

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

A61B 8/08



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510057007.8

[43] 公开日 2005 年 9 月 14 日

[11] 公开号 CN 1666716A

[22] 申请日 2005.4.6

[21] 申请号 200510057007.8

[71] 申请人 黄 晶

地址 400010 重庆市渝中区临江路 76 号

[72] 发明人 黄 晶 郑永平 雷 寒 邓辉胜
邓昌明 曾令秋 凌智瑜 江永红
刘地川

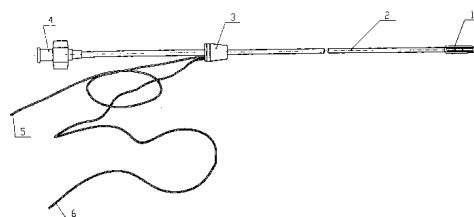
[74] 专利代理机构 重庆市恒信专利代理有限公司
代理人 刘小红

权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 3 页

[54] 发明名称 介入式超声硬度彩色成像法及介入
超声心肌硬度彩色成像仪

[57] 摘要

本发明涉及介入式超声硬度彩色成像法，方法步骤：1. 建立由介入导管承载的压力传感器结构和超声换能器；2. 测量压力值并同时检测厚度，以各检测点压力变化量及厚度形变率之间的比值来表征硬度的大小；将获得某一切面各点心肌硬度值通过查表方式彩色编码重建成二维彩色硬度图；3. 将获得的一系列同时相的二维平面彩色硬度图利用线性插补法和网格平滑化的算法建成三维彩色硬度图形。本发明还涉及介入超声心肌硬度彩色成像仪。本发明可获得被检心肌组织硬度值，将其值编码后以色彩及色彩亮度的不同图象直观以三维形式显示心肌硬度。



1. 一种介入式超声硬度彩色成像法, 其特征是方法包括以下步骤:

(1)、建立承载有压力传感器及高频超声换能器结构的介入导管;

(2)、上述介入导管的工作方式由以下方式之一或其组合:

a. 由上述导管承载的压力传感器测量心腔内压力变化量; 通过可在体外操控的上述介入导管使其延伸到被检心腔, 在检测点通过导管顶端超声换能器发射声波, 并环周接收心腔壁回声; 根据超声换能器接受介质的回声强度变化率的不同, 获取检测点在某一声束方向不同时刻测量的心腔壁厚度, 并以此获得该方向的厚度形变率; 通过超声换能器在检测点获取的沿环周切面上各点的心腔壁厚度;

b. 通过所述介入导管向心腔注入生理盐水, 使容积增加, 同时进行上述测量和计算获得厚度形变率测量和压力变化量;

(3)、根据上述压力变化量与所述切面各点厚度形变率之间的比值来表征该切面各点硬度的大小; 将获得某一切面各点心肌硬度值通过查表方式彩色编码重建成二维彩色硬度图;

(4)、以心电图 R 波作为触发指令控制步进电机, 由其带动超声导管在被检心腔内等距或定距移动, 分别获得各层面同时相的二维平面彩色硬度图, 将获得的一系列同时相的二维平面彩色硬度图利用线性插补法和网格平滑化的算法建成三维彩色硬度图形。

2、一种介入式超声硬度彩色成像法, 其特征是方法包括以下步骤:

(1)、建立承载由压力传感器及单晶阵旋转超声换能器或环状多晶阵超声换能器结构的介入导管;

(2)、通过可在体外操控的上述介入导管使其延伸到被检心腔的底部，通过导管顶端的一个或多个高频超声换能器发射声波并接收回声，根据超声换能器接受介质的回声强度变化的不同，自动识别心内外壁；当心腔内压力发生变化时，运用局部信号追踪技术分析某单一声束内各部分的位移量，从而得到压力变化前后沿心壁深度方向各部分组织形变量，将分析环周各声束得到的局部形变量的分布组合在一起就得到一横切面上的形变分布图，根据同时测得的腔内压力，也可计算出心脏组织局部的弹性模量，从而得到弹性图，将局部的形变值或弹性模量值赋予彩色编码就可以得到彩色硬度分布图。所述局部信号追踪技术为选自以下集合的其中之一：时域互相关技术，时域自相关技术，过零点追踪法，频域相关法或它们的组合；

(2)、以心电图 R 波作为触发指令控制步进电机，由其带动超声导管在被检心腔内等距或定距后退，按前诉方法分别获得各层面的二维平面彩色硬度图，将获得的一系列二维平面彩色硬度图利用线性插补法和网格平滑化的算法建成三维彩色硬度图形。

3、一种介入超声心肌硬度彩色成像仪，包括超声心肌硬度成像导管 (2) 和主机，其特征是：导管的头端固定有高频超声换能器；所述导管内还装有压力传感器 (11)，导管前端有侧孔；所述超声换能器电缆供电线及信号线 (6) 和压力传感器信号线 (5) 由导管末端穿出与主机连接。

4、根据权利要求 3 所述的介入超声心肌硬度彩色成像仪，其特征是：安装在导管头端的所述超声换能器由可以各自独立工作的多晶阵压电陶瓷 (8) 构成或单晶阵压电陶瓷构成。

5、根据权利要求4所述的介入超声心肌硬度彩色成像仪，其特征是：所述可以各自独立工作的多晶阵压电陶瓷在导管的前端构成环形探测面。

6、根据权利要求4或5所述的介入超声心肌硬度彩色成像仪，其特征是：所述超声换能器电缆供电线及信号线和压力传感器光纤由导管夹层穿过，并由导管末端前段的电缆及光纤分线口处穿出与主机连接。

7、根据权利要求3所述的介入超声心肌硬度彩色成像仪，其特征是：导管的末端连接高压注射器。

8、根据权利要求3所述的介入超声心肌硬度彩色成像仪，其特征是：导管的末端连接步进电机的驱动连接端。

9、根据权利要求3所述的介入超声心肌硬度彩色成像仪，其特征是：导管的末端穿入导引钢丝。

介入式超声硬度彩色成像法及介入超声

心肌硬度彩色成像仪

技术领域

本发明涉及介入微创信息获取技术，涉及人体及动物活体心肌硬度参数获取，彩色成像显示方法及超声诊断仪器。具体是一种利用导管介入方法，通过在人或动物活体心肌上获取并分析组织应力—应变关系，从而得到活体组织硬度指标或根据相应的公式计算出心肌的杨氏模量，并据此进行计算机彩色编码直接显示心肌整体硬度及硬度分布信息的方法。所获取的信息有益于协助医学研究和为临床诊断提供参考。本发明同时涉及用于活体心肌硬度信息获取及成像显示的专门仪器——介入超声心肌硬度彩色成像仪。

背景技术：

近年来舒张性心力衰竭(DHF)日益受到重视。据调查在左室功能不全中，舒张性心功能不全约占 30%，而在高龄和女性患者则比例更高。据估计美国用于治疗 DHF 的费用约占全部心衰治疗费用的四分之一，达 150-400 亿美元；而在我国单纯性 DHF 患者也至少 400 万，与之不相适应的是舒张性心力衰竭的诊断方法至今不够明晰，目前多采用排除法进行诊断。美国心脏病学会认为“DHF 的精确诊断非常困难”，学界急切呼唤新的诊断方法和标准。故探讨新的、更为直接的评价心脏舒张功能的方法具有十分重要的科学和社会经济意义。

心脏舒张功能降低是由于心室肌僵硬度增加或/和心室肌主动松弛性能

降低所致，心肌的主动松弛障碍一般伴随冠心病等可明确诊断的疾病，且可被顺应性良好的心肌进行代偿。因此，获取心室肌僵硬度的变化值即心室肌被动形变属性在临床学诊断及研究中有着十分重要的意义。目前评价舒张功能的方法可靠性均较不满意。人们认为较可靠的用心导管法测量舒张期时间常数等，主要从血流动力学水平进行研究，所反映的心室僵硬度（ dP/dV ，stiffness）体现左心室容积的变化与压力变化的关系，但当心脏腔室径增加时其值降低，难以正确反映心室肌的被动物理属性。尚缺乏在活体直接检测心肌硬度（hardness，反映心肌在受到应力作用发生应变的能力），心肌的这一被动弹性特征与患者症状直接相关。心肌细胞和间质结构异常是其被动力学属性改变的主要原因。如心肌细胞的骨架蛋白异常，细胞外基质纤维蛋白的量和比例、以及含水量发生改变导致心肌弹性改变是发生 DHF 的主要原因。此外，如心肌梗死后瘢痕形成和肥厚梗阻型心肌病等局限性结构异常也会使局部心肌硬度增加。目前，也缺乏评价心肌局限性的硬度异常，如室壁瘤、心室瘢痕，非对称性肥厚的有效方法。

心脏的舒张功能主要由于硬度决定，心肌硬度表现为舒张期对压力变化产生形变能力。为了迅速直观并较全面地显示心肌的硬度情况及其分布，故本发明借助观察局部心肌对心室压力变化引起形变的能力，或在心脏舒张中晚期某一时段通过导管注入生理盐水，使其心腔内压力升高，检测心肌对心室压力上升产生形变的能力。发明这种新型的硬度信息成像技术一介入超声彩色心肌硬度成像。

发明的内容

本发明的目的之一是提供一种介入式超声心肌硬度彩色成像法，通过借助承载微型超声探头及压力传感器的介入式导管，进入心腔非接触式获取活体心肌硬度指标并将及其分布通过彩色成像法直观的显示。

本发明的目的之二是提供一种介入超声心肌硬度彩色成像仪。

为实现上述目的一，本发明采用的技术方案一是这样的，即一种介入式超声硬度彩色成像法，方法包括以下步骤：

(1)、建立承载有压力传感器及高频超声换能器结构的介入导管；

(2)、上述介入导管的工作方式由以下方式之一或其组合：

a. 由上述导管承载的压力传感器测量心腔内压力变化量；通过可在体外操控的上述介入导管使其延伸到被检心腔，在检测点通过导管顶端超声换能器发射声波环周接收心腔壁回声，并显示；根据超声换能器接受介质的回声强度变化率的不同，获取检测点在某一声束方向不同时刻测量的心腔壁厚度，并以此获得该方向的厚度形变率；通过超声换能器在检测点获取的沿环周切面上各点的心腔壁厚度；

b. 通过所述介入导管向心腔注入生理盐水，使容积增加，同时进行上述测量和计算获得厚度形变率测量和压力变化量；

(3)、根据上述压力变化量与所述切面各点厚度形变率之间的比值来表征该切面各点硬度的大小。将获得某一切面各点心肌硬度值通过查表方式彩色编码重建成二维彩色硬度图。

(4)、以心电图 R 波作为触发指令控制步进电机，由其带动超声导管在被检心腔内等距或定距移动，分别获得各层面同时相的二维平面彩色硬度图，

将获得的一系列同时相的二维平面彩色硬度图利用线性插补法和网格平滑化的算法建成三维彩色硬度图形。

为实现上述目的一，本发明采用的技术方案二是这样的，即一种介入式超声硬度彩色成像法，方法包括以下步骤：

(1)、建立承载由压力传感器及超声换能器结构的介入导管；

(2)、通过可在体外操控的上述介入导管使其延伸到被检心腔的检测点，在检测点通过导管顶端超声换能器发射声波环周接收心腔壁回声，并显示；通过导管顶端的超声换能器发射声波并接收回声，根据超声换能器接受介质的回声强度变化的不同，自动识别心内外壁；当心腔内压力发生变化时，运用局部信号追踪技术分析某单一声束内各部分的位移量，从而得到压力变化前后沿心壁深度方向各部分组织形变量，将分析环周各声束得到的局部形变量的分布组合在一起就得到一横切面上的形变分布图，根据同时测得的腔内压力，也可计算出心脏组织局部的弹性模量，从而得到弹性图，将局部的形变值或弹性模量值赋予彩色编码就可以得到彩色硬度分布图。所述局部信号追踪技术为选自以下集合的其中之一：时域互相关技术，时域自相关技术，过零点追踪法，频域相关法或它们的组合。

(3)、以心电图 R 波作为触发指令控制步进电机，由其带动超声导管在被检心腔内等距或定距移动，按前诉方法分别获得各层面同时相的二维平面彩色硬度图，将获得的一系列同时相的二维平面彩色硬度图利用线性插补法和网格平滑化的算法建成三维彩色硬度图形。

为实现本发明的第二个目的而采用的技术方案是这样的，即一种介入超声心肌硬度彩色成像仪，包括超声心肌硬度成像导管和主机，超声心肌硬度

成像导管其中之一特征是：导管的头端固定有高频超声换能器；所述导管的内还装有压力传感器，导管前端有侧孔；所述超声换能器电缆供电线及信号线和压力传感器信号线由导管末端穿出与主机连接。

安装在导管头端的所述超声换能器由单晶阵压电陶瓷构成,或由能各自独立工作的多晶阵压电陶瓷，在导管的前端构成环形探测面构成。所述导管可以为双层结构，环状超声换能器通过其背材固定在导管前端的内层上，所述超声换能器电缆供电线及信号线和压力传感器光纤由导管夹层穿过，并由导管末端前段电缆及光纤分线口处穿出与主机连接。导管的末端连接高压注射器，或连接步进电机的驱动连接端、或穿入导引钢丝。

所述主机包括超声放大器、光纤信号调理器、心电放大器、超声信号发生器、A/D 转换、步进电机、步进电机驱动器、步进电机控制板、中央控制 CPU、控制面板、显示器。

上述装置的工作原理是这样的：所述超声信号发生器在中央控制 CPU 控制下激励超声换能器发射超声信号，环状超声换能器接收的超声信号与中央控制 CPU 数据输入端连接，超声换能器接收到的信号经放大及 A/D 转换后送入中央控制 CPU，光纤压力传感器测量的压力信号，通过光纤信号调理器传输给 A/D 转换后送入中央控制 CPU，将其获得被检测心腔壁厚度的形变量及压力值通过计算得出硬度值，并将该值通过计算机以查表方式彩色编码重建成二维彩色硬度图。通过显示器以色彩及色彩亮度的不同直接显示。心电放大器实时采集心电信号经 A/D 转换后送入中央控制，显示心电图曲线。

中央控制 CPU 根据心电图 R 波触发动作指令给步进电机控制板，步进电机控制板发出脉冲输出给步进电机驱动器，驱动电机转动，带动超声导管后

退。从而获得一系列从心尖到心底同时相的二维心肌硬度图形，将获得的一系列同时相的二维心肌硬度图形利用线性插补法和网格平滑化的算法叠加重建成三维心肌硬度图。

同现有技术相比，本发明产生的积极效果是：

(1)、导管化：可同时直接获得压力及心肌形变的准确资料

借助心导管技术平台，按心导管的技术标准，很容易通过血管鞘安全地进入心腔。通过导管的延伸可探测不同层面心肌组织硬度

(2)、可操控性：有效实现对不同层面心室心肌组织硬度的获取

步进电机实行可操控检测，实现不同层面心肌组织硬度资料获取，为局部心肌组织硬度检测提供方法。

(3)、直观显示心肌硬度，利用本方案提供的软件，并可直接计算出该点心肌的杨氏模量，将硬度值编码并以色彩及色彩亮度的不同直观的形式在荧屏显示心肌硬度及硬度分布状态。为科学研究和临床组织硬度及硬度分析提供直接、便捷的方法。

附图说明：

图 1 为本发明的装置结构示意图之一；

图 2 为导管头端的剖面放大示意图之一

图 3、4、5、6 分别为图 2 的 A-A、B-B、C-C、D-D 剖面示意图；

图 7 为本发明的装置的结构原理图之一；

图 8 为网格平滑化的算法的示意图。

参见附图：图中 1—导管头、2—导管体、3—电缆及光纤分线口、4—导管尾、5—压力光纤、6—超声换能器电缆线、7—匹配层、8—压电陶瓷、9—

超声换能器背材、10—导管壁、11—光纤压力传感器、14—导管壁侧孔、15—压力传感口、16—填充层、17—导管腔。

具体实施方式

实施例1 介入式超声心肌硬度彩色成像法对超声心肌硬度超声导管的基
本要求：

实施例中，超声导管的外形尺寸类似于心室造影导管。导管外径6—8F，借助血管鞘可经股动脉、桡动脉等途径进入左心室，经股静脉可进入右心室。

检测导管的操作与心室造影导管相似。通过对其被检心室到达的不同深度而获得其相应层面心肌的硬度参数。

所述导管顶端安装由高频、能各直独立工作的多晶阵压电陶瓷构成的环形超声换能器，探测出心内膜和心包并根据某一时间段压力的变化而引起的心内膜及心包之间距离变化获得心肌组织形变量。也可在心脏舒张期的某一时段通过导管注入生理盐水，使心室容积增加，获得心室壁压力变化引起心室壁厚度变化值，前述两方法也可结合使用。

我们使用心肌组织受到的压力变化量与厚度形变率之比来表征组织的硬度。即 $\Delta P / \varepsilon$ ($\Delta P = P_2 - P_1$ $\varepsilon = (L_2 - L_1) / L_1$) 来表征组织硬度。用超声导管检测心室自身压力变化时引起心肌组织形变量率即 $\Delta P / \varepsilon$ 来表示其硬度，如两相邻时刻的心室压力值： $P_1 = 10\text{mmHg}$, $P_2 = 5\text{mmHg}$, 该时刻所处位置的心肌厚度 $L_1 = 0.91\text{cm}$, $L_2 = 0.89\text{cm}$. 则相对硬度表征值为：压力变化量 $(10 - 5)$ / 心肌组织形变率 $(0.89 - 0.91) / 0.91 = 227$ 。另一种方法是在心脏舒张期的某一时段通过导管以某一速度（如 20ml/s ）注入生理盐，同步测量心室压力与心室壁应变并按上述方法计算其值表征组织硬度。也可同时通过空心球体模型计算杨氏模

$$E = \frac{(1 + \mu) p a \cdot \left(\frac{1}{2a} + \frac{1}{1 + \mu} \right) \cdot \frac{1}{b}}{\Delta u \cdot \left(\frac{1}{a} - \frac{1}{b} \right)}$$

量的方法。公式计算出该组织的杨氏模量，公式中 a 为心内膜腔半径， b 为心外膜腔半径， p 为心腔均布压力， μ 为泊松比， Δu 为该点位移。如某点 $p_1=5\text{mmHg}$ 时， $a_1=2.8\text{cm}$, $b_1=3.8\text{cm}$, 通常 μ 取 0.45；在另一时刻该点 $p_2=10\text{mmHg}$ 时, $a_2=2.85\text{cm}$, $b_2=3.9\text{cm}$, 则该点 $\Delta u_2 - \Delta u_1 = (b_2 - a_2) - (b_1 - a_1) = (3.9 - 2.85) - (3.8 - 2.8) = 0.05\text{cm}$ 。即 $E = 4.752 \times 10^4 \text{ Pa}$ 。

实施例 2 介入式超声硬度彩色成像法用于心肌硬度检测的基本操作过程

将导管以普通介入导管方式送入体内，利用导管的可控性可实现在体外用 X 线技术引导到达检测部位，利用导管的延伸，实现不同层面心肌组织硬度的检测，本方案可直接同时获得被检心肌组织的内外膜及其承受的应力和该组织产生的应变，并通过软件自动计算出被检心肌的硬度及杨氏模量，将硬度值编码后以色彩及色彩亮度的不同图象直观地形式显示心肌硬度。

在心肌工作的生理范围，心肌的被动力学性质可视作为拟弹性腔体，即可用弹性材料的方法进行研究而有较高的准确性。在舒张中晚期心肌处于被动状态，心脏的弹性特征自然显露，为该技术的形成提供了先天条件。心腔内超声成像的质量优异，环周扫查的距离相近，用高频超声技术使二维图象分辨率提高，且心内膜和心包的强回声容易检出，一般情况心包与心外膜相贴，可将心包检测假设为心外膜，即自动识别心内外壁。并通过软件自动计算出被检心肌的硬度值，将其值编码后以色彩及色彩亮度的不同直观显示心肌硬度。当导管到达心尖部后，由同步记录的心电图信号 R 波感知后延迟发放步进电机运动触发信号，其与导管的连接件将导管逐渐等距或定距向后退，形成一系列的从心尖到心底不同层面的同时相的二维图形，通过计算机利用线性插值法和网格平滑化的算法将一系列的从心尖到心底不同层面的同时相

的二维图形叠加重建成图形，即组成了彩色心肌硬度成像图方法。

实施例3 介入式超声心肌硬度彩色成像法

方法包括以下步骤：

a. 设立由介入导管承载的超声换能器及压力传感器结构；

b. 通过可在体外操控的介入导管使其延伸到心腔的不同位置，导管顶端安装如高频环形多晶阵能各自独立工作的超声探头，探测出心内膜和心包并根据某一时间段压力的变化而引起的心内膜及心包之间距离变化获得心肌组织形变量；也可在心脏舒张期的某一时段通过导管注入生理盐水，使心室容积增加，获得心室壁压力变化引起心室壁厚度变化值，前述两方法也可结合使用。

c、仪器主机 CPU 根据介质的回声强度变化的不同，即自动识别心内外壁。并计算出心肌厚度，并根据心腔内压力的变化自动计算出该部分心肌的硬度值（参见实施例1中计算硬度值的公式）。根据该值用计算机进行彩色编码，将正常均值设置为0，不予赋色；表征硬度的值大于该值时设置为正值（心肌组织较硬），赋予红色；小于该值设置为负值（心肌组织较软），赋予兰色；值的绝对值越高，赋色的亮度也越高。为了更好地显示相邻心肌组织硬度的差异（如陈旧心肌梗塞瘢痕与正常心肌有明显边界），计算机对相邻心肌硬度进行自动比较，做颜色的平滑化处理，以更好地显示硬度有差异的心肌组织边界。将色块填充在仪器自动识别的心内膜与心包之间，各晶片获得的色块组合在一起通过上述彩色编码法重建成某一层面的二维平面左心室短轴的彩色心肌硬度图。通过导管尾部安装的步进电机在 R 波触发下将导管逐渐等距后退，如每次后退 1mm, 形成一系列的从心尖到心底不同层面的同时相的二

维图形，通过计算机利用线性插值法和网格平滑化的算法将获得一系列从心尖到心底不同层面的同时相的二维图形叠加重建成三维图形，即组成了三维彩色心肌硬度成像图方法。

在上述网格平滑化的算法中，通过对获得的一系列二维彩色心肌硬度成像图中相邻心外壁轮廓线的网格化就可以构成若干小的平面，这些小的平面上加上连续二维平面心外壁轮廓线就可以构成的心外壁轮廓面。参见附图 8，图中 S1、S2 是两个连续获得的的同时相的二维彩色心肌硬度成像图的心外壁轮廓线所在的平面，ABCD 分别是轮廓线上的四点，这四点连线就可以构成一个平面 SS1，当 $|AB|$ 、 $|AC|$ 、 $|BC|$ 、 $|CD|$ 均较小时，就可以用 SS1 来近似替代 S1、S2 两轮廓线中这四点间的曲面。如果把 S1、S2 轮廓线上的点均采取这样的网格化就可以构成 S1、S2 之间的曲面。按此方法，便获得整个彩色心肌硬度成像图。

同步监测心电信号，协助对检测时相进行分析，并由 R 波触发门控步进电机的活动。

(4) 介入式超声心肌硬度彩色成像法获取流程

将导管以普通介入导管方式送入体内，利用导管的可操控性可实现在体外用 X 线技术引导到达检测部位，步进电机实行可操控检测，实现不同部位心肌组织硬度的检测。仪器主机 CPU 根据介质的回声强度变化的不同，即自动识别心内外壁。心腔内压力的变化和心肌厚度的变化以及在心脏舒张期的某一时段通过导管注入生理盐水，使心室容积增加，获得心室壁压力变化引起心室壁厚度变化值。自动计算出该部分心肌的硬度。根据该值用计算机进行彩色编码，将正常均值设置为 0，不与赋色；表征硬度的值大于该值设置

为正值（心肌组织较硬），赋予红色；小于该值设置为负值（心肌组织较软），赋予兰色；值的绝对值越高，赋色的亮度也越高。为了更好地显示相邻心肌组织硬度的差异（如 陈旧心肌梗塞瘢痕与正常心肌有明显边界），用计算机对相邻心肌硬度进行自动比较，当相邻组织硬度差异小于某一经验值范围时，图象做平滑化处理，当硬度差异大于某一经验数值时附加绿色，其差异值越大，绿色亮度越高，不同亮度的绿色与其它色块混和时产生混色效应，以更好地显示硬度有差异的心肌组织边界，将色块填充在仪器自动识别的心内外膜之间，各晶片获得的色块组合在一起通过查表方式彩色编码重建成二维平面左心室短轴的彩色心肌硬度图。当导管到达心尖部后，再通过导管尾部安装的步进电机在 R 波触发下将导管逐渐等距后退，形成一系列的从心尖到心底不同层面的同时相的二维图形，通过计算机利用线性插值法和网格平滑化的算法将获得的一系列从心尖到心底不同层面的同时相的二维图形叠加重建成图形，即组成了三维彩色心肌硬度图。

实施例 4 介入超声硬度检测仪

（1）、仪器的结构及主要部件的功能

所述仪器包括超声心肌硬度成像导管和主机，超声硬度检测导管其特征一，如导管的头端固定有高频环形多晶阵能各直独立工作的超声换能器，同时其后侧方装有压力传感器，如光纤型压力传感器，导管中空，顶端有侧孔。导管壁中通过超声换能器电缆和压力传感器光纤。导管尾部一个标准心导管接口。所述超声换能器的供电线及信号线和压力传感器光纤由导管的末端前电缆及光纤分线口处穿出与主机连接。

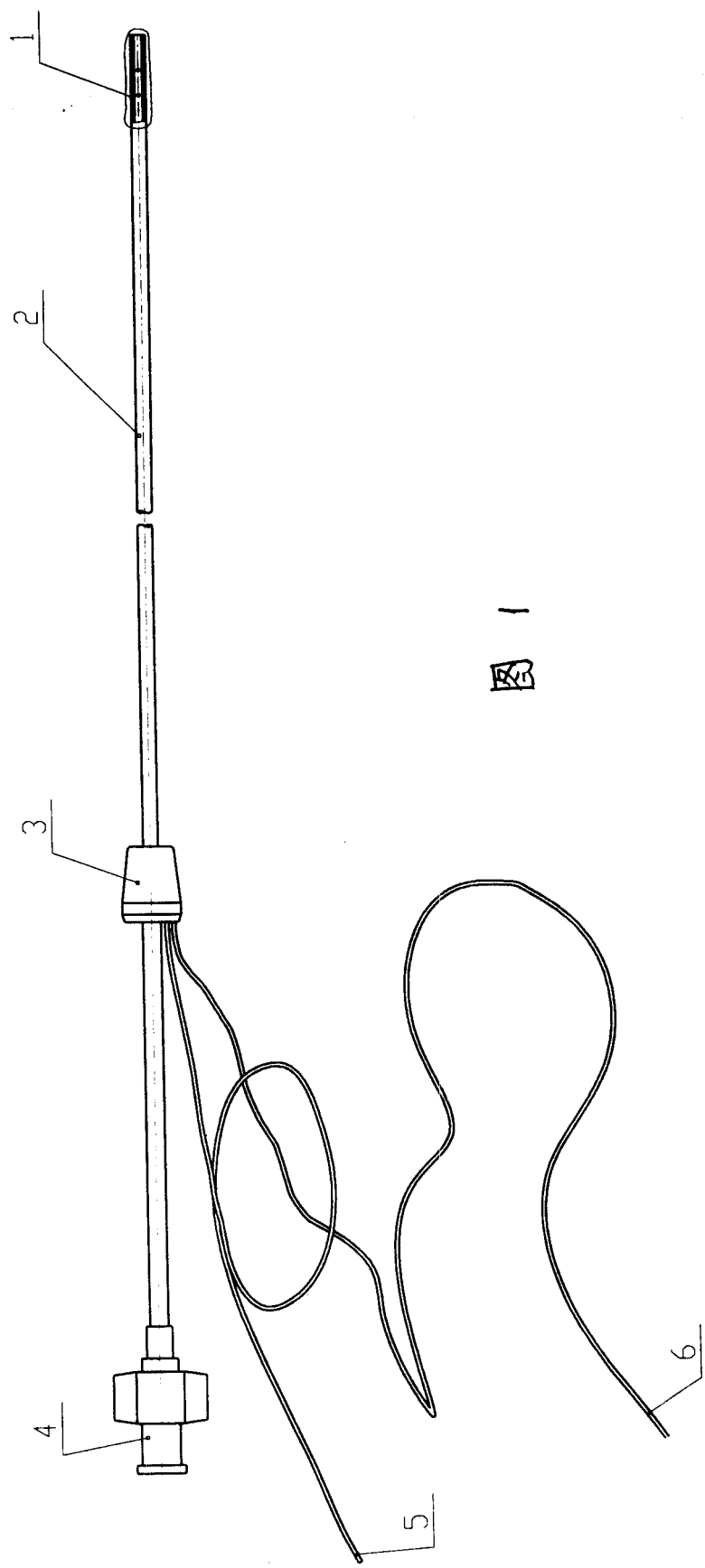
参见附图 7 按上述所述超声硬度检测导管结构, 其主机包括超声放大器、光纤信号调理器、心电放大器、超声信号发生器、A/D 转换、步进电机、步进电机驱动器、步进电机控制板、中央控制 CPU、控制面板、监视器; 其中所述超声信号发生器在中央控制 CPU 控制下激励超声换能器发射超声信号, 环状超声换能器接收的超声信号与中央控制 CPU 数据输入端连接, 换能器接收到的信号经放大及 A/D 转换后送入中央控制 CPU, 光纤压力传感器实时测量心腔压力, 通过光纤信号调理器后再传输给 A/D 转换后送入中央控制 CPU, 通过计算出硬度值, 并以色彩及色彩亮度的不同直接显示心肌硬度。心电放大器实时采集心电信号经 A/D 转换后送入中央控制, 显示心电图曲线。中央控制 CPU 根据心电图 R 波触发动作指令给步进电机控制板, 步进电机控制板发出脉冲输出给步进电机驱动器, 驱动电机转动, 带动超声导管后退, 从而获得一系列同时相的二维心肌硬度图形。中央控制 CPU 为主机核心, 控制超声发射信号、分析回声信号并显示心内外膜及心肌形变量, 根据获得压力值自动计算出硬度值, 将其值进行编码并以色彩及色彩亮度方式显示, 通过一系列同时相的二维心肌硬度图形重建彩色心肌硬度图。控制面板在普通超声诊断仪上改进, 与中央控制 CPU 相连接, 用于控制仪器状态、输入数据及资料、进行测量等。并同屏同步动态显示心电图信号, 按本方案直接以色彩及色彩亮度的不同形式显示组织硬度等资料。

在实施例中所述超声放大器、超声信号发生器、光纤信号调理器、心电放大器、步进电机、步进电机驱动器、步进电机控制板可以分别采用型号为 FTI-10, ISO. ECG-1mV 全隔离心电放大器, 42BYG250B, SH-20403, 6030 板卡。其中超声换能器、放大器及超声信号发生器由汕头超声研究所购买。光

纤信号调理器（FTI-10）由加拿大 FISO 公司提供。心电放大器实时采集心电信号经 A/D 转换后送入中央控制，显示心电图曲线，心电放大器由北京市海淀祥云计算机技术公司提供。步进电机、步进电机驱动器、步进电机控制板由北京和利时电机技术有限公司提供。

当仪器工作时，超声心肌硬度成像导管按心血管介入要求进入心脏、导管头在医学图象监测引导下被操控调节到需要测量的部位，超声换能器和光纤压力传感器同步工作，同时检测组织在不同心腔压力时，组织壁厚的变化。各晶阵超声换能器沿导管四周方向发射并接收单声束高频超声（如 10MHz）；压力传感器同步取样，检测心肌组织承受的压力变化。超声心肌硬度成像导管将压力和组织厚度变化的信息同时传输到主机供分析研究之用。

主机将超声信号处理后自动识别心内膜及心外膜和心肌组织厚度变化值，将心肌组织厚度变化值和压力值由公式进行计算出被检测组织硬度，将其值进行编码并以色彩及色彩亮度方式在心内膜及心外膜之间显示，通过查表方式彩色编码重建成获得二维平面左心室短轴的彩色心肌硬度图。当导管到达心尖部后，再通过导管尾部安装的步进电机在 R 波触发下将导管逐逐渐等距后退，形成一系列的从心尖到心底不同层面的同时相的二维图形，通过计算机利用插值法和网格平滑化的算法将一系列的从心尖到心底不同层面的同时相的二维图形叠加重建成三维图形。直观以方式显示心肌硬度。



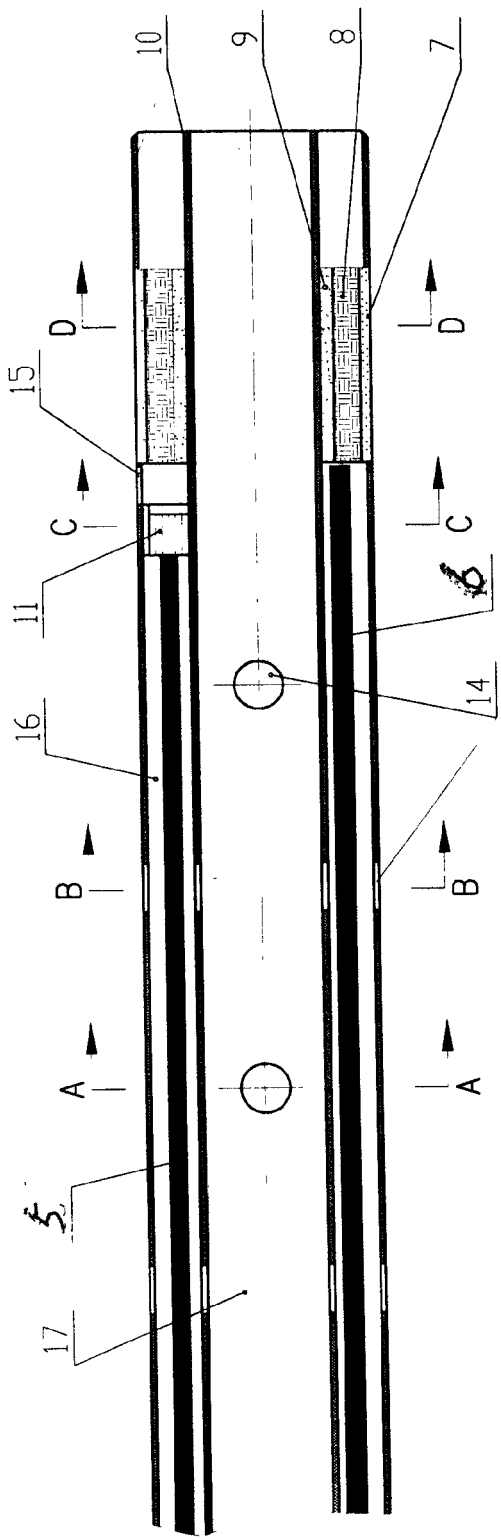


图2

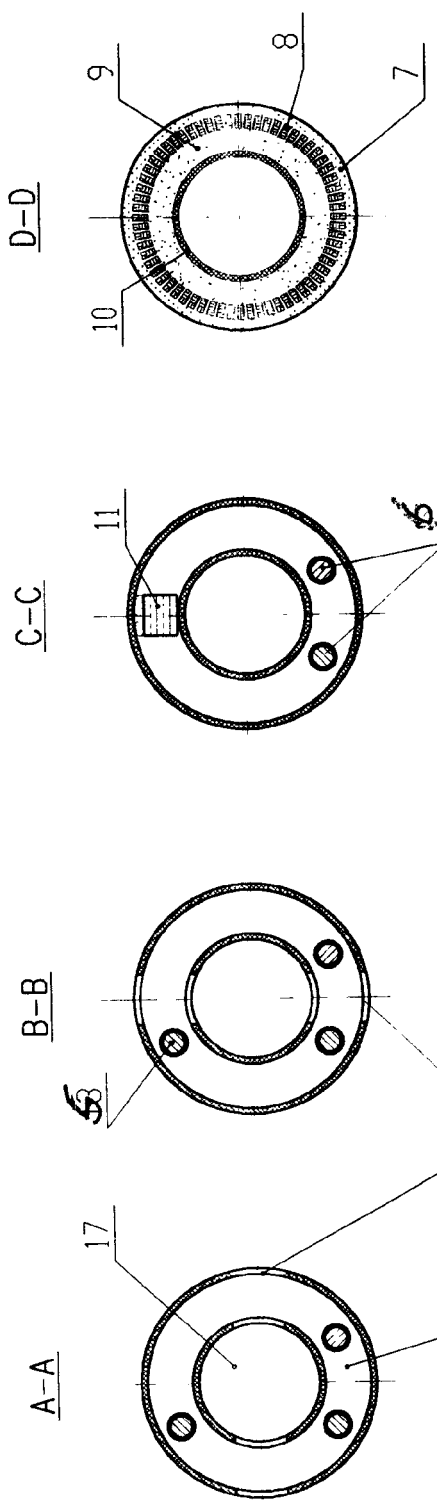


图6

图5

图4

图3

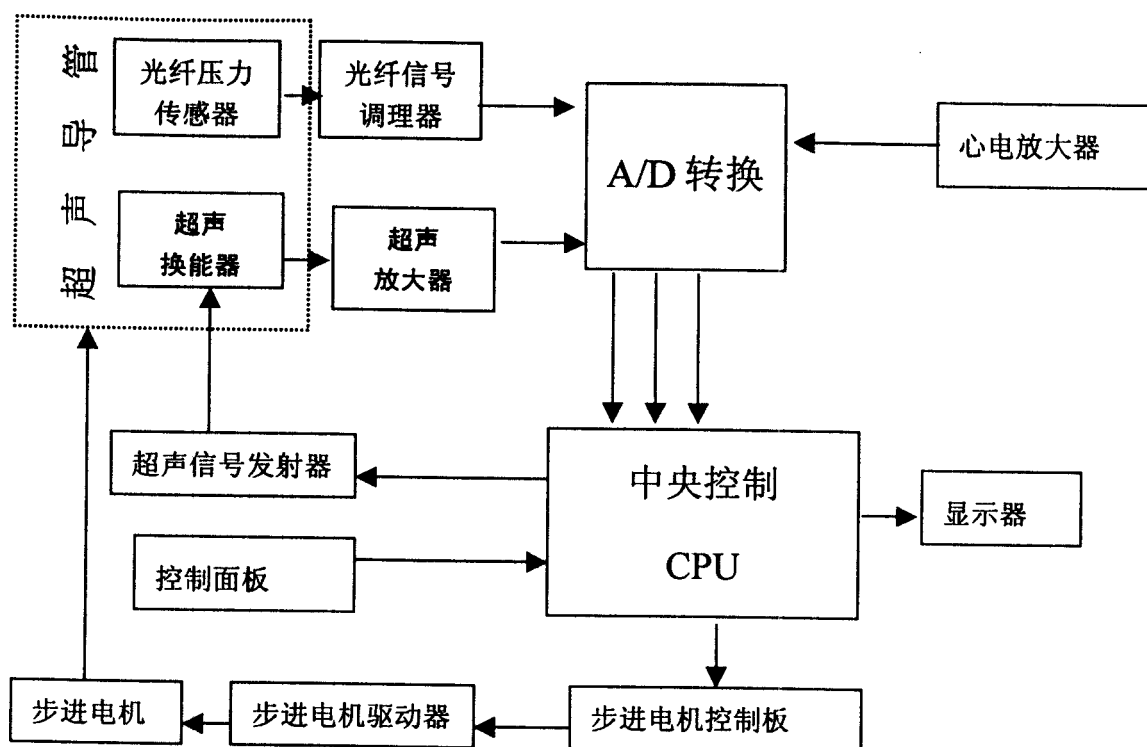


图 7

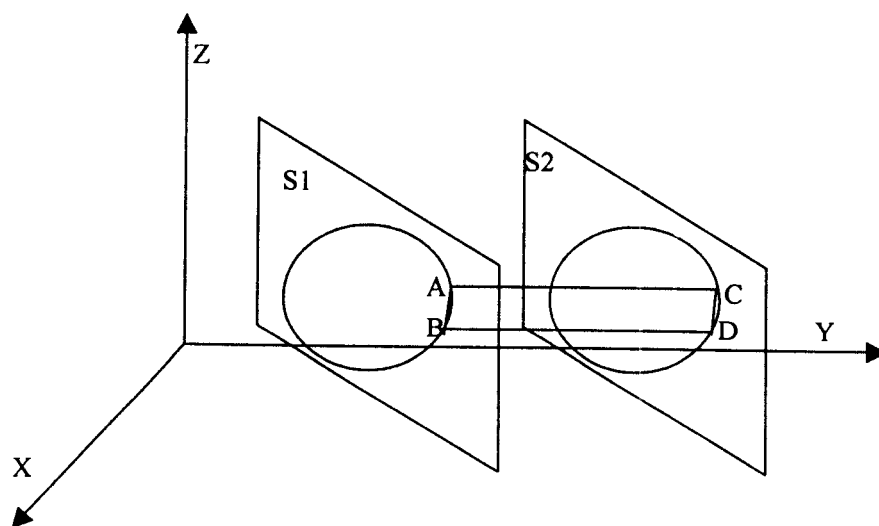


图 8

专利名称(译)	介入式超声硬度彩色成像法及介入超声心肌硬度彩色成像仪		
公开(公告)号	CN1666716A	公开(公告)日	2005-09-14
申请号	CN200510057007.8	申请日	2005-04-06
[标]申请(专利权)人(译)	黄晶		
申请(专利权)人(译)	黄晶		
当前申请(专利权)人(译)	黄晶		
[标]发明人	黄晶 郑永平 雷寒 邓辉胜 邓昌明 曾令秋 凌智瑜 江永红 刘地川		
发明人	黄晶 郑永平 雷寒 邓辉胜 邓昌明 曾令秋 凌智瑜 江永红 刘地川		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
代理人(译)	刘小红		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及介入式超声硬度彩色成像法，方法步骤：1.建立由介入导管承载的压力传感器结构和超声换能器；2.测量压力值并同时检测厚度，以各检测点压力变化量及厚度形变率之间的比值来表征硬度的大小；将获得某一切面各点心肌硬度值通过查表方式彩色编码重建二维彩色硬度图；3.将获得的一系列同时相的二维平面彩色硬度图利用线性插补法和网格平滑化的算法建成三维彩色硬度图形。本发明还涉及介入超声心肌硬度彩色成像仪。本发明可获得被检心肌组织硬度值，将其值编码后以色彩及色彩亮度的不同图象直观以三维形式显示心肌硬度。

