# 研究ノート

# CO 連続測定における圧電素子の固定方法が与える加速度脈波への影響

西本千尋1)・小野哲治1)・芝本 隆1)

# Influence on acceleration pulse wave given by the fixed method of the piezoelectric element in the CO consecutive measurement

Chihiro NISHIMOTO<sup>1)</sup> · Tetsuji ONO<sup>1)</sup> · Takashi SHIBAMOTO<sup>1)</sup>

# I. 緒 言

血液透析では心機能低下や動脈硬化、また不適切な除水量などにより循環動態の変動が起こり易く管理困難な患者を経験する。透析中の急激な血圧低下(収縮期血圧30mmHg以上)は予後不良と相関することも報告されている<sup>1)</sup>。

透析での循環動態管理は、非観血式自動血圧計を用いて30分または60分毎に行なうのが一般的である。しかし、動脈硬化などの血管病変が進行している患者は治療中に短時間で急激な血圧低下を引き起こす例もある。患者の循環動態を把握するために血圧と心拍出量が一般的に用いられる。現行の連続心拍出量測定法には、動脈にカテーテルを直接挿入して測定した圧脈波の面積から算出する方法と、カテーテルを右心系に留置させ先端の温度を中腹のセンサで温度変化を捉え拍出量を測定する方法がある<sup>2)</sup>。そこで筆者らは、圧電素子を用いて血管壁の振動をから得た脈波から変位変化を求めることで、連続的に心拍出量(CO)の情報を低侵襲に得ることが出来ると考えた。

圧電素子は内部に歪みゲージが組み込まれており、素子に外力が加わると歪みゲージに歪みが生じ抵抗が変化、それに伴い電位も変化する受動素子である。今回使用した圧電素子は非常に高感度のため、心臓から送り出された血液が血管壁を押すことで生じる微小振動を皮膚の上から検出することができる。血管から伝わる振動を力Fとすると、運動方程式からFは質量と振動による血管壁の加速度の積で表すことが出来る。質量が一定ではないとしても、測定される波形は加速

度に依存した脈波であることが考えられる。しかし、 本研究で得られた脈波の形と前回生体から得られた波 形のどちらも速度脈波の波形と近似していた。そのた め圧電素子を用いて得られた波形は速度脈波として考 えることとする。

前回の実験では被験者を用いて手の第2指、橈骨動脈、足背動脈の3か所で脈波が測定可能であることまで明らかにした。その際、第2指と足背動脈にマイクロポアを、橈骨動脈にはマジックテープを用いた為測定部条件が同一ではなかった。固定素材が異なるとその脈波の波高は、圧電素子を固定するテープの材質により振動を吸収してしまい波形の減衰を起こすことが予想される。振動の減衰は音響インピーダンスに依存しており、密度と音速によって決定する。音速が一定であると考えると、波の減衰は密度によって異なることが容易に予想される。本研究では医療用テープの密

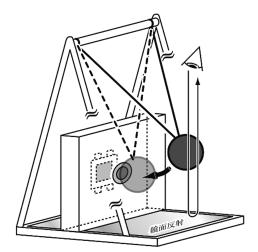


図1 振り子による単振動発生装置

表1 医療用テープの基本データ

	サージカル	マイクロポア	カブレス	フィックス	シリコン	スキナゲート
面積[mil]	$12 \times 100$	$22\times50$	$18 \times 50$	$50\times80$	$20\times50$	$25\times50$
厚さ [mm]	0.18	0.17	0.18	0.030	0.22	0.16
質量 [g]	0.17	0.08	0.21	0.13	0.17	0.15

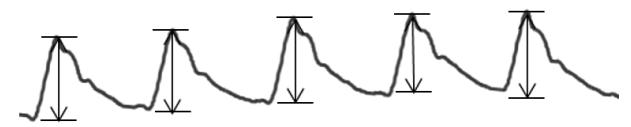


図2 積分波形の波高イメージ

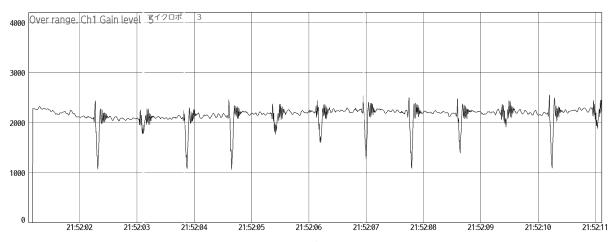


図3 マイクロポアの波形変化

度に着目して高感度圧電素子の固定方法が測定値に与える影響の数値化を試みた。そこから圧電素子を用いた連続的 CO 測定を実現するために最適な固定方法について検討した。

固定方法による波の減衰を測定するため、振り子を 用いて単振動を発生させる実験装置を作成した(図1)。 振り子が木片に当たった振動を裏のセンサで測定す る。

#### Ⅱ. 方 法

#### 1) 使用機器

インテリジェント圧電センサシステム;AYA-P(太陽誘電社製)、Android端末(専用アプリケーションソフト Smart Plus Analyzer)、デジタルシックネスゲージ(Enhong 社製)、汎用電子天びん FX-2000i(エー・アンド・デイ社製)。振り子実験装置

#### 2)振り子実験装置について

衝撃板に8cm×10.5cm×2cmの木材、振り子に直径1.5cm質量22.0gの鉛を用いて図1に示す実験装置を作成した。同じ高さから振り子を振り角15°で自然落下させることで衝撃板に毎回同じ大きさのエネルギーを持つ振動を与えることができる。衝撃板の背面に固定した圧電素子が振り子の衝撃による振動を検知し、速度脈波として記録する。

# 3) 測定方法

圧電素子の固定に医療用テープを使用し、テープの 種類をそれぞれ変えて測定を行なった。医療テープに はサージカルテープ、マイクロポア、カブレステープ、 スキナゲート、フィックステープそしてシリコンテー プの6種類を使用した。テープの密度と硬度が振動の 減衰に影響を与える可能性を考え、密度・硬度と衝撃 振動の関係についても検討した。密度は体積と質量か

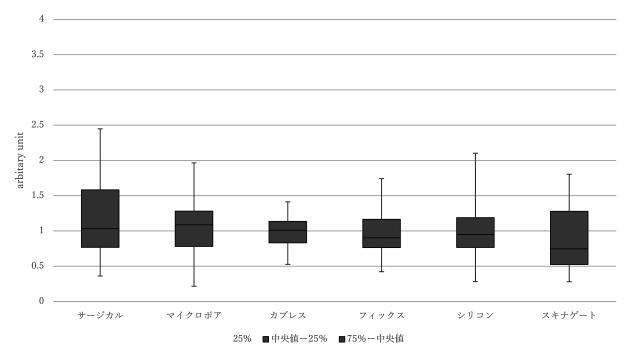


図4 加速度脈波の波高値のばらつき

表2 各テープのばらつき

	サージカル	マイクロポア	カブレス	フィックス	シリコン	スキナゲート
平均± SD	$1.15 \pm 0.468$	$1.10 \pm 0.492$	$0.986 \pm 0.237$	$0.957 \pm 0.341$	$0.932 \pm 0.308$	$0.892 \pm 0.524$
密度 [kg/m³]	790	430	1300	1100	780	750

ら算出した。具体的には、適当な長さにカットしたテープについて、シックネスゲージで測定した厚さ、定規で計測した長さから体積を算出し、同じテープの質量を電子天びんで計測した。この計測をそれぞれのテープについて行い、密度を算出した。(表 1)。

1回の測定時間を20秒とし、2秒に1回程度振り子を板に当てて振動を発生させた。1つのテープに対して3回測定を行なった。得られる波形は速度脈波に近似している。1次積分を行ない、得られた容積脈波(図2)から波高を算出した。

# 4) 検討方法

板と圧電素子の圧着度はテープの粘着によって異なってしまい、波高の高さに大きく反映される。そのため値と平均値の商を求め、F検定を用いて評価した。

#### Ⅲ. 結果

マイクロポアで固定した場合に得られた速度脈波が 図3である。テープの種類によって速度脈波の形状に

は変化がみられなかったが、波の高さの変化が顕著に現われた。各固定方法から得られた脈波の波高値の標準偏差と密度を表 2 に示した。波高のばらつきは図 4 の箱ひげ図で表わした。カブレステープをリファレンスとしてF検定の結果を記す。サージカルテープ: p=0.000709、マイクロポア: p=0.000345、フィックステープ: p=0.0399、シリコンテープ: p=0.109、スキナゲート: p=0.000112となった。波高の標準偏差と密度の関係を図 5 に示した。両者の間には r=-0.78と負の相関が示唆された。

### Ⅳ. 考 察

波高の標準偏差と密度の相関係数が r = -0.78と強い負の相関が見られた。最も標準偏差が小さかったのはカブレステープであった。標準偏差が大きかったサージカルテープとマイクロポア、スキナゲートに注目してみると、サージカルテープとスキナゲートは手で簡単に切れる様にテープ面に小さな孔が空いている。

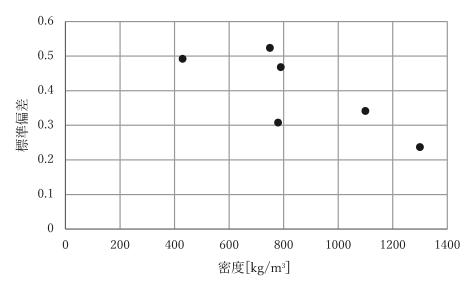


図5 密度と標準偏差の散布図

孔が空いているとエネルギーの減衰が起り、波が吸収 されてしまい振動を正しく測定できなかった恐れがあ る。

安定した波形を得るためにはテープ表面に孔のない、 密度の高い素材を使用することが望ましい。今後は、 長時間の装着を考えると皮膚に与える影響を考慮する 必要がある。

# Ⅴ. 結 論

高感度圧電素子 AYA-P の固定方法が測定値に与える影響を基礎的に検討した結果、6つのテープの中では密度が高いカブレステープを用いた固定が最適な固定方法であった。

### 利益相反

本研究に使用した「AYA-Pのシステム」一式を株式会社アドテックスから無償貸与しているが、本論文内容に関連する利益相反事項はない。

# 参考文献

- 1) Shoji T, Tsubakihara Y, Fujii M, Imai E: Hemodialysis-associated hypotension as an independent riskfactor for two-year mortality in hemodialysis patients. Kidney Int 66: 1212-1220, 2004
- 2) 嘉嶋勇一郎・今村浩: ICU と CCU (0389-1194) 43巻 3号 Page155-159 (2019.03)