



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105264542 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201480011088. 5

(22) 申请日 2014. 02. 06

(30) 优先权数据

61/761, 665 2013. 02. 06 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/015145 2014. 02. 06

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/124167 EN 2014. 08. 14

(71) 申请人 索纳维森股份有限公司

地址 美国佛罗里达

(72) 发明人 R·M·施米特 R·A·克雷格

(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 11038

代理人 马景辉

(51) Int. Cl.

G06K 9/00(2006. 01)

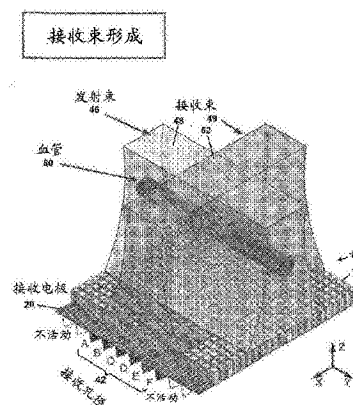
权利要求书2页 说明书11页 附图11页

(54) 发明名称

用于对嵌入手指组织内的皮下结构进行三维成像的生物特征感测设备

(57) 摘要

一种用于从指纹的特征中获取生物特征数据并且获取嵌入在手指组织内且位置与指纹相关的皮下结构的特征的系统, 装置和方法。



1. 一种生物特征感测装置,包括:

压电陶瓷元件的阵列;

用于激发所述元件和用于监控每个所述元件的运动的一组电子设备;

所述电子设备和所述元件在第一模式中可操作以用于获取第一组数据,该第一组数据编码手指的指纹的至少一个二维图像,并且在第二模式中可操作以用于获取第二组数据,该第二组数据编码位于嵌入在所述手指内的组织内的一个或多个皮下组织结构的至少一个三维表示,并且其中

所述电子设备被软件控制,所述软件被配置用于识别生物特征标记和用于记录在所述指纹和一个或多个所述皮下组织结构之内和之间的生物特征标记之间的相对位置的定量表示。

2. 根据权利要求 1 所述的生物特征感测装置,其中所述第二组数据被采用以识别和定位在所述皮下组织内的血管结构。

3. 根据权利要求 1 所述的生物特征感测装置,其中所述第二组数据被采用以识别和定位在所述皮下组织内的骨骼结构。

4. 根据权利要求 1 所述的生物特征感测装置,其中所述第二组数据被采用以确定所述皮下组织的动态性质,所述动态性质是随时间变化的性质。

5. 根据权利要求 4 所述的生物特征感测装置,其中所述动态性质包括所述皮下组织的弹性性质。

6. 根据权利要求 4 所述的生物特征感测装置,其中所述动态性质被采用以测量心搏的频率。

7. 根据权利要求 4 所述的生物特征感测装置,其中所述动态性质被采用以测量通过血管结构的血液流的存在或血液流的量。

8. 根据权利要求 4 所述的生物特征感测装置,其中所述动态性质被采用以便测量与血管结构相关联的脉搏波模式的存在或脉搏波模式的量。

9. 根据权利要求 1 所述的生物特征感测装置,其中一组所述生物特征标记由后来被采用用于生物特征匹配的表征分数来表示。

10. 一种生物特征感测系统,包括:

压电陶瓷元件的阵列;

用于激发所述元件和用于监控每个所述元件的运动的一组电子设备;

所述电子设备和所述元件在第一模式中可操作以用于获取第一组数据,该第一组数据编码手指的指纹的二维图像,并且在第二模式中可操作以用于获取第二组数据,该第二组数据编码位于嵌入在所述手指内的组织内的一个或多个皮下组织结构的至少一个三维表示,并且其中

所述电子设备被软件控制,所述软件被配置用于识别生物特征标记和用于记录在所述指纹和一个或多个所述皮下组织结构之内和之间的生物特征标记之间的相对位置的定量表示。

11. 一种用于感测生物特征信息的方法,包括:

提供压电陶瓷元件的阵列;

提供用于激发所述元件和用于监控每个所述元件的运动的一组电子设备;并且其中

所述电子设备和所述元件在第一模式中可操作以用于获取第一组数据,该第一组数据编码手指的指纹的二维图像,并且在第二模式中可操作以用于获取第二组数据,该第二组数据编码位于嵌入在所述手指内的组织内的一个或多个皮下组织结构的至少一个三维表示,并且其中

所述电子设备被软件控制,所述软件被配置用于识别生物特征标记和用于记录在所述指纹和一个或多个所述皮下组织结构之内和之间的生物特征标记之间的相对位置的定量表示。

用于对嵌入手指组织内的皮下结构进行三维成像的生物特征感测设备

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本文件是美国（发明）非临时性专利申请，本申请要求 2013 年 2 月 6 日提交的并且题目为“BIOMETRIC SENSING DEVICE FOR IMAGING FINGERPRINTS AND SUBCUTANEOUS STRUCTURES OF FINGERS, WITH PROOF OF LIFE PARAMETER DETECTION, AND SYSTEMS AND METHODS USING SAID SENSING DEVICE、序列号为 No. (61/761, 665)（确认号 No. 7096），案卷编号为：SON_023P 的共同未决的美国（发明）临时专利申请中的 35U. S. C. 119(e) 下的优先权和权益，并且本文引用其全部内容作为参考。

背景技术

[0003] 指纹是用于身份识别的最广泛使用的生物特征之一。通过分析由指纹传感器获取的给定的指纹图像的（诸如被称为细节的脊线和谷线的分枝或终止）结构元素（structural elements）的相对位置和相对取向获取识别。这些特征在个人的手指或多个手指的录入模式中获取。在验证模式中，获取第二指纹并且基于细节或其他之前定义的指纹特征分析第二指纹的相似性。该细节本文中也被称为一种类型的生物特征标志。

[0004] 错误识别（错误的接受或错误的拒绝）的可能性取决于指纹中被识别的细节的数量。细节的数量随着被扫描的指尖区域增大而增大。然而，对于将指纹传感器集成到移动设备（诸如手机）用于访问控制而言，小区域的指纹传感器是非常令人期望的。

[0005] 美国佛罗里达棕榈滩花园的 Sonavation 公司生产由陶瓷复合材料制成的具有陶瓷微机电系统（MEMS）压电阵列的生物特征感测设备。当该压电材料形成直径为人类头发直径的十分之一的柱时，其具有一套独立的性质，使得当施加电场时该柱可以机械地振荡或当被机械地振动时产生电压。该压电柱以它的自然超声共振频率进行电学振动。如果指纹脊线直接处于柱上面，大部分的超声能量会被皮肤吸收，并且柱的信号阻抗会非常高。如果指纹谷线直接在柱上面，极少的能量会被吸收，并且阻抗非常低。通过将柱排列为几千个元件的矩阵，可以创建指纹的两维图像。成像 ASIC 电子地控制柱的振荡、指纹成像和指纹信息的数据管理。

[0006] 美国专利 No. 7141, 918 描述了可操作用于指纹成像的具有上述压电阵列的生物特征感测设备。同样如本专利中描述的，已经发现该压电阵列可以在非指纹成像模式中操作以便获取其他生物特征信息，诸如在回声模式中提供成像（诸如骨骼），或在多普勒频移模式中检测血液流动速度和血液流动模式。尽管本专利中描述的传感器是有用的，但是令人期待的是在三维超声成像模式中也运行该感测设备，以提供皮下结构的改进图像，从而在不依赖如本美国专利 No. 7141, 918 中描述的回声模式成像的生物特征识别（或医学应用）中使用。

[0007] 以上的讨论仅仅针对一般的背景信息被提供，并且不打算用于作为确定权利要求的主题的范围的辅助。

发明内容

[0008] 因此,本发明的目标是提供具有压电阵列的生物特征感测设备,压电阵列利用发送/捕获 (pitch/catch) 超声形成的图像来提供手指的皮下组织结构 (诸如骨骼或脉管系统) 的改进三维成像。

[0009] 本发明的另一个目标是提供具有压电传感器阵列的生物特征感测设备,压电传感器阵列提供手指的皮下组织结构的改进三维图像,其中这种图像对进一步提供生命参数的证据是有用的。

[0010] 简要描述,本发明包含具有压电陶瓷元件的阵列的生物特征感测设备,压电陶瓷元件的阵列在第一模式中可操作为产生指纹图像的第一数据表示,并且在第二模式中可操作为产生至少一个由发送-捕获 (pitch-n-catch) 超声成像形成的皮下组织结构 (多个结构) (诸如骨骼或脉管系统) 的三维图像的第二数据表示。来自在第一模式和第二模式中操作感测设备提供的图像可以提供用于在生物特征识别中使用的解剖学和形态学生物特征 (生物特征数据)。

[0011] 至少一个皮下组织结构的三维图像的第二数据代表也可以用于确定组织的弹性性质,以及生命参数或生命证据参数,即生理学信息 (诸如心搏、血液流动速度和脉搏波模式),或其他可以用于确定放置在传感器阵列上的手指是假的还是死亡的其他参数。

[0012] 像捕获的指纹图像和皮下组织结构的一个或多个图像,组织的弹性性质可以提供用于在生物特征识别中使用的生物特征 (生物特征数据)。因此,生物特征数据的多种类型可以利用到传感器阵列的手指的单个应用程序来获取,所述步骤可以实时完成和自动完成。

[0013] 识别设备的结构类似于在美国专利 No. 7141918,本文中也被称为 918 专利,中所描述的。主题发明的实施例包括超过本文所描述的 918 专利的各种改进。这些改进包括那些与电子控制和数据采集相关的改进。美国专利 No. 7141918 作为参考在本文中被采用。此外,与美国专利 No. 7141918 相关的美国专利 No. 7844660 和美国专利 No. 6720712 也作为参考在本文中被采用。

[0014] 本发明的简要描述只打算根据一个或多个示出性实施例提供本文公开的对象物质的简要综述,并且不充当指导以解释权利要求或定义或限定本发明的范围,本发明的范围只由附加的权利要求来定义。

附图说明

[0015] 为了理解本发明的特征所使用的方式,参考某些实施例来详细描述本发明,其中一些实施例在附图中示出。然而,要注意的是,附图只示出了本发明的某些实施例,并且因此不认为是对本发明的范围的限制,因为本发明的范围可以包括其它等效的实施例。

[0016] 附图不一定成比例。附图的重点是示出本发明的某些实施例的特征。在附图中,相似的数字在各种视图中被用于指示相似的部分。相似部分之间的区别可以使得这些部分用不同的数字来指示。不相似的部分使用不同的数字来指示。因此,为了本发明的进一步理解,可以参考下面的详细描述,结合附图来阅读,其中:

[0017] 图 1A 是根据本发明的压电识别设备的俯视图的示意图;图 1B 是压电识别设备的侧向透视图,图中柱 (元件) 是均匀分布的,并且由填充材料来分隔。

[0018] 图 2 示出了传感器阵列寻址方案的示意图,其中存在 M 乘 N 数量的元件 11,沿 x 轴放置 M 行,并且沿 y 轴放置 N 列。

[0019] 图 3 示出了耦合到计算机系统的识别设备。

[0020] 图 4 示出了传感器阵列 10 和放置于接近该传感器阵列的上表面的手指 30 的横切面,使得手指的表面 31 与它的保护罩 23 直接接触。

[0021] 图 5 示出了扫描孔径 40,其被处理器 13 针对该扫描孔径的 x 轴 (M 行) 和 y 轴 (N 列) 维度扫描,像图 2 中所示。

[0022] 图 6A 示出了发射孔径 41,其被处理器 13 选择以形成具有沙漏形状的,具有 6 个发送信道的发射束或脉冲 46 (作为半透明体示出)。图 6B 示出了经信道 A-F 传输的发射信号。

[0023] 图 7A 示出了接收孔径 42,其被处理器 13 选择以接收声能 (束或脉冲 49)。图 7B 示出了经信道 A-F 接收的发射信号。

[0024] 图 8 示出了组合输出信号 54。

[0025] 图 9 示出了经传感器阵列对手指内的血管 50 进行超声扫描。

[0026] 图 10 示出了经传感器阵列对手指内的骨骼结构进行超声扫描。

[0027] 图 11 示出了图 3 的识别设备 9 在经传感器阵列扫描手指时的操作,如图 4、图 9 和图 10 中所示。

[0028] 图 12 示出了传感器控制硬件和软件的简化示意图。

[0029] 图 13 示出了用于向传感器阵列发射信号和从传感器阵列接收信号的另一种硬件。

具体实施方式

[0030] 参考图 1A,示出了根据本发明的压电识别设备 9 的示意图。识别设备 9 具有提供机械谐振器感测的压电元件 11 的传感器阵列 10,传感器输入信号产生器 12 和处理器 13。在处理器 13 的控制下,由输入信号产生器 12 产生的输入信号通过信号多路复用器 15a 耦合到传感器阵列 10,并且传感器 10 的输出信号通过多路复用器 15b 耦合到处理器 13。

[0031] 处理器 13 处理经多路复用器 15b 来自 (一个或多个) 选择元件的输出信号,以获取可以接着存储在存储器 14 中的生物特征数据。生物特征数据可以包括一个或多个指纹图像,和 / 或一个或多个手指的皮下结构的超声图像,诸如组织弹性的皮下组织参数 (一个或多个),和 / 或检测到的生命证据参数,如随后下面描述的。经多路复用器 15a 和多路复用器 15b,元件 11 的寻址可以经多路复用器控制器 16 根据用户指定的成像模式实现和 / 或在生命证据参数的检测中实现。尽管每个多路复用器 15a 和多路复用器 15b 是单独地示出的,但是每个多路复用器的功能可替换地设计为根据需要由两个或更多个多路复用器来提供。

[0032] 传感器阵列元件 11 可以由锆钛酸铅 (PZT) 或其他具有相似性质的材料制成,优选地为, PZT 1-3 复合材料。压电陶瓷元件 11 还可以具有除了矩形以外的形状,诸如图 2 中示出的圆形。传感器区域 10 优选提供在支撑层上,诸如上述引用的专利所描述的。其他 ASIC 芯片可以提供图 1A 中示出的、与所述传感器连接的电子器件。

[0033] 传感器阵列 10 更详细的视图在图 1B 中示出,其中元件 11 代表中间具有充填材料

17 的均匀分布的柱 11。充填材料 17 可以是环氧树脂或具有微球的聚合物。发射电极（或线）19 和接收电极（或线）20（见图 1A）沿传感器阵列 10 分别设置在上方和下方。在发射电极 19 上面是屏蔽或保护涂层 22，诸如提供上面可以放置手指尖的表面 23 的聚氨酯。在接收电极 20 下面的是支撑基板 24，由诸如泡沫材料制成。

[0034] 参考图 2，示出了寻址方案的示意图，其中存在 M 乘 N 个元件 11，沿示出的水平的 x 轴布置 M 行，并且沿示出的垂直的 y 轴布置 N 列。例如，M 和 N 可以分别等于 368 和 256，但是根据本发明的其他实施例，可以采用另一数量的元件及其行和列的组合。发射电极 19 是连接到行 1 到行 M 中的元件 11 的顶部的平行导体，而接收电极 20 是连接到列 1 到列 N 中的元件 11 的底部的平行导体。根据一些实施例，每个元件 11 为 40 平方微米乘 100 微米（深度），因此得到具有 20MHz 基本频率声波元件 11 的密集传感器阵列 10。元件 11 之间使用 10 微米的间距，并且是优选的，以便在元件之间提供 50 微米的总间隔。其他几何结构也可以被使用，例如，大于或小于 50 微米的间隔。例如，具有 368 行和 256 列的传感器可以是 18.7mm 乘 13mm，或根据特定应用所要求的最大成像大小的其他大小。

[0035] 在一些实施例中，传感器阵列 10 可以如美国专利 No. 7, 489, 066 中所描述的方式生产，所述专利在本文中通过引用而包含于此。通过布置元件为行和列的阵列，元件 11 分别经多路复用器 15a 和多路复用器 15b、通过选择电极 19 和电极 20，对按行应用的输入信号是可以独立寻址的，然后对按列读出输出信号是可寻址的。

[0036] 接地开关 26 被设置为耦合到所有的发射电极 19，接地开关 26 位于边缘连接器 19a 和多路复用器 15a 之间，使得处理器 13 能够在需要的时候将电极 19 连接到地。类似地，接地开关 27 被设置为耦合到所有的接收电极 20，接地开关 27 位于边缘连接器 20a 和多路复用器 15b 之间，使得处理器 13 能够在需要时将电极 20 连接到地。接地开关 26 和接地开关 27 的好处在于其避免了如美国专利 No. 7, 141, 918 中所描述的附加的地和信号电极的切换，因此避免了不需要的平行于发射和接收元件 11 的附加电容性负载。

[0037] 如下面将要描述的，处理器 13 在其嵌入的存储器（或存储器 14）中被编程以如本文所描述的使由传感器阵列 10 执行的所有感测操作成为可能，至少包括指纹成像和三维超声成像。此外，处理器 13 可以提供常常在超声成像系统中实现的其他活动作为包括合成孔径成像的电子束形成的一部分。

[0038] 参考图 3，识别设备 9 被耦合到用于数据通信的计算机系统 28，以向识别设备 9 发送指令和从识别设备 9 接收生物特征数据。计算机系统 28 可以是根据程序或指令来操作的任何基于微处理器的设备，其利用识别设备 9 经生物特征数据的识别（例如，验证和 / 或录入）所需的传感器阵列 10 来获取生物特征数据。这种计算机系统 28 使用从传感器收集的生物特征数据以使生物特征或标识符与系统 28 内的数据库或存储器匹配，或可以访问系统 28。例如，计算机系统 28 可以是便携式识别设备的一部分、交易系统点、或任何其他需要安全生物特征感测以使得能够访问物理和 / 或电子资源的设备。

[0039] 识别设备 9 在如下面描述的指纹成像模式，和三维皮下组织结构成像模式中是可操作的。

[0040] 指纹成像模式

[0041] 图 4 示出了设备 9 的传感器阵列 10 和手指 30 的剖面图，手指 30 被放置为接近该传感器阵列，使得手指的表面 31 与它的保护罩 23 直接接触。手指的这种表面 31 具有与保

护罩 23 形成该直接接触的脊线 32, 以及与保护罩 23 不形成该直接接触的谷线 33。当元件 11 被输入信号产生器 12 在谐振频率被发射电极 19 中的一个 (由多路复用器控制器 16 通过多路复用器 15a 选择) 驱动时, 元件 11 的振荡被指向或发射向手指的表面 31, 并且产生分别如声波 35 和声波 36 图形地示出的向脊线 32 或谷线 33 的声波。输入信号激发传感器阵列 10 内的元件 11 并且引起这些元件优选以谐振频率振荡。传感器阵列 10 之外的现象 (诸如声阻抗的存在或从外部实体 (在传感器之外) 的声能的反射) 进一步影响传感器阵列 10 内的这些元件 11 的运动 (除了输入信号激发的影响之外)。这种受外部影响的运动由电子硬件结合控制该电子硬件操作的软件来监控、测量和分析 (见图 12)。

[0042] 由于表面 31 接触脊线的组织与不接触谷线之间的阻抗 (或衰减 / 电压) 差异 (能够由发送该声波或波束的相同元件 11 检测, 经由多路复用控制器 16 通过多路复用器 15b 选择的接收电极 20 之一), 从而提供关于元件正面对脊线还是谷线的测量。处理器 12 在存储器 14 中建立映射, 其中每个由处理器 12 检测的元件响应 (输出信号) 代表存储器 14 中的两维指纹图像的一个像素, 其中每个像素可以表示为黑色值或白色值以分别表示脊线或谷线, 反之亦然。因此, 从中阻抗测量的读数被转换成脊线和谷线的指纹图像。

[0043] 识别设备 9 用于获取指纹图像的这种操作被结合引用的美国专利 No. 7, 141, 918 中的图 17- 图 12 更详细地描述, 美国专利 No. 7, 141, 918 包含在先前提交的临时专利的附录 A 中, 或其他所有也被作为参考引用的美国专利 No. 7, 489, 066、美国专利 No. 7, 514, 842、美国专利 No. 8, 331, 633 和美国专利 No. 8, 335, 356。

[0044] 优选地, 传感器阵列 10 操作以通过检测经多路复用器 15a 由信号产生器 12 产生的应用的输入信号在谐振频率的阻抗来获得指纹, 其中在每个元件 11 的驱动的输入信号及时停止后不久, 从同一像素读取输出信号。输出信号是阻抗的代表。换句话说, 元件 11 回响 (振动) 特征引起由该元件产生的电子输出信号在经多路复用器 15b 采样时, 提供阻抗的测量。此外, 针对每个元件 11, 两种阻抗测量可以在两种不同的频率 (例如, 19.8MHz 和 20.2MHz) 产生, 其中在每个频率测量的阻抗的差异被用于确定元件 11 正面对和接近脊线还是谷线, 如引用的美国专利 No. 7, 141, 918 中所描述的。

[0045] 超声 (发送 / 捕获) 成像模式

[0046] 识别设备 9 也可以在发送 / 捕获成像模式中操作传感器 10 以获取呈现到传感器 10 的手指内的三维超声图像。因此, 主要被设计用于指纹图像捕捉的传感器可以使得能够观察提供指纹图像的相同组织内的结构, 诸如血管结构 (静脉血管和动脉血管), 或骨骼结构。如下面详细描述的, 处理器 13 在该发送 / 捕获模式中通过串联发射器和接收器来操作传感器阵列 10 的多个元件 11, 而非如在先前引用的美国专利 No. 7, 141, 918 的回声成像中的并联。

[0047] 如图 5 中示出的, 扫描孔径 40 被处理器 13 沿着 x 轴 (或维度) 和 y 轴 (或维度) 扫描, 其中 x 维度对应图 2 的 1 到 M 行, 并且 y 维度对应图 2 的 1 到 N 列。扫描孔径 40 沿着组 43 和组 44 的交叉处形成, 组 43 具有被处理器 13 激活 “m” 数量的元件 11 的相邻行, 以提供产生发射束的发射孔径 41; 组 44 具有被处理器 13 激活 “n” 数量的元件 11 的相邻列, 以提供接收接收束的接收孔径 42, 其中接收的信号的时间延迟代表在扫描孔径 40 上的发射束被聚焦的和接收束被接收的组织体中的 (一个或多个) 结构。

[0048] 扫描期间, 处理器 13 通过选择不同的 “m” 行的组 43 和 “n” 列的组 44 沿着 x 维度

和 y 维度移动扫描孔径 40, 其中不同的扫描孔径 40 可以相互重叠。针对束聚焦, 对应元件 11 的“m”行的发射电极 19 被等分成“p”数量个信道, 其中发射信道的数量等于“m”除以“p”。类似地, 对应元件 11 的“n”列的接收电极 20 被等分成“r”数量个接收信道, 其中接收信道的数量等于“n”除以“r”。在多个不同的扫描孔径扫描期间, 针对多个扫描孔径 40 中的一个, 可以在传感器 10 上的组织内的脉管系统的扫描期间发生的例子在图 6A 和图 6B 中示出, 其中图 6A 代表发射循环并且图 6B 代表接收循环。

[0049] 在图 6A 中, 发射孔径 41 被处理器 13 选择以形成具有砂漏形状的发射束或脉冲 46 (作为半透明体示出)。在该例子中, “m”等于 12, 并且“p”等于 6, 形成 6 个发射信道 A-F, 每个发射信道有两行。为了能够沿着发射束 46 的体 48 以在组织表面下的一定距离聚焦束, 发射 (输入) 信号被发射信道 A-F 根据行与体 48 的距离时间偏移地应用。如图 6B 中示出的, 发射信号被首先应用于最外发射信道 A 和 F 的行中, 接着被应用于次外发射信道 B 和 E 的行中, 并且接着最后被应用于最中心的发射信道 C 和 D 的行中。

[0050] 因此, 发射束 46 形成发射孔径 41, 其将在几乎相同的时间到达, 从而沿着预期的其中可以包含感兴趣的对象或结构 (诸如血管 50) 的体 48 聚焦发射束 46。在形成发射束 46 期间, 不在发射孔径 41 中使用的元件 11 的所有其他的行是非活动的。血管可以完全或可以不完全地包含在发射束 46 中。在该发射循环期间, 开关 27 被处理器 13 切换到地面以使接收电极 20 接地, 而开关 26 不调到地面。

[0051] 当发射束 46 被发射进手指 30 的组织, 以及发射电极 19 结束的附加时间之后, 沿着多个“m”行的发射元件 11 (即, 他们的电极 19) 被处理器 13 经开关 26 切换到地面, 并且开关 27 不调到地面。接收循环可以接着开始。

[0052] 图 7A 示出了由处理器 13 选择以接收具有砂漏形状的束或脉冲 49 的接收孔径 42 的例子。在该例子中, “n”等于 12, 并且“r”等于 6, 形成 6 个接收信道 A-F, 每个接收信道有两列。为了沿着组织表面下面的体 52 聚焦接收束, 根据列与体 52 的距离从接收信道 A-F 中时间偏移地读取 (或检测) 接收 (输出) 信号。如图 7B 中示出的, 接收信号首先从最外接收信道 A 和 F 的列中读取, 接着从次外接收信道 B 和 E 的列中读取, 并且接着最后从最中心的信道 C 和 D 的列中读取。

[0053] 因此, 由接收孔径 42 的元件 11 接收的束将从预期的体 52 (其在该例子中包括部分血管 50) 在几乎相同的时间到达。来自全部接收信道 A-F 的信号被根据图 7B 中示出的接收的时间偏移来对齐, 并且被处理器 13 中的束形成器 53 合成以形成如图 8 中示出的针对扫描孔径 40 的合成的输出信号。

[0054] 在从接收信道 A-F 接收输出信号期间, 不在接收孔径 42 中的元件 11 的所有其他列是非活动的。接收束 49 正交于发射束 46, 并且是他们沿发射孔径 41 和接收孔径 42 的交叉部分定义了有效的发送 / 捕获扫描孔径 40。

[0055] 处理器 13 在与停止的发射束被反向散射反射向传感器 10 使期望的对象或结构成像之后的往返时间相关联的取样间隔期间从元件 11 的“n”列接收信号。在取样间隔期间来自束形成器 53 的合成输出信号的时间延迟代表了与传感器阵列 10 的距离, 并且在取样间隔期间沿着取样的 z 维度不同深度处的信号的振幅或值 54 被处理器 13 以与该扫描孔径 40 相关联的 x, y, z 坐标记录在存储器 14 中。虽然处理器 13 可以接收涵盖扫描孔径 40 整个深度的合成输出信号, 但是处理器 13 在存储器 14 中记录涵盖扫描孔径 40 的交叉的体 48

和体 51 的体深度的期望范围的信息,以提供具有可以位于来自传感器阵列 10 的所述期望的深度范围之内的感兴趣的结构的三维超声图像。

[0056] 图 8 示出了沿 z 轴在与沿扫描孔径 40 中心的传感器 10 一定距离处的血管 50 对束形成信号的影响,其中沿 x 轴的坐标的 $\pm$ 振幅值 54 在共同的 y 位置以接收孔径 42 为中心。(血管直径的外边界之间的信号的振幅也可以由处理器 13 来处理以提供在该 x, y 坐标处通过的流的速度信息作为生命 (vital) 参数使用)。换句话说,沿该传感器阵列 11 的两维 (2D) 扫描内的两个正交的轴 x 和轴 y 引导该发射束 46。被定义为轴向或 z- 轴的第三个轴由处理器 13 通过引起反向散射声波的皮下组织的到达时间分析获取。

[0057] 处理器将沿来自位于 x, y 坐标处的传感器 10 的 z 轴获取的振幅 54 的取样点处的信息增加到沿 x 维度和 y 维度的存储器 14 中的映射中,从而建立皮下结构的三维超声图像。从 z 中的时间历史和 y 中的接收孔径 42 位置获取沿 x, z 平面的全 2D x, y 图像。换句话说,该 2D 图像为给定的扫描孔径 40 提供反向散射的超声的全 3D 体表示的沿 x, z 平面的切片。当针对每个新的位置扫描接收孔径的同时沿 x 轴扫描,从而创造指尖对象的全体表示。在该接收循环期间,开关 26 被处理器 13 切换到地面以使发射电极 19 接地,而开关 27 不调到地面。

[0058] 处理器 13 接着沿涵盖在传感器阵列 10 上面的组织体的 x 维度和 y 维度针对不同扫描孔径 40 重复该处理,提供沿扫描孔径的 x, z 平面的多个切片以完成皮下结构的三维超声图像。

[0059] 用于超声成像的三维波束成形在 C. E. Demore 等人的 Real Time Volume Imaging Using a Crossed Electrode Array, IEEE UFFC Trans vol. 56 (6) 1252-1261 中被描述,但迄今为止还没有由压电元件的传感器阵列来提供。〈作为参考引用?〉

[0060] 如上描述的,发射电极 19 与接收电极 20 的接地针对每个扫描孔径 40 的接收循环和发射循环交替进行。由于血管结构和骨骼结构在组织中相对传感器 10 处于不同深度处,针对皮下的取样间隔可以被设定为提供如图 9 中示出的手指 30 的脉管系统的三维超声图像,或者如图 10 中示出的手指 30 的骨骼结构的三维超声图像,从而使不同类型的皮下结构能够三维成像。手指的组织中的其他结构可以类似地按需求成像。

[0061] 不同于指纹模式中每次仅仅一个发射元件 11 被使用,在超声发送和捕获模式中,“n”个邻近的发射器 (发射元件 11) 的子组是活动的,在常常被称为方位轴的横向提供电子聚焦的束 46。在常常被称为高度方向的正交方向,接收孔径 49 经多路复用器 15b 被选为“m”个电极 20 的子组,因此用于发射和接收的有效孔径成为分别为发射孔径 41 和接收孔径 42 之间的空间交会部分。只有 M 个接收电极 20 的子组“m”经多路复用器 15b 被连接到一组“m”个接收放大器和信号处理链,用于波束成形和处理器 13 的进一步的反向散射分析。

[0062] 在指纹模式中,所有可用的 M 个接收信道被并联使用来提供数据采集的最大速度。所有的电极被连接到从处理器 13 到接地开关 26 和接地开关 27 的可编程的信号。因此在超声成像模式中接收电极 19 在发射循环或发射阶段是接地的,而在所有发射元件 11 接地的接收阶段期间不接地。

[0063] 如所期望的常常在典型的超声成像系统中那样,通过分析血管中 x, y, z 坐标处的两个或更多个的超声图像中的变化,可检测 (一个或多个) 生命证据参数 (诸如细胞通过血管的速度或流动、心搏、或流动模式)。

[0064] 参考图 11, 识别设备 9 的操作现在将要被描述以为了识别 (或验证) 或如图 4、图 9 和图 10 中所示的呈现给传感器阵列的对象的手指 30。首先, 在指纹图像模式中, 传感器阵列 10 被处理器 13 操作沿着手指 30 的表面捕获指纹的图像 (二维表示) (步骤 60), 如上描述的, 捕获的图像被作为细节 (生物特征指纹标识符) 以相对和局部传感器 x, y 坐标存储在存储器 14 中 (步骤 64)。可选择地, 或额外地, 指纹图像可以存储在存储器 14 中, 和 / 或发送给计算机系统 28。

[0065] 接下来, 识别设备 9 被切换为三维超声 / 体成像模式。手指 30 的皮下指尖血管结构的图像接着被捕获于存储器 14 中 (步骤 61), 并且被处理器 13 处理以获取标识符的生物特征数据, 该数据以相对和局部传感器 x, y, z 坐标唯一地地表征手指的所有或主要皮下血管结构的曲率和 / 或形状。图像中的其他组织特征也可以提供生物特征标识符, 诸如组织斑点。可选择地, 或额外地, 三维超声图像可以存储在存储器 14 中, 和 / 或发送给计算机系统 28。

[0066] 在步骤 62, 从存储在存储器 14 中的超声图像测量皮下组织参数。超声图像可以由处理器 13 处理以通过将压力施加到指尖并且利用典型的超声弹性成像估算组织中的应力来确定组织的弹性性质。反过来, 利用已知的组织弹性可以从组织应力估算施加的压力。该弹性测量代表存储在存储器 14 中的另一个生物特征标识符。

[0067] 处理器 13 使用来自存储在存储器 14 中的步骤 61 中的三维超声图像确定可以用于降低对象的手指为假的或死亡的风险的一个或多个生命 (vital) 参数, 诸如血液流动、血管壁脉搏波和心率参数。一个或多个生命 (vital) 参数中的每一个与存储在存储器 14 (或者由如果发送到其中的计算机系统 28) 中的一个或多个阈值对比, 如果不吻合, 表明对象的手指 30 可以是假的或死亡的。血液流动可以用超声流动检测的常用过程识别, 诸如在 J. A. Jensen, Estimation of Blood Flow using Ultrasound, Cambridge University Press, 1996 中, 或者 R. S. C. Cobbold, Foundations of Biomedical Ultrasound, Oxford University Press, 2007 中所描述的。除了识别血液流动, 血液平均速度或最大速度以及流动谱被获取。从脉冲或连续波超声的低频率变化检测心率和血管壁运动。

[0068] 皮下指尖骨骼结构的图像接着被捕获和存储在存储器 14 中 (步骤 63), 并且被处理器 13 处理以获取标识符的生物特征数据, 该数据以相对的局部传感器 x, y, z 坐标唯一地识别手指的皮下骨骼结构 (步骤 65)。手指骨骼结构如生物特征一样有用, 特别如果是骨骼曲率或其他骨骼形状标识符。

[0069] 来自指纹、血管图像、骨骼结构图像和弹性参数的生物特征数据的标识符连同生命证据参数的确定一起在步骤 66 处被提供给计算机系统 28。计算机系统 28 存储之前捕获的录入对象的手指的生物特征数据的标识符的安全识别信息的数据库, 并且尝试将在步骤 60-63 处获取的生物特征数据的标识符映射到这种安全识别信息 (步骤 66)。针对每个尝试的映射计算分数 (步骤 67), 并且当映射分数中的一个超过阈值水平时, 可以认为确认识别。附加的生物特征数据标识符的使用比针对小区域皮下生物特征图像的指纹增加了正确接受和正确拒绝的概率。

[0070] 如果处理器 13 (或计算机系统 28) 检测到生命参数的证据的一个或多个在它们存储在存储器 14 中相应的 (一个或多个) 可接受临界值之外时, 识别过程结束, 并且通知计算机系统 28 的操作员。

[0071] 可选择地,或额外地,指纹,和 / 或血管结构和骨骼结构的三维超声图像的一个或多个可以存储在存储器 14 中,和 / 或发送给计算机系统 28 用于在其存储器中存储。此外,由处理器 13 进行以提供生物特征标识符的(一个或多个)图像的全部或部分处理可以在如果该图像被提供给系统 28 时由计算机系统 28 来执行,其像处理器 13 一样根据它的存储器中的能够实现这种操作的程序或软件来操作。

[0072] 为了录入对象而不是用于验证,步骤 60- 步骤 65 也要被执行,并且来自这些步骤的生物特征数据被发送到计算机系统 29,用于连同其它与对象有关的输入识别信息(例如,姓名、面部图片、部门等)一起储存在计算机系统 28 的安全信息的数据库中,用于以指纹识别系统的典型方式将来在生物特征识别中使用。如果处理器 13(或计算机系统 28)检测到生命证据参数的一个或多个在它们存储在存储器 14 中相应的可接受(一个或多个)阈值之外时,录入过程结束,并且通知计算机系统 28 的操作员。

[0073] 识别设备 9 可以提供其他成像或生命参数检测。例如,非常大的孔径 40 未聚焦的束(发射信道和接收信道不是时间偏移的)可以被用于检测心搏。从心搏中,小波(时间频率模式)可以由处理器 13 来构造。该小波可以接着被用于识别与动脉血液流动相关联的脉动区域,通过提供时域滤波来支持生物特征识别。此外,平行重叠的发射束和接收束,以及非重叠的平行的发射束和接收束,而不是如上描述的正交的发射束和接收束,可以被使用,诸如对检测和监控三维中相关的流动是有用的。

[0074] 尽管扫描孔径 40 被描述为沿 x 维度和 y 维度固定的大小,但是可以使用利用可变孔径搜索皮下特征,其中首先使用更宽的束粗扫描皮下生物特征的区域;只有被处理器 13 识别的区域才使用更小的扫描孔径的高分辨率扫描来扫描,正如上述联合图 5 到图 8 所描述的。被识别的区域可以通过具有超过指示可能的对象检测的阈值的像素值(或空间分布)来识别。

[0075] 可以利用任何常用的超声分析来分析本文所描述的一个或多个超声三维图像,以提供附加的生物特征信息或医学信息。因此,将生物医学超声应用到指尖可以被用于提取组织的解剖学性质、形态学性质和生理学性质;每一个性质可以增加用于个人识别和生命证据的生物特征的数量。由传感器 10 提供的超声图像尽管被描述为用于识别,其可以以超声图像的典型方式用于医学应用。

[0076] 图 12 是传感器控制硬件和软件的简化示意图。如示出的,中央处理单元(CPU)13,本文也称为处理器 13,被电子地附接到系统总线 70,本文也称为总线 70。存储器 14、信号产生器 12、控制器 16 和信号处理器 76 也被电子地附接到总线,并且可以由处理器 13 经总线 70 寻址。存储器 14,代表如经总线 70 从处理器 13 可寻址的一个或多个存储器部件来实现的存储器。优选地并且在一些实施例中,处理器 13 可以寻址其他不一定附接到总线 70、并且可以经除了总线 70 以外的方式被寻址的存储器部件。

[0077] 虚拟存储器 72,代表处理器可寻址的和可访问的存储器,被实现为存储器 14 或其他非总线附接的存储器。虚拟地址空间 74 存储被解释为 CPU 指令的数字逻辑和处理器可寻址数据。传感器控制软件 74 被存储在虚拟存储器 72 内,并且被配置为控制信号的传送,并且被配置为控制经处理器 13、控制器 16、信号产生器 12 和信号处理器 76 接收来自传感器阵列 10 的信号。

[0078] 在一些实施例中,控制器 16 与像如图 1A 中示出的多路复用器 15a-15b 的多路复

用器 (“mux”) 相连。因为处理器也与控制器 16 经总线 70 相连, 因此传感器经处理器 13 控制软件 74, 也经控制器 16 执行多路复用器 15a-15b 的控制。

[0079] 在其他实施例中, 如图 13 中示出的, 控制器 16 与基于非多路复用器的硬件相连, 以向传感器阵列 10 发送信号或从传感器阵列 10 接收信号。因为处理器也经总线 70 与控制器 16 相连, 传感器经处理器 13 控制软件 74, 经控制器 16 执行基于非多路复用器硬件的控制。

[0080] 传感器控制软件 74 被配置为在第一模式中可操作为获取编码手指的指纹的至少一个二维图像的第一组数据。软件 74 还可以被配置为在第二模式中可操作为获取第二组数据, 该第二组数据编码位于嵌入手指内的组织内的一个或多个皮下组织结构的至少一个三维图像表示。

[0081] 此外, 软件识别在指纹内和嵌入手指内的皮下组织内的生物特征信息, 诸如生物标记。除了细节, 其他生物标记包括相对于一个选定的指纹细节位置的血管结构或骨骼结构的最接近的三维坐标。这些生物标记之间的相对位置由三维笛卡尔坐标来表示。在其他实施例中, 其他度量 (诸如那些采用角度和距离的度量) 被采用以量化指纹内的, 皮下组织内的和 / 或指纹和皮下组织之间的生物标记之间的相对位置。

[0082] 关于血管结构和骨骼结构, 沿外表面的点的位置坐标和 / 或沿到血管结构或骨骼结构的相交平面的中心点的位置坐标被确定和记录为生物特征标记。

[0083] 在一些实施例中, 在血管皮下结构内的生物标记的初始映射后, 进行一个或多个生物特征标记随时间的第二映射、第三映射和可能地第四映射, 以识别皮下组织的部分的动态性质。

[0084] 例如, 随时间变化的生物标记的位置 (诸如那些与血管结构相关联的) 可以被记录和分析以确定指示心搏的存在和 / 或心搏的频率的运动的模式, 以及可选择地确定通过血管结构的血液流动量或脉搏波模式。这种分析也可以确定弹性性质, 诸如血管结构的扩张测量和收缩测量。

[0085] 除了皮下组织内的生物特征标记的动态性质的测量, 较低动态的静态表示, 以及指纹和皮下组织内的相对静态的生物特征标记被测量和结合以表示人的整体静态的生物特征, 其被采用用于后来与从未识别的人中获取的生物特征信息相对比, 以执行生物特征匹配。

[0086] 在一些实施例中, 生物特征匹配包含匹配分数的计算。如果该匹配分数等于或超过最小分数值, 则身份匹配发生并且结果是, 当前具有未经证明身份的人极有可能是生物特征数据已经被之前联合本发明的系统获取、注册并且随后被匹配的人。

[0087] 同样地, 如果该匹配分数小于最小分数值, 则身份匹配不发生并且结果是, 当前具有未经证明身份的人不太可能是生物特征数据已经被之前联合本发明的系统获取和注册的人。

[0088] 图 13 示出了用于向传感器阵列 10 发射信号和从传感器阵列 10 接收信号的另一替代硬件。示出了根据本发明的替代实施例的压电识别设备的俯视图。

[0089] 如示出的, 多路复用器 15a-15b 分别被基于非多路复用器的电子硬件部件 85a-85b 替换。部件 85a 包括 CMOS 驱动器并且被配置用于促进信号从信号产生器 12 到传感器阵列 10 的元件 11 的传送。多路复用器的使用增加了显著的且不需要的电容, 当从传

感器阵列 10 产生超声能量时,该方式降低了传感器阵列 10 的使用。

[0090] 当部件 85b 正从传感器阵列 10 中接收信号时,基于非多路复用器的电子硬件 85a 反而采用 CMOS 驱动器用于周期性地切换向传感器阵列 10 的信号的发射,而非到接地电位。类似地,当部件 85a 正向传感器阵列 10 发射信号时,基于非多路复用器的电子硬件 85b 反而采用前置放大器用于接收信号并且周期性地切换来自传感器阵列 10 的信号接收,到接地电位。

[0091] 换句话说,在通过 (Tx) 线路 19 的信号传送期间,接收 (Rx) 线路 20 被钳位到地面,并且当通过 (Rx) 线路 20 接收信号时,发射 (Tx) 线路 19 被钳位到地面。这容许接地电位在信号传送 (Tx) 序列期间将多路复用器 (mux) 钳位在低阻抗接收 (Rx) 线路 20 上,并且容许控制传送 (Tx) 驱动器以在信号接收序列期间钳位传送 (Tx) 线。因此,尽管所述钳位的多路复用器 (mux) 可以在 85a-85b 内被采用,这些部件 85a-85b 基本是由非多路复用器电子硬件部件中实现的,并且结果是,在本文中被称作基于非多路复用器的硬件。

[0092] 在其他实施例中,通过将接收 (Rx) 钳位的多路复用器(多路复用器)替换为反极性驱动的传送 (Tx) 驱动器,H-桥传送驱动器可以被采用。在这种类型的配置中,在 (Rx) 线路上的第二传送 (Tx) 驱动器在信号 (Rx) 接收期间将要被放置到三态,而相反的传送 (Tx) 驱动器将要钳位到接地电位。

[0093] 从前面的描述中,明显已经提供了同样用于生物特征识别的改进的生物特征感测设备、生物特征系统和生物特征方法。作为整体被示出的描述将被作为本发明的例证性范围而不是作为本发明的范围的限制。在本发明范围内的这种变化、修改和延伸对于本领域的技术人而言将会无疑地变得明显。

[0094] 该书面描述使用例子来公开本发明,包括最好的模式,并且也使得任何本领域的技术人员能够实践本发明,包括制作和使用任何设备或系统以及执行任何引用的方法。本发明可取得专利权的范围由权利要求定义,并且可以包括发被本领域技术人员想到的其他例子。这种其他例子预期在权利要求范围内:如果他们具有没有与权利要求的字面语言相区别的结构元件,或者如果他们包括与权利要求的字面语言相等的具有无实体差异的多个结构元件。

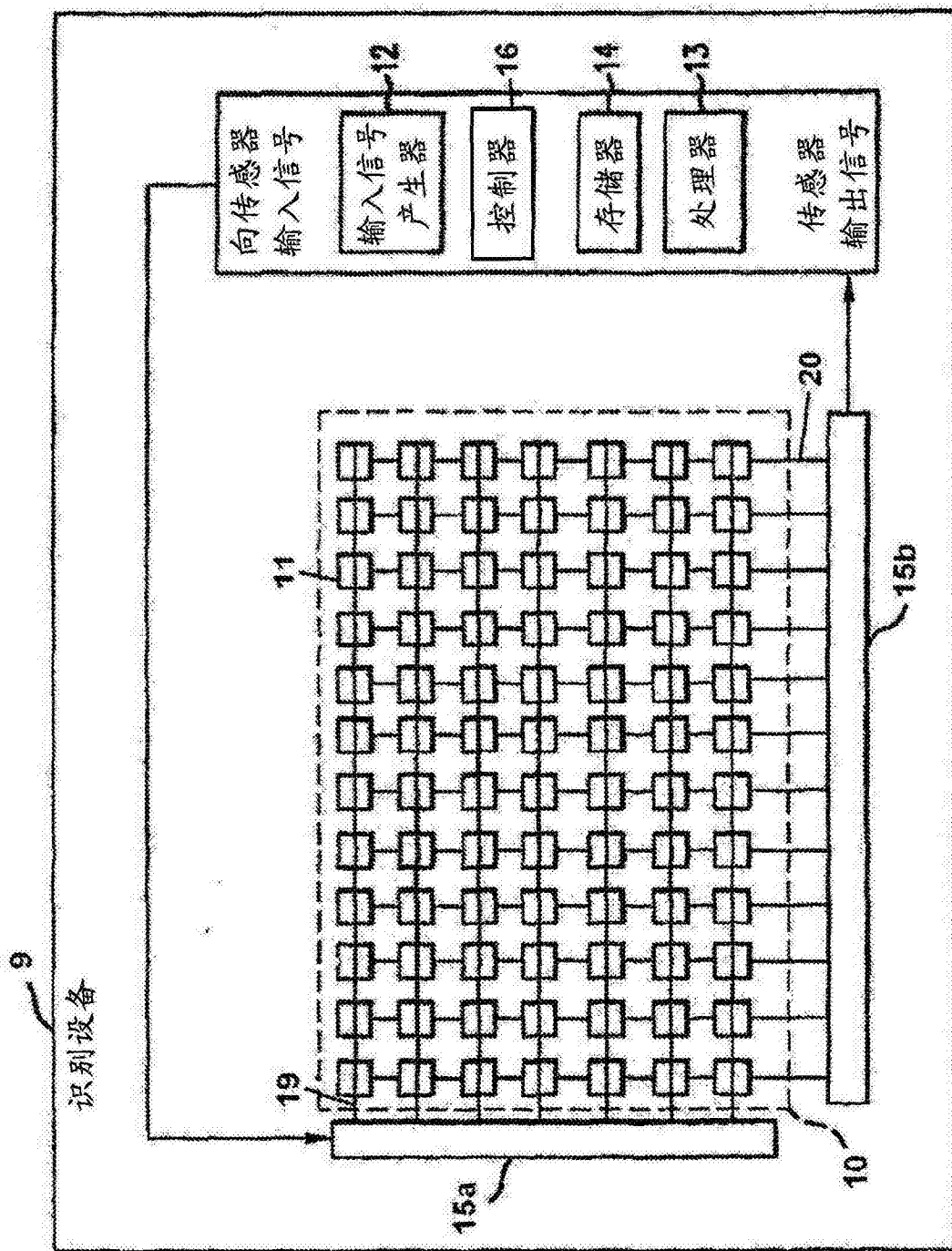


图 1A

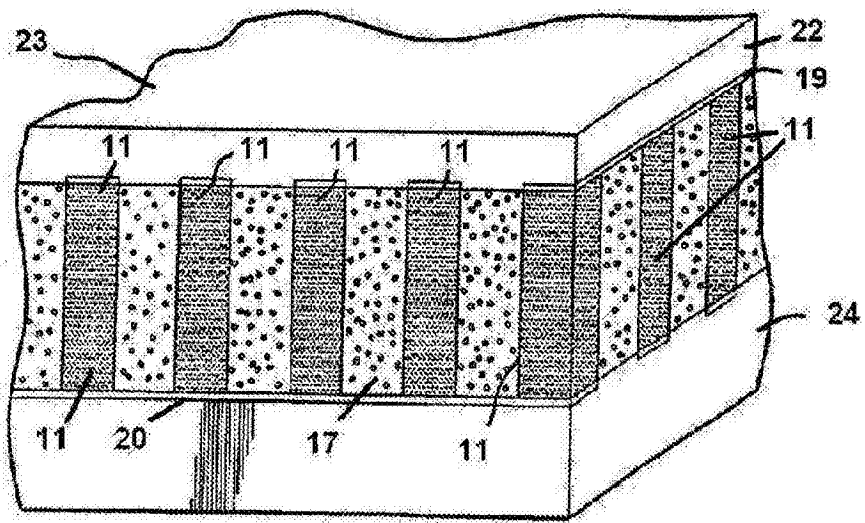


图 1B

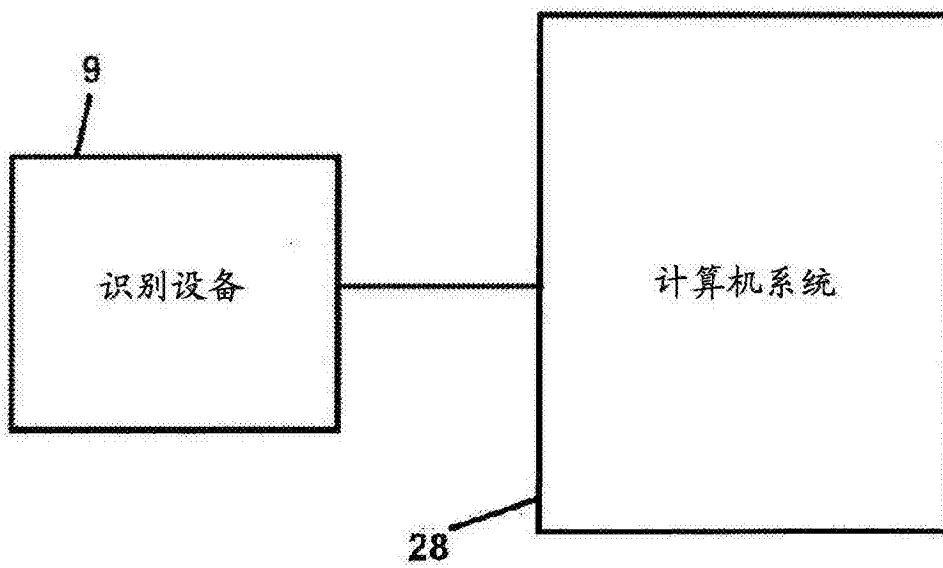


图 3

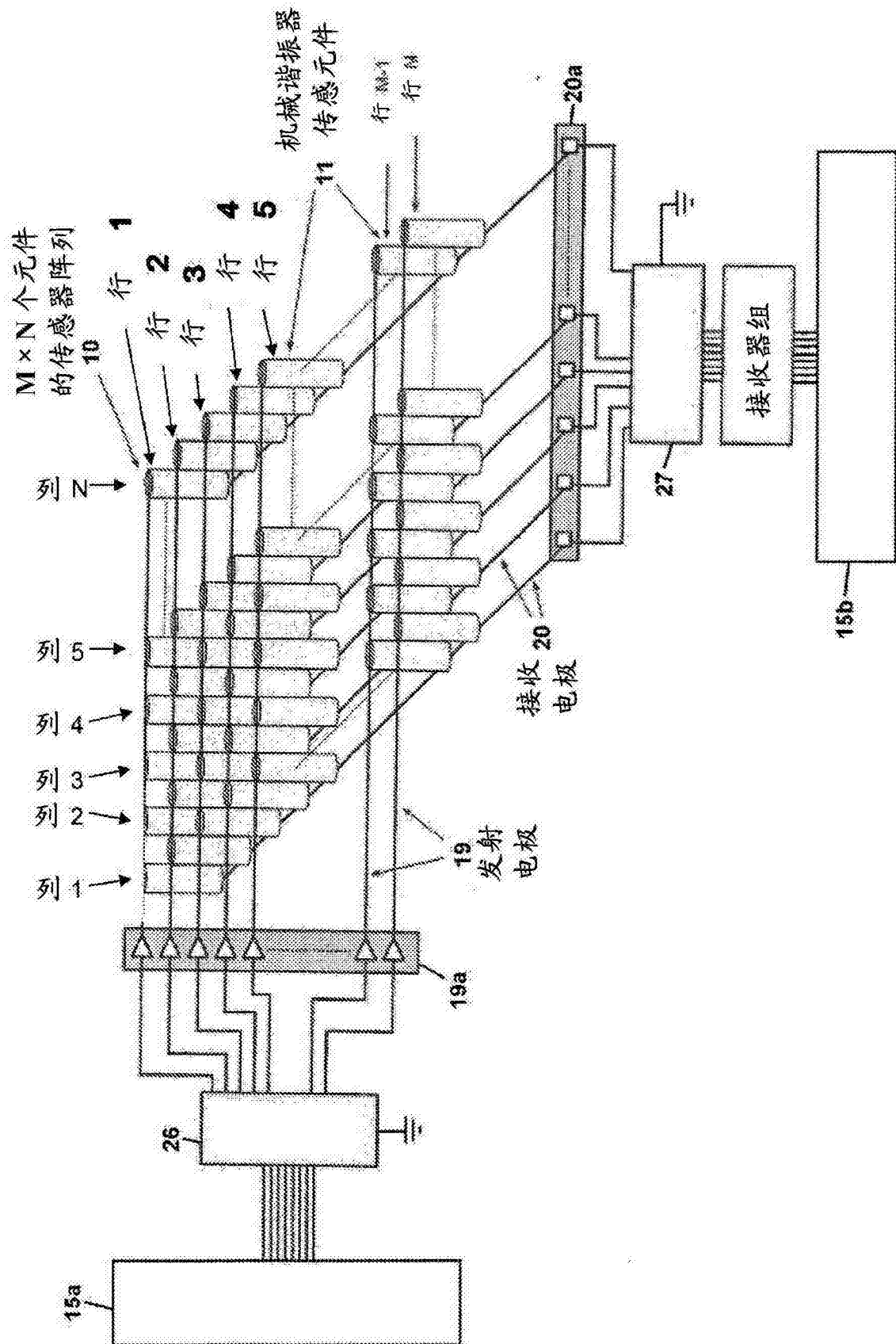


图 2

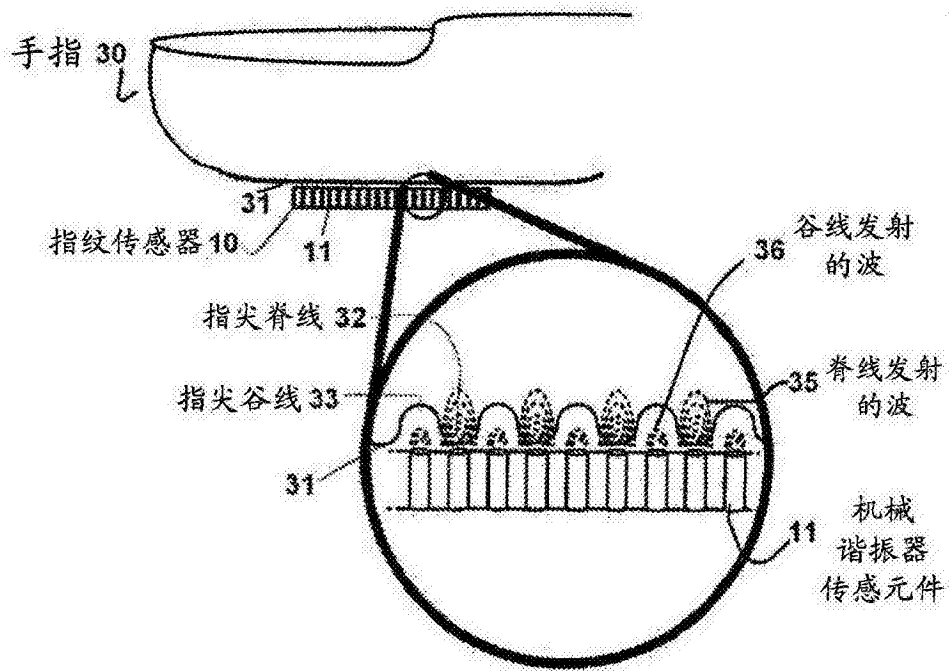
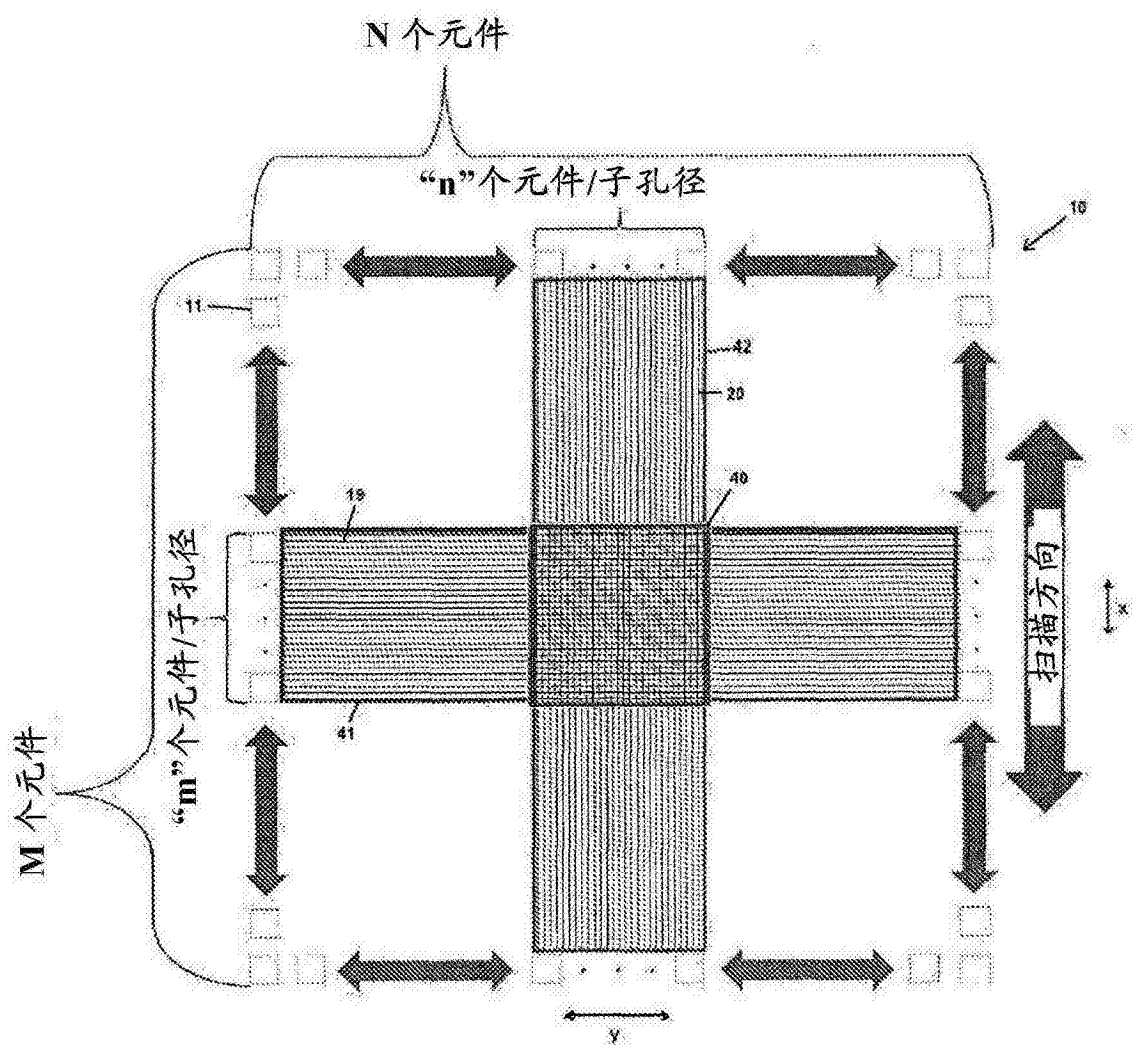


图 4



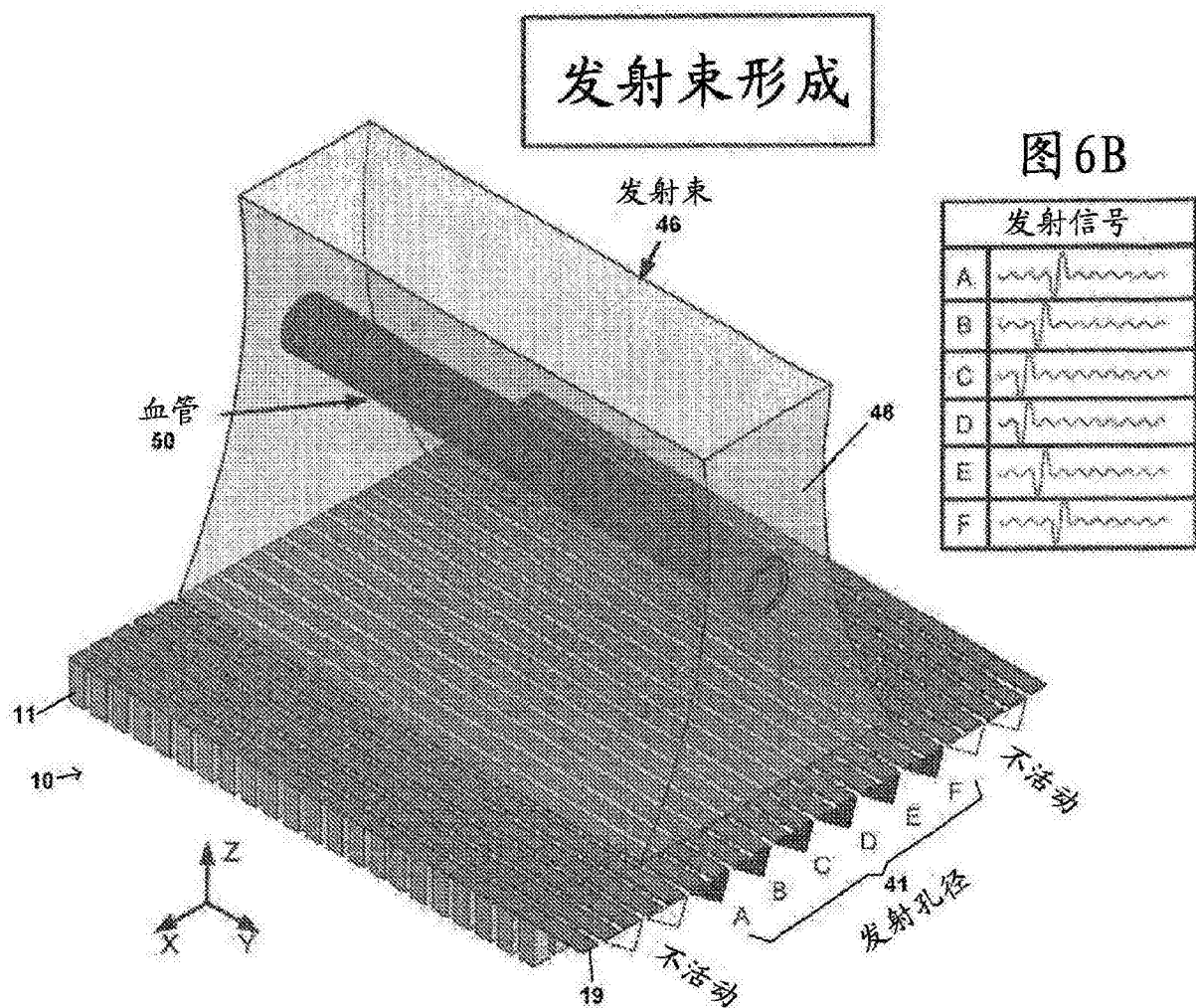
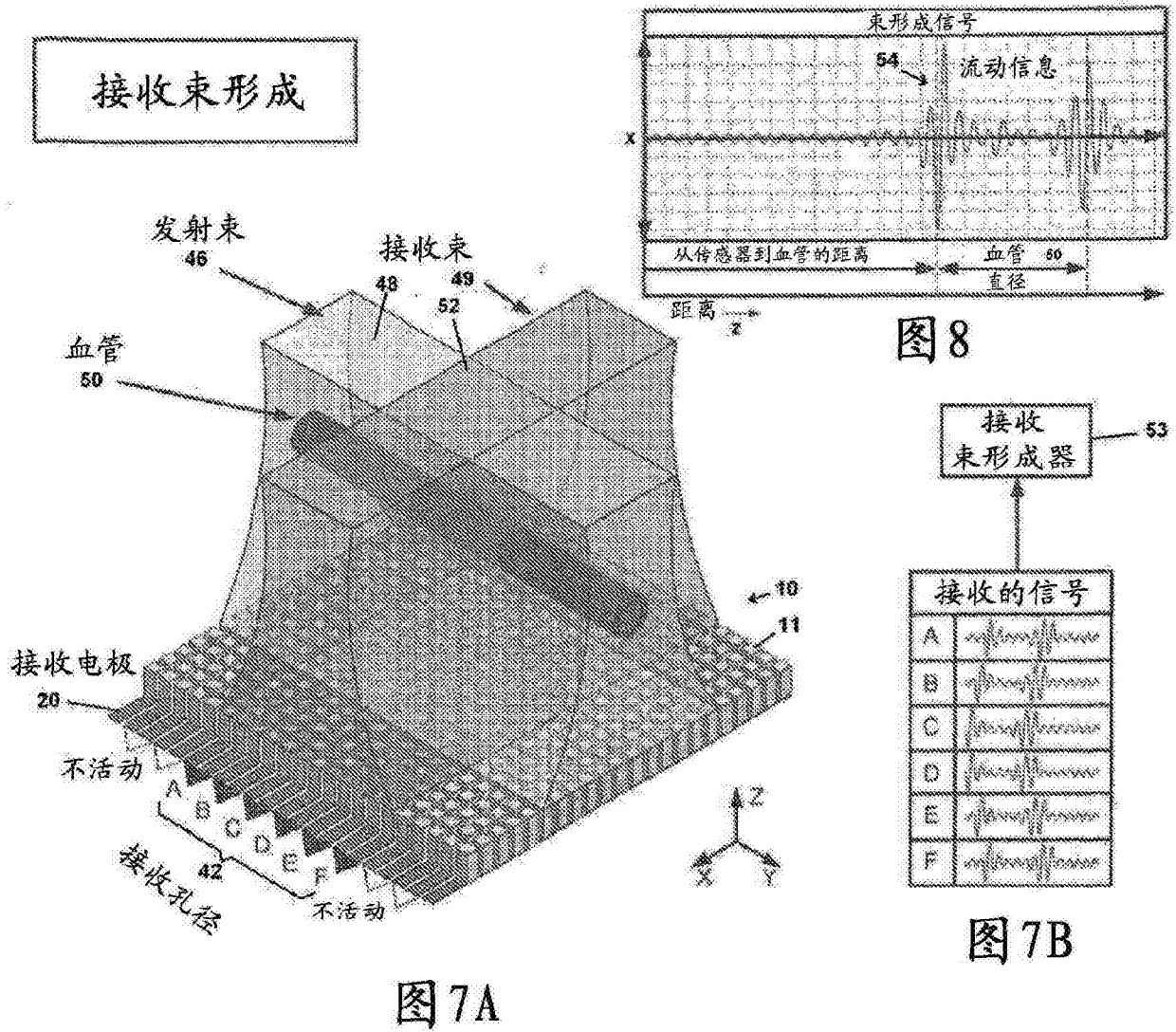


图 6A



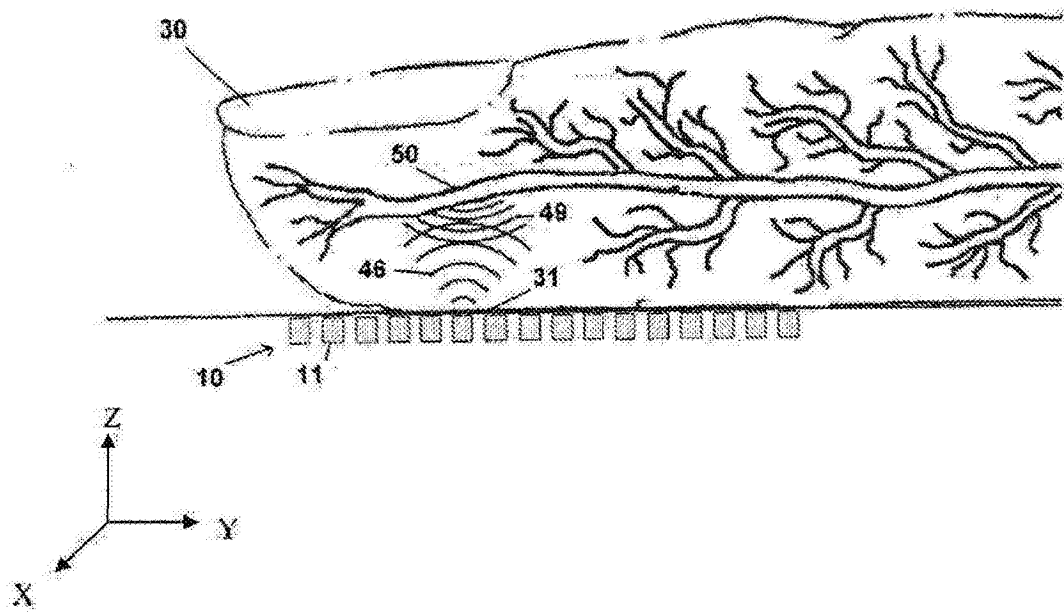


图 9

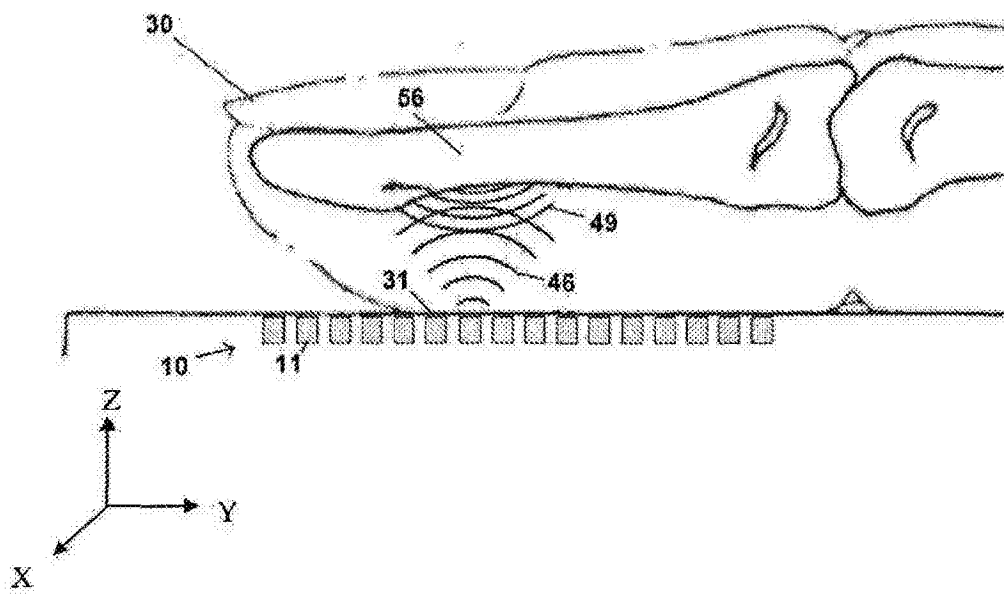


图 10

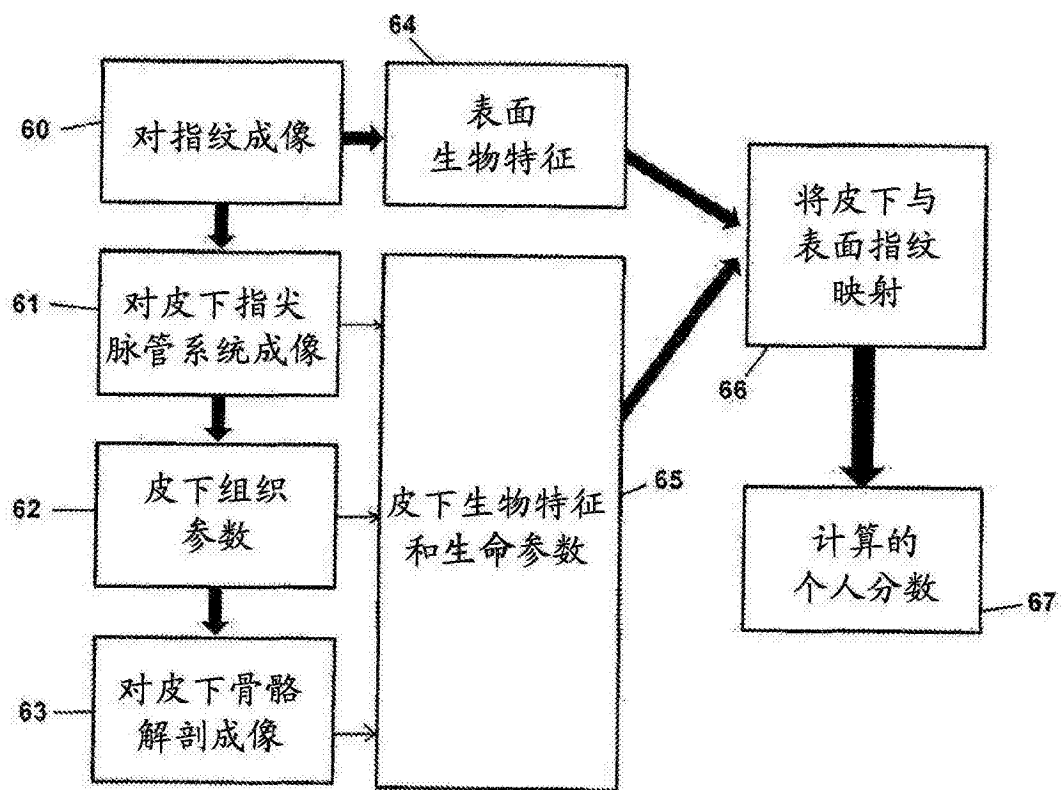


图 11

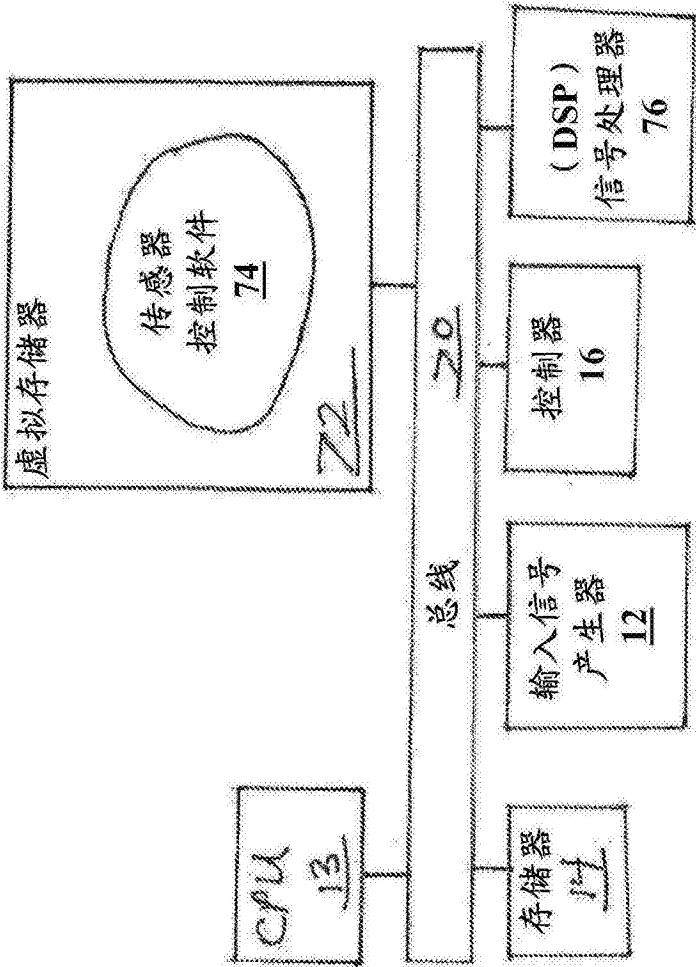


图 12

