

ウインドケッセルモデルに基づく脈波の基礎理論と光学測定†

野村保友*

Pulse wave analysis based on Windkessel model
and optical measurements of the signals†

Yasutomo Nomura*

Pulse wave is one of the most important indices which can be monitored noninvasively. Since the wave is controlled by the autonomic nervous system, it is dependent on various factors such as physical and mental conditions. Here the theoretical background of the wave and several methods for measuring the optical signals in addition to our recent studies were provided. Over 100 years ago, Otto Frank designed the Windkessel model of arterial circulatory system assumed to be the circuit contained a water pump connected to an air-chamber. Many electrical circuits equivalent to the model were proposed. The simplest model was a Resistor-Capacitor parallel circuit. The analytical and numerical solutions were described in brief. Innovation of the modern technologies permit us measuring the pulse wave remotely. At present these methods are in the early stage applied for nonverbal communication tool as a welfare technology or in-vehicle system preventing drowsiness.

Key words: Windkessel model, pressure pulse wave, photoplethysmogram, artery, compliance, stroke volume, systolic duration, ventricular ejection, sine wave

1 はじめに

脈波は心臓の拍動によって送り出された動脈血が体内を流れる時の血管の拍動である。その動脈血が流れるときに一過性に血管に加わる圧力が上昇し、同時に血液量も増加する。前者が血圧脈波として計測され、後者は容積脈波として計測される。ここでは脈波について、まずはじめに血圧脈波の理論から説明する。

血圧は血液に加わる圧力であり、血液を循環させるための駆動力になる。正常な血液循環を維持するために血圧は巧妙に調節されている。例えば心臓の心室が収縮すると動脈に血圧が生じるが、心室の拡張期においても血圧が無くなることはない。心臓の拡張期には拍出した血液が逆流することを防ぐために動脈弁が閉じるだけで、心臓は血液に対して圧力を加えることができない。拡張期血圧に対して動脈や細動脈からなる動脈系の弾性（力を加えて生じたひずみを元に戻す性質）が重要な役割を果たしている。

100年以上前のドイツの有名な生理学者オットー・フランクはこの仕組みについて、空気室付きのポンプのモデル（Air-chamber model, 元のドイツ語表現を残して Windkessel model, ウインドケッセルモデル）を提案し

た。その後、このモデルに対する等価な電気回路が多数提案された。中でももっとも単純なものは抵抗（R）とコンデンサ（C）を一つずつ組み合わせた RC 並列回路であった。心臓の収縮期において動脈系に蓄えられた弾性をコンデンサに蓄積された電荷が放電されることと同様に捉えるものであった。このモデルの数値解は血圧が収縮期血圧と拡張期血圧の間を時間とともに変動する血圧脈波をわかりやすく表現していたため、多くの研究論文や教科書で取り上げられた^{1,2)}。

血圧脈波を実測する場合、圧力センサを用いることで容易に記録できるが、センサを直接あるいは間接的に生体組織に対して密着させる必要がある。血圧脈波に現れる心拍に依存して、ひとかたまりの動脈血が全身の血管を移動し、毛細血管から静脈へ流れ込む。この動脈における血液量の変動は血液ヘモグロビンによる光吸収の増加を伴うので容積脈波として光学的に無理なく測定できる。さらにこの方法における最近の技術革新は非接触の遠隔容積脈波計測を可能にした。本稿では脈波の基礎理論と容積脈波の光計測、さらにその福祉工学分野への適用例について紹介したい。

† 原稿受理 平成31年3月8日 Received March 8, 2019

* システム生体工学科 (Department of Systems Life Engineering)

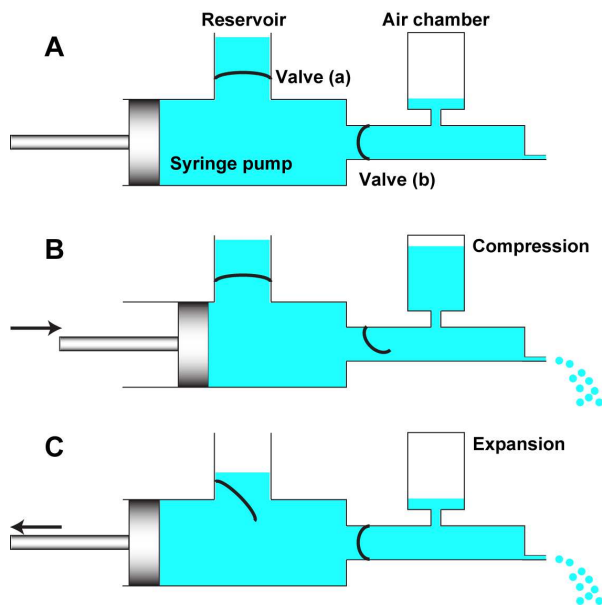


Fig.1 Windkessel model consisting of the air chamber and reservoir connected to syringe pump via two valves. When the piston is pushed rightward from the original condition (A), air in chamber is compressed (B) and water flows out. When the piston is pulled back (C), water keep flowing out because valve (b) stop flowing back with air expansion.

2 脈波の基礎理論

2・1 ウインドケッセルモデル

心臓の左心室が収縮すると血液は大動脈へ拍出され、拡張期には大動脈弁が閉じる。拍出された血液は動脈を拡張させるので、動脈の血管平滑筋に由来する弾性が血液を圧迫し拡張期血圧が生じる。これらのできごとをウインドケッセルモデルではまず Fig.1A のようにポンプと空気室さらに貯水槽をつないで、二つの弁(a),(b)を付けて水を満たす。

これらの弁は凸方向へ逆流しない働きを持つ。次に Fig.1B のように矢印方向へピストンを押し込むと弁(a)が閉じて貯水槽への逆流を止める。弁(b)が開いて水は右へ進む。一部の水は空気室側へ進んで、ここに閉じ込められていた空気を圧縮する。残りの水は細い先端から外へ飛び出す。さらに Fig.1C のようにピストンを元の位置へ戻すと弁(b)が閉じて逆流を防ぐ。弁(a)が開いてシリンジへ水が補充される。圧縮されていた空気が元の体積へ膨張するのでやはり水は外へ飛び出し続ける。

心臓の拡張期にも血液に拡張期血圧が加わることで血液が循環することとよく似ている。もし空気室がなければ、ピストンを押し込んでいないときには水に圧力が加わらないので水は外へ飛び出さない。このウインドケッセルモデルの概念から数値解析モデルをたてるために空気室に蓄えられた空気の圧力をコンデンサに蓄えられた電荷と見立てた等価な電気回路が多数提案された。

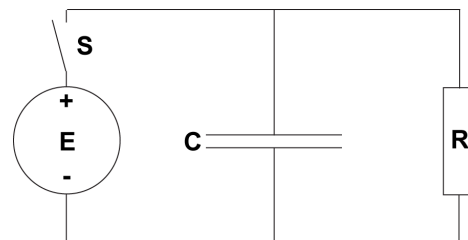


Fig.2 Two elements-RC parallel circuit equivalent to Windkessel model.

3素子モデルあるいは4素子モデルもあるが^{3,4)}、ここではもっとも単純なコンデンサ(C)と抵抗(R)一つずつから成るRC並列回路を説明する。

2・2 等価回路

Fig.2 はウインドケッセルモデルと等価な電気回路図である。電源 E がシリンジポンプ(心臓)に相当する。スイッチ S をオンにすると、コンデンサと抵抗に電流が流れ、充電されるとコンデンサには電流が流れなくなる。それまでの間、コンデンサと抵抗に同じ電圧が加わる。コンデンサの電圧を $V_c(t)$ とすると、キルヒホッフの第一法則より(1)式が得られる。

$$C \frac{dV_c(t)}{dt} + \frac{V_c(t)}{R} = I. \quad (1)$$

定常解と過渡解を得る。さらに解の連続性を考えて整理する。抵抗に加わる電圧を新たに $V(t)$ とすると、

$$V(t) = E \left(1 - e^{-\frac{t}{RC}} \right). \quad (2)$$

充電後に電源をオフにすると、コンデンサから抵抗へ電流が流れる。コンデンサと抵抗が閉じた回路であることからキルヒホッフの第二法則より(3)式を得る。

$$RC \frac{dV_c(t)}{dt} + V_c(t) = 0. \quad (3)$$

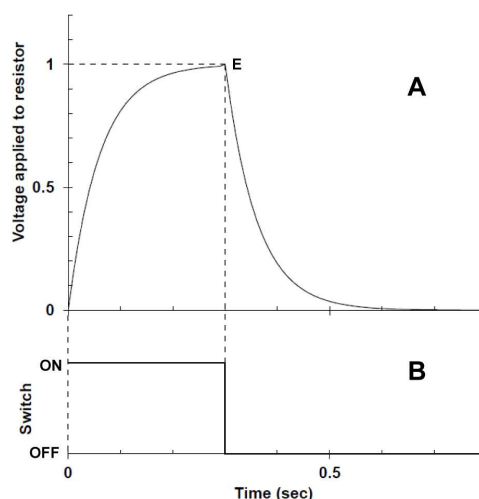


Fig.3 Typical numerical solution of the electrical circuit equivalent to Windkessel model (A) in response to ON/OFF of the power supply (B).

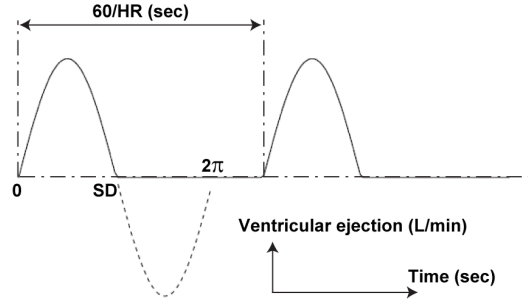


Fig.4 Ventricular ejection curve $INN(t)$ shown as a solid line. Broken line denotes a minus part of the sine curve.

同様に特性方程式を解くと(4)式を得る.

$$V(t) = Ee^{-\frac{t}{RC}}. \quad (4)$$

Fig.3は(2)式と(4)式を用いて、ウインドケッセルモデルに等価な電気回路の電源オン・オフに伴って抵抗に加わる電圧の時間変化を示している. オンにすると時定数 RC で電圧は上昇し電源電圧 E に達するとコンデンサには電流は流れなくなる. この時に電源をオフにすると, 時定数 RC で指数関数的に電圧は降下する. 電源をオフにした後で抵抗に電圧が加わることは, 左心室が収縮期から拡張期へ切り替わった後に心臓から血液が拍出されないにもかかわらず血圧 (拡張期血圧) が体循環の血流抵抗に加わることとよく似ている.

2・3 血圧脈波の数値解析

この概念に基づいて血圧脈波の数値解析モデルを考える. Fig.3において電源のオン・オフはステップ関数を使ったが心室からの拍出量の時間変化は心電図上の R 波発生に同期してゼロから始まり拍出時間 (systolic duration, SD) の中心時間付近で最大になり, SD 終了とともにゼロに戻る事が知られている. ここでは波形がよく似ていることから正弦波の正の領域を用いた例を紹介する. 拍出量関数 $INN(t)$ を Fig.4 のような正弦波として扱うとき, 角速度は π/SD である. この解析では 1 波形を不連続にする点が重要である. 心拍数 (Heart rate, HR) を用いると, 心周期は $60/HR$ 秒であるが, これをあえて 2π とは一致させなかった. このように拍出時間を心周期から独立させることで, 本稿では扱わないが頻脈や老人性高血圧など様々な状態に対応できるようにした. 拍出量関数の振幅を仮に A とすると

$$INN(t) = A \sin\left(\frac{\pi}{SD}t\right), \quad (5)$$

とかける. 1 回拍出量 (stroke volume, SV) は時間ゼロから SD まで $INN(t)$ を定積分したものになるので,

$$SV = \int_0^{SD} A \sin\left(\frac{\pi}{SD}t\right), \quad (6)$$

とかけるので, 積分を実行する. それを A について解いて, (5)式に代入すると

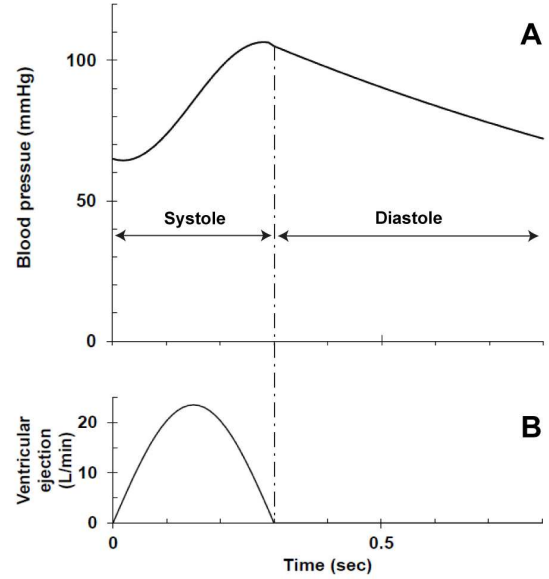


Fig.5 Typical response of blood pressure (A) to a single ventricular ejection (B) in the Windkessel model with parameters for healthy subjects.

$$INN(t) = \frac{\pi \cdot SV}{2SD} \sin\left(\frac{\pi}{SD}t\right). \quad (7)$$

時間ゼロ (拍出開始時間) から SD までは(7)式に従って, 血液は心臓から拍出されるが, SD から心周期終了までは拍出されない. この時間は動脈弁が閉じて心室が拡張している時間に相当する.

拍出の計算に続いて収縮期と拡張期の血圧について説明する. 血圧 (Blood pressure, P) は血液量 (Blood volume, V) と動脈の柔らかさ (Arterial compliance, C) から計算される.

$$P = V / C, \quad (8)$$

収縮期については, 時々刻々流入する $INN(t)$ を血液量 V に追加すると同時に血流抵抗 R によって毛細血管から静脈へ少しずつ流れ去る. その流出量はオームの法則のように血圧と血流抵抗から P/R とかける. 流入量と流出量からその時々血液量を数値解析すれば血圧が得られる. 一方, 拡張期では $INN(t) = 0$ なので次の収縮期までは血圧は下がり続ける.

Fig.5 に一拍分の数値解析結果の一例を示す. ここでは健常者の平均値として以下の初期値を用いた. $HR = 75 \text{ min}^{-1}$, $SV = 75 \text{ mL}$, $SD = 0.3 \text{ s}$, $C = 1.25 \text{ mL/mmHg}$, $R = 0.01778 \text{ mmHg/mL/min}$. 血圧は少し低く $P = 65 \text{ mmHg}$ に設定した. 0.3 s の収縮期の間に血圧は 65 mmHg から 110 mmHg ほどまで上昇した. 拡張期に入ると血圧は低下し続け, 0.8 s の拡張期終了時点で 72 mmHg になった. 次の心周期では 70 mmHg 近傍から血圧は上昇した. その詳細は次のセクションで述べる. また 0.02 s では収縮期に入っているにもかかわらず血圧の極小値を示したが, 収縮期初期には拍出量がまだごくわ

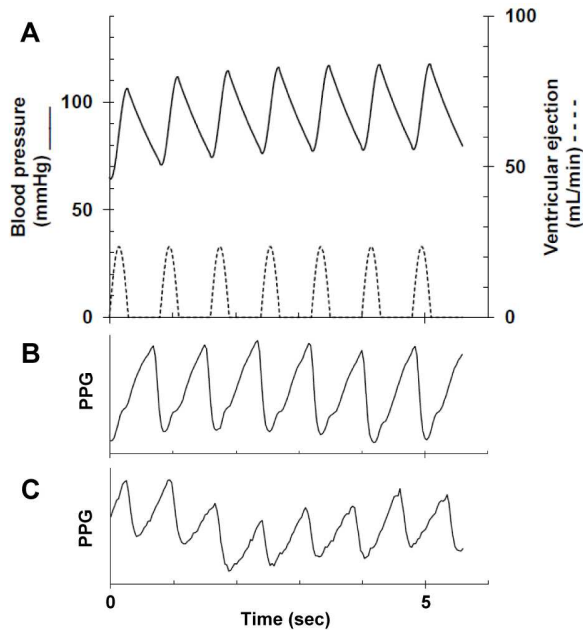


Fig.6 Pressure pulse wave in response to ventricular ejection based on the Windkessel model with parameters for healthy subjects (A) and the actual photoplethysmograms which had the individual differences (B and C) in 6 seconds.

ずかのため毛細血管から静脈への流出が上回ったことによる。同様のことが収縮期終了直前でも起こった。0.28 sが血圧の極大値であり、0.3 sからの拡張期開始前にすでにわずかに血圧は下がり始めた。一方、心拍出量は0.15 sのときに最大値 23.6 L/min に達した。この時間 $t = SD/2$ では(7)式より1秒当たりの拍出量 $\pi SV/2SD = 393$ mL である。これを1分当たりに換算した値が最大値である。この値は1回心拍出量と心拍数の積である分時心拍出量 5625 mL/min と比べると多いが、これは収縮期だけで拍出が起こるからである。

3 血圧脈波と容積脈波

ここまでは1回の心拍に伴う血圧変動の基本的な概念を Windkessel model の等価回路を使って説明した。実際の心機能は自律神経によって調節されている。したがって意識することなく絶えず心拍数は変動し揺らいでいる。心拍に由来する血圧変動から必要な生体情報を得る時には1周期の波形だけでなく一定時間記録した時系列データに対して解析を行う。ピーク間隔のゆらぎ解析やフーリエ解析したり、連続したピーク間隔の対の分布を解析するなど様々な方法が提案されている。

血圧脈波は圧力センサを密着させて測定するが、同様の波形は光センサを使っても測定できる。血圧脈波に現れる心周期によって、一塊の動脈血が毛細血管から静脈へ移動する。このときに各組織の血液量が一過性に増加する。これを容積脈波というが、血液へモグロビンによる光吸収の増加を伴うことから光電式容積脈波計を用い

ることによって容易に測定できる。

健常者の場合の6秒間の数値解析した血圧脈波と実際の光電式容積脈波計により取得したデータを Fig.6 に示す。(A)の最初の1拍の波形は Fig.5 と同じである。初期値として血圧を少し低く 65 mmHg に設定したが脈拍が進み 5 s で収縮期血圧 118 mmHg, 拡張期血圧 78 mmHg, 平均血圧 91 mmHg になり、健常者の平均値付近で安定した。(B)と(C)は健常者の光電容積脈波の測定例である。測定は発光ダイオードが発した 520 nm (緑)の光を指先に照射し、拡散反射光の一部をフォトダイオードで検出した。出力を反転増幅しただけのシグナルを記録した。そのため縦軸には単位はなく、上に向かって光強度が弱くなり光吸収が増加したこと、つまり血液量が増加したことを意味する。(B)と(C)どちらも健常者であるが(C)の方がやや脈拍が速かった。さらに 2 s 付近でわずかに基線が下向きになったが、モーションアーチファクトである可能性が高かった。このように生体の光学計測では体の動きやそれによる測定部位のずれがデータに反映されるので注意が必要である。

4 遠隔容積脈波とその応用

前述のような従来からよく使われる密着型センサによる光電容積脈波に加えて、近年では遠隔容積脈波計測が目目されている。スマートフォンに搭載されたカメラなど一般に使われるデジタルカラーカメラでは2次元のセンサーアレイで検出する直前で赤緑青 (RGB) の光の3原色に分けて独立に検出している。緑チャンネルの信号を取り出せば密着型センサで緑の光を照射してフォトダイオードで脈波を検出することと同様になる。動きを補正して頬や前額部からの信号の経時変化には脈拍の情報が含まれていた⁵⁾。Fig.6 のような容積脈波の波形を直接見ることは難しいが、フーリエ解析すると心拍数に相当する 1 Hz 強の周波数帯にピークが現れた。心機能は自律神経に支配されており、実際に運動時は安静時に比べて心拍数や唾液アミラーゼ活性が有意差に高いことが確認された。覚醒時は睡眠時 (眠気を含む) に比較すると交感神経活動が更新することが知られており、遠隔容積脈波を解析することで居眠り運転時の警告を発することも可能かもしれない。あるいは遠隔容積脈波解析により交感神経活動の活性化を検出できれば、快・不快の情動を他者への確に伝達することが困難な重症心身障害者のノンバーバルコミュニケーションツールとして利用できるかもしれない。

4 まとめ

本稿では無侵襲計測可能な生体信号の中で最も重要な指標の一つである脈波の基礎理論とその信号の光学測定に関する最近の進歩について概略を説明した。脈波の波形が心臓の収縮期と拡張期によってもたらされることをウインドケッセルモデルを用いて説明した。収縮期血圧は心臓の収縮が生じさせ、拡張期血圧は拍出された動脈血によって拡張した動脈系の弾性が生じさせる。動脈

の弾性をコンデンサに蓄積された電荷と捉える等価な電気回路の回路方程式の解析解とその数値解を説明した。電源（心臓）として用いたステップ関数をより現実の血圧脈波の波形に近づけるために正弦波を用いた数値解析を説明した。それを健常者の光電容積脈波の測定例と比較検討した。最後の遠隔容積脈波の可能性を論じた。

謝辞

本研究は本学の平成 30 年度地域活性化研究事業のサポートを受けて実施された。

参考文献

- 1) 真島英信, “生理学”(1986), 文光堂, p. 405.
- 2) JE Randall “Microcomputer and physiological simulation” (1980) Addison-Wesley Publishing Com p.116
- 3) F Roberto, et al., Comparison of linear and nonlinear formulations of the three-element windkessel model, Am J Physiol, **271**, H2661-H2668 (1996)
- 4) B Lambermont, et al., Comparison between three- and four-element Windkessel models to characterize vascular properties of pulmonary circulation, Arch Physiol Biochem, **105**, 625-632 (1997)
- 5) 野村保友ら, 遠隔容積脈波を用いた交感神経活動の評価, 前橋工科大学研究紀要, **20**, 19-22 (2017)

