

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)



[12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200920104940. X

[45] 授权公告日 2010 年 3 月 31 日

[11] 授权公告号 CN 201431475Y

[22] 申请日 2009.1.8

[21] 申请号 200920104940. X

[73] 专利权人 牛 欣

地址 100029 北京市北三环东路 11 号北京中医药大学

[72] 发明人 牛 欣 徐元景 沙 洪 罗致诚
司银楚 王 滨 杨 杰 牛淑冬
朱庆文

[74] 专利代理机构 北京太兆天元知识产权代理有限公司
代理人 张 韬

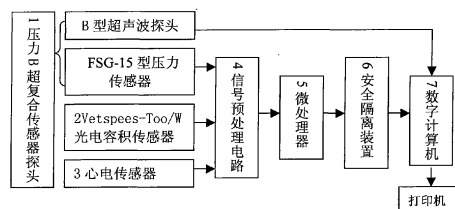
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 6 页

[54] 实用新型名称

一种可视化脉诊仪

[57] 摘要

本实用新型公开了一种可视化脉诊仪，该可视化脉诊仪包括压力 B 超复合传感器探头、Vetspees-Too/W 光电容积传感器、心电传感器、信号预处理电路、微处理器、安全隔离装置、数字计算机和打印机；其中，压力 B 超复合传感器探头由 B 型超声波探头、套筒、弹性膜、传导介质、引压孔、FSG-15 型压力传感器、密封环组成。本实用新型不但可以实现压力脉搏波与超声脉管图像的时间同步性和位置一致性分析，而且可以实现探头的一体化组合，从而可得出三维脉象地形图，从时空上全面把握脉象的动态变化情况，可观察到脉象的“位、形、势、数”综合形态，是较理想的全面分析诊断疾病的客观证据。



1、一种可视化脉诊仪,其特征在于该可视化脉诊仪包括压力B超复合传感器探头(1)、Vetspees-Too/W 光电容积传感器 (2)、心电传感器 (3)、信号预处理电路 (4)、微处理器 (5)、安全隔离装置 (6)、数字计算机 (7) 和打印机 (8);

压力 B 超复合传感器探头 (1) 通过数据传输电缆与数字计算机 (7) 和信号预处理电路 (4) 连接; Vetspees-Too/W 光电容积传感器 (2) 与心电传感器 (3) 分别经过数据传输电缆与信号预处理电路 (4) 连接, 信号预处理电路 (4) 包括放大、滤波电路和 A/D 转换电路, 然后再通过数据传输电缆与微处理器 (5) 连接, 再通过数据传输电缆连接安全隔离装置 (6), 电信号转换为 USB 信号, 最后经过数据传输电缆连接数字计算机 (7)。

2、如权利要求 1 所述的脉诊仪, 其特征在于其中所述的压力 B 超复合传感器探头(1) 由 B 型超声波探头 (1') 、套筒 (2') 、弹性膜 (3') 、传导介质 (4') 、引压孔 (5') 、FSG-15 型压力传感器 (6') 、密封环 (7') 组成;

压力 B 超复合传感器探头 (1) 中的套筒 (2') 由非金属材料制成, B 型超声波探头 (1') 插入其上端并用密封环 (7') 封闭; B 型超声波探头 (1') 通过有透声作用的传导介质 (4') 发射并接收超声波, 传导介质 (4') 是指水等填充液; 引压孔 (5') 开于套筒 (2') 的一侧, 弹性膜 (3') 固定于套筒 (2') 的下端, 将套筒 (2') 下端密封, 弹性膜 (3') 与人体接触, 血管运动时, 弹性膜 (3') 受力产生形变, 使密闭腔内部压力产生变化, 压力通过传导介质 (4') 经由引压孔 (5') 传递给 FSG-15 型压力传感器 (6'); FSG-15 型压力传感器 (6') 检测压力信号, 将其转换为电信号输出。

3、如权利要求 2 所述的脉诊仪, 其特征在于其中 B 型超声波探头 (1') 通过数据传输电缆与数字计算机 (7) 连接, FSG-15 型压力传感器 (6') 经过数据电缆与信号预处理电路 (4) 连接。

4、如权利要求 1 或 2 任一所述的脉诊仪, 其特征在于数字计算机 (7) 通过数据传输电缆再与打印机 (8) 连接。

5、如权利要求 4 所述的脉诊仪, 其特征在于数字计算机 (7) 通过数据传输电缆再与打印机 (8) 连接。

一种可视化脉诊仪

技术领域

本实用新型涉及一种医疗诊断仪器，特别涉及一种传感器与B超机整合的可视化脉诊仪。

背景技术

中医在长期的临床实践中积累了丰富的经验，已日益受到国内外学者的普遍重视。与西医相比，中医治疗有以下几个特点：强调辨证论治，注重复方的整体调治优势，改善临床症状明显。

但是，长期以来，中医四诊“望、闻、问、切”都没有一个固定的标准作为诊断疾病的参照，给中医的诊断带来了相当的不确定性，影响了中医对人们健康积极作用。因此，充分发掘中医治疗的丰富经验，结合现代医学和中医药治疗最新进展，开发一种使用方便、价格低廉、适合我国国情的诊断仪器，具有十分重要的理论意义与临床实用价值，并将填补这一领域的空白，为众多患者及家庭带来福音，具有广阔的市场前景，必将产生良好的经济效益和社会效益。

实用新型内容

本实用新型的目的在于公开一种传感器与B超机整合的可视化脉诊仪。

本实用新型可视化脉诊仪包括：压力B超复合传感器探头1、Vetspees-Too/W光电容积传感器2、心电传感器3、信号预处理电路4、微处理器5、安全隔离装置6、数字计算机7和打印机8；其中，压力B超复合传感器探头1由B型超声波探头1'、套筒2'、弹性膜3'、传导介质4'、引压孔5'、FSG-15型压力传感器6'、密封环7'组成。

压力B超复合传感器探头1中的套筒2'由非金属材料制成，B型超声波探头1'插入其上端并用密封环7'封闭；B型超声波探头1'通过有透声作用的传导介质4'发射并接收超声波，传导介质4'是指水等填充液；引压孔5'开于套筒2'的一侧，弹性膜3'固定于套筒2'的下端，将套筒2'下端密封，弹性膜3'与人体接触，血管运动时，弹性膜3'受力产生形变，使密闭腔内

部压力产生变化,压力通过传导介质4' 经由引压孔5' 传递给FSG-15型压力传感器6' ;FSG-15型压力传感器6' 检测压力信号,将其转换为电信号输出。

压力B超复合传感器探头1中的B型超声波探头1' 通过数据传输电缆与数字计算机7连接;Vetspees-Too/W光电容积传感器2、心电传感器3和压力B超复合传感器探头1中的FSG-15型压力传感器6' 分别经过数据传输电缆与包括放大、滤波电路和A/D转换电路的信号预处理电路4连接,再通过数据传输电缆与微处理器5连接,然后通过数据据传输电缆连接安全隔离装置6,电信号转换为USB信号,最后经过数据传输电缆连接数字计算机7;数字计算机还可以通过数据传输电缆与打印机8连接。

压力B超复合传感器探头1中的B型超声波探头1' 采集的超声脉管图像将直接传输给数字计算机7;Vetspees-Too/W光电容积传感器2、心电传感器3和压力B超复合传感器探头1中的FSG-15型压力传感器6' 采集的电信号均经过数据传输电缆与包括放大、滤波电路和A/D转换电路的信号预处理电路4连接,经过处理后的电信号将转换为数字信号,再通过数据传输电缆送入微处理器5进行数据采集,得到12位精度的生物信号数据流后输出,将数据流输入具有电源隔离和信号隔离作用的安全隔离装置6,转换为USB信号,输入数字计算机7;本实用新型将采集到的各项压力数据与B型超声波探头1' 采集的超声脉管图像数据同步,合并成二维时间变化序列图,其中上述心电传感器3采集的心电信号用以作为时间标记,实现了以心电时相标记法,压力脉搏波与超声脉管图像的时间同步性和位置一致性分析,而且实现了探头的一体化组合,研制成脉图特有的采集、分析系统,本实用新型的最终数据结果可以输出至打印机8。

本实用新型还可以涉及的关键技术包括压力脉图心电信号分析的关键技术、数据图像处理的关键技术和降阶分析。

1、压力脉图心电信号分析的关键技术

(1) 复杂化采集——10Hz 频率采样:

心电与压力传感器采样频率为 100 点/秒,即每隔 10ms 采一个点,在压力脉波的谐波组成中,10 次以上的谐波成分已小到可以完全忽略不计,因此,对不超过 300 次/分的脉率均能满足采样定律:对运动物体呈象时,重复频

率即等价于采样频率，应高于信息最大频率的 2 倍。因此，压力信号采样频率为 100Hz，既不丢失信息，也不会因采样太密而产生多余数据。同步采集桡动脉压力脉图和 II 导心电图，经模/数转换器，将图像转换为数字信号，输入计算机与 B 超信号同步保存。

(2) 简单化分析——微分分析和心电和压力脉图的分割：

微分分析是时域脉图分析的基础分析方法之一。通过对心电和压力脉图数据的微分，可以得到数据对时间的变化率。

脉动是心动的外在表现，按照心动周期对脉图的自动分割，是脉图自动识别的重要而基础性的工作，程序的基本思路为^[7]：由于心电图中 R 波的导数值比其他部分高得多，因此可以从心电图的微分图中找到合适的阈值来得到初步的 R 波位置的信息，再在该位置的后续邻域中寻找脉图的最高点即为 R 波。从各路信号的形成机理可以知道，阻抗图、压力脉图和指容积脉图的起始点肯定均在 R 波之后的一个邻域中，知道了 R 波的位置，在其后续的邻域中寻找最大点或最小点即可得到其他三路信号的起始点。

(3) 复杂化综合——压力脉图的叠加：

由于在采集过程中的许多外界影响因素和人体自身的生理病理变化，在人体静息状态时，脉图参数仍出现相当大的波动。心电和压力脉图的分割后，进行自动叠加和参数计算，以平滑掉噪声的影响。连续脉图叠加通过本次心动周期中的脉图的起始点和脉图的终止点（也即下一个心动周期的脉图起始点）作一直线，将脉图各点与直线相应点相减后即为基础校准后的图形。将各个校准后的脉图以各自的最高点为中心对位叠加后平均，即得到叠加后的脉图；不连续脉图叠加通过各个时间段的脉图参数进行分别分析后求平均值和标准差来体现。

2、数据图像处理的关键技术

寸口桡动脉的运动状态由 B 型机械超声探头扫描，得到的图像经数/模、模/数转换，以数字信号方式储存入计算机，原始图像处理系统分为三个流程：图像预处理阶段、特征抽取阶段、识别分析阶段。三个阶段亦是“复杂-简单-复杂”思维的具体体现。

(1) 复杂化图像存储——随着心脏的收缩，脉搏波向桡动脉传导，桡

动脉进行收缩舒张的径向运动，同时其横截面轴心呈周期性往复运动，以10MHz的B型机械超声仪（12帧/秒）记录，同步的频率存储于计算机（15帧/秒），以心率75次/分计算，每个心动周期大约有10帧图像用以表征桡动脉周期运动的特征点，在连续稳定的20~30s采样中，可以记录桡动脉运动的完整过程，同步记录心电信号、桡动脉压力信号（100Hz），大量的二维超声图像反映了体表生物信息的整体过程。

（2）简单化数据处理——将连续动态的超声图像分解成静止的单帧图像，识别每帧原始图像中桡动脉边缘，并数字化处理。将图像中局部亮度变化最显著的特征有选择的增强，而衰减不需要的特征，采用高通滤波，突出桡动脉边缘，抑制图象中非边缘信息，使图象轮廓更加清晰；采用平均或积分的方法去平滑噪声，尽量保持管腔边缘的细节；采用微分的方法锐化图象，增强图象频谱中的高频部分，就相当于从原图象中减去它的低频分量；脉管精确区域分割成若干个具有共同属性、互不相交的像素小区域，从而集合连通，设置多种灰度阈值，将预选的桡动脉区域转换为黑白二值图像；基于形态学对有用的信息进行特征提取，减少长度、亮度、宽度、局部亮度变化最显著区域的数量和形状及位置等等信息量。根据区域的外部特征来进行形式化表达和描述。

（3）复杂化三维构建——单帧数据图像桡动脉边界识别及序列图的帧间关系确定后，即可进行三维重建。首先激活A平面或B平面、C平面，通过平行移动寸口桡动脉的结构，将中心点置于寸口桡动脉区，继而通过旋转X、Y或Z轴，选取最佳观察方向。重建模式选择透明成像最小回声模式、表面成像模式、组合的百分比可调节的混合模式。透明成像最小回声模式仅接收声束方向上最小回声信息，适合于观察血管等无回声的结构；表面成像模式接收声束方向上距离探头最近的回声，适合于观察组织结构的表面信息，具体用于血管的三维重建可用于观察血管的腔壁等信息特征。重建后可通过X、Y、Z轴方向的旋转、调整寸口桡动脉区的大小、调节三维图像的增益和S曲线、加上不同颜色的伪彩以获得适于人眼对组织结构识别的最佳三维图像。

3、降阶分析：

压力 B 超整合的中医取脉装置提取的体表信号，降阶为各维度的特征要素，进行心电时相标记。压力信号降阶为时间要素、波幅要素和速度要素。B 超信号降阶为长度要素、面积要素、比例要素。

(1) 脉动压力信号维度

H 表示高度，单位 kPa T 表示时间；

S 表示斜率，单位 kPa/ ms A 表示面积，单位 kPa • ms

1) 脉图的时间要素：

脉搏波搏动周期（脉动周期，TAG）：从脉图的上升支起点至下降支终点的时间间隔，表示一个心动周期内脉搏波的波形周期，以 ms 表示。

主波宽（TW）：测量方法是在 B 点下方 $1/3HB$ 处，作一脉波基线 AG 平行的基线，与脉波的升支和降支相交，此两点间的时间间隔即为主波宽，以 ms 表示。

主波时间（TAE）：从脉图的上升支起点至下降支 E 点的时间间隔，以 ms 表示。

时差（ECG—A）：脉波起点与同步记录的 II 导心电图的 Q 波的时间差称为脉搏波传播时间，以 ms 表示。

2) 脉图的波幅要素

静压力（P）：传感器可同时测定所受的静压力和动压力，并显示于屏幕上，根据静压力的大小，模拟中医浮中沉的取脉手法。

主波幅（主波高，HB）：从脉波起点开始向上的第一个波峰即为主波，它一般也是整个脉波的最高点，脉波起点以 A 表示，脉波终点以 G 表示，主波顶点以 B 表示。从 B 点向脉波基线（脉波起点和终点的连线）做垂线，与基线交于 B' 点，B B' 的幅度即为主波幅。

降中峡高/主波高（HE/HB）：从脉图 E 点向脉波基线做垂线，与基线交于 E' 点，EE' 的幅度即为降中峡高，降中峡高与主波高的比值。

降中波高/主波高（HFF' /HB）：若脉波下降支有两次小的波起，第二个波起前形成的波峰或只有一个波起形成的波峰称为降中波（重搏波），此波起峰顶点以 F 表示，从 F 点向脉波基线做垂线，与基线交于 F' 点，FF' 的幅度即为重搏波高，降中波高与主波高的比值。

容积脉波的切迹系数 (DI): 为 HB/HE, DI 越小, 反映末梢血管扩张程度越大。

3) 脉图速度要素

升支最大斜率 (MSAB): 代表脉图升支 A 点到 B 点的最大斜率。

降支最大斜率 (MSBC): 代表脉图降支 B 点到 C 点的最大斜率。

(2) 脉动 B 超图像信号维度

1) 长度要素: 单位 mm

最大长径 ($a_{\max}$): 血管运动周期中, 血管舒张的长径最大值。

最小长径 ($a_{\min}$): 血管运动周期中, 血管收缩的长径最小值。

最大短径 ($b_{\max}$): 血管运动周期中, 血管舒张的短径最大值。

最小短径 ($b_{\min}$): 血管运动周期中, 血管收缩的短径最小值。

皮肤距轴心最大距离 ($Ho_{\max}$): 血管运动周期中, 血管横截面的轴心运动至距离皮肤的距离的最大值。

皮肤距轴心最小距离 ($Ho_{\min}$): 血管运动周期中, 血管横截面的轴心运动至距离皮肤的距离的最小值。

轴心位移量 (Δs): 血管运动中, 轴心位置随之变化。与上一时间相对而言, 轴心坐标 X、Y 轴相对变化的矢量距离, 即 $\Delta s = (\Delta x^2 + \Delta y^2)^{1/2}$

包络线长径 (e): 一个血管运动周期中, 在所有血管运动横截面作一个外切椭圆, 该外切椭圆的长径即包络线的长径。

包络线短径 (f): 一个血管运动周期中, 在所有血管运动横截面作一个外切椭圆, 该外切椭圆的短径即包络线的短径。

包络线长径位移量 (Δe): 一个血管运动周期中, 在所有血管运动横截面作一个外切椭圆, 该外切椭圆的长径与下一个周期的外切椭圆的长径比较的位移量。

包络线短径位移量 (Δf): 一个血管运动周期中, 在所有血管运动横截面作一个外切椭圆, 该外切椭圆的短径与下一个周期的外切椭圆的短径比较的位移量。

2) 面积要素: 单位 mm^2

最大面积 ($A_{\max}$): 血管运动周期中, 血管舒张至横截面面积最大值。

最小面积 ($A_{\min}$): 血管运动周期中, 血管收缩至横截面面积最小值。

3) 时间要素: 单位 ms

血管收缩舒张周期 (T): 血管舒缩周期中, 达到最大面积与恢复至最小面积之间的时间。 脉波传播时间 (R- $A_{\max}$): 从心电图 R 波到 $A_{\max}$ 的时间

4) 比例要素:

扩张率 (D_r): $A_{\max}/R-A_{\max}$

$\Delta A/A_{\max}$

$A_{\min}/A_{\max}$ 位移角 (α): 顺时针为+, 逆时针为一, 单位 $^{\circ}$ 。血管运动中, 轴心位置随之变化。与上一时间相对而言, 轴心坐标 Y、X 轴相对变化的比值, 即 $\tan \alpha = \Delta Y/\Delta X$ 。

本实用新型中医脉象诊断仪器可以对脉波随机采样并进行分析, 用最小平方曲线拟合平滑法来光滑脉波曲线, 脉波的起点和终点可由计算机程序确定, 主波, 潮波前谷, 潮波, 降中波前谷, 降中波以人机会话的方式确定, 并比较了人工和计算机分析的脉图参数, 差异很小。

本实用新型能自动监测和同步输出桡动脉压力脉波、桡动脉阻抗、指容积、II 导心电图四路生理信号, 自动显示取脉压力值, 软件还能以 II 导心电图的 R 波为标志对四路信号自动分割, 自动识别压力脉波特征 (起点、终点、主波、重搏波、降中峡) 并计算出主波幅、降中波幅、降中峡幅、降中峡幅/主波幅、降中波幅/主波幅、脉波传播时间等脉图参数, 还能对脉图进行频谱分析、分形和维数分析并绘出图形。由传感器取出的各种脉象信号, 转换为数字信号, 经电分析计算, 经显示屏上将单路或多路脉象信号图形及数据随机显示, 亦可由打印机、计录仪拷贝记录出来; 可采集显示一段时间内的脉搏波形, 能够作为分辨脉象状态的原始观基础; 可得到脉幅一脉位 (取脉压力) 关系图; 可获得脉道形态图; 可得到组合与特异脉象细化分析图; 可得出三维脉象地形图, 是从时空上全面把握脉象的动态变化情况, 可观察到脉象的“位、形、势、数”综合形态, 是较理想的全面分析诊断疾病的有力客观证据。

附图说明

图1: 本实用新型原理框图;

图2: 压力B超复合传感器探头结构图;

图3: 动脉压力脉搏图与心电图的模式图;

图 4: 动脉 B 超运动模拟图;

图 5: 心电标记的细脉压力-血管运动特征重建图;

图 6: 心电标记的洪脉压力-血管运动特征重建图;

图 7: 心电标记的虚脉压力-血管运动特征重建图;

图 8: 心电标记的实脉压力-血管运动特征重建图;

图 9: 心电标记的滑脉压力-血管运动特征重建图;

图 10: 心电标记的涩脉压力-血管运动特征重建图;

图 11: 心电标记的弦脉压力-血管运动特征重建图。

本实用新型的具体实施方式如下:

具体实施方式

实施例:

根据上述技术方案实施本实用新型:

压力 B 超复合传感器探头 1 中的 B 型超声波探头 1' 采集的超声脉管图像将直接传输给数字计算机 7; Vetspees-Too/W 光电容积传感器 2、心电传感器 3 和压力 B 超复合传感器探头 1 中的 FSG-15 型压力传感器 6' (三路 Honeywell 公司) 采集的电信号均经过数据传输电缆与包括放大、滤波电路和 A/D 转换电路的信号预处理电路 4 连接, 经过处理后的电信号将转换为数字信号, 再通过数据传输电缆送入 ADI 公司的 AduC812 微处理器 5 进行数据采集, 得到 12 位精度的生物信号数据流后输出, 将数据流输入具有电源隔离和信号隔离作用的安全隔离装置 6, 转换为 USB 信号, 输入数字计算机 7; 数字计算机 7 采用 XP 操作系统, 通过以 VC 为基础软件系统对仪器进行控制, 同时具有了波形显示、数据处理、数据分析等全面功能。本实用新型将采集到的与人迎、趺阳、寸口脉位接触的三部传感器输出的振动电压信号与 B 型超声波探头 1' 采集的超声脉管图像数据同步, 合并成二维时间变化序列图, 其中上述心电传感器 3 采集的心电信号用以作为时间标记, 实现了以心电时相标记法, 压力脉搏波与超声脉管图像的时间同步性和位置一致性分析, 而且实现了探头的一体化组合, 研制成脉图特有的采集、分析系统, 本实用新

型的最终数据结果可以输出至打印机 8，采用如上技术方案得到的数据图像结果如附图 5-图 14 所示。

- 1、测得人迎、寸口、趺阳处血管运动原始图形，如附图 5 所示；
- 2、测得 Valsalva 实验桡动脉原始图形，如附图 6 所示；
- 3、测得基本脉图，如附图 7 所示；
- 4、测得常见单脉直观动态运动图像：

(1) **细脉**：如附图 8 所示，轴心位置距离皮肤之间的距离适中或略深，血管运动规整均匀，脉率正常或较慢，血管横截面积明显减小，面积增大时，径向扩张略大，而最小值时，椭圆程度小，轴心位移，垂直方向上更为显著；举按寻三部取脉时，血管收缩舒张的变化多数不明显，沉取时有变化明显的趋势。

(2) **洪脉**：如附图 9 所示，轴心位置距离皮肤之间的距离较浅，血管运动规整均匀，脉率较快，血管横截面积明显增大，形状介于椭圆与正圆之间，但更偏于椭圆，面积最大时，横截面的椭圆程度大，径向扩张明显，而最小值时，椭圆程度略小；轴心位移在水平方向与垂直方向上的变化较大。举按寻三部取脉时，血管收缩舒张的变化均十分显著。

(3) **虚脉**：如附图 10 所示，轴心位置距离皮肤之间的距离适中或偏深，血管运动规整均匀，脉率较慢，血管横截面的面积减小，椭圆程度增大，横截面积最大与最小时，均呈椭圆形，径向扩张减小，轴心位移在垂直方向上较小，在水平方向上增大；举按寻三部取脉时，血管管腔的扩张率均明显减小，B 超镜下血管边界不清楚，不易识别。

(4) **实脉**：如附图 11 所示，轴心位置距离皮肤之间的距离较浅，血管运动规整均匀，脉率多数较快，血管横截面积明显增大，形状近似于圆形，面积最大时，椭圆程度也较小，径向扩张率增大，面积最小时，横截面的椭圆程度则更小，近似于圆形，轴心位移在垂直与水平方向上均较大；举按寻三部取脉时，血管收缩舒张的变化均十分显著。B 超镜下血管边界清楚，易识别。

(5) **滑脉**：如附图 12 所示，轴心位置距离皮肤之间的距离较浅，血管运动规整均匀，脉率较快，血管横截面积明显增大，形状呈椭圆形，血管舒

张时比收缩时横截面的椭圆程度大，轴心位移在水平方向与垂直方向上的变化均较大；举按寻三部取脉时，血管管腔的扩张率明显增大，B超镜下血管边界清楚，易识别。

(6) 涩脉：如附图 13 所示，轴心位置距离皮肤之间的距离适中或偏深，血管运动不规整均匀，脉率偏慢；血管运动横截面积大小形状变化无明显的规律，总体来说，呈椭圆程度的时间略多些，其长径与短径比值较大，血管收缩舒张时间不等，强度不一，轴心位移在水平方向与垂直方向上的变化均较大，举按寻三部取脉时，血管管腔的扩张率减小，B超镜下血管边界不清楚，不易识别。

(7) 弦脉：如附图 14 所示，轴心位置距离皮肤之间的距离适中或偏浅，血管运动规整均匀，脉率正常或偏快，血管横截面积略增大，形状近似于圆形。

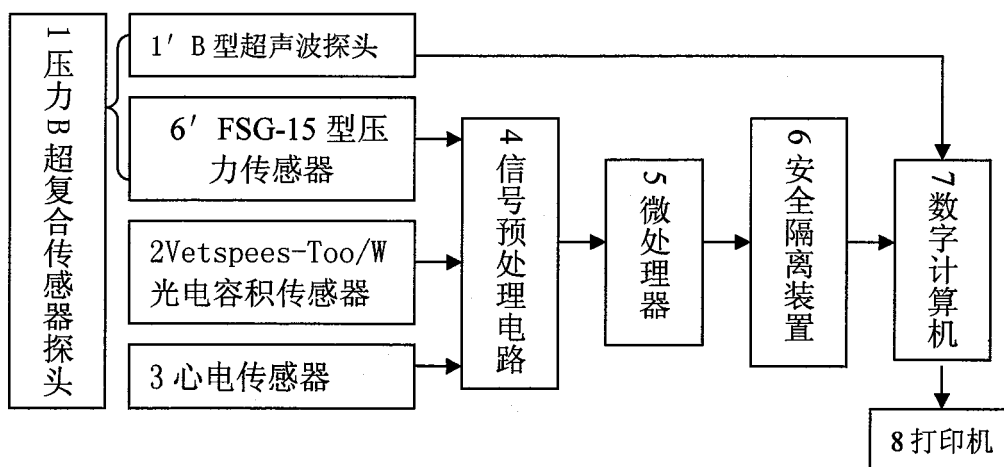


图 1

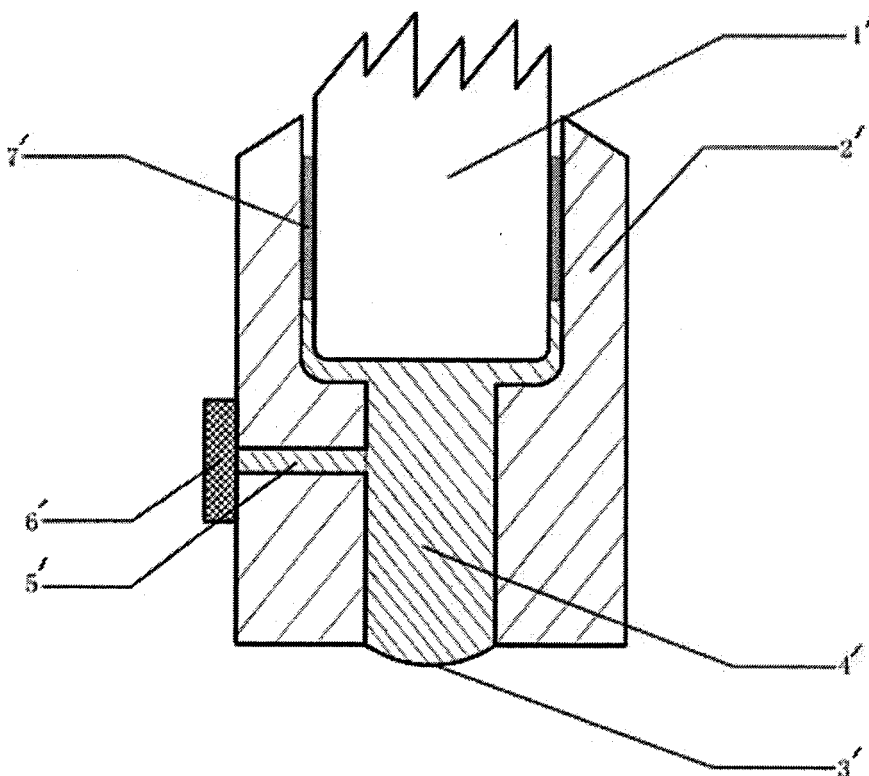


图 2

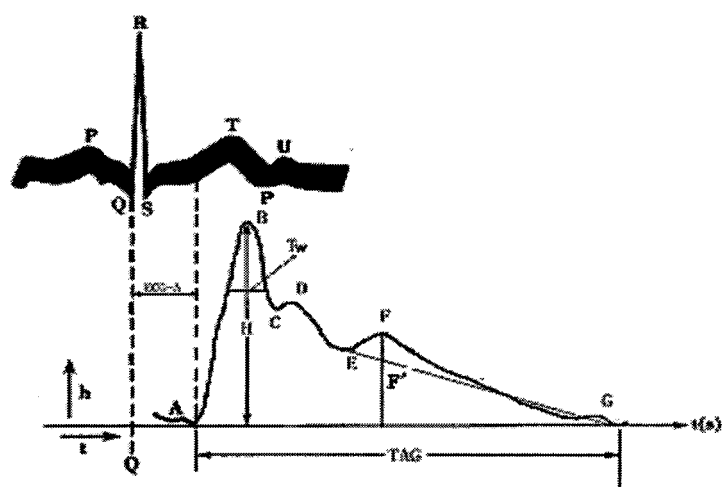


图 3

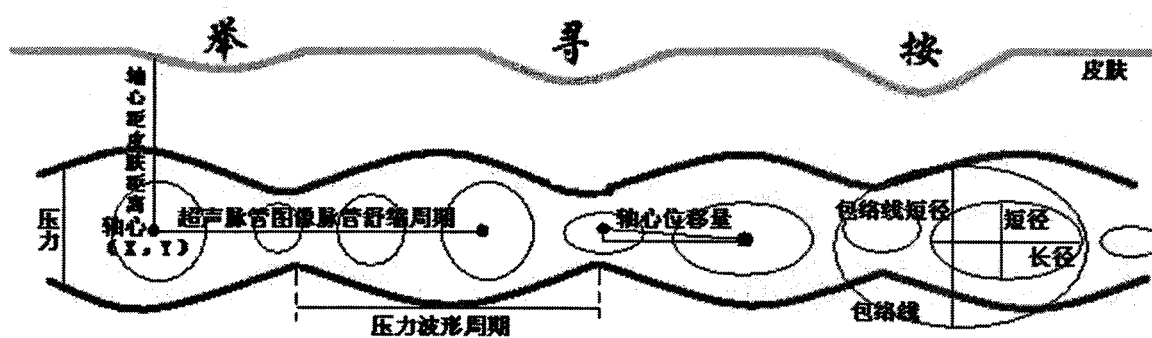


图 4

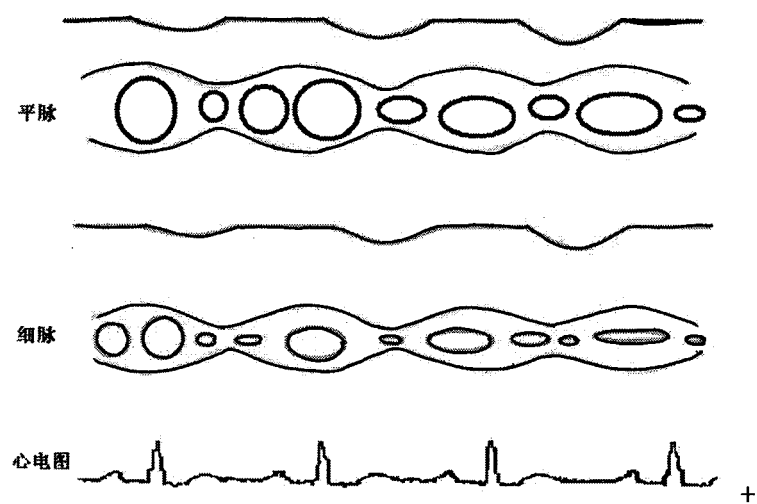


图 5

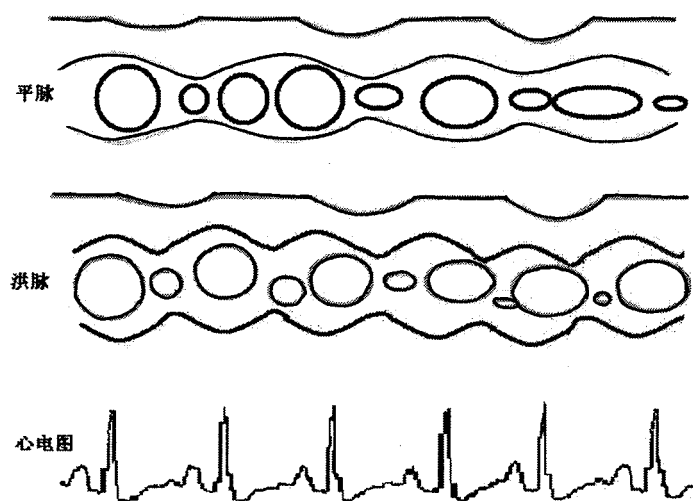


图 6

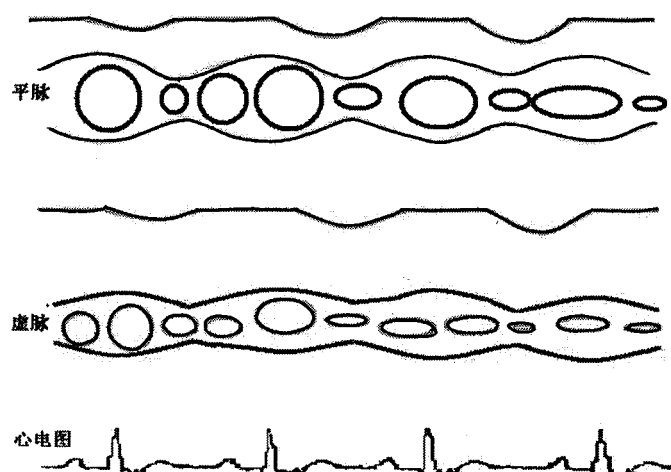


图 7

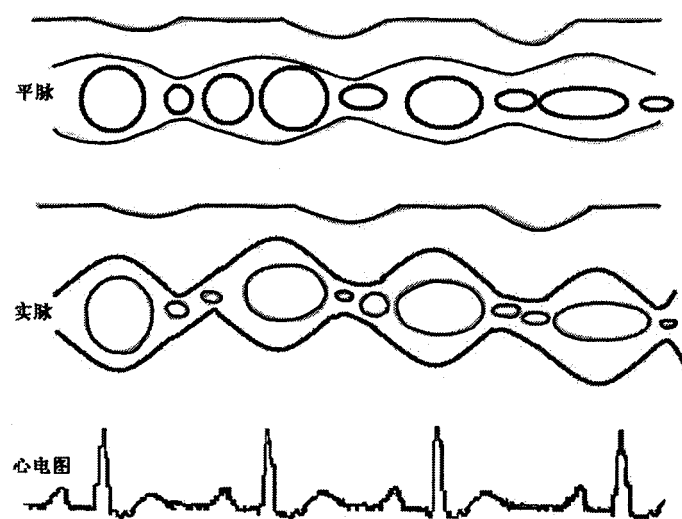


图 8

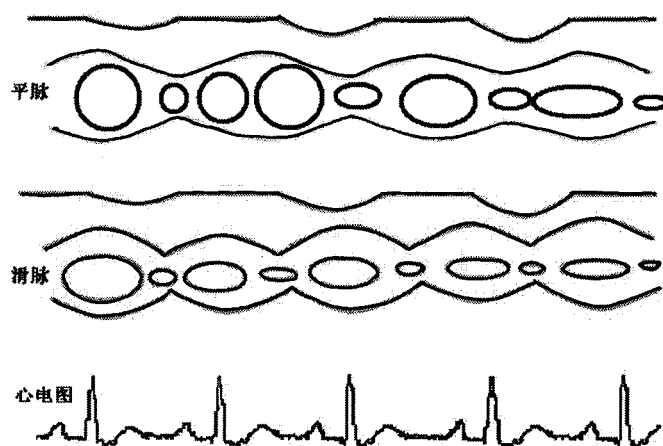


图 9

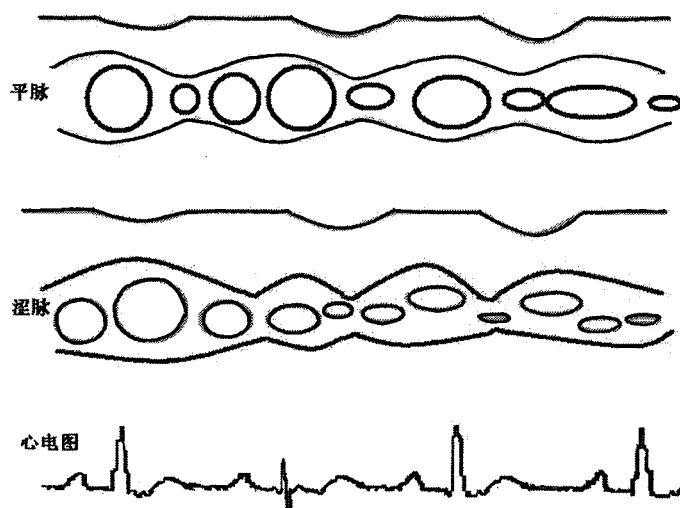


图 10

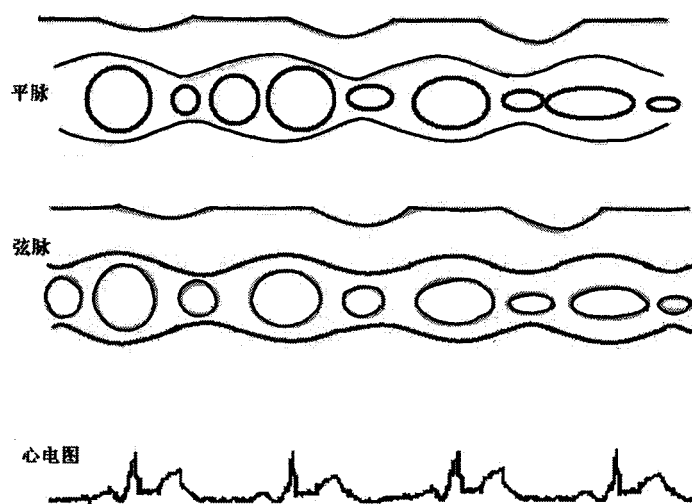


图 11

专利名称(译)	一种可视化脉诊仪		
公开(公告)号	CN201431475Y	公开(公告)日	2010-03-31
申请号	CN200920104940.X	申请日	2009-01-08
[标]申请(专利权)人(译)	牛欣		
申请(专利权)人(译)	牛欣		
当前申请(专利权)人(译)	牛欣		
[标]发明人	牛欣 徐元景 沙洪 罗致诚 司银楚 王滨 杨杰 牛淑冬 朱庆文		
发明人	牛欣 徐元景 沙洪 罗致诚 司银楚 王滨 杨杰 牛淑冬 朱庆文		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00		
代理人(译)	张韬		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种可视化脉诊仪，该可视化脉诊仪包括压力B超复合传感器探头、Vetspees - Too/W光电容积传感器、心电传感器、信号预处理电路、微处理器、安全隔离装置、数字计算机和打印机；其中，压力B超复合传感器探头由B型超声波探头、套筒、弹性膜、传导介质、引压孔、FSG - 15型压力传感器、密封环组成。本实用新型不但可以实现压力脉搏波与超声脉管图像的时间同步性和位置一致性分析，而且可以实现探头的一体化组合，从而可得出三维脉象地形图，从时空上全面把握脉象的动态变化情况，可观察到脉象的“位、形、势、数”综合形态，是较理想的全面分析诊断疾病的客观证据。

