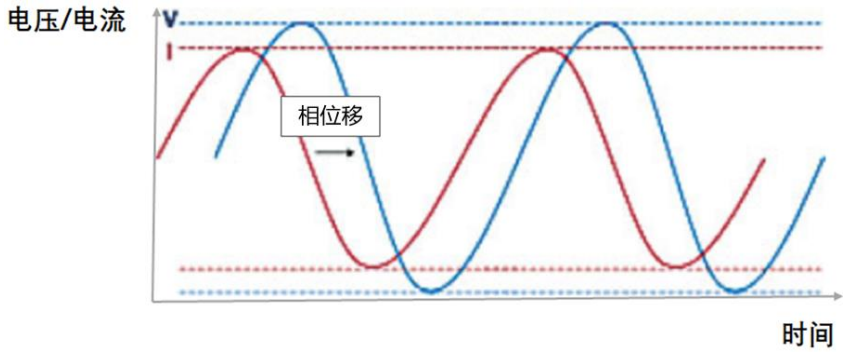
生物电阻抗法无创血流动力学监测简介

1 原理

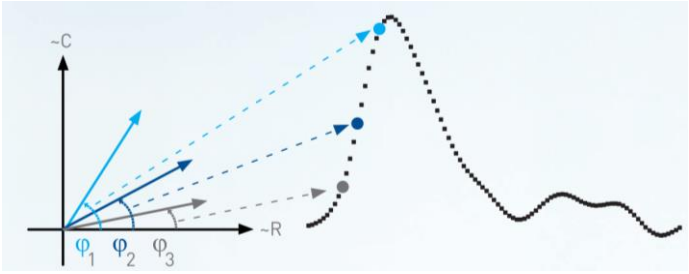
生物电阻抗法无创血流动力学监测是一种应用对机体没有机械损害的方法获得包括 CO 在内的多项心血管功能参数的检测方法。目前主要有生物电抗法和胸阻抗法两种技术（见附表 1）。

生物电抗法的原理是相位移。监测仪输出的高频（75 kHz）低幅的正弦交流电流经过胸腔产生电压，胸腔内主动脉搏动性血流形成对抗输出电流的电阻和对抗电压的电抗，电阻和电抗使得电压和电流达峰时间有差别，这个时间差称为相位移（见附图 1A）。检测电极接收相位移信号，得到相位移曲线（见附图 1B），最后计算得到 SV、CO 等参数。生物电抗法通过相位移来完成 CO 的估算，避开了呼吸、肥胖等因素的影响，保证了检测的准确性。

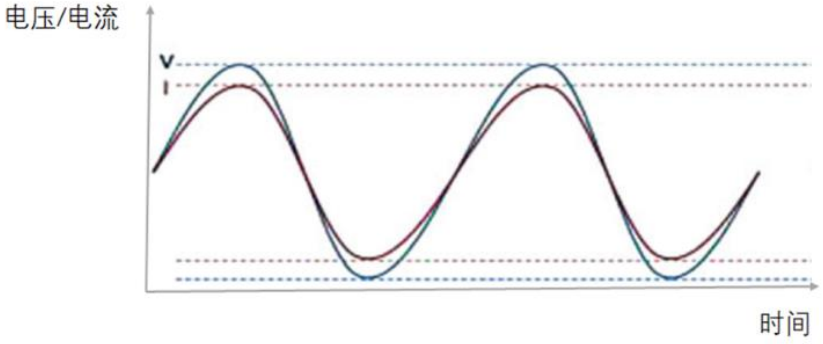
胸阻抗法的原理是欧姆定律。主动脉中的血流量、血流速随着心脏的舒张和收缩发生周期性变化，引起胸部电压、电流发生周期性变化。探头发送和接收低频电信号通过胸部后的电压、电流，得到电压/电流-时间曲线，通过电压/电流波幅度的比值计算胸阻抗的变化，进而计算出 SV、CO 等（见附图 1C）。胸阻抗法在计算 SV 时须纳入电极片距离，所以任何影响电极片位置的因素，如呼吸、躯体移动、肥胖等，都可能会影响电压/电流波幅度，从而影响检测结果。



1A



1B



1C

1A 为相位移，1B 为相位移曲线，1C 为电压/电流-时间曲线

附图 1 生物电阻抗法无创血流动力学监测原理示意图

附表 1 生物电抗法和胸阻抗法比较

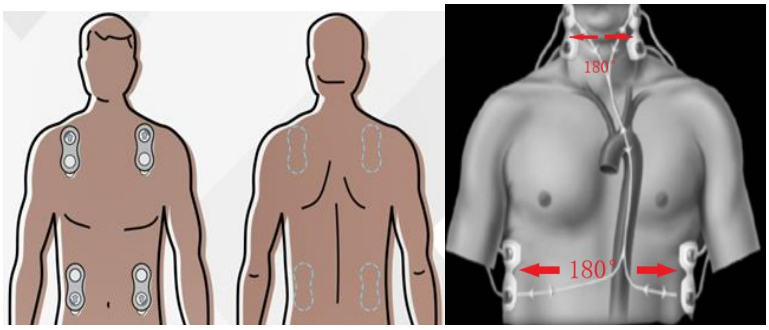
	生物电抗法	胸阻抗法
原理	通过对相位移的信号进行处理，计算得到 SV 等血流动力学参数	通过心动周期中胸部电阻的变化，测定左心室收缩时间并计算 SV
SV 计算公式	$SV=f(\frac{dx}{dt}\times LVET,Weight,Height,Age)$	$SV=\rho\times L^2/Z_0^2\times(dZ/dt)_{max}\times LVET$
电极片粘贴	将上/下电极片分别置于患者心脏上/下方，如左肩、右肩、左季肋部、右季肋部，电极白色突耳应朝向患者腿部；俯卧位通气的患者，可将电极片贴在后背部	颈部电极片沿耳垂正下方的颈部两侧垂直放置，胸部电极片沿腋中线与剑突成直线垂直放置，电极片必须两两相对（成 180°）
优缺点	相位移与动脉内血容积和血流量的瞬时改变相关。避免了因呼吸、运动、体位、肥胖、电极片位置等因素的影响；不适用于右心系统的监测	随心脏舒缩，胸部对电流的阻抗相应变化。但胸部阻抗由血液、骨骼、脂肪、肌肉、空气等组分共同决定，故容易受到外界干扰；任何影响电极片位置的因素，如呼吸、躯体移动、肥胖等，都可能会影响电压/电流波幅度，从而影响检测结果

注：SV 为每搏输出量，dx/dt 为电抗变化率，指示血流量，LVET 为左室射血时间，Weight, Height, Age 为基于人群数据测得的校正参数，ρ 为血液的阻抗，L 为内侧电极距离，Z_0 为基线阻抗，dZ/dt 为阻抗变化率，指示血流量

2 使用方法

粘贴电极片部位的皮肤需无破损、皮疹。先剃除电极片粘贴部位的毛发，摩擦局部皮肤以去除死去的皮肤细胞，清洁局部皮肤，待皮肤完全干燥后按照图 2 所示将 4 组电极片粘贴在指定部位。连接生物电阻抗法无创血流动力学监测仪后，输入患者的身高、体重、年龄、性别等基础数据即可开始测量。

电极片放置：⑴ 生物电抗法电极片粘贴位置：将上/下电极片分别置于患者心脏上/下方，如左肩、右肩、左季肋部、右季肋部，电极白色突耳应朝向患者腿部（见附图 2A）；胸阻抗法电极片粘贴位置：颈部电极片沿耳垂正下方的颈部两侧垂直放置，胸部电极片沿腋中线与剑突成直线垂直放置，电极片必须两两相对（成 180°）。因电极片位置影响检测结果，故应用胸阻抗法监测仪时，必须将电极片放置在正确的部位（见附图 2B）。⑵ 俯卧位通气的患者，生物电抗法可选择在背部粘贴 4 组电极片，但应注意 4 组电极片的顺序应与仰卧位一致；⑶ 除颤/电复律时应将电极片与设备间的连接断开，以防监测仪损坏；⑷ 进行生物电阻抗法无创血流动力学监测时应保持电极片牢固粘贴，避免电极片脱落和信号丢失。



2A　　2B

附图 2 电极片粘贴位置

3 生物电阻抗法无创血流动力学监测可监测的参数

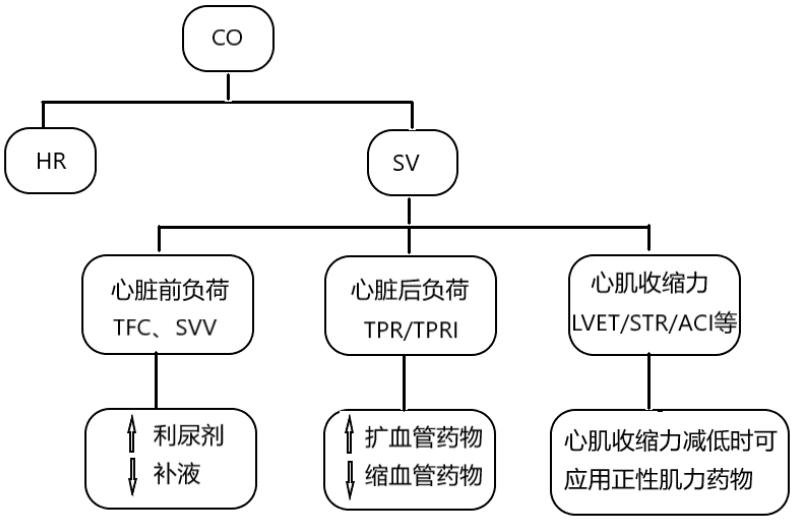
生物电阻抗法无创血流动力学监测可测量患者心率、血压，和 CO、SV、TFC、SVV、TPR、总外周血管阻力指数、加速度指数、速度指数等多项参数用于评估心功能、心脏前负荷、后负荷和心肌收缩力（见附表 2）。

附表 2 生物电阻抗法无创血流动力学监测的参数和意义

指标		正常参考值	意义
心功能	CO	4.0～8.0 L/min	单侧心室每分钟射血量。受心脏前负荷、后负荷和心肌收缩力影响
	CI	2.5～4.0 L/（min·m²）	和 CO 相比，CI 排除了个体差异影响
	SV	60～100 ml/次	每次心跳左心室射血量。SV 是血流量和心肌收缩发生变化的早期信号，受心脏前负荷、心脏收缩力和心脏后负荷影响
	SVI	33～47 ml/m²/次	和 SV 相比，SVI 排除了个体差异影响

	CPO	静息状态下：约1W	心室收缩每分钟所作的功。在应激状态下或运动期间，CPO 可达到 6W，而在心衰患者中，这种可动员储备明显减少，峰值 CPO 和储备 CPO 均可用于评估心力衰竭严重程度
	CPI	0.5～0.7W/m^2	和 CPO 相比，CPI 排除了个体差异影响。CPI 可用于对心原性休克患者的预后评估
心脏前负荷	TFC	男：30～50/kΩ 女：21～37/kΩ	胸腔内的液体容量，可用于评估心脏前负荷和肺水肿程度
	SVV	＜13%	呼吸周期中 SV 的变化率
心脏后负荷	TPR	800～1200 dynes·sec/cm^5	血液在血管中流动时所受到的阻力
	TPRI	1970～2390 dynes·sec/cm^5/m^2	和 TPR 相比，TPRI 排除了个体差异影响
心肌收缩力	ACI	男：70～150/100s^2 女：90～170/100s^2	血液在主动脉升部和弓部流动的加速度，可用于评估心肌收缩力，不受心脏前负荷、后负荷影响。经过耐力训练的运动员的 ACI 要高于普通人，高于心肌损伤患者
	VI	33～65/1000s	血流在主动脉升部和弓部的最大流速
	PEP	50～120ms	二尖瓣关闭到主动脉瓣开启需要的时间，受心率影响
	LVET	250～300ms	左心室向主动脉射血的持续时间，受心率影响
	STR	0.3～0.5	=PEP/LVET。左心衰时，STR 升高。STR 与左室射血分数负相关

注：CO 为心输出量，CI 为心脏指数，SV 为每搏输出量，SVI 为每搏指数，CPO 为心脏功率，CPI 为心脏功率指数，TFC 为胸腔液体水平，SVV 为每搏变异率，TPR 为总外周血管阻力，TPRI 为总外周血管阻力指数，ACI 为加速度指数，VI 为速度指数，STR 为收缩时间比率，PEP 为射血前期，LVET 为左室射血时间



注：CO 为心输出量，HR 为心率，SV 为每搏输出量，TFC 为胸腔液体水平，SVV 为每搏变异率，TPR 为总外周血管阻力，TPRI 为总外周血管阻力指数，LVET 为左室射血时间，STR 为收缩时间比率，ACI 为加速度指数

附图 3 生物电阻抗法无创血流动力学监测参数应用

生物电阻抗法无创血流动力学监测的参数可为血流动力学治疗提供依据（见附图 3）。但血流动力学治疗时，不能仅仅单纯依据 1 个参数做出治疗，需要综合分析患者的病情。如 TPR 升高可以考虑应用扩血管药物，TPR 降低考虑应用缩血管药物，但是这并不绝对，比如容量不足可引起交感神经兴奋，阻力血管代偿性收缩导致 TPR 升高，补液后 TPR 即可下降，这种情况下并不需要应用扩血管药物。

4 生物电阻抗法无创血流动力学监测精确度的质量控制

目前尚无统一的质量控制标准，在严格按照说明书要求使用的前提下，临床医生还可根据患者的病生理状态、中心静脉压监测的数值、床旁超声或者 PiCCO 监测的数据对 CO、SV 等参数进行多维度验证。