

52. 末梢および血管分岐部で生じる反射波が血圧波形に与える影響

○嶋田勝斗¹, 伊藤真也², 高橋幸郎¹, 杵淵嘉夫²¹埼玉大学大学院 理工学研究科²東海大学大学院 開発工学研究科

【はじめに】

ヒトの動脈内において中枢から末梢にかけて血管内圧が上昇するピーキング現象、立ち上がりが急峻になるスティープニング現象が生じる。また、体外循環を行った場合中枢から末梢にかけて血管内圧が低下する圧較差現象が生じる。我々はすでにこれらの血圧波形の変形が血管の半径方向の非線形性と長軸方向による弾性率分布が深く関与していることを報告した。しかし、血液の循環は脈波と呼ばれるように波としての特性を有するため末梢および血管分岐部からの反射波の影響を無視することはできない。本稿では血管モデルを用いて反射波が血圧波形に与える影響を実験的に報告する。

【理論的背景】

血管を均一な弾性管と考えた場合、その末端で波の反射が発生する。片端からある波を入力したときの進行波を P1、反射波を P2 とすれば圧波の反射係数 (Reflection coefficient) Γ は

$$\Gamma = P_2 / P_1 \dots \dots \dots \dots \dots \dots \quad (1)$$

で表される。この際、管の末端が閉じているか、より細い管または硬い管に接続している場合、 $\Gamma > 0$ となり陽性の反射が起こり、末端が開管であるか、より太い管またはより柔らかい管に接続している場合、 $\Gamma < 0$ となり陰性の反射が生じる。また、管の固有インピーダンス Z_c 、末梢の抵抗 R の間には次の関係がある。

$$\Gamma = (R - Z_c) / (R + Z_c) \dots \dots \dots \dots \dots \dots \quad (2)$$

すなわち、末梢抵抗が無限大（閉管）になれば、反射率は 100% ($\Gamma=1$)、末梢抵抗が 0（開管）になれば反射率は -100% となる。また $Z_c=R$ の場合には、 $\Gamma=0$ となり反射率は 0% となる。この状態をインピーダンスが整合されたという。しかしこれらは波の伝搬に際しエネルギー損失のない管の場合である。実際には壁と流体、または流体間の摩擦により圧は末梢に進むにつれて減衰するため次第に低下する。

【対象と方法】

(1) 血管モデルチューブの作成

長さ 40cm、内径 7mm のポリプロピレン製の外套にウレタンゲルを流し込み、そこへ長さ 50cm、直径 4mm のステンレス棒を挿入して中心部で固定させ、電気恒温炉内に 70°C で 2 時間ベークしてウレタンゲルを硬化させた。その後外套のストローを取り外し、芯からウレタンを剥離したものを血管モデルとした。このときウレタンゲルの硬さは Shore C0～C15 まで変化させることができる。なお Shore は JIS 規格により定められた反撲硬度を表す単位であり、C0 が最も硬度が小さく（柔らかく）、C15 が最も硬度が大きい（硬い）ことを意味する。

(2) パルス波による実験

ヒト動脈系は複雑系であり反射波を特定することが困難あることから駆出された波と反射した波を分離するために血管モデルチューブにパルス波を入力した。使用したモデルは C2.5 長さ 40cm 内径 4mm に末梢抵抗としてチューブ末端にニードルバルブを接続した。

(3) 拍動流による実験

ヒトの血管と同様に弾性率分布を付加する、つまり、長軸方向に軟から硬へ弾性率を変化するモデルを作成した。使用したチューブは硬さの異なるチューブを 8cm 間隔で接続した。また、分岐部からの反射波を観測するために C12.5 長さ 40cm 内径 3mm の比較的硬いチューブを Y 字に接続した。(2) 同様に末端にニードルバルブを接続した。作製した血管モデルにシリソジとカム機構によるポンプにより拍動流（基本波 1.3Hz）を入力し圧波形を観測した。

(4) 反射波の解析

導出した圧波形の入力波と反射の伝搬時間差を求めた。入力した波が末梢および血管分岐部の反射の実行部位に到達するまでの距離は式 3 のようになる。

$$L = PWV \cdot \Delta t / 2 \dots \dots \dots \dots \dots \dots \quad (3)$$

ここで L は反射の実効的部位までの長さ, Δt は反射の実効的部位, および戻りのための伝播時間である。

【結果】

(1) 血管モデルチューブの作成

作成した分岐モデルの写真の一例を図 1 に示す。モデルチューブには 8cm 間隔で圧導出ポートを接続し, 4 点で圧波形の伝搬過程を観測した。

(2) パルス波による実験

パルス波を入力した血管内圧分布を図 2 に示す。矢印で示された部分が末端からの反射波を示している。反射波のピークと矢印で示した部分が不一致な理由として反射してきた波がさらに入力端からの反射波が重なっているからであると考えてよい。

(3) 拍動流による実験

長軸方向に弾性率分布を付加したモデルに拍動流を入力した結果を図 3 に示す。Ch1 ~ Ch4 つまり中枢側から末梢側にかけて脈圧が増加している。

【考察】

弾性管内部に反射波が生じたとき, 進行波と干渉をおこす。干渉とは, 複数の波の重ね合わせによって新しい波形ができることがある。波が重なり合うとき, 打ち消し合ったり強め合ったりする。末梢からの反射により陽性の波が生じたとき, 進行波と反射波は強め合い, つまり重畠して波の振幅の絶対値は大きくなる。図 2 に示すように各ポートにおいて導出された圧波形上では前方と後方に二つの波が観測された。時間計算から前方の波は入力波であり後方の波は反射波であることは明らかである。また, 図 3 に示すようにパルス幅が広い拍動流の場合, 心臓(拍動ポンプ)から駆出された波と末梢や分岐部からの反射波が重畠することにより抹消ほど内圧は大きくなる。Moens-Korteweg が示したように脈波伝搬速度は, 管壁のヤング率 E , 管径 d , 管の厚さ h , 内液密度 ρ から成り立つ。ここでモデルの硬度を変化させたためにヤング率の増加にともない, 伝搬速度が上昇した。つまり管の硬さによって脈波の伝搬速度が変化し, 反射波と干渉するため圧波形が異なる形を成す。Kelly らは, 動脈血管内の駆出波に対する反射波の重畠度を数値化

する AI (Augmentation Index) の理論を定めた。この AI は加齢や高血圧, 高脂血症などによる動脈硬化の指標として臨床的に応用されている。しかし, これらは臨床データから得られた指標であり推定に過ぎない。我々は末梢および血管分岐部からの反射波が血圧波形に及ぼす影響を実験的ではあるが実証したといえる。

【まとめ】

本研究において反射波が血管内圧に及ぼす影響を実験的に検討した。分岐モデルにより末梢からの反射波と分岐部からの反射波が血圧波形の変形に影響していることを明らかにした。

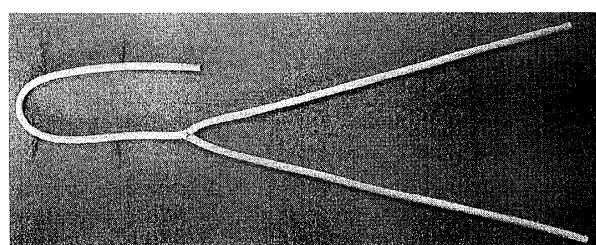


図 1 血管モデルチューブの一例

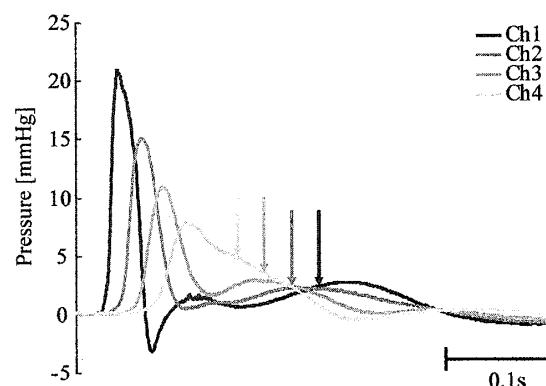


図 2 パルス波による実験

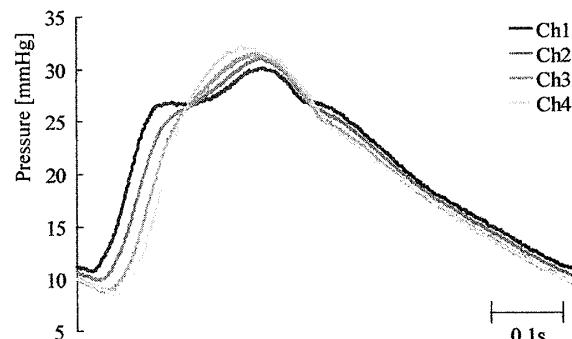


図 3 拍動流による実験