

O1-1

バイオインピーダンス法を用いた換気動態モニタリングシステムの開発

Development of ventilation dynamics monitoring system using bioimpedance technique

○ 木暮英輝 (杏林大学) 渡辺篤志 (杏林大学) 瀬野晋一郎 (杏林大学)

小林博子 (杏林大学) 嶋津秀昭 (杏林大学)

Eiki KOGURE, Kyorin University Atsushi WATANABE, Kyorin University Shin-ichiro SENO, Kyorin University  
Hiroko KOBAYASHI, Kyorin University Hideaki SHIMAZU, Kyorin University

**Abstract:** Continuous monitoring of the partial volume change in the lung will be effective for the setting of the respirator in case of the respiratory therapy instead of discontinuous measurement such as the X-ray computed tomography. We have developed a simple monitoring system using plural impedance measuring assembly to measure the partial volume change of the lung for each impedance change ( $\Delta Z$ ) simultaneously. In this study, the  $\Delta Z$  values and the corresponding ventilatory volume change were simultaneously measured in normal subjects. The reproducibility of  $\Delta Z$  versus partial volume change were evaluated against various electrode placement, posture and breathing. As the results, the partial measured right and left chest impedance change and sum of them showed clear correlation for the ventilation volume ( $R>0.9$ ). Thus, by calibrating those by measured ventilatory volume using other methods, partial absolute ventilatory volume were also able to estimate within around 10% of error range.

**Key Words:** Respirator, Monitoring System, Plural Impedance Measuring Assembly, Impedance Change ( $\Delta Z$ )

1. はじめに

現在の呼吸療法における人工呼吸器は、換気の維持だけでなく、急性呼吸不全や慢性呼吸不全の急性憎悪、無気肺や虚脱肺、baby lung<sup>(1)</sup>の改善などの病態改善を目的として利用されている。人工呼吸療法中は常に変化する病態や人工呼吸関連肺損傷 (VILI)<sup>(2)</sup>の予防に対して患者毎に適切な呼吸器の設定やその施行管理が必要であるため肺の局所換気動態をリアルタイムに把握することが望ましい。しかし現状では、視診や聴診、触診などの経験則による把握やX線CTなどの非連続的な情報の利用に留まっている。

肺の換気動態に関する研究は、バイオインピーダンス法を利用した検討が行われている。これは胸部に配置した電極から得られるインピーダンス ( $Z$ ) と呼吸性インピーダンス変化 ( $\Delta Z$ ) に関して Beker や吉良などにより 1950 年代から 1980 年代に検討され<sup>(3)-(6)</sup>、Impedance Pneumography などと呼ばれる連続的換気量計測装置として発展した。しかし、バイオインピーダンス法を利用して呼吸器系の定量的評価を行う研究は、現在数社が開発段階である Electrical Impedance Tomography (EIT)<sup>(6)</sup>に留まっている。

そこで本研究では、バイオインピーダンス法の簡便性と非侵襲性に着目し、体表面で複数同時使用できる電気インピーダンス計を用いて、換気に伴う胸部各部の容積変化を  $Z$  と  $\Delta Z$  として独立測定することで、呼吸に伴う肺の局所換気動態をベッドサイドで簡便に把握可能なリアルタイム・モニタリングシステムを開発した。

2. 測定システムの概要

システムは複数チャンネルのインピーダンス測定装置と分離測定モジュール、光学式絶縁型通信モジュール、呼吸流量計、PCにより構成される (Fig.1)。システムの外観図を Fig. 2 に示した。

インピーダンス測定装置は生体のインピーダンスが比較的抵抗であるため、電極接触インピーダンスの影響を受け難い4電極法を利用した。印加電流を 50 kHz の正弦波とすることで電撃に対する安全性を考慮した。各インピーダンス計には独立した電源を搭載することで、呼吸に伴う胸

郭内の容積変化を左右肺などに分離して各部の換気量を反映した  $Z$ ,  $\Delta Z$  (右肺:  $Z_R$ ,  $\Delta Z_R$ , 左肺:  $Z_L$ ,  $\Delta Z_L$ ) や胸部基底インピーダンス ( $Z_0$ ) の測定可能である。また分離した測定値の和により両側肺の容積変化を反映した,  $Z_{R+L}$ ,  $\Delta Z_{R+L}$  の算出が可能となる。

分離測定モジュールは分離測定回路、増幅・フィルタユニットにより構成され、データの収集に際に時分割によるアイソレーションを行うことで複数チャンネルの同時記録が可能である。

各測定データは光学式絶縁型通信モジュールにより AD 変換し、光アイソレータを利用して PC に接続され、開発した専用の評価用ソフトウェアを使ってリアルタイムにディスプレイ表示可能なモニタリングシステムを構築した。本研究では記録結果を定量分析するため、換気量の同時記録ができるように、高精度の呼吸流量計も作成した。

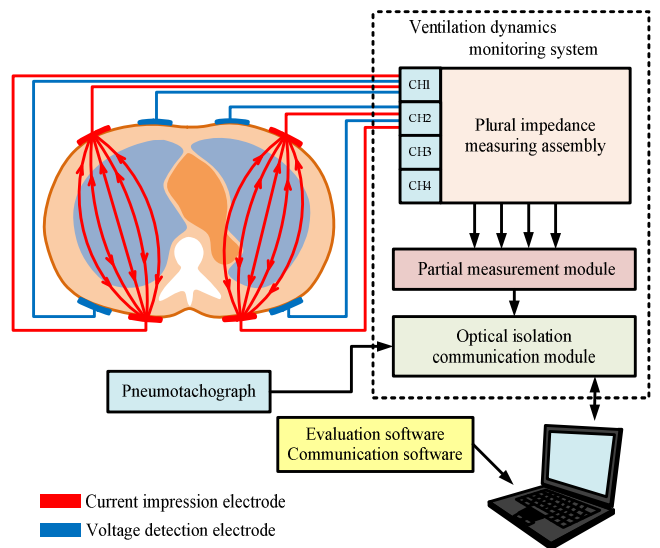


Fig. 1 Schematic diagram of the ventilation dynamics monitoring system

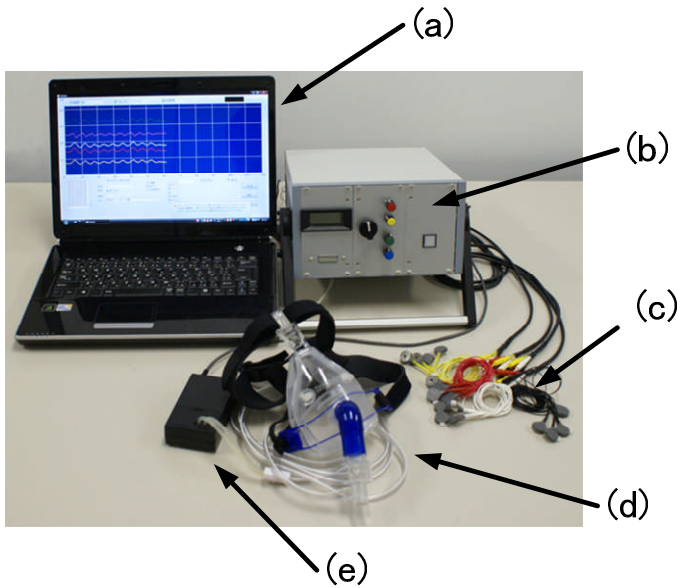


Fig. 2 Measurement devices of the ventilation dynamics monitoring system

(a) Personal computer for the system control and display, (b) 4ch impedance measurement system, A/D converter and signal connector for USB, (c) Lead cable, (d) Full face mask, (e) Pneumotachograph

### 3. 性能評価試験

性能評価試験は、健全なボランティア学生 12 名（男性 6 名、女性 6 名）、平均年齢 21.9 歳（男性 22.7 歳、女性 21.2 歳）を対象として行った。

各被験者の電極配置は、前胸部で鎖骨中線両側の第 1, 3, 5 肋間、背側で鎖骨中線両側レベルの第 1, 3, 5 肋間レベルに左右対称に装着した (Fig. 3)。また測定時の体位は、立位および仰臥位の 2 種類で行い、それぞれの体位で被験者自身に徐々に 1 回換気量を増加させる反復換気と安静換気を任意に行わせた。

試作システムの評価を目的として、差圧式の呼吸流量計を試作して同時測定を行った。これは、通常の流量計が換気量の計算や起点 (0 点) の校正のために出力にわずかな時間遅れを持つことから、インピーダンス変化との同時測定において、アナログ出力の位相ずれを無くするため。流量計の精度は市販の流量計との比較実験で 2% 以内の誤差であることを確認している。

性能評価に関しては、1 回毎の呼吸に対して記録された各部位の  $\Delta Z$  とこれに対応した実測した換気量 ( $V_{mes}$ ) の相関性、再現性などを評価した。このとき、両側肺の換気量と対応させるため、分割して測定した  $\Delta Z_R$ 、 $\Delta Z_L$  に対応した局所換気を合算する目的で、各部の変化の和を求め、各被験者で得られた  $\Delta Z_R$ 、 $\Delta Z_L$  とその合計である  $\Delta Z_{R+L}$  を  $V_{mes}$  と比較して相関を確認した。このとき、 $\Delta Z_{R+L}$  と  $V_{mes}$  の回帰直線から較正式を求め、各  $\Delta Z$  から算出換気量 ( $V_{cal}$ ) を求めて測定値のばらつきや再現性について検討し、システムとの信頼性を評価した。

ここでは示していないが、それぞれの測定部位における基底インピーダンス ( $Z_0$ ) および電極間距離なども記録し、測定時の各  $Z$  の変化率やこれから計算したアドミタンス値なども詳細な評価のために準備した。なお、電極には心電図モニター用ディスプレイ電極 F ビットロード (日本光電) を使用した。

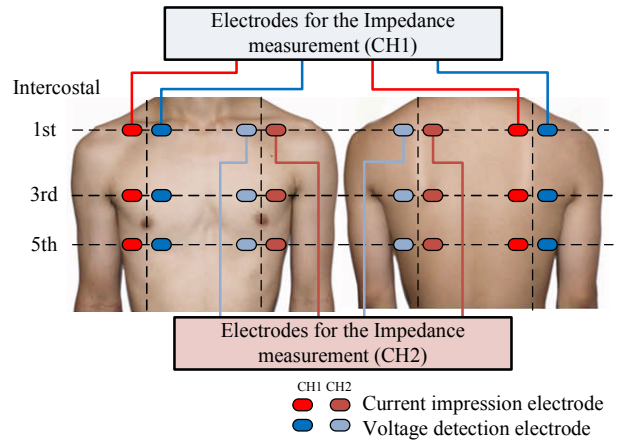


Fig. 3 Electrode placement

On the left, electrode placement on chest (1st, 3rd and the 5th intercostal space of idclavicular line both sides). On the right, electrode placement on back (1st, 3rd and 5th intercostal space level of midclavicular line level both sides).

### 4. 結果

Fig. 4 は、立位で前胸部の第 3 肋間、背側部の第 3 肋間レベルに電極を配置し、1 回換気量を徐々に増加させた場合の測定波形である。各  $Z$  は  $V_{mes}$  と対応し、吸気(呼気)に伴って増加(減少)が行われている。

Fig. 5 は Fig. 4 の被験者における各  $\Delta Z$  と  $V_{mes}$  の関係である。各  $\Delta Z$  と  $V_{mes}$  の相関性を検討した結果、両側肺で回帰直線  $y=1.543x$  ( $R=0.993$ )、右肺で回帰直線  $y=0.875x$  ( $R=0.982$ )、左肺で回帰直線  $y=0.690x$  ( $R=0.989$ ) と極めて高い直線相関を有しており、良好な測定が行えることが示された。また左右肺の回帰直線の傾きである  $\Delta Z_R/V_{mes}$  と  $\Delta Z_L/V_{mes}$  を比較した結果、右肺で 55%、左肺で 45% と、右肺優位の換気を行っていることが示された。

同様の評価を各被験者で行った結果、 $\Delta Z$  と  $V_{mes}$  の関係は極めて高い直線相関を有し、 $\Delta Z_R/V_{mes}$  と  $\Delta Z_L/V_{mes}$  を比較すると右肺で約 56%、左肺で約 44% と右肺優位の換気が行われていたことが示された。また被験者ごとに算出した較正式から安静換気時の  $\Delta Z_{R+L}$  を  $V_{cal}$  に変換して  $V_{mes}$  と比較した場合、10 数%程度の誤差で分離測定した各部の換気量を推定可能であった。

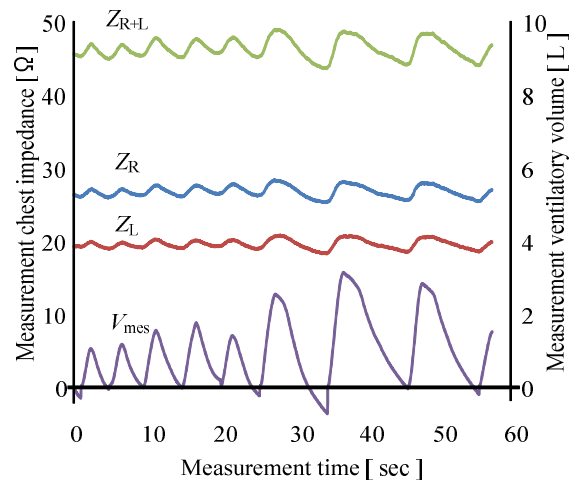


Fig. 4 Measurement of chest impedance and ventilatory volume (Electrode placement: the 3rd intercostal space of chest and the 3rd intercostal space level of back, Posture: Standing, Breathing: Gradually increase ventilatory volume)

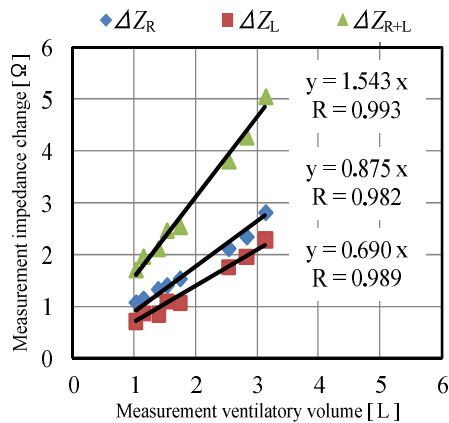


Fig. 5 Chest impedance change vs. ventilatory volume (Electrode placement: the 3rd intercostal space of chest and the 3rd intercostal space level of back, Posture: Standing, Breathing: Gradually increase ventilatory volume)

## 5. 考察

### 5-1 肺の局所換気モニタの意義

呼吸療法における人工呼吸器は、換気の維持だけでなく、病態の改善を目的としても利用されている。人工呼吸療法中は常に変化する病態に合わせて患者毎の呼吸器の設定や管理が必要であるため肺の局所換気動態をリアルタイムに把握することが重要である。

本研究では、肺の局所換気動態を分離測定するために同時に多チャンネルのインピーダンス計測を行っている。結果に示したように左右分離測定を行った各Zの変化は、 $V_{mes}$ の変化と同位相に変化を示した。さらに、左右分離測定での  $Z_R$ ,  $Z_L$  からその総和である  $Z_{R+L}$  を求めると、その変化は  $V_{mes}$  と良く相関した。この結果から、インピーダンス変化が換気量に対して良好な比例関係を示していることが示唆される。

過去の研究においても、インピーダンス変化から換気量を測定する試みは多く存在したが<sup>(8)-(10)</sup>、結果として絶対値の算出精度については良好ではない。これが臨床におけるインピーダンス法を利用した呼吸モニタが呼吸数あるいは呼吸状態の簡易モニタとしての利用に留まっている原因であると考えられる。本研究では測定システムの利用場面として、人工呼吸器管理下における肺の局所換気動態のモニタリングを想定している。人工呼吸器下では換気量は容易に設定可能であり、また随時その値を得ることが容易に可能である。今回の実験では、 $\Delta Z_{R+L}$  と  $V_{mes}$  を直接比較して較正式を求め、各  $\Delta Z$  を  $V_{cal}$  に換算することを試みた。その結果、 $V_{cal}$  を 100%とした場合、左右の換気比率は右肺で約 56%、左肺で約 44% が得られ、呼吸生理学的に示されている標準的な換気比率<sup>(11)</sup>である右肺 55%、左肺 45% とほぼ等しいことがわかった。この結果は少なくとも健康人においては、本システムで測定される各  $\Delta Z$  が右肺と左肺、両側肺の換気動態を十分に反映していることが示唆された。しかし、胸腔内の電氣的インピーダンス ( $Z_0$ ) に大きな変化をもたらす肺気腫、肺水腫など病態<sup>(12)</sup>によっては、本研究のように局所のインピーダンス変化が単純に換気量と比例しない場合も想定される。この点に関しては、臨床での有用性を評価するために、種々の病態を念頭に置いた基礎研究を行い、本法の適用範囲や限界について明らかにするとともに、その評価法についても検討する必要があると考えている。

### 5-2 モニタとしての課題

本性能評価試験では、測定の所要時間が約 30 分以内であったため、呼気終末時の肺内の残気量や胸郭を構成する筋や脂肪、骨などの構成組織が関与する基底インピーダンス ( $Z_0$ ) の変動が微少であった。実際にベッドサイドモニタとして使用する場合、長時間のモニタリングが考えられる。そのため、 $Z_0$  と  $\Delta Z$  の比率やその変動、その際の呼吸機能との関係性を詳細に検討する必要がある。

また本システムは、リアルタイムのディスプレイ表示を行っている。今後は換気機能のモニタリング指標としての情報量の増加を目的に、部分毎の換気比率や胸腔内を構成する組織の状態などの呼吸情報やアラーム機能をなど追加し、モニタとしての有用性の向上を目指す予定である。

以上のことから、本システムは肺保護や左右肺に局在する病態などの改善を目的とした人工呼吸器の設定やその施行管理に対して肺換気機能監視モニタとして有用な指標を提供できると考えている。

### 参考文献

- (1) Gattinoni L, Pesenti A, The concept of “baby lung”, *Intensive Care Med*, vol.31, pp.776-784, 2005
- (2) Ware LB, Matthay MA, The acute respiratory distress syndrome, *N Engl J Med*, vol.342, pp.1334-1349, 2000
- (3) Goldensohn E.S., Zablou L., An electrical impedance spirometer, *J. Appl. Physiol*, vol.14, pp.463-464, 1953
- (4) Allison R.D., Holmes E.L., Nyboer J., Volumetric dynamics of respiration as measured by electrical impedance plethysmography, *J. Appl. Physiol*, vol.19, pp.166-173, 1964
- (5) S. Kira, Y. Hukushima, S. Kitamura A. Itoh, Transthoracic electrical impedance variations associated with respiration, *J. Appl. Physiol*, vol.30, pp.820-826, 1971
- (6) L. E. Baker, L. A. Geddes, H. E. Hoff, C. J. Chaput, Physiological factors underlying transthoracic impedance variations in respiration, *J. Appl. Physiol*, vol.21, pp.1491-1499, 1966
- (7) 小谷透, Electrical impedance tomography, *呼吸*, vol.729, no.5, pp.500-505, 2010
- (8) 吉良枝郎, 電氣的インピーダンス法による胸郭内呼吸・循環情報 第2報: 呼吸性  $\Delta Z$  に対応する生理学的事象, *日胸疾会誌*, vol.11, pp.571-580, 1973
- (9) Van de Water JM, Mount BE, Barela JR, Schuster R, Leacock FS, Monitoring the chest with impedance, *Chest*, vol.64, pp.597-603, 1973
- (10) 倉富雄四郎, 石原照夫, 岡崎宣夫, 吉良枝郎, Monitoring of Ventilation with Impedance Pneumography, *日胸疾会誌*, vol.7, pp.545-552, 1984
- (11) T. R. Weng, J. A. Spence G. Polgar, J. Nyboer, Measurement of regional lung function by tetrapolar electrical impedance plethysmography, *Chest*. vol.76, pp.64-69, 1979
- (12) Berman IR, Scheetz WL, Jenkins EB, Hufnagel HV, Transthoracic electrical impedance as a guide to intravascular overload, *Arch Surg*, vol.102, no.1, pp.61-64, 1971