

心理学的実験を想定した測定法による 安静時呼吸運動の特徴

三村 覚* · 楠本 恭久** · 久我 隆一***

Characteristics of respiratory movement at rest through measurement
methods based on a hypothetical psychological experiment

MIMURA Satoru, KUSUMOTO Yasuhisa, and KUGA Ryuichi

Abstract

The purpose of this study was to clarify the characteristics of respiratory movement at rest using a pickup which can measure to an accuracy of 1/25 of a millimeter.

The participants were nine healthy males (19-40 years old). Respiratory movement was measured at the chest and abdomen. Participants sat on chairs (chair posture) and lay on their backs (supine posture) for five minutes in each position while respiratory movement was measured.

The characteristics of respiratory movement obtained in the present study are shown as follows.

1. The amplitudes were 2-4 mm at the chest, and 7-9 mm at the abdomen.
2. Amplitude was larger for chair posture than for supine posture.
3. The ratios of the amplitudes for chest and abdomen were 1:3 for chair posture and 1:2 for supine posture.

はじめに

体育・スポーツ科学、心理学領域において呼吸は、研究対象として、またストレスマネジメント等の実践的な指標として関心がもたれている。呼吸に関する多くの実験的・実践的な示唆がある（たとえば、鈴木・江上・春木，2000；三村・岩本・立谷・楠本，2000）

平成22年10月31日 原稿受理

*大阪産業大学 人間環境学部スポーツ健康学科講師

**日本体育大学 体育学部教授

***日本大学 文理学部教授

にもかかわらず、それらの新たな知見を加えることについては消極的といえる。その原因として、“科学的に分析しようとする、呼吸活動をどのように測定し、得られたデータをどのように処理するかという方法論の問題に突き当たる（梅沢, 1998, p.196）”という指摘のように、呼吸を客観的指標としたばあいの測定・分析などの方法論に関連する要因があげられよう。

生理学、心理学では、外呼吸にともなった胸郭（胸椎、肋骨、胸骨）および腹部の動きを呼吸運動として観察している。この呼吸運動を電氣的信号に変換し、描かれる曲線を呼吸運動曲線という。呼吸運動を測定するには、呼吸運動曲線を得ることが主たる目的となる。これまで呼吸運動の測定には、歪み計や圧力計など各種のトランスジューサが多用されてきた。特に耐久性に優れて扱いやすいという理由で炭素粉充填形のストレンゲージがよく使われている。このタイプのストレンゲージは、導電性の炭素粉を充填することによりゴムチューブの外径と長さの変化にともなう抵抗変化を、増幅器を介して電圧の変化として呼吸運動曲線を描くというものである。これは、主として医療現場での呼吸の有無を観察するために開発されたものであり、これらを用いて呼吸をモニタすることはその目的を十分に達成しているが、呼吸運動曲線の振幅を分析対象とする心理学的な実験において、精確な測定および詳細なデータの採取を求めることは困難であることが指摘されている（稲森・松永・辻田, 1990；三村, 2005；三村・市川・政本・斎藤・依田・小杉・久我, 2006）。以上のことを鑑みて、本研究では装着が簡便で参加者の負担が少なく安全であるという利点を残しながら、胸部および腹部の周径を長さで表現できるピックアップを使用した。

本研究で使用したピックアップ（久我・三村, 2007）は、呼吸運動としての胸部や腹部の運動を、胴体表面における周囲長の変化に変換する伸縮性部材を備えたベルト部と、伸縮性部材の伸縮を長さの単位で計測するセンサ部の2つの異なる機能的要素で構成されている（Figure 1）。面ファスナーを利用してセンサ部を着脱可能な仕方でベルト部に付設するようにすることによって、ピックアップの装着が容易となり、かつ装着の様態が実験

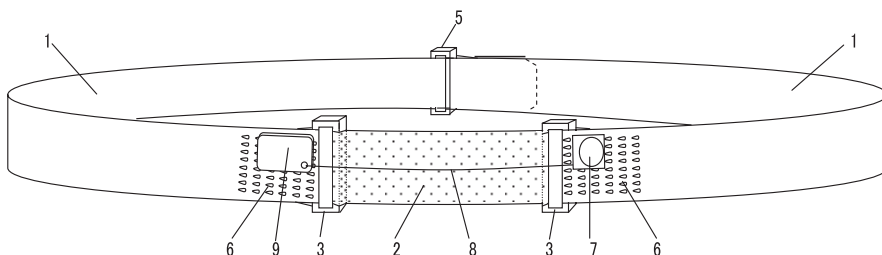


Figure 1. 呼吸運動モニタピックアップ（久我・三村, 2007より抜粋）

者間あるいは実験者内で異なっても計測時の初期値を精確に設定し読み取ることができ
る。センサにはリニアエンコーダを用いることで、より詳細な測定が可能となった。胴体
部に装着されたピックアップのセンサからのパルス信号は長さデータに変換され、デジタ
ル表示がなされる。同時にD-A変換を行い、ペン書きオシログラフで呼吸曲線として記録、
表示される。またリセットボタンを備えることにより、基点を任意に決定することができ
る。

ここでは、上記の特徴を持つ装置を用いて得られた呼吸運動曲線から、安静時呼吸運動
の特徴について検討することを目的とした。

方 法

実験参加者 健康な男性9名。参加者の年齢は19歳から40歳であった。

部 位 呼吸運動は胸部および腹部より導出した。胸部呼吸運動は左右の前腋窩点（前腋
窩裂の下端の点）を結んだ1cm下方、腹部は臍点とした。なお、ピックアップのセンサ
部分のリニアエンコーダは(株)ムトーエンジニアリング社製DX-025を用いることで
1/25mmの精度での測定が可能となった。

姿 勢 実験室実験を想定し、最も一般的な姿勢である椅座位および仰臥位とした。

手続き 実験参加者には“安静にしてください”とだけ伝え、両姿勢とも5分間の安静を
保った。データ保存プログラムによりモニタリングおよび10msごとにデータ保存をし、
オフラインで呼吸データ変換プログラム（試作品）にて分析を行った。この呼吸データ変
換プログラムでは、呼吸時間、吸気時間、呼気時間、吸気振幅、呼気振幅を示すことがで
きる（Figure 2）。

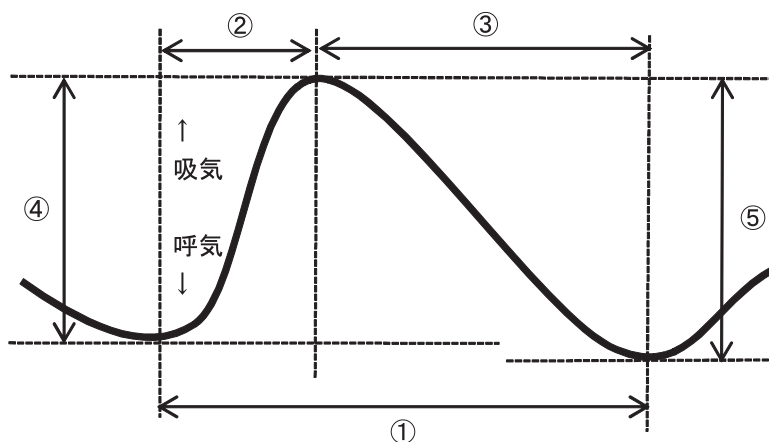


Figure 2. 呼吸データ変換プログラムで測定可能な指標
①呼吸時間、②吸気時間、③呼気時間、④吸気振幅、⑤呼気振幅

結果

すべての実験参加者が両条件で、実験開始から2分後には閉眼していた。内省報告で、ほとんどの参加者は“リラックスしていた”“後半に(最後の1分くらいに)眠気があった”とのことであった。この報告を参考にして、分析対象時間を3分から4分の1分間とし、その平均をそれぞれの代表値とした。データはそれぞれ、椅座位—仰臥位の姿勢要因、胸部—腹部の部位要因で分散分析を行った。

呼吸時間

呼吸時間は、椅座位では胸部で $4.85 \pm 1.59s$ 、腹部で $4.86 \pm 1.60s$ 、仰臥位では $4.46 \pm 1.12s$ 、 $4.48 \pm 1.12s$ であった。これらは有意な差は認められなかったが、部位要因が有意傾向であった ($F(1.8) = 4.062$, $p < .10$)。

吸気および呼気振幅

Figure 3は、吸気振幅の条件別および部位別の平均値と標準偏差である。吸気振幅とは、呼吸運動曲線の立ち上がり位置から立ち下がり位置までの振幅の差である。横軸は姿勢、縦軸は呼吸運動の振幅(周囲長)を示している。椅座位での胸部振幅は $3.87 \pm 2.33mm$ 、腹部 $8.76 \pm 3.28mm$ 、仰臥位では胸部 $2.14 \pm 2.06mm$ 、腹部 $6.78 \pm 2.46mm$ であった。姿勢要因と部位要因の主効果が有意であったが(順に、 $F(1.8) = 10.354$, $p < .05$, $F(1.8) = 27.519$, $p < .01$)、交互作用はみられなかった。また、胸部と腹部の振幅の割合は、椅座位では1:2、仰臥位では1:3という相違がみられた。

Figure 4は、同様に呼気振幅の条件別、部位別の平均値と標準偏差を表している。呼気振幅とは、立ち下がり位置から次の立ち上がり位置までの振幅の差である。同様に横軸は

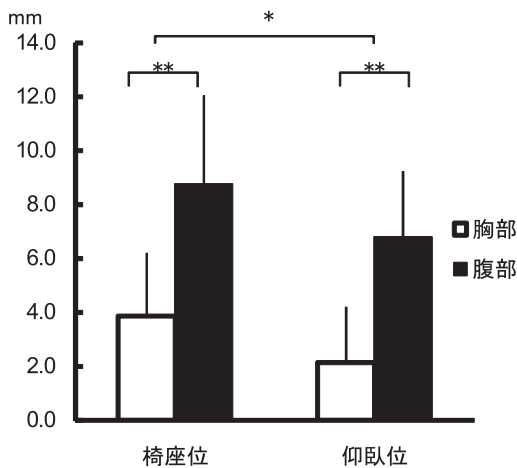


Figure 3. 吸気振幅の条件別および部位別差 ($*p < .05$, $**p < .01$)

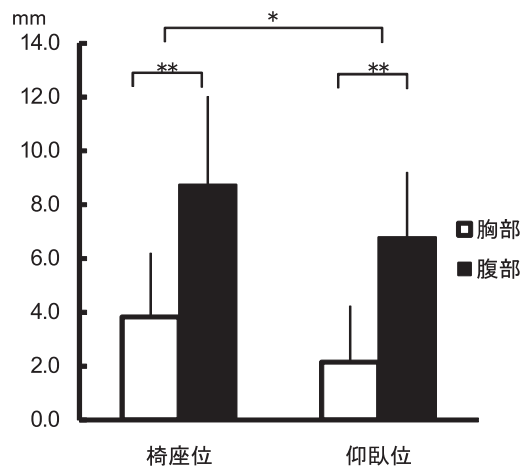


Figure 4. 呼気振幅2)の条件別および部位別差 ($*p < .05$, $**p < .01$)

条件，縦軸は呼吸運動の振幅である。椅座位での胸部振幅は $3.83 \pm 2.38\text{mm}$ ，腹部 $8.74 \pm 3.28\text{mm}$ ，仰臥位では胸部 $2.15 \pm 2.08\text{mm}$ ，腹部 $6.78 \pm 2.43\text{mm}$ であった。ここでも姿勢要因と部位要因の主効果が有意であり（順に， $F(1.8) = 9.849$ ， $p < .05$ ， $F(1.8) = 27.811$ ， $p < .01$ ），交互作用はみられなかった。また，胸部と腹部の振幅の割合は，椅座位 1 : 2，仰臥位 1 : 3 であった。

吸気振幅/吸気時間

Milic-Emili (1976, 1982) は，吸気ニューロンの発火強度は吸気の流速に反映すると考え，吸気量を吸気時間で除したドライビング(respiratory driving)という測度を定義している。ここでは，吸気振幅を吸気量と仮定して値を求めた (Figure 5)。横軸は条件，縦軸は吸気振幅を吸気時間で除した値である。姿勢要因と部位要因の主効果が有意であり（順に， $F(1.8) = 10.680$ ， $p < .05$ ， $F(1.8) = 32.842$ ， $p < .01$ ），交互作用はみられなかった。

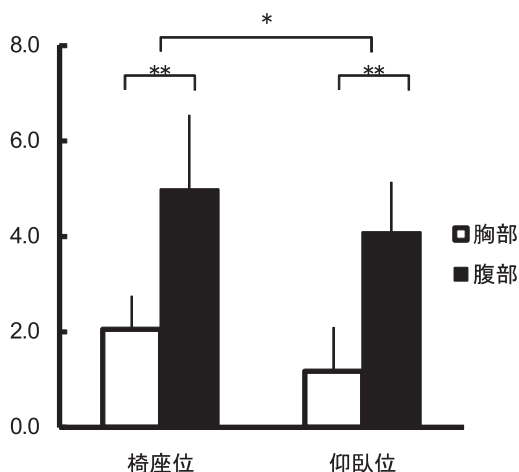


Figure 5. 吸気振幅 / 吸気時間の条件別および部位別差 (* $p < .05$ ，** $p < .01$)

考 察

実験中は“リラックス”できたとのことで，ピックアップの装着についても違和感なく，本装置の利用は有用かつ良好な実験の遂行ができた。

呼吸時間

胸部と腹部に違いがある可能性が示唆された。サンプリングタイムを考慮すると呼吸時間の差は誤差の範囲とも考えられる。しかし，呼吸運動の解剖学的なメカニズムからこれを考えるとすれば，いわゆる胸式呼吸と腹式呼吸の関係性について新しい知見が生まれることも期待される。呼吸活動は，横隔膜をはじめとする呼吸筋と呼ばれている骨格筋群によってなされており，吸息時において横隔膜が収縮すると，腹腔内容が下前に押し出され，腹部の外径が増大する。呼息は安静時には受動的に行われ，肺ないしは胸郭の弾性により，吸息で能動的に拡張した後に平衡的な位置に戻ろうとする働きにより行われるとされている。つまり，有意傾向にとどまったこの僅かな差は，横隔膜の動きを何らかの形で反映している可能性が考えられる。今後，このような基礎データが増えることでこのズレは誤差であるのか，あるいは解剖学的なメカニズムが反映されているのかが明らかになる。

吸気および呼気振幅

Figure 3 および 4 から呼吸運動の振幅（周囲長の変化）は、胸部で 2 - 4 mm、腹部で 7 - 9 mm であることがわかった。結果を姿勢別にみると、同一部位ならば椅座位のほうが振幅は大きく、椅座位では胸部と腹部の振幅の割合は 1 : 2、仰臥位では 1 : 3 ということが明らかになった。呼吸運動曲線の振幅を測定しているため換気量までは言及できないが、この結果からは、仰臥位ではより腹部中心の呼吸になるといえる。また今回の胸部呼吸運動の測定部位は胸郭の上部にあたるため、詳細については今後測定部位を増やし比較することで明らかになろう。

今回の結果は、交互作用が認められなかったことも考慮すると、吸気および呼気振幅は、部位および姿勢別で同じように変化をすることが推定できるので、胸部および腹部の振幅の割合を対象とするばあいには仰臥位の姿勢を採択するとよいことが考えられよう。

吸気振幅/吸気時間

これまで吸気量を提示することが困難であったため、ほとんど目にする事がなかったドライビングの代替測度の算出を試みた。ドライビングはストレス刺激が加わったときに変化がみられるとされており、また今回は振幅を吸気量とみなしたため、本来の意味を踏襲していないが、簡便な測定による分析が可能となることが期待される。今後、様々な実験条件でのデータの蓄積が待たれる。

まとめ

本研究では呼吸運動の特徴として、以下の知見を得た。

1. 振幅は、胸部で 2 - 4 mm、腹部で 7 - 9 mm 程度である。
2. 振幅は、椅座位が仰臥位よりも大きい。
3. 胸部と腹部の振幅の割合は、椅座位で 1 : 2、仰臥位で 1 : 3 である。

特に、今回、胸部と腹部の振幅の割合を示したことは、今後、ストレスマネジメント等で用いられ得る呼吸統制法の実践等に何らかの影響が与えられるであろう。

文 献

- 稲森義雄・松永一郎・辻田純三 (1990). 呼吸バイオフィードバックのための各種センサーの比較 バイオフィードバック研究, 17, 37-38.
- 久我隆一・三村 覚 (2007). 呼吸運動モニタピックアップ 特願2007-123938
- Milic-Emili, J. (1976). Driving and timing components of ventilation. Chest, 70, 131-133.
- Milic-Emili, J. (1982). Recent advances in clinical assessment of control of breathing. Lung,

160, 1-17.

三村 覚・岩本陽子・立谷泰久・楠本恭久（2000）. 体育専攻学生の呼吸統制体験と意識に関する研究 日本体育大学紀要, 29 (2), 195-201.

三村 覚（2005）. 呼吸モニタ用ストレングージは呼吸運動を反映するか？ 日本大学心理学研究, 26, 67-73.

三村 覚・市川優一郎・政本 香・斎藤慶典・依田麻子・小杉常雄・久我隆一（2006）. 呼吸モニタ用ストレングージの静・動特性 日本心理学会第70回大会発表論文集, 1363.

鈴木 平・江上 静・春木 豊（2000）. 呼吸法によるタイプAの状態の改善 健康心理学研究, 13, 1-12.

梅沢章夫（1998）. 11章 呼吸活動 柿澤 清・柿木昇治・山崎勝男（編） 宮田 洋（監修） 新生理心理学1巻 北大路書房