



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110352083 A

(43)申请公布日 2019.10.18

(21)申请号 201880015380.2

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

(22)申请日 2018.03.29

11105

代理人 王珊珊

(30)优先权数据

15/474,494 2017.03.30 US

(51)Int.Cl.

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61N 1/372(2006.01)

2019.09.02

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/044(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/025094 2018.03.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/183646 EN 2018.10.04

(71)申请人 先导者股份有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 M.尚穆根 P.毕森 C-w.杨 Y.吴

L.米勒 X.裴 R.莎汉德

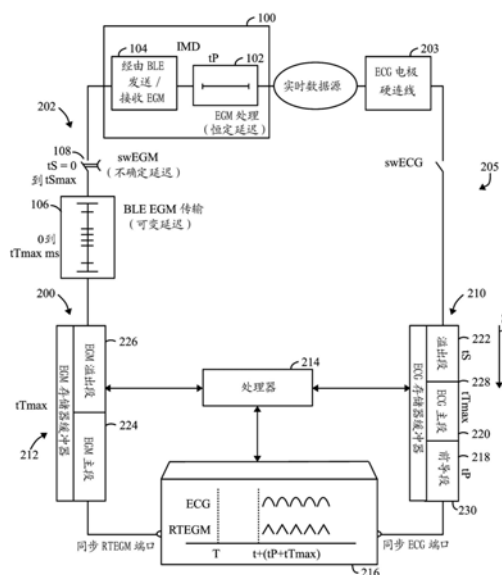
权利要求书3页 说明书17页 附图5页

(54)发明名称

用于管理多个数据流的显示的方法和设备

(57)摘要

提供了管理心脏信号的显示的方法和系统。该方法和系统接收以第一吞吐量传送的沿着第一通信路径的第一数据流,并且接收以第二吞吐量传送的沿着第二通信路径的第二数据流。第一和第二吞吐量相对于彼此异步。第一和第二数据流携带对于一个或多个共同事件的分别由外部电极和植入电极感测的心脏信号。该方法和系统将来自第一和第二数据流的数据存储在第一和第二存储器缓冲器中。该方法和系统通过执行以下中的至少一者来将存储在第一和第二存储器缓冲器中的数据彼此同步:将对于第一和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移;或者管理被保持在第一存储器缓冲器或第二存储器缓冲器的至少一个中的数据量。该方法和系统通过以数据显示速率从第一和第二存储器缓冲器读取数据,在显示器上共同显示与第一和第二数据流相关联的心脏信号。



1. 一种管理心脏信号的显示的方法,所述方法包括:

接收以第一吞吐量传送的沿着第一通信路径的第一数据流;

接收以第二吞吐量传输的沿着第二通信路径的第二数据流,第一吞吐量和第二吞吐量相对于彼此异步,第一和第二数据流携带对于一个或多个共同事件的分别由外部电极和植入电极感测的心脏信号;

将来自所述第一数据流和第二数据流的数据存储在所述第一存储器缓冲器和第二存储器缓冲器中;

通过执行以下中的至少一者,将存储在所述第一存储器缓冲器和第二存储器缓冲器中的数据彼此同步:

i) 将对于所述第一数据流和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移;或者

ii) 管理被保持在所述第一存储器缓冲器或第二存储器缓冲器的至少一个中的数据量;以及

通过以数据显示速率从所述第一存储器缓冲器和第二存储器缓冲器读取数据,在显示器上共同显示与所述第一数据流和第二数据流相关联的心脏信号。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括管理从所述第一存储器缓冲器和第二存储器缓冲器读取所述第一数据流和第二数据流的读出速率,以调整所述数据显示速率。

3. 根据权利要求1或权利要求2所述的方法,还包括将加载到所述第二存储器缓冲器中的来自所述第二数据流的数据量与所述第二存储器缓冲器的大小阈值进行比较;以及基于比较操作调整所述数据显示速率。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其中同步操作执行管理操作,所述方法还包括确定所述第一数据流何时溢出所述第一存储器缓冲器的主段的尾端;以及移除所述第一数据流的前导部分达基于溢出的量。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中所述溢出表示存储在所述第一存储器缓冲器的溢出段中的所述第一数据流的后入数据子集;并且所述移除操作从所述第一存储器缓冲器的前端清除所述第一数据流的先出数据子集作为前导部分,被清除的先出数据子集在长度上对应于溢出到所述溢出段中的后入数据子集的长度。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的方法,其中同步操作执行偏移操作,所述偏移操作包括偏移所述第二数据流的存储的激活达预定处理偏移直到所述第一数据流的存储的激活之后,该预定处理偏移与沿着所述第二通信路径引入的处理延迟相对应。

7. 根据权利要求1至5中任一项所述的方法,其中所述同步操作执行偏移操作,所述偏移操作包括在激活所述第二数据流的存储操作之前,从所述第一数据流填充所述第一存储器缓冲器的前导段,所述前导段与沿着所述第二通信路径引入的处理延迟相对应。

8. 根据权利要求1至3以及4至7中任一项所述的方法,其中所述同步操作执行管理操作,在所述管理操作中,存储操作从所述第一数据流填充所述第一存储器缓冲器的主段,所述主段对应于从最后的数据交换直到所述第二通信路径上的链路被宣告丢失的最大传输延迟。

9. 根据权利要求1至3以及4至7中任一项所述的方法,其中所述同步操作执行管理操作,所述管理操作包括继续存储操作直到所述第二存储器缓冲器被填充达与连接监管超时

相对应的时间段,该连接监管超时根据对于在所述第二通信路径上的传输所利用的协议而设置。

10.根据权利要求1至9中任一项所述的方法,其中所述第一数据流和第二数据流分别对应于由耦接到所述第一感测电路和第二感测电路的不同的ECG电极和EGM电极感测的ECG数据和EGM数据,其中所述EGM数据沿着所述第二通信路径内的无线链路被传送。

11.根据权利要求1至10中任一项所述的方法,其中所述第二通信路径对应于蓝牙低功耗(BLE)无线链路。

12.一种管理心脏信号的显示的系统,所述系统包括:

第一输入,接收根据第一吞吐量传送的沿着第一通信路径的第一数据流;

第二输入,接收根据第二吞吐量传输的沿着第二通信路径的第二数据流,第一吞吐量和第二吞吐量相对于彼此异步,第一数据流和第二数据流携带对于一个或多个共同事件的分别由外部电极和植入电极感测的心脏信号;

存储器,用于将来自所述第一数据流和第二数据流的数据存储在所述第一存储器缓冲器和第二存储器缓冲器中;

一个或多个处理器,当执行程序指令时,通过执行以下中的至少一者来将存储在所述第一存储器缓冲器和第二存储器缓冲器中的数据彼此同步:

i) 将对于所述第一数据流和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移;或者

ii) 管理被保持在所述第一存储器缓冲器或第二存储器缓冲器的至少一个中的数据量;以及

显示器,用于通过以数据显示速率从所述第一存储器缓冲器和第二存储器缓冲器读取数据来共同显示与所述第一数据流和第二数据流相关联的心脏信号。

13.根据权利要求12所述的系统,还包括连接到所述第一输入的感测电路,所述第一输入被配置为连接到具有ECG电极的一个或多个ECG引线,以感测ECG数据作为所述第一数据流。

14.根据权利要求12或权利要求13所述的系统,还包括连接到所述第二输入的接收器,所述接收器被配置为与IMD通信,以根据蓝牙低功耗传输协议从所述IMD接收EGM数据作为所述第二数据流。

15.根据权利要求12至14中任一项所述的系统,其中所述第一吞吐量表示均匀且连续的数据流,并且其中所述第二吞吐量表示间歇的脉冲串。

16.根据权利要求12至15中任一项所述的系统,还包括将被加载到所述第二存储器缓冲器中的来自所述第二数据流的数据量与所述第二存储器缓冲器的大小阈值进行比较;以及基于比较操作调整所述数据显示速率。

17.根据权利要求12至16中任一项所述的系统,其中同步操作执行管理操作,所述方法还包括确定所述第一数据流何时溢出所述第一存储器缓冲器的主段的尾端;以及移除所述第一数据流的前导部分达基于溢出的量。

18.根据权利要求17所述的系统,其中所述溢出表示存储在所述第一存储器缓冲器的溢出段中的所述第一数据流的后入数据子集;并且所述移除操作从所述第一存储器缓冲器的前端清除所述第一数据流的先出数据子集作为前导部分,被清除的先出数据子集在长度

上对应于溢出到所述溢出段中的后入数据子集的长度。

19. 根据权利要求12至18中任一项所述的系统,其中同步操作执行偏移操作,所述偏移操作包括偏移所述第二数据流的存储的激活达预定处理偏移直到所述第一数据流的存储的激活之后,该预定处理偏移与沿着所述第二通信路径引入的处理延迟相对应。

20. 根据权利要求12至18中任一项所述的系统,其中同步操作执行偏移操作,所述偏移操作包括在激活所述第二数据流的存储操作之前,从所述第一数据流填充所述第一存储器缓冲器的前导段,所述前导段与沿着所述第二通信路径引入的处理延迟相对应。

21. 根据权利要求12至20中任一项所述的系统,其中所述第二通信路径对应于蓝牙低功耗(BLE)无线链路。

22. 根据权利要求12至20中任一项所述的系统,其中所述一个或多个处理器被配置为管理从所述第一存储器缓冲器和第二存储器缓冲器读取所述第一数据流和第二数据流的读出速率,以调整所述数据显示速率。

用于管理多个数据流的显示的方法和设备

技术领域

[0001] 本公开的实施例一般涉及用于管理心脏信号的显示的方法和设备,更具体地,涉及基于从两条或更多条异步通信路径接收的数据来管理心脏信号的显示。

背景技术

[0002] 已经提出了下一代心律管理可植入医疗设备(IMD),其利用蓝牙低功耗(BLE)遥测技术与诸如床边监视器和/或编程器的外部仪器通信。最近,已经提出监视器或编程器被配置为提供实时数据的滚动显示。该编程器/监视器可以接收用于监视心律的两种类型的实时数据,一种是表面心电图(ECG)数据,且另一种是电描记图(EGM)数据。ECG数据通过直接附接的引线从患者的身体来记录,而EGM数据由IMD处理并无线传输到编程器/监视器。

[0003] 然而,当监视器/编程器试图同时且实时地显示ECG和EGM数据时,会出现困难。即使两种类型的实时数据(ECG和EGM)是同时从心脏产生的,但在数据从患者传送到监视器或编程器时,ECG和EGM数据遵循不同的路径。不同的路径引入不同的延迟,该延迟导致ECG和EGM数据不同步地到达监视器或编程器。如果不进行校正,则不同步的数据在监视器/编程器的显示器处不同步地呈现给用户。如果ECG和EGM数据没有以一致的同步方式呈现,则显示器上可能会出现误导信息。

[0004] 当利用蓝牙技术将EGM数据从IMD传输到监视器/编程器时,ECG和EGM数据的不同步变得更加普遍。BLE协议的固有特性是数据以短脉冲串(burst)而不是恒定流来传输。虽然BLE协议寻求利用最大可用的BLE带宽,但BLE协议并未被优化为以提供实时EGM轨迹的同步滚动显示方面的平滑的方式来提供EGM数据。并且,IMD引入用于处理EGM数据的一定量的处理延迟以及将EGM数据传输到外部监视器或编程器的通信延迟。该处理和通信延迟引入了一些恒定的和一些不确定的延迟,这些延迟将使得实时EGM数据的显示关于对应的ECG数据被延迟和交错。

[0005] 传统方法经历了不补偿各种延迟并且不以期望的速率将EGM数据的短脉冲串转换成恒定的EGM数据流的设计挑战。传统方法不显示以使临床医生能够执行适当诊断的方式而同步的ECG和EGM数据。

发明内容

[0006] 根据本文的实施例,提供了一种管理心脏信号的显示的方法。该方法包括接收第一数据流和第二数据流,其中数据流的相应吞吐量相对于彼此异步。第一和第二数据流携带对于一个或多个共同事件的心脏信号。该方法还包括将来自第一和第二数据流的数据存储在第一和第二存储器缓冲器中,以及将存储在第一和第二存储器缓冲器中的数据同步。该方法还包括通过以数据显示速率从第一和第二存储器缓冲器读取数据,在显示器上共同显示与第一和第二数据流相关联的心脏信号。

[0007] 可选地,该方法通过将对于第一和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移来将存储在第一和第二存储器缓冲器中的数据同步。

[0008] 可选地,该方法通过管理被保持在第一存储器缓冲器或第二存储器缓冲器中的至少一个中的数据量来将存储在第一和第二存储器缓冲器中的数据同步。

[0009] 可选地,该方法通过将对于第一和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移,并且还通过管理被保持在第一存储器缓冲器或第二存储器缓冲器中的至少一个中的数据量,将存储在第一和第二存储器缓冲器中的数据同步。

[0010] 根据本文的实施例,提供了一种管理心脏信号的显示的方法。该方法包括接收以第一吞吐量传送的沿着第一通信路径的第一数据流,以及接收以第二吞吐量传输的沿着第二通信路径的第二数据流。第一和第二吞吐量相对于彼此异步。第一和第二数据流分别携带对于一个或多个共同事件的由外部电极和植入电极感测的心脏信号。该方法将来自第一和第二数据流的数据存储在第一和第二存储器缓冲器中。该方法通过执行以下中的至少一者来将存储在第一和第二存储器缓冲器中的数据与彼此同步:将对于第一和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移;或者管理被保持在第一存储器缓冲器或第二存储器缓冲器中的至少一个中的数据量。该方法通过以数据显示速率从第一和第二存储器缓冲器读取数据,在显示器上共同显示与第一和第二数据流相关联的心脏信号。

[0011] 可选地,该方法还包括管理从第一和第二存储器缓冲器读取第一和第二数据流的读出速率,以调整数据显示速率。可选地,该方法包括将加载到第二存储器缓冲器中的来自第二数据流的数据量与第二存储器缓冲器的大小阈值进行比较;以及基于比较操作调整数据显示速率。

[0012] 可选地,该方法执行管理操作,该管理操作还包括确定第一数据流何时溢出第一存储器缓冲器的主段的尾端,并以基于溢出的量来移除第一数据流的前导部分。可选地,溢出表示存储在第一存储器缓冲器的溢出段中的第一数据流的后入(last-in)数据子集,并且移除操作从第一存储器缓冲器的前端清除第一数据流的先出(first-out)数据子集作为前导部分。被清除的先出数据子集在长度上对应于溢出到溢出段中的后入数据子集的长度。

[0013] 可选地,同步操作执行偏移操作,该偏移操作包括将第二数据流的存储的激活偏移预定处理偏移直到第一数据流的存储的激活之后,该预定处理偏移与沿着第二通信路径引入的处理延迟相对应。可选地,同步操作执行偏移操作,该偏移操作包括在激活对第二数据流的存储操作之前,从第一数据流填充第一存储器缓冲器的前导段,该前导段对应于沿着第二通信路径引入的处理延迟。可选地,同步操作执行管理操作,其中存储操作从第一数据流填充第一存储器缓冲器的主段,该主段对应于从最后的数据交换直到第二通信路径上的链路被宣告丢失的最大传输延迟。可选地,同步操作执行管理操作,该管理操作包括继续存储操作,直到第二存储器缓冲器被填充达与连接监管超时相对应的时间段,该连接监管超时根据对于在第二通信路径上的传输所利用的协议而设置。

[0014] 第一和第二数据流可以分别对应于由耦接到第一和第二感测电路的不同ECG和EGM电极感测的ECG数据和EGM数据,其中EGM数据沿着第二通信路径内的无线链路传送。第二通信路径可以对应于蓝牙低功耗(BLE)无线链路。

[0015] 根据本文的实施例,提供一种管理心脏信号的显示的系统。该系统包括接收第一数据流的第一输入和接收第二数据流的第二输入,其中数据流的相应吞吐量彼此异步。第一和第二数据流携带对于一个或多个共同事件的心脏信号。该系统具有一个或多个处理

器,当执行程序指令时,该处理器将来自第一和第二数据流的数据存储在第一和第二存储器缓冲器中,并同步存储在第一和第二存储器缓冲器中的数据。该系统包括显示器,用于在显示器上共同显示与第一和第二数据流相关联的心脏信号。可以以数据显示速率读取来自第一和第二存储器缓冲器的数据。

[0016] 可选地,一个或多个处理器通过将对于第一和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移来执行同步。

[0017] 可选地,一个或多个处理器通过管理被保持在第一存储器缓冲器或第二存储器缓冲器的至少一个中的数据量来执行同步。

[0018] 可选地,一个或多个处理器通过将对于第一和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移,并且还通过管理被保持在第一存储器缓冲器或第二存储器缓冲器的至少一个中的数据量来执行同步。

[0019] 根据本文的实施例,提供一种管理心脏信号的显示的系统。该系统包括:第一输入,用于接收根据第一吞吐量传送的沿着第一通信路径的第一数据流;以及第二输入,用于接收根据第二吞吐量传输的沿着第二通信路径的第二数据流。第一和第二吞吐量相对于彼此异步。第一和第二数据流分别携带对于一个或多个共同事件的由外部电极和植入电极感测的心脏信号。该系统包括将来自第一和第二数据流的数据存储在第一和第二存储器缓冲器中的存储器。该系统具有一个或多个处理器,当执行程序指令时,该处理器将存储在第一和第二存储器缓冲器中的数据与彼此同步。处理器通过将对于第一和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移和/或管理被保持在第一存储器缓冲器或第二存储器缓冲器的至少一个中的数据量来执行同步。该系统包括显示器,用于通过以数据显示速率从第一和第二存储器缓冲器读取数据来共同显示与第一和第二数据流相关联的心脏信号。

[0020] 可选地,该系统包括连接到第一输入的感测电路,该第一输入被配置为连接到具有ECG电极的一个或多个ECG引线,以感测ECG数据作为第一数据流。可选地,该系统包括连接到第二输入的接收器,该接收器被配置为与IMD通信,以根据蓝牙低功耗传输协议从IMD接收EGM数据作为第二数据流。可选地,第一吞吐量表示均匀且连续的脉冲串,其中第二吞吐量表示间歇的脉冲串。

[0021] 可选地,系统将加载到第二存储器缓冲器中的来自第二数据流的数据量与第二存储器缓冲器的大小阈值进行比较,并基于比较操作来调整数据显示速率。

[0022] 可选地,同步操作执行管理操作。该方法还包括确定第一数据流何时溢出第一存储器缓冲器的主段的尾端,以及以基于溢出的量来移除第一数据流的前导部分。溢出可以表示存储在第一存储器缓冲器的溢出段中的第一数据流的后入数据子集。移除操作从第一存储器缓冲器的前端清除第一数据流的先出数据子集作为前导部分,被清除的先出数据子集在长度上对应于溢出到溢出段中的后入数据子集的长度。

[0023] 可选地,同步操作执行偏移操作,该偏移操作包括将第二数据流的存储的激活偏移预定处理偏移直到第一数据流的存储的激活之后,该预定处理偏移与沿着第二通信路径引入的处理延迟相对应。可选地,同步操作执行偏移操作,该偏移操作包括在激活对第二数据流的存储操作之前,从第一数据流填充第一存储器缓冲器的前导段,该前导段对应于沿着第二通信路径引入的处理延迟。

[0024] 可选地,第二通信路径对应于蓝牙低功耗(BLE)无线链路。

[0025] 可选地,一个或多个处理器被配置为管理从第一和第二存储器缓冲器读取第一和第二数据流的读出速率,以调整数据显示速率。

附图说明

[0026] 图1示出了根据本文的实施例形成的系统的框图。

[0027] 图2示出了根据本文的实施例的用于管理心脏信号的显示的处理。

[0028] 图3示出了根据本文的实施例的用于管理心脏信号的显示的处理。

[0029] 图4示出了根据本文所述的处理而操作并与本文所述的可植入医疗设备接口的外部设备400的功能框图。

[0030] 图5示出了作为可植入心脏系统的一部分植入到患者的示例性IMD。

具体实施方式

[0031] 将容易理解的是,除了所描述的示例实施例之外,一般描述和本文的附图中示出的实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此,如附图所表示的,示例实施例的以下更详细的描述不意图限制所要求保护的实施例的范围,而仅仅是示例实施例的代表。

[0032] 贯穿本说明书,对“一个实施例”或“实施例”(等)的引用意味着结合该实施例描述的特定特征、结构或特性被包括在至少一个实施例中。因此,贯穿本说明书,在不同地方的短语“在一个实施例中”或“在实施例中”等的出现不是必然都指代相同的实施例。

[0033] 此外,所描述的特征、结构或特性可以在一个或多个实施例中以任何合适的方式组合。在下面的描述中,提供了大量具体细节来给出对实施例的透彻理解。然而,相关领域的技术人员将认识到,各种实施例可以在没有个或多个特定细节的情况下来实践,或者用其它方法、组件、材料等来实践。在其它实例中,没有示出或详细描述公知的结构、材料或操作以避免混淆。以下描述仅意图作为示例,并且简单地示出了某些示例实施例。

[0034] 定义

[0035] 术语“存储器缓冲器”用于指代在数据正从一个地方移动到另一个地方时用于暂时存储数据的物理存储器存储的区域。例如,在数据从输入设备(例如,引线、传感器、IMD)被取回时和/或就在数据被发送到输出设备(例如,显示器、扬声器)之前,数据被存储在存储器缓冲器中。当在计算机内的处理之间移动数据时,可以使用缓冲存储器。存储器缓冲器可以实现在硬件中的固定存储器位置,或者通过在软件中使用虚拟数据缓冲器来实施,该虚拟数据缓冲器指向物理存储器中的位置。

[0036] 术语“连接监管超时”是指从最后的数据交换直到链路被认为丢失的超时。在超时已经过去之前,中央设备(例如,外部设备或IMD)不会开始尝试重新连接。

[0037] 本说明书结合描述存储器大小或存储在存储器中的数据量而描述了利用某些时间段的实施例。例如,结合处理延迟、传输延迟等来描述存储器缓冲器和存储器缓冲器的段(segment)。应该认识到,基于数据速率,在某一时间点处的存储器大小或存储在存储器中的数据量可以与时间段相关。例如,数据显示速率(用于从缓冲存储器中读出数据以用于显示)可用于确定对于给定时间段的数据量或存储器大小。作为另一个示例,对于设定时间段可以根据通信协议传输的最大潜在数据量可用于确定与给定时间段相关的数据量或存储

器大小。例如,当利用BLE通信协议时,可以对于在“连接监管超时”间隔期间的传输来计算所传输的最大潜在数据量。就本文的实施例描述定时器或定时阈值的使用而言,附加地或可替代地,实施例可以用阈值的数据或存储器大小来替换这种时间或间隔阈值。就本文的实施例描述数据大小阈值或存储器阈值的使用而言,附加地或可替代地,实施例可以用定时器或间隔来替换这种大小阈值。

[0038] 实施例可以结合一个或多个可植入医疗设备(IMD)来实施。IMD的非限制性示例包括神经刺激器设备、可植入无引线监视和/或治疗设备、和/或可替代的可植入医疗设备中的一个或多个。例如,IMD可以表示心脏监视设备、起搏器、心律转变器、心律管理设备、除颤器、神经刺激器、无引线监视设备、无引线起搏器等。例如,IMD可以包括在美国专利9,333,351“Neurostimulation Method And System To Treat Apnea”和美国专利9,044,610“System And Methods For Providing ADistributed Virtual Stimulation Cathode For Use With An Implantable Neurostimulation System”中描述的(多个)设备的一个或多个结构和/或功能方面,这些专利通过引用合并于此。附加地或可替代地,IMD可以包括美国专利9,216,285“Leadless Implantable Medical Device Having Removable And Fixed Components”和美国专利8,831,747“Leadless Neurostimulation Device And Method Including The Same”中描述的(多个)设备的一个或多个结构和/或功能方面,这些专利通过引用合并于此。附加地或可替代地,IMD可以包括美国专利8,391,98“OMethod And System For Identifying A Potential Lead Failure In An Implantable Medical Device”和美国专利9,232,485“System And Method For Selectively Communicating With An Implantable Medical Device”中描述的(多个)设备的一个或多个结构和/或功能方面,这些专利通过引用合并于此。

[0039] 图1示出了根据本文的实施例形成的系统的框图。该系统包括IMD 100和外部设备(ED) 200,诸如监视器或编程器。IMD 100可以包括位于患者心脏附近的一个或多个引线。可选地,IMD 100可以是无引线设备。IMD 100感测在IMD 100的外壳和/或引线上提供的一个或多个植入电极处的心脏信号。感测的心脏信号与一个或多个起搏或感测的心脏事件相关联。IMD 100处理感测的心脏信号以形成EGM数据,并且通过无线链路将EGM数据传输到ED 200。根据无线协议在EGM通信路径202上传输EGM数据。无线协议定义数据传送的脉冲串类型,并且因此EGM数据以不均匀的吞吐量传输。例如,无线协议可以是蓝牙低功耗(BLE)协议,其中IMD 100以由BLE协议定义的间歇方式以短脉冲串传输EGM数据。ED 200接收具有对应的吞吐量的沿着通信路径202的EGM数据流。

[0040] 系统还包括具有外部表面电极203的一个或多个引线,外部表面电极203被配置为附着在患者皮肤上的对应位置处。表面电极203感测与在耦接到IMD 100的植入电极处感测的相同的一个或多个起搏或感测的心脏事件相关联的心脏信号。表面电极203感测心脏信号并将相关联的ECG数据传送到ED 200。ECG数据作为模拟或数字数据从表面电极203沿着ECG通信路径205以对应的吞吐量被传送。

[0041] ED 200包括第一/ECG存储器缓冲器210和第二/EGM存储器缓冲器212,其被配置为在一个或多个处理器214的控制下存储ECG和EGM数据流。处理器214管理ECG数据和EGM数据到对应的存储器缓冲器210、212的存储,以及与在显示器216上共同显示心脏信号有关的ECG和EGM数据的读出。根据本文的实施例,共同显示的心脏信号与ECG和EGM数据流相关联,

并且以由处理器214管理的数据显示速率来显示。处理器214通过执行各种同步操作中的至少一者来使ECG和EGM数据流与彼此同步。如本文所解释的,一个同步操作包括将对于ECG和EGM数据的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移。附加地或可替代地,同步操作包括基于各种标准管理被保持在ECG存储器缓冲器中的ECG数据量。

[0042] 根据本文的实施例,ED 200根据各种标准来缓冲实时ECG和EGM数据,以补偿各种延迟并以期望的速率将EGM数据的短脉冲串转换成恒定的EGM数据流。ED 200以使临床医生能够执行适当诊断的方式来显示在时间上同步的ECG和EGM数据。该方法和系统使用节流技术将平滑流动的同步的EGM和ECG实时数据流式输出到监视器或编程器显示器。

[0043] 根据本文的实施例,方法和系统解决了各种问题,该各种问题可以分成三个不同挑战,即,处理/传输延迟、启动命令延迟和分批数据不规则性。处理/传输延迟导致即使EGM和ECG数据两者同时源自共同事件(例如,心房或心室感测或起搏事件),EGM数据晚于ECG数据不一致地到达ED 200处。处理延迟在102处以图形表示,并且表示在当EGM数据在可植入电极处被感测时的感测实例与当EGM数据从IMD 100内的发送器104传输时的传输实例之间的、在IMD 100内的恒定EGM处理延迟。传输延迟在106处以图形表示,并且将以及传输协议而变化。传输协议表示分组和脉冲串类型协议,其中EGM数据被分组(group)为分组(packet)并以脉冲串传输,脉冲串通过间隔而分离,在间隔中不传输EGM数据。当接收到包括错误的EGM分组时,重新传输该EGM分组。重复的EGM分组的非传输间隔和重新传输引入不可预测的可变EGM传输延迟。EGM传输延迟也可能由于当建立无线通信会话和发起EGM数据传输时的延迟而变化。

[0044] 因为EGM数据的传输在与ECG数据传输被开启的时刻不同的时刻被开启(如108处的图形所示),所以发生启动命令延迟。传输开始时间的差异导致ECG和EGM数据从传输的开始起不同步地到达ED 200。EGM数据传输的开始被延迟,部分原因是在ED 200可以向IMD 100发送传输数据命令之前,IMD 100和ED 200首先在其之间建立通信会话。建立通信会话和发送传输数据命令的时间量变化,并且是不可预测的,这导致不确定的延迟。

[0045] 因为EGM数据是分批传输的,而不是连续均匀的流,所以发生批量数据不规则性。各批的EGM数据以不均匀的短脉冲串到达ED 200,存储在EGM存储器缓冲器212中,并且然后从EGM存储器缓冲器212中读取,用于以连续均匀的方式显示在显示器216上,以便提供平滑的显示。如本文所解释的,EGM数据可能从EGM存储器缓冲器212的主段溢出到EGM溢出缓冲器226中。

[0046] 根据本文的实施例,方法和系统通过在ED 200处在时间上偏移ECG数据存储的激活和EGM数据的激活而部分地解决EGM数据的传输延迟的挑战。例如,ED 200首先(在EGM数据存储的激活之前)激活ECG数据的存储(例如,接通)。在从IMD 100的传输之前在当EGM数据在IMD 100内被感测和处理时,ED 200存储ECG数据达与沿着第二通信路径引入的延迟相对应的预定IMD处理延迟。ECG数据被存储在ECG存储器缓冲器210的前导段218中。前导段218具有足以存储在预定IMD处理延迟期间接收的ECG数据量的大小。当预定EGM处理延迟期满和/或第一/ECG存储器缓冲器210的前导段218填满时,ED 200开始将ECG数据存储在第一/ECG存储器缓冲器210的主段220中。并且,当预定EGM处理延迟期满和/或ECG存储器缓冲器210的前导段218填满时,ED 200激活EGM数据流的存储,以被存储在第二/EGM存储器缓冲器212的主段224中。通过缓冲ECG数据的前导段218而引起的延迟保持了存储在第一/ECG存

储器缓冲器210的主段220中的ECG数据和存储在第二/EGM存储器缓冲器212的主段224中的EGM数据的对齐。

[0047] 在开始读出ECG和EGM数据用于显示之前,ED 200继续将ECG和EGM数据加载到ECG存储器缓冲器210的主段220和EGM存储器缓冲器212的主段224中达预定主缓冲间隔。该预定主缓冲间隔是基于用于IMD 100和ED200之间的无线通信路径的协议的一个或多个特性。例如,预定主缓冲间隔可以对应于协议允许的从最后的数据交换直到无线链路被宣告丢失的最大传输延迟。作为一个示例,当协议是BLE协议时,预定主缓冲间隔可以对应于BLE连接监管超时。通过加载ECG和EGM存储器缓冲器达对应于BLE连接监管超时的时间量,所有EGM数据样本被延迟达共同的最大时间量,而不是一些EGM数据样本比其它样本延迟更多。最大延迟时间将与BLE连接监管超时相同,以便所有EGM和ECG数据被延迟共同的量,并且在被读出以显示时将在EGM存储器缓冲器210和ECG存储器缓冲器212中均匀对齐。当预定主缓冲间隔超时时,ED 200开始对齐地(in alignment)同时读出ECG和EGM数据。

[0048] 根据本文的实施例,方法和系统通过监视和管理跟随ECG存储器缓冲器210的主段220的尾端之后的溢出段来解决启动命令延迟的挑战。如果存在ECG启动延迟,则ECG存储器缓冲器210将存储比预期更多的ECG数据,在这种情况下,将清除适当量的先入(first-in) ECG数据,以在对应的缓冲器中重新对齐ECG和EGM数据。例如,ED 200确定ECG数据流何时溢出ECG存储器缓冲器210的主段220的尾端228。ECG数据溢出到追随(trailing)主段220的溢出段222中。当ECG数据溢出时,ED 200沿着存储的ECG数据(在图1中箭头A的方向上)将缓冲索引从溢出段222“步进”或“推进”到主段220中,从而“清除”在ECG存储器缓冲器210的前端230处的ECG数据。

[0049] ED 200以基于溢出量的量移除或跳过ECG数据流的前导部分。例如,溢出表示至少部分地填充第一/ECG存储器缓冲器210的溢出段的ECG数据流的后入数据子集。ED 200通过从第一/ECG存储器缓冲器210的前端230清除第一数据流的先出数据子集作为前导部分来执行移除操作。被清除的先出数据子集在长度上对应于溢出到溢出段222中的后入数据子集的长度。清除可以包括删除或覆写数据,或推进当前读出索引超过要清除的数据,或其它。

[0050] 根据本文的实施例,方法和系统解决批量传输的挑战。最初,ED 200可以管理要从ECG存储器缓冲器210和EGM存储器缓冲器212流式输出的缓冲的ECG和EGM数据,以用于与数据输入速率共同的第一数据显示速率显示,ECG和EGM数据以该第一数据显示速率被写入ECG缓冲器210和EGM缓冲器212中。然而,由于软件处理、线程性能和其它因素的不确定性,数据输入速率至少对于EGM数据被写入EGM存储器缓冲器212中的速率是变化的。因此,保持恒定的数据显示速率是不可行的。

[0051] 根据实施例,方法和系统利用节流技术,由此数据显示速率最初保持尽可能接近初始数据输入速率。在操作期间,ED 200监视EGM存储器缓冲器212的大小。EGM存储器缓冲器212的大小被用作数据输入速率对应于相对于数据显示速率“太快”或“太慢”的指示。当EGM存储器缓冲器212的大小增长到高于上限阈值时,ED 200增加读出ECG和EGM数据的显示数据速率。相反,当ED 200确定EGM存储器缓冲器212的大小下降到低于下限阈值时,ED 200降低数据显示速率。ED 200使用节流技术将数据输入保持在数据显示速率的预定范围内,从而容纳实时EGM数据的快速或平滑流动,而不管来自处理和线程性能变化的影响。

[0052] 同步处理

[0053] 图2示出了根据本文的实施例的用于管理心脏信号的显示的处理。图2的操作可以由外部设备、IMD、服务器、远程工作站或其它计算设备中的一个或多个处理器来执行。图2的操作可以分布在一个或多个(多个)外部设备、IMD、服务器、远程工作站或其它计算设备之间。

[0054] 在250处,一个或多个处理器接收沿着第一通信路径的第一数据流,该第一数据流以第一吞吐量或传输模式传送。在252处,一个或多个处理器通过将对于第一和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移来使第一和第二数据流同步。例如,一个或多个处理器可以通过将第二数据流的存储的激活(在254)在时间上偏移预定处理偏移直到在第一数据流的存储的激活之后来管理同步,该预定处理偏移与沿着第二通信路径引入的处理延迟相对应。作为另一个示例,偏移操作可以包括在激活对第二数据流的存储操作之前,从第一数据流填充第一存储器缓冲器的前导段。前导段具有与沿着第二通信路径引入的处理延迟对应的长度。

[0055] 在254处,一个或多个处理器开始接收沿着第二通信路径的以第二吞吐量传输的第二数据流。第一和第二吞吐量相对于彼此异步。第一和第二数据流分别携带对于一个或多个共同事件的由外部电极和植入电极感测的心脏信号。举例来说,第一和第二数据流可以对应于分别耦接到第一和第二感测电路的不同ECG和EGM电极感测的ECG数据和EGM数据。EGM数据可以沿着第二通信路径内的无线链路传送,ECG数据可以沿着第一通信路径内的有线链路传送。

[0056] 在256处,一个或多个处理器将第一和第二数据流存储在所述第一和第二存储器缓冲器中。在258处,一个或多个处理器通过管理被保持在第一和第二存储器缓冲器之一或两者中的第一数据流的量来使第一和第二数据流彼此同步。例如,管理操作可以包括确定第一数据流何时溢出第一存储器缓冲器的主段的尾端,并移除第一数据流的前导部分,其中量基于该溢出。例如,溢出可以表示存储在所述第一存储器缓冲器的溢出段中的第一数据流的后入数据子集。移除操作从第一存储器缓冲器的前端清除第一数据流的先出数据子集作为前导部分,被清除的先出数据子集的大小/长度对应于溢出到溢出段中的后入数据子集的大小/长度。

[0057] 附加地或可替代地,一个或多个处理器可以通过将来自第一和第二数据流的数据写入对应的第一和第二存储器缓冲器,直到从第一数据流填充第一存储器缓冲器的主段,来管理第一和第二存储器缓冲器的存储。作为一个示例,第一存储器缓冲器的主段的大小可以对应于从最后的数据交换直到第二通信路径上的链路被宣告丢失的最大传输延迟(例如,连接监管超时)。附加地或可替代地,一个或多个处理器可以将第一和第二数据流存储到第一和第二存储器缓冲器达一时间段,该段时间与根据用于在第二通信路径上传输的协议设置的连接监管超时相对应。

[0058] 在260处,一个或多个处理器通过以数据显示速率从第一和第二存储器缓冲器读取数据来共同显示与第一和第二数据流相关联的心脏信号。尽管如本文所解释的数据显示速率可以变化,但是来自第一和第二存储器缓冲器的数据以相同的数据显示速率被读取。当从第一和第二存储器缓冲器读取数据时,用于第一和第二存储器缓冲器中的每一个的读出索引被推进到新的数据读出点,从该新的数据读出点,数据将从对应的存储器缓冲器被

读出。

[0059] 心脏信号可以同时共同显示在公共显示器上,或者可替代地同时显示在彼此邻近的不同显示器上。心脏信号可以以各种格式呈现,诸如其中水平轴对应于时间的图形格式。对于从第一和第二存储器缓冲器读取的数据的心脏信号以在时间上对齐的方式被布置,使得在每个心脏信号内指示的共同事件沿着时间线在公共点处对齐。心脏信号在显示器上以与数据显示速率相对应的速率持续被更新。如本文所解释的,数据显示速率可以基于到存储器缓冲器的数据输入速率而变化。当数据显示速率被修改时,心脏信号在显示器上被更新的速率类似地且同等地被更新。

[0060] 在262至264处,一个或多个处理器管理从第一和第二存储器缓冲器读取第一和第二数据流的读出速率,以调整数据显示速率(例如,节流)。例如,在262处,一个或多个处理器将大小阈值与当前加载到第二存储器缓冲器中的来自第二数据流的数据量进行比较。该大小阈值表示从存储器缓冲器读取数据的速率(例如,数据显示速率)基本上类似于数据被写入到存储器缓冲器的速率(例如,数据输入速率)的指示符。在当前存储在第二存储器缓冲器内的数据量开始增加超过在该大小阈值以上的可接受量时,一个或多个处理器将状况解释为数据输入速率超过数据显示速率达不期望的量的指示。如果不修改,第二存储器缓冲器将最终溢出。可替代地,在当前存储在第二存储器缓冲器内的数据量开始降低超过在大小阈值以下的可接受量时,一个或多个处理器将状况解释为数据输入速率低于数据显示速率达不期望的量的指示。如果不修改,第二存储器缓冲器将在某时间点变成空的。在264处,一个或多个处理器基于在262处的比较来调整数据显示速率。例如,可以增加或降低数据显示速率以基本上对应于数据输入速率。此后,流程返回262,其中心脏信号继续从存储器缓冲器中被读出并被共同显示。

[0061] 可替代地,在262处,当数据输入速率被确定为保持在数据显示速率的可接受范围内时,流程移动到266。在266处,一个或多个处理器确定在ED200和IMD 100之间通信链路是否被保持。如果通信链路被保持,则流程返回260。否则,当链接被宣告为丢失或以其它方式断开时,处理结束。认识到,可替代地或除此之外,在266处的确定可以在处理中的其它点处执行,以确定通信链路是否被保持。

[0062] 认识到,图2的操作可以以各种顺序执行。例如,252处的同步操作可以在第一和/或第二数据流的接收之前或之后执行。此外,在258处的同步操作在存储来自第一和第二数据流之一或两者的数据的中间点处执行。

[0063] 图3示出了根据本文的实施例的用于管理心脏信号的显示的处理。图3的处理可以表示图2的处理的更详细的说明。可替代地,图2的处理可以遵循不同于图3的处理的更详细的操作流程。图3的处理开始于302,其中ED200的一个或多个处理器向IMD 100传送开始命令。在304处,一个或多个处理器接通在外部电极处感测的ECG数据的接收。在306处,在第一/ECG存储器缓冲器中收集ECG数据。在308处,一个或多个处理器确定ECG存储器缓冲器是否已经被数据填充到与IMD处理延迟(被表示为 t_P)相对应的预定点,该IMD处理延迟对应于在从IMD 100传输之前在IMD 100内感测和处理ECG数据时沿着第二通信路径引入的处理延迟。当在308处还没有达到IMD处理延迟时,ECG存储器缓冲器继续收集附加ECG数据。一旦ECG存储器缓冲器被填充了与IMD处理延迟相对应的量,流程移动到310。

[0064] 在310处,一个或多个处理器接通通过无线通信路径(例如,BLE链路)从IMD 100流

式传输的EGM数据的接收。在312处,一个或多个处理器收集并存储通过对应的第一和第二通信路径接收的ECG数据和EGM数据。ECG和EGM数据被存储在相应的ECG和EGM存储器缓冲器中。在314处,一个或多个处理器确定EGM存储器缓冲器是否已经被填充达预定时间段(被表示为 t_{Tmax})。例如,该预定时间段可以对应于连接监管超时和/或由无线通信协议定义的最大传输延迟。在314处,ECG和EGM存储器缓冲器继续被填充,直到预定时间段已经过去。此后,在316处,一个或多个处理器将数据显示速率设置为预定值,并且“打开”ECG和EGM存储器缓冲器的“输出”(例如,通过开始从ECG和EGM存储器缓冲器读取数据)。从存储器缓冲器读取的数据被提供给显示器,用于共同显示作为心脏信号。

[0065] 在318处,一个或多个处理器确定ECG存储器缓冲器的主段是否已经“溢出”。例如,当一个或多个处理器确定ECG存储器缓冲器内的数据量延伸超过ECG存储器缓冲器的主段的尾端时,ECG存储器缓冲器可以被宣告为溢出(或被过量填充)。溢出主段的尾端的数据量表示溢出数据。溢出数据表示至少部分地填充并被存储在第一存储器缓冲器的溢出段中的第一数据流的“后入数据子集”。当ECG存储器缓冲器被确定为过量填充时,流程移动到320,否则流程移动到322。

[0066] 在320处,一个或多个处理器从ECG存储器缓冲器中移除等于溢出数据的数据量。在图3的示例中,溢出数据由可以在0和 t_{Smax} 之间变化的时间段 t_S 定义。因此,在320处,从ECG存储器缓冲器的前端(表示第一数据流的前端部分)移除等于时间段 t_S 的数据量。移除操作从ECG存储器缓冲器的前端清除ECG数据流的先出数据子集作为前导部分。被清除的先出数据子集在大小上对应于存储在溢出段中的后入数据子集的大小。

[0067] 返回318,当ECG缓冲器被确定为没有溢出时,流程前进到322。在322处,ECG和EGM数据从对应的存储器缓冲器中读取,并同时地且以时间同步的方式实时流式传输到显示器。

[0068] 在324处,一个或多个处理器确定EGM存储器缓冲器大小类似于、大于还是小于与最大传输延迟 t_{Tmax} 相对应的预定阈值。例如,一个或多个处理器可以将来自当前加载到EGM存储器缓冲器中的EGM数据流的数据量与大小阈值进行比较。该大小阈值表示从EGM存储器缓冲器读取数据的速率(例如,数据显示速率)基本上类似于数据被写入到EGM存储器缓冲器中的速率(例如,数据输入速率)的基线指示符。在当前存储在EGM存储器缓冲器内的数据量开始增加超过在大小阈值以上的可接受量时,一个或多个处理器将情况解释为数据输入速率超过数据显示速率达所不期望的量的指示。可替代地,在当前存储在EGM存储器缓冲器中的数据量开始降低超过在大小阈值以下的可接受量时,一个或多个处理器将情况解释为数据输入速率低于数据显示速率达所不期望的量的指示。基于324处的确定,流程分支到326、328或330。例如,当EGM存储器缓冲器大小小于预定阈值时,流程分支到326。

[0069] 在326处,一个或多个处理器降低数据显示速率。在324处,当EGM存储器缓冲器大小大于预定阈值时,流程分支到328。在328处,一个或多个处理器增加数据显示速率。在324处,当EGM存储器缓冲器大小对应于预定阈值时,流程分支到330,并且数据显示速率不变。在326和328处,数据显示速率可以以各种方式降低或增加。例如,数据显示速率的改变量可以对应于预定固定增量(例如,将数据显示速率降低或增加预编程的量)。可替代地,可以基于EGM存储器缓冲器大小超过或低于预定阈值的程度来确定数据显示速率的改变量。例如,当EGM存储器缓冲器大小大于或小于预定阈值达相当大的量或很小的量时,数据显示速率

可以类似地成比例地降低或增加。可选地,数据显示速率的改变量可以基于EGM数据从EGM存储器缓冲器212的主段溢出到EGM溢出段226中的程度来确定。

[0070] 在330处,一个或多个处理器确定是否应该终止流式传输操作。如果是,处理停止。否则,流程返回到318,其中再次测试ECG存储器缓冲器大小以标识溢出。可以修改图3的操作。例如,324至328的操作可以被完全移除,以省略节流处理,比如在很少考虑或不考虑EGM存储器缓冲器大小在操作期间可能实质地变化时。附加地或可替代地,可以省略318至322的操作,比如在不考虑基于启动命令而同步的需要时。附加地或可替代地,当不考虑IMD内的处理延迟和/或IMD与ED之间的传输延迟时,可以省略308和/或314处的操作。

[0071] 前面的示例主要是结合ECG和EGM数据的使用提供的。认识到,可以替代ECG和EGM数据或者除ECG和EGM数据之外,从患者实时收集其它类型的数据,其中附加类型的数据也与共同事件相关。例如,传感器可用于记录心音,其中心音数据沿着对应的心音通信路径被提供,用于与ECG数据、EGM数据和/或另一类型的数据在时间上同步显示。作为另一个示例,传感器可以用来记录阻抗,其中阻抗数据沿着对应的阻抗通信路径被提供,用于与本文描述的其它类型的数据同步显示。

[0072] 结合利用蓝牙通信协议作为一个示例来描述前述示例。应该认识到,其它异步分组和脉冲串类型的通信协议可以用于IMD和外部设备之间的无线通信。附加地或可替代地,ECG电极可以通过有线或无线通信链路传送ECG数据。例如,ECG电极可以连接到ECG监视器,该ECG监视器是独立的并且和与IMD无线通信的外部设备分开。在该替代示例中,ECG监视器可以将ECG信号无线(或有线)传输到外部设备200。当使用单独的ECG监视器时,外部设备200可以结合处理定时、传输定时、缓冲器溢出和/或节流来调整本文描述的各种阈值的值。

[0073] 图4示出了根据本文所述的处理操作并与本文所述的可植入医疗设备接口的外部设备400的功能框图。外部设备400可以是包括以下描述的所有或部分结构的床边监视器、工作站、便携式计算机、IMD编程器、PDA、移动电话等。外部设备400实施上面结合图1描述的存储器缓冲器、切换操作、延迟和其它处理操作。

[0074] 外部设备400包括内部总线,该内部总线与中央处理单元(CPU) 402、ROM 404、RAM 406、硬盘驱动器408、扬声器410、打印机412、CD-ROM驱动器414、软盘驱动器416、并行I/O电路418、串行I/O电路420、显示器422、触摸屏424、标准键盘连接426、自定义键428和遥测子系统430连接/接口。内部总线是在本文描述的各种组件之间传输信息的地址/数据总线。硬盘驱动器408可以存储操作程序以及数据,诸如波形模板和检测阈值。RAM406将来自ECG/第一和EGM/第二数据流的数据存储在第一和第二存储器缓冲器(也称为ECG和EGM存储器缓冲器)中。可选地,第一和第二存储器缓冲器可以在其它类型的存储器中和/或在CPU 402、452的高速缓存中实施。

[0075] CPU 402通常包括被专门设计为控制与外部设备400以及与IMD 100的接口的微处理器、微控制器或等效控制电路。CPU 402执行本文讨论的处理。CPU 402可以包括RAM或ROM存储器、逻辑和定时电路、状态机电路以及I/O电路以与IMD 100接口。显示器422(例如,可以连接到视频显示器432)。触摸屏424显示与IMD 100相关的图形信息。显示器422显示与本文描述的处理相关的各种信息,包括ECG和EGM心脏信号随时间的轨迹的共同显示。显示器422在CPU的控制下共同显示与第一和第二数据流相关联的心脏信号,CPU以数据显示速率从第一和第二存储器缓冲器读取数据。

[0076] 在做出选择时,触摸屏424接受用户的触摸输入434。键盘426(例如,打字机键盘436)允许用户向显示的栏(field)输入数据,以及与遥测子系统430接口。此外,自定义键428接通/断开438(例如,EVVI)外部设备400。打印机412打印报告的副本440用于医师查看或放入患者文件中,并且扬声器410向用户提供可听警告(例如,声音和音调442)。并行I/O电路418与并行端口444接口。串行I/O电路420与串行端口446接口。串行或并行I/O电路420、418可以耦接到一个或多个ECG引线或其它表面电极来形成ECG/第一输入,以接收沿着第一通信路径的根据第一吞吐量传送的第一/ECG数据流。

[0077] 遥测子系统430包括与遥测电路454电通信的中央处理单元(CPU)452。遥测电路454基于诸如BLE协议的无线通信协议与IMD无线通信。遥测电路454表示EGM/第二输入,其接收沿着第二通信路径的根据第二吞吐量传输的第二数据流。第一和第二吞吐量相对于彼此异步。第一和第二数据流分别携带对于一个或多个共同事件的由外部ECG引线和植入电极感测的心脏信号。ECG/第一吞吐量表示均匀且连续的,ECG/第二吞吐量表示间歇的脉冲串。ECG/第一吞吐量提供了均匀且连续的数据流,而ECG/第二吞吐量表示间歇的脉冲串。

[0078] 遥测电路454包括接收器,该接收器可被配置为与IMD通信,以根据蓝牙低功耗传输协议或另一脉冲串类型无线协议从IMD接收EGM数据作为第二数据流。

[0079] CPU 402在执行程序指令时通过执行以下中的至少一者来将存储在第一和第二存储器缓冲器中的数据与彼此同步:i) 将对于第一和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移;或者ii) 管理被保持在第一存储器缓冲器或第二存储器缓冲器的至少一个中的数据量。CPU 402将加载到第二存储器缓冲器中的来自第二数据流的数据量与第二存储器缓冲器的大小阈值进行比较,并基于比较操作来调整数据显示速率。在CPU 402管理被保持在ECG/第一存储器缓冲器中的数据量时,CPU 402确定第一数据流何时溢出第一存储器缓冲器的主段的尾端,并以基于溢出的量移除第一数据流的前导部分。例如,该溢出表示存储在第一存储器缓冲器的溢出段中的第一数据流的后入数据子集。CPU 402从第一存储器缓冲器的前端清除第一数据流的先出数据子集作为前导部分,被清除的先出数据子集在长度上对应于溢出到溢出段中的后入数据子集的长度。CPU 402执行偏移操作,该偏移操作包括将第二数据流的存储的激活偏移预定处理偏移直到第一数据流的存储的激活之后,该预定处理偏移与沿着第二通信路径引入的处理延迟相对应。可选地,CPU402在激活对于第二数据流的存储操作之前,可以通过从第一数据流填充第一存储器缓冲器的前导段来偏移,该前导段对应于沿着第二通信路径引入的处理延迟。

[0080] 软盘驱动器416接受软磁盘448。可选地,软盘驱动器416可以包括能够与诸如记忆棒的USB设备通信的USB端口或其它接口。CD-ROM驱动器414接受CD-ROM 450。外部设备400可以与IMD 100无线通信,并利用诸如蓝牙、GSM、红外无线LAN、HIPERLAN、3G、卫星以及电路和分组数据协议等的协议。可替代地,硬连线连接可以用于将外部设备400连接到IMD100。

[0081] 可植入医疗设备

[0082] 图5示出了作为可植入心脏系统的一部分植入到患者的示例性IMD 500。IMD 500可以被实施为全功能双心室起搏器,配备有心房和心室感测和起搏电路,用于四腔室感测和刺激治疗(包括起搏和电击(shock)治疗)。可选地,IMD 500可以提供全功能心脏再同步治疗。可选地,IMD 500可以用减少的一组功能和组件来实施。例如,IMD可以在没有心室感测和起搏的情况下实施。

[0083] IMD 500具有用于容纳电子/计算组件的外壳(housing) 501。外壳501(通常被称为“罐(can)”、“壳体(case)”、“外罩(encasing)”或“壳体电极”)可以被可编程地选择为用作某些刺激模式的返回电极。外壳501还包括具有多个端子502、504、506、508和510的连接器(未示出)。端子可以连接到位于心脏内和心脏周围的各种位置的电极。例如,端子可以包括:端子502,耦接到位于第一腔室中的第一电极(例如,尖端电极);端子504,耦接到位于第二腔室中的第二电极(例如,尖端电极);端子506,耦接到位于第一腔室中的电极(例如,环);端子508,耦接到位于第二腔室中的电极(例如,环电极);以及端子510,耦接到位于SVC中的电极(例如,线圈)。每个电极的类型和位置可以变化。例如,电极可以包括环、尖端、线圈和电击(shocking)电极等的各种组合。

[0084] IMD 500包括可编程微控制器520,其控制IMD 500的各种操作,包括心脏监视和刺激治疗。微控制器520包括微处理器(或等效控制电路)、RAM和/或ROM存储器、逻辑和定时电路、状态机电路和I/O电路。

[0085] IMD 500还包括第一腔室脉冲发生器522,其产生刺激脉冲,用于通过与其耦接的一个或多个电极而输送。脉冲发生器522由微控制器520经由控制信号524控制。脉冲发生器522经由电极配置开关526耦接到(多个)选择电极,该电极配置开关526包括用于将期望的电极连接到适当的I/O电路从而促进电极可编程性的多个开关。开关526由来自微控制器520的控制信号528控制。

[0086] 在图5的示例中,示出了单个脉冲发生器522。可选地,IMD 500可以包括类似于脉冲发生器522的多个脉冲发生器,其中每个脉冲发生器耦接到一个或多个电极,并由微控制器520控制,以将(多个)选择刺激脉冲输送到对应的一个或多个电极。

[0087] 微控制器520被示出为包括定时控制电路532,以控制刺激脉冲的定时(例如,起搏速率、心房与心室(AV)延迟、心房传导(A-A)延迟或心室传导(V-V)延迟等)。定时控制电路532也可以用于不应期、消隐间隔、噪声检测窗口、诱发响应窗口、警报间隔、标记通道定时等等的定时。微控制器520还具有用于检测心律失常状况的心律失常检测器534和用于查看和分析心脏信号形态的一个或多个特征的形态检测器536。尽管未示出,微控制器520还可以包括辅助监视患者心脏的各种状况并管理起搏治疗的其它专用电路和/或固件/软件组件。

[0088] IMD 500还配备有通信调制解调器(调制器/解调器) 540,以使能与其它设备、植入设备和/或外部设备的无线通信。在一个实施方式中,通信调制解调器540可以使用在一对电极之间传输的信号的高频调制。作为一个示例,信号可以在大约10-80kHz的高频范围内传输,因为这种信号穿过身体组织和流体而不刺激心脏或被患者感觉到。

[0089] 通信调制解调器540可以以硬件作为微控制器520的一部分而实施,或者作为编程到微控制器520中并由微控制器520执行的软件/固件指令来实施。可替代地,调制解调器540可以作为独立组件与微控制器分开驻留。

[0090] IMD 500包括感测电路544,该感测电路544通过开关526选择性地耦接到执行感测操作的一个或多个电极,以检测心脏右腔室中的心脏活动的存在。感测电路544可以包括专用感测放大器、复用放大器或共享放大器。它还可以采用具有可编程增益和/或自动增益控制、带通滤波和阈值检测电路的一个或多个低功率精密放大器来选择性地感测感兴趣的心脏信号。自动增益控制使得单元502能够感测心房颤动的低幅度信号特性。开关526通过选

择性地闭合适当的开关来确定心脏信号的感测极性。这样,临床医生可以独立于刺激极性来对感测极性进行编程。

[0091] 感测电路544的输出连接到微控制器520,该微控制器520进而响应于心脏活动的不存在或存在触发或禁止脉冲发生器522。感测电路544从微控制器520接收控制信号546,用于控制增益、阈值、极化电荷移除电路(未示出)以及耦接到感测电路输入的任何阻塞电路(未示出)的定时的目的。

[0092] 在图5的示例中,示出了单个感测电路544。可选地,IMD 502可以包括类似于感测电路544的多个感测电路,其中每个感测电路耦接到一个或多个电极,并由微控制器520控制以感测在对应的一个或多个电极处检测到的电活动。感测电路544可以以单极感测配置或双极感测配置操作。

[0093] IMD 500还包括模拟到数字(A/D)数据采集系统(DAS)550,其经由开关526耦接到一个或多个电极,以跨任意对的期望电极上的心脏信号进行采样。数据采集系统550被配置为采集心内电描记图信号,将原始模拟数据转换成数字数据,并存储数字数据以用于稍后的处理和/或遥测传输到外部设备554(例如,编程器、本地收发器或诊断系统分析器)。数据采集系统550由来自微控制器520的控制信号556控制。微控制器520处理从数据采集系统550接收的EGM数据,并将EGM数据传输到外部设备554。数据采集系统550和微控制器520在EGM信号被感测的时间与EGM数据被传输的时间之间引入一定的处理延迟。

[0094] 微控制器520通过合适的数据/地址总线562耦接到存储器560。由微控制器520使用的可编程操作参数存储在存储器560中,并用于定制IMD 500的操作以适应特定患者的需要。这种操作参数定义例如起搏脉冲幅度、脉冲持续时间、电极极性、速率、灵敏度、自动特征、心律失常检测标准以及在每个相应的治疗层内要输送到患者心脏的每个电击脉冲的幅度、波形和向量。

[0095] IMD 500的操作参数可以通过遥测电路564非侵入式编程到存储器560中,该遥测电路564经由通信链路566与外部设备554遥测通信。遥测电路564允许心内电描记图和与IMD 500的操作相关的状态信息(如被包含在微控制器520或存储器560中)通过建立的通信链路566被发送到外部设备554。如本文所解释的,IMD 500根据与通信链路相关的无线协议向外部设备400传输EGM数据。例如,遥测电路564可以利用BLE协议以具有非均匀吞吐量的脉冲串类型方式传输EGM数据。

[0096] IMD 500还可以包括磁体检测电路(未示出),其耦接到微控制器520以检测磁体何时被放置在单元上。磁体可以由临床医生使用来执行单元500的各种测试功能和/或用信号通知微控制器520外部设备554就位以通过遥测电路564接收数据或向微控制器520传输数据。

[0097] IMD 500还可以包括一个或多个生理传感器570。这种传感器通常被称为“速率响应”传感器,因为它们通常用于根据患者的锻炼状态调整起搏刺激速率。然而,生理传感器570还可以用于检测心脏输出的改变、心脏生理状况的改变或活动的每日改变(例如,检测睡眠和清醒状态)。由生理传感器570生成的信号被传送到微控制器520用于分析。微控制器520通过调整各种起搏参数(诸如速率、AV延迟、V-V延迟等)来响应,其中以该起搏参数来管理心房和心室起搏脉冲。尽管显示为被包括在单元500内,(多个)生理传感器570可以在单元500的外部,但是仍然被植入到患者或由患者携带。生理传感器的示例可以包括例如感测

呼吸速率、血液pH、心室梯度、活动、位置/姿势、每分通气量(MV)等的传感器。

[0098] 电池572向IMD 500中的所有组件提供操作电力。电池572能够以低电流消耗(current drain)操作达长时间段,并且在患者需要电击脉冲(例如,在高于2V的电压下超过2A,达10秒或更长时间段)时能够提供高电流脉冲(用于电容器充电)。电池572还如期望地具有可预测的放电特性,使得可以检测可选择的更换时间。作为一个示例,单元500采用锂/银钒氧化物电池。

[0099] IMD 500还包括阻抗测量电路574,其可用于许多事务,包括:在急性和慢性阶段期间的引线阻抗检测,用于适当的引线定位或移动;检测可操作的电极,并且如果移位(dislodgement)发生,则自动切换到可操作对;测量呼吸或每分通气量;测量胸部阻抗以用于确定电击阈值;检测设备何时已经被植入;测量冲程容积;以及检测心脏瓣膜的打开;等等。阻抗测量电路574耦接到开关526,使得可以使用任何期望的电极。

[0100] IMD 500可以作为可植入心律转变器/除颤器(ICD)设备操作,其检测心律失常的发生,并为了终止检测到的心律失常自动对心脏施加适当的电击治疗。为此,微控制器520通过控制信号582进一步控制电击电路580。电击电路580生成如由微控制器520控制的低能量(例如,达0.5焦耳)、中等能量(例如,0.5-10焦耳)或高能量(例如,511-40焦耳)的电击脉冲。这种电击脉冲通过电击电极被施加到患者的心脏。注意,电击治疗电路是可选的,并且可以不在IMD中实施,因为下面描述的各种从属起搏单元通常不会被配置为传送高压电击脉冲。另一方面,应该认识到,从属起搏单元可以在包括备用电击能力的系统中使用,并且因此这种电击治疗电路可以被包括在IMD中。

[0101] 最后陈述

[0102] 应当清楚地理解,参照附图广泛描述和示出的各种布置和处理和/或这种布置的一个或多个单独的组件或元件和/或与这种处理相关联的一个或多个处理操作可以独立于本文描述和示出的一个或多个其它组件、元件和/或处理而操作,或与这些一个或多个其它组件、元件和/或处理一起使用。因此,尽管这里广泛地构思、描述和示出了各种布置和处理,但是应当理解,它们仅仅是以说明性和非限制性的方式提供的,并且此外可以被认为仅仅是一个或多个布置或处理可以在其中运行或操作的可能工作环境的示例。

[0103] 如本领域技术人员将理解的,各个方面可以被具体体现为系统、方法或计算机(设备)程序产品。因此,各方面可以采取完全硬件实施例或包括硬件和软件的实施例的形式,其在本文中通常都被称为“电路”、“模块”或“系统”。此外,各方面可以采取具体体现在其上具体体现有计算机(设备)可读程序代码的一个或多个计算机(设备)可读存储介质中的计算机(设备)程序产品的形式。

[0104] 可以利用一个或多个非信号计算机(设备)可读介质的任何组合。非信号介质可以是存储介质。存储介质可以是例如电、磁、光、电磁、红外或半导体系统、装置或设备,或者前述的任何合适的组合。存储介质的更具体的示例包括以下:便携式计算机磁盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、动态随机存取存储器(DRAM)、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、便携式光盘只读存储器(CD-ROM)、光存储设备、磁存储设备或前述的任何合适的组合。

[0105] 用于执行操作的程序代码可以用一种或多种编程语言的任意组合来编写。程序代码可以完全在单个设备上执行,部分在单个设备上执行,作为独立软件包执行,部分在单个

设备上且部分在另一个设备上执行,或者完全在另一个设备上执行。在一些情况下,设备可以通过包括局域网 (LAN) 或广域网 (WAN) 的任何类型的网络来连接,或者可以通过其它设备(例如,通过使用互联网服务提供商的互联网)或通过硬线连接(诸如,通过USB连接)来进行连接。例如,具有第一处理器、网络接口和用于存储代码的存储设备的服务器可以存储用于执行操作的程序代码,并且通过其网络接口经由网络将该代码提供给具有第二处理器的第二设备,以用于在第二设备上执行代码。

[0106] 本文参考附图描述了各方面,附图示出了根据各种示例实施例的示例方法、设备和程序产品。这些程序指令可以被提供给通用计算机、专用计算机或其它可编程数据处理设备或信息处理设备的处理器,以产生机器,使得经由设备的处理器执行的指令实施指定的功能/动作。程序指令也可以存储在可以指示设备以特定方式运行的设备可读介质中,使得存储在设备可读介质中的指令产生包括实施指定功能/动作的指令的制品。程序指令也可以被加载到设备上,以使一系列操作步骤在设备上执行以产生设备实施的处理,使得在设备上执行的指令提供用于实施指定的功能/动作的处理。

[0107] 本文的单元/模块/应用可以包括任何基于处理器或基于微处理器的系统,包括使用微控制器、精简指令集计算机 (RISC)、专用集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA)、逻辑电路以及能够执行本文描述的功能的任何其它电路或处理器的系统。附加地或可替代地,本文的模块/控制器可以表示电路模块,该电路模块可以被实施为具有执行本文描述的操作的相关联的指令(例如,存储在诸如计算机硬盘驱动器、ROM、RAM等的有形和非暂时性计算机可读存储介质上的软件)的硬件。上述示例仅是示例性的,并且因此并不意图以任何方式限制术语“控制器”的定义和/或含义。本文的单元/模块/应用可以执行存储在一个或多个存储元件中的指令集,以便处理数据。存储元件也可以根据期望或需要存储数据或其它信息。存储元件可以是本文的模块/控制器内的信息源或物理存储元件的形式。指令集可以包括各种命令,这些命令指令本文的模块/应用程序执行特定操作,诸如本文描述的主题的各种实施例的方法和/或处理。指令集可以是软件程序的形式。软件可以是各种形式,诸如系统软件或应用软件。此外,软件可以是独立的程序或模块的集合、更大程序内的程序模块、或者程序模块的一部分的形式。软件还可以包括以面向对象编程形式的模块化编程。处理机器对输入数据的处理可以响应于用户命令,或者响应于先前处理的结果,或者响应于另一处理机器的请求。

[0108] 要理解,本文描述的主题在其应用中不限于在本文的描述中阐述的或者在其附图中示出的组件的构造和布置的细节。本文描述的主题能够有其它实施例,并且能够以各种方式实践或执行。此外,要理解,本文使用的措辞和术语是为了描述的目的,而不应被视为限制。本文使用的“包括”、“包含”或“具有”及其变化意味着包含其后列出的项目及其等效物以及附加项目。

[0109] 要理解,以上描述意图是说明性的,而不是限制性的。例如,上述实施例(和/或其方面)可以彼此组合使用。此外,在不脱离其范围的情况下,可以进行许多修改以使特定情况或材料适应本文的教导。虽然本文描述的材料和涂层的尺寸、类型意图定义各种参数,但它们决不是限制性的,并且本质上是说明性的。在查看以上描述后,许多其它实施例对于本领域技术人员来说将是显而易见的。因此,实施例的范围应该参考所附权利要求以及这些权利要求有权获得的等效物的全部范围来确定。在所附权利要求中,术语“包括

(including)”和“在其中 (in which)”被用作相应术语“包括 (comprising)”和“其中 (wherein)”的纯英语等效物。此外,在以下权利要求中,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅用作标签,并不意图对其对象或其行为的执行顺序强加数字要求。

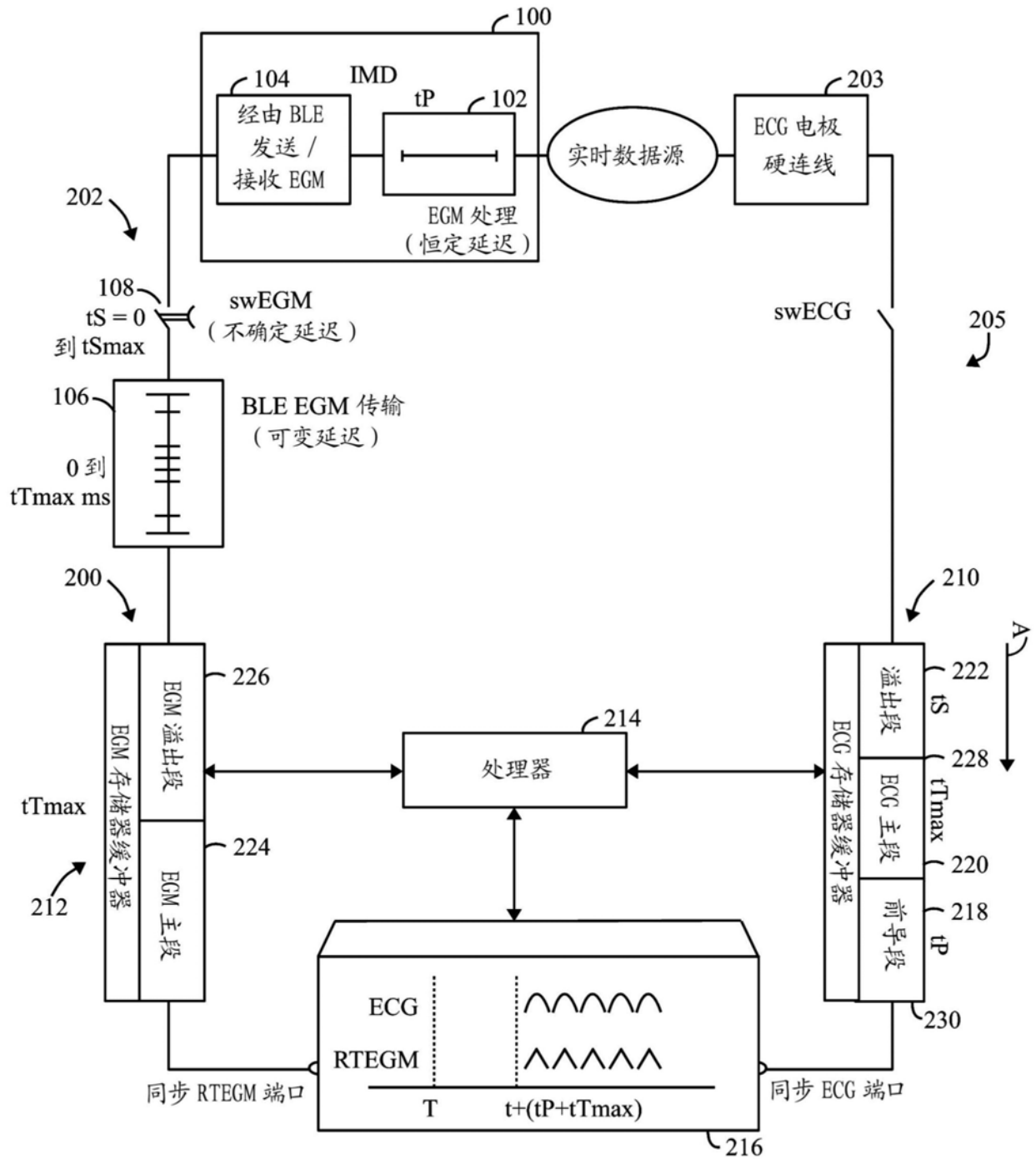


图1

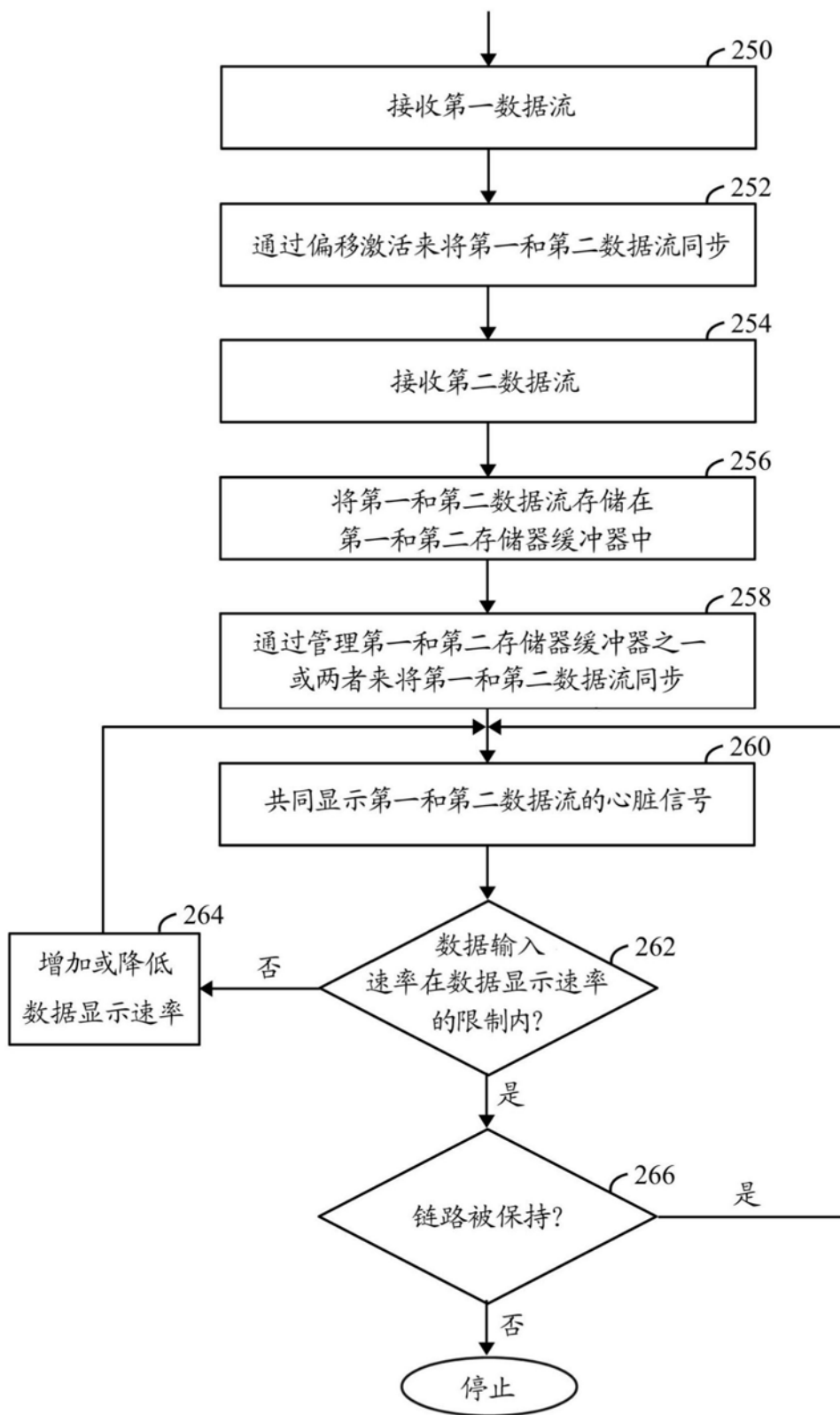


图2

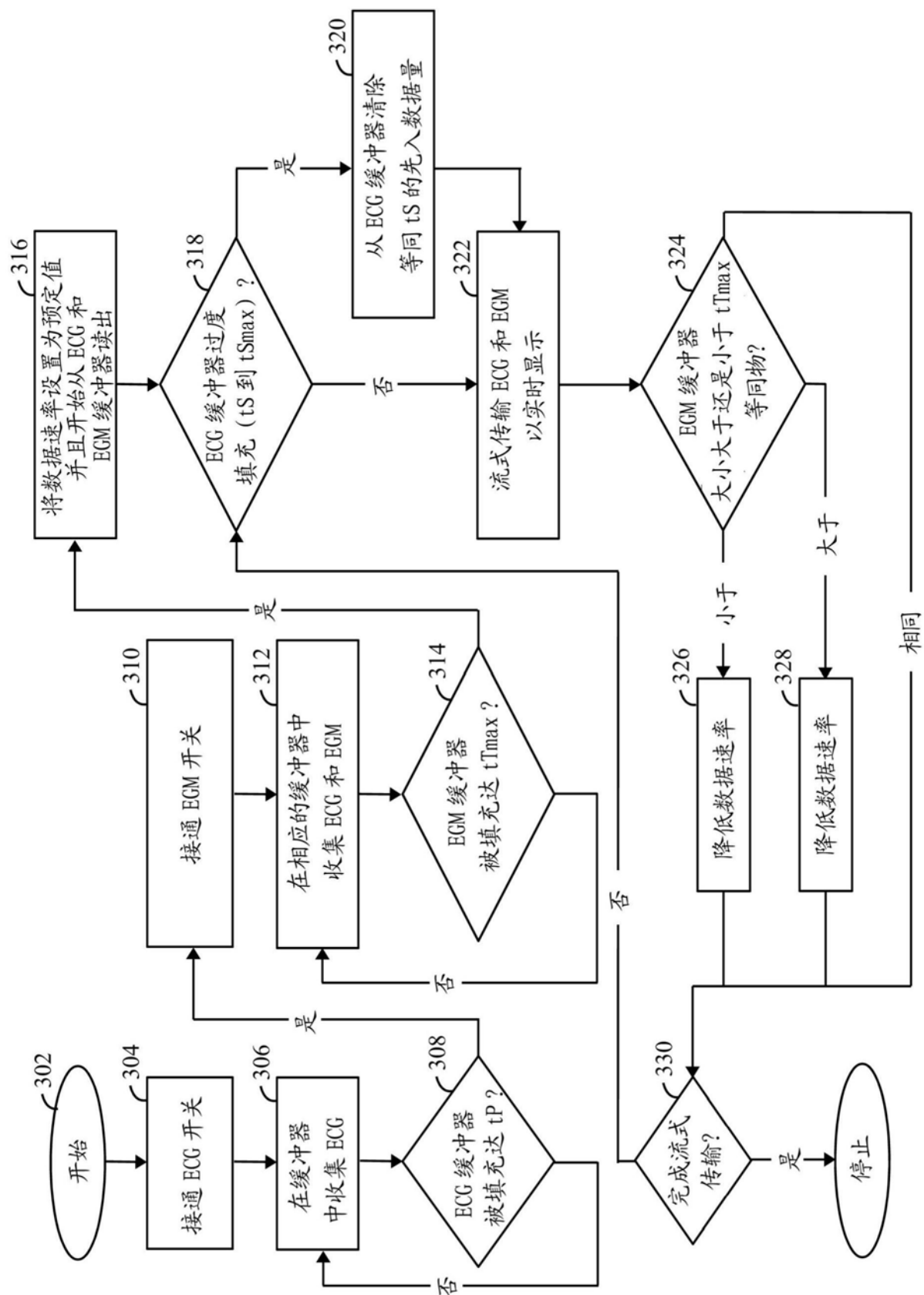


图3

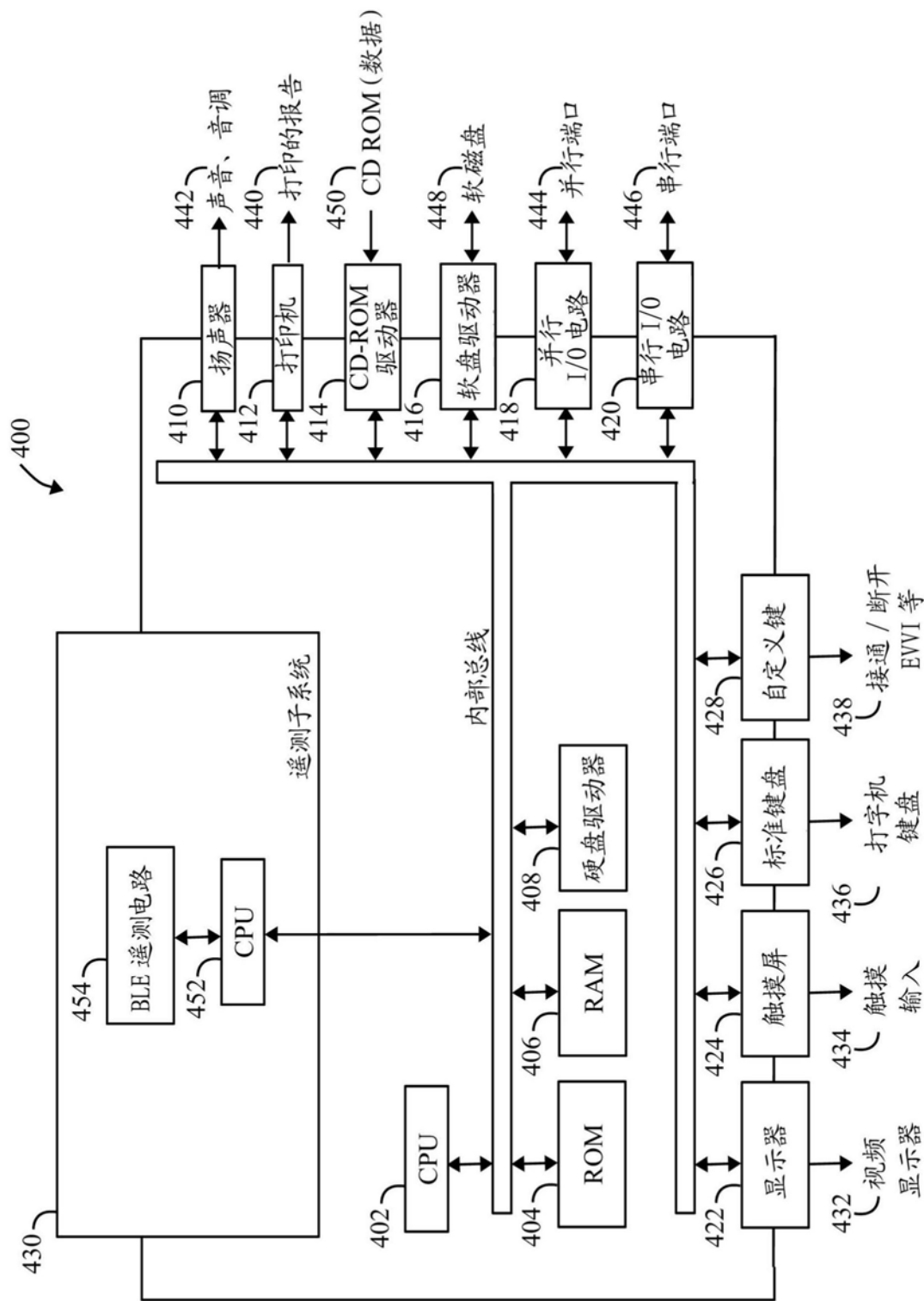


图4

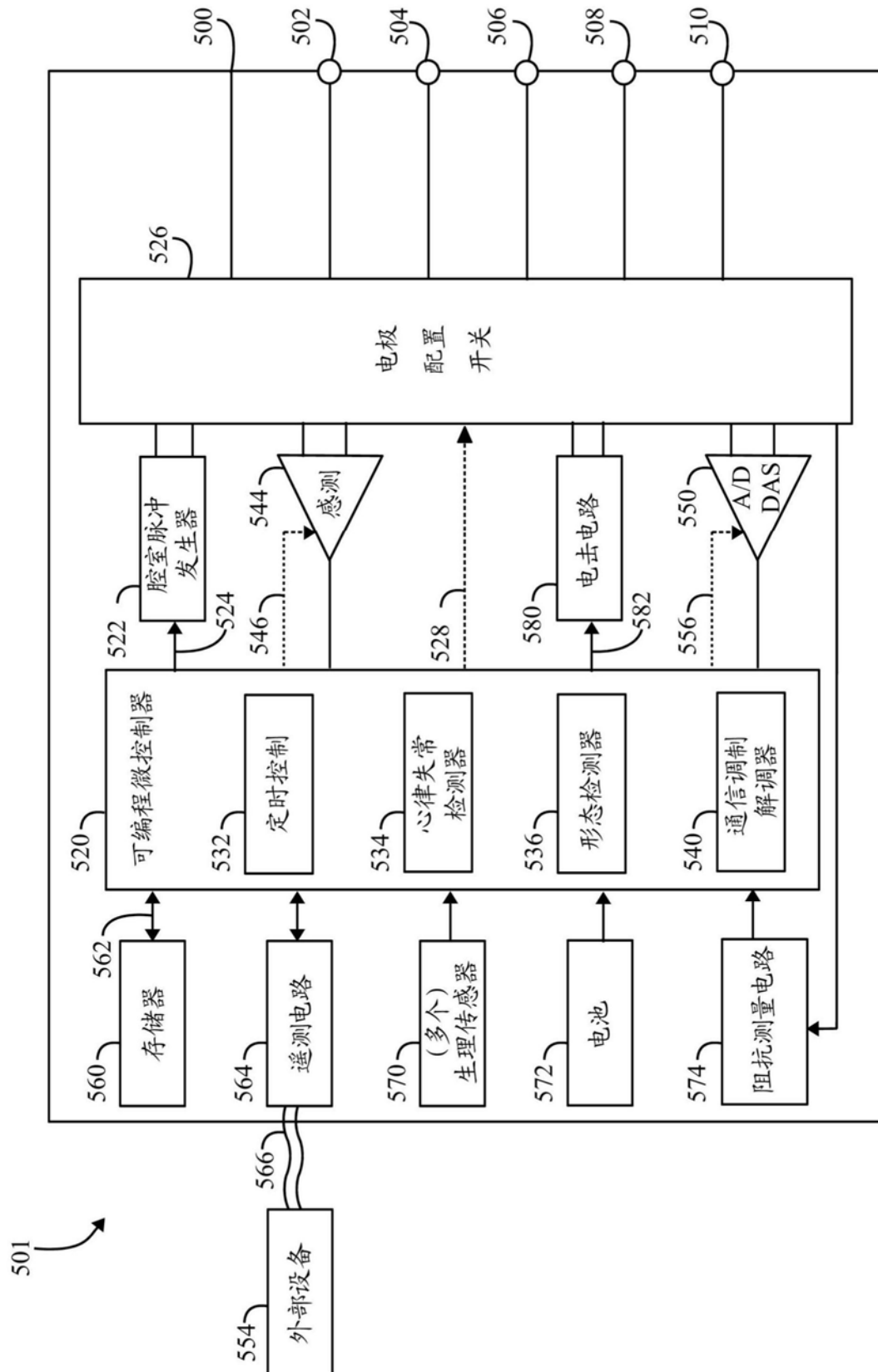


图5

提供了管理心脏信号的显示的方法和系统。该方法和系统接收以第一吞吐量传送的沿着第一通信路径的第一数据流，并且接收以第二吞吐量传送的沿着第二通信路径的第二数据流。第一和第二吞吐量相对于彼此异步。第一和第二数据流携带对于一个或多个共同事件的分别由外部电极和植入电极感测的心脏信号。该方法和系统将来自第一和第二数据流的数据存储在第一和第二存储器缓冲器中。该方法和系统通过执行以下中的至少一者来将存储在第一和第二存储器缓冲器中的数据彼此同步：将对于第一和第二数据流的存储操作的激活相对于彼此在时间上偏移；或者管理被保持在第一存储器缓冲器或第二存储器缓冲器的至少一个中的数据量。该方法和系统通过以数据显示速率从第一和第二存储器缓冲器读取数据，在显示器上共同显示与第一和第二数据流相关联的心脏信号。

