

肺血阻抗图形成机理分析

凌 朝 东

(华侨大学信息科学与工程学院, 泉州 362011)

摘要 肺血阻抗图的形成机理由于缺乏较全面的理论分析依据, 一直阻碍着它的临床应用. 文中从基本电场原理和生物动力学理论角度出发, 建立一种基于 PSPICE 平台的仿真模型. 通过计算机的模拟实验, 结合临床人体检测的实验手段, 对肺血阻抗图的波形形成和成分来源作了一些研究. 初步导出电极极板的面积和位置, 其与检测所得的肺血阻抗图的相互关系.

关键词 肺血阻抗图, 波形形成, 阻抗变化源, 模拟实验

中图分类号 R 444 : R 443⁺.8 : TP 212.3

文献标识码 A

肺血阻抗图 (Impedance rheopneumogram) 技术是在电生物阻抗 (Electrical Bio-Impedance) 领域内“血流图”基础上, 发展起来的一种物理学辅助诊断技术^[1~3]. 研究阻断动物肺动脉主干及其分支对肺血阻抗图波幅的影响, 初步认定肺血阻抗图主要反映肺血流量改变所引起的容积改变. 它不但与肺动脉、肺静脉波动有关, 而且含有心脏、体循环等的波动内容^[4~5]. 但是, 对于各阻抗变化源 (包括肺循环系统中各单位源) 与波形图的相互关系, 一直没有更进一步的分析. 同时, 在分析肺血阻抗图的形成机理时, 一般都将肺动脉、肺静脉作为单一的整体源. 本文从基本电场原理和生物动力学理论角度出发, 对恒流四极测量法的肺血阻抗图的形成和成分来源, 作了一些初步的研究. 建立一个初级的电子模型, 并利用电子计算机的模拟运算, 了解血管中血液波动的传播对阻抗图的形成所产生的影响. 通过进行一系列实际人体比较的实验, 以验证模型模拟运算分析的结果, 初步导出电极极板面积及其位置与检测所得的肺血阻抗图的相互关系.

1 检测电极位置与阻抗变化源的关系

1.1 并联等效电路电流分布模型

假设人体被测部位为图 1 所示的均匀导体, 血管在体内与电场方向垂直. 高频恒定电流 I 通过电流电极 E_1, E_4 送入人体, 反映阻抗的电信号由电压电极引出. 图 2 为测量的并联等效电路. 假设在基础状态下, 电流电极 E_1, E_4 之间沿电流线方向各支路的基础阻抗值为 Z_i . 各支路可以看成相互独立的并联网路. 因此, 总的阻抗值 Z 可表示为

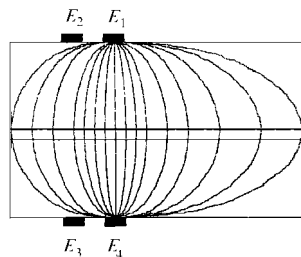


图 1 阻抗测量示意图

$$\frac{1}{Z} = \sum_{i=1}^m \frac{1}{Z_i}. \quad (1)$$

当血管内注入血量 ΔQ 之后, 相应各支路的血管产生的阻抗变化量为各支路的阻抗值变为 Z_i , 与 ΔZ_i 串联. 因此, 总的阻抗值 Z 变为

$$\frac{1}{Z} = \sum_{i=1}^m \frac{1}{Z_i + \Delta Z_i}. \quad (2)$$

在人体的实际测量中, 血管之外的其他组织有皮肤、肌肉以及其它皮下组织. 它们的导电率都低于血液, 而且在各支路中所占的比例也远远大于血管内血液的变化. 因此, 一般可以认为血液中阻抗的变化量远远小于各支路的基本阻抗, 即 $\Delta Z_i \ll Z_i$, $Z_i \gg \Delta Z_i$. 这样, 在两电流电极间电流在各支路中的分布, 主要取决于各支路的基本阻抗值 Z_i . 由式(1)和式(2), 可以得到注入血量 ΔQ 前后总的阻抗变化量 ΔZ 为

$$\Delta Z = Z^2 \sum_{i=1}^m \frac{\Delta Z_i}{Z_i^2}. \quad (3)$$

这个结果, 与 Nyboer 于 1950 年导出的阻抗增量式是一致的^[6]. 其不同之处只是将阻抗变化源化解为许多独立的单位源, 以利于分析多阻抗源的测量结果. 特别是对于象肺血阻抗图这种体内电流线与血液流向垂直, 且各单位源变化并不完全同步的测量方式. 由于人体是一个不均匀导体, 流经各阻抗变化源的电流并不一样. 因此, 各阻抗变化源对整个电场的影响不仅决定于血管容积变化本身, 而且还决定于流经各阻抗变化源的电流.

1.2 并联等效电路电压检测分析模型

假设通过人体的总电流为 I . 根据欧姆定律可以得出, 这些阻抗变化在电流电极 E_1, E_4 上引起的电压变化应为

$$\Delta V_I = I Z^2 \sum_{i=1}^m \frac{\Delta Z_i}{Z_i^2}. \quad (4)$$

若以 I_i 代表流经各支路的电流, 由于 $\Delta Z_i \ll Z_i$, 可以认为 ΔZ_i 的变化不影响电场中电流的重新分布. 并且, 基于恒流的条件, 各支路的电流 I_i 也是恒定不变的. 因此, 它们的代数和恒等于总电流 I , 即有

$$I_i = \frac{I Z}{Z_i}. \quad (5)$$

这样, 式(4)可以化解为

$$\Delta V_I = Z \sum_{i=1}^m \frac{I_i \Delta Z_i}{Z_i} \quad (6a)$$

或

$$\Delta Z = \frac{Z}{I} \sum_{i=1}^m \frac{I_i \Delta Z_i}{Z_i}. \quad (6b)$$

由式(6a)或(6b)可知电阻抗的变化, 它不仅与各单元的变化值及总的基础阻抗值成正比, 而且还决定于电流的分布. 假设 $V_i = I_i \Delta Z_i$, 代入式(6)可得

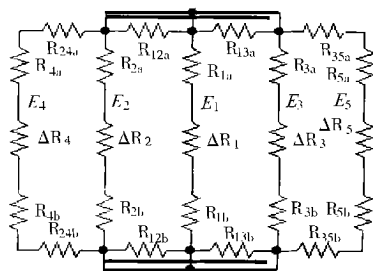


图 2 阻抗检测电流分布模型

$$\Delta V_I = Z \sum_{i=1}^m \frac{V_i}{Z_i} \quad (7)$$

式(7)的结构, 相当于将一些电压值为 V_i 、内阻为 Z_i 的电压源并联后的结果. 因此当从电压检测电极的角度来看时, 可将模拟电路的模型化解为如图3的结构. 这时 Z 应为两电压电极间的基础阻抗值 Z_V . 即

$$\Delta V_V = Z_V \sum_{i=1}^m \frac{V_i}{Z_{V_i}} = \sum_{i=1}^m \frac{Z_V}{Z_{V_i}} I_i \Delta Z_i. \quad (8)$$

根据上述理论分析的结果表明, 检测所得的波动信号不仅与电流分布有关, 而且与检测电极的位置也有关系. 式中 I_i 为流经各阻抗源的电流强度. 它取决于总电流的大小和分布, 且与人体的结构以及电流电极的形状、大小和放置位置有关, 见式(5). Z_{V_i} 为阻抗源到两电压检测点的支路阻抗值, Z_V 为两电压检测电极间总的基础阻抗值. 它们的大小与电压电极的形状、大小和放置位置相关.

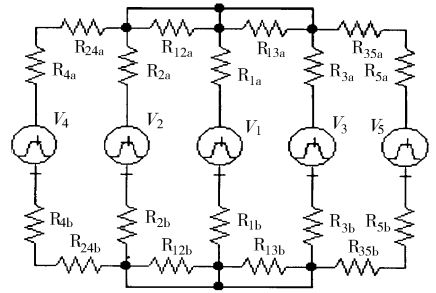


图3 阻抗检测电压测量模型

2 肺血阻抗变化源模型

2.1 肺血阻抗变化的成因

肺血阻抗图主要反映的是在肺循环系统中, 血管容积波动变化所引起的阻抗改变. 血管容积的波动变化主要取决于血管的性能, 以及来自心脏的压力波在血管中的传播. 心脏的收缩和舒张是血液循环的动力, 也是产生阻抗变化的根源.

在心脏收缩期, 当血液从心室射出时, 主动脉与其它大动脉中的血液压力将上升; 而在舒张期, 当心室停止射血时, 主动脉和其它大动脉中的血液压力将重新下降. 由于动脉管壁是弹性的, 动脉中血液压力的上升必然伴随血管的向外扩张; 而当动脉中血液压力下降时, 血管又将恢复到原来的位置. 这个过程对于每一个心动周期将出现一次. 因此对于血管壁的每一个微元, 都可以看成是在作周期等于心动周期的振荡^[7]. 也就是说, 由于心脏的间歇性射血, 使主动脉与其它大动脉中血液流动的参数如压力、速度、血管壁的位移等, 都是一些随时间变化的量. 同时, 这种振荡将从主动脉的根部出发沿动脉管系传播, 所到之处动脉管内的力学参量如压力、血流速度、流量、血管横截面积等, 将产生变化. 因此, 肺血管上各点的阻抗也将随这种振荡的出现而产生变化.

2.2 肺血管波动变化的相关因素

根据生物动力学理论, 是重力和压力梯度推动血液流动. 血管中的压力逐点不同, 即入口端较高而出口端较低. 因为管道是弹性的, 高压力端的扩张大于低压力端. 这样管道的直径和扩张程度也不一样(假定起初是一致的), 其不均匀程度取决于流量^[8]. 肺血管系统是一低阻力系统, 肺部血液的容腔十分富有弹性. 实验结果表明, 肺动脉和肺静脉血管的直径随血压 p_x 而线性变化. 其压力-直径的关系, 可表示为

$$D_x = D_{x0} + \alpha p_x, \quad (9)$$

式中 D_{x0} 是 p_x 为 0 时的血管直径, α 是血管弹性变形的常数. 血管中的血压 p_x 来源于心脏收缩和舒张活动, 是时间的函数. 它以波的形式在血管中沿血液的流向传播, 并满足波动方程

$$\frac{\partial^2 p_x}{\partial x^2} - \frac{1}{v^2} \cdot \frac{\partial^2 p_x}{\partial t^2} = 0. \quad (10)$$

其传播速度是血管直径 D_x 的函数, 即

$$v_x = \frac{\overline{D_x}}{\rho \alpha}. \quad (11)$$

因此, 管道直径的波动也以速度为 v_x 的波动形式传播, 并与压力波伴随而行.

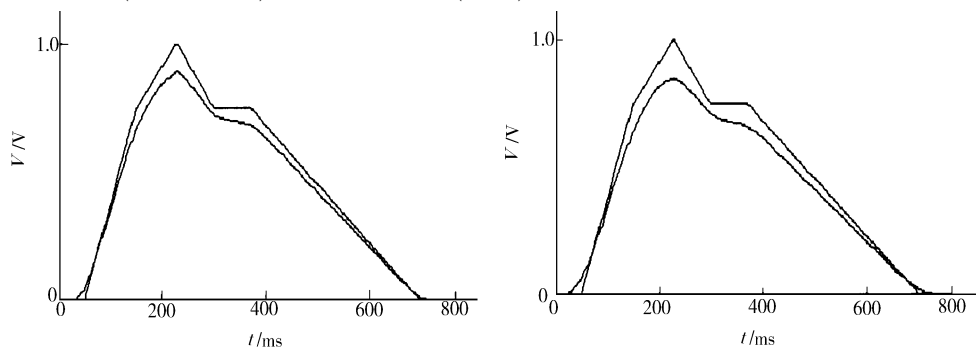
动脉中的压力波和速度波产生于心脏. 当心脏收缩时, 收缩初期心室压迅速上升, 并很快超过主动脉压. 这使得主动脉瓣开启, 血流射出, 主动脉压上升, 血管扩张. 在射血相的第一阶段, 心室压高于主动脉压. 在射血相进行到一半时, 主动脉压接近心室压, 逆压力梯度指向心脏, 流量和压力开始下降, 血管回缩. 当主动脉压高于心室压时, 主动脉瓣关闭. 此后心肌松弛, 心室压迅速下降, 而主动脉却因其具有弹性管的储能作用, 压力下降慢得多. 主动脉压力波的主要特征可用 Windkessel 理论说明并表示为

$$p(t) = \frac{1}{K} e^{-t/(RK)} \int_0^t \dot{Q}(\tau) e^{\tau/(RK)} d\tau + p_0 e^{-t/(RK)}, \quad (12)$$

式中 \dot{Q} 为从心室进入动脉系统的入流量, K 是弹性腔容积变化与压力的比例常数, p_0 是 $t=0$ 时 p 的值. 此式表明, 主动脉压力是心室射血历程的函数.

2.3 不同大小检测电极的电子模拟实验结果

肺血阻抗的变化, 主要是由肺动、静脉血管容积膨胀和肺毛细血管对肺泡挤压产生的; 阻抗变化的大小, 它与血管的直径或毛细血管的厚度的变化成正比. 以上的分析表明, 血管的直径或毛细血管的厚度皆随血压作线性变化. 但是, 由于血压的变化和传播是非常复杂的, 因此要建立一个完整的阻抗变化模型是很难的. 作为初步的分析, 这里采用的是一个简单的模型. 假设随心脏活动产生的阻抗变化皆为时间的一阶函数, 在心室射血之前 ($t_1=0.17$ s), 阻抗的变化量为 0. 在射血的第一阶段 ($t_2=0.12$ s), 阻抗以速度 a 的线性变化上升. 在射血的末段和主动脉瓣关闭之前 ($t_3=0.07$ s), 阻抗的变化速度为 b . 在主动脉瓣关闭和心脏舒张之前 ($t_4=0.07$ s), 阻抗的变化速度为 $-c$. 在心脏舒张初期 ($t_5=0.34$ s), 阻抗以 $-d$ 的速度恢复到 0. 在心脏的舒张末期 ($t_6=0.14$ s), 阻抗保持不变 (图 4). 由于血管中血压的传播速度是有限的, 所



(a) 1 cm 条型电极

(b) 3 cm 条型电极

图 4 条型电极模拟实验结果图

以血管中各点的波动是不同相的. 假设检测区域内血管的直径均为 3 cm, 压力波的传播速度

为 $300 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$. 如果电极的长度为 3 cm , 与心脏的距离为 15 cm , 则电极间本身的波动延迟时间为 0.01 s , 而检测点的波动与 ECG 间的延迟时间为 0.05 s . 图 4 是 3 cm 电极和 1 cm 电极利用电压源模型和 PSPICE 分析软件, 在计算机上的模拟实验结果. 图中显示大电极的波峰较宽, 而小电极的波峰较尖且高. 这个结果表明, 电极尺寸的不同将造成检测波形的变异. 大的电极更容易获取稳定的波形, 而小电极对血管的波动变化较为敏感.

3 不同规格检测电极的临床检测差异

根据上一节的模拟分析结果, 分别将 $2 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$ 的条型电极和直径 1 cm 的元型电极, 置于同一检测位 作比较检测. 图 5 显示了这两种电极的检测所见. 从图中可以看出, 大电极波形的顶峰较圆钝, 小电极波形的顶峰较尖锐, 与模拟分析结果基本一致. 结合第一节中的电场分布原理可知, 在两电极位置上分布的电流密度最大, 也比较均匀. 假设流经这一区域的电流有 90% , 且电极以外的电场中没有特别大的波动变化源, 则可将电极以外的波动看成一种恒定变动 $I_e \Delta Z_e(t)$. 在两种检测状态下, 由于大电极的电流分布面积大于小电极, 而总的输入电

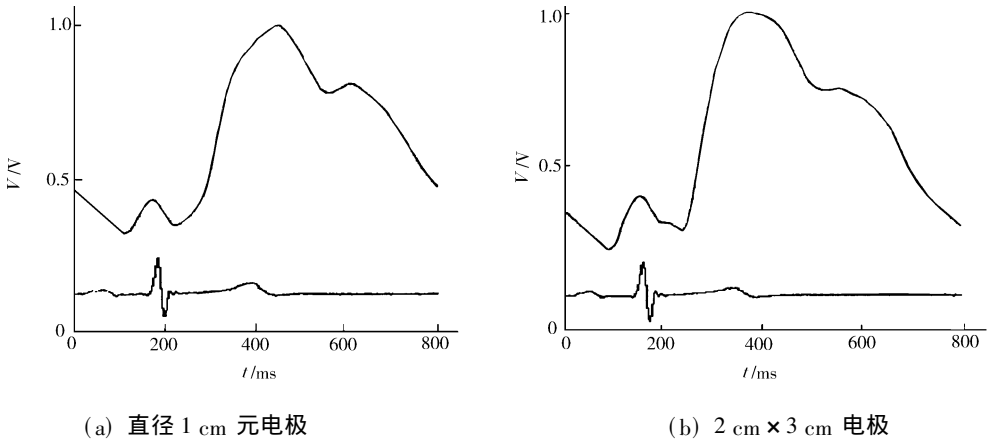


图 5 电极检测结果的差异比较图

流强度 I 是恒定的. 因此, 大电极中穿过电场最中间的电流密度小于小电极中的电流密度. 假设在电场中间单位长血管的阻抗变化相同皆为 $\Delta Z_b K(t + t_i)$, 且各支路阻抗值也同为 Z_{V_b} , 则由式 (6b) 可得检测所见的阻抗变化为

$$\Delta Z(t) = \frac{Z \Delta Z_b}{I Z_{V_b}} [I_1 K(t + t_1) + I_2 K(t + t_2) + I_3 K(t + t_3) + I_e \frac{\Delta Z_e(t)}{Z}]. \quad (11)$$

式 (11) 的 $Z, I, \Delta Z_b, Z_{V_b}, I_e$ 皆为定量值; t_1, t_2, t_3 是各段血管的波动延迟时间, 也是定量值; $K(t + t_i)$ 和 $\Delta Z_e(t)$ 都是恒定变化量, 决定波形的基本形状. 因此, 造成波形变异的因素是电流密度分布的不同. 在大电极状态下, $I_1 = I_2 = I_3$, 且由于波动的大小相同, 波形迭加后波峰显得圆钝. 在小电极状态下 $I_1 > I_2 = I_3$. 波形迭加后, $\Delta Z_1(t)$ (即 $K(t + t_1)$ 项) 的贡献显得较大, 波峰较突出. 因此, 其波形迭加后波峰显得尖锐.

4 结束语

可行的. 它帮助我们更进一步地了解和认识肺血阻抗图的形成, 对临床医生利用肺血阻抗图分析病因也将取到一定的帮助.

通过对两种电极的测量结果分析表明, 测量电极尺寸的不同将造成肺血阻抗图检测波形的变异. 大的电极较容易获取稳定的波形, 而小电极对血管的波动变化较为敏感. 临床测量时, 主要表现为用大电极获取的阻抗图波峰显得圆纯, 而小电极的波峰较尖且高. 这是因为它们各自所包含的阻抗源成分比例不同. 大电极获得的阻抗源成分较分散, 而小电极获得的阻抗源成份较集中. 因此, 后者体现血管容积波动的过程较灵敏, 但由此而引起的随测量位置变化造成的波形变异也较明显.

肺血阻抗图形成机理的研究, 是应用肺血阻抗图进行诊断的基础. 心脏和血管的活动如何产生阻抗变化, 是一个需要进一步研究的课题; 三维情况下阻抗变化源与阻抗图的形成关系, 也是一个值得探讨的问题.

参 考 文 献

- 1 李希臻. 临床肺血图[M]. 哈尔滨: 黑龙江科学技术出版社, 1982. 3 ~ 39
- 2 Geddes L A, Baker L E. Principles of applied biomedical instrumentation[M]. 3th rd. Network: John Wiley & Sons Inc., 1989. 537 ~ 565
- 3 吕景新. 人体的阻抗图[M]. 北京: 科学出版社, 1987. 102 ~ 114
- 4 中国人民解放军二一医院. 肺血图对实验性肺循环障碍的观察[J]. 中华结核和呼吸系疾病杂志, 1979, (2): 153 ~ 156
- 5 Ye J, Ling C D. Use of electrical bio-impedance as a diagnostic and monitoring tool for percutaneous transvenous mitral valvuloplasty[A]. In: Eberhard G, eds. Proc. of 9th ICEBI[C]. Heidelberg: Heidelberg Univ. Press, 1995. 164 ~ 167
- 6 Nyboer J. Electrical impedance plethysmography[J]. Circulation, 1950, 2: 871 ~ 887
- 7 柳兆荣. 心血管流体力学[M]. 上海: 复旦大学出版社, 1986. 56 ~ 120
- 8 冯元桢著. 生物动力学血液循环[M]. 戴 克译. 湖南: 湖南科学技术出版社, 1986. 256 ~ 301

Analysing the Mechanism Underlying the Fomation of Impedance Rheopneumogram

Ling Chaodong

(Dept. of Info. Sci. & Eng., Huaqiao Univ., 362011, Quanzhou)

Abstract The clinical application of electrical impedance rheopneumogram (EIR) was hindered all along due to lack of fairly through theoretical analysis as its basis. Starting from basic principle of electric field and theory of biodynamics, the author built a simulation model based on PSPICE platform; and conducted some initial studies on the formation of EIR waveform and on the source of its component parts by way of computerized simulated experiment in combination with laboratory facilities of clinical human body detection. The correlation between area and position of electrode arm and EIR obtained from detection at its initially derived.

Keywords impedance rheopneumogram, waveform formation, source of impedance change, simulated experiment