

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2022.03.017

医学信号处理与医学仪器

动脉压力波形分析在麻醉诱导期的应用

钟子佩¹, 程云章¹, 曹阳², 梁冰²

1. 上海理工大学上海介入医疗器械工程技术研究中心, 上海 200093; 2. 广州市红十字会医院暨南大学医学院第四附属医院麻醉科, 广东广州 510220

【摘要】为探索动脉波形分析方法的临床意义,使用波形分离法与储存压力波模型对采集到的25例进行全麻手术的高龄患者的动脉压力波形进行波形分析,在获得 P_p 、 P_b 以及 P_e 、 P_r 等波形形态参数后,将诱导前后的参数变化量与临床生命指标变化量进行相关性分析。在本文的研究群体中,波形分离法与储存压力波模型的参数均与诱导中的血压和心率变化量有相关性,其中 ΔP_e 与临床指标 ΔPP 相关系数最高($r=0.926$)。从生理病理学的角度对波形参数的变化进行解读,旨在探索波形分析在诱导期对全麻患者麻醉水平的应用价值,可为动脉压力波形分析及其应用提供新的理论基础和技术方案。

【关键词】全身麻醉;诱导;波形分析;波形分离法;储存压力波模型

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2022)03-0364-07

Application of arterial pressure waveform analysis in anesthesia induction period

ZHONG Zipei¹, CHENG Yunzhang¹, CAO Yang², LIANG Bing²

1. Shanghai Interventional Medical Device Engineering Technology Research Center, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Anesthesiology, Guangzhou Red Cross Hospital, the Fourth Affiliated Hospital of Jinan University, Guangzhou 510220, China

Abstract: The arterial pressure waveforms of 25 elderly patients undergoing general anesthesia are decomposed by wave separation analysis and arterial reservoir model for clarifying the clinical significance of arterial waveform analysis. After obtaining the waveform parameters such as P_p , P_b and P_e , P_r , etc., the correlations between the variations of parameters before and after induction and the changes of clinical vital signs are analyzed. The parameters of wave separation analysis and arterial reservoir model are all related to the changes of blood pressure and heart rate during induction, and the correlation coefficient between ΔP_e and clinical index ΔPP is found to be the highest ($r=0.926$). In addition, the changes of waveform parameters are interpreted from the perspective of physiological pathology, aiming to explore the application value of waveform analysis in evaluating the anesthesia level during the induction period of general anesthesia, which can provide a new theoretical basis and technical scheme for the analysis of arterial pressure waveform and its application.

Keywords: general anesthesia; induction; waveform analysis; wave separation analysis; arterial reservoir model

前言

全麻是手术中最常用的麻醉方式,但高龄患者血管弹性减退、代谢功能降低,导致其对麻醉药物的耐受性减弱,这使麻醉医生难以维持人体对伤害性刺激的反应和麻醉药物对反应抑制效应的平衡关系,此时监测不当易发生麻醉意外^[1]。因此,越来越多的研究建议在全麻过程中使用连续和实时的监测,从而正确诊断和管理患者^[2],进而有助于减少麻醉过程中的不良反应^[3]。

动脉压力波形包含多种人体生理信息,使用波形分析从中提取的生理病理信息可作为临床诊断和治疗的重要依据^[4]。动脉压力波形分析是在精确测量波形的基础上,对脉搏波形成的模式进行解读,以展示血压传统指标可能无法提供的病人心血管状态的一种方法^[5],主要可分为时域分析、频域分析、时频分析以及数学建模4种。其中的数学建模分析可以进一步分为两类,一类是直接将脉搏波分解为多个波形,以获取形态上的最佳拟合成果,如Lognormal函数分解模型和高斯函数分解模型^[6-8];而另一类是在与心血管系统的功能特性相联系的基础模型上对压力波形进行分解,如波形分离法和储存压力波模型^[9-10]。

本研究将使用波形分离法和储存压力波模型对采集的动脉压力波形进行分析。波形分离法最早由

【收稿日期】2021-10-17

【基金项目】上海工程技术研究中心资助项目(18DZ2250900)

【作者简介】钟子佩,在读硕士研究生,研究方向:血压信号分析,E-mail: 596357251@qq.com

Westerhof等^[11]提出,被认为是研究脉搏波现象的“金标准”方法,该模型利用流体动力学原理将压力波形分解成前向波和后向波两个分量。本文使用另一种方法是最早由Wang等^[12]提出的储存压力波模型,该模型一经提出就饱受争议,自那以后有研究对其进行修改并提出储存压力波可以理解为由于累积效应而产生的压力,即反射和再反射形成的波^[13]。目前,波形分离法和储存压力波模型在临床中的应用范围尚未明确。

本文使用波形分离法与储存压力波模型,对采集到的动脉压力波形进行波形分解,在分解获得的信号基础上计算波形参数,并将参数在麻醉诱导前后的变化量与临床指标的变化量进行统计学分析。本研究旨在明确波形分析方法的临床意义,探索波形分析在诱导期的应用价值,为动脉压力波形分析及其应用提供新的理论基础和技术方案。

1 资料与方法

1.1 研究对象

本文研究对象均为在暨南大学附属广州红十字会医院行气管插管全麻的老年高血压患者。排除患有稳定窦性心律、瓣膜心脏病、心包狭窄、原发性肺动脉高压、先天性心脏病和临床情况心律不稳定的患者。原因为这类患者的动脉压力波形难以捕捉,影响后续研究。本研究已经过暨南大学附属广州红十字会医院伦理委员会批准。共有25例患者被纳入研究。其中,男12例,女13例;平均年龄(71.91±6.11)岁;ASA II级21例,ASA III级4例;15例患者有高血压病史,7例患者有糖尿病史。

1.2 波形采集

本研究采用高频采样的有创血压测量方法,有创地在动脉内测量血压是测量连续血压的金标准^[14-15],这种直接测量血压的方法能反映心动周期内血压的变化,准确地记录心脏发生的细微变化,由于在后续计算其他生物力学生理参数时需要直接采用到测量的波形,高频率采集动脉压力波形能带来更准确可靠的结果^[16]。本文的脉搏波信号的采集在自主搭建的脉搏波采集系统上完成。麻醉诱导前,将位于左侧桡动脉的动脉留置针连接一次性血压传感器(Braun)经过放大器(AD620)在控制器(Arduino UNO R3)记录动脉压力波形上传到上位机中以进行后续的分析处理工作,采集数据频率都为500 Hz。图1展示了采集装置实物图。

1.3 脉搏波信号去噪

为了更好地对动脉压力波形进行分析,需要对采集到的动脉压力信号进行预处理。有研究表明,



图1 用于采集波形的装置

Figure 1 Device for waveform acquisition

利用“db9”小波基函数对脉搏波信号进行6层小波分解,设置启发式阈值所得到的处理效果最好,能有效消除基线漂移、工频干扰和运动伪差等噪声干扰^[17],因此本文使用此方法对采集到的动脉压力波形进行小波去噪。图2为采集的原始波形与小波去噪后的波形对比,可见去噪后的波形变得平滑,毛刺明显减少。

1.4 动脉压力波形分解方法

1.4.1 波形分离法 虽然波形分离法在数学上需要流量或速度波形进行波分离,但因为流量波形在个体之间显示的变化相对较小,Westhof等提出了利用合成三角波形代替实测流量的方法,三角波的起点、峰值点和终点分别对应动脉压力波形的起点、收缩期的30%处和切迹点,通过该对应关系,可用三角波函数拟合动脉流量波,得到最佳拟合函数^[18-19]。对于该方法,有大型队列研究已经证明了其广泛适用性^[20]。同时,利用采集到的桡动脉压力波形 $P(t)$ 和由动脉波形构建的三角流量波形 $Q(t)$ 计算特征阻抗 Z_c , $Z_c = \text{fft}(P(t))/\text{fft}(Q(t))$,其中fft表示快速傅里叶变换。取输入阻抗的3~10次谐波幅值的平均值来估计特征阻抗 Z_c ,根据阻抗分析得到主动脉前向压力波 $P_f(t)$ 、反向压力波 $P_b(t)$:

$$P_f(t) = \frac{P(t) + Z_c \times Q(t)}{2} \quad (1)$$

$$P_b(t) = \frac{P(t) - Z_c \times Q(t)}{2} \quad (2)$$

$$\text{RI} = \frac{P_b}{P_f} \quad (3)$$

$$\text{RM} = \frac{P_b}{(P_f + P_b)} \quad (4)$$

本研究使用反射幅度 P_f 、 P_b 和反射指数RI以及反射震级RM 4个波形参数分析获得的动脉压力波形,图3a展示了波形分离法的波形参数反射幅度 P_f 、 P_b 和反射指数RI以及反射震级RM。

1.4.2 储存压力波模型 时变储存压力波模型将在动脉测量获得的压力波形 P_{mea} 看作超压波 P_{ex} 与储存波 P_{res} 两种波的累加。 P_{res} 来自动脉顺应性在收缩期储

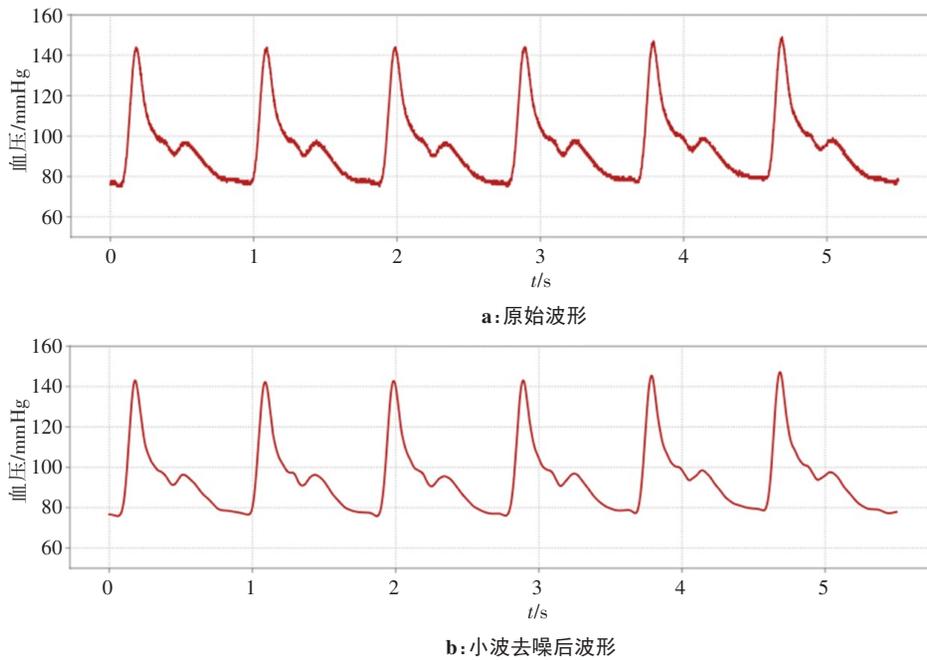
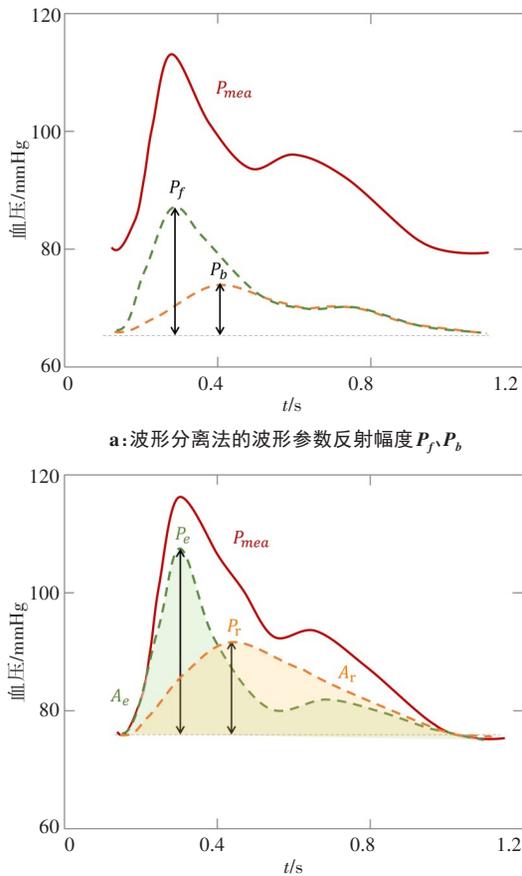


图2 采集获得的原始波形与小波去噪后的压力波形

Figure 2 Original waveforms and the pressure waveforms after wavelet denoising



a: 波形分离法的波形参数反射幅度 P_f 、 P_b

b: 储波模型的波形参数超压波振幅 P_e 和储存波振幅 P_r , 以及对应的积分面积 A_e 和 A_r

图3 波形参数示意图

Figure 3 Schematic diagrams of waveform parameters

存并在舒张期释放的能量^[21]。

$$P_{mea}(t) = P_{ex}(t) + P_{res}(t) \quad (5)$$

式中, P_{ex} 表示由测量部位血管的特征阻抗 Z_c 引起的压力变化, 与进入该部位的血液流量 $Q_{in}(t)$ 有关。

$$P_{ex}(t) = Z_c \cdot Q_{in}(t) \quad (6)$$

流出该部位的血液流量 $Q_{out}(t)$ 由血管的外周阻力影响。

$$P_{res}(t) - P_{sf} = R \cdot Q_{out}(t) \quad (7)$$

$P_{res}(t)$ 对时间的导数可表示为动脉顺应性的倒数 $\frac{1}{C} = \frac{dP_{res}(t)}{dV}$ 与流量差 $\frac{dV}{dt}$ 的乘积, 由此可以得到以下等式:

$$\frac{dP_{res}(t)}{dt} = \frac{dP_{res}(t)}{dV} \cdot \frac{dV}{dt} = \frac{1}{C} (Q_{in}(t) - Q_{out}(t)) \quad (8)$$

结合微分方程等数学知识且应用 $P_{res}(0) = P_{mea}(0)$ 的初始条件, 可以根据式(8)求出一个脉冲周期中的反射波 P_{res} :

$$P_{res}(t) = e^{-(\alpha+\beta)t} \left[P_{mea}(0) + \int_0^t e^{(\alpha+\beta)t'} (\alpha P_{mea}(t') + \beta P_{CVP}) dt' \right] \quad (9)$$

其中, $\alpha = \frac{1}{Z_c C}, \beta = \frac{1}{RC}$ 。

在舒张期时, 心脏不再射血, 而舒张期动脉压力变化形式表现为指数曲线衰减, 该指数曲线的时间衰减系数由外围阻力 R 和动脉顺应性 C 组成即参数 RC , 即:

$$P_{mea}(t > t_d) = P_{es} \cdot e^{-\frac{t-t_d}{RC}} \quad (10)$$

其中, t_d 为舒张期开始时间点, P_{es} 为收缩末期的血压值。脉搏波波形中的重博切迹代表着心脏收缩结

束,主动脉瓣关闭,所以将重搏切迹视作收缩末期点,获得舒张期的压力曲线进而获得 RC 、 $Z_c C^{[22]}$ 。对于储波模型分离出的超压波和储存波,使用以下内容作为波形形态参数:超压波振幅 P_e 和储存波振幅 P_r ,以及对应的积分面积 A_e 和 A_r ,如图3b所示。

1.5 统计分析方法

本研究中的数据预处理在Python 3.7进行,使用SPSS 26.0以及GraphPad 8.0.2软件对数据进行统计学分析。计数资料以绝对数表示;计量资料以均数 \pm 标准差表示,组内两两比较采用配对样本 t 检验;Bland-Altman分析用于评估两个模型参数 P_b 和 P_r 之间的一致性;分别对两个时间点测量的临床生命体征,以及计算的波形形态参数取差值,并对血压和心率的变化量与波形形态参数变化量之间的相关性采用Spearman相关性分析,计算相关系数 r 。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 诱导前后的基本生命体征

由表1可知,诱导后患者的收缩压(SBP)、舒张压(DBP)、平均动脉压(MAP)、脉压(PP)以及心率(HR)与诱导前比较差异有统计学意义($P < 0.05$)。所有受试者在两个时间点的MAP均在61~127 mmHg内,HR均在42~77 bpm内。

表1 诱导前后的基本生命体征

Table 1 Basic vital signs before and after induction

基本生命体征	诱导前	诱导后	t 值	P 值
SBP/mmHg	157.20 \pm 22.4	119.72 \pm 16.74	11.482	0.000
DBP/mmHg	74.64 \pm 13.91	66.88 \pm 12.35	4.876	0.000
MAP/mmHg	103.00 \pm 15.02	84.96 \pm 10.91	6.397	0.000
PP/mmHg	82.96 \pm 19.71	52.84 \pm 13.60	9.023	0.000
HR/bpm	65.68 \pm 6.41	57.48 \pm 6.93	4.474	0.000

2.2 诱导前后的波形参数

图4展示两例患者诱导前后的数据以及采用两种波形分析方法的分析结果,图4a的左列为麻醉诱导前的波形分析结果,右列为麻醉诱导后的波形分析结果;第一行应用的分析方法为波形分离法,第二行应用的分析方法为储存压力波模型。图4b排列方式与图4a相同。由图可知诱导前的波形重搏切迹明显,波峰形态比较尖锐,而诱导后的波形则比较缓和平滑。

表2展示了采用波形分离法的波形分析结果。诱导后脉搏波分解算法获得的波形幅度 P_r 、 P_b 与诱导

前比较明显降低,差异有统计学意义($P < 0.05$),而诱导后的反射指数RI以及反射震级RM与诱导前比较差异无统计学意义($P > 0.05$)。

表3展示了采用储存压力波模型的波形分析结果。诱导后脉搏波分解算法获得的波形幅度 P_e 、 P_r 以及诱导后的波形面积 A_r 与诱导前比较明显降低,差异有统计学意义($P < 0.05$),而诱导后的波形面积 A_e 与诱导前比较差异无统计学意义($P > 0.05$)。

2.3 两个模型参数的相关性分析

图5a展示同一例病人波形分离法中的反射波幅值 P_b 和储存压力波模型中储存波幅值 P_r 之间的一致性;图5b展示同一例病人在诱导前后波形分离法中的反射波幅值变化量 ΔP_b 和储存压力波模型中储存波幅值变化量 ΔP_r 的一致性。从图5a的Bland-Altman图可以看出,有两个点在95%一致性界限之外;在一致性界限范围以内,同一例病人波形分离法中的反射波幅值 P_b 和储存压力波模型中储存波幅值 P_r 相比,差值的绝对值最大为27.46 mmHg(图5a中最上面的点),差值平均值为8.22 mmHg。从图5b的Bland-Altman图可以看出,只有一个点在95%一致性界限之外;在一致性界限范围以内,同一例病人在诱导前后波形分离法中的反射波幅值变化量 ΔP_b 和储存压力波模型中储存波幅值变化量 ΔP_r 相比,差值的绝对值最大为24.88 mmHg(图5b中最下面的点),差值平均值为5.89 mmHg。

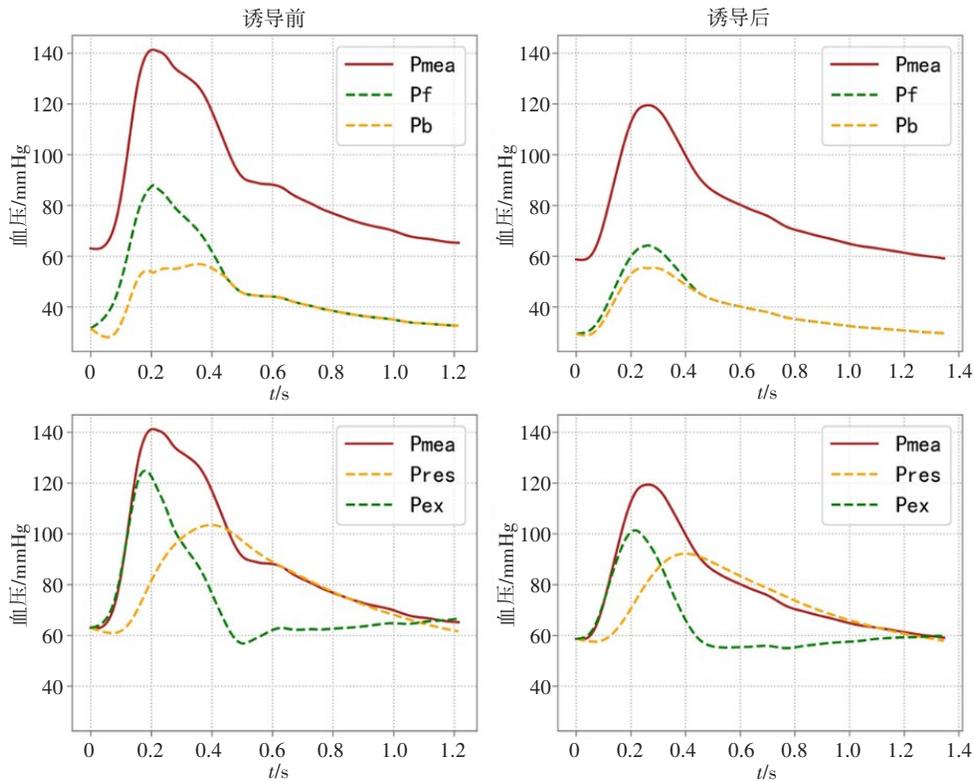
2.4 诱导前后的波形参数与临床指标的相关性分析

表4展示两个模型诱导后脉搏波分解算法获得的波形幅度变化量 ΔP_r 、 ΔP_b 、 ΔP_e 、 ΔP_r 与临床指标变化量相关性分析结果。由表4数据可见,波形参数与 Δ SBP、 Δ PP、 Δ HR有显著正相关,其中 ΔP_e 与临床指标 Δ PP相关系数最高($r=0.926$); Δ MAP仅与储存压力波模型的 ΔP_r 有显著相关;而 Δ DBP则与波形参数相关不显著。

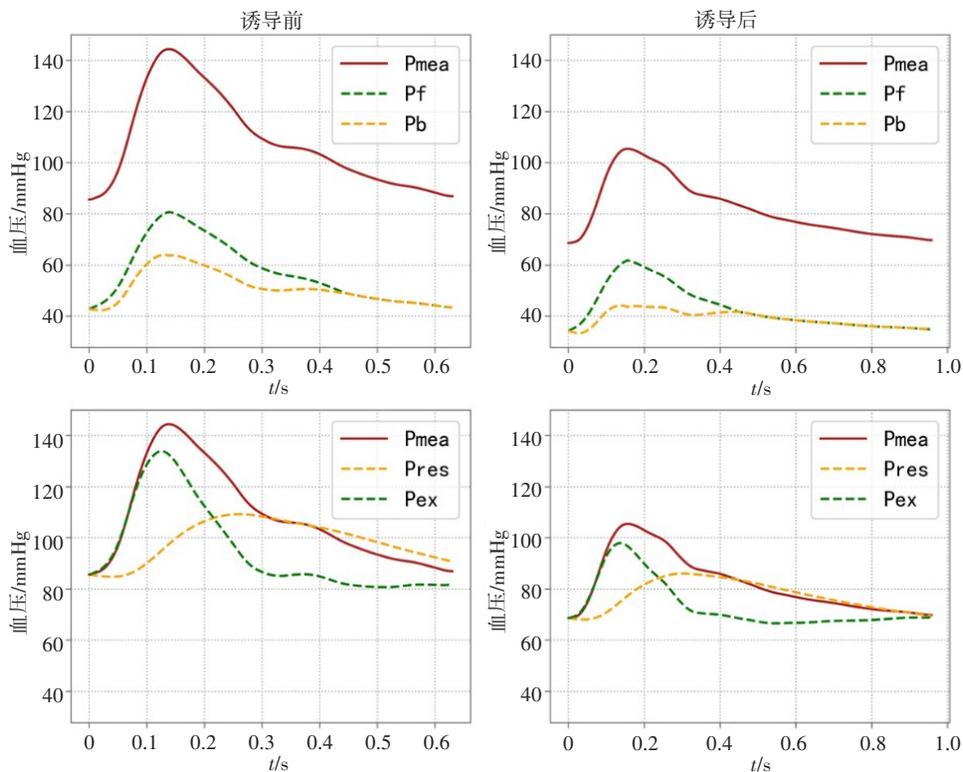
3 讨论

3.1 麻醉诱导对各参数的影响

表1显示,在本研究群体中,诱导后的血压与心率相较于诱导前都明显降低,差异有统计学意义($P < 0.05$),这是由于麻醉药物使平滑肌松弛,进而使血管扩张,血管可储存的血流量增加,回心血量减少导致左心室射血量减少,进而引起血压下降,心率改变。心血管系统的变化也体现在波形中,在图3以及表2与表3中可以看到诱导后的 P_b 、 P_r 与诱导前的 P_b 、 P_r 相比幅度减小,而RI、RM与 A_e 、 A_r 参数在两个阶段变化不明显的原因可能是这两个参数对血压与心率变化不敏感,而与每搏量等其他灌注指标相关。



a: 病例1的波形分析结果



b: 病例2的波形分析结果

图4 两例高龄患者的桡动脉压力波形分析结果

Figure 4 Analysis of radial artery pressure waveforms in two elderly patients

在波形分离模型中,麻醉药物使平滑肌松弛,这时血管阻抗将会减小,使反射波幅值 P_b 降低;在储存压力波模型中,麻醉药物使血管扩张,血管顺应性增加,在收缩期可储存的血液量增加,但是在高龄患者

中,心脏收缩能力下降,血管弹性差,对麻醉诱导药物耐受性差,这可能是引起储存波幅值 P_r 下降的原因。

表2 诱导前后的波形分离法波形参数

Table 2 Waveform parameters of wave separation analysis before and after induction

波形分离法	诱导前	诱导后	t值	P值
P_f /mmHg	50.98±12.07	32.65±9.68	7.334	0.000
P_b /mmHg	27.39±8.97	17.95±6.07	5.472	0.000
RI	0.55±0.16	0.57±0.15	-0.508	0.616
RM	0.35±0.07	0.36±0.06	-0.515	0.611

表3 诱导前后的储波模型波形参数

Table 3 Waveform parameters of arterial reservoir model before and after induction

储存压力波模型	诱导前	诱导后	t值	P值
P_e /mmHg	58.77±13.43	38.55±9.69	8.013	0.000
P_r /mmHg	38.51±9.21	23.04±9.15	7.008	0.000
A_e /mmHg·s ⁻¹	69.87±21.17	68.60±18.08	0.379	0.708
A_r /mmHg·s ⁻¹	79.24±19.83	71.59±17.78	2.142	0.043

表4 诱导前后的波形参数与临床指标的Spearman分析结果

Table 4 Spearman analysis results of waveform parameters and clinical indicators before and after induction

临床指标	ΔP_f	ΔP_b	ΔP_e	ΔP_r
Δ SBP	0.615**	0.495*	0.674**	0.533**
Δ DBP	-0.021	0.008	0.038	0.042
Δ MAP	0.233	0.393	0.314	0.413*
Δ HR	0.462*	0.555**	0.594**	0.589**
Δ PP	0.749**	0.702**	0.926**	0.842**

表格中的数字为相关系数r;**表示P<0.01;*表示P<0.05

离法中的反射波幅值 P_b 和储存压力波模型中储存波幅值 P_r 有较好的一致性,但在大部分个体中 P_r 要大于 P_b ,即相较于波形分离法,储存压力波模型高估了波形分量 P_{res} ,约为 P_b 的两倍,在其他研究中也获得了类似的结果^[23-24]。

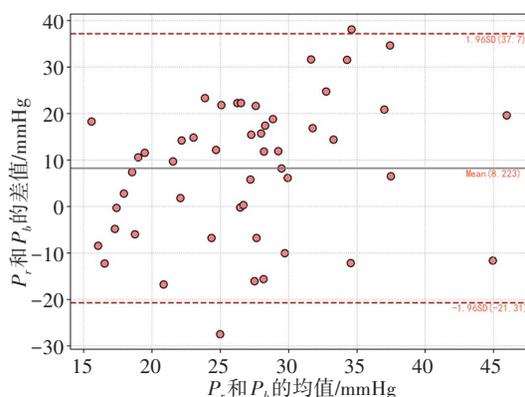
虽然两种模型在估算波形分量的准确度上有争议,但在本研究的研究群体中,由表4可知,储存压力波模型和波形分离法两种模型都与部分诱导临床指标有显著相关,无论是由血管阻抗引起的反射波的 P_b ,还是与顺应性有关的储存波 P_r ,都具有反映诱导后血压与心率变化的能力,即储存压力波模型和波形分离法都能合理地解释并量化诱导前后的血压变化。

3.3 两个模型参数与血压心率的相关性

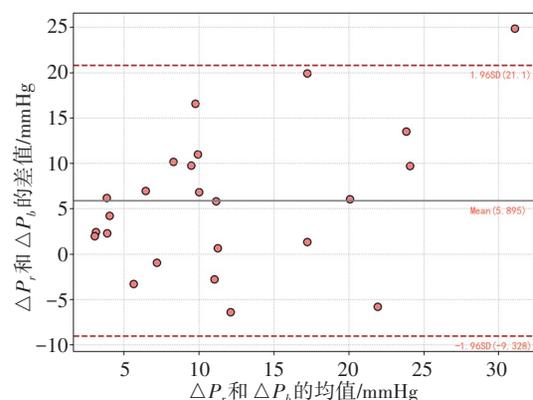
表4显示,波形幅度变化量 ΔP_f 、 ΔP_b 、 ΔP_e 、 ΔP_r 与诱导前后的临床指标变化量 Δ SBP、 Δ PP、 Δ HR都有显著相关性,其中波形幅度变化量与 Δ PP相关性最显著,相关系数最高。有研究表明,脉压PP与动脉僵硬度相关^[25],在本研究群体中,由于麻醉药物的作用,在诱导后PP会减小, Δ PP体现的是诱导前后动脉僵硬度的变化量,波形幅度变化量与 Δ PP显著相关,则波形幅度变化量也可能有体现动脉僵硬度变化量的能力。波形幅度变化量与诱导前后的 Δ SBP、 Δ HR也有显著相关性,说明波形分析与临床诱导参考指标密切相关。此外,仅有储存压力波模型的 ΔP_r 与 Δ MAP有显著相关性,这也许意味着储存压力波模型比波形分离法更能反映心脏的功能以及外周大动脉的阻力情况。

3.4 局限性

这项研究有以下局限性:(1)本文研究对象只有中老年高龄患者,结果可能不适用于较年轻或较低风险的人群;(2)本研究是单中心研究,缺乏对患者预后的追踪,有待进一步探讨;(3)用于统计分析的病例数较少,存在未反映真实相关性的可能。



a: 反射波幅值 P_b 和储存压力波模型中储存波幅值 P_r 之间的一致性



b: 反射波幅值变化量 ΔP_b 和储存压力波模型中储存波幅值变化量 ΔP_r 之间的一致性

图5 Bland-Altman分析结果

Figure 5 Bland Altman analysis results

3.2 两个模型参数之间的一致性

由图4的Bland-Altman图分析可以看出,波形分

4 结论

根据动脉压力波形的形成机理及波形特征,本文总结对比了两种动脉压力波形分解方法,对诱导前后动脉压力波形形态的变化进行量化分析,且在本研究的研究群体中,储存压力波模型和波形分离法两种模型均与诱导过程中的血压、心率变化量有显著相关。相比以往的动脉压力波形分析的研究,本文不仅对动脉压力波形进行波形分解,还从生理病理的角度上解读了波形分析结果,将理论模型与临床实际联系在一起。本研究可为动脉压力波形分析及其应用提供新的理论基础和技术方案,为麻醉诱导提供参考。

【参考文献】

- [1] PHIL K, ULF L, ROUVEN B, et al. Continuous noninvasive monitoring of arterial pressure using the vascular unloading technique in comparison to the invasive gold standard in elderly comorbid patients: a prospective observational study [J]. *Health Rep*, 2020, 3(4): e204.
- [2] BEIN B, RENNER J. Best practice & research clinical anesthesiology: advances in hemodynamic monitoring for the perioperative patient [J]. *Best Pract Res Cl Ha*, 2019, 33(2): 139-153.
- [3] YASSINE G, MARTIN P, GREGORY H, et al. Automated pulse oximeter waveform analysis to track changes in blood pressure during anesthesia induction: a proof-of-concept study [J]. *Anesth Analg*, 2020, 130(5): 1222-1233.
- [4] HAMUNEN K, KONTINEN V, HAKALA E, et al. Effect of pain on autonomic nervous system indices derived from photoplethysmography in healthy volunteers [J]. *Br J Anaesth*, 2012, 108(5): 838-844.
- [5] MYNARD J P, KONDIBOYINA A, KOWALSKI R, et al. Measurement, analysis and interpretation of pressure/flow waves in blood vessels [J]. *Front Microbiol*, 2020, 11: 1085.
- [6] 丑永新, 张爱华, 刘继承, 等. 基于时空解析建模的脉搏信号量化分析方法研究 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2020, 37(1): 67-76.
CHOU Y X, ZHANG A H, LIU J C, et al. Quantitative analysis method of pulse signal based on time-space analytical modeling [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2020, 37(1): 67-76.
- [7] 王璐, 陈雪玮, 郝丽玲, 等. 基于Lognormal函数的脉搏波分解可行性研究 [J]. *东北大学学报(自然科学版)*, 2019, 40(12): 1695-1699.
WANG L, CHEN X W, HAO L L, et al. Feasibility study of pulse wave decomposition based on Lognormal function [J]. *Journal of Northeast University (Natural Science Edition)*, 2019, 40(12): 1695-1699.
- [8] LIU C, ZHENG D, MURRAY A, et al. Modeling carotid and radial artery pulse pressure waveforms by curve fitting with Gaussian functions [J]. *Biomed Signal Process Control*, 2013, 8(5): 449-454.
- [9] WEBER T, WASSERTHEURER S, RAMMER M, et al. Wave reflections, assessed with a novel method for pulse wave separation, are associated with end-organ damage and clinical outcomes [J]. *Hypertens*, 2012, 60(2): 534-541.
- [10] LASCIO N D, GEMIGNANI V, BIANCHINI E, et al. Effects of carotid pressure waveforms on the results of wave separation, wave intensity and reservoir pressure analysis [J]. *Physiol Meas*, 2018, 39(11): 114003.
- [11] WESTERHOF N, SIPKEMA P, DEN B G, et al. Forward and backward waves in the arterial system [J]. *Cardiovasc Res*, 1972, 6(6): 648-656.
- [12] WANG J, O'BRIEN A, SHRIVE N, et al. Time-domain representation of ventricular-arterial coupling as a windkessel and wave system [J]. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2003, 284(4): H1358-H1368.
- [13] HUGHES A D, PARKER K H. The modified arterial reservoir: an update with consideration of asymptotic pressure (P_{∞}) and zero-flow pressure (P_{zf}) [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2020, 234(4): 095441192091755.
- [14] DING X R, ZHANG Y T, LIU J, et al. Continuous cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and photoplethysmogram intensity ratio [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2016, 63(5): 964-972.
- [15] THAMBIRAJ G, GANDHI U, MANGALANATHAN U, et al. Investigation on the effect of Womersley number, ECG and PPG features for cuff less blood pressure estimation using machine learning [J]. *Biomed Signal Process Control*, 2020, 60: 101942.
- [16] RAJ K V, NABEEL P M, JOSEPH J, et al. Methodological and measurement concerns of local pulse wave velocity assessment [C]// *IEEE International Symposium on Medical*. 2019.
- [17] 吴星, 林林, 陈海军, 等. 基于小波阈值法的脉搏波去噪算法 [J]. *北京生物医学工程*, 2021, 40(1): 38-45.
WU X, LIN L, CHEN H J, et al. Pulse denoising algorithm based on wavelet threshold method [J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2021, 40(1): 38-45.
- [18] WESTERHOF N, GUELEN I, WESTERHOF N, et al. Quantification of wave reflection in the human aorta from pressure alone: a proof of principle [J]. *Hypertension*, 2006, 48(4): 595-601.
- [19] WESTERHOF N, STERGIOPULOS N, NOBLE M, et al. Wave separation and waveform analysis: an aid for clinical research and graduate education [M]. *US: Snapshots of Hemodynamics*, 2019: 175-183.
- [20] SCRAGG R, STEWART A W, WAAYER D, et al. Effect of monthly high-dose vitamin d supplementation on cardiovascular disease in the vitamin d assessment study: a randomized clinical trial [J]. *J Am Heart Assoc*, 2017, 6(10): e006802.
- [21] KAMOI S, PRETTY C, BALMER J, et al. Improved pressure contour analysis for estimating cardiac stroke volume using pulse wave velocity measurement [J]. *Biomed Eng Online*, 2017, 16(1): 51.
- [22] BALMER J, PRETTY C G, DAVIDSON S, et al. Clinically applicable model-based method, for physiologically accurate flow waveform and stroke volume estimation [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2020, 185: 105-125.
- [23] MYNARD J P, PENNY D J, DAVIDSON M R, et al. The reservoir-wave paradigm introduces error into arterial wave analysis: a computer modelling and *in-vivo* study [J]. *Am J Hypertens*, 2012, 30(4): 734-743.
- [24] HAMETNER B, WASSERTHEURER S, HUGHES A D, et al. Reservoir and excess pressures predict cardiovascular events in high-risk patients [J]. *Int J Cardiol*, 2014, 171(1): 31-36.
- [25] DOUMAS M, IMPRIALOS K P, STAVROPOULOS K, et al. Peripheral arterial stiffness as a surrogate of central hemodynamics: a new era for cardiovascular risk estimation? [J]. *J Clin Hypertens*, 2018, 20(3): 469-471.

(编辑:陈丽霞)