



1. 血液流动力学参数的数据处理系统,其用于收集血液流动力学参数测量装置测量的数据,并进行标准格式的数据处理,形成医务人员可用的数据信息格式,其特征在于:所述血液流动力学参数的数据处理系统包括数据收集转换接口模块、数据标准化模块、和数据提炼模块;

所述数据收集转换接口模块能够收集各种不同的所述血液流动力学参数测量装置测量得到的原始测量数据,并转换成所述数据标准化模块能够识别的数据形式——称为标准测量数据;所述原始测量数据在两种体位下测量得到:第一体位:端坐位或平躺位,总体特征是人体心脏相当于下肢处于第一高位置;第二体位:相较于第一体位,总体特征是人体心脏相当于下肢处于第二低位置;

所述数据标准化模块能够将所述标准测量数据经过计算处理转化为医学的血液流动力学参数数据;

所述数据提炼模块能够根据数据提炼规则,将所述血液流动力学参数数据归并为血流状态等级数据。

2. 根据权利要求1所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:所述原始测量数据是阻抗值、和阻抗值的时间微分。

3. 根据权利要求1所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:所述血液流动力学参数包括心排量参数、心脏动力参数、心脏前负荷参数、心脏后负荷参数、心脏常规参数。

4. 根据权利要求3所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

所述心排量参数包括心输出量CO、心脏指数CI、心搏量SV、心搏指数SI、和心率变律性;

所述心脏前负荷参数包括胸液传导性TFC、每搏变异率SVV、和血管容积;

所述心脏后负荷参数包括每搏外周阻力SSVR、每搏外周阻力指数SSVRI、系统阻力SVR、和血管弹性;

所述心脏动力参数包括左心室每搏做功LSW、左心室每搏做功指数LSWI、射血前期PEP、左室射血时间VET、收缩时间比STR、射血收缩指数EPCI、变力状态指数ISI、和收缩变力性;

所述心脏常规参数包括心率HR、收缩压SBP、舒张压DBP、和平均压MAP。

所述心排量参数包括心输出量CO、心脏指数CI、心搏量SV、心搏指数SI、和心率变律性;

所述心脏前负荷参数包括胸液传导性TFC、每搏变异率SVV、和血管容积;

所述心脏后负荷参数包括每搏外周阻力SSVR、每搏外周阻力指数SSVRI、系统阻力SVR、和血管弹性;

所述心脏动力参数包括左心室每搏做功LSW、左心室每搏做功指数LSWI、射血前期PEP、左室射血时间VET、收缩时间比STR、射血收缩指数EPCI、变力状态指数ISI、和收缩变力性;

所述心脏常规参数包括心率HR、收缩压SBP、舒张压DBP、和平均压MAP。

5. 根据权利要求1所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:所述血流状态等级数据包括血流动力学基本状态等级数据和血流动力学内因状态等级数据;

所述血流动力学基本状态等级数据包括灌注等级数据、血压等级数据、心率等级数据和肺水等级数据;

所述血流动力学内因状态等级数据包括前负荷等级数据、心肌收缩等级数据、心肌舒张等级数据、心脏瓣膜返流等级数据、和后负荷等级数据。

6. 根据权利要求5所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:所述灌注等级数据包括灌注低、灌注偏低、灌注正常、灌注偏高、灌注高;

所述血压等级数据包括平均血压高、平均血压正常、平均血压低;收缩压高、收缩压正常、收缩压低;舒张压高、舒张压正常、舒张压低;

所述心率等级数据包括心率慢、心率偏慢、心率正常、心率偏快、心率快;

所述肺水等级数据包括肺水过多、肺水正常。

7. 根据权利要求6所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:所述前负荷等级数据包括前负荷过饱和、前负荷趋于饱和、负荷正常、前负荷偏低;

所述后负荷等级数据包括后负荷正常、后负荷高、后负荷偏小;后负荷调节正常、后负荷调节失衡;

所述心肌收缩等级数据包括心肌收缩力正常、心肌收缩力有储备、心肌亢奋、心肌做功偏低、心肌收缩力低;

所述心肌舒张等级数据包括心肌舒张功能下降、心肌舒张功能正常、心肌舒张功能上升;

所述心脏瓣膜返流等级数据包括心脏瓣膜出现返流、心脏瓣膜正常。

8. 根据权利要求7所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:所述数据提炼模块包括灌注分级子模块、平均血压分级子模块、收缩压分级子模块、舒张压分级子模块、心率分级子模块、肺水分级子模块、前负荷分级子模块、后负荷分级子模块、心肌收缩分级子模块、心肌舒张分级子模块、心脏瓣膜返流分级子模块。

9. 根据权利要求8所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

基于所述血液流动力学参数数据,所述灌注分级子模块按以下分级方式对所述灌注等级数据进行分级:

灌注低: $2.0 >$ 心脏指数CI

灌注偏低: $3.0 >$ 心脏指数CI $>2.0$

灌注正常: $4.5 >$ 心脏指数CI $\geq 3.0$

灌注偏高: $5.0 \geq$ 心脏指数CI $\geq 4.5$

灌注高:心脏指数CI $>5.0$ 。

10. 根据权利要求8所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

基于所述血液流动力学参数数据,所述平均血压分级子模块按以下分级方式对所述血压等级数据进行分级:

平均血压高:平均压MAP $>105$ ;

平均血压正常: $105 \geq$ 平均压MAP $\geq 70$ ;

平均血压低: $70 >$ 平均压MAP。

11. 根据权利要求8所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

基于所述血液流动力学参数数据,所述收缩压分级子模块按以下分级方式对所述血压等级数据进行分级:

收缩压高:收缩压 $\geq 140$ ;

收缩压正常: $140 >$ 收缩压 $\geq 90$ ;

收缩压低: $90 >$ 收缩压。

12. 根据权利要求8所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

基于所述血液流动力学参数数据,所述舒张压分级子模块按以下分级方式对所述血压等级数据进行分级:

舒张压高:舒张压 $\geq 90$ ;

舒张压正常: $90 > \text{舒张压} \geq 60$ ;

舒张压低: $60 > \text{舒张压}$ 。

13. 根据权利要求8所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

基于所述血液流动力学参数数据,所述心率分级子模块按以下分级方式对所述心率等级数据进行分级:

心率偏慢: $60 > \text{心率HR}$ ;

心率正常: $100 \geq \text{心率HR} \geq 60$ ;

心率偏快: $50 > \text{心率变律性} > -50$ , $\text{心率HR} > 100$ ;

心率快: $\text{心率变律性} > 50$ 、 $\text{心率HR} > 100$ 。

14. 根据权利要求8所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

基于所述血液流动力学参数数据,所述肺水分级子模块按以下分级方式对所述肺水等级数据进行分级:

肺水过多: $\text{胸液传导性TFC} > 0.045$ ,或者 $\text{胸液传导性TFC} \geq 0.035$ 、且 $-50\% > \text{血管容积}$ 。

15. 根据权利要求8所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

基于所述血液流动力学参数数据,所述前负荷分级子模块按以下分级方式对所述前负荷等级数据进行分级:

前负荷过饱和: $\text{胸液传导性TFC2} \geq \text{胸液传导性TFC1}$ ,且 $\text{收缩变力性1} > \text{收缩变力性2}$ ;或者, $\text{胸液传导性TFC1} > \text{胸液传导性TFC2}$ ;

前负荷趋于饱和: $\text{胸液传导性TFC2} \geq \text{胸液传导性TFC1}$ 且 $5\% > (\text{收缩变力性2} - \text{收缩变力性1})$ ;

负荷正常: $\text{胸液传导性TFC2} \geq \text{胸液传导性TFC1}$ 且 $\text{收缩变力性2} > \text{收缩变力性1} > -50\%$ ;

前负荷偏低: $\text{胸液传导性TFC2} \geq \text{胸液传导性TFC1}$ 且 $\text{收缩变力性2} > -50\% > \text{收缩变力性1}$ ;或者, $\text{胸液传导性TFC2} \geq \text{胸液传导性TFC1}$ 、 $-50\% > \text{收缩变力性2}$ 、且 $(\text{收缩变力性2} - \text{收缩变力性1}) \geq 30\%$ ;

其中,胸液传导性TFC1、收缩变力性1按所述第一体位测量和计算得到,胸液传导性TFC2、收缩变力性2按所述第二体位测量和计算得到。

16. 根据权利要求8所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

基于所述血液流动力学参数数据,所述后负荷分级子模块按以下分级方式对所述后负荷等级数据进行分级:

后负荷正常:平均压MAP高,但 $\text{心脏指数CI} > 4.5$ 、 $50\% > \text{血管弹性}$ 、 $1500 > \text{系统阻力SVR}$ ;或者, $4.5 > \text{心脏指数CI} > 2.0$ 、 $50\% > \text{血管弹性}$ 、 $1500 > \text{系统阻力SVR}$ ;或者,平均压MAP低, $2.0 > \text{心脏指数CI}$ , $\text{血管弹性} > 50\%$ 、 $\text{系统阻力SVR} > 1500$ ;

后负荷高:平均压MAP高,但 $2.0 > \text{心脏指数CI}$ ;或者,平均压MAP高,但 $\text{心脏指数CI} > 4.5$ 、 $\text{血管弹性} > 50\%$ 、 $\text{系统阻力SVR} > 1500$ ;

后负荷偏小:平均压MAP低, $\text{心脏指数CI} > 2.0$ ;

后负荷调节正常:平均压MAP正常;

后负荷调节失衡: $4.5 > \text{心脏指数CI} > 2.0$ 、 $50\% > \text{血管弹性}$ 、 $1500 > \text{系统阻力SVR}$ ;或者,血压低, $2.0 > \text{心脏指数CI}$ 、 $50\% > \text{血管弹性}$ 、 $1500 > \text{系统阻力SVR}$ 。

17. 根据权利要求8所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

基于所述血液流动力学参数数据,所述心肌收缩分级子模块按以下分级方式对所述心肌收缩等级数据进行分级:

心肌收缩力正常:(收缩变力性1+收缩变力性2) $> -50\%$ ;

心肌收缩力有储备:收缩变力性1 $> -50\%$ ,而 $-50\% > \text{收缩变力性2}$ ;或者, $-50\% > \text{收缩变力性1}$ ,而收缩变力性2 $> -50\%$ ;或者, $-50\% > (\text{收缩变力性1} + \text{收缩变力性2})$ ,但 $|\text{收缩变力性1} - \text{收缩变力性2}| > 30\%$ ;

心肌亢奋:收缩变力性1 $> 50\%$ ,或者收缩变力性2 $> 50\%$

心肌做功偏低: $-50\% > \text{收缩变力性1}$ ,但 $\text{SV1} > 50$ ;或者 $-50\% > \text{收缩变力性2}$ ,但心搏量 $\text{SV2} > 50$ ;

心肌收缩力低: $-50\% > (\text{收缩变力性1} + \text{收缩变力性2})$ ,且 $50 > (\text{心搏量SV1} + \text{心搏量SV2})$ ;

其中,心搏量SV1、收缩变力性1按所述第一体位测量和计算得到,心搏量SV2、心搏量SV收缩变力性2按所述第二体位测量和计算得到。

18. 根据权利要求8所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

基于所述血液流动力学参数数据,所述心肌舒张分级子模块按以下分级方式对所述心肌舒张等级数据进行分级:

心肌舒张功能下降: $|\text{收缩变力性1} - \text{收缩变力性2}| - |(\text{心搏量SV1} - \text{心搏量SV2}) \div \text{心搏量SV1} \times 100\%| > 10\%$ ;或者,收缩变力性1 $> -50\%$ ,但 $50 > \text{心搏量SV1}$ ;或者,收缩变力性2 $> -50\%$ ,但 $50 > \text{心搏量SV2}$ ,而且没有发现心脏瓣膜出现返流;

其中,心搏量SV1、收缩变力性1按所述第一体位测量和计算得到,心搏量SV2、收缩变力性2按所述第二体位测量和计算得到。

19. 根据权利要求8所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:

基于所述血液流动力学参数数据,所述心脏瓣膜返流分级子模块按以下分级方式对所述心脏瓣膜返流等级数据进行分级:

心脏瓣膜出现返流:心搏量 $\text{SV1} > \text{心搏量SV2}$ ,但收缩变力性2 $> \text{收缩变力性1}$ ;或者,心搏量 $\text{SV2} > \text{心搏量SV1}$ ,但收缩变力性1 $> \text{收缩变力性2}$ ;或者,收缩变力性1 $> -50\%$ ,但 $50 > \text{SV1}$ ;或者,收缩变力性2 $> -50\%$ ,但 $50 > \text{心搏量SV2}$ , $10\% > |\text{收缩变力性1} - \text{收缩变力性2}| - |(\text{心搏量SV1} - \text{心搏量SV2}) \div \text{心搏量SV1} \times 100\%|$ ;

其中,心搏量SV1、收缩变力性1按所述第一体位测量和计算得到,心搏量SV2、收缩变力性2按所述第二体位测量和计算得到。

20. 根据权利要求1所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:所述血液流动力学参数的数据处理系统还包括分析建议模块,其中,所述分析建议模块根据所述血流状态等级数据,按照医学病理原理,给出医疗建议信息。

21. 根据权利要求20所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:所述血液流动力学参数的数据处理系统还包括血流动力学报告生成模块,其中,血流动力学报告生成模块根据所述血液流动力学参数数据、所述血流状态等级数据、和所述医疗建议信息,生

成包括血流动力学报告数据信息表。

22. 根据权利要求1所述的血液流动力学参数的数据处理系统,其特征在于:通过血液流动力学参数的无创测量系统获得所述原始测量数据、所述标准测量数据、和所述血液流动力学参数数据。

## 血液流体力学参数的无创测量系统和数据处理系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于诊断目的测量血流的技术领域(A61B 5/026),本发明尤其涉及血液流体力学参数的无创测量系统;本发明还涉及专门适用于特定应用的数字计算或数据处理及设备或方法(G06F 19/00),本发明尤其涉及血液流体力学参数的数据处理系统。

### 背景技术

[0002] 无创血流动力学参数测量设备的研究在国内是领域内研究热点,其中以超声多普勒测量及生物阻抗测量两大类为主。

#### [0003] 无创血流动力学参数测量设备

[0004] 超声多普勒测量:采用的比较多的是经食管超声多普勒仪。该仪器采用单独的超声探头,送入受测者食管后,声束通过食管壁直达左、有心房及其它心脏结构,可以显示左冠状动脉主干和左前降支,左回旋支近端以及右冠状动脉切面图像。同时可用彩色多普勒技术观察其中血流动力学状态,并用脉冲多普勒频谱测定流速、血流时相及问期等。该方法的弊端是超声波探头进入食管后的测量位置对结果影响很大,因此对操作者要求过高,一般专业医生需要具备5年以上操作经验才能熟练使用,所获数据结果不稳定,且仪器造价成本过高。

[0005] CT血管造影:作为一种无创性检查技术,CT血管造影三维重建图像可以弥补横段位扫描的局限性、多轴向多角度观察病变;此外,低廉的费用和简便的操作使其易被患者接受。但是,其局限性在于:CT血管造影仅能提供解剖学信息,判断肝门静脉的形态、通畅程度以及侧支循环等情况,并不能直接量化评价血流动力学参数。

[0006] 磁共振血管造影:该方法在检测门静脉系统血流动力学信息的优势逐渐显现。磁共振血管造影不仅可以显示门静脉系统的侧支循环及空间关系,还可对流速、流量进行量化分析。然而,目前应用的各项分析技术仍无法量化得出门静脉的压力指标,其昂贵的诊断费用也在一定程度上限制了其临床应用。

[0007] 生物阻抗测量:采用的比较多的是胸腔阻抗测量仪。该测量方法也同样源自航空航天医疗技术,由美国国家航空航天局NASA最先提出。其工作原理是:因主动脉充满血液、电传导性最好,是胸腔内电信号传导的最短路径,故电流透过汗腺沿着脊柱方向在主动脉内传导。根据测得的主动脉的阻抗变化量,应用公式估算出心脏的“每搏输出量”(SV),进而推导出其它血流动力学参数。该方法的弊端是测量精度较低,仪器灵敏度较差,技术原理认可度不高。

[0008] 面对心血管疾病早期诊断、以及治疗领域内的需求,迫切需要一种相对准确、且可以在无创条件下对心血管功能状况进行检测的医疗设备。

[0009] 专利文献CN1221325A公开一种根据胸部生物阻抗信号和心电图确定心搏率、心搏量和心搏出血量的方法和装置。采用一种独特的生物阻抗电极排列,通过测量或检测电极识别畸变,利用正弦测试信号对生物阻抗信号作增益—相位—频率畸变校正,在实际测量期间作同样的校正。采用生物阻抗信号的时间导数,计算功率谱,采用自动卷积方法突出心

搏率谐波。去除呼吸波和其它不表示病人心脏循环的信号。根据生物阻抗信号导出左心室射血时间。采用改进的Kubicek 方程式导出心搏量,因而导出心搏出血量。

[0010] 专利文献CN103517670B公开本文公开了用于测量生物阻抗信号的装置和方法。一方面可包括头戴式听筒装置,所述头戴式听筒装置包括保持器和电极。所述保持器可被配置来将所述电极安置在受试者的头部上,以便获得指示与MCA区相关的血流动力学状况的生物阻抗信号。处理器可被包括来测量并分析所获得的生物阻抗信号,并且输出用于预测与MCA区相关的血流动力学状况的信息。

[0011] 专利文献CN102579017A公开本发明涉及一种医疗器械,具体公开了一种无创血流动力学参数分析仪。它主要由计算机模块和测量模块两部分组成,所述测量模块包括:袖带、微型压缩机、蓄压器、气动阀门、压力传感器、前置放大器、低通滤波器、增益放大器、以及模数转换器、以及单片机。本发明采用压力传感器采集信号,单片机与计算机实时通讯交换数据,利用计算机预设的算法进行分析,即可在短时间内(30~40秒)获取多项人体血流动力学参数。本发明无创检测所得到的参数与传统有创法的相关性非常好,其数据准确而稳定。

[0012] 专利文献CN104107039A公开本发明提供一种门静脉血流动力学评价方法和压力参数检测技术,包括以下步骤:1.利用薄层CT图像,构建肝门静脉的三维几何模型;2.用流体力学计算软件ANSYS的有限元分析方法,将上述几何模型网格划分后建立起三维数学模型;3.模拟计算门静脉的血流动力学参数,获得速度和压力分布效果图。本发明的方法安全无创、操作简便、直观量化且准确度高,建立了为科研和临床服务的有效模型。

[0013] 心阻抗血流图——ICG

[0014] 用电生物阻抗技术测定心输出量,评判心脏功能的无创性方法。

[0015] 中文名为心阻抗血流图,外文名为impedance cardiogram,英文简名为ICG。

[0016] 心阻抗血流图又称心阻抗图。是用电生物阻抗技术测定心输出量,评判心脏功能的无创性方法。与心电图,心音图、颈动脉搏动图同步记录,还可测定心脏收缩和舒张时间间期,血管顺应性及总外周阻力等。与创伤性方法比较,ICG 具有无创伤、安全、简便、可连续动态观察等优点,对某些心血管疾病的诊断、疗效观察、预后判断等有一定意义,仍不失其应用价值。

[0017] 心阻抗血流图对某些心血管疾病的诊断、疗效观察、预后判断等有一定意义

[0018] 测定仪器例如采用日本光电生产的RM-6000型多导生理记录仪,与该机匹配的PI-600G和EQ-600G阻抗及微分放大器插件。如果使用国产仪器,例如深圳千帆医疗仪器有限公司的无创血流动力学检测系统CSM3100,应符合国家医药管理局标准,以免测量误差。

[0019] 心阻抗血流图的基本原理是基于生物体变化时引起电阻抗的变化。胸腔组织是导电体,在其两端安放电极,经过电极联线向胸部输入高频低幅恒量电流,由于心脏收缩与舒张周期性活动。引起胸腔血液流动发生周期性变化,造成胸腔电阻呈周期性改变,用多导生理记录仪描记出来,就是心阻抗血流图或称阻抗血流图( $\Delta z$ )。血液是良好的导电体,心脏收缩时,血液射入主动脉内,使主动脉腔扩张,截面积增大,血容量增大,故电阻减小;反之,心脏舒张时,血液回到心脏,主动脉腔回缩,截面积减小,血液容积减小,使电阻增高。从上述可以看出,心阻抗的大小与主动脉腔容积的大小成反比。Kubicek等证实,左室射血时阻抗变化速率的最大 $C(dz/dt_{max})$ 与主动脉血流量之间成反比。因此,假设胸腔为圆柱体,根

据血液电阻率( $\rho$ )胸腔长度(E2至E3两电极间距L),基础阻抗 $Z_0$ ,阻抗微分波C( $dz/dt$  max)的波幅及时间(T)五个基本因素来计算心搏出量(SV),称Kubicek公式,所计算出来的心输出量结果与创伤性方法比较相关性良好。

[0020] ICG测量操作方法如下:

[0021] (1) 测量身高、体重和血压;

[0022] (2) 取平卧位,休息10min,全身肌肉放松,消除顾虑;

[0023] (3) 联接阻抗电极:一般采用环状四电极法,用乙醇擦拭皮肤,将一对电极(E1-E2)围于颈根部,另一对电极(E3-E4)围于胸骨剑突下缘水平,松紧适度。两外侧电极(E1、4)为供电流电极,与阻抗仪联接,以供给100kHz高频低幅恒流电流;两内侧电极(E2、3)为探查电极,与阻抗仪的放大器相联接,描记心阻抗波形,测量L(E2-E3间距)长度。

[0024] (4) 调节阻抗仪:调节定标 $Z_0$ 为30 $\Omega$ ,记录胸腔基础阻抗 $Z_0$ 值( $Z_0$ 值应在20~35 $\Omega$ 之间)及校准方波(定标)和基线等。

[0025] (5) 记录图形:用多导生理记录仪,以50~100mm/s纸速同步记录心电图、心音图、总阻抗图( $\Delta z$ )和阻抗微分图( $dz/dt$ )5~10个心动周期,取其均值。

[0026] ICG正常图形及其意义如下:

[0027] (1) 总阻抗图 $\Delta Z$ :总阻抗图包括A波、C波及V波,其临床意义不大,仅作参考,一般不测量。

[0028] (2) 心阻抗微分图( $dz/dt$ )

[0029] ①A波( $Adz/dt$ ),又称房缩波。它位于心电图P波之后,与第四心音(S4)相对应,其产生与心房收缩有关。主要反映左室舒张末容积的变化,是评价左室顺应性的指标。正常人A波振幅 $\leq 1/3c$ 波,增高时,提示左室顺应性减退。

[0030] ②C波( $Cdz/dt$ ),又称室缩波。它位于心电图QRS波之后,是微分图中波幅最大的波,其产生与心室收缩时主、肺动脉射血有关。正常人C波振幅为1.5~3 $\Omega/s$ 。当心肌收缩力增强,心输出量增多时C波增高,反之亦然。心室收缩不协调时,C波可出现切迹或者双峰。

[0031] ③O波( $Odz/dt$ ),又称室舒波。它位于心电图T波之后,与ACG的O点和心音图左房室瓣开瓣音(OS)相对应。O波代表左房室瓣开放,心室开始充盈。其反映舒张早期心室容积的变化以及心室舒张功能状态。正常人O波振幅4C波,如果振幅增高,甚至>C波,则提示左心功能减退。

[0032] ④B点:为心室射血始点。它是C波的起点,代表半月瓣开放,心室开始射血。如果B点不清楚,需用C波15%高度校正。

[0033] ⑤X点:为心室射血终点。它位于C波之后,是心阻抗微分图( $dz/dt$ )的最高点,与心音图主动脉瓣成分(A2)相对应,代表左心室射血结束。

[0034] ⑥Y点:为肺动脉瓣关闭点。它位于X点之后,与肺动脉瓣成份(P2)相对应,代表右心室射血完毕。

[0035] ⑦E点:为心室的充盈点。它位于O波之后,与心音图S3相对应,代表心室快速充盈期结束和缓慢充盈期开始的标志点。

[0036] 将测量得到的血液流动力学参数数据进行计算机处理,以方便医生或医护人员使用,现有技术公开的相关内容如下:

[0037] 专利文献CN102370475B公开本发明是一种颅内椎-基底动脉血流动力学分析方

法。根据颅内椎-基底动脉血管的临床影像图像,建立解剖模型,本发明设计了颅内椎-基底动脉物理模型,并由此建立了相应的控制方程。通过方程,可以由测得颅内段椎-基底动脉段的几何参数、管腔直径和入口处的边界条件,求出椎-基底动脉的入口处的血流速度,求出各血管段的血流动力学特性参数。根据上述方法设计了由核磁共振技术和流体动力学分析软件组成的分析仪器。本发明对颅内椎-基底动脉血流动力学研究及临床指导都有十分重要意义。

[0038] 专利文献CN107992452A公开本发明提供一种计算中心血流动力学指标的方法、装置、存储介质及设备。其中计算中心血流动力学指标的方法,包括如下步骤:利用采集的肱动脉血压对采集的桡动脉脉搏波信号进行标定,得到桡动脉压力波形;根据所述桡动脉压力波形,利用线性回归模型预测中心动脉波形形态;根据所述中心动脉波形形态,选择对应的所述桡动脉压力波形至中心动脉压力波形的传递函数,根据所述传递函数,利用所述桡动脉脉搏波信号重构中心动脉压力波形;根据所述中心动脉压力波形计算中心血流动力学指标。本发明仅需要提取桡动脉脉搏波就可以获取中心动脉压等血流动力学指标,桡动脉脉搏波比较稳定且易于提取,在人体测试时不存在安全隐患。

[0039] 专利文献CN102622501B公开本发明公开了一种血流动力学参数管理方法、系统及监护设备,所述方法包括:加载预先设定的与病症对应的一个或多个功能组模版;从各功能组模版中获取该功能组所包括的选定血流动力学参数;从实时监测的各血流动力学参数的数据库中获得选定血流动力学参数的参数信息;根据参数信息统计功能组中同一监测时间的异常选定血流动力学参数的异常状况;将功能组中同一监测时间的选定血流动力学参数的异常状况与预设规则比较,确定该功能组在该监测时间的显示方式;按照确定的显示方式显示各功能组随时间变化的图谱。本发明有利于医生更快发现、更准确诊断患者状况或者疾病。

[0040] 专利文献CN1592595A公开本发明公开了从中心静脉压(CVP)、平均动脉压(MAP)、心率(HR)及体心温度(T)按下面的关系式测定平均肺动脉压(MPAP)、平均肺毛细血管楔压(MPCWP)及心脏指数的方法或设备: $MPAP = (a \times MAP) + CVP$  (对于 $MAP < 58$ ),  $V_a$ ; 或  $MPAP = (a \times MAP) + CVP - 10 \times INT[(MAX\{(MAP - 109), (CVP - 7), 0\}) / 10]$  (对于 $MAP > 58$ ),  $V_b$ ;  $MPCWP = (b \times MPAP) + CVP - 10 \times INT[CVP - 7 / 10]$ ,  $V_I$ ; 及  $CI = K(T \cdot CVP / HR^2)$ ,  $V_{II}$ ; 其中a和b约为0.15;  $MAX(x, y, z) = x, y$ 和 $z$ 这三项中最大的;  $INT[x] = x$ 的整数部分; MAP和CVP以mmHg进行测量; T是摄氏度; 及HR是次数/分钟; CI是升/平方米/分钟; 及K是可变常数,其值取决于CVP和HR的值为0~1000。

[0041] 专利文献CN107785081A公开本发明提供一种计算中心血流动力学指标的方法、装置、存储介质及设备。其中计算中心血流动力学指标的方法,包括如下步骤:利用采集的肱动脉血压对采集的桡动脉脉搏波信号进行标定,得到桡动脉压力波形;根据所述桡动脉压力波形,利用线性回归模型预测中心动脉波形形态;根据所述中心动脉波形形态,选择对应的所述桡动脉压力波形与中心动脉压力波形之间的传递函数,根据所述传递函数,利用所述桡动脉脉搏波信号重构中心动脉压力波形;根据所述中心动脉压力波形计算中心血流动力学指标。本发明仅需要提取桡动脉脉搏波就可以获取中心动脉压等血流动力学指标,桡动脉脉搏波比较稳定且易于提取,在人体测试时不存在安全隐患。

[0042] 专利文献CN104010566B公开描述了用于心脏健康测量的硬件和软件的方法论。获

取的受验者的各种血流动力学波形被分析,以计算或近似跨接重搏脉的两个区域中的固有频率。固有频率提供关于受验者心脏健康的度量/测量。系统可以被用来监测状况和/或被用来诊断。示例性使用包括,识别(诊断)以下情况的存在:心律不齐、心力衰竭、心房纤颤、动脉瘤、血管狭窄、或主动脉瓣功能障碍、和瓣膜移植的必要性;和/或监测充血性心力衰竭发展;连同结合日常对任何这种情况的测试,识别住院治疗的紧急需要。

[0043] 为此,如何以经济、有效的方式对血液流动力学参数进行无创测量是本发明要解决的技术问题之一。本发明要解决的另一技术问题是使用不同于现有技术的血液流动力学参数数据的计算机处理方法,将医生从繁复的记忆与判断脑力劳动中解脱出来。

[0044] 因此,设计出不同于现有技术的血液流动力学参数的无创测量系统和数据处理系统依然是本领域技术人员的研发方向。

### 发明内容

[0045] 为了克服现有技术的不足,本发明的目的之一在于提出血液流动力学参数的无创测量方法、系统,其能够在不能人体产生创伤性操作的情况下,准确、有效、广泛地测量出多个人体的心血管的血液流动力学参数,为医生的诊断提供有力的帮助。

[0046] 本发明的目的之二在于提出血液流动力学参数的数据处理方法和系统,其使用计算程序根据本发明提供判据规则来计算分析处理数量众多的血液流动力学参数数据,得出数量很少的中间参数数据结果,医生根据这些少量的中间参数,能够轻松地用于临床,提高医生的诊断效率和准确率,减轻医生的脑力负担。

[0047] 本发明的目的之一采用如下技术方案实现:所述血液流动力学参数的无创测量系统包括显示装置、打印装置、人体电阻抗检测装置、八芯导联线、和四对电极片;

[0048] 所述人体电阻抗检测装置通过所述八芯导联线与所述四对电极片电连接;

[0049] 所述人体电阻抗检测装置能够对所述四对电极片施加恒定的低幅高频电流——称为检测电流,由于主动脉和心脏搏动引起胸腔血液流动发生周期性变化,造成胸腔电阻抗呈周期性改变,从而,所述人体电阻抗检测装置能够纪录并输出阻抗微分心动图,并根据所述心动微分心动图通过计算得到所述血液流动力学参数;

[0050] 所述显示装置和所述打印装置与所述人体电阻抗检测装置数据通讯连接;

[0051] 所述显示装置包括显示屏幕,用于以数据表格或数据坐标图的方式显示测量得到的血液流动力学参数;

[0052] 所述打印装置能够将所述数据表格或数据坐标图打印出来。

[0053] 本发明的目的之二采用如下技术方案实现:血液流动力学参数的数据处理系统,其用于收集血液流动力学参数测量装置测量的数据,并进行标准格式的数据处理,形成医务人员可用的数据信息格式,其特征在于:所述血液流动力学参数的数据处理系统包括数据收集转换接口模块、数据标准化模块、和数据提炼模块;

[0054] 所述数据收集转换接口模块能够收集各种不同的所述血液流动力学参数测量装置测量得到的原始测量数据,并转换成所述数据标准化模块能够识别的数据形式——称为标准测量数据;所述原始测量数据在两种体位下测量得到:第一体位:端坐位或平躺位,总体特征是人体心脏相当于下肢处于第一高位置;第二体位:相较于第一体位,总体特征是人体心脏相当于下肢处于第二低位置;

[0055] 所述数据标准化模块能够将所述标准测量数据经过计算处理转化为医学的血液流动力学参数数据；

[0056] 所述数据提炼模块能够根据数据提炼规则，将所述血液流动力学参数数据归并为血流状态等级数据。

[0057] 使用上述货物包装装置的包装方法，包括以下步骤：

[0058] 根据本发明/发明的其它技术方案，其还可以包括以下一个或多个技术特征。只要这样的技术特征的组合是可实施的，由此组成的新的技术方案都属于本发明/发明的一部分。

[0059] 相比现有技术，本发明的有益效果在于：

[0060] • 在测量过程中不对人体产生肉体创伤，测量方便、高效、准确；

[0061] • 提高医生的诊断效率和准确率，减轻医生的脑力负担；

[0062] • 有利于在医疗保健系统内传播和推广专家诊断经验和知识；

[0063] • 将各种血流动力学数据参数电子化储存，便于后续进一步科研分析；

[0064] • 通过大数据分析，找到适合各类人种群的血流动力学数据正常分布范围。

## 附图说明

[0065] 参照附图，本发明的特征、优点和特性通过下文的具体实施方式的描述得以更好的理解，附图中：

[0066] 图1：本发明的血液流动力学参数的无创测量系统的一实施例的电极对的测量位置示意图；

[0067] 图2：本发明的血液流动力学参数的无创测量系统使用的胸腔阻抗法与 Swan-Ganz导管法同步测量心博量SV的散点图；

[0068] 图3：本发明的阻抗微分心动图精确性的科学文献研究列表；

[0069] 图4：无创血流动力学常规测量技术的测量与处理步骤示意图；

[0070] 图5：本发明采用微信号增幅还原法MIRDSAP技术的测量与处理步骤的示意图；

[0071] 图6：本发明的血液流动力学参数的无创测量系统生成、显示、打印的血流动力学报告的非限制性实例；

[0072] 图7：本发明的血液流动力学参数的无创测量系统的第一实施方式示意图；

[0073] 图8：本发明的血液流动力学参数的无创测量系统的第二实施方式示意图；

[0074] 图9：本发明的血液流动力学参数的数据处理系统的第一实施方式示意图；

[0075] 图10：本发明的血液流动力学参数的数据处理系统的第二实施方式示意图；

[0076] 图11：本发明的血液流动力学参数的无创测量系统生成、显示、打印的血流动力学报告的另一非限制性实例；

[0077] 图12：本发明的血液流动力学参数的数据处理系统的优选的两种测量体位的示意图。

[0078] 在图中，同一的或类似的元件使用同一数字标记，不同的元件使用不同的数字标记，其中：1、第一对电极片；2、第二对电极片；3、第三对电极片；4、第四对电极片。

## 具体实施方式

[0079] 在下文中,结合附图以及具体实施方式,对本发明做进一步描述。

### [0080] 发明构思

[0081] 检测原理:以心脏功能为核心的循环功能-血流动力学是目前唯一能够全面评价整个循环系统功能的技术手段,单次检测,即可涵盖整个循环系统功能,包括心脏、血液、血管:

[0082] 心脏动力,例如心肌收缩力,检测收缩强度及耗氧量评价心功能;

[0083] 心脏前负荷,例如血液容量,检测回心血量评价组织灌注;

[0084] 心脏后负荷,例如血管阻力,检测外周血管阻力评价血管弹性。

### [0085] 生理胸电容积阻抗法——ICG法

[0086] 生理基础是主动脉、心脏搏动引起的血流及容积变化,工作原理是欧姆定律。

[0087] 胸腔宛如导体,腔内组织导电性能各异。血液与体液阻抗最小,骨骼与肺泡阻抗最大。

[0088] 心脏射血,主动脉容积扩大,血量增加,血流速度快,红细胞有序排列,则阻抗降低。

[0089] 遵循欧姆定律:电阻=电压/电流。电流恒定时,电阻跟电压的变化成正比。如图1所示,于胸腔体表顶部——也就是颈根,及底部——也就是腋中线平剑突水平处,施加恒定的低幅高频电流,主动脉、心脏搏动引起的阻抗变化,再还原为人体阻抗,输出阻抗微分心动图。

### [0090] 生理胸电容积阻抗法的精确性

[0091] 检测电流为7 $\mu$ A,适合长期监护,并具备强抗干扰,重复性高,敏感性强;安全用于安装了起搏器人士,亦适合仪器密集的环境,分别ICU、手术室等。

[0092] 如图2和图3所示,超过100个临床试验证实ICG法与Swan-Ganz导管法相关系数介于0.73-0.91。

### [0093] 数字化强抗干扰技术

[0094] 本发明的无创血流动力检测系统,也称为血液流动力学参数的无创测量系统,采用32位数字信号胸腔阻抗信号数模转换芯片,其使用微信号增幅还原法——也称为玛德赛,英文简称MIRDSAP,其能够排除电磁干扰,并能够对高频信号以数字式进行压缩处理,并在数据传输时对信号进行分析、剔除杂波、还原信号,其中,所述高频信号例如为1600KHz,160万次/秒。图4和图5示出了无创血流动力常规测量技术与采用MIRDSAP技术的测量效果比较。

[0095] 本发明的血液流动力学参数的无创测量系统适应的医院科室:ICU、心内科、老年科、肾内科、康复外科、急诊科、麻醉科、妇产科、体检科。

### [0096] 临床应用举例

[0097] 心内科/老年科:客观评估心血管疾病治疗前和治疗中的病理生理进程,对因治疗,及时调整治疗方案。客观评估各种心血管药物的使用时机、用量、停机时机。容量管理,客观评估适合患者的输液量。全面管理心脏介入术前后心功能恢复情况和手术效果,为心康复提供客观依据。

[0098] ICU/急诊科:监测不适于有创监测者的血流动力学。无需校准,高灵敏定量监测各

种药物疗效,适应病情快速变化,实时提示治疗方案调整。有创监测结束后的血流动力学监测。

[0099] 麻醉/加速康复外科:目标导向液体治疗,以血流动力学指标,例如心搏量,为目标,通过液体负荷,维持手术期心搏量最大化方案。

[0100] 图6示出本发明的血流动力学参数的无创测量系统生成、显示、打印的血流动力学报告示例。

[0101] 血流动力学参数变化的判读规则

[0102] 在下文的血流动力学参数变化的判读规则中,用到两个体位测量的两组数据,其中,第一个体位一般指:端坐位或平躺位,总体特征是人体心脏相当于下肢处于较高位置;增加回心血量后(第二个体位)一般指:相较于第一个体位,总体特征是人体心脏相当于下肢处于较低位置。在下文中,血流动力学参数的英文简名后面的数字表示测量体位序号,其中,1表示第一体位,2表示第二体位,血流动力学参数的中文名称或者英文简名未标注数字后缀的,其默认为在第一体位测量得到。

[0103] 本发明的数据处理系统能够测量和计算得到的血流动力学参数的中文名称和英文简名对照如下:心输出量CO;心脏指数CI;心搏量SV;心搏指数SI;心率变律性胸液传导性TFC;每搏变异率SVV;血管容积;每搏外周阻力SSVR;每搏外周阻力指数SSVRI;系统阻力SVR;血管弹性;左心室每搏做功LSW;左心室每搏做功指数LSWI;射血前期PEP;左室射血时间VET;收缩时间比STR;射血收缩指数EPCI;变力状态指数ISI;收缩变力性;心率HR;收缩压SBP;舒张压DBP;平均压MAP。

[0104] 基本情况分析:

[0105] 1、灌注:

[0106] 如果 $3.0 > CI > 2.0$ 则表示灌注正常但偏低( $50 > SV$ 则表示由快心率代偿的灌注正常; $60 > HR$ 则表示由SV代偿的灌注正常);

[0107] 如果 $2.0 > CI$ ,则表示低灌注;

[0108] 如果 $4.5 > CI \geq 3.0$ ,则表示灌注正常;

[0109] 如果 $5.0 \geq CI \geq 4.5$ 则表示灌注正常偏高;

[0110] 如果 $CI > 5.0$ ,则表示高灌注。

[0111] 2、血压:

[0112]  $70 >$ 平均压(MAP),则平均压低;

[0113]  $MAP > 105$ ,则平均压高;

[0114]  $105 \geq MAP \geq 70$ ,则平均压正常。

[0115] 收缩压 $\geq 140$ ,则收缩压高;

[0116]  $140 >$ 收缩压 $\geq 90$ ,则收缩压正常;

[0117]  $90 >$ 收缩压,则收缩压低。

[0118] 舒张压 $\geq 90$ ,则舒张压高;

[0119]  $90 >$ 舒张压 $\geq 60$ ,则舒张压正常;

[0120]  $60 >$ 舒张压,则舒张压低。

[0121] 3、心率(HR):

[0122]  $100 \geq HR \geq 60$ ,则心率正常;

- [0123]  $60 > HR$ , 则心率偏慢;
- [0124] 心率变异性  $> 50$ 、 $HR > 100$ , 则心率快, 建议降低心率;
- [0125]  $50 > \text{心率变异性} > -50$ ,  $HR > 100$ , 则提示心率偏快是由于低搏出量的有益代偿, 建议改善低搏出量。
- [0126] 4、肺水情况:
- [0127]  $TFC > 0.045$ , 则表示肺水过多;
- [0128]  $TFC \cong 0.035$ 、 $-50\% > \text{血管容积}$ 、血压正常, 则表示肺水过多。
- [0129] 血流动力学内因分析:
- [0130] 1、前负荷:
- [0131] 如果  $TFC2 \cong TFC1$  且收缩变力性  $1 > \text{收缩变力性}2$ , 则表示前负荷过饱和, 建议减前负荷;
- [0132] 如果  $TFC1 > TFC2$ , 则表示前负荷过饱和, 建议减前负荷;
- [0133] 如果  $TFC2 \cong TFC1$  且收缩变力性  $2 > -50\% > \text{收缩变力性}1$ , 则表示前负荷偏低, 建议适量增加前负荷;
- [0134] 如果  $TFC2 \cong TFC1$  且收缩变力性  $2 > \text{收缩变力性}1 > -50\%$ , 则表示前负荷正常;
- [0135] 如果  $TFC2 \cong TFC1$  且  $5\% > (\text{收缩变力性}2 - \text{收缩变力性}1)$  则表示前负荷趋于饱和;
- [0136] 如果  $TFC2 \cong TFC1$ 、 $-50\% > \text{收缩变力性}2$  且  $(\text{收缩变力性}2 - \text{收缩变力性}1) \cong 30\%$  则表示前负荷偏低, 建议适量增加前负荷。
- [0137] 2、心肌收缩力:
- [0138] 如果收缩变力性  $1$  和者收缩变力性  $2 > -50\%$ , 则心肌收缩力正常;
- [0139] 如果收缩变力性  $1 > -50\%$  而  $-50\% > \text{收缩变力性}2$ , 或者  $-50\% > \text{收缩变力性}1$  而收缩变力性  $2 > -50\%$  则表示心肌收缩力有储备;
- [0140] 如果收缩变力性  $1 > 50\%$  或者收缩变力性  $2 > 50\%$ , 则表示心肌亢奋, 建议降低心肌收缩力;
- [0141] 如果  $-50\% > \text{收缩变力性}1$  和收缩变力性  $2$ , 但  $|\text{收缩变力性}1 - \text{收缩变力性}2| > 30\%$ , 则表示心肌收缩力有储备;
- [0142] 如果  $-50\% > \text{收缩变力性}1$  但  $SV1 > 50$  或者收  $-50\% > \text{收缩变力性}2$  但  $SV2 > 50$ , 则表示心肌做功偏低, 心肌发生重构但还在代偿, 建议改善心肌重构现象。
- [0143] 如果  $-50\% > \text{收缩变力性}1$  和收缩变力性  $2$  且  $50 > SV1$  和  $SV2$ , 则表示心肌收缩力低, 建议改善心肌收缩力。
- [0144] 3、心肌舒张功能:
- [0145]  $|\text{收缩变力性}1 - \text{收缩变力性}2| - |(SV1 - SV2) \div SV1 \times 100\%| > 10\%$  则提示心肌舒张功能下降, 建议改善心肌舒张功能;
- [0146] 如果收缩变力性  $1 > -50\%$  但  $50 > SV1$  或者收缩变力性  $2 > -50\%$  但  $50 > SV2$ , 而且没有发现心脏瓣膜有返流的情况想则提示心肌舒张功能下降, 建议改善舒张功能。
- [0147] 4、心脏瓣膜返流:
- [0148] 如果  $SV1 > SV2$  但收缩变力性  $2 > \text{收缩变力性}1$  或者  $SV2 > SV1$  但收缩变力性  $1 > \text{收缩变力性}2$  则提示心脏瓣膜出现返流情况, 请结合心脏超声排查;
- [0149] 如果收缩变力性  $1 > -50\%$  但  $50 > SV1$  或者收缩变力性  $2 > -50\%$  但  $50 > SV2$ ,  $10\% > |收$

缩变力性1-收缩变力性2 $|-|(SV1-SV2) \div SV1 \times 100\%$ | 则提示心脏瓣膜出现返流情况,请结合心脏超声排查。

[0150] 5、后负荷:

[0151] 如果血压正常,则后负荷调节正常;

[0152] 如果血压高,但 $2.0 > CI$ 则提示后负荷高,建议减后负荷;

[0153] 如果血压高,但 $CI > 4.5$ 、 $50\% >$ 血管弹性、 $1500 > SVR$ ,则提示后负荷正常,血压高是由于灌注偏高的原因;

[0154] 如果血压高,但 $CI > 4.5$ 、血管弹性 $> 50\%$ 、 $SVR > 1500$ ,则提示后负荷高,血压高是由于灌注偏高、后负荷高共同引起的原因;

[0155] 但 $4.5 > CI > 2.0$ 、 $50\% >$ 血管弹性、 $1500 > SVR$ ,则提示后负荷正常但调节失衡,血压高是由于后负荷调节失衡的原因,建议减后负荷;

[0156] 如果血压低, $CI > 2.0$ ,则提示后负荷偏小,建议提高后负荷;

[0157] 如果血压低, $2.0 > CI$ ,血管弹性 $> 50\%$ 、 $SVR > 1500$ 则提示后负荷正常,血压低是由于低灌注的原因;

[0158] 如果血压低, $2.0 > CI$ 、 $50\% >$ 血管弹性、 $1500 > SVR$ ,则提示血压低是低灌注和后负荷调节失衡两个原因共同引起。

[0159] 基于上述发明构思,参照图1至7,根据本发明的血液流动力学参数的无创测量系统的一实施方式,所述血液流动力学参数的无创测量系统包括显示装置、打印装置、人体电阻抗检测装置、八芯导联线、和四对电极片;

[0160] 所述人体电阻抗检测装置通过所述八芯导联线与所述四对电极片电连接;

[0161] 所述人体电阻抗检测装置能够对所述四对电极片施加恒定的低幅高频电流——称为检测电流,由于主动脉和心脏搏动引起胸腔血液流动发生周期性变化,造成胸腔电阻抗呈周期性改变,从而,所述人体电阻抗检测装置能够纪录并输出阻抗微分心动图,并根据所述心动微分心动图通过计算得到所述血液流动力学参数;

[0162] 所述显示装置和所述打印装置与所述人体电阻抗检测装置数据通讯连接;

[0163] 所述显示装置包括显示屏幕,用于以数据表格或数据坐标图的方式显示测量得到的血液流动力学参数;

[0164] 所述打印装置能够将所述数据表格或数据坐标图打印出来。

[0165] 可以理解的是,参照图1,所述四对电极片分布在胸腔的顶部和底部,所述八芯导联线具有8根导电线,分别连接一个电极片,同一侧相邻的两个电极片构成一对电极片,共组成四对电极片:第一对电极片1、第二对电极片2、第三对电极片3、第四对电极片4。有利地,所述电极片为圆片的形式,可选地,所述电极片为椭圆片、方形片的形式。所述人体电阻抗检测装置例如为深圳千帆医疗仪器有限公司生产的无创血流动力检测系统CSM3100,可选地,所述人体电阻抗检测装置是日本光电生产的RM-6000型多导生理记录仪,与该机匹配的PI-600G和EQ-600G阻抗及微分放大器插件。所述显示装置的显示屏幕例如是触摸式液晶显示屏,所述打印装置例如是激光打印机或喷墨打印机。

[0166] 优选地,血液流动力学参数的无创测量系统还包括信息输入装置,例如键盘、鼠标或者手写笔,用于将信息输入到所述人体电阻抗检测装置中。

[0167] 所述无创测量系统按以下方式测量所述血液流动力学参数:

[0168] 如图1所示,将所述四对电极片中的两对按相互对置的方式粘贴于被测试者的胸腔体表顶部的颈根处;

[0169] 如图1所示,将所述四对电极片中的另外两对按相互对置的方式粘贴于所述被测试者的胸腔体表底部的腋中线平剑突水平处;

[0170] 所述被测试者按平卧或半卧体位保持身体安静;

[0171] 设置所述被测试者的基本信息,开始检测;

[0172] 在所述显示装置的显示屏幕上显示测量得到的所述血液流动力学参数;

[0173] 所述打印装置打印出所述血液流动力学参数的数据表格或数据坐标图。

[0174] 优选地,所述检测电流为 $5\mu\text{A}$ 至 $10\mu\text{A}$ ,或者为 $7\mu\text{A}$ 。

[0175] 优选地,在同一位置的同一侧的两个电极片之间的距离为3厘米至7厘米,或者为5厘米。

[0176] 优选地,所述人体电阻抗检测装置包括32位数字信号胸腔阻抗信号数模转换芯片,其中,所述32位数字信号胸腔阻抗信号数模转换芯片能够排除电磁干扰,并能够对高频信号以数字式进行压缩处理,并在数据传输时对信号进行分析、剔除杂波、还原信号。

[0177] 优选地,所述血液流动力学参数包括心排量参数、心脏动力参数、心脏前负荷参数、心脏后负荷参数、心脏常规参数。

[0178] 优选地,所述心排量参数包括心输出量CO、心脏指数CI、心搏量SV、心搏指数SI、和心率变律性;

[0179] 所述心脏前负荷参数包括胸液传导性TFC、每搏变异率SVV、和血管容积;

[0180] 所述心脏后负荷参数包括每搏外周阻力SSVR、每搏外周阻力指数SSVRI、系统阻力SVR、和血管弹性;

[0181] 所述心脏动力参数包括左心室每搏做功LSW、左心室每搏做功指数LSWI、射血前期PEP、左室射血时间VET、收缩时间比STR、射血收缩指数EPCI、变力状态指数ISI、和收缩变力性;

[0182] 所述心脏常规参数包括心率HR、收缩压SBP、舒张压DBP、和平均压MAP。

[0183] 根据本发明的血液流动力学参数的无创测量系统的另一实施方式,参照图8,所述血液流动力学参数的无创测量系统包括显示装置、打印装置、人体电阻抗检测装置、八芯导联线、四对电极片、和安装支架,其中,所述安装支架用于支承或固定所述显示装置、所述打印装置、和所述人体电阻抗检测装置。这样的设计能够有效地将各个装置整合为一个工作稳定可靠的测量系统。

[0184] 对所述测量系统收集的生理数据进行自动化处理,以便于医生对其进行医学评价,这是大数据时代研发方向。为此,发明人提出血液流动力学参数的数据处理系统。

[0185] 根据本发明的血液流动力学参数的数据处理系统的第一实施方式,参照图9,所述血液流动力学参数的数据处理系统用于收集血液流动力学参数测量装置测量的数据,并进行标准格式的数据处理,形成医务人员可用的数据信息格式。所述血液流动力学参数的数据处理系统包括数据收集转换接口模块、数据标准化模块、和数据提炼模块。

[0186] 所述数据收集转换接口模块能够收集各种不同的所述血液流动力学参数测量装置测量得到的原始测量数据,并转换成所述数据标准化模块能够识别的数据形式——称为标准测量数据;所述原始测量数据在两种体位下测量得到:第一体位:端坐位或平躺位,总

体特征是人体心脏相当于下肢处于第一高位置;第二体位:相较于第一体位,总体特征是人体心脏相当于下肢处于第二低位置。可以理解的是,所述数据收集转换接口模块可以接收来自U盘、电子邮件发送来的数据文件,所述数据收集转换接口模块也可以接收各种通讯协议例如串行通讯协议、HTTP通讯协议、WINSOCKET通讯协议发送的实时测量数据,并根据相应的数据转换规则转换成所述数据标准化模块能够识别的标准测量数据形式。参照图12,所述原始测量数据根据心脏相对于下肢的两个不同位置来测量,在第一高位置,人体心脏在垂直于地心的方向上高于或齐平于下肢,在第二低位置,人体心脏在垂直于地心的方向上低于下肢。标准测量数据是指本发明的数据处理系统设定的数据格式,例如为文本数据、EXCEL表格数据、ACCESS 数据表格式、SQL Server数据表格式。如下文代码一所示,标准测量数据格式为文本字符串s。

[0187] 所述数据标准化模块能够将所述标准测量数据经过计算处理转化为医学的血液流动力学参数数据。对于使用本发明的无创血流动力学检测系统CSM3100,其能够将测量的电信号数据转化为

[0188] 所述数据提炼模块能够根据数据提炼规则,将所述血液流动力学参数数据归并为血流状态等级数据。

[0189] 这些数据可以是来源于有创或无创测量的数据,也可以是任何能够获得这些数据的测量技术。

[0190] 所述血液流动力学参数测量装置例如可以是上文所述的血液流动力学参数的无创测量系统,也可以是PICCO监测仪,或者深圳千帆医疗仪器有限公司的 CSM-3000无创血流动力学检测系统。

[0191] 所述血液流动力学参数的数据处理系统实现了将数字信息相应转化为文本信息的功能,达到了将医护人员从大量的研读数字信息的脑力劳动中解脱出来,提高了工作效率。

[0192] 作为所述标准测量数据具体实例,如下代码一所示,其为文本字符串s的形式。

[0193] 代码一:所述标准测量数据s经过简单处理转化为医学的血液流动力学参数数据,这是因为使用本发明的血液流动力学参数的无创测量系统本身已经将原始测量数据转化为血液流动力学参数数据。

```
private bool Init(string s)
{
    try
    {
        char[] seperator = new char[] { ' ' };
        string []ss=s.Split(seperator,StringSplitOptions.RemoveEmptyEntries);
        float.TryParse(ss[0], out CI);
        //float.TryParse(ss[1], out SV);
        float.TryParse(ss[1], out SV1);
        float.TryParse(ss[2], out SV2);
        float.TryParse(ss[3], out HR);
        float.TryParse(ss[4], out MAP);
        float.TryParse(ss[5], out DBP);
        float.TryParse(ss[6], out SBP);
        //float.TryParse(ss[8], out TFC);
        float.TryParse(ss[7], out TFC1);
        float.TryParse(ss[8], out TFC2);
        float.TryParse(ss[9], out Volemia);
        float.TryParse(ss[10], out Inotropy1);
        float.TryParse(ss[11], out Inotropy2);
        float.TryParse(ss[12], out Vaso);
        float.TryParse(ss[13], out SVR);
        float.TryParse(ss[14], out Chronotropy);
    }
    catch (Exception e)
    {
        File.AppendAllText(@".\log.txt", e.Message);
        return false;
    }
    return true;
}
```

[0194]

[0195]

[0196] 优选地,所述原始测量数据是阻抗值、和阻抗值的时间微分。如图4、图5 示出测量信号经技术处理,变成可读取和计算的数据信息。

[0197] 优选地,所述标准测量数据是心阻抗血流图数据,其中,所述心阻抗血流图数据包

括总阻抗图 $\Delta Z$ 和心阻抗微分图;关于心阻抗血流图的技术细节可参见图3中科学文献的指引进行理解,专利文献CN1221325A也提供了更多相关技术细节。

[0198] 所述心阻抗微分图包括:

[0199] A波,又称房缩波,其位于心电图P波之后,与第四心音S4相对应,其产生与心房收缩有关;

[0200] C波,又称室缩波,其位于心电图QRS波之后,其产生与心室收缩时主、肺动脉射血有关;

[0201] O波,又称室舒波,其位于心电图T波之后,与ACG的O点和心音图左房室瓣开瓣音OS相对应;

[0202] B点:为心室射血始点,其是C波的起点,代表半月瓣开放,心室开始射血;

[0203] X点:为心室射血终点,其位于C波之后,是所述心阻抗微分图的最高点,与心音图主动脉瓣成分A2相对应,代表左心室射血结束;

[0204] Y点:为肺动脉瓣关闭点,其位于X点之后,与肺动脉瓣成份P2相对应,代表右心室射血完毕;

[0205] E点:为心室的充盈点,其位于O波之后,与心音图S3相对应,代表心室快速充盈期结束和缓慢充盈期开始的标志点。

[0206] 关于上述心阻抗血流图内容的更多细节可参见百度百科词条“心阻抗血流图”,本文不再详述。

[0207] 优选地,所述血液流动力学参数数据包括心排量参数数据、心脏动力参数数据、心脏前负荷参数数据、心脏后负荷参数数据、和心脏常规参数数据;

[0208] 所述心排量参数包括心输出量CO、心脏指数CI、心搏量SV、心搏指数SI、和心率变律性;

[0209] 所述心脏前负荷参数包括胸液传导性TFC、每搏变异率SVV、和血管容积;

[0210] 所述心脏后负荷参数包括每搏外周阻力SSVR、每搏外周阻力指数SSVRI、系统阻力SVR、和血管弹性;

[0211] 所述心脏动力参数包括左心室每搏做功LSW、左心室每搏做功指数LSWI、射血前期PEP、左室射血时间VET、收缩时间比STR、射血收缩指数EPCI、变力状态指数ISI、和收缩变力性;

[0212] 所述心脏常规参数包括心率HR、收缩压SBP、舒张压DBP、和平均压MAP。

[0213] 上述参数的计算方法和计算公式可以从教科书和现有技术中找到,例如,《临床血流动力学》刘大为主编,人民卫生出版社,2013,ISBN 978-7-117-17650-7;《SYSTEMIC HEMODYNAMICS AND HEMODYNAMIC MANAGEMENT》,by B.Bo Sramek,Ph.D.,ISBN 1-59196-046-0。这里不再详述,具体地,心输出量CO的计算公式参见Sramek博士的所述英文著作的方程式Eq.2.14;心脏指数 $CI=CO/BAS$ ,其中BAS为体表面积;心搏量SV参见方程式Eq.2.20,心搏指数 $SI=SV/BAS$ ,心率变律性参见Sramek博士的所述英文著作的第89页第5.5.3.2节;胸液传导性 $TFC=1/ZO$ ,其中,ZO为阻抗;每搏变异率 $SVV=(SV_{max}-SV_{min})/SV_{min}$ ;系统阻力SVR的计算公式参见Sramek博士的所述英文著作的方程式Eq.4.2a;收缩变力性参见Sramek博士的所述英文著作的第5.5.3.1节;血管容积参见Sramek博士的所述英文著作的第89页第5.5.3.2节;血管弹性第90页第5.5.3.3节。

[0214] 关于“胸阻抗法无创血流动力学检测”的参数TFC结合PLR实验后在右心室前负荷判断中的应用介绍：

[0215] 1、TFC是反映胸腔液体的导电性的一个参数，胸腔液体量越多，TFC的值就越大，反之则越小。

[0216] 2、PLR实验：参照图12，被动抬腿（PLR）实验是在自主呼吸，甚至在心律失常的患者评估容量反应性的“金标准”，可以减少液体的应用。但是PLR 增加前负荷的效益短暂，最大血流动力学效果发生在抬腿后1分钟，所以对观察指标的灵敏度要求高（如SV或心肌收缩力参数）。而且目前大多数的血流动力学监测工具都只监测到左心室的SV或心肌收缩力参数，如果当右心室出现问题时比如右心衰，在PLR后其实对左心室来说其实变成了减回心血量（回左心室）了，此时通过PLR再用左心室的SV或心肌收缩力的参数结合Frank-Starling 定律来判断容量反应性就不合适了。所以在临床运用PLR实验判断容量反应性时，先要判断右心室的容量反应性。

[0217] 综合1和2，其实可以打一个形象的比方：胸腔就好比一个蓄水池，水的多少可以用TFC来表示；右心室是进水口阀门，左心室是出水口阀门，只不过这两个阀门都要遵守Frank-Starling定律而已。

[0218] 为了便于区别：我们把PLR之前体位测得的TFC用“TFC1”表示，PLR 后测得的TFC用“TFC2”表示。1、当TFC1>TFC2时，表示增加右心室回心血量后整个胸腔的液体量反而减少了，根据心脏定律可以判断出右心室的容量反应性为负，也就是右心室容量超过心肌拐点。2、TFC1<TFC2时，表示增加右心室回心血量后整个胸腔的液体量增加了，根据心脏定律可以判断出右心室的容量反应性为正，也就是右心室容量未超过心肌拐点。

[0219] 可以理解的是，上述参数的所述计算公式和计算方法仅是优选的实施例，其它类似的计算方法获得的参数数据也是本发明可以处理的数据。

[0220] 本申请的主要技术贡献在于将这些血液流动力学参数数据进行分级处理，并根据相关医学和生理学知识，对所述血液流动力学参数数据组合判读，用电脑数据分析代替医生进行基本的数据解读，节省医生临床大量的数据判读时间，提高医生的工作效率。

[0221] 优选地，所述血流状态等级数据包括血流动力学基本状态等级数据和血流动力学内因状态等级数据；

[0222] 所述血流动力学基本状态等级数据包括灌注等级数据、血压等级数据、心率等级数据和肺水等级数据；

[0223] 所述血流动力学内因状态等级数据包括前负荷等级数据、心肌收缩等级数据、心肌舒张等级数据、心脏瓣膜返流等级数据、和后负荷等级数据。

[0224] 优选地，所述灌注等级数据包括灌注低、灌注偏低、灌注正常、灌注偏高、灌注高；

[0225] 所述血压等级数据包括平均血压高、平均血压正常、平均血压低；收缩压高、收缩压正常、收缩压低；舒张压高、舒张压正常、舒张压低；

[0226] 所述心率等级数据包括心率慢、心率偏慢、心率正常、心率偏快、心率快；

[0227] 所述肺水等级数据包括肺水过多、肺水正常。

[0228] 优选地，所述前负荷等级数据包括前负荷过饱和、前负荷趋于饱和、负荷正常、前负荷偏低；

[0229] 所述后负荷等级数据包括后负荷正常、后负荷高、后负荷偏小；后负荷调节正常、

后负荷调节失衡；

[0230] 所述心肌收缩等级数据包括心肌收缩力正常、心肌收缩力有储备、心肌亢奋、心肌做功偏低、心肌收缩力低；

[0231] 所述心肌舒张等级数据包括心肌舒张功能下降、心肌舒张功能正常、心肌舒张功能上升；

[0232] 所述心脏瓣膜返流等级数据包括心脏瓣膜出现返流、心脏瓣膜正常。

[0233] 如上所述，将大量的数字数据分成若干用文字表示的等级，其可读性增强，医生不再需要根据数字信息来得到文字意义，而是直接从文字信息来推断生理信息，从而节省了医生大量的研读测量数据的时间。

[0234] 优选地，所述数据提炼模块包括灌注分级子模块、平均血压分级子模块、收缩压分级子模块、舒张压分级子模块、心率分级子模块、肺水分级子模块、前负荷分级子模块、后负荷分级子模块、心肌收缩分级子模块、心肌舒张分级子模块、心脏瓣膜返流分级子模块。可以理解的是，所述血液流动力学参数数据无论是保存在文本文件中或数据库中，通过上述程序模块，对数据进行分级处理。

[0235] 优选地，基于所述血液流动力学参数数据，所述灌注分级子模块按以下分级方式对所述灌注等级数据进行分级：

[0236] 灌注低： $2.0 >$  心脏指数CI

[0237] 灌注偏低： $3.0 >$  心脏指数CI  $>$  2.0

[0238] 灌注正常： $4.5 >$  心脏指数CI  $\geq$  3.0

[0239] 灌注偏高： $5.0 \geq$  心脏指数CI  $\geq$  4.5

[0240] 灌注高：心脏指数CI  $>$  5.0。

[0241] 所述灌注分级子模块例如可以通过下述C#源代码和计算装置例如电脑来实现。

[0242] 代码二：所述灌注分级子模块的源代码示例。

```
private string TestCI()
{
    switch (CI)
    {
        case float n when n < 2.0:
            return "低灌注";

        case float n when n >= 2.0 && n < 3.0:
            if (SV1 < 50 || SV2<50)
                return "快心率代偿的灌注正常";
            return "灌注正常但偏低";
        //break;

        case float n when n >= 3.0 && n < 4.5:
            return "灌注正常";

        case float n when n >= 4.5 && n < 5.0:
            return "灌注正常偏高";

        case float n when n >= 5.0:
            return "高灌注";

        default:
            return "错误";
    }
}
```

[0244] 优选地,基于所述血液流动力学参数数据,所述平均血压分级子模块按以下分级方式对所述血压等级数据进行分级:

[0245] 平均血压高:平均压MAP>105;

[0246] 平均血压正常:105 $\geq$ 平均压MAP $\geq$ 70;

[0247] 平均血压低:70>平均压MAP。

[0248] 所述平均血压分级子模块例如可以通过下述C#源代码和计算装置例如电脑来实现。

[0249] 代码三:所述平均血压分级子模块的源代码示例。

```
private string TestMAP()//改过 84: 70,105:100
{
    switch(MAP)
    {
        case float n when n < 70:
            return "平均动脉压低";
        case float n when n >= 70 && n <= 105:
[0250]         return "平均动脉压正常";
        case float n when n > 105:
            return "平均动脉压高";
        default:
            return "错误";
    }
}
```

[0251] 优选地,基于所述血液流动力学参数数据,所述收缩压分级子模块按以下分级方式对所述血压等级数据进行分级:

[0252] 收缩压高:收缩压 $\geq$ 140;

[0253] 收缩压正常:140>收缩压 $\geq$ 90;

[0254] 收缩压低:90>收缩压。

[0255] 所述收缩压分级子模块例如可以通过下述C#源代码和计算装置例如电脑来实现。

[0256] 代码四:所述收缩压分级子模块的源代码示例。

```
private string TestMapLow()
{
    switch (SBP)
    {
        case float n when n < 90:
            return "收缩压低";
        case float n when n >= 90 && n < 140:
[0257]         return "收缩压正常";
        case float n when n >= 140:
            return "收缩压高";
        default:
            return "错误";
    }
}
```

[0258] 优选地,基于所述血液流动力学参数数据,所述舒张压分级子模块按以下分级方式对所述血压等级数据进行分级:

[0259] 舒张压高:舒张压 $\geq 90$ ;

[0260] 舒张压正常: $90 >$ 舒张压 $\geq 60$ ;

[0261] 舒张压低: $60 >$ 舒张压。

[0262] 所述舒张压分级子模块例如可以通过下述C#源代码和计算装置例如电脑来实现。

[0263] 代码五:所述舒张压分级子模块的源代码示例。

```
private string TestMapHigh()
{
[0264]     switch (DBP)
    {
        case float n when n < 60:
            return "舒张压低";
    }
}
```

```

        case float n when n >= 60 && n < 90:
            return "舒张压正常";
        case float n when n >= 90:
            return "舒张压高";
[0265] default:
            return "错误";
    }
}

```

[0266] 优选地,基于所述血液流动力学参数数据,所述心率分级子模块按以下分级方式对所述心率等级数据进行分级:

[0267] 心率偏慢:60>心率HR;

[0268] 心率正常:100 $\geq$ 心率HR $\geq$ 60;

[0269] 心率偏快:50>心率变律性>-50,心率HR>100;

[0270] 心率快:心率变律性>50、心率HR>100。

[0271] 所述心率分级子模块例如可以通过下述C#源代码和计算装置例如电脑来实现。

[0272] 代码六:所述心率分级子模块的源代码示例。

```

private string TestHR()
{
    switch (HR)
    {
        case float n when n < 60:
            return "心率偏慢";
[0273] case float n when n >= 60 && n <= 100:
            return "心率正常";
        case float n when n > 100:
            if (Chronotropy > 50)
                return "心率快, 建议降低心率";
            if ((Chronotropy >= -50) && (Chronotropy <= 50))
                return "心率偏快是由于低搏出量的有益代偿, 建议改善低搏出量来调整心率";
            return "心率快";
        default:
[0274] return "错误";
    }
}

```

[0275] 优选地,基于所述血液流动力学参数数据,所述肺水分级子模块按以下分级方式对所述肺水等级数据进行分级:

[0276] 肺水过多:胸液传导性 $TFC > 0.045$ ,或者胸液传导性 $TFC \geq 0.035$ 、且 $-50\% >$  血管容积。

[0277] 所述肺水分级子模块例如可以通过下述C#源代码和计算装置例如电脑来实现。

[0278] 代码七:所述肺水分级子模块的源代码示例。

[0279]

```
private string TestTFC()
{
    if (TFC1 > 0.045 || TFC2>0.045)
        return "肺水过多,建议排查原因";
    else if ((TFC1 >= 0.035 || TFC2>=0.035) && Volemia < -50 && TestMAP()=="平均压正常")
        return "肺水过多,建议排查原因";
    else
        return "肺水正常";
}
```

[0280] 优选地,基于所述血液流动力学参数数据,所述前负荷分级子模块按以下分级方式对所述前负荷等级数据进行分级:

[0281] 前负荷过饱和:胸液传导性 $TFC2 \geq$ 胸液传导性 $TFC1$ ,且收缩变力性 $1 >$ 收缩变力性 $2$ ;或者,胸液传导性 $TFC1 >$ 胸液传导性 $TFC2$ ;

[0282] 前负荷趋于饱和:胸液传导性 $TFC2 \geq$ 胸液传导性 $TFC1$ 且 $5\% >$  (收缩变力性 $2 -$ 收缩变力性 $1)$ ;

[0283] 负荷正常:胸液传导性 $TFC2 \geq$ 胸液传导性 $TFC1$ 且收缩变力性 $2 >$ 收缩变力性 $1 > -50\%$ ;

[0284] 前负荷偏低:胸液传导性 $TFC2 \geq$ 胸液传导性 $TFC1$ 且收缩变力性 $2 > -50\% >$  收缩变力性 $1$ ;或者,胸液传导性 $TFC2 \geq$ 胸液传导性 $TFC1$ 、 $-50\% >$ 收缩变力性 $2$ 、且(收缩变力性 $2 -$ 收缩变力性 $1) \geq 30\%$ ;

[0285] 其中,胸液传导性 $TFC1$ 、收缩变力性 $1$ 按所述第一体位测量和计算得到,胸液传导性 $TFC2$ 、收缩变力性 $2$ 按所述第二体位测量和计算得到。

[0286] 所述前负荷分级子模块例如可以通过下述C#源代码和计算装置例如电脑来实现。

[0287] 代码八:所述前负荷分级子模块的源代码示例。

```

private string Preload()
{
    if (TFC2 >= TFC1 && Inotropy1 > Inotropy2)
        return "前负荷过饱和, 建议减前负荷";
    else if (TFC1 > TFC2)
        return "前负荷过饱和, 建议减前负荷";
    else if (TFC2 >= TFC1 && Inotropy2 > -50 && -50 > Inotropy1)
        return "前负荷偏低, 建议适量增加前负荷";
[0288] else if (TFC2 >= TFC1 && Inotropy2 > Inotropy1 && Inotropy1 > -50)
        return "前负荷正常";
    else if (TFC2 >= TFC1 && 5 > (Inotropy2 - Inotropy1))
        return "前负荷趋于饱和, 建议严格控制液体出入量";
    else if (TFC2 > TFC1 && -50 > Inotropy2 && (Inotropy2 - Inotropy1) >= 3)
        return "前负荷偏低, 建议适量增加前负荷";
    else
        return "前负荷正常";
}

```

[0289] 优选地,基于所述血液流动力学参数数据,所述后负荷分级子模块按以下分级方式对所述后负荷等级数据进行分级:

[0290] 后负荷正常:平均压MAP高,但心脏指数CI>4.5、50%>血管弹性、1500>系统阻力SVR;或者,4.5>心脏指数CI>2.0、50%>血管弹性、1500>系统阻力SVR;或者,平均压MAP低,2.0>心脏指数CI,血管弹性>50%、系统阻力SVR>1500;

[0291] 后负荷高:平均压MAP高,但2.0>心脏指数CI;或者,平均压MAP高,但心脏指数CI>4.5、血管弹性>50%、系统阻力SVR>1500;

[0292] 后负荷偏小:平均压MAP低,心脏指数CI>2.0;

[0293] 后负荷调节正常:平均压MAP正常;

[0294] 后负荷调节失衡:4.5>心脏指数CI>2.0、50%>血管弹性、1500>系统阻力SVR;或者,血压低,2.0>心脏指数CI、50%>血管弹性、1500>系统阻力SVR。

[0295] 所述后负荷分级子模块例如可以通过下述C#源代码和计算装置例如电脑来实现。

[0296] 代码九:所述后负荷分级子模块的源代码示例。

```

private string AfterLoad()
{
    string s = TestMAP();
    string sr = "后负荷调节正常";

    if ( s== "平均压正常")
        sr= "后负荷调节正常";
    else if( s== "平均压高")
    {
        if (2.0 > CI)
            sr = "后负荷高, 建议减后负荷";
        else if (CI > 4.5 && 0.5 > Vaso && 1500 > SVR)
            sr = "后负荷正常, 血压高是由于灌注偏高的原因";
        else if (CI > 4.5 && Vaso > 0.5 && SVR > 1500)
            sr = "后负荷高, 血压高是由于灌注偏高、后负荷高共同引起的原因";
        else if (4.5 > CI && CI > 2.0 && 0.5 > Vaso && 1500 > SVR)
            sr = "后负荷正常但调节失衡, 血压高是由于后负荷调节失衡的原因, 建议改善后负荷";
    }
    else if(s== "平均压低")
    {
        if (CI > 2.0 && CI<3.0)//改过
            sr = "后负荷偏小, 建议排查原因, 改善后负荷";
        else if (2.0 > CI && Vaso > 0.5 && SVR > 1500)
            sr = "后负荷正常, 血压低是由于低灌注的原因";
        else if (2.0 > CI && 0.5 > Vaso && 1500 > SVR)
            sr = "血压低是低灌注和后负荷调节失衡两个原因引起";
    }

    return sr;
}

```

[0299] 优选地,基于所述血液流动力学参数数据,所述心肌收缩分级子模块按以下分级方式对所述心肌收缩等级数据进行分级:

[0300] 心肌收缩力正常:(收缩变力性1+收缩变力性2) $>-50\%$ ;

[0301] 心肌收缩力有储备:收缩变力性1 $>-50\%$ ,而 $-50\%>$ 收缩变力性2;或者, $-50\%>$ 收

缩变力性1,而收缩变力性2>-50%;或者,-50%>(收缩变力性1+收缩变力性2),但|收缩变力性1-收缩变力性2|>30%;

[0302] 心肌亢奋:收缩变力性1>50%,或者收缩变力性2>50%

[0303] 心肌做功偏低:-50%>收缩变力性1,但SV1>50;或者-50%>收缩变力性2,但心搏量SV2>50;

[0304] 心肌收缩力低:-50%>(收缩变力性1+收缩变力性2),且50>(心搏量SV1 和心搏量SV2);

[0305] 其中,心搏量SV1、收缩变力性1按所述第一体位测量和计算得到,心搏量SV2、心搏量SV收缩变力性2按所述第二体位测量和计算得到。

[0306] 所述心肌收缩分级子模块例如可以通过下述C#源代码和计算装置例如电脑来实现。

[0307] 代码十:所述心肌收缩分级子模块的源代码示例。

[0308]

```
{
    if (Inotropy1 > -50 && Inotropy2 > -50)
        return "心肌收缩力正常";
    else if (Inotropy1 > -50 && -50 > Inotropy2 || -50 > Inotropy1 && Inotropy2 > -50)
        return "心肌收缩力有储备";
    else if (Inotropy1 > 50 || Inotropy2 > 50)
        return "心肌亢奋, 建议排查原因, 降低心肌收缩力";
    else if (-50 > Inotropy1 && -50 > Inotropy2 && Math.Abs(Inotropy1 - Inotropy2) > 40)
        return "心肌收缩力有储备";
    else if (-50 > Inotropy1 && SV1 > 50 || -50 > Inotropy2 && SV2 > 50)
        return "心肌做功偏低, 心肌发生重构但还在代偿, 建议改善心肌重构现象";
    else
        return "心肌收缩力正常";
}
```

[0309] 优选地,基于所述血液流动力学参数数据,所述心肌舒张分级子模块按以下分级方式对所述心肌舒张等级数据进行分级:

[0310] 心肌舒张功能下降:|收缩变力性1-收缩变力性2|-|(心搏量SV1-心搏量SV2) ÷ 心搏量SV1×100%|>10%;或者,收缩变力性1>-50%,但50>心搏量SV1;或者,收缩变力性2>-50%,但50>心搏量SV2,而且没有发现心脏瓣膜出现返流;

[0311] 其中,心搏量SV1、收缩变力性1按所述第一体位测量和计算得到,心搏量SV2、收缩变力性2按所述第二体位测量和计算得到。

[0312] 所述心肌舒张分级子模块例如可以通过下述C#源代码和计算装置例如电脑来实现。

[0313] 代码十一:所述心肌舒张分级子模块的源代码示例。

[0314]

```
private string Diastolic()
{
    if (Math.Abs(Inotropy1 - Inotropy2) - Math.Abs(SV1 - SV2) / SV1 > 0.1)
        return "心肌舒张功能下降, 建议改善舒张功能";
    else if ((Inotropy1 > -50 && 50 > SV1 || Inotropy2 > -50 && 50 > SV2) && Valve() != "心脏瓣膜出现返流")
        return "心肌舒张功能下降, 建议改善舒张功能";
    else
        return "心肌舒张功能正常";
}
```

[0315] 优选地,基于所述血液流动力学参数数据,所述心脏瓣膜返流分级子模块按以下分级方式对所述心脏瓣膜返流等级数据进行分级:

[0316] 心脏瓣膜出现返流:心搏量 $SV1 > 心搏量SV2$ ,但收缩变力性 $2 > 收缩变力性1$ ;或者,心搏量 $SV2 > 心搏量SV1$ ,但收缩变力性 $1 > 收缩变力性2$ ;或者,收缩变力性 $1 > -50\%$ ,但 $50 > SV1$ ;或者,收缩变力性 $2 > -50\%$ ,但 $50 > 心搏量SV2$ ,  $10\% > |收缩变力性1 - 收缩变力性2| - |(心搏量SV1 - 心搏量SV2) \div 心搏量SV1 \times 100\%|$ ;

[0317] 其中,心搏量 $SV1$ 、收缩变力性 $1$ 按所述第一体位测量和计算得到,心搏量 $SV2$ 、收缩变力性 $2$ 按所述第二体位测量和计算得到。

[0318] 所述心脏瓣膜返流分级子模块例如可以通过下述C#源代码和计算装置例如电脑来实现。

[0319] 代码十二:所述心脏瓣膜返流分级子模块的源代码示例。

[0320] private string Valve()

[0321]

```
{
    if (SV1 > SV2 && Inotropy2 > Inotropy1 || SV2 > SV1 && Inotropy1 > Inotropy2)
        return "心脏瓣膜出现返流情况, 建议结合心脏超声排查";
    else if ((Inotropy1 > -50 && 50 > SV1 || Inotropy2 > -50 && 50 > SV2) && (10 > Math.Abs(Inotropy1 - Inotropy2) - Math.Abs(SV1 - SV2) / SV1))
        return "心脏瓣膜出现返流情况, 建议结合心脏超声排查";
    else
        return "心脏瓣膜正常";
}
```

[0322] 优选地,所述血液流动力学参数的数据处理系统包括分析建议模块,其中,所述分析建议模块根据所述血流状态等级数据,按照医学病理原理,给出医疗建议信息。可以理解的是,参见图6,所述血液流动力学参数数据的大量数字信息,经过本申请的所述血液流动

力学参数的数据处理系统的计算处理后,变成文字信息,例如,1.平躺灌注尚可。2.心肌力有储备。3.前负荷偏高。4.后负荷正常,血压正常。并借助于医学和生理学原理,所述分析建议模块能够给出测量分析建议例如为:测量报告显示左右心容量超负荷,请结合医生临床的用药情况。

[0323] 优选地,如图10所示,所述血液流动力学参数的数据处理系统还包括血流动力学报告生成模块,其中,血流动力学报告生成模块根据所述血液流动力学参数数据、所述血流状态等级数据、和所述医疗建议信息,生成包括血流动力学报告数据信息表。可以理解的是,如图6、图11所示,所述血流动力学报告生成模块可以生成包括数字数据列表、数据图表、和文字分析结果的血流动力学报告。

[0324] 优选地,通过上文所述的血液流动力学参数的无创测量系统获得所述原始测量数据、所述标准测量数据、和所述血液流动力学参数数据。可以理解的是,无创测量系统的技术优势导致这一系统必然广泛应用于医护技术领域,其数据测量能力、数据处理能力都随设备系统的更新换代而不断增强。并且,本发明的血液流动力学参数的数据处理系统也可以与无创测量系统集成在一起,提高设备的利用率和节省成本。

[0325] 本发明的血液流动力学参数的数据处理系统将大量的抽象的数字信息转化为文字信息,达到了节省医护人员的数据判读时间,提高了工作效率。

[0326] 以上详细描述了本发明创造的优选的或具体的实施例。应当理解,本领域的技术人员无需创造性劳动就可以根据本发明创造的设计构思做出诸多修改和变化。因此,凡本技术领域中技术人员依本发明创造的设计构思在现有技术的基础上通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案,皆应在本发明创造的范围之内和/或由权利要求书所确定的保护范围内。

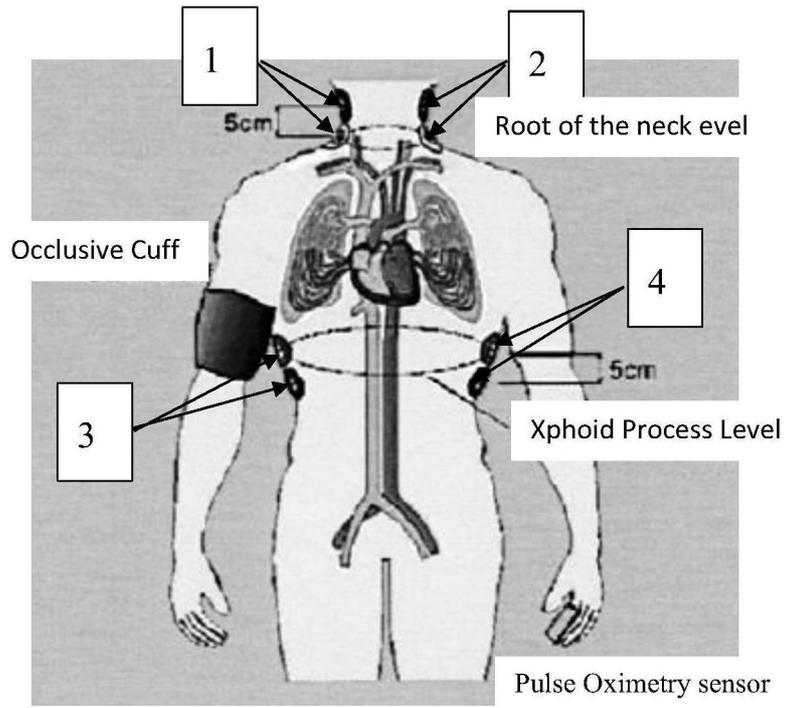


图1

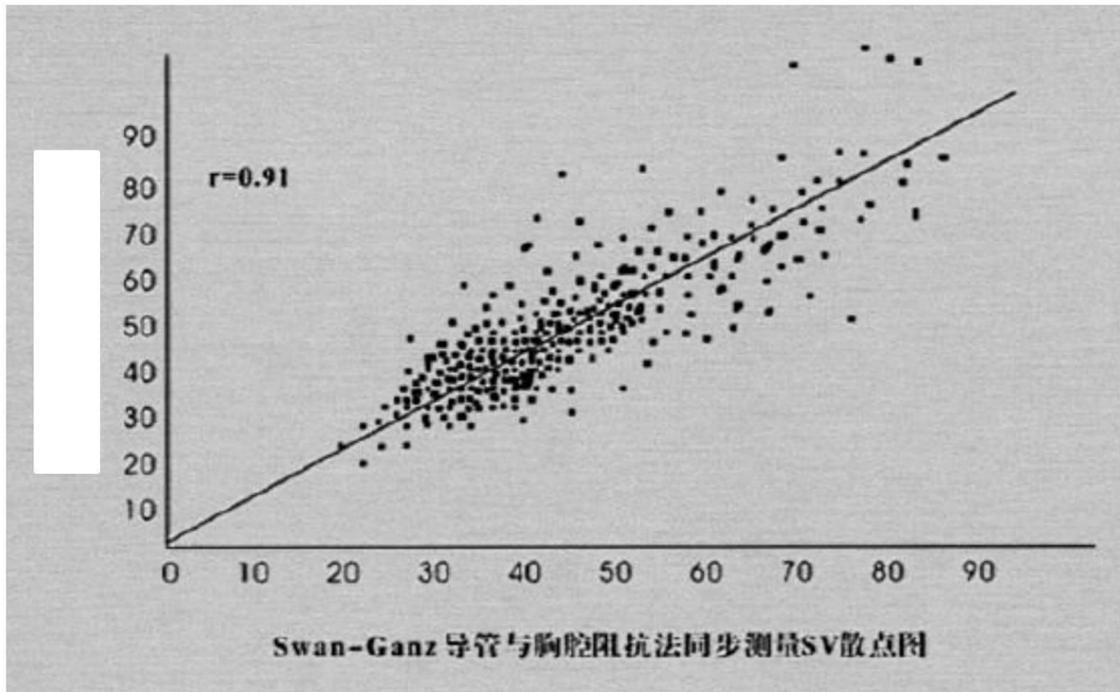


图2

ICG 精确性的研究/144 篇文献

文献/数量 (%)	作者	参数	比较	R 值	Bias	精度
心衰在 ICU (33)	Albert et al	CO	ICG-TD	0.89	0.08	1.38
心衰在导管室 (59)	Drazner et al	CO	ICG-Fick	0.73	0.74	1.1
			TD-Fick	0.81	0.75	0.95
			ICG-TD	0.76	0.03	1.1
机械通气 (52)	Ziegler et al	CO	ICG-TD	0.89	-0.45	1.2
CABG 术后 (20)	Sageman et al	CI	ICG-TD	0.92	0.07	0.40
CABG 术后 (53)	Van de Water et al	CO	ICG-TD	0.91	-0.17	1.09
Pulm. BTN (39)	Yung et al	CO	ICG-Fick	0.84	-0.24	0.87
			TD-Fick	0.89	0.19	0.76
			ICG-TD	0.80	-0.43	1.01

图3

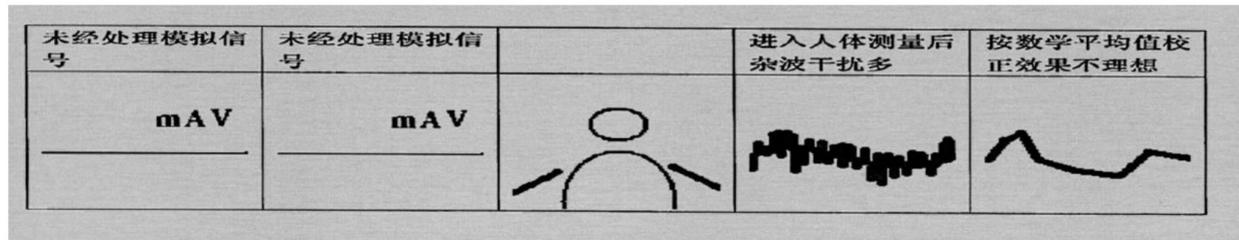


图4

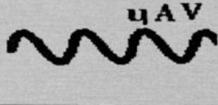
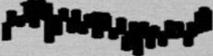
高频数字加密	经压缩选频处理	进入人体测量后有杂波干扰	智能识别，数字滤波	经后处理，理想测量波形
				
Micro-signal Process	Amplification Process	Restoration Process		Digital Signal Process
微信号处理技术	增幅技术	还原技术		数字后处理

图5

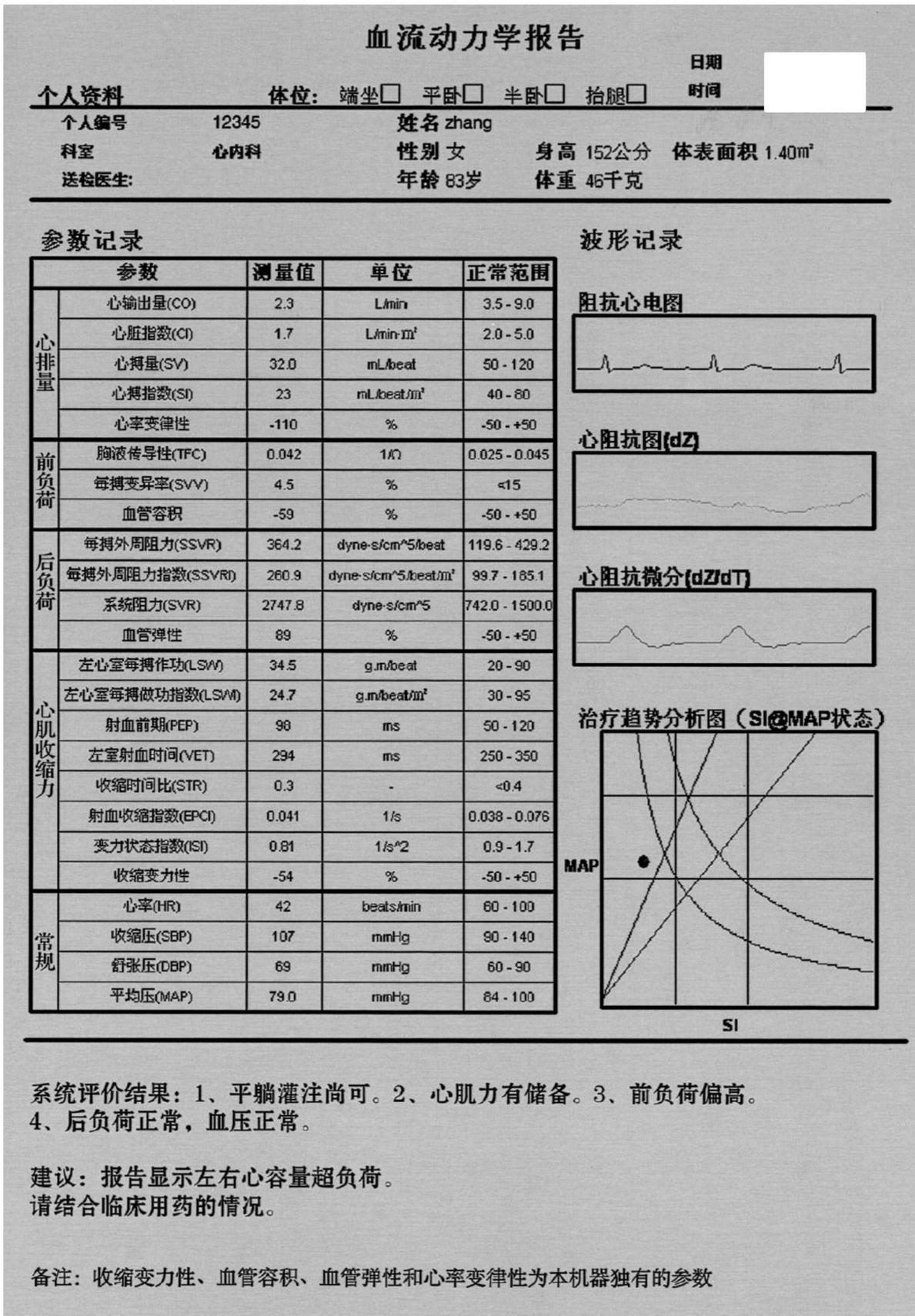


图6

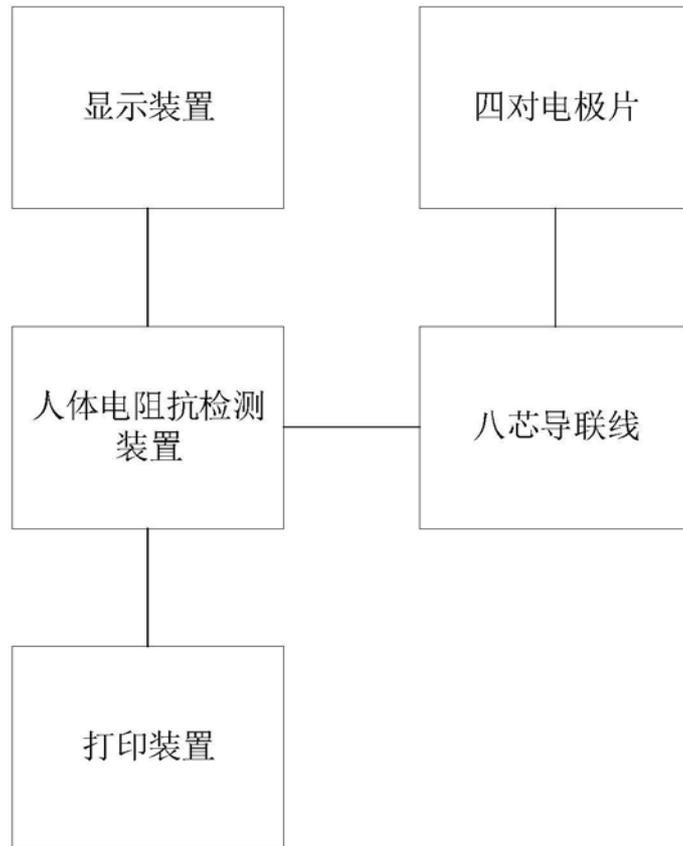


图7

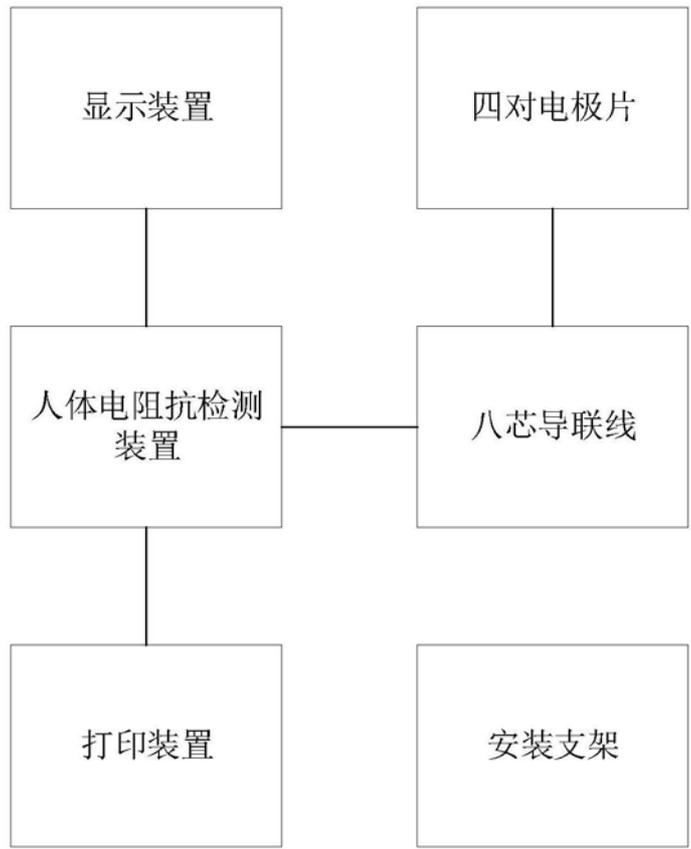


图8



图9

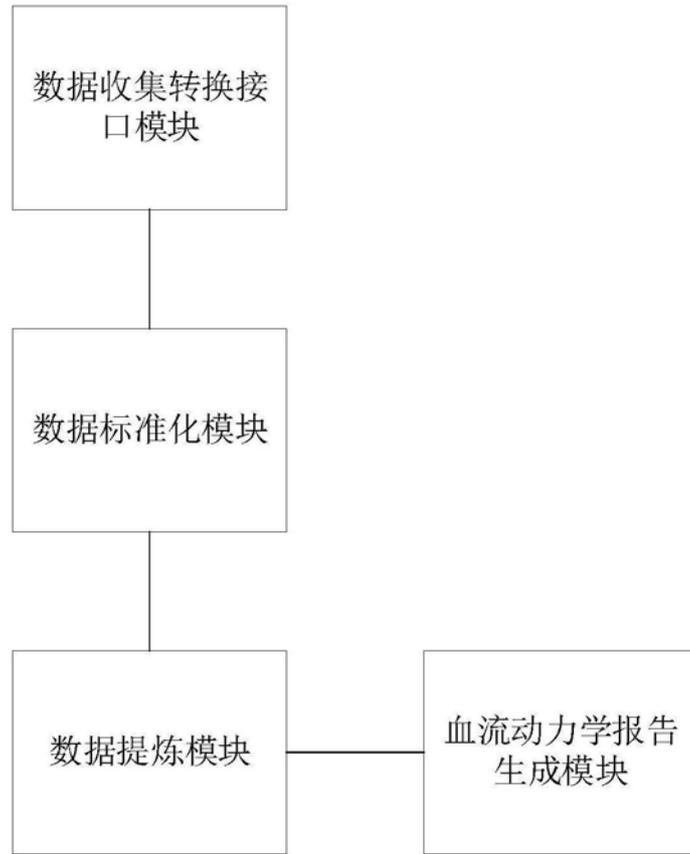


图10

血流动力学报告

日期: 2018-12-03

个人资料 体位: 端坐  平卧  半卧  抬腿

时间: 15: 28: 08

个人编号 姓名: G  
 科室: 性别: 男 身高: 168公分 体表面积: 1.70m<sup>2</sup>  
 送检医生: 年龄: 30岁 体重: 62千克

参数记录

波形记录

参数	单位	正常范围	第一体位	增加回血量	第一体位 阻抗心电图	
心排量	心输出量 (CO)	L/min	3.5-9.0	4.9	5.4	
	心脏指数 (CI)	L/min·m <sup>2</sup>	2.0-5.0	2.9	3.2	
	心搏量 (SV)	mL/beat	50.0-120.0	57.0	72.0	
	心搏指数 (SI)	mL/beat/m <sup>2</sup>	35-65	33.5	42.0	
	心率变率性	%	-50+50	-22	-10	
前负荷	胸液传导性 (TPC)	1/Ω	0.025-0.045	0.033	0.036	
	每搏变异性 (SVV)	%	<15	11.6	3.6	
	血管容积	%	-50+50	-29	-2	
后负荷	每搏外周阻力 (SSVR)	dyne·s/cm <sup>5</sup> /beat	119.6-429.2	310.8	257.5	
	每搏外周阻力指数 (SSVRI)	dyne·s/cm <sup>5</sup> /beat/m <sup>2</sup>	99.7-185.1	187.1	151.1	
	系统阻力 (SVR)	dyne·s/cm <sup>5</sup>	742.0-1500.0	1229.9	1130.9	
	血管弹性	%	-50+50	36	10	
心肌收缩力	左心室每搏做功 (LSW)	g·m/beat	20.0-90.0	58.5	74.3	
	左心室每搏做功指数 (LSWI)	g·m/beat/m <sup>2</sup>	39.3-73.0	34.3	43.8	
	射血前期 (PEP)	ms	50-120	76.0	78.0	
	左室射血时间 (LVET)	ms	250-350	238.0	280.0	
	收缩时间比 (STR)	-	<0.4	0.3	0.3	
	射血收缩指数 (EPCI)	1/s	0.038-0.076	0.050	0.056	
	变力状态指数 (ISI)	1/s <sup>1/2</sup>	0.90-1.70	0.88	0.92	
收缩变力性	%	-50+50	-25	-20		
常规	心率 (HR)	beats/min	60-100	85	75	
	收缩压 (SBP)	mmHg	90-140	120	121	
	舒张压 (DBP)	mmHg	60-90	68	69	
	平均压 (MAP)	mmHg	70.0-105.0	85.3	86.3	

结论:

通过两个不同体位的血流动力学检查报告结果反映了该受检者的血流动力学状态是:  
 灌注正常略偏低  
 平均动脉压正常  
 前负荷正常  
 心肌收缩力正常。建议: 血流动力学正常, 后负荷调节正常  
 请综合临床具体情况再做进一步的分析 (此报告仅反映该患者检测时的血流动力学状态: 利尿剂、输液、正性/负性肌力药物、血管活性药物等等的使用都会影响血流动力学的当时状态。)

图11

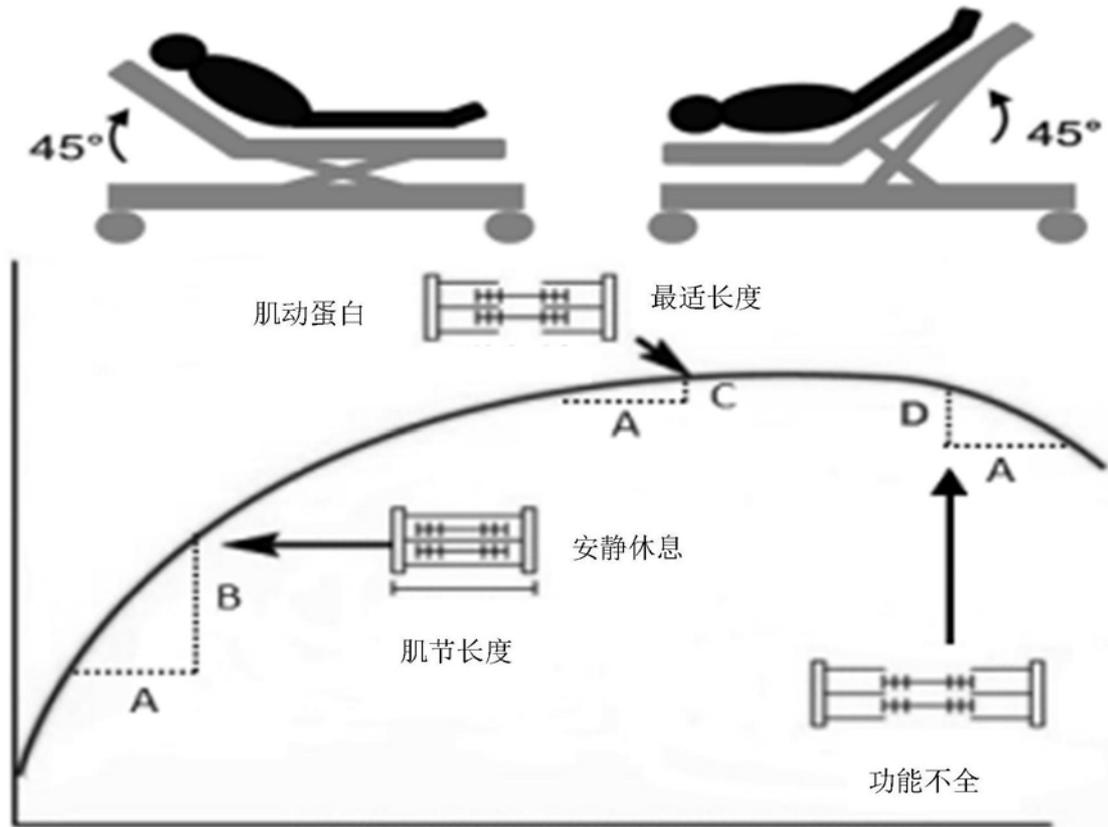


图12

专利名称(译)	血液流动力学参数的无创测量系统和数据处理系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN109846464A</a>	公开(公告)日	2019-06-07
申请号	CN201811636908.6	申请日	2018-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	潘伟杰 王楠楠		
申请(专利权)人(译)	潘伟杰 王楠楠		
当前申请(专利权)人(译)	潘伟杰 王楠楠		
[标]发明人	彭丽群 潘伟杰 王楠楠		
发明人	曹乃钊 彭丽群 潘伟杰 王楠楠 罗辉飞		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 G16H80/00		
代理人(译)	孙中华		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开血液流动力学参数的数据处理系统，其用于收集血液流动力学参数测量装置测量的数据，并进行标准格式的数据处理，形成医务人员可用的数据信息格式。所述血液流动力学参数的数据处理系统包括数据收集转换接口模块、数据标准化模块、和数据提炼模块；所述数据收集转换接口模块能够收集各种不同的所述血液流动力学参数测量装置测量得到的原始测量数据；所述数据标准化模块能够将所述标准测量数据经过计算处理转化为医学的血液流动力学参数数据；所述数据提炼模块能够根据数据提炼规则，将所述血液流动力学参数数据归并为血流状态等级数据。本发明的有益效果在于：提高医生的诊断效率，减轻医生的脑力负担。

血流动力学报告					日期: 2018-12-03
个人资料					时间: 15: 28: 08
个人编号	性别	身高	体重	体表面积	
科别	科别	年龄	年龄	年龄	
主治医师	主治医师	主治医师	主治医师	主治医师	
体位: 平卧位	探头: 平卧位	抬腿口			
个人编号	姓名: G	身高: 168.0 cm	体重: 62.0 kg	体表面积: 1.70 m <sup>2</sup>	
科别	科别: 男	年龄: 30岁	年龄: 30岁	年龄: 30岁	
主治医师	主治医师	主治医师	主治医师	主治医师	

参数	单位	正常范围	第一体位	增加回血量	波形记录
心输出量 (CO)	L/min	3.5-9.0	4.9	5.4	第一体位 第二体位
心排指数 (CI)	L/min/m <sup>2</sup>	2.0-5.0	2.9	3.2	
心排量 (SV)	ml/beat	50.0-120.0	57.0	72.0	心阻抗图 (I&E)
心排指数 (SI)	ml/beat/m <sup>2</sup>	35-65	33.2	42.0	
心室顺应性	%	-50-50	-22	-10	心阻抗图 (I&E/DT)
肺循环阻力 (PCF)	1/G	0.025-0.045	0.033	0.036	治疗趋势分析图 (MAP&E)状态
肺循环阻力 (PCF)	%	<15	11.6	3.6	
血管容积	%	-50-50	-29	-2	MAP
肺循环阻力 (PCF)	dynes*cm/s/beat	110.0-420.0	310.0	297.5	
肺循环阻力 (PCF)	dynes*cm/s/beat/m <sup>2</sup>	90.0-185.0	167.3	151.1	治疗趋势分析图 (MAP&E)状态
系统阻力 (SVR)	dynes*cm/s	742.0-1500.0	1229.9	1130.9	
血管弹性	%	-50-50	36	10	增加回血量
左心室每搏功 (LSP)	g*ml/beat	20.0-90.0	58.5	74.3	阻抗心电轴
左心室每搏功指数 (LSWI)	g*ml/beat/m <sup>2</sup>	30.3-73.0	34.3	43.8	心阻抗图 (I&E)
射血前期 (PEP)	ms	50-120	76.0	76.0	
左室射血时间 (LVT)	ms	250-350	238.0	280.0	心阻抗图 (I&E/DT)
收缩期时比 (CSTR)	-	<0.4	0.3	0.3	
射血收缩指数 (SECI)	1/s	0.038-0.076	0.050	0.056	治疗趋势分析图 (MAP&E)状态
阻力状态指数 (RSI)	1/s/△2	0.90-1.70	0.88	0.92	
收缩力指数	%	-50-50	-25	-20	MAP
心室 (HR)	beats/min	60-100	85	75	
收缩压 (SBP)	mmHg	90-140	120	123	治疗趋势分析图 (MAP&E)状态
舒张压 (DBP)	mmHg	60-90	68	69	
平均压 (MAP)	mmHg	70.0-105.0	85.3	86.3	

**结论:**  
 通过两个不同体位的血流动力学检查报告结果反映了该受检者的血流动力学状态是：  
 维持正常收缩压  
 平均收缩压正常  
 舒张压正常  
 心室收缩力正常，建议：血流动力学正常，检查期间正常  
 继续检查具体情况进行进一步的分析（此报告仅反映该受检者检测时的血流动力学状态，利尿剂、输液、正性/负性肌力药物、血管活性药物等的使用都会影响血流动力学的当时状态。）