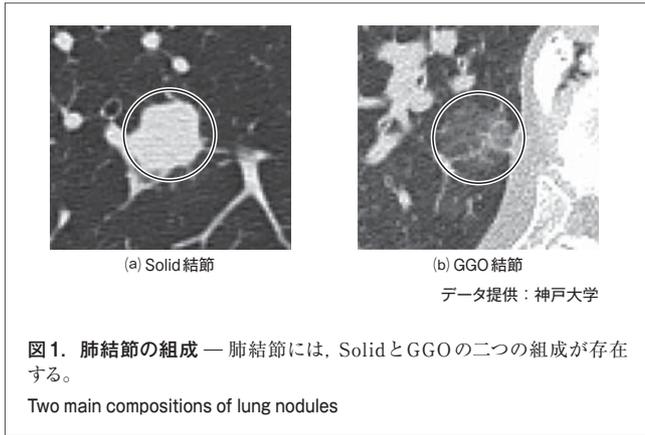
画像による肺がんのスクリーニングが増加すると考えられる。

## 2 肺結節の診断と組成

結節とは、一般に30 mm以下の塊状の病変を指し、良性和悪性があるが、悪性のものががんである。良悪性の診断基準として、結節内外の性状の評価が重要とされるが、確実な所見は少なく医師の経験に依存する部分も多い。したがって、定量的な指標として結節の大きさとその変化を評価することが有用である。従来は、医師がCTの2次元画像上で結節の最大径と最小径を調べて大きさを測定していたが、精度と再現性に課題があり、測定に手間が掛かるという問題もあった。これらの問題を解決するため、近年ではCT画像解析によって肺結節の体積を自動計測する技術への期待が高まっている。

肺結節には図1に示すように、充実性（Solid）とすりガラス状（GGO：Ground Glass Opacity）の二つの組成が存在する。特にGGOは、Solidに比べて悪性である可能性が高いことから、注意深い観察が必要であることが報告されている<sup>(2)</sup>。しかし、GGOはCT値<sup>(注1)</sup>が低いと周囲組織との画像コントラスト

(注1) X線吸収係数を基準物質からの相対値として表したものを。

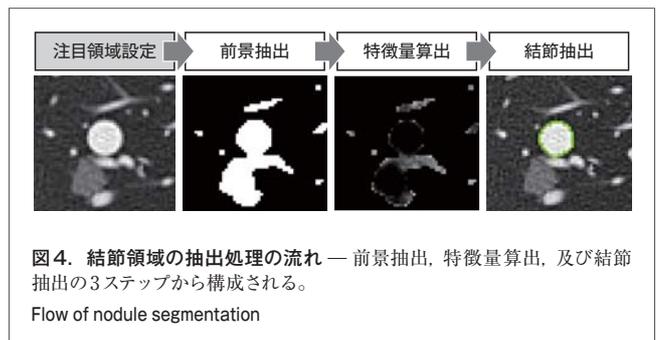
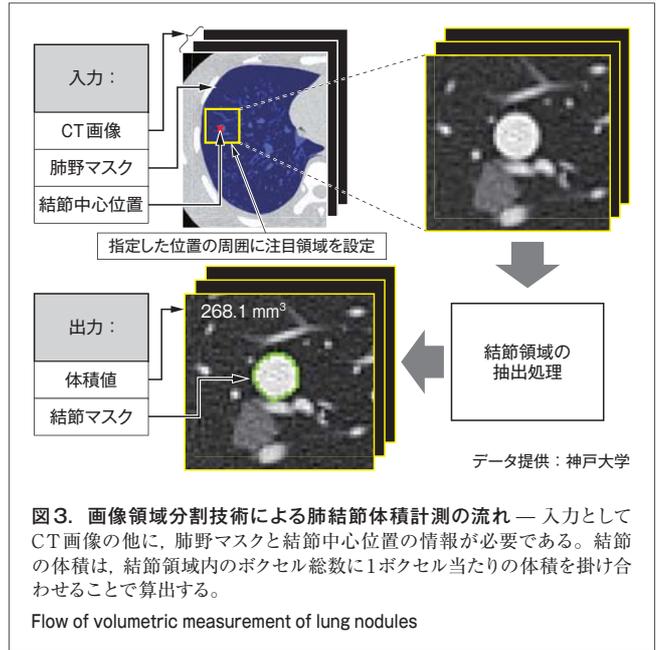
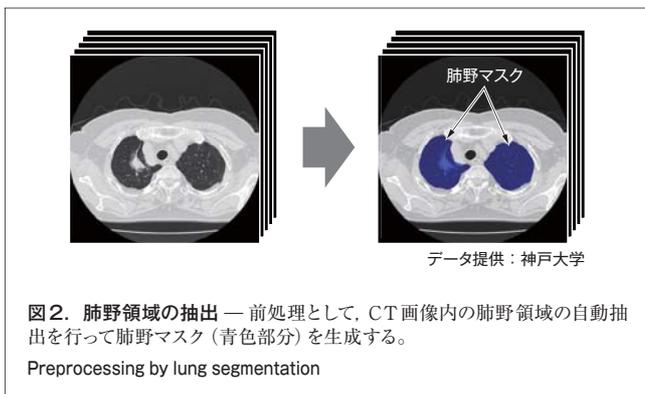


トが低く, 従来では正確に体積計測を行うことが難しかった。今回, 神戸大学との共同研究のもとで, 東芝及び東芝メディカルシステムズ(株)は結節の組成に関する事前情報を用いることなく, SolidとGGOの両方の組成に対して高精度な体積計測を行うことができる, 自動体積計測技術<sup>(3)</sup>を開発した。ここでは, 開発した技術の概要と評価実験の結果について述べる。

### 3 画像領域分割技術による肺結節の体積計測

まず前処理として, CT画像内の肺野領域を抽出する(図2)。具体的には, 肺野はCT値が低く, その外側の胸壁はCT値が高いことを利用して, CT画像内で明暗の差が大きい位置を肺野の境界として定める。体積計測の流れを図3に示す。肺野領域が指定されたCT画像中に, 医療従事者がマウスクリックなどによっておよその結節中心位置を指定すると, 画像解析によって3次元的な結節領域が自動抽出される。結節の体積は, 抽出された領域に含まれるボクセルの総数に, CT画像の解像度から計算される1ボクセル当たりの体積を掛け合わせることで算出できる。したがって, 結節領域を高精度に抽出することが重要となる。

次に, 結節領域の抽出処理の流れを図4に示す。この処理は, 前景抽出, 特徴量算出, 及び結節抽出の3ステップから構成される。以下に, それぞれの処理について述べる。



#### 3.1 前景抽出

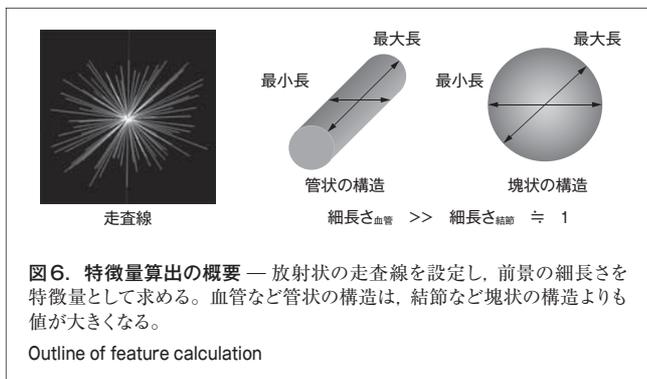
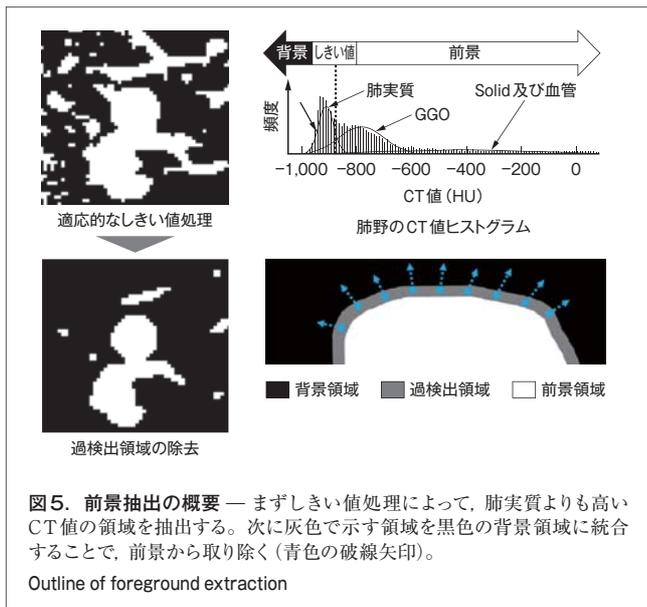
CT値は, 空気が-1,000 HU (Hounsfield Unit), 水が0 HUと定義されている。肺野領域の大部分を占める肺実質のCT値は空気を含むため-900 HU程度となり, 結節や血管などはこれに対して高いCT値となる。ここでは, 肺実質よりCT値の高い領域を前景, それ以外を背景と定義する。

図5に示すように, まずしきい値処理によって前景領域を大まかに抽出する。多くの場合に肺野のCT値が図5のように分布することに着目し, しきい値は, ヒストグラム解析により適応的に決定する。次に背景と空間的位置が近く, かつCT値が近い領域を, 図5の青色の破線矢印に示すように背景側に統合することで過検出領域の除去を行う。これにより, 血管や結節の境界に沿うように前景を抽出できるため, 後続の結節抽出の精度を向上させることが可能になる。

#### 3.2 特徴量算出

特徴量算出は, 2値画像の前景領域を用いることで, SolidとGGOのCT値の違いを吸収でき, 統一的に取り扱える。

前景として得られた領域には, 結節だけでなく血管も含まれ, それらが互いに接している場合も多い。したがって結節



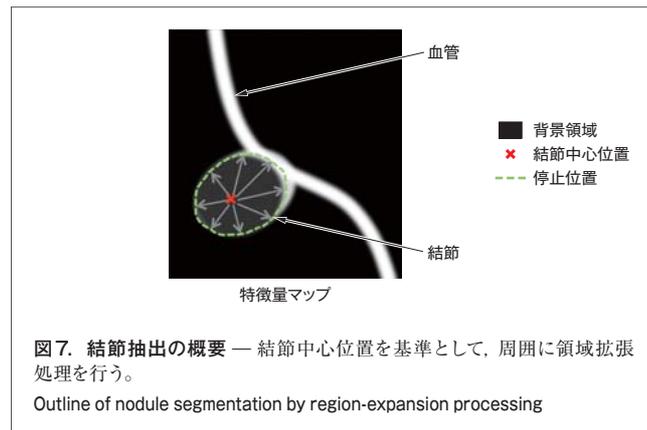
と血管を分離する処理が必要になるが、図5のCT値ヒストグラムのように結節（特にSolid）と血管は同様の分布となるため、CT値だけでの分離は難しい。そこで、結節は塊状、血管は管状という3次元的な構造の違いを表す特徴量の算出を行う。具体的には、前景領域の各ボクセルに対して図6に示すような放射状の走査線を設定し、各方向の前景の長さ（ボクセル数）を数える。次に、式(1)で定義される特徴量を、各ボクセルについて求め、特徴量マップを作成する。

$$\text{細長さ} = \text{前景の最大長} / \text{前景の最小長} \quad (1)$$

このとき、背景領域については、細長さを0とする。

### 3.3 結節抽出

算出した特徴量マップにおいて、結節中心位置を基準として周囲に領域拡張処理を行う。具体的には図7に示すように、中心位置から放射状に設定した経路上で、通過するボクセルの特徴量を累積していく。前述の特徴量は結節領域の特に中心付近では小さな値となり、血管領域では大きな値となる。したがって結節と血管の境界付近の、累積値が大きく変化する位置で領域拡張を停止し、その位置を結節領域の境界



とする。また、背景領域に拡張処理が及んだ場合も領域拡張を停止するものとする。

## 4 評価実験

球形の模擬結節と(株)京都科学製の胸部ファントムLUNGMANを、東芝メディカルシステムズ(株)製のCT装置Aquilion ONEを用いて撮像し、体積計測精度を定量的に検証した。実験の設定を表1に示す。Solid結節は1種類、GGO結節は2種類のCT値とし、それぞれ4種類の大きさを持つ結節を2個ずつ用いた。また撮像線量を変えた場合<sup>(注2)</sup>の体積計測精度を評価するために、CT装置の管電流時間積は4種類とした。体積計測精度は、式(2)により算出する。

$$\text{誤差率}(\%) = 100 \times (\text{計測値} - \text{球の体積}) / \text{球の体積} \quad (2)$$

そして、同様のファントムを用いた他の報告例との比較を行った。

Solid結節のCT値100 HUに対する実験結果を表2に示す。報告例<sup>(4)</sup>の実験設定に合わせた管電流時間積を選択し、結節

Experimental settings		項目	設定
胸部ファントム		LUNGMAN	
模擬結節	結節CT値 (HU)	-800 (GGO), -630 (GGO), 及び100 (Solid)	
	結節直径 (mm)	5, 8, 10, 及び12	
	個数	各々2個	
		撮像回数	各々3回
CT装置		Aquilion ONE	
		検出器配置	64列 × 0.5 mm
		回転時間 (s)	0.5
		ビームピッチ	0.83
		スライス厚及び間隔 (mm)	1.0
		管電圧 (kV)	120
		管電流時間積 (mAs)	10, 25, 50, 及び100
		再構成方法	フィルタ補正逆投影法 (Boost 3D)

(注2) 一般に管電流を下げると撮像線量が下がり、画質が悪化する。

直径ごとの絶対値誤差率の平均値を算出した。報告例<sup>(4)</sup>の結果に対して、開発技術ではおおむね低い誤差率を示していることが確認できる。GGO 結節のCT値-630 HUと-800 HUに対する実験結果を表3に示す。他の報告例<sup>(5)</sup>にある二つの計測方法の実験設定に合わせて管電流時間積50 mAsを選択し、結節直径ごとの誤差率の平均値と標準偏差を算出した。開発技術では、-630 HUだけでなく、CT値の低い-800 HU

のGGO 結節に対しても誤差が小さいことを確認した。

結節領域の抽出結果例を図8に示す。結節の周囲に血管が付着している場合でも正しく分離され、Solid 結節だけでなくGGO 結節も良好に抽出できている(図8(a), (b), 及び(c))。また撮像線量が低くノイズの多い画像に対しても、頑健であることを確認した(図8(d))。

表2. Solid 結節に対する絶対値誤差率の平均値

Mean absolute percentage errors obtained for solid nodules

項目	絶対値誤差率の平均値 (%)						
	開発技術			報告例 <sup>(4)</sup> より引用			
	管電流時間積 (mAs)			管電流時間積 (mAs)			
	25	50	100	25	50	100	
結節直径 (mm)	5	14.97	9.68	9.49	14.41	14.41	15.25
	8	3.72	7.96	9.36	13.96	13.9	12.4
	10	4.93	3.42	4.01	7.94	8.1	8.61
	12	1.28	1.95	2.51	25.63	24.71	24.89

表3. GGO 結節に対する誤差率の平均値と標準偏差

Mean percentage errors with standard deviations obtained for GGO nodules

項目	誤差率の平均値と標準偏差 (%)				
	開発技術	報告例 <sup>(4)</sup> より引用 計測方法1	報告例 <sup>(5)</sup> より引用 計測方法2	報告例 <sup>(5)</sup> より引用 計測方法2	
結節CT値 -630 HU	結節直径 (mm)	5	-0.41 ± 5.83	99.01 ± 48.14	75.93 ± 30.74
		8	-12.21 ± 17.41	38.15 ± 5.74	31.19 ± 8.79
		10	-3.55 ± 8.26	22.82 ± 9.59	28.34 ± 22.87
		12	-7.22 ± 0.81	13.08 ± 5.29	11.57 ± 4.79
結節CT値 -800 HU	結節直径 (mm)	5	-16.48 ± 21.38	76.79 ± 41.32	-
		8	2.18 ± 4.01	41.86 ± 25.12	-
		10	4.42 ± 6.43	19.10 ± 15.63	-
		12	2.23 ± 2.72	4.58 ± 7.09	-

\*管電流時間積50 mAsで評価

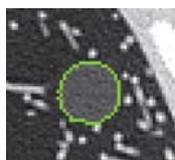
## 5 あとがき

肺がんの診断と経過観察において重要な結節の大きさを正確に測定するために、CT画像に画像領域分割技術を適用し肺結節の体積を自動計測する技術を開発した。模擬結節を用いた評価実験では、Solid 結節だけでなく、従来は計測が難しかったGGO 結節に対しても高精度な体積計測ができることを確認した。

この技術により、医療従事者は結節の組成を意識することなく簡便かつ高精度に肺結節の体積を計測でき、ワークフローの改善が期待される。

## 文献

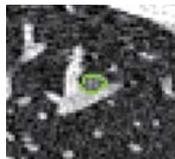
- (1) Aberle, D. R. et al. Reduced Lung-Cancer Mortality with Low-Dose Computed Tomographic Screening. *The New England J. Med.* **365**, 5, 2011, p.395 - 409.
- (2) Henschke, C. I. et al. CT Screening for Lung Cancer: Frequency and Significance of Part-Solid and Nonsolid Nodules. *Am. J. Roentgenology.* **178**, 5, 2002, p.1053 - 1057.
- (3) Yaguchi, A. et al. "Semi-automated segmentation of solid and GGO nodules in lung CT images using vessel-likelihood derived from local foreground structure". *Proc. SPIE 9414 Medical Imaging 2015: Computer-Aided Diagnosis*. Orlando, FL, USA, 2015-02, SPIE, 2015, 94142S.
- (4) Khalil, A. et al. "Volumetric measurement of pulmonary nodule using an ultra-low dose multi-detector-row CT: phantom study." *European Congress of Radiology*. Vienna, Austria, 2013-03, ECR, 2013, C-2435.
- (5) Kim, H. et al. A Comparison of Two Commercial Volumetry Software Programs in the Analysis of Pulmonary Ground-Glass Nodules: Segmentation Capability and Measurement Accuracy. *Korean J. Radiol.* **14**, 4, 2013, p.683 - 691.



(a) -800 HU, 12 mm, 100 mAs



(b) 100 HU, 8 mm, 50 mAs



(c) -630 HU, 5 mm, 25 mAs



(d) -800 HU, 10 mm, 10 mAs

\*各数値は、それぞれCT値、結節直径、及び管電流時間積を表す

データ提供：神戸大学

図8. 結節領域の抽出結果例 — 緑色線は抽出された結節領域の境界を示しており、結節の周囲に血管が付着している場合でも正しく分離できている。また撮像線量が低い場合でもGGO 結節が良好に抽出できている。

Examples of results of nodule segmentation



谷口 敦司 YAGUCHI Atsushi

研究開発統括部 研究開発センター マルチメディアラボラトリー。  
医用画像解析技術の研究・開発に従事。  
Multimedia Lab.



岡崎 智也 OKAZAKI Tomoya

研究開発統括部 研究開発センター マルチメディアラボラトリー。  
医用画像解析技術の研究・開発に従事。情報処理学会会員。  
Multimedia Lab.



青柳 康太 AOYAGI Kota

東芝メディカルシステムズ(株) 医用システム研究開発センター  
臨床アプリ研究開発部参事。臨床アプリケーション技術の研究・  
開発に従事。  
Toshiba Medical Systems Corp.