



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580016154.9

[43] 公开日 2007年8月22日

[11] 公开号 CN 101022760A

[22] 申请日 2005.5.20
 [21] 申请号 200580016154.9
 [30] 优先权
 [32] 2004.5.20 [33] US [31] 10/849,614
 [86] 国际申请 PCT/US2005/017723 2005.5.20
 [87] 国际公布 WO2005/112744 英 2005.12.1
 [85] 进入国家阶段日期 2006.11.20
 [71] 申请人 数字安吉尔公司
 地址 美国佛罗里达
 [72] 发明人 彼得·周 庞德兴 威廉·李

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商
 标事务所
 代理人 李 勇

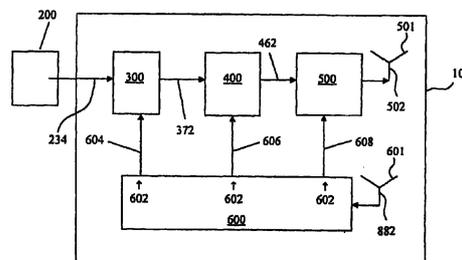
权利要求书 11 页 说明书 23 页 附图 11 页

[54] 发明名称

嵌入式生物传感器系统

[57] 摘要

提供了一种生物传感器系统，它利用了射频识别技术，并包括一个与可植入的无源供电的片上发射应答器进行无线通信的远程发射应答器。所述生物传感器系统特别适合于为一个包括在片上发射应答器内的传感器组件提供基本稳定和精确的传感器参考电压。所述远程发射应答器还被配置为远程接收代表患者生理参数的数据和识别数据，并在远程发射应答器请求时可以读出由片上发射应答器测量、处理和发送的一个或多个生理参数。通过血糖传感器的特定电路结构增强了传感器参考电压的精度和稳定性，从而允许对生理参数进行相对精确的测量，如不使用微处理器，而是通过血糖传感器来测量血糖浓度。



1. 一种生物传感器系统，适用于为可植入到患者体内的传感器组件提供基本上稳定的电压，使得患者的生理参数可以被精确地测量，该生物传感器系统包括：

远程发射应答器，被配置为向传感器发送扫描信号，并从传感器接收数据信号；

与所述远程发射应答器进行无线通信的可植入的片上发射应答器，被配置为接收所述扫描信号并发送数据信号，该片上发射应答器包括：

传感器，被配置为生成代表患者的生理参数的传感信号；

功率接收器，被配置为接收来自所述远程发射应答器的扫描信号，并生成用于给所述片上发射应答器供电的功率信号；

连接到所述功率接收器和所述传感器的模/数转换器(A/D)组件，所述A/D组件被配置为分别接收所述功率信号和所述传感信号，并响应于所述信号生成一个数字信号；

连接到所述A/D组件和所述功率接收器的数据处理器，所述数据处理器被配置为分别接收所述功率信号和所述数字信号，并响应于所述信号生成一个数据信号；以及

连接到所述功率接收器和所述数据处理器的RF发射器，并被配置为分别接收所述功率信号和所述数据信号，并对所述数据信号进行调制、放大、滤波和发送；

其中所述功率接收器被配置为将一个基本上无偏的传感器参考电压提供给所述传感器，用于精确测量生理参数，所述远程发射应答器被配置为接收来自RF发射器的数据信号，并提取代表生理参数的数据。

2. 如权利要求1所述的生物传感器系统，其中

所述传感器是一个血糖传感器，该血糖传感器具有与患者血液呈流体连通的电极组件，并被配置为测量患者血糖水平；

传感器参考电压以大约正 0.7 伏的基本恒定值被施加到电极组件上。

3. 如权利要求 2 所述的生物传感器系统，其中所述血糖传感器是一个两管脚血糖传感器，具有与患者血液呈流体连通的第一和第二端，该血糖传感器还包括：

连接到功率接收器的第一精密电阻，并被配置成从所述功率接收器接收传感器参考电压，以激励所述血糖传感器；

连接到所述第一精密电阻的第一运算放大器，并被配置成从所述第一精密电阻接收传感器参考电压，并响应于所述传感器参考电压生成一个精确传感器参考电压；

连接到第一运算放大器和第一精密电阻的伏特表，并被配置成监控所述精确传感器参考电压，以及建立一个传感器工作点，第一运算放大器和伏特表相互协作以缓冲精确传感器参考电压的，并将基本精确的传感器参考电压施加到第一端；

连接到第二端的第二运算放大器，并被配置成响应于施加到第一端的精确传感器参考电压接收从所述第二端放电的电流；以及

连接到第二运算放大器并与其共同协作的可调第二精密电阻，以生成与患者血液的血糖水平基本成正比的传感信号。

4. 如权利要求 3 所述的生物传感器系统，其中所述血糖传感器是一个三管脚血糖传感器，该三管脚血糖传感器具有电极组件，所述电极组件还包括与第一端和第二端协同定位的第三端，并和患者的血液呈流体连通，所述血糖传感器还包括：

连接在第三电极和第二运算放大器之间的辅助控制电路，并被配置成监测和控制从第三端放电的电流量；

其中所述第三端被配置成在应用被施加到第一端的精确传感器参考电压期间从第二电极分出电流，从而可以增加血糖传感器的工作寿命。

5. 一种适用于向可植入到患者体内的传感器组件提供基本稳定的电压的生物传感系统，以精确测量患者的生理参数，该生物传感系

统包括:

被配置成将扫描信号发送给传感器并从传感器接收数据信号的远程发射应答器;

与所述远程发射应答器进行无线通信的可植入的片上发射应答器, 并被配置成接收扫描信号并发送数据信号, 该片上发射应答器包括:

被配置成生成代表患者生理参数的传感信号的传感器;

被配置成从所述远程发射应答器接收扫描信号的射频 (RF) 接收器, 并对扫描信号进行滤波、放大和解调, 并生成用于控制片上发射应答器的消息信号;

被配置成从所述远程发射应答器接收扫描信号的功率接收器, 并生成为片上发射器供电的功率信号;

连接到功率接收器、RF 接收器和传感器的模/数转换器 (A/D) 组件, 该 A/D 组件被配置成分别接收功率信号、传感信号和消息信号, 并与之响应生成一个数字信号;

连接到 A/D 组件、功率接收器和 RF 接收器的数据处理器, 该数据处理器被配置成分别接收功率信号、数字信号和消息信号, 并与之响应生成一个数据信号; 以及

连接到功率接收器、数据处理器和 RF 接收器的 RF 发射器, 并被配置成分别接收功率信号、数据信号和消息信号, 并对数据信号进行调制、放大、滤波和发送;

其中所述功率接收器被配置成向传感器提供基本上无偏的传感器参考电压, 以精确测量生理参数, 所述远程发射应答器被配置成从 RF 发射器接收数据信号, 并提取代表生理参数的数据。

6. 如权利要求 5 所述的生物传感系统, 其中:

所述传感器是一个血糖传感器, 该血糖传感器具有与患者血液呈流体连通的电极组件, 并被配置为测量患者血糖水平;

传感器参考电压以大约正 0.7 伏的基本恒定值被施加到电极组件上。

7. 如权利要求 6 所述的生物传感系统, 其中所述血糖传感器是一个两管脚血糖传感器, 具有与患者血液呈流体连通的第一和第二端, 该血糖传感器还包括:

连接到功率接收器的第一精密电阻, 并被配置成从所述功率接收器接收传感器参考电压, 以激励所述血糖传感器:

连接到所述第一精密电阻的第一运算放大器, 并被配置成从所述第一精密电阻接收传感器参考电压, 并响应于所述传感器参考电压生成一个精确传感器参考电压;

连接到第一运算放大器和第一精密电阻的伏特表, 并被配置成监控所述精确传感器参考电压, 以及建立一个传感器工作点, 第一运算放大器和伏特表相互协作以缓冲精确传感器参考电压的, 并将基本精确的传感器参考电压施加到第一端;

连接到第二端的第二运算放大器, 并被配置成响应于施加到第一端的精确传感器参考电压接收从所述第二端放电的电流; 以及

连接到第二运算放大器并与其共同协作的可调第二精密电阻, 以生成与患者血液的血糖水平基本成正比的传感信号。

8. 如权利要求 7 所述的生物传感系统, 其中所述血糖传感器是一个三管脚血糖传感器, 该三管脚血糖传感器具有电极组件, 所述电极组件还包括与第一端和第二端协同定位的第三端, 并和患者的血液呈流体连通, 所述血糖传感器还包括:

连接在第三电极和第二运算放大器之间的辅助控制电路, 并被配置成监测和控制从第三端放电的电流量;

其中所述第三端被配置成在应用被施加到第一端的精确传感器参考电压期间从第二电极分出电流, 从而可以增加血糖传感器的工作寿命。

9. 如权利要求 5 所述的生物传感系统, 还包括多个传感器, 每个传感器被操作用来感知患者的不同生理参数, 并生成代表患者生理参数的传感信号。

10. 如权利要求 9 所述的生物传感系统, 其中 RF 接收器被配

置成从一个或多个传感器中共同请求数据，用于后续将数据发送到远程发射应答器。

11. 如权利要求 10 所述的生物传感系统，其中数据处理器被配置成将一个预定编码分配给数字信号，用于识别生成传感信号的传感器。

12. 如权利要求 5 所述的生物传感系统，其中所述 A/D 组件包括：

 连接到生物传感器的处理滤波器，并被配置成从所述生物传感器接收传感信号，并响应于该传感信号生成一个滤波信号；

 连接到处理滤波器的放大器，并被配置成从所述处理滤波器接收滤波信号，并响应于该滤波信号生成一个放大信号；

 连接到功率接收器的电压比较器，并被配置成从所述功率接收器接收功率信号，并响应于该功率信号生成一个归一化的电压信号；

 连接到放大器和电压比较器的 A/D 转换器，并被配置成从中接收相应的放大信号和归一化的电压信号，并与之响应生成一个转换信号；

 连接到 A/D 转换器的内隐逻辑设备，并被配置成从所述 A/D 转换器接收转换信号，并响应于该转换信号生成一个逻辑信号；以及

 与 RF 接收器进行双路通信的控制器，并被连接到所述内隐逻辑设备，该控制器被配置成接收消息信号和逻辑信号，并将 A/D 转换器与数据处理器同步，用于响应于所述消息信号和逻辑信号后续生成数字信号。

13. 如权利要求 12 所述的生物传感系统，还包括：

 多个传感器，每个传感器被操作用来感知患者的不同生理参数，并生成代表患者生理参数的传感信号；

 其中所述 A/D 组件还包括一个连接到所述控制器的开关，所述控制器响应于所述消息信号被操作用来使所述开关在传感信号

中进行选择，用于将传感信号后续发送到处理滤波器。

14. 如权利要求 13 所述的生物传感系统，其中所述数据处理器包括：

连接到 A/D 组件的信号滤波器，并被配置成从所述 A/D 组件接收数字化的信号，去除不希望的噪音并与之响应生成一个滤波信号；

连接到信号滤波器的放大器，并被配置成接收滤波信号，并响应于所述滤波信号生成一个放大信号；

连接到 RF 接收器和功率接收器的程序计数器，并被配置成从所述 RF 接收器和功率接收器接收相应的消息信号和功率信号，并与之响应生成一个选通信号；

连接到程序计数器的中断请求装置，并被配置成从所述程序计数器中接收选通信号，并响应于该选通信号生成一个中断请求信号；

连接到信号滤波器、放大器和中断请求装置的计算器，并被配置成从其接收相应的滤波信号、放大信号和选通信号，并与之响应生成一个编码信号；以及

连接到计算器的数字滤波器，并被配置成从所述计算器接收编码信号，并与所述编码信号响应生成数据信号。

15. 如权利要求 5 所述的生物传感系统，其中所述 RF 发射器包括：

连接到数据处理器和数据输入滤波器，并被配置成从所述数据处理器接收数据信号以滤出高频频谱分量，并与之响应生成一个滤波数据信号；

连接到功率接收器、RF 接收器和数据输入滤波器的调制器，并被配置成从其接收相应的消息信号、功率信号和滤波数据信号，并通过改变其幅值并与之响应生成第一和第二调制信号来对滤波数据信号进行脉冲编码调制；

连接到调制器的第一发射放大器，并被配置成从所述调制器接

收第一调制信号;

与第一发射放大器协同工作的发射滤波器,用于生成一个处于所希望的无线电传输频率上的第一放大信号;

连接到调制器和第一发射器的第二发射放大器,并被配置成从其接收相应的第二调制信号和第一放大信号,并生成一个具有所希望的功率水平的第二放大信号,以传输到远程发射应答器;

连接到第二发射放大器的表面声波(SAW)滤波器,并被配置成从所述第二发射放大器接收第二放大信号并去除不希望的谐波,并与之响应生成一个发射信号;以及

连接到SAW滤波器的RF发射天线,并被配置成辐射用于由远程发射应答器的天线接收的发射信号。

16. 如权利要求5所述的生物传感系统,其中所述功率接收器包括:

连接到RF接收天线的共振振荡器,并被配置成从所述RF接收天线接收扫描信号,并响应于该扫描信号生成一个交流电(AC)电压信号;

连接到共振振荡器的整流器,并被配置成从所述共振整流器接收AC电压信号,并响应于所述AC电压信号生成一个通常为粗糙的直流电(DC)电压信号;

连接到整流器的滤波器,并被配置成从所述整流器接收直流电压信号,所述滤波器具有被配置成从通常为粗糙的DC电压信号的周期中存储能量的电容器,用于作为基本上平滑的DC电压信号来释放;

连接到滤波器的第一调节器,并被配置成从所述滤波器接收DC电压信号,并生成一个第一电压信号,用于为A/D组件、数据处理器和RF发射器供电;

连接到滤波器的第二调节器,并被配置成从所述滤波器接收DC电压信号,并生成一个第二电压信号,用于为A/D组件、数据处理器和RF发射器供电;以及

连接到所述滤波器的传感器参考电源,并被配置成从所述滤波器接收 DC 电压信号,并生成一个传感器参考电压信号,用于为传感器组件供电。

17. 如权利要求 5 所述的生物传感系统,其中所述 RF 接收器包括:

被配置成从远程发射应答器接收扫描信号的 RF 接收天线;

连接到 RF 接收天线的表面声波 (SAW) 滤波器,并被配置成从所述 RF 接收天线中接收扫描信号,并从扫描信号中滤除不希望的信号,并与之响应生成一个滤波扫描信号;

连接到 SAW 滤波器的第一 RF 放大器,并被配置成从所述滤波器接收滤波扫描信号,并响应于所述滤波扫描信号生成一个第一放大扫描信号;

连接到第一 RF 放大器的 SAW 延迟器,并被配置成从所述第一 RF 延迟器接收第一放大扫描信号,并生成一个比较信号;

连接到 SAW 延迟器的第二 RF 放大器,并被配置成从所述 SAW 延迟器接收比较信号;

在第一和第二 RF 放大器之间与 SAW 延迟器并联连接的脉冲发生器,并与之共同协作,以生成用于由相应的第一和第二 RF 放大器接收的第一和第二脉冲信号,使得第二 RF 放大器生成一个第二放大 RF 信号; 以及

连接到第二 RF 放大器的检测滤波器,并被配置成从所述第二 RF 放大器接收第二放大 RF 信号,并生成消息信号。

18. 如权利要求 5 所述的生物传感系统,其中所述远程发射应答器包括:

被配置成生成预定频率的模拟信号的振荡器;

连接到振荡器的编码器,并被配置成接收和调制模拟信号,并响应于所述模拟信号生成一个编码信号;

连接到编码器的功率发射器,并被配置成接收和放大编码信号,并生成扫描信号; 以及

连接到功率发射器的发射天线，并被配置成从所述功率发射器接收扫描信号，用于以无线方式发送到片上发射应答器。

19. 如权利要求 18 所述的生物传感系统，其中所述远程发射应答器包括：

被配置成从所述 RF 发射器接收数据信号的接收天线；

连接到接收天线的表面声波（SAW）滤波器，并被配置成接收和滤除数字信号中可能会干扰远程发射应答器的不希望的信号，并与之响应生成一个滤波数据信号；

连接到 SAW 滤波器的第一 RF 放大器，并被配置成从所述 SAW 滤波器接收滤波数据信号，并响应于所述滤波数据信号生成一个第一放大数据信号；

连接到第一 RF 放大器的 SAW 延迟器，并被配置成从所述第一 RF 放大器接收第一放大数据信号，并生成一个比较信号；

连接到 SAW 延迟器的第二 RF 放大器，并被配置成从所述 SAW 延迟器接收比较信号；

在第一和第二 RF 放大器处与 SAW 延迟器并联连接的脉冲发生器，并与其共同协作，以生成用于由相应的第一和第二 RF 放大器接收的第一和第二脉冲信号，使得第二 RF 放大器生成一个第二放大 RF 信号；以及

连接到第二 RF 放大器的检测滤波器，并被配置成从所述第二 RF 放大器接收第二放大 RF 信号，用于从中提取出数字化的数据。

20. 如权利要求 19 所述的生物传感系统，还包括连接到检测滤波器的解码器，并被配置成从所述检测滤波器接收第二放大 RF 信号，用于从中提取出数字化的数据。

21. 如权利要求 20 所述的生物传感系统，还包括：

多个传感器，每个传感器被操作用来感知患者的不同生理参数，并生成代表患者生理参数的传感信号；

其中所述解码器被配置成从接收数据的多个传感器中选择一个或多个传感器。

22. 利用生物传感系统远程监测生理参数的方法,所述生物传感系统包括远程发射应答器和具有可植入患者体内的传感器的片上发射应答器,该方法包括以下步骤:

a. 利用所述远程发射应答器远程生成并无线发送一个扫描信号,该扫描信号包含无线电信号功率和遥测数据请求;

b. 在所述片上发射应答器处接收扫描信号,并对扫描信号进行滤波、放大和解调,以与之响应生成一个消息信号;

c. 从扫描信号中采集无线电信号功率,并与之响应生成一个功率信号;

d. 在传感器处感知患者的至少一个生理参数,以与之响应生成一个模拟传感信号;

e. 在模数转换器(A/D)组件处接收功率信号、模拟传感信号和消息信号,并生成一个代表模拟传感信号的数字信号;

f. 在数据处理器处接收功率信号、消息信号和数字信号,并提供用于调制的数字信号,以及生成代表该数字信号的数据信号;

g. 在RF发射器处接收功率信号、消息信号和数据信号,并对该数据信号进行调制、放大、滤波和无线传输,以及

h. 在远程发射应答器处接收数据信号,并提取代表患者生理参数的数据。

23. 如权利要求22所述的方法,其中所述传感器是一个两管脚传感器,具有一个电极组件,所述电极组件的第一端和第二端与患者的血液呈流体连通,以感知患者的血糖水平,步骤(d)还包括以下步骤:

用第一精密电阻来调节功率信号,以生成大约正0.7伏的传感器参考电压,以激励血糖传感器;

在第一运算放大器处接收传感器参考电压,并生成一个精确传感器参考电压;

用连接到第一运算放大器和第一精密电阻的伏特表来监测精确传感器参考电压,以建立一个传感器工作点;

用伏特表并与第一运算放大器协作缓冲精确传感器参考电压，以生成基本精确的传感器参考电压；

将基本精确的传感器参考电压施加到第一端，以响应于在第一和第二端处与患者血液的反应使得电流从第二端放电；

在第二运算放大器处接收放电电流，该电流与患者血液的血糖水平成正比；并且

调节连接到第二运算放大器的第二精密电阻，从而用血糖传感器形成一个分电器；

用与第二运算放大器协同工作的第二精密电阻来测量放电电流；并且

生成与血糖水平基本上成正比的传感信号。

24. 如权利要求 23 所述的方法，其中所述传感器是一个三管脚血糖传感器，附带地包括一个与第一和第二端协同定位、并处于和患者的血液连通的液体内的第三端，步骤 (d) 还包括以下步骤：

在将基本精确的传感器参考电压施加到第一端期间，通过在第三端处的放电将一部分电流从第二端分出；

在连接在第三电极和第二运算放大器之间的辅助控制电路处接收放电电流；并且

监测和控制从第三端放电的电流量，以稳定施加到第一端上的基本精确的传感器参考电压，并增加血糖传感器的工作寿命。

嵌入式生物传感器系统

背景技术

本发明涉及一种传感器装置，特别是涉及一种被配置用来从一个具有传感器并可被植入到患者体内的片上发射应答器向一个远程发射应答器无线传送数据的生物传感器系统。该传感器装置特别适用于将稳定和精确的电压施加到传感器的电极系统上，从而可以准确地测量患者的血糖浓度水平。

患者的血糖浓度水平通常是由胰腺来控制的。然而，对于患糖尿病的患者来说，胰腺不能再正常调节将食物新陈代谢为人体能量所需的胰岛素生成。对于糖尿病患者来说，在一天中必须检查或监控几次血糖水平，从而可以周期性地对胰岛素进行控管，以将血糖浓度保持在一个正常水平。在一种常用的方法中，首先通过刺破指尖获得血液样本来监控血糖水平。然后将血液样本的血糖水平放置到一个血糖测量条上，后续的化学反应产生了颜色变化，它可以与一个参照附图表进行比较。通过这种方式，血液样本与血糖测量条的反应提供了一个指示，即血糖水平是否异常地偏低或者偏高，从而使糖尿病患者可以控制胰岛素的适当用量，以将血糖浓度保持在一个预定的范围内。这种对胰岛素的控管典型地可以通过用注射器自己注射来实现。

不幸的是，刺破指尖的血糖检验方法是很不舒服的，因为无论是刺破采血还是注射胰岛素都是很痛的，而且很耗时，因此很多糖尿病患者都不愿意以一天中的常规间隔来检查他们的血糖水平。不幸的是，血糖水平在一天中往往会上下波动。因此，即使是那些坚持以一天中常规间隔检查他们的血糖水平的糖尿病患者也有可能意识不到他们的血糖水平危险地偏低或偏高的周期。此外，刺破指尖的方法取决于患者精确检验的技巧，因此患者可能在判断胰岛素剂量水平时依赖错误

的数据。最后，自我监控血糖水平对活动比较不便的人来说增加了很大的负担，如对于小孩、老人和智力有问题的人来说。

在撰写本文时，预计在美国有一千七百万人，或者说大约占人口的百分之六，患有糖尿病。部分由于饮食习惯以及不断增长的久坐生活方式，尤其是在儿童中间，预计糖尿病以大约每年百分之七的速率增长，使得疾病的预诊最终达到了流行病的比例。另外，仅仅在美国糖尿病的目前开销就预计超过一千二百亿美元，其中仅血糖测量条在美国的总销量就预计大约二十亿美元。因此，由于诊断患有糖尿病的人数不断增加，对于连续、可靠和低成本地监控糖尿病患者的血糖水平存在着需求。

在现有技术中已经开发出多种可植入的装置，能够有效提供用于连续、可靠地进行血糖监控的系统。在这样的可植入的装置中，将一个电化学传感器埋入到患者皮肤下。这个电化学传感器检测血糖浓度水平，并将代表血糖浓度水平的信号发送给一个接收装置。不幸的是，这些可植入的装置有许多缺陷。一个不足之处在于，可植入的装置在感知和处理生物信号时可能消耗大量的电力。这些装置的电力要求需要使用大型电池，以延长使用寿命。不幸的是，用电池作为电源的可植入装置可能需要周期性地动手术，用于当电量降到最低水平以下时更换电池。

此外，一些电池含有可能对患者存在损害危险的材料，因为电池内的有毒物质或化学物质可能会在植入后渗漏到患者体内。而且，由于电池的电量相对有限，能够由可植入装置执行的功能范围可能受到一些局限。最后，除了血糖浓度水平外可能还希望监控多种生理参数。在这样的情况下，可植入装置可能需要多个传感器，其中每个传感器同时监控患者的一个不同的生理参数。例如，除了监控血糖浓度水平以外，还可以监控患者的体温和心率。这种具有多个传感器的可植入装置可能要比通过电池供电的装置消耗更多的电力，而这种电池对于可植入装置中的使用是最为小型化的。

现有技术中的一种可植入装置通过提供一种生物传感器系统克

服了上面所提到的与大电力需求相关的缺陷，可以为所述生物传感器系统无源供电，因此这种生物传感器的工作寿命在理论上是无限的。正如所理解的那样，无源供电的生物传感器系统包括至少一个植入到患者体内的传感器。所植入的传感器监控患者的生理状况。一个植入的无源发射应答器接收来自该传感器的传感信号，对该传感信号进行数字化，并当受到来自一个远程询问器的询问信号时，把数字化后的传感信号从患者身体发送出去。所述询问器还为植入的发射应答器提供能量，使得所述生物传感器系统可以被无源地供电。通过这种方式，无源供电的生物传感器系统不需要电池，因此它基本上具有无限的工作寿命。

可植入装置的另外一个缺陷对应于在其中使用的、用来测量患者血液中的血糖浓度水平的电化学传感器。这种传感器通常采用安培计检测方法，其中在一个工作电极处测量一种化合物的氧化程度或减少量，以确定物质浓度水平。相对于一个参考电极，使用一个稳压器将恒定电势或激励电压施加到工作电极。在测量血液中的血糖浓度水平时，葡萄糖氧化酶（GOX）通常被用作催化剂，使葡萄糖氧化并形成葡萄糖酸，留下两个电子和两个质子，减少了 GOX。然后，溶解在患者血液中的氧气通过接受两个电子和两个质子与 GOX 进行反应，形成过氧化氢（ H_2O_2 ），并重新生成氧化的 GOX。

当重新生成的 GOX 再次与葡萄糖进行反应时，整个过程循环重复。随后在工作电极处测得 O_2 的消耗量或者 H_2O_2 的生成量，所述工作电极通常是一个铂电极。当在工作电极处发生氧化时，在参考电极处也发生减少，所述参考电极通常是银/氯化银电极。消耗的氧气越多，患者血液中血糖含量就越高。在相同的反应过程中， H_2O_2 生成的速率也表明了患者血液中的血糖浓度水平。由于所述稳压器控制工作电极和参考电极之间的压差，传感器测量血糖浓度水平的精度取决于施加电压的精度。如果施加到传感器上的电压过大，则银或氯化银构成的参考电极可能会过多地消耗，从而可能损坏参考电极。此外，可能导致对血糖浓度水平的错误测量，从而对患者控制胰岛素以纠正血糖浓

度水平异常的能力受到影响。

在试图克服与双电极电化学传感器相关的上述缺陷的一种尝试中，已经开发出了三电极电化学传感器，其中除了工作电极和参考电极外还包括了一个辅助电极。包括辅助电极是希望通过减少流经参考电极的电流大小来减少银和氯化银的消耗，进而稳定电极电位。不幸的是，上述类型的这种三电极电化学传感器增加了生物传感器系统的复杂度和成本，因为在制造和操作这种电化学传感器时的难度增加。

由此可见，需要有一种可植入的生物传感器系统，它克服了与相对于工作电极稳定参考电极电位相关的上述缺陷。更具体地说，在本领域中存在对这样一种可植入生物传感器系统的需求，它为电化学传感器提供了稳定和精确的电压，从而改善了测量血糖浓度水平的精度。与电力需求相结合，本领域中还存在对这样一种可植入生物传感器系统的需求，它通过使用包括在可植入装置中的多个生物传感器，能够同时、有选择性地监控患者的多个生理参数。此外，本领域中还存在对这样一种可植入生物传感器系统的需求，它允许全双工地操作，从而能够同时执行对数据（即患者的生理参数）的请求以及对该数据的传输。最后，本领域中还存在对这样一种可植入生物传感器系统的需求，它能够在一个远程装置处连续地读出数据。

发明内容

提供了一种遥测生物传感器系统，它利用了射频识别（RFID）技术并包括一个远程发射应答器，该远程发射应答器与一个无源供电的片上发射应答器进行无线通信。该生物传感器系统特别适用于向包括在一个可植入片上发射应答器中的传感器组件提供基本上稳定和精确的电压。所述远程发射应答器被放置在距所述片上发射应答器一段预定距离之内，以向所述片上发射应答器提供电力，并从所述片上发射应答器请求遥测数据。所述远程发射应答器还被配置为远程地接收代表患者的生理参数的数据以及识别数据，并可以读出应远程发射应答器的请求由片上发射应答器测量、处理和发送的一个或多个生理参

数。

重要的是，功率接收器将一个基本上无偏的传感器参考电压提供给传感器，以增强测量生理参数的精度。传感器参考电压（即传感器功率）的精度和稳定性通过血糖传感器的特定电路结构来增强。将基本上稳定的电压施加到传感器组件上允许相对精确地测量患者的生理参数，如通过一个血糖传感器来测量血糖浓度水平。生成稳定和精确的电压的技术可以被应用于两管脚血糖传感器以及三管脚血糖传感器，而无需使用微处理器，从而可以降低片上发射应答器的成本和电力消耗。具有优点的是，不使用微处理器就能实现传感器参考电压的稳定性和精度，减少了片上发射应答器的电力消耗，并减低了生物传感器系统的总成本。

片上发射应答器包括具有传感器的传感器组件，所述传感器可能是两管脚或三管脚血糖传感器。然而，片上发射应答器也可以采用任何其他传感器。片上发射应答器的元件可包括：传感器，功率接收器，模/数转换器（A/D）组件，数据处理器，以及 RF 发射器，上述元件最好可以使用常规集成电路技术相互连接，使片上发射应答器可以组装成足够小的尺寸，以植入到患者体内。一个 RF 接收器也可以包括在片上发射应答器中，以允许从多个传感器中进行选择，并允许全双工操作，它能够在远程发射应答器和片上发射应答器之间连续地和/或同时在两条路径上进行无线通信。

远程发射应答器发出一个由片上发射应答器的功率接收器所接收的扫描信号。所述功率接收器将该扫描信号转换为 A/D 组件、数据处理器和 RF 发射器供电的功率信号。A/D 组件在一个数字信号中将包含在来自传感器的模拟电信号中的生理参数转换成数字格式。所述 A/D 组件还在所述数字信号上添加了一个唯一的标识码，以识别传感信号所源自的那个特定传感器。

数据处理器从所述 A/D 组件接收所述数字信号，对该数字信号信号进行滤波、放大和/或编码，以生成一个经过处理的数字信号。所述数据处理器也可以对数字信号进行选通，以确定何时发送该数字信号，

并且还可以将该数字信号与其他数据（即来自其他传感器的数据）相加。RF发射器将该数字信号施加（即调制）到期望频率的无线电载波上，对调制后的载波进行放大，并将其发送至一个用于对远程发射应答器进行辐射的天线。

附图说明

本发明的这些特征以及其他特征将参照附图变得更为清楚，其中：

图 1a 是一个能够进行单工操作的实施例中本发明所述的可植入生物传感器系统的传感器组件和片上发射应答器的框图，其中由片上发射应答器发送的信号的内容和持续时间被预先编程；

图 1b 是一个能够进行双工操作的实施例中生物传感器系统的传感器组件和片上发射应答器的框图，其中由片上发射应答器发送至远程发射应答器的信号的内容和持续时间是可选的，反之亦然；

图 2 是可植入生物传感器系统的远程发射应答器的框图；

图 3 是可包括在片上发射应答器中的数据处理器的框图；

图 4 是可包括在片上发射应答器中的射频（RF）发射器的框图；

图 5a 是被配置为接收一个单个的传感信号的生物传感器系统的实施例中，可包括在片上发射应答器中的模/数转换器（A/D）组件的框图；

图 5b 是可包括一个用于从多个传感器发送的信号中选择一个传感信号的开关的生物传感器系统的实施例中，可包括在片上发射应答器中的 A/D 组件的框图；

图 6 是可包括在片上发射应答器中的功率接收器的框图；

图 7 是可包括在片上发射应答器中的 RF 接收器的框图；

图 8a 是可组合到传感器组件中的两管脚血糖传感器的示意图；

以及

图 8b 是可组合到传感器组件中的三管脚血糖传感器的示意图。

具体实施方式

现在参考附图，其中所示内容是出于描述本发明的不同方面的目的，而不是用于对本发明进行限制，提供了一种独特配置的遥测生物传感器系统 10，它利用了射频识别（RFID）技术，并包括一个与无源供电的片上发射应答器 100 进行无线通信的远程发射应答器 800。所述生物传感器系统 10 特别适用于为包括在片上发射应答器 100 内的传感器组件 200 提供基本上稳定和精确的电压。所述片上发射应答器 100 可以植入到一个宿主、如病人的体内。

远程发射应答器 800 可以是一个紧凑的手持式设备，它可以被人工放置在片上发射应答器 100 的预定距离内（例如几英尺范围内），从而为片上发射应答器 100 提供电力，并且从片上发射应答器 100 请求遥测数据。作为替代，远程发射应答器 800 可固定安装，并且可以被配置为当患者移动到距远程发射应答器 800 的预定距离内时，向患者自动发送功率和遥测请求数据，并进而发送到片上发射应答器 100。无论远程发射应答器 800 是手持的、固定安装的还是以其他方式支撑的，它都被配置为远程接收代表患者的生理参数的数据以及识别数据，使得数据可以被存储或显示。

重要的是，将基本上稳定的电压施加到传感器组件 200 允许对患者的生理参数进行相对精确的测量，如通过一个血糖传感器 210 测量血糖浓度水平。如下面将要阐述的，生成稳定和精确的电压的技术可以被应用到两管脚血糖传感器 210 以及应用到三管脚血糖传感器 210。重要的是，生物传感器系统 10 不使用微处理器就能向传感器组件 200 提供稳定和精确的电压，从而可以降低片上发射应答器 100 的成本和电力消耗。

在最宽泛的意义上讲，生物传感器 10 及其可操作的使用方法均包括以无线方式彼此通信的可植入片上发射应答器 100 和远程发射应答器 800。如上所述，传感器组件 200 连接到片上发射应答器 100 或者与其集成在一起，并可以植入到具有片上发射应答器 100 的患者体内。生物传感器系统 10 被配置为使远程发射应答器 800 能够读出应远

程发射应答器 800 的请求由片上发射应答器 100 测量、处理和发送的一个或多个生理参数。生物传感器系统 10 可以被配置为以图 1a 所示的单工模式工作。

作为替代,生物传感器系统 10 也可以被配置为以图 1b 所示的双工模式工作,其中片上发射应答器 100 附带地包括一个智能射频(RF)接收器。当提供了 RF 接收器 700 时,生物传感器系统 10 除了能够读出可与一个包含关于患者身份的信息以及关于患者的年龄、体重、病历等信息的患者数据库相关联的识别数据外,还能够实现如在多个传感器 210 之间进行选择和/或连续读出数据(例如患者的生理参数)等特性。

更具体地,现在参考图 1a 和 1b,其中示出了连接到生物传感器系统 10 的片上发射应答器 100 的传感器组件 200 的框图,所述生物传感器系统对于各个实施例分别能够进行单工和双工操作。片上发射应答器 100 包括具有传感器 210 的传感器组件 200。如上所述,传感器 210 可以被配置成两管脚血糖传感器 210 或三管脚血糖传感器 210。然而,片上发射应答器 210 也可以采用任何其他的传感器。例如,传感器 210 可以被配置为下列传感器中之一:压力传感器、血糖传感器、血液含氧量传感器、心率监视器、呼吸速率传感器等等。在这一点上,传感器 210 可以被配置成用于测量、监控或检测任意类型的患者生理参数的任意类型的传感器。

图 2 中示出了远程发射应答器 800 的框图。远程发射应答器 800 被配置为通过将一个扫描信号 882 发送到片上发射应答器 100 来以无线方式请求关于生理参数的数据。远程发射应答器 800 还被配置为从片上发射应答器 100 接收一个代表生理参数的数据信号 462。以相同的方式,片上发射应答器 100 被配置为与远程发射应答器 800 进行通信,并当远程发射应答器 800 与片上发射应答器 100 彼此位于足够近的范围、从而能够在它们之间进行无线通信时,从远程发射应答器接收扫描信号 882,并发送数据信号 462。

能够进行单工操作的生物传感器系统 10 的实施例中片上发射应

答器 100 的元件包括: 传感器 210, 功率接收器 600, 模/数转换器(A/D) 组件 300, 数据处理器 400, 以及 RF 发射器 500, 如图 1a 所示。对于能够进行双工操作的生物传感器系统 10 的实施例, RF 接收器 700 被包括在片上发射应答器 100 中, 如图 1b 所示。片上发射应答器 100 的每个元件都经由常规导线相互电连接。然而, 电连接最好可以使用常规的集成电路技术来提供, 使得片上发射应答器 100 可以被组装成足够小的尺寸, 以植入到患者体内。

传感器 210 被配置为生成一个代表患者的生理参数的传感信号 234, 并由并行发送并从传感器 210 发送到 A/D 组件 300 的一个正信号和一个负信号组成, 如图 1a 和 1b 所示。对于能够进行单工操作的生物传感器系统 10 的实施例, 功率接收器 600 被配置为在天线 601 处接收扫描信号 882, 并生成一个用于为片上发射接收器 100 无源供电的功率信号 602。对于能够进行双工操作的生物传感器系统 10 的实施例, RF 接收器 700 在天线 701 处接收扫描信号 882, 用于传送到功率接收器 600。A/D 组件 300 经由功率线 604 连接到功率接收器 600, 用于接收功率信号 602。A/D 组件 300 也连接到传感器 210, 用于接收来自该传感器的模拟传感信号 234。一旦由功率信号 602 来供电, A/D 组件 300 就被配置为响应于来自传感器 210 的模拟传感信号 234 产生一个数字信号 372。

仍然参照图 1a 和 1b, 数据处理器 400 连接到 A/D 组件 300 和功率接收器 600, 并被配置为经由功率线 606 接收功率信号 602, 以及来自 A/D 组件 300 的数字信号 372。当由功率信号 602 来供电时, 数据处理器 400 被配置为响应于数字信号 372 生成一个数字信号 462。一般而言, 数据处理器 400 接收数字信号 372 并滤波, 放大和/或编码数字信号 372 以生成数据信号 462。数据处理器 400 可以被配置为对该数据信号 462 进行选通, 以确定何时将数据信号 462 发送到远程发射应答器 800。此外, 数据处理器 400 也可以被配置为将数据信号 462 与其他数据(即来自其他传感器 210 的数据)相加, 如下面将要更详细地解释的。

RF 发射器 500 经由功率线 608 连接到功率接收器 600, 用于接收功率信号 602。RF 发射器 500 还连接到数据处理器 400, 并被配置为接收来自数据处理器的数据信号 462。RF 发射器 500 还被配置为对数据信号 462 进行调制、放大、滤波和发送, 用于将收到确认发送回远程发射应答器 800。总的来说, RF 发射器 500 将数据信号 462 施加(即调制)到期望频率的无线电载波上, 对调制后的信号进行放大, 并将调制后的信号发送到用于对远程发射应答器 800 进行辐射的天线。

功率接收器 600 的电路配置与电压调节器的电路类似, 如本领域中所熟知的那样, 其中参考二极管和电阻以这样的方式设置, 使其生成近似供电电压。然而, 功率接收器 600 也被专门配置为向传感器 210 处理电路提供适当的电压, 而不是传送实际电流, 从而降低了复杂度。因此, 除了采集、整流、滤波和调节用于给 A/D 组件 300、数据处理器 400 和 RF 发射器 500 供电的功率外, 功率接收器 600 还向传感器组件 200 提供基本上稳定和精确的电压。

更具体地说, 功率接收器 600 被配置为向传感器 210 提供基本上无偏的传感器参考电压信号 642, 从而增强了测量生理参数的精度。传感器参考电压信号 642 (即传感器 210 的功率) 的精度和稳定性通过血糖传感器 210 的特殊电路结构得以增强, 如图 8a 和 8b 所示, 并将在下面详细描述。通过这种方式, 提高了如来自血糖传感器 210 的输出信号所代表的血糖浓度水平的精度。如先前所述, 一旦由传感器 210 来测量生理参数, 远程发射应答器 800 就被配置为接收来自 RF 发射器 500 的数据信号 462, 并提取代表生理参数的数据用于存储和/或显示。

对于能够进行双工操作的生物传感器系统 10 的实施例, 片上发射应答器 100 附带地包括 RF 接收器 700, 这个 RF 接收器被配置用来接收来自远程发射应答器 800 的扫描信号 882, 如图 1b 所示。在最宽泛的意义上讲, 扫描信号 882 在天线 701 处被接收, 并由 RF 接收器 700 来解码, 以通过一个消息信号 702 通知片上发射应答器 100 已经对数据做出了请求。功率接收器 600 也将扫描信号 882 转换成功率信

号 602, 用于通过相应的功率线 604、606、608 中继至 A/D 组件 300、数据处理器 400 和 RF 发射器 500, 如上所述。RF 接收器 700 被配置为对扫描信号 882 进行滤波、放大和解调, 并生成消息信号 702, 用于传送给片上发射应答器 100 的控制元件。更具体地说, 消息信号 702 经由相应的消息/控制线 704、706、708 被发送到 A/D 组件 300、数据处理器 400 和 RF 发射器 500, 如图 1b 所示。RF 接收器 700 可以经由能够传输消息信号 702 的相应的消息/控制线 704、706、708 通过两条路径与 A/D 组件、数据处理器 400 和 RF 发射器 500 进行通信。

对于具有多个传感器 210 的生物传感器系统 10 的配置, 每个传感器 210 都可以工作用来感知患者的一个不同的生理参数, 并生成代表该生理参数的传感信号 234。例如, 传感器 210 中的另一个传感器可以被提供用来测量患者的体内温度。另外, 传感器 210 中的另一个传感器可以被提供用来测量患者的血压水平。多个传感器 210 可以提供多个传感信号 234。RF 接收器 700 可以被配置为协调来自多个传感器 210 中的一个或多个传感器的数据请求, 用于后续将数据发送回远程发射应答器 800, 如下面将要详细描述。对于具有多个传感器 210 的生物传感器系统 10 的实施例, 数据处理器 400 可以被配置为将一个预设的识别码分配给数字信号 372, 用于识别传感信号 234 所源自的那个传感器 210。在这个实施例中, A/D 组件 300 可包括一个开关 310, 它响应于消息信号 702, 并可操作用来在多个传感信号 234 中进行选择, 用于其后续的发送。

现在参照图 8a 和 8b, 对于其中传感器 210 是一个具有电极组件 201 的血糖传感器 210 的生物传感器系统 10 的配置, 血糖传感器 210 的特殊电路结构最好是使得传感器参考电压信号 642 以大约正 0.7 伏的基本上恒定的值提供给电压组件 201。具有优点的是, 传感器参考电压信号 642 的稳定性和精度不使用微处理器就能实现。该电路结构包括一个具有一个第一端 202 (即工作电极) 和一个第二端 204 (即参考电极) 的电极组件 201, 所述第一端和第二端都放置在与患者的血液相连通的液体内。

两管脚血糖传感器 210 可以被配置为测量使用葡萄糖氧化酶 (GOX) 作为催化剂使患者血液中的葡萄糖氧化形成葡萄糖酸并减少 GOX 的血糖水平。患者血液中的氧气 (O_2) 与 GOX 进行反应, 以形成过氧化氢 (H_2O_2), 并重新生成氧化的 GOX。 O_2 的消耗或 H_2O_2 的形成在可由铂制成的第一端 202 处被测量。当在第一端 202 处发生氧化时, 在可由银/氯化银制成的第二端 204 处测量减少量。 O_2 消耗或 H_2O_2 形成的速率表示患者血液中的血糖浓度水平。有利的是, 以大约正 0.7 的基本上恒定的值将传感器参考电压信号 642 提供给第一端 202 提高了可由两管脚血糖传感器 210 以及三管脚血糖传感器 210 测量血糖浓度水平的精度。

仍然参考图 8a, 由两管脚血糖传感器 210 测量血糖浓度水平的精度通过其电路结构来增强。如图可见, 两管脚血糖传感器 210 包括一个第一精密电阻 224, 一个第一运算放大器 220, 一个伏特表 250, 一个第二运算放大器 230 和一个可调的第二精密电阻 240。第一精密电阻 224 连接到功率接收器 600, 并被配置为接收来自功率接收器的传感器参考电压信号 642, 用于激励血糖传感器 210。第一运算放大器 220 通过第一信号线 212 连接到第一精密电阻 224, 并被配置为接收传感器参考电压信号 642。第一运算放大器 220 响应于传感器参考电压信号 642, 在其非反相输入端 232 处使一个精确传感器参考电压信号 223 放电。

伏特表 250 连接到第一运算放大器 220 的一个非反相输入端, 并连接到第一精密电阻 224, 并且被配置为监控精确传感器参考电压信号 223。伏特表 250 被配置为建立一个传感器 210 的工作点, 并更精确地解释传感器 210 的响应。伏特表 250 还与非反相的第一个运算放大器 220 相协调, 对精确传感器参考电压信号 223 进行缓冲, 并将一个基本精确的传感器参考电压信号 226 施加到第一端 202。第二运算放大器 214 通过第二信号线 214 连接到第二端 204, 并被配置为响应于施加到第一端 202 的精确传感器参考电压信号 226 接收从第二端 204 放电的电流。

可调的第二精密电阻 240 连接在第二运算放大器 230 的输出端和一个反相输入端之间，并与之相协调，用于生成基本上与患者血液中的血糖水平成正比的传感信号 234。电流被传送到第二运算放大器 230 的一个反相端，它的一个非反相输入端 232 接地，如图 8a 所示。在第二运算放大器 230 处的精确电流测量（例如从第二端 204 放电）通过可调的第二精密电阻 240 来完成。通过以这种方式配置血糖传感器 210，消除了对微处理器的需要，以及相关的校准过程和电流消耗。然后，由精确传感器参考电压 223 以及由传感器 210 工作点（即血糖水平）和第二精密电阻 240 所确定的第二运算放大器 230 的输出被处理，并应远程发射应答器 800 的请求而被发送。

简单参照图 8b，示出了三管脚血糖传感器 210 的框图，它与图 8a 所示的两管脚血糖传感器 210 的框图相类似，只是在电极组件 201 中增加了一个第三端 206（即辅助电极）。三管脚血糖传感器 10 还包括一个辅助控制电路 260。第三端 206 与第一和第二端 204、206 所处位置相同，最好也位于和患者的血液相连通的液体内。辅助控制电路 260 通过第三信号线 216 连接在第三端 206 和第二运算放大器 230 之间，并被配置为监控和控制从第三端 206 放电的电流量。第三端 206 被配置为在将精确传感器参考电压信号 226 施加给第一端 202 期间，将电流从第二端 204 分出。在三管脚血糖传感器 210 的电极组件 201 中增加第三端 206 可通过从第二端 204 抽出部分电流，有助于减少第二端 204 中含有的银和/或氯化银的消耗。通过这种方式，第三端 206 的作用是稳定电极电位，并可以提高血糖传感器 210 的工作寿命。

现在参照图 5a 和 5b，将详细介绍 A/D 组件 300 的结构。一般而言，A/D 组件 300 被配置成将所包含的生理参数转换成一个可以用电流或电压代表的模拟电信号。A/D 组件 300 也可执行编码，以包括传感信号 234 的消息加密，添加唯一的识别码或消息（例如识别生成传感信号 234 的特定传感器 210）。另外，A/D 组件 300 可以包含传感信号 234 的错误检测和保护位（prevention bit），以确保传感信号 234 的完整性（例如核实从传感器 210 发送的数据是否等于接收到的数

据)。

更具体地参考图 5a, 示出了被配置成从一个单个传感器 210、如血糖传感器 210 处接收传感信号 234 的生物传感器系统 10 的实施例的 A/D 组件 300 的框图。图 5b 是附带地包括开关 310 的生物传感器系统 10 的实施例中 A/D 组件 300 的框图, 其中所述开关允许从多个传感器 210 处发送的多个传感信号 234 中进行选择。在图 5a 和 5b 中, A/D 组件 300 的普通子组件 (subcomponent) 包括一个处理滤波器 320, 一个放大器 330, 一个电压比较器 340, 一个 A/D 转换器 350, 一个内隐逻辑装置 (covert logic device) 360 和一个控制器 370。处理滤波器 320 连接到传感器 210, 并被配置成从所述传感器接收传感信号 234。在血糖传感器 210 的情况下, 传感信号 234 的特征通过一个基本和血糖浓度成正比的模拟电压来表示。在准备发送到远程发射应答器 800 的过程中, 该电压可能已经被处理或者还未被处理。不管在什么情况下, 都可能需要提供其它的传感信号 234。

如图 5a 和 5b 所示, 处理滤波器 320 接收传感信号 234 并响应于该信号生成一个滤波信号 322。处理滤波器 320 可以执行偏置功能, 以及测量传感器 210 的状态。处理滤波器 320 也可以从传感信号 234 中剥离频谱分量 (例如高频噪声尖峰), 并执行电压水平的归一化以匹配片上发射应答器 100 的性能。附带的功能可以由处理滤波器 320 执行, 例如求平均和确保传感器 210 数据的精确采样所需的其他功能。

放大器 330 连接到处理滤波器 320, 并被配置成从所述处理滤波器接收滤波信号 322 并放大该滤波信号 322, 使得信号的最小或最大电压限定在 A/D 转换器 350 的极限内, 以提供数字信号的最大分辨率。当接收到滤波信号 322 时, 放大器 330 被配置成响应于滤波信号 322 生成一个放大信号 332。电压比较器 340 连接到功率接收器 600, 并被配置成从所述功率接收器接收功率信号 602 并响应于该功率信号生成一个归一化电压信号 342。更具体地说, 电压比较器 340 对 A/D 组件 300 电路进行归一化, 使得它的工作条件与要被数字化的传感信号 234 的需求相匹配。

然后首先对归一化电压信号 342 进行采样，并在数字化之前由 A/D 组件 300 进行量化。此项功能是通过连接在放大器 330 和电压比较器 340 之间的 A/D 转换器 350 执行的。A/D 转换器 350 被配置成接收放大信号 332 和归一化电压信号 342，并响应于所述信号生成一个转换器信号 352。可以采集单个采样也可以采集多个采样，以提供一个更精确的均值或者跟踪在一段时间内（例如在可植入传感器 210 的患者的几次心跳间隔内）传感信号 234 的变化。内隐逻辑装置 360 从 A/D 转换器 350 接收转换器信号 352。内隐逻辑装置 360 还与控制器 370 进行双路通信，使得内隐逻辑装置 360 接收转换器信号 352 并响应于该转换器信号生成一个逻辑信号 362。内隐逻辑装置 360 也可以包含错误校正和/或电压水平移位电路。

控制器 370 被配置成对 A/D 组件 300 进行选通，用于使信号传输与数据处理器 400 同步。如图 5a 所示，控制器 370 与内隐逻辑装置 360 进行双路通信。参考图 5b，示出了包括 RF 接收器 700 的生物传感器系统 10 的实施例，控制器 370 连接到 RF 接收器 700，并经由消息/控制线 704 从 RF 接收器接收消息信号 702。RF 接收器 700 还接收来自内隐逻辑装置 360 的逻辑信号 362，并被配置成使 A/D 转换器 350 与数据处理器 400 同步，用于后续响应于消息信号 702 和逻辑信号 362 生成数字信号 372。

对于包括多个传感器 210 的生物传感器系统 10 的实施例，A/D 组件 300 还包括经由传感器选择线 314 连接到控制器 370 的开关 310。开关 310 还经由开关信号线 312 连接处理滤波器 320。在这样的实施例中，控制器 370 响应于消息信号 702，并操作使得开关 310 在多个传感信号 234 中进行选择，用于后续将该信号传输到处理滤波器 320。如先前所述，在具有多个传感器 210 的生物传感器系统 10 的这种配置中，数据处理器 400 可以被配置成将一个预设的识别码分配给数字信号 372，用于识别生成传感信号 234 的传感器 210。数字信号 372 可以是连续数据的分组（即在一个固定时间段内的数据脉冲串）或者是一个数据流，只要远程发射应答器 800 根据经由消息/控制线 704 发送到

控制器 370 的消息信号 702 的内容请求信息,所述数据流就一直持续。

现在参考图 3,将详细介绍数据处理器 400 的特定结构。一般而言,数据处理器 400 从 A/D 组件 300 及滤波器接收数字信号 372,对该数字信号 372 进行放大和/或编码,以生成经过处理的数据信号 462。数据处理器 400 的电力是通过功率线 606 提供给程序计数器 430 的。如果包括 RF 接收器的话,RF 接收器 700 通过消息/控制线 706 将消息信号 702 发送给程序计数器 430,以控制并同步遥测操作。数据处理器 400 可以被配置成对数据信号 462 进行选通,以确定何时将数据信号 462 发送到远程发射应答器 800。另外,数据处理器 400 也可以被配置成将数据信号 462 和其他数据(即来自其他传感器 210)相加。如图 3 所示,数据处理器 400 包括信号滤波器 410,放大器 420,程序计数器 430,中断请求装置 442,计算器 450 和数字滤波器 460。信号滤波器 410 连接到 A/D 组件 300,并被配置成接收数字信号 372 并去除作为传感信号 234 从模拟转换到数字的结果而可能包含的不希望的噪声或混叠分量。信号滤波器 410 最终生成一个滤波信号 412。滤波信号 412 是数字格式并由一系列高电压和低电压组成。

仍然参考图 3,放大器 420 连接到信号滤波器 410,并被配置成从所述信号滤波器接收滤波信号 412,并响应于该滤波信号生成一个放大信号 422。放大器 420 将数据处理器 400 从模数转换处理中隔离开来,并提供用于计算级的电压水平。如先前所述,程序计数器 430 连接到 RF 接收器 700 和功率接收器 600,并被配置成接收各个消息信号 702 和功率信号 602。程序计数器 430 还生成一个选通信号 432。中断请求装置 442 连接到程序计数器 430,并被配置成接收所述选通信号 432 并生成一个中断请求信号 442。

计算器 450 连接到放大器 420 和中断请求装置 442,并被配置成接收相应的滤波信号 412、放大信号 422 和选通信号 432,并生成一个编码信号 452。在这一点上,程序计数器 430、中断请求装置 442 和计算器 450 彼此协作,以选通(即开始和停止)信号,并可以附带地分配唯一的消息识别码(例如用于识别生成信号的特定传感器 210)。

另外，可以通过在相同数据包中通过重复一部分消息或所有消息来增加错误检测和保护位，以提高信号的可靠性和完整性。数字滤波器 452 连接到计算器 450，并被配置成从所述计算器接收编码信号 452 以及生成数据信号 462。数字滤波器 460 对组成数字信号 372 的一系列高电压和低电压进行整形，以通过 RF 发射器 500 进行后续的调制。

现在参考图 4，将详细介绍 RF 发射器 500 的结构。一般而言，RF 发射器 500 将数据信号 462 调制到期望频率的无线电载波上，放大调制后的载波，并将其发送到用于对远程发射应答器 800 进行辐射的 RF 发射天线 501 上。如图 4 所示，RF 发射器 500 的子组件包括数据输入滤波器 570，调制器 580，第一发射放大器 530，发射滤波器 540，第二发射滤波器 520，表面声波（SAW）滤波器 510 和 RF 发射天线 501。当在调制器 580 处通过功率线 608 从功率接收器 600 接收到功率信号 602 时为 RF 发射器 500 供电。如果生物传感器包括 RF 接收器 700，在调制器 580 处也可以通过消息/控制线 708 接收来自 RF 接收器的消息信号 702。数据输入滤波器 570 连接到数据处理器 400，并被配置成从所述数据处理器接收数据信号 462，以滤出高频频谱分量，并与之响应生成滤波后的数据信号 585。

仍然参考图 4，调制器 580 连接到功率接收器 600、RF 接收器 700 和数据输入滤波器 570，并被配置成通过改变其振幅并且与之响应生成第一和第二调制信号 583，从而对滤波后的数据信号 585 进行脉冲编码调制。第一发射放大器 530 连接到调制器 580，并被配置成从所述调制器接收第一调制信号 583。发射放大器 540 生成一个反馈信号 532，该信号由第一发射放大器 530 来接收。发射滤波器 540 和第一发射放大器 530 共同协作，以生成无线电发射的期望频率处的第一放大信号 522。第二发射放大器 520 连接到调制器 580 和第一发射放大器 530，并被配置成从其接收相应的第二调制信号 586 和第一放大信号 522，以及生成具有期望功率水平的第二放大信号 512，该期望功率水平最好足以向远程发射应答器 800 进行可靠的传输。

如图 4 所示，调制器 580 也接收来自使能控制 582 输入端和调制

控制 584 输入端的输入，以有助于执行调制功能。调制器 580 通过第一和第二发射放大器 530、520 将数据信号 462 中经过处理的数据施加到（即通过脉冲码调制调制到）无线电载波上。无线电载波的幅值通过第一和第二调制信号 583、586 来改变。然而，也可以采用其它众所周知的调制方法来实现不同的成本、范围、数据速率、错误率和频带。SAW 滤波器 510 连接到第二发射放大器 520，并被配置成接收第二放大信号 512，以及去除位于为生物传感器系统 10 所利用的无线电服务类型所分配的频谱之外不希望的谐波。SAW 滤波器 510 响应于第二放大信号 512 生成一个发送信号 502。RF 发射天线 501 连接到 SAW 滤波器 510。发送信号 502 被传送给 RF 发射天线 501，该发射天线被配置成辐射发射信号 502，从而由远程发射应答器 800 的接收天线 801 进行接收。

现在参考附图 6，将详细介绍功率接收器 600 的电路结构。如先前所述，功率接收器 600 被配置成从扫描信号 882 中采集功率。扫描信号 882 在功率接收天线 601（用于没有 RF 接收器 700 的实施例）处被接收。该功率通过功率线 604、606、608 被传送给 A/D 组件 300、数据处理器 400 和 RF 发射器 500。如图 6 所示，功率接收器 600 的子组件包括共振振荡器 610、整流器 620、滤波器 630、第一调节器 650、第二调节器 660 和传感器参考电源 640。共振振荡器 610 可以连接到 RF 接收天线 701 或者连接到功率接收天线 601。共振振荡器 610 被配置成接收扫描信号 882（正弦波形），并提供扫描信号 882，用于转换成直流（DC）电压信号 632。

共振振荡器 610 被配置成响应于扫描信号 882 生成一个交流（AC）电压信号 612。扫描信号 882 在正和负电流间循环，并具有零微安的平均电流。整流器 620 连接到共振振荡器 610，并被配置成从所述共振振荡器接收 AC 电压信号 612。整流器 620 通过二极管结将正电流相加，并使负电流反相，使所有电流在一个方向上相加。二极管具有阈值电压，该阈值电压必须被克服，并会使电流产生不连续性。通过这种方式，整流器 620 生成具有使每个半周期中断的过程直流电

压信号 622。

滤波器 630 连接到整流器 620，并被配置成从所述整流器接收所述直流电压信号 622。滤波器 630 具有一个（未显示的）电容，该电容被配置成从通常为粗糙的直流电压信号 622 存储能量，用于作为一个基本上平滑的 DC 电压信号 632 来释放。如先前所述，电压水平取决于远程发射应答器 800 的距离，并最好高于为片上发射应答器 100 供电的所需电压。第一调整器 650 连接到滤波器 630，并被配置成从所述滤波器接收 DC 电压信号 632，以及生成一个第一电压信号 652，从而对 A/D 组件 300、数据处理器 400 和 RF 发射器 500 供电。

第二调节器 660 连接到滤波器 630，并被配置成从该滤波器接收 DC 电压信号 632，并生成一个第二电压信号 662，从而对 A/D 组件 300、数据处理器 400 和 RF 发射器 500 供电。第一和第二调节器 650、660 生成平滑的第一和第二电压信号 652、662，以形成片上发射应答器 100 所要求的在特定电压水平上的功率信号 602，该功率信号与远程发射应答器 800 到片上发射应答器 100 的距离无关。功率信号 602 通过功率线 604、606、608 被传送到 A/D 组件 300、数据处理器 400 和 RF 发射器 500。传感器参考电源 640 连接到滤波器 630，并被配置成从该滤波器接收 DC 电压信号 632，并生成一个传感器参考电压信号 642，用于对传感器组件 200 供电。

简单参照图 7，示出了可以被包括在片上发射应答器 100 中的 RF 接收器 700 的框图。一般而言，RF 接收器 700 接收由 RF 接收器 700 解码的扫描信号 882，并警告片上发射应答器 100 已做出对数据的请求。解码后的数据通知 A/D 组件 300、数据处理器 400 和 RF 发射器 500 哪个数据要被发送以及何时发送该数据。一般而言，RF 接收器 700 将所有由 RF 发射器 500 所执行的发送步骤颠倒过来。RF 接收器 700 的子组件包括 RF 接收天线 701，SAW 滤波器 710，第一 RF 放大器 720，SAW 延迟器 730，第二 RF 放大器 740，脉冲发生器 750 和检测滤波器 790。RF 接收天线 701 被配置成从远程发射应答器 800 接收扫描信号 882。SAW 滤波器 710 连接到 RF 接收天线 701，并被配置成

从所述 RF 接收天线接收扫描信号 882，并滤除可能使 RF 接收器 700 的操作过载或产生干扰的不希望的扫描信号 882。

SAW 滤波器 710 与之响应生成一个滤波扫描信号 712。该滤波扫描信号 712 可能在滤波后变弱，因此由第一 RF 放大器 720 增大（例如放大）到可以通过解调电路检测到的水平。解调元件由图 7 所示的 SAW 延迟器 730、第二 RF 放大器 740 和脉冲发生器 750 组成。一般而言，解调元件共同协作以恢复包含在扫描信号 882 中的数据。第一 RF 放大器 720 连接到 SAW 滤波器 710，并被配置成从所述 SAW 滤波器中接收滤波扫描信号 712，并与之响应生成一个第一放大 RF 信号 722。SAW 延迟器 730 连接到第一 RF 放大器 720，并被配置成从所述第一 RF 放大器接收第一放大 RF 信号 722，并生成一个比较信号 732。

第二 RF 放大器 740 连接到 SAW 延迟器 730，并被配置成从所述 SAW 延迟器接收比较信号 732。脉冲发生器 750 在第一和第二 RF 放大器 720、740 处与 SAW 延迟器 730 并联连接，并与之协作以生成由相应的第一和第二 RF 放大器 720、740 接收的第一和第二脉冲信号 752、754，使得第二 RF 放大器 740 生成一个第二放大 RF 信号 741。检测滤波器 790 连接到第二 RF 放大器 740，并被配置成从所述第二 RF 放大器接收第二放大 RF 信号 741，并从扫描信号 882 中提取数据，以及生成消息信号 702。消息信号 702 经由消息/控制线 704、706、708 被传送给 A/D 组件 300、数据处理器 400 和 RF 发射器 500 的遥测模块，以警告这些模块已经请求进行一次传感器 210 读取。消息/控制线 704、706、708 还传递和发送/接收协调结果（coordination）以及生物传感器系统 10 包括多个传感器 210 的配置中的传感器 210 选择。

现在参考图 2，将详细介绍远程发射应答器 800 的电路结构。如图所示，远程发射应答器 800 可以包括用于将数据发送到片上发射应答器 100 的发送子组件，以及用于接收包含在片上发射应答器 100 所发送的数据信号 462 中的接收数据的接收子组件。发送子组件可以包括振荡器 860、编码器 870、功率发射器 880 和发射天线 883。振荡器 860 被配置为生成一个预定频率上的逻辑信号 862。编码器 870 连接到

振荡器 860，并被配置成接收和解调所述逻辑信号 862，并与之响应生成一个编码信号 872。功率发射器 880 连接到编码器 870，并被配置成接收和放大所述编码信号 872，并生成扫描信号 882。发射天线 883 连接到功率发射器 880，并被配置成从所述功率发射器接收扫描信号 882，用于以无线电形式发送到片上发射应答器 100。

仍然参考图 2，远程发射应答器 800 还可以包括接收子组件，以允许从片上发射应答器 100 接收扫描信号 882。远程发射应答器 800 的接收子组件在结构上和功能上等同于如图 7 所示以及如上面介绍的 RF 接收器 700。远程发射应答器 800 的接收子组件可包括接收天线 801，SAW 滤波器 810，第一 RF 放大器 820，SAW 延迟器 830，第二 RF 放大器 840，脉冲发生器 850 和检测滤波器 890。接收天线 801 被配置成从 RF 发射应答器 500 接收发射信号 502。SAW 滤波器 810 连接到接收天线 801，并被配置成接收和滤除发射信号 502 中不希望的信号，这些不希望的信号可能干扰远程发射应答器 800，并且与之响应生成一个滤波 RF 信号 812。第一 RF 放大器 820 连接到 SAW 滤波器 810，并被配置成从该 SAW 滤波器接收滤波 RF 信号 812，并与之响应生成一个第一放大 RF 信号 822。

SAW 延迟器连接到第一 RF 放大器 820，并被配置成从所述第一 RF 放大器接收第一放大 RF 信号 822，并生成一个比较信号 832。第二 RF 放大器连接到 SAW 延迟器 830，并被配置成从所述 SAW 延迟器接收比较信号 832。脉冲发生器在第一和第二 RF 放大器 820、840 处与 SAW 延迟器 830 并联连接，并与其共同协作以生成由相应的第一和第二 RF 放大器 820 接收的第一和第二脉冲信号 825、854，使得第二 RF 放大器 840 生成一个第二放大 RF 信号 841。检测滤波器 890 连接到第二 RF 放大器，并被配置成接收第二放大 RF 信号 841 用于从中提取数字化的数据。

依然如图 2 所示，生物传感系统 10 还可包括通过数据输出线 902、904 连接到检测滤波器 890 的解码器 900，并被配置成接收第二放大 RF 信号 841 以从中提取数字化的数据。对于具有多个传感器 210 的生

物传感系统 10 的配置,其中每个传感器 210 被操作用来感知患者的生理参数,并与之响应生成传感信号 234,解码器 900 可以被配置成从接收数据的多个传感信号 234 中选择一个信号。

解码器 900 可以被配置成将数字化的数据转换回原先的生理数据。解码器 900 也可以检查第二放大 RF 信号 841 是否出错,以通知操作人员是否已成功接收到遥测消息。解码器 900 允许在远程发射应答器 800、如手持设备上显示传感信号 234 数据。作为替代,传感信号 234 数据可以存储在计算机数据库中。数据库可以增加时间戳和患者信息,从而对遥测事件进行完整记录。与其他记录相结合,可以绘制和分析趋势和行为。

现在参考图 1 和图 2,将简单介绍生物传感系统 10 的操作。更具体地说,将介绍使用生物传感系统 10 远程监控生理参数的方法,其中生物传感系统 10 广泛地包括远程发射应答器 800 和具有传感器 210 并可被植入患者体内的片上发射应答器 100。该方法包括利用远程发射应答器 800 远程生成和无线发送扫描信号 882 的步骤,其中扫描信号 882 包含无线电信号功率和遥测数据请求。扫描信号 882 在片上发射应答器 100 处被接收,从而对扫描信号 882 进行滤波、放大和解调,以生成消息信号 702。

然后,从扫描信号 882 中采集无线电信号功率,并与之响应生成功率信号 602。同时,当通过传感器参考电压信号 642 供电时,传感器 210 以如上所述的方式感知患者的至少一个生理参数,并生成模拟传感信号 234。功率信号 602、模拟传感信号 234 和消息信号 702 都在 A/D 组件 300 处被接收,所述 A/D 组件 300 随后生成代表模拟传感信号的数字信号 372。然后,功率信号 602、消息信号 702 和数字信号 372 在数据处理器 400 处被接收,所述数据处理器 400 提供用于调制的数字信号 372。然后,数据处理器 400 生成代表数字信号 372 的数据信号 462。功率信号 602、消息信号 702 和数据信号 462 在 RF 发射器 500 处被接收,然后所述 RF 发射器 500 调制、放大、滤波和无线传输来自片上发射应答器 100 的发射信号 502。然后,远程发射应答

器 800 接收来自片上发射应答器 100 的发射信号 502, 并提取代表患者生理参数的数据。

简单参考图 8a, 其中传感器 210 被配置成两管脚血糖传感器 210, 该方法还可包括通过首先用第一精密电阻 224 调节功率信号 602, 以生成在大约正 0.7 伏的电压水平上的传感器参考电压信号 642, 用于提高提供给电极组件 201 的功率稳定性和精度的步骤。传感器参考电压信号 642 在生成精确传感器参考电压信号 223 的第一运算放大器 220 处被接收。伏特表 250 监控精确传感器参考电压信号, 以建立一个传感器 210 工作点。第一运算放大器 220 与伏特表 250 协作, 以缓冲精确传感器参考电压信号 223, 从而生成一个基本精确的传感器参考电压信号 226。

精确的传感器参考电压信号 226 被施加到第一端 202, 以引起和患者血液的反应, 患者血液产生以先前所述方式从第二端 204 放电的电流。电流在第二端 204 处的放电与血糖水平成正比。通过调节与第二运算放大器 230 串联连接的第二精密电阻 204, 通过血糖传感器 210 形成了一个分压器。第二精密电阻 204 和第二运算放大器 230 共同协作, 测量放电电流的水平, 并生成和患者的血糖水平基本成正比的传感信号 234。

简单参考图 8b, 示出了传感器 210 是一个三管脚血糖传感器 210 的情况, 该三管脚血糖传感器包括与第一和第二端 204、206 协同定位的第三端 206, 感知血糖水平的方法还包括将一部分电流从第二端 204 中分出的步骤。这是通过在将精确传感器参考电压信号 226 施加到第一端 202 期间在第三端 206 处使电流放电来完成的。来自第三端 206 的电流流经连接在第三电极和第二运算放大器 230 之间的辅助控制电路 260。辅助控制电路 260 监测并控制从第三端 206 放电的电流量, 以稳定施加到第一端 202 的精确传感器参考电压信号 226, 这可以延长血糖传感器 210 的工作寿命。

本发明的其他修改和改进对于本领域的普通技术人员也是清楚的。因此, 其中所描述和图示的特定组合意在表述本发明的某些特定实施例, 并不是作为本发明的主旨和范围内的替代装置的限制。

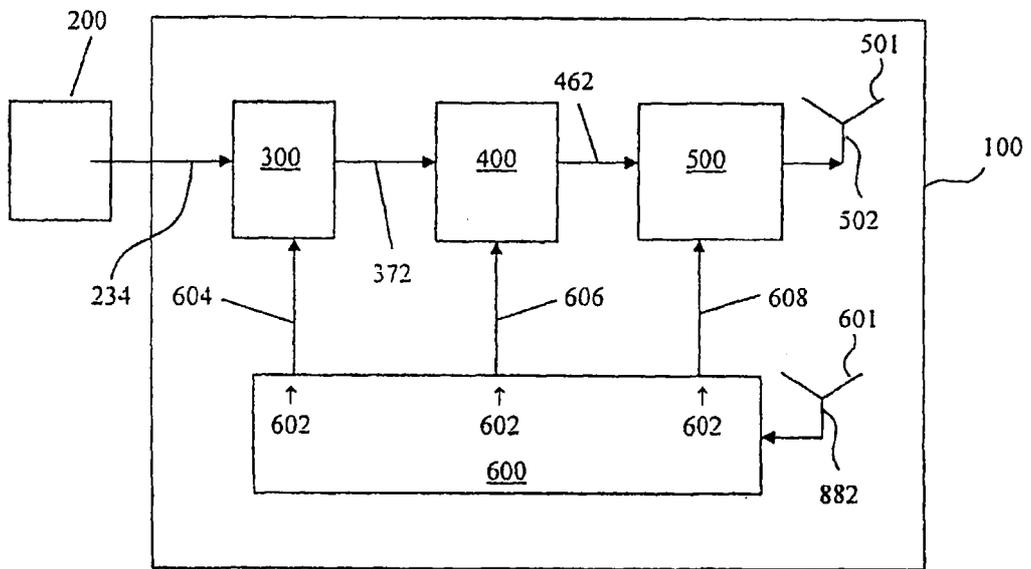


图1a

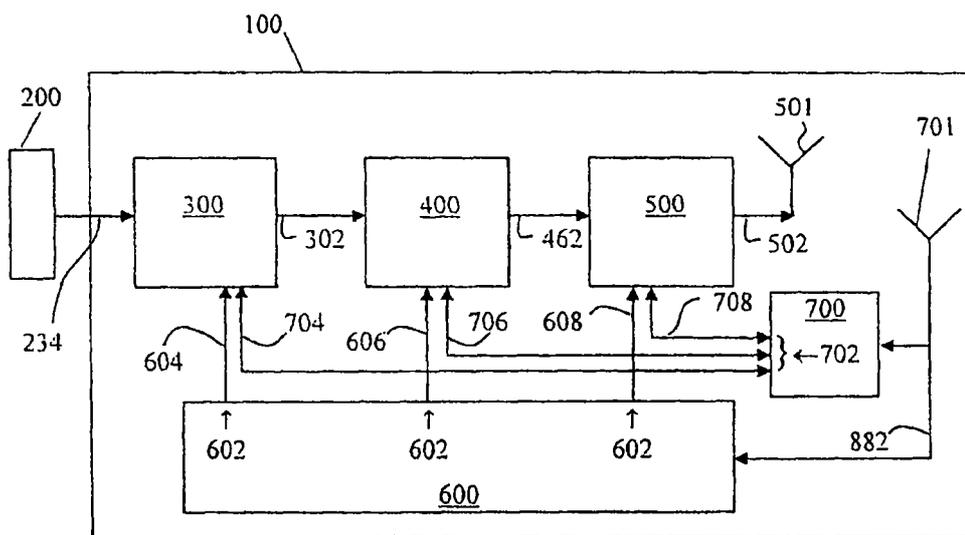


图 1b

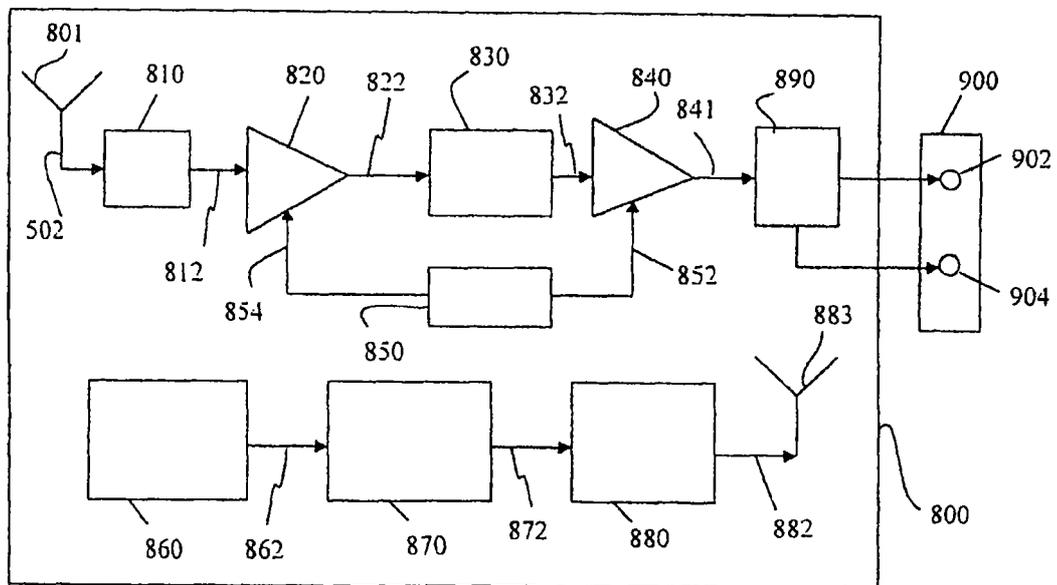


图 2

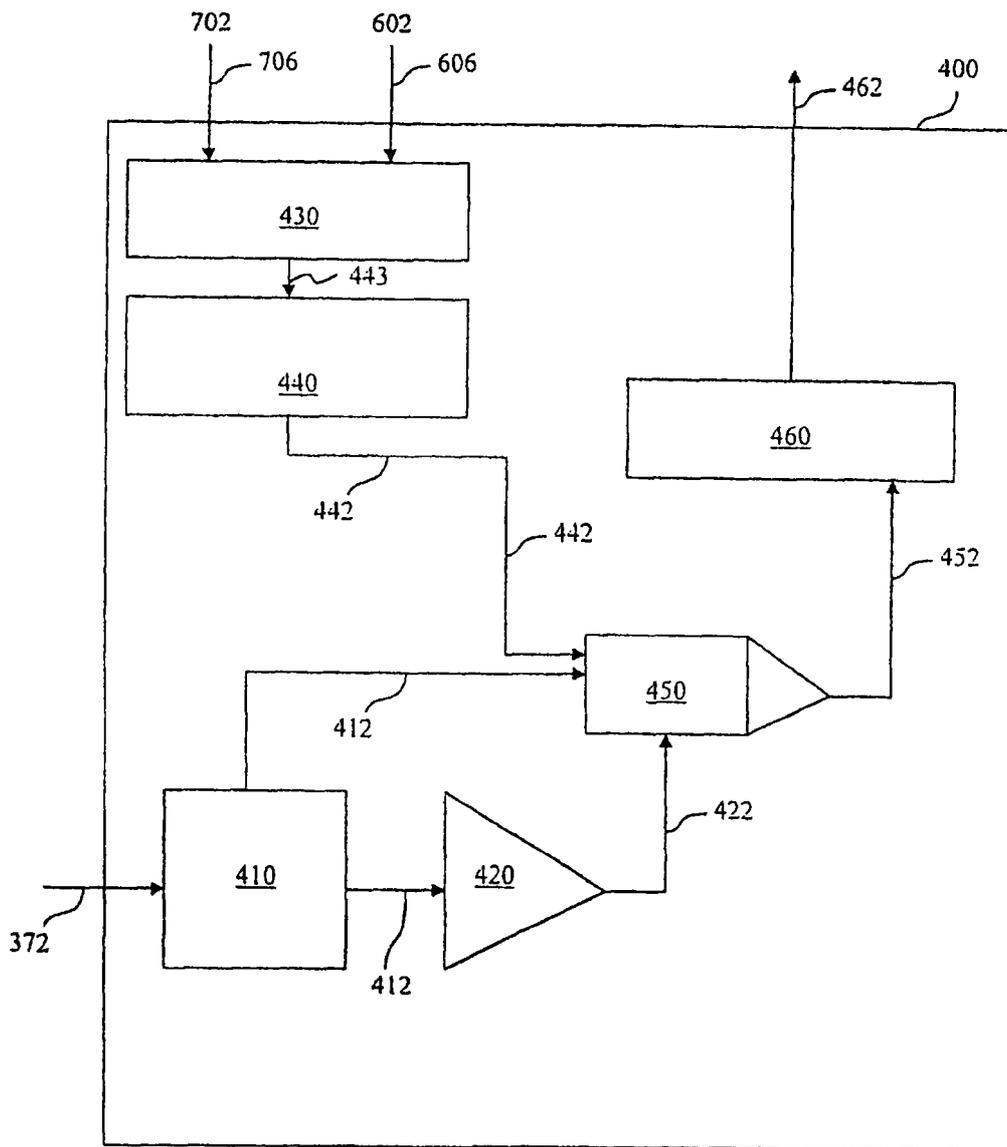


图 3

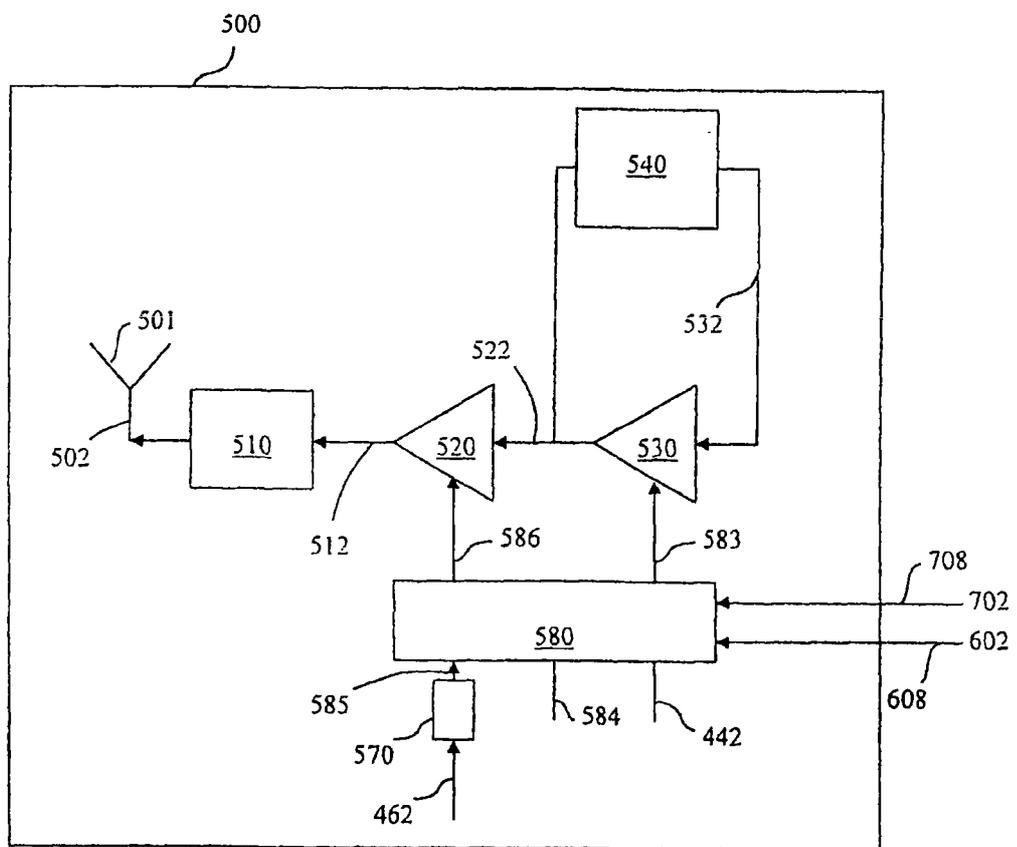


图 4

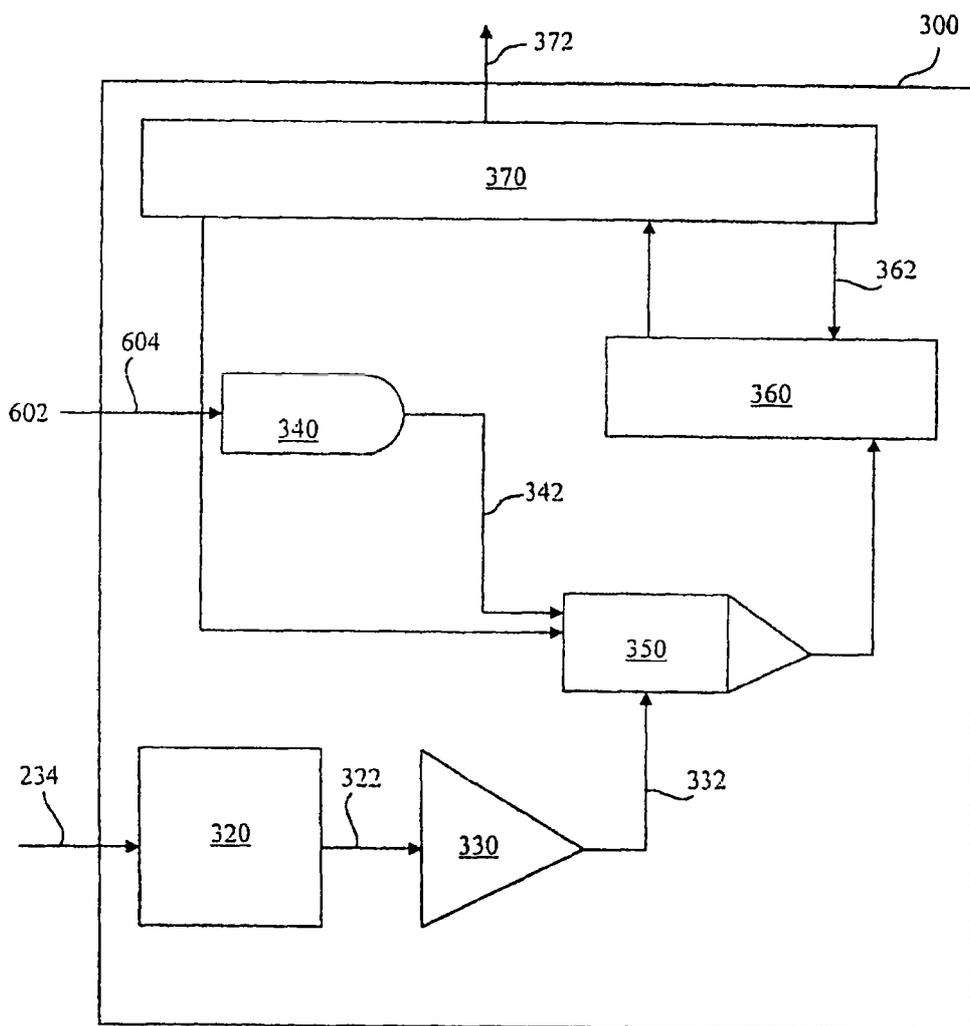


图 5a

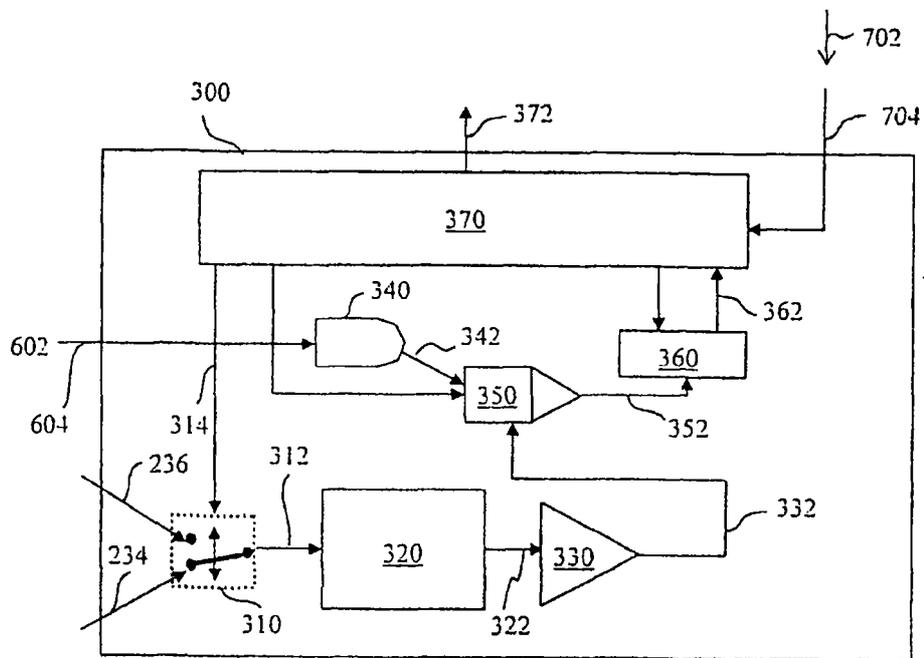


图 5b

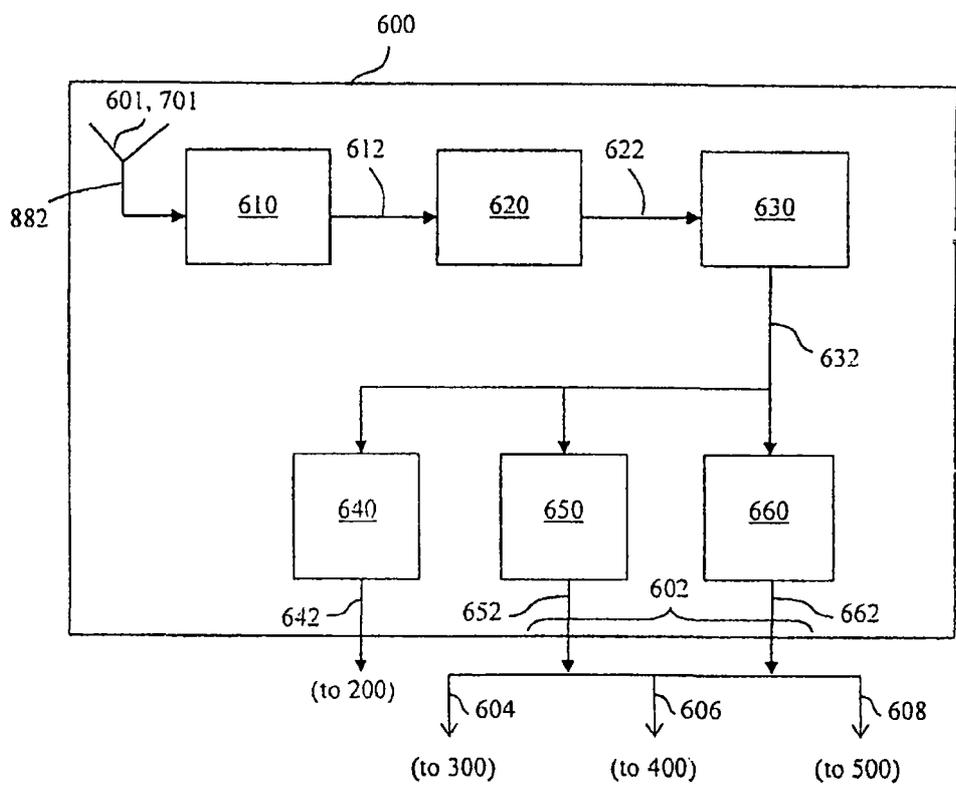


图6

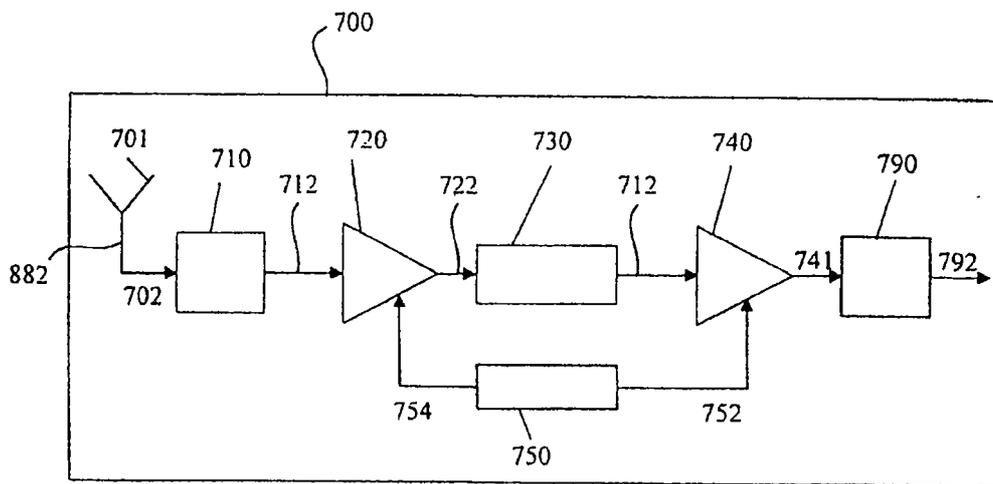


图 7

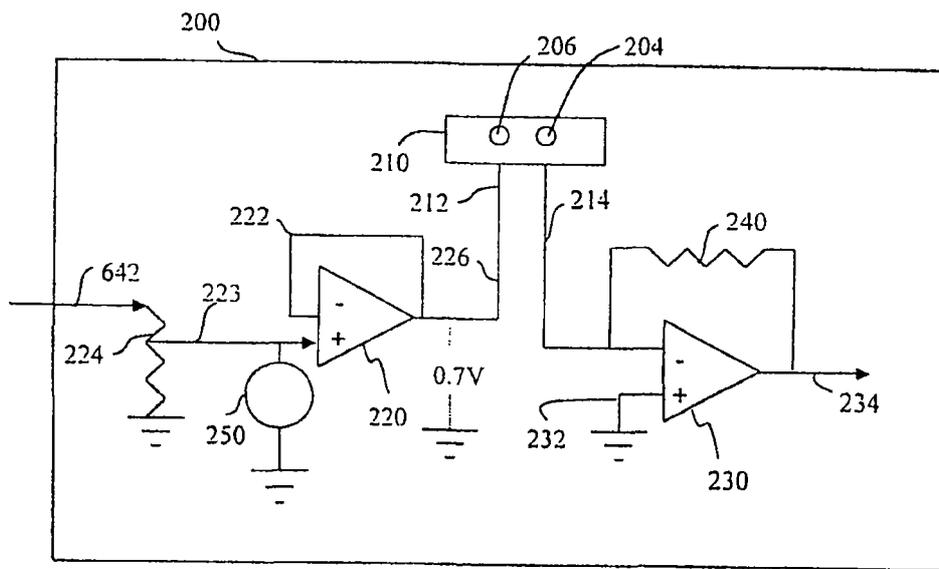


图 8a

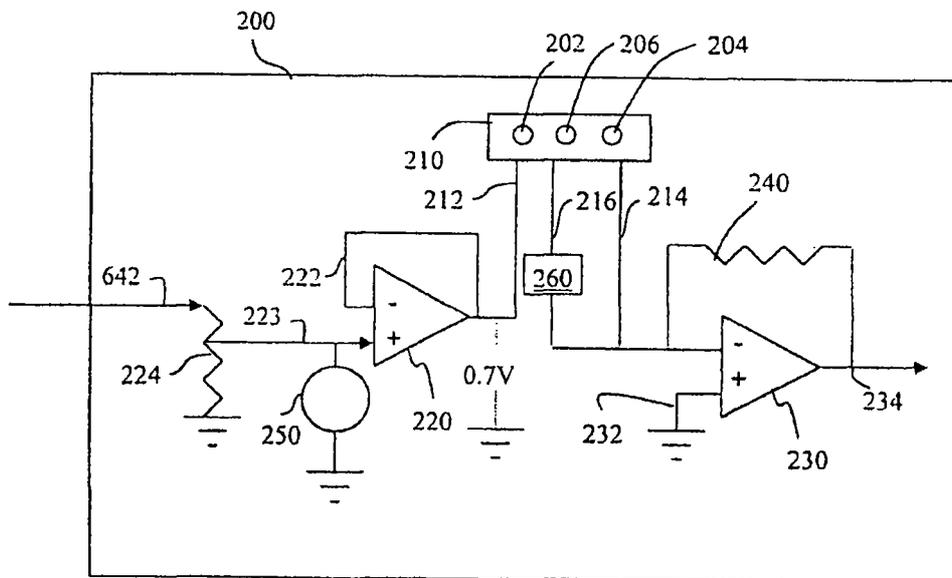


图 8b

专利名称(译)	嵌入式生物传感器系统		
公开(公告)号	CN101022760A	公开(公告)日	2007-08-22
申请号	CN200580016154.9	申请日	2005-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	数字安吉尔公司		
申请(专利权)人(译)	数字安吉尔公司		
当前申请(专利权)人(译)	数字安吉尔公司		
[标]发明人	彼得周 庞德兴		
发明人	彼得·周 庞德兴 威廉·李		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/05 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/14865 A61B2562/08 A61B5/14532 G06F19/3418 A61B5/0031 G16H40/67		
代理人(译)	李勇		
优先权	10/849614 2004-05-20 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种生物传感器系统，它利用了射频识别技术，并包括一个与可植入的无源供电的片上发射应答器进行无线通信的远程发射应答器。所述生物传感器系统特别适合于为一个包括在片上发射应答器内的传感器组件提供基本稳定和精确的传感器参考电压。所述远程发射应答器还被配置为远程接收代表患者生理参数的数据和识别数据，并在远程发射应答器请求时可以读出由片上发射应答器测量、处理和发送的一个或多个生理参数。通过血糖传感器的特定电路结构增强了传感器参考电压的精度和稳定性，从而允许对生理参数进行相对精确的测量，如不使用微处理器，而是通过血糖传感器来测量血糖浓度。

