

DOI: 10.11883/bzycj-2020-0082

血液-血管耦合特性与脉搏波传播特性的关系*

缪馥星¹, 王 晖², 王礼立¹, 何文明¹, 陈霞波², 龚文波², 丁圆圆¹, 浣 石³,
徐 冲³, 谢燕青⁴, 卢意成¹, 沈利君¹

- (1. 宁波大学冲击与安全工程教育部重点实验室, 浙江 宁波 315211;
2. 宁波市中医医院王晖工作室, 浙江 宁波 315000;
3. 季华实验室, 广东 佛山 528200;
4. 宁波大学医学院附属医院, 浙江 宁波 315020)

摘要: 脉搏波既不可简单地理解为可压缩血液流体中的压力纵波, 也不可简单地理解为沿固体血管传播的涨缩位移横波, 而是超乎普通想象的流-固耦合和纵波-横波耦合的复杂波。从分析耦合本构关系的新途径出发, 本文中提出了一个流-固耦合/纵波-横波耦合的串联模型, 可为解读“位数形势”中医脉诊提供更丰富的信息。结果表明, 脉搏波耦合系统的等效体积压缩模量 K_s 以及相应的耦合系统脉搏波传播速度 c_s 主要依赖于两个无量纲参数: 血液-血管模量比 $K_b(p)/E(p)$ 和薄壁血管径厚比 $D(p)/h_0$, 它们因人而异、因人的不同脉搏位置而异。文中定量分析了它们对 c_s 的影响, 显示人体的 K_b/E 值在 10^3 数量级, 从而 c_s 值在 $10^0 \sim 10^1$ m/s 数量级, 以适应人体生理生化反应。由临床有创测量, 证实脉搏体积横波与脉搏压力纵波是相耦合地以相同速度传播; 还显示脉搏波是在其波阵面上具有氧合生化反应的“生物波”。此外, 还讨论了“脉压放大”现象与非线性本构关系和与血管分叉处加载增强反射之间的关系, 并讨论了 Lewis 关于重搏波形成的假设。

关键词: 脉搏波; 中医; 流固耦合; 纵波-横波耦合; 有创动脉压监测; 生物波

中图分类号: O347.4 **国标学科代码:** 13015 **文献标志码:** A

Relationship between the blood-vessel coupling characteristics and the propagation of pulse waves

MIAO Fuxing¹, WANG Hui², WANG Lili¹, HE Wenming¹, CHEN Xiabo², GONG Wenbo², DING Yuanyuan¹,
HUAN Shi³, XU Chong³, XIE Yanqing⁴, LU Yicheng¹, SHEN Lijun¹

- (1. Key Laboratory of Impact and Safety Engineering, Ministry of Education, Ningbo University, Ningbo 315211, Zhejiang, China;
2. Wanghui Workroom, Ningbo Hospital of Traditional Chinese Medicine, Ningbo 315000, Zhejiang, China;
3. Jihua Laboratory, Foshan 528200, Guangdong, China;
4. Affiliated Hospital, Medical College, Ningbo University, Ningbo 315020, Zhejiang, China)

Abstract: Pulse waves cannot be understood simply as pressure waves (longitudinal waves) propagating in compressible blood fluid, nor as radially expanding-contracting displacement waves (transverse waves) propagating along solid blood vessels, but rather as complex waves with fluid-solid coupling and longitudinal wave-transverse wave coupling beyond ordinary imagination. Starting from a new approach to analyze the coupling constitutive relation, a series model is proposed,

* 收稿日期: 2020-03-24; 修回日期: 2020-03-29

基金项目: 国家自然科学基金 (11872218, 11572161); 浙江省“近海结构冲击安全防护与健康监测”重点科技创新团队 (2013TD21); 浙江省自然科学基金 (LY20H020002); 浙江省医药卫生科研项目 (2018KY712); 宁波市首批医疗卫生品牌学科基金 (PPXK2018-07)

第一作者: 缪馥星 (1980—), 女, 博士, 副教授, miaofuxing@nbu.edu.cn

通信作者: 王礼立 (1934—), 男, 教授, 博士生导师, wanglili@nbu.edu.cn

providing more information for traditional Chinese medicine (TCM) pulse diagnosis in terms of the “position, rate, shape and potential”. It is shown that the equivalent volumetric compression modulus K_s and the corresponding pulse wave propagation velocity c_s of the coupling pulse wave system, mainly depend on two dimensionless parameters: the ratio of the blood modulus to the vessel modulus, $K_b(p)/E(p)$ and the ratio of the diameter to the thickness, $D(p)/h_0$, of thin-walled blood vessels, which may vary from person to person and from different pulse locations for the same person. The influences of them on the c_s are quantitatively analyzed, showing that for human body the magnitude of K_b/E is in the order of 10^3 so that the magnitude of c_s is in the order of 10^0-10^1 m/s to adapt to the human physio-biochemical reactions. By clinical invasive measurements, it is confirmed that the pulse volume transverse wave and the pulse pressure longitudinal wave are coupled and propagate at the same speed, and it is shown that the pulse wave is actually a “biological wave” with oxygenation and biochemical reactions on the wave front. Furthermore, the relations of the “pulse pressure amplification” with the nonlinear constitutive relation and with the load enhanced reflection at the bifurcation of blood vessels, as well as the Lewis’s hypothesis about the formation of dicrotic wave are discussed.

Keywords: pulse wave; traditional Chinese medicine (TCM); fluid-solid coupling; longitudinal wave-transverse wave coupling; invasive arterial pressure monitoring; biological wave

中医看病的基本技能—望闻问切,以“切脉象”最基本、最具特色、也最难,所以中医又称为“把脉医生”。脉象是内在的血液-血管系统中传播的脉搏波之外在反映。按照我们基于中医整体观的脉搏波模型^[1-2],脉搏现象包含着血液的流动和在血液中传播的携带能量和信息的脉搏波。前者是人眼易见的实体血液的“物质流”,我们把它解释为中医所谓的“血”;而后者是人眼不易见、以波的形式传播的“信息-能量流”,我们把它解释为中医所谓的“气”。两者既密切相关不可分,又互有区别不可混。血(有形有质)是气(无形有质)传播的物质载体(媒介),而气是以波形式传播的推动血运行并携带整体信息的能量。这与中医“气为血之帅,血为气之母”观点一致。脉搏波的传播特性归根结底取决于脉搏波系统的本构关系(相当于量化的中医的体质^[3-4]),一般表现为压力 p 与比容 V 的非线性关系 $p = p(V)$ 。系统脉搏波传播速度 c 由系统本构方程 $p = p(V)$ 的局部斜率和血液密度 ρ_b 决定:

$$c = \sqrt{-\frac{1}{\rho_b} \frac{dp}{dV}} \quad (1)$$

由于血液是在血管中运行的,以血液为载体的脉搏波的传播以及血液本身的流动显然都受到血管的制约;反过来,血管受脉搏波传播的作用力影响,又必然会引发血管相应的动态响应,主要表现为血管的动态径向涨缩及其沿着血管的传播。

问题在于中医脉诊时获取的“脉象”究竟来自于血液中传播的脉搏波本身,还是来自于血管随脉搏波传播而引起的径向涨缩?从应力波理论的角度看^[5],前者属于纵波,即血液质点速度方向与波传播方向一致;而后者属于横波,即血管涨缩的质点速度方向与波传播方向垂直。中医脉诊讲究“位数形势”,与这些特征所相关的主要是脉搏纵波,还是脉搏横波呢,或者两者兼而有之?

联系到当前诸多学者对脉搏波开展的实验研究,有的研究者采用压力传感器在寸、关、尺三处测量脉搏压力波信息,如罗锦兴等^[6];有的则采用非接触式光学三维数字图像相关法(3D-DIC)在寸、关、尺三处测量脉搏径向位移波信息,如张青川等^[7]。前者测量的是脉搏压力纵波,而后者测量的是脉搏位移横波。两者其实并不等同,但可以互换吗?何者又更能体现中医脉诊的实质呢?

可见,如果弄不清楚脉搏纵波与脉搏横波之间的关系,也就难以对中医脉诊进行科学化的量化解读。

另一方面,从西医界研究脉搏波的角度看,与脉搏波相联系的主要是心脏和动脉管等实体器官的疾病信息;特别对于脉搏波波速(pulse wave velocity,简记为PWV),曾经展开了大量研究,把它看作反映动脉弹性和硬化程度的一个表征。2007年,《欧洲高血压指南》将主动脉脉搏波波速(aortic pulse wave velocity,简记为APWV) > 12 m/s 列为高血压的危险因素之一^[8]。《中国高血压防治指南》(2018年修订

版) 也将 PWV 列为评估高血压患者心血管风险的重要指标^[9]。目前, 还把 PWV 作为无创伤连续监测血压的重要途径之一, 并加以更广泛的研究。通常从如下的 Moens-Korteweg (MK) 公式^[10-11] 和 Hughes 公式^[12] 出发, 可以建立脉搏波波速 c_{PWV} 与血压 p 的关系。

MK 公式:

$$c_{PWV} = \left(\frac{Eh_0}{2\rho_b R_0} \right)^{1/2} \quad (2a)$$

Hughes 公式:

$$E = E_0 \exp(\zeta p) \quad (2b)$$

式中: E 、 h_0 和 R_0 分别为血管的弹性模量、初始壁厚和半径, ρ_b 为血液密度, E_0 是血压为零时的弹性模量, ζ 为血管的材料系数。

但要注意, MK 公式 (式 (2a)) 是在两个基本假设下导出的: (1) 设血液不可压缩; (2) 设血管是弹性薄壁管 ($h_0/(2R_0) = h_0/D_0 < 10$)。可见, 式 (2a) 只反映了血管涨缩 (即上述脉搏横波) 的作用, 而完全忽略了血液的可压缩性。既然不可压缩流体假设等价于无穷大波速假设, 不少研究者按照 MK 公式就把脉搏波理解为沿血管壁传播的波, 并把对 PWV 的研究归结为对血管材料本构关系的研究, 把 MK 公式中的线弹性模量 E 对压力 p 的依赖性的研究扩展到各类非线性本构关系的研究, 如冯元贞超弹性模型及其相关的发展等^[13-14], 可惜也仍然像 MK 公式一样, 没有计及血液的可压缩性。

实际上, 由流体动力学的波动理论知^[5], 流体中压缩/膨胀波的特性主要由反映流体可压缩性的本构关系 (状态方程) 决定。按照我们基于中医整体观的脉搏波模型^[1-2], 脉搏波的控制方程组由 3 个守恒方程加上本构方程所组成, 而本构方程主要是血液可压缩性的反映。没有血液可压缩性, 就不会有脉搏纵波, 而没有脉搏纵波对血管施加的压力扰动, 也引不起对应于血管涨缩的脉搏横波。一切基于血液不可压缩假设的脉搏波理论都是不够完整、过于简化的理论。

综上所述, 不论从中医整体观脉搏波研究的角度看, 还是从西医脉搏波研究的角度看, 弄清楚血液-血管耦合特性, 弄清楚脉搏纵波-脉搏横波耦合特性对于脉搏波传播特性的关系, 显然具有重要意义。这正是本文的研究动机和目的所在。

1 血液-血管耦合系统的脉搏波传播特性

血液在血管中流动, 两者既互相约束, 又互为依存。中医脉诊的指感, 既涉及血液 (液体) 的压力波动 (纵波), 又涉及血管 (固体) 的涨缩波动 (横波)。可见, 脉搏波实际上是一种流-固耦合和纵波-横波耦合的复合波。

为分析血液-血管耦合系统的脉搏波传播特性, 一般的做法是: 对血管中的血液列出计及血液可压缩性的流体动力学控制方程组, 对内压作用下血管列出固体动力学控制方程组, 要求满足血液-血管界面的应力和位移连续条件, 并在给定的初始-边界条件下, 联立求解这两组控制方程组。但由于数学上带来的困难, 除非做若干简化假定, 一般难以获得解析解。

考虑到脉搏波的传播特性主要取决于本构关系, 本文中采取新的途径, 通过分析血液可压缩性和血管径向涨缩的柔性两者分别对系统本构关系 $p(V)$ 的贡献, 来讨论这一问题。

1.1 血液-血管耦合系统的 $p(V)$ 关系及脉搏波波速

血液-血管耦合系统的 $p(V)$ 关系以及相应的脉搏波波速显然既涉及血液可压缩性, 又涉及血管的径向涨缩特性。

在承受同一内压变化 dp 的作用下, 系统总的比容变化 dV_s 包括两部分: (1) 血液的本构容积变化律的贡献 dV_b ; (2) 薄壁血管壁涨缩所提供的相应贡献 dV_v 。如下式所示:

$$dV_s = dV_b + dV_v = \left(-\frac{dp}{K_b} \right) + \left(-\frac{dp}{K_v} \right) = -\left(\frac{1}{K_b} + \frac{1}{K_v} \right) dp = -\frac{dp}{K_s} \quad (3a)$$

$$\frac{1}{K_s} = \frac{1}{K_b} + \frac{1}{K_v} \quad (3b)$$

式中： $K(=-dp/dV)$ 为体积压缩模量，下标s、b和v分别指系统(system)的、血液(blood)的和血管(vessels)的。

以流变学模型来表示，式(3)等价于 K_b 弹簧与 K_v 弹簧的串联模型(图1)，即耦合系统的等效总柔度($1/K_s$)等于血液容积柔度($1/K_b$)与血管涨缩柔度($1/K_v$)的串联之和。

(1) 血液的贡献 dV_b

可压缩血液的本构关系 $p = p_b(V)$ 以微分形式表示时为：

$$dV_b = -dp/K_b(p) \quad (4)$$

式中：血液的体积压缩模量 $K_b(p)$ 一般是压力 p 的函数(图2)，在线弹性下化为弹性常数。由此可知，在承受同一内压变化 dp 时对系统比容的贡献为： $dV_b = -dp/K_b(p)$ 。

(2) 薄壁血管涨缩的贡献 dV_v

由弹性力学知^[15]，内压 p 下薄壁管的环应力 σ_θ 和环应变 ε_θ (图3)分别为：

$$\sigma_\theta = \frac{pR_0}{h_0} \quad (5a)$$

$$\varepsilon_\theta = \frac{R - R_0}{R_0} \quad (5b)$$

按照Hooke定律有 $\sigma_\theta = E\varepsilon_\theta$ ，微分后有 $d\sigma_\theta = Ed\varepsilon_\theta$ ，再把式(5a)和(5b)代入后，有：

$$\frac{R_0}{h_0} dp = \frac{E}{R_0} dR$$

则可得 dR 与 dp 之间的如下关系：

$$dR = \frac{R_0^2}{Eh_0} dp \quad (6a)$$

另一方面，考察薄壁血管内腔的压缩比容变化(几何关系)，有：

$$dV_v = d\left(\frac{\pi R_0^2 - \pi R^2}{\pi R_0^2}\right) = -\frac{2R}{R_0^2} dR \quad (6b)$$

将式(6a)代入式(6b)，可得：

$$dp = -\frac{Eh_0}{2R} dV_v = -K_v dV_v \quad (7)$$

这里， $K_v = Eh_0/(2R)$ 。由此可见，MK公式(式(2a))中的 $Eh_0/(2R)$ 项的物理意义实际上代表血管涨缩所对应的等效体积压缩模量 K_v 。

(3) 血液-血管耦合系统的等效体积压缩模量 K_s 及相关波速 c_s

把式(7)代入式(3)，可得血液-血管耦合系统的等效体积压缩模量 K_s 以及相应的血液-血管耦合系统的脉搏波波速 c_s ，分别为：



图1 串联模型

Fig. 1 The series model proposed in this paper

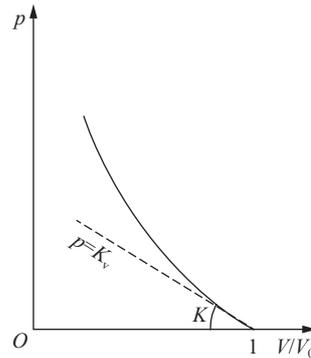


图2 血液 p-V 关系时域图

Fig. 2 p-V relation for blood

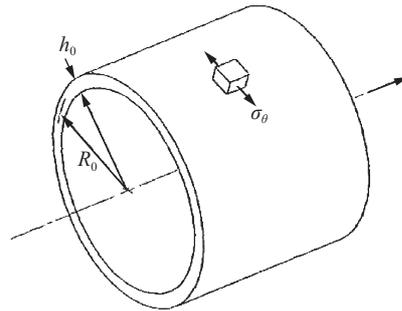


图3 薄壁圆管示意图

Fig. 3 Thin-walled circular tube

$$K_s = \frac{1}{\frac{1}{K_b} + \frac{1}{K_v}} = \frac{K_b}{1 + \frac{K_b}{K_v}} = \frac{K_b}{1 + \frac{2R}{h_0} \cdot \frac{K_b}{E}} = \alpha^2 K_b \quad (8a)$$

$$c_s = \sqrt{-\frac{1}{\rho_b} \frac{dp}{dV}} = \sqrt{\frac{K_s}{\rho_b}} = \sqrt{\frac{1}{\frac{1}{c_b^2} + \frac{1}{c_v^2}}} = \sqrt{\frac{c_b^2 c_v^2}{c_b^2 + c_v^2}} = \sqrt{\frac{\frac{K_b}{\rho_b}}{1 + \frac{2R}{h_0} \cdot \frac{K_b}{E}}} = \alpha c_b \quad (8b)$$

$$\alpha = \sqrt{\frac{1}{1 + \frac{2R}{h_0} \cdot \frac{K_b}{E}}} \quad (8c)$$

式中: $c_b (= \sqrt{K_b/\rho_b})$ 是仅仅由血液可压缩性导致的单纯血液中的脉搏波波速, 例如在刚性血管 ($E = \infty$) 中的血液或无血管的血液射流中的脉搏波波速; $c_v (= \sqrt{K_v/\rho_b})$ 是单由血管涨缩导致的脉搏波波速; α 是耦合系统波速 $c_s (= \sqrt{K_s/\rho_b})$ 与 c_b 之比, 反映了脉搏纵波和脉搏横波的耦合效应, 称之为耦合系数。 α 取决于两个无量纲参数: 血液与血管的模量比 K_b/E 和血管径厚比 $D/h_0 (= 2R/h_0)$ 。注意, 这两个无量纲参数一般地都是压力 p 的函数, 只有在线弹性小变形下才化为常数。Ma 等给出的脉搏波波速是 p/E 和 h_0/R_0 的函数 (文献 [14] 中的式 (8)), 很可惜由于假定血液不可压缩, 把 K_b/E 这一重要无量纲参数给忽略了。

对于血液纵波与血管壁横波的关系, 过去缺乏全面研究, 由式 (8) 表征的流-固耦合/纵波-横波耦合串联模型提供了一个简明分析, 为“位数形势”中医脉诊提供了更丰富的信息。

式 (8) 表明, 血液 (流体) 由其可压缩性导致的脉搏纵波与血管 (固体) 由其可变形性导致的脉搏横波在流-固耦合系统中以共同的波速 c_s 传播。其实, Hughes 等 (1985) 早在 35 年前就同时采用压力传感器实测压力波和采用超声波探头实测血管壁内径及外径位移波, 证实了三者以耦合一致的波速传播, 如图 4 所示^[16], 虽然他的研究的其他部分在理论上基于血液不可压缩的 MK 公式, 但实测结果并不受此理论假设的约束干扰。

正是这一耦合特性为中医脉诊提供极其丰富的信息, 不仅包含血液压力纵波的信息, 还包含同步耦合传播的血管涨缩横波的信息。由此可以理解中医脉理讲究“位数形势”的更丰富

含义。诚如晚清医家周学海所曰:“盖求明脉理者, 须将位、数、形、势四字讲得真切, 便于百脉无所不赅, 不必立二十八脉之名可也”。多年来, 不少学者试图把实测脉搏波波形与中医脉象的“位数形势”相关联。例如罗锦兴等立足于测量脉搏压力波 (纵波)^[6] 来探索中医脉象, 但脉象“形”属性的“脉道宽窄”难以由压力纵波充分反映, 远不如与血管涨缩有更密切联系。又如张青川等立足于测量脉搏位移波 (横波)^[7] 来探索中医脉象, 但脉象“势”属性的“力度”难以由位移横波充分反映, 远不如与血压力度有更密切联系。今后从流-固耦合、纵波-横波耦合的角度对中医脉象进行探索, 将是一个值得关注的新途径。

另外, 式 (8) 表明, 纵波-横波耦合系统的波速 c_s 主要依赖于两个无量纲参数: $D(p)/h_0$ 和 $K_b(p)/E(p)$, 而不必像 Moens 那样分别研究这四者对 c_s 的影响^[10]。以下, 我们进一步讨论这两个无量纲参数分别对于血液-血管耦合系统脉搏波波速 c_s (或耦合系数 α) 的具体影响。

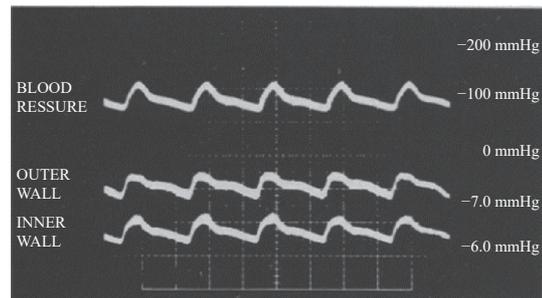


图 4 Hughes 等^[16] 对狗实测的脉搏波 (血液压力波 (上), 血管外径位移波 (中), 血管内径位移波 (下))

Fig. 4 Pulse waves measured by Hughes, et al^[16] for a dog (blood pressure wave (top), vascular outer diameter displacement wave (middle), vascular inner diameter displacement wave (bottom))

1.2 血液与血管模量比 K_b/E 对耦合系统脉搏波速 c_s 的影响

从式 (8) 出发, 设血管特征几何尺寸 $2R/h_0 = 10$, 则耦合系数 α 随 K_b/E 的变化如图 5 所示。它表明随着无量纲参数 K_b/E 在对数坐标上的量级性增大, 耦合系数 α 快速减小; 这意味着: 随着血管由刚转柔, 耦合系统脉搏波波速 $c_s (= \alpha c_b)$ 由接近于 c_b 而快速地发生量级性下降。

具体对于人体, 按文献 [17-19], 取血液密度 $\rho_b = 1.05 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, 血液压缩模量 $K_b = 2.5 \text{ GPa}$ 。我们可以设想不同的血管材料, 对图 5 作进一步讨论。

(1) 设 $E \rightarrow \infty$, 因而 $K_b \rightarrow \infty$, 相当于刚性管中的可压缩血液, 从而有:

$$\alpha = 1, \quad c_s = c_b = \sqrt{\frac{K_b(p)}{\rho_b}} = 1540 \text{ m/s} \quad (9a)$$

这时系统脉搏波波速 $c_s = c_b$, 与生理盐水的实测声速 1521 m/s 接近, 但这时中医将摸不到血管涨缩的血管横波信息。

(2) 如果血管是薄壁钢管, 其杨氏模量 $E = 206 \text{ GPa}$, 比血液压缩模量 K_b 高 2 个量级, $K_b/E = 0.012$ (大致对应于图 5 中的 B 点), 则有:

$$\alpha \approx 0.945, \quad c_s = 0.945c_b = 1455 \text{ m/s} \quad (9b)$$

这只比刚性管中的脉搏波波速 (式 (9a)) 略低一点。血管涨缩对系统波速的影响仅约 5.5%

(3) 如果血管是有机玻璃 PMMA 管, 其杨氏模量 $E = 2.0 \text{ GPa}$, 与血液压缩模量 K_b 同一量级, $K_b/E = 1.25$ (大致对应于图 5 中的 D 点), 则有:

$$\alpha \approx 0.272, \quad c_s = 0.272c_b = 419 \text{ m/s} \quad (9c)$$

与刚性管中的脉搏波波速 (式 (9a)) 相比, 降了很多。血管涨缩对系统波速的影响高达 73%。

(4) 按文献 [17], 在 100 mmHg 血压下人体血管壁弹性模量 $E = 1.84 \sim 3.28 \text{ MPa}$ 。如果取 $E = 2.5 \text{ MPa}$, 比血液压缩模量 K_b 低 2 个量级: $K_b/E = 1 \times 10^3$ (大致对应于图 5 中的 G 点), 则有:

$$\alpha \approx 0.01, \quad c_s = 0.01c_b = 15.4 \text{ m/s} \quad (9d)$$

这时的 c_s 是刚性管中的脉搏波波速 (式 (9a)) 的 1%, 这种“超柔性”血管涨缩对系统波速的影响高达 99%。考虑到人体血管壁弹性模量 $E = 1.84 \sim 3.28 \text{ MPa}$, c_s 在 $10^0 \sim 10^1 \text{ m/s}$ 量级, 这与实测到的正常人体脉搏波波速具有相同量级^[17-19]。

对比上述结果可见, 随着血管材料由刚变柔, 当 K_b/E 由 10^3 而量级性地增大到 10^3 (图 5), α 值则由接近于 1 而量级性地减小到 0.01。这意味着血管涨缩对系统 p - V 关系中所作比容贡献的占比愈来愈大, 而系统波速 c_s 则愈来愈小。

设想一下: 如果系统脉搏波以在 PMMA 管、甚至于钢管中那么快的波速传播, 那会有什么问题?

首先, 人的特征高度如以 m 计的话, 脉搏波将在 1 s 内在人体来回传播数百次、甚至于数千次, 心肺 CO_2 - O_2 交换以及循环系统中各种生化生理反应速度跟得上吗?

其次, 按照应力波理论^[5], 血压变化 dp 与血液质点速度变化 dv 之间遵循如下关系式:

$$dp = \rho_b c_s dv \quad (10)$$

式中: $\rho_b c_s$ 为波阻抗, 在物理上代表血压变化 dp 与血液质点速度变化 dv 的比例系数。对于上述情况 4, 按

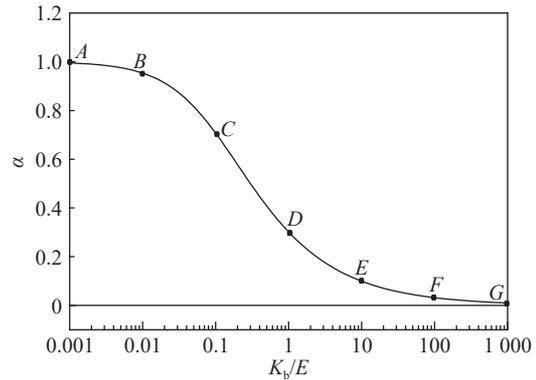


图 5 $D/h_0 = 10$ 时, 耦合系数 α 随 K_b/E 的变化
Fig. 5 Relation between coupling coefficient α and K_b/E for $D/h_0 = 10$

式(9d)有 $\rho_b c_s = 16.17 \text{ kPa}/(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$,则当设 $dv=0.5 \text{ m/s}$ 时,由式(10)可知收缩压与舒张压的压差 $dp=8.09 \text{ kPa}(\approx 61 \text{ mmHg})$,与正常人体实际情况相当。但如果血管是有机玻璃PMMA管(情况3),或者甚至于是钢管(情况2)时, $\rho_b c_s$ 将是正常人体的30~100倍;当同样设 $dv=0.5 \text{ m/s}$ 时,收缩压与舒张压的压差 dp 将是目前正常人体的30~100倍。显然是目前人体心脏和心血管系统承受不了的。

从上述讨论,不由得大大感叹人体的灵巧复杂和生命的奇妙精巧:人体在进化过程中,巧妙地形成了与可压缩血液相耦合的超柔性血管。通过柔性血管径向涨缩横波与血液压力纵波的奇妙耦合,量级性地减缓了系统脉搏波传播速度,以适应人体生理-生化反应。而中医脉诊正是通过这一相耦合的脉搏纵波-脉搏横波,可获得更丰富、更形象化的综合脉象信息,形成以“位数形势”为纲的脉诊学说。看来,对中医脉象学说的定量破释,也必须基于对流-固耦合、压力纵波-位移横波耦合的系统脉搏波的认识,才能进一步推动研究的深化。

1.3 血管径厚比 D/h_0 对耦合系统脉搏波波速 c_s 的影响

从式(8)出发,设 $K_b/E=1\times 10^3$,则 α 随血管特征几何尺寸 D/h_0 的变化如图6所示。它表明随着薄壁管无量纲参数 D/h_0 的增大,耦合系数 α 减小;这意味着:对于给定的血管直径,随着血管壁减薄,耦合系统脉搏波波速 $c_s(=\alpha c_b)$ 会进一步下降。

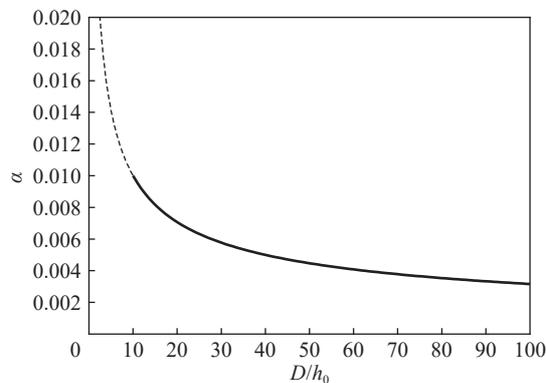


图6 $K_b/E=1\times 10^3$ 时,耦合系数 α 随 D/h_0 的变化

Fig. 6 Relation between coupling coefficient α and D/h_0 for $K_b/E=1\times 10^3$

动脉血管起自心脏,不断分支,口径渐细,管壁渐薄,最后移行于毛细血管。分支过程中影响脉搏波传播的重要血管几何参数是无量纲径厚比 D/h_0 的变化。按应力波理论^[5,20],动脉血管不断分支后,如果随口径渐细而 D/h_0 变大,按图6将导致 c_s 减小,从而波阻抗 $\rho_b c_s$ 减小,则意味着血管分支时发生了卸载减弱反射;这时脉搏波压力幅值减小,但血液质点速度增大。反之,如果随动脉血管口径渐细而 D/h_0 变小,按图6将导致 c_s 增大,从而波阻抗 $\rho_b c_s$ 增大,则意味着血管分支时发生了加载增强反射;这时脉搏波压力幅值增大,但血液质点速度减小。

显然, D/h_0 和 K_b/E 这两个特征参数因人而异,即使同一个人又因血管不同部位而异,还可因健康状况和外部环境(因天因地)而异。由此可见,耦合系统脉搏波传播速度 c_s 与血压 p 之间不存在普适的统一关系,真正决定脉搏波传播特性的是脉搏波系统的本构关系。

具体情况如何,值得在实验和临床观察中特别加以关注。下面以宁波大学医学院附属医院某个心血管病患者的临床实测结果为例,试加讨论。

2 脉搏波人体临床实测结果及讨论

图7(a)、(b)和(c)分别是患者主动脉、肱动脉和桡动脉三处的临床实测脉搏血压监测视频截图,图中自上而下的波形依次为心电监护的心电波形图(绿色)、光电容积波/血氧饱和度(蓝色)、有创动脉压力波(ABP)(红色)和呼吸频率(黄色)动态记录。

把图7与我们前述分析相联系, 值得注意以下几点:

(1) 图7(a)~(c)中的第2排波形所显示的是光电容积波(蓝色)。它是应用光吸收的朗伯比尔定律(Lambert-Beer law), 借助光电手段, 基于血管口径变化(涨缩)测得的信息, 表征脉搏容积波, 其实就是前文讨论的血管涨缩横波。对比图7中第2排的光电容积波(脉搏横波)与第3排的动脉血压波(脉搏纵波), 与图4相类似, 再次确证脉搏容积横波与脉搏压力纵波是耦合地、以同一速度传播的。虽然图7的容积波与血压波在时间坐标上存在时间差, 这是由于血压波是分别在主动脉、肱动脉和桡动脉内测量的, 而容积波是在手指上测量的, 测点间有一定距离差所致。另一方面, 基于氧合血红蛋白(HbO_2)和还原血红蛋白(Hb)对不同波长的光吸收系数的差异, 光电容积波还同时表征血氧饱和度。由图可见, 血氧饱和度(SpO_2)随血压值同步波动变化。既然血氧饱和度定义为血液中被氧结合的氧合血红蛋白(HbO_2)的容量占全部可结合的血红蛋白容量(HbO_2 与Hb之和)的百分比, 即 $\text{SpO}_2 = C(\text{HbO}_2) / [C(\text{HbO}_2) + C(\text{Hb})]$, 而研究还表明血红蛋白结合氧的百分比(血氧饱和度)依赖于血液中的氧分压^[21], 这意味着随脉搏压力波的压

力升高, 血液中血氧饱和度升高; 反之随脉搏波压力降低, 则血氧饱和度降低。这样, 人体各组织所需的与 HbO_2 氧合的氧含量, 并非像以往认识那样地依赖血液质点本身流动来传输, 而是由脉搏波(10^1 m/s量级的传播速度)以远快于血液质点流动(10^0 m/s量级的流动速度)传播中随波阵面压力升高而增加。由此可见, 类似于在波阵面上具有爆轰化学反应的爆轰波那样, 脉搏波不是一般的单纯机械波, 而是在波阵面上具有氧合生化反应的“生物波”, 是反映人体生命的综合波。这一推论尚未见诸有关报导, 基于波传播的循环系统的能量传输和氧合动力学等的研究将是今后值得重视的一项新挑战。

(2) 对比图7中(a)、(b)和(c)分别测得的主动脉血压(124/87 mmHg)、肱动脉血压(166/76 mmHg)和桡动脉血压(196/71 mmHg)可见, 收缩脉压从中心动脉到外周动脉逐渐升高(所谓脉压放大现象); 与此同时, 还观察到脉搏压力波波形的升支斜率依次变陡。理论分析表明^[5, 20], 前者意味着脉搏波在血管分支处波阻抗增大; 后者则意味着波速随脉压升高而加快, 逐渐形成激波, 这是脉搏波系统 p - V 本构关系的内凹型非线性特性(图2)的反映(参看式(1))。血管分支时发生的脉搏波反射视广义波阻抗比的不同有3种可能情况^[19], 即加载增强反射、卸载减弱反射和无反射。理想情况下, 如果遵循能量最低原理, 健康人的理想脉搏波应在血管分叉处畅通无阻而无反射波。实际上, 像图7所示特性的患者则表现为在血管分叉处广义波阻抗依次增大, 从而出现脉压放大现象。但应该注意, 随着脉压逐步升高, 血液流速则逐步变慢。这是不是一种病态表现, 值得进一步进行定量研究。

(3) 仔细对比图7(a)、(b)和(c)分别显示的主动脉、肱动脉和桡动脉的血压波形, 还可以发现, 所谓的重搏波(dicotic wave)只在升支最陡的桡动脉血压波形中出现, 而并未在主动脉血压波、肱动脉血压波以及第二排的容积波中出现。这可以理解为, 由于桡动脉血压波形的升支斜率比其他波形斜率更陡, 意味着包含更高的高频分量, 从而会引起更加显著的弥散效应, 表现为脉搏波波形降支上出现更显著



(a) Aorta



(b) Brachial artery



(c) Radial artery

图7 某患者冠状动脉介入手术中主动脉、肱动脉和桡动脉三处的监测动脉压力波视频截图

Fig. 7 Video captures of measured pulse pressure waves in the aorta, brachial artery and radial artery of a patient undergoing coronary intervention

的次级震荡^[20]。目前不少研究者依旧接受著名西医学者 Lewis (1906) 有关“重搏波形成”的假定,即假定“重搏波起源于中心动脉,并且是作为来自主动脉瓣和相对较大血管壁的压力波的反射的结果而发生”^[22],从而把中医脉搏波的量化解读与脉搏波降支的重搏波等峰-峡特征(时间点与幅值等)相联系。图7的临床实测结果实际上否定了 Lewis 的古老假定。因此,这一类的研究,虽系善意探索,但看来不值得人们再花功夫沉浸在这一研究误区。

3 结 论

不论从中医观点,还是从西医观点,关于血液压力波(纵波)与血管壁径向涨缩(位移)波(横波)的耦合关系,过去缺乏全面研究。本文的流-固耦合/纵波-横波耦合串联模型提供了一个简明分析。从以上的分析和临床实例,可引出以下几个观点:

(1)脉搏波既不可简单地理解为可压缩血液流体中的压力纵波,也不可简单地理解为沿固体血管传播的涨缩位移横波,而是流-固耦合和纵波-横波耦合的复杂波。其高度复杂性一方面为中医脉诊提供了比单一纵波或单一横波更丰富的“位数形势”信息;另一方面又恰恰成为中医脉诊“只可意会,不可言传”而难以掌握和实现科学化的因素之一。

(2)本文的流-固耦合/纵波-横波耦合串联模型表明,脉搏波耦合系统的等效体积压缩模量 K_s 以及相应的耦合系统脉搏波传播速度 c_s ,如式(8)所示,主要依赖于两个无量纲参数:血液血管模量比 $K_b(p)/E(p)$ 和薄壁血管径厚比 $D(p)/h_0$ 。人体在进化过程中,巧妙地形成了与可压缩血液相耦合的超柔性血管($K_b/E = 10^3$ 量级),量级性地减缓了系统脉搏波传播速度,以适应人体生理-生化反应。然而这两个参数因人而异,因血管不同部位而异,还可因健康状况和外部环境(因天因地)而异。从这个角度看,耦合系统脉搏波传播速度 c_s 与血压 p 之间不存在普适的统一关系。试图通过测量 c_s 来推断血压 p 的无创连续监测方法也将因人而异。说到底,真正决定脉搏波传播特性的是脉搏波系统的本构关系。

(3)有创动脉压监测实例确证:脉搏容积横波与脉搏压力纵波是耦合地、以同一速度传播的;还表明血氧饱和度随血压值同步波动变化,由血氧饱和度的定义,这意味着人体各组织所需的氧,并非像以往认识那样地依赖血液质点流动来传输,而是通过脉搏波传播来提供的,从而揭示了脉搏波不是一般单纯的机械波,而是在波阵面上随压力升高而促进氧合生化反应等的“生物波”。

(4)由临床有创实测观察到:该患者脉压从中心动脉到外周动脉逐渐升高,并且脉搏压力波波形的升支斜率依次变陡,这一方面意味着系统脉搏波本构关系的内凹型非线性特性(图2),波速随压力升高而加快(式(1));另一方面意味着在相继血管分叉处广义波阻抗依次增大,出现加载增强反射,但血液流速则逐步变慢。

(5)由临床有创实测观察到:重搏波只在升支最陡的桡动脉血压波形中出现,意味着脉搏波包含更高的高频波分量时,会在降支引发更显著的弥散震荡效应。这一事实实际上否定了 Lewis 有关“重搏波形成”的古老假定。以往把中医脉搏波的量化解读与脉搏波降支的重搏波等峰-峡特征(时间点与幅值等)相联系的研究途径,不值得人们再花功夫。

参考文献:

- [1] WANG L L, WANG H. Mechanics modeling and inverse analyses of pulse wave system from the view-point of traditional Chinese medicine [C]//Proceedings of the ASME 2016, 35th International Conference on Ocean, Offshore and Arctic Engineering. Busan, South Korea: ASME, 2016. DOI: 10.1115/OMAE2016-55106.
- [2] 王礼立,王晖. 脉搏波系统的力学模型及反演兼对若干中医学问题的讨论 [J]. 力学学报, 2016, 48(6): 1416-1424. DOI: 10.6052/0459-1879-15-322.
WANG L L, WANG H. Mechanics modeling and inverse analyses of pulse waves system with discussions on some concepts in the traditional Chinese medicine [J]. Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2016, 48(6): 1416-1424. DOI: 10.6052/0459-1879-15-322.

- [3] 王琦. 中医体质学 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2009.
WANG Q. Constitutionology of Chinese medicine [M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2009.
- [4] 王晖. 体质的中医保健 [M]. 宁波: 宁波出版社, 2009.
WANG H. Traditional Chinese medicine health care of body constitutions [M]. Ningbo: Ningbo Press, 2009.
- [5] 王礼立. 应力波基础 [M]. 2 版. 北京: 国防工业出版社, 2005.
WANG L L. Foundation of stress waves [M]. 2nd ed. Beijing: National Defense Industry Press, 2005.
- [6] HU C S, CHUNG Y F, YEH C C, et al. Temporal and spatial properties of arterial pulsation measurement using pressure sensor array [J]. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, 2012, 2012: 745127. DOI: 10.1155/2012/745127.
- [7] XUE Y, SU Y, ZHANG C, et al. Full-field wrist pulse signal acquisition and analysis by 3D Digital Image Correlation [J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2017, 98: 76–82. DOI: 10.1016/j.optlaseng.2017.05.018.
- [8] MANCIA G, DE BACKER G, DOMINICZAK A, et al. 2007 Guidelines for the management of arterial hypertension: the task force for the management of arterial hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) and of the European Society of Cardiology (ESC) [J]. *Journal of Hypertension*, 2007, 25(6): 1105–1187. DOI: 10.1097/HJH.0b013e3281fc975a.
- [9] 中国高血压防治指南修订委员会, 高血压联盟 (中国), 中华医学会心血管病学分会, 等. 中国高血压防治指南 (2018 年修订版) [J]. *中国心血管杂志*, 2019, 24(1): 24–56. DOI: 10.3969/j.issn.1007-5410.2019.01.002.
China Hypertension Prevention and Control Guidelines Revision Committee, Hypertension Alliance (China), Chinese Society of Cardiology, et al. 2018 Chinese guidelines for the management of hypertension [J]. *Chinese Journal of Cardiovascular Medicine*, 2019, 24(1): 24–56. DOI: 10.3969/j.issn.1007-5410.2019.01.002.
- [10] MOENS A J. Die pulskurve [M]. Leiden: Brill, 1878.
- [11] KORTEWEG D J. Ueber die Fortpflanzungsgeschwindigkeit des schalles in elastischen Röhren [J]. *Annalen der Physik*, 1878, 241(12): 525–542. DOI: 10.1002/andp.18782411206.
- [12] HUGHES D J, BABBS C F, GEDDES L A, et al. Measurements of Young's modulus of elasticity of the canine aorta with ultrasound [J]. *Ultrasonic Imaging*, 1979, 1(4): 356–367. DOI: 10.1177/016173467900100406.
- [13] FUNG Y C. Biomechanics: circulation [M]. New York: Springer, 1997.
- [14] MA Y J, CHOI J, HOURLIER-FARGETTE A, et al. Relation between blood pressure and pulse wave velocity for human arteries [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2018, 115(44): 11144–11149. DOI: 10.1073/pnas.1814392115.
- [15] TIMOSHENKO S P, GOODIER J N. Theory of elasticity [M]. 3rd ed. London: McGraw-Hill Book Company, 1970.
- [16] HUGHES D J, FEARNOT N E, BABBS C F, et al. Continuous measurement of aortic radius change *in vivo* with an intra-aortic ultrasonic catheter [J]. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1985, 23(3): 197–202. DOI: 10.1007/BF02446857.
- [17] URICK R J. A sound velocity method for determining the compressibility of finely divided substances [J]. *Journal of Applied Physics*, 1947, 18(11): 983–987. DOI: 10.1063/1.1697584.
- [18] WANG S H, LEE L P, LEE J S. A linear relation between the compressibility and density of blood [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2001, 109(1): 390–396. DOI: 10.1121/1.1333419.
- [19] LAURENT S, GIRERD X, MOURAD J J, et al. Elastic modulus of the radial artery wall material is not increased in patients with essential hypertension [J]. *Arteriosclerosis and Thrombosis: A Journal of Vascular Biology*, 1994, 14(7): 1223–1231. DOI: 10.1161/01.ATV.14.7.1223.
- [20] 王礼立, 王晖, 杨黎明, 等. 论脉搏波客观化和定量化研究的症结所在 [J]. *中华中医药杂志*, 2017, 32(11): 4855–4863.
WANG L L, WANG H, YANG L M, et al. Crux of objectification and quantification of pulse waves [J]. *China Journal of Traditional Chinese Medicine and Pharmacy*, 2017, 32(11): 4855–4863.
- [21] WEBSTER J G. Design of pulse Oximeters [M]. Boca Raton: CRC Press, 1997.
- [22] LEWIS T. The factors influencing the prominence of the dicrotic wave [J]. *The Journal of Physiology*, 1906, 34(6): 414–429. DOI: 10.1113/jphysiol.1906.sp001165.

(责任编辑 张凌云)