维普资讯 http://www.cqvip.com

The neurovascular pedicled triangular island flap of finger for the repair of fingertip injuries

Chen Wenzhi, et al
Dept .of Orthopaedic Surgery, The second College of Clinical Medicine

A neurovascular pedicled triangule island flap was used to repair fingertip defects in thirty—nine fingers.The largest defect was 12×24mm².The flap could be displaced from 8mm to 18mm.The donorsite need no skin graft.Twenty—eight fingers were followed from three to eighteen months after operation.Excellent result was obtained with regard to the sensation recovery
and external appearance.The two—point discrimination of the palmar skin of injuried finger was recovered in three to six months postoperatively.

KEY WORDS Fingertip injury;Neurovascular pedicle;Island flap

25-27

用血液流动的双弹性腔膜型分析计算正常人与主动脉功能不全患者舒张期肱动脉压力的相位谱

广东药学院物理学教研室 魏华江
中山医科大学物理学教研室 李晓辰
中山医科大学第一附属医院心内科 林 红
中山医科大学第一附属医院心外科 巫国勇
生物医学工程研究室 谢正祥

提 要 本文借助血液流动双弹性腔模型分析计算了正常人与主动脉功能不全患者舒张期肱动脉压力的相位谱，并与压力曲线相比较，结果表明相位谱能更明显地判别二者压力间的差异，从而为用双弹性腔膜型研究心血管疾病患者舒张期动脉压力提供一个新方法。

关键词 双弹性腔模型;相位谱;等效回路 主动脉功能不全
中图分类号 R445 R543.1

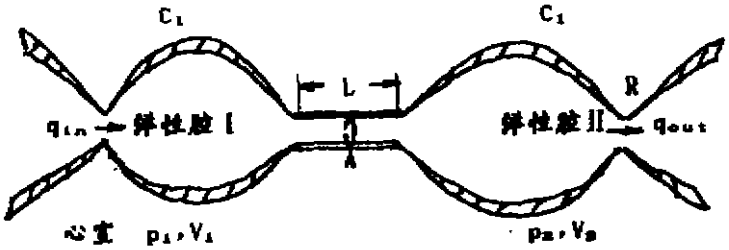
(8)

1 引 言

Windkessel[1]理论将血液在循环系统中的流动与液体在往复泵及其传输管络中的流动之间建立了一系列的比拟，Windkessel理论刻画与突出了主动脉在血液循环中的弹性腔作用，通常就把Winkessel理论叫做弹性腔理论。双弹性腔模型如图1.a所示，可以将主动脉看作为两个不同的弹性腔，比如将胸主动脉与腹主动脉分别取为两个不同的弹性腔，其顺应性(动脉管内压力改变一个单位时，所对应的动脉体积的变化量)分别为C_1与C_2，如果需要进一步计及主动脉中血液流动的惯性效应，也就是说，在这个双弹性腔膜型中，需要考虑的集中参数有顺应性C_1与C_2、惯量I和阻力R，这样，通过将血液流动基本参量进行电学量比拟，则可建立相应的等效回路，如图1.b所示。

在等效回路中，包含有顺应性元件C_1和C_2惯

维普资讯 http://www.cqvip.com



(a)双弹性腔模型

性元件L以及阻力元件R,顺应性元件必须与其后继元件并联接"地"。

根据描述双弹性腔膜型的基本方程:

$$\frac{dq_I}{dt}=\frac{1}{I}(p_1-p_2)$$
$$\frac{dp_1}{dt}=\frac{1}{c_1}(q_{in}-q_1) \quad \cdots\cdots (1)$$
$$\frac{dp_2}{dt}=\frac{1}{c_2}(q_1-\frac{p_2-p_v}{R})$$

又由于只讨论舒张期$T_S \leqslant t < T$.(T_0为心动周期,T_S为收缩期持续的时间)的情况,因而$q_{in}=0$,这样,双弹性腔膜型的基本方程可写为:

$$\frac{dq_I}{dt}=\frac{1}{I}p_1-\frac{1}{I}p_2$$
$$\frac{dp_1}{dt}=-\frac{1}{c_1}q_1 \quad \cdots\cdots (2)$$
$$\frac{dp_2}{dt}=\frac{1}{C_2}q_1-\frac{1}{RC_2}P_2$$

其中弹性腔 I 的顺应性为C_1,腔内血液压力为P_1,体积为V_1;弹性腔 II 的顺应性为C_2,腔内血压为P_2,体积为V_2,两弹性腔的间距为L,截面积为A,I为惯性效应。

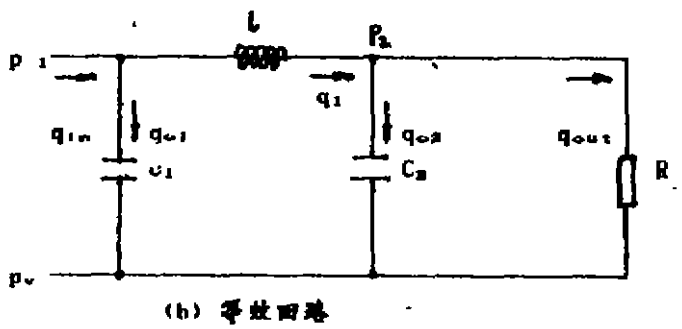
方程组具有如下形式的解:

$$p(t)-a_1=a_2e^{-a_3t}+a_4e^{-a_5t}\cos(a_6t-a_7) \quad \cdots\cdots (3)$$

式中,a_1,a_2,a_3,a_4,a_5,a_6,a_7为常数。a_1为恒定的"参数压"。Goidwyn[1]曾借助双弹性腔膜型的基本分析结果,通过描记心血管系统正常与非正常人的舒张期压力曲线,从而确定出所对应心血管参数(c_1,c_2和I)之间的差异,并给出正常人与心血管系统有疾病人的a_i($i=1,2,\cdots,7$)的数值,如表1所示[2]:

表1 参数a_i的比较(表中数值是在体积单位取ml,压力单位取mmHg进得到的)

参数	a_1	a_2	a_3	a_4	a_5	a_6	a_7
正常人	68.5	68.9	3.86	-13.2	4.07	23.6	-1.73
主动脉功能不全者	41.5	140.5	7.01	-21.6	3.27	19.8	-1.32



(b) 等效回路

图1 双弹性腔模型及其等效回路

维普资讯 http://www.cqvip.com

表2—1 正常人情况Fourier级数的各参数

n	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
a_n	200.800	9.300	-1.600	-0.400	-0.200	-0.100	-0.090	-0.060	-0.050	-0.040	-0.030	-0.020	-0.019	-0.016
b_n	0	17.8	11.6	6.5	4.7	3.7	3.1	2.7	2.3	2.1	1.9	1.7	1.5	1.4
A_n	200.80	20.08	11.71	6.51	4.71	3.70	3.10	2.70	2.30	2.10	1.90	1.70	1.50	1.40
频率	0	15.71	31.42	47.12	62.83	78.54	94.25	109.96	125.66	141.37	157.08	172.79	188.50	204.20

表2-2 主动脉功能不全患者情况Fourier级数的各参数

n	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
a_n	172.86	21.12	0.80	0.84	0.55	0.38	0.27	0.20	0.15	0.12	0.10	0.09	0.07	0.06
b_n	0	49.94	19.17	12.74	9.58	7.68	6.28	5.50	4.81	4.27	3.86	3.49	3.21	2.96
A_n	172.86	54.22	19.19	12.77	9.60	7.69	6.29	5.50	4.81	4.27	3.86	3.49	3.21	2.96
频率	0	15.71	31.42	47.12	62.83	78.54	94.25	100.96	125.66	141.37	157.08	172.79	188.50	204.20

表3-1 正常人情况的相位谱的各数据

n	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
ϕ_n	0°	-62.24°	82.8°	86.28°	87.33°	88.27°	88.20°	88.43°	88.45°	88.54°	89.5°	89.19°	89.16°	89.20°
频率	0	15.71	31.42	47.12	62.83	78.54	94.25	109.96	125.66	141.37	157.08	172.79	188.50	204.30

表3-2 主动脉功能不全患者情况的相位谱的各数据

n	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
ϕ_n	0°	-67.4°	-87.36°	-86.13°	86.42°	-87.10°	-87.32°	-87.55°	-88.12°	-88.23°	-88.30°	-88.31°	-88.45°	-88.5°
频率	0	15.71	31.42	47.12	62.83	78.54	94.25	109.96	125.66	141.37	157.08	172.79	188.50	204.2

通过绘画的压力曲线，在临床上可判别出正常人或主动脉功能不全患者。

下面将利用双弹性腔模型，并结合上述结果，对心血管系统正常与非正常人的舒张期压力进行相位谱分析。

2 相位谱的计算方法与计算结果

由双弹性腔模型得出心血管系统的舒张期压力(作为时间的函数)满足狄里赫利条件，可展开为Fourier级数:

$$p(t)=\frac{a_0}{2}+\sum_{n=1}^{\infty}\left(a_n\cos\frac{2\pi nt}{T}+b_n\sin\frac{2\pi nt}{T}\right) \quad \cdots\cdots\cdots\cdots (4)$$

其中:

$$\frac{a_0}{2}=\frac{1}{T}\int_0^T p_1(t)dt$$

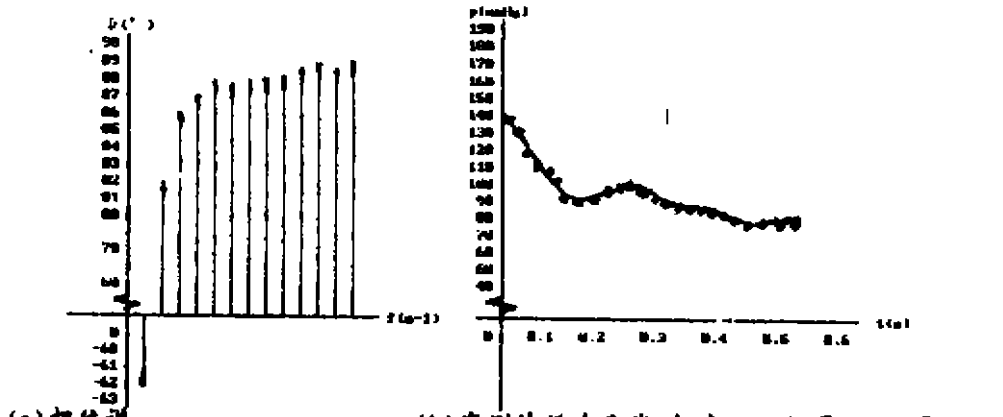
$$a_n=\frac{2}{T}\int_0^T P_1(t)\cos\frac{2\pi nt}{T}dt$$

$$b_n=\frac{2}{T}\int_0^T P_1(t)\sin\frac{2\pi nt}{T}dt$$

a_0、a_n、b_n的大小决定于每一组$a_i(i=1\cdots\cdots7)$的数值，为了便于比较，取心动周期为$T_0=0.68s$，心室收缩，主动脉瓣开启的持续时间为$T_1=0.28s$[3]，这样，心脏舒张期的持续时间为$T=T_0-T_1=0.4s$，下表2—1、2—2分别是对正常人、主动脉功能不全患者第二种情况进行分部积分的计算结果(分部积分过程从略，n取到13时，已能较好地反应其特征，当n时均趋于零)，参数a，见表1。(表中$C_n=\sqrt{a_n+bn}$)

利用上述计算结果，计算其相位谱，相位谱的计算公式为:

维普资讯 http://www.cqvip.com



(a)相位谱 (b)实测的压力曲线(标有……记号)及用最小二乘法拟合的舒张期压力曲线(实线)

图2 是正常人的舒张期肱动脉压力的相位谱、实测的压力曲线(标有……记号)以及用最小二乘法拟合的舒张期肱动脉压力曲线(实线)

$$\phi_n = -tg^{-1}\left(\frac{bn}{an}\right) \quad (n=0,\pm1\pm2,\cdots\cdots)\cdots\cdots\cdots\cdots(5)$$

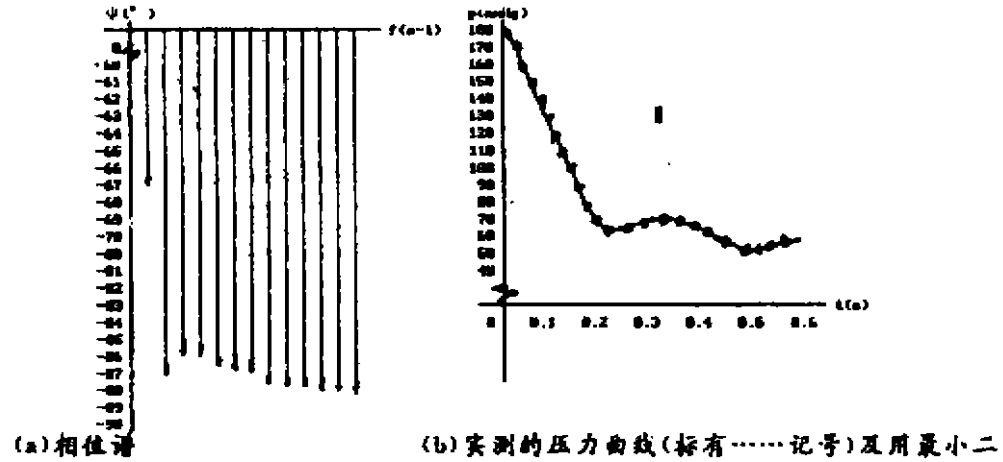
利用表2－1:2－2的数据及式(5)或(6)用电子计算机计算处理，借助WI ND OWS3.2调用EXCEL5.0中的函数功能进行数据运算处理，计算得出表3－1:3－2各数据，列表如下:

3 相位谱的分析与比较

根据表3－1,3－2可分别作出正常人，主动脉功能不全患者的相位谱图，并利用压力换能器描记到压力曲线，用最小二乘法及(3)式来对所描记的压力曲线进行拟合，由对应的心血管参数C_1,C_2和I通过电子计算机对(2)式所描述的那样对模型进行模拟。开始分析的时间选择在0.02秒至0.6秒，可见已有重搏波的特征，由于其重复性，可作统计[2]如图2、图3所示。

4 讨论

4.1从图2.a，图3.a舒张期肱动脉压力的相位谱可



(a)相位谱 (b)实测的压力曲线(标有……记号)及用最小二乘法拟合的舒张期压力曲线(实线)

图3 是主动脉功能不全患者的舒张期肱动脉压力的相位谱、实测的压力曲线(标有……记号)以及用最小二乘法拟合的舒张期肱动脉压力曲线(实线)

维普资讯 http://www.cqvip.com

见，它们在f=0时，幅值均为0°，图2.a为正常人的相位谱，在f=15.71(s^{-1})时，相位值为−62.24°，而主动脉功能不全患者在此时的相位值为−67.4°，两者相差不大，如图3.a所示。但在f=31.42((s^{-1})时开始，正常人的相位谱突变为正值，其相位谱的包络线随着频率的不断增大，有几次搏动，且其相位值是随着频率的不断增加而搏动式地不断增大。而主动脉功能不全患者的相位谱在此时的相位值无改变符号，均保持原来的负值，且随着频率的不断增大而有一次搏动地增大(指相位值的绝对值)。这是正常人区别于主动脉功能不全患者的最为明显、直观的重要特征。可见、从正常人与主动脉功能不全患者的相位谱，可更形象、直观地判别其两者。

4.2 Goldwyn曾经借助双弹性腔模型的基本分析结果[2]，描记了心血管系统正常与非正常人的舒张期压力曲线，特别是刻画出压力波在舒张期具有重搏波的特点，从而确定出所对应心血管参数(C_1，C_2和I)之间的差异，从而为临床应用提供参考。而采用了其压力曲线相应的相位谱的分析，从讨论4.1的分析结果可见，它们的相位谱与压力曲线比较是有更多明显区别。其结果表明，相位谱图能更为明显更为直观地判别心血管系统正常与非正常人的舒张期肱动脉压力的差异。因此，用双弹性腔模型研究心血管疾病患者舒张期动脉压力，可为医学研究和临床应用提供一个新方法。在进一步的研究中，将更精确地考虑两种情况下的舒张期$T_1 \leqslant t < T$。相应的相位谱的改变及采用多弹性腔模型及传输线模型[4]，以使结果更接近于实际情况。

参 考 文 献

1.柳兆荣等，弹性腔理论及其在心血管系统人中的应用 科学出版社 1987;38,204
2.Goldwyn,R.M.et al.:IEEE Transaction on Bil—Medical Engineering,BME—14,11,1967.
3.R.M.伯恩等.许实波等译 心血管生理学 中山大学出版社 1986;62—80
4.Beneken,J.E.W.et al:in"Physical Bases of Circulatory Transport",E.B.Reeve et al.(eds.),1,1967.

(收稿日期 1996−09−02)

A study the phase spectra of diastolic brachial arterial prassure from normal subjects and aortic insufficiency pationts by model of two elastic reseroirs

Wei Huajiang, et al
Department of Physics, Guangdong College of Pharmacy

This paper frist analysed the phase spectra of diastolic brachial arterial pressure of normal subjects and aortic insufficiency patients using two elastic reservoir model of the circulatory system,and compared the phase spectra with the actually measured patient arterial pressure data of diastolic brachial artery pressure curve.The results showed that it is easier to distinguish the difference of diastolic.brachial artery pressure from the phase spectra than the pressure curve between normal subjects and aortic nsufficiency patients,which may be useful in the clinical application of the two elastic reservoir model in studying diastolic brachial artery pressure of patients with cardiovascular disseases.

KEY WORDS Two elastic reservoir model; Phase spectrum; Equivalent circuit