



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114365381 A

(43) 申请公布日 2022. 04. 15

(21) 申请号 202080062902.1

(22) 申请日 2020.07.10

(30) 优先权数据

62/872,256 2019.07.10 US

62/929,684 2019.11.01 US

63/036,298 2020.06.08 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2022.03.08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2020/041696 2020.07.10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02021/007555 EN 2021.01.14

(71) 申请人 优林克实验室公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 J·沙特哈德 M·韦伯

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 付秋瑜 于静

(51) Int.Cl.

H02J 50/12 (2016.01)

H02J 50/15 (2016.01)

H02J 50/40 (2016.01)

H02J 7/02 (2016.01)

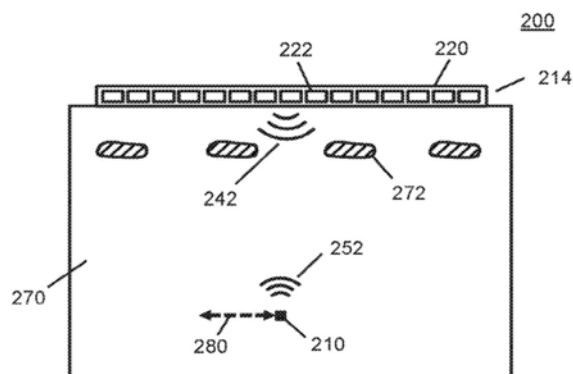
权利要求书11页 说明书71页 附图12页

(54) 发明名称

用于建立无线链路的系统、设备和方法

(57) 摘要

本文描述了用于建立无线链路诸如以用于通过组织交换无线功率、数据或信号的系统、设备和方法。在一些变体中，一种系统可以包括被配置为生成无线信号的第一设备。第二设备可以包括处理器和被配置为从第一设备接收无线信号的一个或多个换能器阵列。处理器可以被配置为基于所接收的无线信号来生成第一设备数据。第二换能器阵列可以被配置为基于第一设备数据来与第一设备交换一个或多个无线信号。



1. 一种被配置为交换无线功率或数据的系统,包括:
第一设备,被配置为生成无线信号;以及
第二设备,包括第一换能器阵列、第二换能器阵列和处理器,其中,
所述第一换能器阵列被配置为从所述第一设备接收所述无线信号,
所述处理器被配置为基于所接收的无线信号,生成第一设备数据,以及
所述第二换能器阵列被配置为基于所述第一设备数据,与所述第一设备交换无线功率和数据中的一个或多个。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一设备包括可植入医疗设备,并且所述第二设备被配置为被设置在患者的身体外部。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一换能器阵列和所述第二换能器阵列各自包括超声波换能器阵列。
4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第二换能器阵列包括一维线性阵列或二维阵列。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一换能器阵列包括至少三个非共线换能器元件。
6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一换能器阵列和所述第二换能器阵列包括不同的换能器元件。
7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一换能器阵列和所述第二换能器阵列包括至少一个相同的换能器元件。
8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一换能器阵列包括所述第二换能器阵列的子集。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第二设备包括第三换能器阵列,所述第三换能器阵列被配置为向所述第一设备发送询问信号,并且所述无线信号包括响应于所述询问信号而生成的反馈信号。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述第三换能器阵列包括与所述第一换能器阵列和所述第二换能器阵列中的每一个不同的换能器元件。
11. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第二换能器阵列的一个或多个换能器元件被配置为从所述第一设备接收所述无线信号。
12. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述无线信号包括无线数据。
13. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一换能器阵列和所述第二换能器阵列的一个或多个换能器元件是交错的或穿插的。
14. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第二换能器阵列被配置为至少部分地基于所述无线信号的内插和外推中的一个或多个,与所述第一设备交换所述无线功率和数据中的一个或多个。
15. 一种被配置为交换无线功率或数据的系统,包括:
第一设备;以及
第二设备,包括处理器和包括多个子阵列的换能器阵列,其中,
第一子阵列被配置为向所述第一设备发送询问信号;
第二子阵列被配置为从所述第一设备接收反馈信号;以及

其中,所述处理器被配置为循环通过所述多个子阵列中的一个或多个子阵列,直到所接收的反馈信号满足预定条件为止。

16.根据权利要求15所述的系统,其中,所述第一设备包括可植入医疗设备,并且所述第二设备被配置为被设置在患者的身体外部。

17.根据权利要求15所述的系统,其中,所述换能器阵列包括超声波换能器阵列。

18.根据权利要求15所述的系统,其中,所述子阵列包括所述换能器阵列的一个或多个换能器元件。

19.根据权利要求15所述的系统,其中,所述第一子阵列和所述第二子阵列包括相同的换能器元件。

20.根据权利要求15所述的系统,其中,所述预定条件包括针对所述第二子阵列的一个或多个换能器元件而计算的所接收的反馈信号的强度。

21.根据权利要求15所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于满足所述预定条件的所接收的反馈信号,选择换能器配置,所述换能器配置被配置为与所述第一设备交换所述无线功率和数据中的一个或多个。

22.根据权利要求21所述的系统,其中,所述换能器配置包括所述换能器阵列的一个或多个换能器元件。

23.一种被配置为交换无线功率或数据的系统,包括:

第一设备;以及

第二设备,包括处理器和包括多个子阵列的换能器阵列,其中:

第一子阵列被配置为向所述第一设备发送询问信号;以及

第二子阵列被配置为从所述第一设备接收反馈信号,所述反馈信号包括数字第一设备能量数据和数字询问信号强度数据中的一个或多个;

其中,所述处理器被配置为基于所述反馈信号,选择换能器配置,所述换能器配置被配置为与所述第一设备交换无线功率和数据中的一个或多个。

24.根据权利要求23所述的系统,其中,所述第一设备包括可植入医疗设备,并且所述第二设备被配置为被设置在患者的身体外部。

25.根据权利要求23所述的系统,其中,所述换能器阵列包括超声波换能器阵列。

26.根据权利要求23所述的系统,其中,所述子阵列包括所述换能器阵列的一个或多个换能器元件。

27.根据权利要求23所述的系统,其中,所述第一子阵列和所述第二子阵列包括相同的换能器元件。

28.根据权利要求23所述的系统,其中,所述换能器配置包括所述换能器阵列的一个或多个换能器元件。

29.根据权利要求23所述的系统,其中,所述第一设备包括电源,所述电源包括以下中的一个或多个:可充电电池,电容器,超级电容器,以及非可充电电池。

30.根据权利要求29所述的系统,其中,所述数字第一设备能量数据包括电源参数,所述电源参数包括以下中的一个或多个:电压,能量级别,充电电压,以及充电电流。

31.根据权利要求29所述的系统,其中,所述换能器配置被配置为对所述电源进行无线充电。

32. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述询问信号包括第一频率,并且所述无线功率和数据中的一个或多个包括与所述第一频率不同的第二频率。

33. 根据权利要求32所述的系统,其中,所述第一设备包括至少一个超声波换能器,所述至少一个超声波换能器包括与所述第一频率对应的第一阻抗和与所述第二频率对应的第二阻抗,所述第一阻抗大于所述第二阻抗。

34. 根据权利要求32所述的系统,其中,所述第一设备包括第一超声波换能器和第二超声波换能器,所述第一超声波换能器包括与所述第一频率对应的第一阻抗,所述第二超声波换能器包括与所述第二频率对应的第二阻抗,所述第一阻抗大于所述第二阻抗。

35. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述询问信号包括宽超声波束。

36. 根据权利要求35所述的系统,其中,所述第一设备包括超声波换能器,并且所述宽超声波束在从所述第一设备发射时的直径包括大于所述超声波换能器的尺寸的直径。

37. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述询问信号包括以下中的一个或多个:标识符,代码,以及命令。

38. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述询问信号包括射频(RF)信号。

39. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述反馈信号包括一个或多个模拟脉冲。

40. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述反馈信号包括以下中的一个或多个:模拟脉冲,确认信号,数字第一设备能量状态,数字询问信号强度,标识号,代码,命令,所述第一设备的一个或多个参数,无线功率信号,以及数据信号。

41. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述反馈信号包括与所述询问信号对应的一个或多个超声波反射信号。

42. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述反馈信号包括与所述询问信号对应的一个或多个超声波反向散射信号。

43. 根据权利要求42所述的系统,其中,所述第一设备被配置为调制所述超声波反向散射信号。

44. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述第一设备被配置为以一个或多个频率发送所述反馈信号。

45. 根据权利要求44所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于所述反馈信号,识别用于向所述第一设备发送无线功率和下行链路数据中的一个或多个的所述换能器配置的频率。

46. 根据权利要求45所述的系统,其中,所识别的所述换能器配置的频率与在最大幅度处的反馈信号频率相对应。

47. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述反馈信号包括模拟反馈信号和数字反馈信号中的一个或多个的周期性传输。

48. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述换能器配置包括被配置为将所述无线功率和数据中的一个或多个聚焦到所述第一设备的一个或多个换能器元件。

49. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述换能器配置包括被配置为对信号进行波束成形的一个或多个换能器元件。

50. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述换能器配置被配置为基于所接收的反馈信号的强度,去激活所述换能器阵列的一组换能器元件。

51. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述换能器配置是基于以下中的一个或多个来选择的:时间反转,三角测量,以及估计所述反馈信号的强度。

52. 根据权利要求39所述的系统,其中,所述换能器配置是基于以下中的一个或多个来选择的:时间反转,三角测量,以及估计所述一个或多个模拟脉冲的强度。

53. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于所述反馈信号,调整所述换能器配置的发射功率和发送时长中的一个或多个。

54. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述处理器被配置为监视以下中的一个或多个:所述第二设备的时间平均输出功率,所述第二设备的峰值输出功率,所述第二设备和皮肤中的一个或多个的加热,所述第一设备的加热,组织结构的加热,组织中的声强,以及所述第二设备的能量级别。

55. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述第一设备被配置为监视所述第一设备的加热和在所述第一设备上入射的声强中的一个或多个。

56. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于以下中的一个或多个来调整所述换能器配置的发射功率和发送时长中的一个或多个:所述第二设备的时间平均输出功率,所述第二设备的峰值输出功率,所述第二设备和皮肤中的一个或多个的加热,所述第一设备的加热,组织结构的加热,组织中的声强,以及所述第二设备的能量级别。

57. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于所述反馈信号,定位所述第一设备,并调整所述换能器配置的发射功率和发送时长中的一个或多个。

58. 根据权利要求39所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于所述一个或多个模拟脉冲,定位所述第一设备,以及基于数字第一设备能量数据和数字询问信号强度数据中的一个或多个,调整所述换能器配置的发射功率和发送时长中的一个或多个。

59. 一种交换无线信号的方法,包括:

使用第二设备的第一子阵列来向第一设备发送询问信号;

使用所述第二设备的第二子阵列来从所述第一设备接收反馈信号;

基于所述反馈信号,选择所述第二设备的一个或多个换能器配置;以及

在多个间隔期间使用所述第二设备的所述一个或多个换能器配置来与所述第一设备交换一个或多个无线信号,其中,所述无线信号包括以下中的一个或多个:功率信号,数据信号,询问信号,反馈信号,下行链路信号,以及上行链路信号。

60. 根据权利要求59所述的方法,进一步包括:

响应于在所述多个间隔中的一个或多个间隔期间由所述第一设备接收的一个或多个无线信号,从所述第一设备发送所述反馈信号。

61. 根据权利要求59所述的方法,进一步包括:

检测以下中的一个或多个:一个或多个无线信号的下降沿,以及与由所述第一设备接收的一个或多个无线信号对应的代码。

62. 根据权利要求59所述的方法,其中,选择所述第二设备的一个或多个换能器配置包括以下中的一个或多个:至少部分地基于所述反馈信号的延时、相位、到达时间、飞行时间、幅度、频率、以及编码数据中的一个或多个,确定所选择的一个或多个换能器元件的频率、延时、相位、幅度和增益中的一个或多个。

63. 根据权利要求59所述的方法,进一步包括:

响应于所接收的反馈信号,确定向所述第一设备发送以下中的一个或多个:功率信号,询问信号,数据信号,以及下行链路信号。

64. 根据权利要求59所述的方法,进一步包括:

响应于所接收的反馈信号,确定禁止向所述第一设备发送所述无线信号。

65. 根据权利要求59所述的方法,其中,基于在一个或多个先前的间隔期间的一个或多个先前接收的反馈信号来选择与后续的间隔对应的换能器配置。

66. 根据权利要求59所述的方法,其中,所述多个间隔中的至少一个间隔的时长是由所述第一设备确定的。

67. 根据权利要求59所述的方法,其中,所述多个间隔中的至少一个间隔的时长是由所述第二设备确定的。

68. 根据权利要求59所述的方法,其中,所述第一设备被配置为在所述间隔中的一个或多个间隔期间周期性地发送所述反馈信号。

69. 根据权利要求59所述的方法,其中,所述一个或多个换能器配置是基于时间反转来选择的。

70. 根据权利要求69所述的方法,进一步包括:

识别所述反馈信号的频率,其中,所述一个或多个换能器配置包括所识别的频率。

71. 根据权利要求69所述的方法,进一步包括:

识别所述反馈信号的频率,其中,所述一个或多个换能器配置包括与所识别的频率不同的频率。

72. 根据权利要求59所述的方法,其中,选择所述第二设备的一个或多个换能器配置包括:使用三角测量来估计所述第一设备的一组空间坐标,其中,使用所述一个或多个换能器配置来交换所述无线功率信号和数据信号中的一个或多个是至少部分地基于所估计的空间坐标。

73. 根据权利要求59所述的方法,其中,所述第一子阵列和所述第二子阵列包括相同的换能器元件。

74. 根据权利要求59所述的方法,其中,选择所述第二设备的所述换能器配置中的一个或多个换能器配置包括:

估计由所述第二设备的所述第二子阵列接收的所述反馈信号的强度;以及

基于所估计的所接收反馈信号的强度,使用所述一个或多个换能器配置来交换所述无线功率信号和数据信号中的一个或多个。

75. 根据权利要求59所述的方法,其中,所述反馈信号包括由所述第一设备接收的所述询问信号的数字幅度,并且选择所述第二设备的所述一个或多个换能器配置包括:选择所述子阵列中的与所述询问信号的最大数字幅度对应的一个或多个子阵列。

76. 根据权利要求59所述的方法,其中,所述反馈信号包括第一反馈信号,并且所述方法进一步包括:

通过在第一功率间隔期间发送第一功率信号来向所述第一设备供电;以及

在所述第一功率间隔之后,从所述第一设备接收第二反馈信号。

77. 根据权利要求59所述的方法,进一步包括:

间歇地向所述第一设备供电,其中,所述第二设备被配置为基于所述反馈信号,禁止向

所述第一设备供电。

78. 根据权利要求77所述的方法, 其中, 所述询问信号是第一询问信号, 并且进一步包括: 在时间延迟之后, 向所述第一设备发送第二询问信号。

79. 根据权利要求77所述的方法, 进一步包括:

在时间延迟之后, 从所述第一设备接收第二反馈信号。

80. 根据权利要求79所述的方法, 其中, 所述第一设备被配置为在时间延迟之后, 发送所述反馈信号。

81. 根据权利要求59所述的方法, 进一步包括:

基于所述第一设备的位置, 选择所述换能器配置。

82. 根据权利要求81所述的方法, 进一步包括:

将与所述第一设备的所述位置对应的换能器配置存储在所述第二设备的存储器中。

83. 根据权利要求82所述的方法, 进一步包括:

选择所存储的换能器配置以用于与所述第一设备交换所述无线功率信号和数据信号中的一个或多个。

84. 根据权利要求59所述的方法, 其中, 所述间隔的时长是预定的。

85. 根据权利要求59所述的方法, 其中, 所述第一设备被配置为在接收到所述询问信号后发送多个反馈信号。

86. 根据权利要求85所述的方法, 其中, 所述多个反馈信号包括由所述第一设备周期性地发送的脉冲。

87. 根据权利要求85所述的方法, 进一步包括:

基于所述多个反馈信号, 估计所述第一设备的空间路径。

88. 根据权利要求87所述的方法, 进一步包括:

基于所估计的空间路径, 选择与所述第一设备的所述空间路径对应的换能器配置。

89. 根据权利要求59所述的方法, 进一步包括:

生成与所述第二设备的空间调整对应的位置通知。

90. 根据权利要求89所述的方法, 其中, 生成所述位置通知是基于所估计的所述第一设备的空间路径。

91. 根据权利要求90所述的方法, 其中, 所述空间调整包括: 将所述第二设备的轴与所述第一设备的所述空间路径对齐。

92. 根据权利要求91所述的方法, 其中, 所述第二设备包括一维线性超声波换能器阵列, 并且所述空间调整包括: 将所述阵列的孔径和仰角中的一个或多个与所述第一设备的所述空间路径对齐。

93. 根据权利要求89所述的方法, 其中, 所述位置通知是基于所述换能器配置相对于以下中的一个或多个的定位: 所述第二设备的中心、边缘、以及预定位置。

94. 根据权利要求89所述的方法, 其中, 生成所述位置通知是基于所述反馈信号。

95. 根据权利要求59所述的方法, 包括:

生成包括所述第一设备和所述第二设备中的一个或多个的功率状态的功率通知。

96. 根据权利要求59所述的方法, 包括:

生成与以下中的一个或多个对应的通信通知: 从所述第一设备接收的数据, 生理参数

数据,以及所述第一设备和所述第二设备中的一个或多个的参数数据。

97.一种系统,包括:

第一设备,包括被配置为接收下行链路信号的多个换能器;

第二设备,被配置为发送所述下行链路信号,其中,所述多个换能器中的一个或多个换能器被配置为基于所接收的下行链路信号,与所述第二设备交换无线功率和数据中的一个或多个。

98.根据权利要求97所述的系统,其中,所述第一设备包括可植入医疗设备,并且所述第二设备被配置为被设置在患者的身体外部。

99.根据权利要求97所述的系统,其中,所述多个换能器包括多个超声波换能器。

100.根据权利要求97所述的系统,进一步包括:

电源电路,被配置为对所接收的功率进行DC组合。

101.根据权利要求97所述的系统,其中,所述下行链路信号包括以下中的一个或多个:询问信号,功率信号,以及下行链路数据。

102.根据权利要求97所述的系统,其中,所述第一设备的所述多个换能器中的一个或多个换能器被配置为以与所接收的无线功率的第二频率不同的第一频率与所述第二设备交换无线数据。

103.根据权利要求97所述的系统,其中,所述第一设备进一步包括处理器。

104.根据权利要求103所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于所接收的下行链路信号,选择被配置为与所述第二设备交换所述无线功率和数据中的一个或多个的所述多个换能器中的一个或多个换能器。

105.根据权利要求104所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于所接收的下行链路信号中的一个或多个,周期性地更新所述选择。

106.根据权利要求103所述的系统,其中,所述处理器被配置为针对所述多个换能器中的一个或多个换能器计算所述下行链路信号的接收信号强度,以及将所述多个换能器中的一个或多个换能器的接收信号强度相互比较。

107.根据权利要求106所述的系统,其中,所述处理器被配置为选择所述多个换能器中的与高于预定阈值的接收信号强度对应的一个或多个换能器,以用于与所述第二设备交换所述无线功率和数据中的一个或多个。

108.根据权利要求106所述的系统,其中,所述处理器被配置为选择与最大接收信号强度对应的一个换能器,以用于向所述第二设备发送上行链路信号。

109.根据权利要求103所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于所述下行链路信号,对一个或多个下行链路命令进行解码。

110.根据权利要求109所述的系统,其中,所述处理器被配置为基于解码所述下行链路命令中的一个或多个下行链路命令,选择用于与所述第二设备交换所述无线功率和数据中的一个或多个的一个或多个换能器。

111.一种系统,包括:

第一设备,被配置为通过传输介质发送询问信号,在所述传输介质中的所述询问信号被配置为生成所反射的询问信号;以及

第二设备,被配置为从所述第一设备接收所述询问信号,以及发送反馈信号,所述反馈

信号包括与所反射的询问信号不同的至少一个参数。

112. 根据权利要求111所述的系统,其中,所述第一设备被配置为被设置在患者的身体外部,并且所述第二设备包括可植入医疗设备。

113. 根据权利要求111所述的系统,其中,所述至少一个参数包括以下中的一个或多个:幅度,信号强度,相位,频率,时间延迟,以及信号调制。

114. 根据权利要求111所述的系统,其中,所述第二设备被配置为使用主动信号传输和反向散射调制中的一个或多个来发送反馈信号。

115. 根据权利要求111所述的系统,其中,所述至少一个参数包括时间延迟,其中,所述第二设备被配置为在接收到所述询问信号和所述时间延迟之后,发送所述反馈信号。

116. 根据权利要求115所述的系统,其中,所述时间延迟至少是大约10微秒。

117. 根据权利要求111所述的系统,其中,所述询问信号包括第一调制,并且所述反馈信号包括与所述第一调制不同的第二调制。

118. 根据权利要求111所述的系统,其中,所述询问信号包括超声波信号,所述反馈信号包括射频信号。

119. 根据权利要求111所述的系统,其中,所述询问信号包括射频信号,所述反馈信号包括超声波信号。

120. 根据权利要求111所述的系统,其中,所述反馈信号包括与所反射的询问信号中的一个或多个不同的代码和波形特征中的一个或多个。

121. 一种定位身体上的无线设备的方法,包括:

生成与所述身体上的预期位置对应的用户提示;以及

根据所述无线设备的定向特征和定向信号中的一个或多个,定向所述无线设备。

122. 根据权利要求121所述的方法,其中,提供所述用户提示包括以下中的一个或多个:身体位置图像,视觉指令,以及音频指令。

123. 根据权利要求121所述的方法,其中,所述无线设备的所述定向特征包括以下中的一个或多个:所述无线设备的标记,结构,以及形状。

124. 根据权利要求121所述的方法,其中,所述无线设备的所述定向信号包括来自以下中的一个或多个的信号:定向传感器,加速度计,陀螺仪,以及位置传感器。

125. 一种定位身体上的无线设备的方法,包括:

测量所述无线设备和所述身体中的一个或多个的参数;

基于所测量的参数,估计所述无线设备在所述身体上的位置;以及

生成与所估计的所述无线设备在所述身体上的位置对应的用户提示。

126. 根据权利要求125所述的方法,其中,所述参数包括以下中的一个或多个:心音,肺音,呼吸音,来自可植入医疗设备的无线信号,以及无线反射信号。

127. 根据权利要求125所述的方法,其中,所述用户提示包括以下中的一个或多个:关于所估计的所述无线设备在所述身体上的位置的通知,以及包括重定位所述身体上的所述无线设备以及联系专业医护人员中的一个或多个的建议。

128. 根据权利要求127所述的方法,其中,重定位所述身体上的所述无线设备包括以下中的一个或多个:移动、调整、以及旋转所述无线设备。

129. 一种将超声波设备耦合到患者的身体的方法,包括:

测量所述超声波设备和所述身体中的一个或多个的参数；

基于所测量的参数，估计所述超声波设备与所述身体之间的耦合状态；以及
生成与所述超声波设备与所述身体之间的所述耦合状态对应的用户提示。

130. 根据权利要求129所述的方法，其中，所述超声波设备包括一个或多个超声波换能器。

131. 根据权利要求130所述的方法，其中，所述参数包括以下中的一个或多个：所述超声波换能器的电阻抗，所述超声波换能器的反射系数，心音，肺音，从可植入医疗设备发送的超声波信号，超声波反射信号，压力，力，触摸，电容，组织的电阻抗，热量，以及温度。

132. 根据权利要求129所述的方法，其中，估计所述耦合状态包括：估计所述超声波设备与所述身体之间的耦合的充分性和程度中的一个或多个。

133. 根据权利要求129所述的方法，其中，所述用户提示包括所述耦合状态和建议中的一个或多个，所述建议包括以下中的一个或多个：相对于所述身体重定位所述超声波设备，应用超声耦合剂，调整所述超声波设备与所述身体的紧固件，以及联系专业医护人员。

134. 根据权利要求129所述的方法，进一步包括：

从可植入医疗设备周期性地发送上行链路信号，其中，估计所述耦合状态是基于测量由所述超声波设备接收的所述上行链路信号中的一个或多个的强度。

135. 根据权利要求129所述的方法，进一步包括：

从所述超声波设备发送询问信号，从可植入医疗设备接收一个或多个反馈信号，其中，估计所述耦合状态是基于测量由所述超声波设备接收的所述反馈信号中的一个或多个的强度。

136. 一种降噪的方法，包括：

测量由以下中的一个或多个接收的超声波信号的参数：超声波换能器，压力换能器，流量传感器，力传感器，以及MEMS设备；以及

基于由所述压力换能器测量的压力信号和所测量的所述超声波信号的参数，生成压力数据。

137. 根据权利要求136所述的方法，其中，生成所述压力数据包括：将所述超声波信号与所述压力信号解耦。

138. 根据权利要求137所述的方法，其中，将所述超声波信号与所述压力信号解耦包括以下中的一个或多个：求平均，数字信号处理，以及模拟信号处理。

139. 根据权利要求136所述的方法，其中，生成所述压力数据包括：

识别包括所测量的所述超声波信号的参数的所述压力数据的一个或多个压力样本；以及

拒绝或标记所识别的一个或多个压力样本。

140. 根据权利要求139所述的方法，进一步包括：

在时间延迟之后，使用所述压力换能器来测量压力信号。

141. 根据权利要求140所述的方法，其中，所述时间延迟是预定的。

142. 根据权利要求140所述的方法，其中，所述时间延迟是基于所述超声波信号的消散来确定的。

143. 根据权利要求136所述的方法，其中，生成所述压力数据是由包括所述超声波换能

器和所述压力换能器的第一设备的处理器来执行的。

144. 根据权利要求136所述的方法, 其中, 生成所述压力数据是由与包括所述超声波换能器和所述压力换能器的第一设备无线通信的第二设备的处理器来执行的。

145. 一种降噪的方法, 包括:

使用设备的压力换能器来接收超声波信号; 以及

使用被耦合到所述压力换能器的滤波器来对所述超声波信号进行滤波。

146. 根据权利要求145所述的方法, 其中, 对所述超声波信号进行滤波包括以下中的一个或多个: 模拟滤波, 数字滤波, 模拟后处理, 数字后处理, 以及使用以下中的一个或多个: 放大器, 处理器, 积分器, 平均器, 以及boxcar采样器。

147. 一种估计心率的方法, 包括:

使用第一设备来测量血压样本;

使用所测量的血压样本来生成血压数据; 以及

使用所述血压数据来估计在一个或多个心动周期上的心率。

148. 根据权利要求147所述的方法, 其中, 所述第一设备包括可植入设备。

149. 根据权利要求147所述的方法, 其中, 估计所述心率是由所述第一设备的处理器来执行的。

150. 根据权利要求147所述的方法, 其中, 估计所述心率是由第二设备的处理器来执行的, 所述第二设备与所述第一设备无线通信。

151. 根据权利要求147所述的方法, 其中, 估计所述心率包括:

将所述血压样本中的一个或多个血压样本与预定阈值相比较;

识别所述血压样本与所述预定阈值交叉的两个或更多个交叉点; 以及

基于在所识别的交叉点之间经过的一个或多个时间, 估计心率。

152. 根据权利要求147所述的方法, 其中, 估计所述心率包括:

在所述血压样本中识别局部最大值或最小值点; 以及

基于在两个或更多个局部最大值或最小值点之间经过的一个或多个时间, 估计心率。

153. 根据权利要求147所述的方法, 其中, 估计所述心率包括:

在所述血压样本中识别最大或最小变化率的点; 以及

基于在所述最大或最小变化率的两个或更多个点之间经过的一个或多个时间, 估计心率。

154. 根据权利要求147所述的方法, 其中, 估计所述心率是基于所述血压样本的频域表示。

155. 一种被配置为交换无线功率或数据的系统, 包括:

第一设备, 被配置为在患者体内遍历空间路径; 以及

第二设备, 被配置为仅在访问时间期间与所述第一设备交换无线信号。

156. 根据权利要求155所述的系统, 其中, 所述第一设备或所述第二设备包括:

传感器, 被配置为测量所述患者的一个或多个生理参数; 以及

处理器, 被配置为基于所测量的一个或多个生理参数, 识别所述访问时间。

157. 根据权利要求156所述的系统, 其中, 所述一个或多个生理参数包括以下中的一个或多个: 血压, 心率, 呼吸率, 心音, 肺音, 以及ECG。

158. 一种参数跟踪的方法, 包括:

跟踪与无线系统对应的一个或多个参数, 所述无线系统包括第一设备和第二设备;
至少部分地基于所述参数, 选择所述第二设备的换能器配置; 以及
使用所选的换能器配置来与所述第一设备交换一个或多个无线信号。

159. 根据权利要求158所述的方法, 其中, 所述参数包括以下中的一个或多个: 所述第一设备与所述第二设备之间的无线链路增益, 所述第二设备的发射功率, 所述第二设备的发射频率, 所述换能器配置的一个或多个参数, 所述第一设备的一个或多个参数, 所述第一设备的能量状态, 所述第一设备的电池寿命, 与所述第一设备的传感器对应的参数, 与所述第一设备的换能器对应的参数, 所述第一设备的发射频率, 所述第一设备的发射功率, 所述第一设备的一个或多个位置, 所述第一设备的一个或多个定向, 以及身体的生理参数。

用于建立无线链路的系统、设备和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2019年7月10日提交的美国临时申请No.62/872,256、于2019年11月1日提交的美国临时申请No.62/929,684、以及于2020年6月8日提交的美国临时申请No.63/036,298的优先权,其中,这些申请中的每一个通过引用而全部并入本文中。

技术领域

[0003] 本文中的设备、系统和方法涉及在诸如外部无线设备和设置在患者体内的内部设备之类的无线设备之间交换无线功率和数据中的一个或多个。

背景技术

[0004] 诸如生理传感器和刺激器(例如,起搏器)之类的设备可以被设置在患者体内,并且可以被配置为监视、诊断并治疗患者。这些常规设备可以与被设置在身体外部的另一个设备形成无线功率和/或数据链路。然而,由于组织干扰和内部设备在使用期间在身体内的移动,在外部设备与内部设备之间建立并维持稳健且可靠的链路可具有挑战性。例如,患者呼吸、移动和心脏活动可改变内部设备在身体内的位置和/或定向,以致降低内部设备与外部设备之间的无线链路的效率。因此,可能需要用于建立无线链路的附加设备、系统和方法。

发明内容

[0005] 本文描述了用于建立无线链路诸如以用于通过组织交换功率或数据的系统、设备和方法。通常,一种系统可以被配置为建立闭环链路以交换无线功率和数据中的一个或多个。在一些变体中,一种系统可以包括被配置为生成无线信号的第一设备(例如,可植入医疗设备)和包括第一换能器阵列、第二换能器阵列和处理器的第二设备(例如,外部无线设备),其中,第一换能器阵列可以被配置为从第一设备接收无线信号,处理器可以被配置为基于所接收的无线信号来生成第一设备数据,第二换能器阵列可以被配置为基于第一设备数据来与第一设备交换无线功率和数据中的一个或多个。

[0006] 在一些变体中,第一设备可以包括可植入医疗设备,并且第二设备可以被配置为被设置在患者的身体外部。在一些变体中,第一换能器阵列和第二换能器阵列可以各自包括超声波换能器阵列。在一些变体中,第二换能器阵列可以包括一维线性阵列或二维阵列。在一些变体中,第一换能器阵列可以包括至少三个非共线换能器元件。

[0007] 在一些变体中,第一换能器阵列和第二换能器阵列可以包括不同的换能器元件。在一些变体中,第一换能器阵列和第二换能器阵列可以包括至少一个相同的换能器元件。在一些变体中,第一换能器阵列可以包括第二换能器阵列的子集。在一些变体中,第二设备可以包括被配置为向第一设备发送询问信号的第三换能器阵列,并且无线信号可以包括响应于询问信号而生成的反馈信号。在一些变体中,第三换能器阵列可以包括与第一换能器阵列和第二换能器阵列中的每一个不同的换能器元件。在一些变体中,第二换能器阵列的

一个或多个换能器元件可以被配置为从第一设备接收无线信号。在一些变体中,无线信号可以包括无线数据。

[0008] 在一些变体中,第一换能器阵列和第二换能器阵列的一个或多个换能器元件可以是交错的或穿插的。在一些变体中,第二换能器阵列可以被配置为至少部分地基于无线信号的内插和外推中的一个或多个来与第一设备交换无线功率和数据中的一个或多个。

[0009] 还描述了被配置为建立闭环链路以交换无线功率和数据中的一个或多个的系统。在一些变体中,一种系统可以包括第一设备和第二设备,该第二设备包括处理器和包括多个子阵列的换能器阵列,其中,第一子阵列可以被配置为向第一设备发送询问信号,第二子阵列可以被配置为从第一设备接收反馈信号,并且其中,处理器可以被配置为循环通过多个子阵列中的一个或多个子阵列,直到所接收的反馈信号满足预定条件为止。在一些变体中,第一设备可以包括可植入医疗设备,并且第二设备可以被配置为被设置在患者的身体外部。在一些变体中,换能器阵列可以包括超声波换能器阵列。在一些变体中,子阵列可以包括换能器阵列的一个或多个换能器元件。在一些变体中,第一子阵列和第二子阵列可以包括相同的换能器元件。在一些变体中,预定条件可以包括针对第二子阵列的一个或多个换能器元件而计算的所接收的反馈信号的强度。在一些变体中,处理器可以被配置为基于可以满足预定条件的所接收的反馈信号来选择换能器配置,该换能器配置被配置为与第一设备交换无线功率和数据中的一个或多个。在一些变体中,换能器配置可以包括换能器阵列的一个或多个换能器元件。

[0010] 还描述了被配置为建立闭环链路以交换无线功率和数据中的一个或多个的系统。在一些变体中,一种系统可以包括第一设备和第二设备,该第二设备包括处理器和包括多个子阵列的换能器阵列,其中,第一子阵列可以被配置为向第一设备发送询问信号,第二子阵列可以被配置为从第一设备接收反馈信号,该反馈信号包括数字第一设备能量数据和数字询问信号强度数据中的一个或多个,其中,处理器可以被配置为基于反馈信号来选择换能器配置,该换能器配置被配置为与第一设备交换无线功率和数据中的一个或多个。

[0011] 在一些变体中,第一设备可以包括可植入医疗设备,并且第二设备可以被配置为被设置在患者的身体外部。在一些变体中,换能器阵列可以包括超声波换能器阵列。在一些变体中,子阵列可以包括换能器阵列的一个或多个换能器元件。在一些变体中,第一子阵列和第二子阵列可以包括相同的换能器元件。在一些变体中,换能器配置可以包括换能器阵列的一个或多个换能器元件。在一些变体中,第一设备可以包括电源,该电源包括以下中的一个或多个:可充电电池,电容器,超级电容器,以及非可充电电池。在一些变体中,数字第一设备能量数据可以包括电源参数,该电源参数包括以下中的一个或多个:电压,能量级别,充电电压,以及充电电流。在一些变体中,换能器配置可以被配置为对电源进行无线充电。

[0012] 在一些变体中,询问信号可以包括第一频率,并且无线功率和数据中的一个或多个可以包括与第一频率不同的第二频率。在一些变体中,第一设备可以包括至少一个超声波换能器,该至少一个超声波换能器包括与第一频率对应的第一阻抗和与第二频率对应的第二阻抗,该第一阻抗大于该第二阻抗。在一些变体中,第一设备可以包括第一超声波换能器和第二超声波换能器,该第一超声波换能器包括与第一频率对应的第一阻抗,该第二超声波换能器包括与第二频率对应的第二阻抗,该第一阻抗大于该第二阻抗。

[0013] 在一些变体中,询问信号可以包括宽超声波束。在一些变体中,第一设备可以包括超声波换能器,并且宽超声波束在从第一设备发射时的直径可以包括大于超声波换能器的尺寸的直径。在一些变体中,询问信号可以包括以下中的一个或多个:标识符,代码,以及命令。在一些变体中,询问信号可以包括射频(RF)信号。

[0014] 在一些变体中,反馈信号可以包括一个或多个模拟脉冲。在一些变体中,反馈信号可以包括以下中的一个或多个:模拟脉冲,确认信号,数字第一设备能量状态,数字询问信号强度,标识号,代码,命令,第一设备的一个或多个参数,无线功率信号,以及数据信号。在一些变体中,反馈信号可以包括与询问信号对应的一个或多个超声波反射信号。在一些变体中,反馈信号可以包括与询问信号对应的一个或多个超声波反向散射信号。在一些变体中,第一设备可以被配置为调制超声波反向散射信号。在一些变体中,第一设备可以被配置为以一个或多个频率发送反馈信号。在一些变体中,处理器可以被配置为基于反馈信号来识别用于向第一设备发送无线功率和下行链路数据中的一个或多个的换能器配置的频率。在一些变体中,所识别的换能器配置的频率可以与在最大幅度处的反馈信号频率相对应。在一些变体中,反馈信号可以包括模拟反馈信号和数字反馈信号中的一个或多个的周期性传输。

[0015] 在一些变体中,换能器配置可以包括被配置为将无线功率和数据中的一个或多个聚焦到第一设备的一个或多个换能器元件。在一些变体中,换能器配置可以包括被配置为对信号进行波束成型的一个或多个换能器元件。在一些变体中,换能器配置可以被配置为基于所接收的反馈信号的强度来去激活换能器阵列的一组换能器元件。

[0016] 在一些变体中,可以基于以下中的一个或多个来选择换能器配置:时间反转,三角测量,以及估计反馈信号的强度。在一些变体中,可以基于以下中的一个或多个来选择换能器配置:时间反转,三角测量,以及估计一个或多个模拟脉冲的强度。在一些变体中,处理器可以被配置为基于反馈信号来调整换能器配置的发射功率和发送时长中的一个或多个。在一些变体中,处理器可以被配置为监视以下中的一个或多个:第二设备的时间平均输出功率,第二设备的峰值输出功率,第二设备和皮肤中的一个或多个的加热,第一设备的加热,组织结构的加热,组织中的声强,以及第二设备的能量级别。在一些变体中,第一设备可以被配置为监视第一设备的加热和在第一设备上入射的声强中的一个或多个。在一些变体中,处理器可以被配置为基于以下中的一个或多个来调整换能器配置的发射功率和发送时长中的一个或多个:第二设备的时间平均输出功率,第二设备的峰值输出功率,第二设备和皮肤中的一个或多个的加热,第一设备的加热,组织结构的加热,组织中的声强,以及第二设备的能量级别。在一些变体中,处理器可以被配置为基于反馈信号来定位第一设备,并调整换能器配置的发射功率和发送时长中的一个或多个。在一些变体中,处理器可以被配置为基于一个或多个模拟脉冲来定位第一设备,以及基于数字第一设备能量数据和数字询问信号强度数据中的一个或多个来调整换能器配置的发射功率和发送时长中的一个或多个。

[0017] 还描述了建立闭环链路以交换一个或多个无线信号的方法。在一些变体中,一种方法可以包括以下步骤:使用第二设备的第一子阵列来向第一设备发送询问信号,使用第二设备的第二子阵列来从第一设备接收反馈信号,基于反馈信号来选择第二设备的一个或多个换能器配置,以及在多个间隔期间使用第二设备的一个或多个换能器配置来与第一设备交换一个或多个无线信号,其中,这些无线信号包括以下中的一个或多个:功率信号,数

据信号,询问信号,反馈信号,下行链路信号,以及上行链路信号。

[0018] 在一些变体中,该方法可以进一步包括:响应于在多个间隔中的一个或多个间隔期间由第一设备接收的一个或多个无线信号,从第一设备发送反馈信号。在一些变体中,该方法可以进一步包括:检测以下中的一个或多个:一个或多个无线信号的下降沿,以及与由第一设备接收的一个或多个无线信号对应的代码。

[0019] 在一些变体中,选择第二设备的一个或多个换能器配置可以包括以下中的一个或多个:至少部分地基于反馈信号的延时、相位、到达时间、飞行时间、幅度、频率和编码数据中的一个或多个,确定所选择的一个或多个换能器元件的频率、延时、相位、幅度和增益中的一个或多个。

[0020] 在一些变体中,该方法可以进一步包括:响应于所接收的反馈信号,确定向第一设备发送以下中的一个或多个:功率信号,询问信号,数据信号,以及下行链路信号。在一些变体中,该方法可以进一步包括:响应于所接收的反馈信号,确定禁止向第一设备发送无线信号。在一些变体中,可以基于在一个或多个先前的间隔期间的一个或多个先前接收的反馈信号来选择与后续的间隔对应的换能器配置。在一些变体中,多个间隔中的至少一个间隔的时长可以由第一设备确定。在一些变体中,多个间隔中的至少一个间隔的时长可以由第二设备确定。在一些变体中,第一设备可以被配置为在一个或多个间隔期间周期性地发送反馈信号。

[0021] 在一些变体中,可以基于时间反转来选择一个或多个换能器配置。在一些变体中,该方法可以进一步包括:识别反馈信号的频率,其中,一个或多个换能器配置可以包括所识别的频率。在一些变体中,该方法可以进一步包括:识别反馈信号的频率,其中,一个或多个换能器配置可以包括与所识别的频率不同的频率。

[0022] 在一些变体中,选择第二设备的一个或多个换能器配置可以包括:使用三角测量来估计第一设备的一组空间坐标,其中,使用一个或多个换能器配置来交换无线功率信号和数据信号中的一个或多个可以至少部分地基于所估计的空间坐标。

[0023] 在一些变体中,选择第二设备的一个或多个换能器配置可以包括:估计由第二设备的第二子阵列接收的反馈信号的强度,以及基于所估计的所接收反馈信号的强度来使用一个或多个换能器配置来交换无线功率信号和数据信号中的一个或多个。

[0024] 在一些变体中,反馈信号可以包括由第一设备接收的询问信号的数字幅度,并且选择第二设备的一个或多个换能器配置可以包括:选择子阵列中的与询问信号的最大数字幅度对应的一个或多个子阵列。

[0025] 在一些变体中,反馈信号可以包括第一反馈信号,并且该方法可以进一步包括:通过在第一功率间隔期间发送第一功率信号来向第一设备供电,以及在第一个功率间隔之后从第一设备接收第二反馈信号。在一些变体中,该方法可以进一步包括:间歇地向第一设备供电,其中,第二设备可以被配置为基于反馈信号来禁止对第一设备供电。在一些变体中,询问信号可以是第一询问信号,并且该方法可以进一步包括:在时间延迟之后向第一设备发送第二询问信号。在一些变体中,第一设备可以被配置为在时间延迟之后发送反馈信号。

[0026] 在一些变体中,该方法可以进一步包括:基于第一设备的位置来选择换能器配置。在一些变体中,该方法可以进一步包括:将与第一设备的位置对应的换能器配置存储在第

二设备的存储器中。在一些变体中,该方法可以进一步包括:选择所存储的换能器配置以用于与第一设备交换无线功率信号和数据信号中的一个或多个。

[0027] 在一些变体中,间隔的时长可以是预定的。在一些变体中,第一设备可以被配置为在接收到询问信号后发送多个反馈信号。在一些变体中,多个反馈信号可以包括由第一设备周期性地发送的脉冲。在一些变体中,该方法可以进一步包括:基于多个反馈信号来估计第一设备的空间路径。在一些变体中,该方法可以进一步包括:基于所估计的空间路径来选择与第一设备的空间路径对应的换能器配置。

[0028] 在一些变体中,该方法可以进一步包括:生成与第二设备的空间调整对应的位置通知。在一些变体中,生成位置通知可以基于所估计的第一设备的空间路径。在一些变体中,空间调整可以包括将第二设备的轴与第一设备的空间路径对齐。在一些变体中,第二设备可以包括一维线性超声波换能器阵列,并且空间调整可以包括将阵列的孔径和仰角中的一个或多个与第一设备的空间路径对齐。在一些变体中,位置通知可以基于换能器配置相对于以下中的一个或多个的定位:第二设备的中心、边缘、预定位置。在一些变体中,生成位置通知可以基于反馈信号。在一些变体中,该方法可以包括:生成包括第一设备和第二设备中的一个或多个的功率状态的功率通知。在一些变体中,该方法可以包括:生成与以下中的一个或多个对应的通信通知:从第一设备接收的数据,生理参数数据,以及第一设备和第二设备中的一个或多个的参数数据。

[0029] 还描述了被配置为交换无线功率和数据中的一个或多个的系统。在一些变体中,一种系统可以包括第一设备和第二设备,该第一设备包括被配置为接收下行链路信号的多个换能器,该第二设备被配置为发送下行链路信号,其中,多个换能器中的一个或多个换能器可以被配置为基于所接收的下行链路信号来与第二设备交换无线功率和数据的中的一个或多个。

[0030] 在一些变体中,第一设备可以包括可植入医疗设备,并且第二设备可以被配置为被设置在患者的身体外部。在一些变体中,多个换能器可以包括多个超声波换能器。在一些变体中,该系统可以进一步包括被配置为对所接收的功率进行DC组合的电源电路。在一些变体中,下行链路信号可以包括以下中的一个或多个:询问信号,功率信号,以及下行链路数据。在一些变体中,第一设备的多个换能器中的一个或多个换能器可以被配置为以与所接收的无线功率的第二频率不同的第一频率与第二设备交换无线数据。

[0031] 在一些变体中,第一设备可以进一步包括处理器。在一些变体中,处理器可以被配置为基于所接收的下行链路信号来选择被配置为与第二设备交换无线功率和数据中的一个或多个的多个换能器中的一个或多个换能器。在一些变体中,处理器可以被配置为基于所接收的下行链路信号中的一个或多个来周期性地更新选择。在一些变体中,处理器可以被配置为针对多个换能器中的一个或多个换能器计算下行链路信号的接收信号强度,以及将多个换能器中的一个或多个换能器的接收信号强度相互比较。在一些变体中,处理器可以被配置为选择多个换能器中的与高于预定阈值的接收信号强度对应的一个或多个换能器,以用于与第二设备交换无线功率和数据中的一个或多个。在一些变体中,处理器可以被配置为选择与最大接收信号强度对应的一个换能器,以用于向第二设备发送上行链路信号。在一些变体中,处理器可以被配置为基于下行链路信号来对一个或多个下行链路命令进行解码。在一些变体中,处理器可以被配置为基于解码一个或多个下行链路命令来选择

用于与第二设备交换无线功率和数据中的一个或多个的一个或多个换能器。

[0032] 还描述了被配置为交换无线功率和数据中的一个或多个的系统。在一些变体中，一种系统可以包括第一设备和第二设备，该第一设备被配置为通过传输介质发送询问信号，在该传输介质中的询问信号被配置为生成所反射的询问信号，该第二设备被配置为从第一设备接收询问信号以及发送反馈信号，该反馈信号包括与所反射的询问信号不同的至少一个参数。

[0033] 在一些变体中，第一设备可以被配置为被设置在患者的身体外部，并且第二设备可以包括可植入医疗设备。在一些变体中，至少一个参数可以包括以下中的一个或多个：幅度，信号强度，相位，频率，时间延迟，以及信号调制。在一些变体中，第二设备可以被配置为使用主动信号传输和反向散射调制中的一个或多个来发送反馈信号。在一些变体中，至少一个参数可以包括时间延迟，其中，第二设备可以被配置为在接收到询问信号和时间延迟之后发送反馈信号。在一些变体中，时间延迟可以至少是大约10微秒。在一些变体中，询问信号可以包括第一调制，并且反馈信号可以包括与第一调制不同的第二调制。在一些变体中，询问信号可以包括超声波信号，并且反馈信号可以包括射频信号。在一些变体中，询问信号可以包括射频信号，并且反馈信号可以包括超声波信号。在一些变体中，反馈信号可以包括与所反射的询问信号中的一个或多个不同的代码和波形特征中的一个或多个。

[0034] 还描述了定位身体上的无线设备的方法。在一些变体中，该方法可以包括以下步骤：生成与身体上的预期位置对应的用户提示，以及根据无线设备的定向特征和定向信号中的一个或多个来定向无线设备。

[0035] 在一些变体中，提供用户提示可以包括以下中的一个或多个：身体位置图像，视觉指令，以及音频指令。在一些变体中，无线设备的定向特征可以包括以下中的一个或多个：无线设备的标记，结构，以及形状。在一些变体中，无线设备的定向信号可以包括以下中的一个或多个的信号：定向传感器，加速度计，陀螺仪，以及位置传感器。

[0036] 在一些变体中，该方法可以包括以下步骤：测量无线设备和身体中的一个或多个的参数，基于所测量的参数来估计无线设备在身体上的位置，以及生成与所估计的无线设备在身体上的位置对应的用户提示。

[0037] 在一些变体中，参数可以包括以下中的一个或多个：心音，肺音，呼吸音，来自可植入医疗设备的无线信号，以及无线反射信号。在一些变体中，用户提示可以包括以下中的一个或多个：关于所估计的无线设备在身体上的位置的通知，以及包括重定位身体上的无线设备以及联系专业医护人员中的一个或多个的建议。在一些变体中，重定位身体上的无线设备可以包括以下中的一个或多个：移动，调整，以及旋转无线设备。

[0038] 还描述了将超声波设备耦合到患者的身体的方法。在一些变体中，该方法可以包括以下步骤：测量超声波设备和身体中的一个或多个的参数，基于所测量的参数来估计超声波设备与身体之间的耦合状态，以及生成与超声波设备与身体之间的耦合状态对应用户提示。

[0039] 在一些变体中，超声波设备可以包括一个或多个超声波换能器。在一些变体中，参数可以包括以下中的一个或多个：超声波换能器的电阻抗，超声波换能器的反射系数，心音，肺音，从可植入医疗设备发送的超声波信号，超声波反射信号，压力，力，触摸，电容，组织的电阻抗，热量，以及温度。

[0040] 在一些变体中,估计耦合状态可以包括:估计超声波设备与身体之间的耦合的充分性和程度中的一个或多个。在一些变体中,用户提示可以包括耦合状态和建议中的一个或多个,该建议包括包括以下中的一个或多个:相对于身体重定位超声波设备,应用超声耦合剂,调整超声波设备与身体的紧固件,以及联系专业医护人员。

[0041] 在一些变体中,该方法可以进一步包括:从可植入医疗设备周期性地发送上行链路信号,其中,估计耦合状态可以基于测量由超声波设备接收的上行链路信号中的一个或多个的强度。在一些变体中,该方法可以进一步包括:从超声波设备发送询问信号,以及从可植入医疗设备接收一个或多个反馈信号,其中,估计耦合状态可以基于测量由超声波设备接收的反馈信号中的一个或多个的强度。

[0042] 还描述了用于将超声波信号与压力信号解耦的降噪的方法。在一些变体中,一种方法可以包括以下步骤:测量由超声波换能器,压力换能器,流量传感器,力传感器和MEMS设备中的一个或多个接收的超声波信号;基于由压力换能器测量的压力信号和所测量的超声波信号的参数来生成压力数据。

[0043] 在一些变体中,生成压力数据可以包括:将超声波信号与压力信号解耦。在一些变体中,将超声波信号与压力信号解耦可以包括以下中的一个或多个:求平均,数字信号处理,以及模拟信号处理。在一些变体中,生成压力数据可以包括:识别包括所测量的超声波信号的参数的压力数据的一个或多个压力样本,以及拒绝或标记所识别的一个或多个压力样本。

[0044] 在一些变体中,该方法可以进一步包括:在时间延迟之后使用压力换能器来测量压力信号。在一些变体中,时间延迟可以是预定的。在一些变体中,可以基于超声波信号的消散来确定时间延迟。

[0045] 在一些变体中,生成压力数据可以由包括超声波换能器和压力换能器的第一设备的处理器来执行。在一些变体中,生成压力数据可以由与包括超声波换能器和压力换能器的第一设备无线通信的第二设备的处理器来执行。

[0046] 还描述了用于将超声波信号与压力信号解耦的降噪的方法。在一些变体中,一种方法可以包括以下步骤:使用设备的压力换能器来接收超声波信号,以及使用被耦合到压力换能器的滤波器来对超声波信号进行滤波。在一些变体中,对超声波信号进行滤波可以包括以下中的一个或多个:模拟滤波,数字滤波,模拟后处理,数字后处理,以及使用以下中的一个或多个:放大器,处理器,积分器,平均器,以及boxcar采样器。

[0047] 还描述了估计心率的方法。在一些变体中,一种方法可以包括以下步骤:使用第一设备来测量血压样本,使用所测量的血压样本来生成血压数据,以及使用血压数据来估计在一个或多个心动周期上的心率。

[0048] 在一些变体中,估计心率可以由第一设备的处理器来执行。在一些变体中,估计心率可以由第二设备的处理器来执行,该第二设备与第一设备无线通信。在一些变体中,估计心率可以包括:将一个或多个血压样本与预定阈值相比较,识别血压样本可与预定阈值交叉的两个或更多个交叉点,以及基于在所识别的交叉点之间经过的一个或多个时间来估计心率。

[0049] 在一些变体中,估计心率可以包括:在血压样本中识别局部最大值或最小值点,以及基于在两个或更多个局部最大值或最小值点之间经过的一个或多个时间来估计心率。在

一些变体中,估计心率可以包括:在血压样本中识别最大或最小变化率的点,以及基于在最大或最小变化率的两个或更多个点之间经过的一个或多个时间来估计心率。在一些变体中,估计心率可以基于血压样本的频域表示。

[0050] 还描述了被配置为交换无线功率和数据中的一个或多个的系统。在一些变体中,一种系统可以包括第一设备和第二设备,该第一设备被配置为在患者体内遍历空间路径,该第二设备被配置为仅在访问时间期间与第一设备交换无线信号。

[0051] 在一些变体中,第一设备或第二设备可以包括被配置为测量患者的一个或多个生理参数的传感器以及被配置为基于所测量的一个或多个生理参数来识别访问时间段的处理器。在一些变体中,一个或多个生理参数可以包括以下中的一个或多个:血压,心率,呼吸率,心音,肺音,以及ECG。

[0052] 还描述了参数跟踪的方法。在一些变体中,一种方法可以包括以下步骤:跟踪与包括第一设备和第二设备的无线系统对应的一个或多个参数,至少部分地基于参数来选择第二设备的换能器配置,以及使用所选择的换能器配置来与第一设备交换一个或多个无线信号。

[0053] 在一些变体中,参数可以包括以下中的一个或多个:第一设备与第二设备之间的无线链路增益,第二设备的发射功率,第二设备的发射频率,换能器配置的一个或多个参数,第一设备的一个或多个参数,第一设备的能量状态,第一设备的电池寿命,与第一设备的传感器对应的参数,与第一设备的换能器对应的参数,第一设备的发射频率,第一设备的发射功率,第一设备的一个或多个位置,第一设备的一个或多个定向,以及身体的生理参数。

附图说明

[0054] 图1是无线系统的说明性变体的示意框图。

[0055] 图2是无线系统的变体的说明性横截面示意图。

[0056] 图3A是包括被配置为发送询问信号的子阵列的无线系统的变体的说明性横截面示意图。

[0057] 图3B是包括从第一设备生成的反馈信号的无线系统的变体的说明性横截面示意图。

[0058] 图3C是包括被配置为向第一设备发送无线功率的换能器配置的无线系统的变体的说明性横截面示意图。

[0059] 图4是单个超声波换能器和组织中的超声波束的说明性横截面示意图。

[0060] 图5是诸如IMD之类的第一设备的说明性变体的示意框图。

[0061] 图6是与设备交换无线功率或数据的方法的说明性变体的流程图。

[0062] 图7A、图7B和图7C是基于间隔的供电的方法的说明性变体的时序图。

[0063] 图8是间歇式供电的方法的说明性变体的时序图。

[0064] 图9是包括包括多个阵列的外部无线设备的无线系统的说明性变体。

[0065] 图10是第一设备(例如,IMD)的空间路径的说明性示意图和对应的访问时间时段时序图。

[0066] 图11是被用于确定访问时间段的生理信号的说明性变体的时序图。

[0067] 图12是被配置为选择用于工作的换能器的第一设备(例如,IMD)的说明性变体的示意框图。

[0068] 图13是定位身体上的无线设备的方法的说明性变体的流程图。

[0069] 图14是定位身体上的无线设备的方法的另一个说明性变体的流程图。

[0070] 图15是将超声波设备耦合到患者的身体的方法的说明性变体的流程图。

[0071] 图16是降噪的方法的说明性变体的流程图。

[0072] 图17是降噪的方法的另一个说明性变体的流程图。

[0073] 图18是估计心率的方法的说明性变体的流程图。

[0074] 图19是从压力信号估计心率的方法的说明性变体的时序图。

具体实施方式

[0075] I. 系统

[0076] A. 概述

[0077] 本文一般地描述了用于在包括被设置在患者的身体内的至少一个设备和诸如被设置在患者的身体外部的设备之类的无线设备的一组设备之间建立无线链路的系统、设备和方法。本文描述的系统可以包括被设置在患者的身体内的一个或多个无线设备(例如,可植入医疗设备、可服用设备、传感器、刺激器等)以及被配置为被设置在例如患者的皮肤上的外部设备。被设置在身体内的无线设备对于监视、诊断和治疗诸如心脏衰竭、人工瓣膜功能障碍、瓣膜性心脏病、术后再狭窄之类的疾病的一个或多个可以很有用。例如,通过被设置在身体内的无线设备来监视患者的生理参数(例如,血压)可以被用于诊断和/或监视心脏衰竭和/或其他心血管(CV)疾病。

[0078] 在一些变体中,无线系统可以包括诸如可植入医疗设备(IMD)和外部无线设备之类的一个或多个无线设备。在一些变体中,IMD可以被植入患者的身体内以用于执行一个或多个功能,诸如监视生理信号或参数(例如,血压、血流量、神经动作电位等)和刺激组织(例如,神经、肌肉等)。在一些变体中,IMD可以被配置为从另一个无线设备接收无线功率。附加地或可替代地,IMD可以包括被配置为由外部无线设备充电的电源(例如,电容器、电池等)。在一些变体中,IMD可以被配置为与另一个无线设备双向地无线地传送数据和/或命令。在这种系统中,对于最小化IMD和外部无线设备的能量使用(例如,消散)、最小化组织加热、以及实现无差错数据传送以进行准确的疾病监视和治疗而言,建立用于功率和/或数据传送的可靠和/或高效的无线链路可以是很重要的。

[0079] 在一些变体中,一种用于交换无线功率或数据的系统可以包括外部无线设备,该外部无线设备包括多个换能器阵列,每个换能器阵列被配置为执行单独的功能。系统效率可以通过将换能器阵列彼此解耦以使得可以优化它们相应的换能器配置而被提高。例如,外部设备的第一换能器阵列可以被配置为从IMD接收无线信号,并且处理器可以被配置为基于所接收的无线信号来生成数据。第二换能器阵列可以被配置为与IMD交换功率和数据中的一个或多个。

[0080] 在一些变体中,当内部设备在身体内移动或者相对于外部设备未对齐时,在内部设备(例如,第一设备)与外部设备(例如,第二设备)之间交换无线功率或数据可被中断。例如,当被设置在心脏内的IMD随着心脏的跳动而移动时,外部设备可能无法可靠地接收反馈

信号并且IMD可能不一致地接收询问信号。在本文描述的系统、设备和方法的一些变体中，外部无线设备的子阵列可以被循环以逐个地发送询问信号，直到所接收的反馈信号满足预定条件为止。

[0081] 在一些变体中，由IMD生成的反馈信号可以包括数字第一设备能量数据和数字询问信号数据中的一个或多个。接收反馈信号的外部设备可以被配置为基于反馈信号来选择用于无线功率和数据交换的换能器配置。反馈信号中的此数据可以允许第一设备的定位、与第一设备建立高效的无线链路、以及对第一设备的电源进行高效充电中的一个或多个，从而减少充电时间并使组织加热最小化。在一些变体中，反馈信号可以进一步包括一个或多个模拟脉冲。在一些变体中，可以基于时间反转、三角测量和所估计的反馈信号的强度中的一个或多个来选择换能器配置。在一些变体中，处理器可以被配置为基于反馈信号来调整换能器配置的发射功率和发送时长中的一个或多个。

[0082] 在一些变体中，可以基于基于间隔的供电方法或者间歇式供电方法来更高效地对被设置在患者的身体内的IMD供电。这些方法可以与诸如被植入心脏中的IMD之类的移动IMD建立高效的无线链路。在一些变体中，可以基于时间反转来选择一个或多个换能器配置。在一些变体中，选择第二设备的一个或多个换能器配置可以包括使用三角测量来估计第一设备的一组空间坐标。

[0083] 在一些变体中，无线链路的效率和可靠性可以通过识别IMD的具有与外部无线设备的最高链路增益的一个或多个换能器来提高。例如，一种系统可以包括被配置为从外部无线设备接收下行链路信号的IMD。第一设备的多个换能器中的一个或多个换能器可以被配置为基于所接收的下行链路信号来与第二设备交换无线功率和数据中的一个或多个。

[0084] 被发送通过诸如组织之类的传输介质的询问信号可产生反射，这些反射可与诸如反馈信号之类的其他信号发生干涉。在一些变体中，所接收的由IMD发送的反馈信号可以与询问信号的反射区分开，从而使能IMD的准确定位和后续的无线链路的建立。

[0085] 在一些变体中，用户（例如，患者）可以定位在他们的身体上的外部无线设备（例如，手持设备、可穿戴设备），以便建立到IMD的无线链路（例如，以用于从IMD恢复生理数据）。外部无线设备与IMD之间的对齐可以对应于链路效率和建立可靠（例如，稳健）的无线链路的能力。在一些变体中，一种定位身体上的无线设备的方法可以包括：生成与身体上的预期位置对应的用户提示，以及根据无线设备的定向特征和定向信号中的一个或多个来定向无线设备。这些和其他方法可以通过指示（例如，引导）诸如患者之类的用户如何定位无线设备以进行疾病监视和/或治疗来使能在家监视。

[0086] 在一些变体中，可以估计被设置在身体的外表面上的无线设备的位置，并且可以向用户提供用户提示以手动将无线设备与内部设备（例如，IMD）对齐。无线设备与内部设备的对齐可以改进在它们之间建立的无线链路。例如，一种定位身体上的无线设备的方法可以包括：测量无线设备和身体中的一个或多个的参数，基于所测量的参数来估计无线设备在身体上的位置，以及生成与所估计的无线设备在身体上的位置对应的用户提示。

[0087] 在一些变体中，被设置在患者的外表面（例如，皮肤）上的超声波设备可以被用于使用超声波信号来为IMD无线供电和/或与IMD通信。可预期超声波设备与皮肤或组织之间的充分耦合，以便高效地进行超声波信号进出身体的交换。在一些变体中，将超声波设备耦合到患者的身体的方法可以包括：测量超声波设备和身体的一个或多个的参数，以及基于

所测量的参数来估计超声波设备与身体之间的耦合状态。可以基于所估计的耦合状态来生成与超声波设备与身体之间的耦合状态对应的用户提示。这可以使能超声波设备与身体之间的自动耦合状态检测。可以指示用户如何在超声波设备与身体之间提供充分耦合,从而改进患者的诊疗效果。

[0088] 在一些变体中,被配置为测量压力的IMD可以被配置为与外部无线设备交换诸如功率和/或数据之类的超声波信号。超声波信号以压力波的形式传播,并且可以与IMD的压力信号耦合或发生干涉,从而潜在地破坏生理压力数据。在一些变体中,一种降噪的方法可以包括测量由超声波换能器、压力换能器、流量传感器、力传感器和微机电(MEMS)设备中的一个或多个接收的超声波信号的参数。可以基于由压力换能器测量的压力信号和所测量的超声波信号的参数来生成压力数据。在一些变体中,超声波信号可以与压力信号解耦,从而允许准确恢复生理压力数据。

[0089] 在一些变体中,一种降噪的方法可以包括使用设备(例如,IMD)的压力换能器来接收超声波信号,以及使用被耦合到压力换能器的滤波器来对超声波信号进行滤波。这可以通过使超声波信号衰减来改进压力信号的测量。

[0090] 在一些变体中,一种系统可以被配置为仅在与第一设备(例如,IMD)空间路径的一部分未被诸如肋骨或肺之类的组织结构阻挡对应的预定访问时间段期间交换无线功率或数据。这对于节约外部无线设备和/或IMD的能量以及使组织加热最小化可以很有用。

[0091] 图1是包括一个或多设备(110、114)的无线系统(100)的说明性变体的示意框图。系统(100)可以包括第一设备(110)(例如,无线设备、可植入医疗设备(IMD))和第二设备(114)(例如,无线设备、外部设备)。在一些变体中,第二设备(114)可以被设置在患者的身体外部,或者可以被完全地或部分地植入(例如,在皮肤下面)。在一些变体中,可以在第二设备(114)与第一设备(110)之间交换一个或多个无线信号,诸如下行链路信号(140)和上行链路信号(150)。下行链路信号(140)可以包括由第二设备(114)向第一设备(110)发送的功率、数据和其他信号中的一个或多个。上行链路信号(150)可以包括由第二设备(114)从第一设备(110)接收的数据和其他信号中的一个或多个。

[0092] 在一些变体中,下行链路信号(140)和上行链路信号(150)可以使用机械波(例如,声、超声、振动)、磁场(例如,感应)、电场(例如,电容)、电磁波(例如,RF、光)、电流耦合、表面波等中的一个或多个来发送。在一些变体中,第一设备(110)和第二设备(114)可以包括被配置为发送和/或接收无线信号的换能器(120)。

[0093] 在一些变体中,第一设备(110)(例如,IMD)可以包括电源电路(160),电源电路(160)包括电源(例如,具有能量存储能力),诸如电池、电容器、及其组合等。在一些变体中,第一设备的电源可以使用由第二设备(114)发送的无线功率来充电。在一些变体中,一个或多个第一设备(110)可以通过能量收集技术被部分地或完全地供电或充电,这些能量收集技术包括振动能量收集、心脏的运动、血管壁的运动、血流量、热能收集、化学能量收集、及其组合等中的一个或多个。

[0094] 在一些变体中,第一设备(110)和第二设备(114)可以包括处理器(130),其可以被配置为执行经由换能器(120)发送/接收信号、处理信号和/或数据、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,第一设备(110)可以进一步包括被配置为感测诸如生理参数之类的参数的传感器和被配置为刺激组织的刺激器中的一个或多个。

[0095] 在一些变体中,第一设备(110)可以被植入在心脏结构(例如,心室、心脏瓣膜)、血管结构(例如,肺动脉、任何其他血管)等中的一个或多个内或上。在一些变体中,第一设备(110)可以被耦合(例如,被附接)到另一个可植入设备(例如,人工心脏瓣膜、支架等)。在一些变体中,由于心脏的泵送运动、呼吸、咳嗽、打喷嚏、肺的运动、其他身体器官或结构的运动、可植入设备的运动、第一设备的任何移动、操作第二设备的用户(例如,患者、护士、医生)的移动、及其组合等中的一个或多个,第一设备(110)可以相对于第二设备(114)移动和/或旋转。在一些变体中,无线系统(100)可以包括多个第一设备(110)和/或多个第二设备(114)。

[0096] B. 内部设备

[0097] 通常,本文描述的被设置在患者的身体内的设备(例如,可植入医疗设备、无线监视器、第一设备)可以被配置为执行感测、监视、刺激、治疗传送等中的一个或多个,并且可以包括本文所描述的一个或多个组件。在一些变体中,该设备可以包括换能器、电源电路、复用器、处理器、存储器、传感器、通信设备(例如,无线设备)等中的一个或多个。

[0098] a. 换能器

[0099] 通常,本文描述的换能器(120)可以被配置为在无线能量形式与电信号之间转换信号。在一些变体中,换能器(120)可以被配置为发送和/或接收上行链路信号和/或下行链路信号。如本文所描述的,换能器(120)可以是第一设备(110)和第二设备(114)中的一个或多个的组件。在一些变体中,换能器(120)可以包括多个换能器元件。换能器(120)可以包括一个或多个阵列(例如,子阵列),该一个或多个阵列可以是不同的换能器元件,或者共享通用的换能器元件。

[0100] 在一些变体中,换能器(120)可以包括超声波换能器、射频(RF)换能器(例如,线圈、RF天线)、电容式换能器、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,超声波换能器可以包括压电设备、电容式微机械超声波换能器(CMUT)、压电式微机械超声波换能器(PMUT)、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,超声波换能器可以将压力和力中的一个或多个转换成电信号,反之亦然。在一些变体中,换能器(120)可以包括可以是一个或多个类型的一个或多个超声波换能器,该一个或多个类型包括但不限于活塞(例如,杆、板)、圆柱形、环形、球形(例如,壳体)、弯曲(例如,长条、隔板)、弯张、及其组合等。在一些变体中,压电设备可以由以下中的一个或多个制成:锆钛酸铅(PZT)、PMN-PT、钛酸钡(BaTiO₃)、聚偏二氟乙烯(PVDF)、铌酸锂(LiNbO₃)、及其任何衍生物等。在一些变体中,超声波换能器可以被配置为以在大约20kHz到大约20MHz之间的频率接收功率。本文描述的频率范围可以使超声波换能器能够包括毫米或亚毫米尺寸。在一些变体中,换能器(120)可以包括诸如线圈或天线之类的RF换能器,其可以被配置为发送和/或接收功率、数据和其他信号中的一个或多个。

[0101] 在一些变体中,换能器(120)可以包括一个或多个换能器元件(例如,一个或多个换能器元件阵列或子阵列),其被配置为接收下行链路信号和/或发送上行链路信号。例如,第二设备(114)的换能器(120)可以包括被配置为发送和/或接收超声波信号的一个或多个超声波换能器元件阵列(例如,子阵列)。

[0102] 在一些变体中,包括多个换能器元件的换能器(120)可以被配置为执行预定的一组功能。例如,第一换能器元件可以被配置为恢复无线功率,第二换能器元件可以被配置为接收数据或信号,第三换能器元件可以被配置为发送数据或信号。在一些变体中,换能器可

以包括小于大约 10cm^3 的体积。这样的换能器尺寸可以使能紧凑的(例如,小型化的)第一设备外壳,以帮助经由经皮或经导管技术将第一设备微创地运送到身体中。在一些变体中,第一设备的换能器(例如,超声波换能器)可以被物理地定向(例如,成角度)并定位朝向第二设备的换能器。这可以提高无线功率和数据交换的一致性、可靠性和能效。

[0103] i. 超声波换能器波束

[0104] 在一些变体中,无线设备(例如,第一设备、第二设备)的超声波换能器(120)可以包括多个超声波换能器元件,其被配置为实现具有宽接受角度(例如,3dB波束宽度)的聚合辐射图(例如,波束)。在一些变体中,无线设备的一个或多个超声波换能器元件可以具有一组相对于彼此不同的特性,该组特性在整体上形成具有宽接受角度的辐射图。在一些变体中,第一设备可以被植入身体中而无需精确知道第一设备相对于第二设备的定向或位置。例如,第二设备可不知道第一设备的一个或多个超声波换能器的定向或者超声波换能器的一个或多个辐射图的主瓣的定向。例如,第一设备可以在植入之后旋转,或者由于第一设备相对于第二设备的运动(例如,由于心跳、呼吸等)而暂时旋转,或者第一设备可以随着时间相对于组织缓慢地旋转(例如,几个月或几年),或者这两者。本文描述的系统、设备和方法可以克服在将第二设备与第一设备对齐以可靠地传送功率和/或下行链路信号方面的这些挑战。

[0105] 在一些变体中,一组特性可以包括但不限于换能器元件相对于其他元件(例如,在平基板上或以相对彼此的预定角度被安装在特定结构上的换能器元件)的位置、定向或角度,换能器元件的尺寸,换能器元件的材料,压电元件的极化方向,相对于电极位置(例如,侧电极结构)的极化方向,及其组合等。

[0106] 在一些变体中,超声波换能器可以包括以相对彼此的非零角度(例如,正交、以相对彼此 30° 的角度等)定向的三个超声波换能器元件。例如,通过将三个换能器元件定向成彼此正交,每个换能器元件可以优选地从三个正交方向之一接收无线功率,从而使能从多个方向的一个或多个功率恢复(例如,相对全向功率恢复)和具有宽接受角度的聚合辐射图。在一些变体中,一组三个超声波换能器元件可以采用紧凑的模块(例如,使用3D组件)而被设置在基板(例如,PCB)上。

[0107] b. 电源电路

[0108] 在一些变体中,第一设备的一个或多个超声波换能器元件可以与电源电路接口连接以接收功率,如本文中进一步详细描述。通常,在图1中所示的电源电路(160)可以被耦合到第一设备(110)的换能器(120),并且可以被配置为恢复(例如,调节)所接收的无线功率,存储能量,以及针对第一设备的不同操作来供电。在一些变体中,电源电路(160)可以包括一个或多个能量存储元件(例如,电池、电容器),其被配置为存储由换能器接收的能量。电源电路可以被配置为控制(例如,调整、限制)被提供给第一设备的一个或多个组件的功率。

[0109] 在一些变体中,电源电路(160)可以被配置为(例如,使用整流器)将换能器的端子处的交流(AC)电压转换成DC电压。在一些变体中,电源电路(160)可以被配置为恢复由位于第一设备上的多个换能器元件接收的无线功率。例如,被耦合到多个换能器元件的电源电路可以执行AC功率组合、DC功率组合、DC电压组合、DC电流组合、其任何组合等中的一个或多个。

[0110] 在一些变体中,电源电路(160)可以包括电源,该电源包括电容器、超级电容器、可充电或二次电池、非可充电或原电池、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,电源电路(160)可以包括用于能量存储的可充电电池,以及与电池并联的电容器,其中,电容器可以在可充电电池的充电/放电瞬变期间吸收/提供至少一部分电流。

[0111] 在一些变体中,电源电路(160)可以不包括用于存储能量的设备,并且第一设备可以并发地由另一个设备(例如,第二设备、另一个IMD等)供电,同时第一设备执行其功能。在一些变体中,可以向第一设备供电直到它完成其功能为止,并且第一设备可以保持不活动直到它再次被供电为止。

[0112] 在一些变体中,本文公开的系统、设备和方法可以包括在2014年5月13日提交的美国专利No.9,544,068、2016年9月30日提交的美国专利No.10,177,606、2016年12月7日提交的美国专利No.10,014,570和2013年11月13日提交的美国专利No.9,774,277中描述的一个或多个系统、设备和方法,其各自的内容通过引用而被全部并入本文中。

[0113] c.复用器电路

[0114] 通常,本文描述的复用器(例如,复用器电路)可以被配置为解耦第一设备中的功率信号、数据信号和其他信号中的一个或多个。解耦信号可以避免信号之间的干扰,并确保第一设备的正常运行。例如,第一设备中的复用器可以被配置为将功率信号与从第二设备接收的数据信号解耦,以使得功率信号被提供给电源电路以进行功率恢复和调节,同时数据信号被提供给处理器以进行数据恢复。

[0115] 在一些变体中,复用器可以包括发送/接收开关、无源器件(例如,二极管、继电器、MEMS电路、阻断器、无源开关)、循环器、频率选择(例如,使用滤波器、阻抗匹配网络)、直接有线连接、及其组合等中的一个或多个。

[0116] d.处理器

[0117] 通常,本文描述的处理器(例如,CPU)可以接收、发送和/或处理数据和/或其他信号、和/或控制系统的一个或多个组件(例如,IMD)。处理器可以被配置为接收、处理、编译、计算、存储、存取、读取、写入、和/或发送数据和/或其他信号。附加地或可替代地,第一设备的处理器的一个或多个元件(例如,如本文所讨论的感测和处理电路)可以被配置为控制处理器的一个或多个其他元件(例如,复用器电路、解复用器电路等)和/或第一设备的一个或多个组件(例如,换能器、电源电路、存储器、传感器等)。如本文所描述的,处理器可以被包括在第一设备、第二设备等中的一个或多个中。

[0118] 在一些变体中,处理器可以包括可以是数据接收器的数据通信电路,其可以被配置为存取或接收来自换能器、传感器(例如,压力传感器)和存储介质(例如,存储器、闪存驱动器、存储卡)中的一个或多个的数据和/或其他信号。例如,处理器可以包括被配置为通过换能器接收数据和/或信号的信号接收器(例如,检测询问信号)、包络检测器电路、放大器(例如,低噪声放大器或LNA)、滤波器、频率检测器电路、相位检测器电路、比较器电路、解码器电路、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,第一设备的处理器可以包括被配置为监视第一设备的电压、电流、功率和能量中的一个或多个的监视电路。

[0119] 在一些变体中,处理器可以包括被配置为运行和/或执行一组指令或代码的任何合适的处理设备,并且可以包括一个或多个数据处理器、图像处理器、图形处理单元(GPU)、物理处理单元、数字信号处理器(DSP)、模拟信号处理器、混合信号处理器、机器学习处理

器、深度学习处理器、有限状态机 (FSM)、压缩处理器 (例如, 数据压缩以降低数据速率和/或存储器要求)、加密处理器 (例如, 用于安全无线数据和/或功率传送)、和/或中央处理单元 (CPU)。处理器例如可以包括通用处理器、现场可编程门阵列 (FPGA)、专用集成电路 (ASIC)、处理器板等。处理器可以被配置为运行和/或执行应用进程和/或与系统相关联的其他模块、进程和/或功能。可以采用各种组件类型来提供底层器件技术, 例如, 如互补金属氧化物半导体 (CMOS) 的金属氧化物半导体场效应晶体管 (MOSFET) 技术、如发射极耦合逻辑 (ECL) 的双极技术、聚合物技术 (例如, 硅共轭聚合物和金属共轭聚合物-金属结构)、混合模拟和数字等。

[0120] 本文描述的系统、设备和/或方法可以由软件 (在硬件上执行)、硬件或其组合来执行。硬件模块例如可以包括通用处理器 (或微处理器或微控制器)、现场可编程门阵列 (FPGA)、和/或专用集成电路 (ASIC)。软件模块 (在硬件上执行) 可以采用各种软件语言 (例如, 计算机代码) 来表示, 包括 C、C++、**Java®**、Python、Ruby、Visual **Basic®**、和/或其他面向对象的、过程的、或其他编程语言和开发工具。计算机代码的示例包括但不限于诸如由编译器生成的微代码或微指令、机器指令, 被用于生成 Web 服务的代码, 以及包含由计算机使用解析器执行的高级指令的文件。计算机代码的其他示例包括但不限于控制信号、加密代码、以及压缩代码。

[0121] 在一些变体中, 处理器可以被配置为处理信号 (例如, 询问信号), 并采取动作 (例如, 生成反馈信号)。例如, 处理器可以包括如本文中所详细描述的检测和处理电路。在一些变体中, 第一设备的处理器可以被配置为处理询问信号, 其可以对第一设备的标识 (ID) 号进行编码以及对 ID 号进行解码。在这种变体中, 处理器可以被配置为从所接收的询问信号中解码或提取 ID 号, 并根据询问信号中的 ID 是否匹配第一设备的 ID 来执行动作 (例如, 生成反馈信号、不采取动作等)。在一些变体中, 第一设备的处理器可以包括用于处理从第二设备接收的询问信号以生成反馈信号的包络检测电路、能量检测器电路、功率检测器电路、电压传感器、时间数字转换器 (TDC) 电路、积分器电路、采样电路、模数转换器 (ADC) 电路、定时器电路、时钟、计数器、振荡器、锁相环 (PLL)、锁频环 (FLL)、及其组合等中的一个或多个。

[0122] 在一些变体中, 无线设备的处理器可以被配置为处理信号 (例如, 反馈信号), 生成数据 (例如, 反馈信号数据), 并确定用于为第一设备供电的无线设备 (例如, 子阵列) 的换能器配置, 如本文中所详细描述。例如, 处理器可以包括用于执行此类计算的放大器、相位检测器、频率检测器、数字信号处理器、积分器、加法器电路、乘法器电路、有限状态机、及其组合等。

[0123] 在一些变体中, 处理器可以包括可以是数据发射器的数据通信电路, 其可以被配置为通过换能器、存储介质等中的一个或多个生成或发送数据和/或其他信号。例如, 第一设备的处理器可以包括用于经由换能器生成或发送数据和/或信号的信号发射器、上行链路数据发射器、振荡器、功率放大器、混频器、阻抗匹配电路、开关、驱动器电路、及其组合等中的一个或多个。

[0124] 在一些变体中, 处理器可以被配置为控制第一设备和/或第二设备中的一个或多个元件。例如, 处理器可以被配置为根据经由下行链路信号从第二设备接收的命令来控制第一设备生成反馈信号或者执行检测功能。

[0125] 在一些变体中, 第一处理器可以是第一设备的组件, 并且第二处理器可以是第二

设备的组件。在这种变体中,第一设备可以被配置为接收询问信号,并且第一处理器可以被配置为处理询问信号,并生成反馈信号。第二处理器可以被配置为处理由第二设备接收的反馈信号,生成反馈信号数据,并确定第二设备的换能器配置,如本文中所详细描述。在一些变体中,第一设备的第一处理器可以被配置为处理一个或多个询问信号,并基于这些询问信号来确定换能器配置(例如,第二设备的换能器配置,其导致在第一设备处的询问信号的最大功率)。

[0126] e. 存储器

[0127] 通常,本文描述的第一设备和/或第二设备可以包括被配置为存储数据和/或信息的存储器。在一些变体中,存储器包括一个或多个类型,包括但不限于随机存取存储器(RAM)、静态RAM(SRAM)、动态RAM(DRAM)、电阻式随机存取存储器(ReRAM或RRAM)、磁阻式随机存取存储器(MRAM)、铁电式随机存取存储器(FRAM)、基于标准单元的存储器(SCM)、移位寄存器、只读存储器(ROM)、可编程只读存储器(PROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、闪存存储器(例如,NOR、NAND)、嵌入式闪存、易失性存储器、非易失性存储器、一次性可编程(OTP)存储器、及其组合等。

[0128] 在一些变体中,存储器可以被配置为存储指令和/或数据,以使处理器执行与第一设备和/或第二设备相关联的模块、进程、和/或功能(例如,执行搜索算法)。本文描述的一些变体可以涉及具有非暂时性计算机可读介质(也可以被称为非暂时性处理器可读介质)的计算机存储产品,在非暂时性计算机可读介质上具有用于执行各种计算机实现的操作的指令或计算机代码。计算机可读介质(或处理器可读介质)在它本身可以不包括瞬态传播信号(例如,在诸如空间或电缆之类的传输介质上携带数据的传播电磁波)的意义上可以是非暂时性的。介质和计算机代码(也可以被称为代码或算法)可以是针对一个或多个特定目的而被设计和构建的。

[0129] 在一些变体中,存储器可以被配置为存储传感器数据、所接收的数据、和/或由第一设备和/或第二设备生成的数据。在一些变体中,第一设备的存储器可以被配置为存储在由传感器感测的信号时生成的数据(例如,由可以被包括在第一设备中的压力传感器感测的血压数据)。在一些变体中,第一设备的存储器可以被配置为存储询问信号参数、反馈信号参数、与由第一设备接收的功率有关的参数、与移动IMD的移动和/或旋转或轨迹有关的参数等中的一个或多个。

[0130] 在一些变体中,第二设备的存储器可以被配置为存储询问信号参数、反馈信号参数、反馈信号数据、与换能器配置对应的数据、患者数据、无线系统数据(例如,IMD的数量和/或位置、一个或多个IMD的空间路径、与一个或多个IMD对应的一个或多个标识(ID)号)、及其组合和派生物等中的一个或多个。在一些变体中,第一设备和/或第二设备的存储器可以被配置为存储图像数据,包括从患者的成像生成的2D、3D、多普勒、以及任何其他数据(例如,胸腔或组织的图像、超声心动图像、MRI图像)。在一些变体中,存储器可以被配置为暂时地或永久地存储数据。

[0131] f. 传感器

[0132] 通常,本文描述的传感器可以被配置为感测或测量一个或多个参数,诸如但不限于患者的生理参数。在一些变体中,传感器可以包括压力传感器、流量传感器、换能器(例如,超声波换能器、红外/光学光电二极管、红外/光学LED、RF天线、RF线圈)、温度传感器、电

传感器(例如,使用电极来测量阻抗、肌电图或EMG、心电图或ECG等)、磁传感器(例如,RF线圈)、电磁传感器(例如,红外光电二极管、光学光电二极管、RF天线)、神经传感器(例如,用于感测神经动作电位)、力传感器(例如,应变计)、流或速度传感器(例如,热线风速计、涡流流量计)、加速度传感器(例如,加速度计)、活动传感器(例如,以监视患者活动水平)、化学传感器(例如,pH传感器、蛋白质传感器、葡萄糖传感器)、氧传感器(例如,脉搏血氧传感器、心肌耗氧量传感器)、音频传感器(例如,用于检测心脏杂音、人工瓣膜杂音、听诊的麦克风)、用于感测其他生理参数的传感器(例如,用于感测心率、呼吸率、心律失常、心壁运动的传感器)、刺激器(例如,用于刺激和/或起搏功能)、及其组合等中的一个或多个。

[0133] 在一些变体中,一个或多个压力传感器(也被称为压力换能器)可以被用于监视诸如心脏衰竭之类的心血管疾病。在一些变体中,一个或多个压力传感器可以包括但不限于绝对压力传感器、表压传感器、密封压力传感器、差压传感器、大气压力传感器、及其组合等。在一些变体中,一个或多个压力传感器可以基于一个或多个压力传感技术,包括但不限于电阻式(例如,压阻式,使用应变计或应变膜以创建压敏电阻)、电容式(例如,使用隔膜或薄膜以创建压敏电容)、压电、光学、谐振(例如,结构的压敏谐振频率)、及其组合等。在一些变体中,压力传感器可以使用微机电系统(MEMS)技术来制造。

[0134] 在一些变体中,传感器可以包括用于刺激身体的肌肉和/或神经元或神经的刺激器(例如,电刺激器)。例如,一个或多个刺激器可以被配置为刺激心室壁以用于起搏和/或心脏再同步。

[0135] g. 空间路径

[0136] 第一设备(例如,IMD)的空间路径通常可以指由第一设备相对于第二设备(例如,外部无线设备)遍历的一组位置(例如,路径、轨迹)和/或一组定向。例如,第一设备可以相对于第二设备移动和/或旋转。第一设备的空间路径可以包括线路、曲线路径、旋转、倾斜、及其组合等中的一个或多个。在第一设备可以被植入心脏组织或心血管结构中或其附近的一些变体中,第一设备的空间路径也可以被称为心脏路径。第一设备的移动可以是由于心脏的泵送运动、呼吸、肺的运动、其他身体器官或结构的运动、外部无线设备的移动、操作外部无线设备的用户(例如,患者、护士、医生)的移动、及其组合等中的一个或多个。

[0137] h. 操作模式

[0138] 如本文所描述的,第一设备(例如,IMD)可以被配置为在一个或多个模式下工作,包括但不限于刺激模式、感测模式、无线下行链路模式、无线上行链路模式、睡眠模式、及其组合等。感测模式可以包括感测或采样(例如,周期性地)参数(例如,压力)以生成传感器信号、调节传感器信号、数字化传感器信号以生成数字化信号、及其组合等中的一个或多个。无线下行链路模式可以包括其中第一设备可以被配置为接收功率、数据、一个或多个信号(例如,询问信号)、一个或多个命令、及其组合等中的一个或多个的模式。无线上行链路模式可以包括其中第一设备可以被配置为发送或生成上行链路数据(例如,经处理的数据)、一个或多个无线信号(例如,活动上行链路信号、反射信号、经调制的反向散射信号等)、及其组合等中的一个或多个的模式。在睡眠模式下,第一设备可以被配置为不执行任何主动功能(例如,感测、刺激等),而是等待来自第二设备的指令或询问信号。

[0139] i. 在身体中的第一设备放置

[0140] 通常,本文描述的可植入设备可以被配置为被设置(例如,被植入)在患者或动物

体内。在一些变体中,如本文所描述的,第一设备可以是独立设备。在一些变体中,如本文所描述的,第一设备可以被耦合(例如,被附接)到被设置在身体中的另一个设备。例如,一个或多个第一设备可以被耦合到人工心脏瓣膜或支架。作为另一个示例,一个或多个第一设备可以被耦合到脉冲生成器以及起搏器、可植入心脏复律除颤器和/或心脏再同步治疗设备的一个或多个引线中的一个或多个。

[0141] 在一些变体中,第一设备可以被耦合到人工心脏瓣膜、人工心脏瓣膜导管、瓣叶接合设备、瓣环成形术环、瓣膜修复设备(例如,夹子、纱布)、隔膜封堵器、附属器封堵器、心室辅助设备、起搏器(例如,包括引线、脉冲生成器)、可植入心脏复律除颤器(例如,包括引线、脉冲生成器)、心脏再同步治疗设备(例如,包括引线、脉冲生成器)、可插入心脏监视器、支架(例如,冠状动脉或外周支架、织物支架、金属支架)、支架移植物、脚手架、栓塞保护设备、栓塞线圈、血管内栓塞、血管贴片、血管闭合设备、心房分流器、用于治疗心脏衰竭的伞状设备、心循环记录器,及其组合等中的一个或多个。例如,人工心脏瓣膜可以包括经导管心脏瓣膜(THV)、自扩张THV、球囊扩张THV、外科生物人工心脏瓣膜、机械瓣膜等中的一个或多个。

[0142] 通常,本文描述的可植入设备可以位于身体中的任何区域中或其附近,包括但不限于心脏瓣膜(例如,主动脉瓣、二尖瓣)、心腔(例如,左心室、左心房、右心室、右心房)、血管(例如,肺动脉、主动脉、股浅动脉、冠状动脉、肺静脉等)、心脏组织(例如,心肌或心壁、心间隔)、胃肠道(例如,胃、食道)、膀胱、及其组合等。

[0143] C. 第二设备

[0144] 通常,如本文所使用的,第二设备(例如,无线设备、外部无线设备)可以指与一个或多个第一设备(例如,IMD)在物理上分离的任何设备。在一些变体中,第二设备(114)可以包括换能器(120)和处理器(130),例如如图1中所图示的。在一些变体中,第二设备可以包括如本文所描述的存储器。在一些变体中,第二设备可以包括用于存储能量的电池,该能量可以被用于为一个或多个第一设备无线供电和/或与一个或多个第一设备通信,和/或用于与一个或多个其他第二设备(例如,平板计算机、电话、笔记本计算机、计算机、服务器、数据库、网络)通信。

[0145] 在一些变体中,第二设备(114)的换能器(120)可以包括多个超声波换能器元件,其可以包括用于与一个或多个IMD交换无线信号(发送和/或接收)的多个配置,如本文中所详细描述。在一些变体中,第二设备可以包括一个或多个换能器阵列(例如,子阵列、换能器元件)。在一些变体中,第二设备的一个或多个换能器或换能器元件可以包括超声波换能器、射频(RF)换能器(例如,线圈、RF天线)、电容换能器、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,第二设备(114)的处理器(130)可以被配置为处理从第一设备接收的无线信号(例如,反馈信号)。

[0146] 在一些变体中,第二设备可以被配置为执行一个或多个功能,包括但不限于向一个或多个第一设备(例如,IMD)发送无线功率、数据和其他信号(例如,询问信号)中的一个或多个,从一个或多个第一设备接收无线数据和其他信号(例如,反馈信号)中的一个或多个,处理数据和/或信号(例如,处理反馈信号),执行感测和/或致动(例如,测量血压、心率、心率变异性、ECG、EKG、胸阻抗、呼吸率或呼吸、患者活动水平、心音、肺音、温度、体重、血糖、血氧),将数据或信息存储在存储器中,经由有线和/或使用无线链路(例如,蓝牙)与其他无

线设备(例如,平板计算机、电话、计算机)通信,显示或提供数据或信息(例如,在屏幕或监视器上的视觉显示、音频信号),向用户(例如,患者、医生)生成警报/通知(例如,视觉、音频、振动),及其组合等中的一个或多个。

[0147] 在一些变体中,第二设备可以被设置在一个或多个位置,包括但不限于身体外部(例如,作为可穿戴设备、带子、腰带、手持设备、被耦合到测量装置的探头、被放置在皮肤上的设备、使用粘合剂附着在皮肤上的设备、使用其他技术附着在皮肤上的设备、不接触患者的设备、笔记本计算机、计算机、移动电话、智能手表等)、永久植入身体内(例如,被植入皮下、沿着器官的外壁)、暂时植入身体内(例如,位于插入通过血管、食道或胸壁的导管或探头上、在手术或过程期间使用)、及其组合等。在一些变体中,第二设备可以具有不同的形状或形式,包括但不限于平面的、与身体或器官共形的、柔性的、可拉伸的、平坦的、形状像探头的等。在一些变体中,第二设备可以执行另一个第二设备的功能(例如,处理反馈信号)。例如,被放置在患者的身体上(例如,被放置在胸部上)的第二设备可以将从一个或多个IMD接收的反馈信号生成的反馈信号数据传送到另一个第二设备,诸如膝上型计算机、平板计算机、手机等。此另一个第二设备可以处理反馈信号数据,并执行搜索算法和/或执行计算(例如,确定用于为第一设备供电的换能器配置)。

[0148] 在一些变体中,第二设备可以进一步包括被配置为准许用户和/或专业医护人员控制无线系统的一个或多设备的通信设备。通信设备可以包括被配置为通过有线或无线连接将第二设备连接到另一个系统(例如,因特网、远程服务器、数据库)的网络接口。在一些变体中,第二设备可以经由一个或多个有线和/或无线网络与其他设备(例如,手机、平板计算机、计算机、智能手表等)通信。在一些变体中,网络接口可以包括被配置为与一个或多个设备和/或网络通信的射频(RF)接收器、RF发射器、光学(例如,红外)接收器、光学发射器、声学或超声波接收器和发射器等中的一个或多个。网络接口可以通过有线和/或无线方式与无线设备、网络、数据库和服务器中的一个或多个通信。

[0149] 网络接口可以包括被配置为接收和/或发送RF信号的RF电路。RF电路可以将电信号转换为电磁信号(反之亦然),并经由电磁信号与通信网络和其他通信设备通信。RF电路可以包括用于执行这些功能的已知电路,包括但不限于天线系统、RF收发器、一个或多个放大器、调谐器、一个或多个振荡器、混频器、数字信号处理器、CODEC芯片组、用户身份模块(SIM)卡、存储器等。

[0150] 通过本文描述的任何设备的无线通信可以使用多种通信模式、标准、协议和技术中的任何一种,包括但不限于全球移动通信系统(GSM)、增强型数据GSM环境(EDGE)、高速下行链路分组接入(HSDPA)、高速上行链路分组接入(HSUPA)、演进纯数据(EV-DO)、HSPA、HSPA+、双小区HSPA(DC-HSPDA)、长期演进(LTE)、近场通信(NFC)、宽带码分多址(W-CDMA)、码分多址(CDMA)、时分多址(TDMA)、蓝牙、无线保真(WiFi)(例如,IEEE 802.11a、IEEE 802.11b、IEEE 802.11g、IEEE 802.11n等)、因特网语音协议(VoIP)、Wi-MAX、电子邮件协议(例如,因特网消息访问协议(IMAP)和/或邮局协议(POP))、即时消息传送(例如,可扩展消息传送和存在协议(XMPP)、用于即时消息传送和存在杠杆扩展的会话发起协议(SIMPLE)、即时消息传送和存在服务(IMPS))、和/或短消息服务(SMS)、或任何其他合适的通信协议。在一些变体中,本文的设备可以直接相互通信而不通过网络(例如,通过NFC、蓝牙、WiFi、RFID等)传输数据。

[0151] 通信设备可以进一步包括被配置为准许用户(例如,患者、受试者、合作伙伴、家庭成员、专业医护人员等)控制第二设备的用户接口。通信设备可以准许用户直接地和/或远程地与第二设备交互和/或控制第二设备。例如,第二设备的用户接口可以包括供用户输入命令的输入设备以及供用户接收输出(例如,显示设备上的血压读数)的输出设备。

[0152] 在一些变体中,第二设备可以包括输出设备和用户接口。用户接口的输出设备可以输出与第二设备与组织或皮肤的耦合对应的数据,与第二设备与第一设备之间的无线链路(例如,已建立的可靠链路)的数据对应的数据,一个或多个IMD的移动、旋转和/或轨迹等中的一个或多个,并且可以包括显示设备和音频设备中的一个或多个。由服务器生成的数据分析可以由第二设备的输出设备(例如,显示器)显示。在选择换能器配置或者确保第二设备被最佳地耦合到组织中使用的数据可以通过通信设备接收并通过第二设备的一个或多个输出设备被可视地和/或可听地输出。在一些变体中,输出设备可以包括显示设备,其包括发光二极管(LED)、液晶显示器(LCD)、电致发光显示器(ELD)、等离子显示面板(PDP)、薄膜晶体管(TFT)、有机发光二极管(OLED)、电子纸/电子墨水显示器、激光显示器、和/或全息显示器中的至少一个。

[0153] 音频设备可以可听地输出任何数据、命令、指令、提示、警报、通知等中的一个或多个。例如,音频设备可以在第一设备与第二设备之间的链路受到干扰或中断并提示由用户进行手动调整时输出声音警报。在一些变体中,音频设备可以包括扬声器、压电音频设备、磁致伸缩扬声器、和/或数字扬声器中的至少一个。在一些变体中,用户可以使用音频设备和通信信道来与其他用户通信。例如,用户可以使用第二设备和另一个设备来形成与远程专业医护人员的音频通信信道(例如,VoIP呼叫)。

[0154] 在一些变体中,用户接口可以包括输入设备(例如,触摸屏)和输出设备(例如,显示设备),并且被配置为从第一设备、第二设备、网络、数据库和服务器中的一个或多个接收输入数据。例如,输入设备(例如,键盘、按钮、触摸屏)的用户控制可以由用户接口接收,进而可以由处理器和存储器处理以由用户接口向第一设备输出控制信号。输入设备的一些变体可以包括被配置为生成控制信号的至少一个开关。例如,输入设备可以包括供用户提供与控制信号对应的输入(例如,手指接触触摸表面)的触摸表面。包括触摸表面的输入设备可以被配置为使用多种触摸敏感技术(包括电容、电阻、红外、光学成像、色散信号、声脉冲识别、以及表面声波技术)中的任意一种来检测在触摸表面上的接触和移动。在包括至少一个开关的输入设备的变体中,开关例如可以包括按钮(例如,硬键、软键)、触摸表面、键盘、模拟杆(例如,操纵杆)、方向键、鼠标、轨迹球、缓动盘、步进开关、翘板开关、指针设备(例如,指示笔)、运动传感器、图像传感器和麦克风中的至少一个。运动传感器可以从光学传感器接收用户运动数据并将用户手势分类为控制信号。麦克风可以接收音频数据并将用户语音识别为控制信号。

[0155] 触觉设备可以被并入一个或多个输入和输出设备以向用户提供附加的感觉输出(例如,力反馈)。例如,触觉设备可以生成触觉响应(例如,振动)以确认对输入设备(例如,触摸表面)的用户输入。作为另一个示例,触觉反馈可以通知用户输入被第二设备覆盖(override)。

[0156] a. 子阵列

[0157] 子阵列通常可以指第二设备的多个换能器元件的任何子集。在一些变体中,子阵

列可以包括一组相邻的换能器元件、一组交替的换能器元件(例如,每隔一个元件)、一组每隔 $n-1$ 个(every ' n^{th} ')的换能器元件、或换能器阵列的换能器元件的任何子集中的一个或多个。例如,如本文中所详细描述,子阵列可以包括被选择用于基于反馈信号来向第一设备高效传送无线功率的一组换能器元件。在一些变体中,子阵列可以包括第二设备的单个换能器元件。在一些变体中,子阵列可以包括第二设备的所有换能器元件。

[0158] 在一些变体中,子阵列可以包括不相交的一组换能器元件。例如,第二设备可以包括线性一维阵列,具有被标记为1、2、3等的阵列元件,其中,子阵列可以由元件编号1-8、9-16、17-24等组成。在一些变体中,子阵列可以包括重叠的一组换能器元件。例如,对于线性一维阵列的示例,子阵列可以由元件编号1-8、2-9、3-10等组成。在一些变体中,子阵列可以具有不同的大小。例如,同一第二设备的不同的子阵列可以包括不同数量的换能器元件(例如,一些子阵列可以包括4个换能器元件,一些子阵列可以包括16个换能器元件)、具有不同尺寸的换能器元件、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,如本文中所详细描述,用于第二设备的预定子阵列的换能器元件的选择可以基于反馈信号数据。

[0159] b. 换能器配置

[0160] 换能器配置通常可以指被配置为与第一设备交换无线功率和数据中的一个或多个(例如,用于对第一设备的电源充电)的第二设备的一个或多个换能器元件。换能器配置还可以指被配置为驱动信号发送(例如,频率、幅度、相位、时间延迟、时长等,一个或多个换能器元件可以被配置为利用其来发送信号)和信号接收(例如,相移、时间延迟、增益等,一个或多个换能器元件可以被配置为利用其来接收信号)的一个或多个换能器元件的参数和设置。在一些变体中,换能器配置可以由第二设备的处理器基于从第一设备接收的反馈信号来选择。

[0161] 在一些变体中,被配置为向第一设备发送无线信号的换能器配置可以被称为发送换能器配置(TTC)。在一些变体中,被配置为从第一设备接收无线信号的换能器配置可以被称为接收换能器配置(RTC)。在一些变体中,由第二设备的处理器基于从第一设备接收的反馈信号而选择的换能器配置可以被称为优化换能器配置(OTC),其可以相对于默认换能器配置而被改进,但未必是最优化的换能器配置。在一些变体中,无线设备的一组换能器元件连同用于这些换能器元件中的每一个的驱动信号可以被统称为子阵列供电快照(powering snapshot),这些换能器元件可以选择性地被配置用于为无线监视器供电和/或向无线监视器发送其他下行链路信号。在一些变体中,被配置为从IMD接收上行链路信号(例如,数据)的无线设备的一组换能器元件连同与接收信号或调节所接收的信号有关的参数(诸如增益、相移、延时、滤波、用于接收信号的时间窗等)可以被统称为子阵列上行链路数据快照。

[0162] c. 用户提示

[0163] 用户提示(也被称为用户反馈)通常可以指由第二设备提供给用户的一个或多个指令、通知、建议、警报等。用户提示可以用于多种目的,包括但不限于传送关于第一设备和/或第二设备的电池的充电状态(SoC)和/或放电深度(DoD)的数据、要求用户为第二设备电池充电、传送关于第一设备与第二设备之间的数据传送的数据(例如,数据传送完成百分比)、要求用户手动调整或重定位在患者的身体上的第二设备、及其组合等。在一些变体中,可以使用视觉指令、音频指令、振动、通知(例如,在电话、计算机等上的警报、推送通知、电子邮件等)、及其组合中的一个或多个来提供用户提示。如本文描述的通信设备、用户接口、

输入设备、输出设备等的变体可以被用于提供用户提示。

[0164] 在一些变体中,用户提示(例如,视觉指令)可以包括患者的胸部(例如,显示胸部、手臂、颈部、头部中的一个或多个)的图像、照片和程式化表示(例如,示意图、卡通、图表),第二设备的当前设备配置(例如,位置、角度、倾斜等),第二设备的目标设备配置(例如,位置、角度、旋转、倾斜等),显示当前/目标位置的地图,以文本形式显示的指令(例如,要求用户将第二设备移向患者的左臂、右臂、头部等的句子,表示由第一设备接收的功率的数字或百分比,电池的SoC和/或DoD等),引导用户移动、旋转和/或调整第二设备的箭头,LED(例如,稳定的、闪烁的),及其组合等中的一个或多个。例如,在一些变体中,无线设备的当前位置以及目标位置可以被叠加在胸部的图像上。可以指示用户移动第二设备,直到它到达目标位置为止。

[0165] 在一些变体中,音频指令可以包括语音命令(例如,要求用户将第二设备移向患者的左臂、要求用户对第二设备电池充电、向用户通知完成从第一设备到第二设备的数据传送)、蜂鸣声、警报、及其组合等中的一个或多个。

[0166] d. 网络

[0167] 在一些变体中,本文描述的系统、设备和方法可以经由例如一个或多个网络(每一个网络可以是任何类型的网络,例如,有线网络、无线网络)与其他无线设备通信。通信可以加密也可以不加密。无线网络可以指不通过任何类型的电缆连接的任何类型的数字网络。无线网络中的无线通信的示例包括但不限于蜂窝、无线电、卫星、以及微波通信。然而,无线网络可以被连接到有线网络,以便与因特网、其他载波语音和数据网络、商业网络和个人网络接口连接。有线网络通常通过铜质双绞线、同轴电缆和/或光纤电缆而被承载。存在许多不同类型的有线网络,包括广域网(WAN)、城域网(MAN)、局域网(LAN)、因特网区域网(IAN)、校园区域网(CAN)、如因特网的全球区域网(GAN)、以及虚拟专用网络(VPN)。在下文中,网络是指通常通过因特网互连以提供统一的联网和信息访问系统的无线、有线、公共和私有数据网络的任何组合。

[0168] 蜂窝通信可以涵盖诸如GSM、PCS、CDMA或GPRS、W-CDMA、EDGE或CDMA2000、LTE、WiMAX和5G网络标准之类的技术。一些无线网络部署结合来自多个蜂窝网络的网络或者混合使用蜂窝、Wi-Fi和卫星通信。在一些变体中,网络可以被用于远程处理由本文描述的无线系统使用的任何数据或信息。例如,可以处理与无线系统有关的任何数据或信息的处理器可以位于与第一设备相同的外壳中和/或位于与第二设备相同的外壳中,位于与第一设备相同的房间或建筑物中的单独的外壳中,在远离第一设备和第二设备的远程位置(例如,不同的建筑物、城市、国家)、及其任何组合等。与无线系统有关的数据或信息的处理可以在接收或记录数据(例如,反馈信号数据、生理数据)时被实时执行,或者可以在不同的时间被执行。

[0169] D. 无线信号

[0170] 如本文所使用的无线信号通常可以指在诸如第一设备和第二设备之类的至少两个设备之间交换的任何无线信号。在一些变体中,无线信号可以包括功率信号、下行链路数据信号、询问信号、反馈信号、上行链路数据信号、反射信号、反向散射信号等中的一个或多个。例如,在一些变体中,由第一设备生成的无线信号可以包括来自第一设备的反射信号或反向散射信号,其在诸如询问信号之类的下行链路信号入射到第一设备上时生成。

[0171] a. 询问信号

[0172] 如本文中更详细描述, 询问信号通常可以指在第一设备的询问过程或一个或多个其他方法期间由第二设备发送的任何信号。例如, 询问信号可以指由被配置为从第一设备引出反馈信号的第二设备的子阵列发送的任何信号。在一些变体中, 询问信号可以是被配置为向第一设备传送无线功率的功率信号、被配置为向第一设备传送数据/命令的下行链路数据信号、以及被配置为从第一设备引出反馈信号的任何其他信号、及其组合等中的一个或多个。

[0173] 在一些变体中, 可以使用机械波(例如, 超声、声、振动)、磁场(例如, 感应)、电场(例如, 电容)、电磁波(例如, RF、光)、电流耦合、表面波等中的一个或多个来生成询问信号。在一些变体中, 可以以连续波(CW)信号或脉冲波(PW)信号的形式生成询问信号。在一些变体中, 询问信号可以使用任何已知的数字或模拟调制技术来生成, 诸如ASK、FSK、PSK、AM、FM、PM、脉冲调制、PAM、PIMD、PPM、PCM、PDM等。在一些变体中, 超声波询问信号可以包括在大约20kHz到大约20MHz之间的载波频率。

[0174] 在一些变体中, 询问信号可以编码与一个或多个无线设备(例如, IMD)对应的唯一标识(ID)号或代码。例如, ID号可以被配置为命令一个或多个预定IMD响应询问信号。在一些变体中, 询问信号可以编码与第一设备的一个或多个功能对应的命令。例如, 在一些变体中, 询问信号可以对命令进行编码, 在接收到该命令后, 第一设备可以配置它自己向第二设备发送反馈信号。在一些变体中, 询问信号可以对命令进行编码, 在接收到该命令后, 第一设备可以配置它自己从第二设备接收无线功率和/或对其诸如电池或电容器之类的电源充电。在一些变体中, 询问信号可以对命令进行编码, 在接收到该命令后, 第一设备可以配置它自己经由上行链路信号向第二设备发送数据。在一些变体中, 询问信号可以对命令进行编码, 在接收到该命令后, 第一设备可以配置它自己在一个或多个操作模式下工作, 诸如感测模式、刺激模式、睡眠模式、及其组合等。

[0175] b. 反馈信号

[0176] 反馈信号通常可以指由第二设备从第一设备接收的任何信号。在一些变体中, 可以响应于另一个信号(例如, 询问信号)生成反馈信号。在一些变体中, 第一设备(例如, IMD)可以被配置为发送一个或多个反馈信号而没有被第二设备询问。例如, 第一设备可以被配置为周期性地发送反馈信号, 在一些变体中, 反馈信号也可以被称为信标信号。

[0177] 在一些变体中, 反馈信号可以包括与关于询问信号而描述的那些参数相似的参数(例如, 类型、波形形状、调制等)。例如, 反馈信号可以包括具有在大约20kHz到大约20MHz之间的载波频率的超声波脉冲。

[0178] 在一些变体中, 响应于接收到询问信号而由第一设备发送的反馈信号可以包括一个或多个脉冲。例如, 在一些变体中, 在接收到询问信号之后, 第一设备可以发送单个超声波脉冲(例如, 包括载波频率的一个或多个周期), 或者第一设备可以周期性地发送多个超声波脉冲。这种超声波脉冲可以由第二设备用于第一设备的三角测量或定位和/或用于估计第二设备与第一设备之间的链路增益, 如本文更详细描述。

[0179] 在一些变体中, 反馈信号可以包括使用任何调制技术(例如, 数字调制)编码的数据。例如, 在一些变体中, 第一设备可以将以下内容编码到反馈信号上, 包括但不限于由于询问信号而由第一设备的一个或多个换能器接收的功率或电压(例如, 在功率或电压的数

字化之后)、第一设备电池和/或电容器电压、第一设备的能量状态、第一设备的电源(例如,电池、电容器)上存储的能量、电池充电电流、在对询问信号进行整流之后由第一设备的电源电路生成的DC电压、及其组合等中的一个或多个。作为另一个示例,在一些变体中,第一设备可以将唯一ID或代码编码到反馈信号上。在一些变体中,反馈信号可以对时间延迟进行编码。例如,在一些变体中,反馈信号可以对从第二设备接收询问信号与向第二设备发送反馈信号之间的时间延迟(例如,在数字化之后)进行编码。

[0180] 在一些变体中,反馈信号可以包括反射信号和反向散射信号中的一个或多个。这些信号可以在询问信号或由第二设备发送的任何其他信号反射或反向散射离开一个或多个第一设备和/或一个或多个组织结构(例如,肋骨、肺、两种组织类型之间的边界等)时产生。从第一设备的反射可以包括从第一设备的外壳、涂层或封装,第一设备换能器(例如,超声波换能器),第一设备的表面(例如,前部、后部、侧部、外部、内部),第一设备的任何部分,及其组合等中的一个或多个的一个或多个反射。在一些变体中,反射信号可以包括在由第二设备的子阵列发送的超声波信号反射到组织中时产生的超声波反射信号。

[0181] c. 反馈信号数据

[0182] 反馈信号数据通常可以指如由第二设备接收的反馈信号的任何特性、和/或在由第二设备的处理器处理反馈信号时生成的任何数据。在一些变体中,反馈信号的此类特性可以包括相位、到达时间、时间延迟、幅度、强度、功率或能量、频率、脉冲数量、可以被编码到反馈信号上的任何数据或信息(例如,第一设备的数字化电池电压、第一设备的唯一ID等)、及其组合或派生物等中的一个或多个。可以对应于第二设备的一个或多个换能器元件来生成反馈信号数据。在一些变体中,反馈信号数据可以包括从处理在当前时间和/或在过去接收的反馈信号获得的数据。

[0183] E. 无线功率和数据交换

[0184] 本文描述了被配置为在两个设备之间(诸如在可植入医疗设备(IMD)与第二设备(例如,外部无线设备)之间)交换无线功率或数据的系统。第一设备的定位(即,估计第一设备在组织中的位置)可以帮助这两个设备可靠且高效地交换功率或数据,因为在植入之后可不知道第一设备的精确位置。一旦第一设备的位置被确定,就可以相对于第一设备的位置来聚焦无线信号。由于组织中超声波的波长很低,这对于交换超声波功率或数据可以特别重要,但也可以对于诸如使用RF功率或数据的无线系统之类的其他无线系统很有用。

[0185] 图2是包括被植入心脏中的、被组织(270)和肋骨(272)围绕的第一设备(210)以及包括换能器元件(222)的一个或多个阵列(220)的外部第二设备(214)的系统的说明性变体。在一些变体中,第二设备(214)可以被放置在患者的胸部上。第二设备(214)可以被配置为向第一设备(210)发送诸如询问信号(242)之类的下行链路信号。第一设备(210)可以被配置为生成诸如反馈信号(252)之类的无线信号,包括由第一设备(210)发送的上行链路信号、来自第一设备(210)的反射信号、来自第一设备(210)的反向散射信号等中的一个或多个。在一些变体中,第一设备(210)可以沿着空间路径(280)或周期性轨迹相对于第二设备(214)移动。

[0186] 图3A、图3B和图3C描绘了被配置为在第一设备(310)与第二设备(314)之间交换无线功率或数据的系统的说明性变体。该系统可以包括第一设备(310)和第二设备(314),其中,第二设备(314)可以包括处理器(未示出)和包括多个子阵列的换能器阵列(320)。在一

些变体中,换能器阵列(320)可以包括超声波换能器阵列。在一些变体中,第一设备(310)可以被组织(370)和肋骨(372)包围(例如,围绕)。在一些变体中,换能器阵列(320)的第一子阵列(324)可以被配置为向第一设备(310)发送询问信号(342),如图3A中所示。例如,第一子阵列(324)可以包括如在图3A中被突出显示的单个换能器元件,或者换能器阵列(320)的换能器元件子集。在一些变体中,第二子阵列(326)可以被配置为从第一设备(310)接收反馈信号(352),如图3B中所示。例如,第二子阵列(326)可以包括如在图3B中突出显示的换能器阵列(320)的换能器元件中的每一个,或者换能器阵列(320)的换能器元件子集。在一些变体中,第二设备的处理器可以被配置为基于由第二子阵列(326)接收的反馈信号(352)来选择换能器配置(328),如图3C中所示。在一些变体中,如图3C中所示,换能器配置(328)可以被配置为向第一设备(310)发送功率信号(344)。通常,换能器配置(328)可以被配置为与第一设备(310)交换无线功率和数据中的一个或多个。这种系统和过程对于优化第一设备与第二设备之间的功率和数据传送的链路效率和可靠性可以很有用。

[0187] a. 询问信号

[0188] 本文描述了用于询问第一设备的询问信号的不同变体。在一些变体中,为了快速完成功率/数据传送过程,在有限的时间段内执行第一设备的询问可以是有利的。在一些这种变体中,无线系统可以被配置以使得第一设备能够快速且可靠地检测第二设备何时向其发送询问信号。然而,由于第一设备的确切位置最初可能是未知的,并且由于异质组织结构和组织损失的存在,在第一设备处询问信号的强度可低于第一设备的检测阈值。例如,如果第一设备位于患者的心脏中或其附近,并且超声波信号被配置用于询问第一设备,那么由于诸如肋骨、肺及其组合等组织结构,超声波询问信号可经历部分或完全的衰减或散射。附加地或可替代地,第一设备可已经在空间中移动和/或相对于先前的位置和/或定向旋转。扫描预定组织体积并定位第一设备的常规成像或波束成形技术可能是耗时的,并且可能进一步要求高功率、增加的设计复杂度、和/或用于执行的专业知识。例如,包括被配置为扫描第一设备的周围环境的相控阵的常规超声波束成形技术可能是耗时的,因为这种方法可在搜索微型IMD中使用波束的小焦斑(focal spot)尺寸(例如,~毫米尺寸)来扫描大区域(例如,所有三个维度中的几厘米)。

[0189] i. 宽波束询问

[0190] 在一些变体中,询问信号可以包括具有宽波束直径的宽超声波束(例如,空间未聚焦波束、平面波或近似平面波)。在一些变体中,第一设备可以包括超声波换能器,并且在第一设备在组织中的深度处,宽超声波束的直径(例如,半功率波束直径)可以大于超声波换能器的尺寸(例如,大于第一设备的超声波换能器的最大横向尺寸大约四倍)。例如,在一些变体中,询问信号的半功率波束直径可以是大约10cm,而第一设备的换能器在每个维度上可以具有大约1mm的宽度。这种设计对于用询问信号跨越大组织体积并因此最大化询问信号被第一设备检测到的机会很有用。

[0191] 在一些变体中,询问信号可以由第二设备使用包括一个或多个超声波换能器元件的子阵列来发送,如本文中所详细描述。在一些变体中,一个或多个超声波换能器元件可以被配置用于附加操作,诸如接收一个或多个反馈信号,向第一设备发送功率、数据、命令或其他信号,从第一设备接收数据、命令或其他信号,及其组合等。在一些变体中,为了向第一设备发送询问信号并为了向第一设备传输功率的目的而设计单独的超声波换能器元件

可以是有利的。例如,外部无线设备可以包括两个单独的换能器阵列,其中,第一阵列的一个或多个元件可以被配置为发送询问信号,而第二阵列的一个或多个元件可以被用于发送功率。在一些变体中,两个单独的阵列可以包括不同尺寸和/或不同材料的换能器元件。

[0192] 本文描述了超声波换能器元件的一种变体,用于生成用于询问第一设备的宽波束。本文呈现的示例计算使用圆盘式超声波换能器元件作为示例。可以对其他换能器形状(例如,正方形、矩形截面等)执行类似的计算。例如,代替本文呈现的用于圆盘的方程式,可以使用本领域已知用于其他换能器形状(例如,具有正方形截面)的方程式。本文呈现的换能器元件设计可以用针对其他换能器参数的设计来补充,包括换能器材料、厚度、元件之间的间距、及其组合等中的一个或多个。

[0193] 考虑包括被配置为从外部无线设备接收超声波询问信号的超声波换能器的第一设备。在一些变体中,询问信号可以具有低频(例如,100kHz、200kHz等),其被配置以使能利用宽波束直径的询问,因为低频对应于大波长。在一些变体中,询问信号的频率可以处于或接近第一设备的超声波换能器的一个或多个谐振频率(例如,开路谐振频率、短路谐振频率、谐振频率的谐波等)。在处于或接近这种频率时,超声波换能器的阻抗可以是实数或近似实数,并且可以由 R_p 标示。在一些变体中,询问信号频率可以是超声波换能器的偏共振(off-resonance)频率,其中,超声波换能器阻抗可以是复数。作为示例,微型超声波换能器(例如,mm大小的)可以被设计以使得其 R_p 在一个或多个其谐振频率处可以在大约0.5k Ω 到大约500k Ω 之间。为了使第一设备成功检测到询问信号,在第一设备超声波换能器处由于询问信号而产生的开路电压(V_{oc})可需要大于或等于预定检测阈值。例如,第一设备可以被配置为使用大约0.2V(峰值电压)的 V_{oc} 检测阈值。在一些变体中,如果第一设备包括用于为其操作和/或生成反馈信号而提供能量的存储能量(例如,电池),则这种低检测阈值是可能的。在第一设备可能没有足够的存储能量(例如,没有电池)的一些变体中,第一设备可以被配置为使用更高的检测阈值(例如,大约0.5V)以便克服典型整流器电路的阈值电压,并收集能量以用于生成反馈信号。在此,设置检测阈值为第一设备的超声波换能器的 V_{oc} 意在作为示例。在一些变体中,可以针对在询问信号整流后生成的DC电压、询问信号的包络、由第一设备通过询问信号接收的功率/能量、询问信号的时长、在询问信号中编码的数据(例如,代码或唯一ID)、及其组合等来设置检测阈值。

[0194] 在第一设备的超声波换能器处所需的可用电功率(P_{AV})可以由下式给出:

$$[0195] \quad P_{AV} = \frac{V_{oc}^2}{8R_p} \quad (1)$$

[0196] 因此,对于0.2V(峰值电压)的 V_{oc} 和大约0.5k Ω 到大约500k Ω 范围内的 R_p ,所需 P_{AV} 可以在大约10nW到大约10 μ W之间。进一步地,可以假定第一设备的超声波换能器可以具有例如由A标示的大约1mm²的面积、以及例如由 η_{ap} 标示的大约0.5的孔径效率(或声到电功率转换效率)。在第一设备的超声波换能器处所需的声强(I_{wm})可由下式给出:

$$[0197] \quad I_{wm} = \frac{P_{AV}}{A \times \eta_{ap}} \quad (2)$$

[0198] 因此,所需 I_{wm} 可以在大约0.02 μ W/mm²到大20 μ W/mm²之间。第二设备的子阵列可以在第一设备的位置处生成 I_{wm} ,其可高于这种所估计的最小所需强度。

[0199] 接下来,考虑具有半径“a”的圆盘式超声波换能器元件(424),其可以被包括在第

二设备中,如图4中所示。此换能器元件(424)可以向第一设备(未示出)发送询问信号。图4示出了由换能器元件发送的超声波束(450)的示意表示。在Z方向上在组织深度“d”处,在X或Y方向上此超声波束(450)的半径(例如,半功率波束半径或者声强可低于在波束的中心处的强度3dB处的半径)可以由“R”来标示。如图4中所示的对应的半功率波束角度 θ 可以由下式给出:

$$[0200] \quad \theta = \tan^{-1} \left(\frac{R}{d} \right) \quad (3)$$

[0201] 半径“a”可以与半功率波束角度“ θ ”有关,由下式给出:

$$[0202] \quad ka \sin \theta = 1.6 \quad (4)$$

[0203] 在此,k是与组织中超声波的波长(λ)、频率(f)和速度(c)有关的角波数,由下式给出:

$$[0204] \quad k = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{2\pi f}{c} \quad (5)$$

[0205] 针对d、R和f的预定选择,可以获得对所需元件半径的估计。作为示例,对于5cm的组织深度(d),在此组织深度处的波束半径(R)为7.5cm(即,波束直径为15cm),超声波频率(f)为0.5MHz,基于方程式,换能器元件半径(a)可以被计算为大约0.92mm(即,元件宽度或直径是大约1.84mm)。在这个示例中,ka的值可以是大约1.92。对于这种元件尺寸,半功率波束角度 θ 可以是大约56.3°,并且在任意组织深度处的波束直径可以为该组织深度的大约3倍(为了简化起见,假定是均质组织介质)。因此,对于大约20cm的组织深度,波束直径可以是大约60cm,这对于询问位于此深度处的第一设备可以是足够大的。作为另一个示例,如果在20cm的组织深度处,需要7.5cm的波束半径,则上述方程式可以被配置为估计大约2.18mm的换能器元件半径(a)(即,元件宽度或直径是大约4.35mm)。为了简化起见,在此假定是均质组织介质。诸如肋骨/肺之类的异质组织层和/或结构的存在可以被包括在更高级的计算和/或模拟中,而并不会从根本上改变本文提出的分析。

[0206] 接下来,可以假定在外部无线设备中包括的换能器元件发送由 P_{TX} 标示的功率。在波束的中心处(即,在换能器元件的轴上)在深度d处由 I_0 标示的声强可以由下式给出:

$$[0207] \quad I_0 = \frac{P_{TX}}{4\pi d^2} \times D_f \times 10^{-\frac{\alpha_{dB} \times d \times f}{10}} \quad (6)$$

[0208] 在此, D_f 标示换能器元件的方向性函数,其可以表示相对于均匀全向发射器换能器元件可以聚焦超声波束的量。超声波的组织衰减系数(以dB为单位)由 α_{dB} 标示。例如,对于软组织, α_{dB} 的值可以是1dB/(cm·MHz),导致对于5cm的组织深度和1MHz的频率,总衰减为大约5dB。

[0209] 方向性函数可以根据ka来表示,并且可以由下式给出:

$$[0210] \quad D_f = \frac{(ka)^2}{1 - \frac{J_1(2ka)}{ka}} \quad (7)$$

[0211] 在此, J_1 标示第一类的一阶贝塞尔函数。例如,对于如上所估计的大约1.92的ka值, D_f 的值可以是大约3.69。

[0212] 在半功率波束半径R处的声强可以由($I_0/2$)给出。因此,如果第一设备位于半功率

波束半径上或之内的任何位置处,则它可以接收大于或等于 $(I_0/2)$ 的声强。为了使 $(I_0/2)$ 大于或等于如上所估计的所需声强 I_{wm} , 所需 P_{TX} 可以由下式给出:

$$[0213] \quad P_{TX} \geq \frac{I_{wm} \times 2 \times 4\pi d^2 \times 10^{+\frac{\alpha_{dB}df}{10}}}{D_f} \quad (8)$$

[0214] 作为示例,使用以上方程式和在以上示例中所考虑的值,为了在大约5cm的组织深度处在大约7.5cm的波束半径内实现大于或等于 $0.02\mu W/mm^2$ (如上针对500kHz的 R_p 所估计的) 的声强,在外部无线设备的换能器元件处的所需 P_{TX} 可以是大约0.6mW。作为另一个示例,对于大约20cm的组织深度和大约30cm的波束半径(对此所需的换能器元件尺寸可以相同,即,如上所述,大约0.92mm的元件半径),所需 P_{TX} 可以是大约54.5mW。作为另一个示例,对于大约20cm的组织深度和大约7.5cm的波束半径,所需 P_{TX} 可以是大约9.2mW。

[0215] 因此,如以上示例中所示,如果第一设备被设置在组织中的对应区域中(例如,在预定组织深度处在波束半径内),则可以估计换能器元件尺寸(例如,元件半径 a) 和最小所需发射功率 (P_{TX}) 以用于扫描组织中的预定区域,以使得可以从第一设备生成反馈信号。

[0216] 在一些变体中,可以在身体安全限制允许的情况下使用高 P_{TX} 。配置第二设备使用大约最高允许发射功率或强度或其一部分(例如,最大允许发射功率或强度的一半或1/5)来询问第一设备可以帮助最大化第一设备检测到询问信号的机会而不会对身体组织造成任何伤害。用于询问信号的此类一个或多个发射功率或强度级别可以在外部第二设备的处理器中被预先确定并被硬编码,或者可以通过组织温度或组织加热等的实时反馈而被动态地确定。在一些变体中,询问信号可以编码唯一标识(ID)号或命令,如本文所描述的。

[0217] 在一些变体中,代替超声波询问信号或除其之外,可以使用RF或磁询问信号,其中,外部无线设备和第一设备的换能器可以包括用于发送和/或接收这种射频或磁询问信号的一个或多个线圈或天线。使用RF或磁询问信号的优势可以是询问信号的能量可以在大的组织体积上散布(由于大的波长)。另外,由于胸腔或肺,RF或磁性询问信号可不会经历显著的衰减。这种RF或磁询问信号的频率可以在大约100kHz到大约10GHz之间。

[0218] ii. 询问频率

[0219] 在一些变体中,询问信号可以包括第一频率,并且无线功率和数据中的一个或多个可以包括与第一频率不同的第二频率。在一些变体中,第一设备(例如,IMD)可以包括至少一个超声波换能器,该至少一个超声波换能器包括与第一频率对应的第一阻抗和与第二频率对应的第二阻抗。第一阻抗可以大于第二阻抗。在一些变体中,第一设备可以包括第一超声波换能器和第二超声波换能器,该第一超声波换能器包括与第一频率对应的第一阻抗,该第二超声波换能器包括与第二频率对应的第二阻抗。第一阻抗可以大于第二阻抗。这可以允许针对询问信号的预定强度而在第一设备的超声波换能器处生成高电压。例如,对于在第一设备处的预定声强 (I_{wm}) 以及第一设备的超声波换能器的固定面积 (A) 和孔径效率 (η_{ap}), 高 R_p 将导致大的 V_{oc} (参见方程式(1)和(2))。如果第一设备被配置为具有某一电压检测阈值(例如,在询问信号整流后生成的最小 V_{oc} 或DC电压等),则这可以是有利的。

[0220] 本文描述了询问频率选择的一种变体。第一设备可以包括毫米(mm)或亚毫米(sub-mm)大小的压电体(piezoelectric)。换能器可以包括大约1MHz的短路谐振频率 (f_{sc}) (短路谐振阻抗 (R_{sc}) 是大约2k Ω) 和大约1.3MHz的开路谐振频率 (f_{oc}) (开路谐振阻抗 (R_{oc}))

是大约 $200\text{k}\Omega$)。如本文所讨论的,第一设备可以被配置为具有大约 0.2V (峰值电压)的 V_{OC} 检测阈值以用于检测询问信号。如果询问信号的频率是大约 1MHz (接近 f_{SC}),则基于上述方程式(1),用于克服 V_{OC} 检测阈值的最小所需 P_{AV} 可以是大约 $2.5\mu\text{W}$ (因为 R_{SC} 是大约 $2\text{k}\Omega$)。类似地,如果询问信号的频率是大约 1.3MHz (接近 f_{OC}),则用于克服 V_{OC} 检测阈值的最小所需 P_{AV} 是大约 $0.025\mu\text{W}$ (因为 R_{SC} 是大约 $200\text{k}\Omega$),比在大约 1MHz 时的所需 P_{AV} 低大约100倍。因此,在这个示例中,在第一设备处询问信号的所需强度以及外部无线设备可能需要发送的所需功率(P_{TX})可以降低大约100倍,这可以降低外部无线设备的能量消耗并减少不必要的组织加热。因此,在这个变体中,选择接近或等于 f_{OC} 的频率以用于询问第一设备可以是有利的。虽然上述计算是以 f_{SC} 和 f_{OC} 示出的,并且这些频率和阻抗的具体值被呈现为示例,但该概念普遍适用并且突出了选择其中第一设备的换能器的阻抗的实部可以很高的任何频率(未必是谐振频率)的优势。

[0221] 在一些变体中,虽然询问信号可以使用第一设备的换能器可以具有高阻抗(为了可靠地检测询问信号)时的频率,但是可以以不同的频率执行功率传送。这可以是因为对高效功率传送的约束可以与对询问信号的可靠检测的约束不同。例如,在以上所呈现的示例中,虽然由于在生成高 V_{OC} 方面的优势,询问信号可以使用接近 f_{OC} 的频率,但是可以以 f_{SC} 执行从外部无线设备到第一设备的无线功率传送,就更低的组织损失以及换能器的阻抗与第一设备的电负载之间的更好阻抗匹配而言,这可以是有利的。

[0222] 在一些变体中,第一设备的换能器可以包括多个换能器元件,其中,所有的换能器元件可以不具有相同的频率或频率范围,其中,它们的阻抗可以足够高以允许用低功率进行询问。在这种变体中,外部无线设备可以以不同的频率(例如,一个接一个地、或同时地)询问第一设备,以便允许第一设备成功地检测询问信号。

[0223] iii.可靠的询问

[0224] 在一些变体中,第二设备可以不响应于其发送的询问信号而检测来自第一设备的任何反馈信号。这可以是由于一个或多个原因,包括但不限于第一设备在询问信号的波束之外(例如,即使在使用宽波束来执行询问时),询问信号被诸如肋骨、肺之类的组织结构部分地或完全地衰减或散射,第一设备暂时无法被询问信号访问(例如,在心脏或呼吸周期的一部分期间,IMD移动到肺后面的位置),第一设备显著旋转等。

[0225] 在一些变体中,被配置为交换功率或数据的系统可以包括第一设备(例如,IMD)以及包括处理器和换能器阵列的第二设备(例如,无线设备)。换能器阵列可以包括多个子阵列,其中,第一子阵列可以被配置为向第一设备发送询问信号,第二子阵列可以被配置为从第一设备接收反馈信号,并且其中,处理器可以被配置为在发送询问信号之后循环通过多个子阵列中的一个或多个子阵列,直到所接收的反馈信号满足预定条件为止。例如,在一些变体中,预定条件可以将所接收的反馈信号的强度与阈值相比较。在一些变体中,在一个或多个换能器元件处接收的反馈信号的绝对强度可以与预定阈值相比较。在一些变体中,可以比较两个或更多个换能器元件之间接收的反馈信号的相对强度(例如,两个或更多个换能器元件之间接收的反馈信号的强度之间的差异)。处理器可以被配置为如果反馈信号强度低于阈值,则循环通过一个或多个子阵列以发送询问信号。

[0226] 作为示例,第二设备可以包括用于发送询问信号的多于一个的换能器元件。如果反馈信号不满足预定条件,则外部无线设备可以通过第二换能器元件发送询问信号,依此

类推。例如,在一些变体中,外部无线设备可以包括在中央的换能器元件和沿其外围的一个或多个换能器元件。它可以首先通过中央元件发送询问信号,如果没有接收到任何反馈信号,则它可以通过在其外围附近的元件发送询问信号。外部无线设备可以以预定顺序一个接一个地循环通过多个换能器元件以发送询问信号,直到从第一设备接收到反馈信号为止。这种循环通过多个换能器元件可以被执行一次或多于一次。在外部无线设备的实现中,以预定顺序循环通过元件的优势可以是简单化(低复杂度)。可以在外部无线设备的处理器中实现用于循环通过多个换能器元件以询问第一设备的算法(例如,二进制搜索算法)。

[0227] 在一些变体中,外部无线设备可以被配置为在发送询问信号之后在接收模式下工作预定时长(time duration),预期反馈信号。例如,在一些变体中,这种时长可以在大约50 μ s到大约1ms之间。此时长可以基于外部无线设备与第一设备之间的信号往返时间以及可以在第一设备上实现的在接收询问信号与发送反馈信号之间的任何等待时间来确定。作为示例,外部无线设备可以每隔大约1ms逐个地循环通过多个换能器元件,直到所接收的反馈信号满足预定条件为止。即使第一设备被诸如肋骨或肺之类的组织结构暂时阻挡,这种快速询问方案也可以帮助快速地(例如,在几秒钟内)从第一设备引出反馈信号,因为第一设备的自然运动可由于心脏运动或呼吸而很慢(例如,在秒级的周期)。

[0228] 在一些变体中,外部无线设备可以提供与询问的状态以及是否接收到来自第一设备的反馈信号对应的用户提示。用户提示可以有助于手动调整或重定位外部无线设备。如上所讨论的,用户提示或反馈的不同变体在本文中是适用的。例如,如果在从一个或多个换能器元件发送询问信号后没有接收到任何反馈信号,则外部无线设备可以经由视觉和/或音频通知来向用户通知移动在患者的胸部上的外部无线设备(例如,向左肩移动)。在一些变体中,如果没有接收到任何反馈信号,则可以要求用户将外部无线设备移动到患者的胸部上的不同预定位置(例如,同时显示胸部的实际或程式化图像以指示用户)。

[0229] 在一些变体中,外部无线设备可以被配置为处理询问信号的反射,或者执行成像。询问信号可以在皮肤、一根或多根肋骨、肺、及其组合等中的一个或多个处经历反射。如果响应于当前发送的询问信号而没有接收到任何反馈信号,则处理询问信号的反射或者成像对于确定用于发送询问信号的下一个换能器元件可以很有用。

[0230] 在一些变体中,外部无线设备可以基于它可被配置以测量的一个或多个生理参数来确定用于发送询问信号的时间窗口,该一个或多个生理参数包括但不限于诸如心率、呼吸率、血压、心音、及其组合之类的参数。在其中第一设备可能在心脏或呼吸循环的一部分期间被诸如肋骨或肺之类的组织结构暂时阻挡的情形中,这可以有利的。

[0231] 在一些变体中,如果外部无线设备响应于经由第一换能器元件发送的询问信号而没有检测到任何反馈信号,则外部无线设备可以被配置为修改询问信号的一个或多个参数,包括但不限于频率、幅度、时长、相位、时间延迟、及其组合等,并经由相同或不同的换能器元件重新发送询问信号。

[0232] 在一些变体中,可以使用技术的任何子集或组合,或者上述技术的任何子集的组合。可以以任何可行的顺序应用这种技术,直到反馈信号满足预定条件为止。例如,在一些变体中,外部无线设备可以被配置为首先循环通过具有预定的一组询问信号参数(例如,固定频率、幅度、时长等)的多个换能器元件,然后可选地尝试对询问信号的一个或多个参数(例如,频率、幅度、时长等)进行修改,进而提供用户提示以手动调整外部无线设备,并可选

地重复此过程,直到检测到反馈信号为止。

[0233] iv. 反馈信号

[0234] 在一些变体中,反馈信号可以由第一设备(例如,IMD)响应于接收到询问信号而被发送。然而,由于一个或多个因素,第二设备(例如,外部无线设备、无线设备)对反馈信号的接收可能不一致,该一个或多个因素包括但不限于第一设备的旋转、第一设备的换能器的次优辐射图、链路中的反馈信号衰减或散射、反馈信号与由第二设备接收的询问信号的反射之间的干涉、及其组合等。本文提供的解决方案对于克服这种挑战可以很有用。

[0235] 在一些变体中,第一设备的换能器可以包括被配置为使能如本文所描述的具有宽接受角度的聚合辐射图的多于一个的换能器元件。如果第一设备使用多个换能器元件同时发送上行链路信号,则所得到的波可受到干涉,这可导致部分或完全的信号消除(例如,零(null)瓣)。在一些变体中,选择一个换能器元件用于发送上行链路信号(例如,反馈信号)可以可靠地将上行链路信号传播到第二设备。在一些变体中,可以基于由第一设备的一个或多个换能器元件接收的询问信号功率和/或电压来选择这种换能器元件。例如,第一设备的处理器可以处理由不同的换能器元件接收的询问信号,进而比较它们相应的信号幅度、功率、和/或电压(例如, V_{OC} 的幅度、或者从每个换能器元件生成的整流DC电压)。进而,处理器可以选择接收到最高功率和/或电压、或者高于预定阈值的功率和/或电压的换能器元件作为将要被用于发送反馈信号的换能器元件。被识别为接收询问信号的最高功率和/或电压的换能器元件可以包括用于(基于互易性)与第二设备交换信号(例如,功率、数据)的换能器元件中的最高链路增益,或者最有利的辐射图。借助通过具有最高链路增益的换能器元件发送预定功率信号,而不是在若干换能器元件(其中一些换能器元件可能与第二设备没有足够的链路增益)之间分配预定功率信号,在第二设备处的总链路增益和对应的上行链路信号的信噪比(SNR)可以被最大化。此外,可以通过选择性的换能器元件选择来最小化第一设备的能量消耗,从而延长电池供电的IMD的电池寿命。在一些变体中,第二设备可以对第一设备进行编程(经由下行链路命令、在询问信号中编码的命令等),以配置特定的换能器元件发送上行链路信号(例如,反馈信号)。

[0236] 在一些变体中,第一设备可以被配置为用可足以在第二设备处产生用于可靠检测和/或上行链路信号解码的最小所需SNR的功率级别来发送上行链路信号(例如,反馈信号)。在一些变体中,第一设备可以被配置为用第一功率(例如,大于满足SNR要求所需的)发送上行链路信号,该第一功率可受到身体的预定安全限制、发射器电路的预定电压限制(例如,由集成电路的击穿电压设定)、基于第一设备的预定能量预算的限制、及其组合等中的一个或多个的限制。尽管存在基于组织的损失、由于组织结构而导致的散射、第一设备与第二设备之间的相对移动和/或旋转、及其组合等,但是以更高的功率级别发送上行链路信号可以使第二设备能够可靠地接收反馈信号或任何上行链路信号。在一些变体中,第一设备发送的用于上行链路信号的功率级别可以由第一设备基于由其一个或多个换能器元件由于询问信号而接收的功率或电压来确定,因为这种功率或电压可以是链路增益的代替,或者可以被用于估计链路增益。在一些变体中,第一设备可以由第二设备经由下行链路信号(例如,命令)编程以发送用于上行链路信号的预定功率级别,这可以基于由第二设备基于从第一设备接收的反馈信号而对链路增益的估计。

[0237] 在一些变体中,询问信号可以从组织边界、肋骨、肺、及其组合反射。由第一设备发

送的反馈信号可与询问信号的这种反射发生干涉。附加地或可替代地,第二设备可不知道第一设备的确切位置,包括第一设备与第二设备之间的间隔距离。常规地,第二设备可不知道反馈信号可能到达的时间或时间窗口,并且第二设备可能无法区分接收信号是询问信号的反射还是反馈信号。

[0238] 在一些变体中,通过配置第一设备在接收询问信号与发送反馈信号之间等待预定时间延迟(例如,大于大约 $10\mu\text{s}$),可以减少接收信号的干涉。例如,第二设备可以被配置为询问(使用超声波信号)可位于组织深度或分离达大约20cm的最大间隔处的第一设备,其中,第二设备可事先不知道间隔距离。如果任何组织结构或组织边界位于距第二设备的此最大间隔距离内,则在第二设备发送询问信号之后,来自这种结构或边界的反射可以在最多大约 $267\mu\text{s}$ 的时间到达第二设备(假定最大间隔是大约20cm,组织中的声速是大约 1500m/s)。因此,第一设备可以被配置为在接收询问信号与发送反馈信号之间等待至少大约 $267\mu\text{s}$ 的时间延迟。在一些变体中,可以基于可假定第一设备所在的预定组织深度来选择时间延迟。这种技术可以允许足够的时间使询问信号的潜在反射充分消散或减弱,以便不会干涉反馈信号。

[0239] 在一些变体中,第一设备可以包括定时器(例如,等待定时器),其包括一个或多个电路或技术,包括但不限于弛豫振荡器、RC振荡器、环形振荡器、电容充电或放电、锁频环、及其组合等。在一些变体中,这些电路可以针对低功耗而被设计。例如,如果需要,超低功率弛豫振荡器可以被配置为生成大约几百微秒甚至达几毫秒的时间延迟,并且能量消耗可远低于第一设备的存储能量(例如,存储在微型电池上的能量)。在一些变体中,第二设备可以被配置为在被设定用于第一设备的时间延迟之后接收反馈信号。以这种方式,第二设备能够区分开组织反射与反馈信号。

[0240] 在一些变体中,通过配置本文描述的系统具有反馈信号与询问信号之间的不同的无线模式(例如,调制),可以区分开反馈信号与来自询问信号的反射。例如,询问信号可以包括RF或磁信号,而反馈信号可以包括超声或声学信号,反之亦然。

[0241] 在一些变体中,通过配置无线系统具有针对反馈信号和询问信号的不同频率,可以将反馈信号与询问信号的反射区分开。例如,询问信号可以包括接近第一设备的换能器的 f_{oc} (例如,大约1.3MHz,如本文所讨论的)的频率。反馈信号可以包括接近 f_{sc} (例如,大约1MHz,如本文所讨论的)的频率。作为另一个示例,在一些变体中,询问信号可以包括相对更低的频率(例如,100kHz、200kHz等)以使能具有宽波束直径的询问(由于大的波长)。功率传送(和/或下行链路信号传送)可以以相对较更的频率(例如,1MHz)执行,以允许将波束聚焦在具有大约毫米波束直径的第一设备处,以实现更高的功率传送效率。询问信号的反射可以包括询问信号的频率,从而允许将反馈信号与询问信号区分开。

[0242] 在一些变体中,可以基于在反馈信号内包含的数据来将反馈信号与询问信号区分开。在一些变体中,反馈信号可以包括可与询问信号的反射进行比较的代码、唯一ID、唯一波形特征(例如,具有特定调制方式的数据比特)、及其组合等中的一个或多个。在这种变体中,第二设备的处理器可以处理所接收的信号,以识别反馈信号并将其与询问信号的反射区分开。在一些变体中,信号处理技术可以包括匹配滤波器,其被配置为检测代码或模板的存在,或者更一般地,被配置为检测可仅存在于反馈信号中而不存在于诸如询问信号的反射之类的任何其他信号中的特征。在一些变体中,处理器可以实时执行此处理。

[0243] 在一些变体中,用相对更高的功率(可仍低于安全限制)发送反馈信号本身就足以与询问信号的反射区分开,因为反射可由于组织衰减、不完美反射以及来自组织结构的散射而具有相对更低的功率。技术的任何子集或组合、或者以上所呈现的技术的任何子集的组合可以如本文所描述地被一起使用。

[0244] v. 询问信号检测

[0245] 在一些变体中,由第一设备对诸如询问信号、下行链路数据等之类的下行链路信号的可靠检测可以允许有效地建立并维持无线链路。在一些变体中,询问信号可以包括诸如由第二设备向一个或多个IMD发送的下行链路数据或命令之类的下行链路信号。在一些变体中,第二设备可以被配置为以第一设备换能器的换能器可包括相对高的阻抗时的频率发送询问信号。高阻抗可以使能在换能器的端子处针对预定功率生成相对大的电压,从而提高第一设备的灵敏度并使能检测低功率询问信号。例如,询问信号可以包括等于第一设备的超声波换能器的开路谐振频率(f_{oc})的频率。诸如功率信号和/或数据信号之类的其他信号可以以诸如超声波换能器的短路谐振频率(f_{sc})或者感应带中的频率(即, f_{sc} 与 f_{oc} 之间的频率)之类的不同的频率被发送到第一设备。附加地或可替代地,在一些变体中,第一设备可以包括被耦合到第一设备的一个或多个超声波换能器的一个或多个阻抗变换网络。阻抗变换网络可以将超声波换能器的阻抗或其接收的电压变换为更高的值。例如,阻抗变换网络可以包括电容网络。第一设备可以包括包络检测器电路以及被配置为将所接收的包络与预定阈值电压(例如,固定参考电压)相比较的比较器电路。

[0246] 在一些变体中,第一设备可以包括被配置为检测询问信号和/或下行链路数据的第一超声波换能器和被配置为接收功率的第二超声波换能器。第一、第二或第三超声波换能器可以被用于发送上行链路数据。例如,被配置为检测询问信号的第一超声波换能器可以包括压电式换能器、电容式微机械超声波换能器(CMUT)等中的一个或多个。第一超声波换能器可以在询问或下行链路数据频率包括高阻抗,和/或可以被耦合到阻抗变换网络以上变换其阻抗和接收电压。第二超声波换能器可以独立地被配置用于高效功率恢复和/或数据传输。

[0247] 在一些变体中,可以以第一设备的超声波换能器的 f_{oc} 执行使用第一设备的超声波换能器的上行链路数据传输。功率可以由第二设备以第一换能器的超声波换能器的 f_{sc} 发送。以 f_{sc} 接收功率可以使能第一设备的超声波换能器与功率恢复电路之间的有效阻抗匹配,从而提供更高的整体功率恢复效率。在一些变体中,第一设备可以以第二设备的超声波换能器元件的 f_{oc} 发送上行链路数据,因为这些换能器元件在该频率可具有更高的阻抗。因此,第二设备的超声波换能器元件可以被配置为针对上行链路数据的预定接收功率级别而生成更高的电压,从而使能上行链路数据的可靠检测。

[0248] b. 换能器配置选择

[0249] 在一些变体中,可以基于所接收的反馈信号来选择换能器配置。例如,图3A、图3B和图3C描述了基于反馈信号(352)的换能器配置(328)选择。在一些变体中,第一设备(例如,IMD)可以被配置为在接收到询问信号后向第二设备(例如,无线设备)发送反馈信号。在一些变体中,反馈信号可以包括模拟脉冲、确认信号、数字第一设备能量状态、数字询问信号强度、标识号、代码、命令、第一设备的一个或多个参数、无线功率信号、以及数据信号中的一个或多个。在一些变体中,反馈信号可以包括与如本文所描述的询问信号对应的超声

波反射信号和超声波反向散射信号中的一个或多个。在一些变体中,第一设备可以被配置为调制超声波反向散射信号。在一些变体中,第一设备可以被配置为以一个或多个频率发送反馈信号。在一些变体中,第二设备的处理器可以被配置为基于反馈信号来识别用于向第一设备发送无线功率和下行链路数据中的一个或多个的换能器配置的频率。在一些变体中,所识别的换能器配置的频率可以与在最大幅度处的反馈信号频率相对应。所识别的频率可以对应于针对每个患者的最佳功率频率,因为不同的患者可具有不同的组织深度和组织成分(例如,脂肪含量、肋骨结构等)。在一些变体中,反馈信号可以包括一个或多个模拟和数字反馈信号的传输。

[0250] 在一些变体中,反馈信号可以包括但不限于确认接收到询问信号的信号、模拟反馈信号(例如,包括载波频率的一个或多个周期的一个或多个超声波脉冲)、使用任何调制技术(例如,数字调制)编码的数据、及其组合等。在一些变体中,第一设备可以不明确地发送不同的信号以用于确认询问信号的接收,而是模拟反馈信号和/或数据的传输本身可以用作接收到询问信号的确认。在一些变体中,第一设备可以被配置为以任何顺序发送反馈信号的此类组成部分。例如,第一设备可以被配置为首先发送数字数据比特,然后是模拟反馈信号,反之亦然。

[0251] 在一些变体中,选择第二设备的换能器配置中的一个或多个换能器配置可以包括:估计由第二设备的第二子阵列接收的反馈信号的强度,以及基于所估计的所接收反馈信号的强度来使用一个或多个换能器配置来交换无线功率信号和数据信号中的一个或多个。在一些变体中,第二设备的处理器可以被配置为处理模拟反馈信号,以生成包括由第二设备的换能器元件接收的反馈信号的功率和/或电压幅度的反馈信号数据。处理器可以被配置为基于反馈信号的接收强度与预定阈值的比较来选择第二设备的换能器配置。例如,被配置为接收高于预定阈值的反馈信号功率和/或电压幅度的换能器元件可以被选择作为用于与第一设备交换功率和/或数据的换能器配置。预定阈值可以包括绝对阈值、相对阈值、或可调阈值。例如,在一些变体中,如果在RTC的所有换能器元件中接收的最大反馈信号幅度是 A_0 ,则只有接收到大于或等于 $A_0/3$ (或 $A_0/\sqrt{2}$ 等)的幅度的换能器元件可以被选择为包括所选择的换能器配置。

[0252] 在一些变体中,换能器元件的选择性供电可以提高/改进能量效率、组织加热和链路效率中的一个或多个。在一些变体中,在操作(例如,发送、接收)期间只有包括所选择的换能器配置的换能器元件可以被供电开启(ON),而未被选择的换能器元件可以被关断(OFF)。例如,诸如肋骨、肺等之类的组织结构可衰减或阻挡由第二设备的一个或多个换能器元件接收的超声波反馈信号,从而导致与其中反馈信号不会被这种组织结构衰减或阻挡的其他换能器元件相比,在这种换能器元件处的接收功率和/或电压更低。基于互易性,通过被阻挡的一组换能器元件发送的信号可被组织结构衰减,并导致在第一设备处的接收功率更低。另外,这可导致在这种组织结构处或其附近产生不必要的加热。因此,不通过这种换能器元件发送功率可以是有益的,从而最小化不必要的组织加热,节省了第二设备的能量,并实现了整体高链路效率(例如,其中,链路效率可以被定义为在第一设备处的总可用功率除以由第二设备发送的总功率)。如图3中所示,一个或多个换能器元件可被肋骨和/或换能器元件阻挡,使得被阻挡的换能器元件可从反馈信号接收低功率(例如,与其他换能器元件相比,距第一设备更远的换能器元件因此可经历更多通过组织的传播损耗)。被阻挡的

换能器元件可不包括所选择的换能器配置。

[0253] 在一些变体中,第二设备的处理器可以被配置为处理至少由包括所选择的换能器配置的换能器元件接收的反馈信号,以生成包括一个或多个参数的反馈信号数据,该一个或多个参数包括由这些换能器元件中的每一个接收的反馈信号的频率、相位(和/或时间延迟)和幅度及其组合等。确定这些参数对于使用诸如时间反转或波束成形之类的技术来确定用于包括所选择的换能器配置的换能器元件中的每一个的驱动信号可以很有用。时间反转可以包括用可以相对于在一组换能器元件处接收的反馈信号的相位或延时是相反的或被反转的相位或延时来驱动该组换能器元件。

[0254] 在一些变体中,第一设备的反馈信号(或一般地任何上行链路信号)的频率可以由被耦合到第一设备的处理器的振荡器电路来配置。该频率可以对于第二设备不是事先精确已知的。例如,基于可在诸如工艺变化、电路失配、及其组合之类的集成电路制造中典型的事实,若干IMD的频率可取决于分布(例如,具有大约1MHz的平均值以及大约50kHz或平均值的大约5%的标准偏差的高斯分布)。第二设备可以被配置为使用与反馈信号的频率(例如,1.15MHz或高于平均值的三个标准偏差)不同的频率(例如,1MHz)基于所接收的反馈信号来驱动具有反相的所选择的换能器配置的对应换能器元件。由换能器元件生成的波可在与第一设备位置不同的位置处相长干涉,从而导致在第一设备的位置处能量次优或没有聚焦能量。

[0255] 在一些变体中,第二设备可以被配置为识别所接收的反馈信号的频率并且可以使用相同的频率以及基于所接收的反馈信号的相位或延时的反转的相位或延时为第一设备供电。在一些变体中,第二设备可以被配置为以是所接收的反馈信号的频率的缩放版本的频率为第一设备无线供电。例如,所接收的反馈信号的频率可以被乘以或除以比例因子(例如,整数比例因子)。在一些变体中,被选择用于向第一设备发送功率和/或数据的一个或多个换能器配置可以包括与所识别的频率不同的频率。

[0256] 附加地或可替代地,第二设备的处理器可以生成反馈信号数据,以用于基于所接收的模拟反馈信号来估计在组织中的第一设备相对于第二设备的位置或一组空间坐标。例如,处理器可以被配置为基于反馈信号到达第二设备的三个或更多个换能器元件处的相对到达时间或飞行时间来执行三角测量。在一些变体中,处理器可以被配置为针对少于三个的换能器元件(或少于三个空间坐标)处理反馈信号的相对到达时间以估计第一设备的大致位置。在一些变体中,使用三角测量确定的第一设备的所估计位置可以进一步被用于确定用于所选择的换能器配置的换能器元件的合适的驱动信号。例如,第一设备相对于第二设备的位置或一组空间坐标的估计可以允许确定对于与反馈信号的频率(例如,大约1.15MHz)不同的任何无线供电频率(例如,大约1MHz),所选择的换能器配置的每个换能器元件可以用其来驱动的相位。

[0257] 在一些变体中,能量在第一设备处的聚焦可以对应于大于第一设备的一个或多个换能器的尺寸的焦斑大小。由于聚焦不准确、第一设备的小相对移动或旋转、其他链路偏差(aberration)、及其组合等中的一个或多个,聚焦能量可降低接收功率的灵敏度。例如,可以调整所选择的换能器配置(诸如相位)的驱动信号以实现超声波焦斑直径,该超声波焦斑直径可以大约是被配置为接收无线功率的第一设备的超声波换能器的宽度的两倍。

[0258] 在一些变体中,第二设备的处理器可以生成反馈信号数据,该反馈信号数据包括

由第二设备的每个换能器元件接收的反馈信号的功率和/或电压幅度或所选择的换能器配置。反馈信号数据可以基于所接收的模拟反馈信号而被生成。反馈信号数据可以被用于估计链路增益,并确定要通过所选择的换能器配置的每个换能器元件发送的功率,以在第一设备处提供预定接收功率。

[0259] 在一些变体中,基于下行链路的子阵列搜索可以比较从第二设备的不同子阵列到第一设备的下行链路信号传播路径的效率。在一些变体中,反馈信号可以包括询问信号的数字幅度。第二设备的一个或多个换能器配置可以选择与询问信号的最大数字幅度对应的一个或多个子阵列。在一些变体中,反馈信号可以包括数字第一设备能量数据和数字询问强度数据中的一个或多个。在一些变体中,第一设备可以包括电源,该电源包括可充电电池、电容器、超级电容器、以及非可充电电池中的一个或多个。在一些变体中,数字第一设备能量数据可以包括电源参数,该电源参数包括电压、能量级别、充电电压、以及充电电流中的一个或多个。数字询问强度数据可以包括表示由第一设备接收的询问信号的强度(例如,电压幅度、功率等)的一个或多个数字信号。

[0260] 在一些变体中,由第一设备在反馈信号中编码的数据可以包括数据,其可以包括但不限于由第一设备的一个或多个换能器元件由于以下原因而接收的功率或电压(例如, V_{OC}):询问信号(例如,在功率或电压的数字化之后,或者功率或电压与预定阈值的比较结果之后)、第一设备的电池和/或电容器电压、电池充电电流、在对询问信号进行整流之后由第一设备的电源电路生成的DC电压(例如,在DC合并或功率合并之后)、及其组合等。被编码的数据可以被用于确定包括所选择的换能器配置的每个驱动信号的功率或幅度(例如,电压),和/或可能需要将功率传送到第一设备的时长。

[0261] 例如,与由第一设备的一个或多个换能器由于询问信号而接收的功率或电压、和/或在对询问信号进行整流之后由第一设备的电源电路生成的直流电压对应的数据,可以直接对估计链路增益(例如,由第一设备接收的功率除以由第二设备发送的功率)很有用。这可以允许估计包括所选择的换能器配置的每个驱动信号的幅度或功率、和/或供电时长,以便将预定量的功率或能量传送到第一设备。在第一设备的电源电路包括可充电电池的一些变体中,与电池有关的参数(例如,电池和/或电容器电压、电池充电电流等)可以对估计电池的DoD和/或将电池充电至预定SoC所需的功率或能量很有用。

[0262] 图5是包括被配置为从第二设备(未示出)接收诸如询问信号之类的下行链路信号(540)的换能器(520)的第一设备(510)的框图。第一设备(510)的电源电路可以包括功率恢复电路(552)、电池充电电路(554)、电池(556)、以及供电电路(558)。功率恢复电路(552)可以包括诸如整流器、DC-DC转换器之类的电路。电池充电电路(554)可以包括恒流(CC)充电电路、恒压(CV)充电电路、及其组合等中的一个或多个。电池(556)可以是诸如可充电锂离子电池之类的可充电或二次电池。供电电路(558)可以从电池(556)被供电并且可以生成其他电路块所需的一个或多个DC电源电压和/或电流。在一些变体中,第一设备(510)可以包括诸如压力传感器之类的传感器(560)。第一设备(510)的处理器可以包括感测和处理电路(532)以及数据通信电路(534)。感测和处理电路(532)可以被配置为感测由传感器(560)生成的信号、由换能器接收的电压(V_p 或 V_{OC})、电池电压(V_{BAT})、电池充电电流(I_{CHARGE})、及其组合等。感测和处理电路(532)可以被配置为执行感测、信号调节、数字化、处理数字和/或模拟信号、从/向存储器读取/写入数据(存储器可以被包括在感测和处理电路532中,或者可

以在其外部)、控制一个或多个电路块,向/从数据通信电路(534)提供/恢复数据、及其组合等中的一个或多个。数据通信电路(534)可以被配置为使用换能器(520)来与第二设备进行发送和/或接收数据。

[0263] 在一些变体中,由第一设备在反馈信号中编码的数据可以包括与在第一设备处的温度对应的数据。例如,第一设备可以包括被配置为测量温度数据的温度传感器。温度数据可以被数字化。可以将所测量的温度与阈值相比较,并且将结果编码到反馈信号上。在一些变体中,第二设备可以被配置为测量温度(例如,皮肤温度)。第二设备可以使用温度数据来调整包括所选择的换能器配置的每个驱动信号的电压和/或功率、和/或供电时长,以便将温度保持在安全限制内。

[0264] 在一些变体中,由第一设备发送的反馈信号可以包括跨越宽频率范围的宽带或超宽带(UWB)信号。在一些变体中,第二设备的处理器可以被配置为处理所接收的反馈信号(例如,可以执行快速傅立叶变换或FFT)以确定用于向第一设备传送功率的一个或多个频率。例如,一个或多个频率可被用于第一设备的无线供电可以对应于包括最大功率、足够高的功率、或高链路增益(由于互易性)的所接收反馈信号。在一些这种变体中,第一设备可以包括具有宽电感带(其中换能器阻抗可以是感性的频率范围)、可配置阻抗匹配网络(例如,包括一个或多个电容器和开关)、及其组合等的用于发送宽带反馈信号的一个或多个超声波换能器元件。在一些变体中,第一设备可以被配置为发送具有不同载波频率的不同超声波脉冲。

[0265] 在一些变体中,可以从询问信号接收与由第一设备的一个或多个换能器接收的功率或电压对应的数据。第二设备可以被配置为基于该数据来确定第一设备相对于第二设备的定向或旋转,和/或监视第一设备的定向或旋转随时间的改变。例如,第一设备可以包括三个超声波换能器,它们可以彼此正交地定位以使得每个超声波换能器可以优选地从与其他超声波换能器的优选方向正交的方向接收超声波信号。例如,如果来自第二设备的超声波信号(例如,询问信号)被配置为从特定方向到达第一设备,并且在第一设备的三个超声波换能器处接收的功率或电压随时间改变,则它可以指示第一设备的相对旋转。在一些变体中,第二设备可以使用该数据来估计在心脏或呼吸周期期间和/或在长期(例如,数周、数月或数年)上第一设备的旋转。在一些变体中,可以处理该数据以检测心脏、心壁、心腔(例如,左心室或LV)、血管、或第一设备可被植入其中或其附近的任何组织结构中的一个或多个的运动。附加地或可替代地,可以处理该数据以诊断或监视诸如心脏衰竭之类的状况。在一些变体中,第二设备可以在检测到该数据后生成用户提示时提醒用户和/或医生。

[0266] 在一些变体中,基于反馈信号来确定所选择的换能器配置可以最大化到第一设备的功率传送的链路效率和可靠性。在一些变体中,第一设备可以被配置为使用多于一个的换能器元件(例如,第一设备的所有换能器元件)来发送反馈信号(例如,至少一个模拟反馈信号)。在一些变体中,第一设备可以被配置为使用多于一个的换能器元件一个接一个地(例如,在固定延时之后)或同时地(例如,以相同频率或不同频率)或其组合等来发送反馈信号。第二设备可以被配置为接收反馈信号,并基于由第二设备接收的具有最高总功率的反馈信号来确定所选择的换能器配置。例如,第一设备可以被配置为在从第二设备接收询问信号之后使用每个换能器元件逐个地发送反馈信号(例如,针对每个换能器元件,用相同的发射功率)。第二设备的处理器可以从每个反馈信号计算由第二设备接收的总体功率或

总功率(例如,由其所有元件接收的功率的总和)。具有由第二设备接收的最高总功率的反馈信号可以对应于具有与第二设备的最高链路增益的第一设备的换能器元件。

[0267] 在一些变体中,反馈信号可以包括诸如RF或磁之类的能量形式,如本文所讨论的。第二设备的处理器可以被配置为以与本文所描述的类似的方式处理所接收的RF反馈信号(例如,模拟反馈信号、数字数据比特等)。例如,处理器可以被配置为执行三角测量以估计第一设备的位置、确定用于所选择的换能器配置的驱动信号(例如,用于每个换能器元件的相位、延时、功率或幅度)、及其组合等。在处理RF反馈信号后,第二设备可以被配置为使用诸如超声波、RF、磁等之类的任何能量形式来向第一设备传送功率。

[0268] 在一些变体中,第二设备可以被配置为输出询问信号的特征(例如,被用于发送询问信号的换能器元件)、所接收的反馈信号的特征(例如,在一个或多个换能器元件处接收的反馈信号的幅度)、与所选换能器配置对应的数据(例如,针对所选择的换能器配置而选择的元件)、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,可以通过用户提示来指示用户采取行动(例如,手动选择所选择的换能器配置的一个或多个组件、手动调整或移动第二设备等)。例如,当所选择的换能器配置的换能器元件位于第二设备的一侧时,可以生成用户提示以指示手动重定位第二设备。重定位第二设备可以将换能器元件移动到第二设备换能器阵列的中央附近。

[0269] 图6示出了本文描述的用于询问第一设备和发送无线功率的方法的说明性变体的示例流程图。如图所示,在一些变体中,询问信号(IS)可以由第二设备发送到第一设备(602)。第二设备可以检查是否从第一设备接收(604)到反馈信号(FS)。如果没有接收到反馈信号(或者所接收的反馈信号不满足预定条件),则第二设备可以配置不同的换能器元件(或不同的子阵列)来发送询问信号,循环通过预期的一组换能器元件一次或多次(606和608),如本文中所详细描述。如果第二设备没有接收到任何反馈信号,也可以使用本文描述的其他解决方案。

[0270] 在一些变体中,在第二设备可已经尝试发送询问信号的不同变体之后(例如,在第二设备可已经循环通过被配置用于发送询问信号的所有子阵列之后,606),用户提示可以被提供(610),并且可以指示用户重定位第二设备(612),如本文中所详细描述。进而,可以重复这些步骤,直到第二设备可以成功地从第一设备接收一个或多个反馈信号为止(或者直到所接收的反馈信号可以满足预定条件为止)。如果第二设备成功接收反馈信号(604),则第二设备的处理器可以通过处理反馈信号(614)来生成反馈信号数据(FSD),如本文中所详细描述。还如本文所讨论的,在一些变体中,第二设备可以基于反馈信号数据来检查它是否相对于第一设备充分居中(616)。如果确定第二设备没有相对于第一设备充分居中,则可以提供用户提示(610)。用户可以手动调整或重定位第二设备(612)。可以重复这些步骤,直到第二设备可以相对于第一设备充分居中为止。在一些变体中,可以跳过或绕过基于用户提示和手动调整或重定位来使第二设备相对于第一设备居中的过程,如图6中由虚线箭头所示。进而,第二设备的处理器可以基于反馈信号来选择换能器配置(618),并配置换能器配置以向第一设备发送功率(620),如本文中所详细讨论的。如先前所提及的,图6只示出了步骤序列的示例,并且在一些变体中,这些步骤可以以不同的顺序被执行,或者可以使用本文描述的方法的其他组合或子集来确定步骤序列或流程图,以用于询问第一设备并为其提供无线功率。

[0271] c. 基于间隔的无线信号交换

[0272] 在一些变体中,无线信号的基于间隔的交换可以被用于高效地为遵循身体内的空间路径的第一设备(例如,IMD)供电和/或与其通信。在一些变体中,可以在多个间隔期间在第一设备(例如,IMD)与第二设备(例如,无线设备)之间交换无线信号。该方法可以包括以下步骤:使用第二设备的第一子阵列来向第一设备发送询问信号,使用第二设备的第二子阵列来从第一设备接收反馈信号,基于反馈信号来选择第二设备的一个或多个换能器配置,以及在多个间隔期间使用第二设备的一个或多个换能器配置来与第一设备交换一个或多个无线信号,其中,该无线信号包括功率信号、数据信号、询问信号、反馈信号、下行链路信号和上行链路信号中的一个或多个。在一些变体中,该方法可以进一步包括:响应于在上述多个间隔中的一个或多个间隔期间由第一设备接收的一个或多个无线信号(例如,功率信号、询问信号、数据信号),从第一设备发送反馈信号。在一些变体中,该方法可以进一步包括:检测一个或多个无线信号的下降沿、以及与由第一设备接收的一个或多个无线信号(例如,功率信号、询问信号、数据信号)对应的代码中的一个或多个。

[0273] 在一些变体中,该方法可以包括:响应于所接收的反馈信号,确定向第一设备发送功率信号、询问信号、数据信号和下行链路信号中的一个或多个。在一些变体中,该方法可以包括:响应于所接收的反馈信号,确定禁止向第一设备发送无线信号。例如,在一些变体中,如果测量到所接收的反馈信号的强度大于预定阈值,则可以确定第二设备与第一设备之间的链路效率是有利的,并且第二设备可以决定向第一设备发送功率信号。在一些变体中,如果测量到所接收的反馈的强度低于预定阈值,则第二设备可以决定不向第一设备发送任何无线信号和/或在等待时间之后发送无线信号(例如,询问信号)。

[0274] 在一些变体中,可以基于在一个或多个先前的间隔期间的一个或多个先前接收的反馈信号来选择与后续间隔对应的换能器配置。在一些变体中,多个间隔中的至少一个间隔的时长可以由第一设备确定。在一些变体中,多个间隔中的至少一个间隔的时长可以由第二设备确定。在一些变体中,第一设备可以被配置为在一个或多个间隔期间周期性地发送反馈信号。

[0275] 作为基于间隔的无线信号交换示例的示例,本文描述了基于间隔的供电(interval-based powering)的变体,其中,可以由第二设备在多个功率间隔期间向第一设备发送功率信号。然而,应当理解,这种方法通常可以应用于在多个间隔期间在第一设备与第二设备之间的任何类型的无线信号交换。

[0276] 在一些变体中,基于间隔的供电可以高效地为遵循身体内的空间路径的第一设备供电。例如,被植入心脏的微型(例如,毫米大小的)IMD可由于心壁运动和/或呼吸而移动/旋转。可以选择换能器配置以用于在被配置用于高效功率传送的预定时间段向第一设备发送无线功率。

[0277] 在一些变体中,基于间隔供电的方法可以包括在不同的时间间隔(被称为功率间隔)中向第一设备传送功率。如先前所描述的,可以针对每个功率间隔独立地确定换能器配置。本文呈现了用于为被植入心脏或心室中或其附近的移动IMD供电的示例。

[0278] 在一些变体中,第二设备可以被配置为:向第一设备发送询问信号,从第一设备接收第一反馈信号,处理第一反馈信号以生成第一反馈信号数据,以及至少基于第一反馈信号数据来确定第一所选择的换能器配置。第二设备可以配置第一所选择的换能器配置以在

第一功率间隔期间向第一设备传送功率。在第一功率间隔结束时,第一设备可以被配置为向第二设备发送第二反馈信号。第二设备可以处理第二反馈信号以生成第二反馈信号数据,并至少基于第二反馈信号数据来确定第二所选择的换能器配置。可以重复在功率间隔之后发送反馈信号以确定用于下一功率间隔的所选择的换能器配置的过程,直到满足一个或多个预定条件(例如,足够量的功率或能量被传送到第一设备)为止。如本文所描述的,在本文中适用反馈信号、反馈信号数据、以及所选择的换能器配置的不同变体。

[0279] 在一些变体中,由第一设备在第一功率间隔结束时发送的第二反馈信号可以编码与由第一设备在第一功率间隔期间接收的功率信号对应的数据。第二反馈信号可以以与如本文所描述的编码用于询问信号的数据类似的方式来编码数据。例如,在一些变体中,第二反馈信号可以包括但不限于在第一功率间隔期间功率接收的信号确认、模拟反馈信号、与由第一设备的一个或多个换能器元件在第一功率间隔期间和/或在其结束时(例如,在功率或电压数字化之后,或者在功率或电压与预定阈值的比较结果之后)接收的功率或电压对应的数据、在第一功率间隔期间和/或在其结束时第一设备的电池电压、在第一功率间隔期间和/或在其结束时的电池充电电流、在第一供电间隔期间和/或在其结束时由第一设备的电源电路生成的DC电压、及其组合等。

[0280] 在一些变体中,单个功率间隔的时长可以是预定的,或者可以在第一设备的无线供电期间被实时地确定。在一些变体中,功率间隔的时长可以由第一设备和/或第二设备来确定。例如,预定时长可以基于第一设备的运动或速度的先验知识、以及导致这种运动的效应或因素。例如,对于大约60次/分钟的心率(为了简单起见忽略呼吸的影响),被附着到心脏壁的微型第一设备(例如,IMD)可以以大约1秒的时间周期周期性地移动。作为示例,假定第一设备在一个周期内遍历大约10cm的总路径长度(往返),并假定第一设备的速度可以随时间保持不变,则可以估计在大约10ms的时长内第一设备可以移动大约1mm。如果第一设备的超声波换能器包括大约1mm的宽度并且如果供电波束包括大约4mm的半功率波束直径,则功率间隔的时长可以被设置为大约10ms,在这之后可以确定新的换能器配置以便可靠地为处于其新位置的第一设备供电。在一些变体中,第一设备的运动、路径或轨迹可以使用诸如基于模拟反馈信号的成像或三角测量等之类的任何技术来映射。空间路径可以被用于确定功率间隔的时长。在一些变体中,功率间隔的时长可以在大约1ms到大约100ms之间。在一些变体中,用于为第一设备供电的一组功率间隔可以具有相同的时长,或者可以具有不同的时长。在一些变体中,可以基于第一设备的运动的知识来确定一组功率间隔时长。例如,如果已知或确定第一设备在心动周期(例如,舒张期)内在大时间窗口(例如,大约300ms)期间可能不会显著移动,则第二设备可以估计心动周期的这种时间窗口(例如,通过测量心率或ECG),并且可以在该时间窗口期间使用更长的功率间隔时长(例如,大约300ms)。

[0281] 在一些变体中,第一设备可以被配置为在功率间隔结束时发送反馈信号(例如,除了被配置为在接收询问信号之后发送反馈信号之外)。此变体在图7A中被图示,其中,在时序图上概念性地表示在第一设备(例如,IMD)处的不同的信号。应当注意,不同的信号之间可存在有限非零时间延迟,和/或信号幅度和/或时长可与附图中概念性地描绘的不同。在一些变体中,第一设备可以被配置为检测由第一设备的一个或多个换能器元件接收的电压包络的下降沿或其接收的功率或电压的降低,通常到预定阈值以下。第一设备的接收功率或电压的下降沿或降低可以是由于第二设备结束功率间隔,或者由于第一设备的位置或定

向显著改变而第二设备仍在功率间隔中发送功率,或者这两者。在一些变体中,第一设备可以被配置为检测由第二设备发送的一个或多个无线信号(例如,询问信号、电源信号、数据信号)的代码。

[0282] 在一些变体中,如图7B中所示,第二设备可以在功率间隔之后发送询问信号。第一设备可以通过发送反馈信号来响应询问信号,该反馈信号可以被第二设备接收并处理以确定用于下一功率间隔的所选择的换能器配置。在一些变体中,第二设备可以被配置为在功率间隔期间和/或在其结束时向第一设备发送特定的下行链路代码或命令。该命令具体可以触发第一设备发送反馈信号,并且第一设备可以在检测到该代码或命令后发送反馈信号,如图7C中概念性地图示的。

[0283] 在一些变体中,第二设备可以基于反馈信号数据来停止向第一设备发送无线功率。例如,来自第一设备的反馈信号可以对第一设备电池的电压编码,并且第二设备的处理器可以对编码电压进行解码。处理器可以确定第一设备电池的SoC,并且如果已经达到预期或最大的SoC,则停止向第一设备的无线功率传送。在一些变体中,当特定条件被满足时(例如,当第一设备电池已达到预期或最大的SoC时),第一设备可以向第二设备发送命令以停止发送无线功率。

[0284] 在一些变体中,在执行本文描述的一个或多个方法期间的任何时间或所有时间,第二设备可以生成用户提示(例如,用户反馈)。用户提示可以包括但不限于第一设备的SoC、第二设备的SoC、第一设备的充电是否完成、第一设备的充电是否由于某些原因而中断、及其组合等。第一设备的充电或无线供电的中断可以是由于以下原因造成的,包括但不限于:用户从患者的身体上移动或移除第二设备、第二设备掉落或移位或断开连接、第二设备的电池电量不足、及其组合等。用户可以响应于用户提示而采取行动,诸如如果第二设备的电池电量不足则对第二设备的电池充电,如果第二设备移位则重定位第二设备,如果IMD的充电完成则关断并移除第二设备、及其组合等。

[0285] 在一些变体中,第二设备可以被配置为将与第一设备的运动对应的数据和/或与第一设备的位置对应的所选择的换能器配置保存到第二设备的存储器中,并将该数据用于一个或多个后续的功率间隔。该数据可以包括第一设备的位置(例如,第一设备的一个或多个空间坐标和/或定向或旋转、根据时间的第一设备的位置)、所选择的换能器配置参数(例如,换能器元件的选择、用于换能器元件的驱动信号等)、与第一设备的运动有关的时间参数(例如,心率、呼吸率等)、第一设备相对于第二设备的速度和/或加速度、及其组合等中的一个或多个。例如,在一些变体中,在一个或多个心脏/呼吸循环上根据时间的第一设备的空间坐标或所选择的换能器配置可以被保存在第二设备的存储器中。空间坐标可以被第二设备用于在一个或多个下一心脏/呼吸循环中可靠地为第一设备供电。在一些这种变体中,第二设备可以不必针对每个功率间隔实时地确定新的所选择的换能器配置(这可有助于节省计算时间和能量),并且可以依赖于先前确定的所选择的换能器配置来可靠地为第一设备供电。在一些变体中,所选择的换能器配置可以在第一设备处生成焦斑大小,该焦斑大小可大于第一设备的一个或多个换能器的尺寸(例如,焦斑直径可以是第一设备的换能器的直径的4倍)。这可以降低第一设备的接收功率对来自其轨迹(针对该轨迹所选择的换能器配置可已经被保存在第二设备的存储器中)的小偏差、其他链路偏差、及其组合等中的一个或多个的敏感度。

[0286] i. 无线信号的间歇交换

[0287] 在一些变体中,第一设备可以以使得第二设备(例如,外部无线设备、无线设备)与第一设备之间的链路增益可对于第一设备的空间路径(例如,轨迹)的一部分而恶化的方式暂时地移动或旋转。例如,在心跳期间(或者由于呼吸),被附着到心壁的第一设备可以暂时移动到肺或肋骨后面的位置,以使得从第二设备到第一设备的超声波束可部分或完全地被阻挡或减弱。在此期间,与第一设备交换无线信号(例如,功率、数据或其他信号)可能是低效的。例如,由于低链路增益,它可能需要来自第二设备的很大的发射功率,并且可导致不必要的组织加热。本文提供的解决方案可以对克服这种挑战很有用。

[0288] 在一些变体中,可以使用如本文所描述的无线信号的间歇交换的方法。在一些变体中,第二设备可以被配置为在基于间隔的无线信号交换方法期间响应于反馈信号,禁止向第一设备传送无线信号(例如,功率、数据、询问信号)。本文描述了间歇供电的示例,其中,第二设备可以被配置为在一个或多个间隔期间禁止对第一设备供电。然而,应当理解,这种方法通常可以应用于在多个间隔期间在第一设备与第二设备之间交换任何类型的无线信号。

[0289] 在一些变体中,与先前接收的反馈信号相比明显更低的模拟反馈信号的接收功率和/或电压(例如,与先前接收的反馈信号的功率相比功率低6dB)可以对应于第一设备移动和/或旋转到链路增益非常低的不利位置/配置。在一些这种变体中,相较于从第二设备发送大功率以补偿低链路增益,在链路增益更有利的不同时间为第一设备供电可以是更可取的。在一些变体中,第二设备可以被配置为基于处理模拟反馈信号、包括对在第一时间间隔期间和/或在其结束时由第一设备的一个或多个换能器元件接收的功率或电压编码的数字数据比特的反馈信号、在第一时间间隔期间和/或在其结束时由第一设备的电源电路生成的DC电压、及其组合等中的一个或多个来做出不传送无线功率的确定。

[0290] 在一些变体中,反馈信号数据的一个或多个分量(例如,由第一设备的换能器元件接收的功率)可以与先前在基于间隔的供电期间生成的反馈信号数据的对应分量相比较,或者反馈信号数据的一个或多个分量可以与一个或多个预定(例如,绝对)阈值相比较,以确定是否在下一功率间隔中传送无线功率。这种方法可以被称为间歇供电。间歇供电可以高效地使用能量,延长第二设备的电池寿命,以及避免不必要的组织加热。

[0291] 在一些变体中,第二设备可以确定在特定功率间隔期间不向第一设备传送功率,并进而确定可以如何以及何时恢复第一设备的无线供电。在一些变体中,响应于不传送功率的确定,第二设备可以在向第一设备发送一个或多个询问信号之前等待预定时间延迟。根据第一设备接收到此询问信号和第二设备接收到对应的反馈信号,第二设备可以恢复到第一设备的功率传送(例如,恢复基于间隔的供电),如先前所描述的。如图8中所描绘的,第二设备可以被配置为在大约1ms到大约500ms之间的时间延迟(例如,等待时间)之后发送询问信号。例如,在一些变体中,等待时间可以是大约100ms,这对于第一设备移动/旋转回到其与第二设备的链路增益可有利或足够高的位置/定向可以是足够的。在一些变体中,第二设备可以继续向第一设备发送询问信号(例如,周期性地每10ms或每100ms等),直到它从第一设备接收到指示有利链路增益的反馈信号为止。

[0292] 在一些变体中,第二设备可以确定不向第一设备传送功率。进而,第一设备可以被配置为在等待预定时间延迟(例如,周期性地每10ms或100ms等)之后向第二设备发送一个

或多个反馈信号而没有被第二设备明确询问。在一些这种变体中,第二设备可以等待从第一设备接收反馈信号。在一些这种变体中,第一设备可以使用所存储的能量(例如,来自电池)来发送一个或多个反馈信号。在一些变体中,第一设备可以被配置为发送一个或多个反馈信号,直到满足以下一个或多个以下条件为止,包括但不限于:第一设备在下一功率间隔中从第二设备接收功率、第二设备向第一设备发送停止发送反馈信号的命令、第一设备在预定时长内发送预定数量的反馈信号、及其组合等。

[0293] d. 基于反射信号的换能器配置

[0294] 在一些变体中,反馈信号可以包括由诸如第一设备之类的第一设备发送(例如,在检测到询问信号后)的活动上行链路信号。活动上行链路信号可以提供若干优势,诸如在第二设备处的大接收信号或信噪比、选择上行链路信号的频率的灵活性、以及相对于询问信号的时长。然而,在一些应用中,检测询问信号可能需要能够检测低询问信号级别的唤醒接收器。在一些变体中,唤醒接收器可消耗大量能量。因此,包括唤醒接收器的第一设备可能需要更大的电池。

[0295] 在一些变体中,超声成像可以被用于定位第一设备。例如,超声成像可以包括波束成形以在组织的区域或体积上扫过或扫描所聚焦的波束。然而,超声成像可能需要相对长的时间以使用小的焦斑大小(例如,毫米直径)来扫描大的组织区域(例如,所有三个维度中的几厘米)、复杂的处理能力、和/或第二设备的高功耗。

[0296] 在一些变体中,第二设备的子阵列可以被配置为将超声波询问信号发送到组织中。对应的反馈信号可以包括来自一个或多个第一设备的一个或多个超声波反射信号。所接收的反射信号可以由第二设备的处理器进行处理,以生成反馈信号数据并识别反射信号的哪些部分或特征可以对应于第一设备。这可以被用于使用时间反转技术或任何其他搜索/波束成形技术来确定换能器配置。换能器配置可以被用于在第一设备的位置处进行聚焦,以用于向第一设备发送功率、数据和/或其他信号,和/或用于从第一设备接收数据和/或其他信号。

[0297] 在一些变体中,子阵列可以被配置为发送询问信号,其可以包括第二设备的一个或多个超声波换能器元件。第二设备可以被配置为在组织中生成在空间上宽的或未聚焦的波束(例如,平面波、近似平面波),这被称为低增益发送。例如,在第一设备附近的询问信号的半功率波束直径可以大于大约接收询问信号的第一设备的换能器的最大横向尺寸的两倍。未聚焦波束可以允许快速扫描大组织体积以定位第一设备。在一些变体中,第二设备的换能器元件或子阵列可以被循环通过(例如,如逐个子阵列地被配置)以扫描组织,直到根据预定标准确定换能器配置为止。在一些变体中,一个或多个换能器元件可以被配置为用相对聚焦的波束来发送询问信号(例如,高增益发送),以便降低发送功率要求。在一些变体中,可以使用全波束成形扫描(例如,调整子阵列的一个或多个换能器元件的相位来以不同角度扫描波束)来执行询问。

[0298] 在一些变体中,超声波询问信号包括短脉冲宽度(例如,几微秒到几十微秒)以使得有足够的分辨率(例如,毫米到厘米量级),以基于询问信号的反射来区分诸如第一设备、肋骨、肺等之类的不同结构。短脉冲宽度对应于大带宽,并且可能需要宽带换能器元件并导致针对由第二设备接收的反射信号的大的最小可检测信号(MDS)要求(由于在大带宽上的噪声集合)。因此,在一些变体中,具有更长脉冲宽度(例如,数百微秒、毫秒或更多的量级)的

超声波询问信号可以被用于放宽带宽要求(例如,允许使用具有更小带宽的换能器元件)。在一些变体中,可以处理反射信号脉冲的结束或下降瞬变以确定换能器配置。

[0299] 在一些变体中,询问信号的载波频率可以与功率或数据传送频率相同,这可以使能链路的精确建模和用于高效功率或数据传送的换能器配置的确定。在一些变体中,不同的载波频率可以被用于询问。例如,在一些变体中,可以使用更高的载波频率来发送更短的脉冲以在识别第一设备时实现更高的分辨率。在一些变体中,可以使用更低的载波频率以减少询问信号通过组织的传播损耗,从而增大来自第一设备的反射信号的强度,和/或降低发射功率要求。该方法所需的发射功率可以基于在第二设备的一个或多个换能器元件处的MDS、基于组织的损耗、第一设备的雷达横截面、以及雷达距离方程来估计。在一些变体中,可以选择用于询问信号的载波频率以增大来自第一设备(例如,来自第一设备的换能器)的反射信号的强度,和/或可以由于非线性反向散射而导致来自第一设备的反射信号中的唯一可识别的不同频率分量。

[0300] 在一些变体中,由第二设备的子阵列发送到组织中的询问信号可以生成包括一个或多个反射信号的一个或多个反馈信号。反射信号可以包括从一个或多个第一设备和/或诸如肋骨、肺之类的一个或多个组织结构,两种类型组织之间的边界,及其组合等的反射。在一些变体中,基于超声在组织中的传播速度的时间窗口或时间延迟可以被用于记录来自预期组织深度或组织深度集合或范围的反射信号。在一些变体中,第二设备的三个或更多个换能器元件可以被用于基于处理反馈信号来对第一设备的位置进行三角测量。

[0301] 在一些变体中,第二设备可以包括一个换能器元件阵列,其中,可以从该阵列中选择包括TTC和RTC的换能器元件,以用于本文描述的方法的预定迭代。在一些变体中,该阵列的第一子集可以被配置为仅用于发送,并且可以从第一子集中选择包括TTC的一个或多个换能器元件。在一些变体中,该阵列的第二子集可以被配置为仅用于接收,并且可以从第二子集中选择包括RTC的一个或多个换能器元件。在一些变体中,第二设备可以包括两个阵列。预定阵列可以被配置为发送或接收信号。在一些这种变体中,包括TTC的换能器元件可以与包括RTC的换能器元件分离(例如,有所区别)。

[0302] 在一些变体中,包括反射信号的反馈信号可以由第二设备的处理器进行处理以生成反馈信号数据,以便估计反射源的几何形状和/或大小。反馈信号可以进一步被用于识别反射信号的哪些部分可以对应于第一设备,而不是诸如肋骨、肺等之类的组织结构。可以以一种或多种方式来执行该处理。例如,如果询问信号采用超声波脉冲的形式,则由第二设备的一个或多个换能器元件接收的反射信号可以包括一个或多个超声波脉冲。诸如一个或多个脉冲的脉冲数量、幅度、相位、延时和/或频率之类的所接收的反射信号的波形特征,和/或跨第二设备的不同换能器元件之间的波形特征的变体可以取决于反射源的位置、几何形状、大小和/或特性。

[0303] 在一些变体中,可以跨第二设备的一个或多个换能器元件之间比较反射信号和/或反射信号中的一个或多个脉冲的幅度、相位和/或延时特征,以便区分不同的反射源。来自第一设备的反射可源自组织中的单个点,而来自肋骨的反射可源自多个点(或周期性网格),并且来自肺的反射可源自大表面区域。在一些变体中,第一设备的大致组织深度或组织深度范围的知识可以被用于识别反射信号的哪个部分对应于第一设备。例如,由于肋骨可位于较浅的组织深度(例如,小于大约2cm)处,而第一设备可位于更深的组织深度(例

如,大于大约2cm)处,因此,与来自第一设备的反射相比,来自肋骨的反射可更早到达第二设备。在一些变体中,可知道第 n 个反射事件(其中, n 是整数)或者包括多个脉冲的所接收的反射信号中的第 n 个脉冲是来自第一设备。例如,可知道所接收的反射信号中的第四个反射或第四个脉冲是对应于第一设备,而第一、第二和第三反射对应于来自皮肤、肋骨和/或其他结构的反射。在一些变体中,第二设备的处理器可以被配置为处理反射信号以检测附加的频率(除了询问信号的频率以外),以识别反射信号的哪个部分或反射信号的哪个脉冲对应于来自第一设备的反射。例如,在第一设备上入射的询问信号可经历非线性反向散射,从而导致其反射中的不同频率分量。非线性反向散射可以是用于识别第一设备的所接收的反射信号的有用特征。

[0304] 与第一设备对应的所接收的反射信号的部分的标识可以被用于确定用于与第一设备高效交换无线信号(例如,向其发送、从其接收)的换能器配置。在一些变体中,与其他换能器元件相比,从第一设备接收极低的反射信号幅度的第二设备的预定换能器元件可以不被用于向发送第一设备功率的换能器配置的一部分。例如,从换能器元件到第一设备的路径可被肋骨阻挡。在一些变体中,在发送功率时,在第二设备的一个或多个换能器元件处接收的第一设备的反射信号的相对时间延迟和/或幅度可以被反转。这可以将发送波束聚焦在第一设备的位置处。在一些变体中,在第二设备的三个或更多个换能器元件处的第一设备的反射信号的相对时间延迟可以被用于(例如,使用三角测量)估计在组织中的第一设备的相对位置或位置范围或若干位置。在一些变体中,在估计在组织中的第一设备的大致位置之后,可以确定换能器配置包括子阵列供电/数据快照。例如,子阵列供电快照可以指第二设备的所选择的一组换能器元件(例如,子阵列)以及它们的驱动信号(例如,幅度、频率、相位),被配置为选择性地第一设备的位置处聚焦功率。在一些变体中,在估计在组织中的第一设备的大致位置之后,使用第二设备的换能器元件的子集或第二设备的所有换能器元件的相控阵波束成形可以在第一设备的位置处进行聚焦以高效地交换无线信号。

[0305] 在一些变体中,可以利用包括来自一个或多个第一设备或组织的一个或多个超声波反射信号的反馈信号来执行针对换能器配置的基于下行链路的搜索。例如,子阵列可以包括被配置为将询问信号发送到组织中的子阵列,并且第二设备可以被配置为接收并处理来自组织和/或第一设备的反射信号以便识别第一设备的大致位置。第二设备可以执行A扫描(幅度扫描)或B扫描(亮度模式扫描)等,以识别来自第一设备的反射并估计其在组织中的位置。可以针对预定数量的不同子阵列重复该过程,以便搜索具有与第一设备的最高超声波链路增益的换能器配置。例如,与预定子阵列对应的A扫描中更大的幅度或回波可以指示该子阵列具有与第一设备的更高的超声波链路增益并且可以被指定为所选择的换能器配置。

[0306] 在一些变体中,本文描述的步骤可以被周期性地重复,以跟踪由于呼吸、心脏的跳动等而相对于第二设备移动的第一设备。例如,在一些变体中,该方法可以被应用于基于间隔的功率和数据传送。可以周期性地确定或更新换能器配置,以用于在时间间隔期间与移动的第一设备交换无线信号。在一些变体中,在基于间隔的功率和数据传送期间,可以在随后的间隔内改变询问信号。例如,一个或多个不同的换能器元件可以被配置为用于针对不同的间隔发送询问信号。在一些变体中,可以不针对所有间隔发送询问信号,而是

可以处理由先前间隔的换能器配置发送的功率信号的反射以确定针对下一个间隔的换能器配置。

[0307] 在一些变体中,可以处理所接收的反射信号,以识别反射信号的哪些部分对应于多个第一设备。可以确定一个或多个换能器配置,以同时或在不同时间与多个第一设备高效地交换无线信号。

[0308] 采用跨越宽频带的短脉冲的形式的询问信号可以在组织中发生色散,从而导致所反射的反馈信号具有一个或多个被平滑(即,具有渐升/渐降瞬变)的脉冲。这可以是由于子阵列增益(例如,有限带宽)、第一设备雷达横截面和/或链路色散的频率相关性而导致的。虽然短脉冲可以提供高轴向分辨率,但色散可使得识别与第一设备对应的反射信号的一部分、估计在组织中的第一设备的位置、和/或使用时间反转或其他搜索/波束成形技术来确定换能器配置变得具有挑战性。

[0309] 在一些变体中,反馈信号数据可以包括跨第二设备的换能器元件之间的相对相位、幅度和/或时间延迟,即,所接收的反射信号的那些波形特征的差异。这在由不同的换能器元件接收的反馈信号可已经经历了类似的色散水平的情况下可以很有用。例如,通过使用上升/下降沿检测器电路(例如,包括包络检测器和比较器或施密特触发器),并计算边沿检测器电路的输出脉冲之间的时间差,由第二设备的换能器元件接收的平滑脉冲(对应于来自第一设备的反射)之间的相对时间延迟可以被准确地确定。在一些变体中,相对时间延迟可以被用于基于时间反转来确定换能器配置以高效地为第一设备供电。在一些变体中,为了解决色散问题,可以使用具有长脉冲宽度(例如,数百微秒、毫秒等)或低带宽的询问信号。然而,这可导致轴向分辨率降低,因此,使得在某些应用中区分来自第一设备的反射信号与来自诸如肋骨、肺等之类的组织结构的反射信号变得具有挑战性。

[0310] 在一些变体中,第二设备可以被配置为在一个或多个时间窗口中或在预定时间延迟之后接收反馈信号,以捕获与来自第一设备的反射对应的长接收脉冲的最后几个周期或下降沿。例如,对于被植入心脏/其附近的第一设备,配置第二设备在预定时间延迟之后接收反馈信号可以允许忽略由于诸如肋骨或皮肤之类的浅组织结构而引起的反射,并仅处理来自第一设备和任何更深的组织结构的反射信号以生成反馈信号数据。在一些变体中,第二设备可以被配置为接收或记录所有反射,并且可以使用模拟和/或数字后处理来识别与来自第一设备的反射对应的长脉冲的最后几个周期或下降沿。跨不同换能器元件之间的最后几个周期或下降沿的相对时间延迟可以被用于确定用于与第一设备高效交换无线功率/数据的换能器配置。

[0311] 在一些变体中,询问信号可以包括频率范围(例如,扫频信号(chirp signal))。在超声波询问信号的一些变体中,频率范围可以包括一个频率(例如,以该频率为中心的范围),在该频率,第一设备的尺寸和/或第一设备的组件(例如,第一设备的一个或多个超声波换能器)可以是在波长的量级(或波长的倍数)。由于谐振效应,第一设备的雷达横截面(RCS)和/或第一设备的组件(例如,超声波换能器)可在该频率附近急剧变化(例如,在这个频率范围内,RCS可具有局部最大值、局部最小值,可随频率振荡等)。这种现象可导致所接收的反馈信号中毫米大小的第一设备的唯一特征(unique signature),这对于将其与诸如肋骨、肺等之类的更大的厘米大小的组织结构区分开可以很有用。

[0312] e. 基于反向散射信号的换能器配置

[0313] 在一些变体中,来自第一设备(例如,IMD)的反馈信号可以包括诸如超声波反向散射信号之类的反向散射信号。在一些变体中,在第二设备(例如,外部无线设备)向其发送询问信号之前,第一设备可以处于诸如感测模式之类的第一模式下。在一些变体中,第二设备可以向第一设备发送第一询问信号,在接收到该第一询问信号后,第一设备可以将其自己配置成第二模式,该第二模式对于确定用于与第一设备高效交换无线功率/数据的换能器配置很有用。在本文描述的方法的变体中,这种第二模式可以是反向散射模式。第一设备可以被配置为反向散射传入的询问信号,如本文中所详细描述。在一些变体中,在第一设备上(例如,在电池或电容器中)存储的能量对于配置第一设备进行反向散射(例如,用于调制本文描述的负载电路)可以很有用。第二设备可以发送第二询问信号(其可以由在第二模式下的第一设备接收),并使用来自第一设备的对应的反馈信号(例如,与第二询问信号对应的来自第一设备的反向散射信号)来确定换能器配置。在一些变体中,可不需要第二模式,并且第一设备可以始终被配置为反向散射传入的询问信号。

[0314] 在一些变体中,第一设备可以包括被耦合到一个或多个电路的一个或多个超声波换能器,该一个或多个电路可以被用于响应于由第二设备发送的一个或多个询问信号而影响或调制来自第一设备的超声波反向散射信号。通常,影响或调制来自第一设备的反向散射信号可以在反馈信号中产生第一设备的唯一特征,和/或可以提高来自第一设备的反馈信号的信噪比(SNR),这对于可靠地定位第一设备可以很有用。

[0315] 在一些变体中,被耦合到超声波换能器的电路可以包括负载电路、整流器或功率恢复电路、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,该电路可以被配置为调制反向散射信号的幅度、相位和/或一个或多个频率分量(例如,相对于询问信号向反向散射信号添加新的频率分量)。

[0316] 在一些变体中,被耦合到第一设备的超声波换能器的负载电路可以包括短路、开路、一个或多个开关、一个或多个电阻器、一个或多个电抗阻抗(例如,电容器)、一个或多个调制阻抗、及其组合等中的一个或多个。例如,在超声波换能器的端子之间短路或连接小阻抗可增大反向散射信号的幅度,从而允许第二设备的处理器可靠地检测第一设备。在一些变体中,代替短路,预定阻抗可以在超声波换能器之间被耦合。这对于测量由第一设备接收的询问信号的强度(例如,由超声波换能器接收的电压或功率)和/或从询问信号恢复一些功率同时仍然增大来自第一设备的反向散射信号的幅度可以很有用。

[0317] 在一些变体中,负载电路可以包括调制阻抗,其可以包括可被调制或可根据时间而改变的任何阻抗。调制阻抗的变化可以导致反向散射信号的调制(其可被称为调制的反向散射信号),其可以由第二设备的处理器检测并被用于定位第一设备。反向散射信号的调制可以包括幅度、频率和/或相位中的一个或多个相对于传入的询问信号的变化,和/或幅度、频率和/或相位中的一个或多个根据时间的变化。例如,在一些变体中,第一设备的处理器可以周期性地或以一个或多个调制频率在两个或更多个值之间(例如,在开路与短路之间等)切换超声波换能器所见的阻抗。这可导致调制反向散射信号具有等于调制频率和/或其谐波的频率分量或音调,这可以由第二设备的处理器检测以定位第一设备和/或确定用于高效地为第一设备供电的换能器配置。

[0318] 在一些变体中,调制频率可以大约等于被用于向第一设备供电或向第一设备发送下行链路数据的频率。这对于时间反转可以很有用,因为它可以允许测量以供电频率接收

的反馈信号的时间延迟或相位。例如,如果超声波链路中的预期供电频率是大约1MHz,则可以以更高的频率(例如,大约2MHz)发送询问信号,并且可以用大约1MHz的调制频率来调制反向散射信号。第二设备的处理器可以测量在大约1MHz的反馈信号的分量的时间延迟或相位,并且使用这些时间延迟或相位进行时间反转,以大约1MHz高效地为第一设备供电。

[0319] 在一些变体中,调制频率可以与用于向第一设备发送功率或数据的频率不同。例如,在一些变体中,调制频率可以是经历通过组织的低传播损耗的低频率(例如,大约100kHz),从而允许第二设备可靠地检测调制的反向散射信号。在一些变体中,调制频率可以是供电频率的倍数,反之亦然。在一些变体中,第二设备的处理器可以处理在调制频率的所接收的反馈信号的时间延迟或相位。处理器可以进一步使用时间反转来确定用于以供电频率向第一设备发送功率所需的时间延迟或相位。

[0320] 在一些变体中,负载电路可以被调制以编码数字数据,这可以允许第二设备唯一地识别和/或定位第一设备。数字数据可以包括ID码、命令、用于确认第一设备接收到询问信号的代码、表示第一设备的数字化能量状态(例如,其电池电压)的代码、及其组合等中的一个或多个。

[0321] 在一些变体中,负载电路可以被调制以在来自第一设备的反向散射信号中创建一个或多个零值(null)或陷波。零值或陷波可以包括由第二设备接收的反馈信号的一部分,其中,反馈信号幅度很低或接近于零(zero)。在一些变体中,反向散射信号中的零值或陷波可以通过在开路与短路之间切换负载电路阻抗来生成。第二设备的处理器可以被配置为检测所接收的反馈信号中的零值或陷波,以唯一地识别和/或定位第一设备。例如,第二设备可以测量不同的换能器元件上的陷波的相对时间延迟,并处理该时间延迟以便使用时间反转或三角测量等来确定换能器配置。

[0322] 在一些变体中,被耦合到超声波换能器的整流器电路或功率恢复电路可由于整流器或功率恢复电路的非线性阻抗(例如,二极管)而产生具有询问信号频率的谐波(例如,第三谐波)的反向散射信号。附加的频率分量可仅存在于来自第一设备的反向散射信号中而不是询问信号的其他反射中,第二设备的处理器可以使用该附加的频率分量来定位第一设备。

[0323] 在一些变体中,可以利用包括一个或多个反向散射信号的反馈信号来执行针对换能器配置的基于下行链路的搜索。例如,子阵列可以被配置为将询问信号发送到组织中,并且第二设备可以被配置为接收并处理来自第一设备的反向散射信号。可以针对不同的子阵列重复该过程,以便搜索具有与第一设备的最高超声波链路增益的最佳子阵列。例如,针对预定子阵列,可以使用所接收的反馈信号的包络检测来检测调制的反向散射信号。所检测的信号可以标示子阵列具有与第一设备的足够的超声波链路增益。此外,该子阵列可以被选择为用于与第一设备高效交换功率/数据的换能器配置。

[0324] f. 第二设备阵列配置

[0325] 本文描述的系统和方法被配置为在第一设备(例如,IMD)与第二设备(例如,无线设备)之间交换无线信号。在诸如超声成像之类的应用中,通常使用包括被配置为发送并接收信号的一个或多个换能器元件的单个换能器阵列。然而,第二设备可以包括两个或更多个单独的阵列,其中每个阵列包括一个或多个换能器元件。一个或多个阵列可以被配置为发送信号(发射阵列)并且一个或多个阵列可以被配置为接收信号(接收阵列)。例如,在一

些变体中,第二设备可以包括一个或多个发射阵列、一个或多个接收阵列、以及可被配置为发送并接收信号的一个或多个阵列。本文描述的阵列配置可以排除或减少通常被用于配置换能器元件以发送和接收信号的发送和接收开关的使用,以便降低第二设备的设计复杂度和/或功率消散。该阵列配置可以进一步通过解耦对换能器元件和电子器件用于实现发送和接收功能的设计约束来使能设计灵活性。在一些变体中,发射和接收阵列的换能器元件可以具有相同或不同的类型、形状、材料、尺寸等。对于包括单独的发射和接收阵列的系统,确定用于向第一设备发送下行链路信号(功率、数据等)的换能器配置可能很困难。例如,在接收阵列上接收的反馈信号包括未被配置用于向第一设备发送无线信号的换能器元件。

[0326] 通常,第二设备的处理器可以使用发射阵列的元件与接收阵列的元件之间的几何关系,基于在接收阵列元件上接收的反馈信号来确定用于发射阵列元件的驱动信号。在一些变体中,发射和接收阵列可以部分或完全地彼此交错或穿插。例如,发射阵列的换能器元件可以以周期性的方式被定位在接收阵列的每一个或多个换能器元件之后,反之亦然。在一些变体中,每个替代的换能器元件可以属于一种类型的阵列(发射或接收)。在一些变体中,发射和接收阵列可以不彼此交错(即,可以在空间上不重叠)。在一些变体中,第二设备的处理器可以处理由接收阵列的一个或多个换能器元件接收的反馈信号以生成反馈信号数据,并且可以基于发射和接收阵列元件的相对空间位置或几何形状,使用反馈信号数据的内插和/或外推来确定用于高效地向第一设备发送功率/数据的换能器配置。

[0327] 图9描绘了其中每个替代的换能器元件可以属于发射阵列或接收阵列的变体。从第一设备(910)生成的反馈信号(952)可以包括反射信号、由第一设备发送的活动上行链路信号等中的一个或多个。在一些变体中,由接收阵列的换能器元件(例如, R_1 - R_4)接收的反馈信号(952)的幅度、相位和/或时间延迟可以被处理,以估计发射阵列的哪些换能器元件(例如, T_1 - T_3)可以被选择以包括换能器配置及其驱动信号。例如,由于来自第一设备的朝向 R_3 和 R_4 的反馈信号(952)可能被肋骨(972)衰减或散射,因此, R_3 和 R_4 可能接收非常小的反馈信号(952)幅度。在这个示例中,由于 T_3 位于 R_3 与 R_4 之间,因此,第二设备的处理器可以确定 T_3 与第一设备之间的链路也可能被肋骨(972)阻挡。因此,可以不选择 T_3 以用于向第一设备(910)发送信号。

[0328] 在一些变体中,第二设备的处理器可以使用第一设备的所估计位置、接收阵列的一个或多个元件的位置、以及发射阵列的一个或多个元件的位置之间的几何关系来确定用于一个或多个发射阵列元件的驱动信号。例如,基于在 R_1 和 R_2 处的反馈信号(952)的接收相位、时间延迟和/或幅度、以及 R_1 、 R_2 和 T_1 之间的几何关系,第二设备的处理器可以估计在 T_1 的位置处的反馈信号的精确或近似的相位、时间延迟和/或幅度(例如,计算平均值),并在(例如,使用时间反转)向第一设备发送功率时使用它来驱动 T_1 以具有合适的相位、延时和/或幅度。

[0329] 在一些变体中,第一设备(例如,IMD)可以被配置为生成无线信号(例如,活动上行链路或反馈信号、反射信号、调制的反向散射信号等),并且第二设备可以包括第一换能器阵列、第二换能器阵列、以及处理器。第一换能器阵列可以被配置为从第一设备接收无线信号,处理器可以被配置为基于所接收的无线信号来生成第一设备数据,第二换能器阵列可以被配置为基于第一设备数据来与第一设备交换一个或多个无线功率和数据。例如,第一换能器可以被配置为定位第一设备(例如,找到其位置),而第二换能器阵列可以被配置为

与第一设备高效地交换功率和/或数据。在一些变体中,第一设备数据可以包括与第一设备有关的参数(例如,第一设备的空间位置)和与由第一设备生成的无线信号有关的参数(例如,该无线信号的相位、时间延迟、幅度、频率、编码数据)中的一个或多个。在一些变体中,与被用于向第一设备发送功率的第二换能器阵列元件相比,被配置用于定位的第一换能器阵列的换能器元件可以包括在工作频率下的高阻抗(例如,以用于提高对所接收的无线信号的灵敏度)。

[0330] 在一些变体中,第一换能器阵列和第二换能器阵列可以各自包括超声波换能器阵列。在一些变体中,第二换能器阵列可以包括一维线性阵列或二维阵列。在一些变体中,第一换能器阵列可以包括至少三个非共线换能器元件。非共线换能器元件可以被配置为基于由第一设备生成的无线信号来执行第一设备的三角测量。在一些变体中,第一换能器阵列和第二换能器阵列可以包括不同的换能器元件。在一些变体中,第一换能器阵列和第二换能器阵列可以包括至少一个相同的(例如,共享的)换能器元件。例如,第二换能器阵列可以包括1D线性阵列,第一换能器阵列可以包括在该1D线性阵列的末端处的两个换能器元件以及可不是第二换能器阵列的一部分并可包括与这两个末端的换能器元件不共线的第三换能器元件。相比之下,1D线性阵列的每个元件都是共线的并且不允许三角测量来定位第一设备。在一些变体中,第一换能器阵列可以包括位于或靠近矩形第二换能器阵列的四个角处的换能器元件。在一些变体中,第一换能器阵列可以包括第二换能器阵列的子集。

[0331] 在一些变体中,第二设备可以包括被配置为向第一设备发送询问信号的第三换能器阵列。由第一设备生成的无线信号可以包括响应于询问信号而生成的反馈信号。在一些变体中,第三换能器阵列可以是第一或第二换能器阵列的子集并且可以包括一个或多个换能器元件。在一些变体中,第三换能器阵列可以包括与第一换能器阵列和第二换能器阵列中的每一个不同的换能器元件。在一些变体中,第二换能器阵列的一个或多个换能器元件可以被配置为从第一设备接收无线信号。在一些变体中,无线信号可以包括无线数据(例如,生理数据)。在一些变体中,第一换能器阵列和第二换能器阵列的一个或多个换能器元件可以交错或穿插。在一些变体中,第二换能器阵列可以被配置为至少部分地基于所接收的无线信号的一个或多个参数的内插和外推中的一个或多个来与第一设备交换无线功率和数据中的一个或多个。例如,为了(例如,使用时间反转)确定用于发送功率的第二换能器阵列元件的相位,可以基于第一和第二换能器阵列元件的相对空间位置来内插或外推与在第一换能器阵列元件上接收的无线信号对应的相位。

[0332] g. 用户提示

[0333] 在一些变体中,患者在将身体上的外部第二设备相对于被设置在患者的身体内的第一设备对齐时可能遇到挑战,因为第一设备的精确位置是未知的。例如,第一设备(例如,IMD)可以被植入患者的身体内以用于监视一个或多个生理参数。可以为患者提供用于对第一设备无线充电并与第一设备通信的第二设备(例如,外部无线设备)。

[0334] 在一些变体中,第二设备的一个或多个换能器元件可以被配置为发送用于询问第一设备的询问信号,如本文所描述的。第二设备的一个或多个换能器元件可以被配置为接收可由第一设备响应于询问信号而发送的反馈信号。在一些变体中,所接收的反馈信号可以由第二设备的处理器处理以生成反馈信号数据,并且可以基于该反馈信号数据来提供用于调整(例如,重定位)第二设备的用户提示。

[0335] 在一些变体中,可以基于反馈信号生成包括位置通知的用户提示,以用于指示用户重定位第二设备。在一些变体中,生成位置通知可以基于对第一设备的空间路径的估计。在一些变体中,第二设备可以被配置为测量在不同的换能器元件上接收的反馈信号的强度。第二设备可以被配置为确定第二设备是否与第一设备对齐。例如,如果与第二设备的右侧相比,朝向第二设备左侧的换能器元件从第一设备接收到更强(高幅度)的反馈信号,则如果第二设备被向左移动,那么第二设备的中心可以更好地与第一设备对齐。在一些这种变体中,可以生成用户提示或位置通知以指示用户在空间上向左调整第二设备,以使得可以更有利地使第二设备居中或定位成向第一设备供电,从而提高无线链路效率。

[0336] 在一些变体中,可以比较如由第二设备的不同换能器元件接收的反馈信号的相对功率和/或电压幅度。基于该比较的结果,用户提示可以指示用户重定位第二设备,以使得元件更靠近第二设备的换能器阵列的中心,或者第二设备的优选换能器元件(例如,已知具有高效率或已知具有合适的功能的换能器元件)可以居中或定位得更靠近第一设备。

[0337] 在一些变体中,第二设备可以被配置为以任何顺序循环通过用于发送询问信号的不同换能器元件,在一些变体中,包括预定顺序。在一些变体中,可以处理由第二设备的三个或更多个换能器元件接收的反馈信号,以执行三角测量和第一设备相对于第二设备的大致位置的确定。在一些这种变体中,反馈信号数据可以包括与第一设备的位置(例如,第一设备的X、Y和/或Z坐标)对应的数据。在一些变体中,从反馈信号得出的与第一设备的位置对应的数据可以被用于通过用户提示指示用户在空间上调整第二设备或使第二设备居中在第一设备上方(例如,其中,第一设备靠近第二设备的中心轴)。

[0338] 在一些变体中,可以生成用户提示以指示用户在空间上调整第二设备,以使得第一设备相对于第二设备的预定的一组换能器元件有利地被定位。例如,如果第二设备的不同的换能器元件包括不同的效率(例如,电到声转换效率)和/或阻抗特性,那么预定的一组换能器元件可以包括用于实现与第一设备的高整体链路效率的更高的效率和有利的阻抗分布。

[0339] 在一些变体中,空间调整可以包括将第二设备的轴与第一设备的空间路径对齐。例如,在一些变体中,第二设备可以包括一维(1D)线性超声波换能器阵列,并且空间调整可以包括将阵列的孔径和仰角中的一个或多个与第一设备的空间路径对齐。主要沿着第一设备的空间路径对齐1D阵列的仰角可以允许沿仰角方向的波束宽度更大(例如,厘米量级)。足够大的波束宽度可以保证即使在运动期间该第一设备也能在很大程度上保持在焦点内。主要沿着第一设备的空间路径对齐1D阵列的孔径的优势可以是可通过定相阵列元件来在该方向上引导波束,从而允许跟踪在运动中的第一设备。

[0340] 在一些变体中,可以生成包括第一设备和第二设备中的一个或多个的功率状态的功率通知。在一些变体中,用户可以基于功率通知来对第一设备和/或第二设备进行充电。在一些变体中,可以生成与从第一设备接收的数据、生理参数数据、以及第一设备和第二设备中的一个或多个的参数数据中的一个或多个对应的通信通知。该数据可以被提供给专业医护人员并且可以被用于指导患者治疗。

[0341] h. 访问时间

[0342] 在一些变体中,被植入心脏中的第一设备(例如,IMD)可以相对于第二设备(例如,外部无线设备)沿着空间路径(例如,轨迹)移动和/或旋转。例如,这可以是由于心脏的泵送

动作和/或呼吸而造成的。由于这种运动,第一设备可以能够仅在空间路径的一部分期间高效地从/向第二设备接收和发送无线信号。第一设备出现在空间路径的有效部分期间的时长被称为访问时间段(access period)并关于图10被描述。

[0343] 在一些变体中,访问时间段(1092)可以相对于心动周期(1090)很短,如图10中所示。对于可使用超声波能量进行无线功率和数据传送的系统而言,情况可以如此,因为超声波束可以具有毫米级光斑大小,而第一设备或IMD(1010)的空间路径(1080)可以跨越几厘米。在一些变体中,第一设备的空间路径可以由第二设备跟踪,并且可以针对第一设备沿空间路径的不同位置来确定第二设备的一个或多个换能器配置。该技术对于在整个空间路径上维持无线链路可以很有用。在一些变体中,如本文所描述的,不同的方法可以被用于与移动的第一设备交换无线信号。在一些变体中,这种方法可以涉及仅在一个或多个访问时间段期间与第一设备交换无线信号。

[0344] 在一些变体中,可以使用访问时间段预测技术来发现和/或预测访问时间段。在一些变体中,第一设备可以被配置为测量生理参数(例如,诸如压力、心率等之类的心脏参数、和/或呼吸率等),并且可以被配置为基于此参数来预测或确定访问时间段。例如,被植入左心室(LV)的第一设备可以测量LV中的血压波形。在LV中的压力相对稳定或恒定的时长可以对应于第一设备相对于第二设备相对静止的时长,并且可以对应于访问时间段。

[0345] 在一些变体中,如图11中所示,第二设备可以被配置为测量生理参数(例如,诸如ECG、心率、心音、血压等之类的心脏参数、和/或呼吸率等),并且可以被配置为基于此参数来预测或确定访问时间段。例如,诸如外部无线设备之类的第二设备可以被配置为测量心率或ECG信号(1110)。附加地或可替代地,第二设备可以测量所听到的声音(1120),如图11中所示。基于所测量的ECG和/或所听到的声音信号,第二设备可以被配置为确定在心动周期期间的访问时间段的开始时间(1130)。例如,可以将访问时间段(1192)的开始时间(1130)设置为在检测到心音(例如,S2)之后的预定时间延迟(例如,大约100ms)。在一些变体中,访问时间段可以在舒张期期间发生。

[0346] 在一些变体中,可以基于一个或多个心脏参数的当前测量或其他数据来预测或确定访问时间段。在一些变体中,可以基于一个或多个心脏参数的先前测量或其他数据来预测访问时间段。

[0347] 在一些变体中,第一设备和/或第二设备可以被配置为周期性地询问另一个设备以预测或确定访问时间段而不依赖于任何心脏参数测量。例如,第二设备可以向第一设备发送周期性信标并等待第一设备确认信标的接收。在接收到确认后,第二设备可以被配置为执行与第一设备的信号交换(例如,向第一设备传送无线功率)。

[0348] i. 上行链路数据传送

[0349] 从第一设备(例如,IMD)到第二设备(例如,无线设备)的可靠的上行链路数据传送可以使能准确恢复来自身体的生理数据以在治疗中使用。在一些变体中,从被植入心脏附近的第一设备发送的超声波上行链路信号可以在一个或多个方向上经历从不同的组织结构或边界(例如,肋骨、肺等)的反射(例如,多径传播)。反射可干扰由第二设备接收的上行链路数据,并且可导致由第二设备解码的数据出错。

[0350] 在一些变体中,可以使用本文中所描述的任何技术,基于第一设备的定位,针对到第一设备的位置的接收波束成形来选择第二设备(例如,子阵列)的换能器配置。在一些变

体中,与如本文所描述的基于间隔的供电类似地,上行链路数据可以在一个或多个上行链路数据间隔中从第一设备被传送到第二设备。对于可以随时相对于第二设备移动/旋转的第一设备,这可以是有益的。在一些变体中,第二设备可以向第一设备发送信号(例如,包括数字数据比特),确认在上行链路数据间隔中数据的接收。例如,基于所接收的上行链路数据比特的数量与对应于上行链路数据间隔的上行链路数据比特的预期数量的比较,第二设备可以确认数据的接收。在一些变体中,第一设备可以被配置为当第一设备没有从第二设备接收到确认信号时,在下一个上行链路数据间隔中重新发送对应的数据比特,直到由第二设备确认接收为止。

[0351] 在一些变体中,第一设备与第二设备之间的无线链路可被诸如肋骨或肺之类的组织结构中断(例如,阻挡)。在一些这种变体中,可以以与间歇供电类似的方式来执行间歇上行链路数据传送。如果确定第一设备与第二设备之间的链路增益是不利的,则可以不在一个或多个上行链路数据间隔中传送上行链路数据。在一些变体中,可以在预定时间延迟之后恢复上行链路数据传送。例如,在预定时间延迟之后,第二设备可以被配置为向第一设备发送询问信号。可以基于从第一设备接收的反馈信号来选择用于高效地从第一设备接收上行链路数据的换能器配置。

[0352] 在一些变体中,由第二设备的不同的换能器元件接收的数字上行链路信号可以由第二设备的处理器处理,以便对上行链路信号数据进行解码。例如,在一些变体中,第二设备的至少第一换能器元件可以接收对于第一设备的空间路径的第一部分具有足够SNR的上行链路信号。第二设备的至少第二换能器元件可以接收对于第一设备的空间路径的第二部分具有足够SNR的上行链路信号。在一些变体中,第二设备的处理器可以被配置为处理至少由第一和第二换能器元件接收的上行链路信号以解码数据比特。处理器可以将数据比特组合或拼接在一起,以便恢复由第一设备发送的所有数据比特。该技术可以被扩展到第二设备的任何数量的换能器元件。

[0353] 在一些变体中,处理器可以确定从第一设备到第二设备的上行链路数据传送何时完成和/或它是否由于任何原因(例如,类似于功率传送可被中断的原因)而被中断。可以合适地配置第一设备和/或第二设备,以使得数据不会丢失。在一些变体中,第二设备可以向第一设备发送信号,确认由第一设备先前(例如,在先前的上行链路数据间隔中)向第二设备发送的数据的接收。在一些变体中,只有在数据分组已被成功地发送到第二设备并且第二设备已确认接收之后,第一设备才可以在存储器中擦除或覆写数据分组。在一些变体中,如果第一设备没有从第二设备接收到对先前发送的数据分组的确认,则它可以将该数据分组保留在存储器中并重新发送,直到从第二设备接收到确认信号为止。

[0354] 在一些变体中,作为示例,第一设备可以跟踪其存储器中的一个或多个指针(例如,存储器地址指针)。这些指针可以编码可已经被发送到第二设备和/或被第二设备确认的数据块的地址或起始地址、和/或可尚未被发送到第二设备的数据块的地址或起始地址。基于从第二设备接收的确认,第一设备可以更新这些指针中的一个或多个。在一些变体中,第一设备可以被配置为使用反馈信号或上行链路数据来将一个或多个指针的值上行传送到第二设备。

[0355] 在一些变体中,第二设备可以基于用户提示来通知用户上行链路数据传送是否被中断或者可在预定时间点之前已经完成的数据传送的百分比。例如,本文描述的两个指针

之间的差异(例如,一个指针指向被发送/确认的数据块,而另一指针指向尚未被发送到第二设备的数据块)可以指示由第二设备成功接收的数据的百分比。

[0356] 在一些变体中,第一设备可以被配置为停止向第二设备发送上行链路数据。例如,如本文所描述的,来自第一设备的反馈信号可以编码指向其存储器的指针的值,如果在第一设备存储器中的所有数据被第二设备成功读取,则第二设备可以基于该值来向第一设备发送命令以停止发送上行链路数据。在一些变体中,如果所存储的数据被发送并被第二设备确认,则第一设备可以自动停止向第二设备发送上行链路数据。

[0357] 在一些变体中,第二设备可以生成用户提示,包括但不限于由第二设备成功接收的第一设备的数据的百分比、上行链路数据传送是否完成、上行链路数据传送是否由于任何原因而被中断、及其组合等。用户可以基于用户提示而采取行动,诸如如果第二设备的电池电量不足则对第二设备的电池进行充电,如果第二设备移位则重定位第二设备,如果上行链路数据传送完成则关断并移除第二设备,及其组合等。

[0358] j. 第一设备换能器选择

[0359] 在一些变体中,第一设备(例如,IMD)可以包括多个换能器元件(例如,多个超声波换能器元件),其可以针对不同的操作而被单独地选择,这些操作包括发送上行链路信号(例如,反馈信号、数据)、接收功率、接收下行链路信号(例如,下行链路数据、命令)、及其组合等中的一个或多个。第一设备换能器选择可以使能与第二设备(例如,外部无线设备、无线设备)的稳健、无差错的数据通信。

[0360] 在一些变体中,第一设备(例如,IMD)可以包括被配置为接收下行链路信号的多个换能器。第二设备(例如,无线设备)可以被配置为发送下行链路信号。多个换能器中的一个或多个换能器可以被配置为基于所接收的下行链路信号来与第二设备交换无线功率和数据中的一个或多个。在一些变体中,第一设备的一个或多个换能器元件的选择可以由第一设备通过处理从第二设备接收的一个或多个下行链路信号来执行,这些下行链路信号包括询问信号、功率、下行链路命令、其他下行链路信号等中的一个或多个。在一些变体中,第一设备的一个或多个换能器元件的选择可以由第二设备通过处理从第一设备接收的一个或多个上行链路信号(包括反馈信号、上行链路数据等中的一个或多个),并使用下行链路命令将此数据传送到第一设备(例如,第二设备可以对第一设备编程以使用一个或多个特定换能器元件进行操作)来执行。

[0361] 在一些变体中,选择第一设备的一个或多个换能器元件进行操作可以基于从诸如询问信号之类的下行链路信号确定一个或多个换能器元件接收到最大功率或电压、或高于预定阈值的功率或电压。第一设备的换能器元件的选择可以与本文描述的基于所接收的反馈信号来选择第二设备的换能器元件类似。

[0362] 在一些变体中,可以仅选择第一设备的一个换能器元件进行操作(例如,接收功率、接收下行链路信号、发送上行链路信号)。例如,第一设备的处理器可以被配置为处理由每个换能器元件接收的询问信号,从询问信号中确定接收到最大功率或电压的换能器元件,以及选择该换能器元件以用于发送诸如上行链路数据之类的上行链路信号。在一些变体中,第一设备可以包括复用器和/或解复用器电路,其包括可以被耦合到换能器元件的开关或开关网络。在一些变体中,开关可以被配置为仅将所选择的换能器元件连接到上行链路数据发射器,以便仅使用所选择的换能器元件来发送上行链路信号。这可以允许选择具

有与第二设备的最佳链路增益的换能器元件,从而产生具有高SNR和低误码率的稳健数据链路。在一些变体中,第一设备的多个换能器中的一个或多个换能器可以被配置为以与所接收的无线功率的第二频率不同的第一频率与第二设备交换无线数据。

[0363] 在一些变体中,第一设备可以进一步包括处理器。在一些变体中,处理器可以被配置为基于所接收的下行链路信号来选择被配置为与第二设备交换无线功率和数据中的一个或多个的多个换能器中的一个或多个换能器。在一些变体中,处理器可以被配置为基于所接收的下行链路信号中的一个或多个来周期性地更新选择。在一些变体中,处理器可以被配置为计算多个换能器中的一个或多个换能器的下行链路信号的接收信号强度并将多个换能器中的一个或多个换能器的接收信号强度进行相互比较。在一些变体中,处理器可以被配置为选择多个换能器中的与高于预定阈值的接收信号强度对应的的一个或多个换能器,以用于与第二设备交换无线功率和数据中的一个或多个。在一些变体中,处理器可以被配置为选择与最大接收信号强度对应的一个换能器以用于向第二设备发送上行链路信号。在一些变体中,处理器可以被配置为基于下行链路信号来解码一个或多个下行链路命令。在一些变体中,处理器可以被配置为基于解码下行链路命令中的一个或多个下行链路命令来选择一个或多个换能器以用于与第二设备交换无线功率和数据中的一个或多个。

[0364] 图12描绘了根据此系统的说明性变体的第一设备(1210)的框图。第一设备(1210)的换能器(1220)可以包括多个换能器元件(1222、1224、1226)。第一设备(1210)可以被配置为从第二设备(未示出)接收下行链路信号(1240),诸如询问信号、功率等。每个换能器元件(1222、1224、1226)可以从下行链路信号接收不同的电压或功率(例如,由于换能器元件相对于第二设备的定向)。可以比较由多个换能器元件(1222、1224、1226)接收的电压(1250)。如图12中所示,与其他换能器元件(1222、1226)相比,一个换能器元件(1224)可以接收最高电压幅度。第一设备(1210)的处理器可以包括感测和处理电路(1232),其可以比较由多个换能器元件接收的电压幅度(V_{P1} 、 V_{P2} 、 V_{P3} ,每个可以是开路电压),以生成被提供给解复用器电路(1236)的选择信号(包括一个或多个数字控制比特)。解复用器电路(1236)的输入可以是数据通信电路(1234)的输出,诸如用于上行链路数据传输的功率放大器电路的输出。解复用器电路(1236)可以包括一个或多个开关或开关网络,选择信号可以对其进行配置以将一个换能器元件(1224)连接到解复用器电路(1236)的输入,而不连接其他换能器元件(1222、1226)以用于上行链路数据传输。应当理解,本文讨论的解复用器电路的具体电路实现(使用开关)是示例,并且其他变体也是可能的,诸如使用基于频率的选择(例如,使用滤波器)、基于幅度的选择、循环器、二极管或无源器件等。附加地或可替代地,在其中可以选择用于诸如接收功率或下行链路信号(例如,数据、命令)之类的操作的换能器元件的一些变体中,第一设备(1210)可以包括复用器电路(未示出),其可以与用于上行链路数据传输的解复用器电路类似。复用器电路可以由感测和处理电路(1232)配置或控制。

[0365] 在一些变体中,通过仅将所选择的换能器元件配置或连接到诸如整流器或AC-DC转换器之类的电源电路,所选择的换能器元件可以被选择用于诸如从第二设备接收功率之类的操作。例如,可以在每个换能器元件与功率恢复电路(例如,整流器)之间实现开关。在功率恢复期间,可以接通(ON)在所选择的换能器元件与功率恢复电路之间的一个或多个开关,并且可以断开(OFF)在其他换能器元件与功率恢复电路之间的一个或多个开关。

[0366] 在一些变体中,所选择的换能器元件可以被选择用于诸如接收下行链路信号(例

如,下行链路数据、命令等)之类的操作。例如,第一设备的处理器可以处理仅由所选择的换能器元件(例如,从询问信号或下行链路信号接收到最高电压或功率的换能器元件)接收的下行链路信号,以便解码下行链路数据和/或命令。

[0367] 在一些变体中,可以选择第一设备的多于一个的换能器元件用于操作。例如,在一些变体中,第一设备的处理器可以被配置为测量由其换能器元件接收的下行链路信号(例如,询问信号)的相对相位或延时。所测量的数据可以被用于驱动换能器元件具有合适的相位、延时和/或幅度以用于发送上行链路信号。这对于在使用多于一个的换能器元件发送信号时避免不期望的信号消除(例如,零瓣)可以是有益的。在一些变体中,当已知或可预测可不会发生不期望的信号消除时,第一设备可以在多个换能器元件(例如,所有的换能器元件)上用相同的相位(以最小化设计复杂度)或用合适的相位来发送上行链路信号。作为另一示例,在一些变体中,第一设备的多于一个的换能器元件可以被配置为通过使用诸如功率或DC组合之类的技术来从第二设备接收功率。在一些变体中,可以选择第一设备的每个换能器元件以用于诸如接收功率、接收下行链路信号、和/或发送上行链路信号之类的操作。

[0368] 在一些变体中,除了选择第一设备的一个或多个换能器元件进行操作之外,还可以配置驱动信号或从那些换能器元件接收信号的方式。例如,除了选择第一设备的一个或多个换能器元件之外,第一设备和/或第二设备还可以确定上行链路信号的频率、相位、延时、幅度、功率、及其组合等中的一个或多个,以用于发送上行链路信号。

[0369] 在一些变体中,第一设备的一个或多个换能器元件(和/或它们对应的驱动信号,或从它们接收信号的方式)的选择可以在本文所描述的任意一个方法的执行期间在任何时间被执行。例如,第一设备的一个或多个换能器元件的选择和/或其驱动信号(例如,频率、幅度等)的确定可以在基于间隔的上行链路数据传送期间在每个上行链路数据间隔的开始处被执行。

[0370] k. 单个换能器第一设备

[0371] 在一些应用中,第一设备(例如,IMD)可以包括单个换能器(例如,单个超声波换能器),其被配置为执行不同的无线功能,诸如接收询问信号、接收功率、接收下行链路数据信号和发送上行链路信号。这可以允许第一设备的小型化。第一设备可以进一步包括复用器电路,其被配置为解耦使用单个换能器接收/发送的各种信号。在一些变体中,复用器电路可以由控制器电路控制,在一些变体中,控制器电路可以是第一设备的处理器的组件。复用器电路可以被配置用于不同的操作,诸如从第二设备接收询问信号和功率/下行链路数据以及向第二设备发送上行链路信号。虽然在下面提出的解决方案是按照包括开关的复用器电路来讨论的,但是如先前所描述的复用器电路的其他变体在本文中也可以是适用的。

[0372] 在一些变体中,第一设备可以包括唤醒接收器电路,其被配置为检测由第一设备从第二设备接收的询问信号。唤醒接收器电路可以包括包络检测器电路、代码检测器或解码器电路、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,唤醒接收器电路可以被耦合到复用器电路。复用器电路可以由控制器电路控制以在默认操作模式下将唤醒接收器电路耦合(例如,使用开关连接)到换能器。例如,默认操作模式可以是在接收预定询问信号之前第一设备的模式。例如,在默认模式下,第一设备可以自主地执行诸如感测之类的功能,或者可以不执行任何功能(即,可以处于睡眠状态中)。复用器电路的此配置可以允许第一设备准

备好(例如,待机)以检测由第二设备发送的任何自组织询问信号。

[0373] 在一些变体中,复用器电路可以被配置为在默认模式下保持功率恢复电路(例如,整流器)与换能器断开连接。当接收到询问信号时,唤醒接收器电路可以(例如,经由包络检测)检测询问信号并生成可被提供给控制器电路的唤醒信号。在一些变体中,当询问信号幅度超过阈值或者具有特定代码或嵌入时命令或者其两者时,唤醒接收器电路可以生成唤醒信号。

[0374] 在一些变体中,控制器电路可以控制复用器电路以在接收到唤醒信号后将功率恢复电路连接到换能器。这可以允许第一设备从随后由第二设备发送到第一设备的功率信号恢复功率。

[0375] 在一些变体中,控制器电路可以控制复用器电路以在接收到唤醒信号后将换能器耦合到发射器电路,以便向第二设备发送上行链路信号(例如,反馈信号)。例如,第一设备可以被配置为对所接收的询问信号的幅度进行采样,将其进行数字化,并进而将该经数字化的幅度作为反馈信号发送到第二设备。附加地或可替代地,反馈信号可以包括一个或多个模拟脉冲和/或一个或多个数字比特,以用于向第二设备确认第一设备接收到询问信号。在接收到一个或多个反馈信号后,第二设备可以执行第一设备的定位和/或选择用于建立与第一设备的高效链路的换能器配置。在一些变体中,第二设备进而可以向第一设备发送功率。在一些变体中,第一设备的控制器电路可以控制复用器电路以在发送反馈信号后将发射器电路与换能器解耦。在一些变体中,与解耦发射器电路同时或在其之后,控制器电路可以控制复用器电路以将换能器与唤醒接收器电路耦合(即,返回到默认模式,等待来自第二设备的另一个询问信号),或者将换能器与功率恢复电路耦合(以恢复由第二设备发送的功率)。

[0376] 在一些变体中,第二设备可以向第一设备发送命令或代码,以指示其在从第一设备接收到反馈信号之后接下来将发送功率信号。在一些变体中,唤醒接收器电路可以检测这种代码,向控制器电路提供对应的信号。进而,控制器电路可以将功率恢复电路耦合到换能器,以配置第一设备用于接收功率。

[0377] 在一些变体中,控制器电路可以控制复用器电路以在供电结束之后将换能器与功率恢复电路断开连接。进而,控制器电路可以将换能器重新连接到唤醒接收器电路(即,返回到默认模式)。在一些变体中,控制器电路可以控制复用器电路以在供电结束之后将换能器与功率恢复电路解耦。进而,换能器可以被耦合到发射器电路,以向第二设备发送反馈信号(例如,传达第一设备的能量状态)。进而,换能器可以被耦合到唤醒接收器电路(即,返回到默认模式)。在一些变体中,第二设备可以向第一设备传送供电结束。在一些变体中,第一设备可以在所接收的功率信号的下降沿之后(例如,基于超时(timeout))自动执行这些步骤。

[0378] 在一些变体中,复用器电路可以被配置为在默认模式下保持唤醒接收器电路和功率恢复电路两者都被耦合到换能器。这可以允许第一设备从询问信号来恢复功率和/或其能量存储设备充电。

[0379] 1. 下行链路信号幅度检测

[0380] 在一些变体中,第二设备可以使用第一设备数据来调谐向第一设备发送的功率和/或选择用于与第一设备高效交换无线功率/数据的换能器配置。在一些变体中,第一设

备(例如,IMD)可以被配置为检测诸如询问信号、功率信号、下行链路数据等之类的所接收的下行链路信号的幅度。例如,第一设备可以被配置为检测从第二设备(例如,无线设备)接收的下行链路信号的幅度(例如,超声波换能器上的峰值电压)。幅度可以与阈值进行比较或者被数字化。包括数字化幅度或比较结果的反馈信号可以被发送到第二设备。

[0381] 在一些变体中,第一设备可以包括被耦合到第一设备的超声波换能器的第一包络检测器电路,以生成与由超声波换能器接收的下行链路信号的电压幅度对应的第一输出电压。第一包络检测器电路可以包括峰值检测器电路、整流器等。在一些变体中,第一输出电压可以等于由第一设备的超声波换能器接收的电压的幅度或最大值,或者与其成比例。例如,第一包络检测器电路可以包括与电容器(C_1)和电阻器(R_1)的并联组合串联的二极管。在某些变体中, R_1 可以非常大或无穷大(即,没有电阻器)。

[0382] 在一些变体中,可以确定时间或采样触发器,以使第一设备能够对第一输出电压进行采样。在一些变体中,第一设备可以被配置为对第一包络检测器电路的第一输出电压进行采样,以便估计由超声波换能器接收的电压幅度。

[0383] 在一些变体中,第一设备可以包括被耦合到第一设备的超声波换能器的第二包络检测器电路以确定采样触发器。第二包络检测器电路可以被配置为生成与由超声波换能器接收的下行链路信号的电压幅度对应的第二输出电压。在一些变体中,第二包络检测器电路可以被配置具有比第一包络检测器电路更快的响应时间。例如,第二包络检测器电路可以包括与电容器 C_2 和电阻器 R_2 的并联组合串联的二极管,以使得输出时间常数 C_2R_2 小于第一包络检测器电路的输出时间常数 C_1R_1 (例如,小于10倍以上)。因此,在下行链路信号的下降沿后第二输出电压可以比第一输出电压下降得更快。在一些变体中,第二输出电压的下降转变可以直接被用作或被处理(例如,使用一个或多个反相器)以生成用于对第一输出电压进行采样的采样触发器。被采样的第一输出电压可以代表由第一设备的超声波换能器接收的下行链路信号幅度。

[0384] 在一些变体中,定时器或延时生成器电路可以被配置为在由第一设备接收到下行链路信号(或上升沿)之后在预定时长内对第一输出电压进行采样。在一些这种变体中,不需要第二包络检测器电路。

[0385] m. 第一设备模式询问

[0386] 为了系统的正常运行,第一设备可以被配置为检测询问事件并合适地对询问做出响应。在一些变体中,第一设备(例如,IMD)可以默认在第一模式下工作。例如,第一模式可以是感测模式,其中,第一设备可以被配置为周期性地感测生理参数。第一模式可以是睡眠模式,其中,第一设备可以处于休眠状态并等待来自第二设备(例如,无线设备)的询问信号。在第一模式期间,第一设备可以被第二设备询问,以用于对第一设备的能量存储设备(例如,电池)充电和/或用于交换数据。

[0387] 在一些变体中,第一设备可以包括唤醒接收器电路,其被配置为监视由第一设备的一个或多个超声波换能器接收的超声波信号。在一些变体中,唤醒接收器电路可以被配置为检测由第二设备在询问信号中编码的特征或代码以确定询问的目的(例如,第二设备打算对第一设备进行充电,或者第二设备打算恢复在第一设备中存储的数据等)。在一些示例中,唤醒接收器电路可以包括包络检测器、比较器和解码器电路。

[0388] 在一些变体中,第一设备可以使用反馈信号来对第二设备的询问信号做出响应。

附加地或可替代地,可以在第二设备与第一设备之间交换一个或多个信号的握手信号(handshake)。在一些变体中,第一设备可以配置它自己以在检测到询问信号后停止第一模式并开始第二操作模式(即,询问信号可以使第一设备推翻其第一操作模式并进入第二模式)。例如,第二模式可以包括无线上行链路模式,其中,第一设备可以配置它自己以使用至少一个上行链路信号来发送其存储的数据。在一些变体中,第一设备可以配置它自己以在检测到询问信号后在除了第一模式之外的第二模式下工作。例如,第二模式可以是无线上行链路模式,第一模式可以是感测模式。第一设备可以被配置为对与这两种模式对应的功能进行时分复用,或者同时执行它们。在一些变体中,上行链路数据传送可以在一个或多个间隔上发生(例如,基于间隔的数据传送,类似于基于间隔的供电),这可以帮助从移动的第一设备恢复数据。在数据传送完成之后,第一设备可以自动返回到第一模式。在一些变体中,第二设备可以使用下行链路信号来向第一设备发送命令,以配置第一设备在上行链路数据传送完成之前或之后返回到第一模式中。

[0389] 在一些变体中,附加地或可替代地,基于一个或多个反馈信号,第二设备可以生成用户提示(例如,反馈)以指示用户手动调整第二设备,如果这样做可以改进在第二模式下的信号(功率、数据)交换。在一些变体中,如果在询问后没有接收到反馈信号,或者基于一个或多个所接收的反馈信号,第二设备可以生成用户提示,以用于指示用户咨询专业医护人员。

[0390] F. 表压估计

[0391] 在一些变体中,第一设备(例如,IMD)可以被配置为直接测量与诸如在心室或血管等中的血压对应的绝对压力。例如,绝对压力值可以参考真空或已知压力。表压可以从绝对压力测量来估计。表压可以参考环境气压或大气压力。表压可以通过由第一设备测量的绝对压力减去大气压力来预先确定。因此,在一些变体中,除了由第一设备进行的绝对压力测量之外,大气压力的对应测量可以使能用于疾病监视和治疗的表压的准确确定。本文描述了用于从所测量的绝对压力来估计表压的系统、设备和方法。

[0392] 在一些变体中,可以测量左心室舒张末期压(LVEDP)以监视患者的心脏衰竭的进展。LVEDP值(可以是表压值)通常可很低,例如,在大约0mmHg到大约40mmHg的范围内。患者的位置处的大气或环境压力可以是可变的,并且可以取决于多个因素,包括但不限于天气条件、环境温度、患者是否在飞机上、患者相对于海平面的高度、及其组合等。例如,海平面处的大气压力可以是大约760mmHg,而在大约500m的高度处可以是大约720mmHg(与海平面相比,差异为40mmHg,在LVEDP的量级)。因此,对于准确估计本示例中的LVEDP和一般的血压而言,准确确定大气压力可以很重要。在一些变体中,第二设备(例如,外部无线设备)可以被配置为测量大气压力。在一些变体中,第一设备可以独立于第二设备来测量身体内的绝对压力,即,不会同时被第二设备询问或命令以测量压力。例如,被植入的第一设备可以被配置为全天连续监视血压(例如,第一设备可以由电池供电)。第二设备不可以被放置在患者的胸部上或者不可以一直由患者携带。

[0393] 在一些变体中,第二设备或任何外部设备可以被配置为测量大气压力。例如,在一些变体中,被配置为向第一设备供电和/或与第一设备通信的第二设备还可以包括被配置为测量大气压力的气压传感器或压力传感器。在一些变体中,气压传感器可以位于诸如电话、智能手表、平板计算机等之类的外部设备上。附加地或可替代地,诸如移动app之类的应

用可以被配置为在外部设备上运行以记录和/或处理大气压力值。在一些变体中,第二设备或任何外部设备可以从因特网或从另一个设备获得大气压力值。在一些变体中,患者可以随身携带被配置为获得、记录和/或处理大气/环境压力值的第二设备或外部设备。例如,被配置为测量大气压力的第二设备可以被连接到患者的手机,或者可以被放置在由患者随身携带的钱包或袋子中。在一些变体中,第二设备可以(例如,以贴片、袖子、带子、腰带等形式)被穿戴在身体上。

[0394] 在一些变体中,由第一设备测量的绝对压力测量结果可以由第二设备进行后处理(例如,软件处理)以估计表压。后处理可以识别绝对压力数据中的大气压力的特征或特点、或大气压力变化。可以减去这些特征或变化以确定表压。例如,后处理可以包括使用低通或高通滤波器来从绝对压力数据中消除大气压力变化。在某些变体中,与血压相比,大气压力的变化速度可以更慢。在一些变体中,如果在绝对压力中检测到显著偏差,则软件处理可将其归因于大气压力的改变。在一些变体中,后处理可以基于诸如患者的旅行史(例如,旅行时间/位置)等之类的的数据,以估计大气压力和随后的表压估计。

[0395] 在一些变体中,第一设备可以被配置为测量或估计大气压力。在一些变体中,第一设备可以被配置为通过测量感兴趣的绝对压力(例如,LV中的绝对血压、感兴趣的组织或器官中的任何生理压力变化)和大气压力的估计或代表两者来测量或确定表压和/或与表压相关的压力。例如,在一些变体中,第一设备可以包括位于心室或血管的管腔中的第一压力换能器。第一压力换能器可以直接受血压影响或者可以直接感测血压。第一设备可以进一步包括定位或位于其可不直接受血压影响或可不直接感测血压的位置(例如,在心壁或心间隔内)处的第二压力换能器。在一些变体中,处理由第一和第二压力换能器测量的信号(例如,将一个信号从另一个信号中减去)可以提供预期表压、表压的代表、或可与表压相关的压力中的一个或多个。在一些变体中,单个压力换能器可以包括位于心室或血管的管腔内的第一部分和位于其可不直接受血压影响或可不直接感测血压的位置(例如,在心壁或心间隔内)的第二部分。在一些变体中,不同的第一设备(例如,另一个IMD)可以被配置为测量大气压力。例如,第一设备可以被植入刚好在皮肤下面(例如,在手臂的皮肤下面几毫米)以测量大气压力或参考压力,其可以被用于从由另一个第一设备测量的绝对血压来确定表压。

[0396] 在一些变体中,绝对血压与大气压力的测量之间的时间同步可以被用于从绝对血压数据中准确地减去大气压力数据以估计表压。例如,可以将由不同的设备(例如,由第二设备、任何外部设备、或不同的第一设备)测量的大气压力与被设置在身体内的第一设备的绝对血压测量结果相比较。在一些变体中,第一设备和第二设备可以在一个时间点被时间同步,之后,这两个设备可以以固定速率记录压力数据。例如,第二设备和/或外部设备(例如,电话)和第一设备可以被同步到预定日期的上午9:00,之后,第一设备可以大约每5分钟记录一个或多个绝对血压值。第二设备和/或外部设备(例如,电话)可以大约每5分钟记录一个或多个大气压力值。第一设备可以将绝对血压值存储在其存储器中。附加地或可替代地,第一设备可以存储与存储器中存储的绝对血压值中的一个或多个对应的一个或多个时间点(例如,时间、日期、与第一设备的计数器或定时器对应的值等)。在随后的时间段之后(例如,在一个或多个小时、天等之后),第二设备可以(例如,经由上行链路数据传送)从第一设备下载绝对血压数据。第二设备可以将第一设备的绝对血压数据的时间点与第二设备

(或外部设备的)大气压力数据的时间点对齐或同步,进而执行减法以确定在一个或多个时间点的表压值。

[0397] G. 超声成像

[0398] 在一些变体中,第一设备(例如,IMD)可以被配置为结合用于测量一个或多个生理参数(例如,血流量)的成像技术(例如,经胸超声心动图或TTE)来感测(例如,测量)一个或多个生理参数(例如,血压)。使用多种模式的测量可以改进患者的诊断、监视和治疗(例如,合适的用药调整)。例如,被植入心室或血管的第一设备可以被配置为测量血压,并且TTE可以测量血流量或速度以评估患者的心脏或心室的一个或多个结构或运动(例如,通过左心室流出道的流量或速度、LV收缩或LV壁运动、人工瓣膜小叶厚度/运动等)。在一些变体中,TTE可以是配置为诊断和/或监视患有心脏衰竭、瓣膜性心脏病、人工瓣膜功能障碍、及其组合等的患者的成像技术之一。TTE成像结合第一设备的感测可产生干扰。例如,TTE成像可将超声波信号耦合到第一设备的压力换能器,以至于破坏了所感测的压力数据。类似地,在TTE过程期间(例如,在用于血流速度测量的CW多普勒成像期间)发送超声波信号(例如,用于上行链路数据传送)的第一设备可干扰超声波信号,导致TTE数据或图像的错误或损坏。

[0399] 在一些变体中,由第二设备发送到第一设备的超声波信号(例如,询问信号、下行链路数据、命令等)可以编码特定代码(例如,ID、命令)。第一设备可以在检测到(例如,解码)这种代码后对所接收的信号做出响应。信号编码可以减少由于诸如TTE之类的成像过程而错误生成的信号传输(例如,反馈信号、超声波响应信号)。

[0400] 在一些变体中,第一设备可以被配置为在没有执行诸如TTE之类的超声成像的时间段期间在诸如感测模式之类的第一模式下工作。在感测模式下,第一设备可以被配置为周期性地监视诸如血压之类的生理参数或对其进行采样,并将生理参数数据存储在存储器中。例如,在感测模式下的第一设备可以被配置为执行采样血压、处理所采样的压力值(例如,计算峰值压力、平均压力、忽略某些值、及其组合等)、将经处理的数据(或生理参数数据)存储在存储器中、从第二设备接收无线信号(例如,询问信号、功率、下行链路数据、命令等)、向第二设备发送无线信号(例如,反馈信号、上行链路数据)、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,在启动诸如TTE之类的超声成像过程之前,第二设备可以配置第一设备(例如,经由下行链路命令)以在执行诸如TTE之类的超声成像的时间段期间在第二模式下工作。例如,在第二模式下的第一设备可以在一个或多个心动周期上对压力进行多次采样,并将压力数据点存储在存储器中。样本可以被用于患者诊断和/或监视。例如,可以对样本进行处理,以绘制一个或多个心动周期上的压力波形。在一些变体中,本文描述的用于减轻超声波信号与压力换能器之间的耦合的技术可以以与用于减轻TTE信号与第一设备的压力换能器之间的耦合类似的方式被应用。

[0401] 在一些变体中,包括有限存储器容量的第一设备可以在以波形存储模式操作之前将数据发送到第二设备。例如,在波形存储模式下操作之前,第二设备可以从第一设备的存储器下载(例如,经由上行链路数据传送)数据(例如,在感测模式期间捕获的数据)以释放一些或全部存储器空间(例如,在将数据传送到第二设备并从第二设备接收到确认数据接收的信号之后,第一设备可以擦除其存储器)。这可以允许一个或多个压力波形被存储在第一设备中。

[0402] 在一些变体中,在第一设备被配置为处于第二模式(例如,波形存储模式)中之后,

可以执行诸如TTE之类的超声成像以测量一个或多个生理参数。例如,第一设备可以被配置为在第二模式下工作,以感测并存储一个或多个心动周期上的压力波形(例如,LV压力波形)。进而,可以执行TTE以测量血流速度或流量(例如,在左心室流出道或LVOT中)。在一些变体中,TTE可以使用脉冲波(PW)多普勒成像或连续波(CW)多普勒成像来测量速度或流量。在一些变体中,第一设备可以在一个或多个心动周期上继续用与压力波形对应的数据覆写其存储器,或者可以在存储器达到容量时自动转变成另一个模式(例如,睡眠模式)。

[0403] 在一些变体中,第一设备可以被配置为在TTE测量生理参数(例如,流量)时将数据(例如,所感测的压力波形数据)实时上行传输到第二设备。在一些变体中,第一设备可以被配置为感测TTE信号(例如,与PW多普勒对应的脉冲)的存在并感测压力和/或当TTE信号不存在时向第二设备发送上行链路信号以避免信号干扰。例如,第一设备可以被配置为感测与PW多普勒对应的脉冲,并且可以可选地从脉冲检测来确定PW多普勒脉冲的重复率或脉冲重复频率(PRF)。第一设备可以被配置为在连续的PW多普勒脉冲之间的间隙或关断(OFF)时间期间感测压力和/或向第二设备发送上行链路信号。附加地或可替代地,第一设备可以被配置为基于所测量的PRF来估计组织中PW多普勒的焦斑与TTE源之间的距离。

[0404] 在完成一个或多个TTE过程之后,第二设备可以被配置为下载(例如,经由上行链路数据传送)由第一设备在第二模式下存储的数据(例如,LV压力波形数据)。以这种方式,专业医护人员(例如,心脏病专家)可以在单次检查过程期间访问由第一设备测量的数据(例如,在一个或多个心动周期上的压力波形)和由TTE测量的数据(例如,在一个或多个心动周期上的流量)。在一些变体中,在检查过程期间在诸如TTE之类的超声成像过程结束时,可以使用第二设备配置(例如,经由下行链路命令)第一设备在第一模式(例如,感测模式)下工作。在一些变体中,第一设备可以自行(例如,在预定超时之后)转变成第一模式(例如,感测模式)。

[0405] 在一些变体中,在使用第二设备将第一设备配置成在第二模式(例如,波形存储模式)下操作并下载与第二模式对应的数据(例如,一个或多个心动周期上的LV压力波形)之后,可以执行诸如TTE之类的超声成像。在一些变体中,可以在第一设备以第一模式操作的同时(例如,在将第一设备配置成在第二模式下工作之前)执行诸如TTE之类的超声成像。

[0406] H. 长期参数跟踪

[0407] 在一些变体中,可以使用长期参数跟踪来识别患者生理或无线系统的变化。例如,在预定时间段(例如,几小时、几天、几周、几个月、几年)上跟踪无线链路(例如,链路增益)的一个或多个参数(例如,特性、属性、特征)、与无线系统有关的参数、与患者的生理或疾病有关的参数、及其组合等可以使能识别无线链路和/或无线系统和/或患者的生理的变化和/或故障/衰竭或退化模式。

[0408] 在一些变体中,长期跟踪可以被用作被配置为向第一设备(例如,IMD)供电和/或与其通信的第二设备(例如,外部无线设备)的“种子(seed)”或起点。例如,在一些变体中,基于长期跟踪,第二设备的换能器元件可以使用先前存储的值或先前存储的值的外推来发送询问信号、发射功率等。在一些变体中,长期跟踪可有助于诊断或监视患者的病情。例如,对被附着到LV壁的第一设备的位置或运动的长期跟踪可以生成与LV壁本身的运动对应的有用数据,其可以被用于监视患者的心脏衰竭的进展。

[0409] 如本文中所使用的,在长期上被跟踪(例如,被测量、被感测、被估计、被识别、被检

测)的参数(例如,特性、特征)可以被称为跟踪参数。在一些变体中,跟踪参数可以包括但不限于第一设备与第二设备之间的无线链路增益、第二设备的发射功率、第二设备的发射频率、被配置为与第一设备交换无线功率和/或数据的第二设备的换能器配置的一个或多个参数、具有与第二设备的最高链路增益的第一设备的换能器元件、第一设备的能量状态、第一设备的电池寿命、与第一设备的压力换能器有关的参数(例如,灵敏度、漂移),与第一设备的超声波换能器有关的参数(例如,阻抗、效率)、第一设备的发射频率、第一设备的发射功率(例如,用于上行链路或反馈信号)、第一设备的一个或多个位置和/或定向(例如,相对于第二设备的轴的角度)、与本文描述的任何系统、设备或方法有关的参数、与身体有关的参数(例如,生理参数)、及其组合等。

[0410] 在一些变体中,跟踪参数可以包括但不限于第一设备(例如,IMD)的组织包裹,第一设备的移动、漂移或旋转,第一设备的退化,患者增加/减少脂肪,患者的肺中的液体滞留,患者的心壁或心室或第一设备可已经被植入或其附近的位置的运动,链路/系统的其他故障或退化模式,患者的疾病的进展(例如,心脏衰竭监视),及其组合等中的一个或多个。

[0411] 在一些变体中,外部设备(例如,第二设备、另一个第二设备)可以被配置为在存储器中存储一个或多个跟踪参数。例如,在一些变体中,第二设备或另一个外部设备可以被配置为跟踪超声波信号的链路增益、发射功率、飞行时间(例如,从第二设备到第一设备再返回到第二设备),高效地为第一设备供电所需的换能器配置、相位和频率中的一个或多个。在一些变体中,第二设备可以被配置为将预定供电会话中的所需发射功率与一个或多个先前的供电会话(例如,可已经在几周或几个月前完成)中的所需发射功率相比较。一个或多个跟踪参数的变化可以指示第一设备的旋转、患者增加/减少脂肪或体重、第一设备的包裹、第一设备和/或第二设备的任何退化、患者的生理状态的变化(例如,体液滞留)、及其组合等中的一个或多个。

[0412] 在一些变体中,在检测到一个或多个跟踪参数的变化超过预定阈值后,第二设备可以生成用户提示,如本文中所描述的。用户提示可以包括指示用户如何正确操作第二设备(例如,如果确定改变可能是由于第二设备的不正确使用)、提醒患者联系医护专业人员(例如,如果检测到第一设备的显著退化、旋转或漂移,如果检测到肺中液体滞留的变化)、直接提醒医生、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,如果存在第一设备的预定旋转、漂移或退化,则专业医护人员可以重定位和/或调整第一设备和/或植入另一个第一设备。

[0413] II. 方法

[0414] 本文描述了用于使用本文描述的系统和设备在第一设备(例如,IMD)与第二设备(例如,外部无线设备、无线设备)之间建立可靠和/或高效的无线链路(例如,用于功率传送和/或数据通信)的方法。在一些变体中,第一设备可以被植入患者的身体内以用于执行一个或多个功能,诸如监视生理信号或参数(例如,血压、血流量、神经动作电位等)和刺激组织(例如,神经、肌肉等)。在一些变体中,第一设备可以被配置为从第二设备接收无线功率。在一些变体中,第一设备可以被配置为与第二设备双向地无线传送数据和/或命令。在这种系统中,对于最小化IMD和外部无线设备的能量消散、最小化组织加热以及实现无差错数据传送以进行准确的疾病监视和治疗而言,建立用于功率和/或数据传送的可靠和/或高效的无线链路可以很重要。在建立与IMD的功率和/或数据链路之前,无线设备最初可不知道可

植入IMD的位置。IMD可以被植入复杂的非均质组织介质中,这使得建立高效且可靠的无线链路具有挑战性。因此,如本文中所详细描述,定位/跟踪IMD和/或找到换能器配置可以是很重要的。

[0415] 本文描述的方法可以包括以下步骤中的一个或多个,包括但不限于从无线设备(使用子阵列)发送询问信号,在无线设备处接收反馈信号,(使用无线设备的处理器)处理反馈信号以生成反馈信号数据,以及基于反馈信号数据来找到/确定换能器配置。本文还提供了用于适度地定位在患者的身体上的无线设备以用于建立与被植入设备的可靠无线链路,降噪以用于准确感测,以及估计患者的心率的方法。

[0416] 在一些变体中,一种定位身体上的无线设备的方法可以包括:生成与身体上的预期位置对应的用户提示,以及根据无线设备的定向特征和定向信号中的一个或多个来定向无线设备。这可有益于家庭监视,以便引导诸如患者之类的无经验的用户正确地定位无线设备以进行疾病监视和/或治疗。在一些变体中,一种定位身体上的无线设备的方法可以包括:测量无线设备和身体中的一个或多个的参数,基于所测量的参数来估计无线设备在身体上的位置,以及生成与所估计的无线设备在身体上的位置对应的用户提示。这种方法可以通过使能对身体上的无线设备的定位的自动检测以及可帮助引导用户建立与IMD的可靠无线链路的用户提示来为患者提供便易的使用。

[0417] 在一些变体中,一种将超声波设备耦合到患者的身体的方法可以包括:测量超声波设备和身体中的一个或多个的参数,基于所测量的参数来估计超声波设备与身体之间的耦合状态,以及生成与超声波设备与身体的耦合状态对应的用户提示。这种系统可以能够自动引导用户实现超声波设备与身体之间的充分超声耦合,从而改进患者体验并从治疗或监视系统中受益。

[0418] 在一些变体中,可以使用一种降噪方法,该方法可以允许解耦超声波信号与由IMD测量的压力信号,从而允许准确地恢复生理压力数据。

[0419] 通常,在给定无线系统中的设备之间建立可靠的无线链路可以包括本文描述的一个或多个方法,或者本文描述的一个或多个方法的任何子集,或者其方法或子集的组合。本文描述的一个或多个方法或其中的步骤可以被应用于移动的IMD,例如,可相对于无线设备移动或旋转的IMD。本文描述的一个或多个方法或其中的步骤可以被应用于可被配置为与无线设备交换无线信号的多个IMD。

[0420] A. 身体上的无线设备定位

[0421] 无线设备(例如,手持设备、可穿戴设备)可以由诸如患者(例如,在家中)之类的无经验的用户使用,以用于为可植入IMD(IMD)无线供电和/或与其通信。用户可不知道无线设备在身体上的合适位置,这可以是建立与IMD的稳健无线链路所必需的。这可导致不足的疾病监视或治疗。本文提供了用于可靠地定位身体上的无线设备的解决方案。

[0422] 图13是一般地描述了定位身体上的无线设备的方法的变体的流程图。该方法(1300)可以包括以下步骤:提供与身体上的预期位置对应的用户指令(例如,显示身体上的预期位置的图片、提供视觉和/或音频指令等)(1302)。这种指令可以由被定位在身体上的无线设备和/或由诸如电话、计算机、平板计算机之类的不同设备提供。基于用户指令,用户可以将无线设备放置在身体上的某个位置处(1304)。进一步地,可以根据无线设备的定向特征和定向信号中的一个或多个来定向无线设备(1306)。定向特征可以包括无线设备的标

记、结构和形状中的一个或多个。在一些变体中,诸如标记之类的定向特征可以被配置为相对于身体上的结构来定向无线设备。例如,无线设备可以在胸部上被定向,以使得标记靠近或指向左臂。定向信号可以包括来自定向传感器、加速度计、陀螺仪、位置传感器、及其组合等中的一个或多个的信号。定向信号可以向用户指示无线设备是否在身体上被适度地定向,并且可以被配置为引导用户进行恰当的定位和定向。

[0423] 图14是一般地描述了定位身体上的无线设备的另一种方法的变体的流程图。该方法可以包括以下步骤:测量无线设备和身体中的一个或多个的参数(1402),基于所测量的参数来估计无线设备在身体上的位置(1404),以及生成与所估计的无线设备在身体上的位置对应的用户提示(1406)。在一些变体中,参数可以包括心音、肺音、呼吸音、来自可植入IMD的无线信号、无线反射信号、无线反向散射信号、及其组合等中的一个或多个。例如,无线反射信号和无线反向散射信号可以由IMD和/或一个或多个组织结构(例如,肋骨、肺)在无线设备将询问信号发送到组织中时生成。在一些变体中,无线信号可以是超声波信号。这种一个或多个参数的测量和/或无线设备的处理器对所测量的参数的处理可以指示无线设备与在胸部上的预期位置的接近度。

[0424] 在一些变体中,用户提示可以包括以下中的一个或多个:关于所估计的无线设备在身体上的位置、无线设备的定位是否适度的通知,以及包括重定位身体上的无线设备、重定向无线设备、以及联系专业医护人员中的一个或多个的建议。重定位无线设备可以包括移动、调整和旋转无线设备(例如,其位置、角度、旋转、倾斜、方向等)中的一个或多个。在一些变体中,还可以响应于用户提示来调整无线设备的机械和/或电参数。例如,调整电参数可以包括对无线设备的电池充电。

[0425] 本文描述的方法或其部分的任何排列或组合可以被用于确保适度地定位身体上的无线设备。

[0426] B. 与身体的超声耦合

[0427] 对于使用超声波来为可植入医疗设备无线供电和与其通信而言,需要超声波设备(例如,无线设备)与患者的身体之间的充分超声耦合。无线设备与身体组织之间的空气间隙是不期望的,因为它可由于声阻抗失配而破坏无线设备与可植入IMD(IMD)之间的超声波链路。如果诸如患者之类的无经验的人员(例如,在家中)操作超声波设备,和/或如果超声波设备被长时间使用,那么避免这种空气间隙可具有挑战性。可需要将超声波设备耦合到患者的身体的新的方法。

[0428] 图15是一般地描述了将超声波设备耦合到患者的身体的方法的变体的流程图。该方法(1500)可以包括:测量超声波设备和身体中的一个或多个的参数(1502),基于所测量的参数来估计超声波设备与身体之间的耦合状态(1504),以及生成与所估计的耦合状态对应的用户提示(1506)。在一些变体中,该方法可以被周期性地重复,并且可以提供用户提示,直到实现充分的超声耦合为止。

[0429] 超声波设备可以包括一个或多个超声波换能器。在一些变体中,参数可以包括超声波设备的超声波换能器的电阻抗、超声波设备的超声波换能器的反射系数(例如, S_{11} 参数)、心音、来自可植入医疗设备的超声波信号、超声波反射信号、压力、力、触摸、电容、组织的电阻抗、热量、以及温度中的一个或多个。在一些变体中,超声波设备可以包括处理器以及用于测量这种一个或多个参数的一个或多个传感器或换能器。

[0430] 在一些变体中,超声波换能器的电阻抗(其可由于声载荷而受到其周围介质的影响)在超声波设备与身体组织之间存在或不存在空气间隙的情况下可以不同。在一些变体中,超声波设备可以包括被配置为测量反射、反射系数和/或 S_{11} 参数以评估与身体组织的耦合的处理器。如果存在空气间隙,则反射可以很明显。而如果不存在空气间隙,则由超声波设备发送的超声波信号可充分穿透组织,从而导致小的反射。可以以一个或多个频率来测量这种反射或相关联的参数(例如, S_{11})。在一些变体中,超声波设备的处理器可以处理所测量的反射系数或 S_{11} ,并将其与阈值相比较以确定耦合是否充分。例如,低于阈值的 S_{11} 的幅度可以指示无线设备与组织的充分超声耦合。

[0431] 在一些变体中,超声波设备可以包括压力传感器、力传感器、触摸传感器、及其组合等中的一个或多个。例如,压力或力传感器可以被配置为检测超声波设备是否被充分压靠在皮肤或组织上。作为另一个示例,触摸传感器(例如,电容式、电阻式、表面声波、红外线、基于热量的等)可以被配置为检测与皮肤或组织的接触。在一些变体中,超声波设备可以包括用于检测心音(例如,听诊)的音频传感器或压力传感器、用于检测与身体相关联的热量或温度的热传感器或温度传感器、及其组合等中的一个或多个,以评估超声波设备与组织的耦合。

[0432] 在一些变体中,超声波设备可以被配置为:基于是否从可植入设备接收到上行链路信号(例如,反馈信号)和/或基于测量由超声波设备接收的一个或多个上行链路信号的强度,确定是否存在与组织的充分耦合。在一些变体中,可植入设备可以被配置为以一个或多个信标频率(例如,大约100Hz或更低)周期性地发送诸如信标信号之类的上行链路信号。例如,当被放置在身体上并打开时,如果在大于或等于两个连续信标之间的预期时间段的时长内,超声波设备没有接收到信标信号或者接收到与阈值相比强度更低的信标信号,则可以确定超声波设备与组织之间的耦合不足和/或超声波设备没有被定位在身体上的正确位置处。

[0433] 包括诸如电池之类的电源的可植入设备可以具有足够的能量以周期性地发送这种信标信号。在一些变体中,信标信号可以包括超声波脉冲、RF脉冲等中的一个或多个。作为示例,信标信号可以是具有大约0.1MHz到20MHz之间的载波频率、大约0.05 μ s到大约100ms之间的脉冲宽度的超声波脉冲。在一些变体中,信标信号可以对诸如ID码、可植入设备的能量状态(例如,电池电压)及其组合等之类的信息进行编码。

[0434] 在一些变体中,超声波设备可以被配置为发送询问信号,并接收由可植入设备在接收到询问信号后生成的对应的反馈信号。超声波设备可以进一步被配置为基于测量所接收的反馈信号的强度或者基于是否接收到反馈信号来估计耦合状态。

[0435] 在一些变体中,估计超声波设备与身体之间的耦合状态可以包括估计超声波设备与身体之间的耦合的充分性和程度中的一个或多个。作为示例,超声波设备的处理器可以被配置为将诸如 S_{11} 之类的测量参数与预定阈值相比较,以评估耦合是否充分。在一些变体中,可以将一个或多个所测量的参数与多个阈值相比较(例如,通过执行数字化),以评估超声耦合的程度或范围。在一些变体中,超声波设备可以包括多个超声波换能器(例如,阵列),其中,超声波换能器的参数的测量可以被配置为评估超声波设备的哪个部分或侧被充分地或不充分地耦合到身体组织。

[0436] 在一些变体中,生成与超声波设备与身体之间的耦合状态对应的用户提示可以包

括向用户提供关于耦合状态的通知以及建议中的一个或多个,这些建议包括以下中的一个或多个:调整超声波设备、相对于身体重定位超声波设备、应用超声耦合剂(例如,超声凝胶、硅胶、干耦合剂等)、添加声匹配层、调整超声波设备与身体的紧固件、以及联系专业医护人员。调整超声波设备可以包括以下中的一个或多个:将超声波设备紧靠在皮肤上、朝向组织或皮肤推动或按压超声波设备、移动和/或旋转超声波设备、清洁超声波设备和/或皮肤表面、移除超声波设备与皮肤之间的毛发、及其组合等。

[0437] 在一些变体中,超声波设备可以使用紧固件而被固定或紧固(例如,紧密地)到身体上以确保与组织的良好超声耦合。例如,紧固件可以包括腰带、带子、袖子、粘合剂、夹子或别针(例如,像被用于弹性绷带的夹子)、可穿戴结构、及其组合等中的一个或多个。

[0438] 在一些变体中,超声波设备可以位于一个或多个位置处,包括但不限于在身体外部(例如,在可穿戴设备、手持设备、被连接到测量装置的探头、被放置或紧固在身体上的设备等上)、永久植入身体内(例如,被植入皮下,沿着器官的外壁)、暂时植入身体内(例如,位于插入通过血管、食道或胸壁的导管或探头上、在手术或过程期间使用)、及其组合等。

[0439] 本文描述了一种示例方法。在一些变体中,当被放置在患者的身体上并被开启时,超声波设备可以被配置为首先测量其一个或多个超声波换能器的参数以估计耦合状态,并生成用户提示以指导用户调整超声波设备,直到实现充分耦合为止。进而,超声波设备可以被配置为等待预定时长,以从可植入设备接收一个或多个信标信号以评估其在身体上的定位。在一些变体中,如果超声波设备不能从可植入设备接收任何信标信号,则它可以被配置为附加地测量诸如心音之类的参数,以检测超声波设备与患者的心脏的接近度。基于这种测量,可以生成用户提示以引导用户在预期方向上重定位或移动超声波设备。在一些变体中,如果超声波设备检测到它被放置在患者的身体上的正确位置处并且与组织的超声耦合是充分的,但是不能从可植入设备接收任何上行链路信号,则可以通知用户向专业医护人员咨询。

[0440] C. 降噪

[0441] 可植入IMD(IMD)可以包括用于与无线设备(例如,外部无线设备)交换无线功率和数据中的一个或多个的一个或多个超声波换能器。IMD可以进一步包括用于感测压力(例如,血压)的一个或多个压力换能器。由于无线设备向IMD发送的无线功率/数据、组织中的超声反射、以及诸如超声成像(例如,经胸超声心动图或TTE)之类的一个或多个过程中的一个或多个,超声波可入射到这种IMD上。由于超声波信号包括压力波,它们可耦合到IMD的压力换能器(即,干扰由压力传感器测量的压力信号),并且可破坏压力数据,从而导致可能不准确表示患者状态的错误压力值。本文提出了解决方案以缓解这一挑战。

[0442] 提出了用于检测和/或减轻超声波信号与压力信号的干扰的降噪(或干扰减轻)方法。图16是一般地描述了一种降噪方法的变体的流程图。该方法(1600)可以包括:测量由超声波换能器、压力换能器、流量传感器、力传感器和MEMS设备中的一个或多个接收的超声波信号(1602)的参数,以及基于由压力换能器测量的压力信号以及所测量的超声波信号参数来生成压力数据(1604)。在一些变体中,生成压力数据可以包括将超声波信号与压力信号解耦。在一些变体中,将超声波信号与压力信号解耦可以包括求平均、数字信号处理和模拟信号处理中的一个或多个。

[0443] 在一些变体中,IMD可以被配置为测量由压力换能器接收的超声波信号参数。例

如,IMD可以被配置为通过按照预期压力数据点(per desired pressure datapoint)取得多个压力样本来检测超声波信号的存在和/或强度。例如,如果压力数据点被预期采用100Hz的采样率,而不是每10ms仅采样压力一次,则IMD可以被配置为以高采样率(例如,大于1MHz)在观察时间(例如,大于1 μ s)上对压力进行多于一次的采样。多个压力样本可以被数字化(例如,使用ADC)并使用IMD的处理器进行处理。处理可以实时发生,或者可以在将样本存储在IMD的存储器中之后进行后处理。

[0444] 在一些变体中,在处理多个压力样本之后,IMD的处理器可以确定超声波信号是否已经被耦合到压力换能器。本文呈现了这种处理的一个示例。IMD的处理器可以确定每数据点(per datapoint)的多个压力样本的值的变化的变化。例如,处理器可以处理与每数据点的多个压力样本对应的值,并确定最小值、最大值、平均值、最大值与最小值之间的差、方差、标准偏差、百分比变化、及其组合等中的一个或多个。在一些变体中,如果发现这种变化高于某一阈值(例如,变化大于 $\pm 1\%$,或者变化大于 $\pm 10\%$ 等),则它可指示超声波信号可已经被耦合到压力换能器。这可以是因为生理或身体压力(例如,血压)可被预计不会在短时长内发生显著变化。例如,在大约1ms的总时长内取得的5个压力样本相对于彼此的变化可不超过 $\pm 10\%$,除非超声波信号可已经被耦合到压力换能器。因此,在短时长内取得的压力样本的大改变或变化可以是与IMD的压力传感器的超声耦合的指示符或特征。

[0445] 在一些变体中,IMD可以被配置为测量由超声波换能器接收的超声波信号的参数。例如,IMD可以被配置为通过监视其一个或多个超声波换能器的电压、或由被连接到一个或多个超声波换能器的电路(例如,电源电路、AC-DC转换器电路)生成的电压来检测超声波信号的存在和/或强度。例如,在IMD的超声波换能器的端子处存在非零AC电压或高于某一阈值的AC电压可以指示入射超声波信号的存在。

[0446] 在一些变体中,生成压力数据可以包括识别包括所测量的超声波信号的参数的压力数据的一个或多个压力样本,以及拒绝或标记所识别的一个或多个压力样本。例如,在IMD检测到超声波信号可已经被耦合到针对一个或多个预期压力数据点的压力信号之后,它可以忽略这些样本,并且可以代替地将错误代码(例如,全1或全0等)写入其对应于该压力数据点的存储器中。当压力数据被传送到无线设备时(例如,经由上行链路数据传送),无线设备可以将这种错误代码识别为是由于与压力换能器的超声耦合或任何其他错误。在一些变体中,无线设备可以使用诸如无差错数据的外推之类的任何处理技术以估计由于与IMD的压力换能器的超声耦合而被破坏的压力值。在一些变体中,在IMD检测到超声波信号可已经被耦合到压力换能器之后,IMD的处理器可以处理多个压力样本以解耦超声耦合的影响(例如,识别大约MHz频率的超声波信号的特征),估计针对数据点的实际生理压力,并将这种所估计的压力值存储到其存储器中。

[0447] 在一些变体中,如果检测到超声波信号耦合到IMD的压力换能器,则IMD可以被配置为在时间延迟之后测量压力信号(例如,一次性或周期性地)。在一些变体中,时间延迟可以是预定的。例如,这种预定时间延迟可以允许为超声波信号、反射和/或回声提供足够的时间以消散。在一些变体中,时间延迟可以基于超声波信号的消散。例如,IMD可以被配置为在强度低于预定阈值之后监视超声波信号的强度以及样本压力。

[0448] 在一些变体中,如果没有检测到与压力换能器的超声耦合,则IMD的处理器可以计算每数据点取得的一个或多个压力样本的平均压力值,并使用这种平均压力值作为预期压

力数据点(例如,将这种平均值存储在存储器中)。每数据点取得多个压力样本并计算针对数据点的这种压力样本的平均值的优势在于它可以帮助减少对连接到压力换能器的模拟前端(AFE)电路的设计的噪声约束,减小输入采样电容和/或ADC电容(例如,SAR ADC中的 C_{DAC})的值,从而允许更快速地确定压力样本。由于这些优势,AFE和压力换能器可能需要每压力样本被供电或被连接到电源更短的时长,这可有益于减少每压力样本的IMD的能量消耗。

[0449] 在一些变体中,生成压力数据的步骤由包括超声波换能器和压力换能器的第一设备(例如,IMD)的处理器来执行。在一些变体中,生成压力数据的步骤由可与第一设备(例如,IMD)无线通信的第二设备(例如,无线设备)的处理器来执行。在一些变体中,IMD可以被配置为在其存储器中保存与每数据点取得的多个压力样本对应的所有压力值,并经由上行链路数据传送将所有这些值传送到无线设备。

[0450] 图17是一般地描述了另一种降噪方法的变体的流程图。该方法(1700)可以包括以下步骤:使用诸如IMD之类的设备的压力换能器来接收超声波信号(1702),以及使用被耦合到压力换能器的滤波器来对超声波信号进行滤波(1704)。例如,大约1MHz频率的超声波信号可导致压力换能器的电压在大约1MHz或接近大约1MHz处发生波动。另一方面,在身体内的预期压力信号可能没有这么高的频率,例如,可能只有到大约200Hz的有用频率成分。

[0451] 在一些变体中,滤波可以包括模拟滤波,数字滤波,模拟后处理,数字后处理,以及使用滤波器、放大器、处理器、积分器、平均器和boxcar采样器中的一个或多个来进行滤波中的一个或多个。例如,IMD可以包括被连接到压力换能器的低通滤波器,其被直接连接到压力传感器的输出端子,或者在使用前置放大器充分放大压力换能器的信号之后连接到压力传感器的输出端子。滤波器的输出可以被连接到用于数字化压力样本的ADC。在一些变体中,这种低通滤波器的截止频率和滚降可以被设置以使得滤波器基于频率而充分衰减诸如在这种情况下超声波信号之类的不期望的信号。在本文讨论的示例中,在一些变体中,可以使用大约500kHz的截止频率作为示例。使用低通滤波器的高截止频率(例如,仍然足够低以衰减高频超声波信号)和/或高滚降可以允许快速确定压力样本。

[0452] D. 心率估计

[0453] 在一些应用中,IMD (IMD) 可以被配置为感测血压(例如,在心室、血管等中的一个中)。对于包括但不限于心脏衰竭、充血性心脏衰竭、心律失常、及其组合等中的一个或多个的心血管疾病的诊断和/或监视而言,血压(BP)的感测可以是很重要的。在一些变体中,作为BP的替代或其补充,心率(HR)的测量可以是重要的。例如,医生可以结合BP来评估患者的HR,而这对于准确监视心脏衰竭的进展、诊断和/或监视心律失常、诊断病情或事件、调整患者的治疗或用药、及其组合等中的一个或多个而言是很有用的。在一些变体中,IMD可以测量BP(并且可以实时或稍后将所测量的BP数据发送到无线设备),而无线设备(或诸如智能手表之类的任何无线设备)可以同时测量HR,从而允许医生在进行BP测量时评估HR值。在一些变体中,除了BP测量之外,IMD还可以被配置为测量HR(例如,使用类似于ECG测量的电极),并向无线设备发送BP数据和HR数据两者(例如,诸如波形之类的原始数据,或者在计算针对一个或多个心动周期的一个或多个HR值之后)。在一些应用中,IMD可能需要具有微型尺寸,因此可能不希望或不可能在IMD上包括用于直接测量HR的电极。在一些应用中,IMD可以被配置为连续地或在每天的多个时间点测量BP,在此期间,可能不希望或不可能将无线设备配置为同时测量HR。本文提供了用于基于血压测量来估计心率的解决方案。

[0454] 图18是一般地描述了估计心率的方法的变体的流程图。该方法(1800)可以包括以下步骤:使用诸如IMD之类的第一设备来测量血压样本(1802),使用所测量的血压样本来生成血压数据(1804),以及使用血压数据来估计在一个或多个心动周期上的心率(1806)。在一些变体中,估计心率可以由第一设备的处理器来执行。在一些变体中,估计心率可以由可以与第一设备(例如,IMD)无线通信的第二设备(例如,无线设备)的处理器来执行。例如,第一设备可以实时地或在将波形存储在第一设备的存储器中之后的稍后时间将血压数据(例如,BP波形)无线发送到第二设备。

[0455] 在一些变体中,估计心率可以包括:将一个或多个血压样本与预定阈值相比较,识别血压样本可与预定阈值交叉的两个或更多个交叉点,以及基于在所识别的交叉点之间经过的一个或多个时间来估计心率。图19示出了与这种方法对应的概念性时序图(1900)。在一些变体中,IMD可以以特定速率(例如,大约100Hz、大约1kHz等)对BP进行采样,并且IMD可以具有例如可具有关于与样本对应的时间点的计数或信息的定时器或时钟。在一些变体中,IMD的处理器可以被配置为将所感测的压力进行数字化(例如,使用ADC)和/或将所感测的BP波形(1902)的压力值与阈值(1904)相比较。在实时地将一个或多个压力样本与阈值进行比较时,当可发现所感测的压力值与阈值交叉时(例如,在给定的心动周期中,当BP升高时,或者当BP下降时),IMD可以存储与可发生该交叉的时间对应的值。BP波形(1902)与阈值(1904)的这种交叉可以被称为交叉点(1906),这在图19中概念性地被图示。例如,IMD可以确定与这种交叉点(1906)对应的定时器计数(1908) T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 等,如图19中所示。这种定时器计数(1908)可以针对多于一个的心动周期(任意数量的心动周期)而被确定,并且可以由IMD的处理器进行处理以确定HR、或在某一时长内的平均HR、HR变化、及其组合等。例如,如果与第一个交叉点对应的时间为 T_1 秒,并且与下一个交叉点对应的时间为 T_2 秒,则瞬时HR(即,针对一个心动周期的HR)可以被估计为 $1/(T_2-T_1)$ Hz或 $60/(T_2-T_1)$ 次心跳/每分钟。类似地,可以确定并处理与多个交叉点(1906)对应的的时间以估计平均HR。这种技术的优势可以是所估计的HR值对BP波形的波动(例如,在连续的周期中峰值BP发生改变等)和/或对采样率的敏感度降低,因为测量依赖于具有大斜率的BP波形部分。由于以下的一个或多个原因,包括但不限于呼吸、大气压力变化(如果所测量的BP是绝对压力)及其组合等,BP波形可发生波动、变化或偏移。只要具有大斜率的BP波形部分周期性地与阈值级别交叉(在上升或下降时),就有可能使用该技术用合理的精度来确定HR值。

[0456] 任何方法都可以被用于测量在连续的交叉点之间经过的时间(例如, T_2-T_1) (参见图19)。在一些变体中,IMD可以具有运行中的定时器或时钟,并且可以确定与交叉点对应的定时器计数,如以上所讨论的。在一些变体中,IMD可以包括时间到数字转换器或TDC电路(例如,包括斜坡内插器或张弛振荡器),以测量在两个交叉点之间的时间。例如,可以在一个交叉点(例如,由将上升的BP值与阈值相比较的比较器的输出触发)开始用已知电流源对已知电容器充电,并且电容器的电压的增大(由于充电)可以在下一个交叉点被测量,以便估计在这两个交叉点之间经过的时间。可以注意到本文提及的技术都是示例,并且可以使用测量与交叉点对应的的时间或在两个交叉点之间经过的时间的其他变体。

[0457] 在一些变体中,如以上所描述和图19中所示的,阈值可以是适应性的并且可以由IMD实时地确定,或者从过去的BP测量来确定。例如,根据一个或多个心动周期,IMD可以确定平均BP值,或者可以计算最大和最小BP值的算术平均(即, $(\max+\min)/2$),或者可以计算

峰值压力的一部分(例如,80%),并将此值指定为用于下一个或多个心动周期中HR估计的阈值。在一些变体中,如果BP波形由于大气压力、呼吸或任何其他原因的变化而显著偏移,则这种适应性阈值可以很有用。在一些变体中,阈值可以被固定为预设值。例如,在一些变体中,如果已知大气压力是大约760mmHg等,则大约820mmHg绝对压力的阈值可以被用于LV中的压力传感器。在一些变体中,无线设备可以经由下行链路数据向IMD发送阈值的值或用于确定阈值有用的值(例如,大气压力的值等)。可选地或附加地,在经由下行链路信号向IMD发送这种值之前,无线设备可以测量并数字化大气压力。

[0458] 在一些变体中,估计心率可以包括:在血压样本中识别局部最大值或最小值点,以及基于在两个或更多个局部最大值或最小值点之间经过的一个或多个时间来估计心率。例如,处理器可以被配置为在每个心动周期中检测BP的局部最大值或最小值,保存与最大或最小BP值的出现对应的定时器计数,以及处理定时器计数以估计HR或平均HR等。在一些变体中,IMD的处理器可以被配置为在测量血压样本的过程期间实时地执行运行最大值或运行最小值计算。在一些变体中,处理器可以被配置为使血压数据通过滤波器或平滑窗口,以便减轻所感测的压力样本中的随机或暂时波动和/或噪声的影响。

[0459] 在一些变体中,估计心率可以包括:在血压样本中识别最大或最小变化率的点,以及基于在最大或最小变化率的两个或更多个点之间经过的一个或多个时间来估计心率。例如,处理器可以包括微分电路,以计算血压样本的变化率。

[0460] 在一些变体中,估计心率是基于血压样本的频域表示。例如,处理器可以被配置为计算BP波形的傅立叶变换或快速傅立叶变换(FFT)以确定BP波形的频率或时间段。

[0461] 在一些变体中,由于诸如存储器大小限制之类的原因而不希望或不可能将完整的BP波形存储在IMD的存储器中,和/或由于复杂计算所需的能量和/或时间的限制而不希望或不可能在IMD的处理器中处理完整的BP波形。在这种变体中,IMD可以被配置为实时处理所感测的BP值,并使用本文所描述的一个或多个方法来确定心率。

[0462] 在一些变体中,一般而言(即,适用于本文描述的任何方法,并且并非仅适用于从BP测量确定HR的方法),IMD可以在处理期间并且在计算最大、最小、峰和/或平均压力值之前忽略某些压力样本。例如,这种被忽略的压力样本可以包括由于超声波信号与压力传感器的不期望的耦合、患者的咳嗽和/或打喷嚏、患者的突然移动、组织(例如,心壁、血管)和/或IMD的突然移动、任何暂时性异常或不规则情况、及其组合等中的一个或多个而导致的异常压力值。在一些变体中,可以通过将给定压力样本与一个或多个先前的压力样本(例如,一个或多个先前的压力样本的外推版本)、预定阈值、基于先前的压力样本实时确定的阈值、及其组合等相比较来识别一个或多个异常压力值。

[0463] 本文描述的方法或其部分的任何排列或组合可以被用于估计心率。与心率的估计类似地,本文描述的一个或多个方法可以被配置为估计与血压样本有关的其他参数或事件。

[0464] 本文的具体示例和描述本质上是示例性的,并且本领域技术人员可以基于本文教导的材料发展变体而不背离本发明的范围,本发明的范围仅由所附的权利要求来限制。

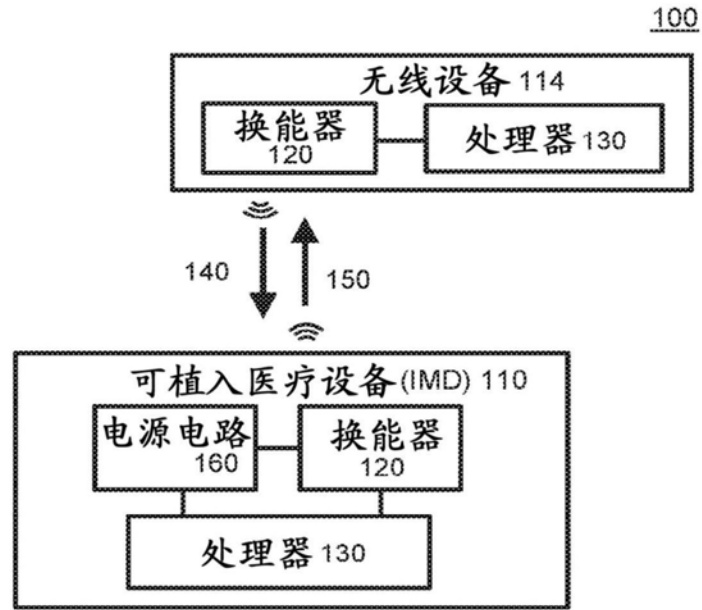


图1

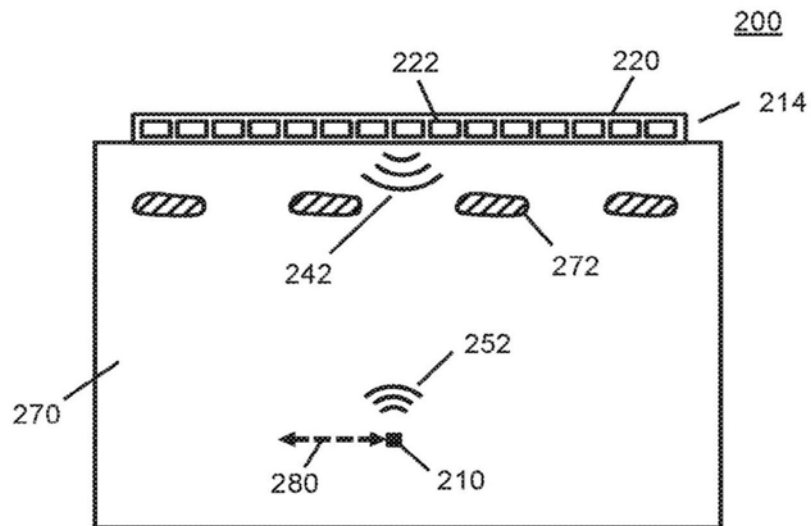


图2

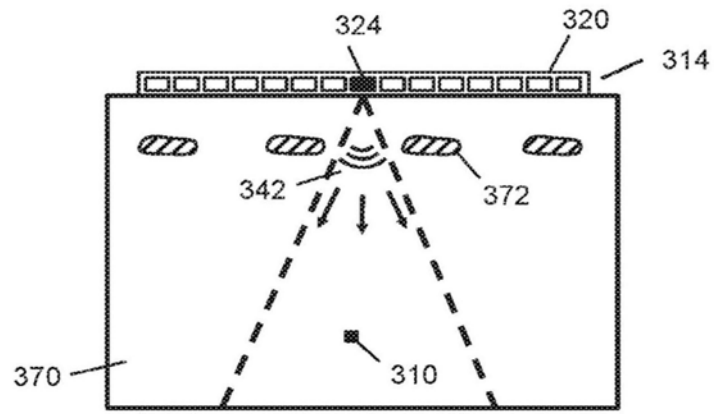


图3A

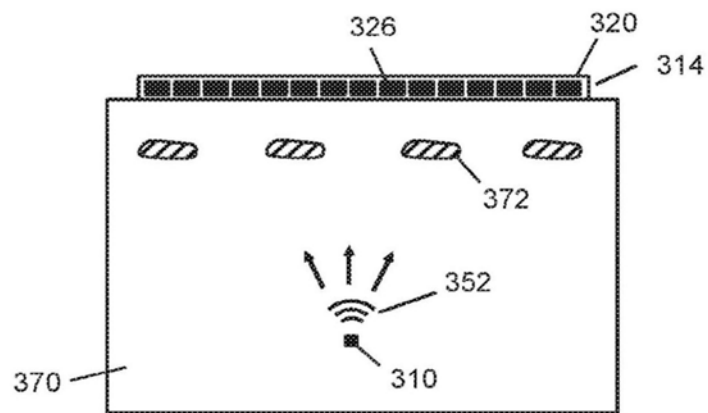


图3B

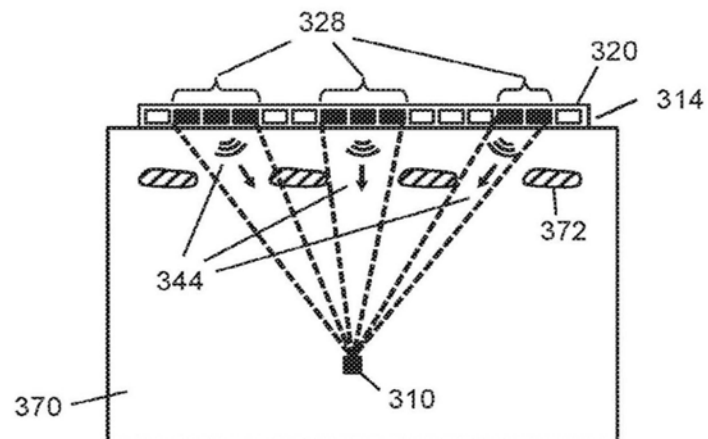


图3C

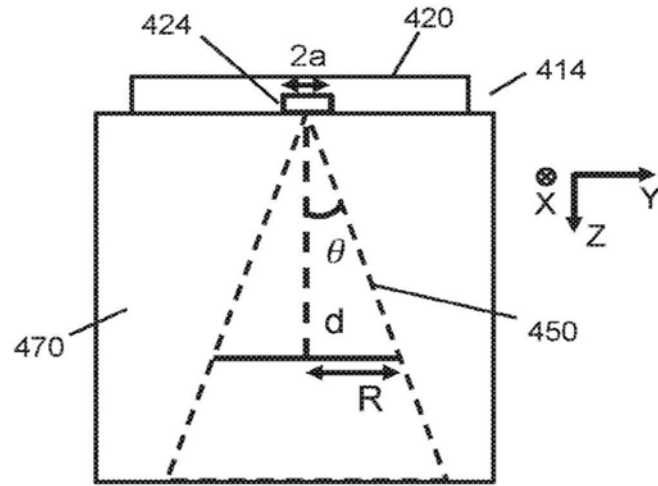


图4

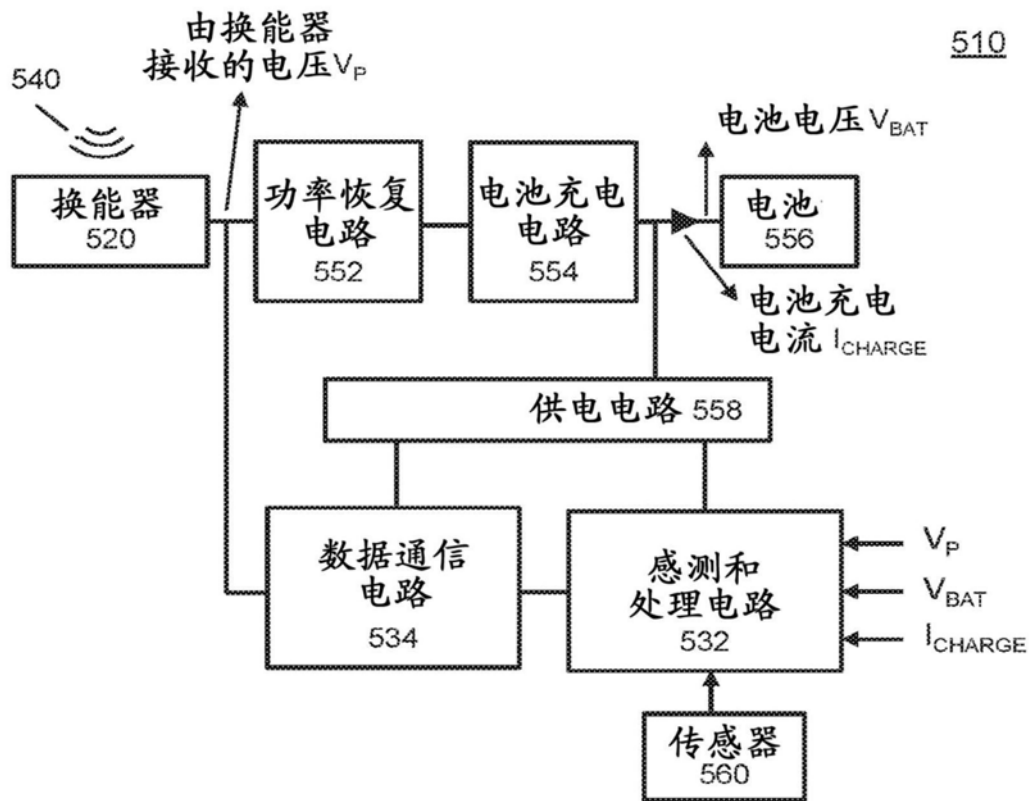


图5

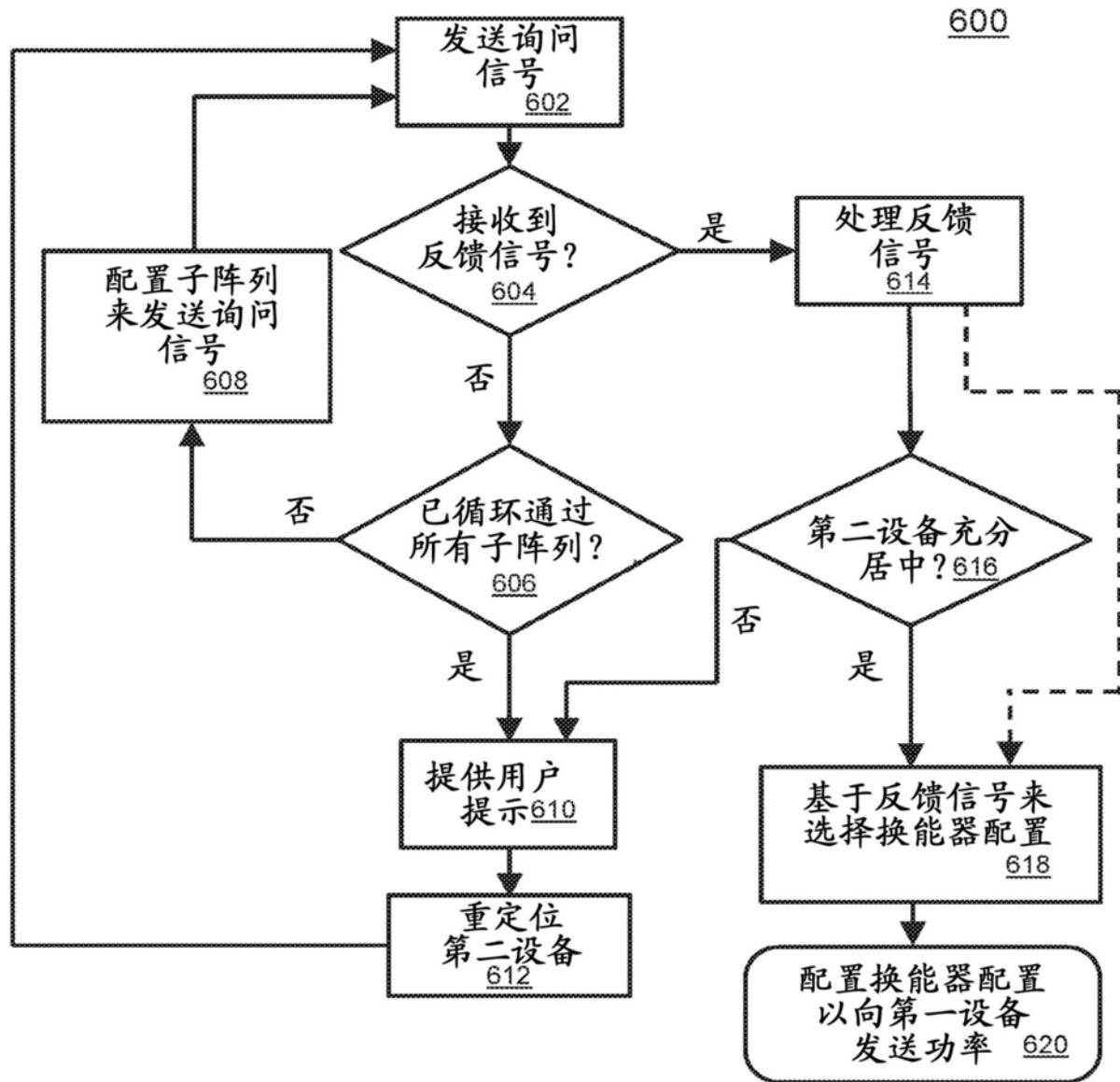


图6

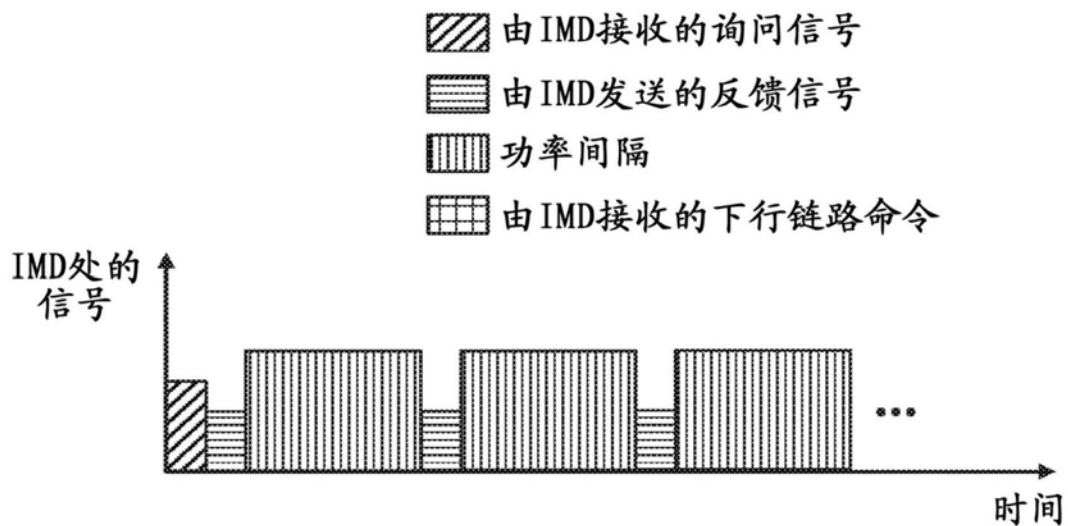


图7A

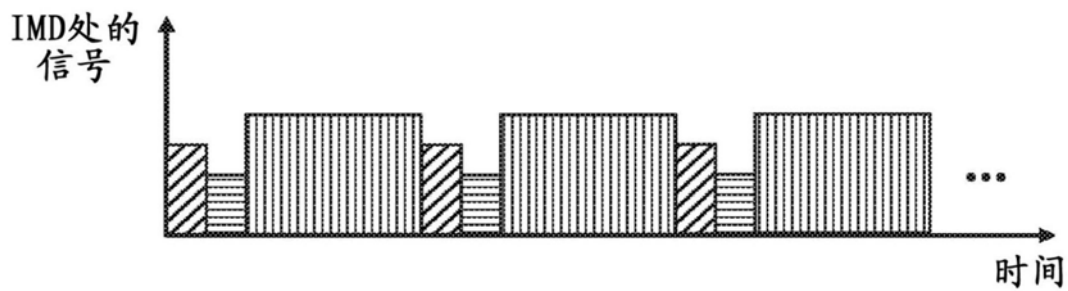


图7B

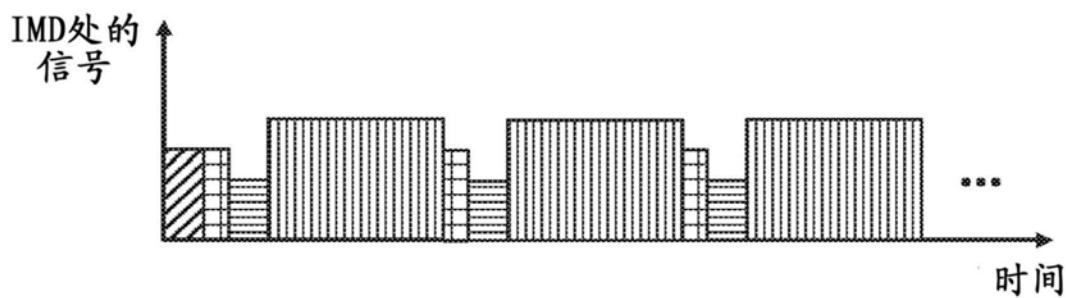


图7C

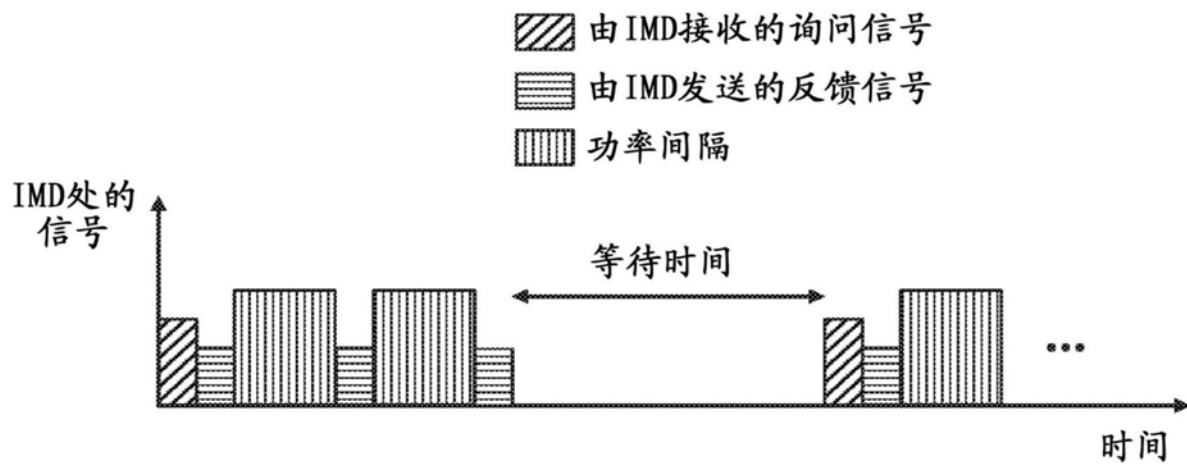


图8

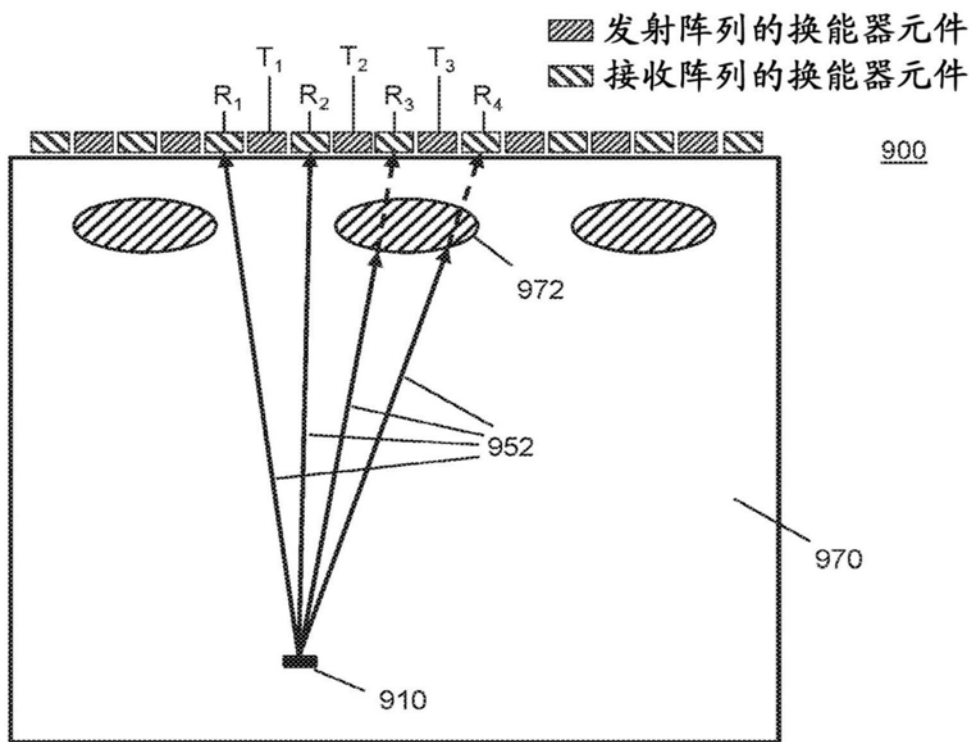
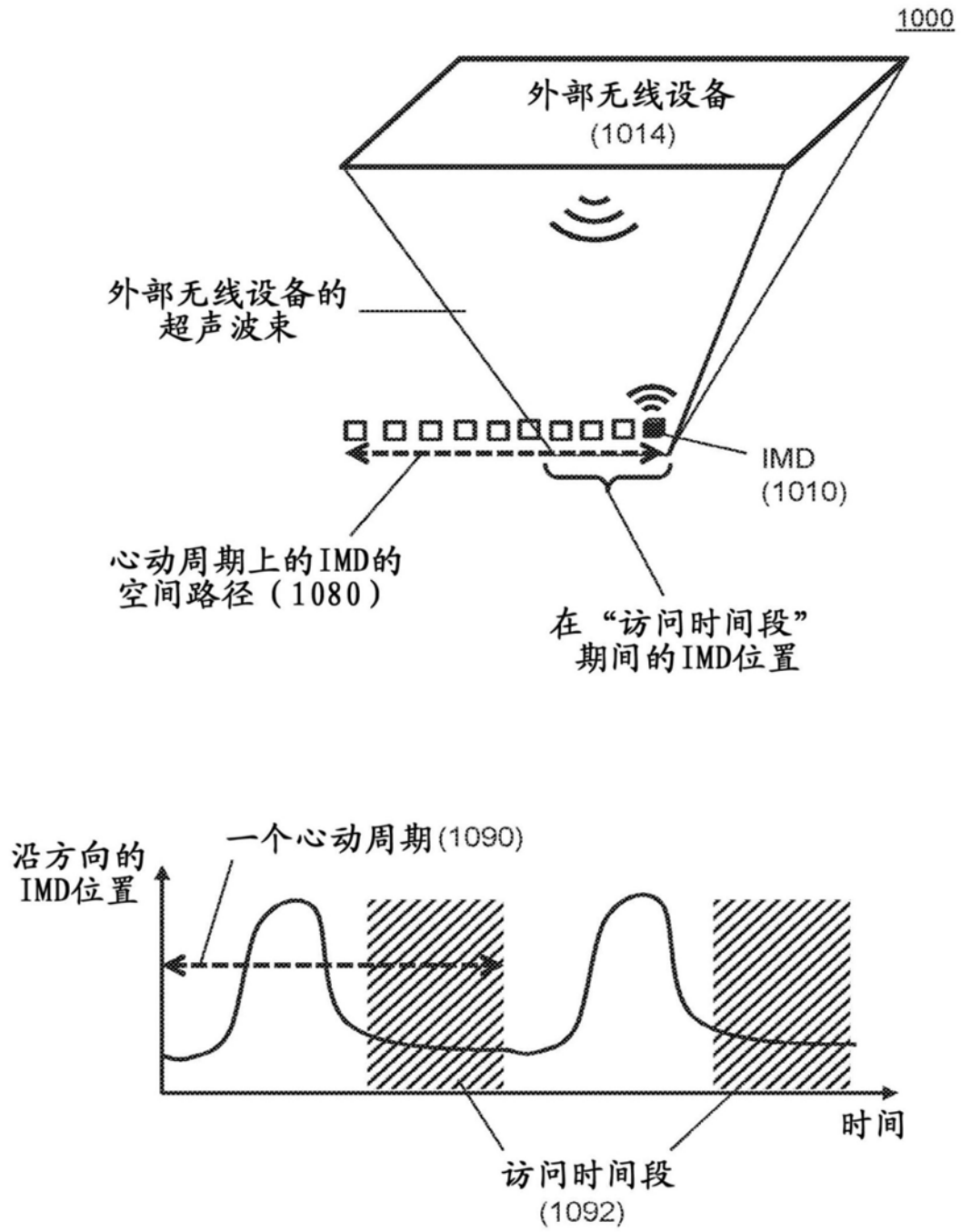


图9



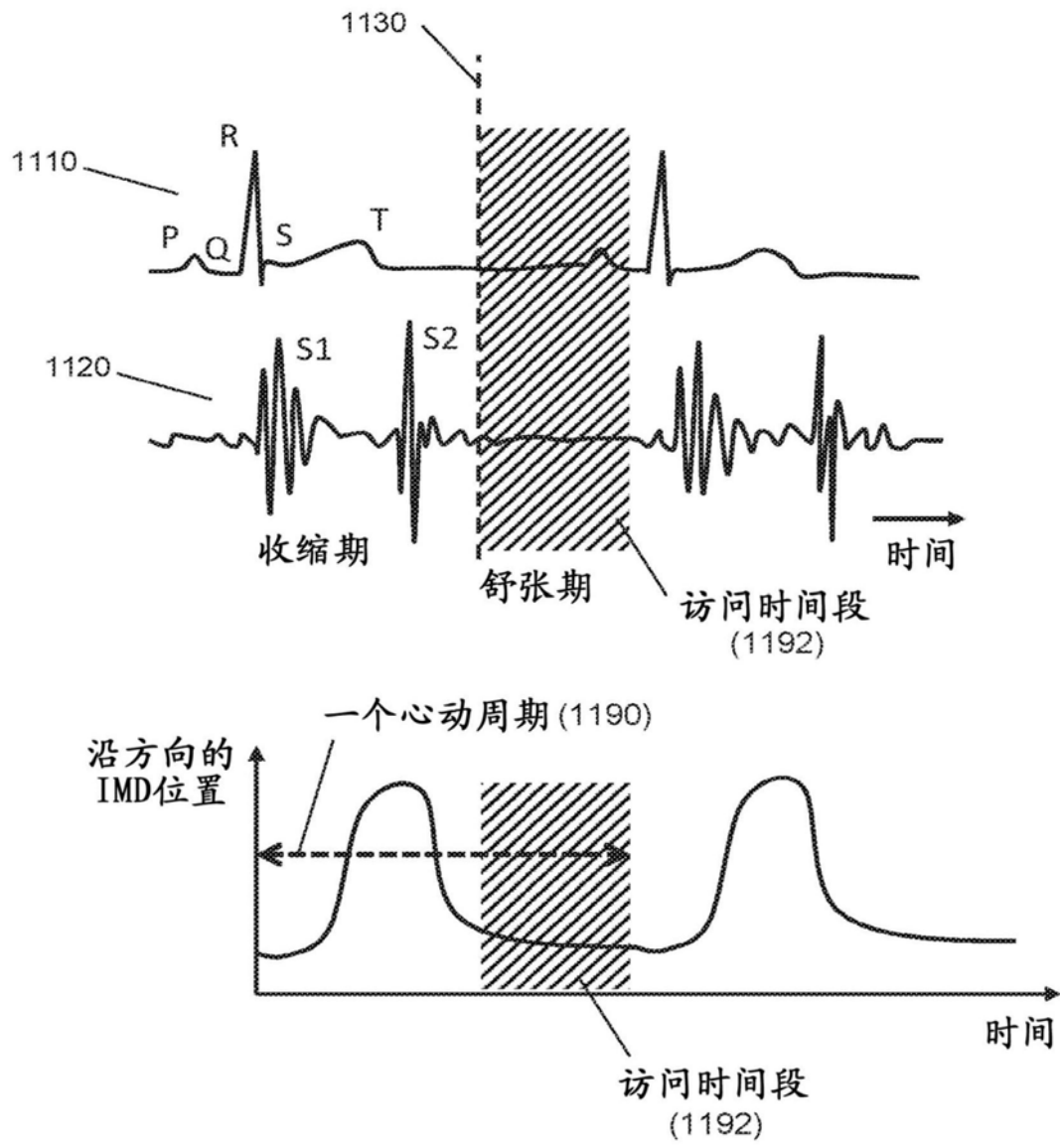


图11

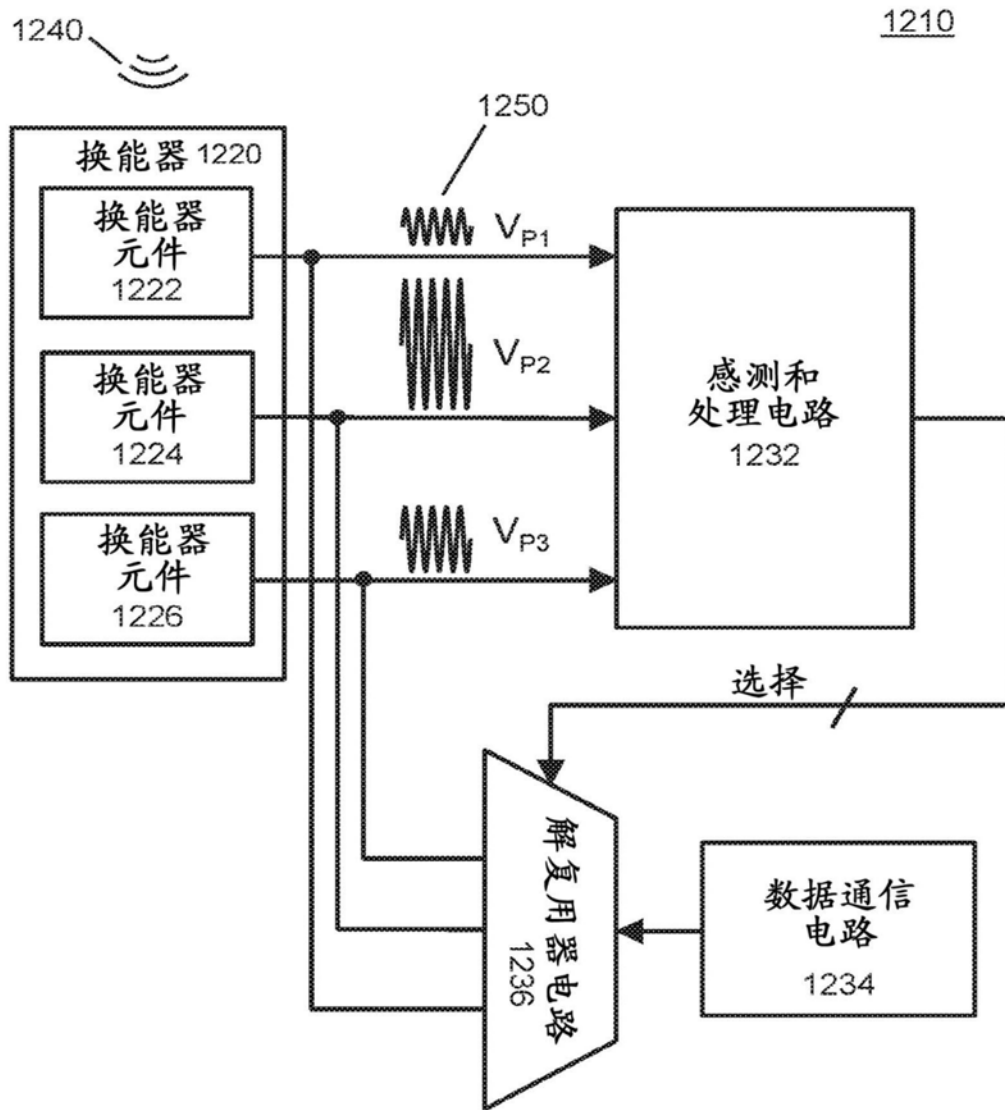


图12

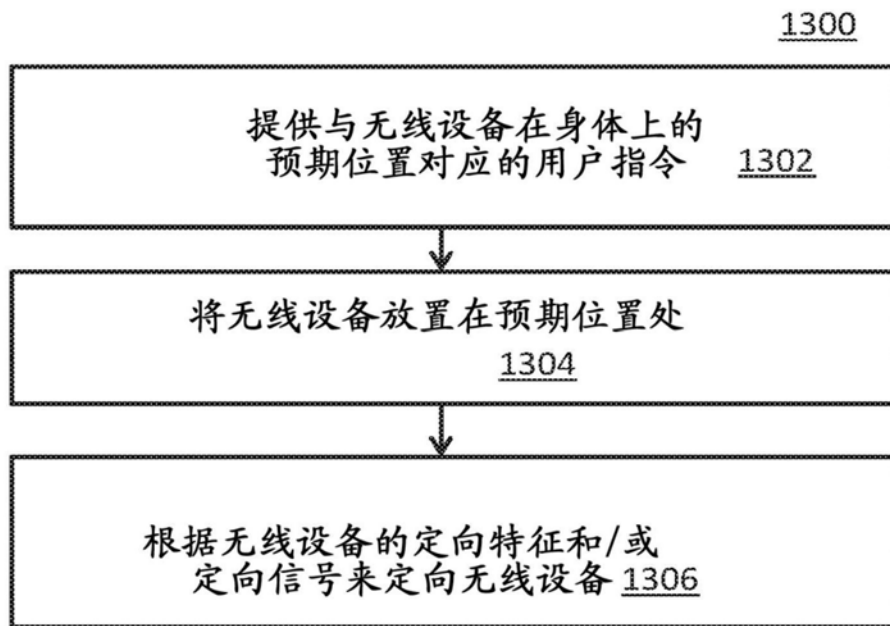


图13

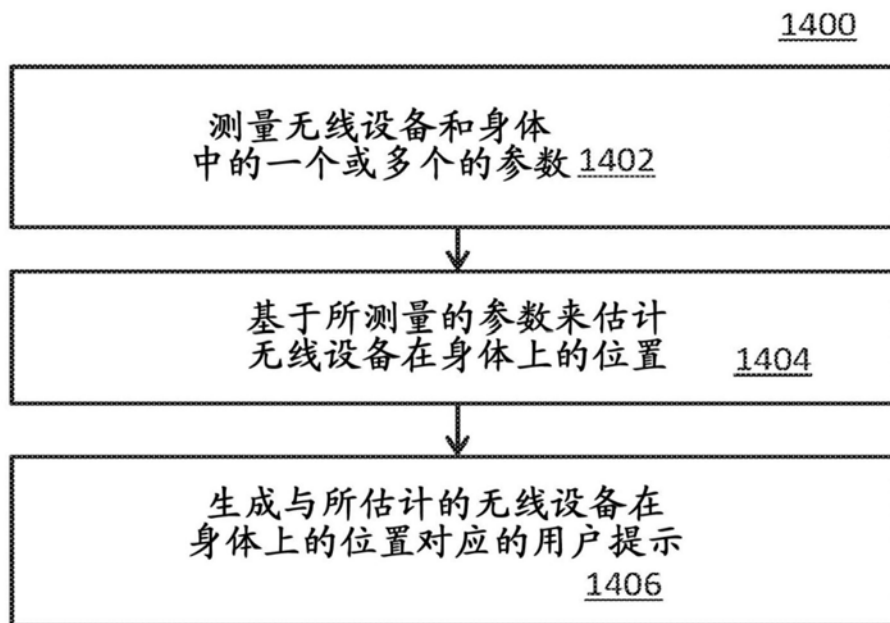


图14

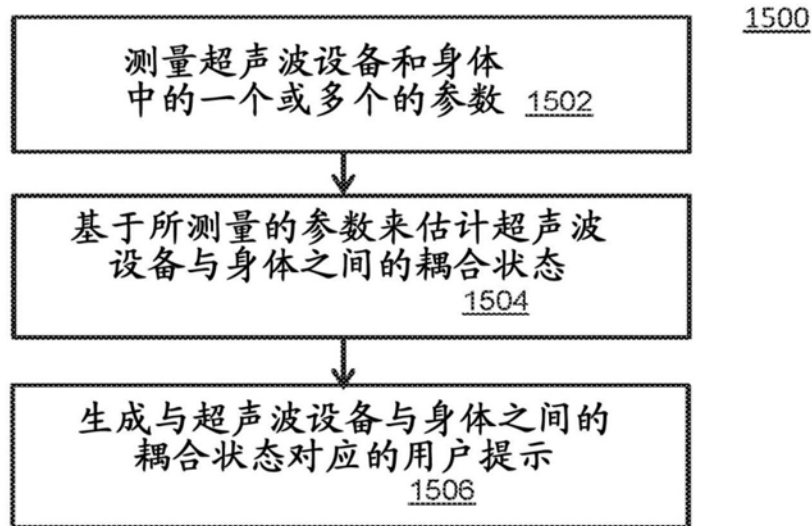


图15

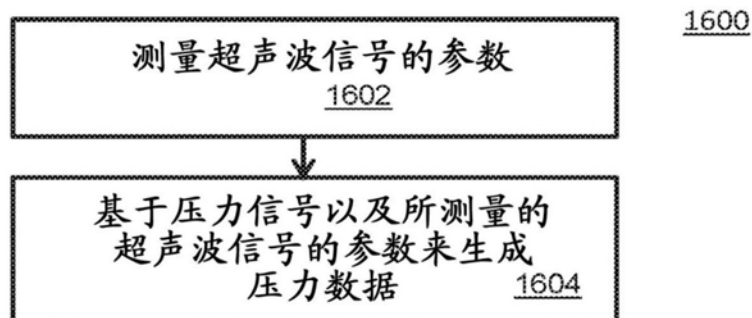


图16

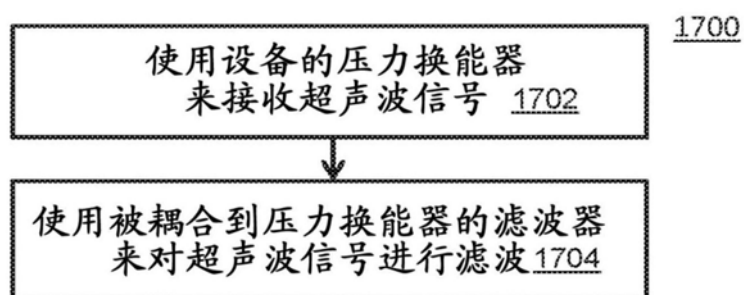


图17

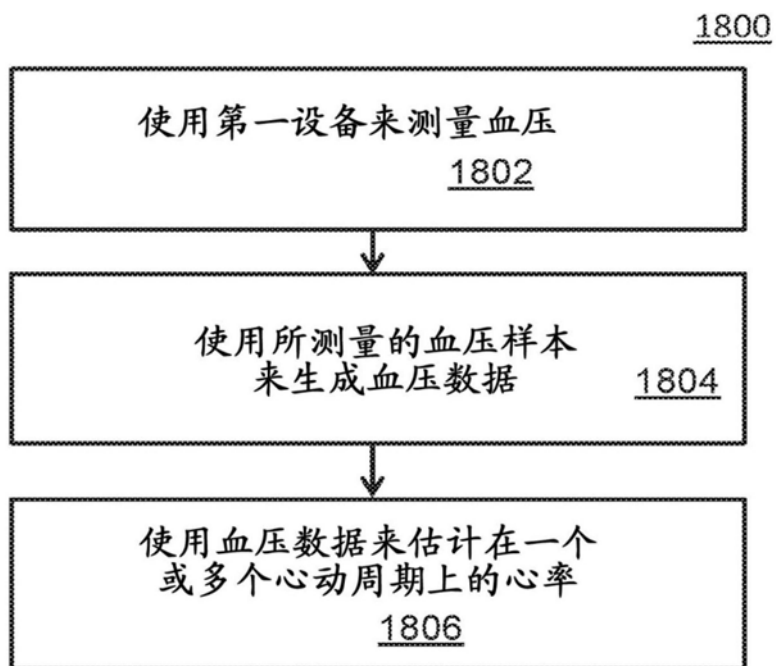


图18

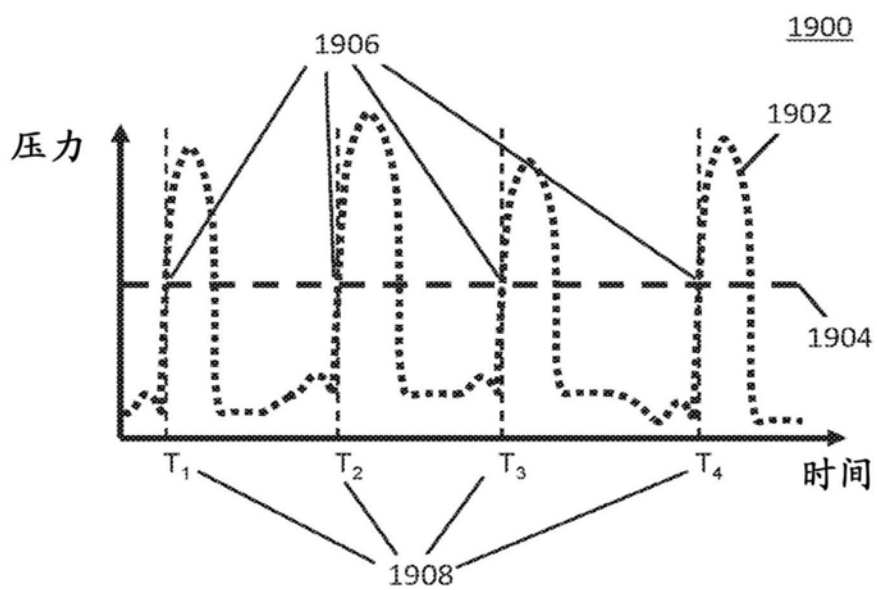


图19