

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 Non-contact Respiration Measurement under Pedal Stroke Motion Using Pattern Light Projection

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

1. まえがき

運動負荷による換気量の変動は、個人の持久力と深く関係する。このため、呼気ガス分析機を用いた運動中の呼吸計測が、リハビリテーションにおける持久力測定などを目的に実施されている。

これまで、われわれは、被験者の胸腹部に照射されたドットマトリックスパターンを動きを動画像解析することで非接触に呼吸計測を行う手法について提案しており、有用性について検討を行ってきた。これまでの検討により、われわれは、提案手法を用いて取得される呼吸運動（胸腹部の変動量）と実際の呼吸換気量との間に高い相関性が見られることを明らかにしている[1]。

われわれは、この提案手法が簡便な呼吸計測手段として利用できるものと考えた。そこで、手軽な持久力測定の実現を目的とし、非接触呼吸計測手法の応用により自転車エルゴメータによるペダルこぎ運動中の非接触呼吸計測を行う方法を提案した[2]。

本研究では、われわれが提案した運動中の非接触呼吸計測方法について改良を加え、試作システムによりペダルこぎ運動を行う被験者に対して非接触呼吸計測を試みた。呼気ガス分析機との同時計測による測定値の比較を行い、提案手法の妥当性について検討した。

2. 方法

2.1 ドットマトリックスパターン投影

われわれの提案する手法においては、fig. 1 に示すようなドットマトリックスパターンを投影するためのパターン光投影装置を用いる。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する[3]。そして、対向する平面にはドットマトリックスパターン光が投影される。

2.2 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. 2 に示すように、パターン光投影装置および CCD カメラが、ペダルこぎ運動を行う被験者の直上に設置される。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、パターン光の変動が CCD カメラにより動画像として取得される。

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の大きさに対応する。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 との間には次式で示される関係が成り立つ。

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

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ている部位の変動距離、 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。

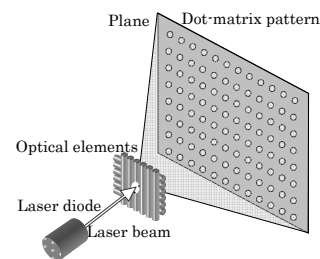


Fig. 1. Dot-matrix light pattern projection.

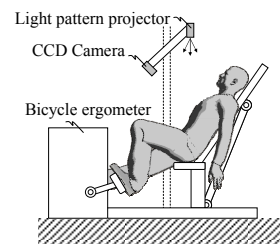


Fig. 2. System configuration.

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

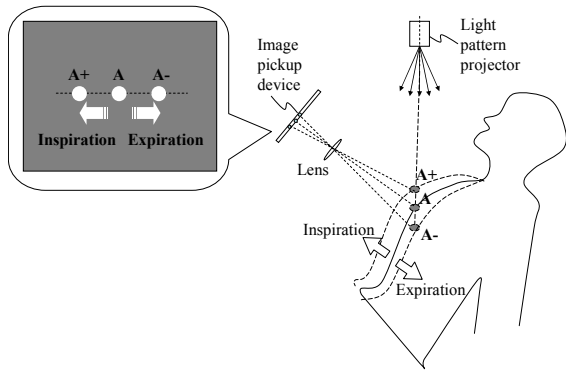


Fig. 3. Principle of non-contact body movement measurement.

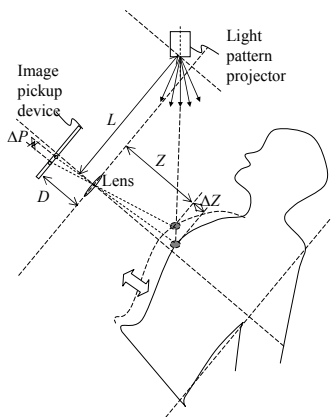


Fig. 4. Optical arrangement.

2.3 測定方法の改良

上記の呼吸とペダルこぎ運動の合成波形において1回分の呼吸に相当する区間の積分値を算出することで、吸気・呼気に伴う胸腹部の運動の量を求めることができる。これは、合成波形において呼吸成分が支配的であるためであるが、ペダルこぎ周期がノイズとなることから、本稿ではペダルこぎ運動の成分を除去することを試みた。

一般的な自転車エルゴメータによるペダルこぎ運動のピッチは60回転/分である。本手法においては、被験者は同ピッチによりペダルこぎ運動を行うものとする。被験者がペダルこぎ運動を行ってい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、呼吸運動の周波数成分のみを抽出する。

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呼気一回変動量、吸気一回変動量と呼ぶものとする。

3. 試作システム

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、前記の fig. 2 に示した構成による試作システムを開発した。この試作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。Fig. 5 に試作システムによる実験の様子を示す。

画像撮像部およびパターン光投影装置の仕様について、TABLE I および TABLE II にそれぞれ示す。また、TABLE III に情報処理装置の仕様を示す。

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、被験者に投影されるドットマトリクスパターンは、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はレーザ出力が0.9mWと比較的大きな値であるが、IEC60825-1で定められるレーザ安全基準クラス1に準拠している。

情報処理装置には汎用のPCが用いられる。本システムでは、画像キャプチャ用にフォトン社製の画像入力ボードFDM-PCI IVを用いた。Fig. 6は、処理装置にキャプチャされた被験者の胸腹部に投影されたドットマトリクスパターンの画像である。

Fig. 7は、被験者が安静な状態(ペダルこぎ運動をしていない状態)にあるときに算出される波形である。Fig. 8は、被験者がペダルこぎ運動をしている状態における波形を示している。

安静状態において胸腹部に表れる体動は呼吸によるものであるから、fig. 7の波形に見られるように、呼吸運動周期で変動していることがわかる。Fig. 8の波形においては、ペダルこぎによる大きな体動が胸腹部の動きとして表れており、このため波形の振幅が安静時に比べて大きい値を示している。

ローパスフィルタによりfig. 8の波形からペダルこぎ運動の周波数である1Hz以上の高周波成分を除去した。ローパスフィルタ適用後の波形をfig. 9に示す。ペダルこぎ運動に伴う呼吸数の上昇を反映して、波形の上下動の周期が短くなっていることがわかる。



Fig. 5. Prototype system.

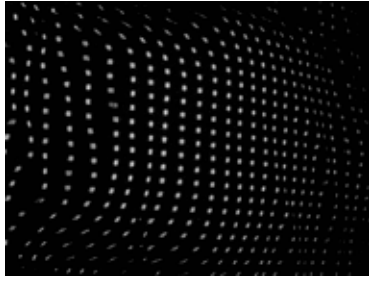


Fig. 6. Image of dot-matrix light pattern.

TABLE I. Specification of Image Capture Device.

ITEM	DATA
Pick-up device	1/2 Inch IR-CCD
Total pixels	811 (H) × 508 (V)
Effective pixels	768 (H) × 494 (V)
Cell size	8.4 μm(H)×9.8 μm(V)
Scanning system	2:1 interlace
Electric iris	1 / 10,000
Focal Distance	12 mm
Transmitted wave length	812 nm

TABLE II. Specification of Light Pattern Projector.

ITEM	DATA
Laser wave length	805 nm
Laser power	90 mW
Pulse width	0.1 ms
Pulse interval	1/30 s
Diameter of optical fiber	50 μm

TABLE III. Specification of Processing Unit.

ITEM	DATA
CPU	Intel PENTIUM-4, 3GHz
Memory	1024 MB
OS	MS-WINDOWS XP Professional
Image size	640×480 pixel
Capture interval	0.1 second
Processing time	0.15±0.02 s / frame

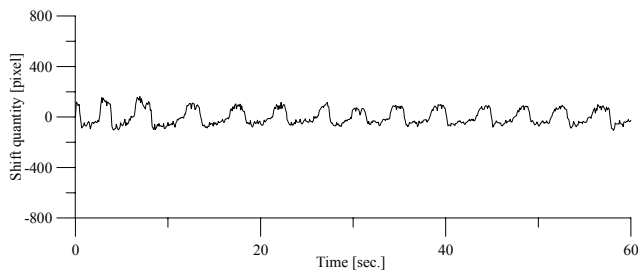


Fig. 7. Respiratory waveform.

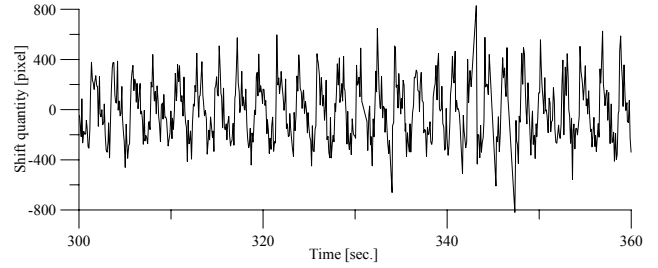


Fig. 8. Waveform during exercise.

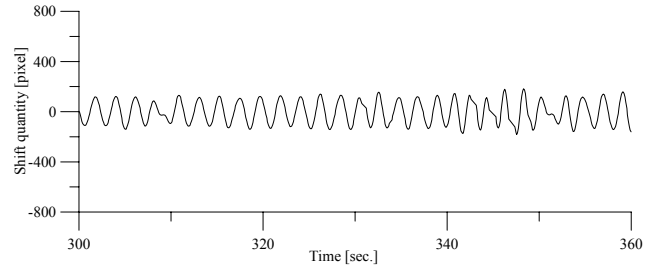


Fig. 9. Waveform during exercise after LPF.

4. 実験および考察

試作システムを適用し、ペダルこぎ運動中の非接触呼吸運動を試みた。本稿で示す実験結果は、20代男性と30代男性を対象としたものである。尚、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。

被験者は、2種類の運動プロトコルによるペダルこぎ運動を行った。運動プロトコル A においては、3分間安静状態（ペダルこぎ運動をしない状態）を保ち、次いで 80W の一定負荷を与えた状態で 5分間ペダルこぎ運動を行い、運動終了後 5分間安静状態を保つこととした。また、運動プロトコル B においては、1分間安静状態を保ち、次いで初期値 30W 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。

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）を用いた同時計測を行い、われわれの提案手法の妥当性について検討した。

Fig. 10 に、運動プロトコル A による測定の結果を示す。十字シンボル (+) は試作システムにより得られた呼気一回変動量を、菱形シンボル (◇) は呼気ガス分析機による呼気一回換気量を、それぞれ示している。それぞれの値は、最大値が 100% となるように正規化されている。Fig. 10 より、どちらの被験者においても、呼気一回変動量と呼気一回換気量とがほぼ同じ傾向で変化していることがわかる。また、fig. 11 は、運動プロトコル A による測定における呼気一回変動量と呼気一回換気量との関係を表した散布図である。それぞれの散布図について回帰直線を求め相関係数について調べた。回帰直線として、原点を通る直線を用いた。どちらの被験者においても、呼気一回変動量と呼気一回換気量との間には相関係数 $R=0.90$ 以上の高い相関性が見られた。

次に、fig. 12 に、運動プロトコル B による測定結果を示す。運動プロトコル A の結果よりばらつきが大きい、どちらの被験者の結果も呼気一回変動量と呼気一回換気量と

がほぼ同じ傾向で変化している。Fig. 13 は、運動プロトコル B による測定における呼気一回変動量と呼気一回換気量との散布図である。どちらの被験者においても、呼気一回変動量と呼気一回換気量との間には相関係数 $R=0.79$ 以上の相関性が見られた。

運動プロトコル B における相関係数が運動プロトコル A より低い値を示すのは、運動プロトコル A における被験者が安静状態にある時間が運動プロトコル B より長いためであると考えられた。すなわち、安静状態においては2つの測定値の相関係数は高い値を示すものと考えられ、運動プロトコル A においては安静状態が全体の測定時間 13 分の内 8 分と長く、運動プロトコル B においてははじめの 1 分だけと短く設定されているため、運動プロトコル B の方が相関係数の値が低くなったものと考えられた。

また、運動プロトコル B においては、ramp 負荷法による負荷の増加に伴い、ペダルこぎ運動中の体の動きが徐々に大きくなるため、ペダルこぎ運動による体動が測定波形の主たる成分となり、フィルタによる呼吸運動成分の抽出が正しく行われなかったものと考えられた。

5. あとがき

ペダルこぎ運動中の非接触呼吸計測方法について提案し、試作システムによる実測を試みた。呼気ガス分析機との同時計測による測定値の比較を行い、提案手法の妥当性につ

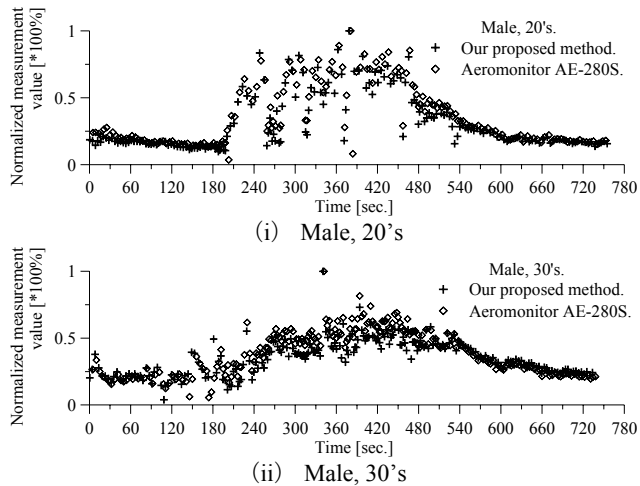


Fig. 10. Time-series change of the tidal movement expiration and the tidal volume expiration (Exercise protocol A.)

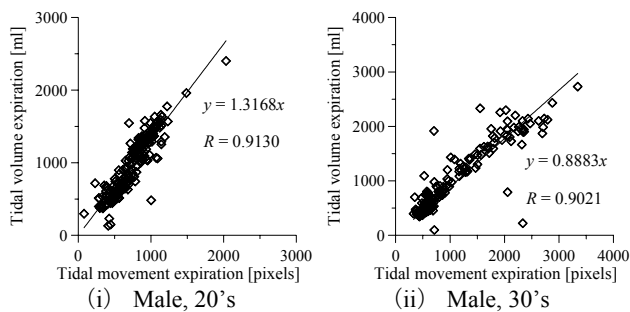


Fig. 11. Relationship between quasi expiratory flow-rate and the tidal volume expiration (Exercise protocol A.)

いて検討した。ペダルこぎ運動の負荷を一定とした場合と ramp 負荷法により変動させた場合について検討を行い、どちらの場合にも、呼気ガス分析機と同様の傾向で測定値が変化することが確認された。また、われわれの提案手法と呼気ガス分析機の測定値との間に、相関係数 0.79 以上の相関性が認められ、提案手法が手軽な運動中の呼吸計測に実用可能であることが示唆された。

参考文献

- [1] H. Aoki et al., "Non-restricting Respiration Monitoring System Using Near-infrared Bright Spots Matrix Irradiation," Technical Digest of 2004 ICO International Conference Optics & Photonics in Technology Frontier, 2004, pp. 515-516.
- [2] 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.
- [3] H. Machida, et al., "High Efficiency Fiber Grating for Producing Multiple Beams of Uniform Intensity," Appl. Opt., 23, 2, 1984, pp. 330-332.

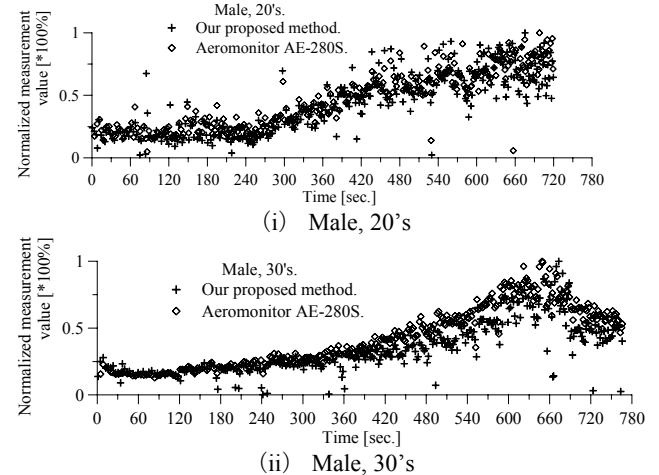


Fig. 12. Time-series change of the tidal movement expiration and the tidal volume expiration (Exercise protocol B.)

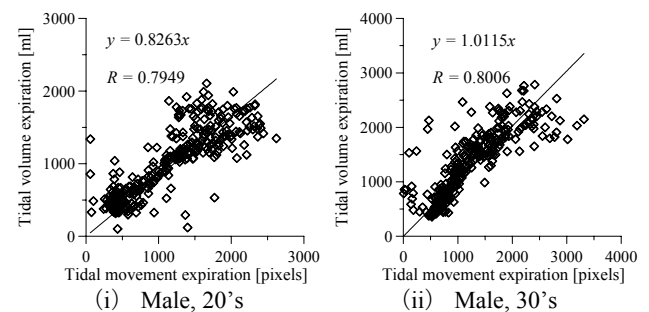


Fig. 13. Relationship between quasi expiratory flow-rate and the tidal volume expiration (Exercise protocol B.)