

## 術中 CBCT 画像を用いた虚脱肺の変形解析の試み

前川日南子<sup>†</sup> 中尾 恵<sup>†</sup> 峯浦 一貴<sup>††</sup> 芳川 豊史<sup>†††</sup> 松田 哲也<sup>†</sup>

<sup>†</sup> 京都大学大学院情報学研究科 〒606-08501 京都市左京区吉田本町

<sup>††</sup> 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

<sup>†††</sup> 名古屋大学医学部附属病院呼吸器外科 〒466-8550 名古屋市昭和区鶴舞町 65

E-mail: [†mhina@sys.i.kyoto-u.ac.jp](mailto:†mhina@sys.i.kyoto-u.ac.jp)

あらまし 肺は手術時に虚脱するため、肺内部に複数発生しうる微小結節の位置同定が望まれる。術中に撮像された Cone-beam CT(CBCT) 画像により、肺全体の虚脱変形を推定するモデルを構築できる可能性がある。本研究では手術室において含気状態と虚脱状態で撮像された Paired CBCT 画像の位置合わせを行い、術中気胸の変形解析を行った。部分観測された大きな回転を含むデータに対応した位置合わせの枠組みを提案した。撮像時に肺表面に設置されたクリップを利用し、8 症例に対して平均誤差 3.9mm の位置合わせが達成されることを確認した。解析の結果、変位には収縮に加えて回転や肺門からの距離の影響が大きいことが確認された。

キーワード 形状マッチング, CBCT 画像, 気胸変形, 虚脱肺

## A preliminary study on deformation analysis of collapsed lung using intraoperative CBCT images

Hinako MAEKAWA<sup>†</sup>, Megumi NAKAO<sup>†</sup>, Katsutaka MINEURA<sup>††</sup>,  
Toyofumi F CHEN-YOSHIKAWA<sup>†††</sup>, and Tetsuya MATSUDA<sup>†</sup>

<sup>†</sup> Dept. of System Science, Graduate School of Informatics, Kyoto University.

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

<sup>††</sup> Dept. of Thoracic Surgery, Kyoto University Hospital.

54 Shogoinawahara-cho, Sakyo-ku, Kyoto, 606-8507 Japan

<sup>†††</sup> Dept. of Thoracic Surgery, Nagoya University Hospital.

65 Tsurumai-cho, Showa-ku, Nagoya, 466-8550 Japan

E-mail: [†mhina@sys.i.kyoto-u.ac.jp](mailto:†mhina@sys.i.kyoto-u.ac.jp)

**Abstract** Since the lung deforms during surgery, it is important to obtain the location of the tumor. Deformation of the whole lung could be estimated using intraoperative Cone-beam CT(CBCT) images. In this study, we registered the paired intraoperative CBCT images in the inflated and deflated states, and analyzed their deformation. Experimental results showed that the proposed methods reduced the error of point-to-point correspondence. As a result of registration using clips placed on the lung surface during imaging, it was confirmed that an average error of 3.9 mm was achieved in 8 cases. The result of analysis showed that both rotation and contraction had large effects on displacement.

**Key words** Shape matching, CBCT images, pneumothorax deformation, collapsed lung

### 1. はじめに

近年、医療の現場において Computed Tomography(CT) 画像や Magnetic Resonance Imaging(MRI) 画像などの高解像度の 3 次元画像が撮影されるようになり、これらの画像を用い

て臓器変形や形状差の解析が行われている。臓器変形の例として、術中気胸がある。肺は通常は含気状態であるが、手術時には胸部を切開することにより脱気して虚脱する。手術前に CT 画像を撮影することにより微小結節の位置を把握し、手術が行われるが、虚脱により手術前と開始後で肺の形状は変化するた

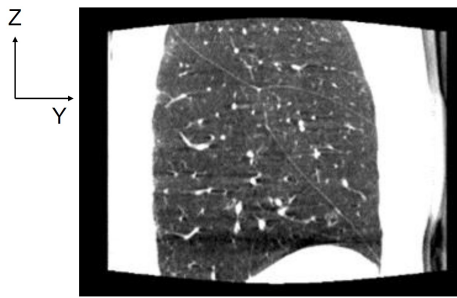


図1 CBCT 画像 (含気)

め、結節の位置を正確に把握する必要がある。現在、臨床において実用化されている術前に色素等で結節周辺をマーキングする方式 [1] では、追加の計測や処置が必要になるなど患者と医師双方の負担となることが課題となっている。これに対し、中尾らは外科手術時の臓器変形と切開をリアルタイムで再現する研究を行っている [2]。さらに画像解析に基づいて気胸変形を数理モデル化し、手術時の結節の位置が推定できると、患者と医師の負担を軽減することができ、より精密な手術が可能になると期待される。

これまでに、医用画像において臓器の対応関係を求める目的で様々な位置合わせ技術が研究されてきた。正しい位置合わせが可能になると、臓器領域の自動認識や、外科手術や放射線治療の支援などの様々な研究に応用できると期待される。臓器変形に対して位置合わせを行った研究の例として、肝臓や肺を対象として術前 CT と術中 CT の位置合わせを行った研究 [3], [4] や、肺の呼吸変形に対して位置合わせを行った研究 [5], 呼吸に伴う臓器変形を対象とした 4D-CT の位置合わせ [6] が試みられている。また、動物生体肺を対象に、気胸変形の 3 次元解析を目的とした研究が行われている [7], [8]。また近年、術中に Cone-beam CT (CBCT) を用いて部分的に臓器を撮像することが可能となり (図 1), 術前 CT と術中 CBCT の変形推定を行う研究が多数報告されている。動物肺を対象に画像位置合わせを行った研究 [10] や、腹部領域を対象に画像位置合わせを行った研究 [11], 術前の吸気時の CT 画像と術中の含気時の CBCT 画像の位置合わせを試みた研究 [12] などが報告されている。以上に挙げた研究は動物肺やヒトの肝臓、体位の違いによる変形を対象とした位置合わせを目的としており、ヒトの術中気胸については報告例がなく、また患者内における位置合わせにとどまっており、患者間の統計的な変位については明らかになっていない。

本研究では、気胸変形の統計的な変位モデルを得ることを目指し、CBCT 画像に含まれる肺の部分形状を対象とした位置合わせと変形解析を目的とする。複数の患者データから手術時の気胸変形の統計的なモデルを構築できれば、結節位置の術中推定への利用が期待できる。CBCT 画像は肺全体を撮像することはできないが、複数の CBCT 画像を用いて肺全体の形状の変形を推定できる可能性がある。前実験として、術前 CBCT 画像と術中 CBCT 画像の位置合わせを行い、気胸変形の解析を行ったので報告する。

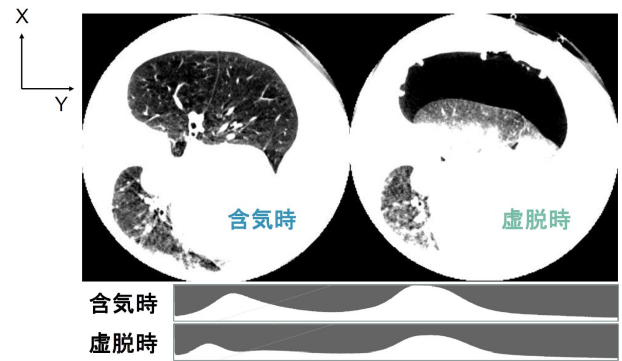


図2 Paired CBCT 画像 (WW : 454, WL : -628) と CT 値のヒストグラム

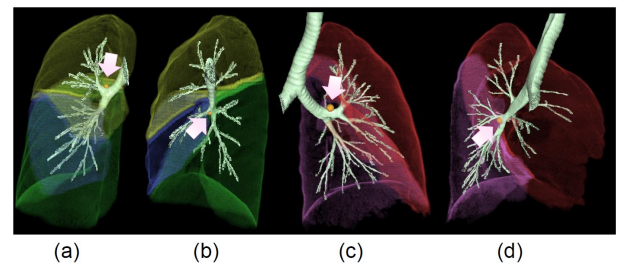


図3 医師によって設定された基準点。(a) 基準点 1(右肺), (b) 基準点 2(右肺), (c) 基準点 3(左肺), (d) 基準点 4(左肺)

## 2. 手 法

### 2.1 データ

本研究では、京都大学医学部附属病院呼吸器外科において肺がん患者を対象に撮像された以下の 2 種類のデータを用いる。

- 術中 CBCT 画像 (含気)
- 術中 CBCT 画像 (虚脱)

CBCT 画像はハイブリッド手術室において開胸後、内圧を調整することにより含気状態と虚脱状態で同一の姿勢で撮像され、 $512 \times 512$  pixel の複数枚からなる。本稿では、これを Paired CBCT 画像と呼ぶ。図 2 に Paired CBCT 画像の例を示す。胸腔内に空気が流入することにより、肺が虚脱している。また、肺内部は空気の含有量が異なるため、CT 値が大きく異なる。CT 値に基づいて位置合わせを行う画像ベースの位置合わせは正常に動作しなかったため、本研究ではメッシュベースの位置合わせである Deformable mesh registration (DMR) により位置合わせを行う。

CBCT 画像は腫瘍付近の肺表面にクリップが 2 個設置された状態で撮像されており、変形前後におけるランドマークとして用いることができる。また、各症例の気管支の上葉の入り口と下葉の入り口にそれぞれ 2 点、呼吸器外科医により手動で基準点が設定されている (図 3)。

CBCT 画像から富士フィルム社製 Synapse VINCENT を用いて肺、気管支、腫瘍の 3 次元ラベリングを行い、表面データ

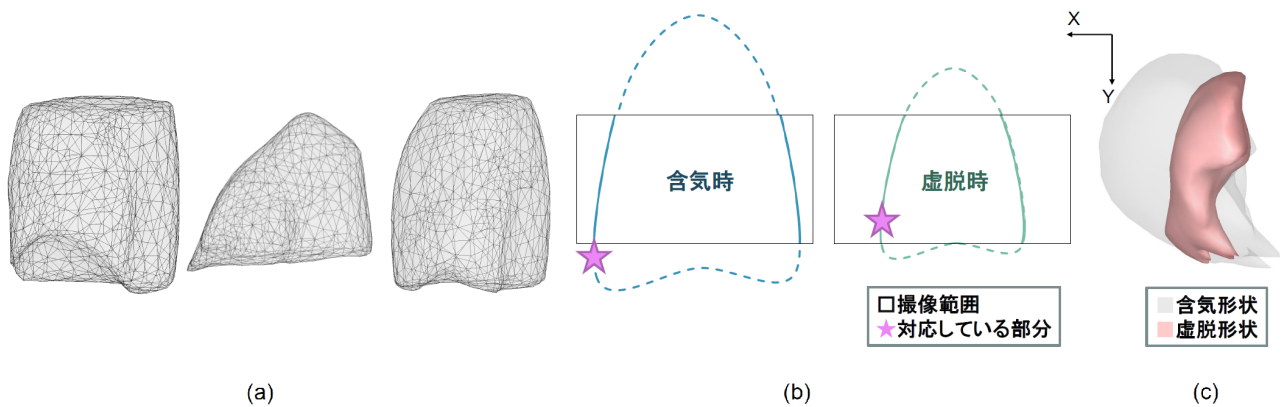


図4 本研究の問題設定. (a)CBCT 画像から作成した形状モデルの例. 部分形状となっている.  
(b)Paired CBCT 画像の課題, (c) 回転の大きい Paired CBCT の例.

を作成した. 次に, 計算時間短縮と位置合わせ精度を考慮し, 3次元データの可視化及び解析ソフトウェアである Mercury 社製 Amira を用いて, 頂点数 500, 三角形要素数 996 となるようにダウンサンプリングを行った. また, CBCT 画像は撮像範囲が症例により異なり, 上葉と下葉を分離することが困難な症例があるため, 本研究では肺は上葉と下葉もしくは上葉と中葉と下葉を一つの形状として扱う.

本研究で用いるデータは, 患者の姿勢や肺の状況によって位置や回転が異なる. そこで, 基準点を用いた平行移動と回転による正規化を行うことで, 患者間の撮像範囲や姿勢の違いを解析対象から除外する. 最初に, 2 点の基準点の midpoint を原点とするように平行移動を行う. その後, 2 点の基準点を結ぶ軸を術中 CBCT(含気) に一致させることにより回転の正規化を行う.

## 2.2 問題設定

本研究で課題となる点は主に以下の 2 点が挙げられる.

- CBCT 画像が部分形状であること.
- 形状の回転と収縮に対応する必要があること.

まず 1 点目について, CBCT 画像は肺全体を撮像することができないため, 図 4(a) に示すように部分形状となる. そのため, 図 4(b) に示すように, 術中 CBCT 画像(含気)と術中 CBCT 画像(虚脱)では肺に対する撮像範囲が相対的に変化し, 境界付近では含気時と虚脱時で対応している部分が撮像されていない可能性がある. 基準点とクリップは Paired CBCT 画像において対応している点として用いることができるため, 本研究では基準点またはクリップにより対応している点が存在する領域を求める. 撮像範囲には以下の 3 種類がある.

TYPE 1 臓器の上側

TYPE 2 臓器の中央

TYPE 3 臓器の下側

上記の 3 種類の撮像範囲に対し, 位置合わせに用いる領域を図 5(a) に示す. TYPE 1 では基準点またはクリップより上部にある点是对应している点が含気, 虚脱形状ともに存在していると考えられるため, 基準点またはクリップのうち最も下にある点より上側の領域を用いる. TYPE 2 では基準点もしくはクリップにより囲まれた領域に関してのみ対応している点が存在する

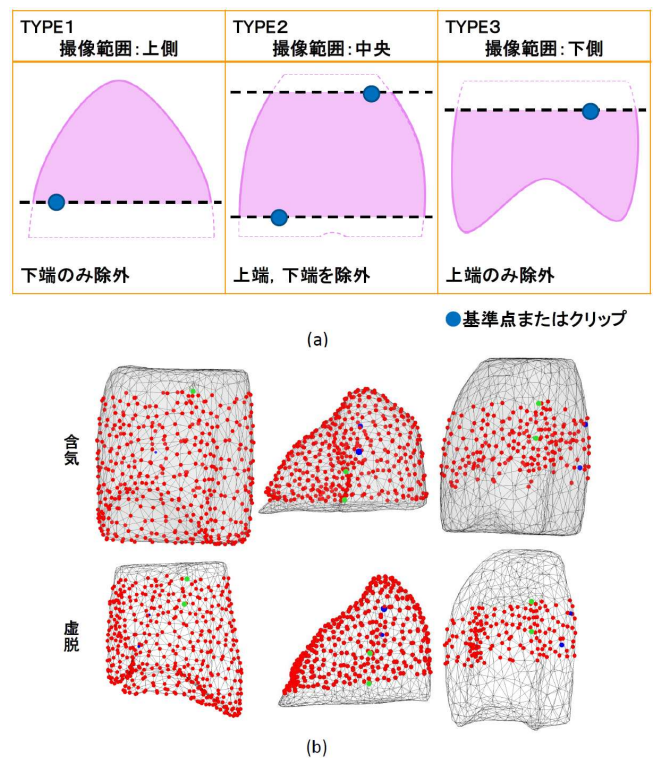


図5 撮像範囲の処理. (a)TYPE 別の撮像範囲の処理方法, (b) 赤: 位置合わせに用いる頂点, 緑: 基準点, 青: クリップ

といえるため, 基準点またはクリップのうち最も上にある点から最も下にある点の間の領域を用いる. TYPE 3 では TYPE 1 同様に基準点またはクリップのうち最も上にある点より下側の領域を用いる. また, 境界面は形状モデルにおける撮像範囲の端の面と平行な面とする. 各症例に対して上記の処理を行い, 位置合わせに用いる頂点を可視化した例を図 5(b) に示す. 肺形状をメッシュ, 位置合わせに用いる頂点を赤丸点により示している. また, 基準点を緑, クリップを青で表示している.

また、二つ目の課題について、非剛体位置合わせでは、近傍の探索によって局所形状の対応が取られるため、形状が大きく回転している場合に正しい位置合わせを達成することが困難である。図 4(c) は Paired CBCT を頭側から観測した例であるが、含気時と虚脱時を比較すると大きく回転している。気胸変形ではこのように回転が大きい症例があると考えられるため、本研究では肺表面に設置されたクリップを制約として用いた位置合わせを行う。

### 2.3 位置合わせアルゴリズム

本節では、Paired CBCT 間の頂点对応を求める位置合わせアルゴリズムを説明する。2.2 節で述べたように形状情報のみでは正しい対応を求めることが難しいため、本研究では基準点やクリップにより正しい位置合わせを目指す。ここで、ソース形状からターゲット形状へ形状マッチングを行うとする。以下、ソース形状をソース、ターゲット形状をターゲットと記述する。本研究ではソースを術中 CBCT(含気)、ターゲットを術中 CBCT(虚脱) とする。CBCT 間の位置合わせは以下の STEP で実行する。

STEP 1 アフィン変換

STEP 2 区分線形アフィン変換 [13]

STEP 3 離散ラプラシアン形状修正 [8] [9]

まず STEP1 において回転とスケールを合わせ、STEP2 において、分割された領域ごとにアフィン変換を行う区分線形アフィン変換 (Piecewise Affine Transform, PWA) を行う。STEP1, 2 では変形後のメッシュにおいて基準点及びクリップの距離誤差が最小となるような変換を求める。加えて STEP2 では、形状類似度も評価値に含む。形状類似度  $Q$  は式 (1) のように表される。

$$Q = \sum_{v_s} \min_{v_t} (|v_s - v_t| + w(1 - n_s \cdot n_t)) \quad (1)$$

ここで、 $v_s$  はソースの頂点、 $v_t$  はターゲットの頂点、 $n_s$  はソースの法線ベクトル、 $n_t$  はターゲットの法線ベクトル、 $w$  は重みである。頂点間距離と法線ベクトルの内積で表され、形状類似度  $Q$  が小さいほど類似度が高いと考えられる。

最後に STEP3 において、表面を精度よく合わせる位置合わせを行う。離散ラプラシアン形状修正アルゴリズムは以下の STEP で実行する。

STEP 1 ソース・ターゲット全ての頂点について、法線ベクトル  $n_i$ 、離散ラプラシアン  $L(v_i)$  を算出。

STEP 2 頂点単位でソース・ターゲット間の形状類似度  $Q$  を算出。

STEP 3 形状類似度  $Q$  に基づいて形状更新のための位置制約点  $p_i$  を決定。

STEP 4 目的関数  $E$  を最小化する  $v'_i$  を算出。

STEP 5 STEP 1 に戻る。

離散ラプラシアンは式 (2) により表され、これを形状を表す指標として用いる。

$$L(v_i) = \sum_{j \in N(v_i)} w_{ij}(v_i - v_j) \quad (2)$$

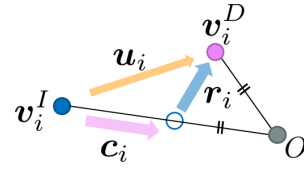


図 6 変位、変位の収縮成分、回転成分の関係性

$v_j$  は  $v_i$  に隣接する頂点の座標、 $N(v_i)$  は頂点  $v_i$  に隣接する頂点数、 $w_{ij}$  は重みである。

目的関数  $E$  は式 (3) により表される。

$$E = \sum_{i=1}^n \|L(v'_i) - L(v_i)\|^2 + \sum_{i=1}^n \alpha_i \|p_i - v'_i\|^2 + \sum_{i=1}^n \beta_i \|L(u_i)\|^2 \quad (3)$$

$v_i$  は現在の形状の  $i$  番目の頂点座標、 $\alpha_i$  は重み、 $p_i$  は  $i$  番目の頂点の位置制約点の座標、 $u_i$  は  $v_i$  の変位である。第一項が形状保持制約、第二項が位置制約、第三項が変位制約となる。変位制約は変位をなめらかにする作用がある [9]。位置制約点  $p_i$  の定義については [7], [8] に従った。

STEP 5 の更新回数は最大 3000 回とし、一定回数繰り返してもハウスドルフ距離 [7] が改善しなかった場合に収束とみなし、更新を停止するように設定した。

### 2.4 解析手法

本節では、気胸変形の解析方法を説明する。気胸変形の回転の特徴を知ることができれば位置合わせ精度向上につながると考えられる。そこで、クリップの変位を原点方向の変位である収縮成分と、変位から収縮成分を除いた回転成分に分解し、各成分と変位との関係性を求めることを目指す。気胸変形は肺門が動かないものであると仮定しており、本研究では原点を肺門部に設定している。頂点単位にみると、変位は原点中心のスケールリングと回転により表現することが可能である。そのため、収縮方向を原点方向と定義した。図 6 に変位と各成分の関係性を示す。変位  $u_i$ 、収縮成分  $c_i$ 、回転成分  $r_i$  は式 (4), (5), (6) のように表せる。

$$u_i = v_i^D - v_i^I \quad (4)$$

$$c_i = (|v_i^D| - |v_i^I|) \frac{v_i^I}{|v_i^I|} \quad (5)$$

$$r_i = u_i - c_i \quad (6)$$

ここで、 $v_i^I$ 、 $v_i^D$  はそれぞれ含気、虚脱時の  $i$  番目の頂点座標である。また、クリップと原点間の距離をクリップの位置の指標として利用する。

## 3. 実験

データは 2.1 節で述べたものを用いる。右肺 5 症例、左肺 3 症例の計 8 症例をそれぞれ case1, 2, ..., 8 とする。腫瘍のデータに関しては不明瞭なものもあるため今回は解析対象外とする。クリップを用いた位置合わせ手法を評価するために、クリップを用いた位置合わせと、クリップを用いない位置合わせをそれ

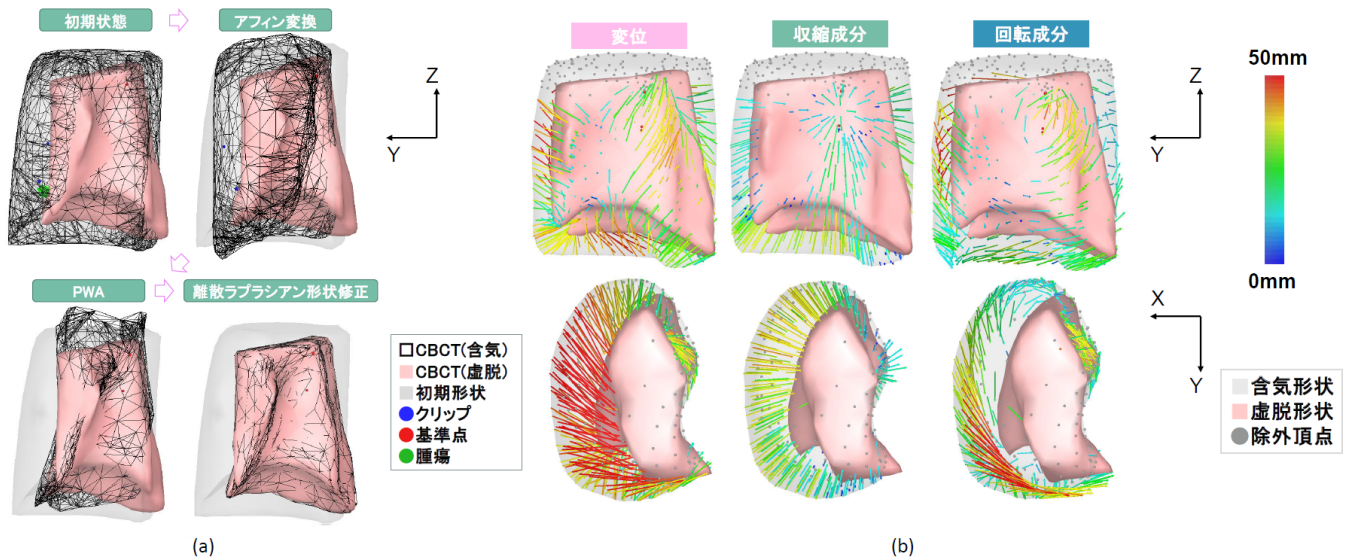


図7 位置合わせの結果. (a) 位置合わせの様子, (b) 変位の成分ごとの位置合わせ結果

ぞれ行った. また, 正しい変位による解析を行うために, 位置合わせをそれぞれの症例に関して 10 回行い, 最もクリップ位置の誤差の小さくなったものを用いた.

### 3.1 クリップを用いた位置合わせの結果

例として, case1 の位置合わせの様子を図 7(a) に示す. アフィン変換の様子から, 大きく回転している. また, アフィン変換だけでは誤差が大きく, 収縮も大きい.

クリップを考慮した位置合わせと, クリップを用いなかった場合の位置合わせの比較を行う. 表面誤差とクリップ位置の誤差の結果を表 1 に示す. 表面誤差に関してはほとんど差が認められなかった. クリップ位置の誤差は, クリップ 1, 2 それぞれについて平均誤差がクリップを用いなかった場合は 20.4mm, 21.4mm であったのに対し, クリップありでは 3.9mm, 4.0mm となった. クリップを用いなかった場合, 表面は精度よく位置合わせできるものの, クリップ位置の精度は低いという結果となった. クリップを用いることにより, より精度の高い位置合わせができています.

この結果より, 表面間の位置合わせのみでは誤差が大きく不十分であると考えられる. その原因として, 図 4(c) に示したように臓器が回転している場合, 式 (1) のように近くの頂点を求めるだけでは対応している頂点を求めることができないことが考えられる. クリップをランドマークとして用いることにより, 表面間の位置合わせでは求めることが困難な回転の影響を考慮することができたと考えられる. 次節において, 虚脱変形の要素についてより詳細に解析を行う.

### 3.2 気胸変形の解析

変位を成分ごとにベクトルで表した例を図 7(b) に示す. 回転成分が 50mm 以上となる部分 (赤色のベクトル) が認められた. また, 変位量, 収縮および回転成分の各指標について, 2 点のクリップにより算出された値の平均値を表 2 に示す. 回転成分に着目すると, 最小の症例では 5.8mm であるのに対し, 最大の症例では 36.7mm となり, 回転成分は症例差が大きい結果

表 1 クリップを考慮した位置合わせと, クリップを用いなかった場合の位置合わせの比較結果. (上) 表面誤差 [mm], (下) クリップ位置の誤差 [mm]

症例	ハウスドルフ距離		平均形状間距離	
	クリップあり	クリップなし	クリップあり	クリップなし
case1	0.7	4.6	0.1	0.1
case2	1.3	0.8	0.1	0.1
case3	3.2	3.2	0.2	0.2
case4	2.0	1.3	0.1	0.1
case5	1.6	1.6	0.2	0.2
case6	1.3	0.9	0.1	0.1
case7	0.7	0.9	0.1	0.1
case8	1.1	1.4	0.1	0.1
平均	1.5	1.8	0.1	0.1

症例	クリップ 1 の距離誤差		クリップ 2 の距離誤差	
	クリップあり	クリップなし	クリップあり	クリップなし
case1	2.9	35.8	4.4	22.5
case2	3.1	8.5	3.4	8.7
case3	6.8	1.7	2.7	17.1
case4	3.5	39.3	2.2	35.3
case5	1.8	20.4	4.1	35.8
case6	4.1	14.1	5.7	17.6
case7	3.0	35.6	3.6	25.9
case8	5.6	7.5	5.8	7.9
平均	3.9	20.4	4.0	21.4

となった. また, 収縮成分に関しても最小で 8.1mm, 最大で 31.4mm となり, 症例差が見られた.

収縮成分や回転成分は症例差が大きいことに加え, 症例内においても差が認められた. これらは, 肺葉間や周辺臓器との摩擦や癒着などの影響によるものであると考えられる.

また, 各指標間や, 肺の体積, クリップの原点からの距離等との相関係数を求めたところ, 相関が認められたものは以下の

表 2 クリップの平均変位と収縮, 回転成分 [mm]

症例	変位量	収縮成分	回転成分
case1	43.6	31.4	24.8
case2	11.9	8.1	8.0
case3	21.9	20.4	5.8
case4	51.3	26.5	36.7
case5	34.8	18.1	25.8
case6	39.8	24.0	27.5
case7	31.7	12.0	27.2
case8	24.5	22.4	8.2
平均	32.5	20.3	20.5

ようになった。

- 1) クリップの変位量との相関
  - クリップの回転成分 (0.90)
  - クリップの原点からの距離 (0.83)
  - クリップの収縮成分 (0.74)
- 2) クリップ収縮成分との相関
  - クリップの変位量 (0.74)
  - クリップの原点からの距離 (0.74)
- 3) クリップの回転成分との相関
  - クリップの変位量 (0.90)
  - クリップの原点からの距離 (0.67)

変位量と収縮成分, 回転成分の間にはそれぞれ強い相関が認められた。また, 原点から遠くなるにつれて変位量, 収縮成分, 回転成分共に大きくなる傾向があった。

変位量は収縮成分と回転成分を足し合わせたものであり, 相関が認められることは妥当であると考えられる。変位量と回転量との間の相関係数は 0.90 と特に大きく, 変位は回転の影響を大きく受けている。事前に得られる知識である体積と収縮, 回転成分の間には相関が認められず, 体積から変形を予測するのは難しいと考えられる。

#### 4. おわりに

本研究では気胸変形の理解を深めるために, CBCT 画像を対象にクリップを用いた位置合わせを行うことにより, 気胸変形の解析を行った。部分観測された回転の大きいデータに対応するために撮像時に肺表面に設置されたクリップを利用し, 8 症例に対して平均誤差 3.9mm の位置合わせが達成されることを確認した。また, 変位には収縮に加えて回転の影響が大きいことが確認された。

今後は, 肺形状と変形の関係性のさらなる調査に加え, 回転に対応した位置合わせ方法についても検討予定である。

#### 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) 「脱気変形に対応した微小結節の術中同定法」及び 挑戦的研究 (萌芽) (課題番号: 18K19918) の支援による。

#### 文 献

[1] M. Sato, M. Omasa, F. Chen, T. Sato, M. Sonobe, T. Bando, H. Date, Use of virtual assisted lung mapping (VAL-MAP), a bronchoscopic multispot dye-marking technique

using virtual images, for precise navigation of thoracoscopic sublobar lung resection, *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Vol. 147, Issue 6, pp. 1813–1819, 2014.

[2] M. Nakao, K. Minato, 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] G. Gunay, L. M. Ha, T. V. Walsum, S. Klein, Semi-automated registration of pre- and intra-operative liver CT for image-guided interventions, *SPIE Medical Imaging*, 97841N, 2016.

[4] P. Alvarez, M. Chabanas, S. Rouze, M. Castro, Y. Payan, J. L. Dillenseger, Lung deformation between preoperative CT and intraoperative CBCT for thoracoscopic surgery: a case study, *SPIE Medical Imaging*, 105761D, 2018.

[5] J. Rühak, T. Polzin, S. Heldmann, I. J. A. Simpson, H. Handels, J. Modersitzki, M. P. Heinrich, Estimation of Large Motion in Lung CT by Integrating Regularized Keypoint Correspondences into Dense Deformable Registration, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 36, No. 8, pp. 1746–1757, 2017.

[6] 岩井 泰児, 中尾 恵, 中村 光宏, 松田 哲也, 動物追尾放射線治療のための複数周辺臓器の多次元特徴量に基づく腫瘍変位推定法, *電子情報通信学会技術報告 (MI)*, Vol. 118, No. 286, pp. 7–12, 2018.

[7] 小林 晃太郎, 中尾 恵, 徳野 純子, 陳 豊史, 伊達 洋至, 松田 哲也, モデルベース位置合わせによる動物気胸肺の変形解析, *電子情報通信学会技術報告 (MI)*, Vol. 119, No. 193, pp.31–36, 2019.

[8] M. Nakao, J. Tokuno, T. F. Chen-Yoshikawa, H. Date, T. Matsuda, Surface Deformation Analysis of Collapsed Lungs using Model-based Shape Matching, *Int. J. Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol. 14, No. 10, pp. 1763–1774, 2019.

[9] 前川 日南子, 中尾 恵, 松田 哲也, 変位のなめらかさを考慮した臓器形状マッチング手法の提案, 第 63 回システム制御情報学会研究発表講演会, pp.100–105, 2019.

[10] A. Uneri, S. Nithiananthan, S. Schafer, Y. Otake, J. W. Stayman, G. Kleinszig, M.S. Sussman, J. L. Prince, J. H. Siewerdsen, 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, *Medical Physics*, Vol. 40, Issue. 1, 017501, 2013.

[11] O. Oktay, L. Zhang, T. Mansi, P. Mountney, P. Mewes, S. Nicolau, L. Soler, C. Chefhdhotel, Biomechanically Driven Registration of Pre- to Intra- Operative 3D Images for Laparoscopic Surgery, *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention(MICCAI)*, vol. 8150, pp. 1–9, 2013.

[12] P. Alvarez, M. Chabanas, S. Rouze, M. Castro, Y. Payan, J. Dillenseger, Lung deformation between preoperative CT and intraoperative CBCT for thoracoscopic surgery: a case study, *SPIE medical imaging*, Vol. 10576, pp. 1–7, 2018.

[13] A. Pitiot, E. Bardinet, P. M. Thompson, G. Malandain, Piecewise affine registration of biological images for volume reconstruction, *Medical Image Analysis*, Vol. 10, Issue 3, pp. 465–483, 2006.