



[12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200520009124.2

[45] 授权公告日 2006 年 4 月 19 日

[11] 授权公告号 CN 2772441Y

[22] 申请日 2005.4.7

[21] 申请号 200520009124.2

[73] 专利权人 黄 晶

地址 400010 重庆市渝中区临江路 76 号重庆
医科大学第二附属医院

[72] 设计人 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

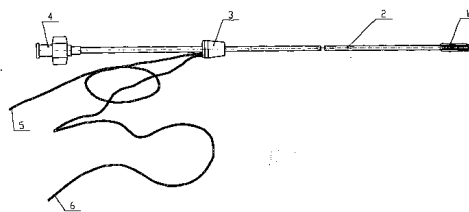
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 3 页

[54] 实用新型名称

介入超声心肌硬度彩色成像仪

[57] 摘要

本实用新型涉及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 15；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。本实用新型所述装置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（15）；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。

2、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）构成或可旋转的单晶阵压电陶瓷构成；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。

3、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：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。

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：导管的末端连接高压注射器。

5、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。

6、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。

介入超声心肌硬度彩色成像仪

技术领域

本实用新型涉及用于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。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。目前，尚无直观反映心脏硬度信息及成像显示的专门仪器。

发明的内容

本实用新型的目的是提供一种通过借助承载微型超声探头及压力传感器光的介入式导管，进入心腔非接触式获取活体心肌硬度指标并将其分布通过彩色成像法直观的显示的介入超声心肌硬度彩色成像仪。

为实现本实用新型的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，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。其中，中央控制器 CPU 控制信号输出端连接超声信号发射器，由其激励安装在导管上的超声换能器发射超声信号；超声换能器的信号输出端通过超声放大器及 A/D 转换器与中央控制 CPU 数据输入端连接；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 转换器后送入中央控制器 CPU；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器；中央控制器 CPU 控制信号输出端还连接步进电机控制板，由其通过步进电机驱动器及步进电机与导管的末端连接。

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器 CPU 控制下激励超声换能器发射超声信号，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，本实用新型产生的积极效果是：

(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 为本实用新型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 为本实用新型的装置的结构原理图。

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

参见附图，在附图给出的实施例中，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。

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。

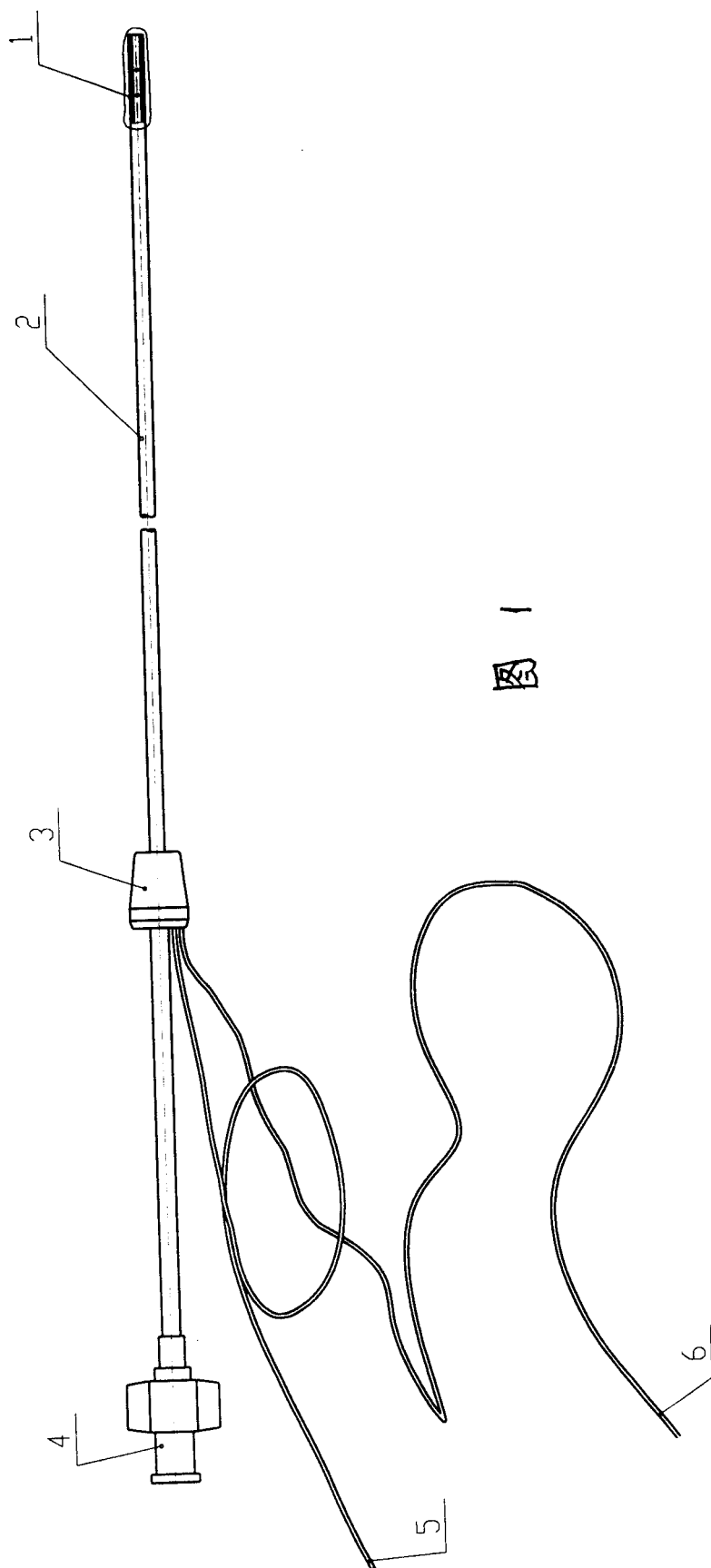


图 1

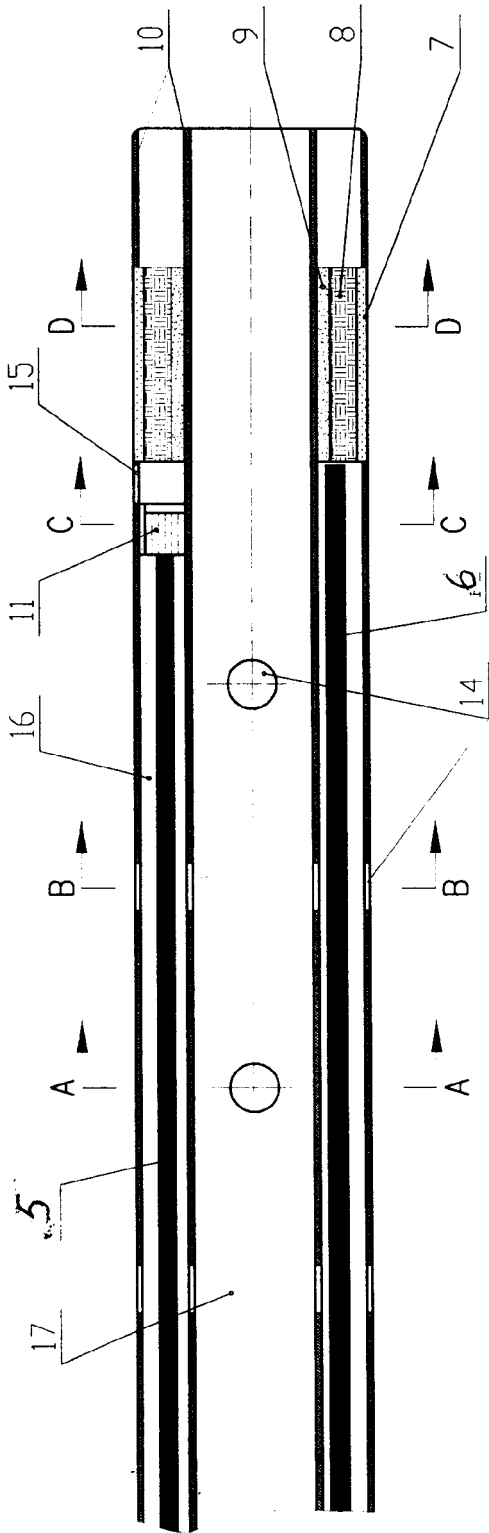


图2

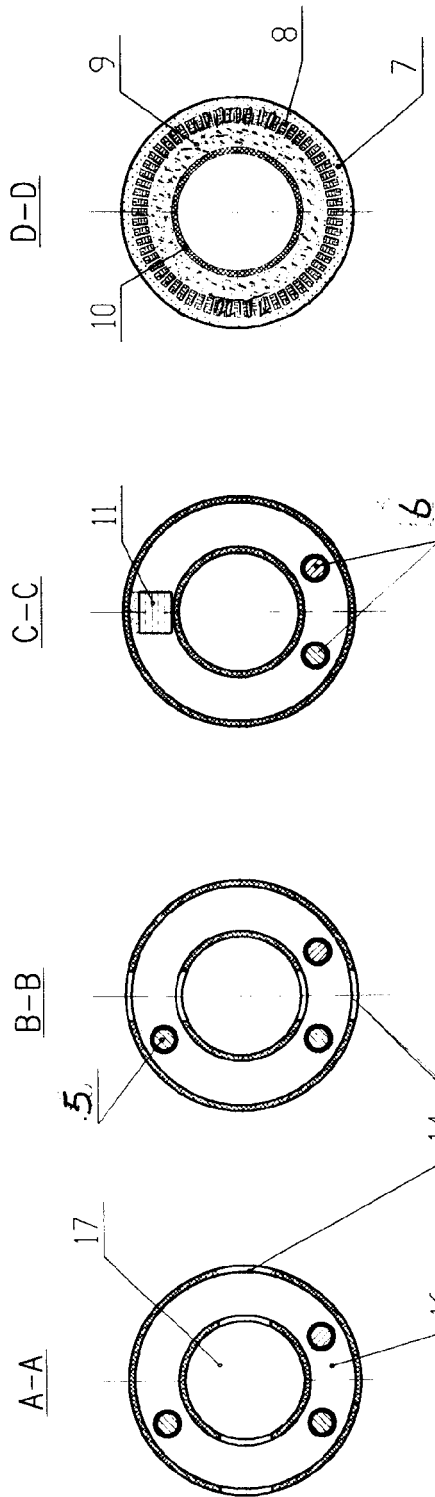


图6

图5

图4

图3

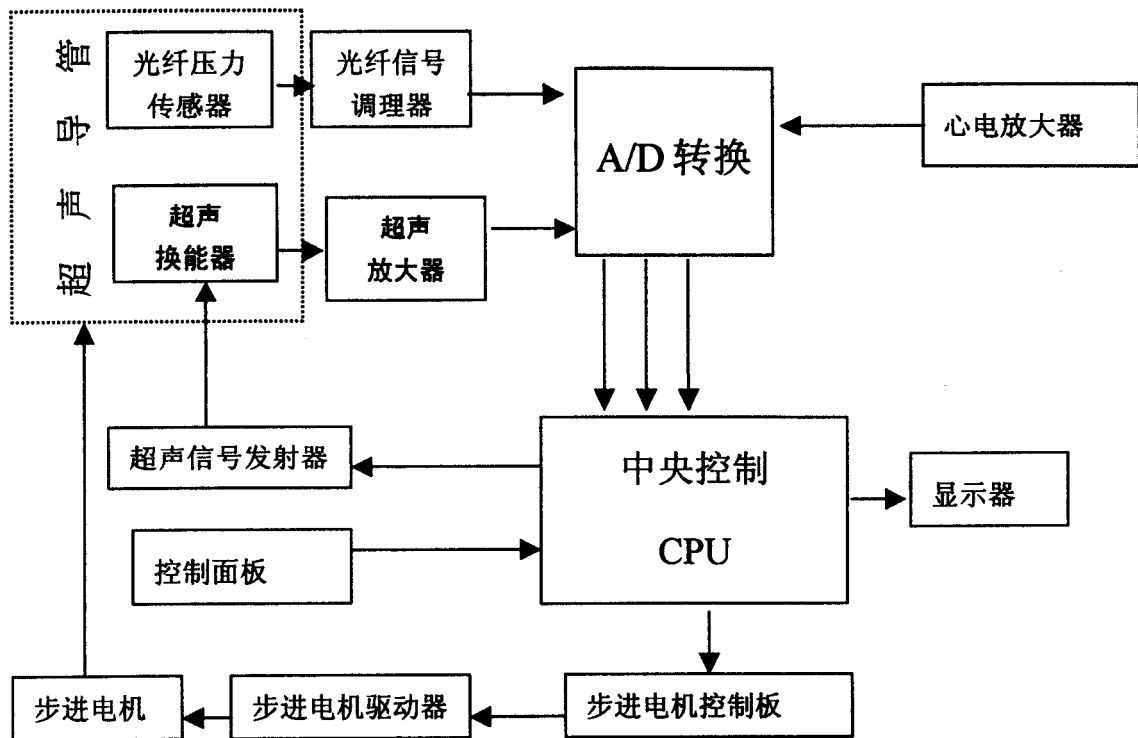


图 7

专利名称(译)	介入超声心肌硬度彩色成像仪		
公开(公告)号	CN2772441Y	公开(公告)日	2006-04-19
申请号	CN200520009124.2	申请日	2005-04-07
[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		
代理人(译)	刘小红		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型涉及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15；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。本实用新型所述装置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。

