

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

A61B 8/12



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510020378.9

[43] 公开日 2005 年 9 月 7 日

[11] 公开号 CN 1663534A

[22] 申请日 2005.2.5

[21] 申请号 200510020378.9

[71] 申请人 黄 晶

地址 400010 重庆市渝中区临江路 76 号重医
附二院

[72] 发明人 黄 晶 邓昌明 郑永平 凌智瑜
刘地川 邓辉胜

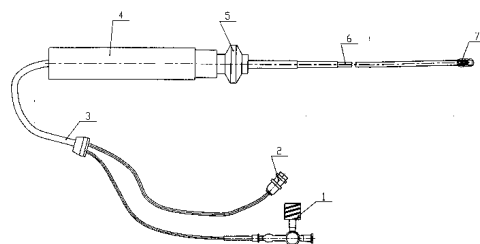
[74] 专利代理机构 重庆市恒信专利代理有限公司
代理人 刘小红

权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 3 页

[54] 发明名称 介入式超声组织硬度获取法及介入
超声硬度检测仪

[57] 摘要

本发明涉及的介入式超声组织硬度获取法，包括建立由介入导管承载的超声换能器及压力传感器结构；通过可在体外操控的介入导管将压力通过水囊施加到被检组织，连续记录压力及超声换能器接收的回声信号的变化，并通过 M 型超声心动图模式显示组织厚度变化的图象；测量其压力变化数值和厚度变化值；用获得的压力值与厚度变化值的比值表征组织硬度，并计算出弹性模量。所述介入超声硬度检测仪包括超声硬度检测导管和主机，导管的头端固定有液囊，液囊之后固定有超声换能器及压力传感器；导管内的电源线和信号线与主机相连接。本发明可直接获得组织被动形变能力的硬度和弹性模量等基本物理量，为科学研究和临床检测组织硬度提供直接、可靠的信息。



1、一种介入式超声组织硬度获取法，方法包括以下步骤：

(1) 建立或设立由介入导管承载的超声换能器及压力传感器结构；

(2) 通过可在体外操控的介入导管将压力通过水囊施加到被检组织上，该施加的力被压力传感器实时连续记录；同时，超声换能器实时连续的接收被检测组织受压过程中回声信号的变化，并通过 M 型超声心动图模式显示组织厚度变化的图象；

(3) 建立压力信号随时间变化的曲线与 M 型超声心动图模式显示组织厚度变化的图象之间的叠加或对照图形；在所述叠加或对照图上选择到需要检测时段图像停顿，然后取压力曲线上加压或减压时间段，测量其压力变化数值和厚度变化值；

(4) 在组织形变量和压力检测值获得后，根据施加在组织上的压力与形变的关系，用上述压力值与厚度变化值的比值表征组织硬度；同时可利用公式 $E = P(1 - \nu^2) / 2aw\kappa$ (ν , a/h) 获得被检组织的杨氏模量 E，公式中 p 为施加的力，w 为形变量即厚度变化值，a 为印压水囊半径， ν 为泊松比，该泊松比值一般活体组织取值 0.45，h 为被检组织厚度， κ 为比例因子，当 a/h 小于 1/2 时， κ 可取值为 1。

2、一种介入超声硬度检测仪，包括超声硬度检测导管和主机，其特征是：导管的头端固定有液囊（14），液囊之后固定有超声换能器，导管的头端或末端安装有压力传感器；导管头端固定有支撑环管及与之连接的操控拉力钢丝，导管的末端连接操作手柄，所述操作手柄末端外套底部连接操控拉力钢丝；导管内的电源线和信号线通过电缆线与主机相连接。

3、根据权利要求 2 所述的介入超声硬度检测仪，其特征是：所述导管为单管结构，超声换能器为圆柱体，在液囊与超声换能器之间安装压力传感器。

4、根据权利要求2所述的介入超声硬度检测仪，其特征是：导管为同中心轴双管结构，超声换能器为环状圆柱体，安装在导管头端的中心管与外管之间，液囊与中心管头端连通，压力传感器安装在与中心管末端连通的液囊三通内。

5、根据权利要求2介入超声硬度检测仪，其特征是：所述超声换能器由匹配层(13)、压电陶瓷(12)及超声换能器背材层层叠粘接为一体；超声换能元件的供电线及信号线由导管的末端穿出；导管的末端连接操作手柄(4)，所述操作手柄末端外套底部连接操控拉力钢丝(8)。

介入式超声组织硬度获取法及介入超声硬度检测仪

技术领域

本发明涉及人体物理参数获取方法及超声诊断仪器，同时涉及介入微创信息获取技术。用于心肌、大血管和其它人体深部内脏组织硬度值的获取。是一种利用导管介入技术，在人或动物活体深部获取并分析组织应力—应变关系，从而直接获得人体组织弹性参数和属性的方法。所获取的信息有益于协助医学研究和临床诊断。

背景技术：

活体组织的硬度是表征组织是否病变的重要指标，判断心肌、血管和内脏组织硬度改变具有重要作用。心肌缺血、陈旧性心肌梗死、高血压、动脉硬化、组织癌变、组织钙化、纤维化等可使活体组织或脏器硬度增加，而心肌发育不良、囊肿等病变组织硬度降低。组织硬度的增加还可显著影响脏器的功能。如心肌僵硬度增加可导致舒张性心力衰竭；陈旧性心肌梗死形成的瘢痕导致心肌局部僵硬度的显著增加而影响心脏的收缩和舒张功能；动脉的硬度增加损害血管的弹性及功能；中文的“癌”字有石头样组织硬变的意思，局部组织的硬度异常增加可能是发生了癌症等病变。因此定量检测人体组织，尤其是深部脏器组织的硬度，在医学研究及临床实践中具有重要的参考价值。

组织硬变更多地发生在心脏、血管及其它深部体腔内，且缺乏直接的检测方法。获得直接的组织硬度对临床诊断十分重要，如心肌僵硬度增加导致的舒张性心力衰竭在我国至少有 400 万人，在临床上使用“排除法”进行诊断。心肌硬度（hardness or stiffness 反映心肌在受到应力作用发生应变的能力）这一被动弹性物理特征与患者临床表现直接相关，但目前由于不能

直接测量心肌硬度而缺乏参考的“金标准”。该领域学者对现状感到失望，急切呼唤新的信号检测方法和标准。目前“血管硬化”这一固有的病理表现不是直接测量而是依靠其它方法推断的。在粘膜下的胃癌如能够检测其硬度可作为胃镜诊断的重要补充。但目前缺乏能在深部体腔直接测量组织僵硬度的方法和仪器。

目前已有利用印压原理，通过对人体某组织施加一定压力，并用超声等手段检测组织的形变量，分析应力-应变的关系从而定量检测比较生物组织硬度的方法。现有技术应用印压方法评价人体组织的僵硬度，如测量体表肿瘤及瘢痕等，只能在体表，或借助直硬的延伸部分进行较表浅的组织分析测量，这些仪器通常在体外通过手执或安装在机械装置上，体积大且不够灵巧，更不能实现在心脏腔内、血管内和其它内脏中检测组织硬度用于协助医学诊断的要求。而非印压技术（如多普勒超声等）对心脏血管内脏等活体组织僵硬度的检测是间接的，受影响的因素较多而准确性不高。另外一类方法是应用心导管技术，分析心脏的压力-容积的关系变化来检测心室的顺应性，从而间接评估心肌僵硬度的方法，该方法适应介入微创的要求，实际上获得的是心室腔僵硬度常数（constant of chamber stiffness），并非直接反映心肌的被动物理属性，受到心室大小等影响而不够准确；尤其是该方法不能够检测局部组织（如心肌梗死后形成的瘢痕、肿瘤局部组织等）僵硬度的变化。通过跟踪研究及动态文献检索，尚未发现有通过导管进入心血管及其它内脏腔内获取组织应力-应变关系、从而得到心血管组织及内脏组织僵硬度的方法和仪器。一般情况下进入心血管系统内、尤其是心腔内获取信息十分困难，随着心血管介入技术的发展和标准化，该仪器的设计研制成为可能；另一方面随着对疾病病理生理认识的深入，在一些病理情况下迫切需要获取人体活体组织的僵硬度用于协助诊断，如准确获取心肌僵硬度对诊断心脏舒张功能异常有决定性意义，为大血管硬化的诊断提供定量化的“金指标”。

发明的内容

本发明的目的之一是提供一种借助心导管技术平台的介入式超声组织硬度获取法。

本发明的目的之二是提供一种介入式超声硬度检测仪。

根据所述方法，通过导管介入脏器“触摸”深部组织，定量检测表征组织硬度和弹性的基本参数—组织的杨氏模量及其它指标用于研究及协助医学诊断，从而发明借助导管技术介入心血管及深部脏器腔内，利用导管顶端的水囊对组织施压，利用超声检测组织的形变量，通过分析组织对应力产生应变的能力获得组织硬度资料的方法—介入超声组织硬度检测法。同时本方案应用成熟的心血管介入诊断导管作为技术标准，将用于检测组织形变的超声探头微型化，可实时监测导管对组织施加的压力，应用成熟的可控弯曲导管技术，设计可在体腔内灵活运动，对心肌、血管、胃肠道等组织进行硬度检测的导管及主机。本方案应用成熟技术组合，实现超声印压诊断系统的导管化；从而发明经导管超声硬度检测方法及相对应的介入超声硬度获取仪器—超声导管硬度检测仪，为心脏血管及深部内脏组织硬度的检测提供途径及方法。

为实现上述目的一，本发明采用的技术方案是这样的，即一种导管超声硬度信息获取法，方法包括以下步骤：

- 1、 建立或设立由介入导管承载的超声换能器及压力传感器结构；
- 2、 通过可在体外操控的介入导管将压力通过水囊施加到被检组织上，该施加的力被压力传感器实时连续记录；同时，超声换能器实时连续的接收被检测组织受压过程中回声信号的变化，并通过 M 型超声心动图模式显示组织厚度变化的图象；
- 3、 建立压力信号随时间变化的曲线与 M 型超声心动图模式显示组织厚度变化的图象之间的叠加或对照图形；在所述叠加或对照图上选择到需要检

测时段图像停顿，然后取压力曲线上加压或减压时间段，测量其压力变化数值和厚度变化值；

4、在组织形变量和压力检测值获得后，根据施加在组织上的压力与形变的关系，用上述压力值与厚度变化值的比值表征组织硬度；同时可利用公式 $E = P(1 - \nu^2) / 2aw\kappa (\nu, a/h)$ 获得被检组织的杨氏模量 E ，公式中 p 为施加的力， w 为形变量即厚度变化值， a 为印压水囊半径， ν 为泊松比，该泊松比值一般活体组织取值 0.45， h 为被检组织厚度， κ 为比例因子，当 a/h 小于 1/2 时， κ 可取值为 1。

为实现本发明的第二个目的而采用的技术方案是这样的，即一种介入超声硬度检测仪，包括超声硬度检测导管和主机，其特征是：导管的头端固定有液囊，液囊之后固定有超声换能器，导管的头端或末端安装有压力传感器，导管头端固定有支撑环管及与之连接的操控拉力钢丝，导管的末端连接操作手柄，所述操作手柄末端外套底部连接操控拉力钢丝；所述超声换能器的供电线及信号线由导管的末端穿出与主机连接。

所述导管为单管结构时，液囊之后固定的超声换能器为圆柱体，在液囊与超声换能器之间安装压力传感器；当导管为同轴双管结构时，超声换能器为环状圆柱体，安装在导管头端的中心管与外管之间，液囊与中心管头端连通，压力传感器安装在与中心管末端连通的液囊三通内；导管的电源线和信号线通过电缆线与主机相连接。

所述主机包括超声放大器、压力放大器、心电放大器、A/D 转换、中央控制 CPU、控制面板、监视器；其中所述超声换能器发射及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，以 M 型方式显示被检组织厚度；所述压力传感器实时接受对被压组织施加的压力，其压力信号经放大及 A/D 转换后送入中央控制 CPU，以曲线方式显示压力变化。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 为主机核心，控制超声发射信号、分析计算及显示回声超声及压力信号。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。超声、压力及心电信号整合后在显示器以 M 型模式显示超声信号，并同屏同步动态显示压力心电图等生理信号，按本方案显示组织硬度曲线等资料。

同现有技术相比，本发明产生的积极效果是：

(1)、装置导管化：克服现有印压硬度检测方法及装置难以对深部甚至心血管组织硬度检测的困难。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脏及大血管；并按这一标准进入内脏无明显技术困难。通过导管延伸触觉，使感知心肌、大血管及内脏的硬度成为可能。

(2)、可操控性：有效实现对不同靶部位组织硬度的获取。利用导管的可控弯等技术实现在体外用 X 线、内窥镜、超声等技术引导到达检测部位，利用不同大小、形状的弯度，实现局部“点”部位组织硬度的检测，为局部组织硬度检测提供基本方法。

(3)、导管顶部的水囊：设计有利于保护组织，进行准确的检测并传导压力。有利于均匀准确地传导对组织施加的压力，有利于超声对组织印压深度的准确检测并避免对被检测组织的损伤。

(4)、直接获得被检组织的硬度和杨氏模量，利用本方案提供的软件，便捷获得被检组织的硬度和弹性信息。

本发明可直接同时获得被检组织承受的应力和该组织产生的应变，并在直观的图象上通过简单的测量、设置和自动计算，即可获得组织被动形变能力的硬度和弹性模量等基本物理量，为科学研究和临床检测组织硬度提供直接、便捷的手段和方法。

附图说明：

图 1 为本发明的装置结构示意图；

图2为导管头端的剖面放大示意图；

图3、4分别为图2的A-A、B-B剖面示意图；

图5为本发明的装置的结构原理图。

参见附图：图中1—水囊三通、2—电源线接插口、3—导管延长线、4—导管操作手柄、5—导管弯曲拉杆、6—导管体、7—导管头、8—拉力钢丝、9—超声换能器电源线、10—支撑金属环、11—超声换能器背材、12—压电陶瓷、13—匹配层、14—水囊、15—导管壁、16—导水管、17—拉力钢丝附着点、18—填充粘接胶。

具体实施方式

实施例1 介入式超声组织硬度获取法对检测导管的基本要求

检测导管的外形尺寸类似于射频消融电极导管。导管外径6F，借助血管鞘可经股动脉、桡动脉等途径进入左心室、主动脉弓、胸腹主动脉等，经股静脉可进入腔静脉、右心系统直至肺动脉。直接或借助内窥镜进入胃、食道、结肠或子宫；借助体腔镜技术进入胸腹腔等（如借助腹腔镜）可进入腹腔。

检测导管的可控弯曲原理与射频消融电极导管相似。通过对被检组织施加应力，或借助脏器自身的舒缩获取硬度参数。导管弯的大小根据被检脏器不同腔室大小等性质作不同的选择。

安装在导管顶端的液囊要求在导管对组织施压时水囊基本不变形，且超声对水囊接触组织厚度的检测有很高的精度。

所述导管的顶端预先成型的圆柱状低顺应性材料（如聚氨酯膜）的可充液囊，液囊高约2mm，直径约2mm，囊壁有足够的张力（1大气压以上，>760mmHg），在轻压组织时液囊无明显形变，液囊的顶部近似于一个平面。液囊后的超声换能器前端有声透镜匹配层13，能够将声束聚焦，使其有更高的检测精度。

实施例2，介入超声组织硬度信息获取法的基本操作过程

将导管以普通介入导管方式送入体内，导管头沿垂直被检组织方向以水囊和组织表面以不同的力度接触，对组织的压力通过水囊液体传导至压力传感器获得实时压力曲线，组织受到水囊触压后在导管长轴方向产生一定的形变，该形变被高分辨率的超声检测并以 M 型超声模式与压力和心电图曲线同屏同步显示和记录。应用本方案提供的计算机软件，通过同步测量某些时间段对组织施加的压力和组织厚度变化，即可得到硬度常数 K 值，并可根据公式计算活体组织的杨氏模量。

由于心肌、大血管等组织是拟弹性组织，可用弹性材料方法进行近似研究。生物组织受到印压力在厚度方向产生的形变量的关系为指数曲线，其僵硬度为应力—应变关系曲线的切线斜率，但在较小的应力作用时其应力—应变关系呈很好的线性关系（<137 克/平方厘米，2 毫米直径探头），即所谓增量定律。故只要使用适当的压力，通过至少两点应力对应其应变的测值即可通过线性分析获得组织的硬度值，并可利用公式 $E = P(1 - \nu^2) / 2aw \kappa$ （ ν , a/h ）获得被检组织的杨氏模量，从而用于比较研究和协助医学诊断。

实施例 3 导管超声硬度信息获取法

方法包括以下步骤：

a、建立或设立由介入导管承载的超声换能器及压力传感器结构；

b、通过介入导管将压力施加到被检组织，该施加的力被压力传感器实时连续记录；同时，超声换能器实时连续的接受被检测组织受压过程中回声信号的变化，并通过 M 型超声心动图模式显示组织厚度变化的图象。

c、建立压力信号曲线与 M 型超声心动图模式显示组织厚度变化的图象之间的叠加或对照图形；在所述叠加图上选择检测压力与形变厚度同步显示好的图象停顿，然后取压力曲线上加压或减压时间段，测量其压力变化数值和厚度变化值；

d、弹性体检测法：将组织作拟弹性研究，测量组织硬度及杨氏模量：其硬度及杨氏模量是表征组织硬度的通用指标，通过建立被检组织硬度或杨氏模量的正常值范围，可判断组织硬度是否正常，从而用于协助医学研究或临床诊断。根据施加的压力与形变的关系，用压力与形变的比值表征组织硬度；利用公式 $E = P(1 - \nu^2) / 2aw\kappa$ (ν , a/h) 获得被检组织的杨氏模量 E ，公式中 p 为施加的力， w 为形变量， a 为印压水囊半径， ν 为泊松比（一般活体组织取值 0.45）， h 为被检组织厚度， κ 为比例因子（当 a/h 小于 1/2 时， κ 可取值为 1）。如 $p=0.1N$, $W=1.2 \times 10^{-3}m$, $a=1 \times 10^{-3}m$, $\kappa=1$, 根据上式计算出该标本的杨氏模量为 $E=3.33 \times 10^4 Pa$ 。

e、同步监测心电信号，协助对检测时相进行分析。如进行心脏测量时可帮助我们判别心脏的收缩期及舒张期，对其他测量时进行监护。

（4）、介入超声组织硬度信息获取流程

超声检测导管进入体内用 X 线、内窥镜、体腔镜、超声等医学影像技术引导到达检测部位。仪器主机 CPU 向超声信号发生器发出控制信号，后者通过导线激励在导管顶端的超声换能器，发射脉冲超声信号。换能器产生的超声波通过前方的水囊进入被探测组织，组织的回波信号被同一换能器接收，经主机处理后以一维灰度沿时间展开方式显示，即获得 M 型超声模式显示。被检组织的厚度、位置随时间的变化被清晰显示。同时对组织施加的压力被压力传感器检测并以压力曲线的方式与 M 型超声同时同屏显示，为标定心动周期时相，心电图也实时同屏显示。在取得满意的图象后停顿即可对某一时间段对组织施加的压力及同一时间段组织产生的形变进行测量，测量值进入计算机后自动进行计算，即可获得被检测部位组织的硬度和弹性参数。

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

所述仪器包括超声硬度检测导管和主机，超声硬度检测导管的头端固定有液囊 14，液囊之后固定有超声换能器，导管头端固定有支撑环 10 及与之连接的操控拉力钢丝 8，超声换能器由匹配层 13、压电陶瓷 12 及超声换能器背材层叠粘接为一体；超声换能元件的供电线及信号线由导管的末端穿出；导管的末端连接操作手柄 4，所述操作手柄末端外套底部连接操控拉力钢丝 8，往后滑动导管弯曲拉杆 5，拉力钢丝张紧，导管弯曲。

附图给出的是一个非限定性的实施例，实施例中所述超声硬度检测导管为同中心轴的双管结构时，超声换能器为环状圆柱体，安装在导管头端的中心管与外管之间，液囊与中心管头端连通，压力传感器安装在与中心管末端或与其连通的液囊三通内；导管的电源线和信号线通过电缆线与主机相连接。

参见附图 4，所述主机包括超声放大器、压力放大器、心电放大器、A/D 转换、中央控制 CPU、控制面板、监视器组成；其中所述超声换能器发射及接收的超声信号与中央控制 CPU 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，以 M 型方式显示被检组织厚度；所述压力传感器实时接受对被压组织施加的压力，其压力信号经放大及 A/D 转换后送入中央控制 CPU，以曲线方式显示压力变化。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 为主机核心，控制超声发射信号、分析计算及显示回声超声及压力信号。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。超声、压力及心电信号整合后在显示器以 M 型模式显示超声信号，并同屏同步动态显示压力心电图等生理信号，按本方案显示组织硬度曲线等

在实施例中所述超声放大器、压力放大器、心电放大器可以分别采用型号为 AD623AN, ISO. ECG-1mV:全隔离心电放大器。其中超声换能器及放大器由汕头超声研究所购买。压力传感器及其放大器由蚌埠中星仪器仪表元件厂提供。

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。

上述装置中导管头顶端的液囊, 在给定压力 (1 个大气压) 下可行成一个较坚硬的柱状水囊 (直径 2 毫米, 高 2 毫米); 超声换能器可沿导管长轴方向发射及接收超声; 压力传感器可实时连续精密地监测压力的变化; 支撑金属环固定在内导管上, 操控钢丝连接在支撑金属环 10 的外侧方; 其后与外导管体相连接, 并用胶密封; 内管为一端水囊连通, 另一端与水囊三通 1 连接的水管 16。

当仪器工作时, 超声硬度检测导管按心血管介入要求进入心脏、大血管或内脏腔室或体腔后, 内管接口通过水囊三通与静态压力泵相连接, 压力泵在内管中通入生理盐水或造影剂, 给予一定的静压力 (约一个大气压), 通过内管在导管头顶端形成一个小的柱状液囊。由于有 1 个大气压的静压力, 在对组织轻轻触压时能保持其水囊的形状。

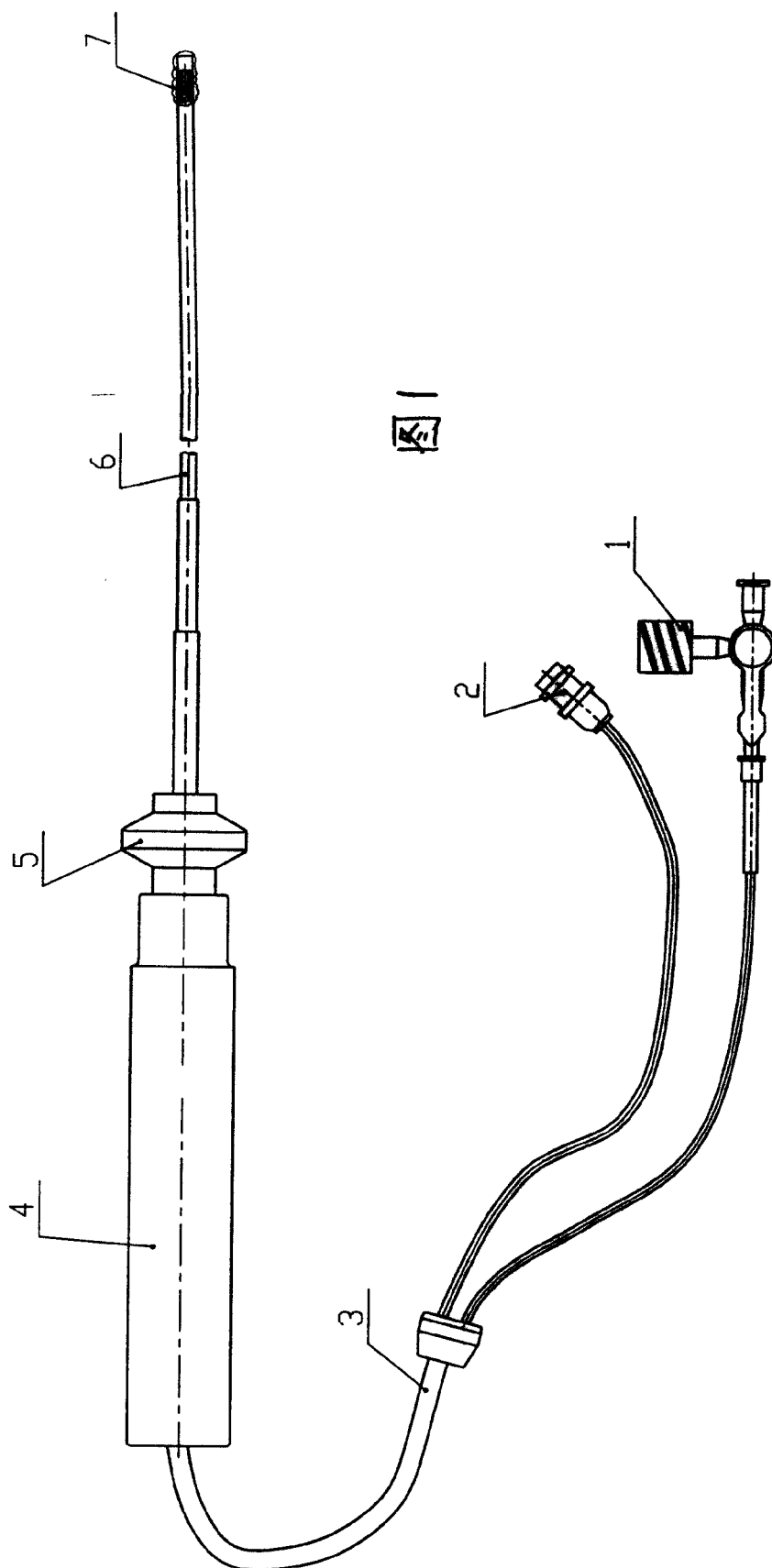
导管头在医学图象监测引导下被操控调节到需要测量的部位, 操作导管对被检组织施加一定压力, 超声换能器和压力传感器同步工作, 同时检测组织在承受不同压力时, 组织壁厚的变化。超声换能器沿导管长轴方向前向发射并接收单声束高频超声 (约 10MHz); 压力传感器高频取样, 形成连续动态的压力曲线。组织承受的压力变化。超声导管将压力和组织厚度变化的信息同时传输到主机供分析研究之用

主机将超声信号处理后以 M 型超声诊断模式显示在显示器上, 压力和心电图曲线也同时可辨别地重叠显示在同一图框内。主机的测量程序 (与高分辨 M 型超声心动图测量程序相同, 纵向测量精度为 0.1 毫米) 脏器壁厚度和运动变化与压力变化的关系, 计算出被检测组织僵硬度的数值。

本发明由于所述方法及装置而产生的有益效果如下:

A、 本发明首次借助导管技术将超声印压硬度检测方法用于深部内脏组织的检测，用最直接的方法获得一些人体深部重要组织应力—应变的关系，从而能够首次直接获得心脏血管等脏器定量硬度信息，就象我们的手能够直接“触摸”到心肌等组织，使其定量化并更加精准。

B、 准确探索人体深部组织的硬度，为了解人体病理状态、诊断疾病提供重要甚至是决定性依据。如心肌僵硬度增加是引起心脏舒张功能障碍的主要因素，迄今没有任何方法能够在人及动物活体直接检测到心肌的僵硬度。本发明能够直接定量采集获得代表心肌或组织的僵硬程度的信号参量，为心脏舒张功能不全等疾病的诊断提供客观直接的依据。



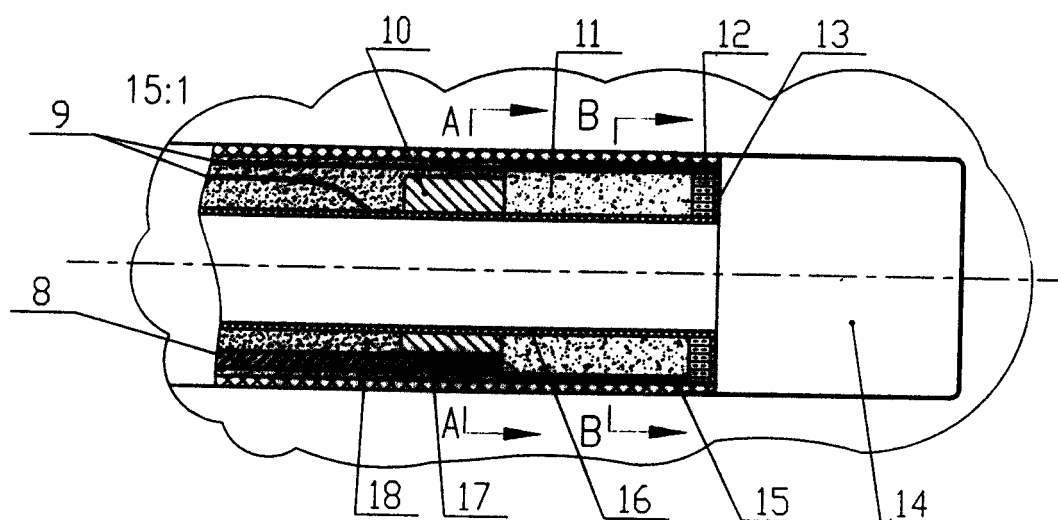


图2

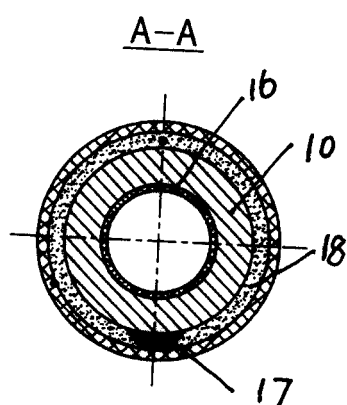


图3

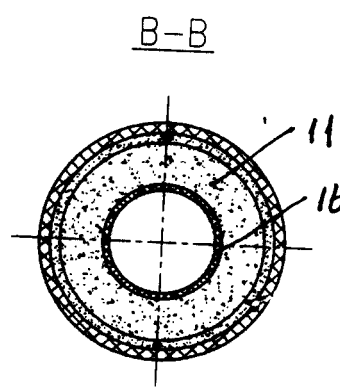


图4

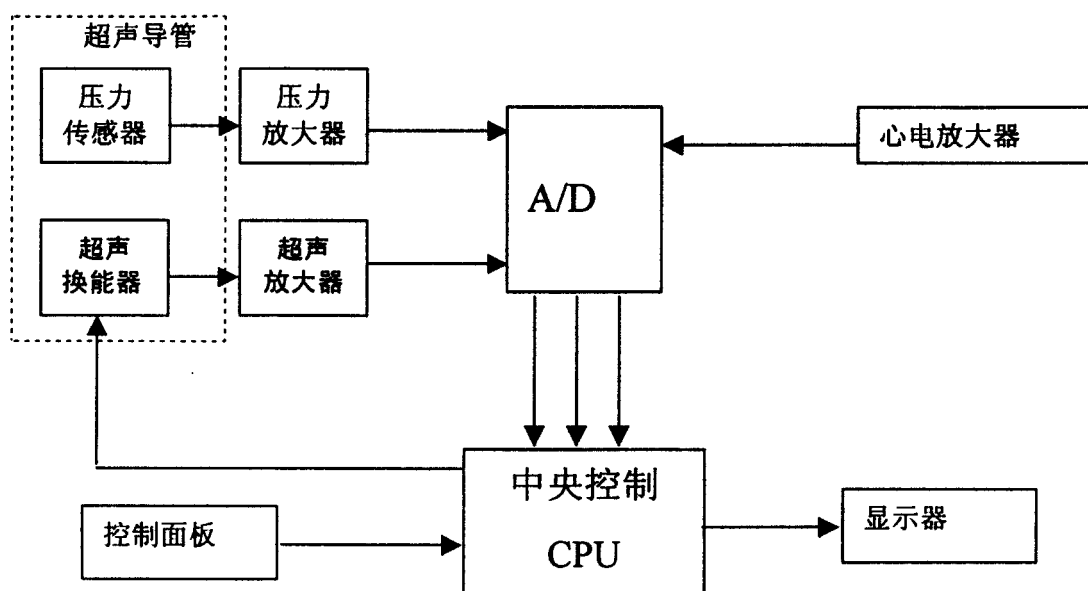


图 5

专利名称(译)	介入式超声组织硬度获取法及介入超声硬度检测仪		
公开(公告)号	CN1663534A	公开(公告)日	2005-09-07
申请号	CN200510020378.9	申请日	2005-02-05
[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 邓昌明 郑永平 凌智瑜 刘地川 邓辉胜		
发明人	黄晶 邓昌明 郑永平 凌智瑜 刘地川 邓辉胜		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12		
代理人(译)	刘小红		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及的介入式超声组织硬度获取法，包括建立由介入导管承载的超声换能器及压力传感器结构；通过可在体外操控的介入导管将压力通过水囊施加到被检组织，连续记录压力及超声换能器接收的回声信号的变化，并通过M型超声心动图模式显示组织厚度变化的图象；测量其压力变化数值和厚度变化值；用获得的压力值与厚度变化值的比值表征组织硬度，并计算出弹性模量。所述介入超声硬度检测仪包括超声硬度检测导管和主机，导管的头端固定有液囊，液囊之后固定有超声换能器及压力传感器；导管内的电源线和信号线与主机相连接。本发明可直接获得组织被动形变能力的硬度和弹性模量等基本物理量，为科学研究和临床检测组织硬度提供直接、可靠的信息。

