

動脈圧波形のフーリエ解析による検討

横山 博俊* 元塚 朗子* 岸 槌 進次郎*
山本 健** 小林 勉** 村上 誠一**

要 旨

動脈圧波が末梢に伝播するにつれて一般に認められる peaking 現象と steepening 現象は、従来より圧波の反射説によって説明されている。圧波の反射説に基づけば、動脈圧波は線形波動、つまり本質的に色々な周波数の波の合成として考えなくてはならない。このため、波形を周波数成分ごとに分解するフーリエ解析を用いて、動脈圧波形を調べた。今回の結果では、高齢者の圧波形は若年者の圧波形よりも高周波数成分を多く含んでいた。この結果は圧波の反射説で説明することが困難である。著者は、動脈圧波は血管弾性の非線形性による非線形波動であると考えた。

はじめに

動脈圧波は一般に、末梢側へ伝播するにつれ、収縮期圧は上昇し (peaking 現象)、立ち上がり急峻になる (steepening 現象)。直観的には理解しにくいこの現象の説明として、圧波の反射説が従来より提唱されている¹⁾。

しかしながら、圧波の反射説で様々な現象をすべて説明することは困難であり²⁾、動脈圧波は生理学的・物理学的に十分に解明されているとは言えない。圧波の反射説では、動脈圧波形を線形波動として説明しなければならない。つまり、圧波の反射説をとる場合には、動脈圧波形が色々な周波数の波の合成からなるという前提条件から矛盾が生じないことを示さなければならない。このため、波形を周波数成分毎に分解するフーリエ解析

を動脈圧波形に試みたので、考察を加えて報告する。

研究 方法

全身麻酔下に手術が計画された患者を対象とし、動脈圧波形の測定のために橈骨動脈にカニューレレーションした。心電図波形と動脈圧波形をコンピュータに入力、記録した。使用したディスプレイ動脈ラインは TAK1712 (ビゴ・スペクトラム社製)、動脈圧測定用トランスデューサは P10EZ (ビゴ・スペクトラム社製) である。なお、動脈ラインセット (P10EZ, TAK1712) は、スクエア・ウェーブテストにより固有周波数とダンピング係数が適当であることを予め確認してある³⁾。

心電図波形と動脈圧波形はライフスコープ 11 (日本光電社製) に入力した後、AD 変換器 ADX98E (カノーパス電子社製) を介して PC9801CV21 (NEC 製) にデジタルデータとして記録した。上記のシステムでは心電図波形と動脈圧波形は 0.1, 1, 10, 100 ミリ秒間隔でそれぞれ 3000 個ずつのデジタルデータとして記録することが可能である。今回のフーリエ解析に用いたデータは 10 ミリ秒間隔で記録した 3000 個のうちの 2048 個である。

フーリエの定理によれば、どのような波動も周期性 (基本周波数 f) をもつものであれば、基本周波数 (f) とその整数倍の周波数 ($2f, 3f, 4f, \dots$) の適当な振幅をもつ正弦波振動の合計と考えることができる。この定理を利用し、波形のフーリエ解析をおこない、波を周波数ごとの成分に分解し、それぞれの強度 (振幅の 2 乗 = パワースペクトル) の分布を求めた。

*国立金沢病院麻酔科

**金沢大学医学部麻酔・蘇生学教室

フーリエ解析によってスペクトル分布を求める場合、解析できる最小の周波数と最大の周波数は以下の式によって決定される⁴⁾。

$$\text{最小周波数} = 1/2T \text{ (Hz)}$$

$$\text{最大周波数} = 1/2\tau \text{ (Hz)}$$

ここでTはデータ列の時間的長さ、 τ はデータのサンプル間隔を示す。計算対象はデジタルデータであり、1点1点のデジタルデータの間隔がサンプル間隔で、サンプル間隔にデータ数を乗じたものがデータ列の時間的長さとなる。今回の解析では10ミリ秒間隔で採取された2048個 (=20.48秒) を計算対象にしているため、解析できる最小周波数は 0.0244(Hz), 最大周波数は 50(Hz) となる。

波形データの記録・解析に使用したプログラムは BASIC コンパイラにて作成した。高速フーリエ変換には、Sande-Tukey のアルゴリズムによる演算プログラムを使用した⁵⁾。

結 果

図1は20歳の患者のフーリエ解析の結果である。下段に動脈圧波形、上段に波形のフーリエ解析の結果を示す。この圧波形は 10 Hz までの周波数帯で構成されている。図2は22歳のフーリエ解析の結果で、圧波形は 10 Hz までの周波数帯

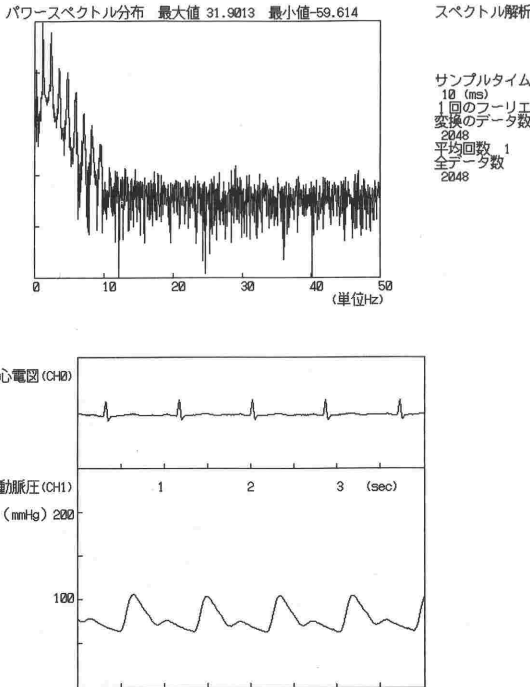


図1 20歳患者の動脈圧波形のフーリエ解析結果

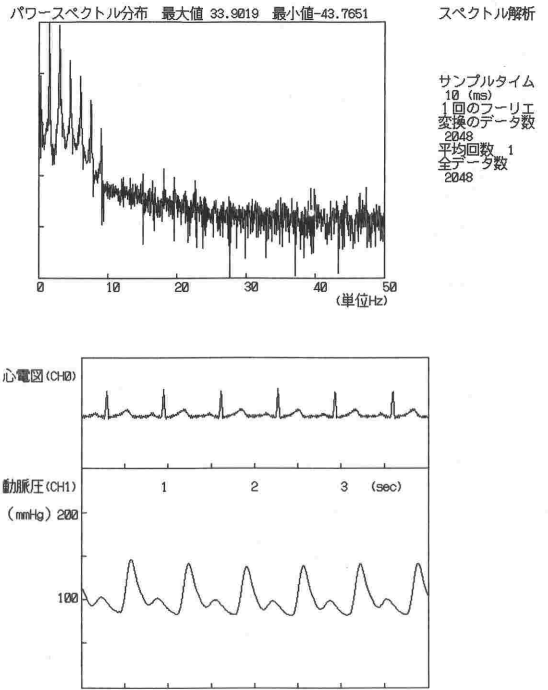


図2 22歳患者の動脈圧波形のフーリエ解析結果

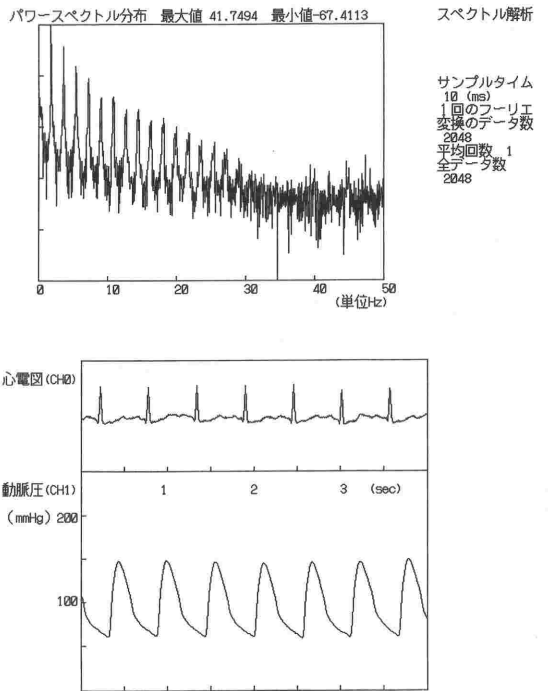


図3 78歳患者の動脈圧波形のフーリエ解析結果

で構成されている。

図3は78歳の患者の結果で、動脈圧波形は 30 Hz までの周波数の波から構成されており、若年者の圧波形に比べて高い周波数成分を含んでい

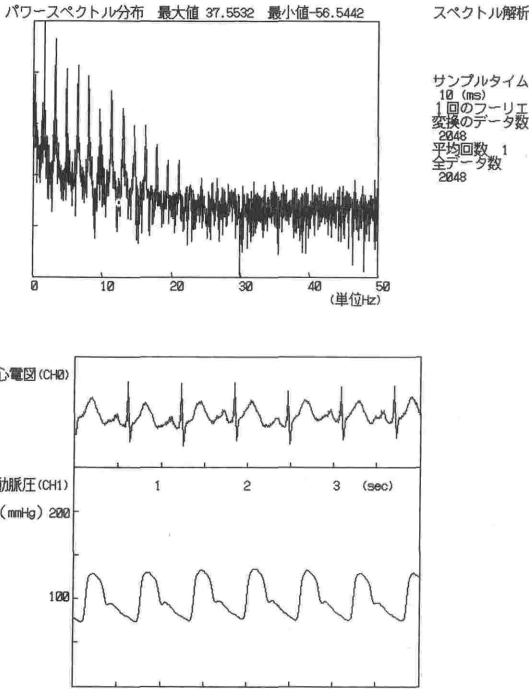


図4 65歳患者の動脈圧波形のフーリエ解析結果

る。図4は65歳の患者から得られたデータで20 Hzまでの周波数帯で構成されている。

考 察

動脈圧波形は一般に末梢に伝播するにしたがって、収縮期圧が上昇し (peaking 現象), 立ち上がりが急峻になる (steepening 現象)。マクドナルドらは、この現象は、末梢から圧波の反射が起り順行性に伝播する圧波と逆行性に伝播する圧波の合成のために生ずると説明している¹⁾⁶⁾。

圧波の反射説によって動脈圧波形を説明するためには、基本的に動脈圧波は線形の波、つまりいろいろな周波数の波によって合成されるものと考えなくてはならない。つまり、中枢側から伝播する圧波と、末梢側から逆行性に伝播する圧波が重なり合うためには、動脈圧波形をいろいろな周波数の波によって合成されたものとして説明しなければならない。波形の線形性は、波形が重なり合う場合の必要条件であるから、圧波の反射説をとれば、動脈圧波形は末梢へ伝播しても、動脈圧波形を構成する周波数成分は変化しないことになる。

今回の結果では、高齢者の動脈圧波形は若年者の波形よりも高い周波数成分を含んでいた。反射説では、高齢になるにしたがって動脈圧波が高周

波数帯で形成されることの説明は困難である。つまり、圧波の反射説を適用すれば、高齢者では大動脈基部から高い周波数を持つ圧力波が発射されたと考えなくてはならなくなる。実際には、急峻な波形ほど高い周波数帯を含んでいるから、高齢者ほど大動脈基部の圧波形の立ち上がりが若年者より急峻だと考えなければならなくなる。このことは臨床所見とは合致しないと考えられる。

我々は、動脈圧波は血管弾性の非線形性由来する非線形波動であると考えている。図5にイヌの胸部大動脈血管壁の応力・ひずみ曲線を示す⁸⁾。図5より血管は円周方向 (circumferential) と血管軸方向 (longitudinal) の両方に弾性をもち、それぞれ非線形性を有することがわかる。ここでいう血管弾性の非線形性とは、加えられた力に対して変形が比例しない、つまり、血管では壁の変化に対して、圧力の変化が比例しないという意味である。血管弾性のように系のポテンシャル・エネルギーに非線形項を含む場合、非線形波動と呼ばれる質的に新しい運動が出現する⁹⁾。

非線形波動では、進行方向に向かって波が突っ立つ現象が認められ、波高は伝播速度に比例する。また、非線形波動では伝播するにつれ、高周波成分が増す現象も認める。高齢者の圧波形が若年者の圧波形よりも高周波成分を含んでいたのは、高齢者の血管弾性の非線形性が若年者よりも強いためと考えられる¹⁰⁾。

血管弾性をモデル化して考えるときに、簡単な例としてバネに例えることができる。バネについ

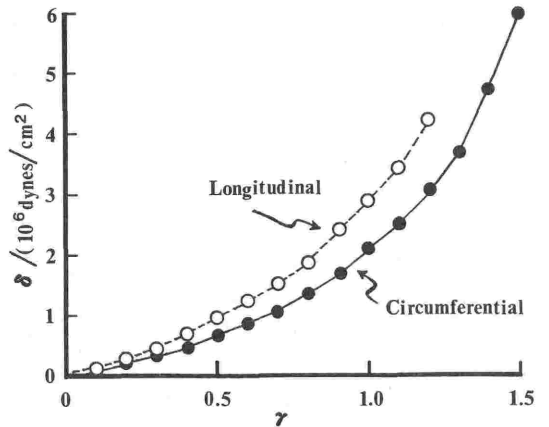


図5 イヌ胸部大動脈の血管壁における応力(δ)－ひずみ(γ)曲線。白丸は血管軸方向。黒丸は円周方向の実験値。(文献8より引用)

てはフックの法則 (Hooke's law) がよく知られている。

$$F=kx$$

ここでFは加えられた力, kはバネ定数, xはバネの変化した長さである。フックの法則が成立するバネは線形バネであるが, 物理学的には, フックの法則が成立しないバネを考えることができる⁷⁾。一般的にはほとんどの弾性体において厳密な意味でフックの法則は成立しない。非線形バネで構成される1次元の非線形格子モデルでは, 波形が変化しないソリトンと呼ばれる非線形波動が

存在することが明らかにされている⁷⁾。我々は血管弾性的特徴から, 非線形バネで結ばれた格子(非線形格子)をもちいて図6に示す血管弾性モデルを考えている。このモデルでは内腔の流体はバネには作用せず, 格子にのみ作用すると考える。動脈圧波はこのような3次元の非線形格子を伝播する弾性波と考えることができる。

動脈圧波形はいろいろな周波数の波から合成されるという重なり合わせの原理は通用しないと我々は考える。中枢側から末梢側へ行くにしたがって弾性の非線形性が増すと推定される血管では, 動脈圧波形は高い周波数を含むように変形していくと考えるのが妥当である。また, 非線形波動では波の伝播速度が速くなるにつれて, 波の高さが高くなる。動脈圧波形も末梢へ行くにつれて, 伝播速度は次第に速くなるので, 波の高さ, すなわち収縮期圧が上昇することもこの機序で説明できる。

以上より, 非線形波動説をとり, 現在臨床上, 問題となっている点について考える。

人工心肺離脱後, 大動脈圧が橈骨動脈圧よりも高くなり, 橈骨動脈圧が血圧モニタとして役立たなくなることがあると報告されている¹¹⁾¹²⁾。我々は, この現象の機序について以下のように考えている。すなわち, 人工心肺離脱後, 大量に放出さ

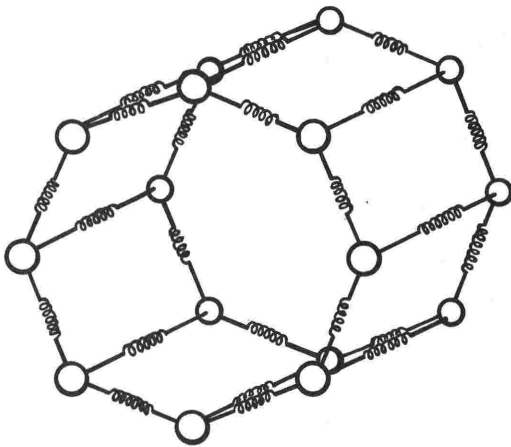


図6 非線形格子による血管弾性モデル

表1 反射波説と非線形波動説の比較

	反射波説 (線形波動説)	非線形波動説
概 念	動脈圧波形は末梢からの反射波と順行性に伝播する圧波が合成されたもの (線形性)。	血管弾性の低下による非線形波。圧波はひとかたまりのエネルギーとなり, 伝播する。
運動方程式	?	血管弾性の非線形格子モデル (非線形偏微分方程式)
波高が高くなる原因の部位	圧波測定部位よりも末梢側。	圧波測定部位よりも中枢側。圧波伝播速度に比例して, 収縮期圧は高くなる。
波形の構成要素	順行性に伝播する圧波と逆行性に伝播する圧波の合成。(線形性)	順行性に伝播する圧波のみ。
反 射 部 位	血管の分岐部。	—
フーリエ解析	動脈圧波形を構成する周波数成分は変化しない。	末梢へ行くにつれ高周波成分を増すように変形する。
拡張期圧の決定部位	?	動脈圧測定部位よりも末梢側 (細動脈)。

れたカテコラミンによって中枢から末梢にいたる動脈壁細胞膜の透過性亢進がおこり、血管壁がいわば“ふやける”ために起こるものである。一般に末梢にいづくにつれ血管弾性の非線形性は少しずつ増加するが、人工心肺離脱時にはこの関係に変化が起こり、peaking現象を認めなくなる。

また、臨床的には、拡張期高血圧が収縮期高血圧よりも予後を考える上で重要だとされているが、その生理学的理由は明確ではない。我々の考えでは、収縮期高血圧は中枢側の血管の動脈硬化の進展を、拡張期高血圧は末梢側の血管の硬化、特に細動脈の変化を示すことになる。

非線形波動は一般的にはよく知られてはいないが、身近に例を挙げることができる。例えば、海岸に打ち寄せる波である。波は岸に近づくにつれ次第に波高が高くなり、ついには前倒れに崩れる現象 (break down) を認める。

動脈系は、心臓から駆出された血液を、毛細血管系に適当な圧力・血流速度を維持しつつ輸送するという重要な役割を担っている。しかし動脈系の圧力と流速を数学的に厳密に扱うことは現在でもできていない。動脈系の研究はまだ不十分な状況であり、今後さらに数学や物理学の面から解明される必要がある。

まとめ

動脈圧波形をフーリエ解析した。高齢者の圧波形は、若年者の圧波形より高周波成分を多く含んでいた。動脈圧波は、従来より圧波の反射説により説明されてきたが、著者らは血管弾性の非線形

性による非線形波動であると考える。

(本論文の要旨は第11回日本循環制御医学会総会において発表した。)

文 献

- 1) W. R. Milnor: Hemodynamics, 2nd Edition. Williams & Wilkins Co, Baltimore. 1989.
- 2) 横山博俊, 滝 康則, 二上 昭ほか: パソコンによる動脈圧波形の解析—前腕部圧迫による波形の変化—: 麻酔・集中治療とテクノロジー. 克誠堂, 東京, 46-48. 1990.
- 3) 横山博俊, 元塚朗子, 岸植進次郎ほか: 動脈圧測定用カテーテルのスクエアウェーブテストによる評価. 北陸麻酔学雑誌 24(1): 21-25, 1990.
- 4) 武者利光, 寺町康昌: パソングラフィックスデータ処理・信号解析. オーム社, 東京, 90-138, 1984.
- 5) 南 茂夫: 科学計測のための波形データ処理. 140-165, CQ出版社, 東京, 1986.
- 6) McDonald, D. A.: Blood Flow in Arteries, 2nd Edition. Baltimore, Williams & Wilkins Co, 1974.
- 7) 渡辺慎介: ソリトン物理学入門. 培風館, 東京, 1985.
- 8) 坂西明郎, 長谷川正光: 動脈脈波のソリトン模型. 物性研究 42: 1984, 437-442.
- 9) ランダウ, リフシッツ (広重 徹, 水戸 巖訳): 理論物理学教程 力学 改訂第3版. 東京図書, 東京, 105-119, 1974.
- 10) Carl R. Honing: Modern Cardiovascular Physiology, 2nd Edition. Boston. Little, brown. 80-82, 1988.
- 11) Alfredo L. Pauca: Radial Artery-to-Aorta Pressure Difference after Discontinuation of Cardiopulmonary Bypass. Anesthesiology 70: 935-941, 1989.
- 12) Glenn P. Gravlee: A Comparison of Radial, Brachial, and Aortic Pressure After Cardiopulmonary Bypass. J Cardiothoracic Anesthesia. 3: 20-26, 1989.

Fourier Analysis of Arterial Pressure Waveforms

Hirotohi Yokoyama*¹, Akiko Ganzuka*¹, Shinjiro Kishizuchi*¹
Ken Yamamoto*² Tsutomu Kobayashi*² and Seiitsu Murakami*²

*¹ Division of anesthesia, Kanazawa National Hospital

*² Department of Anesthesiology and Intensive Care Medicine,
Kanazawa University School of Medicine Kanazawa 920

As the arterial pressure wave moves away from the heart, the systolic pressure becomes progressively more peaked, and the initial upstroke becomes steeper in the waveform. The mechanism responsible for the changes in the arterial pressure waveform has been elucidated by recent studies of pulse wave reflection by McDonald, and others. On the view of wave refraction theory, it is concluded that arterial pressure waveform is essentially consist of various frequencies. We studied the

arterial pressure waveform using by the fourier analysis.

From the obtained results, arterial pressure waveforms of aged patient contain higher frequencies than those of younger patient. It thought to be difficult to elucidate the results by wave reflection theory. We speculate that the arterial pressure waves might be nonlinearly transmitted by the nonlinear elasticity of arterial wall.

key words: Arterial Pressure Waveforms, Fourier Analysis, Nonlinear Wave transmission, Wave Reflection, Nonlinear Elasticity