

(19) 中华人民共和国国家知识产权局



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102892349 A

(43) 申请公布日 2013.01.23

(21) 申请号 201180024426.5

A61B 7/04 (2006.01)

(22) 申请日 2011.04.15

(30) 优先权数据

61/324,879 2010.04.16 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012.11.16

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2011/032616 2011.04.15

(87) PCT申请的公布数据

W02011/130589 EN 2011.10.20

(71) 申请人 田纳西大学研究基金会

地址 美国田纳西

(72) 发明人 J·W·克伦威尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

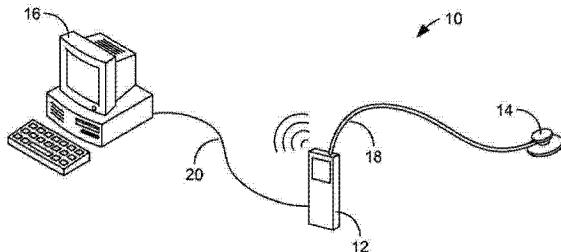
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 6 页

(54) 发明名称

用于预测胃肠损害的系统和方法

(57) 摘要

在一个实施例中，预测胃肠损害涉及获得患者的肠内声音以生成音频数据，识别出所述音频数据中可对随后的胃肠损害进行预测的预定义频谱事件，所述频谱事件是由预定义参数定义的，以及相对于所识别出的频谱事件预测随后的胃肠损害的可能性。



1. 一种用于预测胃肠损害的方法,所述方法包括 :  
获得患者的肠内声音以生成音频数据 ;  
从能够预测随后发生肠胃损害的音频数据中识别预定义频谱事件,所述频谱事件由预定义参数定义 ;以及  
相对于所识别出的频谱事件预测随后发生胃肠损害的可能性。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,获得肠内声音包括采用外部患者接口以非侵入性的方式获得肠内声音。
3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,获得肠内声音包括采用位于患者腹膜腔内的患者接口获得肠内声音。
4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件的频率,所述频率处于大约 900 到 20000 赫兹的范围内。
5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件的持续时间,所述持续时间处于大约 5 到 600 毫秒的范围内。
6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件与其他频谱事件的最短时间间隔,所述最短时间间隔大约为 20 毫秒。
7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件的信噪比,所述信噪比的阈值大约为 10 分贝。
8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,预测随后发生胃肠损害的可能性包括计量在预定义时间周期内发生的频谱事件的总数量,并将该数量与相对于频谱事件数量评估随后发生胃肠损害的风险的指标进行比较。
9. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,随后发生胃肠损害的可能性与所发生的频谱事件的数量成反比。
10. 一种包括程序指令的计算机可读介质,所述程序指令在通过处理器执行时,将使所述处理器执行下述操作 :  
在从患者的肠内声音获得的音频数据中识别预定义频谱事件,所述频谱事件是由预定义参数定义的,所述频谱事件能够对随后的胃肠损害进行预测 ;以及  
相对于所识别出的频谱事件预测随后发生胃肠损害的可能性。
11. 根据权利要求 10 所述的计算机可读介质,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件的频率,所述频率处于大约 900 到 20000 赫兹的范围内。
12. 根据权利要求 10 所述的计算机可读介质,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件的持续时间,所述持续时间处于大约 5 到 600 毫秒的范围内。
13. 根据权利要求 10 所述的计算机可读介质,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件与其他频谱事件的最短时间间隔,所述最短时间间隔大约为 20 毫秒。
14. 根据权利要求 10 所述的计算机可读介质,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件的信噪比,所述信噪比的阈值大约为 10 分贝。
15. 根据权利要求 10 所述的计算机可读介质,其中,预测随后发生胃肠损害的可能性包括计量在预定义时间周期内发生的频谱事件的总数量,并将该数量与相对于频谱事件的数量评估随后发生胃肠损害的风险的指标进行比较。
16. 一种用于预测胃肠损害的系统,所述系统包括 :

装置,被配置为在从患者的肠内声音获得的音频数据中识别预定义频谱事件,所述频谱事件是由预定义参数定义的,所述频谱事件能够对随后发生胃肠损害进行预测,所述装置还被配置为相对于所识别出的频谱事件预测随后发生胃肠损害的可能性。

17. 根据权利要求 16 所述的系统,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件的频率,所述频率处于大约 900 到 20000 赫兹的范围内。

18. 根据权利要求 16 所述的系统,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件的持续时间,所述持续时间处于大约 5 到 600 毫秒的范围内。

19. 根据权利要求 16 所述的系统,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件与其他频谱事件的最小时间间隔,所述最小时间间隔大约为 20 毫秒。

20. 根据权利要求 16 所述的系统,其中,所述预定义参数包括所述预定义频谱事件的信噪比,所述信噪比的阈值大约为 10 分贝。

21. 根据权利要求 16 所述的系统,其中,所述装置通过计量预定时间周期内发生的频谱事件的总数量并将该数量与相对于频谱事件的数量评估随后发生胃肠损害的风险的指标进行比较来预测随后发生胃肠损害的可能性。

22. 根据权利要求 16 所述的系统,其中,所述装置为计算机,所述系统还包括单独的数据收集装置,所述数据收集装置收集患者的肠内声音,并将其提供给所述计算机。

23. 根据权利要求 16 所述的系统,其中,所述装置是还收集患者的肠内声音的数据收集装置。

24. 根据权利要求 23 所述的系统,还包括连接至所述数据收集装置的传声器。

25. 根据权利要求 16 所述的系统,其中,所述装置是患者监测系统,其包括与患者监测系统配接并收集患者的肠内声音的数据收集装置。

## 用于预测胃肠损害的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2010 年 4 月 16 日提交的序列号为 61/324879 的未决美国专利申请的优先权，通过引用将其全文并入本文。

### 背景技术

[0003] 胃肠损害(GII)在手术过程之后很常见。这样的损害往往是手术后肠梗阻导致的，肠梗阻是肠道的部分暂时无力，因而不能处理食物的状况。尽管 GII 最常发生于腹部手术之后，但是在其他类型的手术之后发生 GII 也并不罕见。除了妨碍术后由口进食之外，GII 还可能导致腹胀、恶心、呕吐和肺吸入。

[0004] 对 GII 的顾虑往往导致实施各种术后护理，从而延长了住院治疗，尽管大部分患者不会发生 GII。这样的护理往往包括使用鼻饲管、动力助剂和静脉输入营养液。除了使患者感到不适和不便以外，这些护理和在医院延长的停留时间还增加了术后护理的费用。实际上，估计目前手术后 GII 给美国的医疗产业增加了 27 亿美元的成本。

[0005] 可以理解，医疗产业的目标是在手术后开始经口再进食之前确定有 GII 风险的患者，因为早期干预或者对再进食疗法进行变更能够避免 GII 所造成的后果，并且可以降低成本。令人遗憾的是，当前没有可靠的用于在术后早期确定患者在生理上有 GII 风险的方法。

### 附图说明

[0006] 参考下面的附图可以更好地理解本公开。匹配的附图标记指示了所有附图当中的对应部分，所述部分未必是按比例绘制的。

[0007] 图 1 是示出了用于预测胃肠损害的系统的第一实施例的示意图。

[0008] 图 2 是示出了用于预测胃肠损害的系统的第二实施例的示意图。

[0009] 图 3 是示出了用于预测胃肠损害的系统的第三实施例的示意图。

[0010] 图 4 是示出了用于预测胃肠损害的系统的第四实施例的示意图。

[0011] 图 5 是诸如图 1-4 所示系统之一的装置架构的实施例的方框图，所述装置能够对患者数据进行处理，以辅助胃肠损害的预测。

[0012] 图 6 是用于预测胃肠损害的方法的实施例的流程图。

[0013] 图 7 是所记录的腹部声音中含有的频谱事件的示范性频谱图。

[0014] 图 8 是描绘具有胃肠损害和没有胃肠损害的患者体内的特定频谱事件(MH4)的时间变化曲线图。

### 具体实施方式

[0015] 如上所述，胃肠损害(GII)在手术过程之后很常见。令人遗憾的是，当前没有可靠的用于确定患者有 GII 风险的方法。文中公开了用于在患者的肠内声音的基础上预测 GII 的系统和方法。如下文所述，所公开的系统和方法识别肠内声音中的声谱事件，可以采用其

预测随后发生的GII。这些频谱事件是肠道功能的良好指示,因为声音是由内脏当中的运动产生的。

[0016] 在下述公开中将描述各种实施例。应当理解,这些实施例只是本发明的示范性实现,其他实施例也是可能的。旨在使所有这样的其他实施例都落在本公开的范围内。

[0017] 图1示出了用于预测胃肠损害的第一示范性系统10。如图1中所示,系统10通常包括数据收集装置12、患者接口14和计算机16。数据收集装置12可以包括任何能够收集患者肠道内产生的音频数据的装置。在一些实施例中,数据收集装置12包括便携式(例如,手持式)数字音频记录仪。在这种情况下,数据收集装置12可以包括用于采集肠内声音的集成传声器(未示出)。

[0018] 患者接口是能够直接施加到患者腹部从而实现肠内声音拾取目的的装置。在一些实施例中,患者接口14包括听诊器头,或者在设计和功能上与之类似。听诊器头包括接触患者放置的膜片,其响应于身体内产生的声音而发生振动。可以通过在患者接口14和数据收集装置之间延伸的管道18将这些声音输送给数据收集装置12的传声器。具体而言,由膜片振动建立的声压波在管道18的内腔中传播至所述传声器。在一些实施例中,患者接口14的整体或部分是一次性的,从而避免患者之间的交叉感染。或者,患者接口14可以采用可以在使用之后丢弃的一次性护套或外罩(未示出)。

[0019] 可以将数据收集装置12收集的音频数据存储到所述装置的内存内。例如,可以将所述音频数据存储到所述装置12的非易失性存储器(例如,闪速存储器)内。之后,将所述数据传输至计算机16以供处理。在一些实施例中,通过用于将数据收集装置12物理连接至计算机16的导线或电缆20传输所述数据。在其他实施例中,可以采用诸如Bluetooth或Wi-Fi(IEEE802.11)的适当无线协议将所述数据从数据收集装置12无线传输至计算机16。

[0020] 在一些实施例中,计算机16可以包括台式计算机。然而,应当注意,几乎可以采用任何能够接收并处理数据收集装置12收集的音频数据的计算装置。因此,作为替代,计算机16可以采取便携式计算机的形式,例如,笔记本电脑、图形输入板计算机或手持式计算机。还应当指出,尽管在图1中将数据收集装置12和计算机16示为包括单独的装置,但是作为替代可以将其集成到单个装置内,例如,集成到便携式(例如,手提)计算装置内。例如,数据收集装置12可以设有能够用于分析所收集的音频数据的数字信号处理器和适当的软件/固件。

[0021] 图2示出了用于预测胃肠损害的第二示范性系统24。如图2所示,系统24与图1所示的系统10具有几处相似性。因此,系统24通常包括数据收集装置26、患者接口28和计算机30。然而,在图2的系统24中,患者接口28包括具有其自身的集成传声器(未示出)的装置。在这种情况下,由患者接口28的传声器拾取患者声音,并将其转换为电信号,沿导线或电缆32将所述电信号电子传输至所述数据收集装置26,以供存储和/或处理。或者,能够以无线的方式将患者声音传输至数据收集装置26。在一些实施例中,患者接口28具有粘合表面36,其能够使所述接口按照与心电图(EKG)引线类似的方式暂时粘附到患者皮肤上。与前面实施例的情况一样,可以通过有线连接(通过导线或电缆34)或者通过无线的方式将患者数据从数据收集装置26传输至计算机30。

[0022] 图3示出了用于预测胃肠损害的第三示范性系统40。系统40包括患者接口42和

数据收集装置 44。与图 2 的系统 24 的情况一样,患者接口 42 可以包括具有其自身的集成传声器(未示出)的装置,并且可以沿导电或电缆 46 将所述传声器拾取的患者声音电子传输至数据收集装置 44。然而,在图 3 的实施例中,数据收集装置 44 包括被设计为与患者监测系统 48 配接在一起的部件,所述患者监测系统 48 可以位于病床旁边。当前采用这样的病人监测系统 48 监测其他患者参数,例如,血压和氧饱和度。在图 3 的例子中,患者监测系统 48 包括配接站 50 和相关显示器 52。在这种情况下,可以在使用之前将数据收集装置 44 配接到所述站的空闲隔间内。

[0023] 在一些实施例中,数据收集装置 44 不包括内部电源,因此只能在得到配接时收集患者数据。例如,数据收集装置 44 可以具有电插针(未示出),其将所述装置电耦合至患者监测系统 48,从而实现接收功率以及将所收集的数据传送至所述患者监测系统的目的。之后,可以将患者数据存储到患者监测系统 48 的存储器内,并且 / 或者能够将患者数据传输至中央计算机,从而将其与相关医疗记录数据库中的患者记录存储在一起。

[0024] 如图 3 进一步所示,数据收集装置 44 包括能够接收导线或电缆 46 的插头 58 的电端口 56。此外,数据收集装置 44 可以包括一个或多个指示器 60,例如,发光二极管(LED)指示器,其用于向操作者传达信息,例如,与患者监测系统 48 的正电连接以及患者信号质量。

[0025] 图 4 示出了用于预测胃肠损害的第四示范性系统 62。与图 3 的系统 40 类似,系统 62 包括与患者监测系统 66 耦合的数据收集装置 64。然而,系统 62 包括被设计为收集来自腹膜腔内的声音的内部患者接口 68,而不是包括外部患者接口。例如,患者接口 68 包括小直径传声器导管,在手术完成之后,将其按照与引流管类似的方式留在适当位置。这样的患者接口对于患者肥胖,从皮肤表面获取高质量信号更加困难的情况尤为有用。为了避免向患者体内传输电流,患者接口 68 可以包括激光传声器。在这种情况下,引导激光束通过所述导管,并使其从身体内的目标上反射回来。通过接收器接收反射光信号,所述反射器将光信号转换为音频信号。通过干涉测量检测在所述光从目标反射回来时所经过的距离的微小差异。在替代实施例中,患者接口 68 可以包括置于导管的顶端的传声器。

[0026] 如上所述,图 1-4 示出了用于预测胃肠损害的系统的四个不同示范性实施例。应当指出,这些系统的组合是可能的。例如,如果希望,可以将图 4 所示的用户接口 68 与图 1 的数据收集装置 12 一起使用。可以认为所有这样的组合都处于本公开的范围内。

[0027] 图 5 示出了可以在用于预测胃肠损害的系统中用于分析所收集的患者数据的装置 72 的示范性架构。例如,图 5 所示的架构可以分别是图 1 和图 2 所示的计算机 16 或 30 的架构,可以分别是图 1、图 2、图 3 和图 4 所示的数据收集装置 12、26、44 或 64 的架构,或者可以分别是图 3 和图 4 所示的患者监测系统 48 或 66 的架构。此外,应当指出所示出的架构可以跨越一个或多个装置分布。

[0028] 如图 5 所示,装置 72 大体包括处理装置 74、存储器 76、用户接口 78 和输入 / 输出装置 80,它们中的每者都耦合至诸如本地总线的本地接口 82 上。

[0029] 处理装置 74 可以包括中央处理单元(CPU)或者其他处理装置,例如,微处理器或数字信号处理器。存储器 76 包括易失性存储元件(例如,RAM)和非易失性存储元件(例如,闪存、硬盘、ROM)中的任何一者或者它们的组合。

[0030] 用户接口 78 包括用户与装置 72 交互的部件。用户接口 78 可以包括(例如)键盘、鼠标和显示装置,例如,液晶显示器(LCD)。或者或此外,用户接口 78 可以包括一个或多个

按钮和 / 或触摸屏。所述一个或多个 I/O 装置 80 适于促进与其他装置的通信,其可以包括一个或多个电连接器以及无线发射器和 / 或接收器。此外,在装置 72 是数据收集装置的情况下,所述 I/O 装置 80 可以包括传声器 84。

[0031] 存储器 76 是计算机可读介质,其存储各种程序(即,逻辑),包括操作系统 86 和肠内声音分析器 88。操作系统 86 控制其他程序的执行,并且提供时间安排、输入 - 输出控制、文件和数据管理、存储管理以及通信控制和相关服务。肠内声音分析器 88 包括一个或多个算法,所示算法被配置为对肠内音频数据进行分析,从而实现预测患者发展出 GII 的可能性的目的。在一些实施例中,分析器 88 相对于存储在数据库 90 内的关联数据执行所述分析,并将 GII 风险的预测指数提供给用户(例如,医生或者医院工作人员)。在一些实施例中,分析器 88 采用目标信号参数、信噪比参数以及噪声功率估计参数识别所研究的特定频谱事件。之后可以采用给定时间间隔内的预测性频谱事件的数量的决策树分析来传达 GII 的高、中、低风险。在一些实施例中,与每一风险水平相关的风险分别为 83%、30% 和 0%。

[0032] 图 6 示出了用于预测 GII 的方法的实施例。从块 100 开始,记录患者肠内声音,以生成音频数据。如上所述,可以采用附着到患者腹部皮肤上的或者附着到患者腹部附近的听诊器头或者其他患者接口以非侵入性的方式获得所述声音。或者,可以采用延伸到患者腹膜腔内的装置收集所述声音。可以在手术后期及早记录所述声音,例如,在手术当天或者紧随手术之后的那天记录所述声音。不管何时记录所述声音,记录所述声音的持续时间都要足够长,从而实现对预测肠内功能的频谱事件的识别。例如,在大约 4 到 6 分钟的时间段内进行声音记录。在一些实施例中,记录 20-20000Hz 范围内的所有声音。然而,可以应用滤波器降低所记录的频率范围,因而降低所要分析的数量的量。在一些实施例中,采用滤波器,从而只记录或分析具有大约 700 到 1500Hz 的频率的声音。尽管将声音描述为受到“记录”,但是应当理解作为替代可以只是简单地获得声音并对其进行实时处理(如下所述),而并未实际记录所述声音。

[0033] 如块 102 中所示,一旦生成了音频数据,就对所述数据进行(例如)实时处理,从而识别出一个或多个预测性频谱信号。如上所述,由肠管生成的声音是肠蠕动的结果。因此,所述声音提供了肠的机能如何的指示。例如,肠道的重要部分的无力将按比例减少消化道中的高能量推进收缩的数量,其将导致某一较高能量的,因而具有较高频率的声谱的缺失,而该声谱是功能正常的肠管的典型标志。如下文所述,已经确定能够在所述声音中识别出某些预定义频谱事件,这些频谱事件对于会发生 GII,还是不太可能发生 GII 具有高度预测性。而且如下文所述,所述预定义频谱事件中的每者由特定的特征或参数定义,例如,它们的频率、幅度、持续时间以及与其他频谱事件的间隔时间等。

[0034] 在识别出频谱事件之后,如块 104 中指示的,合计指定持续时间(例如,总的记录持续时间)内的所述事件的数量。在这一点上,将频谱事件的总数量量与所述关联数据进行比较,所述关联数据将频谱事件的数量与随后发生 GII 的可能性联系起来,如块 106 中所示。作为范例,在如下文所述的研究中识别出了被表示为“MH4”的频谱事件。就 MH4 而言,如果在四分钟的记录时间内所观察到的 MH4 事件的数量低于 21 次左右,那么将存在高 GII 风险,如果在四分钟的记录时间内所观察到的 MH4 事件的数量大于 21 次左右但是少于大约 131 次,则具有中等 GII 风险,如果在四分钟的记录时间内所观察到的 MH4 事件的数量大于 131 次,那么具有低 GII 风险。因此,可以采用预定义频谱事件的数量作为表达 GII 风险大

小的指标,数量越低表示风险越高,数量越高表示风险越低。

[0035] 一旦确定了随后发生 GII 的可能性,就可以将该风险传达给用户,如块 108 中所示。例如,用于执行分析的计算机或其他装置能够在相关显示器上显示风险水平。在一些实施例中,可以将风险表达为指标(例如,数量)。在其他实施例中,可以将风险表现为“高”、“中”或“低”。不管怎样,之后能够相对于所述指示采取适当的处理,其可以包括允许或者禁止经口进食。值得注意的是,在手术随后的日子里可以对患者执行进一步的记录和分析,从而对肠部功能进行评估,并印证最初的患者评估。

[0036] 从上述方法能够认识到,能够按照与采用 EKG 对心脏问题的风险进行非侵入性评估非常相似的方式评估 GII 的风险。在一些实施例中,能够实时执行风险评估。

[0037] 曾经通过进行临床研究评估了所公开的系统和方法的可行性。所述研究的一个目标在于确认,在临床征象和症状显现出来之前,手术后的早期肠内的声音中存在的频谱事件确实与后续的 GII 相关联。所述研究的另一目标在于开发出一种能够实现为简单的非侵入性护理点测试的 GII 预测模型,其将使医院和其他机构能够采用肠内声音的分析针对具有临床重要性的 GII 的发展对患者进行风险分层。

[0038] 在所述研究中,采用准许 IRB 的协议招收按计划要做住院患者手术的患者。将要做腹部手术和非腹部手术的患者包含在内。而手术后要进入 ICU 的患者则被从其余的研究中排除。

[0039] 采用双信道数字音频记录仪(加拿大 Irwindale 的 M-Audio Corp. 公司的 Microtrak II)、电容式传声器(英国利兹的 Audio-Technica Ltd 公司的 ATR35s)、听诊器管和听诊器头组装用于对腹部声音进行数字记录的装置。为了记录肠内声音,将听诊器头施加到前上和前下腹壁上,并且在 5-6 分钟的时间段内同时记录两信道。还向每一记录应用标准化音调,从而对音频电平进行校准。

[0040] 研究组在快要手术的之后以及手术后的每一天执行肠内声音记录。研究组还在每天的基础上收集了临床结果数据。表 1 示出了与 GII 的发展相关的变量。提供患者护理的临床小组对于音频记录的结果并不知情。

[0041]

饮食开始
饮食类型
自上一餐多少小时
出现腹胀
呕吐
排气
排便
取消规定饮食
开具动力助剂
容许 24 小时内的规定饮食

[0042] 表 1 每天收集的与 GII 的出现相关的临床变量

[0043] 接下来采用数字信号处理算法处理音频记录。以迭代的方式应用所述算法，其重点在于识别手术前和手术后早期的频谱事件，所述频谱事件将预测在其余的住院时间内 GII 的发展。最终采用跨越音频频谱的不同部分的五种类型的频谱事件进行分析。每种类型的频谱事件由独有的目标信号参数(最低和最高频率、最短和最常持续时间以及最小间隔)、信噪比参数(最低占用率、信噪比阈值)以及噪声功率估算参数(块大小、反射程(hop)大小、百分位)定义。将所述五种频谱事件标示为 H4、M4、L4、ML4 和 MH4，每者的参数如图 2 所示。在四分钟的时间间隔内计算所述频谱事件。将 GII 定义为出现呕吐、需要鼻饲插管或者取消规定饮食。

[0044]

事件名称	目标信号参数					信噪比参数		噪声功率估算参数		
	最低频率(hz)	最高频率(hz)	最短持续时间	最常持续时间	最小间隔(ms)	最低占用率	SNR 阈值(dB)	块大小(ms)	反射程大小	百分位(%)

[0045]

			(ms)	(ms)		(%)			(ms)	
L4	20	400	23	600	11.6	66	10.0	1004	499	15.0
M4	400	1400	23	600	29	67	10.0	1497	499	20.0
H4	1400	20000	5.8	600	20	70	10.0	1198	600	20.0
ML4	400	900	5.8	600	20	70	10.0	1198	600	20.0
MH4	900	20000	5.8	600	20	70	10.0	1198	600	20.0

[0046] 表 2 针对所定义的频谱事件的探测器设置

[0047] 将 RavenPro 1.4 软件用于所记录的音频信号的可视化、分析和测量。采用 PASW 18 和 Clementine 10.1 执行统计分析。

[0048] 所述研究招收了三十七位患者。由于术后进入 ICU 而排除了五位患者。两位患者

手术当天出院,没有采集到手术后数据,因而被排除在外。在其余的三十名患者中,十一名为男性,十九名为女性。平均年龄为 52(SD=12)。五名患者做了腹腔外手术,二十五名患者做了腹腔内手术。九名患者(总数量的 30%)后来出现了 GII,所有的案例都出现在手术后的前四天。在这些患者当中,四名开始于 POD1,一名开始于 POD2,四名开始于 POD4。

[0049] 在图 7 的频谱图中示出了三个所述频谱事件的例子。针对后来发生了 GII 或者没有发生 GII 的患者计算每一标示下的频谱事件的平均数量。之后采用双尾 t 检验评估任何差异的意义。从 POD0 获得的频谱事件与后来 GII 的出现无关(表 3)。然而,从 POD1 获得的频谱事件确实证明与后来的 GII 的出现相关(表 4)。具体而言,在后来没有出现 GII 的患者当中,MH4 频谱事件具有平均数 154,在出现 GII 的患者当中具有平均数 44 (p=.004)。

POD0				
频谱事件	手术后 GII	N	平均数量	2 尾 t 检验
L4	否	21	3357	0.55
	是	9	3247	
M4	否	21	216	0.80
	是	9	232	
H4	否	21	32	0.37
	是	9	45	
ML4	否	21	919	0.84
[0050]	是	9	949	0.10
	否	21	268	
	是	9	398	
[0051]				

[0052] 表 3. POD0 频谱事件与 GII 的出现的相关性

POD1				
频谱事件	手术后 GII	N	平均数量	2 尾 t 检验
L4	否	21	3690	0.62
	是	9	3620	
M4	否	21	314	0.08
	是	9	218	
H4	否	21	30	0.09
	是	9	9	
ML4	否	21	1234	0.51
	是	9	1128	
MH4	否	21	154	0.004
	是	9	44	

[0053] 表 4. POD1 频谱事件与 GII 的出现的相关性

[0054] 之后,应用 CHAID 判决树分析,从而利用这一数据作为训练数据集开发预测模型。采用 CHAID 分析,确定在 POD1 测得的 MH4 的两个边界值(21 和 131),其可以针对后来的 GII 将所述数据集分层成低风险、中等风险和高风险(表 5)。

风险层	n	MH4 POD1	后来出现 GII 的风险
低风险	12	>131	0%
中等风险	12	21-131	30%
高风险	6	<21	83%

[0055] 表 5. 基于 MH4 的 POD1 测量结果提出的风险分层

[0056] 在出现 GII 和没出现 GII 的患者中检验 MH4 的平均时间上的变化。图 8 是描绘 MH4 频谱事件的时间变化的曲线图。

[0057] 所述研究的一个目标在于确认,在临床征象和症状显现出来之前,手术后的早期肠内的声音中存在的频谱事件确实与后续的 GII 相关联。具体而言,确定了 MH4 与后来 GII 的出现存在高度、显著的联系。因此,能够采用基于 MH4 测量结果的预测模型将患者评估为具有高 GII 风险、中等 GII 风险和低 GII 风险。值得注意的是,在低风险群组中没有患者发生 GII。在所述研究中,低风险类别预测值未发生 GII 的为 100%,而高风险类别预测值发生了 GII 的为 83%。中等风险患者中有百分之三十遭受了 GII。

[0058] 我们确信可以由更大的患者数据集通过在延长的时间周期内,例如,24 小时的周期内监测肠内声音而生成强大的模型。连续记录加以求数据均值以及增加其他类型的频谱分析可以提高所公开的技术的预测准确性。可以预想将来的试验的重点将在于收集更大的数据集,验证所提出的预测模型,提炼所分析的频谱事件,评定替代的数据收集定时以及开发出广泛适用的预测模型。此外,进一步开发可靠的用于进行快速的护理点数据连续采集和分析的技术对于展开这些调查研究以及最终得到临床使用都具有极为重大的意义。不管

怎样,上述研究证实了在 GII 以及其他胃肠机能紊乱的研究当中采用声谱分析的可行性和前景。

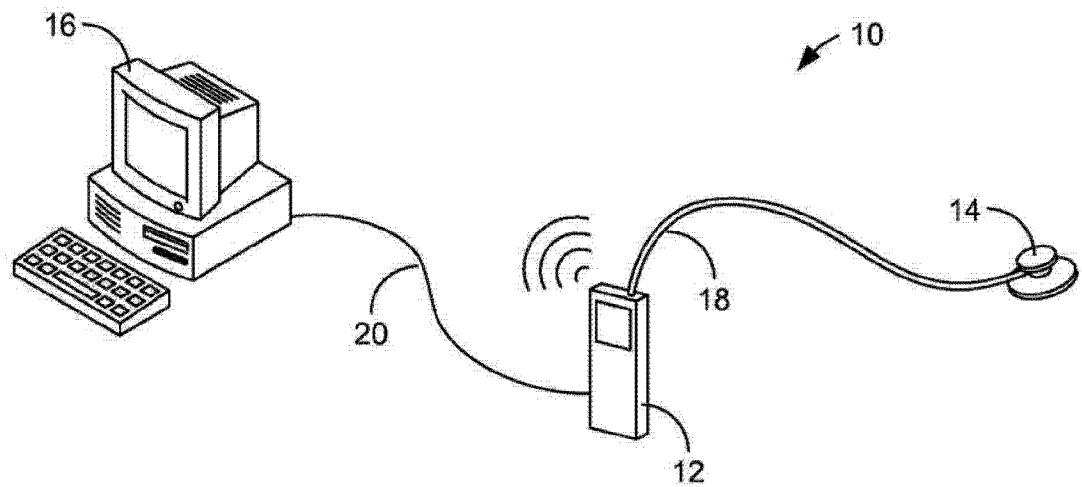


图 1

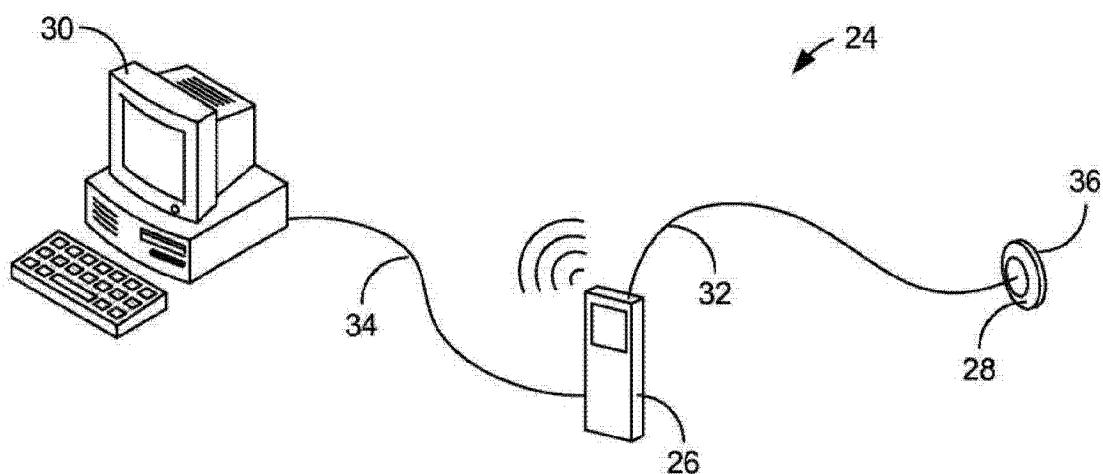


图 2

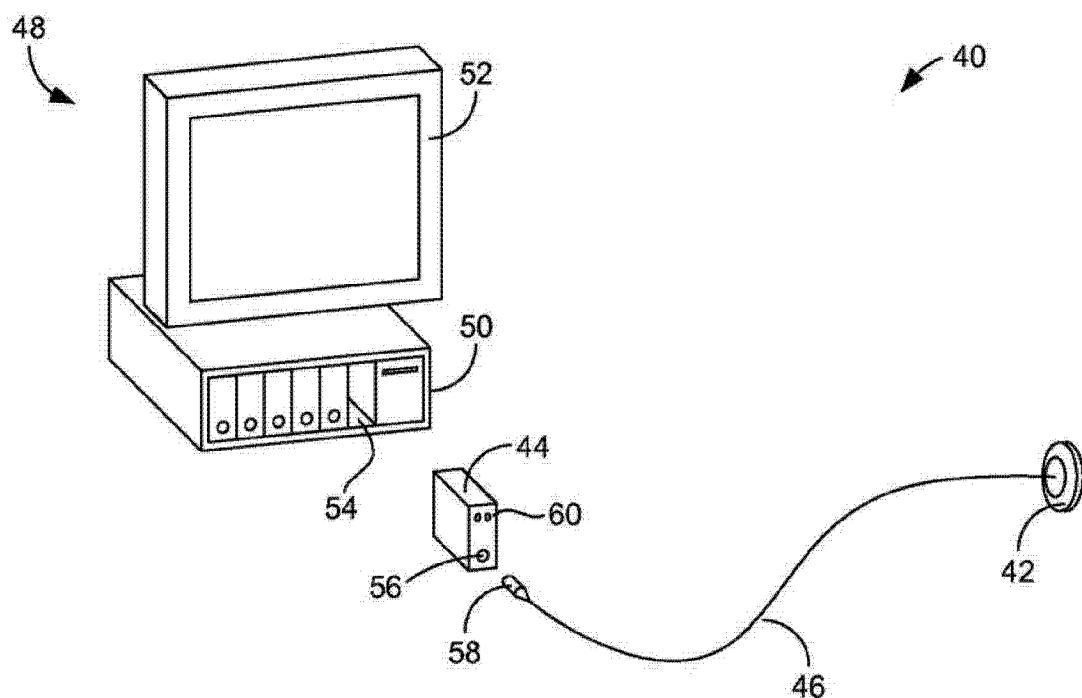


图 3

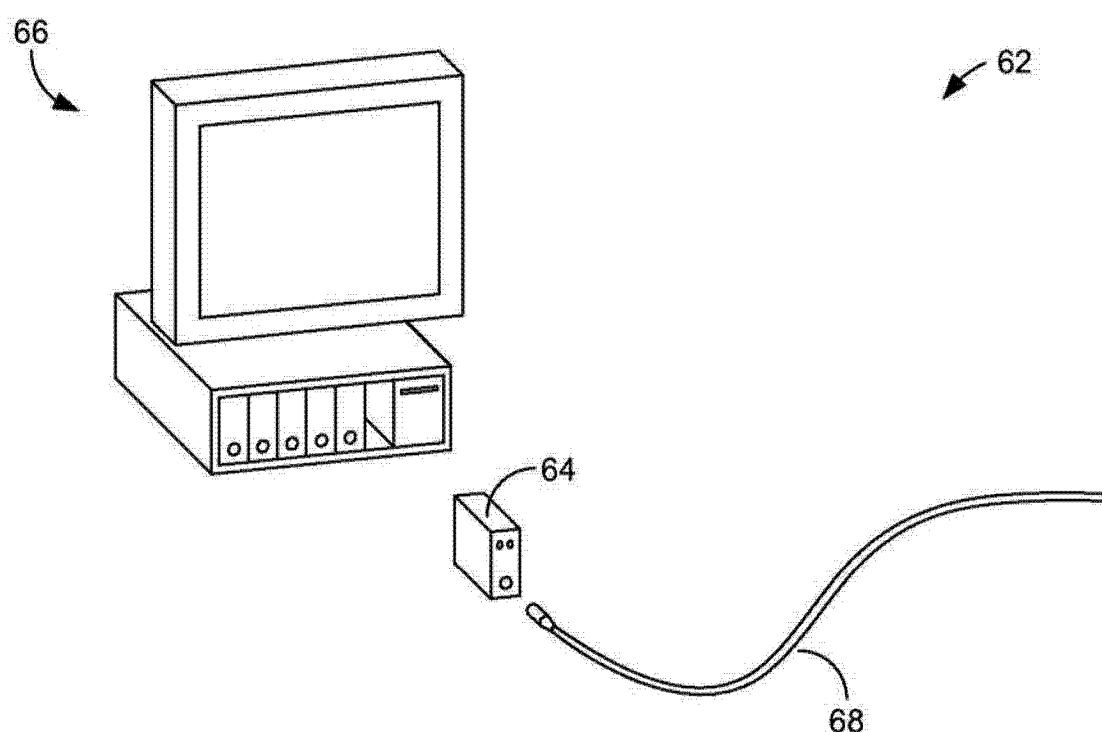


图 4

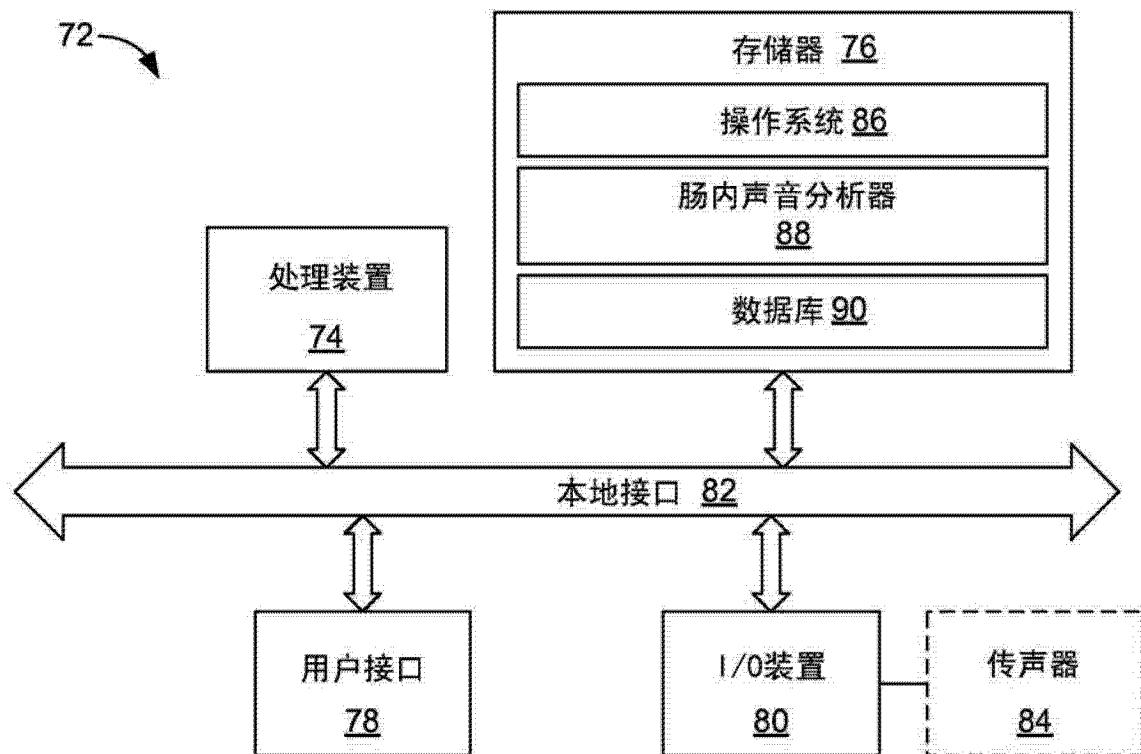


图 5

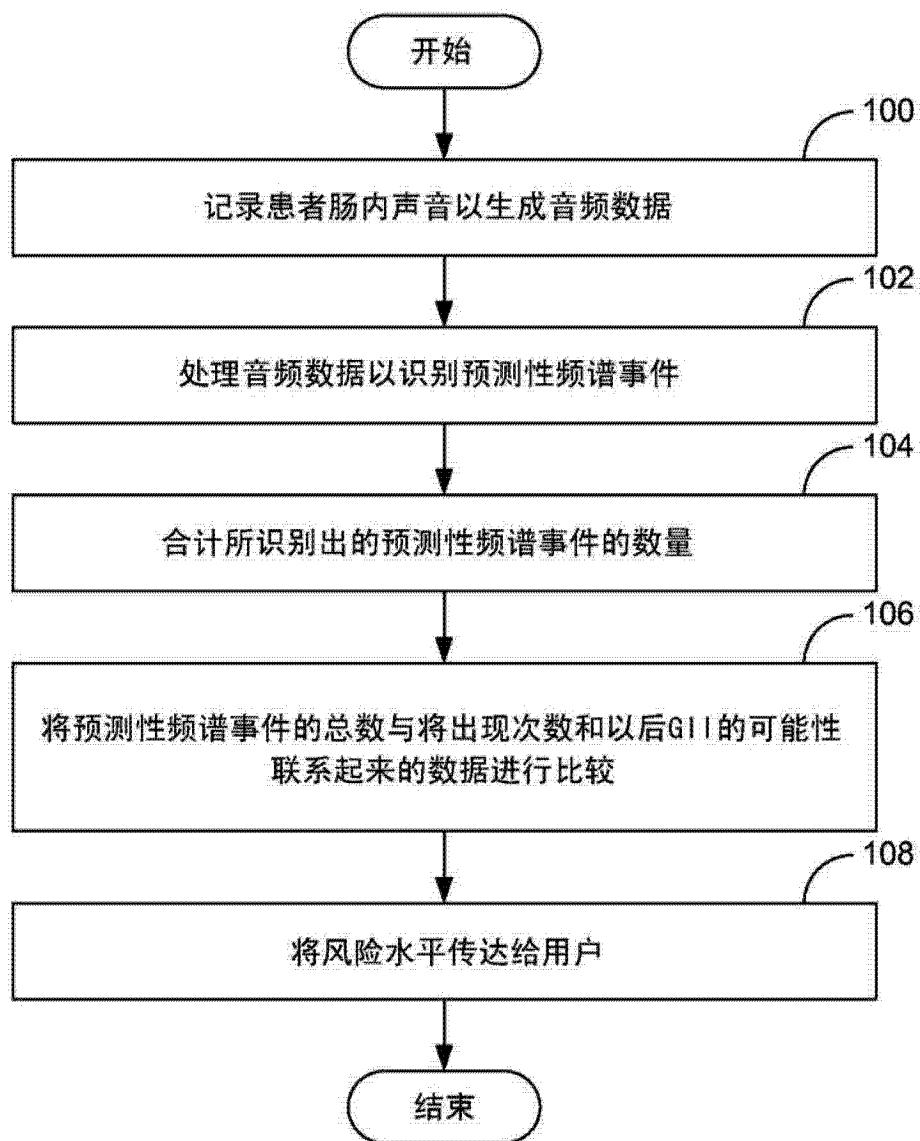


图 6

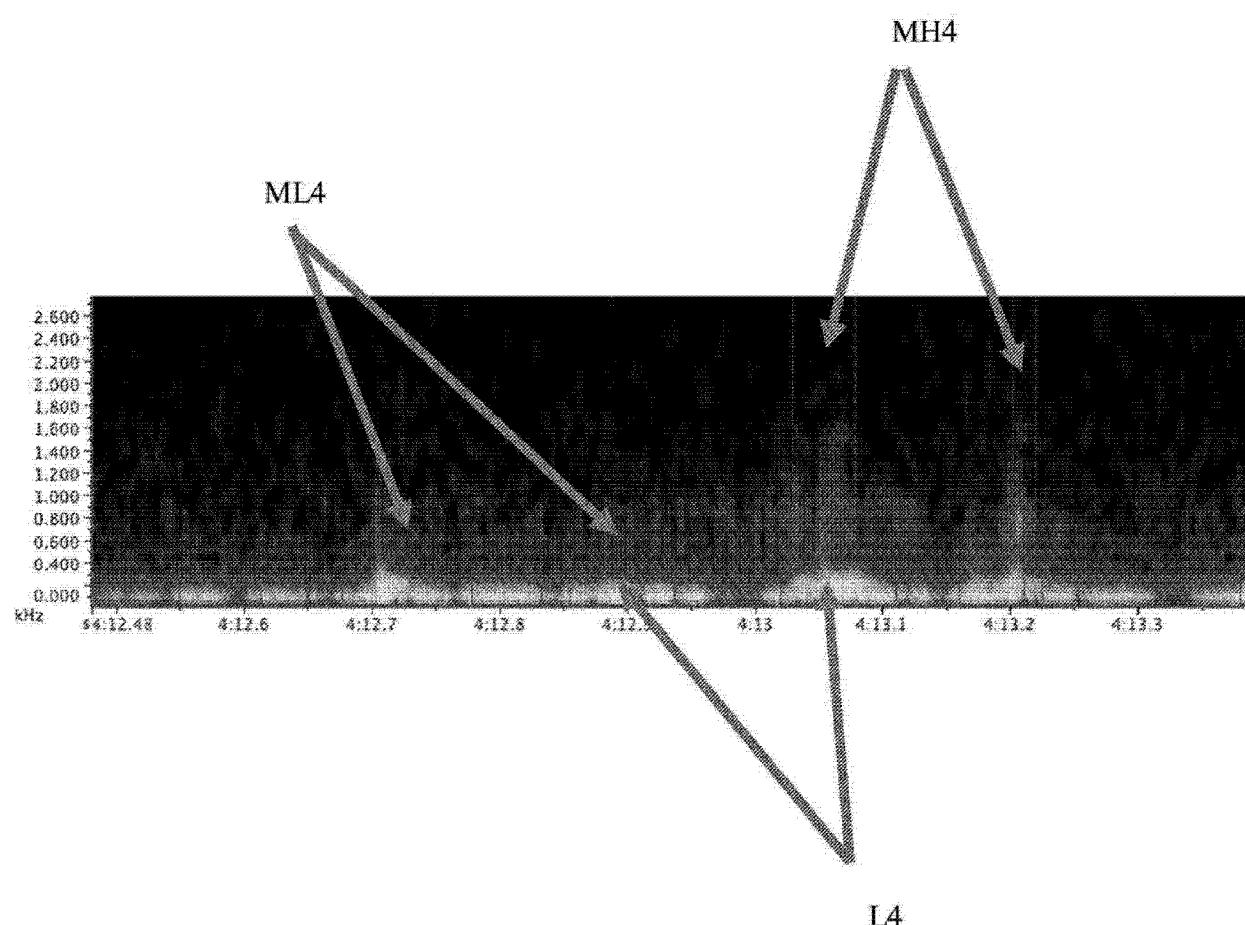


图 7

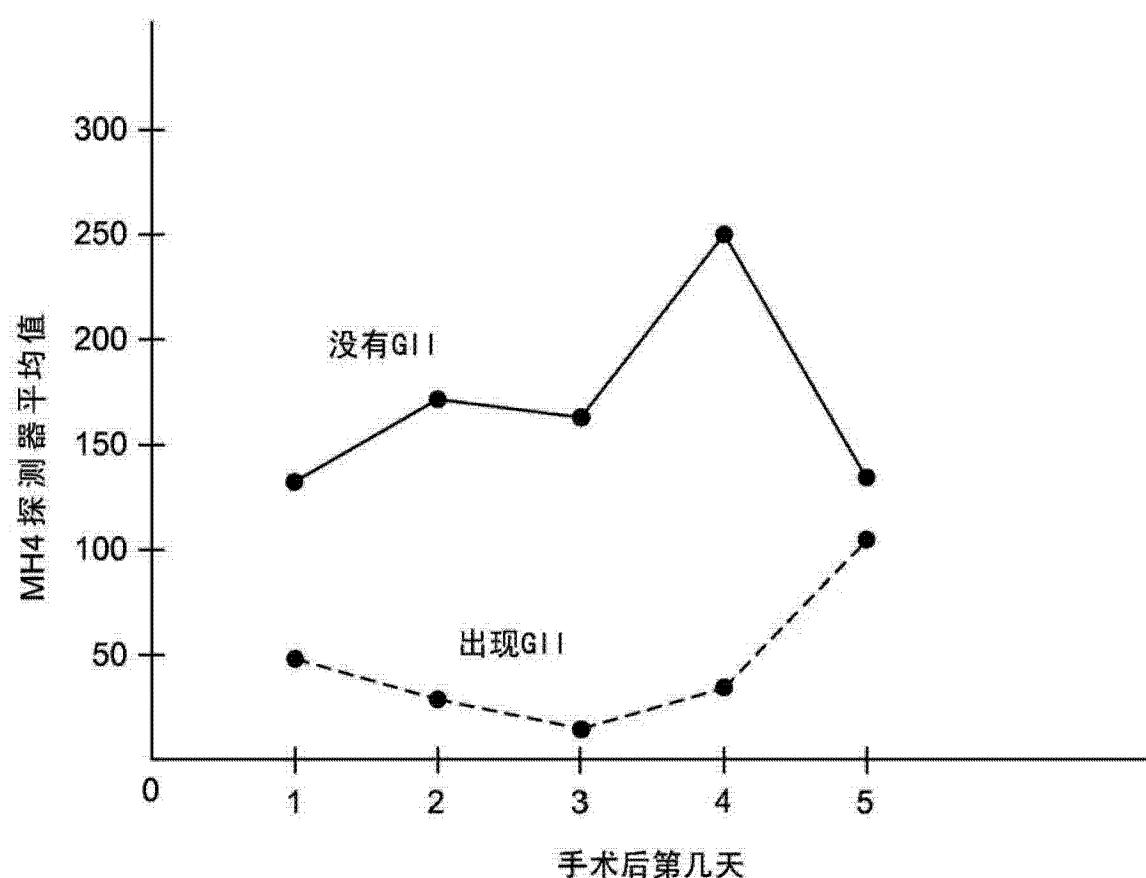


图 8