

胸部X線動態撮影の再現性の臨床 : ピクセル値の呼吸性変化

著者	川嶋 広貴, 田中 利恵, 真田 茂
雑誌名	Japanese journal of Radiological Technology = 日本放射線技術學會誌 / Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai zasshi
巻	65
号	6
ページ	738-744
発行年	2009-06-20
URL	http://hdl.handle.net/2297/19431

1 **タイトル**

2 胸部 X 線動態撮影の再現性の検証 ピクセル値の呼吸性変化 -

3 Reproducibility of Dynamic Chest Radiography with a Flat-panel Detector

4 - Respiratory Changes in Pixel Value -

5

6 **Authors** * Corresponding author

7 川嶋広貴^{1*}, 田中利恵², 真田 茂²,

8 Hiroki Kawashima^{1*}, Rie Tanaka, PhD^{2*}, Shigeru Sanada, PhD²

9

10 **Affiliation**

11 ¹金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻

12 ²金沢大学医薬保健研究域保健学系

13 ¹ Division of Health Sciences, Radiology, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University;

14 5-11-80 Kodatsuno, Kanazawa, 920-0942, Japan

15 ² Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, College of Medical,

16 Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University; 5-11-80 Kodatsuno, Kanazawa,

17 920-0942, Japan

18

19 **和文抄録**

20 大視野の動画対応フラットパネルディテクタ(FPD) による胸部 X 線動態撮影は、ピクセル値の呼吸性

21 変化に基づく肺機能評価法としての利用が期待される。しかし、この撮像システムの臨床応用には、経

22 過観察や治療効果判定を行なうための高い再現性が求められる。本研究は、ピクセル値の呼吸性変化に

23 基づく肺機能評価の再現性について検証した。撮影は、正常被検者(5 例)と呼吸器疾患症例(1 例)を対象

24 にして、被検者それぞれに 2 度行なった。傾き(X 線透過性の変化)は、肺尖 横隔膜間距離に対するピ

25 クセル値の変化から算出し、2 シーケンス間の傾きを比較した。検定の結果、正常ボランティア(5 例)

26 における肺野領域内のピクセル値の呼吸性変化には、2 シーケンス間で有意差は無かった($p > 0.05$)。こ

27 れより、本撮像システムの再現性が確認され、経過観察や治療効果判定ツールとしての可能性が示唆さ

28 れた。

29

30 **英文抄録**

31 Dynamic chest radiography using a flat panel detector (FPD) with a large field of view is expected to

32 be a useful pulmonary functional evaluation method based on the respiratory changes in pixel value.

33 For clinical use as a follow-up and therapy evaluation tool, the system must have a high degree of

34 reproducibility in measurements of pixel values. The present study was performed to investigate

35 the reproducibility of respiratory changes in pixel values. Dynamic chest radiographs of five normal

36 subjects and one patient were obtained. Imaging was performed twice in each subject. The slope

(X-ray translucency variation) was then calculated from the changes in pixel value from distance lung apex-diaphragm, and slopes of two sequences were compared. The results showed there were no significant differences in changes in pixel value in all normal subject between two sequences (5males, $p>0.05$). The results indicated that the present method has a reproducibility for measuring pulmonary function and also has a potential as a follow-up and therapy evaluation tool.

Key words

Dynamic chest radiography , Reproducibility , Flat-panel detector(FPD) , Pixel value , Evaluation of lung function

胸部 X 線動態撮影 , 再現性 , フラットパネルディテクタ , ピクセル値 , 肺機能評価

1 . はじめに

近年 , 呼吸器疾患への罹患率が世界的に上昇している¹⁾ . そのため , 肺機能のイメージングに対する需要が高まりつつある . 核医学検査の肺換気シンチグラフィや肺血流シンチグラフィは , 生理学的な肺換気または肺血流の情報を取得できる²⁾ . しかし , 特別な設備を要するなど簡便な検査とは言えない . また , スパイロメーターによる肺機能検査は , 肺活量や 1 秒率などの様々な肺機能パラメータの取得が可能であるが , 局所肺の評価ができない . 一方 , CTによる動態検査は多次元の情報が取得可能であり , MRIでは被ばくの影響が無い等の利点も多い³⁻⁵⁾ . しかし , コストや時間の点でルーチン検査として実用的でない . そこで , 簡便に局所肺機能进行评估する手法の開発が望まれる . 現在 , 広く普及しているフラットパネルディテクタ(FPD)を用いた胸部X線動態撮影が , その役割を担う可能性がある .

胸部X線動態撮影は , 大視野のFPDを用い , 呼吸過程を撮影する . 取得された胸部X線動画からは , 努力吸気時の形体情報に加えて , 呼吸性動態情報(局所肺換気や横隔膜動態)および心拍動性情報(肺血流や心壁運動)などの機能情報の取得が可能である . これまでに , 本撮影法における撮影時の合図の出し方や , 撮影時のポジショニング(立位 , 左右臥位)における局所肺換気の定量化が報告されてきた^{6,7)} . また肺換気イメージングにおいては , 慢性閉塞性肺疾患(COPD)等の呼吸器疾患症例への有用性が報告されている^{8,9)} . しかし , 撮像システムの計測精度(主に再現性)の検証はなされていない . 再現性の低い撮像システムでは , 計測結果に経時変化が確認されたとしても , それが治療による効果または誤差なのか判別が困難である . したがって , 臨床応用には , 経過観察や治療効果判定を行なうための高い再現性が求められる . 本研究の目的は , この撮像システムにおけるピクセル値の変化に基づく肺機能評価の再現性を検証することにある . 今回は , 取得された健康状態に変化のない被検者の過去画像と現画像 2 シーケンスの胸部X線動画を対象に , ピクセル値の呼吸性変化について経時変化の有無を検証した .

2 . 方法

2 - 1 撮影対象

臨床試験は , 本学医学部の倫理委員会の承認を得て行なわれ , 被検者には撮影に関する十分な説明を行なった . 対象は , 正常ボランティア 5 例(22 歳 , 23 歳 , 24 歳 , 24 歳 , 56 歳 , すべて男性) , および

1 異常症例 1 例(67 歳, 男性)である。異常症例は, CT および肺機能検査により診断が確定された慢性閉
2 塞性換気障害である。

3 4 2 - 2 画像の取得

5 撮影装置は, 動画対応 FPD 搭載 X 線 TV システム(Sonial Vision Safire , Shimadzu) , X 線管(サ
6 ークレックス J 型 0.4/0.7 JG326D-265AT)を用いた。撮像視野は, 38 × 38cm で胸部全体が収まる大き
7 さである。胸部 X 線動画は, 16bit GrayScale で出力されマトリックスサイズは 1440 × 1440pixels ,
8 ピクセルサイズは 0.26mm である。

9 撮影は, オートボイスシステムを使用し, 最大努力呼吸過程(呼気 4 秒 + 吸気 4 秒)を秒 7.5 フレーム
10 の撮影レートで, 8 秒間行なった(撮影条件: 110kV , 80mA , 6.3msec , SID1.5m , 立位正面背腹方向)。
11 撮影の前には, 撮影時と同じオートボイスシステムを使用し, 呼吸方法について十分な練習を行なった。
12 今回は再現性の検証を行なうため同様の撮影条件で 2 度の撮影を行い, 同一被検者の 2 シーケンスの胸
13 部 X 線動画を取得した。また 1 度目の撮影後は撮影装置から離れることなく時間間隔をあげずに, 2
14 度目の撮影を行った。したがって, この 2 シーケンス間の肺機能は同等と考えることができる。2 度の
15 撮影による被ばく線量は, 国際原子力機関(IAEA)ガイダンスレベルの胸部単純撮影正面と側面の撮影を
16 行なった場合と比較して 1.25 倍となるものである。

17
18 Fig. 1

19 20 2 - 3 肺尖 横隔膜間距離の計測

21 左右の肺野それぞれについて, 肺尖部と横隔膜間の距離を計測した(Fig. 1)。肺尖部は, 肺野領域にお
22 ける最上点とした。また, 横隔膜は最吸気位において心壁と胸郭を結ぶ中点と横隔膜が接する 1 点とし
23 た。その他のフレームでは, この中点の座標軸との交点を横隔膜とした。なお, 計測は画像処理フリー
24 ソフト ImageJ(ver.1.40 , NIH , <http://rsb.info.nih.gov/ij/>)を使用し, 手動で行なった。

25
26 Fig. 2

27 28 2 - 4 ピクセル値の計測

29 計測は, 片肺野領域および局所肺野領域の 2 つの領域サイズで行なった。関心領域(ROI)を手動で設
30 定し, その領域の平均ピクセル値, およびその最大吸気 呼気の変化量を計測した。計測は 3 回行い,
31 平均ピクセル値の誤差が 50 程度であることから ROIの手動設定による誤差が十分に小さいと判断し,
32 その平均値を計測結果とした。片肺野領域は, 肺単位における肺機能を評価するため左右肺野領域に
33 ROIをそれぞれに設定した(Fig. 2a)。次に, 局所肺野領域は, 肺野内局所での異なる肺機能を評価する
34 ため最呼気時の肺野領域に上中下部と設定し, 肋骨の重なりを指標として追跡を行なった(Fig. 2b)。ま
35 た, ROIの大きさは肋骨の含有率の変化や呼吸動態に対応するため, 縦長の 50 × 100pixelsを用いた。
36 計測されたピクセル値には, 心拍によるノイズの影響を低減するため, 時間軸方向に 2 フレームの平均

1 値を算出する平滑化を行なった。肺換気によるピクセル値の変動に対して、肺血流のピクセル値の変動
2 は 10%程度と小さいことや平滑化処理、傾きを評価の対象とすることでその影響は十分に低減された¹⁰⁾。

3
4 Fig. 3

5 6 2 - 5 統計解析

7 肺尖 横隔膜間距離に対するピクセル値の変化の傾きを算出した(Fig. 3)。「同等の肺機能を撮影した
8 2シーケンス間の傾きの大きさには差がない」という帰無仮説をたて、傾きの差の検定により検証した¹¹⁾。
9 検定は2シーケンスにおける左右肺野の吸気呼気それぞれに算出された傾きの大きさについて行なった。
10 傾きの差の検定では有意差があることは証明できるが、有意差が無いことは証明されない。そこで、今
11 回は帰無仮説が棄却されなければ経過観察や治療効果判定に必要な再現性が検証されたとした。

12
13 Fig. 4

14 15 3 . 結果

16 3 - 1 片肺野領域

17 片肺野領域における傾きの大きさの計測結果を Fig. 4 に示す。2シーケンスの傾きの大きさについて、
18 全ての正常ボランティアで、左右肺野の吸気呼気ともに有意差は無かった($p>0.05$)。また、呼吸器疾患
19 症例 1 例は左肺野の吸気のみ有意差が認められた($p<0.01$)。

20
21 Fig. 5

22 23 3 - 2 局所肺野領域

24 局所肺野領域における傾きの大きさについて、全ての正常ボランティアにおいて、上部領域では左右肺
25 野の吸気呼気ともに有意差は無かった($p>0.05$)。中部領域では、1 例に右肺野の吸気で有意差が認めら
26 れた($p=0.04$)。下部領域では、Fig. 5 に示すように、2 例の吸気において有意差が認められた($p<0.01$)。
27 呼吸器疾患症例 1 例において、上部領域、中部領域ともに左右肺野の吸気呼気に有意差は無かった
28 ($p>0.05$)。下部領域では、左肺野の吸気呼気ともに有意差が認められた($p<0.01$)。
29 また、正常被検者と呼吸器疾患症例ともに、傾きの大きさは上中下部領域の順に大きくなる傾向があっ
30 た。

31
32 Fig. 6

33 34 4 . 考察

35 胸部 X 線動態撮影は、簡便な肺機能に関するスクリーニング検査として臨床応用が期待されている。
36 しかし、再現性が検証されなければ経過観察や治療効果判定を行うことはできない。本研究は、同一人

1 物の胸部 X 線動画像 2 シーケンスを対象に、肺尖 横隔膜間距離に対する肺野内のピクセル値の変化か
2 ら傾きを算出し、ピクセル値の呼吸性変化に基づく肺機能評価の再現性について検証した。

3 同一人物の胸部 X 線動画像におけるピクセル値の呼吸性変化は、片肺野領域での検討において、すべ
4 での正常ボランティアに有意差は認められなかった($p>0.05$)。また、局所肺野領域での検討において、
5 上部領域や中部領域では 1 症例を除いて有意差は認められなかった($p>0.05$)。これより、本撮像システ
6 ムの再現性が確認できた。有意差が認められるものもあったが、被検者の呼吸気量の違いや ROI の大
7 きさ、追跡が原因と考えられる。特に、撮影時の呼吸気量の影響を大きく受けられると思われる。実際に呼
8 吸器疾患症例は、1 度目の撮影の際に努力呼吸ができず、2 シーケンス間の呼吸気量が異なるために有
9 意差が認められた。画像を確認したところ、右肺野下部領域は X 線透過率に大きな変化は無かった。し
10 かし、左肺野下部領域は X 線透過率が上昇していた。そのため、局所肺野領域では下部領域のみ吸気呼
11 気ともに有意差が認められたと考えられる。また、正常ボランティアにおいても、吸気下部領域での
12 再現性が低くなるものもあった。これは測定されたフレーム数が極端に少なかったためである。Fig. 6
13 に示すように、努力呼吸過程で撮影されたものは 15 フレーム以上取得できているが、2 度目の撮影の
14 吸気は 5 フレームのみの取得となり不十分であった。努力呼吸過程で撮影された胸部 X 線動画像を比較
15 しなければ、誤った判定をしてしまう可能性がある。

16 ROI の大きさや追跡も局所肺野領域の測定を行う際は重要となる。今回、局所肺野領域の測定は 50
17 \times 100pixels のものを選択し、肋骨の重なりを追跡した。再現性が低くなった下部領域は他の領域に比
18 べピクセル値の変動が大きく(換気量が多い)さらに肋骨の移動量も大きい。そのため、ROI 内の肋骨の
19 含有率が大きく変化することや、計測を行うフレーム数が異なると傾きに大きな影響を受けることが考
20 えられる。したがって、局所肺野領域の計測、追跡にはさらなる検討が必要である。また、今回の撮影
21 時には、時間間隔をあげずに撮影を行ったため、ポジショニングの違いによる影響はほとんどないと思
22 われる。しかし、経過観察時には体型の変化やポジショニングの違いにも十分注意しなければならない。
23 そのため臨床応用には、体厚の変化や体動を補正するコンピュータアルゴリズムを開発する必要がある。
24 今回の検討より、傾きの大きさに基づいた評価法の可能性も示された。単位体積あたりの肺換気は肺底
25 近くにおいて最も大きく、肺尖に向けて次第に小さくなる¹²⁾。局所肺野領域の傾きの大きさには、この
26 生理学的な挙動が反映されていた。これより傾きの大きさをを用いることで、胸部 X 線動画像を対象とし
27 たコンピュータ支援診断(CAD)への応用も期待できる。本検討では、わずか 6 名を対象としたものであ
28 る。今後の課題は症例数の増加により検定の精度を高めることにある。さらに他の臨床所見と比較した
29 臨床評価研究が急務である。

30

31 5. まとめ

32 胸部 X 線動態撮影におけるピクセル値の呼吸性変化の計測精度(主に再現性)を検証した。同一人物の
33 胸部 X 線動画像におけるピクセル値の呼吸性変化は、傾きの差の検定の結果、有意差が認められないも
34 のが多かった。これより本撮像システムは、肺機能に関する経過観察や治療効果判定ツールとしての可
35 能性が示唆された。

36

1 **参考文献**

- 2 1 . National Vital Statistics Reports . National Center for Health Statistics . Maryland . Washington
3 DC . 2002 ; 52 : 1 48 .
- 4 2 . 大西英雄, 松本政典, 増田一考 . 6・3 呼吸器系 . 放射線技術学シリーズ 核医学検査技術学 . オーム
5 社, 東京, 2005 : 213 220 .
- 6 3 . Johnson JL , Kramer SS , Mahboubi S . Air trapping in children : evaluation with dynamic lung
7 densitometry with spiral CT . Radiology 1998 ; 206(1) : 95 101 .
- 8 4 . Suga K , Tsukuda T , Awaya H , et al . Interactions of regional respiratory mechanics and
9 pulmonary ventilatory impairment in pulmonary emphysema : assessment with dynamic MRI
10 and xenon-133 single-photon emission CT . CHEST 2000 ; 117(6) : 1646 1655 .
- 11 5 . Julia LZ , Sebastian L , Hans-Ulrich K . Morphological and functional imaging in COPD with CT
12 and MRI: present and future . Eur Radiol 2008 ; 18(3) : 510 521 .
- 13 6 . 田中利恵, 真田茂, 小林健 , 他 . 胸部動態画像診断のための X 線撮像法の開発 撮影時の合図の出
14 し方についての検討 . 日本放射線技術学会雑誌 2003 ; 59(8) : 984 992 .
- 15 7 . Tanaka R , Sanada S , Okazaki N , et al . Detectability of Regional Lung Ventilation with
16 Flat-panel Detector-based Dynamic Radiography . Journal of Digital Imaging 2008 ; 21(1) :
17 109-120 .
- 18 8 . Tanaka R , Sanada S , Okazaki N , et al . Evaluation of Pulmonary Function Using Breathing
19 Chest Radiography With a Dynamic Flat Panel Detector : Primary results in pulmonary diseases .
20 Invest Radiology 2006 ; 41(10) : 735 745 .
- 21 9 . Tanaka R , Sanada S , Suzuki M . Breathing chest radiography using a dynamic flat-panel detector
22 combined with computer analysis . Med. Phys 2004 ; 31(8) : 2254 2262 .
- 23 10 . 真田茂, 田中利恵, 小林健 . フラットパネルディテクタを用いた胸部呼吸動態診断支援システムの
24 開発 . 文部科学省 科学研究費補助金 特定領域研究「多次元医用画像の知的診断支援」第四回シン
25 ポジウム, 東京, 2007-1, 特定領域研究「多次元医用画像の知的診断支援」総括班, 「多次元医用画
26 像の知的診断支援」第 4 回シンポジウム論文集 ; 73 78 .
- 27 11 . 市原清志 . 7. 回帰と相関 . バイオサイエンスの統計学 正しく活用するための実践理論 . 南江堂
28 東京, 2001 : 218 219 .
- 29 12 . West JB . Ventilation how gas gets to the alveoli . Respiratory Physiology The Essentials .
30 Lippincott Williams & Wilkins , Philadelphia , 2000 : 11 19 .

31
32
33
34
35
36

和文による図表の説明

- 1 図 1 肺尖 横隔膜間距離の計測方法
- 2 図 2 関心領域(ROI)の設定方法
- 3 (a)片肺ごとに設定した ROI
- 4 (b)肺野ごとに設定した ROI
- 5 図 3 傾きを用いた評価法(22 歳男性, 正常)
- 6 (a)右肺野における 1 回目の計測結果
- 7 (b)右肺野における 2 回目の計測結果
- 8 図 4 片肺野領域における 2 シーケンス間の傾きの大きさの比較
- 9 (a)右肺野の吸気位相
- 10 (b)左肺野の吸気位相
- 11 (c)右肺野の呼気位相
- 12 (d)左肺野の呼気位相
- 13 図 5 下部肺野領域における 2 シーケンス間の傾きの大きさの比較
- 14 (a)右肺野の吸気位相
- 15 (b)左肺野の吸気位相
- 16 (c)右肺野の呼気位相
- 17 (d)左肺野の呼気位相
- 18 図 6 正常被検者の下部領域において再現性が低くなった例(56 歳男性, 正常)
- 19
- 20
- 21
- 22
- 23
- 24
- 25
- 26
- 27
- 28
- 29
- 30
- 31
- 32
- 33
- 34
- 35
- 36 英文による図表の説明

- 1 Fig. 1 Measurement method of distance between lung apex - diaphragm
- 2 Fig. 2 Locations of region of interest(ROI)
- 3 (a) ROIs located in each lung
- 4 (b) ROIs located in the upper , middle , and lower lung area
- 5 Fig. 3 Relationship between the lung apex-diaphragm distance and average pixel value (22 year-old
- 6 man , normal)
- 7 (a) Result in the right lung area in the first imaging
- 8 (b) Result in the right lung area in the second imaging
- 9 Fig. 4 Comparison of slopes for 2sequence in lung unit
- 10 (a) Results in the right lung area in the inspiratory phase
- 11 (b) Results in the left lung area in the inspiratory phase
- 12 (c) Results in the right lung area in the expiratory phase
- 13 (d) Results in the left lung area in the expiratory phase
- 14 Fig. 5 Comparison of slopes for 2sequence in the lower lung area
- 15 (a) Results in the right lung area in the inspiratory phase
- 16 (b) Results in the left lung area in the inspiratory phase
- 17 (c) Results in the right lung area in the expiratory phase
- 18 (d) Results in the left lung area in the expiratory phase
- 19 Fig. 6 Examples of the low reproducibility in the lower lung area (56 year-old man , normal)

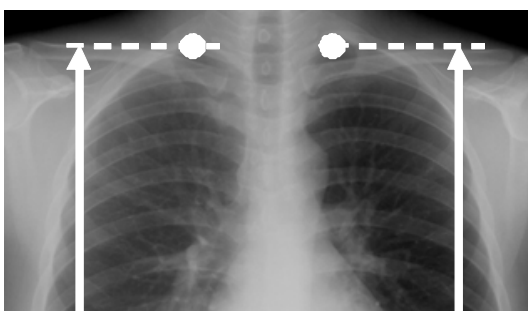
a | b

a | b

a	b
c	d

a	b
c	d

20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36



1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36

Fig. 1 Measurement method of distance between lung apex - diaphragm

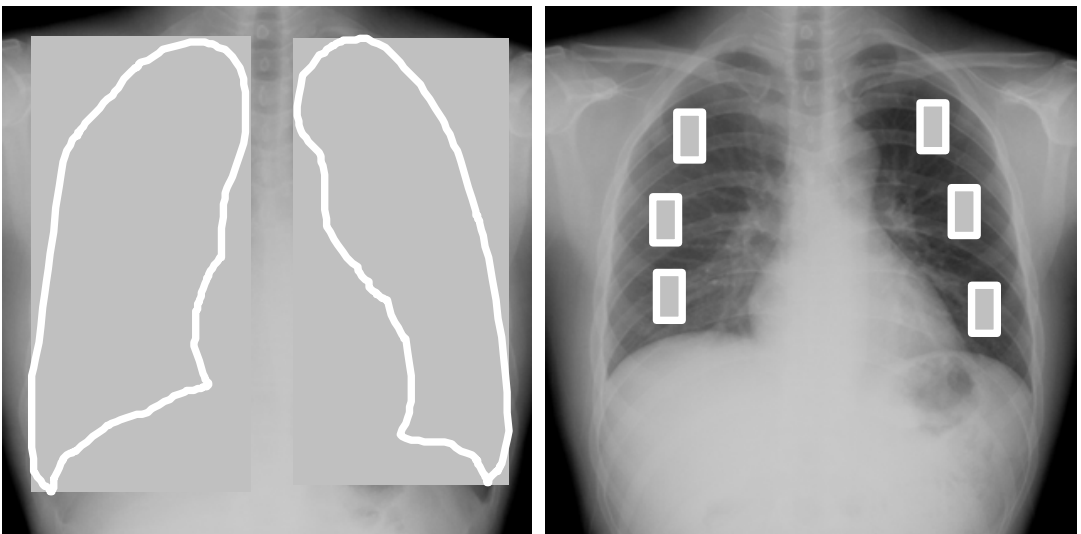
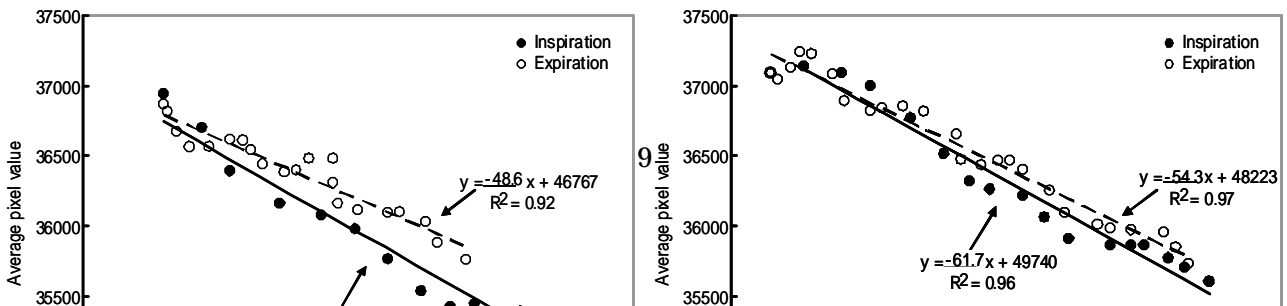


Fig. 2 Locations of region of interest(ROI)

- (a) ROIs located in each lung
- (b) ROIs located in the upper , middle , and lower lung area

a | b

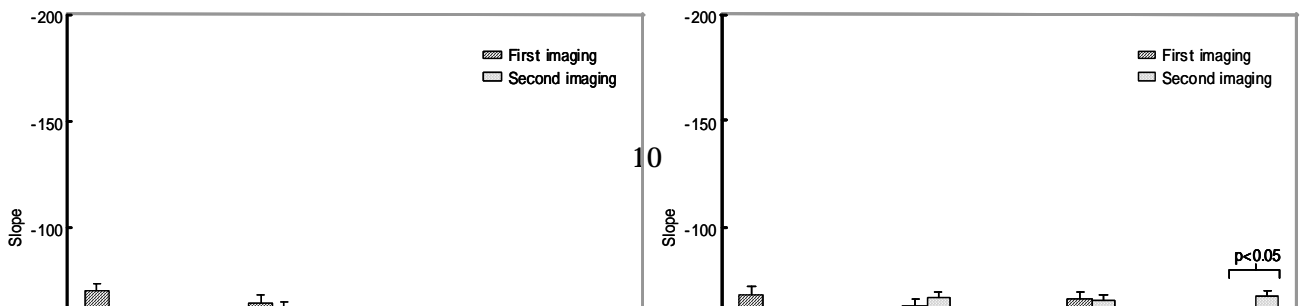


1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36

Fig. 3 Relationship between the lung apex-diaphragm distance and average pixel value (22 year-old man , normal)

(a) Result in the right lung area in the first imaging
(b) Result in the right lung area in the second imaging

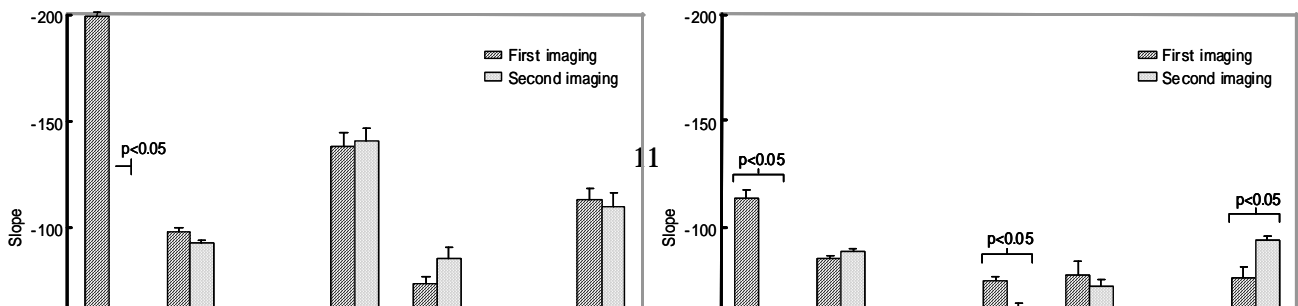
a | b



1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36

Fig. 4 Comparison of slopes for 2sequence in lung unit
(a) Results in the right lung area in the inspiratory phase
(b) Results in the left lung area in the inspiratory phase
(c) Results in the right lung area in the expiratory phase
(d) Results in the left lung area in the expiratory phase

a	b
c	d

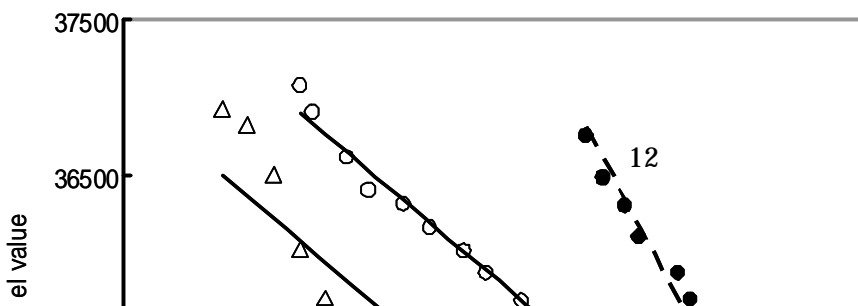


1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36

Fig. 5 Comparison of slopes for 2sequence in the lower lung area

- (a) Results in the right lung area in the inspiratory phase
- (b) Results in the left lung area in the inspiratory phase
- (c) Results in the right lung area in the expiratory phase
- (d) Results in the left lung area in the expiratory phase

a	b
c	d



1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36

Fig. 6 Examples of the low reproducibility in the lower lung area (56 year-old man , normal)

謝辭

1 本研究に関して，画像の取得にあたりご協力いただいた金沢大学附属病院放射線部・河村昌明氏，統計
2 処理に関してご指導して下さった金沢大学・岡本博之准教授，実験に協力してくれた研究室の皆様，ボ
3 ランティアとして協力して下さった皆様に感謝申し上げます．

4