



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02807146.8

[43] 公开日 2004年5月19日

[11] 公开号 CN 1498092A

[22] 申请日 2002.2.5 [21] 申请号 02807146.8

[30] 优先权

[32] 2001. 2.22 [33] US [31] 09/791,518

[86] 国际申请 PCT/CA2002/000140 2002. 2. 5

[87] 国际公布 WO02/065903 英 2002. 8. 29

[85] 进入国家阶段日期 2003. 9. 23

[71] 申请人 德信技术有限公司

地址 加拿大不列颠哥伦比亚省

[72] 发明人 约翰·科布兰斯基

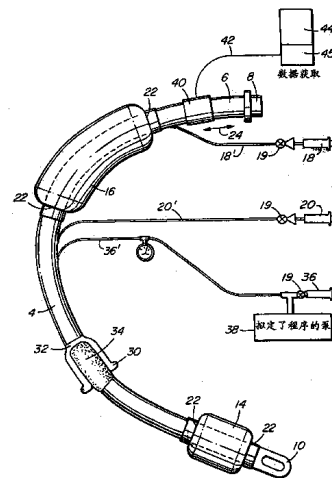
[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利  
商标事务所  
代理人 蒋旭荣

权利要求书6页 说明书11页 附图9页

[54] 发明名称 通过监测气管的运动评定心脏功能的设备

[57] 摘要

一种用于评定受治疗者心脏功能的设备和方法，其包括使一个探头支承在气管中，以便传递气管响应心脏功能的运动。通过一个产生波形信号的传感器探测所传递的运动。显示并评定波形信号以确定心脏功能。通过直接接合气管，本发明的设备和方法即使对于气管非常小的加速度、速度或位移也是较敏感的，从而能允许准确测定心脏功能。



1. 一种用于评定受治疗者心脏功能的设备，其包括；  
一根管，其可插入受治疗者嘴中，以便第一端伸入气管内并且第二端从嘴中伸出；  
一个柔性支承件，其可从管中伸出，以便为了实现管沿其纵轴的运动而使所述管悬浮在气管内；  
一个刚性固定器，其可从管中伸出以接合气管并将因心脏功能产生的气管的运动传递至所述管；  
一个传感器，其用以探测管的运动并且产生表示气管运动的信号；  
以及  
一个信号处理单元，其用以从传感器接收信号并形成心脏功能的波形信号特性曲线。
2. 根据权利要求1所述的设备，其特征在于：柔性支承件包括至少两个分离的可膨胀的套箍，所述套箍可绕所述管延伸，每一套箍均可从靠在管的压扁位置膨胀至接合气管的膨胀位置。
3. 根据权利要求1所述的设备，其特征在于：所述管具有一个通道，以在所述管处于气管内的应有位置处时，允许将空气输送至受治疗者。
4. 根据权利要求3所述的设备，其特征在于：所述管的第二端适于与一通气装置相连。
5. 根据权利要求1所述的设备，其特征在于：所述传感器为位置能够探测管的加速度和速度的加速表。
6. 根据权利要求1所述的设备，其特征在于：刚性固定器包括一个铰接凸缘，该凸缘可在靠在所述管上的合拢位置和径向扩张位置之间转动，且在所述管和气管之间延伸。
7. 根据权利要求6所述的设备，其特征在于：所述铰接凸缘包括一个可膨胀的球囊，其位于所述管和凸缘之间，以便球囊的膨胀使凸缘向扩张位置运动，并且球囊的收缩使凸缘向合拢位置运动。

8. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,信号处理单元包括:  
一个用于放大来自加速表的信号的放大器;  
一个实现放大信号的数字化的数字化装置;  
一个信号分析单元,其用以分析被放大的信号并形成心脏功能的波形信号特性曲线;以及  
一个用以显示波形信号的显示器。

9. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,包括一个夹持件,其可固定至所述管的第二端,以有助于保持管在受治疗者中的位置。

10. 根据权利要求9所述的设备,其特征在于,夹持件包括一个带条,该带条可固定至与第二端相邻的管上并且可绕受治疗者的颈部延伸。

11. 一种用于评定受治疗者心脏功能的方法,其包括;  
在气管内支承一根管,以便响应心脏功能而与气管一起运动;  
探测所述管的运动;  
形成并显示以所述管的运动为基础的波形信号;以及  
评定波形信号以确定心脏功能。

12. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,将一根管支承在气管中的步骤包括:

将一根管插入受治疗者的嘴内,以伸入气管内;  
使所述管悬浮在气管内,以便实现所述管沿其纵向纵向轴线的运动;

使所述管与气管相连,以便将气管响应心脏功能的运动传递至所述管。

13. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,使所述管与气管相连的步骤包括设置固定器,这些固定器可从所述管伸出,以接合气管。

14. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,探测所述管的运动的步骤包括:通过一个固定至所述管上的传感器测量所述管的加速度、速度或位移。

15. 根据权利要求 11 所述的方法, 其特征在于, 所述管包括一个用于将空气输送至患者的通道。

16. 一种用于评定受治疗者心脏功能的设备, 其包括;

一根管, 其可插入并支承在气管中, 以便将气管响应心脏功能的运动传递至所述管;

一个传感器, 其用以探测管的运动并且形成表示气管运动的信号; 以及

一个信号处理单元, 其用以从传感器接收信号并形成心脏功能的波形信号特性曲线。

17. 根据权利要求 16 所述的设备, 其特征在于, 所述管可插入受治疗者的嘴内, 以便第一端部伸入气管内, 第二端由嘴中伸出。

18. 根据权利要求 16 所述的设备, 其特征在于, 包括: 一柔性支承件, 其可从所述管伸出, 以接合气管并使管悬浮于气管内, 以便实现管沿其纵向轴线的运动。

19. 根据权利要求 18 所述的设备, 其特征在于, 包括: 一个刚性固定器, 其可从所述管中伸出, 以接合气管并将气管响应心脏功能的运动传递至所述管。

20. 根据权利要求 18 所述的设备, 其特征在于, 所述柔性支承件包括至少两个分开的可膨胀的套箍, 这些套箍绕管延伸, 每一个套箍均可从靠在管上的压扁位置处膨胀至膨胀位置。

21. 根据权利要求 17 所述的设备, 其特征在于, 所述管具有一个通道, 以允许在所述管处于气管中时, 将空气输送至受治疗者。

22. 根据权利要求 17 所述的设备, 其特征在于, 所述管的第二端适于与一通气装置相连。

23. 根据权利要求 16 所述的设备, 其特征在于, 所述传感器为加速表, 其位于能够探测管的加速度和速度的位置处。

24. 根据权利要求 18 所述的设备, 其特征在于, 刚性固定器包括一个铰接凸缘, 该凸缘可在靠在所述管上的合拢位置和径向扩张位置之间转动, 且在所述管和气管之间延伸。

25. 根据权利要求 24 所述的设备, 其特征在于, 所述铰接凸缘包括一个可膨胀的球囊, 其位于所述管和凸缘之间, 以便球囊的膨胀使凸缘向扩张位置运动, 并且球囊的收缩使凸缘向合拢位置运动。

26. 根据权利要求 16 所述的设备, 其特征在于, 信号处理单元包括:

一个用于放大来自加速表的信号的放大器;

一个实现放大信号的数字化的数字化装置;

一个信号分析单元, 其用以分析被放大的信号并形成心脏功能的波形信号特性曲线; 以及

一个用以显示波形信号的显示器。

27. 根据权利要求 17 所述的设备, 其特征在于, 包括一个夹持件, 其可固定至所述管的第二端, 以有助于保持管在受治疗者中的位置。

28. 根据权利要求 27 所述的设备, 其特征在于, 夹持件包括一个带条, 该带条可固定至与第二端相邻的管上并且可绕受治疗者的颈部延伸。

29. 一种用于评定受治疗者心脏功能的设备, 其包括;

一个探头, 该探头可插入并支承在气管内, 以便经该探头传递气管响应心脏功能的运动;

一个传感器, 其用于探测所传递的气管的运动并产生表示气管运动的信号;

一个信号处理单元, 其用于从传感器接收信号并形成心脏功能的波形信号特性曲线。

30. 根据权利要求 29 所述的设备, 其特征在于, 所述探头为一根空心管, 其具有一用以将空气输送至受治疗者的内部通道, 因此, 空心管的运动起到传递气管运动的作用。

31. 根据权利要求 30 所述的设备, 其特征在于, 包括: 一柔性支承件, 其可从所述管伸出, 以接合气管并使管悬浮于气管内, 以便实现管沿其纵向轴线的运动。

32. 根据权利要求 30 所述的设备, 其特征在于, 包括: 一个刚性

固定器，其可从所述管伸出，以接合气管并将气管响应心脏功能的运动传递至所述管。

33. 根据权利要求 31 所述的设备，其特征在于，所述柔性支承件包括至少两个分开的可膨胀的套箍，这些套箍绕管延伸，每一个套箍均可从靠在管上的收缩位置处膨胀至接合受治疗者的气管或嘴部区域的膨胀位置。

34. 根据权利要求 29 所述的设备，其特征在于，包括：一个用于安装所述探头的气管内导管。

35. 根据权利要求 34 所述的设备，其特征在于，探头包括一个管状件，该管状件具有一个内端和一个外端，所述内端适于从气管内导管伸出并与隆凸区接合，在隆凸区气管分叉进入肺内，所述外端支承在一用于使内端位于隆凸区上的固定构件中。

36. 根据权利要求 35 所述的设备，其特征在于，管状件具有大致刚性的侧壁，这些侧壁限定了填充有与内端和外端连通的流体的密封内部。

37. 根据权利要求 36 所述的设备，其特征在于，管状件的侧壁包括一个可弯曲的区域，以适应气管的弯曲度。

38. 根据权利要求 36 所述的设备，其特征在于，内端和外端包括弹性面，这些弹性面经密封的内部连通，因此通过流体将因隆凸区的运动产生的在内端处的弹性面的运动传递至在外端的柔性面。

39. 根据权利要求 38 所述的设备，其特征在于，内端包括可压扁的定位指状件，该指状件可在与管状件侧壁对准以有助于穿过气管内导管插入的压扁位置和夹持隆凸区以保持在内端的弹性面与隆凸区接合的延伸位置之间运动。

40. 根据权利要求 39 所述的设备，其特征在于，通过分别从管状件内部抽出流体或将流体注入管状件内部，使可压扁的指状件在压扁位置和延伸位置之间运动。

41. 根据权利要求 39 所述的设备，其特征在于，包括：一个注射器，其与管状件的内部相连，以抽出或注入流体。

42. 根据权利要求 38 所述的设备, 其特征在于, 在外端的弹性面接合传感器。

43. 根据权利要求 42 所述的设备, 其特征在于, 传感器包括一个用于探测弹性面的加速度的加速表。

44. 根据权利要求 42 所述的设备, 其特征在于, 传感器包括一个探测在弹性面处压力变化的压力传感器。

45. 根据权利要求 42 所述的设备, 其特征在于, 包括: 一个与管状件相连接的声波传感器, 以探测经管状件侧壁传递的声能。

46. 根据权利要求 38 所述的设备, 其特征在于, 固定构件包括一个可运动的滑动架, 以为了实现管状件的运动而支承管状件的外端, 以便将在内端处的弹性面偏压在隆凸区。

47. 一种用于评定受治疗者心脏功能的方法, 其包括;  
使一个探头支承在气管中, 以便传递气管响应心脏功能的运动;  
探测由探头传递的运动;  
产生并显示基于探头传递的运动的波形信号; 以及  
评定所述波形信号以确定心脏功能。

48. 根据权利要求 47 所述的方法, 其特征在于, 探头为一根空心管, 其具有一用以将空气输送至受治疗者的内部通道, 因此, 空心管的运动起到传递气管运动的作用。

49. 根据权利要求 47 所述的方法, 其特征在于, 一根气管内导管容纳所述探头并且探头包括一个管状件, 其具有一个内端和一个外端, 所述内端适于从气管内导管伸出并接合在隆凸区上, 在该隆凸区, 气管分叉进入肺内, 所述外端支承在一用于使内端位于隆凸区上的固定构件上。

## 通过监测气管的运动评定心脏功能的设备

### 技术领域

本发明涉及一种评定受治疗者心脏功能的设备和方法。

### 背景技术

确定心脏功能的非侵害性方法包括以下方法：

- a) 机械方法，包括根据颈动脉、颈静脉或顶点心动描述曲线的脉冲记录。这一组还包括声音记录，例如听诊器和心音显示技术。
- b) 最好以心电图(ECG)为例的电子技术。
- c) 比较流行的技术包括成像技术，例如，超声波心动描记法，核子心动描记法，放射技术以及磁共振技术成像(MRI)。

依赖于振动和声音记录的所有上述机械方法均包括测量由心脏动作产生的身体的运动。其意味着大部分身体作为部分记录装置。因此，其是不理想的。例如胸部的运动取决于胸部的形状，而声音记录取决于与其振幅相关的脂肪量以及肺部组织的状况。因此，难以获得准确的痕迹图案，并且所有这些技术均具有有限的诊断值。

电子技术仅能测量由心脏产生的电场。其不能对心脏产生的心脏力进行直接测量，因此，这些方法不能评定象泵一样的心脏功能。

成像技术对于评定心脏收缩力的能力是有限的。

因此，上述方法中没有一种能够测量心脏收缩力。结果，不能评价心肌层的状态。不能通过任何已知的方法确定心脏病发作的危险性。因此，可能会将患者诊断为正常，以致在诊断后便会马上发作心脏病而导致死亡。

相关的文献包括以下工具书：Clinical Phonocardiography and External Pulse recording by Morton E.Tavel,1978 Yearbook,Medical Publishing Inc.;Non-Invasive Diagnostic Techniques in Cardiology by Alberto Benchimol,1977,The Williams and Wilkins co.; 以及



## Cardiovascular Dynamics by Robert F. Rushmer,1961,W.B.Saunders Company.

Rushmer 首先主张心脏不同组织以及血液加速度以及减速度能够通过改变动力状况来解释心脏的声音以及它们的变化。加速度为力的函数，主动脉血液的加速度能够解释在运动中决定心肌结构的力。其它的力由主动脉和左心室之间的压力梯度产生，该压力梯度作用于封闭的心瓣上。所述心瓣就象一个圆形绷紧的膜片一样，其中，通过不同的主动脉-心室的压力，可以以各个方向使较薄的柔性叶状体绷紧。左心室迅速喷射阶段的能量会使主动脉膨胀并且所存储的能量与其壁的弹性有直接的关系。在最大喷射速度之后产生的波的幅度的测量为主动脉壁的弹性的数值。大血管瓣的弹性也可通过测量在其关闭后产生的波的幅度而测得。最敏感的特性指标为通过血液速度和心脏质量变化指示的动量的变化率。该加速度直接表示作为最难以测量的参数之一的心肌收缩性，在 1964 年，Rushmer 建立了在心缩喷射期间、最初的胃动量和最大流量加速度之间的直接关系 - 参见 Circulation-Volume 29:268-183 1964.

已为公众所有的美国专利 No.5,865,759 披露了一种利用设置在颈部中的甲状腺软骨上的一个外部传感器来测量心脏功能。专利 No.5,865,759 的主题可在本申请中参考使用。传感器能够探测甲状腺软骨对心脏功能的反应并产生一个信号，该信号能够被输送至一信号处理单元以形成心脏功能的波形信号特性曲线，以便由使用者进行评定。美国专利 No.5,865,759 中的设备和方法能够对心脏功能进行可靠、准确及经济的评定。

### 本发明的概述

本发明提供了一种改进的设备和方法，该设备和方法用以通过直接测量气管的运动来确定心脏活动。所述设备和方法依靠将一个探测设备引入使用者的喉部而与气管接合。这种结构即使对于非常小的运动动力而言也是敏感的，并且允许准确测量甚至非常微小细节的心脏功能。

因此, 本发明提供了一种用于确定受治疗者心脏功能的设备, 其包括;

一个探头, 其可插入并支承在气管中, 以便通过探头传递气管响应心脏功能的运动;

一个传感器, 其用以探测所传递的气管的运动并产生表示气管运动的信号;

一个信号处理单元, 其用以从传感器接收信号并形成心脏功能的波形信号特性曲线。

所述探头可以是一中空管, 其具有一个用于将空气输送给受治疗者的内部通道, 因而中空管的运动可用作传递气管的运动。

作为可选择的方案, 所述设备可使用一用于安装探头的气管内导管, 在这种情况下, 探头包括一个管状件, 其具有一个适于从气管内导管伸出并接合在隆凸区上, 在该隆凸区, 气管分叉进入肺部。

本发明还提供了一种用于确定受治疗者心脏功能的设备, 其包括:

一根管, 其可插入受治疗者嘴中, 以便第一端伸入气管内且第二端从嘴伸出;

一个柔性支承件, 其可从管延伸, 以接合所述管并使管悬浮在气管内, 以便实现管沿其纵轴的运动;

一个刚性固定器, 其可从管延伸以接合气管并将因心脏功能产生的气管的运动传递至所述管;

一个传感器, 其用以探测管的运动并产生表示气管运动的信号; 以及

一个信号处理单元, 其用以从传感器接收信号并形成心脏功能的波形信号特性曲线。

在另一方面, 本发明提供了一种用于确定受治疗者心脏功能的方法, 其包括;

使一个探头支承在气管中, 以便传递气管响应心脏功能的运动;

探测由探头传递的运动;

产生并显示以由探头传递的运动为基础的波形信号; 以及

评定所述波形信号以确定心脏功能。

本发明的设备和方法往往主要用于病人，但是，该主题也可用于动物。本发明的设备和方法可用于有知觉的对象，或者在所述对象没有知觉时(例如在手术期间)也是适用的。

### 附图的简要说明

下面，仅通过例子说明本发明的情况，在附图中；

图 1 为本发明设备的第一实施例的示意图，其依靠一根在气管内的管的运动来传递由心脏功能产生的气管的运动；

图 1a 为详细视图，其显示了传感器固定至图 1 中管上的方式；

图 2a 为用于在折叠位置处、使管连接至气管的固定器的详细视图；图 2b 是处于膨胀位置的固定器的详细视图；

图 3 为用于将第一实施例的管件固定在应有位置处的固定带的详细视图；

图 4 显示了本发明设备的第二实施例，其依靠一个经气管内导管插入的探头来测量气管的隆凸区的运动；

图 5 为通过固定组件的探头的详细剖面图，所述固定组件经一可移动的滑动架支承第二实施例探头的一端；

图 5a 为详细视图，其显示了可用于第二实施例的设备的另一种传感器；

图 5b 为沿图 5 中线 5-5 所示的详细视图，其显示了允许滑动架运动的轮子的结构；

图 6 显示了与第二实施例的探头一起使用的气管内导管；

图 7a 和 7b 显示了具有一个内端的探头，所述内端能够使指状件设置在塌缩位置处以有助于经气管内导管插入，并且能够使指状件设置在延伸位置处以将内端设置在隆凸区；

图 8 显示了在插入图 6 的气管内导管之前，第二实施例的探头和固定组件。

图 9 为一示意图，示出与本发明装置一起使用的显示单元，示出典型的心脏运动和来自传感器的输入信号。

### 对最佳实施例的说明

本发明的设备和方法涉及一种用于确定受治疗者心脏功能的新型系统。实质上，本发明的设备包括一个探头 4，该探头可插入并支承在受治疗者的气管内，以便传递因心脏作用产生的气管的运动。由一能够产生表示气管运动的信号的传感器探测所传递的气管的运动。将该信号传送至一个信号处理单元，该信号处理单元能够形成心脏功能的波形信号特性曲线。在处于为公众所知状态的美国专利 No.5,865,759 中披露了对所述信号进行处理的细节，该专利还披露了在外部监测甲状软骨的运动，以便监测心脏功能。本发明涉及一种改进的系统，该系统依赖于对气管运动的外部监测，以提供心脏功能的更准确图象。气管为由软骨的环加强的通道，通过该通道，空气从喉部到达支气管。

图 1~3b 说明了本发明的第一实施例，其中，所述探头为一根空心管 4，其可经使用者嘴和喉部插入气管并支承在气管中。所述管的运动本身可起到传递气管运动的作用。

参见图 1，空心管 4 具有与传统的插管装置相似的结构，其中，设有一个在外端 8 和内端 10 之间延伸的空心内部 6，其以能确保内端不被堵塞的被称为 Murphy Eye 的结构形成。管 4 可插入受治疗者嘴内，以便内端 10 伸入气管内并且外端 8 由嘴伸出。外端 8 包括一个易于连接至一通气装置(未示出)的固定装置，所述通气装置能够经管的内部 6 将空气输送至内端 10 以及气管，以便在所述管处于应有位置时，允许受治疗者进行呼吸。

一个形式呈可膨胀的套箍 14 和 16 的柔性支承件可从管内延伸，以便接合受治疗者的组织并使管 4 悬浮在气管内以便于纵向运动。下侧套箍 14 处于与气管接合的位置处。上侧套箍 16 位于受治疗者的嘴内，以防止管的运动受到如牙齿或舌头这样的嘴部结构的阻碍。套箍 14 和 16 如图 1 所示，处于从管 4 径向向外延伸的膨胀状态。如一种传统的插管装置那样，管 4 的侧壁包括封闭的预埋的空气通道，以允许套箍 14 和 16 膨胀和收缩。分别经管线 18' 和 20' 使独立的注射器 18 或 20 与预埋的空气通道相连，以便对每一套箍进行独立的控制。注射

器 18 和 20 包括一个止回阀 19，以确保套箍保持膨胀。套箍 14 和 16 由柔性易弯曲的塑料制成，并且它们的尺寸可膨胀至牢固地与气管壁或受治疗者嘴部接合的直径，以使管 4 可靠地悬浮在气管内的应有位置处。两个间隔套箍 14 和 16 如图所示，支承图 1 中管的每一端，但是，本领域技术人员应理解在管的端部中间可使用辅助套箍。

通过通常从外表面径向伸出的环状端壁 22，以密封方式将套箍 14 和 16 固定至管 4 的外表面。端壁 22 的横向弯曲允许管 4 在气管内、以箭头 24 所示的方向纵向运动。在收缩时，套箍 14 和 16 压扁在管 4 的外表面上，以允许管 4 易于插入受治疗者的气管和嘴内，或易于由受治疗者的气管和嘴内抽出。

为了确保管 4 响应心脏的功能与气管一起移动，管 4 还包括一个刚性固定器，该固定器采用的形式为至少两个铰接凸缘 30，这两个凸缘可从管 4 的外表面沿径向向外延伸，以接合气管。每一凸缘 30 均经一铰接点可转动地连接至一环绕管 4 的套环 32 上。最好在凸缘和管 4 之间，在所述凸缘的内侧设置一个可膨胀的球囊 34。球囊 34 的作用在于使凸缘在靠在管上的重叠位置和径向扩张位置之间转动，在所述径向扩张位置、在管件和气管之间延伸。图 1 和 2a 显示了在重叠位置处的凸缘 30，在该位置处，凸缘大致平直地靠在管 4 的侧壁上。图 2b 显示了由于球囊 34 的膨胀而在径向扩张位置处的凸缘。当处于扩张位置时，最好由刚性塑料制成的凸缘 30 接合气管的壁，以将管 4 固定在气管上，以便管 4 与气管一起运动。为了纵向运动，管 4 由气管内的套箍 14 和 16 支承，以便通过凸缘 30 将因心脏跳动产生的任何气管运动传递至管 4。球囊 34 的膨胀经管线 36'，由注射器 36 手动控制(图 1)。还设置一个止回阀 19。作为可选择的方案，可以在计算机的控制下，拟定一个小型空气泵 38 的程序，以改变球囊 34 中的压力，以便在一段时间内将压力提高至预定值，并且在另一段时间内使压力降低至一不同的值。以此方式的操作能够防止因刚性凸缘 30 长时间在气管上的压力而造成气管中的组织坏死。

当插入气管内时，管 4 具有向外移动的趋势，并且必须抑制其出

现此情况。在本发明的设备中，最好与管 4 的外端 8 相邻设置一个夹持件 39，以防止管 4 过量的向外运动。图 3 显示了夹持件 39，其形式为可绕受治疗者颈部连接的带条和箍。所述带条包括一个环形开口 41，其尺寸允许管 4 的外端 8 通过该处作自由运动，同时能防止套箍 16 通过。因此，套箍 16 靠在带条上能起到防止管 4 过度向外运动的作用。

管 4 的运动由固定至管 4 外端 8 上的传感器 40 探测。如在图 1a 中能最清楚地看到的那样，经臂 40a，可以将传感器 40 固定至管上，以允许传感器方便地更换。在任何情况下，均应选择传感器 40 以产生表示管以及气管的运动的信号。传感器 40 最好为能够探测管 4 的加速度或速度的加速表。作为可选择的方案，可选择传感器 40，以测定管 4 的位移。经数据传输线 42 将传感器 40 产生的信号发送至一数据获取装置 44。数据获取装置包括一个信号处理装置 45，其用以由传感器 40 接收信号并形成心脏功能的波形信号特性曲线。信号处理装置 45 包括一个用以放大来自加速表的信号的放大器以及一个实现被放大的信号数字化的数字化装置。随后，使用一个信号分析装置分析被放大的信号并形成心脏功能的波形信号特征曲线。为了便于监测，在显示器 46 上显示所得的波形信号。数据获取装置 44，信号处理装置 45 以及显示器 46 最好构成一个控制单元 50。控制单元 50 包括一台具有键盘 55 的计算机，其可运行适当的软件以获得、处理、存储并显示由传感器 40 提供的数据。如图 9 所示，控制单元 50 还可包括辅助传感器数据的输入数据以及为了比较的目的而在监视器 46 上同步显示的心电图(ECG)读数。

在使用中，根据插管法的标准程序润滑和操纵管 4，以便经使用者的嘴巴将管插入气管内，所述气管具有压扁的套箍 14 和 16 以及在合拢位置处的凸缘 30。随后，利用注射器 18 和 20 使套箍 14 和 16 膨胀。套箍 16 位于嘴巴内，而套箍 14 密封了管和气管之间的气道。套箍一起配合以使管 4 浮在气管内，以便响应气管的运动进行自由的振动。使凸缘 30 移动至扩张位置，以接触气管并将管和气管锁定在一起，以便管 4 可以传送因心脏运动引起的气管的任何运动。通过固定至管外

端的传感器 40 探测管 4 的运动。利用传感器 40 产生以管运动为基础的波形信号，所述信号用以确定心脏的功能。通过直接将一根管插入气管内并利用管自身探测气管的运动，与以前所能实现的情况相比，能够获得关于心脏功能的更准确、可靠的数据。

图 4-8 说明了本发明的第二实施例，其中，用于插入气管内的探头包括一个管状件 8，该管状件经一气管内导管 50 插入以直接接合气管 54 分为支管 56 的隆凸区 52 并监测隆凸区 52 的运动。

参见图 4 和 5，第二实施例的设备包括一固定构件，其包括一个箱形壳体 60，该壳体支承了管状件 8 的一端，以控制并操纵管状件经嘴巴插入受治疗者的气管内。壳体 60 包括管状口 61，管状件 8 由该管状口伸出。壳体 60 还包括一个环状夹 62 以及球节连接器 63，以便将壳体连接至安装托架 64 上。托架 64 支承整个设备并允许所述设备为了管状件容易插入受治疗者的气管内而定位。

图 5 为通过壳体 60 的详细剖面图。壳体 60 包括一个可移动的滑动架 66，以接收管状件 8 的外端 74。滑动架 66 可移动地由轨道 70 上的轮子 68 支承，以允许进行管状件 8 的位置调节，以便如下面将更详细说明的那样，使所述管状件偏压抵靠在受治疗者的隆凸区 52。为了进一步支承管状件 8，最好将轮子 68 安装至在管状口 61 区中的管状件上，以接合固定在所述口内壁上的轨道 70。图 5b 为沿图 5 中线 5-5 所示的剖面图，其显示了一种最理想的布置形式，其中，每一轮子 68 均包括一个用以接合轨道 70 的中央槽。

管状口 61 包括一个窗口 61a，以监测牢固固定在管状件 8 上的指示器 100 的位置。窗口 61a 中的指示器 100 允许使用者确定壳体 60 内的管状件 8 的位置。

图 6 显示了与本发明的设备一起使用的气管内导管 50。管 50 包括一个可膨胀的套箍 15，该套箍经线 53'、由注射器 53 控制，以使管 50 保持在受治疗者的气管内。管 50 包括一个用以接收管状件 8 端部 72 的主口 57。管状件 8 经口 57、通过气管内导管 50 的内部被输送，以便其为了定位于隆骨上而从端部 58 伸出。气管内导管 50 还包括一

个辅助口 59, 其可与一个通气装置相连, 以便经管 50 的内部向受治疗者提供空气。如在图 4 中能最清楚地看到的那样, 气管内导管 50 的口 57 可松脱地与壳体 60 的管状口 61 相连, 以形成一条在插入受治疗者气管时能容纳管状件 8 的连续通道。

如在图 5 能最清楚地看到的那样, 可移动的滑动架 66 的位置以及管状件在受治疗者气管中的位置最好由一弹簧偏压系统控制。在所述的实施例中, 偏压系统依赖于弹簧加载的夹具 65, 这些夹具在壳体 60 的每一端部处以相对设置的对布置。每一夹具 65 均控制一根连接至可移动的滑动架 66 的线。具有固定长度的线 67 (最好由尼龙绳制成) 从滑动架 66 的一侧伸出, 同时弹性线 69 从相对侧伸出, 以施加用以使滑动架和固定的管状件 8 向受治疗者运动的偏压力。使线 67 与手柄 73 相连。每一夹具 65 包括一个控制钮 71, 通常向内偏压该控制钮以夹持并固定通过夹具延伸的线。拉动控制钮释放夹具, 以允许线运动。在使用中, 释放控制线 67 的夹具, 并且拉动手柄 73 以使滑动架 66 和管状件 8 运动至由窗口 61a 中指示器 100 所示的预定位置。克服由弹性绳 69 的拉紧所施加的恢复力, 使滑动架 66 运动。随后, 接合用于线 67 的夹具以将线固定就位。这种操作将可移动的滑动架 66 锁定在停止位置处, 以便最初经气管内导管 50 就能将管件插入受治疗者的气管内。在插入管状件 8 后, 松脱控制线 67 的夹具 65, 结果通过拉紧的弹性线 69 中的张紧力, 使固定至滑动架 66 上的管状件 8 偏压至受治疗者的隆凸骨上。设置控制弹性线 69 的夹具 65, 以允许对弹性线中的张紧进行调节。

如在图 7a 和 7b 能最清楚地看到的那样, 管状件 8 包括一个内侧端 72 和一个外侧端 74, 其中, 所述内侧端适于由气管内导管 50 伸出并接合隆凸区 52, 所述外侧端支承在壳体 60 的可移动滑动架 66 中。管状件 8 具有大致刚性的侧壁 76, 这些侧壁限定了一个填充了连通内侧端和外侧端的流体 78 的密封内部。侧壁 76 最好包括一个可弯曲的区域 80, 该区域形成有波纹, 以适应气管的弯曲。



管状件8的内端72和外端74分别包括弹性面82和84, 这些弹性面经密封内部78中的流体连通。通过流体78将因隆凸区52运动产生的弹性面82在内端72的运动传递至在外端74处的弹性面84。为了有助于管状件8的内端72在隆凸区的定位, 设置可重叠的定位指状件86。指状件86可在图7a所示的重叠位置和图7b所示的扩张位置之间运动。在重叠位置处, 指状件86与管状件8的侧壁匹配, 以有助于经气管内导管50和气管插入。在扩张位置处, 指状件86处于与隆凸区接合的位置处, 以便将弹性面82保持在隆凸区上。

通过从管状件8的内部抽出流体78或将流体78注入管状件8的内部, 可以使指状件86在合拢位置和扩张位置之间运动。管状件8的内端和外端形成可压扁的球头77和79, 这些球头包括弹性面82和84。具有止回阀19的注射器87经管线87'与管状件8的内部连通, 以抽出或注入流体, 从而使球头压扁或膨胀。在内端72处, 球头77起到在合拢位置和扩张位置之间偏压指状件86的作用。

如在图5中能最清楚地看到的那样, 使管状件8的外端74的弹性面84靠在通过弹力线87固定至滑动架66上的传感器90上。为了通过传感器90进行探测, 通过流体78, 将在管状件8的内端72处的弹性面82的任何运动传递至弹性面84。在图5中, 传感器90包括一个加速表, 以响应在隆凸区处的弹性面82的运动, 测量弹性面84的加速度和速度。作为可选择的方案, 如图5a所示, 传感器90可以为直接安装在管状件8端部的压力传感器, 其代替了球头84并能够探测在内端74处的压力变化。

在第二实施例的结构中, 也可以包括一个辅助传感器94, 其安装在管状件8的刚性侧壁上, 以探测通过跳动的心脏、经管状件侧壁传递的声能。以此方式, 也可以记录与心脏功能相关的声音。

为了分析和显示涉及心脏功能的所采集的数据, 第二实施例中不同的传感器90和94可经数据传输线90'和94'连接至图9所示的数据获取装置中。如在图4和8中能最清楚地看到的那样, 壳体60设有口96, 以允许注射器管线87'和数据传输线90'和94'从壳体60内部延伸至外部。注射器管线87'经止回阀19连接至注射器87。

利用第二实施例的设备包括：利用水溶性胶润滑气管内导管50并且以传统的方式对受治疗者进行插管。当套箍51完全位于气管内并且位于隆骨内几厘米时，通过注射器87使套箍51膨胀。利用手柄73，使管状件8位于壳体60内。图8显示了在利用压扁位置的指状件86，使管状件8插入气管内导管50之前的设备。经口55、通过所述气管内导管插入管状件8。向前推动管状件8的内端72，直至该端部伸出气管内导管大约2cm，此时，气管内导管50与壳体60的管状口61相连。经管线87'，通过注射器87将流体78注入管状件8内，使指状件86分开。缓慢释放控制管状件67的夹具65，通过弹性线69的偏压力使可移动的滑动架66移动，以使管状件8与隆凸区接合。管状件8的弹性面82抵靠在隆骨上，同时指状件86接触隆凸区的侧部，以确保合适的定位。通过隆骨将心脏的整体运动传递至弹性面82。当隆骨响应心脏的力运动时，弹性膜片82通过流体78将其加速度和减速度传递至在外端74处的弹性面84。以弹性方式将加速表90固定至数据获取单元上，并且对数据获取单元进行输出。具有更高频率响应的辅助加速表94输出通过管状件8的刚性壁76接收的声能。并经数据传输线94'将该声能输送至数据获取系统。

当利用本发明的设备或方法时，为了实现心脏功能的最佳记录，某些身体的位置最好处于下面所述的位置：

- 1) 头略微弯向胸部。该位置使气管能够自由运动。
- 2) 膜片向上推动。该位置将心脏压靠在支气管上，以便进行更好的传递。
- 3) 使脚位于高于椅子的轨道4"上。该位置能够压迫膜片。最好使头弯向胸部，以使气管能够自由运动。
- 4) 仰卧位置。
- 5) 在背部具有靠垫，在头部下方具有绕下腹部的充气袋，并且膝盖提起。
- 6) 卧位 - 腿合拢靠在下腹部。

虽然为了便于说明和理解，已举例对本发明作了详细说明，但是显然，在权利要求的范围内可作出一些改变和改进。

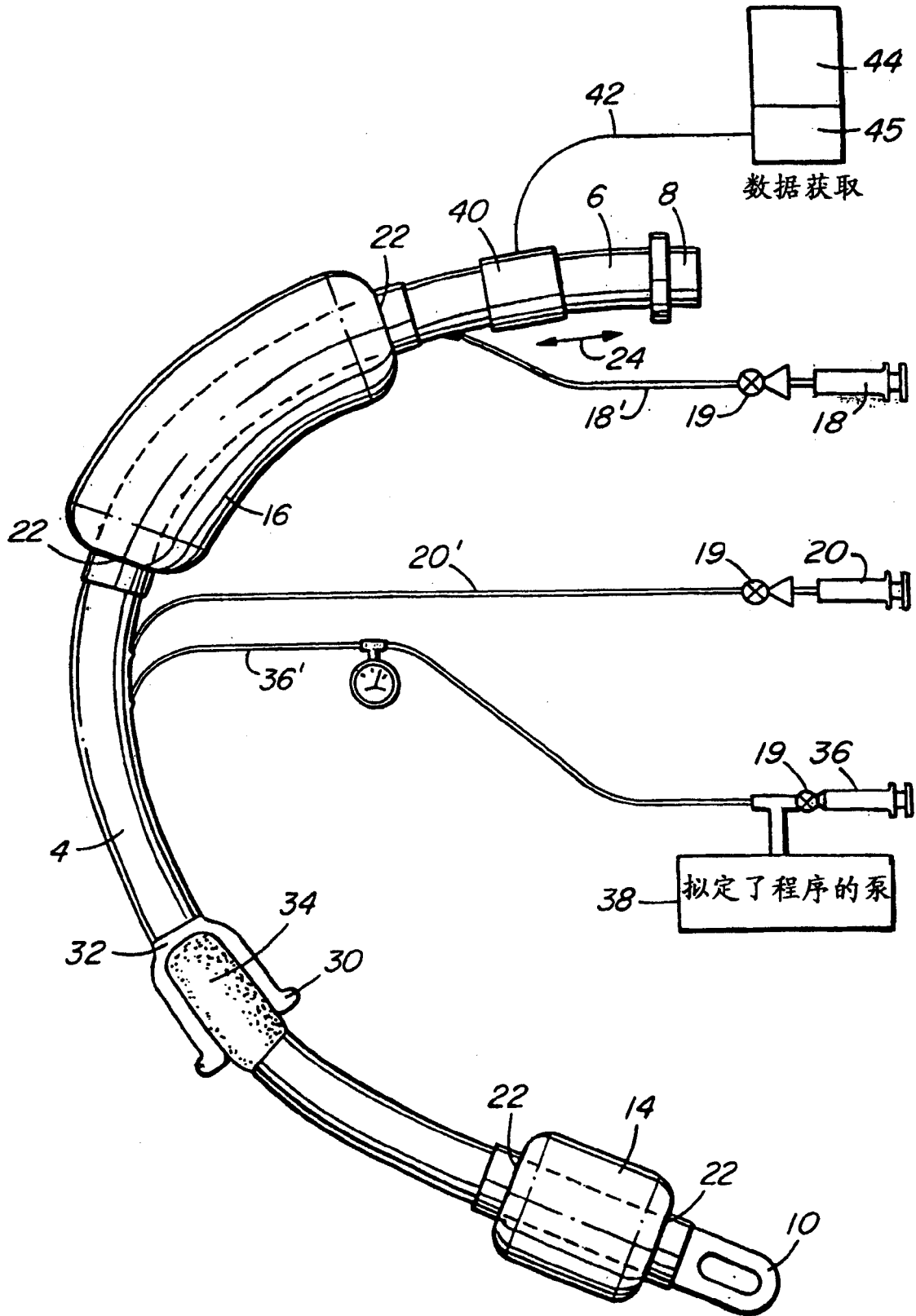


图1

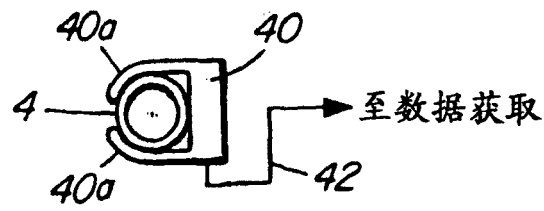


图1a

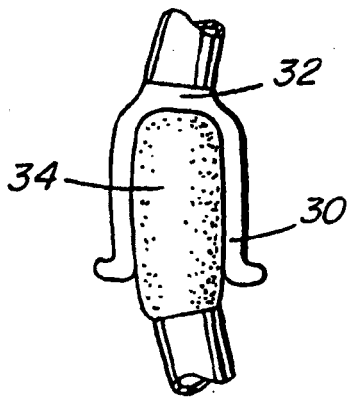


图2a

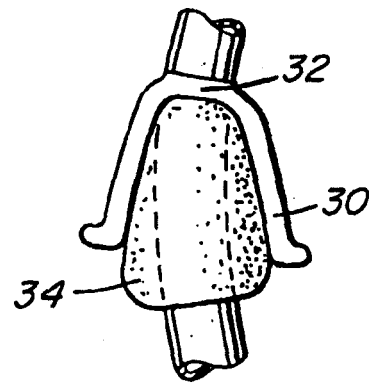


图2b

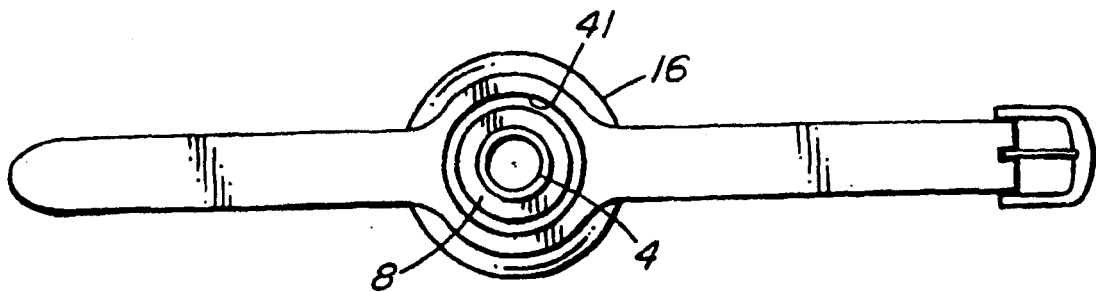


图3

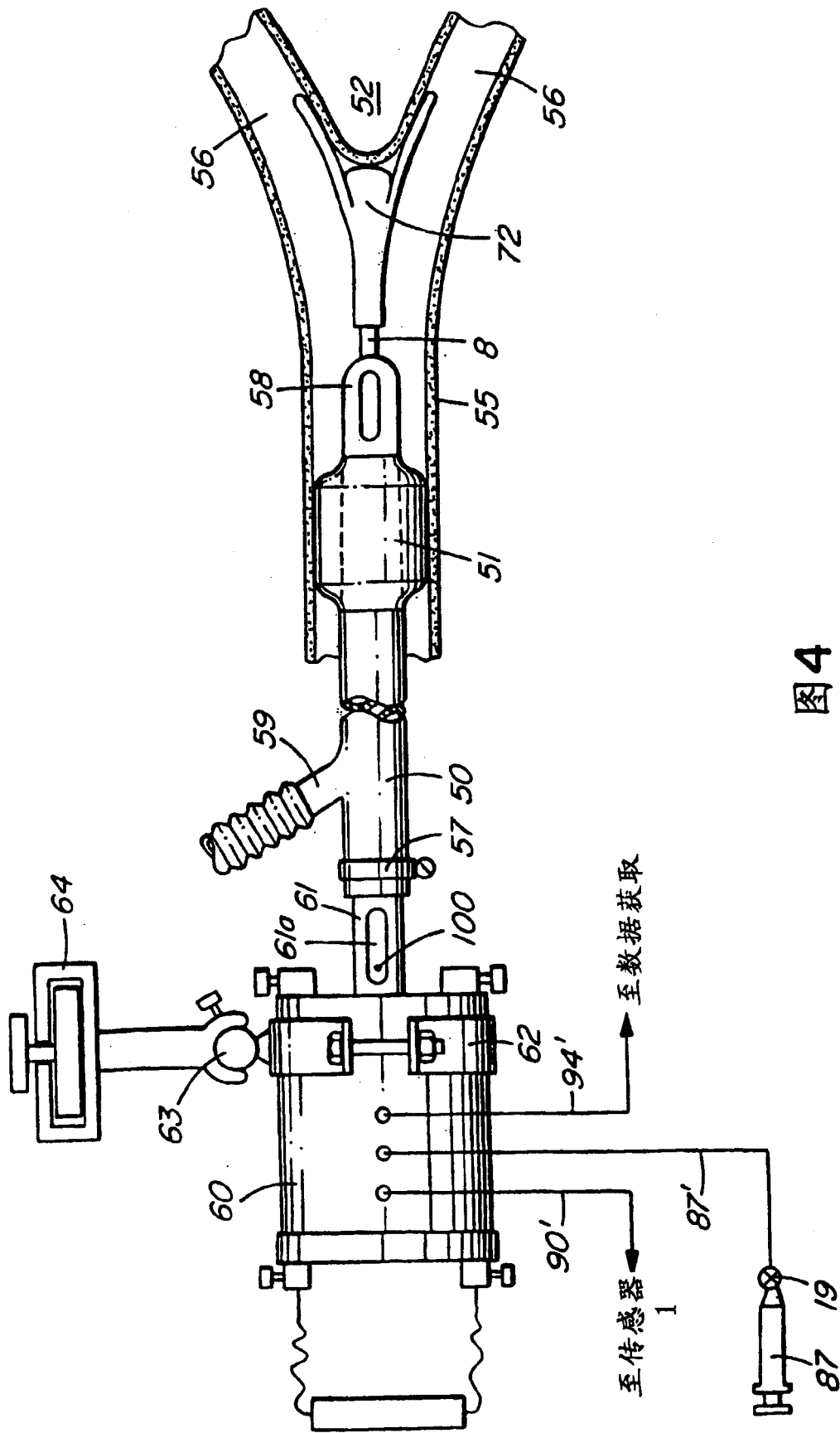


图4

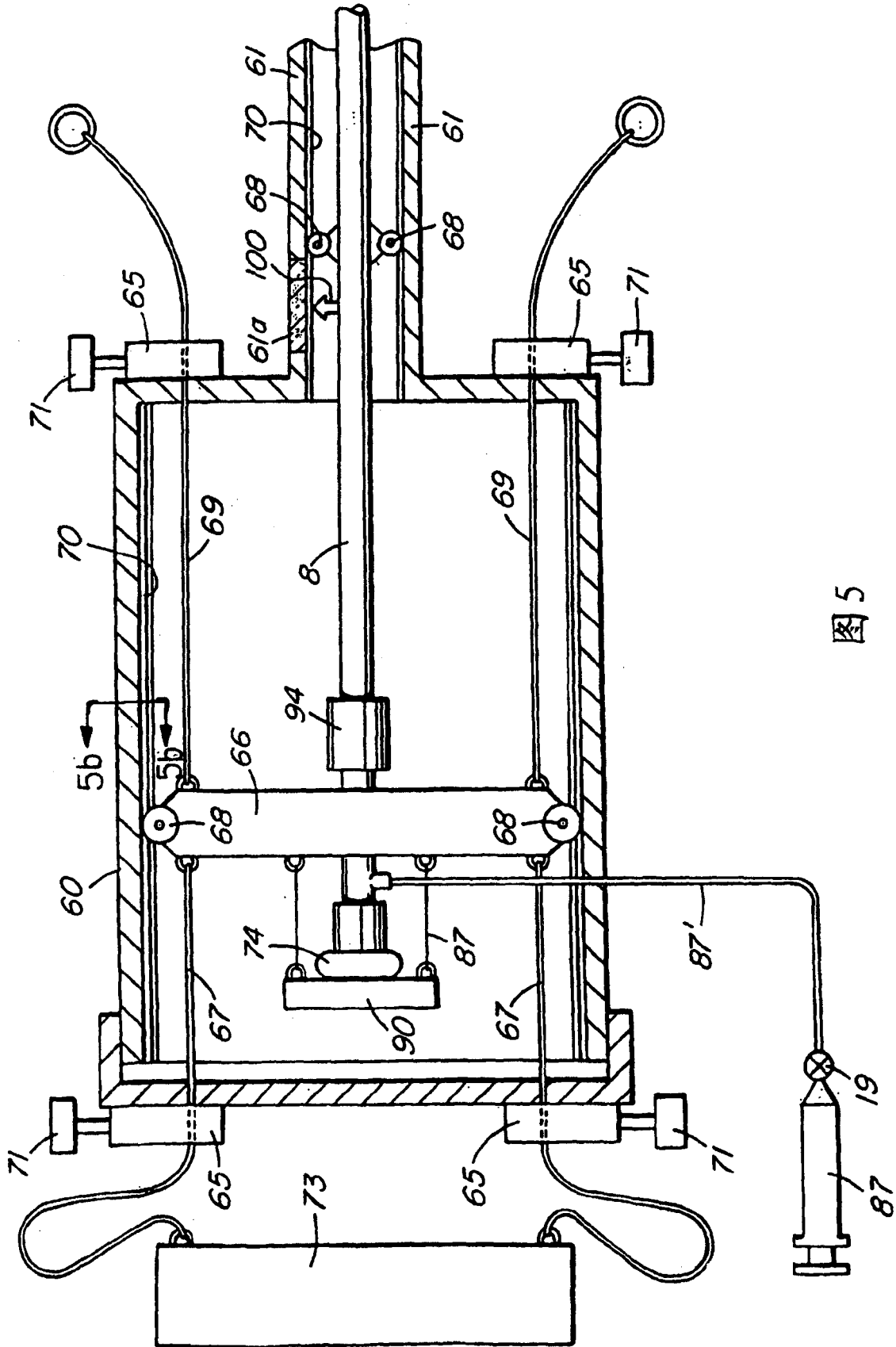


图5

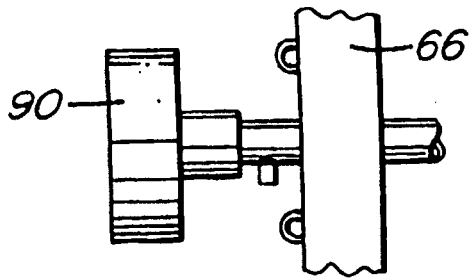


图5a

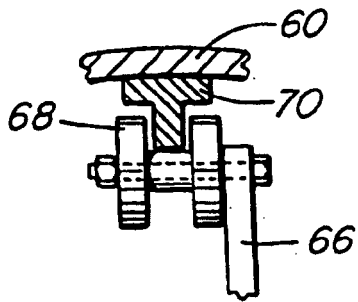


图5b

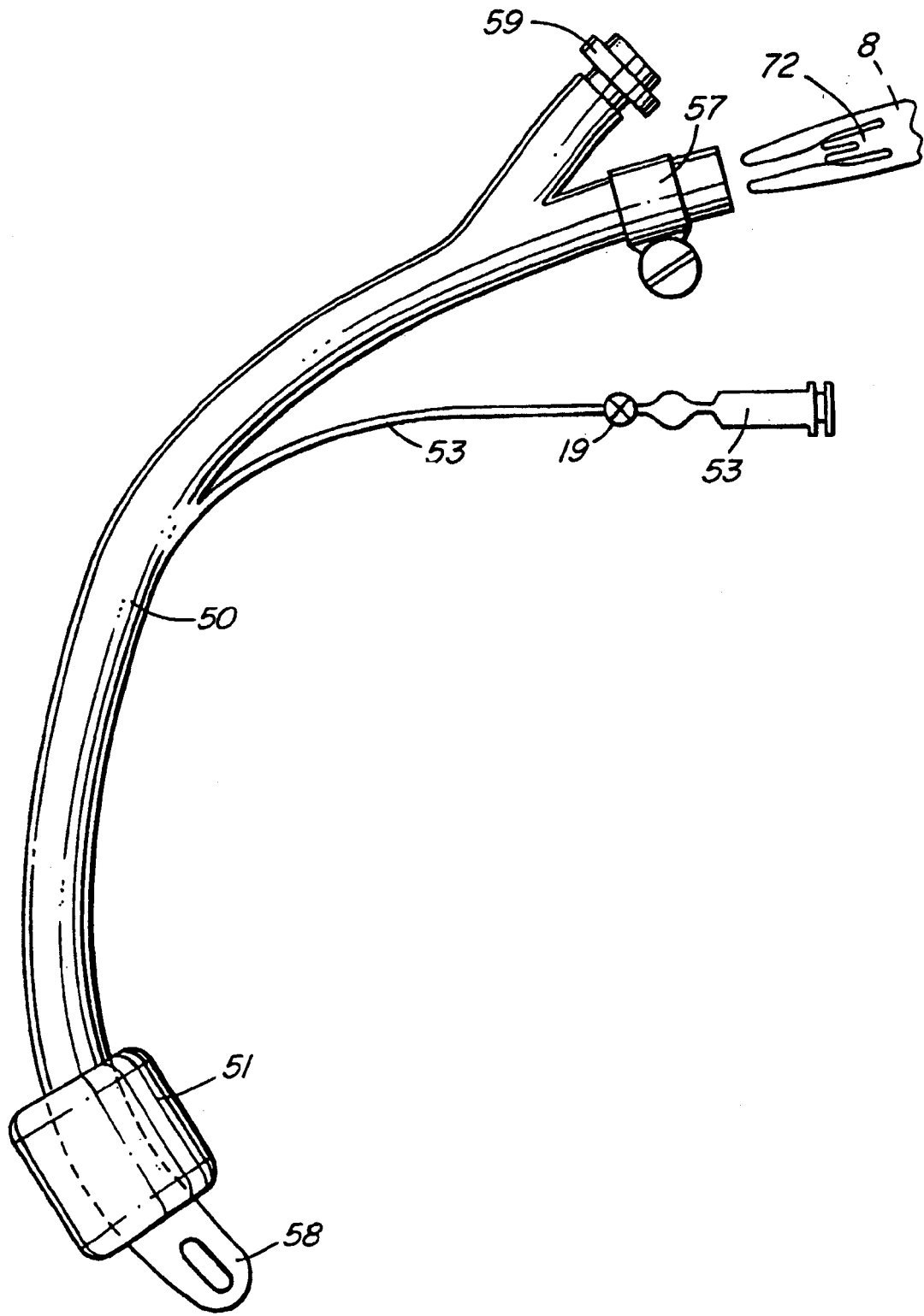


图6



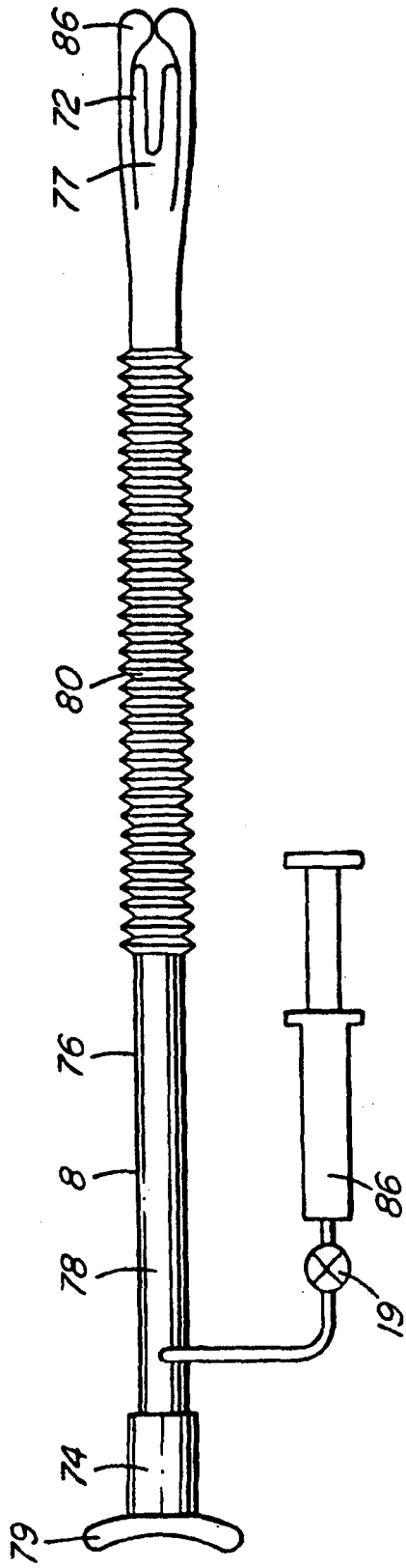


图 7a

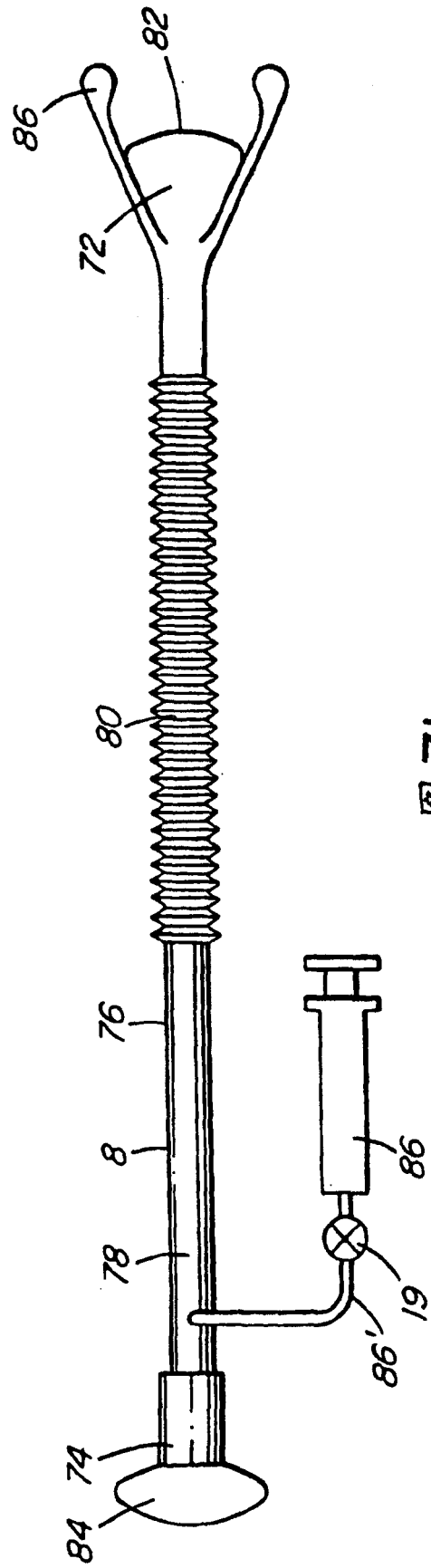


图 7b

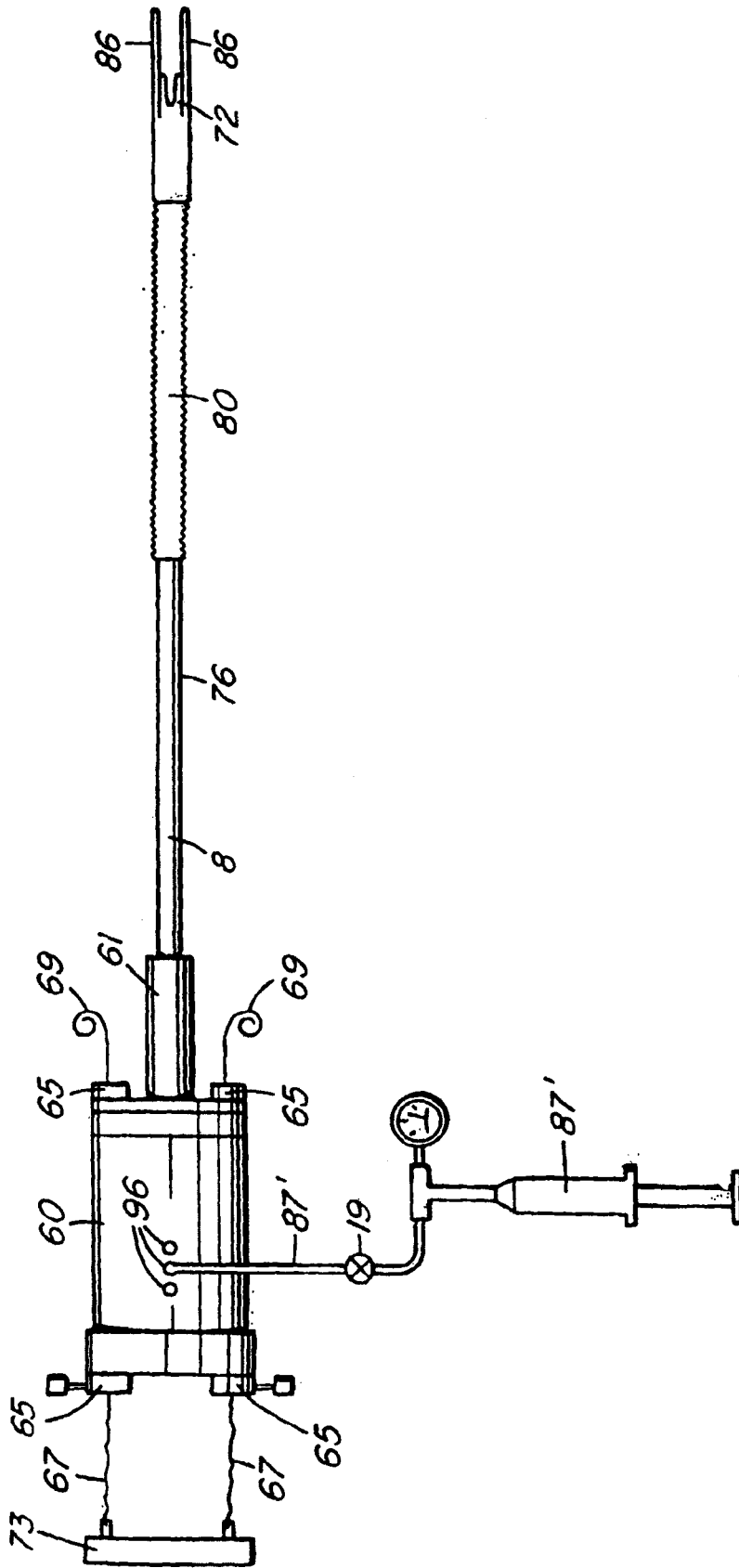


图 8

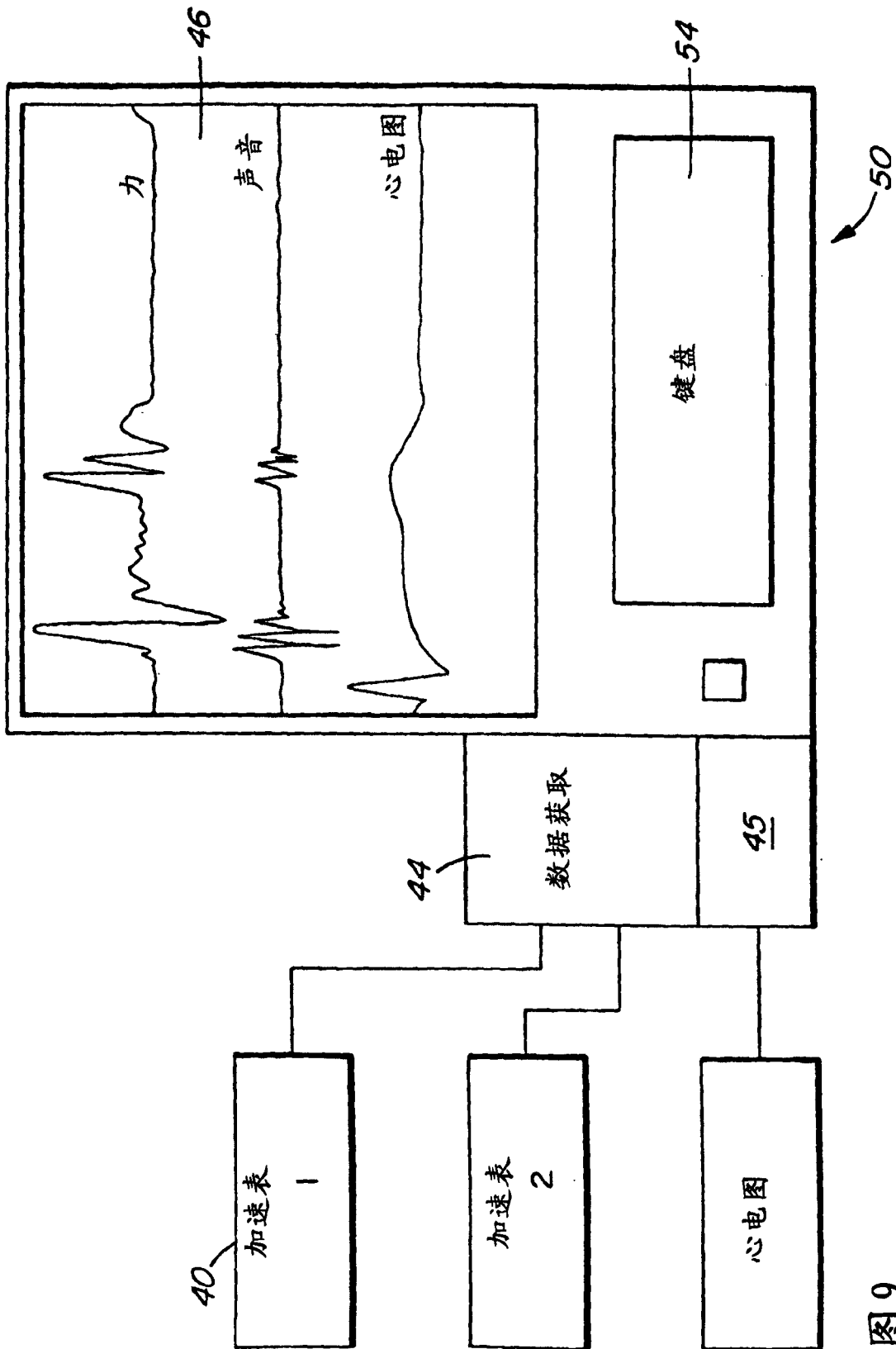


图9

专利名称(译)	通过监测气管的运动评定心脏功能的设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN1498092A</a>	公开(公告)日	2004-05-19
申请号	CN02807146.8	申请日	2002-02-05
[标]发明人	约翰科布兰斯基		
发明人	约翰·科布兰斯基		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/0402 A61B10/00 A61M16/04		
CPC分类号	A61B5/0205		
优先权	09/791518 2001-02-22 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于评定受治疗者心脏功能的设备和方法，其包括使一个探头支承在气管中，以便传递气管响应心脏功能的运动。通过一个产生波形信号的传感器探测所传递的运动。显示并评定波形信号以确定心脏功能。通过直接接合气管，本发明的设备和方法即使对于气管非常小的加速度、速度或位移也是较敏感的，从而能允许准确测定心脏功能。

