



# シート状ストレッチセンサを用いた胸郭運動の計測 機器の開発

山本, 暁生 ; 中本, 裕之 ; 沖, 侑大郎 ; 藤本, 由香里 ; 別所, 侑亮 ; 石川, 朗

---

## (Citation)

リハビリテーション医学, 55(4):348-357

## (Issue Date)

2018

## (Resource Type)

journal article

## (Version)

Version of Record

## (Rights)

会誌掲載後の論文の著作権は、本医学会に帰属する。  
論文はクリエイティブ・コモンズ BY-NC-ND（表示-非営利-改変不可）の国際ライセンスの条件下で掲載される。

## (URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/90006858>



# シート状ストレッチセンサを用いた 胸郭運動の計測機器の開発

Development of a Measurement Device Using a Sheet Stretch Sensor for  
Chest Wall Motion

山本暁生<sup>\*1</sup> 中本裕之<sup>\*2</sup> 沖侑太郎<sup>\*1</sup>  
Akio Yamamoto Hiroyuki Nakamoto Yutaro Oki  
藤本由香里<sup>\*1</sup> 別所侑亮<sup>\*3</sup> 石川 朗<sup>\*1</sup>  
Yukari Fujimoto Yusuke Bessho Akira Ishikawa

## Abstract

**Purpose :** A new simple and noninvasive stretch sensor (STR) has been developed to detect chest wall motion for respiratory rehabilitation. The purpose of this study was to investigate the validity of chest wall motion measurements obtained using the new stretch sensor.

**Methods :** Twelve healthy male volunteers wore three different sensors (STR, respiratory inductance plethysmography [RIP], and flowmeter) while they performed the testing protocol, which included natural breathing (120 s), deep breathing (60 s), and polypneic (60 s) and apneic (30 s) conditions in the upright stance. The STR was implemented in two bands for the participant's chest and abdominal measurements. The ability of the three sensors to measure respiration and chest wall motion was analyzed.

**Results :** The output signals from the STR showed significant correlation with the flow and RIP signals ( $r=0.5-1.00$ ,  $p < 0.05$ ). The total number of breaths obtained from the STR signals showed no significant difference from the reference values obtained from the flowmeter signals ( $p > 0.05$ ). The amplitude of the STR output signals changed significantly according to the respiratory maneuver used. Specifically, it increased from apnea, polypnea, and natural breathing to deep breathing ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion :** The newly developed stretch sensor is capable of measuring chest wall motion in various breathing maneuvers in young men.

## 要 旨

**目的：**呼吸リハビリテーションのための簡便で非侵襲的に胸郭運動を計測するストレッチセンサ (STR) が開発された。本研究の目的は、STR による胸郭運動計測の妥当性を検討することである。

**方法：**健康成人男性 12 名が立位姿勢で 3 つのセンサ (STR、インダクタンス式呼吸プレシモグラフィ (RIP)、スパイロメーター (FLOW)) を装着し、4 つの呼吸様式 (自然呼吸：120 秒、深呼吸：60 秒、頻呼吸：60 秒、無呼吸：60 秒) での胸郭運動を計測した。STR はバンドとして胸部と腹部に装着した。各センサの胸郭運動計測について分析した。

2016 年 11 月 24 日受付, 2017 年 10 月 23 日受理

\*1 神戸大学大学院保健学研究科 (〒654-0142 兵庫県神戸市須磨区友が丘 7-10-2)  
Kobe University Graduate School of Health Sciences  
E-mail : yamamoto.a@people.kobe-u.ac.jp

\*2 神戸大学大学院システム情報学研究科 (〒657-8501 兵庫県神戸市灘区六甲台町 1-1)  
Kobe University Graduate School of System Informatics

\*3 バンドー化学株式会社 (〒650-0047 兵庫県神戸市中央区港島南町 4-6-6)  
BANDO CHEMICAL INDUSTRIES, LTD.

結果：STR の出力は FLOW および RIP と有意な相関を示した ( $r=0.50\sim 1.00$ ,  $p < 0.05$ )。STR から得た呼吸回数は FLOW から得た実測値と差を認めなかった ( $p > 0.05$ )。STR 出力は呼吸様式によって有意に変化していた (無呼吸<頻呼吸<自然呼吸<深呼吸,  $p < 0.05$ )。

結論：STR は健常若年健常者におけるさまざまな呼吸条件において胸郭運動を計測することができる。

#### Key Words

呼吸リハビリテーション (pulmonary rehabilitation) / ストレッチセンサ (stretch sensor) / 呼吸数 (respiratory rate) / 胸郭運動 (chest wall motion)

## はじめに

胸郭運動は呼吸リハビリテーションにおける重要な観察項目であり、その挙動は呼吸状態や呼吸機能にかかわる情報を提供する。例えば、周期的な胸郭運動は呼吸回数として数えられ、周期の変調は息切れや呼吸困難、意識レベルの低下を示唆する。また、胸郭周囲径の変化量は胸郭体積の変化を反映するため、スパイロメーターを使わない換気量の推定にも利用される<sup>1, 2)</sup>。

リハビリテーションの実施場面が医療施設内のリハビリテーション室やベッドサイドから在宅場面まで広がる中、多くの機器を備える整備された空間ではなくとも簡便かつ正確に胸郭運動を計測できる手法の開発が行われてきた。呼吸に伴う胸郭周径の拡張量は、安静時には健常者であっても 3~5 cm 程度とされるが<sup>3, 4)</sup>、呼吸リハビリテーションの対象疾患である慢性閉塞性肺疾患 (COPD) をもつ患者では、健常者に比べて平均で 1~2 cm も拡張量が小さい<sup>4)</sup>。胸郭運動計測には利用者の体幹に装着する接触型センサの精度が高いとされるが<sup>5)</sup>、呼吸数や呼吸機能は計測機器の装着や胸部への圧迫感により変化することから<sup>6, 7)</sup>、装着する機器は患者への物理的・心理的な負担が小さくなければならない。

インダクタンス式呼吸プレチスモグラフィ (RIP) は、波状に加工されたワイヤを含むベルトを

体幹に巻きつけて周囲径の変化を計測する胸郭運動計測器の 1 つである<sup>8, 9)</sup>。1970 年代の登場から COPD やパーキンソン病患者から乳幼児まで幅広い対象へ適用され<sup>10-15)</sup>、換気量の推定や胸腹部の同期性評価の研究に用いられてきた。しかし、ベルト内のインダクタンス計測に精密な電子機器を利用することから、機器が大きく価格が高いことが利用拡大における課題の 1 つに挙げられている。また、測定精度を高めるためにバンド内には胸郭周囲全体を覆うようにコイルが入っており、センサ部分の小型化も課題である。安価で小型なセンサの開発が試みられているが、十分な計測精度はみられていない<sup>16)</sup>。

近年、高い柔軟性と伸張性をもつエラストマーシートが、ひずみによる静電容量変化を利用して伸張量を計測するストレッチセンサとして利用され始めている<sup>17)</sup>。同センサは薄く柔軟性が高いため、取り付け面が不整形であっても形状に沿って伸びることができる。胸郭周囲に装着したセンサの伸張量から胸郭運動を連続的に計測できれば、取り付け方法の応用範囲が広い呼吸数・胸郭運動計測ツールとなる可能性がある。したがって、本研究では、ストレッチセンサを用いて安静時のさまざまな呼吸様式における胸郭運動を計測し、先行する計測技術との比較から測定妥当性の基礎的な検討をした。

## 対象と方法

### 1. 対象

健康成人男性 12 名（年齢：24.8±3.9 歳，身長：1.69±0.03 m，体重：66.3±13.8 kg，平均±SD）を対象とした。参加者に対し書面と口頭にて説明を行い，書面にて研究参加への同意を得た。本研究は，所属施設における倫理委員会の承認を得て行った（承認番号 第 358 号）。

### 2. 実験プロトコル

参加者は直立位姿勢において自然呼吸 120 秒，深呼吸 60 秒，頻呼吸 60 秒，無呼吸 60 秒の 4 条件での呼吸計測を行った。深呼吸条件では，参加者に対して安静呼吸位まで呼出するように指示した。頻呼吸条件では，メトロノームに合わせて 1 分間に 30 回の速度で呼吸数を設定した。

### 3. 装置

参加者は，ストレッチセンサ（以下，STR：Bando Chemical Industries, Ltd., C-STRETCH<sup>®</sup>），RIP（A.M.I., Resptrace<sup>®</sup>），フェイスマスクを直立位の安静呼吸位において装着し，胸郭運動と気流速度（FLOW）を同時に計測した。参加者は乳頭および臍の高さに胸部と腹部の RIP センサを装着し，その直下および直上に 2 枚の STR を直列に配置したバンドを巻きつけた（図 1-a）。RIP は STR と比べて単軸方向の長さが大きいので，RIP の胸部と腹部のセンサ間の内側距離が小さくなり過ぎないように，両 RIP の内側に両 STR を配置した。バンドは伸縮性のある STR と伸縮性のない生地から構成され，胸郭の拡張がセンサの伸びへ反映される構造とした。計測値の底付きを防ぐため，装着時には 20 mm 以上のプリテンションをかけた。フェイスマスクへ接続したスパイロメーター（ADInstruments, Spirometer Pod）により FLOW

のアナログ波形を取得した。すべての計測器は，16 bit の A/D 変換器・データ収録器（ADInstruments, PowerLab 16/35）へ接続し，サンプリング周波数 100 Hz にて同期計測しパーソナルコンピュータへ保存，オフライン解析をした。計測ソフトには LabChart 8.0（ADInstruments）を用いた。

### 4. 解析方法

STR および RIP の出力信号は各参加者の自然呼吸条件における最小値でオフセットした。その後，自然呼吸条件の標準偏差（SD）ですべての信号を正規化し，時間遅れのない 4 次の Butterworth filter を使用し，遮断周波数 1.0 Hz でローパスフィルタ処理をした。

正規化された相互相関関数を算出し，信号間の時間パターンの類似性を最大の相関係数（ $r$ ）およびその時間遅れ（ $\tau$ ）から評価した<sup>18)</sup>。相互相関関数は次式で得られる。

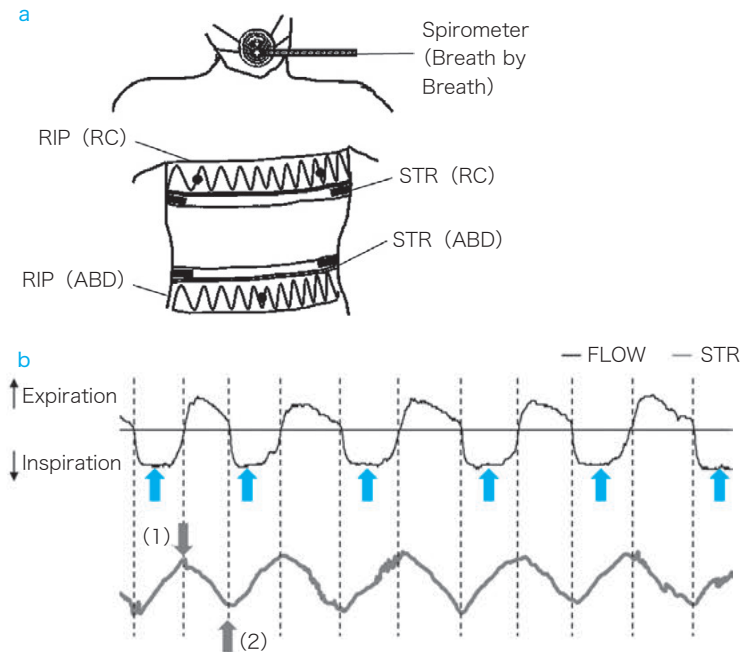
$$r_{xy}(\tau) = \frac{x(t)y(t+\tau)}{\sqrt{x^2 y^2}}$$

正規化された相互相関関数の相関係数は  $-1 \leq r \leq 1$  の値をとる。 $\tau=0$  において  $r < 0$  は負の相関， $0 < r$  は正の相関，そして  $r=0$  は無相関であることを示す。

個々の出力波形から呼吸回数を数えてセンサ間で比較した。各センサからの出力波形は極大と極小を交互に繰り返すため，極小値から次の極小値までを 1 呼吸周期として，目視により呼吸回数を求めた（図 1-b）。その後，試行時間を呼吸回数で除して平均呼吸時間とした。また，各試行における出力波形の標準偏差を平均振幅として，呼吸様式で変化が認められるか比較した。

### 5. 統計検定

呼吸数は，FLOW による実測値との一致度



**図1 実験設定および波形分析の概略図**

**a** : 3種類の実験装置の装着法。スパイロメーターはフェイスマスクを装着し、breath by breathで気流を計測した。

RIP (respiratory inductance plethysmography) : インダクタンス式呼吸プレチスモグラフィー、STR (stretch sensor) : ストレッチセンサ、RC (rib cage) : 胸部、ABD (abdominal) : 腹部

**b** : FLOW (上段) および STR (下段) の典型例の時系列波形。青太矢印はFLOWから呼吸数を数えるための極小値を示す。灰太矢印はSTRの極大値(1)および極小値(2)を示す。縦の点線は、FLOWの呼気および吸気の切り替わりの点を示す。

(agreement) を評価するため Bland-Altman plot から偏り (bias) を評価した<sup>19)</sup>。相互相関係数の最大値を組み合わせ間で比較するため、各相関係数に Fisher の Z 変換した後に、「センサ種別」および「呼吸様式」を被験者内因子とする二元配置分散分析を行った。相互相関関数における時間遅れと呼吸の速度の関連は、散布図を用いて可視化したうえでセンサの種類ごとに回帰分析した。出力波形の振幅値に対する「呼吸様式」の影響は、繰り返しのある一元配置分散分析により検定した。事後検定には Bonferonni 補正をした繰り返しのある t 検定を用いた。すべての検定において  $p < 0.05$  を有意水準とした。データ解析には数値解析ソフト (MATLAB R2015b, MathWorks) および統計ソフト R (R ver. 3.31) を用いた。

## 結果

センサ別の呼吸波形の 30 秒間における典型波形を図 2 へ示す。STR と RIP の出力波形は全呼吸様式において同期していた。FLOW と他の 2 つ

のセンサ出力は同調して変動していたが、位相差が認められた。自然呼吸 (図 2-a) に比べ、深呼吸 (図 2-b) ではすべてのセンサにおいて peak-to-peak の振幅は増加していた。頻呼吸 (図 2-c) では安静時に比べ変動の周期が短くなっており、呼吸数の増加が反映されていた。無呼吸 (図 2-d) ではすべてのセンサにおいて周期的な変化がみられず、直線に近い波形パターンがみられた。

### 1. 波形間の相関

相互相関関数により 3 つのセンサの各ペアについて波形の類似度を検討した。表 1 に相関係数の最大値を示す。胸部および腹部の STR の出力波形と FLOW は、自然呼吸 (RC,  $r=0.76\sim0.94$ ; ABD,  $r=0.50\sim0.94$ )、深呼吸 (RC,  $r=0.67\sim0.93$ ; ABD,  $r=0.50\sim0.93$ )、頻呼吸 (RC,  $r=0.80\sim0.95$ ; ABD,  $r=0.71\sim0.94$ ) のすべての条件で有意差をもって相関を認めた。STR と RIP の出力信号の間にはすべての条件において平均  $r > 0.9$  以上の強い相関が認められ、平均時間遅れの信頼区間は 0

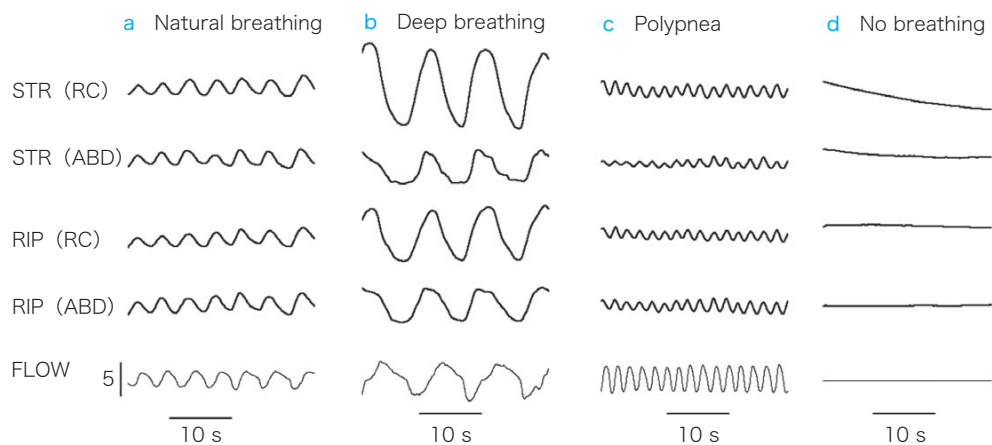


図2 ストレッチセンサ、インダクタンス式呼吸プレチスモグラフィー、スパイロメーターによる気流変動の30秒間の典型波形

列方向は上から、STR (RC)：胸部のストレッチセンサ、STR (ABD)：腹部のストレッチセンサ、RIP (RC)：胸部のインダクタンス式呼吸プレチスモグラフィー、RIP (ABD)：腹部のインダクタンス式呼吸プレチスモグラフィー、FLOW：スパイロメーターによる気流波形、行方向は左から自然呼吸 (a)、深呼吸 (b)、頻呼吸 (c)、無呼吸 (d)、縦軸は自然呼吸の標準偏差で正規化された振幅値。

表1 Peak values of cross-correlation function between pairs of respiratory signals

Normalized correlation coefficient	Stretch sensor vs FLOW				RIP vs FLOW				Stretch sensor vs RIP			
	RC		ABD		RC		ABD		RC		ABD	
	Mean (SD)	min~max	Mean (SD)	min~max	Mean (SD)	min~max	Mean (SD)	min~max	Mean (SD)	min~max	Mean (SD)	min~max
Natural breathing	0.89 (0.05)	0.76~0.94	0.87 (0.12)	0.50~0.94	0.89 (0.05)	0.74~0.93	0.82 (0.10)	0.53~0.92	0.97 (0.03)	0.91~1.00	0.95 (0.04)	0.86~0.99
Deep breathing	0.83 (0.07)	0.67~0.93	0.79 (0.14)	0.50~0.93	0.82 (0.07)	0.66~0.92	0.71 (0.18)	0.38~0.90	0.99 (0.01)	0.97~1.00	0.90 (0.10)	0.66~0.98
Polypnea	0.90 (0.05)	0.80~0.95	0.89 (0.07)	0.71~0.94	0.87 (0.09)	0.69~0.95	0.80 (0.16)	0.39~0.95	0.96 (0.06)	0.74~1.00	0.93 (0.08)	0.68~0.99

を含んでいた (図3-a)。

自然呼吸では RIP と FLOW の相関係数と同等の範囲であったが (RIP vs FLOW RC,  $r=0.74\sim0.93$ ; ABD,  $r=0.53\sim0.93$ )、深呼吸や無呼吸の条件では STR のほうが相関係数の下限が高くなっていた (深呼吸: RC,  $r=0.66\sim0.92$ ; ABD,  $r=0.38\sim0.90$ , 頻呼吸: RC,  $r=0.69\sim0.95$ ; ABD,  $r=0.39\sim0.95$ : 最大値-最小値)。相関係数に対する二元配置分散分析の結果、胸部センサでは呼吸様式とセンサ種別の間に交互作用が認められた [ $F(2,71)=5.27$ ,  $p<0.05$ ]。単純主効果検定を行ったとこ

ろ、深呼吸と頻呼吸においてセンサ種別の主効果がみられ [深呼吸  $F(1,11)=15.66$ ,  $p<0.01$ ; 頻呼吸:  $F(1,11)=10.31$ ,  $p<0.01$ ]、STR が RIP よりも FLOW との相関係数が大きくなっていた。腹部においてはすべての呼吸様式においてセンサ種別の主効果が認められ、STR が RIP よりも FLOW との相関係数が高くなっていた [ $F(1,71)=44.95$ ,  $p<0.001$ ]。相関分析の比較結果は、STR が呼吸に伴う胸郭運動を RIP と同等以上に計測できることを示している。



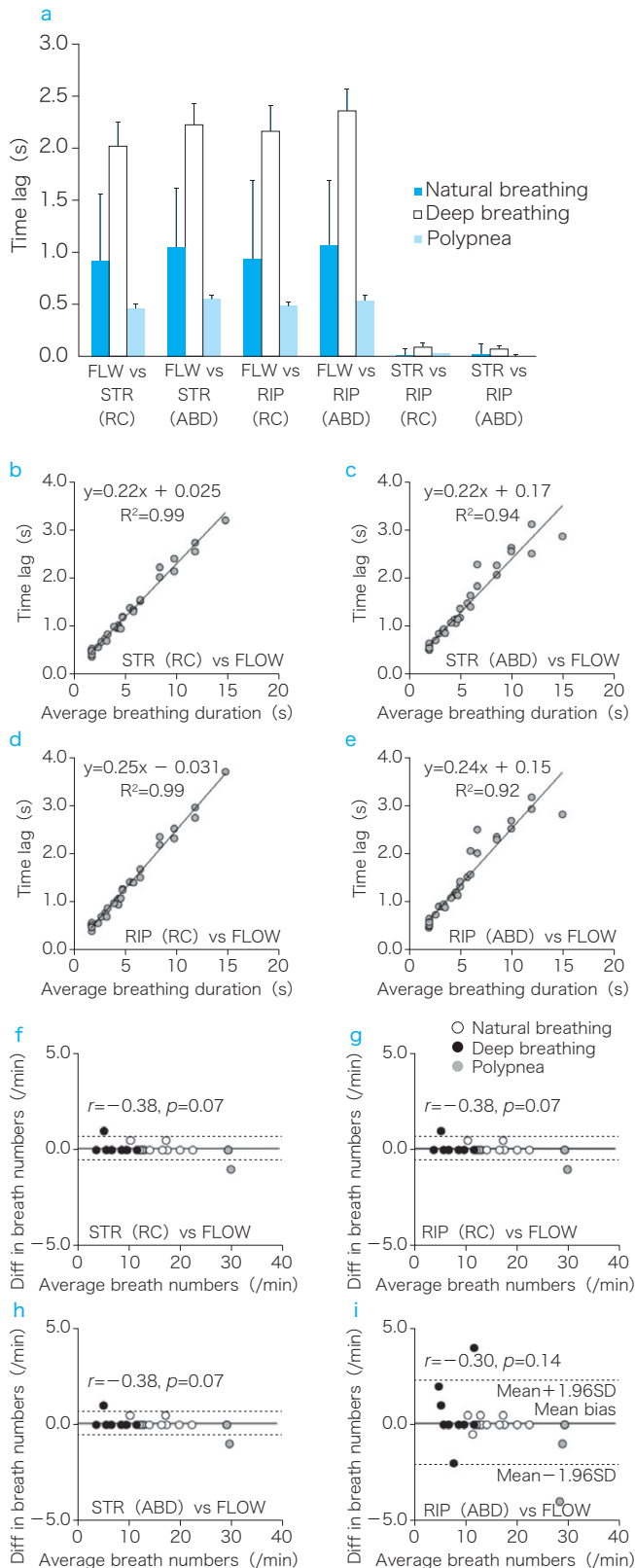


図3 3つのセンサの相互相関分析と呼吸数分析

**a** : 3つのセンサ間の相互相関係数の最大値における時間遅れの呼吸様式別の平均値。左から、STR (RC) vs FLOW : 胸部のストレッチセンサとスパイロメーター, STR (ABD) vs FLOW : 腹部のストレッチセンサとスパイロメーター, RIP (RC) vs FLOW : 胸部のインダクタンス式呼吸プレシモグラフィとスパイロメーター, RIP (ABD) vs FLOW : 腹部のインダクタンス式呼吸プレシモグラフィとスパイロメーター, RIP (RC) vs STR : 胸部のインダクタンス式呼吸プレシモグラフィとストレッチセンサ, RIP (ABD) vs STR : 腹部のインダクタンス式呼吸プレシモグラフィとストレッチセンサ。

青 : 自然呼吸, 白 : 深呼吸, 水色 : 頻呼吸, エラーバーは標準偏差を示す。

**b~e** : 呼吸時間と FLOW と胸部運動との時間遅れの分析。横軸 : 平均呼吸時間, 縦軸 : FLOW と STR および RIP の相互相関関数の時間遅れ。

**b** : STR (RC) vs FLOW,

**c** : STR (ABD) vs FLOW,

**d** : RIP (RC) vs FLOW,

**e** : RIP (ABD) vs FLOW,

**f~i** : ストレッチセンサおよびインダクタンス式呼吸プレシモグラフィの波形から検出した呼吸数の推定値とスパイロメーターより検出した呼吸数の実測値を用いた Bland-Altman plot,

**f** : STR (RC) vs FLOW,

**g** : RIP (RC) vs FLOW,

**h** : STR (ABD) vs FLOW,

**i** : RIP (ABD) vs FLOW,

白丸 : 自然呼吸, 黒丸 : 深呼吸, 灰色丸 : 頻呼吸, 黒水平実線 : 2つの測定法の差の偏り (bias), 黒水平点線 : 差の偏りの95%信頼区間 (平均値  $\pm 1.96$  標準偏差) の上限および下限,  $r$  : 残差と平均呼吸数の相関係数,  $p$  : 残差の相関係数に関する確率

表 2 Number of breathing

	Stretch sensor		RIP		FLOW
	RC	ABD	RC	ABD	
Natural breathing	370	372	372	372	372
Deep breathing	90	92	92	92	96
Polypnea	361	360	360	360	356

## 2. 体表面の運動と FLOW の時間関係

STR で計測した体表面の運動と FLOW の時間関係について相互相関関数の時間遅れを検討した。相互相関関数が最大値に達する時間遅れは頻呼吸、自然呼吸、深呼吸の順に延長する傾向がみられた (図 3-a)。この FLOW と胸部運動との時間遅れは平均呼吸時間と正の相関をもち、回帰分析より胸部表面の拡張運動は FLOW の平均呼吸時間の 0.22~0.25 倍、約 1/4 周期だけ遅れていた (図 3-b~e)。

## 3. 呼吸数の比較

出力波形からの呼吸数検出について、センサ間で比較した。表 2 は、目視で数えた呼吸数のセンサ別および呼吸条件別の値を示している。全被験者の呼吸数を合計すると、自然呼吸：372 回、深呼吸：96 回、頻呼吸：356 回が認められた。STR および RIP ともに検出された呼吸数はスパイロメーターによる実測値との間に有意な差は認められなかった [STR (RC)  $t$  (35) = 1.36,  $p$  = 0.18 ; STR (ABD)  $t$  (35) = 1.36,  $p$  = 0.18 ; RIP (RC)  $t$  (35) = 1.36,  $p$  = 0.18 ; RIP (ABD)  $t$  (35) = 0.43,  $p$  = 0.67]。図 3-f~i はセンサの種類別の呼吸数に関する Bland-Altman plot である。測定値の差の一致限界は、すべてのセンサで 0 を含んでいた [STR (RC) = 0.056, 95% LOA [-0.55 to 0.67] ; STR (ABD) = 0.056, 95% LOA [-0.55 to 0.67] ; RIP (RC) = 0.056, 95% LOA [-0.55 to 0.67] ; RIP (ABD) = 0.056, 95% LOA [-2.14 to 2.25]]。腹部の RIP が深呼吸および頻呼吸において 4 回の誤差

を認めたが、他の条件および他のセンサにおいて実測値との差は 1 回以下であった。

## 4. 振幅の比較

呼吸様式により出力が変化するか検討した。図 4 は安静時を基準にした標準偏差をセンサ別に並べた棒グラフである。一元配置分散分析の結果、呼吸様式の段階による主効果がすべてのセンサに認められた [FLOW,  $F$  (3,47) = 62.93,  $p$  < 0.0001 ; STR (RC),  $F$  (3,47) = 65.01,  $p$  < 0.0001 ; STR (ABD),  $F$  (3,47) = 27.32,  $p$  < 0.0001 ; RIP (RC),  $F$  (3,47) = 51.28,  $p$  < 0.0001 ; RIP (ABD),  $F$  (3,47) = 23.80,  $p$  < 0.0001]。すべてのセンサにおいて多重比較を行った結果、スパイロメーターは無呼吸での振幅が他の 3 条件よりも有意に小さく、頻呼吸は自然呼吸よりも振幅が大きかった (すべて  $p$  < 0.01)。STR の胸腹部と RIP の腹部センサは、無呼吸 < 頻呼吸 < 自然呼吸 < 深呼吸の順に振幅が大きくなっていた (すべて  $p$  < 0.01)。RIP の胸部では、深呼吸での振幅が他の呼吸様式よりも振幅が大きくなっていた (すべて  $p$  < 0.05)。

## 考察

本実験の結果は次の通りである。① STR の出力は、FLOW と約 1/4 周期の位相差をもちながら高い正の相関を示しており、② STR の波形から検出した呼吸数は、FLOW から得られた呼吸数と高い精度で一致していた。③ STR は RIP と時間遅れゼロで高い正の相関を示した。④呼吸様式を変化させると無呼吸 < 頻呼吸 < 自然呼吸 < 深呼吸と



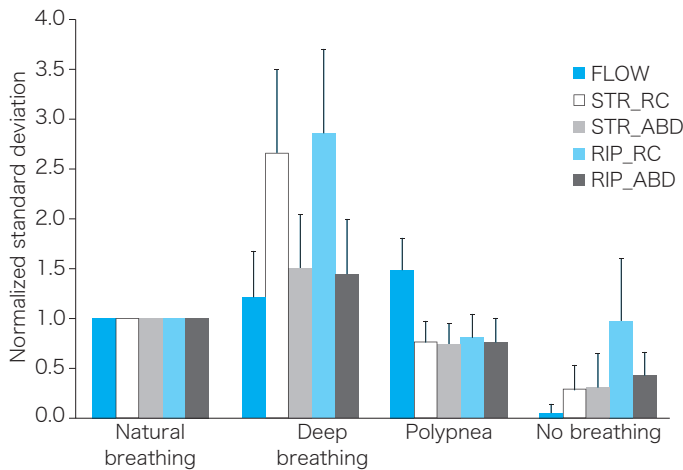


図4 呼吸条件ごとのセンサ出力の標準偏差

白：胸部のストレッチセンサ (STR\_RC), 薄いグレー：腹部のストレッチセンサ (STR\_ABD), 水色：胸部のインダクタンス式呼吸プレシモグラフィ (RIP\_RC), 濃いグレー：腹部のインダクタンス式呼吸プレシモグラフィ (RIP\_ABD), 青：スパイロメーターによる気流波形 (FLOW). 各センサ出力は安静時の標準偏差を除いて正規化。エラーバーは標準偏差を示す。

STR 出力の振幅は増加していた。この順序は FLOW とは異なっていた。

FLOW と STR 出力の間に高い相関があり、両者から得た呼吸数が一致していた結果は、STR が呼吸に伴う胸郭運動を計測できていたことを示している。STR 出力は吸気から呼気へ切り替わる時点 (FLOW 波形が負から正へ) の直後に極大値 [図1-b 灰太矢印 (1)] に達し、呼気から吸気へ切り替わる (FLOW 波形が正から負へ) 直後に極小値へ至る [図1-b 灰太矢印 (2)]。胸郭は吸気時の肺容積が拡大するとともに周囲径が増加し、呼気時の肺容積の縮小により周囲径も減少する。FLOW と STR の間にみられた位相差は、このような FLOW と胸郭の形態変化の関係を反映したと考えられる。本実験の結果に基づけば、STR 出力の増加および減少トレンドは、吸気と呼気の位相判定および呼吸時間における時間割合などの評価へ応用が可能である。

STR 出力の振幅は、無呼吸<頻呼吸<自然呼吸<深呼吸と増加しており、呼吸様式により出力が大きく変化していた。胸腹部の拡張量は換気量と関連するため<sup>1)</sup>、深呼吸において増加した振幅は1回換気量の増加を反映したと考えられる。他方で、頻呼吸条件では FLOW 変動は自然呼吸よりも大

きいのに対し、STR は自然呼吸よりも小さくなっていた。同呼吸条件では、1 分間に 30 回と呼吸周期が短いため、胸郭運動は小刻みでリズムカルとなり胸郭が十分に拡張する前に次の呼吸動作へ移ることから、FLOW の増加に対して胸郭周囲径の変化が小さくなった可能性がある。また、呼吸に伴う体幹表面の拡張量には部位差があるため<sup>20)</sup>、センサの装着部位以外の拡張量が影響した可能性も考えられる。体表面の運動から FLOW や換気量を推定する試みは未解決の課題であるが、本研究の結果から呼吸様式による精度の変化も検討課題の1つとなることが示唆された。

RIP では無呼吸の振幅が頻呼吸よりも大きく、STR も統計学的な有意差を認めないものの同様の傾向を示していた。この要因として、無呼吸の計測前に被験者が大きく吸気を行うことで胸郭周囲径が大きくなっていたことが考えられる。随意的に息を止めても少量でゆっくりと空気が呼出されることで胸郭周囲径が徐々に減少した可能性がある。本研究の無呼吸時間は 30 秒と他のセンサ性能を比較した先行研究よりも長く<sup>18)</sup>、計測前に多くの吸気が必要となっていた可能性がある。無呼吸時間を短くして気流の流入を抑える実験条件をつくり無呼吸時の振幅を図ることで、より精密な

比較ができるかもしれない。

RIP は非侵襲的な胸郭運動の計測機器として研究室レベルで幅広い対象および疾患に利用されてきた計測手法の1つであるが<sup>2, 13, 14, 21-23)</sup>、価格や機器の大きさが普及の課題とされていた<sup>16)</sup>。より安価な素材であるピエゾ素子や導電ゴムを胸郭運動計測器として利用した報告では、安静時でも RIP との相関係数が  $r=0.81$  以下と測定精度に課題が残っている<sup>16)</sup>。本研究で用いた STR の出力波形は、すべての呼吸様式で RIP と同位相で  $r>0.9$  の強い相関を示しており、STR が RIP と同程度の精度で体表面から胸郭運動を計測できることを示している。そのうえで、2つの手法と FLOW 波形の間の相関を比べると、胸部では深呼吸と頻呼吸で、腹部では自然呼吸、深呼吸、頻呼吸のすべてにおいて STR の相関係数は RIP よりも高くなっていた。STR と RIP は隣接して装着したために、同じ部位を同時に測定していない。体表面の皮膚挙動に部位差がある<sup>20)</sup>ことから、両製品を厳密に比較することはできない。しかし、STR はセンサ部の面積変化を検知するうえ<sup>17)</sup>、薄く柔軟なセンサ部は不規則な胸部の形状に沿って取りつけることができる。本研究の結果と合わせると、STR は胸郭運動による皮膚の二次元方向の広がり の計測へ適した素材特性を有していることが示唆される。

## 研究の限界および臨床応用

本研究で検討した STR は、装着時の拘束や利用者への負担が小さいウェアラブル呼吸計測器としての応用が期待される。STR は、センサ部の長軸が 10 cm と短く、柔軟な素材特性から衣服などに装着する・縫いつけるなど装着方法の選択肢が広い。したがって、機器の重さや装着時の拘束感が呼吸へ与える影響を抑えたウェアラブルな計測手法として、医療機関に限らず在宅など幅広い状況で利用しやすい。また、出力波形は図 2 の通

り呼気で減少し、吸気で増加する周期的なパターンを示すため、呼吸における呼気および吸気の時間を取り出すことができる。呼吸数および呼吸の位相を定量化してバイオフィードバックに利用すれば、呼吸リハビリテーションにおける呼吸法の指導への応用が可能である。

本研究の限界として、対象数が少なく対象者が健康な成人男性のみであることが挙げられる。そのため、体格の異なる被験者や女性、呼吸器疾患をもつ対象を測定した場合は精度が変わる可能性がある。今後、異なる体格や性別、呼吸器疾患をもつ対象などを加え、STR による胸郭運動計測の精度を向上させていく必要がある。また、本研究では両 RIP の内側へ STR を装着していることが振幅の値に影響した可能性がある。しかし、三次元動作解析装置を用いた計測により呼吸による皮膚の左右方向への変位は、上腹部が上胸部や下腹部よりも大きいことが報告されている<sup>20)</sup>。部位の差が呼吸様式により変動するのかは、著者らの知る限り明らかではないが、RIP および STR それぞれの胸部と腹部のセンサ間距離が一定になるような条件を加えて検討を行っていく必要がある。その他の限界として、深呼吸条件が安静呼気位までの呼出であったことが挙げられる。今後、予備呼気量まで呼出した際の出力波形の比較を行うことで、STR の胸郭拡張量の検出感度をより詳細に検証できる可能性がある。

呼吸以外の要因で体表面に動きが生じた場合には、ノイズとして測定が不正確になることが体表面からの胸郭運動の計測機器で確認されている<sup>18)</sup>。今回は安静時の計測であったため、今後は体動のある場面での検討に加え、体動と呼吸を区別する分析アルゴリズムや体動の影響が小さい装着方法を検討していく必要がある。

## 謝辞

本研究にご協力いただきました兵庫医療大学の玉本彰教授、神戸大学大学院保健学研究科の渡邊佑様、岩田健太郎様、村上茂史様をはじめ石川研究室の皆様にご心よりお礼申し上げます。本研究の一部はバンドー化学株式会社からの共同研究費に基づき行われました。

## 文献

- 1) Konno K, Mead J : Measurement of separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. *J Appl Physiol* 1967 ; **22** : 407-422
- 2) Sackner JD, Nixon AJ, Davis B, Atkins N, Sackner MA : Non-invasive measurement of ventilation during exercise using a respiratory inductive plethysmograph. *I. Am Rev Respir Dis* 1980 ; **122** : 867-871
- 3) 富田和秀, 阪井康友, 門間正彦, 大瀬寛高, 居村茂幸 : Dynamic MRI を用いた正常な横隔膜運動の動的解析. *理学療法科学* 2004 ; **19** : 237-243
- 4) 田平一行, 関川則子, 神津 玲, 柳瀬賢次, 中村美加栄, 真鍋靖博, 千住秀明 : 慢性呼吸不全患者における胸郭拡張差が肺機能および呼吸困難感に及ぼす影響. *理学療法科学* 1998 ; **25** : 376-380
- 5) Seddon P : Options for assessing and measuring chest wall motion. *Paediatr Respir Rev* 2015 ; **16** : 3-10
- 6) Nishino T, Ishikawa T, Tanaka A, Hiraga K : Respiratory responses to chest compression in human subjects. *Am Rev Respir Dis* 1992 ; **146** : 980-984
- 7) Douglas NJ, Drummond GB, Sudlow MF : Breathing at low lung volumes and chest strapping : a comparison of lung mechanics. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 1981 ; **50** : 650-657
- 8) Leino K, Nunes S, Valta P, Takala J : Validation of a new respiratory inductive plethysmograph. *Acta Anaesthesiol Scand* 2001 ; **45** : 104-111
- 9) Stick SM, Ellis E, Lesouëf PN, Sly PD : Validation of respiratory inductance Plethysmography ("Respi-trace") for the measurement of tidal breathing parameters in newborns. *Pediatr Pulmonol* 1992 ; **14** : 187-191
- 10) Milledge JS, Stott FD : Inductive plethysmography - a new respiratory transducer [proceedings]. *J Physiol* 1977 ; **267** : 4P-5P
- 11) Sackner MA, Gonzalez HF, Jenouri G, Rodriguez M : Effects of abdominal and thoracic breathing on breathing pattern components in normal subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1984 ; **130** : 584-587
- 12) Sackner MA, Gonzalez H, Rodriguez M, Belsito A, Sackner DR, Grenvik S : Assessment of asynchronous and paradoxical motion between rib cage and abdomen in normal subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1984 ; **130** : 588-593
- 13) 玉本 彰, 松尾善美, 阿部和夫 : Parkinson 病患者的呼吸機能に与える胸部および腹部運動の影響について. *理学療法科学* 2000 ; **27** : 217-222
- 14) Nosal S, Sutovska M, Nosalova G, Banovcin P, Sutovsky J, Franova S : Age-dependent changes of airway obstruction parameters. *J Physiol Pharmacol* 2007 ; **58** : 493-500
- 15) Nosal S, Durdik P, Sutovska M, Franova S, Nosal V, Koppl J, Hamzik J, Banovcin P : Changes of airway obstruction parameters in healthy children caused by mother's smoking during pregnancy. *J Physiol Pharmacol* 2008 ; **59** : 523-529
- 16) Lopez-Meyer P, Sazonov E, Cheung B : Comparative sensor analysis for an electronic wearable and non-invasive respiratory signal acquisition system. 2012 Sixth International Conference on Sensing Technology. New York, 2012 ; 805-808
- 17) Nakamoto H, Ootaka H, Tada M, Hirata I, Kobayashi F, Kojima F : Stretchable Strain Sensor Based on Areal Change of Carbon Nanotube Electrode. *IEEE Sensors J* 2015 ; **15** : 2212-2218
- 18) Cohen KP, Ladd WM, Beams DM, Sheers WS, Radwin RG, Tompkins WJ, Webster JG : Comparison of impedance and inductance ventilation sensors on adults during breathing, motion, and simulated airway obstruction. *IEEE Trans Biomed Eng* 1997 ; **44** : 555-566
- 19) Bland JM, Altman DG : Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986 ; **1** : 307-310
- 20) 加藤太郎, 福井 勉 : 呼吸運動時の胸部と腹部の皮膚挙動特性. *理学療法科学* 2013 ; **28** : 279-283
- 21) Raoufy MR, Hajizadeh S, Gharibzadeh S, Mani AR, Eftekhari P, Masjedi MR : Nonlinear model for estimating respiratory volume based on thoracoabdominal breathing movements. *Respirology* 2013 ; **18** : 108-116
- 22) Hollier CA, Harmer AR, Maxwell LJ, Menadue C, Willson GN, Black DA, Piper AJ : Validation of respiratory inductive plethysmography (LifeShirt) in obesity hypoventilation syndrome. *Respir Physiol Neurobiol* 2014 ; **194** : 15-22
- 23) Okabe S, Hida W, Kikuchi Y, Taguchi O, Takishima T, Shirato K : Upper airway muscle activity during REM and non-REM sleep of patients with obstructive apnea. *Chest* 1994 ; **106** : 767-773