

呼吸誘導システムのための赤外線深度センサによる体表面多点 動態計測

Measurement of Thoracoabdominal Surface Motion by using an Infrared Depth Sensor for Respiratory Motion Management System

○塚田 拓也*, 市地 慶*, 張 曉勇*, 本間 経康*, 高井 良尋**, 吉澤 誠*

○Takuya Tsukada*, Kei Ichiji*, Xiaoyong Zhang*,
Noriyasu Homma*, Yoshihiro Takai**, Makoto Yoshizawa*

*東北大学, **弘前大学

*Tohoku University, **Hirosaki University

キーワード：呼吸誘導システム (Respiratory Motion Management System), 放射線治療 (Radiation therapy), 赤外線深度センサ (Infrared Depth Sensor), 多点計測 (multi-point measurement)

連絡先：〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05 電子情報システム・応物系 1 号館 5 階 東北大学 サイバーサイエンスセンター 先端情報技術研究部 吉澤研究室

塚田 拓也, Tel.: (022)795-7130, Fax.: (022)795-7139, E-mail:

t-tsukada@yoshizawa.ecei.tohoku.ac.jp

1. はじめに

がんの罹患数は年々増加しており、がん治療の重要性は益々高まっている¹⁾。がんの主な治療方法としては手術、化学療法、放射線治療の3種類が挙げられる。このうち放射線治療は非侵襲であり、副作用が局所的に抑えられるといった利点から利用拡大が期待されている。

放射線治療では治療効果を高め、副作用を可能な限り少なくするために、十分な線量を腫瘍に照射することと健康な組織の被ばくを最小限に抑えることが同時に求められる。これには体内腫瘍位置の特定とそれに基づく正確・高精度な照射が必要とされる。しかし、肺腫瘍をはじめとした呼吸性移動を伴う腫瘍では、治療中に腫瘍が移動してしまう。このとき、照射位置を固

定した状態で腫瘍への放射線線量を確実に投与するには照射範囲を大きくする必要がある。一方、照射範囲を大きくすることで健康な組織の被ばく線量が増加するため、静的な照射により腫瘍のみへの必要十分な線量を照射することは困難である。このため、放射線治療において照射中の呼吸性移動への対策が求められている²⁾。

呼吸性移動対策の方法としては照射範囲を腫瘍の移動に合わせる追尾放射線治療³⁾などが提案されている。しかし呼吸動態の乱れにより、腫瘍の移動が不規則・不安定であるとそれに応じて照射の制御は困難となり、呼吸性移動対策の効果が低減する恐れがある。一方、規則的・安定な呼吸動態の時には照射制御も相対的に容易となり、より効果的な治療の実現が期待できる。

呼吸による体内腫瘍位置変動を安定化するため、呼吸誘導システムが研究・開発されている⁴⁾⁵⁾⁶⁾。例えば、Venkatらは腹部表面に置いた赤外線マーカーにより呼吸動態を計測し、その動きをバイオフィードバックにより誘導するシステムを提案し、このシステムにより腹部呼吸動態が安定化することを報告している⁶⁾。

しかし、体内腫瘍位置変動と体表面の一点の変動との間に常に一定の関係があるとは限らないという報告もあり⁷⁾、体内腫瘍の呼吸性移動を統制するには、従来システムのように腹部のみを考慮する方式では不十分な可能性がある。したがって体表面を多点で計測し、これに基づいて呼吸誘導を行うことが、体内腫瘍の呼吸性移動を統制するために必要であると考えられる。

そこで本研究では、呼吸に大きく関わっていると考えられる胸部と腹部の体表面変動を考慮可能な呼吸誘導システムのため、体表面多点での同時計測システムを提案する。本システムは体表面の呼吸性変動を赤外線深度センサにより計測する。本システムを用いて先行研究⁶⁾と同様に腹部呼吸動態に基づく呼吸誘導実験を行い、胸部・腹部の多点で呼吸動態を計測し、腹部一点による呼吸誘導が胸部・腹部呼吸動態へどのような影響を及ぼすか調査する。

2. 体表面多点計測に基づく提案呼吸誘導システム

提案する呼吸誘導システムは、赤外線深度センサとPC上のソフトウェアによる呼吸計測システムを中心として構成される。システム構成の概念図をFig. 1に示す。

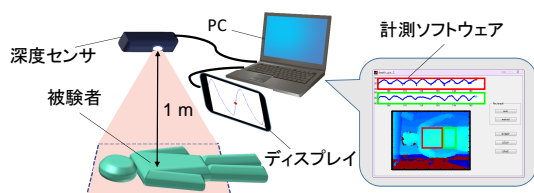


Fig. 1 提案システムの構成

2.1 胸部・腹部の呼吸動態計測システム

2.1.1 赤外線深度センサ

提案システムにおいては、同時に複数箇所の体表面の変動を計測するため、赤外線深度センサ (Kinect, Microsoft社) を用いる。

KinectにはRGBカメラと赤外線プロジェクタ、赤外線カメラによる深度センサとが搭載されている。Kinectの深度センサは640×480 pixel, 30 Hz, 0.8 – 4 mの距離範囲を計測可能である。深度センサの精度は距離1 mにおいて2 mmとされる⁸⁾。深度データを取得する際、Kinectは赤外線プロジェクタからランダムドットパターンを投光する。このとき、投光したパターンは物体の深度や傾きに応じて、歪んで物体表面に投影される。パターンに生じた歪みを赤外線カメラで読み取り、Kinectから投影面までの深度が推定・取得される。Fig. 2にRGBカメラから得られた画像、Fig. 3に深度センサから得られた画像の例を示す。



Fig. 2 RGB画像

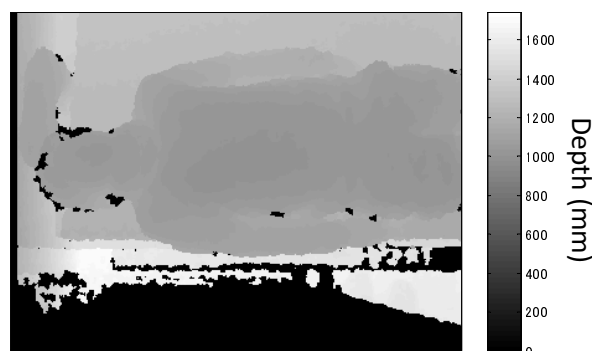


Fig. 3 深度データ画像

2.1.2 関心領域 (ROI) の設定

Kinect から得られる深度データのリアルタイム映像をもとに、胴体部分に長方形の Region Of Interest (ROI) を設定する。このとき RGB カメラのリアルタイム映像も確認しながら胴体以外を含まず、かつ領域内がすべて胴体となるように注意することで、人体由来の変動のみを計測できるようにする。

また、胴体 ROI は、Fig. 4 のように胸部と腹部の面積比が 3:2 となるように ROI を自動的に分割する。ここで面積比は実験的に定めた。図中左側の赤枠が胸部 ROI、右側の緑枠が腹部 ROI である。

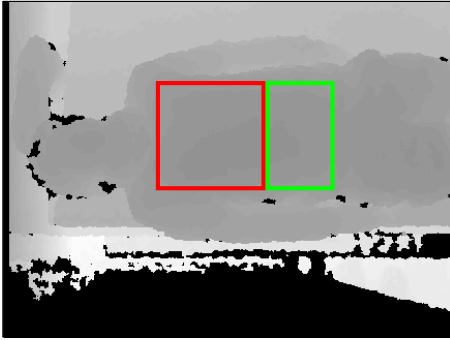


Fig. 4 関心領域設定

2.1.3 深度画像からの胸部・腹部呼吸動態の抽出

Fig. 3 に示したように深度センサから得られた画像では、各ピクセルが深度データを持っている。各ピクセルの深度情報から呼吸動態を計測する。分割された各 ROI の深度データの空間平均値を同じ時刻のフレームごとに求め、これらを各 ROI の呼吸動態の計測データとする。設定した胸部の ROI を R_c 、腹部の ROI を R_a として、胸部・腹部の呼吸動態 $\{d_c(t)\}$ (mm)、 $\{d_a(t)\}$ (mm) はそれぞれ次式で表される。

$$d_c(t) = \frac{1}{N_c} \sum_{i \in R_c} p_i(t) \quad (1)$$

$$d_a(t) = \frac{1}{N_a} \sum_{j \in R_a} p_j(t) \quad (2)$$

ここで、 $t = 1, 2, \dots$ は時刻インデクス、 N_c と N_a はそれぞれ R_c 、 R_a に含まれるピクセル数、また $p_i(t)$ は時刻 t におけるピクセル i の深度データである。

2.2 呼吸誘導システム

取得された呼吸動態をもとに、先行研究⁶⁾に倣い、呼吸誘導システムを構築した。本呼吸誘導システムでは、誘導の直前に計測した被験者の呼吸動態から被験者固有の誘導波形を生成し、これを実際の呼吸動態と共にリアルタイムで被験者へ提示することで呼吸動態の安定化を実現する。なお、本実験においては、呼吸の振幅・周期のばらつきが小さいときに呼吸動態が安定化されたものとする。

2.2.1 誘導波形の作成

誘導波形の作成手順を以下に示す。

- 1) 計測した呼吸動態 $\{d(t)\}$ に窓幅 10 s のゼロ位相移動平均フィルタを適用し、呼吸動態のベースライン変動 $b(t)$ を求める。腹部呼吸動態とベースライン変動の様子を Fig. 5 に示す。
- 2) 呼吸動態 $\{d(t)\}$ からベースライン変動 $b(t)$ を除くことで、Fig. 6 のような 0 付近を中心に振動する呼吸動態 $\{x(t)\}$ を得る。

$$x(t) = d(t) - b(t)$$

- 3) $x(t)$ の立ち上がりの零交差点を検出し、各零交差点間の呼吸動態から求まる Fig. 7 のような N 個の呼吸波形 $x_k(n)$, $n = 1, 2, \dots, T_k$ ($k = 1, 2, \dots, N$) を抽出する。ここで、Fig. 7 のようなの波形をひとつの呼吸波形とする。また、 T_k は k 番目の呼吸波形の周期である。

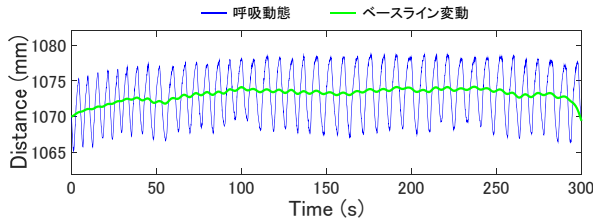


Fig. 5 呼吸動態とそのベースライン変動

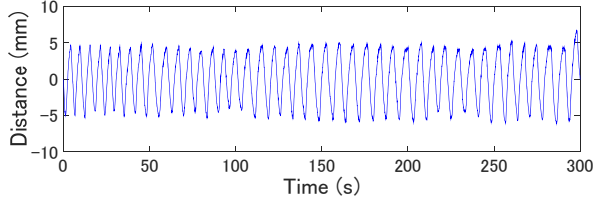


Fig. 6 ベースライン変動を除外した呼吸動態

- 4) 各呼吸波形 $x_k(n)$, $k = 1, 2, \dots, N$ の呼吸周期 T_k から平均呼吸周期 \bar{T} を求め、線形内挿により各呼吸波形 $x_k(n)$ をリサンプリングし、周期 \bar{T} の呼吸波形 $x'_k(n)$, $n = 1, 2, \dots, \bar{T}$ 生成する.
- 5) $x'_k(n)$ の離散フーリエ変換 $X_k(f)$ を求める.

$$X_k(f) = F[x'_k(n)]$$

- 6) $X_k(f)$ の第5高調波以上の周波数成分をカットし、その逆フーリエ変換の和から誘導波形 $g(n)$, $n = 1, 2, \dots, \bar{T}$ を求める.

$$g(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N F^{-1}[X_k(f)]$$

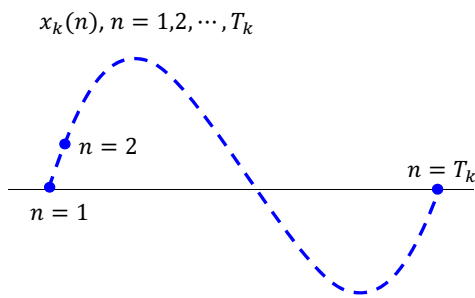


Fig. 7 呼吸波形 $x_k(n)$

2.2.2 誘導波形表示

呼吸誘導のため、実験中の被験者には Fig. 8 に示すような呼吸誘導画面が提示される。図中、青い波形は被験者ごとに生成された誘導波形、赤い円が被験者の現在の呼吸を表している。時間とともに誘導波形が右から左へと流れていくので、被験者は呼吸動態に応じてリアルタイムに上下に変動する赤い円を青い波形に合わせるように呼吸を行う。

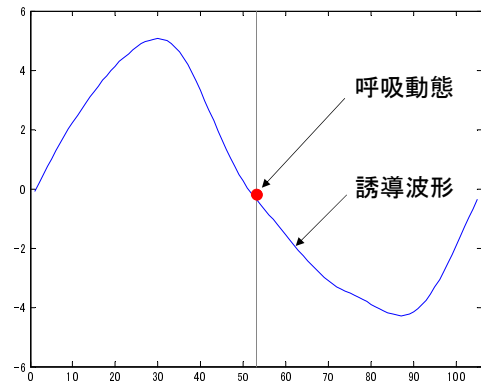


Fig. 8 誘導波形表示画面

3. 腹部呼吸誘導における腹部・胸部の同時多点計測実験

腹部呼吸動態に基づく呼吸誘導が、胸部と腹部の呼吸動態それぞれにどのように影響するかを検証するため、開発したシステムにより、胸部・腹部の呼吸動態の同時計測を行った。

3.1 実験プロトコル

被験者を仰臥位・安静状態におき、開発した呼吸誘導システムにより呼吸動態の計測と誘導を行った。深度センサから被験者までの距離は1 mとした。この計測距離は、深度センサの計測誤差が最小となる距離であり、予備実験により決定した。基本的な性質を確認するため、実験は被験者1名（男性23歳）で行った。

今回は腹部の呼吸動態から誘導波形を作成し、被験者には腹部呼吸動態を誘導波形に合わせる

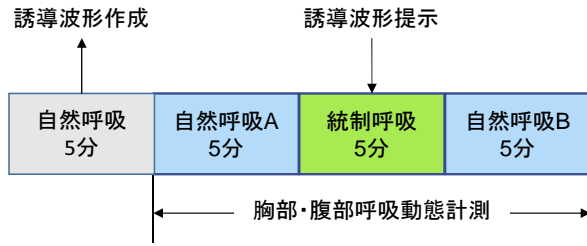


Fig. 9 実験の流れ

ことで安定化させるよう事前に指示を行った。実験の流れを Fig. 9 に示す。呼吸誘導の際に用いる誘導波形は、計測直前の5分間の呼吸波形から作成した。呼吸動態計測は自然呼吸，統制呼吸，自然呼吸の順に各5分間，合計15分間行い，このとき胸部と腹部の各1箇所，合計2箇所を同時に計測した。なお，これ以降，誘導前の自然呼吸を自然呼吸 A，誘導後の自然呼吸を自然呼吸 B として区別する。

3.2 評価指標

自然呼吸 A と統制呼吸での平均波形からのばらつきを評価するために，呼吸動態の Root Mean Square (RMS) 値を，各呼吸波形の変位と周期のそれぞれに関して求め，評価指標として比較した。評価にあたって，各呼吸波形は 2.2.1 節の誘導波形作成の手順と同様に抽出を行った。

変位の RMS 値 (Root Mean Square Displacement, RMSD) は，呼吸の振幅の変動に対応する指標である。RMSD は，各呼吸波形の呼吸周期の違いによる影響をなくすため，各呼吸波形を位相領域 ($\theta = 1, 2, \dots, 360^\circ$) に変換した上で，次式より求めた。

$$\text{RMSD} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \sqrt{\sum_{\theta=1}^{360} \frac{(x_{k,\theta} - \bar{x}_\theta)^2}{360}} \quad (3)$$

ここで $x_{k,\theta}$ (mm) は位相領域に変換した k 番目の呼吸波形の位相 θ での変位， \bar{x}_θ (mm) は位相領域に変換した呼吸波形の平均変位， N は計測・検出された呼吸波形の数である。

また周期の RMS 値 (Root Mean Square Period, RMSP) を次式より求めた。

$$\text{RMSP} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (T_k - \bar{T})^2} \quad (4)$$

ここで T_k (s) は k 番目の呼吸波形の周期， \bar{T} (s) は平均呼吸周期である。

3.3 実験結果と考察

Fig. 10 および Fig. 11 に 15 分間計測した腹部および胸部の呼吸動態をそれぞれ示す。Fig. 10 からは，300 s から 600 s の統制呼吸下では腹部の呼吸動態におけるベースラインの変動や，変位の変動が前後の自然呼吸波形と比較して減少していることが見てとれる。一方，Fig. 11 の胸部の呼吸動態では，ベースラインの変動や，変位の変動に顕著な減少は見られない。

この呼吸誘導を行っていた時間帯 (300–600 s) の胸部および腹部の呼吸動態を Fig. 12 および Fig. 13 にそれぞれ示す。Fig. 12 と Fig. 13 を比較すると 540 s から 550 s 付近において，腹部の呼吸波形は安定しているにも関わらず，胸部ではベースラインが突然ずれて呼吸波形が大きく乱れていることが確認できる。このことから，胸部の呼吸動態まで安定化するためには腹部 1 点のみの誘導では不十分である可能性が示唆される。

自然呼吸 A と統制呼吸での腹部呼吸動態の違いを詳しく見るため，Fig. 14 (a) および (b) にそれぞれ自然呼吸 A と統制呼吸の腹部呼吸波形を示す。図中，青が各呼吸波形，黄が平均呼吸波形，赤が誘導波形をそれぞれ表している。Fig. 14 (a) と (b) を比較すると，誘導時には呼吸波形のばらつきが減少していることが見てとれる。変位の RMS 値を求めると，自然呼吸 A では $\text{RMSD} = 0.7992$ ，統制呼吸では $\text{RMSD} = 0.6068$ となり，誘導時では 24% の減少が確認された。また周期の RMS 値は，自然呼吸 A では $\text{RMSP} = 0.4120$ ，統制呼吸では

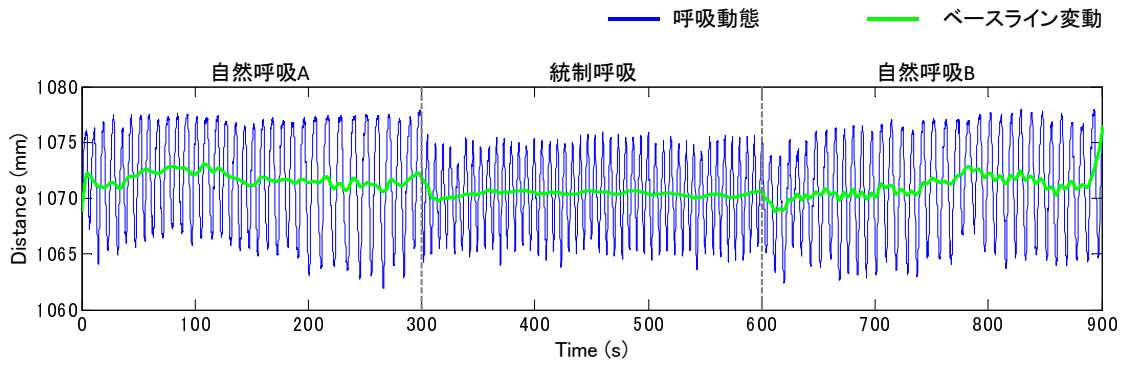


Fig. 10 腹部呼吸動態 (15分全体)

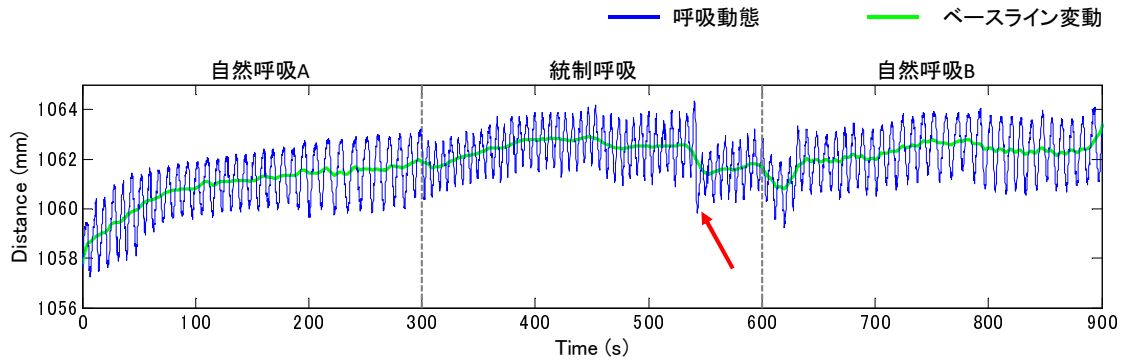


Fig. 11 胸部呼吸動態 (15分全体)

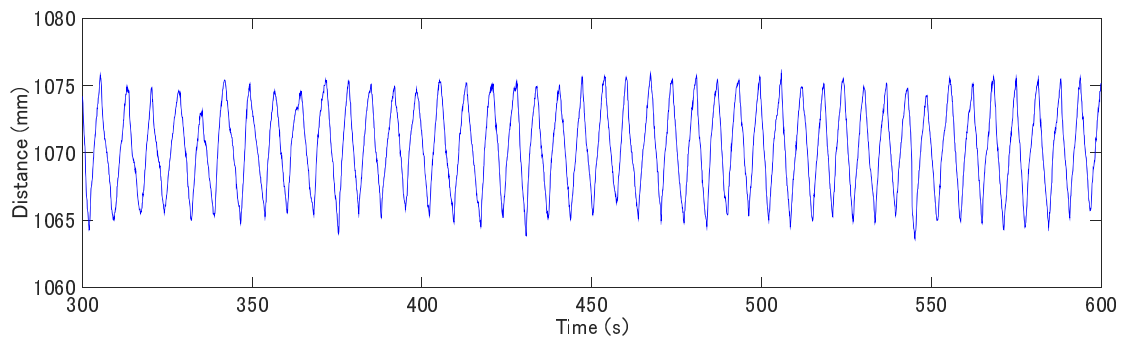


Fig. 12 誘導時の腹部呼吸動態

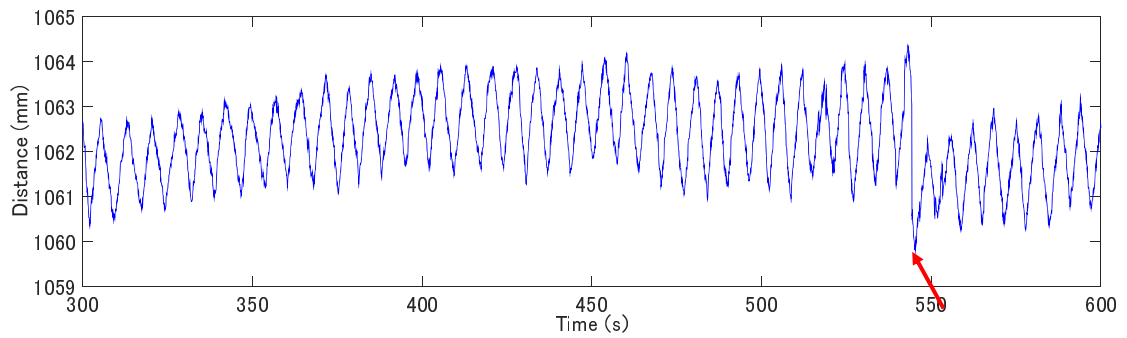


Fig. 13 誘導時の胸部呼吸動態

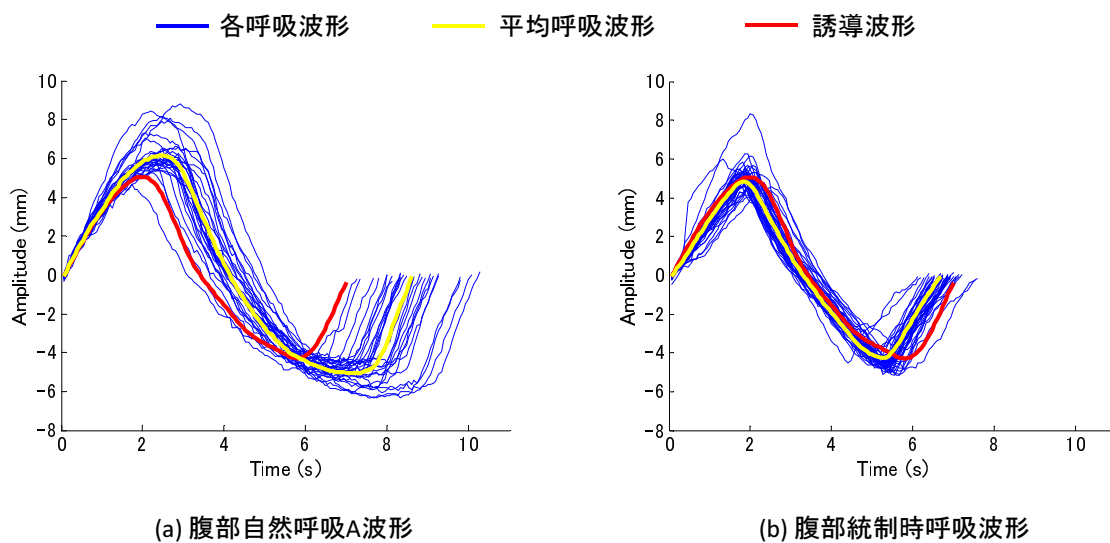


Fig. 14 腹部呼吸波形比較

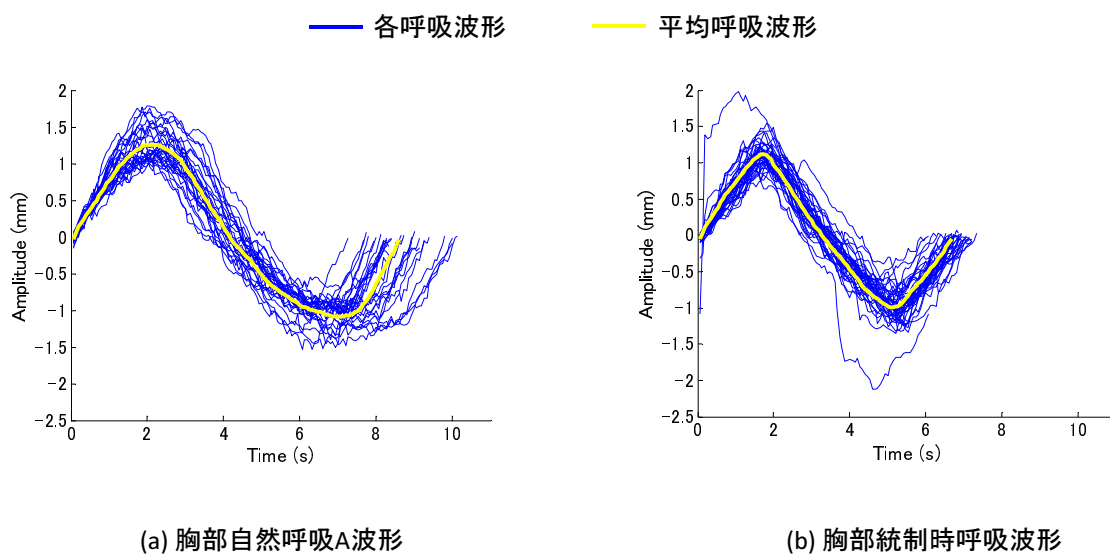


Fig. 15 胸部呼吸波形比較

RMSP = 0.1195 となり，誘導時では 71%の減少が確認された．これらのことから腹部呼吸動態により誘導することで，腹部の呼吸の変位，周期のばらつきがともに抑制されていることがわかる．

次に同時計測した胸部呼吸波形動態について，Fig. 15 (a) および (b) にそれぞれ自然呼吸 A と統制呼吸の胸部呼吸波形を示す．変位の RMS 値を求めると，自然呼吸 A では RMSD = 0.1852，統制呼吸では RMSD = 0.2199 となり，誘導時に 18%の増加となった．一方，周期の RMS 値は，自然呼吸 A では RMSP = 0.3835，統制呼吸では RMSP = 0.1202 となり，誘導時では 69%の減少が確認された．

以上の結果から，腹部呼吸動態により誘導した場合，胸部呼吸動態において Fig. 13 のベースラインのずれだけでなく各呼吸波形の振幅にも乱れが生じることが確認された．このように胸部・腹部のいずれか一点のみの呼吸動態を計測し，誘導する方式ではもう一方の呼吸動態に乱れが生じる場合がある．また，肺上葉にある腫瘍など，腫瘍の呼吸性移動が腹部よりも胸部呼吸動態との相関が高い場合には，腹部動態に基づく呼吸誘導のみでは，体内腫瘍位置変動の安定化に寄与しない可能性がある．体内腫瘍位置変動の安定化に向けては，従来行われてきた体表面一点のみの計測に基づく呼吸誘導だけではなく，提案システムのような同時多点の計測に基づく呼吸誘導が有効と考えられる．

4. おわりに

本研究では，放射線治療における呼吸安定化のための胸部・腹部呼吸動態の多点計測システムを開発し，これをもとに呼吸誘導実験を行った．実験の結果から，腹部呼吸動態に基づく呼吸誘導を行うことによって腹部呼吸動態を安定化できることが確認された．しかし，腹部では呼吸動態が安定しているにも関わらず胸部で大

きな乱れが生じることが確認された．この結果からは，腹部の呼吸誘導による胸部への誘導効果が十分に得られない可能性が示唆される．今後は，提案した計測システムを用いてより多くの被験者で呼吸誘導を実施し，どのくらいの頻度や人数で今回のような乱れが発生するかを調査する必要がある．また，腹部および胸部の双方を同時に安定化し，体内の腫瘍や臓器の配置の照射中の再現性を担保できるような新たな呼吸誘導システムの開発が望まれる．

参考文献

- 1) がん情報サービス
<http://ganjoho.jp/public/index.html>
- 2) P. J. Keall, G. S. Mageras, J. M. Balter, R. S. Emery, K. M. Forster, S. B. Jiang, J. M. Kapatoes, D. A. Low, M. J. Murphy, B. R. Murray, C. R. Ramsey, M. B. V. Herk, S. S. Vedam, J. W. Wong and E. Yorke: The management of respiratory motion oncology report of AAPM Task Group 76, Med. Phys., Vol.33, No. 10, 3874/3900 (2006)
- 3) 公益社団法人 日本放射線腫瘍学会：放射線治療計画ガイドライン 2012 年版. 金原出版株式会社 (2012)
- 4) Y. K. Park, S. Kim, H. Kim, K. Lee and S. J. Ye: Quasi-breath-hold technique using personalized audio-visual biofeedback for respiratory motion management in radiotherapy, Med. Phys., Vol.38, No.6, 3114/3124 (2011)
- 5) S. Pollock, D. Lee, P. Keall and T. Kim: Audiovisual biofeedback improves motion prediction accuracy, Med. Phys., Vol.40, No.4, 041705 (2013)
- 6) R. B. Venkat, A. Sawant, Y. Suh and R. George: Development and preliminary evaluation of a prototype audiovisual biofeedback device incorporating a patient-specific guiding waveform, Phys. Med. Biol., Vol.53, No.11, 197/208 (2008)
- 7) J. D. P. Hoisak, K. E. Sixel, R. Tirona and P. C. F. Cheung: Correlation of lung tumor motion with external surrogate indicators of respiration, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 60, No. 4, 1298/1306 (2004)
- 8) K. Khoshelham and S. O. Elderink: Accuracy and resolution of kinect depth data for indoor mapping, Sensors, Vol. 12, No. 2, 1437 (2012)