



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102835953 A

(43) 申请公布日 2012. 12. 26

(21) 申请号 201210152331. 8

(22) 申请日 2012. 05. 16

(30) 优先权数据

13/108, 738 2011. 05. 16 US

(71) 申请人 阿利弗克公司

地址 美国俄克拉荷马州

(72) 发明人 大卫·艾伯特

布鲁斯·理查德·萨奇韦尔

吉姆·诺曼·巴尼特

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理

有限公司 11262

代理人 周靖 郑霞

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402 (2006. 01)

A61B 5/021 (2006. 01)

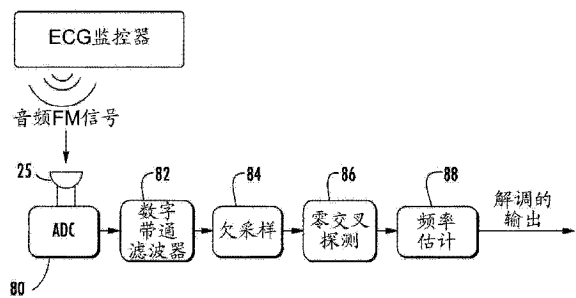
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 9 页

(54) 发明名称

无线超声波个人健康监控系统

(57) 摘要

本发明涉及无线超声波个人健康监控系统。个人监控设备具有配置成在与用户的皮肤接触时检测生理信号的传感器组件。传感器组件产生代表所检测的生理信号的电信号。与传感器组件集成并电连接到传感器组件的转换器组件将传感器组件产生的电信号转换成听不见的调频超声波声信号。超声波信号从通过欠采样产生的混叠的信号解调。



1. 一种个人监控设备,包括:

传感器组件,其配置成在与用户的皮肤接触时检测生理信号,并产生代表所检测的生理信号的电信号;

转换器组件,其包括音频发射机,所述转换器组件与所述传感器组件集成并电连接到所述传感器组件,并配置成接收由所述传感器产生的所述电信号并通过所述音频发射机将这些信号输出到在所述音频发射机的范围内的计算设备中的麦克风,其中所述转换器组件还配置成输出所述信号作为听不见的超声波调频(FM)声信号,

其中所述听不见的超声波 FM 声信号具有在从大约 18kHz 到大约 24kHz 的范围内的载波频率。

2. 如权利要求 1 所述的个人监控设备,其中所述听不见的超声波 FM 声信号具有在从大约 20kHz 到大约 24kHz 的范围内的载波频率。

3. 如权利要求 1 所述的个人监控设备,其中所检测的所述生理信号选自心电图(ECG)、肌电图(EMG)、眼电图(EOG)、光电血管容积图(PPG)、呼吸、心率、脉搏血氧饱和度分析、脑电图(EEG)和其组合所组成的组。

4. 一种 ECG 设备,包括:

电极组件,其配置成在与用户的皮肤接触时检测心脏相关的信号并将所检测的心脏相关的信号转换成 ECG 电信号;以及

转换器组件,其包括音频发射机,所述转换器组件与传感器组件集成并电连接到所述传感器组件,并配置成接收由所述传感器产生的所述 ECG 电信号并通过所述音频发射机将 ECG 声信号输出到在所述音频发射机的范围内的计算设备中的麦克风,其中所述转换器组件还配置成输出所述 ECG 信号作为超声波 FM 声信号,其中所述超声波 FM 声信号具有在从大约 18kHz 到大约 24kHz 的范围内的载波频率。

5. 如权利要求 4 所述的 ECG 设备,其中所述超声波 FM 声信号具有在从大约 20kHz 到大约 24kHz 的范围内的载波频率。

6. 如权利要求 4 所述的 ECG 设备,其中所述转换器组件包括用于输出所述调频超声波信号的音频发射机,其中所述音频发射机配置成将所述超声波 FM 声信号输出到在所述音频发射机的范围内的计算设备中的麦克风。

7. 如权利要求 6 所述的 ECG 设备,其中所述计算设备选自智能电话、个人数字助理(PDA)、平板个人计算机、口袋个人计算机、笔记本计算机、桌上型计算机、服务器计算机所组成的组。

8. 如权利要求 6 所述的 ECG 设备,其中所述电极组件位于智能电话保护盒的外表面上,且其中当智能电话位于所述智能电话保护盒中时,从所述音频发射机输出的所述超声波 FM 声信号能够由所述智能电话中的麦克风探测。

9. 如权利要求 6 所述的 ECG 设备,其中所述 ECG 设备是具有所述电极组件的手持设备,所述电极组件包括位于下列项中的一个上的两个电极:a)配置成接纳用户的手的垫的外表面,在每个电极上放一只手,b)卡片的单侧,或 c)具有在外圆柱形表面上的一个电极和在任一端上的一个电极的圆柱形设备。

10. 如权利要求 6 所述的 ECG 设备,其中所述电极组件位于胸带内。

11. 一种用作 ECG 设备的智能电话保护盒,包括:

电极组件,其配置成在与用户的皮肤接触时检测心脏相关的信号并将所检测的心脏相关的信号转换成 ECG 电信号;以及

转换器组件,其与所述电极组件集成并电连接到所述电极组件,所述转换器组件配置成将所述电极组件所产生的所述 ECG 电信号转换成具有在从大约 18kHz 到大约 24kHz 的范围内的载波频率的超声波 FM 声信号,并且还配置成通过音频发射机以能够由位于所述智能电话保护盒内的智能电话接收到的信号强度输出所述超声波 FM 声信号。

12. 一种用于产生并传送医学数据的系统,所述系统包括:

电极组件,其配置成在与用户的皮肤接触时检测心脏相关的信号并将所检测的心脏相关的信号转换成 ECG 电信号;

转换器组件,其包括音频发射机,所述转换器组件与所述电极组件集成并电连接到所述电极组件,并配置成将所述 ECG 电信号转换成超声波 FM 声信号并通过所述音频发射机将所述超声波 FM 声信号输出到计算设备中的麦克风,其中所述计算设备的模数转换器(ADC)配置成对来自所述麦克风的信号采样,并将其转换成数字音频信号;以及

解调软件,其存储在非临时计算机可读介质中并由所述计算设备可执行以使所述计算设备:(1)对所述数字音频信号欠采样,将其混叠到较低的频带,以及(2)解调在所述较低的频带处的混叠的数字音频信号以产生 ECG 输出。

13. 如权利要求 12 所述的系统,其中所述解调软件由所述计算设备可执行来使所述计算设备对所述较低的频带处的所述混叠的数字音频信号执行零交叉分析以产生所述 ECG 输出。

14. 如权利要求 12 所述的系统,其中所述解调软件包括用于使所述计算设备对所述数字音频信号进行围绕载波频率的带通滤波以提高信噪比的指令。

15. 如权利要求 12 所述的系统,其中所述解调软件使计算机以所述 ADC 的采样率的一半进行欠采样。

16. 如权利要求 15 所述的系统,其中所述解调软件包括用于使所述计算设备反转解调的输出以校正被欠采样反转的频谱的指令。

17. 如权利要求 15 所述的系统,其中所述解调软件包括用于使所述计算设备在所述计算设备的显示屏上显示所述 ECG 输出的指令。

无线超声波个人健康监控系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2011 年 5 月 16 日提交的 13/108,738 号美国专利申请的优先权。

[0003] 背景

1. 发明领域

[0004] 当前主张和公开的发明构思通常涉及个人生理监控设备和方法,且更具体地但不是作为限制,涉及用于利用诸如智能电话的计算设备来提供 ECG、心率和心律失常监控的设备、系统和软件。

2. 发明背景

[0006] 现有技术包括很多其中 EGG 数据等被监控和 / 或从患者发送到特定医生的办公室或保健服务中心的系统。例如,5,735,285 号美国专利公开了将患者的 ECG 信号转换成调频音频信号的手持设备的使用,该调频音频信号可接着通过经由电话系统输入到选定的手持计算机设备或指定医生的办公室的音频来分析。类似地,6,264,614 号美国专利公开了心脏监控器,其由患者操纵来检测生物功能例如心搏,并将可听信号输出到计算机麦克风。计算机处理可听信号并通过网络或互联网发送因而产生的数据信号。6,685,633 号美国专利公开了患者可靠着他或她的胸部保持的心脏监控器。设备响应于功能或条件例如心脏的跳动来将可听信号输出到连接到计算机的麦克风。这些音频传输中的每个限于可听声音的传输。换句话说,没有设想在高于人类听得见的,即,高于 17kHz 的载波频率处的调频声音传输。

[0007] 2004/0220487 号美国专利申请公布公开了具有 ECG 电极的系统,ECG 电极检测 ECG 电信号,该 ECG 电信号被组合和振幅调制。复合信号经由电线或无线地发送到计算设备中的声音端口。具有从 19kHz 到 21kHz 的通带的数字带通滤波器被考虑;然而,没有考虑在此频率范围处使用市场上可买到的计算设备的解调装置。此外,没有设想实现传输的声波的使用。

[0008] 2010/0113950 号美国专利申请公布公开了具有心脏传感器的电子设备,心脏传感器包括用于探测用户的心脏信号的几条导线。导线耦合到电子设备壳体的内表面以从视野隐藏传感器。使用所探测的信号,电子设备可接着识别或认证用户。

[0009] 6,820,057 号美国专利公开了获取、记录并发送 ECG 数据的系统,其中 ECG 信号在具有在音频范围内的载波音的调频音频音中被编码。然而,没有真正考虑高于大约 3kHz 的载波频率,没有考虑高于可听音的载波频率,且没有考虑在较高载波频率处的解调方法。

[0010] 利用经电话传送和可听得见的声信号的现有技术的限制包括由于说话或附近地区的任何其它嘈杂活动而减小的信噪比,因而可能危害心脏监控数据信号的完整性。此外,可听信号可以被在计算机和心脏监控器的附近地区的任何人听到,这对用户以及附近地区的其他人可能是烦人的。其它应用未能提供容易与现有的计算设备例如智能电话兼容的可靠、廉价的个人监控设备。如果这些问题在发送实时生理数据的个人监控设备中被处理将是有利的。

[0011] 发明概述

[0012] 当前主张和公开的发明的实施方式目的在于具有传感器组件的个人监控设备,传感器组件配置成在与用户的皮肤接触时检测生理信号。传感器组件产生代表所检测的生理信号的电信号。包括音频发射机的转换器组件与传感器组件集成并电连接到传感器组件。它接收由传感器组件产生的电信号,并通过音频发射机将这些信号输出到计算设备中的麦克风。信号被输出为听不见的超声波调频声信号。

[0013] 当前主张和公开的发明构思的 ECG 设备包括配置成在与用户的皮肤接触时检测心脏相关的信号并将所检测的心脏相关的信号转换成 ECG 电信号的电极组件。与电极组件集成并电连接到电极组件的转换器组件配置成接收由传感器产生的 ECG 电信号,并通过音频发射机将 ECG 声信号输出到在音频发射机的范围内的计算设备中的麦克风。转换器组件还配置成输出 ECG 信号作为超声波 FM 声信号。

[0014] 在一个实施方式中,提供了可用作 ECG 设备的智能电话保护盒。提供了配置成在与用户的皮肤接触时检测心脏相关的信号并将所检测的心脏相关的信号转换成 ECG 电信号的电极组件。与电极组件集成并电连接到电极组件的转换器组件配置成将电极组件所产生的 ECG 电信号转换成具有在从大约 18kHz 到大约 24kHz 的范围内的载波频率的超声波调频 ECG 声信号,并且还配置成以能够由位于智能电话保护盒内的智能电话接收的信号强度通过音频发射机输出超声波调频声信号。

[0015] 在第二实施方式中,提供了用于产生并传送医学数据的系统。系统包括配置成在与用户的皮肤接触时检测心脏相关的信号并将所检测的心脏相关的信号转换成 ECG 电信号的电极组件。包括音频发射机的转换器组件与电极组件集成并电连接到电极组件,并配置成将 ECG 电信号转换成超声波 FM 声信号。超声波 FM 声信号通过音频发射机输出到计算设备中的麦克风。计算设备的模数转换器(ADC)配置成对来自麦克风的信号采样,并将其转换成数字音频信号。存储在非临时计算机可读介质中并由计算设备可执行的解调软件使计算设备:(1)对数字化 FM 音频信号欠采样,将其混叠到较低的频带,以及(2)解调在较低的频带处的混叠的 FM 音频信号以产生 ECG 输出。

[0016] 在另一实施方式中,提供了用于存储能够由一个或多个计算设备执行的一组指令的非临时计算机可读存储介质,所述指令在被所述一个或多个计算设备执行时使所述一个或多个计算设备通过至少(1)对数字化 FM 音频信号欠采样、将其混叠到较低的频带以及(2)解调在较低的频带处的混叠的 FM 音频信号以产生 ECG 输出来解调具有在从大约 18kHz 到大约 24kHz 的范围内的载波频率的数字化 FM 音频信号。

[0017] 健康监控的方法被提供并包括下面的步骤。ECG 设备的电极组件放置成与用户的皮肤接触。电极组件配置成检测用户的心脏相关的信号并将所检测的心脏相关的信号转换成 ECG 电信号。包括音频发射机的转换器组件与传感器组件集成并电连接到传感器组件,且配置成接收由传感器产生的 ECG 电信号并通过音频发射机输出 ECG 声信号作为超声波 FM 声信号。超声波 FM 声信号通过音频发射机输出,并在音频发射机的范围内的计算设备中的麦克风处被接收,被解调,且因而产生的 ECG 输出被记录。可选地,用户可同时记录口头语音消息与 ECG 输出。

[0018] 因此,利用(1)本领域已知的技术;(2)当前主张和公开的发明构思的上面提到的一般描述;以及(3)接下来的本发明的详细描述,当前主张和公开的发明构思的优点和新

颖性对本领域的普通技术人员将容易明显。

[0019] 附图的简要说明

[0020] 图 1 是从 <http://en.labs.wikimedia.org/wiki/Acoustics> 获悉的人类听觉范围和阈限的图形表示。

[0021] 图 2 是来自 www.neuroreille.com/promenade/english/audiometry/audiometry.htm 的随着年龄的听力损失的图形表示。

[0022] 图 3 是示出来自 www.hearinglossky.org/hlasurvival1.html 的普通声音的强度和频率的听力图。

[0023] 图 4 是向计算设备进行传送的个人监控设备的实施方式的示意性表示。

[0024] 图 5 是本发明的个人监控设备的另一实施方式的示意性表示。

[0025] 图 6 是图形 ECG 表示的例子。

[0026] 图 7A 是在安静的办公室环境中的噪声的频谱图。

[0027] 图 7B 是来自本发明中实现的 ECG 监控设备的经调制的超声波信号的频谱图。

[0028] 图 8A 是具有管形状的本发明的个人监控设备的实施方式的示意性表示。

[0029] 图 8B 是可用作智能电话保护盒的本发明的个人监控设备的另一实施方式的示意性表示。

[0030] 图 8C 是可用作垫的本发明的个人监控设备的实施方式的示意性表示。

[0031] 图 9 是位于胸带内的被包括的本发明的 ECG 设备的实施方式的示意性表示。

[0032] 图 10 是本发明的计算机可读存储介质实施方式的示意性表示。

[0033] 图 11 是本发明的实施方式的示意性表示。

[0034] 图 12 是在带通滤波之后的频谱的示例性表示。

[0035] 图 13 是在以原始采样率的一半进行欠采样之后的频谱的示例性表示。

[0036] 图 14 示出用于接收并解调超声波 FM ECG 声信号的系统的工作实例。

[0037] 本发明的详细描述

[0038] 在详细解释本发明的至少一个实施方式之前,应理解,本发明在其应用中不限于在下面的描述中阐述的部件的结构、实验、示例性数据和 / 或布置的细节。本发明能够有其它实施方式或以各种方式被实践或实现。此外,应理解,本文使用的术语是为了描述的目的,而不应被视为限制性的。

[0039] 在本公开的实施方式的下面的详细描述中,很多特定的细节被阐述,以便提供对本公开的更彻底的理解。然而,对本领域的普通技术人员将明显,可在没有这些特定细节的情况下实践本公开中的构思。在其它实例中,没有详细描述公知的特征,以避免不必要地复杂化描述。

[0040] 人类听觉范围常常指 20Hz 到 20kHz。在理想实验室条件下在儿童中的最大听觉范围实际上低至 12Hz 且高至 20kHz。然而,如图 1 所示,阈频率,即可探测的最小强度快速上升到在 10kHz 到 20kHz 之间的痛阈。因此,高于大约 16kHz 的声音必须相当强以被听到。几乎立即从出生起,这些较高频率的阈声音水平增加。如图 2 所示,一般 20 岁的人在 8kHz 范围内损失大约 10dB,而在 90 岁时,一般人在此频率处损失超过 100dB。

[0041] 使用非常高频率的声音的示例性产品是蚊子警告器——一种发射故意恼人的 17.4kHz 警报并用于劝阻年轻人不虚度时光的有争议的设备。由于成年人在此频率处听

力损失,它一般仅被 25 岁以下的人听到。类似地,学生通过在学校期间在其手机上使用 15-17kHz 的“蚊子”铃声来利用成人听力损失。学生可听到“蚊子”铃声,而其成人教师不能。术语“超声波”一般意指高于人类所感知的范围。然而,如所证实的,听觉频率的上限通常随着个人和随着年龄而变化。由于这个上限中的差异,术语“超声波”在本文和在所附权利要求中被定义为指“17kHz 或更大的声音频率”。

[0042] 然而有趣的是,存在高于大约 10kHz 的非常少的周围声音或噪声。参考图 3,大多数日常声音出现在低于大约 4kHz 的频率处。因此,在超声波范围内的信号的使用不仅对那些声音是无声的,而且还提供非常合乎需要的信噪比(SNR)。

[0043] 声学工程师安全地假设,高于大约 20kHz 的任何频率将对所感觉的声音没有影响,且他们过滤高于这个范围的每件事物。但仍然在超声波范围内的低于 20kHz 的声音无关紧要,且标准采样过程被相应地建立。通常理解,对模拟信号——不管是无线电信号还是可听声信号——采样需要采样频率 f_s ,使得 $f_s/2 > f$,其中 f 是正弦频率。由于这个原因,声音系统被设计成以现在 44.1kHz 的标准采样率采样,该采样率设置得稍微高于对 20kHz 声音上限所计算出的奈氏-香农(Nyquist-Shannon)采样率,即,40kHz。使用现有的解调过程、计算机、电话、手机、立体声系统等在超声波范围内的 FM 窄带信号的实际解调将导致原始信号的非常差的再生。这是不幸的,因为如上所述,在超声波范围内的载波信号也将由于在这些较高频率处有非常少的自然“噪声”而具有非常低的信噪比。

[0044] 本文公开的发明构思目的在于用于使用调频超声波信号来测量生理信号并无线和无声地发送这些测量结果的个人监控设备、方法和系统,调频超声波信号与传统经电话传送的方法比较具有很大地提高的信噪比。还提供了使用现有的计算机和智能电话技术以极好的准确性接收和解调超声波信号的方法和算法。

[0045] 当前主张和公开的发明构思提供了个人监控设备 10,其实施方式在图 4 和图 5 中示意性示出。监控设备 10 的获取电子装置 11 包括配置成在与用户的皮肤接触时检测生理信号的传感器组件 12。传感器组件 12 产生代表所检测的生理信号的电信号,其输入到与传感器组件 12 集成的转换器组件 14。转换器组件 14 将传感器组件 12 所产生的电信号转换成调频超声波信号,该调频超声波信号由超声波发射机 24 输出。在一个实施方式中,调频超声波信号具有在从大约 18kHz 到大约 24kHz 的范围内的载波频率。在另一实施方式中,调频超声波信号具有在从大约 20kHz 到大约 24kHz 的范围内的载波频率。

[0046] 传感器组件 12 可包括操作来探测用户希望监控的生理信号的任何适当的传感器。这样的生理信号的非限制性的例子包括但不限于呼吸、心搏、心率、心电图(ECG)、肌电图(EMG)、眼电图(EOG)、脉搏血氧饱和度分析、光电血管容积图(PPG)和脑电图(EEG)。

[0047] 呼吸探测器可以是常规麦克风辅助听诊器 12'。也可使用常规麦克风辅助听诊器 12' 或通过使用电极组件 18 以检测随着时间的过去由心脏产生的电信号来探测心搏和心率。这样的电极 18 也可用于探测随着时间的过去心脏的电活动,以获得心电图(ECG)。ECG 是当在每次心搏期间心肌去极化时产生的在皮肤上的小的电变化。来自一对电极 18 的输出被称为导线 20。在放置在心脏的任一侧上的两个电极之间的电压的小的升高和下降可被处理以产生图形 ECG 表示 22,例如图 6 所示的示例性 ECG。

[0048] 肌电图(EMG)探测当肌肉细胞在电学上或在神经学上被激活时由肌肉细胞产生的电位。信号可被分析以探测医学异常。眼电图(EOG)是用于测量视网膜的静止电位的技

术。通常,数对电极 18 放置在眼睛上面和下面,或眼睛的左边和右边,且电位差测量结果是对眼位置的度量。

[0049] 人的血红蛋白的氧化可使用脉搏血氧饱和度传感器以无创方式被间接地监控,而不是直接从血液样本测量。传感器放置在人体的薄的部分例如指尖或耳垂上,且包含红和红外波长的光从一侧通到另一侧。这两个波长的每个的吸收的变化被测量,且差异用于估计人血液的血氧饱和度和皮肤中的血容量的变化。可接着使用脉搏血氧饱和度传感器或使用利用单个光源的光学传感器来获得光电血管容积图(PPG)。PPG 可用于测量血流量和心率。脑电图(EEG)可使用连接到头皮的电极而被监控并测量脑活动所产生的电压。

[0050] 转换器组件 14 将传感器组件 12 所产生的电信号转换成可由计算设备 16 接收的调频超声波信号。在图 5 所示的实施方式中,转换器组件 14 包括转换器 23 和超声波发射机 24,超声波发射机 24 用于输出具有在从例如大约 18kHz 到 24kHz 的范围内的载波频率的调频超声波信号。适当的超声波发射机 24 的非限制性的例子包括但不限于微型扬声器、压电蜂鸣器等。超声波信号可由计算设备 16 例如智能电话 30、个人数字助理(PDA)、平板个人计算机、口袋个人计算机、笔记本计算机、桌上型计算机、服务器计算机等中的麦克风 25 接收。

[0051] 现有技术设备使用调频生理信号来在获取硬件和计算设备之间进行通信。信号具有在可听范围内的载波频率例如用于发送 ECG 信号的传统 1.9kHz FM 频率。然而,已发现,通过使用超声波频率作为载波,例如在从大约 18kHz 到大约 24kHz 或甚至 20kHz 到 24kHz 的范围内的频率,在个人监控设备 10 的获取电子装置 11 和计算设备 16 例如智能电话之间的声通信实质上是无声的,且远比传统的 1.9kHz FM 频率更加抗噪声。事实上,在超声波范围内的音频信号功率的测量确定,17kHz 和更高的载波频率提供不受周围环境和语音“噪声”污染的影响的通信。通过使用超声波载波频率,在甚至“最嘈杂的”环境中,我们创建在获取电子装置 11 和计算设备 16 例如智能电话 30、笔记本计算机等之间的无噪声和无声的通信。

[0052] 例如,图 7A 示出在安静的办公室环境中的声音的频谱图。如可看到的,周围的噪声在 2kHz 时为大约 35db。图 7B 示出在同一安静的办公室环境中的超声波调制的 ECG 信号的频谱图。应注意,周围的噪声在 19kHz 时仅为 20db (稍微向上的曲线是伪像),与标准 2kHz 信号比较对 19kHz 超声波信号给出至少 15db 的优势。这是对信噪比(SNR)的明显提高,信噪比在嘈杂环境例如大街、购物商场或嘈杂的家里提高得更多。协同地,信号的音量可在超声波频率处进一步增加,而无须顾忌现场的“收听者”,因为他们不能听见它。

[0053] 在一个实施方式中,个人监控设备 10 是 ECG 设备 10', 并包括配置成当与用户的皮肤接触时检测心脏相关的信号并将所检测的心脏相关的信号转换成 ECG 电信号的电极组件 18。如在下文中详细讨论的,ECG 设备 10' 将超声波调频 ECG 信号发送到计算设备 16,例如智能电话 30。在计算机 16 或智能电话 30 上运行的软件数字化并实时地处理音频,其中调频 ECG 信号被解调。可使用计算心率并识别心律失常的算法来进一步处理 ECG。ECG、心率和节律信息可显示在计算机 16 或智能电话 30 上,在本地存储用于以后的检索,和/或经由 2G/3G/4G、WiFi 或其它互联网连接实时地发送到 web 服务器 52。除了 ECG 数据的显示和本地处理以外,计算机 16 或智能电话 30 还可经由安全的 web 连接实时地发送 ECG、心率和节律数据,用于经由 web 浏览器接口(使用例如智能电话 30 的 2G/3G/4G 或 WiFi 连接)

观看、存储和进一步分析。服务器软件提供 PDF ECG 节律条样带文件和 / 或其它报告和格式的存储、进一步处理、实时或回顾的显示和形成以远程地或在本地打印。

[0054] 在另一实施方式中, ECG 设备 10' 的转换器组件 14 与电极组件 18 集成并电连接到电极组件 18, 并配置成将电极组件 18 所产生的 ECG 电信号转换成具有在从大约 18kHz 到大约 24kHz 的范围内的载波频率的调频 ECG 超声波信号。利用在 20kHz 到 24kHz 范围内的载波频率有时是合乎需要的。超声波范围在获取电子装置 11 和计算设备 16 例如智能电话 30、笔记本计算机等之间创建较低噪声和无声的通信。

[0055] ECG 设备 10' 可以用与其功能一致的任何方式配置, 即, 它应包括可用来与用户的手、胸部或身体的其它部分上的皮肤接触的电极以获得用户的 ECG, 以及用于使用超声波将 ECG 发送到接收设备的装置。例如, 手持 ECG 设备 10' 可成形为像图 5 中的信用卡一样, 两个电极在底表面上, 或 ECG 设备 10' 可成形为像图 8A 中的手电筒或笔一样, 在接触持有者的手的圆柱形表面 57 上有一个电极 18, 而另一电极 18' 在使用中时在接触胸部、手或其它身体部分的一端 59 上。

[0056] 在另一配置中, ECG 设备 10' 可用作如图 8B 所示的智能电话保护盒 60。一个示例性配置利用 iPhone® 或其它智能电话 30 的“易装上或卸下的”保护盒 60, 保护盒 60 包括集成的 ECG 电极组件 18 和获取电子装置 11 (用于产生 ECG 数据的单个导线的 2、3 或 4 个电极)。ECG 电极位于与显示屏 58 相对的盒 60 的一侧 62 上。在 ECG 适应的保护盒 60 中的智能电话 30 可保持在两只手中 (产生导线一, 左臂减去右臂), 或可放置在人的胸部上以产生修改的胸部导线。ECG 由获取电子装置 11 测量且被转换成调频超声波信号。适当的载波或中心频率的非限制性例子包括从大约 18kHz 到大约 24kHz, 或在一些实施方式中从大约 20kHz 到 24kHz。调频超声波信号由微型扬声器 64 或压电蜂鸣器 66 输出。

[0057] 在另一配置中, 如在图 8C 中示意性示出的 ECG 设备 10' 可用作垫。为了使用垫 10', 用户将手放置在两个电极 18 的每个上。垫 10' ECG 设备与“盒”电子装置相同, 但存在于其自己的壳体 67 中, 而不是集成到智能电话 30 的保护盒 60 中。在一个工作实例中, 垫 10' 大约是 A4 纸的尺寸, 导电材料的两个分离的区域充当手被放置的电极。导电织物可具有导电尾部, 其被卷曲到按扣 61 以连接或夹到获取电子装置 11 的“外壳”以使用超声波将 ECG 发送到接收设备。这个实施方式允许使用设备来获取 ECG 数据, 并使它在声学上传递到 PC 或其它计算设备用于经由 web 应用和连接来解调、处理、存储和显示。外壳放置到一侧允许垫在使用期间平放以及折叠合拢用于存储。

[0058] 大部分计算设备和所有的智能电话包括存储器 56、显示屏 58 和用于经由蜂窝天线 54 将信息信号发送到基站或 web 服务器 / 从基站或 web 服务器 52 接收信息信号的收发机。因此, 计算设备电子装置可用于将来自个人监控设备 10 的信息存储在存储器 56 中, 和 / 或通过本领域技术人员充分理解的无线通信技术将信息发送到基站 52 或特定的通信地址。

[0059] 在图 9 示意性示出的又一实施方式中, ECG 设备 10' 可用作胸带设备 68 如健康心率监控器。具有集成 ECG 电极组件 18 和获取电子装置 11 的“外壳”的胸带 69 产生调频超声波 ECG 信号, 并将它发送到计算设备 16, 例如智能电话 30。

[0060] 在所述配置的任一个中, 计算设备 16 例如智能电话 30 利用其内置麦克风 25 和 CPU 来实时地获取、数字化、解调、处理和接着显示 ECG 数据。此外, 计算设备 16 或智能电话

30 可计算实时心率测量结果并确定心节律诊断如心房纤维性颤动。计算设备 16 或智能电话 30 可利用其 2G、3G、4G、Bluetooth®和 WiFi 连接来将 ECG 和其它数据发送到安全的 web 服务器 52 用于实时的远距离显示、存储和分析。此外，ECG 数据可在本地存储在智能电话 30 上用于以后审查或传输。

[0061] 在智能电话 30 上的软件也可将来自其它传感器的数据和信号组合到智能电话 30 例如 GPS 和加速计中。这个数据的进一步处理提供与用户有关的额外信息，例如速度、位置、距离、步长、节奏、身体姿势、跌倒探测和能量消耗。来自传感器的原始信号和所得到的信息可显示和在本地存储在智能电话 30 上，以及通过互联网连接发送到 web 服务器 52。在 web 服务器 52 上的软件提供 web 浏览器界面用于从智能电话 30 接收的信号和信息的实时或回顾的显示，并且还包括进一步的显示和报告。

[0062] 现在参考图 10，计算机可读存储介质 56 存储一组指令 72，其中指令 72 能够由一个或多个计算设备 16 执行。适当的计算设备 16 的非限制性例子包括智能电话 30、个人数字助理(PDA)、平板个人计算机、口袋个人计算机、笔记本计算机、桌上型计算机和服务器计算机。当指令 72 被执行时，使一个或多个计算设备 16 数字化并解调传感器输入 74 例如超声波调频 ECG 信号以产生实时解调的数字 ECG 数据。指令 72 也可使实时解调的数字 ECG 数据显示在计算设备 16 的显示屏 58 上。

[0063] 用于 FM 解调的一般技术基于零交叉探测，其中在零交叉之间的时间间隔用于计算频率并重构解调的信号。在一些应用中，简单地计算在零交叉之间的音频样本的数量可提供频率估计的足够的准确度。准确度可通过在样本之间插值来提高，这提供了零交叉点的更好估计和随后的更好的频率估计。基于零交叉探测的 FM 解调实现起来简单，并与其它技术例如使用 FFT（快速傅立叶变换）的技术比较需要很少的计算，使它特别适合于用在低功率便携式计算设备上的实时应用中。

[0064] 然而，如果 FM 窄带信号接近于数字地采样的音频的奈氏频率，则零交叉估计中的误差变大，因为每周期有非常少的样本。这严重限制了一般零交叉解调技术对超声波载波频率的使用。本公开的实施方式提供了解调接近于奈氏频率的 FM 窄带信号同时以准确的频率估计维持零交叉技术的简单性和效率的方法。

[0065] 现在参考图 11，代表 ECG 信号的超声波 FM 信号由例如在移动电话 30 或其它计算设备 16 中的麦克风 25 接收到，并转换成模拟信号。模拟信号在时间上是连续的，并在模数转换器 80 中转换成数字值流，在 FM 解调器 82 中被解调，并显示在智能电话 30 或其它计算设备 16 的显示器 58 上，或保留在存储器 56 中。因为通常称为 ADC 的实际模数转换器 80 不能进行即时的转换，输入值必须一定在转换器执行转换的时间期间保持不变。新的数字值从模拟信号被采样的速率称为 ADC 的采样率或采样频率。移动电话和其它个人计算设备一般被限制到以 44kHz 来记录音频。一些智能电话例如 ANDROID®和 IPHONE®可以按 48kHz 采样。

[0066] 数字化超声波信号可接着在 FM 信号的超声波载波频率周围被带通滤波，以提高信噪比并减小在通带之外的不需要的音频。如图 12 所示的经滤波的 FM 信号接着以原始音频的采样率的一半被“欠采样”。这导致将频谱移动并反转到较低的频带的 FM 信号的混叠。频谱被欠采样操作反转的结果导致解调的输出被反转，如图 13 所示。通过简单地转换最终解调的输出来校正反转。

[0067] 使用在较低频率处的 FM 信号,每周期有更多的音频样本,且解调过程例如零交叉估计明显更准确。例如,零交叉探测器识别音频信号改变符号的零交叉。零交叉点的准确度进一步通过在零交叉的任一侧的样本之间线性地插值来提高。最后,在零交叉之间的时期用于计算频率的估计值并重构解调的信号。虽然上述解调过程利用零交叉估计,应理解,其它解调过程可被使用,以及其它解调过程的准确度也受益于欠采样操作。

[0068] 实例

[0069] 在图 14 所示的一个工作实例中,系统使用从便携式 ECG 监控器发送到移动电话 30 以及个人计算机 16 中的麦克风 25 的超声波 FM ECG 信号。这提供与具有麦克风的大部分移动电话和计算机兼容的低成本无线传输解决方案,而不需要任何额外的硬件来接收信号。

[0070] FM 信号高于 18kHz 使得它对大多数人是听不见的、不干扰音乐或讲话并且也较不易于受音频干扰是合乎需要的。FM 信号具有窄带宽以进一步减小其对音频干扰的敏感性也是合乎需要的。在这种情况下,ECG 监控器使用 19kHz 的超声波 FM 载波,使用在 200Hz/mV 处并具有 $\pm 5\text{mV}$ 的范围的 ECG 被调制。这导致在 18kHz 和 20kHz 之间的超声波 FM 信号。

[0071] 首先,音频 FM 信号由麦克风 25 接收到并由移动电话 30 中的 ADC 80 以 44kHz 数字化。音频接着在滤波器 82 中在 18kHz 和 20kHz 之间被带通滤波,以移除通带之外的音频噪声。在下一级 84 中,音频在 22kHz 处被欠采样,其中仅每隔一个音频样本被使用。在这样的欠采样之后产生的数字信号导致移动并反转频谱的混叠,使得频谱出现在 2kHz 到 4kHz 范围中。零交叉探测器 86 接着识别音频信号改变符号的地方。接着通过在零交叉的任一侧的样本之间线性地插值而在频率估计步骤 88 中更准确地计算零交叉点。在本实例中,仅仅需要每 3.33ms 进行频率估计,因为它解调在 300Hz 处的输出信号。这通过计算零交叉的数量并测量在最接近的固定数量的周期上的时期来实现,在该时期期间,提供固定的 300Hz 输出。解调的输出接着反转以校正被欠采样操作反转的频谱。最后,300Hz 解调的 ECG 数据被传递通过 40Hz 低通滤波器,因为所关注的 ECG 带宽低于 40Hz。这进一步从频率估计和解调的输出减小任何噪声。FM 解调器输出 16 位的 300Hz ECG。

[0072] 传感器输入 74 也可包括来自额外的传感器的实时信息以及用户输入 74'。例如,在计算设备 16 是智能电话 30 的实施方式中,除了解调的 ECG 数据以外,输入 74 还可包括来自智能电话 30 中的 GPS 和 / 或加速计的实时信息。用户输入 74' 还可包括通过计算设备 16 的麦克风输入的口头语音消息。指令 72 可使传感器和 / 或用户输入 74 和 74' 被记录并保持在计算设备 16 的存储器 56 中。

[0073] 在一个实施方式中,这组指令 72 在由一个或多个计算设备 16 执行时可进一步使一个或多个计算设备 16 计算并实时地显示由调频 ECG 超声波信号表示的心率。此外,解调的数字 ECG 数据可被处理以识别心律失常的出现。在这样的设计中,存储介质 70 可包括指令 72 以使计算设备 16 在心律失常出现时在显示屏 58 上显示警告或通过扬声器 76 发出可听得见的警报。

[0074] 指令 72 可使计算设备 16 将解调的数字 ECG 数据存储在一个或多个计算设备 16 的存储器 56 中用于以后的检索。这组指令 72 可进一步使一个或多个计算设备 16 在要求时检索所存储的解调的数字 ECG 数据并经由计算设备 16 的互联网连接将解调的数字 ECG 数据发送到 web 服务器 52。记录的口头语音消息可同时与解调的数字 ECG 数字一起被存储并发送到 web 服务器 52。

[0075] 在其它实施方式中,指令 72 可使一个或多个计算设备 16 将解调的数字 ECG 数据和 / 或语音消息实时地发送到 web 服务器 52。

[0076] 一种版本的智能电话软件被打包为可与其它第三方软件应用集成的软件库。这为第三方应用提供简化和标准的方法来使用 ECG 设备 10' 获得心率和其它得到的信息,而不必开发其自己的数据获取、解调和信号处理算法。

[0077] 一种版本的软件也在 PC 上运行并包括解调、处理、存储和到 web 服务器 52 的发送。软件包括音频获取、解调、ECG 分析和加速度分析模块。

[0078] 来自 ADC 的音频样本可选地被传递通过数字带通滤波器以移除在调制范围之外的不需要的频率。解调模块以音频采样的频率的大约一半使用欠采样解调调频 ECG 超声波信号以将频谱移动到较低的频率范围,接着是线性近似和零交叉算法。解调器允许选择不同调制参数以匹配特定的 ECG 设备。虽然仅使用零交叉和线性近似的解调对 6kHz 和更低的载波频率很好地起作用,但是,使用 44kHz 采样对高于 10kHz 的载波频率,来自线性近似的误差变大,除非使用欠采样来移动频谱。

[0079] 算法接着检查输入的数据的符号。当符号改变时,它在两个点之间画直线并插入零值。它使用此来在 3.333ms 间隔上确定平均频率,这以 300Hz 的输出采样率提供 ECG 数据。

[0080] ECG 分析模块包括处理 ECG 以探测心跳并对心跳分类以及提供心率估计的算法。从心跳之间的间隔计算心跳间心率,并使用 RR 间隔的中值滤波来计算心率的更可靠的测量结果。

[0081] 加速度分析模块包括处理来自智能电话 30 中的内置 3 轴加速计传感器的信号以得到个人的能量消耗、步长、节奏和身体姿势的估计并探测跌倒的算法。

[0082] 从上面的描述中很清楚,当前公开和主张的发明构思非常适合于实现目的并获得本文提到的优点以及在所公开和主张的发明构思中内在的优点。虽然为了本公开的目的描述了所提出的实施方式,但将理解,可进行容易浮现在本领域技术人员的心中并且在当前公开和主张的发明构思的精神内实现的很多改变。

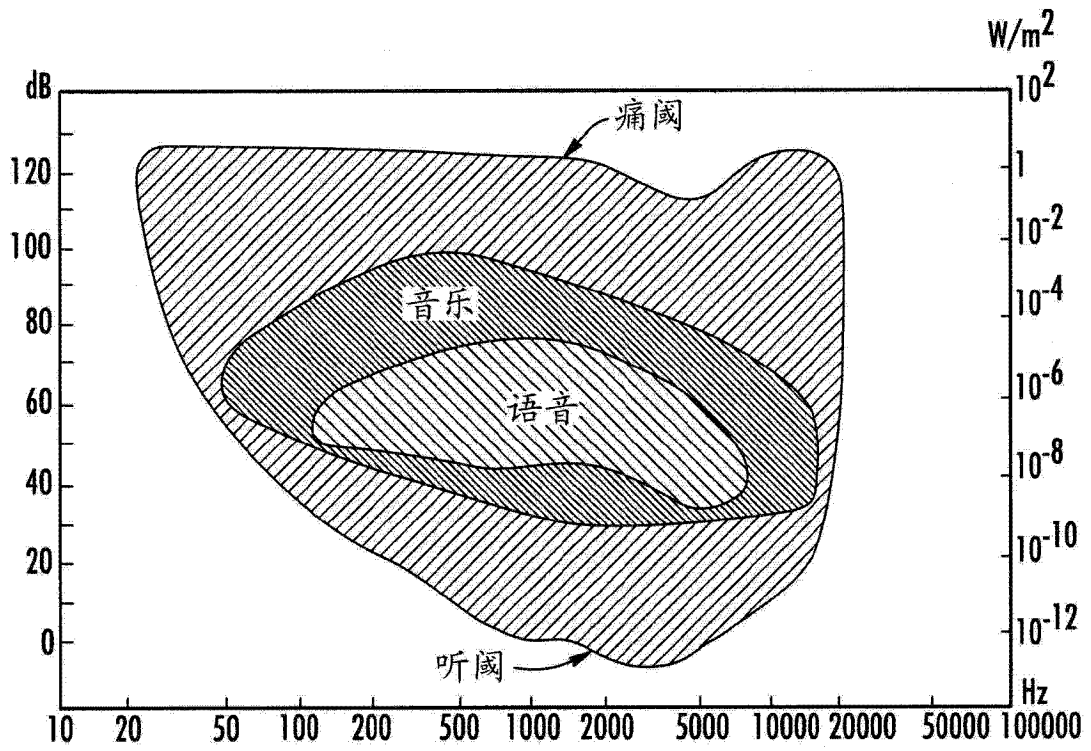


图 1(现有技术)

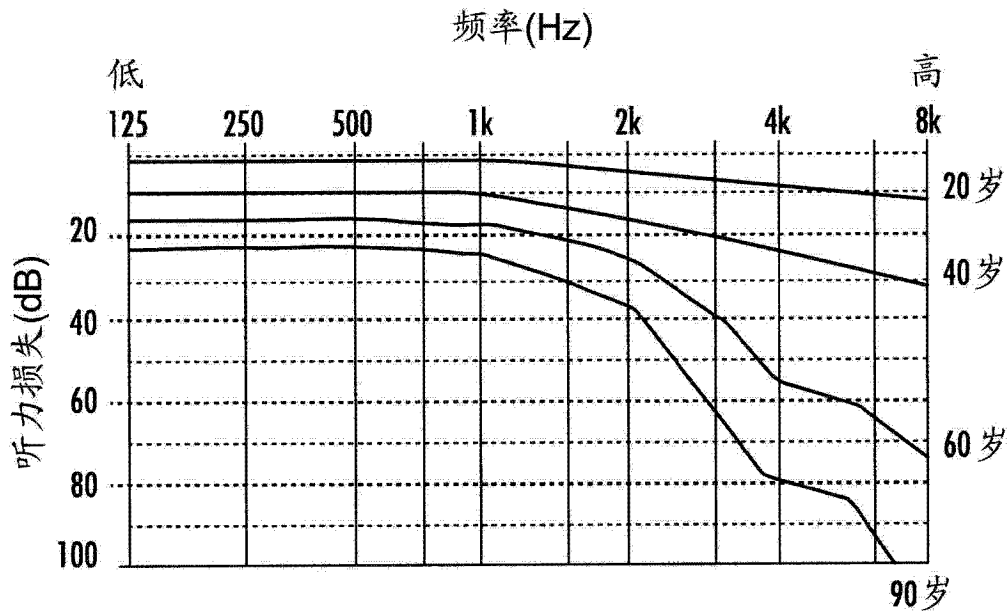


图 2(现有技术)

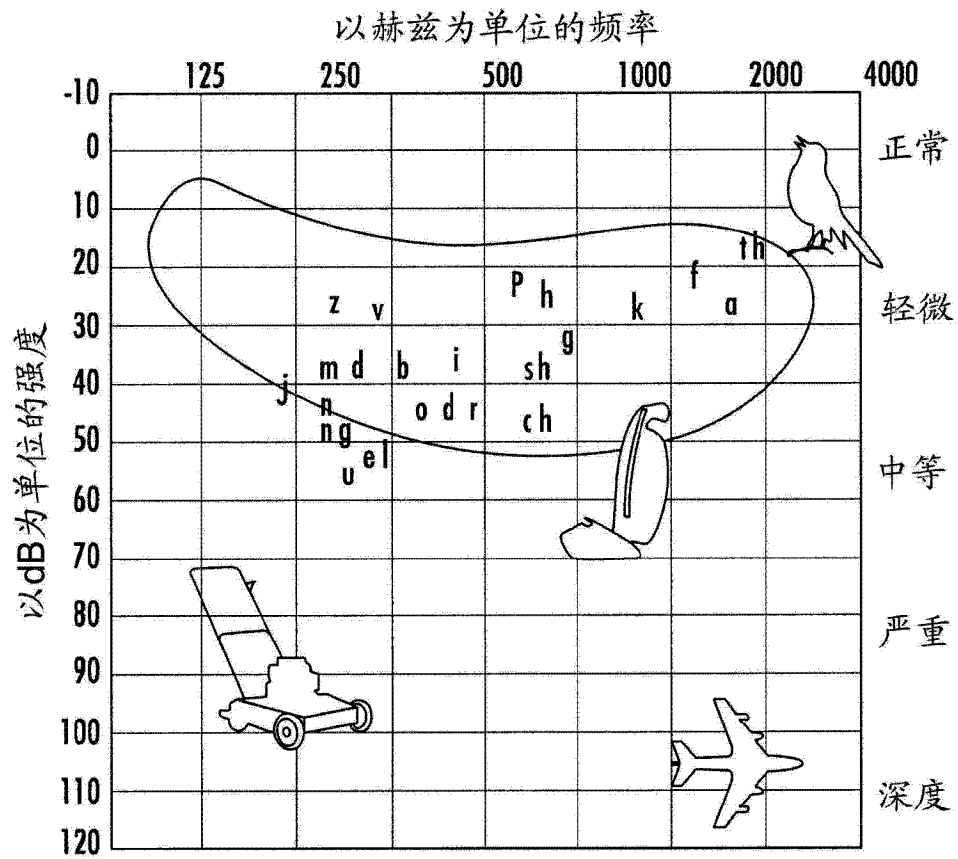


图 3(现有技术)

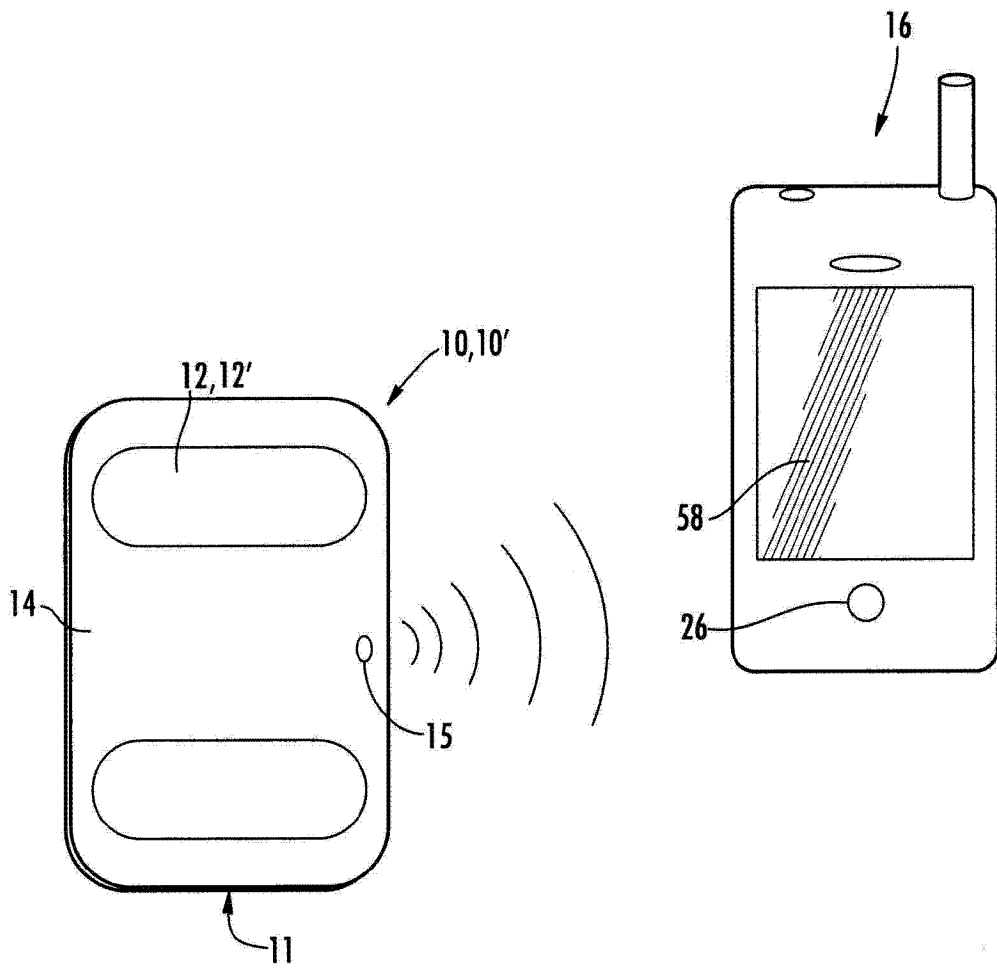


图 4

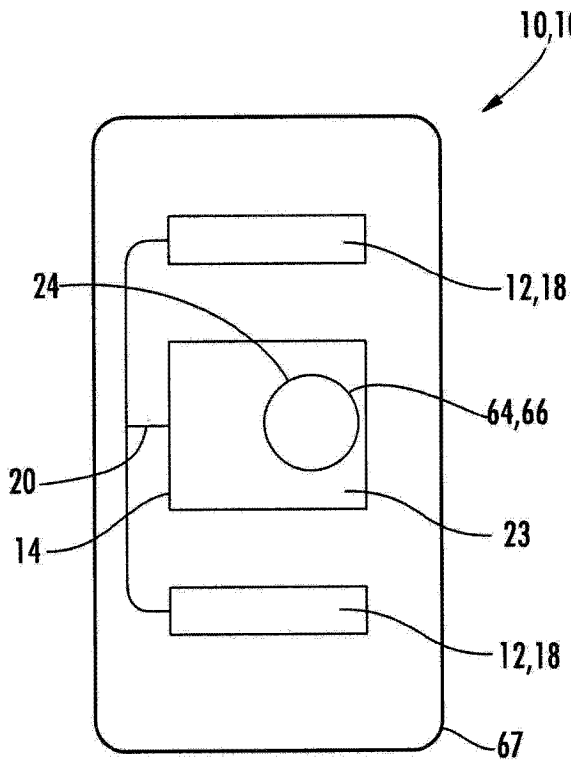


图 5

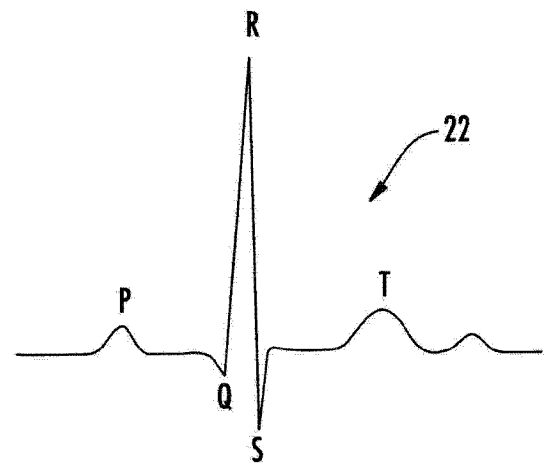


图 6

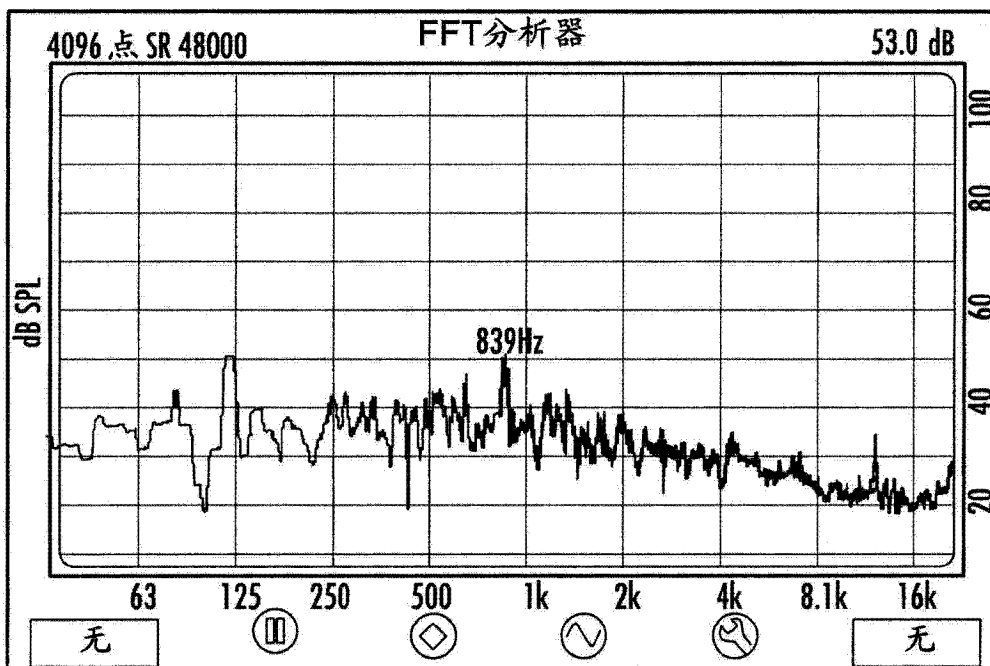


图 7A

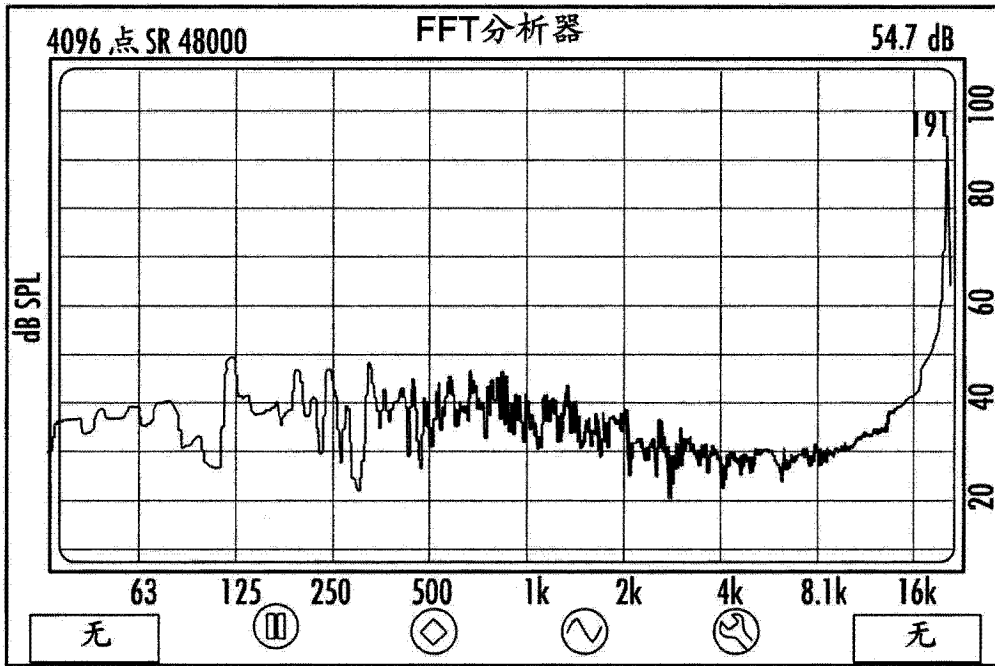


图 7B

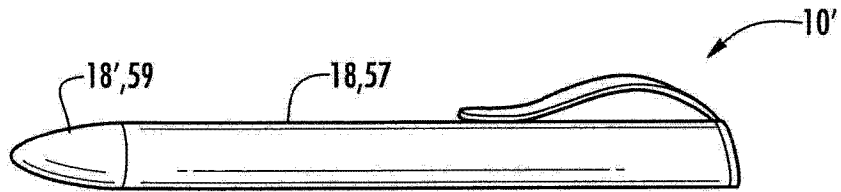


图 8A

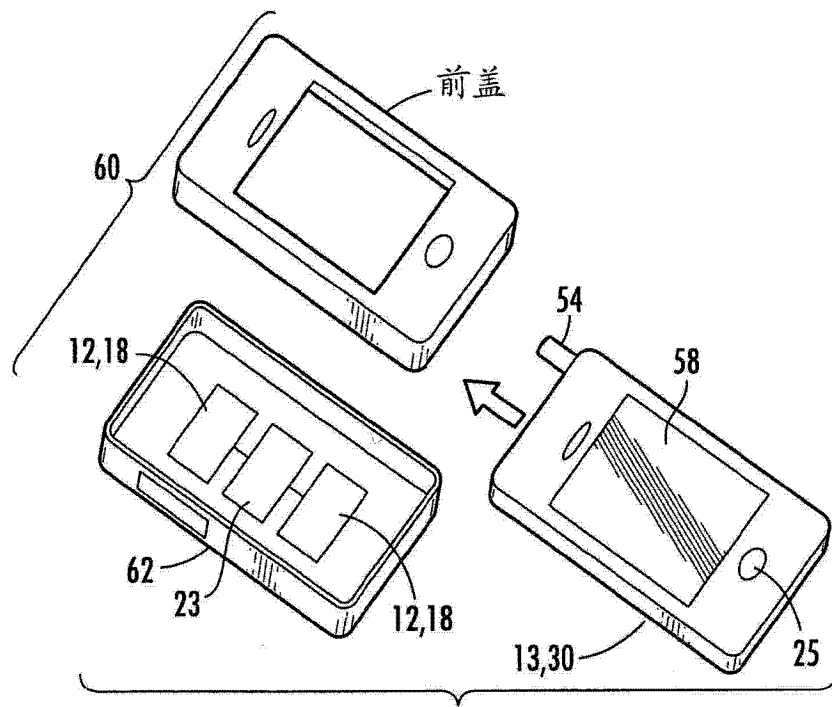


图 8B

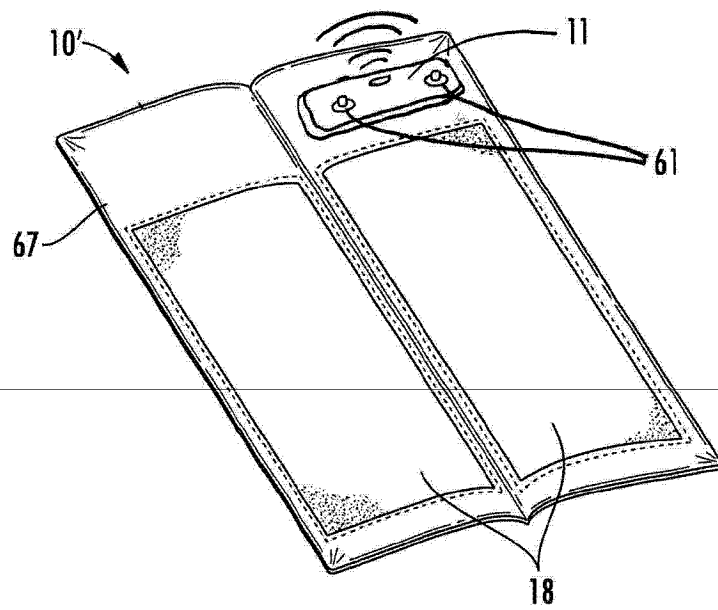


图 8C

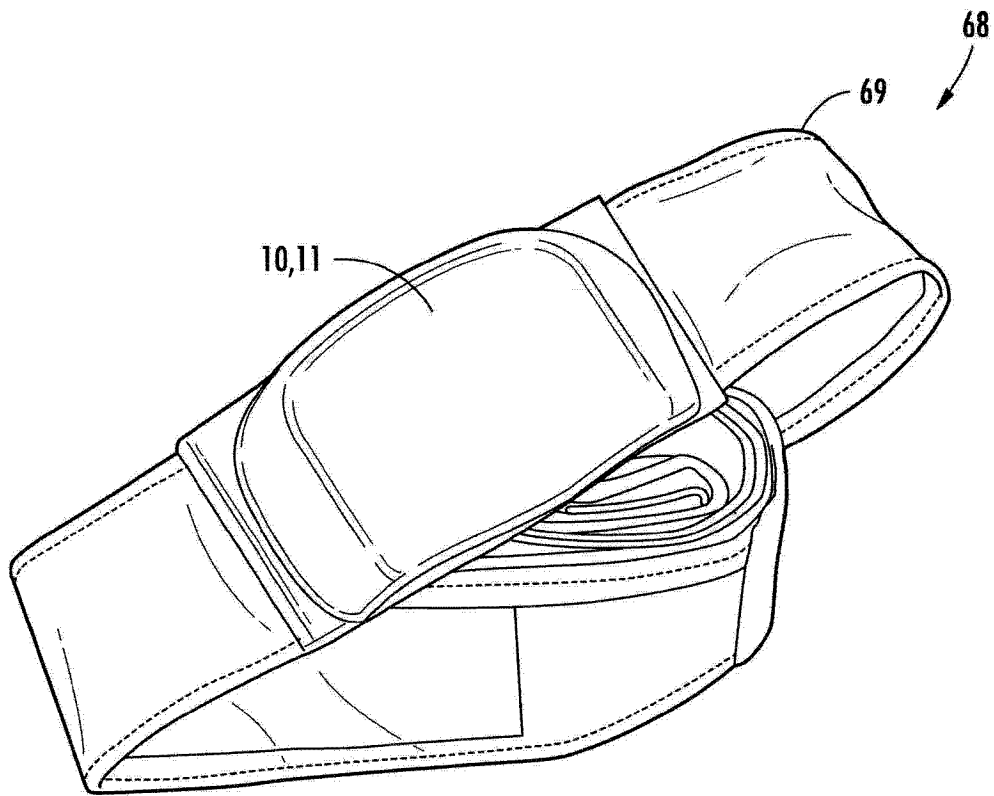


图 9

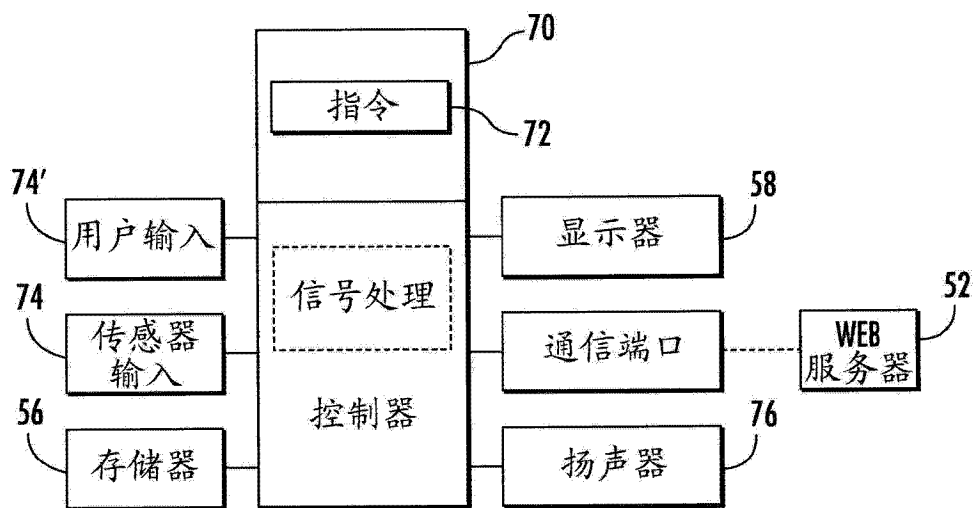


图 10

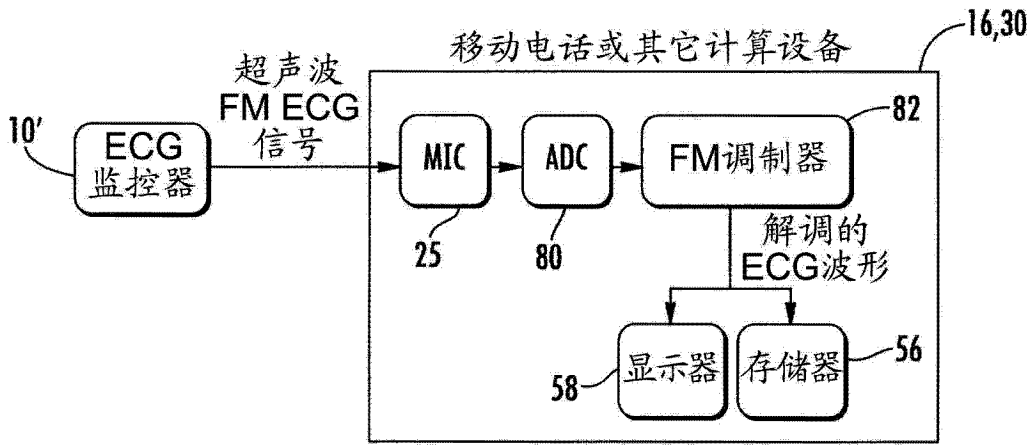


图 11

在带通滤波之后的频谱

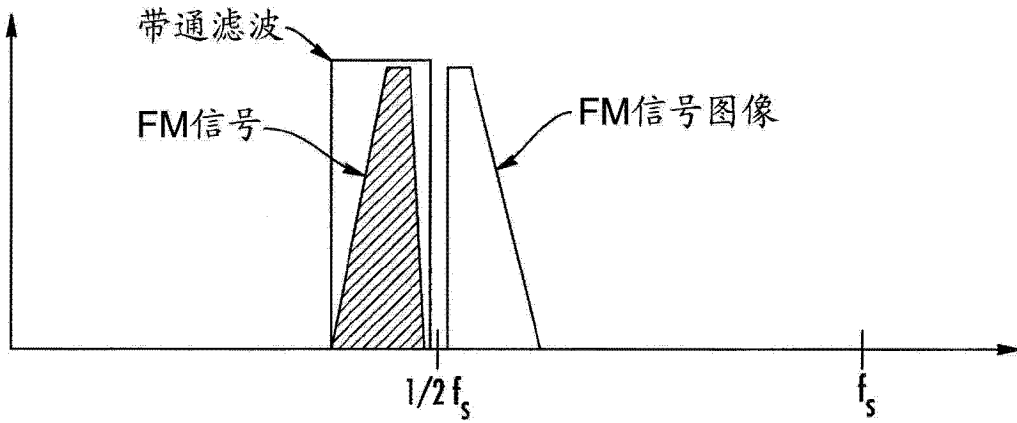


图 12

在以原始采样率的一半进行欠采样之后的频谱

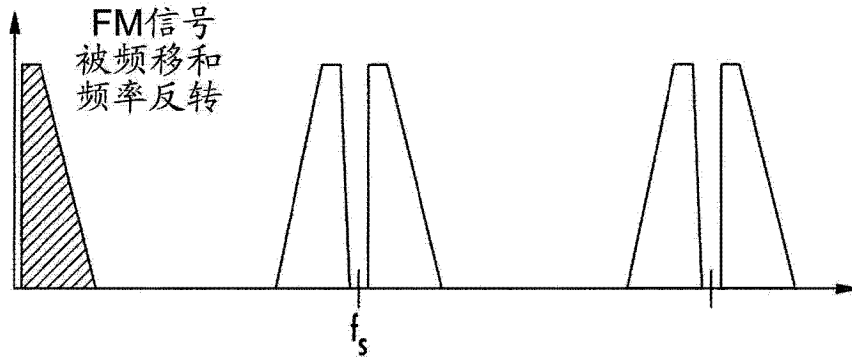


图 13

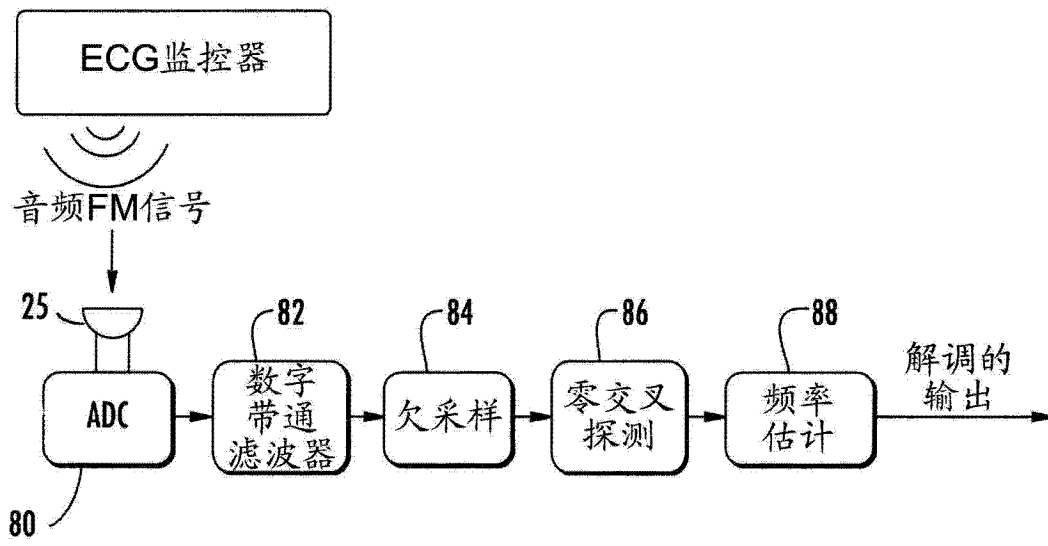


图 14