

非接触呼吸計測を用いた漸増負荷試験による

換気性作業閾値決定の試み

Trial of Ventilation Threshold Determination Using Ramp Load Test with Non-contact Respiration Measurement

青木 広宙† 市村 志朗† 清岡 智† 越地 耕二十
 Hirooki Aoki Shiro Ichimura Satoru Kiyooka Kohji Koshiji

1. まえがき

生活習慣病や肥満の予防・治療を目的として、運動療法が注目されている。効果的な運動療法の実施には、運動強度の最適な設定が重要である。また、運動選手の身体トレーニングにおいては、運動強度の最適設定を目的とした全身有酸素能力の測定が行われている。

全身有酸素能力の評価においては、運動負荷試験による無酸素性作業閾値 (AT: Anaerobic Threshold) が指標として利用される[1]。一般に、運動強度が高くなった際に、有酸素的エネルギー供給機構によるエネルギー量だけでは不十分となり、無酸素的エネルギー供給機構が働くようになる。この無酸素的エネルギー供給機構が働き始める時点での運動強度を AT と言う。この AT は概念的であるため、現在では、より具体的な指標として、換気性作業閾値 (VT: Ventilation Threshold) や乳酸性作業閾値 (LT: Lactate Threshold) が使われている[2]。

トレッドミルや自転車エルゴメータなどで運動負荷を漸増させながら呼気ガス分析を行う漸増負荷法 (ramp 負荷法) において、酸素摂取量は運動負荷に比例し増加するが、二酸化炭素排出量はある酸素摂取量 (運動負荷) から急激に増加することが知られている。この急激に増加する負荷が VT と呼ばれている。

VT の決定には呼気ガス分析装置を用いるが、呼気ガス分析装置は高価であり、専門の医療機関等でないと設置されていないのが現状である。また、測定時に顔面にマスクを着用する必要があるため、簡便な測定を実施しにくいといった欠点を持つ。

そこで、われわれは、呼気ガス分析装置よりも簡便に実施可能な呼吸計測を実現することを目的として、これまで光学的手法を応用した非接触呼吸計測に関する研究に取り組んできた。そして、リカンベント型自転車エルゴメータを用いたペダルこぎ運動中における呼吸変動の非接触測定を実現した[3][4]。

本研究では、光学的手法を応用した非接触呼吸計測に基づき VT を決定する方法を提案し、実験により取得された呼吸変動から VT を算出することを試みたので報告する。

2. 方法

2.1 運動中の非接触呼吸計測方法

われわれが提案する運動中の非接触呼吸計測方法においては、Fig. 1 に示すように、パターン光投影装置および CCD カメラを、自転車エルゴメータでペダルこぎ運動を

行う被験者の直上に設置する。パターン光投影装置により被験者の胸腹部にはドットマトリックスパターンが投影され、パターン光が CCD カメラにより Fig. 2 に示すような画像が取得される。測定中、被験者は、自転車エルゴメータの背もたれに背をつけた状態でペダルこぎ運動を行う。画像には、被験者の胸部、腹部、足の付け根が撮影される。パターン光投影装置は、光学素子とレーザー光源とから構成される。光学素子は数百本の光ファイバーをすだれ状に配列したものである。光ファイバーの向きが直交するように固定された 2 枚の光学素子に対しレーザー光を入射すると、これらは回折格子として作用し、対向する物体にドットマトリックスパターン光が投影される[5]。

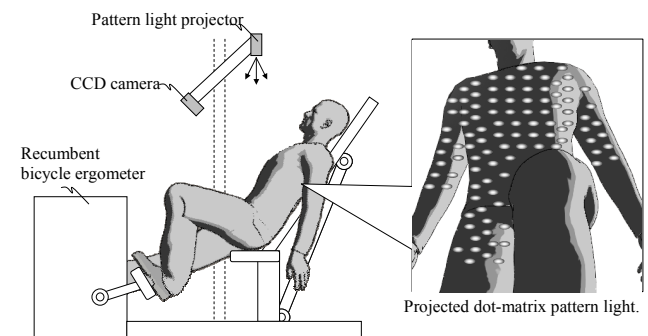


Fig. 1. System configuration.

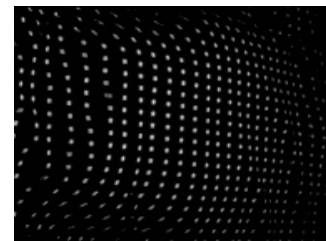


Fig. 2. Image of dot-matrix light pattern.

Fig. 3 に示すように、被験者の胸腹部の上下動に伴い、画像中のパターン光は画像中で移動する。画像中のパターン光が移動する方向は、パターン光投影装置と CCD カメラとを結ぶ方向である。投影されるドット群は被験者の呼吸運動やペダルこぎ運動に伴い画像中を移動し、その移動量は被験者の動きに応じて大きくなる。Fig. 4 に示す光学配置において被験者の胸郭部の上下動 ΔZ と画像中でのそれぞれのドットの移動量 ΔP との間には次式の関係が成り立つ。

†東京理科大学理工学部, Faculty of Science & Technology, Tokyo University of Science.

$$\Delta P = \frac{\Delta Z}{Z(Z - \Delta Z)} DL \quad (1)$$

ここで、 L はパターン光投影装置と CCD カメラのレンズとの距離、 Z はドットと線分 L との距離、 ΔZ はドットが投影された部位の変動距離、 ΔP は画像中におけるドットの移動距離、それぞれ示している。上式(1)は三角測量の原理に基づいている。

上式(1)により各ドットのフレーム間移動量を算出する。そして、各ドットのフレーム間移動量を、全ドットについて総和を算出する。ドットのフレーム間移動量の総和は、胸腹部全体の呼吸運動やペダルこぎ運動に伴う上下動を反映していると言える。

被験者がペダルこぎ運動をしていない状態においては、胸腹部に表れる動きは呼吸によるものである。したがって、ドットのフレーム間移動量の総和を時系列に並べると、fig. 5 に示すように、呼吸による周期変動を表す波形が得られる。被験者がペダルこぎ運動をしている状態では、胸腹部には呼吸による動きだけでなくペダルこぎによる動きが含まれる。このためフレーム間移動量を時系列に並べて得られる波形は呼吸周期とペダルこぎ周期を合成した波形となる。

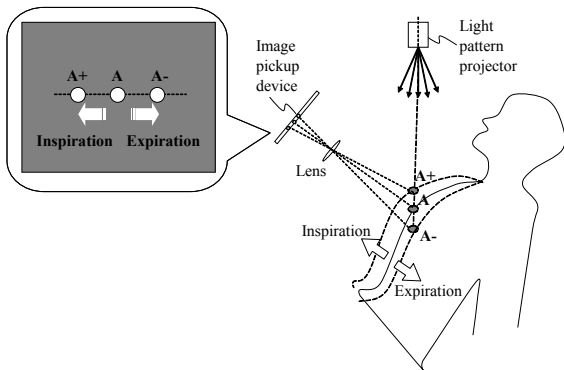


Fig. 3. Principle of non-contact body movement measurement.

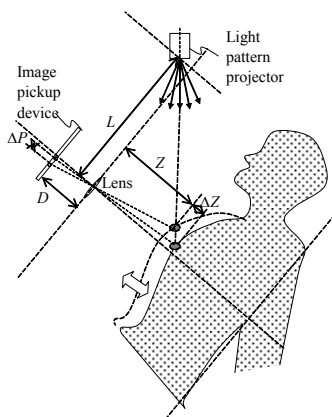


Fig. 4. Optical arrangement.

ペダルこぎ運動時の波形において、ペダルこぎ運動成分は呼吸計測にとってノイズとなるため、ペダルこぎ運動の成分を除去する必要がある。本研究の測定においては、被験者のペダルこぎのピッチは、一般的に利用されるピッチである 60rpm とする。被験者がペダルこぎ運動を行って

る状態で算出される波形に対し FFT を適用し、ペダルこぎ運動のピッチに対応する周波数より高周波成分をローパスフィルタ処理することで、fig. 6 に示すように、呼吸運動の周波数成分のみを抽出することができる。

ローパスフィルタにより抽出された呼吸運動成分波形は呼吸による周期変動を示す。波形の符号(正負)は呼吸の状態を示し、呼気状態と吸気状態では符号が逆転する。例えば、被験者が呼気状態にあるときには波形は正の値を示し、逆に吸気状態にあるときには負の値を示す。ただし、呼吸状態と正負の対応は、座標系の設定により決定される。

呼気状態にある区間の波形の積分値は、呼気に伴う胸腹部の運動の量である。同様に、吸気状態にある区間の波形の積分値は、吸気に伴う胸腹部の運動の量である。本稿では、それぞれの積分値の値を準一回換気量(QTV: Quasi Tidal Volume)と呼ぶこととする。

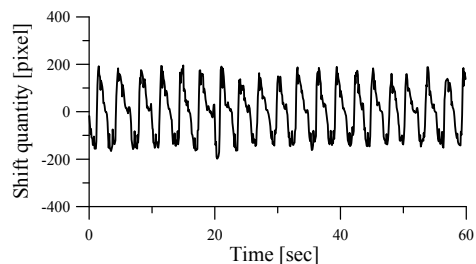


Fig. 5. Respiratory waveform.

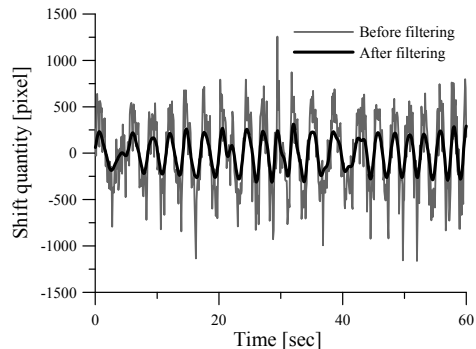


Fig. 6. Filtering of respiratory movement.

2.2 準換気性作業閾値の決定

前記の QTV は実際の呼吸流量である一回換気量に準ずるため、QTV と 1 分間当りの呼吸数の積は分時換気量 (VE: minute VEntilation) に相当すると考えることができる。ここで、QTV と 1 分間当りの呼吸数の積を準分時換気量 (QVE: Quasi minute VEntilation) と呼ぶこととする。

前述の通り、被験者に ramp 負荷を与えたとき、VE の増加率は VT を境界として大きくなる。これは、無酸素的なエネルギーの算出により乳酸生成が活性化生成された乳酸が重炭酸イオンに緩衝される際に二酸化炭素が算出されることにより、換気量が増大するためである[6]。これを利用して、負荷の漸増に伴う VE の増加率が変化するポイントを VT として決定する方法を V-slope 法という[7]。

われわれは、負荷の漸増に伴い VE が増加するのと同様に QVE が増加するのであれば、負荷の漸増に伴う QVE の増加率が変化するポイントから VT に相当する指標を算出できるのではないかと考え、V-slope 法を QVE に適用することを試みた。

V-slope 法においては, Fig. 7 に示すように, QVE-LOAD の散布図において, 任意のポイントの前後で, 測定値を 2 本の直線に回帰する. このとき, 任意のポイントの前後で回帰した 2 本の回帰直線と実測値との誤差 E は, 次式で示される.

$$E(n) = \sum_{i=1}^n \{y_i - (a_1x_i + b_1)\}^2 + \sum_{i=n+1}^N \{y_i - (a_2x_i + b_2)\}^2 \quad (2)$$

ここで, 測定データは $(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_N, y_N)$ で与えられ (N は全データ数), データセット $(x_1, y_1) \sim (x_n, y_n)$ の回帰式を $y = a_1x + b_1$, データセット $(x_{n+1}, y_{n+1}) \sim (x_N, y_N)$ の回帰式を $y = a_2x + b_2$ と求める.

$E(n)$ が最小となるとき, 負荷の漸増に伴う QVE の変化率が最小となるものと考えられる. 本手法では, $E(n)$ が最小となるように選択された n に対応する負荷を QVT として決定する.

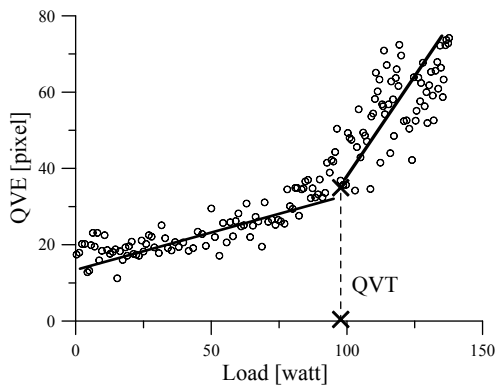


Fig. 7. Determination of QVT.

3. 測定システムの構成

われわれの提案する運動中の非接触呼吸計測方法を実装すべく, 前節の Fig. 2 に示した構成による測定システムを開発した. この測定システムにおいては, 自転車エルゴメータの座席の背もたれからセンサ部までの距離を 900mm に, CCD カメラとパターン光投影装置との距離を 540mm に, それぞれ設定した.

パターン光投影装置の光源には, 波長 804nm の近赤外半導体レーザを用いた. したがって, 投影されるドットマトリックスパターンは, 人の目には見えない. また, CCD カメラのレンズには透過中心波長 812nm の狭帯域バンドパスフィルタが組み込まれており, 外乱光の影響を減じている.

レーザ光源は, パルス幅 0.1 ミリ秒のパルスレーザを照射する. パルス照射と CCD カメラの電子シャッターのタイミングは同期されている. このため, 本手法のパターン光投影装置において, レーザ出力は 0.9mW と比較的大きな値であるが, パルス照射により IEC60825-1 で定められるレーザ安全基準クラス 1 に準拠するよう設計されている.

画像データを処理する情報処理装置には汎用の PC を用いた. 本システムでは, 画像キャプチャ用にフォトロン社製の画像入力ボード FDM-PCI IV を用いた. 取得される動画像のフレームレートは 10 fps である.

4. 実験および考察

測定システムを適用し, 男性 9 名 (被験者 A~I, 年齢 20~34 歳, 体重 61.1~75.7kg) を対象としたペダルこぎ運動中の非接触呼吸運動計測を試みた. なお, 実験に際し被験者には実験の趣旨を口頭並びに文書にて説明し, 実験への協力に関して文書による同意を得ている.

測定プロトコルにおいて, 被験者は 1 分間安静状態を保ち, 次いで初期負荷 0W, 漸増負荷 20W/min の ramp 負荷法により負荷を徐々に増加させ被験者の限界までペダルこぎ運動を行うこととした. 被験者のペダルこぎ回転数が 60rpm となるようにメトロノームにより管理した. 本実験では試作システムによる計測と共に, 従来手法である呼気ガス分析機 (ミナト医科学社 AEROMONITOR AE-280S) を用いた同時測定を行い, われわれの提案手法の妥当性について検討した.

Fig. 8 に, 同時測定による結果の一例を示す (被験者 A, B). 丸字シンボル (○) は試作システムにより得られた QVE を, 十字シンボル (+) は呼気ガス分析機による VE を, それぞれ示している. それぞれの値は, 最大値が 1 となるように正規化されている. Fig. 8 より, どちらの被験者においても, QVE と VE とがほぼ同じ傾向で変化していることがわかる. Fig. 9 は, VE と QVE との関係を表した散布図である. 両散布図について原点を通る直線に回帰し, 相関係数について調べた結果, それぞれ 0.920, 0.835 と高い値を示した.

全被験者の相関係数についてまとめたグラフを Fig. 10 に示す. いずれの被験者についても, VE と QVE との間には相関係数 $R=0.8$ 以上と高い相関性が見られ, 負荷の漸増に伴い, VE と同様の傾向で QVE も増加することが確認できた.

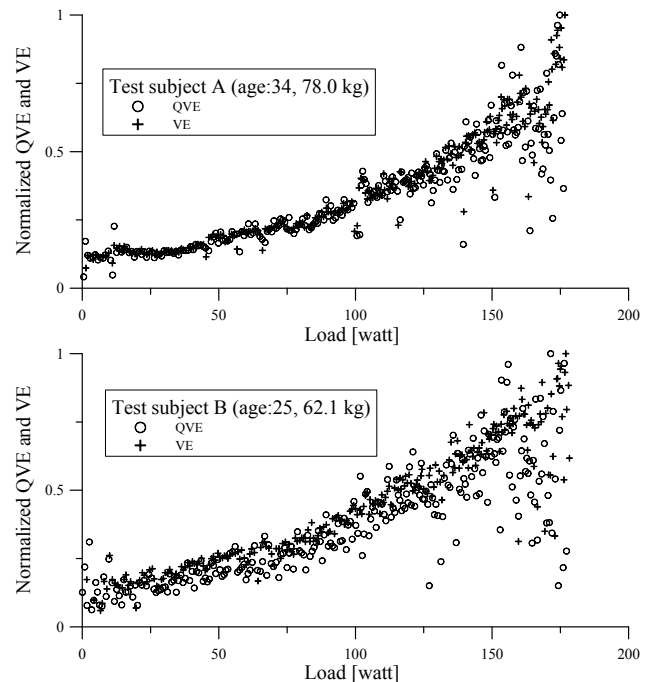


Fig. 8. Time-series change of normalized QVE and normalized VE.

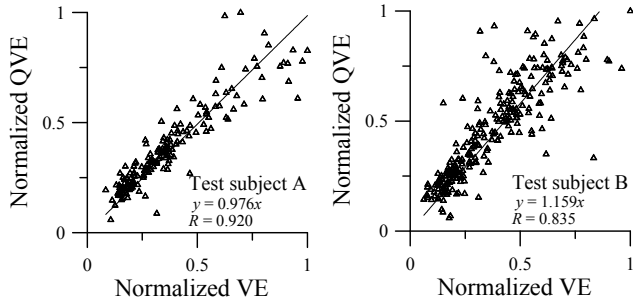


Fig. 9. Relationship between normalized VE and normalized QVE.

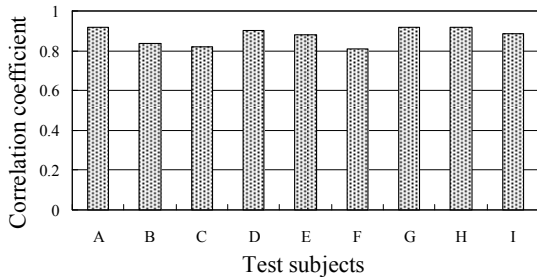


Fig. 10. Correlation coefficient between normalized VE and normalized QVE.

次いで、呼気一回変動量より QVE を算出した結果の一例を Fig. 11 に示す (被験者 I)。式(2)に示した $E(n)$ が最小となるように測定データを 2 本の直線に回帰すると、Fig. 12 に示したとおり、QVT は 86.1 watt と求められた。同時測定を行った呼気ガス分析装置を用い呼気流量から QVT を算出したところ、QVT の値は 102 watt であった。同様に全被験者の VT および QVT についてまとめた散布図を、Fig. 13 に示す。

原点を通る直線にこれらのデータを回帰した結果、VT と QVT との間の相関係数は $R=0.735$ という値を示した。しかしながら、今回の実験では、被験者数が 9 名と十分ではなく、また、被験者間の全身有酸素能力の差異が小さかったことから、本結果により VT と QVT との間に相関性があるとは言えない。VT を理論値として考えた場合の VT と QVT の誤差率は 2.6~29.8% であり、被験者によりばらつきが見られた。

運動試験の終盤に近づくほど QVE の値に乖離が多くなっているが、これの VT 算出への影響が原因の一つとして考えられ、VT 算出において、乖離点の除去を行うなどの工夫が必要であると考えられた。

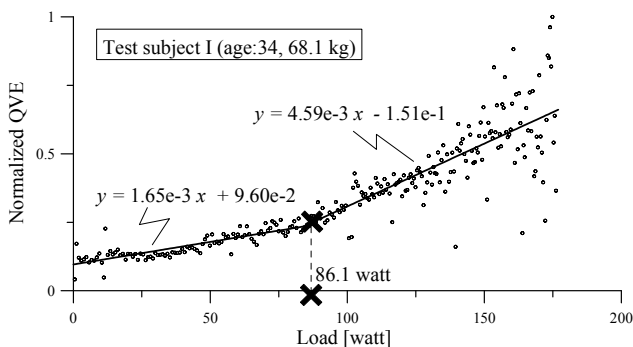


Fig. 11. Result of QVT determination.

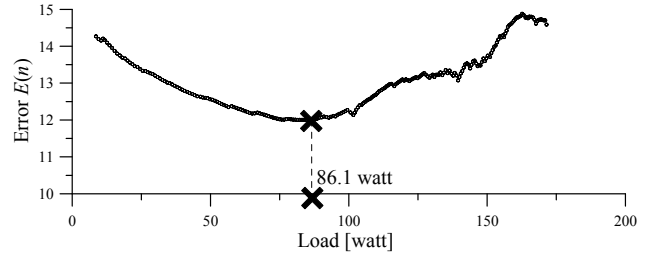


Fig. 12. Minimum value of Error $E(n)$.

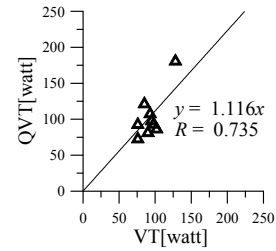


Fig. 13. Relationship between VT and QVT

5. あとがき

光学的手法を応用した非接触呼吸計測に基づき VT に準ずる全身有酸素能指標を決定する方法を提案し、実験により取得された呼吸変動より指標値の算出を試みた。呼気ガス分析機との同時計測により、提案手法の妥当性について検討したが、被験者の全身有酸素能力の差が小さかったため、提案手法と呼気ガス分析機の算定値の間に十分な相関性を見いだすには至らなかった。今後は、被験者の全身有酸素能力が多様となるよう被験者数を増やし、QVE および QVT の算出方法についてもさらなる検討を加えていく必要があるものと考えている。

参考文献

- [1] K. Wasserman and M. McIlroy, "Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise", *Am J Cardiol*, Vol.14, 1964, pp. 844-852.
- [2] R. Robergs and S. Roberts: "Fundamental Principles of Exercise Physiology: For Fitness, Performance, and Health," McGraw-Hill Higher Education, 2000, pp. 176-177.
- [3] 青木広宙他, "近赤外光パターン照影による運動中の非接触呼吸計測", 電子情報通信学会 2007 総合大会講演論文集, 2007, CD-ROM.
- [4] 青木広宙他, "パターン光投影によるペダルこぎ運動中の非接触呼吸計測", 情報科学技術レターズ, 6, 2007, pp. 201-204.
- [5] H. Machida, and et al., "High Efficiency Fiber Grating for Producing Multiple Beams of Uniform Intensity," *Appl. Opt.*, 23, 2, 1984, pp. 330-332.
- [6] K. Hirakoba, and et al., "Effect of Endurance Training on Excessive CO₂ Expiration due to Lactate Production in Exercise," *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 64, 1992, pp. 73-77.
- [7] W. Beaver, and et al., "A New Method for Detecting Anaerobic Threshold by Gas Exchange," *J. Appl. Physiol.*, 60, 6, 1986, pp. 2020-2027.