



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105266760 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 27

(21) 申请号 201510278818. 4

(22) 申请日 2015. 05. 28

(30) 优先权数据

14/312, 916 2014. 06. 24 US

(71) 申请人 联发科技股份有限公司

地址 中国台湾新竹科学工业园区新竹市笃
行一路一号

(72) 发明人 古博文

(74) 专利代理机构 北京万慧达知识产权代理有
限公司 11111

代理人 李春晖 代峰

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 7/00(2006. 01)

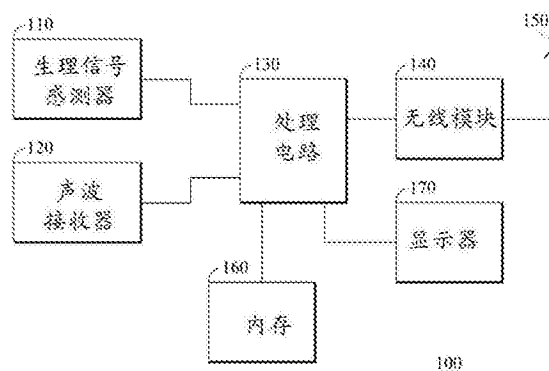
权利要求书3页 说明书7页 附图9页

(54) 发明名称

侦测输尿管狭窄的装置、计算装置和方法

(57) 摘要

本发明提供一种侦测输尿管狭窄的装置、计算装置和方法。侦测输尿管狭窄的装置。装置包括生理信号传感器、声波接收器以及处理电路。生理信号传感器提供用户的生理信号。声波接收器侦测来自使用者的输尿管的声音,以产生声音信号。处理电路根据用户的生理信号以及声音信号而提供输尿管狭窄程度。本发明通过以上方案,洗肾患者可执行居家顾护。



1. 一种侦测瘰管狭窄的装置,其特征在于,包括:
生理信号传感器,用以提供用户的生理信号;
声波接收器,用以侦测来自上述使用者的瘰管的声音,以产生声音信号;以及
处理电路,用以根据上述用户的上述生理信号以及上述声音信号而提供瘰管狭窄程度。

2. 如权利要求 1 所述的装置,其特征在于,上述处理电路包括:
信息产生器,根据上述生理信号而得到生理信息;
信号分离器,根据上述生理信息识别出上述声音信号的第一部分以及上述声音信号的第二部分;以及

信号分析器,分析上述声音信号的上述第一部分与上述第二部分的至少一者,以得到上述瘰管狭窄程度。

3. 如权利要求 2 所述的装置,其特征在于,上述声音信号的上述第一部分对应于上述用户的心脏周期的舒张阶段,以及上述声音信号的上述第二部分对应于上述用户的心脏周期的收缩阶段。

4. 如权利要求 2 所述的装置,其特征在于,上述声音信号的上述第一部分对应于上述使用者的心律不整期间,以及上述声音信号的上述第二部分对应于上述使用者的非心律不整期间。

5. 如权利要求 1 所述的装置,其特征在于,上述生理信号是心电图导联信号,以及上述生理信号传感器包括:

第一电极,用以侦测来自上述使用者的第一皮肤电压;

第二电极,用以侦测来自上述使用者的第二皮肤电压;以及

心电图导联信号产生器,耦接于上述第一电极与上述第二电极,用以根据上述第一皮肤电压与上述第二皮肤电压而提供上述心电图导联信号。

6. 如权利要求 5 所述的装置,其特征在于,上述第一皮肤电压以及来自上述使用者的上述瘰管的声音皆由上述使用者的手臂所提供,以及上述第二皮肤电压由上述用户的另一手臂所提供。

7. 一种计算装置,用以侦测瘰管狭窄,其特征在于,包括:

处理电路,包括:

处理器,用以根据生理信号以及声音信号而提供瘰管狭窄程度。

8. 如权利要求 7 所述的计算装置,其特征在于,上述处理器执行指令以执行下列步骤:
根据上述生理信号,得到生理信息;

根据上述生理信息,识别出上述声音信号的第一部分以及上述声音信号的第二部分;
以及

分析上述声音信号的上述第一部分与上述声音信号的上述第二部分的至少一者,以得到上述瘰管狭窄程度。

9. 如权利要求 8 所述的计算装置,其特征在于,上述声音信号的上述第一部分对应于上述用户的心脏周期的舒张阶段,以及上述声音信号的上述第二部分对应于上述用户的心脏周期的收缩阶段。

10. 如权利要求 9 所述的计算装置,其特征在于,上述瘰管狭窄程度是分析上述声音信

号的上述第二部分而得到。

11. 如权利要求 8 所述的计算装置,其特征在于,上述声音信号的上述第一部分对应于上述使用者的心律不整期间,以及上述声音信号的上述第二部分对应于上述使用者的非心律不整期间。

12. 如权利要求 11 所述的计算装置,其特征在于,上述瘰管狭窄程度是分析上述声音信号的上述第二部分而得到。

13. 如权利要求 7 所述的计算装置,其特征在于,更包括:
输出单元,用以根据上述瘰管狭窄程度而产生音频信号以及视觉信号之一者。

14. 如权利要求 7 所述的计算装置,其特征在于,更包括:
声波接收器,用以侦测来自使用者的瘰管的声音,以产生上述声音信号。

15. 如权利要求 14 所述的计算装置,其特征在于,更包括:
生理信号传感器,用以提供来自上述用户的上述生理信号。

16. 如权利要求 15 所述的计算装置,其特征在于,上述生理信号是心电图导联信号,以及上述生理信号传感器包括:

第一电极,用以侦测来自上述使用者的第一皮肤电压;

第二电极,用以侦测来自上述使用者的第二皮肤电压;以及

心电图导联信号产生器,耦接于上述第一电极与上述第二电极,用以根据上述第一皮肤电压与上述第二皮肤电压而提供上述心电图导联信号。

17. 如权利要求 16 所述的计算装置,其特征在于,上述第一皮肤电压以及来自上述使用者的上述瘰管的声音皆由上述使用者的手臂所提供,以及上述第二皮肤电压由上述用户的另一手臂所提供。

18. 一种侦测瘰管狭窄的方法,其特征在于,包括:

在计算装置中,

接收用户的生理信号,其中上述生理信号由生理信号传感器所提供;

接收声音信号,其中上述声音信号由声波接收器侦测来自上述使用者的瘰管的声音所产生;以及

根据上述用户的上述生理信号以及上述声音信号而提供瘰管狭窄程度。

19. 如权利要求 18 所述的方法,其特征在于,上述提供上述瘰管狭窄程度的步骤更包括:

根据上述生理信号,得到生理信息;

根据上述生理信息,识别出上述声音信号的第一部分以及上述声音信号的第二部分;以及

分析上述声音信号的上述第一部分与上述第二部分的至少一者,以得到上述瘰管狭窄程度。

20. 如权利要求 19 所述的方法,其特征在于,上述声音信号的上述第一部分对应于上述用户的心脏周期的舒张阶段,以及上述声音信号的上述第二部分对应于上述用户的心脏周期的收缩阶段。

21. 如权利要求 19 所述的方法,其特征在于,上述声音信号的上述第一部分系对应于上述使用者的心律不整期间,以及上述声音信号的上述第二部分对应于上述使用者的非心

律不整期间。

22. 如权利要求 19 所述的方法,其特征在于,上述生理信号系心电图导联信号,以及上述生理信号传感器包括:

第一电极,用以侦测来自上述使用者的第一皮肤电压;

第二电极,用以侦测来自上述使用者的第二皮肤电压;以及

心电图导联信号产生器,耦接于上述第一电极与上述第二电极,用以根据上述第一皮肤电压与上述第二皮肤电压而提供上述心电图导联信号。

23. 如权利要求 22 所述的方法,其特征在于,上述第一皮肤电压以及来自上述使用者的上述瘰管的聲音皆由上述使用者的一手臂所提供,以及上述第二皮肤电压由上述用户的另一手臂所提供。

侦测瘻管狭窄的装置、计算装置和方法

【技术领域】

[0001] 本发明有关于侦测瘻管状态,特别是有关于一种侦测瘻管狭窄的装置、计算装置和方法。

【背景技术】

[0002] 对于洗肾患者来说,瘻管(fistula)被广泛用于可经由透析(dialysis)仪器来移除代谢废物,以及维持瘻管能正常运作系非常重要的。瘻管狭窄是瘻管功能障碍的主要原因,并对洗肾患者会造成严重的威胁。随着洗肾患者的血液流经过瘻管,瘻管的直径可能会逐渐减少。当瘻管的直径减小至大约只有原来直径的50%时,可被认为瘻管狭窄(fistula stenosis)。侦测瘻管狭窄的程度能有效避免瘻管狭窄。一般而言,可藉由收集和分析血流通过瘻管时的声音来判断瘻管狭窄的程度。

[0003] 因此,在居家照护方面需要一种准确的装置来监测瘻管,以便有效地侦测出瘻管狭窄。

【发明内容】

[0004] 有鉴于此,本发明特提供以下技术方案:

[0005] 本发明提供一种侦测瘻管狭窄的装置。装置包括:生理信号传感器,用以提供用户的生理信号;声波接收器,用以侦测来自使用者的瘻管的声音,以产生声音信号;以及,处理电路,用以根据用户的生理信号以及声音信号而提供瘻管狭窄程度。

[0006] 再者,本发明提供一种计算装置,用以侦测瘻管狭窄。计算装置包括处理电路。处理电路包括处理器,用以根据生理信号以及声音信号而提供瘻管狭窄程度。

[0007] 再者,本发明提供一种侦测瘻管狭窄的方法。在计算装置中,接收用户的生理信号,其中生理信号是由生理信号传感器所提供。接收声音信号,其中声音信号是由声波接收器侦测来自使用者的瘻管的声音所产生。根据用户的生理信号以及声音信号而提供瘻管狭窄程度。

[0008] 本发明通过以上方案,洗肾患者可执行居家顾护。

【附图说明】

[0009] 图1是显示根据本发明一实施例所述的侦测使用者的瘻管狭窄的装置;

[0010] 图2是显示根据本发明一实施例所述的侦测使用者的瘻管狭窄的方法;

[0011] 图3A是显示根据本发明一实施例所述的生理信号以及声音信号之间的关系示范例;

[0012] 图3B是显示根据本发明一实施例所述的生理信号以及声音信号之间的关系示范例;

[0013] 图4是显示根据本发明另一实施例所述的侦测使用者的瘻管狭窄的装置;

[0014] 图5是显示根据本发明另一实施例所述的侦测使用者的瘻管狭窄的装置的示范

模型；

[0015] 图 6 是显示用户使用图 5 的装置的示意图；

[0016] 图 7 是显示另一心电图信号以及心跳声音信号之间的关系示范例；以及

[0017] 图 8 是显示根据本发明另一实施例所述的侦测使用者的瘰管狭窄的装置的示范模型。

【具体实施方式】

[0018] 为让本发明之上述和其他目的、特征、和优点能更明显易懂，下文特举出较佳实施例，并配合所附图式，作详细说明如下：

[0019] 图 1 是显示根据本发明一实施例所述的侦测使用者的瘰管狭窄 (fistula stenosis) 的装置 100。装置 100 包括生理信号传感器 110、声波接收器 120、处理电路 130、无线模块 140、天线 150、内存 160 以及显示器 170。无线模块 140 能经由天线 150 而与远程装置进行通讯。当装置 100 正确地接触到使用者皮肤且靠近使用者的瘰管时，生理信号传感器 110 能提供用户的生理信号。同时地，声波接收器 120 能对来自使用者的瘰管的声音进行侦测，以产生声音信号。接着，处理电路 130 会根据用户的生理信号以及声音信号而得到或提供瘰管狭窄程度。例如，首先，处理电路 130 会对生理信号进行处理，以得到生理信息，其中生理信息指示用户的心脏周期 (cardiac cycles) 的舒张阶段 (diastolic phases) 以及收缩阶段 (systolic phases)。第二，处理电路 130 会根据生理信息将声音信号划分成多个间隔 (interval)。对声音信号的一个间隔而言，不是对应于用户的心脏周期的一个舒张阶段，就是对应于用户的心脏周期的一个收缩阶段。具体而言，心脏周期的舒张阶段可从 t_0 毫秒 (ms) 延伸至 t_0+t_d 毫秒，而心脏周期的收缩阶段可从 t_0+t_d 毫秒延伸至 $t_0+t_d+t_s$ 毫秒。然后，对对应于心脏周期的舒张阶段的间隔而言，其表示声音信号的间隔是从 t_0 毫秒延伸至 t_0+t_d 毫秒。同样地，对对应于心脏周期的收缩阶段的间隔而言，其表示声音信号的间隔系从 t_0+t_d 毫秒延伸至 $t_0+t_d+t_s$ 毫秒。第三，处理电路 130 可使用不同的算法、数据库或方法来分析对应于心脏周期的舒张阶段的一间隔以及对应于心脏周期的收缩阶段的另一间隔，以便决定瘰管狭窄的程度。这是因为，在舒张阶段的声音信号的音频特性明显不同于在收缩阶段的声音信号的音频特性。

[0020] 在一实施例中，处理电路 130 可存取第一数据库，其中第一数据库储存了在心脏周期的舒张阶段中从具有瘰管狭窄的瘰管所得到的声音信号的频率响应。处理电路 130 亦可存取第二数据库，其中第二数据库储存了在心脏周期的收缩阶段中从具有瘰管狭窄的瘰管所得到的声音信号的频率响应。对对应于舒张阶段的声音信号的第一间隔而言，处理电路 130 会得到声音信号的第一间隔的第一频率响应，然后处理电路 130 会将第一频率响应与储存在第一数据库内的频率响应进行比较，以决定瘰管狭窄的程度。对对应于收缩阶段的声音信号的第二间隔而言，处理电路 130 会得到声音信号的第二间隔的第二频率响应，然后处理电路 130 会将第二频率响应与储存在第二数据库内的频率响应进行比较。假如处理电路 130 找到的第一频率响应是相当类似于存储在第一数据库的频率响应以及第二频率响应是相当类似于存储在第二数据库的频率响应，则可藉由将指数 (index) 设定至对应的值而来宣告瘰管狭窄的程度或等级为高。例如，指数可以是 1 至 10 的正整数。当指数被设定为 1 时，其意味着瘰管狭窄的程度是小于 10%。另一方面，当指数被设定为 10 时，其

意味着瘰管狭窄的程度是大于 90%但小于 100%。若处理电路 130 发现第一频率响应完全不同于储存在第一数据库的频率响应且第二频率响应完全不同于储存在第二数据库的频率响应时,瘰管狭窄的程度可判定为低,而指数会被设定为接近 1。

[0021] 为了更详细说明,对于在心脏周期的收缩阶段的声音信号的频率响应而言,实验结果显示在信号能量上,比方说,当瘰管狭窄的程度增加时,100Hz 的信号能量会增加。然而,对于在心脏周期的舒张阶段的声音信号的频率响应而言,当瘰管狭窄的程度增加时,100Hz 的信号能量仍然相似。当判断瘰管狭窄的程度时,其表示可根据舒张阶段及收缩阶段来判别声音信号。例如,可分别地使用不同标准来分析对应于舒张阶段的声音信号的一部分以及对应于收缩阶段的声音信号的另一部分。具体而言,对对应于用户的心脏周期的收缩阶段的声音信号的第一部分以及对应于用户的心脏周期的舒张阶段的声音信号的第二部分而言,可分析声音信号的第一部分来得到瘰管狭窄的程度,而可忽略声音信号的第二部分的分析。

[0022] 需注意,在不违背区分对应于心脏周期的舒张阶段的声音信号的第一部分以及对应于心脏周期的收缩阶段的声音信号的第二部分的精神下,能结合或使用其他技术,例如机器学习 (machine learnin),来判断瘰管狭窄的程度,以及他们都属于本发明的范围之内。再者,处理电路 130 会将声音信号的音频特性储存至内存 160。在图 1 中,生理信号可以是心电图 (electrocardiogram, ECG) 导联 (lead) 信号或是光体积变化描记图 (Photoplethysmography, PPG) 信号。同样地,瘰管狭窄的程度可透过显示器 170 进行显示,而瘰管狭窄的程度、声音信号或生理信号能被传送至远程装置,以进行医疗分析。在另一例子中,为了通知使用者的瘰管狭窄的程度,可产生音频信号来取代使用视觉信号以显示瘰管狭窄的程度。然后,显示器 170 可取代为扬声器,其能作为输出单元。此外,装置 100 可以系便携设备,而使用者的瘰管可以是自体动静脉 (autogenous arteriovenous) 瘰管和动静脉瘰管接枝 (graft) 之一者。

[0023] 必须指出的是,处理电路 130 可以是通用处理器或是可接收特定指令集而执行任务的数字信号处理器。然而,处理电路 130 亦可以是专属的硬件或是实施于特殊应用集成电路 (Application-specific integrated circuit, ASIC) 内。为了根据用户的生理信号以及声音信号来提供瘰管狭窄的程度,处理电路 130 可具有信息产生器、信号分离器 (signal separator) 以及信号分析器。信息产生器会根据用户的生理信号而得到生理信息。生理信息,例如心脏周期的舒张阶段或收缩阶段,可透过观察的心电图导联信号的时域波形而得到。信号分离器接着可根据生理信息而识别出声音信号的第一部份以及声音信号的第二部份。换言之,在信号分离器之后可能有两条信号路径。信号路径具有声音信号的第一部分,而另一信号路径具有声音信号的第二部分。在此实施例,第一部分对应于心脏周期的舒张阶段,而第二部分对应于心脏周期的收缩阶段。接着,信号分析器会对声音信号的第一部份以及声音信号的第二部份的至少一者进行分析,以得到瘰管狭窄的程度。例如,信号分析器会分析声音信号的第二部分并忽略声音信号的第一部分,以便得到更准确的瘰管狭窄的程度。

[0024] 当处理电路 130 为处理器时,处理器能执行指令,以根据生理信号与声音信号来提供瘰管狭窄的程度。换言之,由信息产生器、信号分离器以及信号分析器所执行的相似的任务亦可由接收到足够指令的处理器所执行。需注意,由处理器所执行的指令可以以应用

程序(application)的形式来提供。当使用者想要知道瘰管狭窄的程度时,可从计算机可读储存媒体,例如网络驱动器驱动器、云端储存器或是光盘,下载应用程序至处理器。当应用程序运行在处理器上时,处理器会执行指令,以便根据用户的生理信号以及声音信号来提供瘰管狭窄的程度。

[0025] 生理信号传感器 110、声波接收器 120 以及处理电路 130 可能为不同的组件。例如,处理电路 130 可设置在计算装置内,而生理信号传感器 110 与声波接收器 120 设置在计算装置外。也就是说,当需要时,生理信号传感器 110 与声波接收器 120 可附加至计算装置,使得处理电路 130 可以接收到生理信号和声音信号,而得到瘰管狭窄的程度。

[0026] 图 2 系显示根据本发明一实施例所述的侦测使用者的瘰管狭窄的方法。同时参考图 1 与图 2,首先,在步骤 S210,当装置 100 正确地接触用户时,处理电路 130 会经由生理信号传感器 110 而得到用户的生理信号,并经由声波接收器 120 而得到来自使用者的瘰管的声音信号。接着,在步骤 S220,处理电路 130 会分析生理信号以得到用户的生理信息。在一实施例中,生理信息可识别出用户的至少一心脏周期的舒张阶段及 / 或收缩阶段的间隔。在另一实施例中,生理信息可识别出用户的复数心脏周期的心律不整(arrhythmia)期间及 / 或非心律不整期间的间隔。接着,在步骤 S230,处理电路 130 会根据生理信息而对声音信号进行分析。例如,声音信号的间隔可对应于心脏周期的舒张阶段、心脏周期的收缩阶段、心脏周期的心律不整期间或心脏周期的非心律不整期间。接着,处理电路 130 会根据生理信息而选择适合的算法来分析声音信号的不同间隔。选择适合的算法的原因是因为,例如,在心律不整期间的声音信号的音频特性可能会明显地不同于在非心律不整期间的声音信号的音频特性。

[0027] 需注意,音频特性可以是频率响应、信号强度或是任何声音信号的与阶段相关的信息属性。例如,处理电路 130 能使用第一算法来分析对应于心脏周期的舒张阶段的声音信号,并使用第二算法来分析对应于心脏周期的收缩阶段的声音信号。由于在舒张阶段,声音信号可能会更低频,所以相较于第二算法,第一算法可使用具有较大收敛速度的参数来逐渐逼近。

[0028] 在一实施例中,处理电路 130 能使用第三算法来分析对应于心脏周期的心律不整期间的声音信号的间隔,并使用第四算法来分析对应于心脏周期的非心律不整期间的声音信号的间隔。例如,可得到对应于心脏周期之舒张阶段的声音信号的间隔的第一信号强度,亦可得到对应于心脏周期的收缩阶段的声音信号的间隔的第二信号强度。接着,处理电路 130 会将第一信号强度与第一临界值进行比较,并将第二信号强度与第二临界值进行比较。假如第一信号强度超过第一临界值且第二信号强度超过第二临界值,则可判断出瘰管狭窄的程度为低。反之,假如第一信号强度小于第一临界值且第二信号强度小于第二临界值,可判断出瘰管狭窄的程度为高。这是因为瘰管狭窄的程度增加时,血流通通过瘰管所产生的声音信号的音量会减少。在另一实施例中,处理电路 130 可分析对应于心脏周期之非心律不整期间的声音信号的间隔,且不分析对应于心脏周期的心律不整期间的声音信号的间隔,以便决定瘰管狭窄的程度。这是因为在心脏周期的心律不整期间,瘰管声音信号可能不足以能对瘰管狭窄进行好的判断。换言之,当判断瘰管狭窄的程度时,对应于心律不整期间的声音信号的部分可以被忽略。

[0029] 图 3A 是显示根据本发明一实施例所述的生理信号 S_{ECG} 以及声音信号 $S_{FISTULA}$ 之间

的关系示范例。同时参考图 1 与图 3A, 处理电路 130 会从生理信号传感器 110 得到生理信号 S_{ECG} 并从声波接收器 120 得到声音信号 S_{FISTULA} , 其中生理信号 S_{ECG} 为心电图导联信号。处理电路 130 会分析生理信号 S_{ECG} 以得到用户的部分心脏周期的舒张阶段 Pd 以及收缩阶段 Ps。接着, 处理电路 130 会根据心脏周期的舒张阶段 Pd 以及收缩阶段 Ps 而将声音信号 S_{FISTULA} 划分成多个间隔 301A-309A。例如, 对应于心脏周期的收缩阶段 Ps 的每一间隔 301A、303A、305A、307A 与 309A, 以及对应于心脏周期的舒张阶段 Pd 的每一间隔 302A、304A、306A 与 308A。对对应于间隔 301A、303A、305A、307A 与 309A 的声音信号 S_{FISTULA} 来说, 处理电路 130 会使用第一算法来分析声音信号 S_{FISTULA} 。对对应于间隔 302A、304A、306A 与 308A 的声音信号 S_{FISTULA} 来说, 处理电路 130 会使用第二算法来分析声音信号 S_{FISTULA} 。在此实施例中, 对应于间隔 301A、303A、305A、307A 与 309A 的声音信号 S_{FISTULA} 可视为声音信号 S_{FISTULA} 的第一部分, 而对应于间隔 302A、304A、306A 与 308A 的声音信号 S_{FISTULA} 可视为声音信号 S_{FISTULA} 的第二部分。处理电路 130 亦可只对声音信号 S_{FISTULA} 的第一部分进行分析, 而忽略声音信号 S_{FISTULA} 的第二部分。根据分析的结果, 处理电路 130 可判断出瘰管狭窄的程度。

[0030] 图 3B 是显示根据本发明一实施例所述的生理信号 S_{PPG} 以及声音信号 S_{FISTULA} 之间的关系示范例。同时参考图 1 与图 3B, 处理电路 130 会得到来自生理信号传感器 110 的生理信号 S_{PPG} 以及来自声波接收器 120 的声音信号 S_{FISTULA} , 其中生理信号 S_{PPG} 为光体积变化描记图信号。相似地, 处理电路 130 会对生理信号 S_{PPG} 进行分析以得到用户的心脏周期的舒张阶段 Pd 以及收缩阶段 Ps。接着, 根据心脏周期的舒张阶段 Pd 以及收缩阶段 Ps, 处理电路 130 会将声音信号 S_{FISTULA} 划分成多个间隔。处理电路 130 会对声音信号 S_{FISTULA} 进行分析, 以得到使用者的瘰管狭窄的程度。例如, 对对应于间隔 301B、303B、305B、307B 以及 309B 的声音信号 S_{FISTULA} 而言, 处理电路 130 会使用第一算法来分析声音信号 S_{FISTULA} 。对对应于间隔 302B、304B、306B 以及 308B 的声音信号 S_{FISTULA} 而言, 处理电路 130 会使用第二算法来分析声音信号 S_{FISTULA} 。在此实施例中, 对应于间隔 301B、303B、305B、307B 以及 309B 的声音信号 S_{FISTULA} 可以视为声音信号 S_{FISTULA} 的第一部分, 而对应于间隔 302B、304B、306B 以及 308B 的声音信号 S_{FISTULA} 可以视为声音信号 S_{FISTULA} 的第二部分。处理电路 130 亦可只对声音信号 S_{FISTULA} 的第一部分进行分析, 而不对声音信号 S_{FISTULA} 的第二部分进行分析。根据分析结果, 处理电路 130 可判断出瘰管狭窄的程度。

[0031] 图 4 是显示根据本发明另一实施例所述的侦测使用者的瘰管狭窄的装置 400。装置 400 包括生理信号传感器 410、声波接收器 420、处理电路 430、蓝牙模块 440 以及天线 450。生理信号传感器 410 为心电图信号传感器, 用以提供生理信号 S_{ECG} , 而生理信号传感器 410 包括两电极 411A 与 411B、右脚驱动 (right leg drive, RLD) 电极 412、右脚驱动放大器 414 以及心电图导联信号产生器 490。需注意, 右脚驱动电极 412 和右脚驱动放大器 414 可以是非必要的, 且可以在某些适当的场合被移除。心电图导联信号产生器 490 包括仪表放大器 (instrumentation amplifier, IA) 413、滤波器 415 以及模拟数字转换器 (ADC) 416。当装置 400 接触用户时, 仪表放大器 413 会接收到来自电极 411A 的皮肤电压信号 IN1 以及来自电极 411B 的皮肤电压信号 IN2, 并放大皮肤电压信号 IN1 与 IN2 之间的差异, 以提供信号 S1。在此实施例中, 电极 411A 与 411B 系用来接收来自使用者之第一标准肢导联 (first standard limb lead) 的生理信号。第一标准肢导联从使用者的右臂至左臂, 且亦称为 Lead-I 信号。生理信号传感器 410 可以量测在左臂与右臂上的电极 411A 与 411B 之间的电

位差。在一实施例中,仪表放大器 413 更提供皮肤电压信号 IN1 与 IN2 的平均电压 IN_AVG 至右脚驱动放大器 414。右脚驱动放大器 414 会放大平均电压 IN_AVG,以提供信号 S_{RLD} 至右脚驱动电极 412,其中信号 S_{RLD} 为用户身体的共模电压。接着,滤波器 415 会对信号 S1 进行滤波以提供信号 S2。模拟数字转换器 416 会将信号 S2 转换成生理信号 S_{ECG} 。

[0032] 在图 4 中,声波接收器 420 可当作听诊器,用于收集血流的声音,例如使用者的皮下瘘管,以提供声音信号 $S_{FISTULA}$ 。声波接收器 420 包括输入接口 421、放大器 422、滤波器 423、缓冲与偏压单元 424、输出接口 425 以及模拟数字转换器 426。输入接口 421 可以是麦克风、听诊头 (auscultation head) 或是隔膜 (diaphragm),其中当输入接口 421 接触用户的皮肤表面时,输入接口 421 能接收到来自使用者的瘘管的血流声音,以便提供信号 S3。在一实施例中,麦克风系具有高灵敏度以及较佳频率响应的电容式麦克风,以便得到好的声音质量。在另一实施例中,电容式麦克风可以设置在隔膜的后方。放大器 422 会将信号 S3 进行放大,以提供信号 S4。滤波器 423 会对信号 S4 进行滤波以提供信号 S5。输出接口 425 可以是扬声器或是耳机插孔,用以播放瘘管的血流声音。缓冲与偏压单元 424 会接收信号 S5,并根据输出接口 425 的类型而提供信号 S6 至输出接口 425。再者,缓冲与偏压单元 424 亦可根据所接收的信号 S5 而提供信号 S7。模拟数字转换器 426 会将信号 S7 转换为声音信号 $S_{FISTULA}$ 。在接受到生理信号 S_{ECG} 以及声音信号 $S_{FISTULA}$ 之后,处理电路 430 会根据生理信号 S_{ECG} 以及声音信号 $S_{FISTULA}$ 而得到瘘管狭窄的程度。处理电路 430 会根据生理信号 S_{ECG} 而得到生理信息,以及处理电路 430 会根据生理信息来识别声音信号 $S_{FISTULA}$ 的第一部分以及声音信号 $S_{FISTULA}$ 的第二部分。

[0033] 如先前所描述,生理信息可指示用户之部份心脏周期的舒张阶段及 / 或收缩阶段,或是指示用户之复数心脏周期的心律不整期间及 / 或非心律不整期间。例如,声音信号 $S_{FISTULA}$ 的第一部分可对应于用户的心脏周期的收缩阶段,而声音信号 $S_{FISTULA}$ 的第二部分可对应于用户的心脏周期之舒张阶段。处理电路 430 会分析声音信号 $S_{FISTULA}$ 的至少一个第一部分,以得到瘘管狭窄的程度。在得到瘘管狭窄的程度之后,处理电路 430 会经于蓝牙模块 440 以及天线 450 而提供关于瘘管狭窄的程度的结果至远程装置。再者,处理电路 430 亦可提供生理信号 S_{ECG} 以及声音信号 $S_{FISTULA}$ 至远程装置。远程装置可以是行动装置 (例如智能手机)、路由器 (Hub) 或是个人计算机等,且远程装置可以传送关于瘘管狭窄的程度、生理信号 S_{ECG} 以及声音信号 $S_{FISTULA}$ 的结果至不同的后端服务 (例如行动装置的应用程序、计算机应用程序或是云端服务器),以供信号处理与判断。

[0034] 图 5 是显示根据本发明另一实施例所述的侦测使用者的瘘管狭窄的装置 500 的示范模型,而图 6 系显示用户使用图 5 的装置 500 的示意图。在图 5 中,装置 500 包括两零件:听诊头 510 以及方形壳体 520。听诊头 510 包括隔膜 560 以及电极环 570。在此实施例中,隔膜 560 为输入接口 (例如如图 4 之输入接口 421),用以当接触到使用者的皮肤表面时,例如使用者左手臂的皮肤 (如图 6 之标号 610 所显示),接收到来自使用者的瘘管的血流声音。在此实施例中,使用者的瘘管可以是自体动静脉瘘管或是动静脉瘘管接枝。再者,电极环 570 为电极 (例如如图 4 的电极 411A),用以接收来自使用者所接触的皮肤表面的第一皮肤电压信号。方形壳体 520 包括电极 530 与 540 以及耳机插孔 550。电极 530 (例如如图 4 的电极 411B) 可以接收到来自使用者右手臂 (如图 6 的标号 620 所显示) 的第二皮肤电压信号。再者,电极 540 (例如如图 4 的电极 412) 可以提供共模电压供用户使用 (如图 6 的标

号 630 所显示)。在此实施例中,装置 500 的其他电路系设置在方形壳体 520 内部,例如图 4 的放大器、滤波器、模拟数字转换器、处理器以及蓝牙模块等。于是,装置 500 的处理器会根据血流声音而得到声音信号 S_{FISTULA} ,并根据第一与第二皮肤电压信号而得到生理信号 S_{ECG} ,其中第一与第二皮肤电压信号是从用户的第一标准肢导联或是 Lead-I 信号所得到。当用户握住装置 500 时,用户的右手掌可以同时接触到电极 530 与 540。再者,当电极环 570 接触到使用者的左手掌时,电极 530 与 540 以及电极环 570 会形成回路,以便得到稳定的单导联心电图信号。对遭受心律不整之洗肾患者来说,瘻管的血流声音在不正常的心律期间会改变。装置 500 可以根据生理信号 S_{ECG} 来判断心律不整病患之心律不整的发生率,并提高算法的准确度。例如,装置 500 的处理器可以滤出对应于心律不整期间的声音信号 S_{FISTULA} ,例如不需判断/分析。在一实施例中,装置 500 可根据生理信号 S_{ECG} 来判断心律不整的类型,并使用对应于该心律不整的类型的算法来分析声音信号 S_{FISTULA} 。

[0035] 值得一提的是,图 5 的装置 50 的使用并不限于图 6 的情况。例如,可将图 6 做个变化以藉由将电极环 570 接触使用者的心脏周围的皮肤,而不是使用电极环 570 来接触使用者的左手臂的皮肤。藉由此方式,隔膜 560 会接收到心跳声音信号 S_{HEART} ,而不是瘻管声音信号 S_{FISTULA} 。再者,根据由电极环 570 以及电极 530 所得到的皮肤电压,可提供另一心电图信号 S_{ECG_1} 。电极 540 仍能提供共模电压给用户。图 7 系显示另一心电图信号 S_{ECG_1} 以及心跳声音信号 S_{HEART} 之间的关系示范例。可使用心跳声音信号 S_{HEART} 来区分心脏周期的舒张阶段以及收缩阶段,并根据心跳声音信号 S_{HEART} 的波形来对多个间隔 701-709 进行标记。在此例子中,每一间隔 701、703、705、707 与 709 是对应于心脏周期的收缩阶段 Ps,而每一间隔 702、704、706 以及 708 系对应于心脏周期之舒张阶段 Pd。藉由观察心电图信号 S_{ECG_1} 以及多个间隔 701-709,可确认心电图信号 S_{ECG_1} 与心脏周期的舒张阶段以及收缩阶段具有一定的关系。因此,一般而言,藉由分析心电图信号,可以得到或是区分心脏周期的舒张阶段以及收缩阶段的间隔。

[0036] 图 8 是显示根据本发明另一实施例所述的侦测使用者的瘻管狭窄的装置 800 的示范模型。装置 800 具有柱状结构。装置 800 包括电极环 810、由电极环 810 所环绕的麦克风 820、电极 830、右脚驱动电极 840、耳机插孔 850 以及显示器 860,其中电极环 810 以及麦克风 820 系设置在装置 800 的一侧(如图 8 之标号 AA 所显示)。不像装置 500,装置 800 不包括听诊头 510。此外,装置 800 的显示器 860 可以显示用户的瘻管狭窄之结果。要使用装置 800,可参考图 6 的实施例。例如,用户可用右手掌握住装置 800 而接触到电极 830 与右脚驱动电极 840,以获得第一皮肤电压信号。接着,使用者更可用左手掌来接触电极环 810 以及麦克风 820,以获得第二皮肤电压信号以及来自用户的瘻管的声音信号。

[0037] 根据实施例,洗肾患者可执行居家顾护,以收集瘻管血流声音和生理信号(例如心电图、PPG 等)。此外,关于瘻管血流声音的信息以及生理信号可经由无线传输而传送至远程装置,以进行判别。再者,远程装置可经由网络来传送所接收的信息至医院或服务中心,以进一步进行分析的。

[0038] 虽然本发明已以较佳实施例揭露如上,然其并非用以限定本发明,任何所属技术领域包括通常知识者,在不脱离本发明的精神和范围内,当可作些许的更动与润饰,因此本发明的保护范围当视后附的权利要求所界定者为准。

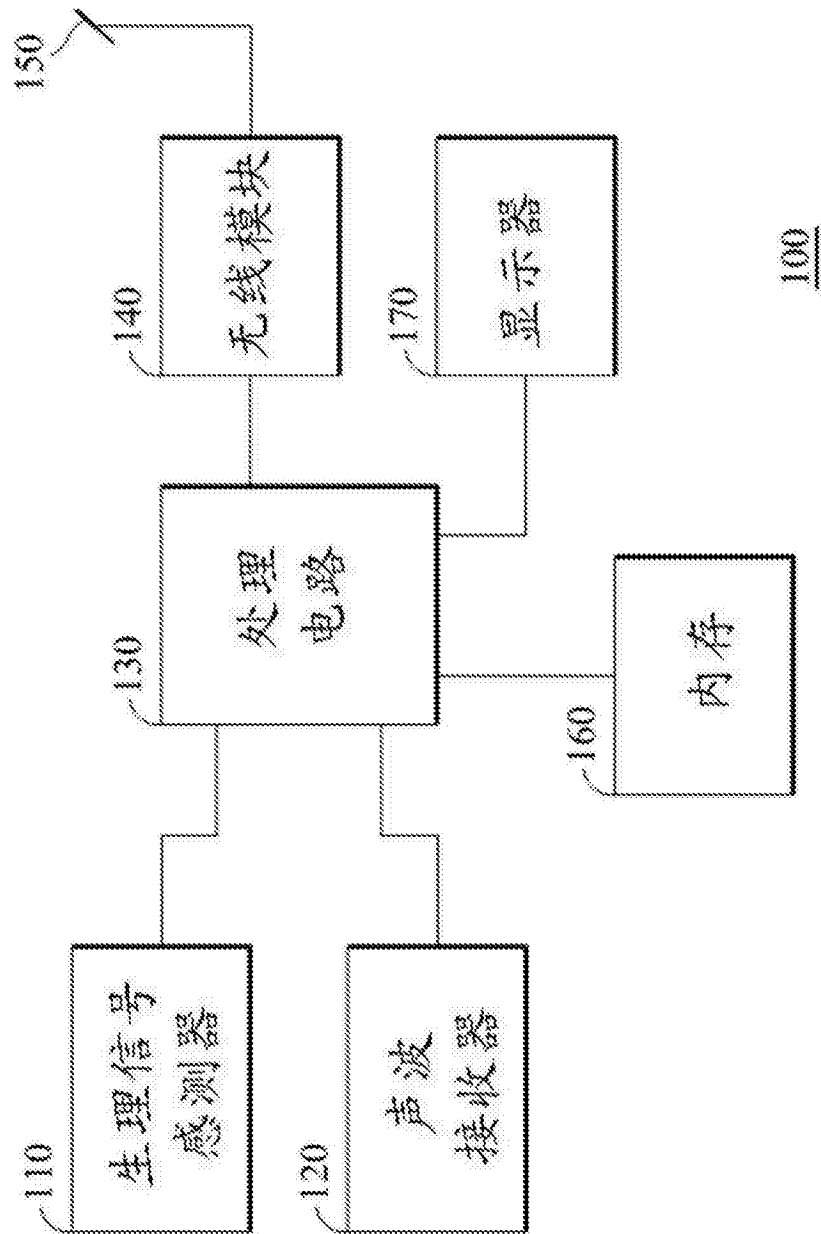


图 1

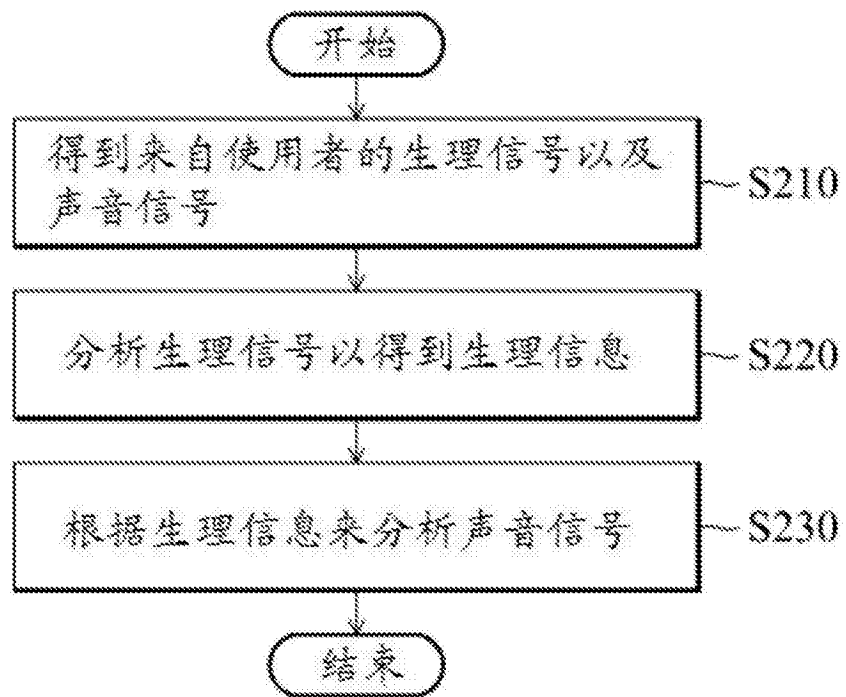


图 2

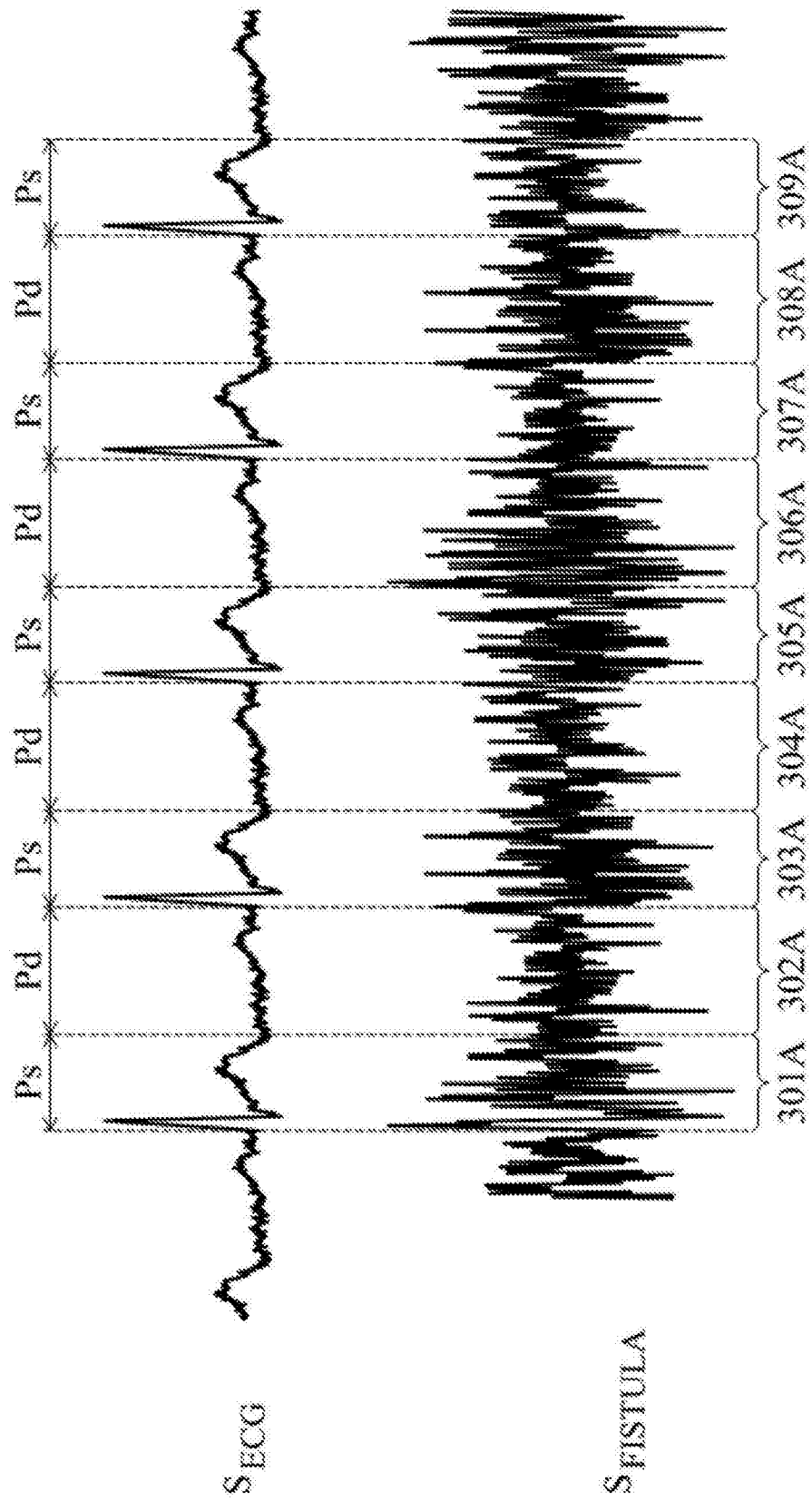


图 3A

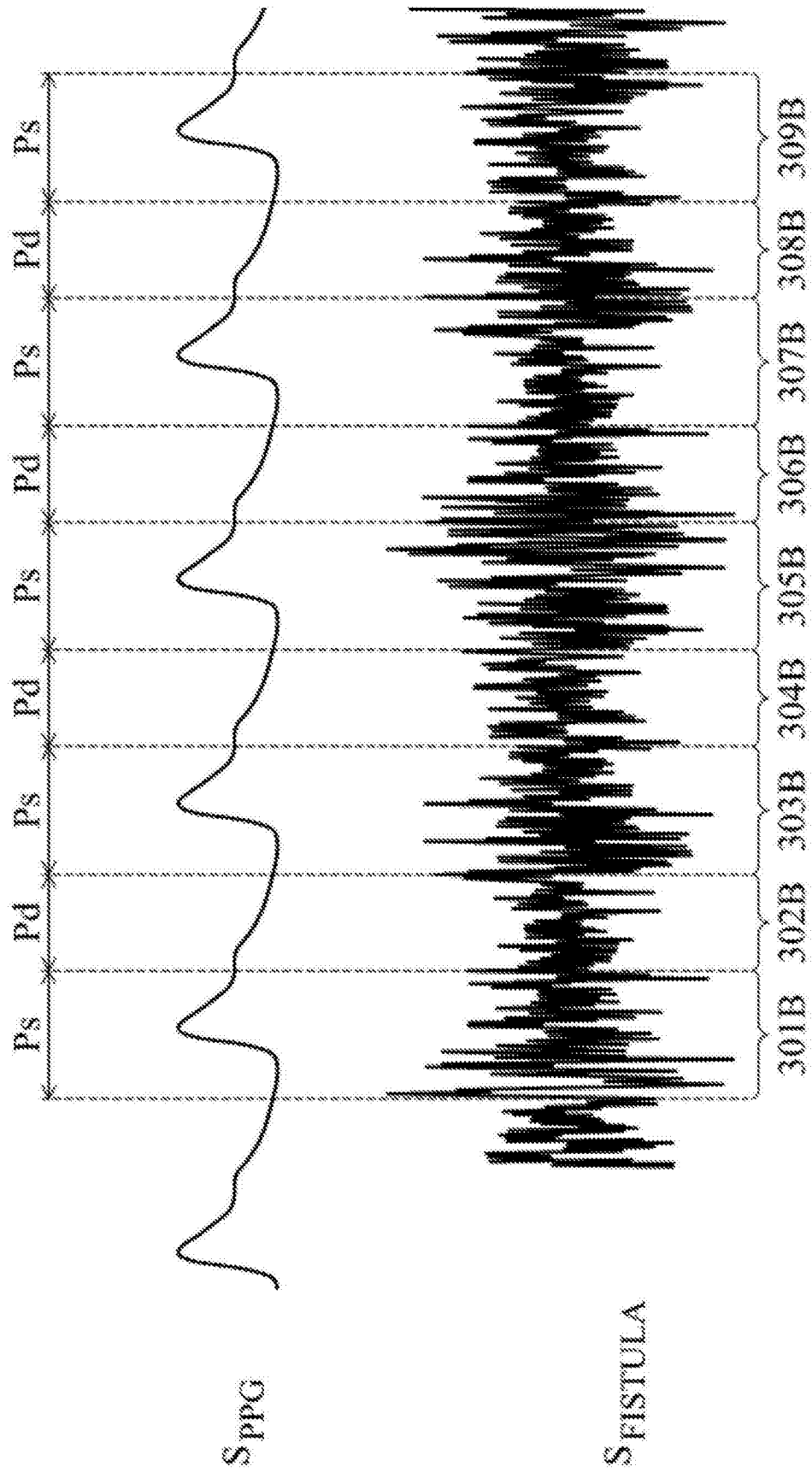


图 3B

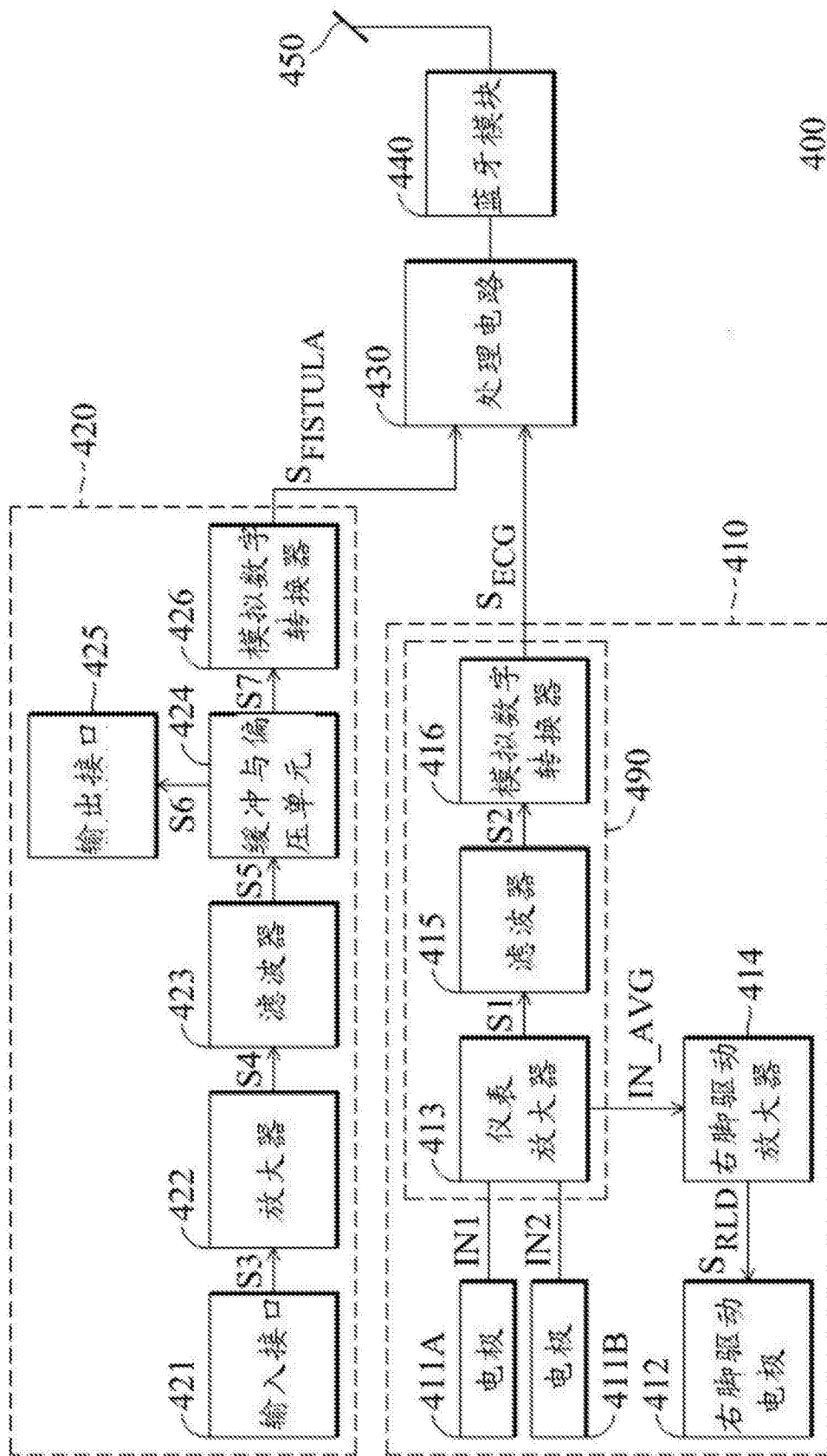


图 4

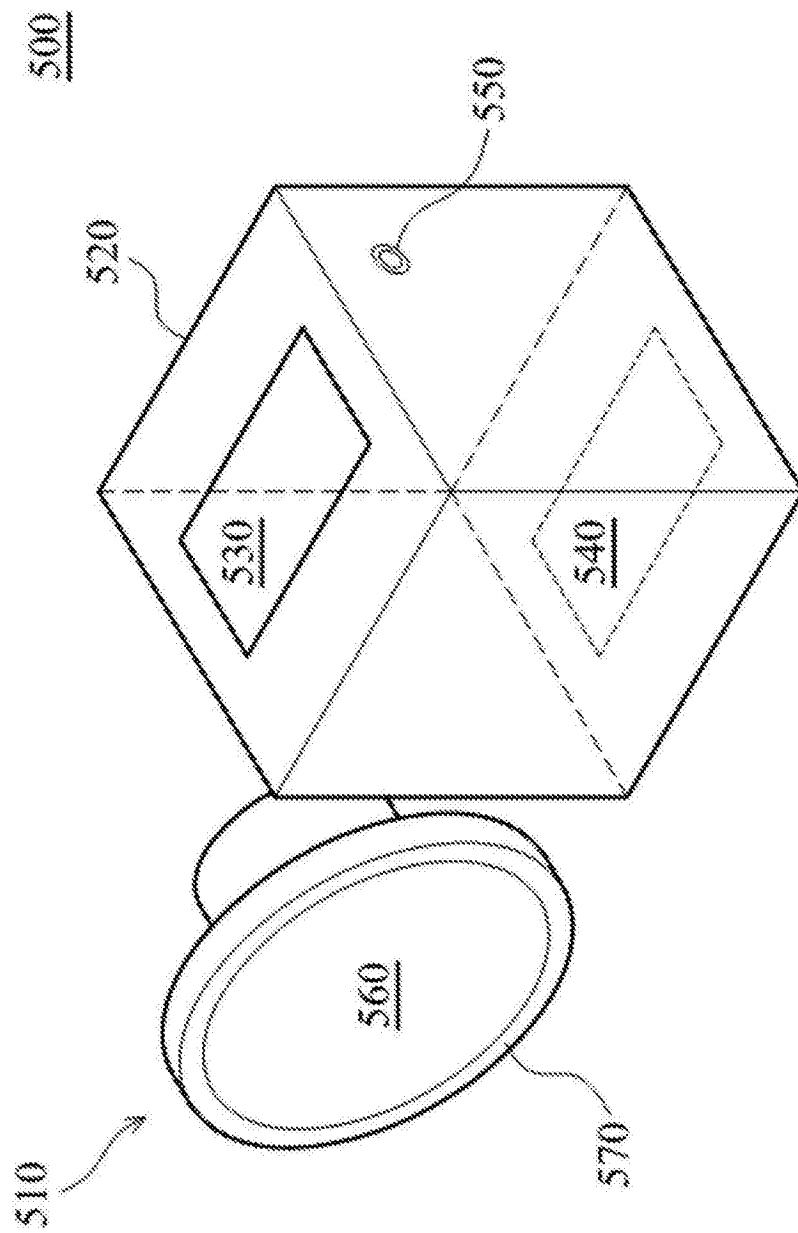


图 5

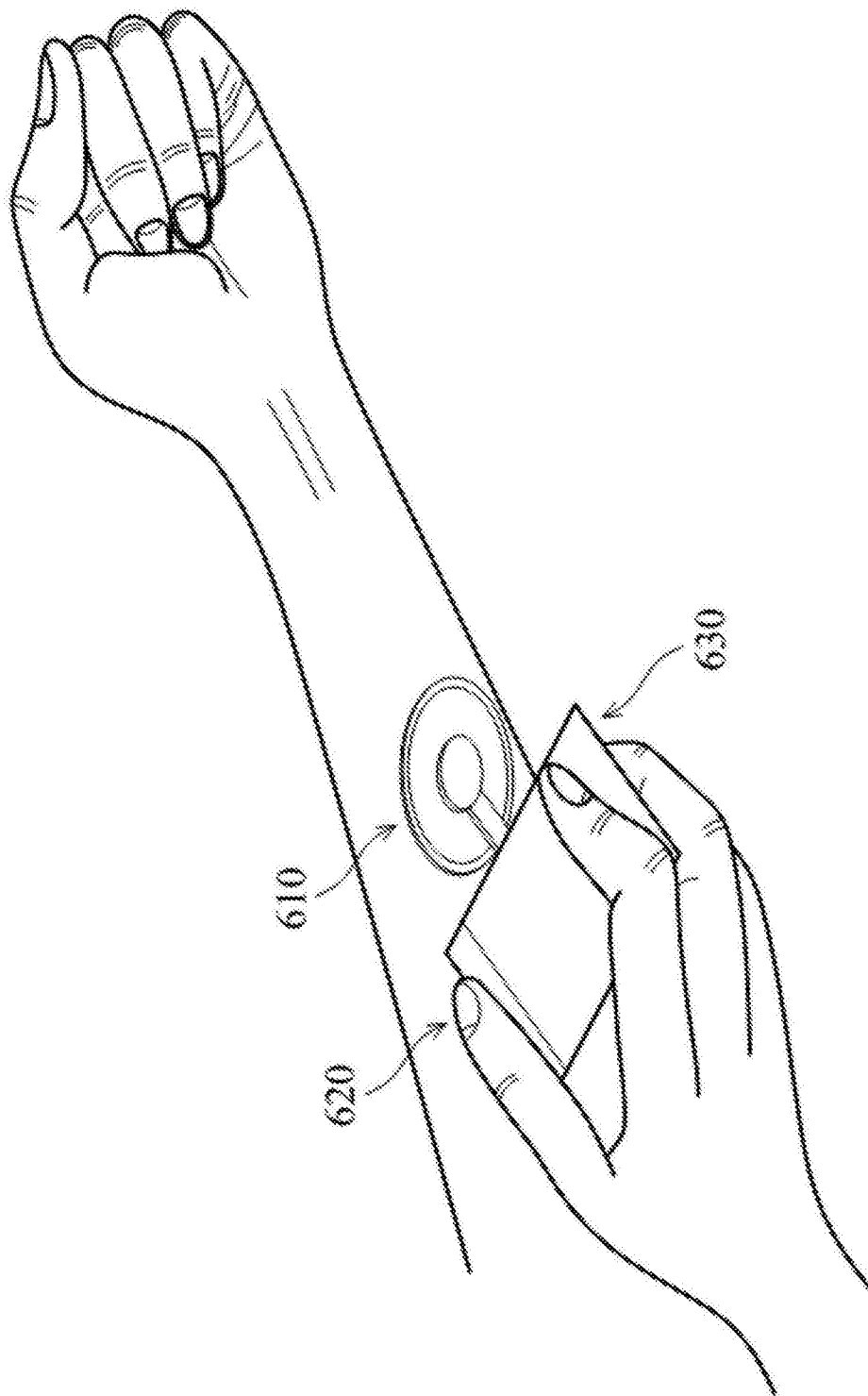


图 6

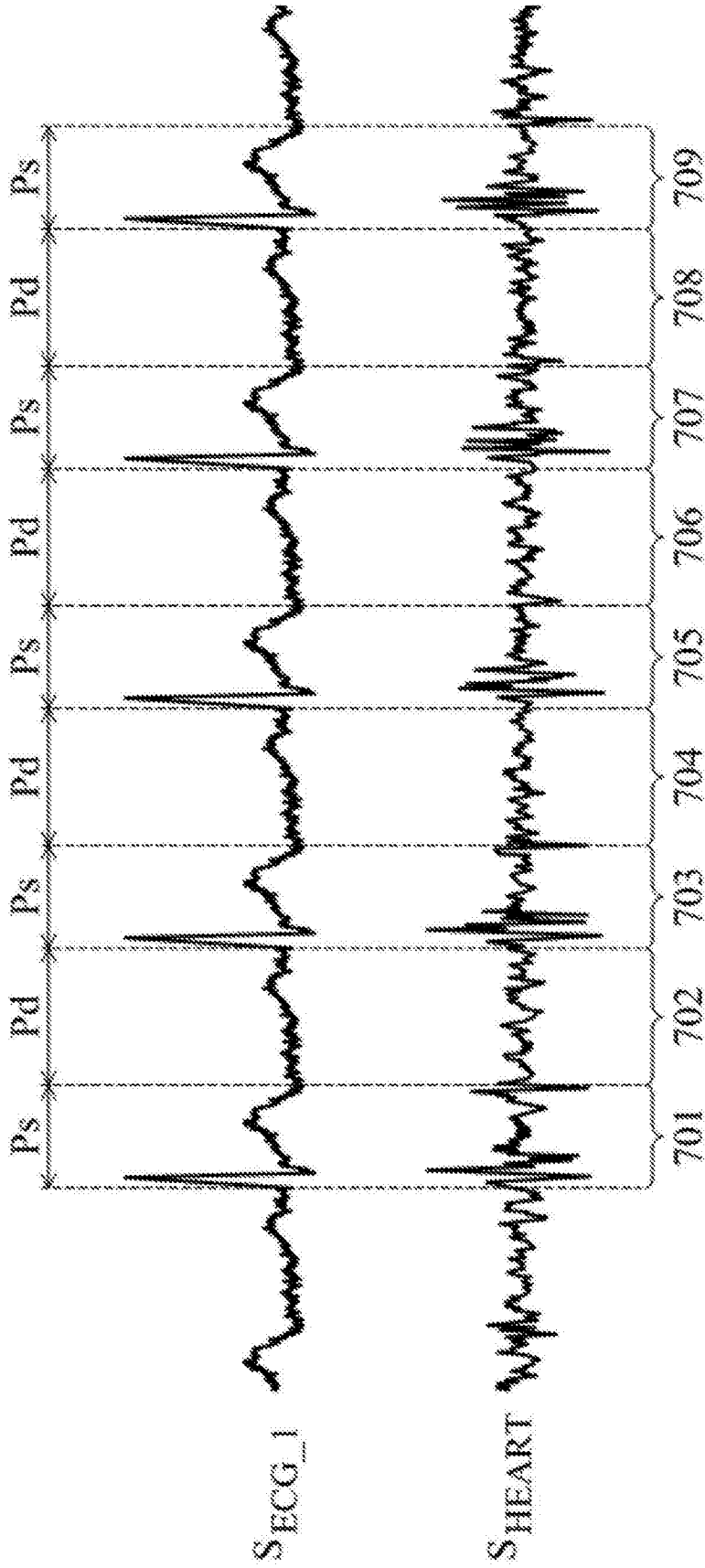


图 7

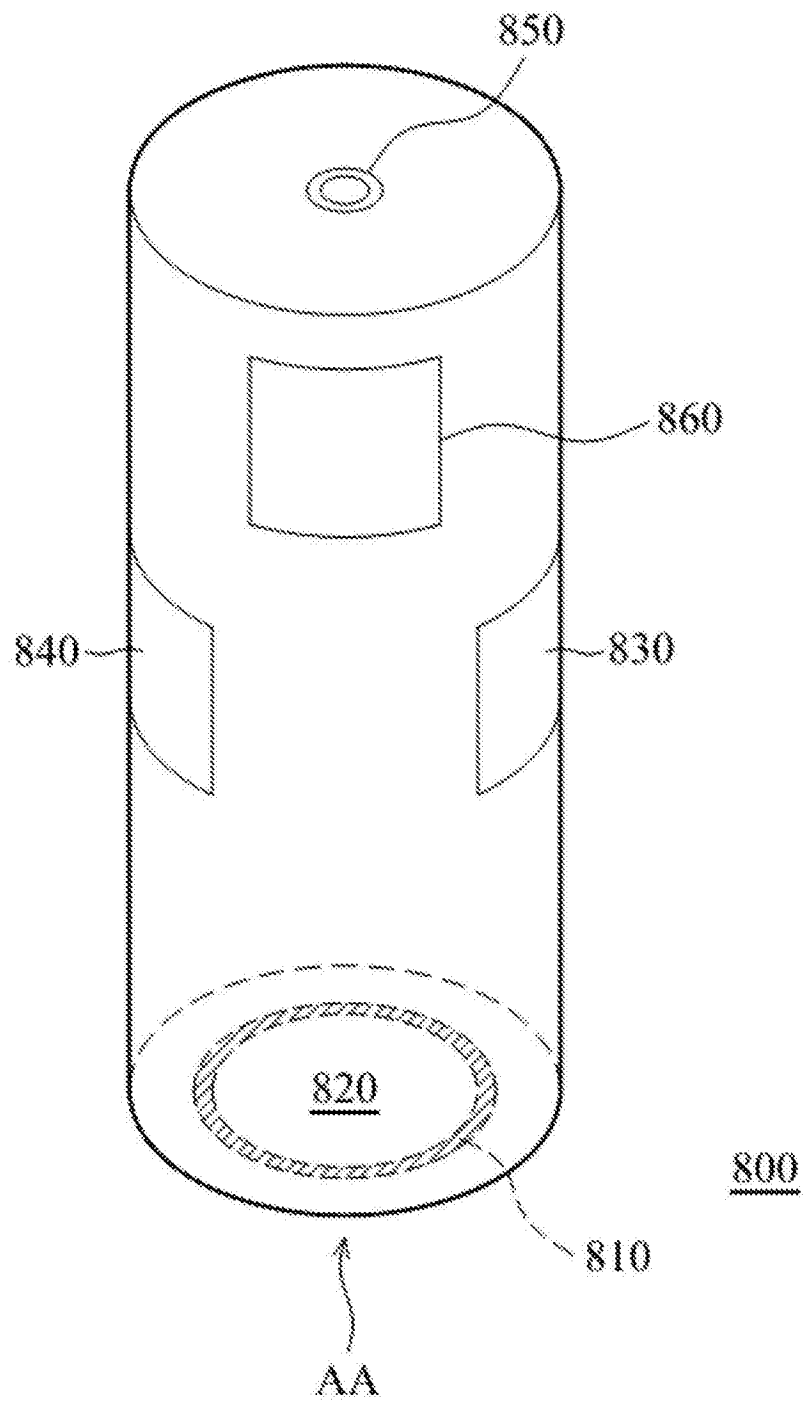


图 8

专利名称(译)	侦测瘘管狭窄的装置、计算装置和方法		
公开(公告)号	CN105266760A	公开(公告)日	2016-01-27
申请号	CN201510278818.4	申请日	2015-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	联发科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	联发科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	联发科技股份有限公司		
[标]发明人	古博文		
发明人	古博文		
IPC分类号	A61B5/00 A61B7/00		
CPC分类号	A61B7/04 A61B5/02 A61B5/02007 A61B5/0402 A61B5/04028 A61B5/7282 A61M1/3658 A61M2205/3375 A61M2210/12 A61M2230/04		
代理人(译)	代峰		
优先权	14/312916 2014-06-24 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种侦测瘘管狭窄的装置、计算装置和方法。侦测瘘管狭窄的装置。装置包括生理信号传感器、声波接收器以及处理电路。生理信号传感器提供用户的生理信号。声波接收器侦测来自使用者的瘘管的声音，以产生声音信号。处理电路根据用户的生理信号以及声音信号而提供瘘管狭窄程度。本发明通过以上方案，洗肾患者可执行居家顾护。

