



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03805049.8

[43] 公开日 2005 年 7 月 13 日

[11] 公开号 CN 1638693A

[22] 申请日 2003.2.28 [21] 申请号 03805049.8

[30] 优先权

[32] 2002. 3. 2 [33] US [31] 60/360,685

[32] 2003. 2. 27 [33] US [31] 10/375,686

[86] 国际申请 PCT/US2003/006133 2003.2.28

[87] 国际公布 WO2003/073932 英 2003.9.12

[85] 进入国家阶段日期 2004.9.1

[71] 申请人 河·H·黄

地址 美国明尼苏达州

[72] 发明人 河·H·黄

[74] 专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司

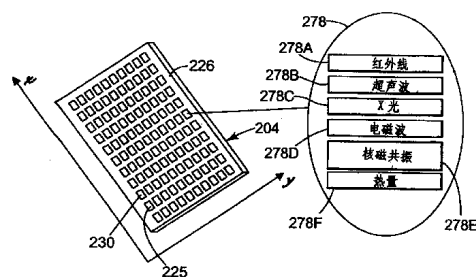
代理人 刘 芳

权利要求书 6 页 说明书 16 页 附图 13 页

[54] 发明名称 脉搏诊断装置

[57] 摘要

本发明所述的脉像诊断装置包含多个相互关联、侧向序列排列的探测头组，其中每个探测头均被设置与人体肢干动脉血管附近的肌肤接触；每个探测头都包括设置来感测动脉血管脉搏压力的压力传感器，以及安置在压力传感器上电驱动加压器，用来在感测脉搏压力的过程中，通过压力传感器施加外力，以穿过肌肤对动脉血管施加压力。



1、一种感测脉搏的方法，包括：

通过一个以上压力传感器组成的阵列与动脉血管上的肌肤相接触，无伤害性地感测该动脉血管的脉搏压力；及

- 5 在感测脉搏压力的过程中，沿动脉血管一字排列的至少二个压力传感器探测头的每个所在位置，选择性地对动脉血管施加压力，动态地对每个探测头向动脉血管施加差异性的压力，从而人为地引发脉搏压力的局部升高。

2、权利要求1所述的选择性地对动脉血管施加压力的方法，包括：

- 10 通过动态地对每个探测头向动脉血管施加压力，以选择性地驱使脉搏压力峰点沿脉搏参照点附近的动脉血管线性地移动；

而所述感测脉搏的方法包括：

定量感应和测量此脉搏参照点附近脉搏压力地形图的动态时续变化，且选择性地包括把作为脉搏参照点选为沿手腕动脉血管上的寸口穴。

3、权利要求1所述的感应脉搏压力的方法，包括：

- 15 在选择性地对有脉搏突起的动脉血管施加压力之前，或者两次临近选择性地施加压力操作之间，量测脉搏压力以用来建立一个脉搏压力的基线图型。

4、权利要求1所述的感应压力的方法，包括：

利用以下至少一种装置以可拆卸的方式将集成化的压力传感器阵列与动脉血管相对固定；

- 20 一个尺寸恰当的可拆卸式环绕护腕，附带着所述的压力传感器阵列，环绕在人体肢干的动脉血管处；及

一个相对刚性的固定框架，以可拆卸的方式设置在人体肢干上。

5、权利要求1所述的选择性地对动脉血管施加压力的方法，包括：

- 25 操纵一个用手指可以控制的输入装置，动态地选定一个外力通过探测头施加在动脉血管上，并且通过一个数字运算器来处理这些操纵动作，从而以电动的方式驱动所述探测头上的一个压力致动器以促使选择的外力施加在动脉血

管上; 及

所述的手指可控制的输入装置, 可选择键盘和鼠标中的至少一个。

6、权利要求 1 所述的选择性地对动脉血管加压力的方法, 包括:

给探测头配备一个电力驱动的压力器, 通过此压力器对动脉血管施加压

5 力, 此压力器至少包括以下其中一种:

一个步进电机;

一个电磁传动器;

一个膨胀液压泵; 及

一个压电传感器。

10 7、权利要求 1 所述的无伤害性地感测方法, 包括:

时续地定量测定沿与动脉血管纵轴线相垂直的第一方向和相平行的第二方向数片子区域的局部动脉血管脉搏压力值;

将这些测定的脉搏压力值作为数据存储下来, 并将所测定的二维数据以图像的表示方式显示出来, 将动脉血管脉搏压力绘制成图。

15 8、一个脉搏压力传感器包括:

在某段动脉血管上一处以上不同位置无伤害性地时续感测脉搏压力的实施手段;

通过所述的感测实施手段在感测脉搏压力的过程中, 选择性地对动脉血管在一处以上压力感测点施加一个以上相互差异外压力的实施手段; 及

20 可选择的实施手段, 将时续测定到的脉搏压力作为数据存储下来, 并将所测定到的脉搏压力数据以图像的表示方式时续地显示出来。

9、权利要求 8 所述的传感器, 其无伤害性感测实施手段包括一个以上传感器单元组成一个跨越纵横两方向的阵列。

10、一个脉搏诊断装置包括:

25 一个以上相互连接横向序列排开的探测头, 其中每个探测头恰当设置与人体肢干的动脉血管肌肤相接触, 而每个探测头包括:

一个压力传感器设置以感测动脉血管的脉搏压力；和

一个安置于压力传感器上的电驱动加压器，用来对压力传感器施加一个外力，以通过肌肤表面最终对动脉血管施加压力。

11、权利要求 10 所述的装置中的每一个压力传感器包括一个集成的压力
5 传感器阵列，集成的压力传感器阵列包含：

一个以上压力传感单元，很大程度上在同一平面上整齐排置于单一基板，使得每个压力传感器单元都相互独立地与一个模拟信号处理器保持信号通讯联结，将感应的脉搏压力分布的空间绘图标定对应到每个压力传感器单元的具体位置。

10 12、权利要求 11 所述的装置中的单个或多个压力传感单元组包含有以下至少一种替代传感单元：

一个超声波信号传感单元，可选择性地包括一个超声波发生器；或

一个热敏传感单元，可选择性地包括一个热源发生器；或

一个红外传感单元，可选择性地包括一个红外光源；或

15 一个电磁波信号传感单元，可选择性地包括一个电磁波发生器；或

一个核磁共振波信号传感单元，可选择性地包括一个核磁共振波发生器；

或

一个 X-光信号传感单元，可选择性地包括一个 X-光发光器。

13、权利要求 10 所述装置中的每个电驱动加压器，在选择性的激活作用
20 下，被设置用来通过压力传感器对动脉血管施加推动或抽拉压力，以至于在施加推动或抽拉压力的位置上，每个压力传感器都能感测到在推动或抽拉压力作用过程中的脉搏压力。

14、权利要求 10 所述装置的每个探测头，包括：

一个安装在探测头压力传感器外表面上的压力传递指头，一旦以可拆卸
25 的方式将脉搏诊断装置固定在人体肢干上，此压力传递指头被置放紧靠肌肤表面压附在动脉血管上。

15、权利要求 10 所述的装置中，压力传递指头包括以下其中至少一个：

可选择地包括橡胶材料在内的柔性弹力材料；和

一个由可选择地包括橡胶材料在内的柔性弹力材料制成的力量传递柱体阵列，以及安置于力量传递柱之上的覆盖层。

5 16、权利要求 10 所述的装置进一步包括：

一个与每个压力传感器阵列保持电信号连接的信号处理器，被设置用来完成对压力传感器阵列上的脉搏压力模拟信号进行信号多路导向、信号初级放大和信号输出中的至少一个功能；并且

选择地将所述的信号处理器安置在压力传感器阵列之上。

10 17、权利要求 10 所述的装置中，所有探测头的压力传感器全部置备成为在单一基板上的单一压力传感器阵列，作为探测头的一部分以一层件的形式片扩展到所有探测头，其中所述的诊断装置进一步包括：

一个设置于这个单一压力传感器阵列与加压器之间的机械力传递机构，以此将来自每个加压器的不同机械力，以相当均匀的压力分布形式传递到单一

15 压力传感器阵列所对应的位置上，所指的机械力传递机构有选择地包含：

一个多板件组合，每个板件设置于加压器与这个单一压力传感器阵列的一部分之间，而板与板间通过枢轴铰联横向连接在一起；及

一个枢轴件组合，其中至少有一个枢轴件设置于每个加压器与对应的板件之间。

20 18、权利要求 10 所述的装置，进一步包含以下固定机构的至少一种：

一个装有用来携带探测头件的刚性固定板的柔性绷带，可拆卸地环绕在人体肢干上；和

一个手腕固定装置设用来充分地环绕人体肢干外围，固定装置的一部分用来可拆卸地将探测头置于皮肤表面，以通过皮肤表面将压力传感器放置于动
25 脉血管之上。

19、权利要求 18 所述的装置，其手腕固定装置由一个以上相互连接的板

块件组成以环绕人体肢干，包括一个为携带并将探测头定位于动脉血管之上而配制的端头板块，而所述的加压器可有选择性地包含一种通过此端头板块的外端，能针对动脉血管产生外加力的机构，这种产生外加力的机构被安置于以下至少一个位置上：

- 5 此端头板块的外端紧靠探测头的一处，
 此端头板块的底端远离探测头的一处，
 此端头板块的底端远离探测头的一处，包含能产生旋转力的部件用来产生所述外力。

- 20、权利要求 10 所述的装置中的加压器，被设置用来选择性地激发并使
10 压力传感器产生面向或远离动脉血管的线性传动，此加压器至少包括以下其中之一：

- 一个机电步进电机；
 一个电磁驱动器；
 一个可充胀流体系；和
15 一个压电传感器。

21、权利要求 10 所述的装置，进一步包括：

 一个与所述诊断装置保持电子信号通讯连接的计算装置，包括与探测头的加压器保持通讯以选择性地控制由每个探测头施加的外力，以及与探测头上的压力传感器保持信号通讯以接收由压力传感器所感测到的脉搏压力数据。

- 20 22、权利要求 21 所述的装置，其计算装置包括一个数字微处理器和至少内存储器或外存储器中的一个，并进一步包括：

- 一个显示监视器；
 一个输入装置，选择性地包括一个键盘，并选择性地再包括一个手控点指示器件，这一手控点指示器件至少包含一个与一个脉搏探测头相对应的模拟
25 按压键，以允许通过按压这一模拟按压键来选择性地操纵每个探测头的加压器来施加外力。

23、权利要求 20 所述的装置中的计算装置和诊断装置，各自包含一个无线信号传接器件，用于计算装置和诊断装置之间的无线信号通讯。

脉搏诊断装置

5 技术领域

本发明涉及一种脉搏诊断装置。

背景技术

此非临时专利申请要求享有美国临时专利申请第 60/360,685 号, “采用
10 压力传感器阵列的数字脉压图像诊断装置”的注册申请日期 2002 年 3 月 2 日为其优先日期。

很久以来, 医疗工作者通过量测脉搏来确定病人的健康状况, 比如: 心率和血压, 这一诊断惯例显然是根据心血管循环系统在整个人体生理健康所起到的至关作用。

15 与一般意义上的脉搏探测方式截然不同, 数千年来传统中医医师一直沿用所谓“中医号脉诊断”(CPT/MD)的诊断操作方法; 如图 1a 和 1b 所示, 医师具体操作是将其一手 15 的食指 10、中指 12 与无名指 14 序列按压于病人的手腕 18 寸口穴 16 处, 通过手指不定量地感觉和捕捉皮肤 30 和软组织 32 动脉血管 34 产生的脉搏感应压力的二维分布地形图及其动态特征, 而所述的寸口穴是
20 指手臂动脉接近手腕的突出头梢相关区域。通过个别调整每个手指对穴位的外加压力, 医师们可以人为地迫使所感应到的脉搏沿着动脉血管向上游或下游移动。这些与脉搏状况有关的脉搏感应压力的二维分布地形图及其动态特征的信息, 对于医师们诊断病人的疾病和健康情况至关重要; 这里所讲的脉搏状况(即: 脉像), 是手指所感觉到的脉搏有节奏跳动的具体物理学表象, 包括频率、韵
25 率、饱满度、平滑度、移动性和力度。

但是数千年来, 中医号脉诊断一直是通过医师的手指完成的; 这一操作明

显取决于医师的个人经验和一致性，因此这种诊断方法非常主观，而时常被称为是一种工匠艺术而不是严格的科学。此外，尽管脉像的评估对他们做医学诊断如此重要，医师们也只能以口头或文字的方式，描述他们手指所感觉到的状况；描述手指对脉搏的感觉，采用中医业界公认但有限的术语以脉像表现来区分脉搏的类别与强弱；这种文字描述非常定性的而且决不是客观的。因此，这种文字信息很难作为一种客观的医疗数据为病人可信地保存下来。

尽管常见的脉搏探测器件可以帮助更科学更严谨地评定人体脉搏，但是仍然远不能取得对脉搏得有效的诊断。

10 发明内容

本发明所指的脉搏诊断装置，由多个一一相邻沿着动脉血管方向一字排列的探测头组成，被设置与人体躯干皮肤表面相接触；每个探测头都由一个能够感测动脉血管上脉搏压力的压力传感器，以及一个安装在压力传感器上面的电驱动加压器组成，在感应脉搏压力的同时，这一加压器可以通过压力传感器及皮肤表层软组织对动脉血管施加压力。

附图说明

参照以下附图，可以更详细地了解本发明的核心内容；附图上的各个元件并不完全按照比例相互对应；作为参照，用数字标明所对应的部件；

- 20 图 1a 为现有脉搏诊断方法的示意图；
图 1b 为图 1a 中 1b-1b 方向的剖面示意图；
图 2 为本发明脉搏诊断装置的结构示意图；
图 3 为本发明脉搏诊断装置的分解结构示意图；
图 4 为本发明探测头序列的断面示意图；
25 图 5 为本发明集成化传感器阵列的平面示意图；
图 6 为本发明脉搏探测头组的截面示意图；

图 7 为本发明脉搏诊断装置的一个脉搏探测头的截面示意图;

图 8 为本发明脉搏诊断装置的一个步进电机传感致动器的截面示意图;

图 9 为本发明脉搏诊断装置的一个电磁转换致动器的截面示意图;

图 10 为本发明脉搏诊断装置的一个流体充压致动器的断面示意图;

5 图 11 为本发明在使用一个脉搏诊断装置时以互动的方式给动脉血管施加不同外压状态的断面示意图;

图 12 为本发明脉搏压力分布地形图的轴侧图;

图 13 为本发明病人腕部与一种手腕固定装置的断面示意图;

图 14 为本发明病人腕部与另一种手腕固定装置的断面示意图;

10 图 15 为本发明病人腕部与又一种手腕固定装置的断面示意图;

图 16 为本发明脉搏诊断装置的系统构造示意图之一;

图 17 为本发明脉搏诊断装置的系统构造示意图之二。

具体实施方式

本发明所述的装置及方法能够探测、成图、传送、显示、分析和特征化地
15 描述人体动脉脉搏的二维脉搏压力分布地形及其随时间变化的动态;同时,此装置与方法能够允许对动脉血管每个不同探测区域相互独立地以互动的方式、精确而可控制地施加外压。

通过本发明所述的装置及方法所得到的二维脉搏压力分布(脉搏压力分布地形图),包含有与动脉血管平行和垂直的纵、横两个方向的脉搏压力数据,
20 用于对单一和多个脉搏循环的脉搏压力分布地形图的变化及动力学进行定量分析。

本发明所述的装置包含至少一个或多个脉搏探测头;每个脉搏探测头都包含:一个电驱动加压器,即:转换致动器,至少一个集成化传感器阵列,和一个体载信号初放大器/处理器。转换致动器作为加压器可以对所测量的动脉血管
25 区域机械地施加外压,以确定脉搏压力及其特征对此外压作用的反应。脉搏探测头由一个可拆卸绷带或其他固定装置携带,可靠地环绕于病人腕部,该固定

装置允许对图像感应脉搏探测头的固定位置进行调整,或采用“电子手指”,使之准确地围绕脉搏参照点(如寸口穴)沿动脉安置。

每一个加压器(即转换致动器)独立可控,在感测脉搏压力分布地形图的过程中,通过每个探测头对动脉血管施加不同的外压;正向和负向外部压力均可以电驱动的方式通过电驱动加压器即转换致动器,独立可控地施加于任何一个集成化压力传感器阵列,1)调整作用于集成化压力传感器阵列上的脉搏压力以及集成化压力传感器阵列所量测到的脉搏压力信号的整体水平;和2)主动性地驱动脉搏压力沿动脉血管移动,以便通过数字和图示的手段跟踪、图绘和分析脉搏压力分布地形图的动态特征以及其沿动脉血管的纵向移动。

图2为本发明脉搏诊断装置的结构示意图。如图2所示,装置100包括:脉搏诊断装置102、含有微处理器107的计算装置106、输入装置(如键盘)120、鼠标124、图像监视器122和信号通讯界面130。诊断装置102包括由柔性护腕(围带)140所携带的探测头210、212、214组件104。电缆108将脉搏诊断装置102与数字通信通讯界面130机电连接起来。

如图2所示与主机分置的脉搏诊断装置102如何感应人体肢干动脉脉搏压力。这里,柔性护腕(围带)140围绕在手腕18上,并将脉搏探测头210,212,214组件104按压置于脉搏参考点16处动脉血管34外的肌肤30上。每一个探测头210,212,214感测动脉血管34上的脉搏剖面,并被设置能够相互独立地对动脉血管34施加外部压力,以至在感应脉搏压力分布的过程中沿着动脉血管34在每一个探测头210,212,214上产生相互差异的外部压力。与图3相配合,下文将对能够感测脉搏并同时施加相互差异的外加压力组合的探测头210,212,214的构造及功能原理做详细说明;如图所示的脉搏诊断装置102只包含三个探测头,它可以选择性地配置多于或少于三个探测头,包括但不限于两个和四个以及更多的配置。

在计算装置106的支持下,诊断装置102感测并将脉搏压力分布制成图125,通过实时、慢速或快速的方式作为脉搏压力分布地形图帧频影像123在图

像监视器 122 显示出来。输入装置 120（如键盘）提供系统操作员人机相互对话的物理界面，指示微处理器 107 对脉搏压力分布地形图及其动力学特征进行指定的数据采集和分析。

5 信号通讯连接（如电缆）108 将诊断装置 102 与包含有微处理器 107 的运算装置 106 机电联结，而信号通讯界面 130 为计算装置 106、输入装置 120、鼠标键 124 和图像监视器 122 建立了电子信号通讯。

图 3 为图 2 中装置 100 的分解示意图。如图所示，诊断装置 102 的探测头组件 104 包含刚性靠板 200，而每个探测头 210，212，和 214 都分别配有一个外部的加压器 202、一个压力传感器阵列 204 和一个传递指尖 206。探测头 210，212，和 214 与其组成部件以同样的方式一字排开，以至于三个外部的加压器 202、三个压力传感器阵列 204 和三个传递指尖 206 组成相间叠层，以构成探测头组件 104。

如图 3 所示，由动脉血管 34（如图 2 所示）引发的（透过皮肤 30 由诊断装置 102 感测到的）脉搏压力 230 随脉搏周期而演变，表现为相对动脉血管 34 的纵向（通常与动脉血管纵轴平行）x 和横向（通常与动脉血管纵轴垂直）y 15 两个方向为轴的一幅二维地形图。具体来说，有高度差别的二维脉搏压力 230 的地形图纵高脉压值随时间的发展变化，首先是从动脉血管 34 通过传递指尖 206 传递，然后通过压力传感器阵列 204 感测成图的。这些压力传感器阵列 204 感应产生一组表象二维脉搏压力 230 地形图的模拟电信号；每个压力传感器阵列 20 204 可有选择地包含一个体载信号初放大器/处理器 205，安置于集成化的压力传感器阵列 204 的背面并与其保持电信号连接；体载信号处理器 205 接收压力传感器阵列 204 所感应产生的电子模拟信号，并将其转换成表示脉搏压力的数字信号。

这组表示脉搏压力 230 的二维地形图及其随时间而演变的数字信号，通过 25 电缆 108a 和信号通讯界面 130 被传输到计算装置 106；计算装置 106 对所传输来的脉搏压力数字信号进行处理，并将此信号重新格式成为一组比脉搏频率高

很多的有序频率间隔的二维脉搏压力地形图的数字图像和视频数据。进一步分析这组数字图像数据，得出有关脉搏压力二维地形图动态特征及其随时间演变的特定数字和文本数据。通过计算装置 106，所得到的数字和文本数据以及数字图像和视频数据被重新组合，并转换成连续脉搏压力地形图 125（如脉搏压力分布图线或模式）的电视频信号 123，通过信号通讯界面 130 传输并显示在图像监视器 122 上。

如果采取同步显示模式的话，当脉搏压力 230 的二维地形图的压力峰点沿着动脉脉搏流动方向移动，在图像监视器 122 上显示出的脉搏压力地形图及波形 125 也随之沿着该方向 60 移动。

10 对脉搏图像压力传感器阵列 204 的加压或减压动作，可以选择性地用电动的方式致动，首先通过按压键盘 120 或加压控制鼠标板 124（匹配用来加压器 202 的致动）的按键 126 来引入人为加压指示的数字输入数据组；然后计算装置 106 将这些数字输入数据组转换成相应匹配的模拟输入指令的信号流，而后作为相应匹配的模拟输入指令的信号流，同样通过电子信号通讯电缆 108b 被传递到加压器 202 上；可以通过适量单独调整对探测头 210、212 和 214 中的每一个的加压器 202 相应匹配的模拟输入指令信号的电量或电流幅度（参照显示在图像和视频监视器上所量测脉搏压力 230 数据），以取得医学诊断而言最优化的脉搏压力成图结果。

20 压力控制鼠标板 124 可以用来控制加压器 202 加压控制的手段，因为鼠标板 124 可以拥有与脉搏压力图像探测头 210、212 和 214 同样数目的电子模拟按键 126；不同程度地压迫或释放这些鼠标板 124 上的电子模拟按键 126，相对应的增压/减压动作具体通过加压器 202 对应作用在脉搏图像感应探测头 210、212 和 214 上。

25 图 4 为本发明的诊断装置 102 通过可拆卸护腕 140 应用病人手腕 18 的一个断面示意图。图 4 演示诊断装置 102 的三个脉搏探测头，命名为第一探测头 210、第二探测头 212 和第三探测头 214（以类似医师手上的食指、中指和无名

指)。如图4所示,脉搏探测头210、212和214被坚固地压附于病人手横越腕动脉脉搏区域16的皮肤30(及软组织32)上;由柔性护腕140所携带的刚性固定基板200,以可拆卸地方式将探测头210、212和214可靠地安置病人的手腕上(如图3所示)。

5 当一个动脉脉搏252沿着动脉血流向60流过动脉血管34,脉搏压力230被传递到三个脉搏图像感应探测头210、212和214,并被其所感测到;所指的感测是指由探测头210、212和214施加的对软组织附加压力所产生的效果。虽然脉搏参考点16倾向于寸口穴,应用诊断装置102感测人体肢干上的动脉血管,也可以选择其他部位进行。

10 图5为本发明的一个集成化的传感器阵列204的平面示意图。如图5所示,传感器阵列204由数个微型化的压力传感单元225组成,全体制做在一个刚性或柔性基板226平面上,有规则地间距排列。作为探测头210、212和214内部件之一的传感单元225,面朝下对着脉搏参考点16处的皮肤30(图2-3),用来连续地量测动脉血管34的脉搏压力。如图3所示,集成化的传感器阵列204
15 的纵向、横向,x轴和y轴,分别与动脉血管顺延和交叉。每个微型化的压力传感单元225触觉到通过传递指尖206传递的脉搏压力分布的相应部分,测量得到施加在自身的、传递到的脉搏压力230的总合力。这样,集成化的传感器阵列204(与其它每个探测头212和214的集成化的传感器阵列204一起),沿着动脉血管34纵向和横向在规则间距平面阵列位置上,将脉搏压力230分布
20 制成二维性质的地形图。虽然传感器阵列204倾向于包括至少八十个传感单元225,只要采集足够数量的脉搏数据点以获得充分的数据取样和满意成图与显示的分辨率,也可以使用比此数目或多或少的传感单元225。

如图5所示,任何一个微型化的压力传感单元225可以选择性地一个或多个不同类别的传感单元278来代替,用来感测非压力传感单元225所感测的机械力类型的数据。例如,所指不同类别的传感单元包括但不限于下列类型的传感单元:红外线278A、超声278B、X-光278C、电磁278D、核磁共振278E和热
25

敏感 278F；对从不同类别的传感单元 278 的数据的处理，可以和处理来自传感单元 225 的数据大体相同，以同样的二维的成图和显示框架模式，来动态地转换、感应、成图、显示和分析这些可感测到的不同类别的数据。

- 这些不同类别的传感单元 278 也能够以类似于传感器阵列 202 的方式制备，包含或不含压力传感单元 225，作为一个物理器件或芯管集成在同一个基板上；从这些不同类别的传感单元 278 的数据，再经过多路导向、初信号放大、数字化及信号组合，并单独或以任何形式的组合（包括或排除来自单元 225 的压力信号）传输到微处理器 107 和显示器 122 做分析和显示；同样，这些不同类别的传感单元 278 也可以在来自施压器 202 的相互差异外压作用下工作。
- 如图 6 所示，每个脉搏压力探测头 210、212 或 214 都包括一个电驱动施压器 202、体载信号初放大器/处理器 205、集成化压力传感器阵列 204 及一个脉搏压力传递指尖 206，以一个有序的叠层构形面对着皮肤 30 和软组织 32；集成化的传感器阵列 204 由数个在一个平面上有规则间距排列的微型化的压力传感单元 225 组成（如图 5 所示）；通过自己的微型压力-电信号转换器件 225 a，每个微型化的压力传感单元 225 都感应和测定脉搏压力传递指尖 206 所传递的局部压力，即局部压力的总和力。作为本发明实质内容，脉搏压力传递指尖 206 包括由多个压力传递微型柱体 280 组成的阵列，通过一个环绕所有柱体的固定装置分离并制备在一个平面上，并由一个柔性外皮层 284 包装起来；压力传递微型柱体 280 由柔性回弹材料制成，其性能类似于人手指弹性橡胶材料和聚合物材料；而每个压力传递微型柱体 280 被设置来直接与皮肤 30 和软组织 32 接触，因而将脉搏压力 230 以一个总和力的量测方式传递给一个压力传感单元 225 的微型压力-电信号转换器件 225 a。

- 以与图 6 所示不同的探测头设置，微型柱体 280 选择性地被省略掉，而压力传递指尖 206 整体全部由一种性能类似于人手指弹性橡胶材料和聚合物材料柔性回弹材料制成；此材料帮助将脉搏压力 230 以连续分布的形式传递到单独的那些微型化的压力传感单元 225 上。此外，与如图 6 所示不同的又一种探测

头设置,选择性地完全省略了压力传递指尖 206,而由传感器阵列 204 的那些微型化的压力传感单元 225 直接与外部皮肤 30 和软组织 32 接触,直接感应和测量脉搏压力 230。

图 6 所示的电驱动施压器 202,为一个板块状的能够沿垂直方向伸展或收缩的电驱动器件;因而,在达到所期望的外压水平面适当的电压或电流输入制动作用下,可以将压力传感器阵列 204 和压力传递指尖 206 (以及体载信号初放大器/处理器 205) 推向 (或拉离) 皮肤 30 和软组织 32。

图 7 所示为本发明的另外一种探测头 286,其中所述的三个压力传感器阵列 204 由一个单片的压力传感器阵列 288 取代,除了大小之外,这一压力传感器阵列 288 的特征都与每个压力传感器阵列 204 一致;这个单片压力传感器阵列 288 制备在同一个柔性基板上,延伸覆盖所有三个探测头 210、212 和 214,并夹携在三个压力传递指尖 206 和三个电驱动施压器 202 之间。在这种设置下,三个压力传递指尖 206 的每一个都通过机械力传递机构 289 与到单片压力传感器阵列 288 连接,这一机械力传递机构 289 由枢轴 294 铰联成系列的三个板件 290 (与探测头 210、212 和 214 一对一) 组成;此外,铰联部件 (例如球或圆柱等) 292 安置于每对板件 290 和三个电驱动施压器 202 之间,以协助通过机械力传递板件 290 介于施压器 202 和单片压力传感器阵列 288 的机械力传递;铰联部件 292 与被铰联的板件 290 联合作用,在介于施压器 202 和单片压力传感器阵列 288 传递机械力,而即使当通过那些施压器 202 施加差异性的外部压力时,也不会导致在单基片设置的压力传感器阵列 288 处产生应力集中。相应地,这个单片压力传感器阵列 288 是被三个除此之外有别而相互独立运作的探测头 210、212 和 214 共享。

如图 1-7 所示,电驱动施压器 202 可选用任何类别的小型电动转换器件 (如制动器),能在适当的激活制动指令作用下完成线性平面运动的机械转换;首选的运动范围从 0 到 2 厘米。所包括的电动转换器件包括但不限于:微型化的步进电机、叠层板状压电传感器、磁导传感器和微型化的液体压力泵;例如,

所述的施压器 202 可以通过以下图 8-10 所示的设置来实现。

如前文所述，此装置操作者通过输入装置 120（如键盘）或鼠标 124，来对脉搏图像感应探测头 204 施加外压。一旦接受到操作者的输入指令，参照显示在监视器上所测量到的脉搏压力数字视频信号，计算装置 106（包括微处理器 107）产生一组施加外压的电压或电流控制信号，发送到每个在脉搏图像感应探测头 210、212 和 214 上的电动施压器 202，达到所期望的外压施加数量水准。通过电子信号通讯电缆 108a 和 108b，这一相应的电压或电流控制信号将激活电动施压器 202，或将脉搏探测头 210、212 和 214 的其余部分（即集成化压力传感器阵列 204 和传递指尖 206）向动脉血管 34（皮肤 30 下面）方向压下，
10 或将其拉离，如此调整感应和测量到的脉搏压力分布地形的压力水准。

图 8 为本发明带有作为加压器 202 的微型化步进电机 302 的脉搏探测头 300 的一个截面图。步进电机 302 包含一组定子磁极 310 和一个母配转子磁极 312 以及转轴 314 和轴承 316，也包含互对螺纹 318 和 320 以及固定圆片 322；传感器阵列 204 被固定安装在圆片 322 的一面。通过计算装置 106 对步进电机
15 302 电动激活，圆片 322 被线性向前推动以将附带的传感器阵列 204 压向病人脉搏参考点 16 的皮肤 30。一个原位电容传感探测头 329 被镶嵌在母螺丝 320 和固定圆片 322 上，用来原位移动中的测量固定圆片 322A 相对转轴 314 也即相对皮肤 30 的线性移动距离；这一测量到的线性移动距离跟踪通过探测头 300 在脉搏参考点 16 处对动脉血管 34 施加外压的水准。

20 图 9 为本发明作为加压器 202 的磁导传感器 352 的脉搏探测头 350 的一个截面图；磁导传感器 352 为板状，相间在刚性支撑板 200 和传感器阵列 204 之间，通过计算装置 106 引入激活加压器 202 所需的电流作用，依靠导入电磁场以及永久磁极 354 和由环绕线圈 356 所导入磁场之间的相互作用，使磁导传感器 352 产生垂直方向的运动，将传递指尖端 206 移出或移向动脉血管 34。

25 图 10 为本发明作为加压器 202 的液压施压器 362 的脉搏探测头 360 的一个截面图；液压施压器 362 与作为加压驱动装置的外设液泵 363 和作为液压流

体的液压蓄池 364 联合作用；通过计算装置 106 引入激活加压器 202 所需的电流作用下，外设液泵 363 将液压传递流体或气体冲入或抽出液压蓄池 364；液压蓄池 364 内流体容量的增加将对一个外力推动传递指尖 206 和动脉 34 产生作用；由于刚性支撑基板 200 和柔性护腕 140 的方式，将液压转换到动脉 34 上的动作得到加强，支撑基板 200 和柔性护腕 140 均为可拆卸地环绕在手腕 18 上(如图 2 所示)，因此，成为液压蓄池 364 的刚性背板。

最后，同样如图 10 所示，发明所指的脉搏探测头 370 选择性地包括平板压电传感器 370 作为传感头自身的施压器（即施压器 202）；这里在外通过计算装置 106 激活而施加的电场作用下，压电传感器 370 被设置以实现选定的厚度扩展或收缩。

如图 11，系统地描绘探测头 210、212 和 214，各自通过皮肤 30 对动脉血管 34 施加不同的压力；具体而言，来自第一探测头 210、第二探测头 212 和第三探测头 214 所产生的第一个压力 382、第二个压力 384 和第三个压力 386，一序列对动脉 34 分别施加不同的压力；在通过计算装置 106 选择性的启动动作下，第一个压力 382、第二个压力 384 和第三个压力 386，分别由每个对应的探测头 210、212 和 214 上的施压器 202 产生。如图 11 所示，由第二压力 384 和第三压力 386 所导致的较大外压力与由第一压力所导致的较小压力，实际上推动脉搏或脉搏压力峰驼 45 顺流向 60 方向漂移。

虽然图 11 只是演示一个确定的压力组合，根据其兴趣，医疗从业人员可以规定其他任何形式的第一、第二和第三压力组合，在方向和幅度上有所不同；同时，如同前文及图 2 至 3 所述，三键鼠标 124 可以让用户直接指示外压的升和降动作及控制外压的方向和幅度。

图 11 所演示的差异性外加压力的效果在图 12 具体做了显示。如图 12 所示，监视器 122 显示出的一个脉搏压力地形图图像和波形 398，是由计算装置 106 从由探测头 210、212 和 214 感测到的脉搏压力地形图数字信号产生的；波形 398 显示出脉搏压力峰顶 392 与这一差异性外加压力相对应的位置漂移迹象。

当第一压力 382 反向而施加压力于动脉血管 34 (选择性地包括第二压力 384), 第三压力也逆转减低对动脉血管 34 的压力, 导致这一差异性外加压力发生逆, 以至脉搏压力峰顶 392 有迹象沿着动脉 (近似地) 向上游漂移。

虽然图 2 所示的可拆卸护腕围带 140 提供一种可拆卸安全固定诊断装置
5 102 于参照点 16 (如寸口穴) 的便利的机构, 其他固定方法也可以同样适用。例如, 本发明的另一个手腕固定装置能够替代可拆卸护腕围带 140 以帮助更稳定地放置探测头 210、212 和 214 于动脉血管 34 上。结合图 13、14 和 15, 以下对这种手腕固定装置做具体描述; 除了在腕固定装置上产生外压的聚焦点 16 不同之外, 每一个图示所指的设置都具有非常相同的结构。

10 如图 13 所示, 本发明的手腕固定装置 400 指定为一个基本上刚性的框架, 组成部分包括数件可以相对运动而可松懈和锁定的板件, 相互联合作用部分或全部环绕手腕成为一个锁定的架构。手腕固定装置 400 被设置以将那些感测探头 210、212 和 214 稍紧密地按压在参照点 16 的皮肤 30 上与动脉血管 34 接合; 手腕固定装置 400 包括框架基础部件 402 和 404、带有可滑动延伸梁 408 的上
15 梁件 406、头件 410、旋转体 411、指件 412 和横梁 420。

在手腕固定装置 400 底部, 横梁 420 从框架基础部件 402 延伸并可滑动地与基础部件 404 连接, 以便调节基础部件 402 和 404 之间的间距。上梁件 406 可滑动地与基础部件 404 连接, 因此用来调节相对基础部件 404 的高度。头件 410 与延伸梁 408 连接, 用来与上梁件 406 连接并相对其线性滑动。作为头件
20 410 一部分的一个旋转体 411 和/或延伸梁 408, 为选择固定头件 410 相对上梁件 406 和手腕 18 的角度提供了方便。最后, 机械手指 412 可滑动地沿头件 410 延伸, 以准确而稳定地将传感器阵列 204 放置在脉搏参考点 16 处; 如图 13 所示, 施压器 202 装在机械手指 412 的外端 458 处, 直接对脉搏参考点 16 施加外力。

25 手腕固定装置 400 可以有选择地包括数个软衬垫 430、432 和 434, 提供舒适和确保框架基础部件 402、404 和上梁件 406 帖身稳定地环绕手腕 18; 理

所当然，手腕固定装置 400 可以随意改变其大小，以用于人体其他肢干，如：小腿、手指等将压力传感器应用于其他部位的动脉血管。

图 14 所示的手腕固定装置 450 具有手腕固定装置 400 (图 13) 几乎相同的特征和属性；不同之处在于不是采用手腕固定装置 400 的机械手指 412 的外端 458 处 (图 13)，而是以手腕固定装置 450 的头件 410 作为聚焦点，通过施压器 202 来产生外加压力；外加压力产生在头件 410 处产生，并向下传递到机械手指 412，以达到对探测头 210、212 和 214 施加外力，最终通过皮肤 30 施加在动脉血管 34 上。

图 15 所示的手腕固定装置 475 同样具有手腕固定装置 400 (图 13) 几乎相同的特征和属性；不是在手腕固定装置 400 的机械手指 412 的外端 458 处 (图 13)，而是以腕固定装置 475 的旋转体 411 作为聚焦点，通过施压器 202 来产生外加压力；外加压力以围绕旋转体 411 的转矩形式产生于旋转体 411 处，并通过头件 410 向下传递到机械手指 412，达到对探测头 210、212 和 214 施加外力，最终通过皮肤 30 施加在动脉血管 34 上。

如前文图 2 所示，本发明所述的装置 100 包括诊断装置 102，以及与之联合运行的计算装置 106、监视器 122、鼠标 124 和输入器件 120。本发明图 16 所示的装置 600 与图 2 所示的装置 100 具有完全一致的特征和表现；只是图 16 所示的装置 600 对本发明装置 100 的各个组成部分的信号通讯、各自功能和相互作用作出更加详细的演示。

装置 600 至少由下列部分组成：外存储器 610、信号通讯界面 611、内存存储器 612、输入接口 614、输出接口 615、信号放大器 616、模拟信号多向导通 (路由) 器 205、模拟-数字信号转换器 618，以及上文所述的计算装置 106 (如：微处理器 107)、鼠标 122、输入器件 120、传感器阵列 204 和施压器 202；与装置 600 相关的各种电信号和压力包括：脉搏压力 620、所感测到的脉搏压力 622、施加于传感器阵列 204 背面的附压力 624、所选择的模拟信号 630、放大的模拟信号 632、数字信号 634、施压控制信号 640 和路由控制信号 642。

脉搏压力 620 首先通过某个集成化压力传感器阵列 204 上的微型化的压力传感单元 225, 被感测并转换成脉搏压力的模拟电子信号 630; 体载信号初放大器/处理器 205 对所有微型化的压力传感单元 225 所感测的模拟电子信号 630, 进行连续的多路信号路由(以远大于心率的频率逐行扫描的方式为首选)、

5 信号初放大和模拟-数字信号转换; 之后, 体载信号初放大器/处理器 205 将脉搏压力 620 的数字信号 634 (通过附图所示的电子信号通讯电缆 108) 以按时序组织的方式进入输入接口 614 传送到微处理器 107; 微处理器对所收到的脉搏压力数字信号 622 进行数字分析, 并将其转换成脉搏压力分布帧频影像 123 (图 3), 通过信号通讯界面 611 输送到并显示在监视器 122 上。这样一来, 通过集

10 成化压力传感器阵列 204 感测成图的脉搏压力 230 及其二维地形图 (图 30), 就能以可显示的数字帧频影像 123 在监视器 122 上视觉化而显示出来, 包括脉搏压力地形图和波形, 以及从微处理器 107 得到的有关不可见 脉搏压力及其二维脉搏压力 230 的地形图动态特征的数据。

脉搏压力地形图的数字图像数据, 是一组时间序列的多个帧频画面跨越一个或多个脉搏周期所构成的; 微处理器 107 对这组脉搏压力地形图的数字图像数据进行数字化分析, 以确定脉搏压力的动态特征, 帮助下一步对病人病理状况的诊断; 所指的脉搏压力动态特征包括但不限于: 脉搏速率或频率、韵率、饱满度、平滑度、移动性和力度、以及峰压值的变化率; 也同样包括脉搏压力峰顶在差异性外压力作用下的水平移动及其速度 (即不同的施压器 202 通过对

15 应的传递指尖 206 透过皮肤 30 对动脉血管 34 施加不同水平的外压力)。凭借这些脉搏压力的动态特征, 可以客观地鉴别脉搏种类 (脉相)、确定脉搏的力度; 这些有关脉搏压力动态特征的数字和文字数据, 都可以与数字图像数据组合, 转换成一个连续的数字帧频影像信号 123 在显示器上 122 显示出来。

装置 600 更为适当地包括一个或多个作为外围存储器 610 和/或内存储器 612 (触微处理器所需的挥发性存储器之外) 的数据存储器, 通过通讯界面 130 (图 16 中标示为界面 611) 与微处理器 107 保持实体和电信号连接。任何由微

25

处理器 107 收集和产生的数据组，如二维脉搏地形图的数字图像数据和病人的身份辨认信息，均可永久性地（当然如果需要的话也可能临时性地）存入数字存储器 610 和 612，为日后取回、重新使用和传递。

5 内存储器 612 和外围存储器 610 由数字化数据存储器件构成，包括但不限于：磁带、软驱磁盘、光盘或硬盘以及闪存芯片，能够将期望容量对病人脉搏状况和诊断至关重要的数据组永久性地存储下来；这些包括但不限于下列数据：脉搏压力的数字信号、脉搏压力地形图的数字图像信号、有关脉搏压力动态特征数值和文本数据，以及脉搏压力地形随着时间而演变的数字帧频影像数据。

10 如图 17 所示，系统装置 600 可以选择性地改装成装置 650，除了使用无线信号接收器件 652 和 654 来完成计算器件 106 和诊断装置 102 之间的数字信号和数据双向传输之外，具有相当一致的特征和表现；装置 650 的特别之处在于信号（如数字信号 634）是以无线的方式分别在无线信号接收器件 652（既无线信号发送和接收组合器件）和 654 之间发送和接收的；这一无线信号通讯通
15 道既用于将诊断装置 102 所采集的数据传递到计算装置 106，也用来将控制信号从计算装置 106 传递到诊断装置 102。

本发明所述地方法也包括利用从诊断装置 102 所采集的数据和计算装置 106，从对应于压力传感器阵列上单一压力传感单元 225 的测量点位置及数据矩阵，生成二维矩阵形式的计算脉搏压力分布值帧频影像。沿着纵向数行（即 X-
20 轴所示方向）和横向数列（即 Y-轴所示方向）的这些动脉脉搏参考点 16 区域内的离散量测点处，这一数据矩阵给定跨越一个或多个探测到的脉搏循环（以时间散点的形式）时间段内的脉搏压力 230 地形图的相应离散值。从这一数据矩阵，通过微处理器 107 能够识别在制定时间段内脉搏压力 230 地形图的最大值即峰值。此外，一个脉搏循环短暂的静止期内，脉搏压力 230 地形图为一个
25 没有明显高压点及顶峰的、相对平缓的平原；因此，可以选定脉搏循环短暂的静止期内的某一时刻所感测成图的脉搏压力，用来计算一个参考压力值。

- 以所述参考压力来建立一个基准线,脉搏压力 230 地形图之压力顶峰的上升速率可以做定量地评价,以进一步推算出有关脉搏压力力度的数字信息;这样,利用所确定脉搏压力数据的一个参考基线,使用者可以在测量和计量动态施加压力的过程中,定量地和客观地比较病人在脉搏参考点处脉搏的“力度”;
- 5 通过选择性地改变所施加的外压力,以改变脉搏压力地形分布形态。

包括所在位置的移动在内,所述压力顶峰的某些动态特征可以非常容易地以数字的方式推算出来,作为客观参数用于诊断;例如,压力顶峰在动脉参考点 16 处的水平移动速度可以用众所周知的数学计算方法类确定;利用脉搏压力地形图的数据矩阵,使用者可以确定病人生理方面的各种状态条件。

- 10 例如,沿着动脉血管平行设置成列的也称“电子手指”的脉搏图像感应探测头的数目,不仅仅只限于二或三个。此外,所述装置也不仅限于人手腕处的脉搏进行触觉感应和图像生成;对脉搏图像感应及互动施压组件的柔性绷带固定装置做适当的修改,所述发明装置也同样能用于人体其它部位的脉搏点,如人体上颈部的两处,甚至可以用在动物的某些脉搏点处。

- 15 利用本发明的装置和方法,可以对人体动脉脉搏的二维脉搏压力地形及其动态变化过程进行触觉感应、形成图像、信号传输、各种分析和特征化处理;不仅如此,此装置和方法能够用来在每个不同动脉脉搏探测区域上,以互动的方式对动脉施加可控的和精确的外部压力;本发明的装置和方法以此有望提供较传统的三指脉压触觉和评估方法为客观的方法。

- 20 虽然上文描写和说明的是一些具体的实施方案,但只是为了说明首选实施方案;在不脱离本发明所包括范畴的前提下,业内具有一般技能的专业人士都会认可:多种不同或类似的实施方案可以用来替换上文描写和说明的这些具体实施方案;那些具有化工、机械、机电学、电子、医疗和计算机领域技术知识的人士都会比较容易地认识到这一事实。而此发明申请的目的是包括所述首选
- 25 实施方案的任何改良和变化;因此,明确地讲,本发明仅限于自身的权利要求和对应的条款。

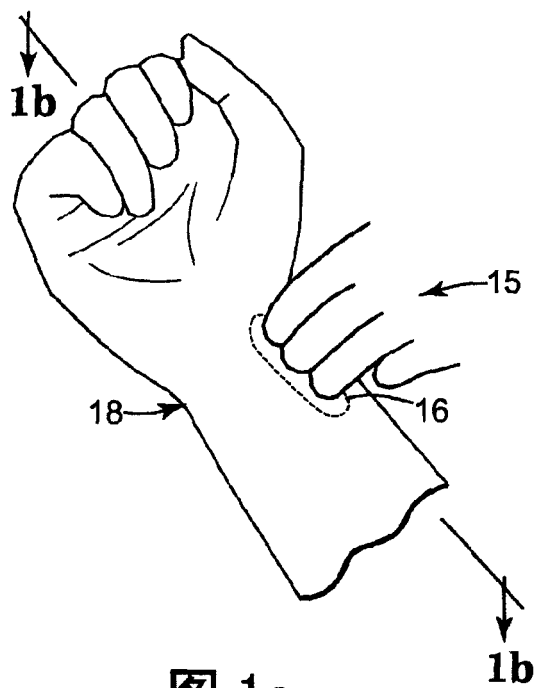


图 1a

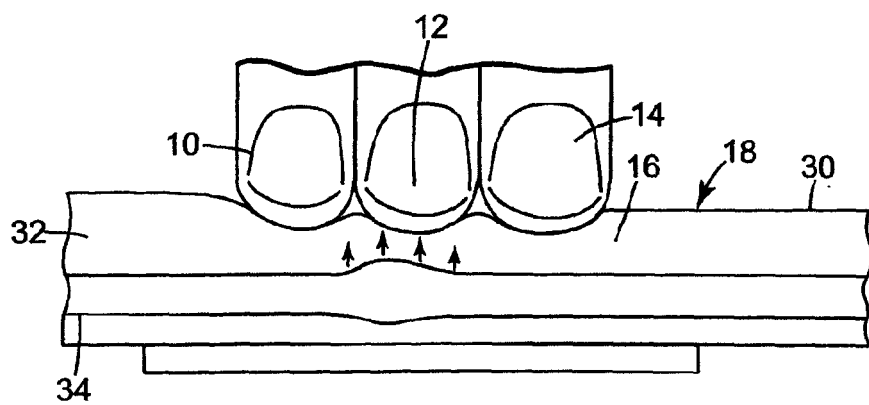


图 1b

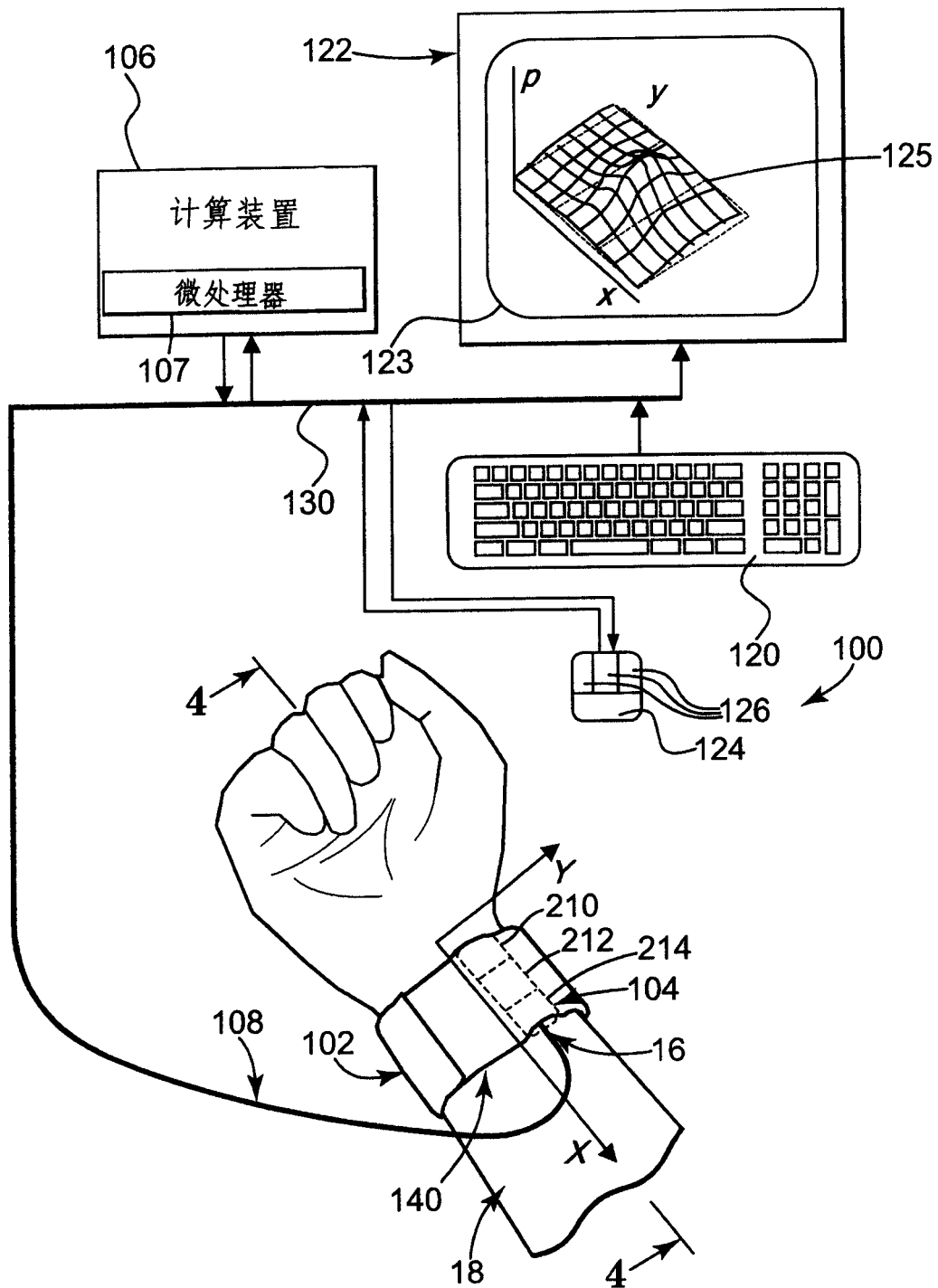


图 2

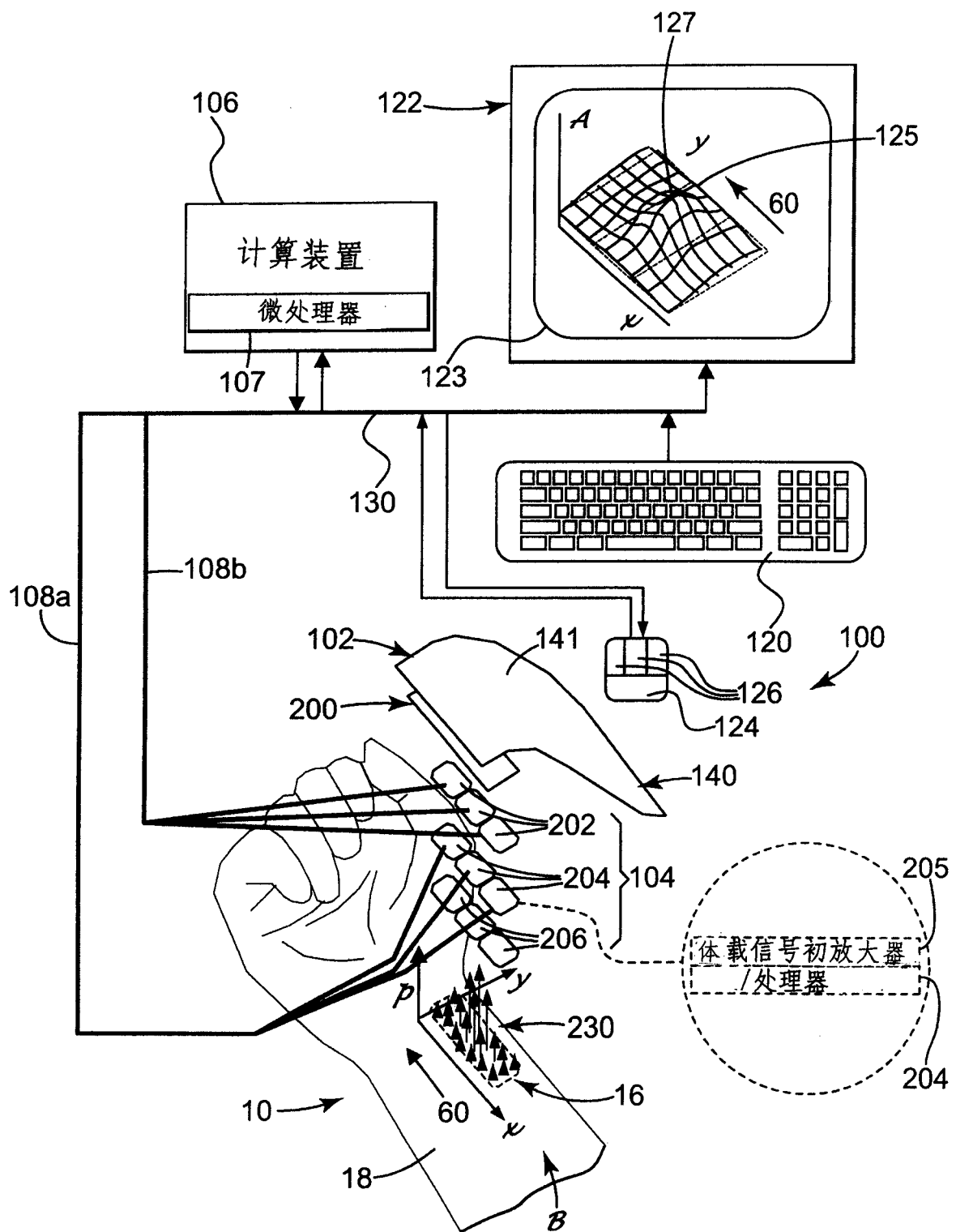


图 3

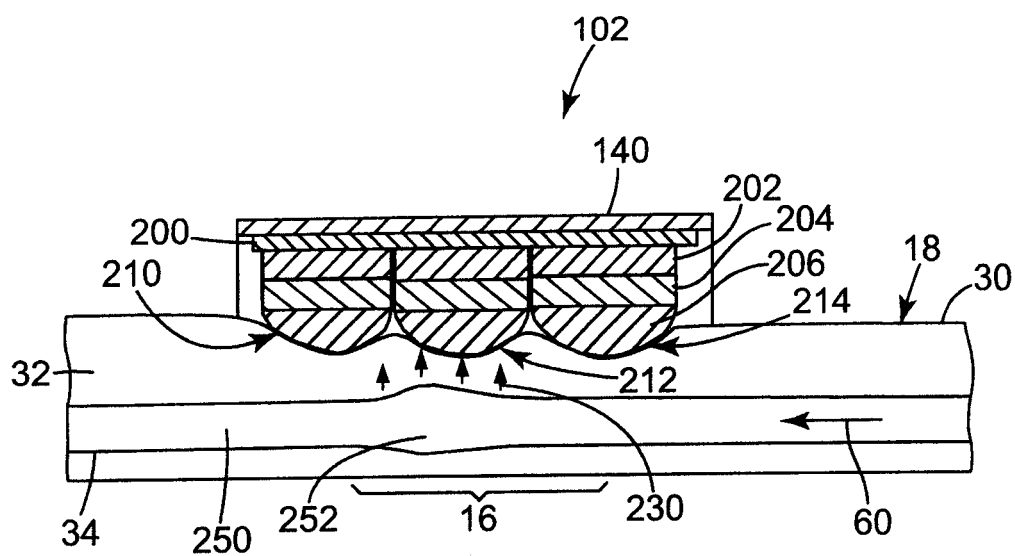


图 4

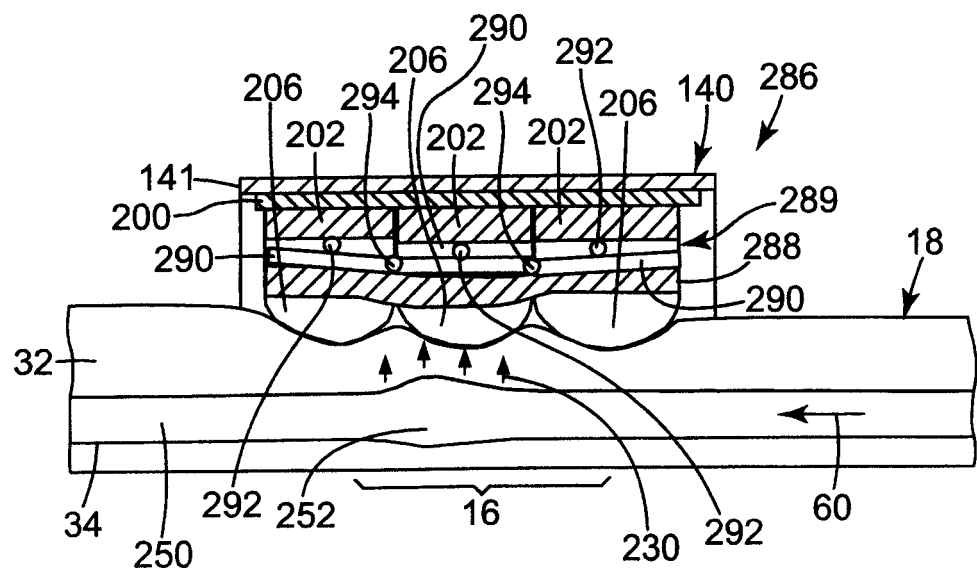


图 7

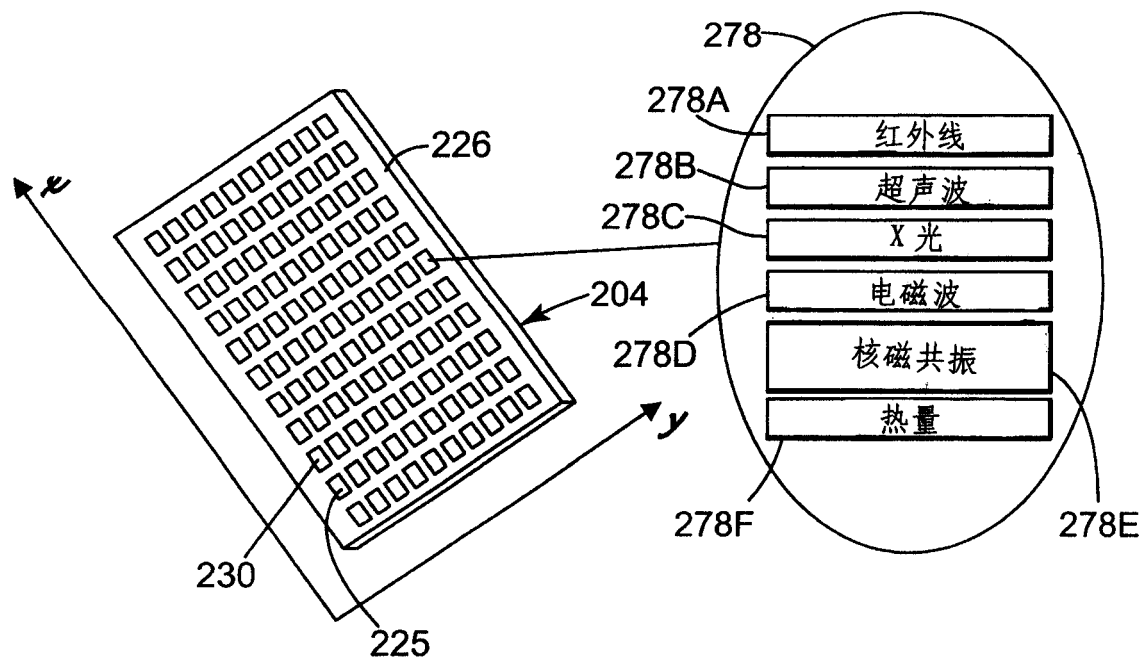


图 5

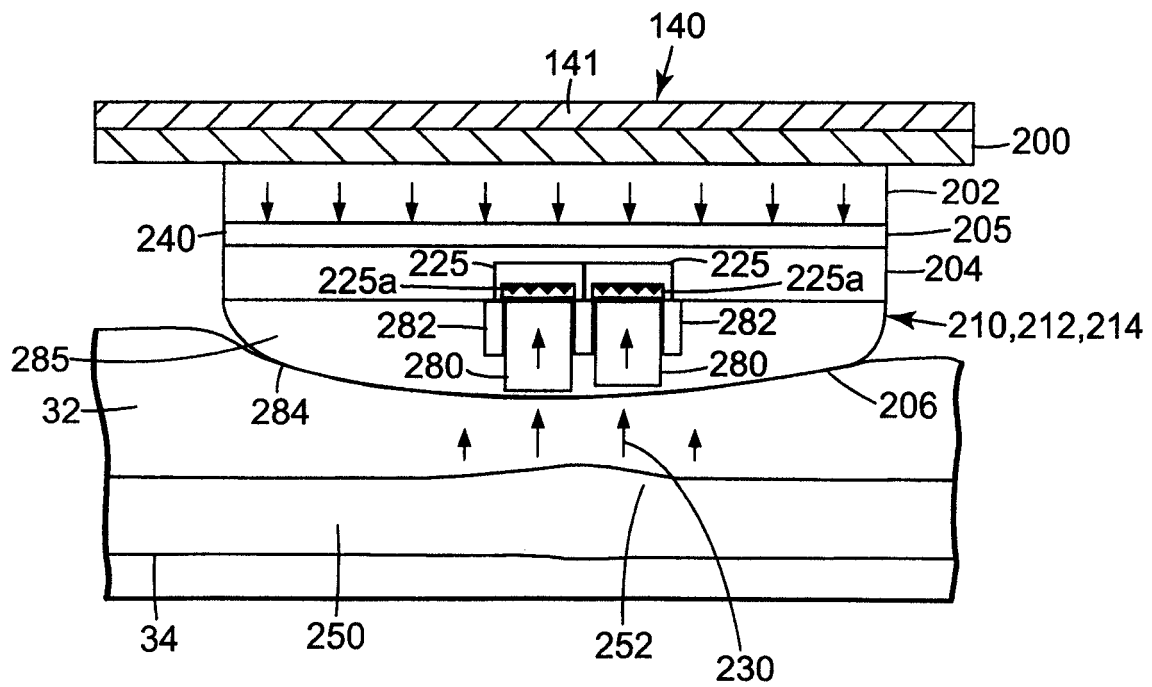


图 6

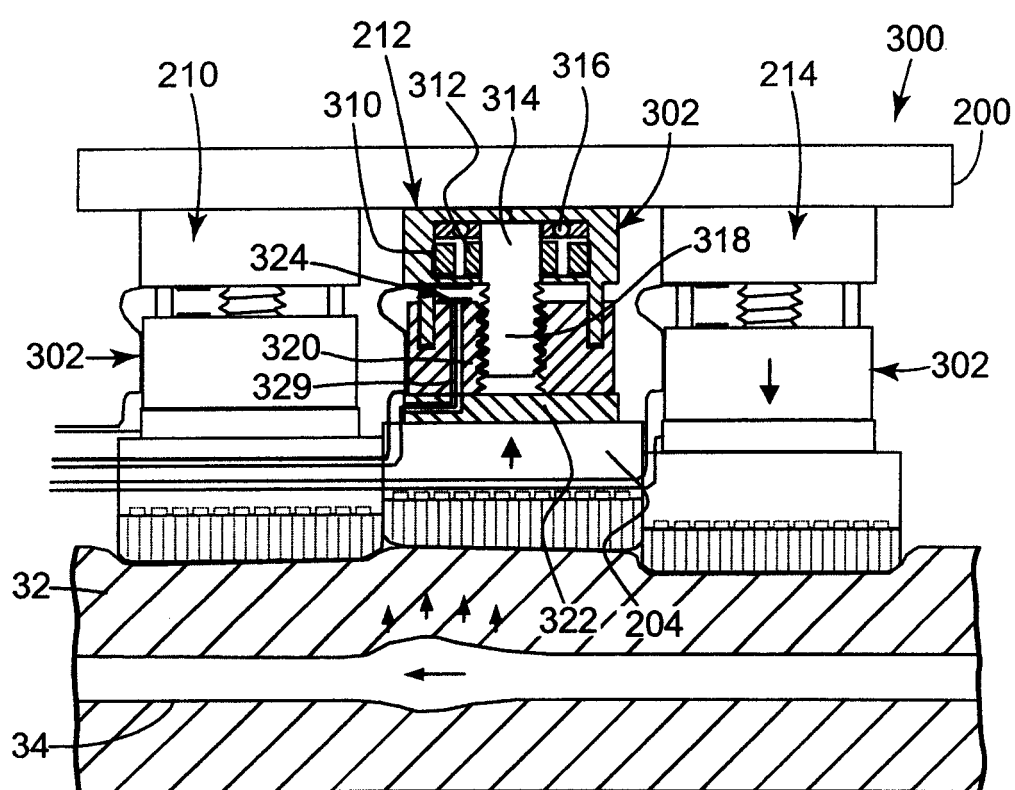
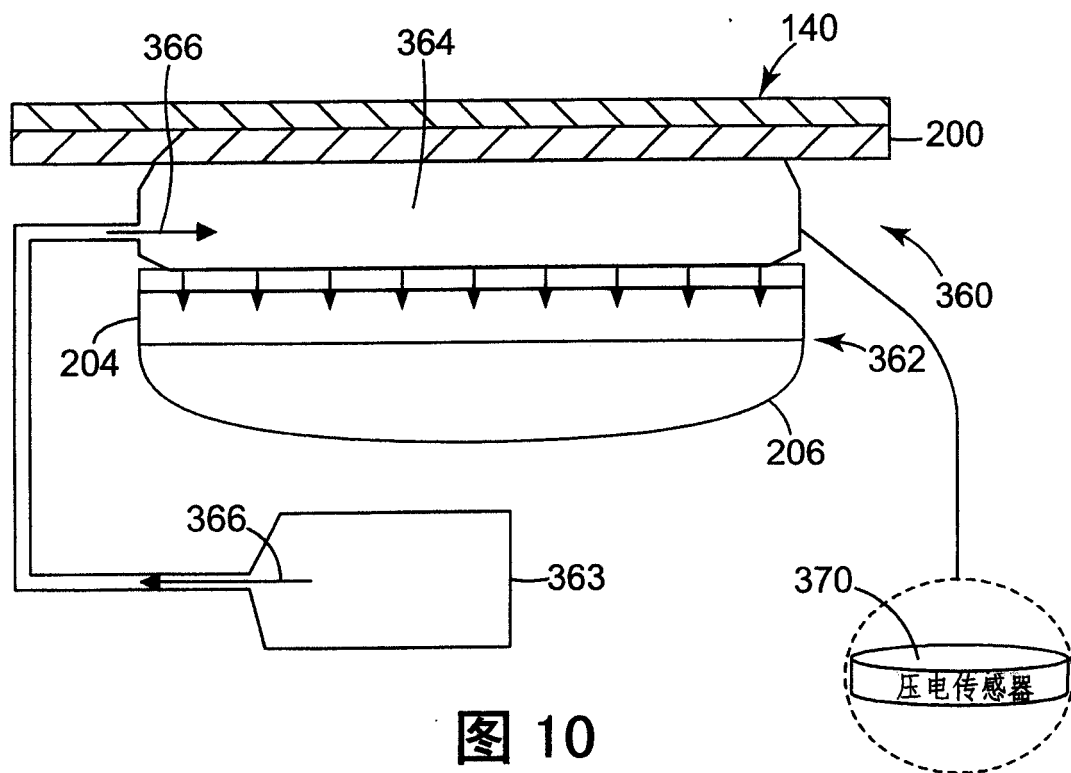
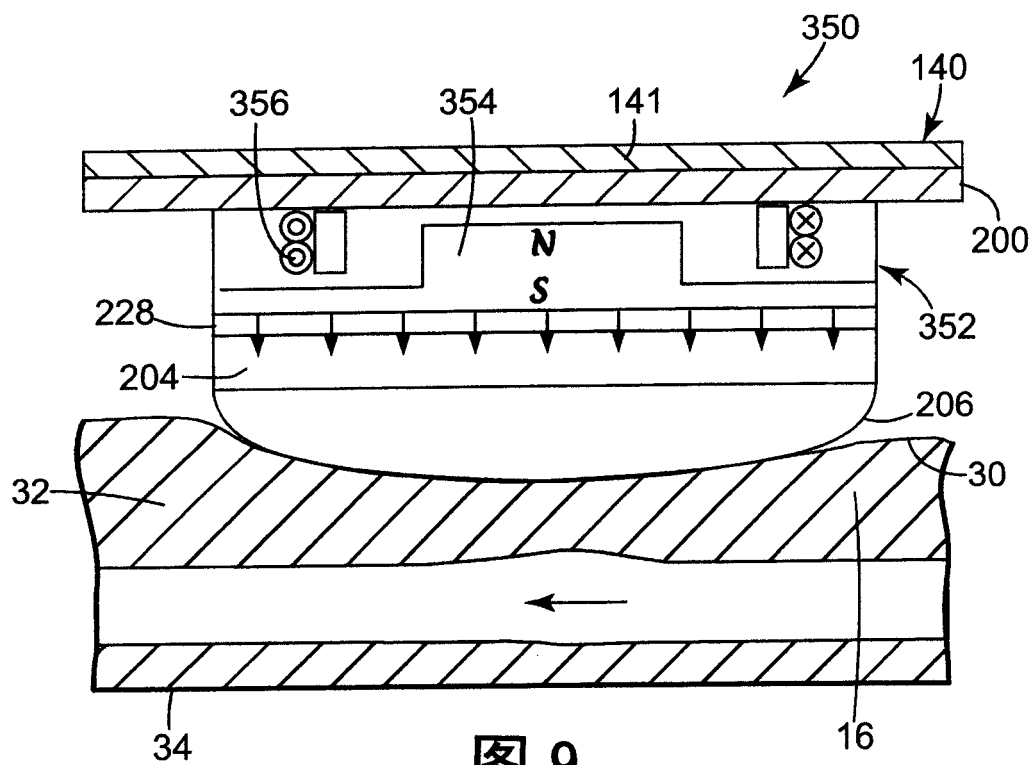


图 8



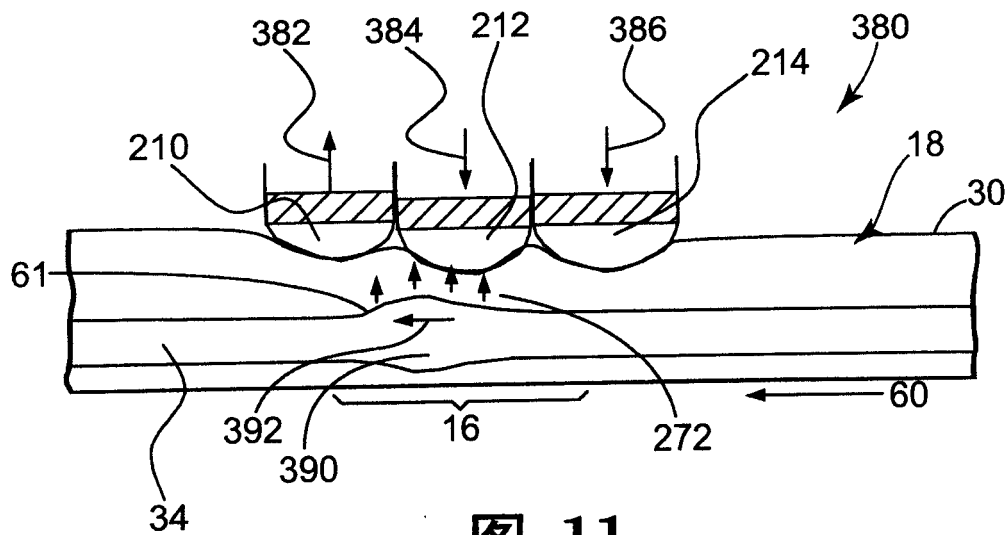


图 11

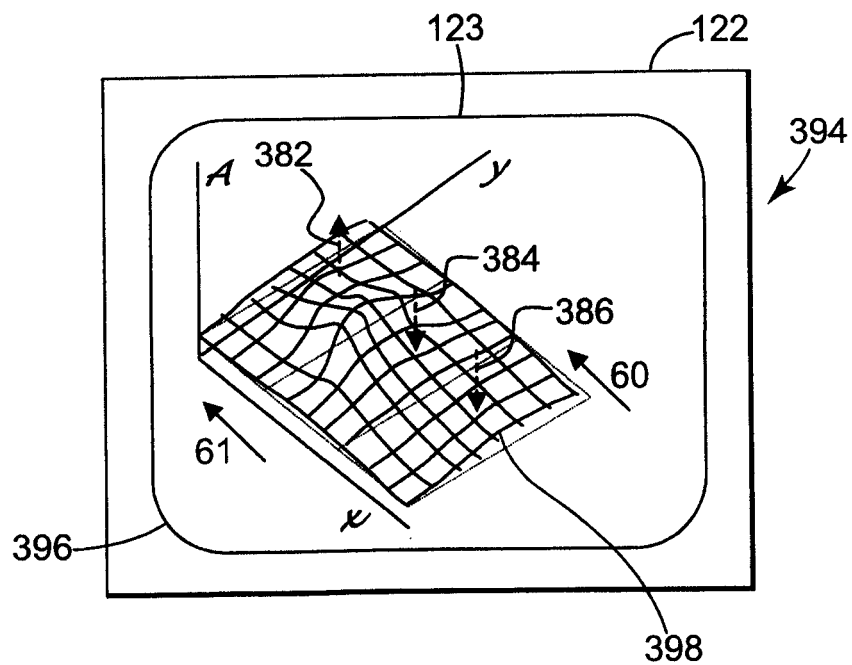


图 12

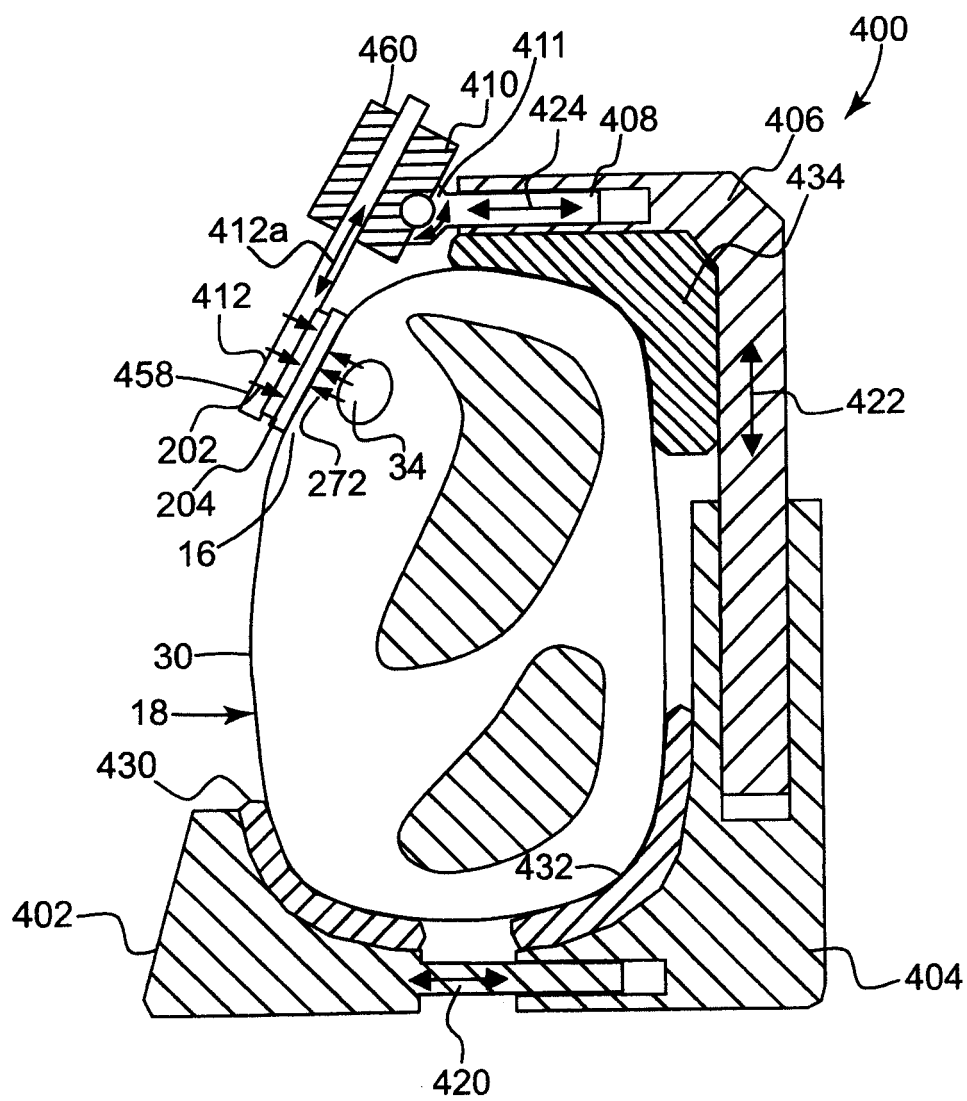


图 13

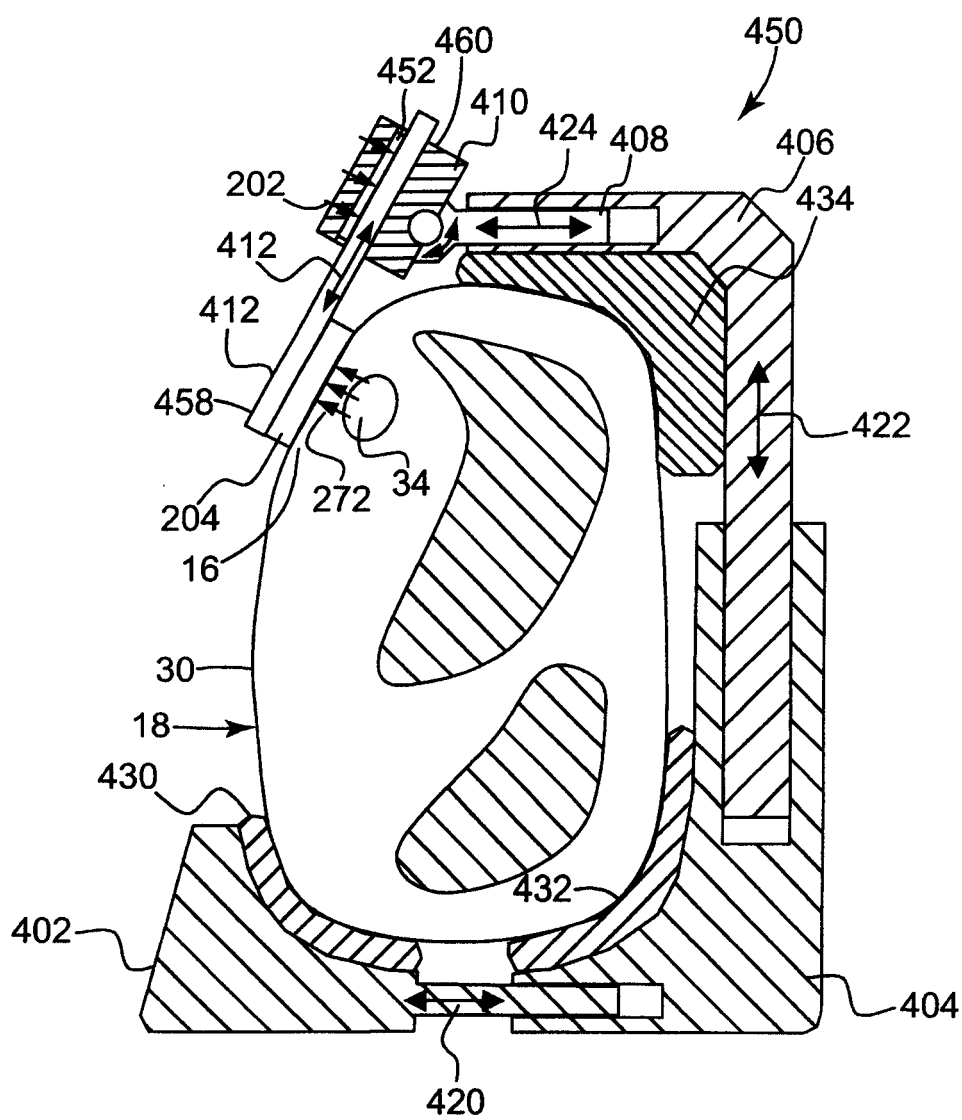


图 14

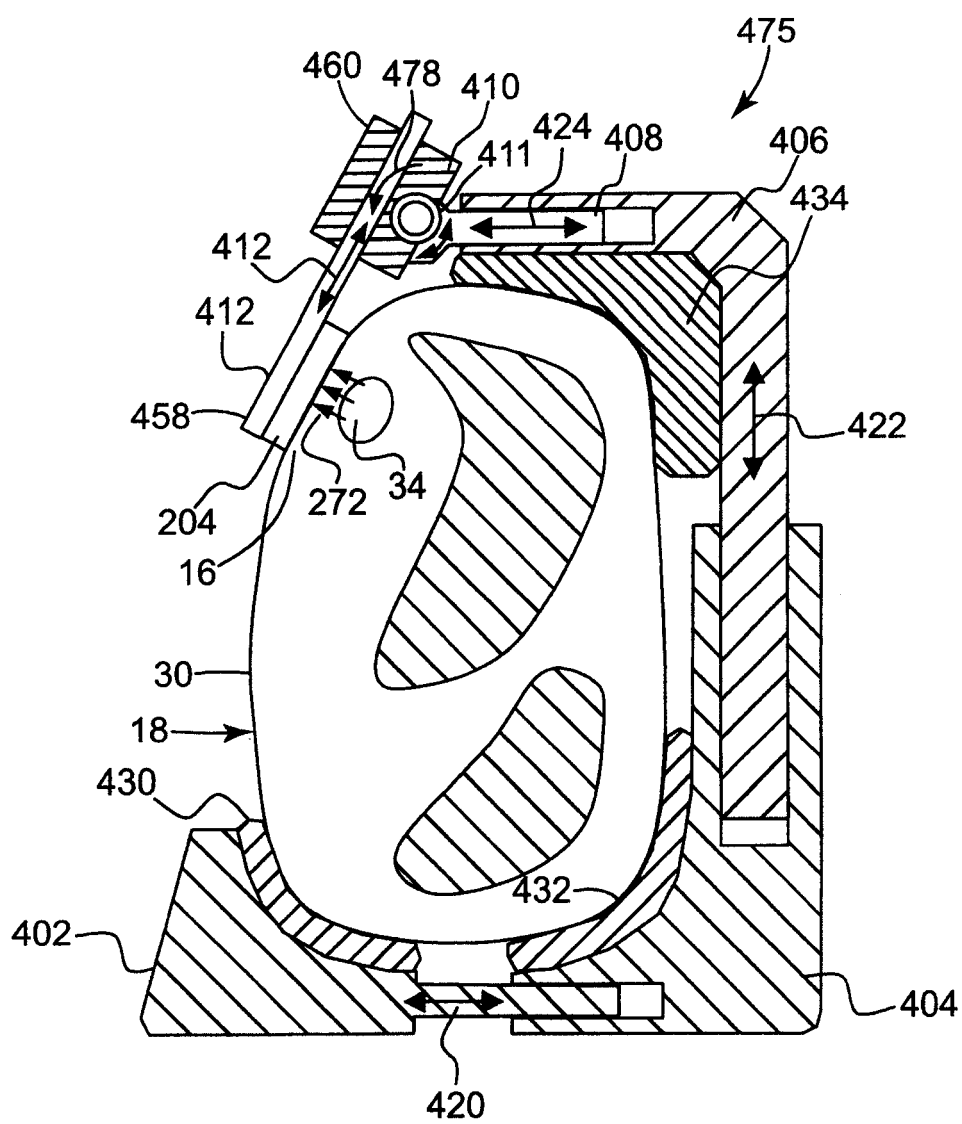


图 15

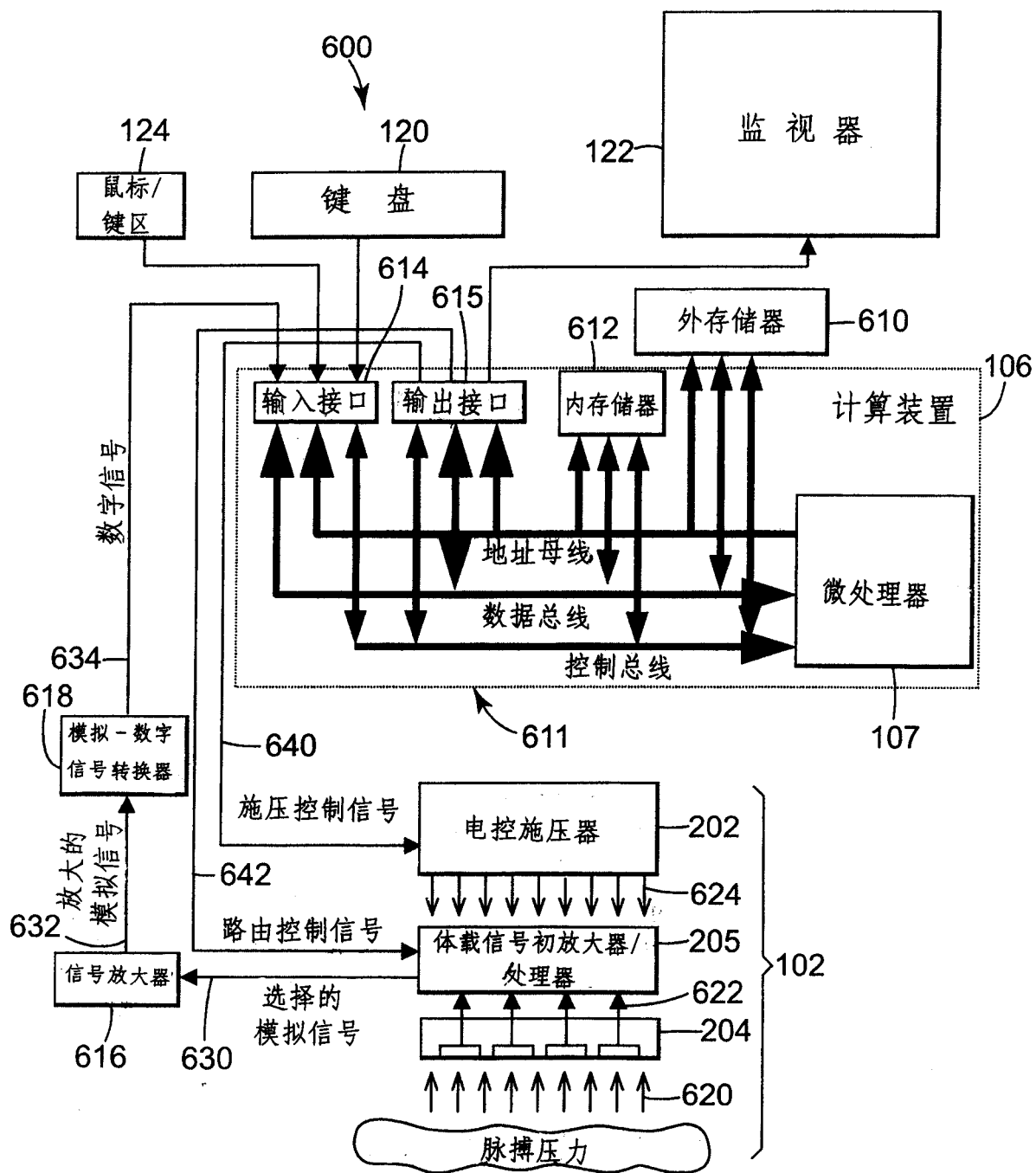


图 16

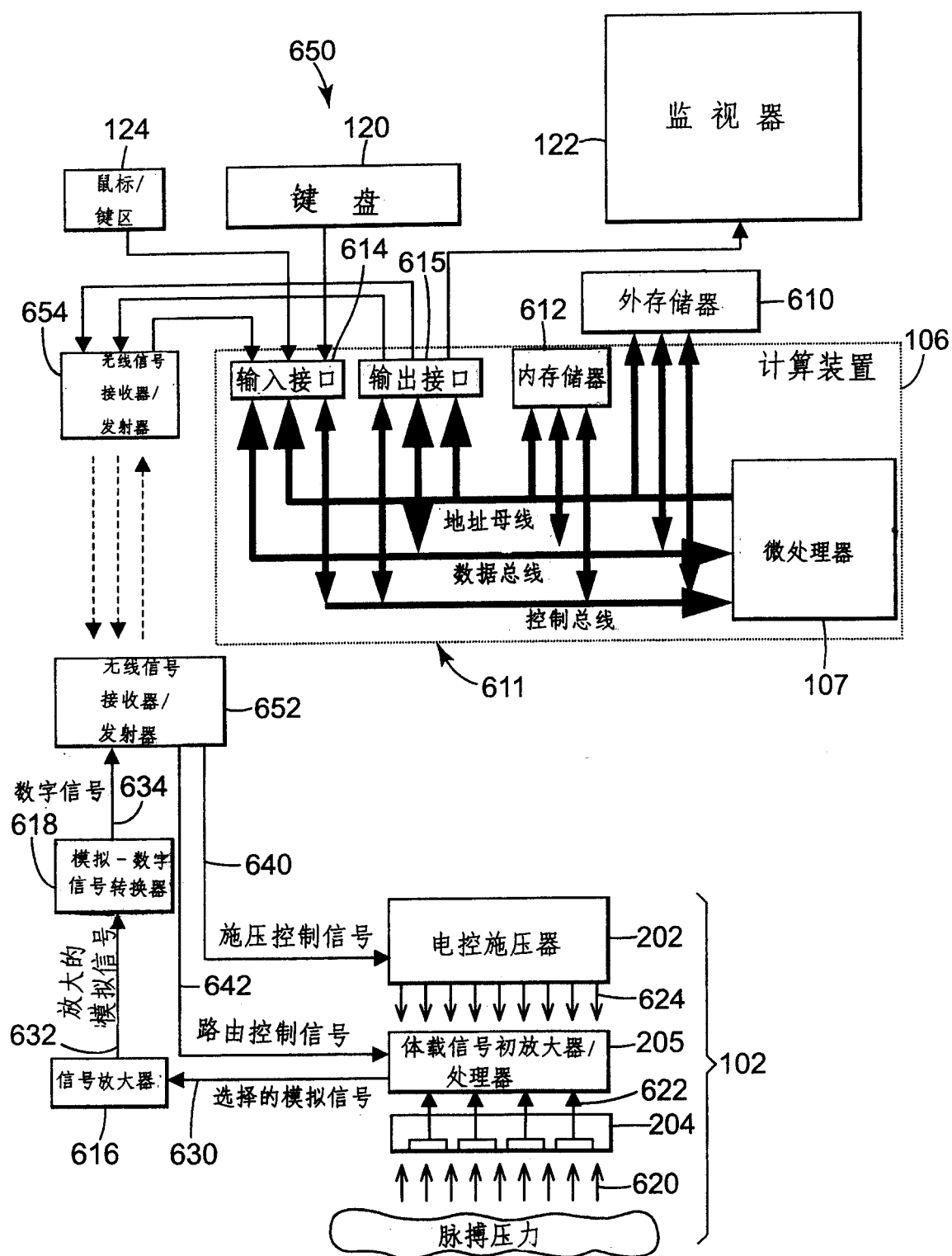


图 17

专利名称(译)	脉搏诊断装置		
公开(公告)号	CN1638693A	公开(公告)日	2005-07-13
申请号	CN03805049.8	申请日	2003-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	河·H·黄		
申请(专利权)人(译)	河·H·黄		
当前申请(专利权)人(译)	上海丽恒光微电子科技有限公司		
[标]发明人	河H黄		
发明人	河·H·黄		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021 A61B5/05		
CPC分类号	A61B5/681 A61B5/01 A61B5/021 A61B5/4854 A61B6/4233 A61B2562/0247 A61B2562/046		
代理人(译)	刘芳		
优先权	60/360685 2002-03-02 US 10/375686 2003-02-27 US		
其他公开文献	CN100335004C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明所述的脉像诊断装置包含多个相互关联、侧向序列排列的探测头组，其中每个探测头均被设置与人体肢干动脉血管附近的肌肤接触；每个探测头都包括设置来感测动脉血管脉搏压力的压力传感器，以及安置在压力传感器上电驱动加压器，用来在感测脉搏压力的过程中，通过压力传感器施加外力，以穿过肌肤对动脉血管施加压力。

