



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104254273 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 31

(21) 申请号 201380013849. 6

代理人 徐金国

(22) 申请日 2013. 02. 15

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

61/599, 223 2012. 02. 15 US

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/02 (2006. 01)

A61B 5/05 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 09. 12

A61N 1/00 (2006. 01)

A61N 2/00 (2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/000663 2013. 02. 15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/121290 EN 2013. 08. 22

(71) 申请人 基马医疗科技有限公司

地址 以色列卡法萨巴

(72) 发明人 宇瑞尔·韦恩斯特恩

阿萨夫·伯恩斯坦 埃亚勒·科亨

(74) 专利代理机构 北京律诚同业知识产权代理

有限公司 11006

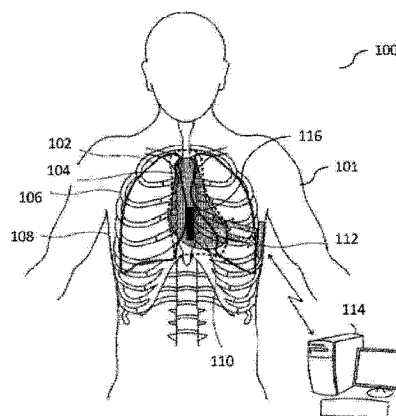
权利要求书4页 说明书14页 附图11页

(54) 发明名称

监测和诊断系统及方法

(57) 摘要

本发明涉及用于监测和 / 或执行诊断的设备、系统和方法。第一可植入装置测量体内第一组织的性质并且包括外壳。所述外壳包括第一处理电路,所述第一处理电路用于使所述第一可植入装置测量所述第一组织的所述性质。第二可植入装置用于测量体内第二组织的性质并且包括外壳。所述外壳包括第二处理电路,所述第二处理电路用于使所述第二可植入装置使用至少一个传感器来测量所述第二组织的所述性质。所述第二可植入装置以通信方式耦合至所述第一可植入装置,并且向以下至少一个提供关于所述第二组织的所测量性质的信息:所述第一可植入装置和设置在体外的至少一个处理装置。



1. 一种用于监测和 / 或执行诊断的设备, 所述设备包括
  - 第一可植入装置, 所述第一可植入装置用于测量体内第一组织的性质并且具有外壳, 所述外壳包括
    - 第一处理电路, 所述第一处理电路用于使所述第一可植入装置使用以下至少一个来测量所述第一组织的所述性质: 对所述第一组织的所述性质的 RF 测量或对从所述第一组织反射的信号的分析, 其中所述信号由所述第一可植入装置朝向所述第一组织发射;
    - 第二可植入装置, 所述第二可植入装置用于测量体内第二组织的性质并且具有外壳, 所述外壳包括
      - 第二处理电路, 所述第二处理电路用于使所述第二可植入装置使用至少一个传感器来测量所述第二组织的所述性质;
      - 所述第二可植入装置以通信方式耦合至所述第一可植入装置, 并且向以下至少一个提供关于所述第二组织的所测量性质的信息: 所述第一可植入装置和设置在体外的至少一个处理装置。
2. 如权利要求 1 所述的设备, 其中所述第一可植入装置包括电源, 所述电源用于对所述第一可植入装置供电。
3. 如权利要求 2 所述的设备, 其中所述第一可植入装置向所述第二可植入装置发射能量以便对所述第二可植入装置供电。
4. 如权利要求 1 所述的设备, 其中所述第一组织的所述性质是以下至少一个: 所述第一组织的水合作用水平、所述第一组织的电介质性质和对所述第一组织的射频 (“RF”) 测量, 并且其中所述第二组织的所述性质是血压。
5. 如权利要求 1 所述的设备, 其中所述第一可植入装置包括选自由以下组成的组的的天线: 偶极子天线、导线环天线、基于支架的天线和印刷天线。
6. 如权利要求 1 所述的设备, 其中所述第一可植入装置与所述第二可植入装置无线通信。
7. 如权利要求 1 所述的设备, 其中所述第一可植入装置使用导线与所述第二可植入装置连接。
8. 如权利要求 1 所述的设备, 其中所述第一可植入装置的所述外壳含有所述第二可植入装置, 其中所述第一可植入装置的电源对所述第二可植入装置供电。
9. 如权利要求 1 所述的设备, 其中所述第二可植入装置选自由以下组成的组: 肺动脉血压传感器和左心房压力传感器。
10. 如权利要求 1 所述的设备, 其中所述第一和第二可植入装置的所述外壳是由生物相容性材料制造。
11. 如权利要求 1 所述的设备, 其中所述第二可植入装置反射由所述第一可植入装置发射的至少一个信号, 其中所述第一可植入装置接收所述反射信号。
12. 如权利要求 11 所述的设备, 其中所述第二可植入装置在反射由所述第一可植入装置发射的所述信号之前调制所述信号。
13. 一种用于监测和 / 或执行诊断的设备, 所述设备包括
  - 用于测量体内组织的性质并且具有外壳的可植入装置, 所述可植入装置被植入体内的内腔中;

- 所述外壳包括  
天线 ;和

处理电路,所述处理电路用于使所述可植入装置使用所述天线来测量所述组织的所述性质 ;

- 所述可植入装置配置来 :  
产生射频信号 ;以及

基于所产生的信号测定所述内腔的至少一个组织的至少一个性质,其中所述至少一个性质包括以下至少一个 :所述内腔内部的压力、接近所述内腔的至少一个组织的电介质性质、靠近所述内腔的至少一个组织的电磁性质和靠近所述内腔的至少一个组织的水合作用水平。

14. 如权利要求 13 所述的设备,其中所述可植入装置整体地或部分地植入体内的内腔中,其中可植入装置支撑所述内腔的至少一个内壁。

15. 如权利要求 13 所述的设备,其中所述至少一个传感器是以下至少一个 :RF 传感器、雷达和电介质测试计。

16. 如权利要求 13 所述的设备,其中所述天线是以下至少一个 :偶极子天线、导线环天线、基于支架的天线和印刷天线。

17. 如权利要求 13 所述的设备,其中所述内腔是以下至少一个 :肺动脉、脾和内脏血管。

18. 如权利要求 13 所述的设备,其中所述可植入装置向位于体外的至少一个装置发射指示所测定性质的信号。

19. 一种用于监测和 / 或执行诊断的设备,所述设备包括
- 用于测量体内组织的性质的天线,所述天线嵌入设置在体内的管中 ;
  - 处理电路,所述处理电路耦合至所述天线并且配置来产生射频信号 ;以及

基于所产生的信号测定至少一个组织的至少一个性质,其中所述至少一个性质包括以下至少一个 :电介质性质、电磁性质和水合作用水平。

20. 如权利要求 19 所述的设备,其中所述管是外科手术引流管。

21. 如权利要求 19 所述的设备,其中所述管是导液管。

22. 如权利要求 19 所述的设备,其中所述管是导尿管。

23. 如权利要求 19 所述的设备,其中所述管是注射管线。

24. 如权利要求 19 所述的设备,其中所述管是气管套管。

25. 如权利要求 19 所述的设备,其中所述设备用于测量外周水肿。

26. 如权利要求 19 所述的设备,其中所述设备用于测量皮下水肿。

27. 如权利要求 19 所述的设备,其中所述设备用于测量肠水肿。

28. 一种用于监测和 / 或执行诊断的方法,所述方法使用具有以下系统 :第一可植入装置,所述第一可植入装置具有包括第一处理电路的外壳 ;和第二可植入装置,所述第二可植入装置具有包括第二处理电路的外壳,所述第二可植入装置以通信方式耦合至所述第一可植入装置,所述方法包括 :

使用所述第一可植入装置、利用以下至少一个来测量体内第一组织的性质 :对所述第

一组织的所述性质的 RF 测量或对从所述第一组织反射的信号的分析,其中所述信号由所述第一可植入装置朝向所述第一组织发射;

使用所述第二可植入装置、利用至少一个传感器来测量体内第二组织的性质;以及使用所述第二可植入装置向以下至少一个提供关于所述第二组织的所测量性质的信息:所述第一可植入装置和设置在体外的至少一个处理装置。

29. 如权利要求 28 所述的方法,其中所述第一可植入装置包括电源,所述电源用于对所述第一可植入装置供电。

30. 如权利要求 29 所述的方法,其进一步包括通过所述第一可植入装置向所述第二可植入装置发射能量;以及使用所发射能量的至少一部分对所述第二可植入装置供电。

31. 如权利要求 28 所述的方法,其中所述第一组织的所述性质是以下至少一个:所述第一组织的水合作用水平、所述第一组织的电介质性质和对所述第一组织的射频(“RF”)测量,并且其中所述第二组织的所述性质是血压。

32. 如权利要求 28 所述的方法,其中所述第一可植入装置包括选自以下组成的组的的天线:偶极子天线、导线环天线、基于支架的天线和印刷天线。

33. 如权利要求 28 所述的方法,其中所述第一可植入装置与所述第二可植入装置无线通信。

34. 如权利要求 28 所述的方法,其中所述第一可植入装置使用导线与所述第二可植入装置连接。

35. 如权利要求 28 所述的方法,其中所述第一可植入装置的所述外壳含有所述第二可植入装置,其中所述第一可植入装置的电源对所述第二可植入装置供电。

36. 如权利要求 28 所述的方法,其中所述第二可植入装置选自以下组成的组:肺动脉血压传感器和左心房压力传感器。

37. 如权利要求 28 所述的方法,其中所述第一和第二可植入装置的所述外壳是由生物相容性材料制造。

38. 一种用于监测和/或执行诊断的方法,所述方法使用用于测量体内组织的性质并且具有外壳的可植入装置,所述可植入装置植入体内的内腔中,所述外壳包括天线和处理电路,所述处理电路用于使所述可植入装置使用所述天线来测量所述组织的所述性质,所述方法包括:

产生射频信号;以及

基于所产生的信号测定所述内腔的至少一个组织的至少一个性质,其中所述至少一个性质包括以下至少一个:所述内腔内部的压力、靠近所述内腔的至少一个组织的电介质性质、靠近所述内腔的至少一个组织的电磁性质和靠近所述内腔的至少一个组织的水合作用水平。

39. 如权利要求 38 所述的方法,其中所述可植入装置整体地或部分地植入体内的内腔中,其中可植入装置支撑所述内腔的至少一个内壁。

40. 如权利要求 38 所述的方法,其中所述至少一个传感器是以下至少一个:RF 传感器、雷达和电介质测试计。

41. 如权利要求 38 所述的方法,其中所述天线是以下至少一个:偶极子天线、导线环天

线、基于支架的天线和印刷天线。

42. 如权利要求 38 所述的方法,其中所述内腔是以下至少一个:肺动脉、脾和内脏血管。

43. 如权利要求 38 所述的方法,其进一步包括  
使用所述可植入装置向位于体外的至少一个装置发射指示所测定性质的信号。

44. 一种用于监测和 / 或执行诊断的方法,所述方法使用用于测量体内组织的性质的天线和耦合至所述天线的处理电路,其中所述天线嵌入设置在体内的管中,所述方法包括:

产生射频信号;以及

基于所产生的信号测定至少一个组织的至少一个性质,其中所述至少一个性质包括以下至少一个:电介质性质、电磁性质和水合作用水平。

45. 如权利要求 44 所述的方法,其中所述管是外科手术引流管。

46. 如权利要求 44 所述的方法,其中所述管是导液管。

47. 如权利要求 44 所述的方法,其中所述管是导尿管。

48. 如权利要求 44 所述的方法,其中所述管是注射管线。

49. 如权利要求 44 所述的方法,其中所述管是气管套管。

50. 如权利要求 44 所述的方法,其中所述设备用于测量外周水肿。

51. 如权利要求 44 所述的方法,其中所述设备用于测量皮下水肿。

52. 如权利要求 44 所述的方法,其中所述设备用于测量肠水肿。

## 监测和诊断系统及方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 Weinstein 等在 2012 年 2 月 15 日提交的并且名称为“监测和诊断系统及方法 (Monitoring and Diagnostic Systems and Methods)”的美国临时专利申请号 61/599, 223 的优先权, 并且本申请以引用的方式并入所述临时专利申请的全部公开内容。

[0003] 本申请还涉及 Weinstein 等在 2010 年 4 月 14 日提交的并且名称为“心脏功能的微波监测 (Microwave Monitoring of Heart Function)”的共同拥有 / 共同待决的美国专利申请号 12/759, 715, 所述美国专利申请要求 2009 年 12 月 1 日提交的国际专利申请号 PCT/IB2009/055438 的优先权, 并且本申请以引用的方式并入这些申请的全部公开内容。

### 技术领域

[0004] 在一些实施方案中, 当前主题大体上涉及监测对患者体内心血管和 / 或心肺功能的诊断, 并且具体来说, 当前主题涉及使用微波和 / 或射频监测和 / 或传感系统来监测心血管和 / 或心肺功能。

[0005] 背景

[0006] 心脏相关病状和疾病影响着当今世界中相当大比例的人群。这类病状 / 疾病的一些原因是遗传易感性、不良的饮食习惯、吸烟、缺乏身体活动等。这些病状 / 疾病包括心肌梗塞、心力衰竭、心率失常和许多其它疾病。心力衰竭通常称为充血性心力衰竭 (“CHF”) 或充血性心脏衰竭 (“CCF”), 心力衰竭会在心脏无法提供充分的泵送作用来为身体分配血流时发生。心力衰竭的治疗可包括外科手术介入 (例如, 植入各种装置 (如, 起搏器、心室辅助装置等)、血管成形术、冠状动脉旁路移植术 (“CABG”)、心脏移植和 / 或其它外科手术措施)、改变生活方式 (如戒烟、轻微运动、改变饮食等)、药物治疗和 / 或任何其它措施。心力衰竭是一种常见的、治疗费用高的 (costly)、会致残并可能致命的病症。

[0007] 患者体内的体液压力和 / 或血压的增加可为患上充血性心力衰竭疾病中的一个重要因素。因而, 对这种压力的测量可有助于 CHF 预测、检测和 / 或管理。然而, 传统的监测系统在 CHF 预测时会发生高比例的错误报警, 因为这类系统无法正确地将患者肺部中的体液累积与血压相关联。另外, 这类传统系统无法在患者肺部系统中执行体液的准确测定, 并且无法将这种测定与血压测量值结合起来产生对 CHF 事件的精确预测。

[0008] 概述

[0009] 在一些实施方案中, 当前主题涉及用于监测和 / 或执行诊断的设备。所述设备可包括第一可植入装置, 所述第一可植入装置用于测量体内第一组织的性质并且具有外壳。所述外壳可包括第一处理电路, 所述第一处理电路用于使第一可植入装置使用以下至少一个来测量第一组织的性质: 对第一组织的性质的 RF 测量或对从第一组织反射的信号的分析, 其中所述信号由第一可植入装置朝向第一组织发射。所述设备可进一步包括第二可植入装置, 所述第二可植入装置用于测量体内第二组织的性质并且具有外壳。所述外壳可包括第二处理电路, 所述第二处理电路用于使第二可植入装置使用至少一个传感器来测量第二组织的性质。所述第二可植入装置可以通信方式耦合至所述第一可植入装置, 并且向以

下至少一个提供关于第二组织的所测量性质的信息；所述第一可植入装置和设置在体外的至少一个处理装置。

[0010] 在一些实施方案中，当前主题可包括以下任选特征中的一个或多个。第一可植入装置可包括电源，所述电源用于对第一可植入装置供电。第一可植入装置可向第二可植入装置发射能量以便对第二可植入装置供电。第一组织的性质是以下至少一个：第一组织的水合作用水平、第一组织的电介质性质和对第一组织的射频（“RF”）测量，并且其中第二组织的性质可以是血压。

[0011] 在一些实施方案中，第一可植入装置可包括选自以下组成的组的的天线：偶极子天线、导线环天线、基于支架的天线和印刷天线。第一可植入装置可与第二可植入装置无线通信。在一些实施方案中，第一可植入装置可使用导线与第二可植入装置连接。

[0012] 在一些实施方案中，第一可植入装置的外壳可含有第二可植入装置，其中第一可植入装置的电源对第二可植入装置供电。在一些实施方案中，第二可植入装置可选自以下组成的组：肺动脉血压传感器和左心房压力传感器。

[0013] 在一些实施方案中，第一和第二可植入装置的外壳由生物相容性材料制造。

[0014] 在一些实施方案中，第二可植入装置可反射由第一可植入装置发射的至少一个信号，其中第一可植入装置接收反射信号。第二可植入装置可在反射由第一可植入装置发射的信号之前调制所述信号。

[0015] 在一些实施方案中，当前主题可涉及用于监测和/或执行诊断的设备。所述设备可包括可植入装置，所述可植入装置用于测量体内组织的性质并且具有外壳。所述可植入装置可植入体内的内腔中。所述外壳可包括天线和处理电路，所述处理电路用于使可植入装置使用所述天线来测量组织的性质。所述可植入装置可产生射频信号并且基于所产生的信号测定内腔的至少一个组织的至少一个性质，其中所述至少一个性质包括以下至少一个：内腔内部的压力、接近内腔的至少一个组织的电介质性质、靠近内腔的至少一个组织的电磁性质和靠近内腔的至少一个组织的水合作用水平。

[0016] 在一些实施方案中，当前主题可包括以下任选特征中的一个或多个。可植入装置可整体地或部分地植入体内的内腔中，其中可植入装置支撑内腔的至少一个内壁。在一些实施方案中，至少一个传感器可以是以下至少一个：RF 传感器、雷达和电介质测试计。在一些实施方案中，天线可以是以下至少一个：偶极子天线、导线环天线、基于支架的天线和印刷天线。在一些实施方案中，内腔可以是以下至少一个：肺动脉、脾和内脏血管。

[0017] 在一些实施方案中，可植入装置可向位于体外的至少一个装置发射指示所测定性质的信号。

[0018] 在一些实施方案中，当前主题涉及用于监测和/或执行诊断的设备。所述设备可包括用于测量体内组织的性质的天线和耦合至所述天线的处理电路，所述天线嵌入设置在体内的管中。所述电路可产生射频信号并且基于所产生的信号测定至少一个组织的至少一个性质，其中所述至少一个性质包括以下至少一个：电介质性质、电磁性质和水合作用水平。

[0019] 在一些实施方案中，所述管为外科手术引流管。在一些实施方案中，所述管为导液管。在一些实施方案中，所述管为导尿管。在一些实施方案中，所述管为注射管线。在一些实施方案中，所述管为气管套管。在一些实施方案中，所述设备用于测量外周水肿。在一些

实施方案中,所述设备用于测量皮下水肿。在一些实施方案中,所述设备用于测量肠水肿。

[0020] 在一些实施方案中,当前主题涉及一种用于监测和 / 或执行诊断的方法,所述方法使用具有以下装置的系统:第一可植入装置,所述第一可植入装置具有包括第一处理电路的外壳;和第二可植入装置,所述第二可植入装置具有包括第二处理电路的外壳,所述第二可植入装置以通信方式耦合至所述第一可植入装置。所述方法可包括使用所述第一可植入装置、利用以下至少一个来测量体内第一组织的性质:对第一组织的性质的 RF 测量或从第一组织反射的信号的分析,其中所述信号由第一可植入装置朝向第一组织发射;使用所述第二可植入装置、利用至少一个传感器来测量体内第二组织的性质;以及使用所述第二可植入装置向以下至少一个提供关于第二组织的所测量性质的信息:所述第一可植入装置和设置在体外的至少一个处理装置。

[0021] 在一些实施方案中,所述方法还可包括通过第一可植入装置向第二可植入装置发射能量,并且使用所发射能量的至少一部分对第二可植入装置供电。

[0022] 在一些实施方案中,当前主题涉及一种用于监测和 / 或执行诊断的方法,所述方法使用用于测量体内组织的性质并且具有外壳的可植入装置,所述可植入装置植入体内的内腔中,所述外壳包括天线和处理电路,所述处理电路用于使可植入装置使用所述天线来测量组织的性质。所述方法可包括产生射频信号并且基于所产生的信号测定内腔的至少一个组织的至少一个性质,其中所述至少一个性质包括以下至少一个:内腔内部的压力、靠近内腔的至少一个组织的电介质性质、靠近内腔的至少一个组织的电磁性质以及靠近内腔的至少一个组织的水合作用水平。

[0023] 在一些实施方案中,所述方法还可包括使用可植入装置向位于体外的至少一个装置发射指示所测定性质的信号。

[0024] 在一些实施方案中,当前主题涉及一种用于监测和 / 或执行诊断的方法,所述方法使用用于测量体内组织的性质的天线和耦合至所述天线的处理电路,其中所述天线嵌入设置在体内的管中。所述方法可包括产生射频信号并且基于所产生的信号测定至少一个组织的至少一个性质,其中所述至少一个性质包括以下至少一个:电介质性质、电磁性质和水合作用水平。

[0025] 本文所描述的主题的一个或多个变化形式的细节在附图和以下描述中加以阐述。根据说明书和附图以及根据权利要求书,本文所描述的主题的其它特征和优点将为明显的。

[0026] 附图简述

[0027] 并入本说明书中并且构成本说明书一部分的附图示出本文所公开的主题的某些方面,并且附图连同说明书一起帮助解释与所公开的实施方案相关联的一些原理。在附图中,

[0028] 图 1 例示根据本公开的一些实施方案的示例性监测系统;

[0029] 图 2 例示根据本公开的一些实施方案的另一个示例性监测系统;

[0030] 图 3 例示根据本公开的一些实施方案的示例性射频监测装置;

[0031] 图 4 为根据本公开的一些实施方案的可植入血管内部的血管内电介质测试装置的示例性实施方案的方框图;

[0032] 图 5a-d 例示根据本公开的一些实施方案的天线的示例性实施方案,所述天线可

与图 1 和图 2 所示的监测系统一起使用；

[0033] 图 6 例示根据本公开的一些实施方案的可嵌入外科手术引流管中的示例性装置；

[0034] 图 7 例示根据本公开的一些实施方案的示例性处理系统；

[0035] 图 8 例示根据本公开的一些实施方案的示例性方法；以及

[0036] 图 9 例示根据当前主题的一些实施方案的用于监测和 / 或执行诊断的示例性方法。

[0037] 详细描述

[0038] 在一些实施方案中, 提供用于在患者体内监测和执行对心血管、心肺和 / 或其它心脏相关系统的诊断的系统、方法和装置。所述系统可实施微波和 / 或射频 (“RF”) 监测和 / 或传感部件。一些这类示例性监测 / 诊断系统在共同拥有 / 共同待决的美国专利申请号 12/759, 715 中有所公开, 所述专利的公开内容以引用的方式全部并入本文。监测 / 诊断系统可用于测量患者体内的各种体液含量 (例如, 肺液含量), 测量体液压力 (例如, 血压), 并随后将这些测量值关联来确定是否存在急性代偿失调性心力衰竭病状 (或其它病状) 的可能性。在一些实施方案中, 当前主题系统可包括 RF 传感器和 / 或具有肺动脉血压 (“PAP”) 装置和 / 或左心房压力 (“LAP”) 装置的装置的组合。另外, 当前主题的一些实施方案可并入有各种治疗方面, 如药物递送装置、除颤器、起搏装置等。

[0039] 许多慢性医学病状都可导致身体器官内和周围的体液累积。举例来说, 肺水肿可与慢性心力衰竭和 / 或其它病理学相关联。另举一例, 例如肾衰竭和某些炎症性病状的病状可导致心包积液。长时间监测患者体内的这些体液含量可有助于评估具体疾病的风险和 / 或对适当治疗的决定。

[0040] 在一些实施方案中, 当前主题涉及一种可包括一个或多个可植入装置的监测系统, 所述可植入装置可用于组织特征的测量和监测, 所述组织特征如身体器官内和周围的体液累积。可植入装置可包括天线和相关联的处理电路, 所述处理电路可含在由生物相容性材料制成的密封壳体内部或可连接至所述密封壳体。所述装置可植入患者体内、靠近靶组织, 例如患者的肺。所述天线可接收经发射穿过靶组织的 RF 电磁波。RF 波可由天线发射并随后穿过靶组织反射回装置。反射 RF 波也可从例如电介质测试计的反射装置反射, 所述反射装置可放置在靶组织中或紧邻所述靶组织 (例如, 天线和电介质测试计可被布置来使得靶组织被置于两者之间)。RF 波也可从另一个来源发射至靶组织。另外, 反射 RF 波可被反射至不同于可植入装置的接收装置 (例如, 位于患者体外的装置)。或者, 可植入装置可将反射 RF 波发射至另一个装置 (例如, 位于患者体外的装置)。处理电路可处理由天线接收的信号, 以导出并输出对靶组织的特征 (如组织体液含量) 的指示。

[0041] 在一些实施方案中, 可植入装置可植入胸腔中, 例如邻近肺。处理电路可驱动天线来穿过肺朝向患者的心脏发射 RF 波, 并且接收从心脏反射并穿过肺往回发射的波。或者, 波可从专用反射器或另一反射物体往回反射。在一些实施方案中, 当前主题系统可包括可放置在靶组织上的各种位置处的独立发射器和接收器部件, 借以所述发射器部件可穿过靶组织朝向接收器部件发射波并由所述接收器部件进行接收。处理电路可处理信号, 所述信号被接收来导出对肺的体液含量的量度。可植入装置的处理电路可产生报告, 所述报告含有肺中的体液含量。所述报告可根据来自另一个装置 (例如, 位于患者体外的装置) 的请求来定期地产生。所述报告可由遥测链路发射至外部装置。医师可使用所述报告来跟踪患

者的病状并适当做出治疗变化。

[0042] 图 1 例示根据当前主题的一些实施方案的示例性监测系统 100。系统 100 可供患者 101 使用,所述患者可以是人、哺乳动物和 / 或任何其它受试者。系统 100 可包括射频监测装置 112、传感器 116 和外部处理系统 114。RF 监测装置 112 可植入患者 101 的胸腔 108 中。传感器 116 可以是可植入患者 101 的肺动脉中的肺动脉血压装置)。装置 112 可在形状和 / 或大小上与植入式心脏装置 (“ICD”) 相似,并且可植入患者的皮肤以下并接近肋骨。装置 112 可发射并接收穿过靶组织 (如肺 102) 的 RF 电磁波,如图 1 中箭头所指示。RF 波也可朝向 PAP 传感器 116 发射以便激励 PAP 传感器 116。PAP 传感器 116 可以是无源射频 (“RF”) 装置,所述装置可利用已知的机制来吸收并存储由装置 112 发射的电磁能以便激励它的电路。PAP 传感器 116 可测定肺动脉静脉内部的压力,并且将压力信息发送回装置 112,所述装置可将这个信息发送至外部系统 114。或者,PAP 传感器 116 可将压力信息直接发送至外部系统 114。

[0043] 在一些实施方案中,装置 112 可使用微创程序植入腋区中。由装置 112 发射的波通过肺和纵隔 104,从心脏 110 穿过肺 102 向回反射,并且随后由装置 112 接收并检测。装置 112 可植入患者身体上的任何其它位置中 (如乳房以下或胸腔 108 的背侧区)。在装置 112 的植入过程期间,外科医生 (或任何其他医学专业人士) 可基于发往装置 112 的反射信号的强度来确定用于装置 112 的最佳位置。例如,外部天线 (图 1 中未示出) 可用于这类目的,借以外部天线朝向组织发射信号并且接收反射信号,外科医生基于所述反射信号的强度来确定在何处植入装置 112。

[0044] 装置 112 可处理所接收的 RF 信号以便导出对组织特征 (如组织体液含量) 的指示。装置 112 可随时间推移收集这些指示并且将数据发送至外部系统 114。这可通过任何适合的短程无线链路的使用来完成。系统 114 可包括带有适合的通信电路和软件的通用计算机。系统 114 也可配置来经由无线链路向装置 112 和 / 或装置 116 传达、编写和 / 或提供指令。系统 114 也可向装置 112 和 / 或装置 116 的充电 / 再充电电池和 / 或装置 116 中的充电 / 再充电电容电路 (在装置 116 可直接与工作站 114 通信并且是无源装置的情况下) 提供 RF 能量。

[0045] 在一些实施方案中,装置 116 可以是左心房压力测量装置,其可植入心脏 110 的适当区段中以用于测量患者 101 的心脏 110 的左心房中的压力。另外,装置 116 可以是任何血管内和 / 或血管外压力测量装置,其可植入心脏 110 中和 / 或植入于心脏 110 处。所述装置也可以是血管内装置和血管外装置的组合。装置 116 也可由外科医生 (或任何其他医学专业人士) 以外科手术方式植入。

[0046] 装置 112 和 / 或 116 的植入可使用微创程序来执行,如使用导管插入术、血管成形术等等来执行,和 / 或在外科手术 (例如心内直视手术 (open heart surgery) 等等) 期间执行。

[0047] 在一些实施方案中,与其它装置的协同作用涉及包括共享资源 (例如电源、通信等) 或解剖位置。

[0048] 在一些实施方案中,装置 112 和 116 可组合在单一外壳中,如图 2 所示。如图 2 所示,系统 200 包括装置 212,所述装置可组合有图 1 所示的装置 112 和 116 的功能性。装置 212 可经由导线 214 连接至传感端头 216。传感端头 216 可植入患者 101 的肺动脉中 (或

植入不同的解剖位置中),并且可用于测量肺动脉血压、左心房血压和/或任何其它的心脏-血管相关压力。导线 214 和端头 216 可使用以上结合图 1 所讨论的技术以外科手术方式植入。装置 212 可以与图 1 所示的装置 112 和/或 116 类似的方式来与系统 114 通信。另外,图 2 所示的布置可允许传感装置和压力测量装置共享电力、通信和/或外壳。在一些实施方案中,部件 112、116、212 和 216 的外壳可由生物相容性材料制造。

[0049] 图 3 例示根据当前主题的一些实施方案的示例性 RF 监测装置 300 (分别类似于图 1 和图 2 所示的装置 112 和 212)。装置 300 可包括密封外壳 302,所述外壳可由适合的生物相容性材料,如钛和/或不锈钢来制造。外壳 302 可用组织生长诱导材料和/或任何其它材料来涂布。装置 300 可包括至少一个天线 304、RF 前端 306、处理器电路(例如数字处理器)308、通信电路 310 连同发射天线 312、电力电路 314 连同电力线圈 316、多个电极 318 以及传感器 320。

[0050] 外壳 302 可包括处理电路,所述处理电路可包括 RF 前端 306、处理器电路 308、通信电路 310 和电力电路 314。RF 前端 306 可以通信方式耦合至处理器 308、天线 304 和电极 318。RF 前端 306 还可由电力电路 314 来供电。RF 前端 306 可驱动天线 304 来朝向并穿过患者的肺(图 3 中未示出)发射 RF 波。天线 304 可朝向患者的肺发射信号并且接收反射回来的信号。在一些实施方案中,单一天线 304 可发射并接收信号。RF 前端 304 可接收并且处理反射信号,并且可向处理器电路 308 输出对信号的振幅和相位的数字化指示。在一些实施方案中,RF 前端 304 和/或处理器电路 308 可包括多个滤波机制,以便减少所接收信号中的背景噪声的存在。RF 前端 306 和处理器电路 308 可应用信号处理的相干方法来将反射信号与发射信号关联(或者,可使用非相干处理方法)。

[0051] 在一些实施方案中,RF 前端 306 可以多个不同频率来产生信号以用于励磁天线 304。在一些实施方案中,装置 300 可以超宽带(“UWB”)模式操作,借以信号可在宽的频率范围内传播,所述频率如大约 500MHz 至大约 2.5GHz,和/或在这个频谱外的任何其它较高和/或较低频率。UWB 发射和检测技术在共同拥有/共同待决的国际专利公布号 W02011/067623 和美国专利申请号 12/759,715 中有所讨论,所述专利的公开内容以引用的方式全部并入本文。UWB 信号可提供时域中极短脉冲的频域等效物,并且可用于以高精度测量体内反射点的距离。UWB 信号可作为短脉冲或作为共同构成宽带信号的一系列窄带信号来发射,或其它波形可用于雷达脉冲压缩(如啁啾(chirped)、步进频率或相位编码脉冲)。使用这些波形在患者体内进行测量在共同拥有/共同待决的国际专利公布号 W02011/067623 和美国专利申请号 12/759,715 中有所讨论,所述专利的公开内容以引用的方式全部并入本文。

[0052] 在一些实施方案中,处理器电路 308 可测量 RF 信号从天线 304 行进通过患者的肺到达心脏并返回天线 304 的时间延迟。来自心脏的反射信号可基于在心跳期间所得信号的调制(通常包含循环变化)来识别。从天线到心脏和背部的延迟的短期时间循环改变也可用于测量心脏运动,而长期改变可指示肺液含量的变化。另外或或者,可建于外壳 302 中和/或安装在外部的电极 318 可测量心电图(“ECG”)信号,以便与实际心脏运动关联。另外,处理器电路 308 可检测波由于呼吸运动的调制。

[0053] 在一些实施方案中,装置 300 可包括至少一个传感器 320。传感器可嵌入外壳 302 中和/或以通信方式耦合至装置 300。传感器 320 可测定心脏、肺、其它器官和/或整个身

体的生物阻抗、体液含量、温度、盐度和 / 或运动,并且可用于补充测定通过 RF 测量所提供的体液状态。

[0054] 在 RF 信号通过身体组织,如患者的肺时,信号的群速度可随组织的体液含量而变化。例如,体液含量越高,组织的电介质常数将越大,并且因此速度将越低。另外,肺中的体液可被认为增加了信号的 RF 路径长度,所述路径长度由波通过组织并且回到装置 300 所需的时间长度定义。这种速度减小或 RF 路径长度增加的结果是:反射波的延迟可随肺的体液含量增加而增加。处理器电路 308 可周期性地和 / 或根据命令测定这种延迟,以便计算对肺体液含量的指示。处理器电路 308 可包括可存储计算值的存储器(图 3 中未示出)。另外,处理器电路可测定其它信号特征,如来自患者的肋骨与肺之间的过渡层的反射信号的振幅。与较为健康的患者比较,在罹患肺水肿的患者中,这种反射的振幅可较强并且形成不同形状。信号振幅和形状可以参数方式拟合至由 RF 波穿越的各种组织的层状模型,其中拟合参数包括体液含量。

[0055] 在一些实施方案中,处理器电路 308 可测定与组织特征相关的其它参数,如处于患者体内 RF 信号路径中的各结构的体积、形状、物理性质、位置和 / 或运动。例如,RF 信号和在 RF 前端 306 和处理器电路 308 中进行的信号处理可加以调整来测量纵隔内的心包液含量(图 3 中未示出)。天线 304 可以多静态配置来驱动以测量胸腔(图 3 中未示出)内的不同子体积的电磁性质,并且因此提供可以两个或三个维度进行空间解析的数据。这类多静态技术(使用体外天线)在共同拥有 / 共同待决的国际专利公布号 W02011/067623 和美国专利申请号 12/759,715 中有所讨论,所述专利还讨论了可用于测定个别子体积的复电介质常数的数字信号处理方法。

[0056] 装置 300 还包括通信接口 310,其可经由通信天线 312 向外部系统 114(图 3 中未示出,但在图 1 中说明)发送数据并接收来自所述外部系统的数据。所发送的数据可包括对组织特征的指示,所述指示已随时间推移计算并且由处理器电路 308 存储。这些指示可包括由处理器电路 308 根据组织测量结果所确定的统计参数,如所测量体液含量的时间趋势参数。对组织特征的指示可包括从 RF 前端 306 收集的原始数据。通信接口 310 可在正在测量数据时间歇地或连续地发送数据。通信接口 310 可与其它植入式诊断和 / 或治疗装置(血管内压力传感器或 ICD)通信,或与非侵入式监测装置(生物阻抗测量装置)通信。

[0057] 通信接口 310 也可传达其从装置 116(图 1 所示)接收的数据,其中数据可包括对肺动脉压力、左心房压力的测量值和 / 或可与患者心脏的手术相关的任何其它数据。

[0058] 在一些实施方案中,处理器电路 308 可将与通过天线 304、传感器 320、电极 318 所接收的反射信号相关的数据和 / 或从装置 112(图 1 所示(图 2 所示的装置 212))接收的压力数据合并和 / 或处理。所合并和 / 或处理的数据可供应至外部系统 114(图 1 所示)。另外,基于从以上部件接收的信号,处理器电路 308 也可产生报警信号,以用于发送至外部系统 114(或任何其它系统),所述报警信号可以是对特定患者病状(例如 CHF)的指示。可基于从以上部件(例如,天线 304、传感器 320、电极 318,和 / 或从装置 112 接收的压力数据)接收的超过各种预定阈值的信号来产生所述信号。处理器电路 308 可被编程来比较所接收的数据与某些预编程的阈值,并且在确定所述数据中一个或多个超出时,可选择发出报警。处理器电路 308 还可被编程来无视一个阈值被超过而其它阈值并未被超过的病状(例如,患者肺中的升高的血压(超过预编程的阈值)连同正常(所预编程)体液含量可以被忽视,

不作为具体病状的指示)。

[0059] 在一些实施方案中,装置 300 可由电源 314 供电,所述电源可将工作电力供应至装置 300 的电路。电源 314 可包括能量存储部件,如单次使用或电池可再充电电池。在可再充电存储部件的情况下,电源 314 可耦合至电力天线 316,所述电力天线可从可设置在外壳 302 外部的适合电力传输天线(图 3 中未示出)接收 RF 电力。在一些实施方案中,天线 304 可代替电力天线 316 来接收 RF 电力,和/或除电力天线 316 外天线 304 也可接收 RF 电力。电力传输天线 316 可包括线圈,所述线圈可定位在胸腔外部、接近装置 300,并且可通过磁感应向天线 316 提供电力。电力传输线圈可放置在患者所在的床的下方,和/或所述电力传输线圈可由患者佩戴。电源 314 可整流所接收的电力以便对其能量存储部件充电。

[0060] 在一些实施方案中,当前主题系统也可包括血管内电介质测试计装置,其可植入血管中以便于测量围绕血管的组织的电介质性质。在一些实施方案中,血管内电介质测试计装置也可测量血管内部的压力。血管内电介质测试计装置可植入患者体内任何血管、肺和/或任何其它器官中。装置可使用任何已知的外科手术方法(例如,导管插入术,在心内直视程序期间)来植入。

[0061] 图 4 是根据当前主题的一些实施方案的血管内电介质测试计装置 400 的示例性实施方案的方框图,所述血管内电介质测试计装置可植入血管 402 内部。装置 400 可包括天线 404、外壳 406、RF 发射/接收单元 408(其可与图 3 所示的 RF 前端 306 类似)和集成电路电子元件 410。在一些实施方案中,装置 400 也可包括内部电源(图 4 中未示出),和/或其可无需内部电源来操作并且取而代之使用 RF 电磁能来再充电/从外部充电,所述 RF 电磁能可使用外部装置(如图 3 所示的装置 300 和/或如图 1 所示的外部系统 114)发射至所述装置。能量可使用天线 404 来接收,并且由 RF 发射/接收单元 408 来处理,借以所接收的能量可由设置在集成电路电子元件 410 内的内部传统电容电路(图 4 中未示出)存储。一旦通过电容电路累积到充足量的能量,装置 400 就可触发 RF 发射/接收单元 408 的操作。单元 408 可基于通过天线 404 接收的信号反射来测定周围组织的电磁性质。天线 404 可朝向周围组织发射连续波形(“CW”)和/或 UWB 脉冲,并且从组织接收反射信号。所接收的反射信号可由 RF 发射/接收单元 408 处理,并且传达至电子元件 410,所述电子元件可测定来自周围组织的反射的性质。组织的性质(电介质和/或导电率)由于体液累积、脱水和/或任何其它条件的任何变化可使反射信号的振幅和相位变化。装置 400 可向外部接收器(例如,装置 300(图 3 所示)、外部系统 114(图 1 所示)和/或任何其它装置)发射指示这种变化的信号以便于后处理。这种后处理可涉及对可从可植入患者体内的装置(例如装置 300、装置 116 等等)接收的信号的分析。

[0062] 图 5a-d 例示可结合装置 400 一起使用的各种示例性天线。天线可以是偶极子天线 510(如图 5a 所示);导线环天线 520(如图 5b 所示);基于支架的天线 530(如图 5c 所示),借以支架栅格充当辐射器;和/或印刷天线 540(如图 5d 所示),其可包括内部接地平面以便减少内腔内部体液的作用。

[0063] 如图 5a 所示,偶极子天线 510 可包括可耦合至电子部件 506 的两条导线 502 和 504。电子部件 506 可包括于外壳 406(如图 4 所示)中。

[0064] 导线环天线 520(图 5b 所示)可包括金属结构 512 和 514,所述金属结构可耦合至电子部件 516,所述电子部件可包括于外壳 406(如图 4 所示)中。结构 512 和 514 可在血

管中支撑装置 400 并且充当天线。

[0065] 基于支架的天线 530(图 5c 所示)可包括耦合至电子部件 526 的两个支架结构 522 和 524,所述电子部件可包括于外壳 406(如图 4 所示)中。结构 522 和 524 可类似地在血管中支撑装置 400 并且充当天线。

[0066] 印刷天线 540(图 5d 所示)可包括印刷在柔性印制电路板(“PCB”)534 上的微条带 532,其中接地平面在内部并且导电线在外部。

[0067] 在一些实施方案中,可通过装置 400 中的天线接收的信号可指示以下至少一个:天线谐振频率、在一个或多个频率下响应的振幅,和 / 或在一个或多个频率下响应的相位。另外,对响应信号的相位和 / 或振幅的跟踪可在天线的谐振频率范围和 / 或所述谐振频率范围外测量。

[0068] 返回参考图 4,装置 400 中的天线 404 可充当用于将能量转移至电子元件 410 中的感应天线。所述天线也可用于与如装置 300 和 / 或外部系统 114 的外部系统通信。

[0069] 在一些实施方案中,可使用不同类型的天线。例如,天线 / 探针可包括面向血管外部的谐振结构,其中接地平面将所述谐振结构与血管内部的血液分开。其它天线布置可为可能的。

[0070] 在一些实施方案中,装置 400 的电子电路 410 可由类 RFID 线圈 408 围绕,所述线圈可用于能量转移和 / 或通信。电子电路 410 可被涂布、密封 (potted) 和 / 或封装在微型气密式壳体内部。

[0071] 在一些实施方案中,装置 400 可包括血管内肺动脉压力传感器(类似于图 1 所示的装置 116)的功能性,这是通过在装置中集成小型压力传感元件来实现。在这种情况下,装置 400 的电子电路 410 可包括各种其它部件,和 / 或共享 / 使用电路 410 中可对这种传感器的操作为必需的现有部件(例如,共享处理、电力、通信、机械套壳等)。

[0072] 在一些实施方案中,装置 400 可嵌入管中。这可适用于测量组织的炎症、水肿和 / 或组织的其它性质,以便评定术后愈合。图 6 例示根据当前主题的一些实施方案的示例性装置 600,所述装置可嵌入外科手术引流管中。装置 600 可嵌入管 610 中并且可包括偶极子导电柱 604 和 606。柱 604 和 606 可使用电子电路 608 来耦合,这与以上结合图 5a-d 所讨论的天线实施方案类似。装置也可包括用于将装置 600 连接至各种部件的微条带线 612。装置 600 可使用偶极子天线作为谐振结构;然而,可了解的是:可使用其它结构。在一些实施方案中,通往天线的同轴和 / 或三层微条带线可包括薄构型 (profile),并优选良好的隔离度 (isolation) 来提供敏感性测量。微条带线可用作电介质测试计。所述微条带线可基于围绕它的组织的电介质性质来使微条带线的电性质(例如,相位、振幅、谐振频率和 / 或任何其它性质)变化。在一些实施方式中,装置 600 可包括用于电介质测试计的可印刷于和 / 或嵌入管 610 中的至少一个天线和 / 或 RF 结构,并且电子电路 608 可设置在患者体外,借以微条带线 612(和 / 或同轴线和 / 或任何其它连接器)可充当至少一个天线 / RF 结构与电子电路 608 之间的连接导管。因而,装置 600 可全部和 / 或部分地设置在管 600 内和 / 或患者外部。在一些实施方式中,管可全部和 / 或部分地设置在患者体内和 / 或体外。管可包括外科手术引流管、导液管、导尿管、注射管线和气管套管。外科手术引流管可在术后期间使用。放置在外科手术管(无论全部还是部分)中的装置 600 可用于测量围绕引流管 (drain) 的组织中的水肿、水肿和体液病状,以便监测治愈过程并决定何时取出引流管。

可与导尿管结合使用的装置 600 可包括处于导液管端头处的天线,所述导液管可设置在患者的膀胱内部。装置的雷达传感器可随后测量来自膀胱壁的回波,以便估计可存在于膀胱中的体液量。可结合注射管线使用的装置 600 可用于检测外渗。在此,设置在注射管线中的小型天线可检测靠近注射管线的液囊 (fluid pocket),并且在检测到外渗时发出报警。可供气管套管使用的装置 600 可在管插入期间起辅助作用,借以气管套管端头上的电介质测试计可辅助医学专业人士探知管是否正在插入或已被适当地插入。在一些实施方案中,装置 600 可用于检查外周水肿,所述外周水肿是脓毒症和 / 或其它术后并发症的有效指示物。在这种情况下,带有天线的针可插入肌肉组织中并且可测量组织的水合作用。在此,可使用代替管的杆状结构来执行插入。另外,装置 600 可皮下插入来测量皮下水肿。另外,装置 600 可用于使用喂饲管 (例如 NG 管和 / 或任何其它管) 上的 RF 传感器来测量肠水肿。在这种情况下,深喂饲管可插入患者的小肠中,并且可测量肠内和周围组织内的体液含量。其它示例性实施方式和 / 或装置 600 的用途是可能的。

[0073] 在一些实施方案中,当前主题可包括可植入监测和 / 或诊断设备。装置可包括可植入壳体、接收穿过近侧靶组织传播的 RF 波的天线、配置来导出对患者的一个或多个生命体征特征的指示的处理电路。装置也可包括以下至少一个:RF 传播反射器、可为可植入设备的部分的可植入 RF 反射器、配置用于与另一个植入式装置通信的通信装置,以及配置来响应于电路对心脏起搏的植入式装置。

[0074] 在一些实施方案中,当前主题可包括可植入监测和 / 或诊断设备。设备可包括可植入 RF 反射器和配置来朝向反射器发射 RF 波的一个或多个装置,并且可配置用于以下至少一个:接收 RF 反射和测量对靶组织的指示特征。

[0075] 在一些实施方案中,当前主题可包括可植入监测和 / 或诊断设备。设备可包括可植入壳体;具有至少第一和第二导体的可植入电介质测试探针;配置来施加 RF 和任选进行以下至少一个的电路装置:传感返回的 RF 和测量靶组织的电介质性质;并包括以下至少一个:配置来与至少一个其它植入式装置通信的通信装置,和可连接至壳体的一个或多个其它植入式传感器。

[0076] 在一些实施方案中,当前主题的一些和 / 或所有处理电路可配置来在如图 7 所示的系统 700 中实施。系统 700 可包括处理器 710、存储器 720、存储装置 730 和输入 / 输出装置 740。部件 710、720、730 和 740 中的每一个可使用系统总线 750 来互连。处理器 710 可配置来处理用于在系统 700 内执行的指令。在一些实施方案中,处理器 710 可以是单线程处理器。在替代实施方案中,处理器 710 可以是多线程处理器。处理器 710 可进一步配置来处理存储在存储器 720 中或在存储装置 730 上的指令,包括经由输入 / 输出装置 740 接收或发送信息。存储器 720 可将信息存储在系统 700 内。在一些实施方案中,存储器 720 可以是计算机可读介质。在替代实施方案中,存储器 720 可以是易失性存储器单元。在一些实施方案中,存储器 720 可以是非易失性存储器单元。存储装置 730 能够为系统 700 提供大容量存储。在一些实施方案中,存储装置 730 可以是计算机可读介质。在替代实施方案中,存储装置 730 可以是硬盘装置、光盘装置、磁带装置、非易失性固态存储器或任何其它类型的存储装置。输入 / 输出装置 740 可配置来为系统 700 提供输入 / 输出操作。在一些实施方案中,输入 / 输出装置 740 可包括键盘和 / 或指向装置。在替代实施方案中,输入 / 输出装置 740 可包括用于显示图形用户界面的显示单元。

[0077] 在一些实施方案中,当前主题可涉及用于监测和 / 或执行诊断的设备。设备可包括第一可植入装置 (例如,如图 1 所示的装置 112),所述第一可植入装置用于测量体内第一组织的性质 (例如,组织的水合作用水平、组织的电介质性质和对组织的射频 (“RF”) 测量等) 并且具有外壳 (例如,如图 3 所示的外壳 302)。外壳可包括第一处理电路 (例如,如图 3 所示的处理电路 308),所述第一处理电路用于使第一可植入装置使用以下至少一个来测量第一组织的性质:对第一组织的性质的 RF 测量或对从第一组织反射的信号的分析,其中信号由第一可植入装置朝向第一组织发射。设备也可包括第二可植入装置 (例如,如图 1 所示的装置 116),所述第二可植入装置用于测量体内第二组织的性质 (例如血压) 并且具有外壳。第二可植入装置的外壳可包括第二处理电路,所述第二处理电路用于使第二可植入装置使用至少一个传感器来测量第二组织的性质。第二可植入装置可以通信方式耦合至第一可植入装置。第二可植入装置可向以下至少一个提供关于第二组织的所测量性质的信息:第一可植入装置和设置在体外的至少一个处理装置 (例如,如图 1 所示的装置 114)。装置可产生的信息可指示 CHF 代偿失调和 / 或任何其它病状。

[0078] 在一些实施方案中,当前主题可包括以下任选特征中的一个或多个。

[0079] 在一些实施方案中,第一可植入装置可包括电源 (例如,如图 3 所示的电源 314),所述电源用于对第一可植入装置供电。在一些实施方案中,第一可植入装置可向第二可植入装置发射能量以便对第二可植入装置供电。

[0080] 在一些实施方案中,第二组织的性质可以是血压,并且第一组织的性质可以是以下至少一个:第一组织的水合作用水平、第一组织的电介质性质和对第一组织的射频 (“RF”) 测量,并且其中第二组织的性质是血压。

[0081] 在一些实施方案中,第一可植入装置可包括天线,所述天线可以是以下至少一个:偶极子天线、导线环天线、基于支架的天线和印刷天线。

[0082] 在一些实施方案中,第一可植入装置可与第二可植入装置无线通信。

[0083] 在一些实施方案中,第一可植入装置可使用导线与第二可植入装置连接。

[0084] 在一些实施方案中,第一可植入装置的外壳可包括第二可植入装置。第一可植入装置的电源可对第二可植入装置供电。

[0085] 在一些实施方案中,第二可植入装置可以是以下至少一个:肺动脉血压传感器、左心房压力传感器和 / 或任何其它传感器。示例性传感器在共同拥有 / 共同待决的国际专利申请公布号 W02011/067623 和美国专利申请号 12/759,715 中有所讨论。

[0086] 在一些实施方案中,第一和第二可植入装置的外壳可由生物相容性材料制造,所述生物相容性材料包括例如不锈钢、钛、尼龙、聚四氟乙烯 (“PTFE”) 和 / 或任何其它材料。

[0087] 在一些实施方案中,第一可植入装置可植入体内的内腔中。第一可植入装置可支撑内腔的至少一个内壁。内腔可包括以下至少一个:肺动脉、脾和内脏血管。

[0088] 在一些实施方案中,第一可植入装置可产生以下信号中的至少一个:朝向内腔的至少一个组织的连续波信号和超宽带脉冲信号。第一可植入装置可基于所产生的信号测定内腔的至少一个组织的至少一个性质。性质可包括以下至少一个:内腔内部的压力、内腔的至少一个组织的电介质性质、内腔的至少一个组织的电磁性质和内腔内部的体液含量。第一可植入装置可向位于体外的至少一个装置发射指示所测定性质的信号。

[0089] 在一些实施方案中,第一可植入装置可整体地或部分地 (例如,仅装置的天线部

分和 / 或 RF 结构) 嵌入设置在体内或体外的管中, 第一可植入装置测量管内部的体液含量。管可以是外科手术引流管。管也可以是导液管。管也可以是导尿管。管也可以是注射管线。管也可以是气管套管。另外, 第一可植入装置可用于测量水肿 (外周水肿、皮下水肿、肠水肿等)。

[0090] 在一些实施方案中, 第二可植入装置可反射由第一可植入装置发射的至少一个信号。第一可植入装置可接收反射信号。第二可植入装置也可在反射由第一可植入装置发射的信号之前调制所述信号。

[0091] 在一些实施方案中, 当前主题涉及用于监测和 / 或执行诊断的设备。设备可包括可植入装置 (例如, 如图 4 所示的装置 400), 所述可植入装置用于测量体内组织的性质并且具有外壳。可植入装置可植入体内的内腔中。外壳 (例如, 如图 4 所示的外壳 406) 可包括处理电路 (例如, 图 4 所示的电路 410), 所述处理电路用于使可植入装置使用至少一个传感器来测量组织的性质。装置可产生以下信号中的至少一个: 连续波信号和超宽带脉冲信号, 并且基于所产生的信号测定内腔的至少一个组织的至少一个性质。性质可包括以下至少一个: 内腔内部的压力、内腔的至少一个组织的电介质性质、内腔的至少一个组织的电磁性质和内腔内部的水合作用水平。

[0092] 在一些实施方案中, 传感器可以是以下至少一个: RF 传感器、雷达、电介质测试计、压力传感器、肺动脉血压传感器和左心房压力传感器。

[0093] 在一些实施方案中, 可植入装置可包括可以通信方式耦合至处理电路的至少一个天线 (例如, 如图 4 所示的天线 404)。天线可以是以下至少一个: 偶极子天线、导线环天线、基于支架的天线和印刷天线 (如图 5a-d 所示)。

[0094] 在一些实施方案中, 内腔可以是以下至少一个: 肺动脉、脾和内脏血管。

[0095] 在一些实施方案中, 可植入装置可向位于体外的至少一个装置发射指示所测定性质的信号。

[0096] 在一些实施方案中, 装置的天线可嵌入设置在体内或体外的管中, 所述装置测量围绕管的组织中的水合作用水平或体液体积。管可包括以下至少一个: 外科手术引流管、导液管、导尿管、注射管线和气管套管。

[0097] 在一些实施方案中, 当前主题涉及使用上述系统来执行监测和 / 或诊断的方法 800, 如图 8 所示。在 802 处, 第一可植入装置可使用以下至少一个来测量体内第一组织的性质: 对第一组织的性质的 RF 测量或对从第一组织反射的信号的分析, 其中信号由第一可植入装置朝向第一组织发射。在 804 处, 第二可植入装置可利用至少一个传感器来测量体内第二组织的性质。在 806 处, 第二可植入装置可向以下至少一个提供关于第二组织的所测量性质的信息: 第一可植入装置和设置在体外的至少一个处理装置。

[0098] 图 9 是例示根据当前主题的一些实施方案的用于监测和 / 或执行诊断的示例性方法 900 的流程图。方法可使用可植入装置 (例如, 图 4 所示的装置 400) 来执行, 所述可植入装置用于测量体内组织的性质并且具有外壳。可植入装置可植入体内的内腔中。外壳可包括处理电路, 所述处理电路用于使可植入装置使用至少一个传感器来测量组织的性质。在 902 处, 可由装置来产生以下信号中的至少一个: 连续波信号和超宽带脉冲信号。在 904 处, 可基于所产生的信号测定内腔的至少一个组织的至少一个性质。性质可包括以下至少一个: 内腔内部的压力、内腔的至少一个组织的电介质性质、内腔的至少一个组织的电磁性

质和内腔内部的水合作用水平。

[0099] 本文所述的主体可取决于所需配置而体现在系统、设备、方法和 / 或物品中。具体来说,本文所述的主体各种实施方案可以数字电子电路、集成电路、专门设计的 ASIC(专用集成电路)、计算机硬件、固件、软件和 / 或其组合来实现。这些各种实施方案可包括一个或多个计算机程序中的实施方案,所述计算机程序可在包括至少一个可编程处理器的可编程系统上执行和 / 或解译,所述可编程系统可以是专用或通用的,其被耦合来从存储系统、至少一个输入装置以及至少一个输出装置接收数据和指令并向其发送数据和指令。

[0100] 这些计算机程序(也称为程序、软件、软件应用程序、应用程序、组件或代码)包括用于可编程处理器的机器指令,并且可以高级程序语言和 / 或面向对象程序设计语言,和 / 或汇编 / 机器语言来实施。如本文所使用,术语“机器可读介质”指的是用于向可编程处理器提供机器指令和 / 或数据的任何计算机程序产品、设备和 / 或装置(例如,磁盘、光盘、存储器、可编程逻辑装置(PLD)),包括接收作为机器可读信号的机器指令的机器可读介质。

[0101] 类似地,本文还描述可包括处理器和耦合至所述处理器的存储器的系统。存储器可包括一个或多个程序,所述程序使处理器执行本文所述的操作中的一个或多个。

[0102] 虽然以上已详细地描述几种变化形式,但是其它修改方案或附加方案是可能的。具体来说,可提供除了本文阐述的那些特征之外的其它特征和 / 或变化形式。例如,上述实施方案可涉及所公开特征的各种组合和子组合,和 / 或以上公开的一些其它特征的组合和子组合。另外,附图描绘的和 / 或本文所述的逻辑流程不要求所示的具体顺序或连续顺序来实现合乎需要的结果。其它实施方案可在所附权利要求书的范围内。

[0103] 本文公开的系统和方法可以各种形式体现,所述形式包括例如数据处理器,如还包括数据库、数字电子电路、固件、软件或其组合的计算机。此外,本发明公开的实施方案的上述特征和其它方面与原理可在各种环境中实施。这类环境和相关应用可被特别地构造用于执行根据所公开实施方案的各种过程和操作,或它们可包括通过代码选择性地激活或重新配置的通用计算机或计算平台以便提供必要的功能性。本文公开的过程内在不地与任何具体的计算机、网络、体系结构、环境或其它设备相关,并且可通过硬件、软件和 / 或固件的适合组合来实施。例如,各种通用机器可与根据所公开实施方案的教导来写成的程序一起使用,或可更为适宜地构造专用设备或系统来执行所需要的方法和技术。

[0104] 如本文所使用,术语“用户”可指包括人或计算机的任何实体。

[0105] 虽然如第一、第二等的序数可在一些情况下涉及一定顺序;但是如本文件中所使用,序数未必意味着一定顺序。例如,序数可仅用于将一个项目与另一个项目加以区分。例如,将第一事件与第二事件加以区分,但无需意味着任何按时间顺序或固定参考系统(以使得说明书的一个段落中的第一事件可与说明书的另一个段落中的第一事件不同)。

[0106] 前述描述意图说明而非限制本发明的范围,本发明的范围由所附权利要求书的范围来界定。其它实施方案在所附权利要求书的范围内。

[0107] 为了提供与用户的交互,本文所述的主体可在计算机上实施,所述计算机具有:显示装置,所述显示装置例如用于向用户显示信息的阴极射线管(CRT)或液晶显示(LCD)监视器;和键盘以及指向装置,所述指向装置例如鼠标或轨迹球,用户通过所述键盘和指向装置可向计算机提供输入。其它种类的装置也可用于提供与用户的交互。例如,向用户提供的反馈可以是任何形式的感官反馈,例如视觉反馈、听觉反馈或触觉反馈;并且来自用户的

输入可以任何形式来接收,所述输入包括但不限于声学输入、语音输入或触觉输入。

[0108] 前述描述中阐述的实施方案并非表示与本文所述的主体一致的所有实施方案。取而代之,所述实施方案仅是与所描述主题相关的方面一致的一些实施例。虽然以上已详细地描述几种变化形式,但是其它修改方案或附加方案是可能的。具体来说,可提供除了本文阐述的那些特征之外的其它特征和 / 或变化形式。例如,上述实施方案可涉及所公开特征的各种组合和子组合,和 / 或以上公开的一些其它特征的组合和子组合。另外,附图描绘的和 / 或本文所述的逻辑流程不一定要求所示的具体顺序或连续顺序来实现合乎需要的结果。其它实施方案可在所附权利要求书以及由本公开所支持其它权利要求的范围内。

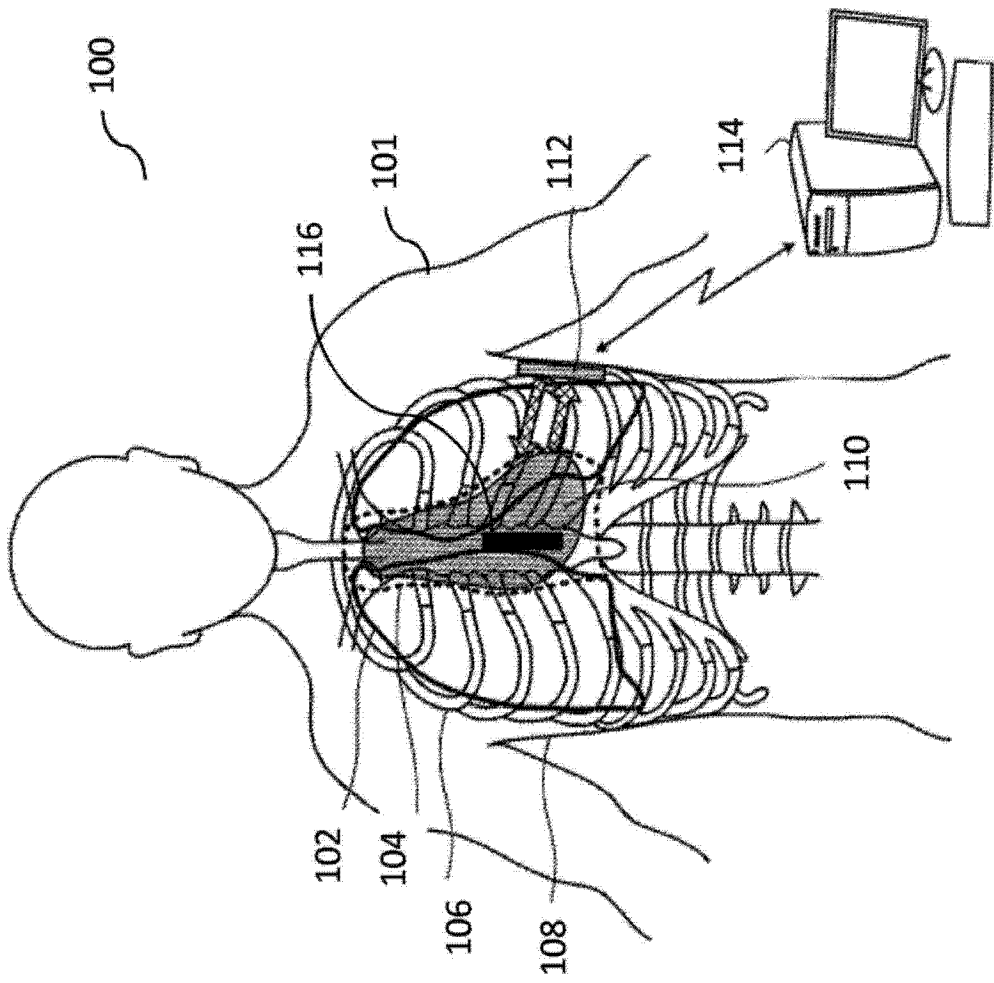


图 1

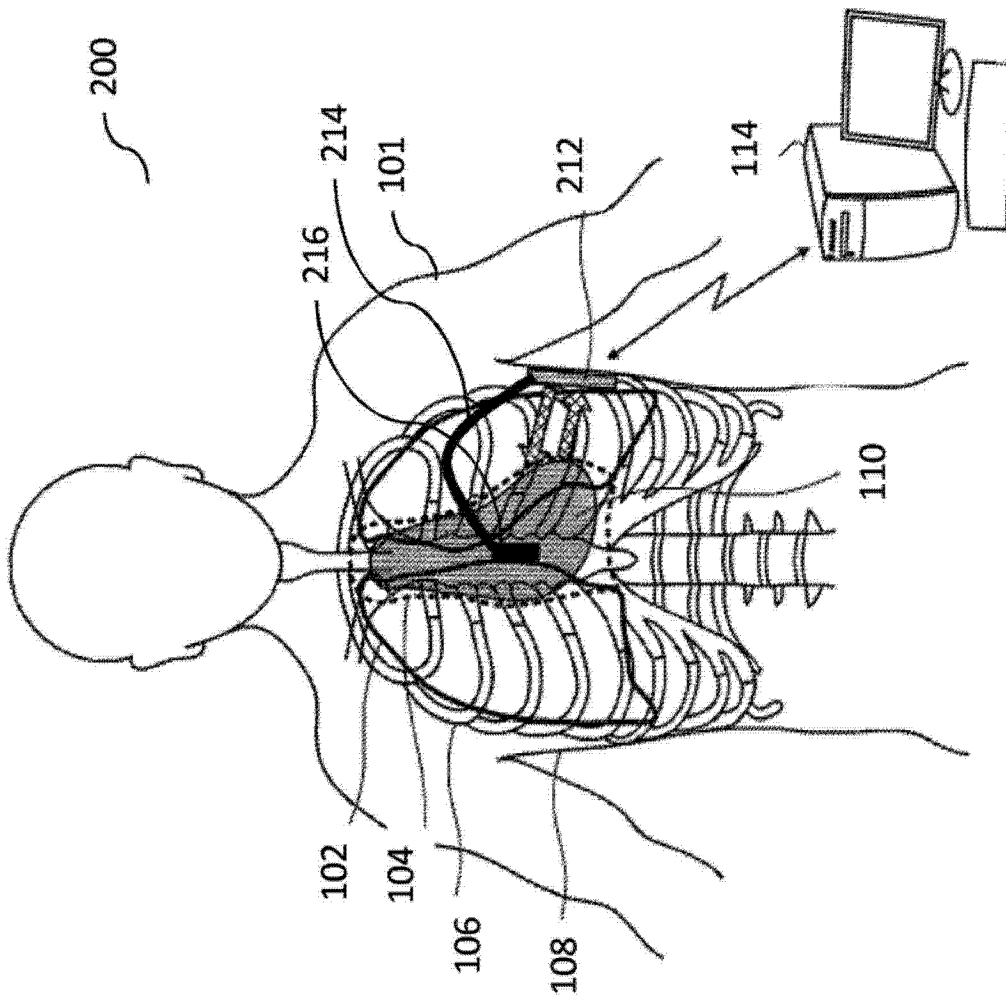


图 2

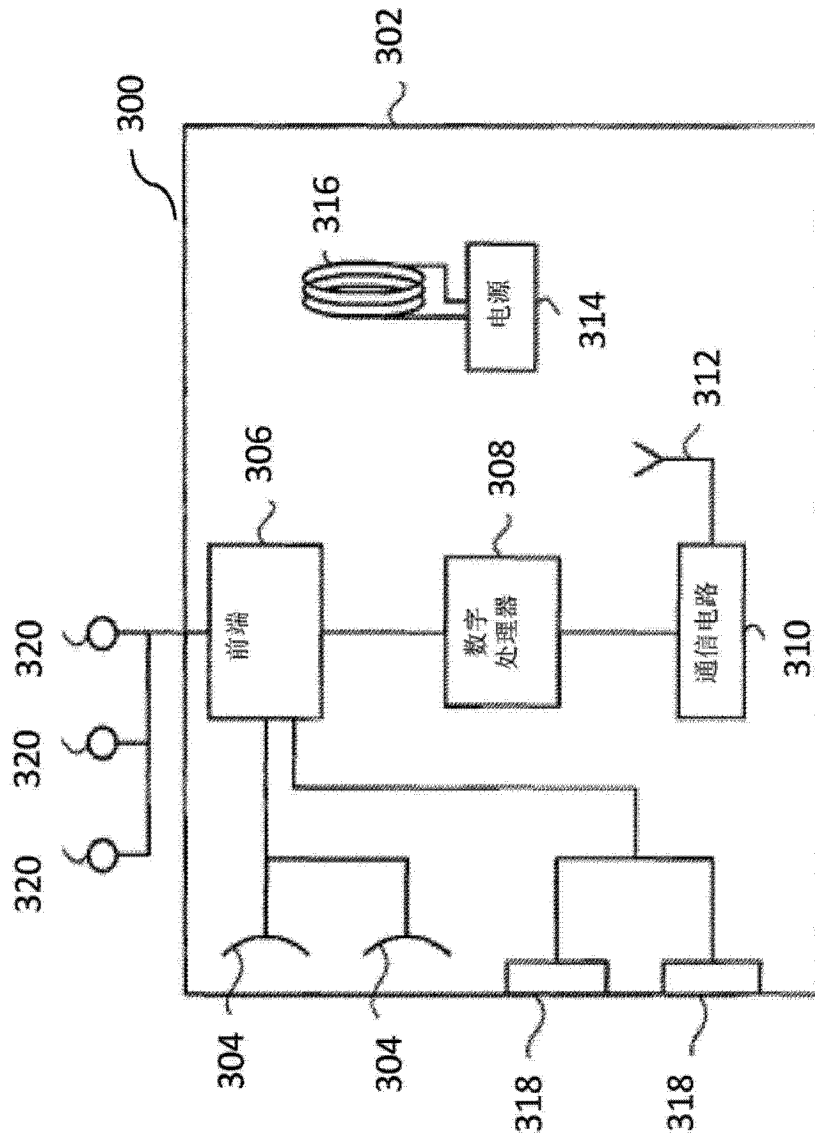


图 3

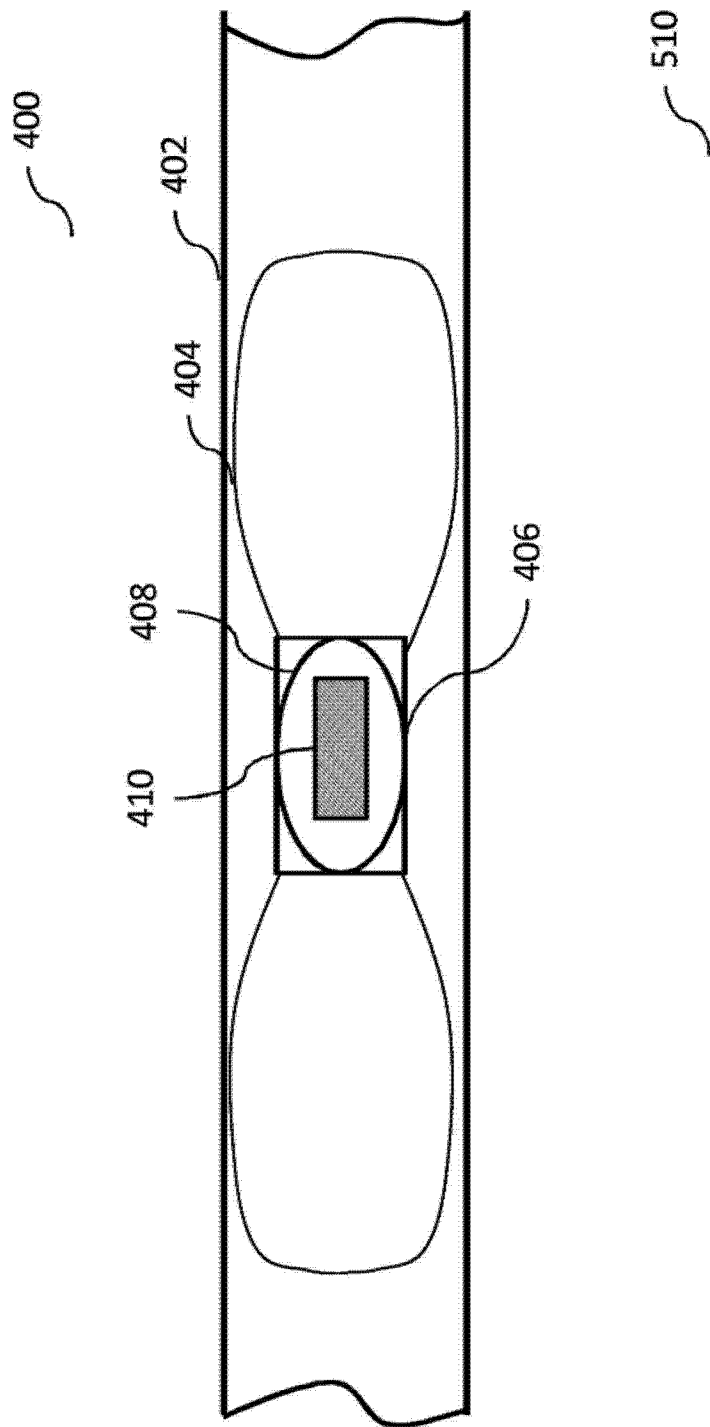


图 4



图 5a

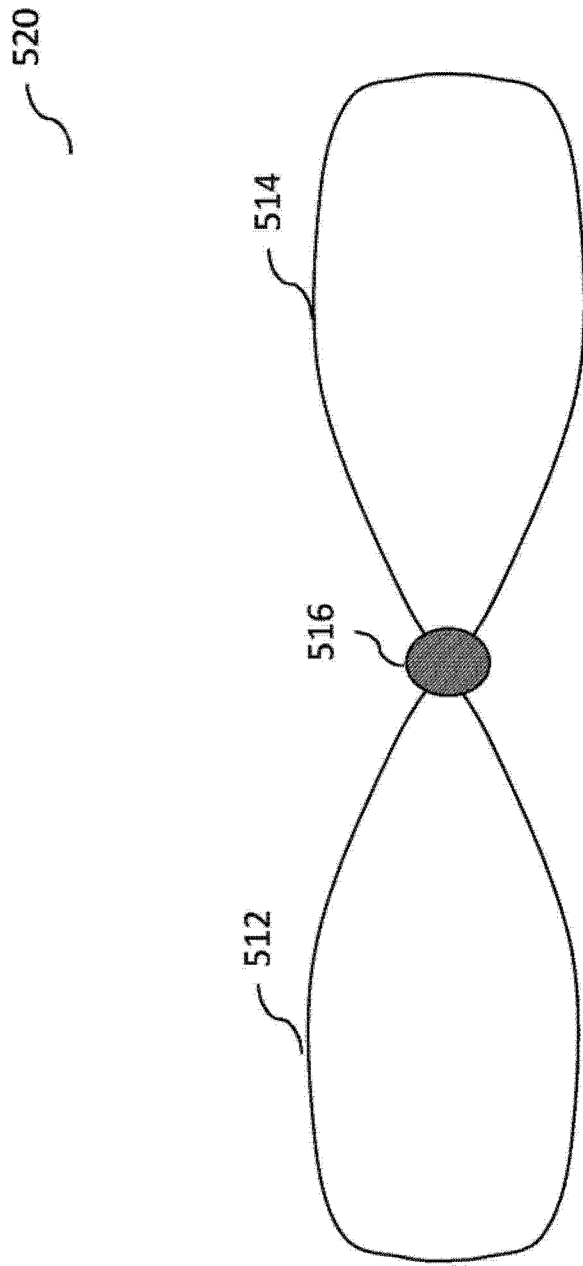


图 5b

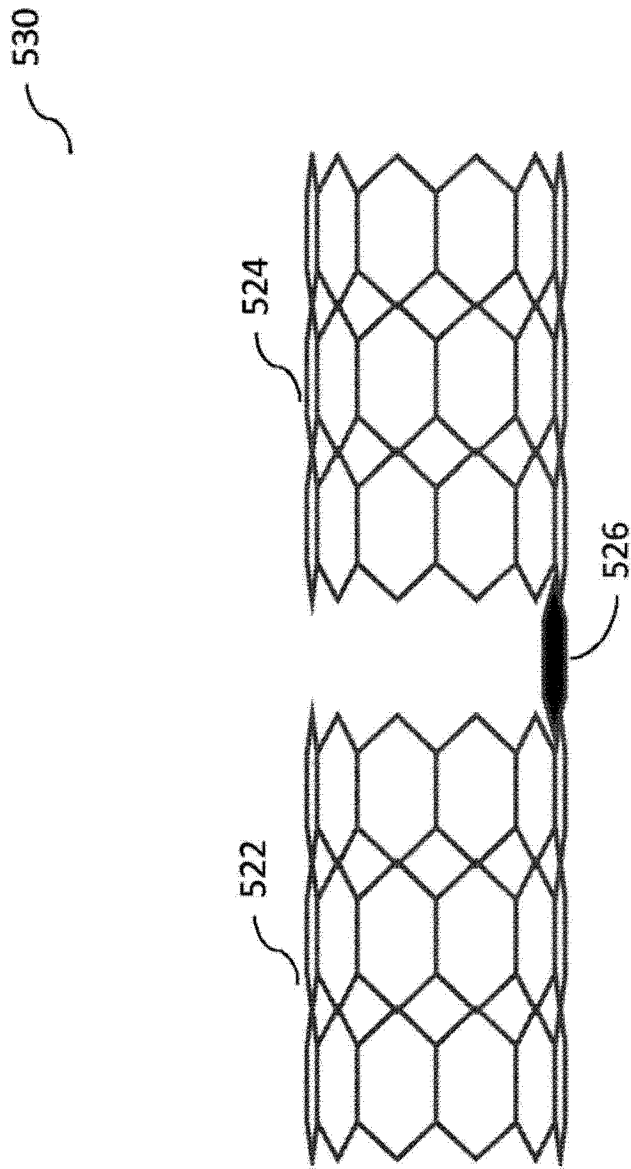


图 5c

540

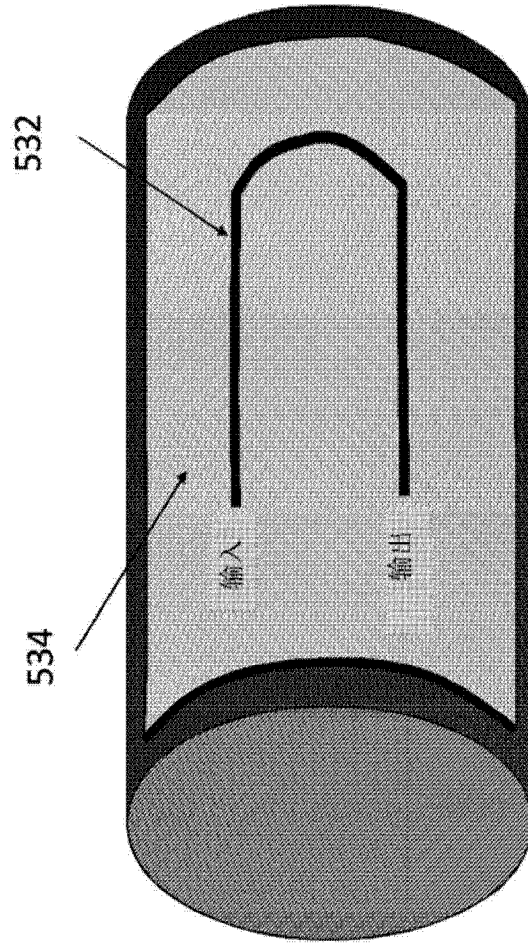


图 5d

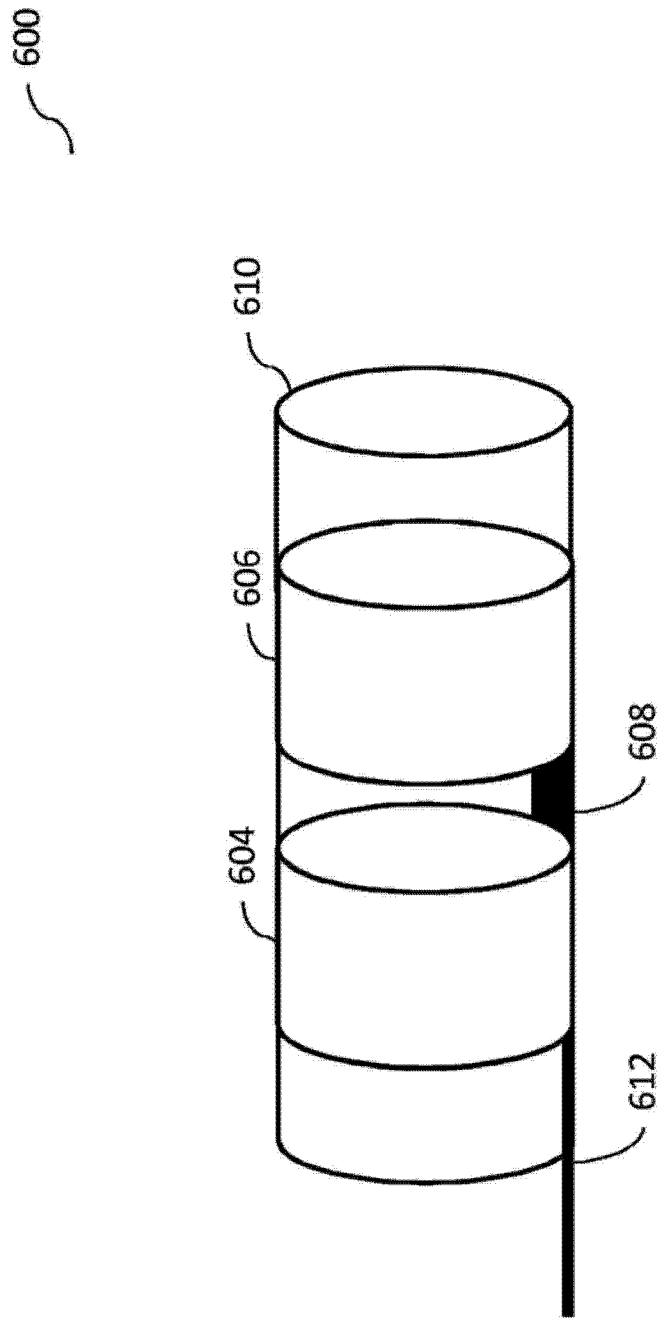


图 6

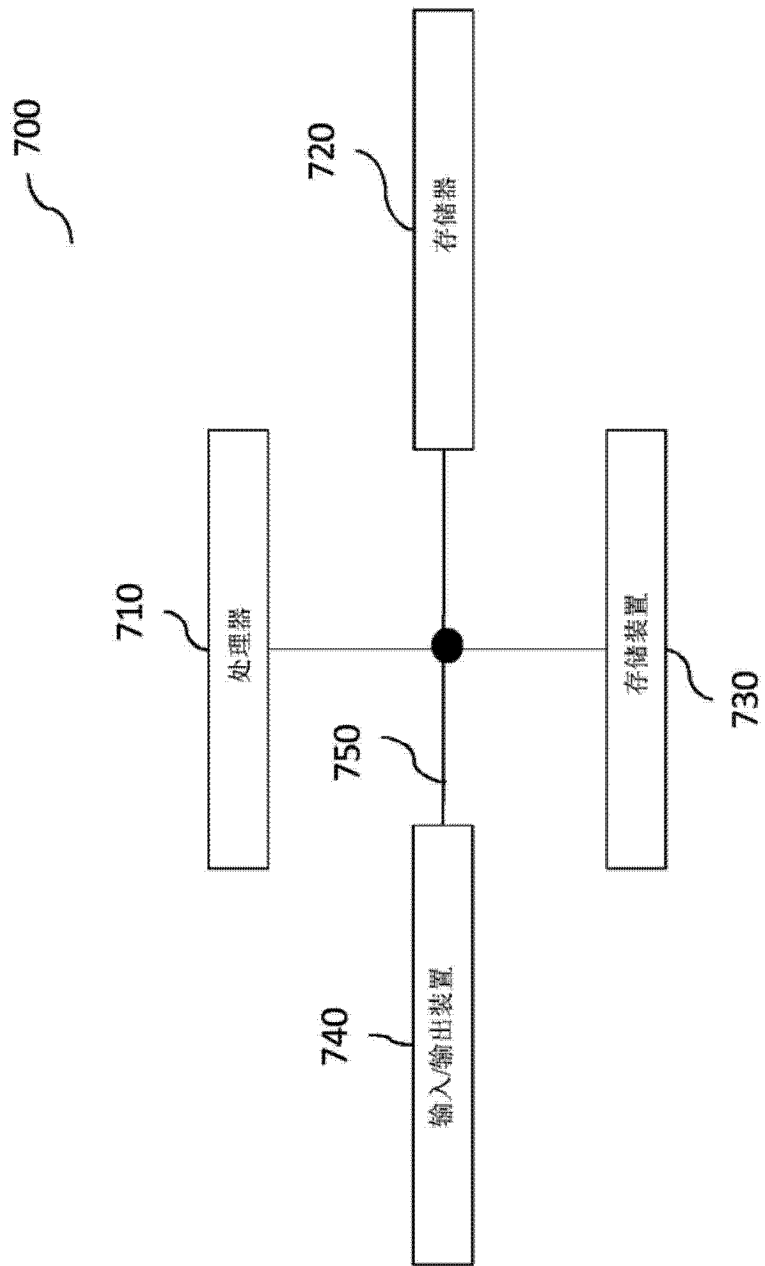


图 7

800

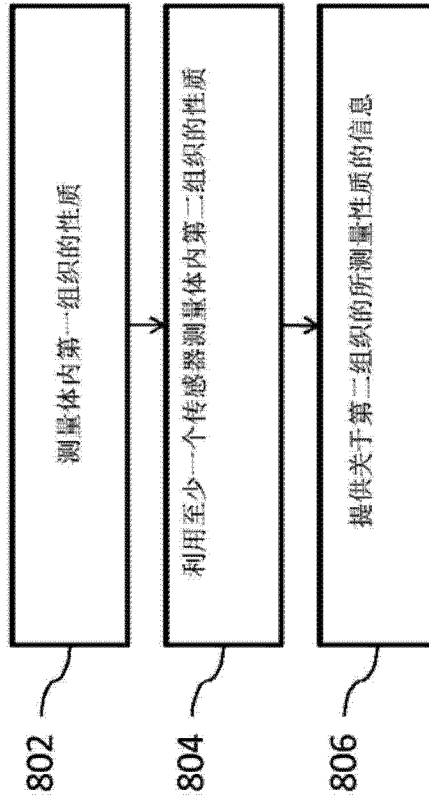


图 8

900

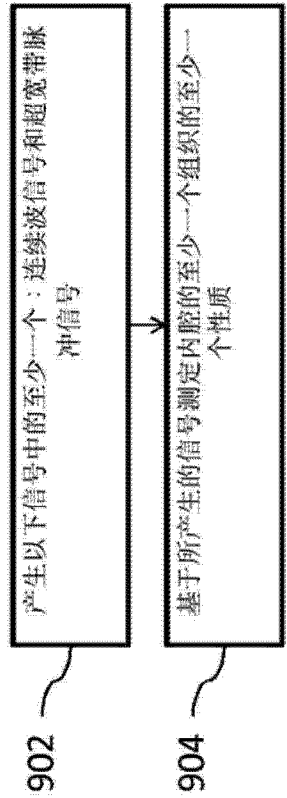


图 9

专利名称(译)	监测和诊断系统及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN104254273A</a>	公开(公告)日	2014-12-31
申请号	CN201380013849.6	申请日	2013-02-15
[标]申请(专利权)人(译)	基马医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	基马医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	基马医疗科技有限公司		
[标]发明人	宇瑞尔韦恩斯特恩 阿萨夫伯恩斯坦 埃亚勒科亨		
发明人	宇瑞尔·韦恩斯特恩 阿萨夫·伯恩斯坦 埃亚勒·科亨		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02 A61B5/05 A61N1/00 A61N2/00		
CPC分类号	A61B5/02158 A61B5/04005 A61B5/0537 A61B5/4875 A61B5/4878 A61B5/686 A61B5/6876		
代理人(译)	徐金国		
优先权	61/599223 2012-02-15 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及用于监测和/或执行诊断的设备、系统和方法。第一可植入装置测量体内第一组织的性质并且包括外壳。所述外壳包括第一处理电路，所述第一处理电路用于使所述第一可植入装置测量所述第一组织的所述性质。第二可植入装置用于测量体内第二组织的性质并且包括外壳。所述外壳包括第二处理电路，所述第二处理电路用于使所述第二可植入装置使用至少一个传感器来测量所述第二组织的所述性质。所述第二可植入装置以通信方式耦合至所述第一可植入装置，并且向以下至少一个提供关于所述第二组织的所测量性质的信息：所述第一可植入装置和设置在体外的至少一个处理装置。

