

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/024 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03145897.1

[45] 授权公告日 2008 年 7 月 16 日

[11] 授权公告号 CN 100401977C

[22] 申请日 2003.7.11 [21] 申请号 03145897.1
[30] 优先权

[32] 2002.7.11 [33] US [31] 10/192995

[73] 专利权人 GE 医疗系统信息技术公司
地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 G·B·阿维纳斯 C·布尔克斯

[56] 参考文献

CN1262918A 2000.8.16

US6030347A 2000.2.29

CN2198872Y 1995.5.31

US5989193A 1999.11.23

US5620003A 1997.4.15

审查员 孙晓静

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 王 岳 张志醒

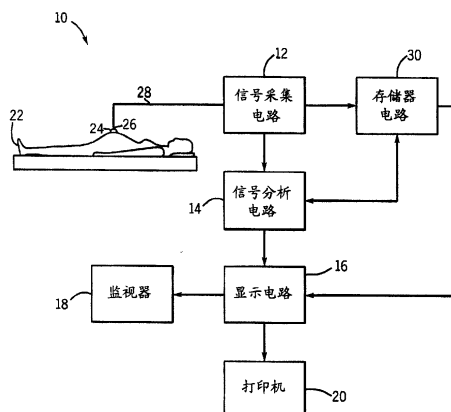
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 6 页

[54] 发明名称

用于探测弱生理信号的方法和装置

[57] 摘要

提供有在较强信号(42、44、48 或 64)存在下用于测量弱生理信号(46 或 62)的方法和装置。所述方法和装置采用安放在病人(22)身上或其附近的运动传感设备(32)以从每个运动传感设备(32)中获取运动数据组,所述运动数据组说明组合的被探测运动(40)。所述数据组被同步,且随后被用来求解联立方程组,这允许分开可包括如胎儿心脏运动(46)这样所感兴趣分量的各种运动分量。



1. 一种用于检测所感兴趣的生理信号的方法，包括：
将多个运动传感器放置在病人身上或其附近；
对每个运动传感器确定校准系数；
从每个运动传感器收集数据组；
通过使用同步调节使数据组同步；以及
使用被同步的数据组来求解其中一个变量表示所感兴趣的生理信号的联立方程组。
2. 根据权利要求1的方法，其中所感兴趣的生理信号是胎儿的心脏运动。
3. 根据权利要求2的方法，其中放置多个运动传感器包括将垫安放在病人身上，所述多个运动传感器已经被联系到所述垫上。
4. 根据权利要求1的方法，其中所述多个运动传感器是至少两个运动传感器。
5. 根据权利要求1的方法，其中求解联立方程组包括在多个数据组上执行张量分析。
6. 根据权利要求1的方法，进一步包括检查联立方程解的有效性。
7. 根据权利要求6的方法，其中检查有效性包括分析所述多个数据组的非周期分量。
8. 一种监视胎儿心脏运动的方法，包括：
从放置在病人身上或其附近的多个运动传感器的每一个传感器中采集运动数据组；
将所述运动数据组同步；以及
求解联立方程组，以确定与胎儿心脏运动相关的被同步的运动数据组的两个或多个运动分量。
9. 根据权利要求8的方法，其中确定的运动分量之一归因于胎儿心跳。
10. 根据权利要求9的方法，进一步包括根据胎儿心跳分量确定胎儿心脏波形。
11. 根据权利要求8的方法，其中联立方程的数目等于被同步的运动数据组的数目，大于或等于运动分量的数目。
12. 根据权利要求8的方法，进一步包括在放在病人身上的垫上

放置多个运动传感器。

13. 根据权利要求 8 的方法，其中求解联立方程组包括在被同步的运动数据组上执行张量分析。

14. 根据权利要求 8 的方法，进一步包括检查联立方程解的有效性。

15. 根据权利要求 14 的方法，其中检查有效性包括分析被同步的运动数据组的非周期分量。

16. 一种用于监视所感兴趣的生理信号的生理监视系统，包括：
包括多个运动传感器的传感器阵列；

信号采集电路，被配置成从每个运动传感器接收信号，以便于每个信号描述一个组合运动；以及

信号分析电路，被配置成从信号采集电路接收信号，以将信号同步，并且利用被同步的信号来求解联立方程组，以便于所述组合运动的两个或多个分量被加以识别，其中至少一个分量是所感兴趣的生理信号。

17. 根据权利要求 16 的生理监视系统，其中所感兴趣的生理信号是归因于胎儿心跳的运动分量。

18. 根据权利要求 17 的生理监视系统，其中所述信号分析电路从归因于胎儿心跳的运动分量中确定胎儿的心率。

19. 根据权利要求 17 的生理监视系统，其中所述信号分析电路从归因于胎儿心跳的运动分量中确定胎儿的心脏波形。

20. 根据权利要求 16 的生理监视系统，其中所述传感器阵列包括其上放置有多个运动传感器的垫。

21. 根据权利要求 16 的生理监视系统，其中所述信号分析电路通过张量分析求解联立方程组。

22. 一种生理监视电路，包括用于接收组合运动数据组的输入端，以及被设置成通过利用两个或多个被同步的运动数据组求解联立方程组而从所述组合运动数据组中分离出所感兴趣的运动分量的分析电路，其中所感兴趣的运动分量归因于生理信号。

23. 根据权利要求 22 的生理监视电路，其中所感兴趣的运动分量归因于胎儿心跳。

24. 根据权利要求 22 的生理监视电路，其中通过张量分析求解联

立方程组。

25. 根据权利要求 22 的生理监视电路，其中所述组合运动数据组包括归因于非生理信号的运动分量。

26. 一种生理监视系统，包括：

包括多个运动传感器的传感器阵列；

信号采集电路，被配置成从每个运动传感器接收信号，其中每个信号描述一个组合运动；以及

信号分析电路，被配置成从信号采集电路接收信号，并且包括用于将信号同步的装置和用于利用被同步的信号求解联立方程组的装置，以便识别组合运动中感兴趣的运动分量。

27. 根据权利要求 26 的生理监视系统，其中所感兴趣的运动分量归因于胎儿的心跳。

28. 根据权利要求 26 的生理监视系统，其中传感器阵列包括其上放置有多个运动传感器的垫。

29. 根据权利要求 26 的生理监视系统，其中有四个运动传感器。

30. 根据权利要求 26 的生理监视系统，其中有三个运动传感器。

用于探测弱生理信号的方法和装置

发明背景

本发明总体上涉及生理监视的领域,特别地涉及对在较强生理或非生理起源信号存在下的弱生理信号的探测和监视。具体而言,本发明涉及通过将说明源自多个传感器的数据的多个方程进行求解而对信号的分离。

在生理监视领域,经常所理想地是测量一个可能被附加的较强信号所遮掩或混淆的特定信号。所述较强信号,如当测量心脏运动时可归因于设备所感应的振动的信号,可不相似于所感兴趣的信号。虽然在一些情况下,此信号可相似于所感兴趣的信号,但是在相当大程度上是如与胎儿心脏运动相比的母亲心脏运动。在任一情况下,可理想地是探测且监视较弱的信号。

例如,可理想地是确定与胎儿心跳相联系的胎儿心率或波形,以检查在发展中胎儿内的异常或缺陷的存在。然而,胎儿心脏运动典型地被母亲的呼吸及心脏活动所遮掩。附加的活动影响理想的胎儿心跳数据的采集和质量。虽然加速计和其它可以收集包含胎儿心脏运动的数据,但是在较强的母亲生理噪声存在下如果所述信息未全部丢失则也将被混淆。

在这种情况下,增强或调节探测器的灵敏度不是一个可行的方案,因为信号的相对强度而不是探测器的灵敏度是问题的来源。在胎儿心脏监视实例中,母亲心脏运动和母亲的呼吸在量值上将总是超过胎儿的心脏运动。典型地,母亲的心脏活动将基本上大于胎儿的心脏活动。因此,用于监视胎儿心脏运动的系统必须能够将胎儿的心脏运动从所探测运动的较强分量如母亲的心脏运动、母亲的呼吸以及可归因于胎儿或母亲运动的非周期性运动分量中分开。

由于其较低的频率成分,通过高通滤波可分开的母亲的呼吸可从其它响应中被分开。然而,由于它们的相似性,母亲和胎儿的心脏运动分量典型地不可能仅仅基于频率信息而被彼此分开。因此,来自单个传感器的点测量不适合于分开这些心脏运动的分量。

存在其它这样的情形,即其中可理想地是在强得多的非生理信号存

在下探测且监视弱的生理信号。例如，医疗设备或机械装置可产生可以遮掩较弱生理信号如心脏运动的显著振动。在这种情况下，心脏运动和非生理振动可以被混淆，从而使通过利用来自单个传感器的点测量而对生理信号的探测和监视不切实际。

因此，存在对用于在较强生理及非生理信号存在下探测且监视弱的生理信号如胎儿心脏运动的改进技术的需求。为了提出在至今的公知系统中的缺陷，存在对这样的技术的特定需求，此技术可以以直接方式被应用，以允许相对弱的信号组从与其它生理信号或与非生理信号相联系的相对较强信号中被鉴别出来。

发明概述

本发明提供一种用于在较强生理信号存在下监视被混淆或被遮掩的生理信号，如胎儿心脏运动的新颖技术。所述技术可采用多个传感器来获得可被用来求解一序列联立方程的联立数据点。方程的求解允许运动分量，如胎儿的心脏运动、母亲的心脏运动、母亲的呼吸及其它非周期性运动被分开且被分析。取决于必须被分开的信号的数量，所述技术可例如使用至少两个传感器。传感器本身可是任何类型的运动敏感探测器，如加速计。

通过多个传感器所获得的数据点首先典型地通过在数据收集之前所施加的校准例行程序被加以同步，以便由每个传感器所获得的相应数据点彼此在时间上相对应。一旦获取了同步，则对于每个时间点应该存在多个数据点。然后这些多个数据点可被用来求解说明所探测的运动分量的联立方程，从而允许对包括将典型地被遮掩的那些较弱信号在内的所有生理信号的鉴别。联立方程可由通过使用多个数据组（包括张量分析）而典型地被用来求解多个方程的任何装置来求解。由此本技术允许使用运动敏感探测器阵列或组并且允许在与强得多的运动相联系的运动分量存在下将与相对弱的运动相联系的运动分量加以鉴别。

根据本技术的一个方面，提供一种用于监视胎儿心脏运动的方法。运动传感设备被放置在怀孕妇女的腹部上或附近，且然后将其校准以确定每个运动传感器的同步调节。然后每个运动传感器收集数据组，且通过使用从前所获得的每个运动传感器的同步调节，此数据组被同步。然后被同步的数据组被用来求解其中变量之一代表胎儿心脏运动

的联立方程组。

根据本技术的另一方面，提供一种用于监视胎儿心脏运动的方法。运动传感设备被放置在怀孕妇女的腹部上或附近。每个运动传感设备收集运动数据组并且然后所述组被同步。然后被同步的运动数据组被用来求解联立方程组，每个运动传感设备存在一个方程，由此确定了数据组的胎儿心脏运动分量。

根据本技术的另一方面，提供一种用于监视胎儿心脏运动的方法。所述系统包括一个传感器阵列，所述传感器阵列拥有运动敏感设备以及接收来自每个运动敏感设备的信号的信号采集电路。每个信号描述由运动敏感设备所探测的组合运动。所述系统还包括从信号采集电路接收信号的信号分析电路。所述信号分析电路使信号同步，且随后使用被同步的信号来求解联立方程组，所述联立方程组中的一个变量是所探测组合运动的胎儿心脏分量。

根据本发明的另一方面，提供一个用于监视胎儿心脏运动的电路。所述生理监视电路确定归因于胎儿心脏运动的组合运动数据的分量。通过利用多个被同步的运动数据组来求解一联立方程组，胎儿的心脏运动分量被加以确定，其中被同步的运动数据组数量等于联立方程的数量。

根据本技术的另一方面，提供一种用于监视胎儿心脏运动的方法。所述系统包括一个传感器阵列，所述传感器阵列拥有运动敏感设备以及从每个运动敏感设备接收信号的信号采集电路。每个信号描述由运动敏感设备所探测的组合运动。所述系统还包括从信号采集电路接收信号的信号分析电路。所述信号分析电路还拥有用于使信号同步的装置，以及通过使用被同步的信号用于求解联立方程组的装置，联立方程组中的一个变量是所探测的组合运动的胎儿心脏分量。

附图简述

在阅读下述详细说明并参考附图时，本发明的下述及其它优点和特点将变得显而易见，其中：

图 1 是实施本监视技术某一方面的生理运动探测系统的示意性表示；

图 2 是实施本监视技术某一方面的监视垫的示意性表示；

图 3 是由多个传感器所收集的生理运动数据点的非同步读出；

图 4 是由多个传感器所收集的生理运动数据点的同步读出

图 5 是所探测的生理运动的合成读出;

图 6 是图 5 中所显示合成的单独运动分量的读出;

图 7 是实施本监视技术某一方面的运动探测系统的示意性表示;

图 8 是所探测运动的合成读出;

图 9 是图 8 中所显示合成的单独运动分量的读出。

具体实施例的详细说明

现在转向附图, 且首先参考图 1, 生理运动探测系统 10 被示意性示例为包括信号采集电路 12、信号分析电路 14 以及显示电路 16。显示电路 16 反过来被连接到最终为操作者提供可使用形式的运动数据的显示设备, 如监视器 18 或打印机 20 上。要理解为术语“电路”和“线路”要被广义地加以理解且任何对电路或线路的提及意味着覆盖执行或使所说明的过程能够进行的硬件、软件或硬件和软件的组合。

信号采集电路 12 借助于传感器阵列 24 从病人 22 获得数据点, 所述传感器阵列包括至少一个以及典型地三个或四个运动传感器。所需要的传感器数量最终由待被识别的信号数量以及为标识所感兴趣的信号所需的信息的量和类型来确定。在多个传感器被采用的情况下, 传感器阵列 24 的传感器被典型地隔开, 且典型地为能够探测内部生理运动, 如心跳的类型。典型地, 在需要胎儿心脏运动测量的情况下, 传感器阵列 24 被放置在母亲的腹部, 在此地被描述成病人 22。

如果生理信号要被探测且被监视, 则传感器阵列 24 可被配置成一个垫, 在所述垫内传感器被嵌入或相反被预先安排, 以使它们的相对位置被固定。然而, 在需要的情况下, 传感器阵列 24 还可包括在线导联 (wire lead) 上、可由操作者定位的未被固定传感器。不管传感器阵列 24 是否被配置有固定的或是未固定的传感器布置, 传感器导联 (lead) 在接合处 26 被聚集且因此所收集的数据借助于连接线 28 被传递到信号采集电路 12。

然后由信号采集电路 12 所接收的数据被发送到其中将出现数据同步的信号分析电路 14。同步步骤确定事件出现与由传感器对那个事件的识别之间的延迟。这个延迟可被用来比较传感器校准系数。传感器校准系数还可补偿信号强度, 以便于各种信号以等强出现。然后来自每个传感器的输出通过相应传感器的校准系数来调节, 以使各种输出

信号的时序和强度同步。虽然传感器和事件之间的距离构成那个传感器校准系数的重要方面，但是干涉生理结构，即骨骼和器官还可对所述系数起作用。

信号分析电路 14 还包括这样的电路或程序，其利用被同步的数据来求解联立方程系统，以便于所采集的数据组可被分解成其组成分量。特别地，在用于探测胎儿心搏的示范性实施中，对于每个传感器，在任何时间瞬间 t ，所探测的信号 S 由下述方程来定义：

$$(1) \quad S(t) = (a)(MR(t)) + (b)(MH(t)) + (c)(FH(t)) + (d)(OT(t))$$

其中 a 、 b 、 c 和 d 是取决于距离的标量系数， MR 是母亲的呼吸， MH 是母亲的心脏运动， FH 是胎儿的心脏活动，且 OT 是包括母亲和胎儿的非周期性运动的其它运动。因此联立方程组由彼此相联系的方程组成。

此外，存储器电路 30 可被包括在运动探测系统 10 中，以便于由信号采集电路 12 所收集的数据或由信号分析电路 14 所产生的数据可被存储用于将来参考。类似地，信号分析电路 14 和显示电路 16 可从存储器电路 30 检索信息，用于分别进行处理或显示。为了下述讨论的目的，存储器电路 30 的功能或使用被假设成对操作者和相联系的电路而言是透明的。

现在参考图 2，其中描述了传感器阵列 24 的一个可能的配置的示意性表示。所描述的配置被优化用于探测生理信号，如胎儿的心脏运动。如图 2 所描述，传感器阵列 24 包括四个被放置在垫 34 或其它接触表面内的四个运动传感设备 32。在此被示例成虚线的导联线 36 被放置在垫 34 内或沿着垫 34，且起到将运动传感设备 32 与连接线 28 在接合处 26 相连接的作用。当被安置有垫 34 时，运动传感设备 32 的相对位置被设定，从而允许在安放到病人 22 身上之前对传感器阵列 24 的校准。典型地在将所述垫放在病人身上之前已知的信号被用来校准位于垫上的传感器。特别地，方程 (1) 中取决于距离的标量系数 a 、 b 、 c 和 d 可以在将所述垫安放在病人身上之前被加以确定，因为运动传感设备 32 之间的距离被固定。

作为另一选择地，运动传感设备 32 不需要被安置有垫 34 或其它被固定的结构。在这种另一选择的实施例中，操作者可简单地在所感兴趣的区域附近将运动传感设备 32 安放在病人 22 身上。运动传感设

备 32 仍将通过连接导联线 36 保持被连接到接合处 26 上。在这种情况下,通常直至操作者将运动传感设备安放在病人身上以后才进行校准。在将运动传感设备 32 放置在病人 22 身上以后,涉及到已知信号的校准步骤将被执行,以确定方程(1)中取决于距离的标量系数 a 、 b 、 c 和 d 。校准步骤可以或是手动的或是自动的,且将提供相对距离信息以允许对取决于距离的标量系数 a 、 b 、 c 和 d 的计算。

一旦传感器阵列 24 已经被安放在病人 22 身上,信号采集电路 12 将通过所附着的传感器阵列 24 开始收集运动数据,其中使每个运动传感设备 32 收集到一个数据点组。然后这些被采集的数据组被传递到信号分析电路 14,在此利用校准信息,即方程(1)中的距离标量系数 a 、 b 、 c 和 d ,数据组被同步。参考图 3,四个非同步数据组的实例被加以描述。缺少同步可能是由于在运动传感设备 32 和信号源之间的不同距离和不同干涉生理结构所导致。然而,一旦校准数据被用来处理所采集的数据组,则如图 4 所见,数据组可以被同步以便于运动事件被表示成在所有四个被同步的数据组上在相同时间点上出现。在图 3 和 4 中运动事件 38 被表示以演示同步。

其次,信号分析电路 14 使用被包含在所采集数据组中的信息来求解联立方程组,所述联立方程组包含与每个运动传感设备 32 相联系的信号方程即方程(1)。以这种方式组合运动的单独分量可以被鉴别,从而允许较弱的分量,如胎儿的心脏运动(FH)被观察到。这可以在图 5 中被观察到,其描绘了组合运动线 40。在组合运动线 40 下面其分量被描绘成母亲的呼吸线 42、母亲的心脏运动线 44、胎儿的心脏运动线 46 和其它非周期运动线 48。可以看出包含胎儿心脏运动线 46 的运动分量传达有用的诊断信号如与胎儿心跳相联系的胎儿心率及大体波形。

在另一可供选择的实施例中,如果其它装置可被用来求解被监视的变量之一,则与图 2 所描绘的四个运动传感设备相对比,传感器阵列 24 可包括较少的运动传感设备 32。例如,母亲的呼吸较其它运动分量具有较小的频率,且可通过单独传感器信号的高通滤波从它们当中被分开。如果这种滤波被采用,则母亲的呼吸不需要被求解,从而只留下必须被加以确定的三个变量 MH44、FH46 和 OT48。在这个实施例中,仅需要有三个方程来求解这三个变量,且因此仅三个运动传感设备 32

被用在传感器阵列 24 中。换句话说，总体上具有与未知变量一样多数量的联立方程，每个方程由单独的运动传感设备 32 而产生。

联立方程本身可由对本领域普通技术人员所公知的各种技术来求解。通过使用多个数据点组用于求解多个变量的任何公知技术可被采用。适合于求解这种联立多变值方程的一个优选技术是张量分析，虽然有关的线性代数技术也可被采用。

在联立方程的求解之后，信号分析电路 14 可执行附加的验证步骤。所述验证技术可采取各种形式。然而，一个适合的技术是分析相对于其它非周期性运动线 48 的结果。显然地，其它非周期性运动线 48 可以是各种形式和形状，但是它的量值总体上可被用来确定计算是有效的。其中非周期性分量 48 的量值超出周期性分量值的求解暗示出：也许由于病人的活动、传感器阵列 24 的位错等，计算可能对于正在考虑当中的那些次数是无效的。

在本领域中的普通技术人员将意识到：存在本发明的可供选择的实施例，借此在较强非生理信号或噪声（如由各种类型医疗设备或有关装置所产生的那些信号或噪声）存在下，弱生理信号可被鉴别。在仅有两个信号，即生理和非生理信号被分开的情况下，如图 7 所示，可采用少至两个运动传感设备 32。在强且持久的非生理信号被从（或通过）支撑病人 22 的台或轮床传递且与较弱生理信号，如心脏运动的探测和监视相接口情况下，这种实施例可是理想的。

如图 7 中所描绘，在这种类型的示范性应用中，运动传感设备 32 可被安放在病人 22 身上，优选地在生理信号源附近。第二运动传感设备 32 可被安放在非生理信号的源或发送器（如台 50）上。生理和非生理信号可按如上所说明被加以处理，以分开相应的信号。通过这种方式，如图 8 所描绘，合成信号 60 可被分解成其分量，即如图 9 中所描绘的生理信号 62 和非生理信号 64。通过这种方式，甚至在另外的较强非生理信号 64 存在下，所感兴趣的生理信号 62 可以被加以监视。

虽然本发明可容许各种修改和可供选择的形式，但是在附图中通过实例方式已经示出具体的实施例，且其已经在此被加以详细说明。然而，应该理解为本发明并不旨在被局限于所公开的特定形式。而是本发明将涵盖在发明的实质和范围内、如下面所附权利要求所定义的所有修改、等同物及替换物。

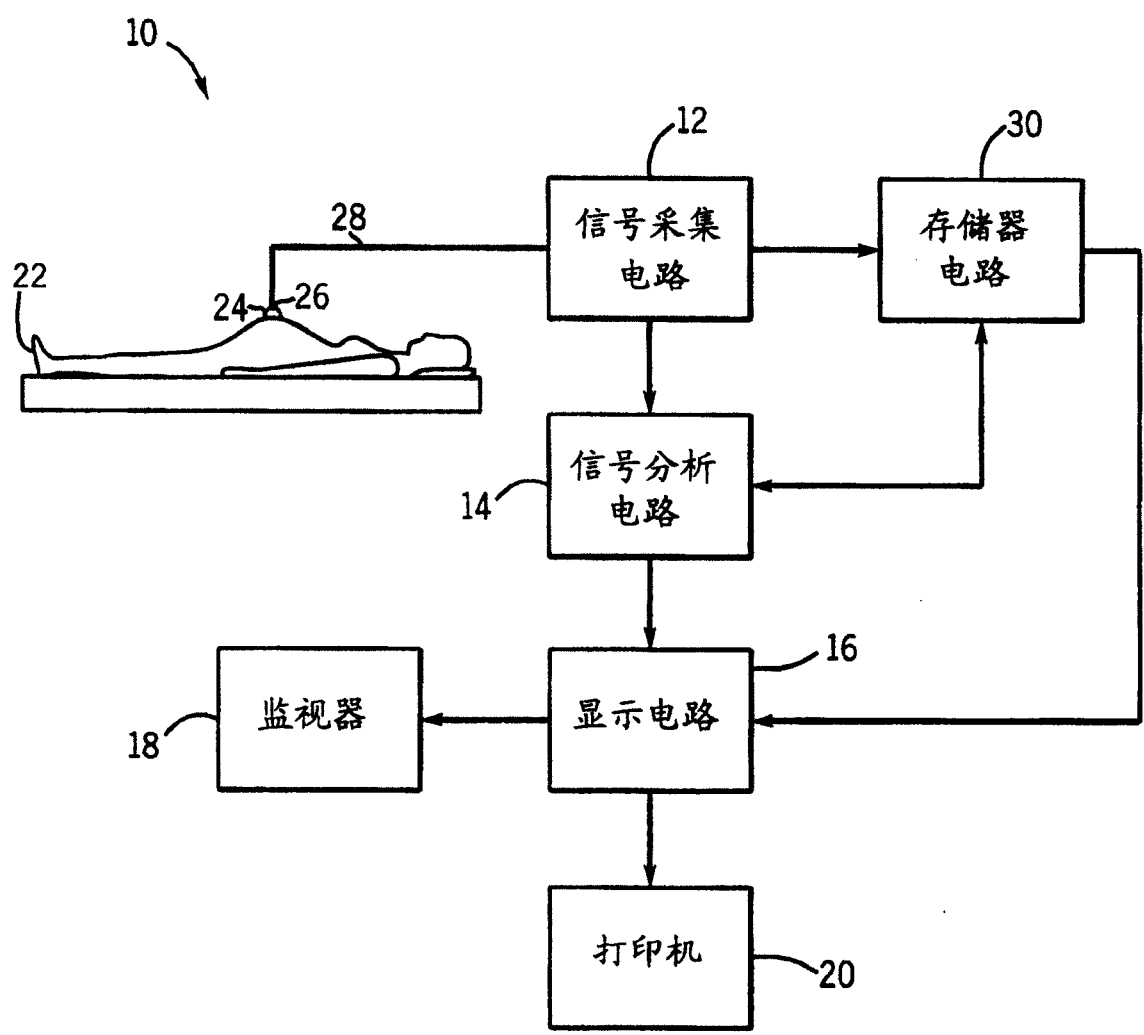


图 1

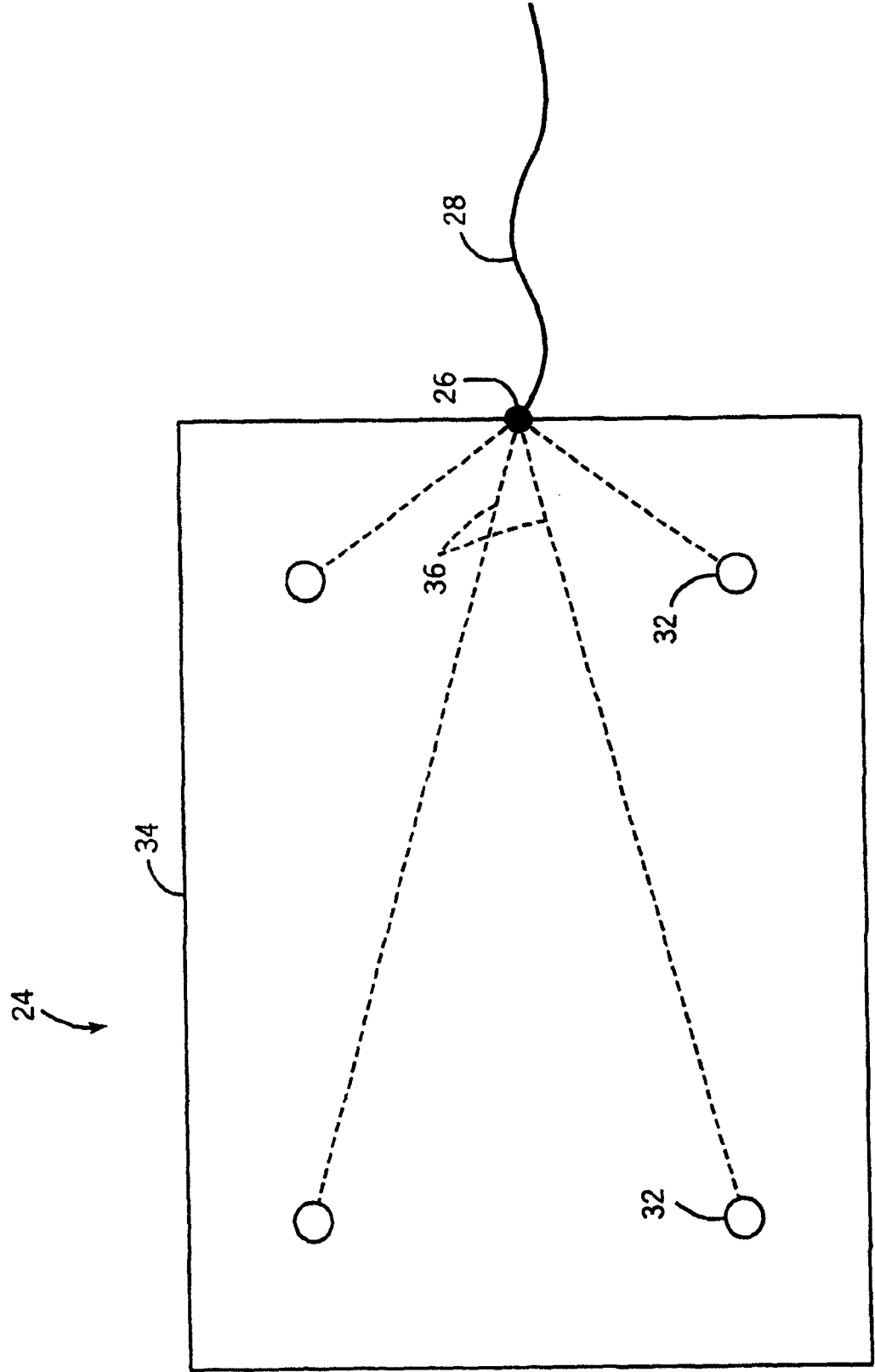


图 2

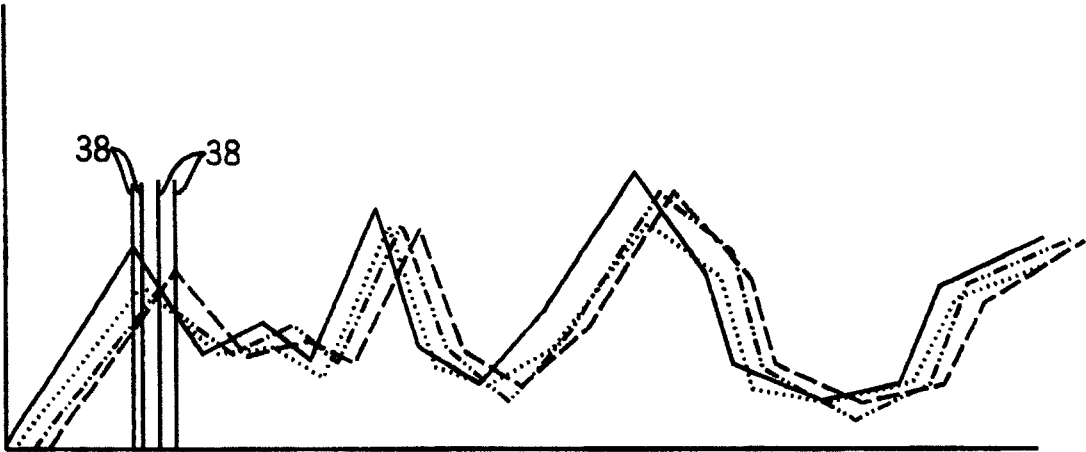


图 3

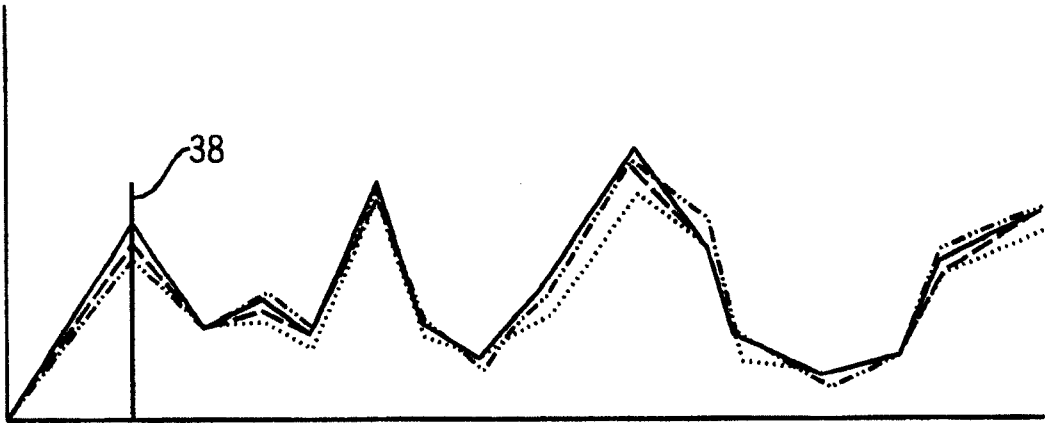


图 4

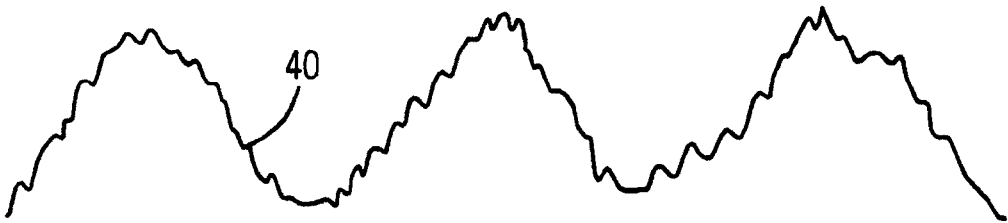


图 5

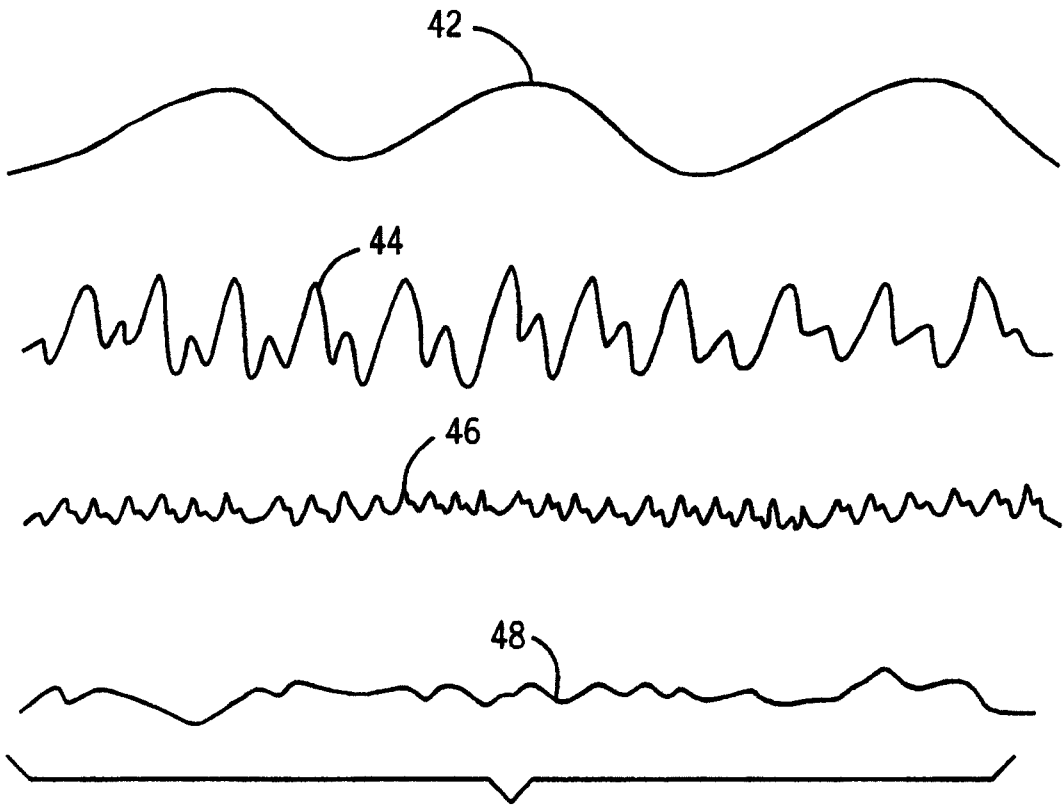


图 6

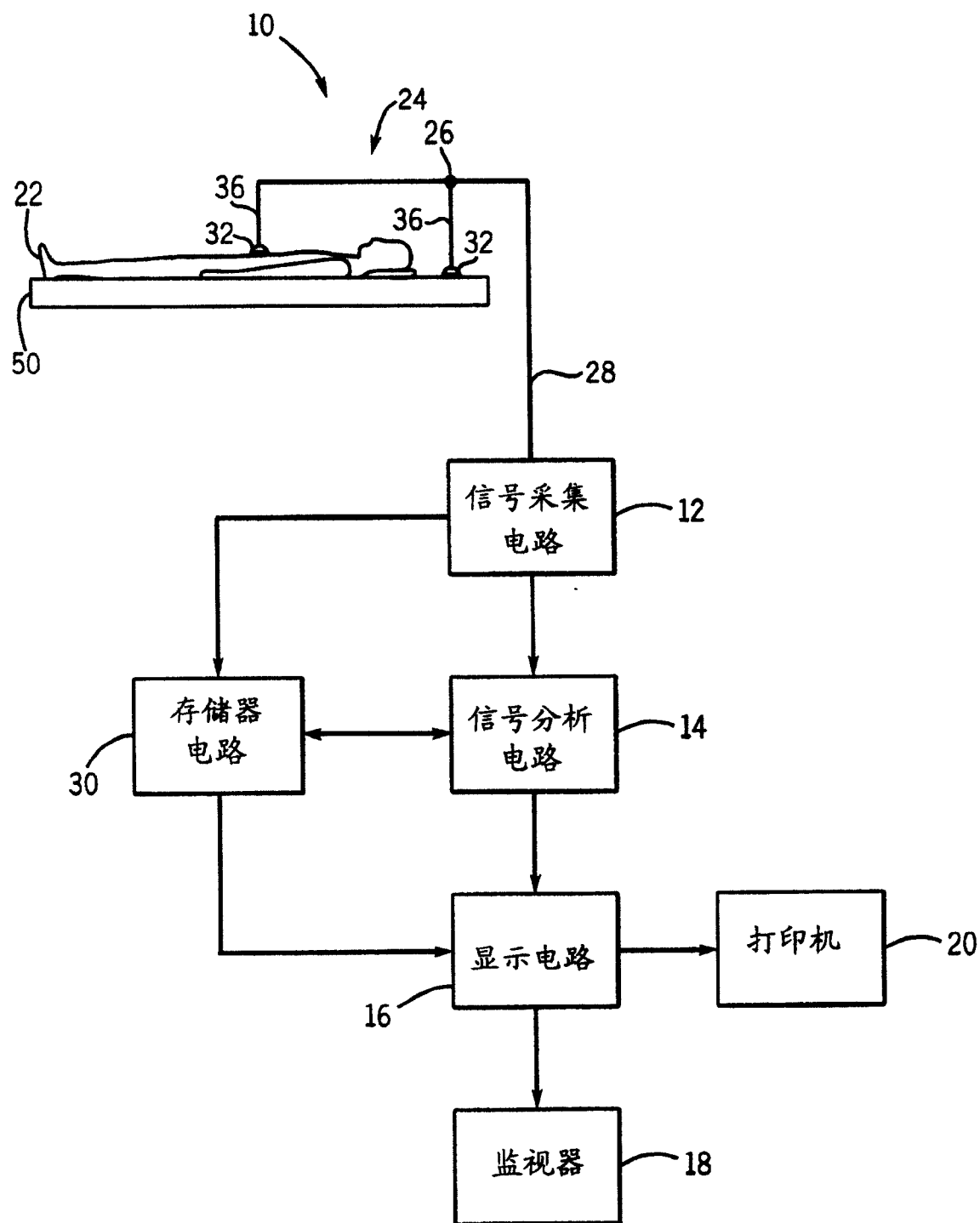


图 7



图 8

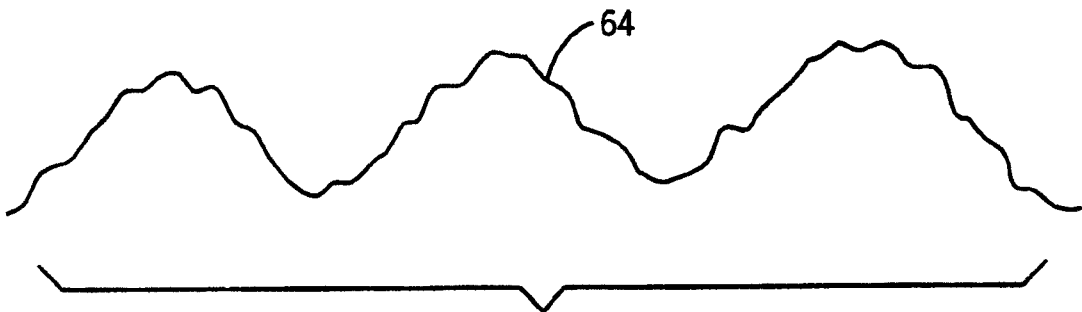
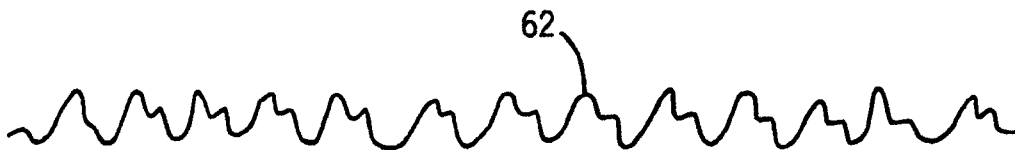


图 9