

動物摘出肺を対象とした脱気変形の解析

小林晃太郎[†] 中尾恵[†] 徳野純子[‡] 陳豊史[‡] 伊達洋至[‡] 松田哲也[†]

[†] 京都大学大学院情報学研究科 〒606-8501 京都市左京区吉田本町

[‡] 京都大学医学部附属病院呼吸器外科 〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町 54

E-mail: [†] {kkobayashi}@sys.i.kyoto-u.ac.jp, {megumi, tetsu}@i.kyoto-u.ac.jp

[‡] {jtokuno, fengshic, hdate}@kuhp.kyoto-u.ac.jp

あらまし 近年のイメージング機器の進歩により、肺領域ではこれまで発見されなかったような微小肺結節が複数発見される機会が増加している。すべての結節の位置を把握した後に手術が実施されるが、術前において肺は含気状態である。手術時には肺が脱気して虚脱し、結節の位置は変化する。本研究では、手術時における肺微小結節の位置同定を目標とし、脱気変形のモデル開発を目指している。本論文では、その前段階として脱気変形の知見を得ることを目的に、動物摘出肺を対象に脱気変形の解析を行った。本研究では、離散ラプラスアンに基づいた形状修正を肺表面の変位算出の目的に合わせて拡張して用いた。参照点について位置合わせに基づいて算出された変位と、手動によるポインティングで得られた変位と比較し、平均 1.5 mm の誤差で変位算出されたことを確認した。さらに、肺表面と気管支の変位の関係についても調査した結果、肺門からのユークリッド距離に基づいて表面変位の大きさが規則的に分布する傾向が認められた。また、表面変位が気管支の変位よりも相対的に大きい領域があることが認められた。

キーワード 脱気変形, 表面データ位置合わせ, 肺

Analysis of deaeration deformation for *ex vivo* animal lung

Kotaro Kobayashi[†] Megumi Nakao[†] Junko Tokuno[‡] Toyofumi F. Chen-Yoshikawa[‡]

Hiroshi Date[‡] and Tetsuya Matsuda[†]

[†] Dept. of System Science, Graduate School of Informatics, Kyoto University.

Yoshida Honmachi, Sakyo-ku, Kyoto, 606-8501 Japan

[‡] Dept. of Thoracic Surgery, Kyoto University Hospital. 54 Shogoinkawahara-cho, Sakyo-ku, Kyoto, 606-8507 Japan

E-mail: [†] {kkobayashi}@sys.i.kyoto-u.ac.jp, {megumi, tetsu}@i.kyoto-u.ac.jp

[‡] {jtokuno, fengshic, hdate}@kuhp.kyoto-u.ac.jp

Abstract Recent advance of imaging techniques enables to visualize minute lung nodules in the early stage cancer. Although lung nodules are determined using preoperative CT images, the position of the nodules change during surgery due to deaeration. This study was performed to analyze deaeration deformation of animal lungs for development of intraoperative guidance of minute lung cancer. CT images are measured from *ex vivo* animal lungs with different internal pressures, and surface displacement is analyzed using surface registration. An extension of the Laplacian-based registration algorithm for calculating displacement is proposed in this study. The registration results were evaluated using reference points manually determined on the lung surface and the registration error was within 1.5 mm on average. The relationship between surface and bronchial displacement of *ex vivo* lungs was also investigated. We found that the magnitude of surface displacement was distributed in an orderly way based on the distance from the pulmonary hilum while it was confirmed that there was a region where the surface displacement was relatively larger than the displacement of the bronchus.

Keywords Deaeration deformation, Surface registration, Lung

1. はじめに

イメージング機器の進歩によって、肺領域ではこれまで発見されなかったような微小肺結節が発見される機会が増加しており、その外科的治療として患者の身

体的負担を軽減できる胸腔鏡下外科手術が数多く実施されている。術前 CT 画像が撮影され、すべての結節の位置を把握した後に手術が実施されるが、術前において肺は含気状態である。手術時には肺が脱気して虚

脱し、結節の位置は変化する．手術時に複数の微小結節の位置を正確に推定することができれば、切除範囲を限定でき肺機能の温存が可能となることが期待される．これまでに肝切除術などを対象としたモデル開発[1,2]は多数試みられている．呼吸器領域においては呼吸に伴う肺の変形[3-5]が主に着目されてきたが、脱気変形については 4D-CT を用いた動物肺の内部構造のレジストレーションの試み[6]が報告されているものの、脱気変形の定式化やモデル開発例はまだ知られていない．

本研究では、手術時における微小肺結節の位置同定を目標として、肺の脱気変形のモデル開発を目指している．本論文では、その前段階として脱気変形の知見を得ることを目的にビーグル犬の左摘出肺を対象に、内部構造の一つである気管支と肺表面の脱気変形の変位解析を目的とする．気管支には分岐点などランドマークとなる特徴があるため、対応点の指定により変位を得ることができる．一方、肺の表面にはそのような特徴が少ないため、対応点の指定による変位計測は困難である．臓器形状の解析方法として形状位置合わせを利用している研究[7]がこれまでも行われており、本研究では、脱気変形解析の目的に合わせて位置合わせアルゴリズムの拡張を試みる．変位の真値が自明な人工データを用いて提案手法による変位算出精度を評価した．次に異なる気管支内圧の条件下で取得されたビーグル犬 3 体の CT データに提案方法を適用して肺表面変位の算出を試み、気管支の変位との関係性を調査した．

2. 方法

2.1. 動物摘出肺データ

京都大学動物実験施設でビーグル犬 3 体の左摘出肺に挿管し、気管支内圧を 12cmH₂O, 9cmH₂O, 6cmH₂O, 3cmH₂O に変化させて図 1 の CT 画像を撮像した．なお、本実験は「研究機関等における動物実験等の実施に関する基本指針（平成 18 年文部科学省告示第 71 号）」に則り、京都大学動物実験委員会の承認の下で実施された．3 体のデータを case1, case2, case3 とする．次に解析を容易にするため、CT 画像を上葉と下葉に分割し、挿管チューブの挿入部にあたる肺門部が原点となるように、ボリュームデータを平行移動させ、Poisson surface reconstruction[8]により、表面データ（頂点数 502, 四面体要素数 1000）を作成した．また、三次元データの可視化及び、解析ソフトウェアの Mercury 社製 Amira の中心線抽出ツールを用いて気管支の中心線データを作成した．

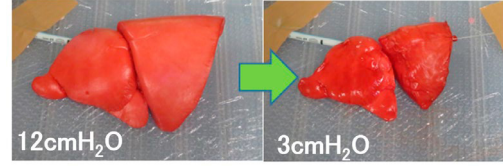


図 1. ビーグル犬の左摘出肺

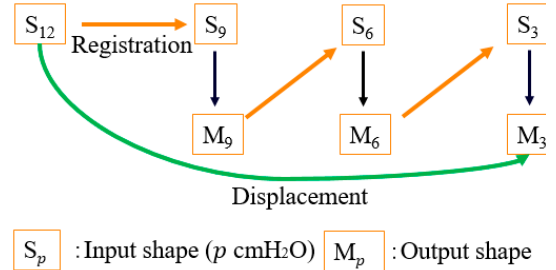


図 2. 位置合わせに基づいた変位算出の流れ

2.2 位置合わせ手法の概要

位置合わせによる脱気変形の表面変位算出の流れを図 2 に示す．本研究では、気管支内圧 12 cmH₂O の状態を含気状態、3 cmH₂O の状態を脱気状態とし、図 2 のように段階的な位置合わせを行い、位置合わせ後のソース形状の頂点の移動距離を局所変位として算出し、変位分布を可視化する．変位算出を目的とした形状位置合わせは、形状の頂点単位で局所的にも正しい対応となるような位置合わせを行わなければならない．そこで、変位解析の目的に対して、より適した位置合わせアルゴリズムを検討した．具体的には、離散ラプラシアンに基づく形状修正アルゴリズムの改善を行い、アフィン変換、区分線形アフィン変換[9](Piecewise Affine, 以下 PWA)を組み合わせたアルゴリズムを検討した．

2.3 離散ラプラシアンに基づく形状修正

離散ラプラシアンは形状の平均曲率法線を近似的に表現する形状記述子であり、臓器形状の位置合わせにも応用例[7]がある．形状の i 番目の頂点座標 $\mathbf{v}_i$ の離散ラプラシアン $L(\mathbf{v}_i)$ は式(1)のように定義される．

$$L(\mathbf{v}_i) = \sum_{j \in N(\mathbf{v}_i)} w_{ij}(\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j) \quad (1)$$

ここで、 w_{ij} は重み、 $N(\mathbf{v}_i)$ は頂点 $\mathbf{v}_i$ に隣接する頂点数を示す．離散ラプラシアンに基づく形状修正は離散ラプラシアンにより形状を保持しつつ、位置制約を満たすように形状を修正する．斎藤らの研究[10,11]で用いられた離散ラプラシアンに基づく形状修正の目的関数を式(2)に示す．

$$E = \min \left(\sum_{i=1}^N |L(\mathbf{v}_i') - L(\mathbf{v}_i)|^2 + \sum_{i=1}^N \alpha_i |\mathbf{p}_i - \mathbf{v}_i'|^2 \right) \quad (2)$$

ここで、 N はソース形状の頂点数、 p_i は v_i の位置制約点の座標で、 α_i は重みである。第一項は形状保持制約、第二項は位置制約として機能し、それらを線形に結合した目的関数 E を最小化するような頂点 v'_i を求めて形状を修正する。重みパラメータである α_i は問題に合わせて設定される。

2.4 形状保持制約の改善

本節では肺表面の変位解析に適した離散ラプラシアンに基づく形状修正について提案する。図1から、脱気変形は含気時の初期形状を概ね保ったまま体積が大きく変化する特徴があると考えられる。変形量が多い場合、式(2)を繰り返し解くことによってソース形状をターゲット形状に徐々に漸近させるが、式(2)における形状保持制約は現在の形状を保持するように作用する。反復処理により計算誤差が累積すると初期形状から大きく異なる形状で位置合わせがなされてしまう可能性がある。特に変位算出の目的においては、初期形状をある程度保持しつつターゲット形状に合致するように形状修正を行うほうが、すべてのソース形状の頂点がターゲット形状の対応する頂点に対して、より局所的に合致するような形状修正が可能であると考えられる。そのため、新たに初期形状に関する制約を加えた目的関数を式(3)に示す。

$$E = \sum_{i=1}^N |\delta_i(L(v'_i) - L(v_i)) + (1 - \delta_i)(L(v'_i) - L(v_{0i}))|^2 + \sum_{i=1}^N \lambda_i |p_i - v'_i|^2 \quad (3)$$

ここで、 v_{0i} は初期形状の i 番目の頂点座標、 $\delta_i(0 \leq \delta_i \leq 1)$ 、 λ_i は重みである。直前の形状に加えて初期形状をできるだけ保持するという制約の下で、位置制約を満たすように形状を修正する関数となっている。

2.5 提案する形状位置合わせアルゴリズム

離散ラプラシアンに基づく形状修正の流れを次に記す。

- STEP1 現形状の離散ラプラシアンを算出。
- STEP2 位置制約点 p を算出。
- STEP3 式(3)に基づいて E を最小化する v'_i を導出し、 $v_i \leftarrow v'_i$ として形状を修正。
- STEP4 STEP1に戻る。

STEP2における位置制約点 p の決定方法について説明する。離散ラプラシアンに基づく形状修正は位置制約に基づいて形状が修正されるため、対応していると考えられる箇所に位置制約を加えられなければならない。ソース形状の頂点が局所的に対応しているターゲット形状の頂点を探索するために、ソース形状の頂点 v_s に

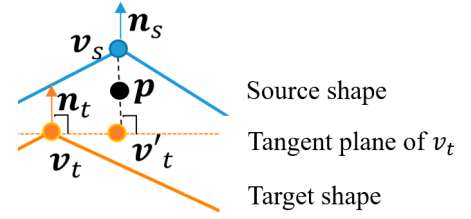


図3 位置制約点決定方法の簡略図

ついてターゲット形状のすべての頂点 v_t に対して、式(4)で定義する形状表現における頂点間の類似度の指標として評価値 Q を計算する。

$$Q = |v_s - v_t| + w(1 - n_s \cdot n_t) \quad (4)$$

ここで n_s, n_t は v_s, v_t の頂点法線、 w は重みである。式(4)は Q が小さいほどソース形状とターゲット形状の頂点間の類似度が高いことを示す。すべてのソース形状の頂点について式(4)に基づいて評価を行い、ソース形状の頂点の中で特に評価値 Q が大きく類似度の低い頂点群に位置制約を加え、類似度が特に高い頂点群には固定制約を加える。位置制約点決定方法の簡略図を図3に示す。位置制約を与えられたソース形状の頂点 v_s について Q が最小となるような点を v_t としたとき、 v_t と n_t によって定義される接平面に v_s を射影し、射影した点を v'_t とする。 m を定数、ソース形状を構成するすべての辺の長さの平均値を l としたとき、位置制約点 p を式(5)のように決定する。

$$p = v_s + \frac{l}{m}(v'_t - v_s) \quad (5)$$

Step4の修正回数は、一定回数だけ形状修正を繰り返してもソース形状とターゲット形状間の表面間距離の最大値が改善されなかった場合に収束とみなし修正を停止する。収束しなかった場合は修正回数が1000回に達したら修正を停止することとした。

3. 実験と結果

3.1. 実験手順

本研究では、まず前実験として変位の真値が自明な人工データを用いて、表面変位算出に用いる位置合わせ手法の検討とパラメータ設定を行う。次に、提案手法に基づいて、ビーグル犬の肺表面の変形解析を行う。さらに、手動によるポインティングに基づいて気管支の変位を計測し、表面解析結果と比較して、表面と内部構造の変位量の関係性を調べる。

3.2. 位置合わせ手法の比較

前実験として、変位が自明の人工データを用いて4種類の位置合わせ手法に基づいた変位算出を行い、変位算出に適した位置合わせ方法を検討する。用いたデ

表 2. 各パラメータにおける頂点間距離誤差平均値（最大値）[mm]

(a) 手法 1, (b) 手法 2, (c) 手法 3, (d) 手法 4

7.4 (18.6)				
(a)				
$\lambda \backslash \delta$	0.5	0.7	0.9	1.0
2.0	4.2 (10.9)	3.4 (9.0)	3.9 (9.6)	3.9 (10.0)
3.0	3.7 (10.4)	3.9 (9.6)	3.6 (8.2)	4.3 (11.4)
4.0	3.6 (8.2)	4.2 (11.0)	3.5 (9.2)	3.7 (10.5)
(b)				
$\lambda \backslash \delta$	0.5	0.7	0.9	1.0
2.0	2.9 (8.1)	3.4 (9.2)	3.1 (7.3)	4.7 (10.7)
3.0	3.3 (8.3)	2.9 (8.0)	3.1 (7.5)	4.7 (10.4)
4.0	3.1 (8.4)	3.0 (7.7)	3.2 (7.5)	5.1 (12.4)
(c)				
$\lambda \backslash \delta$	0.5	0.7	0.9	1.0
2.0	3.1 (8.6)	3.7 (9.4)	3.2 (7.6)	4.6 (10.7)
3.0	3.5 (8.8)	3.0 (7.9)	3.3 (7.8)	4.7 (10.7)
4.0	3.2 (8.4)	3.1 (7.8)	3.3 (7.6)	5.1 (12.4)
(d)				
$\lambda \backslash \delta$	0.5	0.7	0.9	1.0
2.0	2.9 (8.1)	3.4 (9.2)	3.1 (7.3)	4.7 (10.7)
3.0	3.3 (8.3)	2.9 (8.0)	3.1 (7.5)	4.7 (10.4)
4.0	3.1 (8.4)	3.0 (7.7)	3.2 (7.5)	5.1 (12.4)

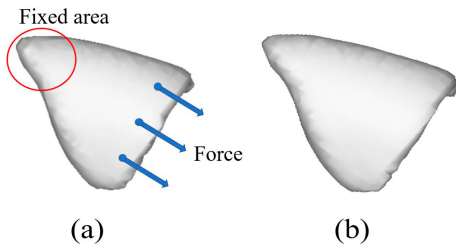


図 4 人工データ (a) ソース形状 (b) ターゲット形状

ータは, case3 下葉 12cmH₂O をソース形状とし, ターゲット形状は有限要素法を用いてソース形状を変形させたものとした. 初期形状, 変形後の形状と有限要素法において加えた力の向きと固定点を図 4 に示す. 変形によるソース形状の最大変形量は 28.7mm とした. 本実験では次の四つの位置合わせ方法を比較する.

手法 1: アフィン変換→PWA,

手法 2: アフィン変換→PWA→離散ラプラシアンに基づく形状修正,

手法 3: アフィン変換→離散ラプラシアンに基づく形状修正,

手法 4: アフィン変換→離散ラプラシアンに基づく形状修正→PWA

ここで, 手法 2, 手法 3, 手法 4 における離散ラプラシアンに基づく形状修正のパラメータは経験的に選択した $\lambda=\{2.0, 3.0, 4.0\}$, $\delta=\{0.5, 0.7, 0.9, 1.0\}$ の組み合わせ計 12 パターンについて実験を行った. アフィン変換と PWA に基づいた位置合わせは CMA-ES アルゴリズム[12]を用い, 式(4)を最小化するように位置合わせを行う. 本研究では, w はソース形状とターゲット形状の頂点の双方向距離の平均値とした. また, 離散ラプラシアンに基づいた形状修正は, $m=200$ とし, 固定制約を Q が特に小さいソース形状の頂点数の 2% の頂点に対して加え, 位置制約を Q が特に大きい頂点 10%

表 2. 参照点における算出された変位の誤差 (TRE)

Upper lobes	u_1	u_2	u_3
TRE	1.1 ± 0.2	0.9 ± 0.5	0.8 ± 0.5
Upper lobes	u_4	u_5	u_6
TRE	2.9 ± 1.8	0.4 ± 0.0	2.1 ± 0.1
Lower lobes	l_1	l_2	l_3
TRE	1.2 ± 1.1	3.0 ± 1.2	1.8 ± 1.4
Lower lobes	l_4	l_5	l_6
TRE	0.8 ± 0.3	1.4 ± 0.4	1.2 ± 0.3

に加えた. 位置合わせ終了後に, 真の形状と推定形状の対応する各頂点において頂点間距離を求め平均値, 最大値を算出した. 頂点間距離は変位の真値 $\hat{v}_i$ と推定値 v'_i の距離の差であり, i 番目の頂点における頂点間距離 d_{v_i} は式(6)で定義される.

$$d_{v_i} = |\hat{v}_i - v'_i| \quad (6)$$

CMA-ES のランダム性から試行ごとに位置合わせ結果にばらつきがあるため, 各位置合わせを 3 回行って得られた位置合わせ結果の平均値を各手法の結果とした.

試行した各手法における頂点間距離誤差を表 1 に示す. 表 1 から手法 4 ($\delta=0.7, \lambda=3.0$) が 4 つの手法の中で最も頂点間距離誤差平均値が小さかったため, 手法 4 ($\delta=0.7, \lambda=3.0$) を提案方法とした. この時の頂点間距離誤差は平均で 2.9mm, 最大で 8.0mm であった.

3.3. 表面変位の解析

本節では提案手法に基づいたビーグル犬の左摘出肺の表面変位の解析について述べる. 提案手法に基づいて変位を算出し, 位置合わせ後のソース形状上に, 変位量をカラーマップに表示して可視化した. また, 位置合わせ後のソース形状とターゲット形状間の領域間のずれを表す指標としてハウスドルフ距離を導入した. ソース形状 S_s とターゲット形状 S_t 間のハウスドルフ距離 $H(S_s, S_t)$ は式(7)で定義される.

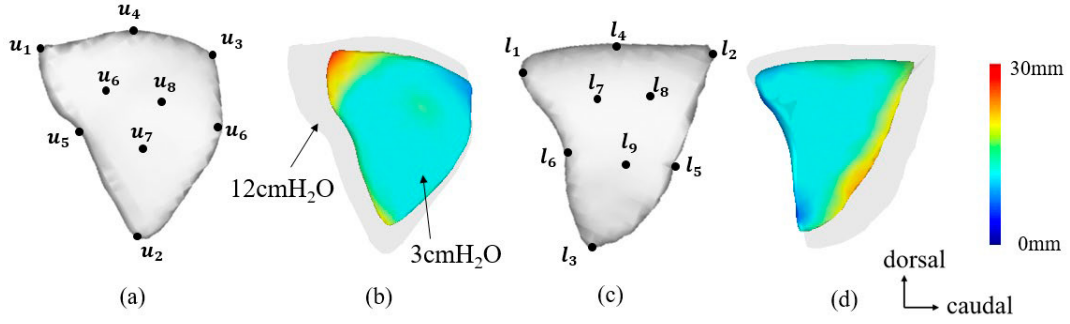


図 5 表面変位カラーマップ図

(a) 上葉 12 cmH₂O (b)上葉変位カラーマップ (c)下葉 12 cmH₂O (d)下葉変位カラーマップ

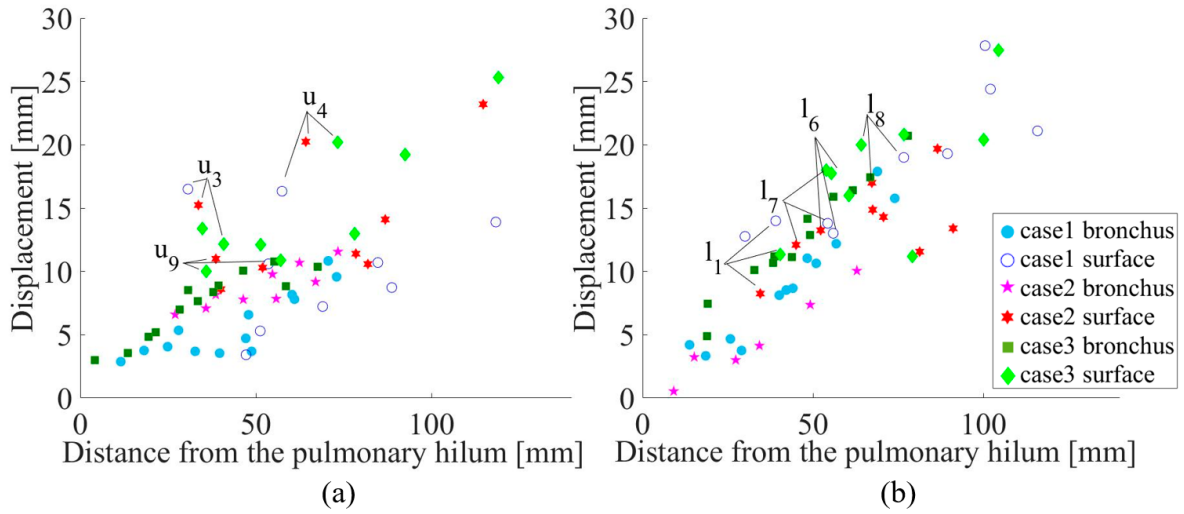


図 6 ユークリッド距離に基づいた気管支と表面変位 上葉(a) と下葉(b)

$$H(S_s, S_t) = \max \left\{ \sup_{v_s \in S_s} \inf_{v_t \in S_t} d(v_s, v_t), \sup_{v_t \in S_t} \inf_{v_s \in S_s} d(v_s, v_t) \right\} \quad (7)$$

変位量を可視化した結果の 1 例を図 5 に示す. case1, case2, case3 の位置合わせ後の形状間のハウスドルフ距離は平均で 0.7 mm, 最大で 5.2 mm であった. CT データでは脱気変形における局所変位の真値は得られないため, 変位算出結果の評価は難しい. そこで上葉と下葉に目視で 12cmH₂O と 3cmH₂O 間で対応していると考えられる参照点を手動でポインティングすることによって変位を計測し, 位置合わせによる変位算出結果と比較した. 参照点は図 5 に示す上葉 $u_1, u_2, u_3, u_4, u_5, u_6$ と下葉 $l_1, l_2, l_3, l_4, l_5, l_6$ とした. 参照点について位置合わせに基づいて算出された変位量と手動で計測された変位量の差の case1, case2, case3 の 3 例に関する平均値と標準誤差を表 2 に示す. 誤差は平均で 1.5mm であり, 可視化した変位分布には大きな誤差が含まれていないことが確認できる. また, 上葉と下葉の最大変位量は 26.2 mm, 27.6mm であった.

3.4. 表面変位と気管支変位の関係性の解析

最後に, 表面変位と気管支変位の関係性の解析を行った. 気管支は特に明瞭な分岐点について最大 13 点を参照点として選択し, 対応点の指定によって変位を求めた. 次に肺の表面と気管支の変位の関係を検討するために, 3.3 節で用いた参照点に加えて図 5 に示す $u_7, u_8, u_9, l_7, l_8, l_9$ の参照点を追加した. 3 例の上葉と下葉について, 肺門部からのユークリッド距離に対する肺表面と気管支の参照点の変位量を重ねてプロットした結果を図 6 に示す. 図 6 から参照点の変位は上葉より下葉のほうが傾きが大きかった.

4. 考察

本研究では, 3 例の脱気変形の解析を行った. 各ビーグル犬は他の目的の動物実験にも併用されるため, 摘出後に迅速に CT 画像を撮影可能な個体数に限りがあり, 本実験で個体数が 3 体にとどまった. 図 6 から, case1, case2, case3 ついて点 $u_3, u_4, u_9, l_1, l_6, l_7, l_8$ の表面変位が同程度のユークリッド距離に存在している

気管支の参照点の変位より大きく、その他の参照点についても同様の傾向がみられた。このように、肺門から等距離であっても表面変位のほうが気管支の変位よりも相対的に大きい領域が存在した。また、case1の上葉の変位が他の2体と比較して、変位が小さい傾向がみられた。この原因として、気管支内圧を変化させてCT画像を撮像する際に、十分に気体を注入できていなかった可能性が考えられる。

5. 最後に

本研究では、3体のビーグル犬の左摘出肺を対象に肺表面の形状位置合わせと、気管支の対応点指定による変位解析を行った。従来の離散ラプラスアンに基づく形状修正の目的関数に、初期形状を保持する制約を加えることで表面変位の算出に適した位置合わせ手法を提案した。参照点について提案手法に基づいて算出された変位と手動により計測された変位の差は平均で1.5mmであることを確認した。提案手法に基づいて算出された表面変位と、気管支の対応点指定による変位解析の結果、肺門から等距離であっても表面変位のほうが気管支の変位よりも相対的に大きい領域が存在した。しかし、本研究では気管支において、局所的な変位量の比較に留まり、三次元的な対応に着目した比較もできていない。従って、気管支に対しても位置合わせによる変位算出を試みるなど肺領域全体を解析可能な手法が望まれる。今後はこのような課題を克服し、脱気変形モデルの構築につなげていきたい。将来的には、生体肺に関してもより手術時に近い状態でCT画像を撮影し個体数を増やして解析を行う予定である。

謝辞

本研究は、AMED 産学連携医療イノベーション創出プログラム (ACT-M) 「脱気変形肺に対応した微小結節の術中同定法」の助成による。

文 献

- [1] Suwelack S, Rohl S, Bodenstedt S, Reichard D, Dillmann R, Santos TD, Mair HL, Wagner M, Wunschr J, Kenngott H, Muller BP, Speidel S: Physics-based shape matching for intraoperative image guidance. *Med Phys*, Vol. 41, Issue. 10, pp. 111901, 2014.
- [2] Nakao M, Minato K: Physics-based interactive volume manipulation for sharing surgical process. *IEEE Trans. on Info. Tech. in Biomed*, Vol. 14, No. 3, pp. 809-816, 2010.
- [3] Yang D, Lu W, Low DA, Deasy JO, Hope AJ, El Naqa I: 4D-CT motion estimation using deformable image registration and 5D respiratory motion modeling. *Medical Physics*, Vol. 35, Issue 10, pp. 4577-4590, 2008.

- [4] Nakao M, Kawashima A, Minato K, Kokubo M: Simulating lung tumor motion for dynamic tumor-tracking irradiation. *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, pp. 4549-4551, 2007.
- [5] Nakamura M, Nakao M, Matsuo Y, Mukumoto N, Iizuka Y, Yokota K, Mizowaki T, Hiraoka M: Application of a feature - based tracking algorithm to kV X - ray fluoroscopic images toward marker - less real - time tumor tracking. Vol. 43, No. 6, pp. 3636, 2016.
- [6] Uneri A, Nithiananthan S, Schafer S, Otake Y, Stayman JW, Kleinszig G, Sussman MS, Prince JL, Siewerdsen JH: Deformable registration of the inflated and deflated lung in cone-beam CT-guided thoracic surgery, Initial investigation of a combined model and image-driven approach. *Med Phys*, Vol. 40, No. 1, pp. 4951-1979, 2012.
- [7] Kim J, Valdes-Hernandez Mdel C, Royle NA, Park J: Hippocampal shape modeling based on a progressive template surface deformation and its verification. *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol. 34, No. 6, pp. 1232-1261, 2015.
- [8] Kazhdan M, Bolitho M, Hoppe H: Poisson surface reconstruction. *Symposium on Geometry Processing*, pp. 61-70, 2006.
- [9] Pitiot A, Bardinet E, Thompson PM, Malandain G: Piecewise affine registration of biological images for volume reconstruction. *Medical Image Analysis*, Vol. 10, Issue 3, pp. 465-483, 2006.
- [10] 齋藤 陽, 中尾 恵, 浦西 友樹, 松田 哲也: 内視鏡手術支援のための多視点シルエット画像を用いた柔軟体の変形推定. 電子情報通信学会技術研究報告 医用画像 (MI), Vol. 115, No. 25, pp. 13-18, 2015.
- [11] Saito A, Nakao M, Uranishi Y, Matsuda T: Deformation estimation of elastic bodies using multiple silhouette images for endoscopic image augmentation. *IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR)*, pp. 170-171, 2015.
- [12] Hansen N, Mnlner S.D, Koumoutsakos P: Reducing the time complexity of the derandomized evolution strategy with covariance matrix adaptation (CMAES). *Evolutionary Computation* Vol. 11, Issue. 1, pp. 1-18, 2003.