



(12)发明专利



(10)授权公告号 CN 104080398 B

(45)授权公告日 2017. 10. 24

(21)申请号 201380006801.2

(22)申请日 2013.01.29

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104080398 A

(43)申请公布日 2014.10.01

(30)优先权数据

61/591,915 2012.01.29 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.07.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2013/050078 2013.01.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/111141 EN 2013.08.01

(73)专利权人 合理医疗创新有限公司

地址 以色列卡法内特

(72)发明人 丹·拉帕波尔 尼赞·霍尔什

奥里·哈伊 阿米尔·萨洛卡

丹尼尔·赖斯费尔德

奥伦·卡里斯曼 什洛米·伯吉达

伊弗塔克·巴拉什

(74)专利代理机构 北京京万通知识产权代理有

限公司 11440

代理人 齐晓静

(51)Int.Cl.

A61B 5/05(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

审查员 王静

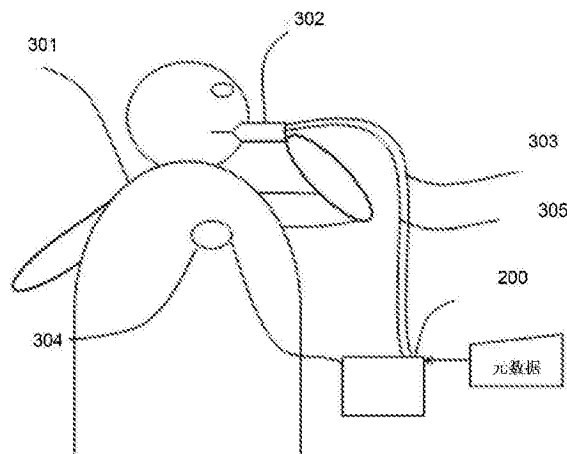
权利要求书3页 说明书20页 附图5页

(54)发明名称

导出受试者的个人胸参数

(57)摘要

一种导出受试者的一个或多个个人胸参数的方法,该方法包括步骤:指导受试者进行胸容积操作,在进行胸容积操作期间,接收来自受试者肺部的胸体内区域的多个EM信号的测量量;在进行胸容积操作期间,在多个不同的时间间隔,导出多个胸容积值,因此,每个胸容积值与在进行胸容积操作期间内获得的其他多个预估胸容积相对应,通过将多个测量量与多个胸容积值之间进行结合,计算出该受试者的至少一个个人胸参数。



1. 一种导出受试者的流体总体积的胸分析装置,其包括:

第一接口,其用于接收多个EM信号的多个EM测量量,所述多个EM信号是在所述受试者进行胸容积操作期间在多个不同的时间点获取自受试者肺部的胸体内区域;

第二接口,其用于接收多个胸容积值,其中,所述多个胸容积值的每一个是在所述受试者进行所述胸容积操作期间在所述多个不同的时间点中的一个测量的;以及

处理器,其用于:

通过在所述多个EM测量量和所述多个胸容积值之间进行结合导出至少一个个人胸参数;

根据所述至少一个个人胸参数个性化出介电模型;

根据所述个性化出的介电模型校准所述胸分析装置;

其中,所述校准的胸分析装置用于从所述受试者肺部的胸体内区域获取多个后EM信号的多个后EM测量量,以提取所述受试者的肺部中的流体总体积。

2. 根据权利要求1所述的胸分析装置,其特征在于:所述第一接口结合有探测器;所述探测器具有至少一个天线,用于获取所述多个后EM测量量。

3. 根据权利要求1所述的胸分析装置,其特征在于:用于接收所述多个胸容积值的所述第二接口结合有用于测量所述受试者的至少一个呼吸气流的仪器。

4. 根据权利要求3所述的胸分析装置,其特征在于:所述仪器具有腔室,该腔室具有一个气流开口,以允许所述受试者在所述胸容积操作期间通过所述气流开口进行吹气。

5. 根据权利要求1所述的胸分析装置,其特征在于:所述处理器结合有呈现单元,该呈现单元呈现指令,该指令指示如何执行与所述多个胸容积值的测量相关的所述胸容积操作。

6. 根据权利要求1所述的胸分析装置,其特征在于包括:存储器,用于存储与所述至少一个个人胸参数相关的信息。

7. 根据权利要求1所述的胸分析装置,其特征在于包括:处理单元,其配置为根据所述至少一个个人胸参数和电磁辐射相关的数据导出一个或多个临床参数,该电磁(EM)辐射接收自所述受试者的内部组织。

8. 一种导出受试者的流体总体积的方法,其包括:

接收多个EM信号的多个EM测量量,所述多个EM信号的多个EM测量量是在受试者进行至少一次胸容积操作时在多个不同时间点获取自所述受试者肺部的胸体内区域;

导出多个胸容积值,所述多个胸容积值是在所述多个不同的时间点测量的并与所述多个EM测量量相对应;以及

使用所述多个EM测量量和所述多个胸容积值导出所述受试者的至少一个个人胸参数;

根据所述至少一个个人胸参数个性化出介电模型;

根据所述个性化出的介电模型校准胸分析装置;

其中,所述校准的胸分析装置用于从所述受试者肺部的胸体内区域获取多个后EM信号的多个后EM测量量,以提取所述受试者的肺部中的流体总体积。

9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:导出多个胸容积值包括在所述胸容积操作期间在多个单独的実施中确定所述受试者的呼吸值。

10. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述多个胸容积值至少包括所述受试者

的呼吸值。

11. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述介电模型通过多个堆叠的层形成模型,这些堆叠的层具有不同的介电特性并且选自皮肤、脂肪、肌肉、骨头、结缔组织和肺所组成的组。

12. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述至少一个个人胸参数包括由心脏尺寸、心脏位置、脂肪层尺寸、胸肌肉尺寸、胸肋骨尺寸、胸肋骨位置、肺容量、肺尺寸和胸部尺寸所组成的组中的成员。

13. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述至少一个个人胸参数包括所述受试者的至少一个胸组织的介电相关特性。

14. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述至少一个个人胸参数与至少一个EM测量量结合使用以导出所述受试者的至少一个临床参数。

15. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述多个EM信号穿过所述肺。

16. 根据权利要求15所述的方法,其特征在于:所述多个EM信号被所述受试者胸部中的至少一个物体反射和穿过所述肺。

17. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述多个EM信号被所述肺反射。

18. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述多个EM信号包括多个具有不同频率的EM信号。

19. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于进一步包括:向所述受试者呈现如何进行所述胸容积操作的指示性说明。

20. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于进一步包括:向所述受试者呈现该受试者在所述胸容积操作期间执行的呼吸说明。

21. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述胸容积操作包括至少一次呼气 and 至少一次吸气并且由所述受试者执行。

22. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述至少一个个人胸参数的导出是根据一个或多个与所述受试者相关的人口统计参数执行的。

23. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述胸容积操作为瓦尔萨尔瓦动作和米勒动作所组成的组中的成员。

24. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述胸容积操作包括执行姿势的变化或位置的变化。

25. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述导出至少一个个人胸参数是根据传输信号与接收信号之间的测量幅度比值来实现的。

26. 根据权利要求14所述的方法,其特征在于:所述至少一个临床参数包括一个或多个呼吸参数。

27. 根据权利要求26所述的方法,其特征在于:所述一个或多个呼吸参数包括由呼吸频率、呼吸量、残气量、功能性残气量(FRC)、总肺容量和每分钟通气量所组成的组中的成员。

28. 根据权利要求14所述的方法,其特征在于:所述至少一个临床参数包括胸和/或肺组织中的液体和/或气体容积。

29. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于:所述导出至少一个个人胸参数包括基于所述多个EM测量量计算相移。

30. 根据权利要求8所述的方法, 其特征在于: 所述导出至少一个个人胸参数包括计算所述肺的流体含量。

31. 根据权利要求8所述的方法, 其特征在于: 所述导出至少一个个人胸参数包括计算所述肺的深度。

32. 根据权利要求8所述的方法, 其特征在于: 所述至少一个个人胸参数包括所述肺深度与所述肺容积的平方根之间的比值。

33. 根据权利要求8所述的方法, 其特征在于: 所述至少一个个人胸参数根据人口平均值来估算, 所述人口平均值根据受试者的至少一个人口统计特征选择。

34. 根据权利要求8所述的方法, 其特征在于: 所述分析包括根据所述多个EM测量量导出所述肺的介电相关特性。

35. 一种用于监测受试者的流体总体积的系统, 其包括:

接口, 其用于接收介电模型, 所述介电模型基于多个EM信号的多个EM测量量和多个胸容积值的分析而个性化出; 所述多个EM信号在多个不同的时间点当受试者进行至少一个胸容积操作时接收自受试者的内部组织; 所述胸容积值在所述多个不同的时间点测量并且对应于所述多个EM测量量;

处理器单元, 其配置用于根据所述个性化出的介电模型校准胸分析装置;

其中, 所述校准的胸分析装置用于从所述受试者肺部的胸体内区域获取和分析多个后EM信号的多个后EM测量量, 以提取所述受试者的肺部中的流体总体积。

36. 根据权利要求35所述的系统, 其特征在于进一步包括: 用于截取所述多个后EM信号的接收器。

37. 根据权利要求14所述的方法, 其特征在于: 所述至少一个临床参数包括肺组织中的液体百分率。

38. 根据权利要求14所述的方法, 其特征在于: 所述至少一个临床参数包括指示液体含量和/或液体含量变化的参数。

39. 根据权利要求14所述的方法, 其特征在于: 所述至少一个临床参数包括肺组织中的液体变化百分比。

导出受试者的个人胸参数

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求美国临时a1专利申请(申请号:61/591,915,申请日:2012年1月29日)的优先权。

[0003] 将该文档中的内容作为参考与加入到本发明中,以使本文完整阐述。

[0004] 技术领域和背景技术

[0005] 本发明在其一些实施例中涉及电磁信号(EM signal)分析,更具体地,但并不排他地涉及用于监测胸的生物学特性的信号分析装置。

[0006] 众所周知,一些医疗仪器中利用电磁(EM)辐射脉冲回波来检测和定位人体内的结构,见YOUNG,J.D等人。视频脉冲雷达系统的检测作为潜在生物探索性工具,在LARSEN,L.E.,和JACOBI,J.H.(主编)的“微波成像的医疗应用”(IEEE出版社,纽约,1986年),第82-105页,通过引用加入到本发明。这种医疗仪器包括微波成像装置,其可称为组织传感自适应雷达(TSAR)或用于成像,以及其它一些用于检测和可能成像内部生物组织的医疗装置。电磁波的使用消除了将组织暴露于电离辐射下的需要,例如通过进行x射线成像,根据水含量而获得相对较大的组织对比度。

[0007] 在过去的几年,已经开发出了使用EM辐射的多种方法和装置,用于诊断患者的胞内抗体组织。例如,国际专利申请号IL2008/001198,申请日:2008年9月4日,通过引用加入到本发明,其描述了一种可穿戴的监测装置,用于监测至少一个动态用户内部组织的生物参数。该可穿戴式监测装置包括至少一个转换器,其配置为将EM辐射至内部组织并对EM辐射的反射进行截取,由此形成了可持续至少24小时的连续或间歇性EM辐射段,一个处理单元,配置成用于分析各自的反射和识别至少一个生物参数的相应变化,一个报告单元,配置成根据所述变化生成报告,以及一个外壳,用于包含至少一个所述转换器、报告单元和处理单元,该外壳配置为放置在动态用户的身体上。

[0008] 使用电磁雷达为心脏生物力学评估在E.M.Staderini的《UWB radars in medicine》(IEEE航空航天和电子系统杂志,第17卷,第1章,第13-18页,2002年)中提及,该部分内容通过引用加入到本发明。

发明内容

[0009] 根据本发明中的一些实施例,提供了一种导出受试者的一个或多个个人胸参数的装置,其包括:处理器;第一接口,其用于接收来自受试者肺部的胸体内区域的多个EM信号测量量,其中,所述多个EM信号测量量的每一个反映受试者在进行胸容积操作期间的不同的时间点;第二接口,其用于接收多个胸容积值,其中,所述多个胸容积值的每一个反映受试者在进行胸容积操作期间的不同的时间点;以及个人胸参数模块,其使用所述处理器利用所述多个EM信号测量量和所述多个胸容积值计算至少一个个人胸参数。

[0010] 可选地,所述第一接口结合有探测器和胸分析单元模块;所述探测器具有至少一个天线,用于从受试者获取多个后EM测量量;所述胸分析单元模块通过结合所述至少一个个人胸参数分析所述多个后EM测量量,对胸流体进行监测。

[0011] 可选地,用于接收所述多个胸容积值的所述第二接口结合有用于测量所述受试者的至少一个呼吸气流的仪器。

[0012] 更可选地,所述仪器具有腔室,该腔室具有一单个气流开口,以允许所述受试者在所述胸容积操作期间通过所述气流开口进行吹气。

[0013] 可选地,所述处理器结合有呈现单元,该呈现单元呈现指令,该指令指示如何执行与所述多个胸容积参数的测量相关的所述胸容积操作。

[0014] 可选地,还包括存储器,用于存储与所述至少一个个人胸参数相关的信息。

[0015] 可选地,还包括处理单元,其配置为根据所述至少一个个人胸参数和电磁辐射相关的数据导出一个或多个临床参数,该电磁(EM)辐射接收自所述受试者的内部组织。

[0016] 根据本发明中的一些实施例,提供了一种导出受试者的一个或多个个人胸参数的方法,其包括:在进行至少一次胸容积操作时,接收来自受试者肺部的胸体内区域的多个EM信号的EM测量量;导出与所述多个EM测量量相对应的多个胸容积值;以及使用所述多个EM测量量和多个胸容积值导出至少一个所述受试者的个人胸参数。

[0017] 可选地,导出多个胸容积值时包括在所述胸容积操作期间在多个单独的实施例中确定所述受试者的呼吸值。

[0018] 可选地,所述多个胸容积值至少包括所述受试者的呼吸值。

[0019] 可选地,所述多个EM测量量接收自用于监测所述肺的胸监测设备;所述方法包括:使用所述至少一个个人胸参数中的至少一个来校准胸分析设备。

[0020] 可选地,在胸分析设备校准期间,将与所述至少一个个人胸参数相关的信息进行存储,所述至少一个个人胸参数相关的信息用于分析多个后EM测量量,该多个后EM测量量在所述胸监测设备监测期间被测量。

[0021] 更可选地,所述校准包括步骤:根据所述的个人胸参数,更新胸部介电模型。

[0022] 更可选地,所述介电模型通过多个堆叠的层形成模型,这些堆叠的层具有不同的介电特性并且选自皮肤、脂肪、肌肉、骨头、结缔组织和肺所组成的组。

[0023] 可选地,所述至少一个个人胸参数包括由一个或多个心脏尺寸、心脏位置、脂肪层尺寸、一个或多个胸肌肉尺寸、一个或多个胸肋骨尺寸、胸肋骨位置、肺容量、一个或多个肺尺寸和一个或多个胸部尺寸所组成的组中的成员。

[0024] 可选地,所述至少一个个人胸参数包括所述受试者的至少一个胸组织和胸器官的介电相关特性。

[0025] 可选地,所述至少一个个人胸参数与至少一个EM测量量结合使用以导出所述受试者的至少一个临床参数。

[0026] 可选地,所述多个EM信号穿过所述肺。

[0027] 更可选地,所述多个EM信号反射自所述受试者胸部中的至少一个对象和穿过所述肺。

[0028] 可选地,所述多个EM信号被所述肺反射。

[0029] 可选地,所述多个EM信号包括多个具有不同频率的EM信号

[0030] 可选地,进一步包括向所述受试者呈现如何进行所述胸容积操作的指示性说明。

[0031] 更可选地,进一步包括向所述受试者呈现该受试者在所述胸容积操作期间执行的呼吸说明。

[0032] 可选地,所述胸容积操作包括至少一次呼气 and 至少一次吸气并且由所述受试者执行。

[0033] 可选地,所述至少一个个人胸参数的导出是根据一个或多个与所述受试者相关的人口统计 (demographic) 参数执行的。

[0034] 可选地,所述胸容积操作作为瓦尔萨尔瓦动作和米勒动作所组成的组中的成员。

[0035] 可选地,所述胸容积操作包括执行姿势的变化、位置的变化、躺卧角度的变化、由坐到躺的姿势的变化、由躺到坐的姿势的变化、以及抬腿。

[0036] 可选地,所述导出至少一个个人胸参数是根据传输信号与接收信号之间的测量幅度比值来实现的。

[0037] 更可选地,所述至少一个临床参数包括一个或多个呼吸参数。

[0038] 更可选地,所述一个或多个呼吸参数包括由呼吸频率、呼吸量、潮气量、残气量、功能性残气量 (FRC)、总肺容量和每分钟通气量所组成的组中的成员。

[0039] 更可选地,所述至少一个临床参数包括由胸和/或肺组织中的流体和/或气体容积、肺组织中的流体百分率、指示液体含量和/或液体含量变化的参数、和/或肺组织中的流体变化百分比所组成的组中的成员。

[0040] 可选地,所述导出至少一个个人胸参数包括基于所述多个 EM 测量量计算相移。

[0041] 可选地,所述导出至少一个个人胸参数包括计算所述肺的流体含量。

[0042] 可选地,所述导出至少一个个人胸参数包括计算所述肺的深度。

[0043] 根据本发明中的一些实施例,提供了一种 EM 信号分析方法,其包括:接收受试者的至少一个个人胸参数;接收来自该受试者肺部的胸体内区域的多个 EM 信号的测量量;以及使用所述个人胸参数导出所述受试者的个人临床参数。

[0044] 可选地,所述至少一个个人胸参数包括所述肺深度与所述肺容积的平方根之间的比值。

[0045] 可选地,所述至少一个个人胸参数包括人口平均值,所述人口平均值根据受试者的至少一个人口统计特征选择。

[0046] 可选地,所述分析包括根据所述多个测量量导出所述肺的介电相关特性。

[0047] 可选地,所述临床参数为肺液的指示。

[0048] 根据本发明中的一些实施例,提供了一种用于监测受试者的一个或多个临床参数的系统,其包括:接口,其用于接收与电磁信号相关的数据,该电磁信号接收自受试者的内部组织;存储器,其用于存储与受试者的一个或多个个人胸参数相关的信息,该至少一个个人胸参数是在校准期间使用所述受试者经历至少一次胸容积操作时采集的多个 EM 信号测量量进行计算的产物;以及处理器单元,其配置为根据所述数据和所述信息导出一个或多个临床参数。

[0049] 可选地,该系统进一步包括用于截取所述 EM 信号的接收器。

[0050] 可选地,所述处理器单元配置为在至少一个跟随所述校准期间的监测期间根据所述数据和所述信息导出一个或多个临床参数。

[0051] 可选地,接收器,其用于接收来自受试者内部组织的电磁 (EM) 辐射;以及通讯模块,其配置为向所述接口提供与其相关数据。

[0052] 除非另有定义,本文中使用的所有技术和/或科学术语具有如由与本发明相关的领域中普通技术人员通常理解相同的意义。虽然在本发明的实施方式的实践或测试中可以使用相似或等同于本文所描述的那些方法和材料,但下文描述了示例性方法和/或材料。在发生矛盾的情况下,以专利说明书(包括定义)为准。另外,材料、方法、和实施例仅是说明性的而不必需是限制性的。

[0053] 本发明实施方式的方法和/或系统的实现可以包括手动地、自动地、或其组合地实施或完成选定任务。另外,按照本发明的方法和/或系统的实施方式的实际仪器和装置,可以通过硬件、通过软件或通过固件或通过它们的组合利用操作系统来实现若干选定任务。

[0054] 例如,根据本发明的实施例用于实施选定任务的硬件可以作为芯片或电路被实现。根据本发明中的一些实施例,对于软件,选定任务可以作为利用任何适当操作系统由计算机执行的多个软件指令被实现。在本发明的一种示例性实施例中,通过数据处理器,如用于执行多个指令的计算平台,来执行根据如本文描述的方法和/或系统的示例性实施方式的一个或多个任务。可选地,数据处理器包括易失性存储器,用于存储指令和/或数据,和/或非易失性存储器,例如,磁性硬盘和/或可移动媒体,用于存储指令和/或数据。可选地,还提供网络连接。还可选地提供显示和/或用户输入装置,如键盘或鼠标。

附图说明

[0055] 本文仅通过举例的方式并参照附图来描述本发明的一些实施方式。现详细地具体参照附图,强调的是,示出的细节是通过举例的方式并用于本发明的实施方式的说明性讨论。在这方面,连同附图一起的描述使本领域技术人员明了可以如何实施本发明的实施方式。

[0056] 附图中

[0057] 图1是根据本发明中的一些实施例导出受试者的一个或多个个人胸参数方法的流程图,该参数通过从胸体内区域的EM测量量与相关的受试者胸容积值之间进行结合得出;

[0058] 图2是根据本发明中的一些实施例,描绘出使用用于监测受试者临床参数的胸分析设备的过程流程图,该临床参数基于来自受试者胸部的EM测量量分析得出,该分析设备通过使用个人胸参数进行校准;

[0059] 图3是根据本发明的一些实施例,用于导出受试者的个人胸参数的系统示意图,可选地,其基于图1中的方法。

[0060] 图4是根据本发明的一些实施例,进行呼气和吸气的受试者通过一个用于测量空气流量的仪器处于受控方式的示意图,该仪器与图3中的个人胸参数的导出系统相结合,该系统同时测量受试者肺部的EM信号;

[0061] 图5A为根据本发明中的一些实施例,一个多层胸部模型的示意图;

[0062] 图5B是根据本发明中的一些实施例,一个多层胸部模型的示意图;

[0063] 图6为曲线图,根据本发明中的一些实施例,该图示出了当受试者进行valsalva动作时,捕捉到的EM测量量信号的振幅和相位值;

[0064] 图7是根据本发明中的一些实施例,一种密闭的容积腔室仪器;以及

[0065] 图8是根据本发明中的一些实施例,反映基于动物受试者的EM测量量的肺液浓度计算量的实验图,基于相同参数的预估,与电脑断层扫描(CT)进行对比,该参数基于多层图

像通过实验过程获得。

具体实施方式

[0066] 在本发明中的一些实施例中,涉及到电磁信号(EM signal)分析,更具体地但非排他地,涉及导出受试者个人胸参数,EM信号分析设备的校准,和使用介电胸部模型对EM信号进行分析。

[0067] 根据本发明的一些实施例,本发明具有用于计算受试者个人胸参数的方法、装置和系统,该参数基于来自受试者的肺部或胸部的EM信号的测量量以及相关的肺部胸容积值的分析。当受试者经历胸容积操作时,该信号测量量和容积值可选择地获取。如本文所用,该胸容积的操作可以包括任何影响所述受试者的胸容积值的方式(例如,在胸部中或其部分中的血液和/或空气的容积),以这种方式,该容积值的变化可以直接或间接地被控制和/或被计算和/或被估计出。对于胸容积操作的一些例子在本文中将进行详细介绍。

[0068] 根据本发明中的一些实施例,本发明具有用于校准胸部分析系统的方法和系统,该校准胸部分析系统用于监测受试者的临床参数,其中,所述校准包括:使用一个胸部监视设备来监测自肺的胸部区域的EM信号,使用个人胸参数导出装置(如上文及下文所述)提取受试者的个人胸参数,并在一个监视期间根据个人胸部参数对来自受试者的肺和/或胸部的EM信号的测量进行分析,可选择地,使用一个胸分析设备。这些个人胸参数可在不同时间根据初始化、定位、和/或重新定位胸监测设备等来重新计算,例如周期性地重新计算。

[0069] 根据本发明中的一些实施例,具有根据与特定的受试者相关的个人的胸参数的个性化胸介电模型的方法和系统。该个性化的胸介电模型可用于校准胸分析设备,该设备用于监测受试者的一个或多个临床参数。

[0070] 在阐述至少一个本发明的实施例的细节之前,应当理解的是,本发明并不局限于将其应用到具体构造的细节和部件的安排中,和/或在下文所描述的方法,和/或在附图进行的描述,和/或例子中。本发明有能力在其他实施例中以各种方式实践或实施。

[0071] 现在参考图1,根据本发明中的一些实施例,图1是通过使用肺的胸体内区域和肺的相应(例如并发)胸容积值导出受试者的一个或多个个人胸参数方法的流程图100。该一个或多个个人胸参数,通过穿过受试者身体的EM信号的传播而实现直接或间接地测量,该参数可用于个性化,例如个性化一个用于EM信号的模型,和/或校准一个或更多个胸部组织的测量量和/或诊断设备,为简便起见,在本文中称之为胸分析设备。

[0072] 所述一个或多个个人胸参数可以是或包括或衍生自或指示或以其他方式表示受试者的胸部的那些参数,或通过受试者的心脏大小、心脏位置、脂肪层的大小、肌肉和肋的尺寸、肺容积、肺尺寸、胸部尺寸、胸尺寸(其包括前到后深度尺寸,横向宽度尺寸和/或类似)、呼吸特征(例如肺的功能性残气量和/或类似)中的一个或多个实现。该个人胸参数可以包括或衍生自或指示性地或以其他方式表示一个受试者的胸部的组织和/或器官的一种或多种相关的介电属性。例如,该个人的胸参数可以是或包括受试者胸部的介电模型参数和/或一种模型,该模型映射出当发生生理学和/或病理生理学过程(例如呼吸的过程)时,肺部的相关介电特性的变化。

[0073] 所述个人胸参数可被提取作为用于校准所述胸分析设备的初步期间的一部分,和/或一个连续地,随机地和/或迭代地的重复处理过程来适应胸分析设备和/或类似设备。

该方法可以实现独立地提取一个或多个个人胸参数而不使用成像的方式。

[0074] 如本文所采用的,电磁(EM)测量,也称为测量,可测量EM辐射和/或EM信号,该信号用于监测胸组织参数,例如流体水平,例如国际专利公布号W02009/031149和/或国际专利公布号W02009/031150中所描述的,在这里作为参考进行引入并称为国际公开专利。所述EM辐射的测量通过任一胸监测设备的一个或多个监测期间来执行,该监测设备用于监测胸部并且附加和/或接近于胸部。该EM的测量可以是EM辐射(如单EM束),引入至胸腔和/或在这里通过所述胸监测设备进行接收,也可以为窄带信号,然而其它的采集方式也是可行的,例如宽带信号。

[0075] 如本文所采用的,该胸容积值可包括一个或多个呼吸值,诸如潮气容积、空气容积(例如在一个或多个的时间点)、功能性残气量(functional residual capacity)、每分钟通气量,肺容积,胸肺尺寸(例如在一个或多个的时间点)、以及呼吸速率。

[0076] 胸分析系统可包括胸分析设备,其利用EM信号的测量来监测和/或评估和/或提供临床参数,该临床参数与胸组织和/或器官相关的病理状态和/或疾病情况相关,该种情况如:心力衰竭(HF)、急性呼吸性窘迫综合征(ARDS)、急性肺损伤(ALI)、慢性阻塞性肺疾病(COPD)、肺炎、胸腔积液、肿瘤疾病、术后水肿、气胸、和/或通过监测受试者的响应来治疗这些或其它疾病。该系统可用于找到介电相关特性并指示流体量,如被监测的内部组织和/或器官中(例如,在所述受试者的肺组织中)的水、血液、和/或炎症流体。该系统可以连接于或包括(例如一个单一的组合装置)一个胸监测设备,其接收来自受试者胸部EM信号,这些信号可用于所述的分析和监测。如本文所采用的,接收EM信号的测量量或接收EM信号可以包括接收所述信号的指示性数据,和/或从所述信号以任何形式导出,包括例如一个数学表达式和/或从测量量中导出。

[0077] 如本文所采用的,特定容积的介电相关特性描述了其与电磁(EM)场交互;如本领域已知的,它被表示为通过介电常数和电导率的容积所描述的一个频率依赖性复数。它包括导磁率,电容率和/或具有特定容积的复合材料的电导率。这种介电相关特性受所述内部组织和/或器官的流体中存在或分配的流体、物质的浓度(如盐,葡萄糖),纤维组织比例、所述内部组织和/或器官的流体中的炎性物质的浓度和器官的物理配置或经过容积测量的不同性质的组织的影响。电气性能、介电相关特性和介电系数,在本申请中可互换使用,所有提及具有一定容积的电和/或磁的特征可不含有、含有一种或多种材料。材料的所述介电相关特性,从所述截取的EM辐射中导出,描述了其与所述EM场的交互作用。不同的人体组织具有不同的介电相关特性。肺组织的介电相关特性受其每个部件的介电相关的特性的影响。例如,肺组织包括血、肺软组织和空气,该介电相关特性受它们的相对浓度的影响。所述组织的介电相关特性由其流体含量来主要确定。例如,一种流体含量低的脂肪组织,其特征是具有相对较低的介电系数,一种流体含量相对较高的健康肌肉组织,其特征是具有相对较高的介电系数。所述组织的介电相关特性影响传输的EM辐射,该EM辐射与组织相互作用。所述组织中的介电相关特性的变化可以是,例如,传输的EM辐射的衰减的变化、由所述组织引起的延迟的变化、调相截取中的变化、以及组织内的EM辐射的色散(dispersion)的变化。

[0078] 该胸分析设备可以为一种用于诊断设备,例如评估临床参数,如呼吸容积、如潮气容积、残余气量、总肺容积的功能残余气量、以及每分钟通气量。在一些实施例中,这些参数也可称为呼吸参数,还可以提供医疗状况的指示,并且可以对治疗、或治疗调节、或治疗的

决定的改变提供帮助,提供可能的预防性治疗,以防止有肺水肿症状的发展,和/或患者的其他恶劣医学状态。在一定的医疗情况下,这种预防性治疗可以降低发病率和死亡率。这些临床参数和/或呼吸参数可以是胸腔内的流体和/或空气容积和/或肺组织值、肺组织中的流体的百分比、流体含量和/或含量变化的参数指标、和/或肺组织中的流体变化百分比。

[0079] 如上所述,图1中的方法100可用于校准。该校准根据本文实施例所描述而执行,可以允许以更精确的方式导出临床参数(如容积和/或肺功能参数),这种精确的临床参数可用于诊断过程、组织和/或器官的监测和/或性能评估和/或医疗决策辅助程序。本文所描述这种校准可减少具体解剖,生理和/或生物学特性的效果,该生物学特性可减少对这些临床参数的精度估计。

[0080] 例如,参考图2,根据本发明中的一些实施例,示出了流程图120所描述的使用胸分析设备的方法,该设备用于监控受试者的临床参数,该参数基于来自受试者胸部的EM信号测量的分析,其中该测量根据个人胸参数或该参数的分析进行校准。如图所示,在121,导出个人胸参数,例如图1中所示以及下文的详细说明。然后,如图所示,在122,所述个人胸参数或涉及个人胸参数的信息(例如指示性参数信息和/或导出的所述个人胸参数信息)可以作为校准数据被存储,用于随后使用,例如作为一个介电模型的参数。可选地,如126所示,通过使用同一个EM测量量也可导出临床参数。可选地,通过使用一个单独设备导出个人胸参数并用它们来导出临床参数,该临床参数通过使用同一个和/或之后的EM电磁信号得出。

[0081] 现在,如在123中所示,使用所述校准数据,将操作的EM测量进行分析以提取临床参数,例如,在一个或多个之后的测量期间中。如在124、125所示,每当一次新的测量完成和校准被发现不是最新的,例如,由于长时间没有获取,或在胸分析设备和/或类似的设备中超过一定的时间之后获取,在121-123所述的过程重复进行。

[0082] 请依然参阅图3,根据本发明的一些实施例,该图为用于导出受试者个人胸参数的装置200的示意图,可选择地,其基于图1中的方法。该导出个人胸参数的导出装置200可为一个用于监测胸液的分析系统的部件,或一个独立的校准装置。该导出个人胸参数的导出装置200可选地包括一个处理器201(例如微处理器);一个EM信号接口202,用于接收来自一个或多个电磁探测器(EM probes) 205的EM信号的测量量,该EM探测器目的在于获取来自受试者肺部胸体内区域的EM信号。该一个或多个EM探测器205可以与处理器201包含在一个单独的装置中,或以其他方式一个与另一个进行相互配合,以便将从一个或多个EM探测器205获取的EM信号测量量提供给EM信号接口202。所述探测器205包括一个或多个转换器,每个转换器具一个或多个天线。一个或多个转换器可用于传输EM信号束,而其他转换器可用于截取EM信号束,或者相同的转换器可以用来获取反射的EM信号束。所述EM信号接口202与传感器通过一个对象(Subject management unite)管理单元进行通讯,例如在国际专利(申请号:IL2011/000377,申请日:2011年5月12日)中所描述的。例如,所述EM信号束穿过肺,例如从一侧到另一侧和/或从一个体内内部实体(例如在心脏)进行反射。

[0083] 如下面进一步描述的,为了导出个人胸参数,所述EM测量量可以在不同肺状态中获取,每种肺状态具有不同的胸容积。不同的胸容积可以从通过对受试体进行一次胸操作来获取。该个人胸参数的导出装置200进一步包括一个胸容积值接口203。该胸容积值接口203可以接收来自一个或多个容积探测器206的胸容积值,例如下面所描述的。在这些实施例中,该一个或多个胸容积值和经过通常的胸容积操作所获取的一个或多个EM信号测量量

可能是相关的。

[0084] 可选地,该个人胸参数的导出装置200包括一个个人胸参数模块204,该模块使用处理器201利用所述EM信号测量量和相关的胸容积值导出一个或多个个人胸参数。

[0085] 在使用中,如图1的101所示,来自受试者肺部胸体内区域的EM信号测量量被接收。该测量量根据一组不同的胸容积而得到,例如下面所述,这些胸容积通过受试者经历胸容积操作(thoracic volume manipulation)获得。该受试者可以被指导而执行所述胸容积操作,或者通过与所述个人胸参数导出装置200相配合,将胸容积操作施加至受试者。可选地,该受试者进行所述胸容积操作的同时,该个人胸参数导出装置200的操作也在运行,与受试者进行的操作相配合。可选地,该个人胸参数导出装置200的运行与所述胸容积操作无关,但数据和/或信息在与胸容积操作的执行相关下进行分析。

[0086] 另外,如图1的102所示,胸容积值(例如胸液和/或空气容量值)被接收。该胸容积值取自不同的胸容积集合,该集合可选地通过胸容积操作获取。可选地,该受试者被指示以一种与导出所述胸容积值的相关方式执行所述胸容积操作。例如,该教导可以被呈现,例如是与容积探头的输出相关的声音播放和视频显示。

[0087] 由此,如在103所示,该EM测量量和胸容积值被用于计算出在每个不同胸容积的一个或多个个人胸参数,通过各自相关的EM测量量和胸容积值的结合。

[0088] 在EM信号截取期间,例如作为胸容积操作的结果,如受试者的呼吸,肺的深度(D)或一些层的厚度将会可变。可选地,为了校准一个胸分析设备,例如,在测量EM测量量期间,降低或限制胸腔躯体移动的影响,例如与呼吸过程相关的运动和其他运动,该运动将被测量和建模。当她/他由胸监测设备测量时(其所测得的EM信号测量量可以用来监控胸液),例如,一个带状形式的机电设备围绕受试者的胸腔放置,以提供实时连续地对胸容积值的测量,例如受试者的胸围,和/或以其它形式,提供一个胸腔厚度(前到后)的测量量。这些测量量可以用于提供校正一个介电肺模型。例如,所述D可以在每次测量中通过乘胸围变化因子来更正。

[0089] 另外或可选择地,所述受试者可以被指示进行腹部呼吸,用以最小化肋骨的运动和肺部呼吸期间的扩张,这种呼吸可以导致肺部的向下扩张,代替了在正常呼吸时伴随的大多数的侧部扩张。这种呼吸可通过提供给受试者反馈而被激励,例如通过使用上述的机电圆周测量设备,当监测出胸围的最小变化时,可以进行指示。可以选择使用该圆周测量设备、或倾斜仪设备或加速度计设备或其它设备,该设备用于跟随肋骨的运动并选择时间期,在该时间期内最小运动被监测到。

[0090] 为了在一个不同的胸腔容积集合中测量胸容积值,所述受试者被指示进行或经历一次胸容积操作(thoracic volume manipulation),例如按一定方式进行呼吸。例如,受试者被指示在给定时间内进行正常呼吸,然后在另一段时间期,采用极端的方式(例如,深呼吸入和深呼吸出)。这些指示可以通过使用图形用户界面(GUI)实现,该图形用户界面可提供一个实时反馈、目标和对受试者的更正,从而获得一个给定呼吸模型和/或特征。在另一示例中,在对肺的监测过程中,所述受试者吸气或呼气时需要一个预定空气容积,例如,当从她的肺中接收EM信号时。该过程可以通过使用测量和/或控制吸入和/或呼出空气量的设备来实现。例如,空气流量计,其可测量吸入和/或呼出的空气量,例如呼吸速度标记器(pneumotach)或肺活量计,用于指示所述受试者和识别在所知的胸容积集合中获取的胸容

积值。在另一示例中,袋子、气囊和/或空气容器可以用于控制所述受试者的吸入和/或呼出容积,该种袋子、气囊和/或空气容器具有已知容量并且受试者需要在气囊中呼气直到该气囊膨胀到一个预定的容量,或受试者需要在气囊中吸气直到该球囊收缩到一个预定的容量。在另一示例中,一个活塞状的气室可用于测量和/或控制受试者的吸入和/或呼出的空气容量,其中可选地,在气室上设有指示器,用于指示所吸入和/或呼出的空气量。在又一示例中,所述胸容积操作包括通过使用人工呼吸设备来控制 and/或测量受试者肺中的空气容积,例如呼吸机(例如当受试者被麻醉,昏迷或类似丧失能力的其他情况时)。

[0091] 在另一示例中,该胸容积值在不同的胸容积集合中获取,该胸容积集合通过使用一个空气供给仪器获得,该空气供给仪器供给吸入空气,并通过控制和/或测量数量来采集呼出空气。在一些实施例中,可以使用机械式呼吸机。可选地,所述空气供给仪器与一个监测仪器连接,并与自受试者肺部的EM信号的测量的同时测量气流,用于识别个人胸参数,可选地用于校准监测仪器。

[0092] 例如,图4示出了一个受试者301,其通过一个测量气流的仪器302(如肺活量计)以受控的方式进行呼气和吸气,此时,所述个人胸参数导出装置200通过使用一个或多个探测器304,同时测量来自肺的EM信号。该测量气流的仪器302可以由一个泵支持,例如通过一根泵管305。来自测量气流的仪器302的测量量(例如,通过一个数据链路303)传输至个人胸参数导出装置200,用于本文所描述的处理过程。

[0093] 这种受控的或测量的空气容积的变化,为指示性的个人胸参数,换言之,既是肺的介电相关特性,可选地,例如下文所述,以介电胸模型的方式进行描述。这里允许基于测量量对模型进行校准。

[0094] 根据本发明中的一些实施例,元数据被接收并用于调整计算出的个人胸参数。所述元数据可包括用户生成的元数据,例如描述受试者的人口统计参数(demographic parameters),如年龄、性别、身高、体重、和/或解剖尺寸。所述元数据可包括和/或使用机械测量设备测得的数据、或者从放射线图像中推断出的数据和/或其它设备中提取出的数据而导出。通过利用该设备中的信息,所述个人胸参数可以被更准确地计算出。

[0095] 在本发明中的一些实施例中,当由受试者吸入和呼出的空气量的测量量通过流量计被提供给所述个人胸参数导出装置时,所述个人胸参数导出装置200利用一个或多个附着于身体的传感器来同时获取EM测量。

[0096] 可选地,一个描述在不同的胸容量值的肺部介电特性的模型,用于产生一组等式,从而导出一个或多个个人胸参数。在该实施例中,该模型可选地表示为动态肺量参数(如肺气、肺流体(例如血液))与个人胸参数(可选地,不同胸参数)之间的关系。

[0097] 可选地,该介电模型可以将肺部介电相关特性描述成一个介电相关特性的方程,该方程与空气、肺液、和肺组织,以及他们各自的容积、组成、和/或浓度相关。例如,一个正常人的肺由大约0.5升(L)到0.8L的血液、大约0.5L的肺组织、以及大约1.5至5L的空气组成,该空气依赖于在呼吸过程中吸入和呼出的空气的数量。该整个肺的介电系数可由空气、血液和组织根据它们各自的容积和密度计算该三种成分的介电系数平均值而估算出。另外一种选择是,根据各自的体积密度求出各介电系数的平方根的平均值,并计算出其和的平方值,由此来估算出等效的介电系数。其他用于估算混合体的等效介电系数的介电模型是存在的。在随着呼吸循环的不同周期和不同的水肿状态或其他肺部变化,这些方法可以用

于模型化肺和/或其他胸部组织和/或器官介电特性。例如,吸气结束时,模型可以假定有2L的空气存在肺中,而在呼气结束时,有1.5L的空气含量。

[0098] 现在介绍计算,该计算基于一个介电胸部模型,该介电胸部模型假定包括有肺的组织集合的解剖结构,肺会被EM信号中等穿过 (medium traversed)。例如,该介电胸部模型定义为一个胸壁模型,如国际专利 (申请号:W02009/031150,申请日:2008年9月4日) 中所描述的。

[0099] 现在介绍等式1-7,该等式为模范化的介电胸部模型和获得个人胸参数过程的数学描述,该个人胸参数由经过校准的介电胸部模型所替代。

[0100] 可选地,该模型基于如下假设:

[0101] 等式1: $E_{ratio} = \frac{E_r}{E_t}$

[0102] 其中:

[0103] $\frac{E_r}{E_t} \approx f(V, V_{fluid}, V_{air}, \text{胸组织的介电特性,解剖参数})$

[0104] 其中:V表示一个肺组织总容积,该容积包括气体(如空气)和肺液, V_{fluid} 表示一个肺中液体总容积,例如用立方厘米(CC)测量,这里,液体含量包括血管外\血管内和细胞内液的组合, V_{air} 表示容积单位的肺含气量。 $E_{ratio} = \frac{E_r}{E_t}$ 表示:以EM场的电分量衡量,一个接收信号(即,截取; E_r) 和一个传输信号(即,感应; E_t) 之间的比率。应当注意的是,该肺液包括组织含量,该液体包括血液。

[0105] 应当注意的是,本发明中的一些实施例不应该限于一个模型或其他使用的多种模型,该模型描述了肺液含量作为其参数的一部分。

[0106] 可选地,该介电胸部模型采用叠层进行模型化,例如皮肤、脂肪、肌肉和肺,其中每一层具有不同的介电特性,如图5A所示。可选的,参考胸壁模型映射出一个预期的模范化参考模型组织的介电系数,该模范化参考模型为一个胸部部分组织的EM特性的模型。例如,图5A中的模型包括具有一定如下可能厚度的以下各层:皮肤组织层(1-3mm)、脂肪组织层(50-500mm)、肌肉组织层(50-200mm)、骨层(30-60mm)、以及肺组织层(~100mm)。另一个例子在图5B中示出,其为边到边的模型,其包括具有一定如下可能厚度的以下各层:皮肤组织层(1-3mm)、脂肪组织层(1-5cm)、肌肉组织层(1-2cm)、骨层(0.5cm)、肺组织层(~100mm)、骨层(0.5cm)、肌肉组织层(1-2cm)、脂肪组织层(1-5cm)、以及皮肤组织层(1-3mm)。

[0107] 在几个或全部层中,该参考胸壁模型包括一个或多个如下参数:相对介电系数、厚度(如上述所描述的)、预估的信号形态、以及层的等效频率响应,该等效频率响应在EM信号传播被施加时捕获某种效果,例如脉冲穿过相应层时预估的衰减和发散。该模型通过如下的向量表达式表示:

[0108] 等式2: $\overline{E_{ratio}} = e^{-j2\pi f \sum_{i \in \text{tissues}} D_i \cdot \sqrt{\epsilon_i + j \cdot \epsilon_i'}} \cdot \epsilon_i'$

[0109] 其中: $\overline{E_{ratio}}$ 表示代表在一个给定的频率下的电磁辐射的电分量的传输信号与接收信号之间的测量向量关系。 D_i 表示在第i层(层厚度)的传播距离,例如皮肤层或脂肪层, ϵ_t 和 ϵ'_t 表示在第i层的介电常数(介电系数)的实数和虚数部分。f表示用于相移计算的频率,

π 表示一个常数Pi, c 表示一个真空恒定的光速。

[0110] 现在分析可基于: $\varphi = \text{Phase}(\overline{E_{ratio}})$ 和/或 $\text{Amp} = |\overline{E_{ratio}}|$ 。

[0111] 在一些实施例中,显示出一个确定相位的一个介电胸部模型被分析如下:

[0112] 等式3: $\varphi = \sum_{i \in \text{tissues}} 2\pi \cdot D_i \cdot \sqrt{\epsilon_i} \cdot \frac{f}{c}$

[0113] 其中:当兴趣区域(region of interest,ROI)是肺时 $\sqrt{\epsilon_i} \approx \text{Re} \sqrt{\epsilon_i + j \cdot \epsilon'_i}$, 确定相位被分析,如下:

[0114] 等式4: $\varphi = \hat{\varphi} + 2\pi \cdot D_{lung} \cdot \sqrt{\epsilon_{lung}} \cdot \frac{f}{c}$

[0115] 其中: $\hat{\varphi}$ 表示一个相移,该相移是一个除肺层之外的所有层的输出量。该相移包括一个或多个EM探测器205产生的相移。 D_{lung} 表示一个肺长度,其定义为肺组织区域的长度,该长度通过利用EM电场的仪器测量,并且假定,在该模型中,每个受试者具有一个肺部介电常量,该受试者具有类似重复的身体姿势,并设置相似的一个或多个EM探测器205(例如,转换器)。

[0116] 在本发明中的一些实施例中,该肺介电常量由一个线性材料混合模型定义,例如,该材料混合模型如下定义:

[0117] 等式5: $\epsilon_{lung} = \frac{V_{air} \cdot \epsilon_{air} + V_{fluid} \cdot \epsilon_{fluid}}{V}$

[0118] 其中: $\epsilon_{air} = 1$, $\epsilon_{fluid} \approx 50$, 当与 $V_{fluid} \cdot \epsilon_{fluid}$ 相比时, $V_{air} \cdot \epsilon_{air}$ 忽略不计。当频率 $f = 3\text{GHz}$ 时,等式4等于:

[0119] 等式6: $\varphi \cong \hat{\varphi} + 450 \cdot D_{lung} \cdot \sqrt{\frac{V_{fluid}}{V}}$

[0120] 其中: $\sqrt{\frac{V_{fluid}}{V}}$ 可以被称为一个流体浓度方根 (root fluid concentration, RFC),

所以等式6是明显的, φ 的改变,假定其他模型参数为相对常数,与RFC的改变线性相关,该变化指示出了肺液的变化。

[0121] 在一些实施例中,通过使用可控地和/或可测量地在空气含量中的变化,可以提取其他肺液指标。如上述所述的,一个胸容积值集合中的每一个值可以通过通过一个可控方式来获得的不同的胸容积集合的另一个值来测量出。

[0122] 根据本发明中的一些实施例,受控和/或受测空气含量中的变化能够提取个人胸参数。例如,如果EM测量量通过相对于例如呼气末容积(end of expiration volume)(也可称为肺状态的功能性残余量(functional residual capacity,FRC))的放气容积的已知的吸入空气量获取,那么采用如下表示法:

[0123] 等式7: $\varphi_i \cong \hat{\varphi} + 450 \cdot D_{lung} \cdot \sqrt{\frac{V_{fluid}}{V_{deflated} + \Delta V_i}}$

[0124] 这是一个六个变量的等式,其可以求解获得参数 $\hat{\varphi}$, $V_{deflated}$ 和项 $D_{lung} \cdot \sqrt{V_{fluid}}$,

其中 V_{deflated} 表示通过带入已知吸气量值的一个呼气末端的总肺气量,该已知吸气量值如三个或更多个,如 ΔV_1 , ΔV_2 和 ΔV_3 以及相应的相位测量量,如 φ_1 , φ_2 和 φ_3 。

[0125] 可选地,在使用中,所述受试者被教导进行(例如连续的)一次组合呼吸模式,例如,强制呼气模式、最大化吸气模式和正常呼吸模式,该预估呼吸值被用来推断 ΔV_1 , ΔV_2 和 ΔV_3 的值。

[0126] 所获得的一个测量量或 D_{lung} 的预估量可用来计算 V_{fluid} 。本文中提及了如何获得 D_{lung} 的例子。这里应该注意,所获得的个人胸参数可用来校准。在这些实施例中,提取的 V_{deflated} (即,FRC)和 V_{fluid} 是两个个人胸参数,该参数可以推算出另外的个人胸参数,液体浓度(FC)。例如,FC可在如下计算出:

[0127] 等式8:
$$FC = \frac{V_{\text{fluid}}}{V_{\text{deflated}}}$$

[0128] 可选地,该个人胸参数可用来调整一个EM测量量分析,该测量量在监测体内胸组织时获取。

[0129] 现在介绍等式9-19,其为一个示范介电胸部模型、一个非线性混合模型和一个获取个人胸参数过程的数学描述,该个人胸参数被代入用于校准非线性混合模型。在这些实施例中,该个人胸参数为介电肺常数(dielectric lung constants)。可选地,一个非线性材料混合模型如下定义:

[0130] 等式9:
$$\sqrt{\epsilon_{\text{lung}}} = \frac{V_{\text{air}} \cdot \sqrt{\epsilon_{\text{air}}} + V_{\text{fluid}} \cdot \sqrt{\epsilon_{\text{fluid}}}}{V}$$

[0131] 这里,如果 $\epsilon_{\text{air}}=1$, $\epsilon_{\text{fluid}} \approx 50$,并且 $f=3\text{GHz}$,那么等式变为:

[0132] 等式10:
$$\varphi \cong \hat{\varphi} + 63 \cdot D_{\text{lung}} \cdot \frac{V_{\text{air}} + V_{\text{fluid}} \cdot \sqrt{50}}{V}$$

[0133] 在本发明中的一些实施例中,受控和/或受测空气含量中的变化使得能够获取个人胸参数。例如,如果EM测量量通过相对于放气容积(例如呼气末容积,也可称为肺状态的FRC)的已知的吸入空气量获取,那么采用表示法:

[0134] 等式11:
$$\varphi_i \cong \hat{\varphi} + 63 \cdot D_{\text{lung}} \cdot \frac{V_{\text{air,deflated}} + \Delta V_i + V_{\text{fluid}} \cdot \sqrt{50}}{V_{\text{deflated}} + \Delta V_i}$$

[0135] 其中: $V_{\text{deflated}}=V_{\text{air,deflated}}+V_{\text{fluid}}$,其表示在呼气末的一个总肺气容量。

[0136] 在这个例子中,吸气量的值,例如三个(如 ΔV_1 , ΔV_2 和 ΔV_3)以及相应的相位测量量, φ_1 , φ_2 和 φ_3 可以用来求解并获取参数 $\hat{\varphi}$, V_{deflated} 和项 $D_{\text{lung}} \cdot V_{\text{fluid}}$ 。与上述类似,液体浓度(FC)可由下式计算出:

[0137] 等式12:
$$FC = \frac{V_{\text{fluid}}}{V_{\text{deflated}}}$$

[0138] 根据本发明中的一些实施例,提取出了相对参数;例如,肺液变化。该相对测量量可由下式计算出(考虑等式4和等式5):

[0139] 等式13:
$$\varphi = \hat{\varphi} + 2\pi f/c \cdot D_{\text{lung}} \cdot \sqrt{\frac{V_{\text{air}} \cdot \epsilon_{\text{air}} + V_{\text{fluid}} \cdot \epsilon_{\text{fluid}}}{V}}$$

[0140] 其中,相对于肺的放气容积状态的受控和/或受测空气含量的变化可由下式计算出:

$$[0141] \quad \text{等式14: } \varphi = \hat{\varphi} + 2\pi f / c \cdot D_{\text{lung}} \cdot \sqrt{\frac{(V_{\text{air,deflated}} + \Delta V) \cdot \varepsilon_{\text{air}} + V_{\text{fluid}} \cdot \varepsilon_{\text{fluid}}}{V_{\text{deflated}} + \Delta V}}$$

[0142] 使用一个在 V_{air} (即 ΔV)中的受测或受控的变化并且假定其足够小,使用线性近似, $\Delta\varphi = \text{Const} \cdot (\Delta V)$, 其中Const可使用一个校准过程进行计算。因此,根据以上设想并且参照上述等式, ΔV 可被 $(\Delta V_{\text{fluid}} \cdot \varepsilon_{\text{fluid}})$ 取代,肺液含量变化(即 ΔV_{fluid})可由如下推断出:
 $\Delta V_{\text{fluid}} = \Delta\varphi / (\text{Const} \cdot \varepsilon_{\text{fluid}})$ 。

[0143] 如上述描述的,该胸容积值通过不同的胸容积集合得到,该集合可选地经过胸容积操作获得。

[0144] 根据本发明中的一些实施例,当测量电磁波时(可选地,使用一个密闭容积腔仪器),所述受试者被指导进行瓦尔萨尔瓦动作(Valsalva maneuver)和/或米勒动作(Miller maneuver)(也可被称为Miller's maneuver)。该受试者也可,例如,被指导进行通常呼气,并在呼气末端或吸气末端状态进行瓦尔萨尔瓦动作和/或Miller动作。当受试者面对一个密闭气道进行呼气时(通常当闭上他的嘴并捏紧他的鼻子时),进行该瓦尔萨尔瓦动作。当受试者面对一个密闭气道进行吸气时(通常当闭上他的嘴并捏紧他的鼻子,可选地,在呼气末端),进行该米勒动作。可选地,该受试者被指导在一个指定的时间内进行上述动作。这些动作影响在肺的气道中的压力,并以此影响肺中的血液和血液容积。当进行瓦尔萨尔瓦动作时,例如,由于在一定时间内的压力增加,一定的血液容积从肺部区域中移除,该动作包括一个肺的介电特性的可控变化。在保持一定的足够时间下,给予一定的压力,肺中的一定量的血液被移除,肺达到一个平衡。例如,当一个40毫米汞柱(mmHg)的压力施加10秒(sec)或更长时间,200cc的血液从肺中移除,当一个50mmHg的压力施加10秒或更长时间,250cc的血液被移除。几种压力等级和相应的血液移除容积可被创建,可详见杜格尔麦克林(Dougal McClean)等人的题为“对患有心力衰竭的受试者使用心脏压力传感器的非侵入性校准:对植入式血流动力学监测和医疗指导进行的辅助手段(“Noninvasive Calibration of Cardiac Pressure Transducers in Subjects With Heart Failure: An Aid to Implantable Hemodynamic Monitoring and Therapeutic Guidance”)”,心脏衰竭期刊,2006年第7刊第12卷。

[0145] 在该案例中,该瓦尔萨尔瓦动作和/或米勒动作改变了肺中的流体量,因此等式6可以如下设置:

$$[0146] \quad \text{等式15: } \varphi \cong \hat{\varphi} + 450 \cdot D_{\text{lung}} \cdot \sqrt{\frac{V_{\text{fluid}} + \Delta VF_i}{V_{\text{deflated}}}}$$

[0147] 其中, ΔVF 表示通过该动作去除和/或增加的血流量。如上述描述的,一些等式的不同参数可以通过指导受试者进行一些动作来生成。与上述类似,这三个等式能推出如下个人胸参数: $\hat{\varphi}$, V_{fluid} 和项 $D_{\text{lung}} \cdot \sqrt{V_{\text{fluid}}}$ 。 D_{lung} 的获得允许计算 V_{deflated} 。这些方法可与其他方法合并,用于建立在胸部或肺的特征以及相应的模型参数中的受控和/或受测变化。

[0148] 可选地,当测量电磁波时,可选地使用密闭容积腔仪器,该受试者被教导执行米勒和/或瓦尔萨尔瓦动作。

[0149] 该米勒动作包括面对封闭气道进行强行吸气。该动作与瓦尔萨尔瓦动作采用类似的执行方式,并取得类似结果(增加肺中的血流量)。该动作可以在或不在一个持续的时间内进行,进行或不进行额外压力的强度测量,和/或进行或不进行负空气压力的控制;并且可以通过使用密闭容积腔仪器进行控制。

[0150] 也可使用其他的动作,通过受控方法来改变肺中的血流量。例如,改变姿势、改变位置、改变躺卧角度、通过由坐到卧或由卧到坐来改变姿势、卧姿时的抬腿和/或类似行为。这些动作可通过控制和/或测量来提高精度,例如,姿势或姿势的改变可以被测量和定时,例如使用倾斜仪、加速计、陀螺仪和/或类似。例如,在动作期间内,躯干角度和/或腿的角度可以被测量或控制。该动作的持续时间或部分持续时间也可被测量。而辅助影响,例如血压、心率、呼吸频率,可在经历该动作之前或之后被测量,用来帮助评估该动作程度和肺中流体含量的预期变化。由于采取瓦尔萨尔瓦动作,一个给定的动作建立一个新的平衡状态,该状态去除或添加一个给定的流量到胸部。

[0151] 该变化,测量自截取的EM信号,在诱发受试者的受控变化期间,通过使用介电胸部模型,可被分析,并估计出用于介电胸部模型的个人胸参数。例如,如上述描述的,该个人胸模型可用于校准胸分析设备。因此,通过诱发被监测肺的介电相关特性的可控变化,例如,当执行肺的EM测量时,鉴于该诱发变化,在接收EM信号时,能够跟踪该变化。这种方法可用于计算模型的参数,该参数利用EM测量,用于被监测的受试者。

[0152] 这些可控变化可被诱发一次或多次,周期性地和/或连续性地贯穿EM测量期间和/或监控周期,利用一种或多种方法,并且使用一个或多个强度级别。这些可控变化可包括上述方法的使用,和/或其他用于改变如上述的可测量组织的介电相关特性的技术。

[0153] 可选地,当受试者进行上述动作时,该EM信号将被测量。例如,图6示出了获取的EM测量量的相位171和振幅172,该获取是在受试者进行瓦尔萨尔瓦动作,并经过一段时期的分析并且通过受试者的呼吸进行了调整时而进行的。三段时期参见173-175,该三段时期为:进行瓦尔萨尔瓦动作并且从受试者肺部分别移除相应的血液容量。经过一次或多次动作和/或在一定时间内不执行该动作时,可获得该EM测量量。

[0154] 根据本发明中的一些实施例,通过所述不同的胸容积集合获取胸容积值,该胸容积集合通过使用密闭容积腔室仪器,例如图7所示的容积腔室仪器161来取得。随着一定时间的测量,该密闭容积腔室仪器161指示出受试者肺中的空气压力。

[0155] 可选地,该受试者被指导通过单一的气流开口(例如,吹口163)面对密闭腔室162进行吸气或呼气,通过使用泵165和/或压力传感器164,该仪器161指示出和/或测量出在腔室162中的空气压力。该泵165和压力传感器可通过数据链路167/168与个人胸参数导出装置连接。该仪器161可通过处理单元控制,该处理单元可嵌入至该密闭容积腔室仪器161。该处理单元可记录该压力测量量,和/或测量压力持续时间和/或控制该气体泵在腔室内建立所需压力。该处理单元可与受试者接口单元连接,以提供可用信息,作为在所需的持续时间内,引导受试者获得所需行为(面对该密闭腔室进行呼气或吸气从而创建所需压力)的基础。

[0156] 使用时,仪器161可用来在提取胸容积集合中获取胸容积值。

[0157] 根据本发明中的一些实施例,该个人胸参数包括预估的受试者的生理参数。例如,肺的深度(例如,肺的前后径)与肺容量的平方根之间的比值,该肺容量可基于一般人进行

假定,和/或基于受试者的具体特征进行调整,该特征例如:体重、身高、胸腔、胸围等。

[0158] 在另一个实施例中,潮气容积被假设为平均容积,例如对于成人而言500立方厘米(cc)和/或基于受试者体重进行调整,例如假设一个正常个人在静止时,7毫升(mL)每千克(kg)体重和/或与BMI (Body Mass Index身体质量指数)或健康水平相关和/或其他受试者的具体特征。该潮气容积可估计为基于平均每分钟通气量(定义为潮气容积乘以呼吸速率,该呼吸速率给定为每分钟呼吸次数),例如,6升每分钟以及根据测量的呼吸速率进行调整,参见“Tintalli的急诊科(Tintalli's Emergency Medicine),第22章”;托德L.斯莱辛杰,医学博士;类似地,呼吸功能性残气量可估计为超出一般人群的2500cc和/或基于受试者的体重和年龄,如对于正常体重的个人, $(0.0275 \times \text{年龄[年]} + 0.0189 \times \text{身高[厘米]} - 2.6139)$ 升和对于超重的个人, $(0.0277 \times \text{年龄[年]} + 0.0138 \times \text{身高[厘米]} - 2.3967)$ 升。参见米勒,韦恩C(MILLER, WAYNE C.);史文森,托马斯(SWENSEN, THOMAS);华莱士,简纳P(WALLACE, JANET P.) (1998年2月)。对于超重男性和女性的RV预测方程的推导(Derivation of prediction equations for RV in overweight men and women),医学与科学的体育锻炼 30 (2):322-327页。

[0159] 根据本发明中的一些实施例,所述临床参数包括呼吸参数,例如:呼吸率、每分钟通气量、潮气量、残气量、和/或功能残气量。

[0160] 可选地,所述呼吸值(用作胸容积值,例如潮气容积),通过使用获取来自肺的EM信号的EM探测器用于校准,校准后,EM测量量可用于继续和提供该潮气容积测量量;此外,每分钟通气量可通过使用该潮气容积测量量与呼吸率值相乘来提供。该呼吸率值可使用一个或多个施加在受测EM信号的频率分析方法估计出。例如,在频域中查找最大功率峰值,在2/60赫兹(Hz)到1Hz范围内查找受测EM信号相位的代表值,之后采用用于从信号中去除影响心脏跳动的方法。

[0161] 可选地,当受试者尽可能地呼气时,通过使用上述方法,可计算出该残气量(RV)。

在这种情况下,该结果等式: $\varphi_i \cong \phi + 450 \cdot D_{lung} \cdot \sqrt{\frac{F_{RMS}}{P_{RV} + 287}}$ 可与空气含量中的受控和/或受测变化一起使用来获得RV。

[0162] 呼吸参数的重要性与几种病症和医疗状况,例如心脏衰竭、慢性阻塞性肺疾病(COPD)、间质性肺疾病(ILD),和/或急性肺损伤(ALI)相关。

[0163] 可选地,生成噪音模型并用于改进个人胸参数的计算,例如使用最小平方误差法。

[0164] 根据本发明中的一些具体实施例,胸分析设备基于个人胸参数而校准,该参数从当前胸容积信息中独立地计算出。例如,该一个或多个个人胸参数可包括肺直径,该直径根据人们的平均值近似估算为17.1厘米(cm)或者其他适当的估计平均值。如果基于受试者的一般物理参数,例如身高、体重、身体质量指数(BMI)、年龄、性别和/或脂肪肌肉比进行估算,这些或其他近似值可更加精确。另外一种选择是,根据受试者的胸部周长对肺直径进行估算。该胸部周长可在受试者腋窝下测量并且乘以因子例如0.164(或者其他适当的因子)。可选地,根据受试者的胸深对肺直径进行估算。可选地,该胸部(即从前到后的厚度)通过使用指定的机械工具进行测量。该测量可选地与相移测量相关,以及可选地乘以因子。

[0165] 另一个独立地计算一个或多个个人胸参数的例子为:通过使用影像学检查方法(imaging modality)测量个人胸参数,该影像学检查方法例如,电脑断层扫描(CT)、磁共振

成像(MRI)、超声成像、和/或放射线照相(radiographic)、和/或其他成像方法、或任何其他用于沿测量路径发现肺宽度的已知系统。例如,胸部中组织的介电相关特性,特别是在感兴趣的区域中可被估计出。

[0166] 例如,肺组织,脂肪组织和/或其他组织的流体与空气的比例可基于图像灰度级分析出,该图像灰度级位于CT图像或其他成像方式中的感兴趣区域(regions of interest)中。该CT图像分析用来评估肺液浓度,可通过在图像中提取三维(3D)感兴趣区域来执行,该感兴趣区域可在肺中或包括整个肺;并用菲尔兹单位(Hounsfield units,HU),计算该区域中的平均衰减水平,该HU通过使用线性标度,可转化成液体浓度(即,血液,薄壁组织和任意病理液的容积与总容积之间的比值)。从HU到液体浓度百分比转化的执行通过沿HU值的范围,在0%到100%之间指定值,1000HU(空气的校准放射密度)到0HU(水的校准放射密度)之间,例如,800HU相当于80%的空气含量和20%的流体浓度。

[0167] 另一个独立地计算一个或多个个人胸参数的例子是:个人胸参数通过使用从胸部反射的EM信号进行测量,例如在Staderini EM,医学上的雷达(UWB radars in medicine)中所描述的关于D的测量,IEEE航空航天与电子系统,卷号:17(1)2002(IEEE Aerospace and Electronic Systems,Volume:17(1)2002)。

[0168] 根据本发明中的一些实施例,呼吸值通过截取信号的振幅处理过程而被量化并且使用相结合的模型来计算个人胸参数,该截取信号与传递信号相关,该模型例如上述的介电胸部模型。

[0169] 现在介绍一个模型,该模型为穿过受试者肺部的窄带信号而定义。该模型可被其他信号的其他分析调整,该信号例如是传输并被探测器捕获的EM信号,该探测器设置在受试者的背部,胸部和/或胳膊的下方。在该实施例中,该模型被如下定义:

[0170] 等式16: $Amp = |E_{ratio}| = e^{-j2\pi \frac{f}{c} \cdot \sum_{tissues} D_i \cdot \text{Im}(\sqrt{\epsilon_i + j \cdot \epsilon'_i})}$

[0171] 其中: $Amp = |E_{ratio}|$ 表示代表电磁信号的电分量的传输信号与接收信号之间的测量幅度比。

[0172] 如下等式:

[0173] 等式17: $\ln(Amp) = \ln(Amp_0) - j2\pi \frac{f}{c} \cdot D_{lung} \cdot \text{Im}(\sqrt{\epsilon_{lung} + j \cdot \epsilon'_{lung}})$

[0174] 通过使用 $\epsilon^c = \epsilon + j \cdot \epsilon'$,可使用一个模型,例如等式5中的,例如:

$\epsilon^c_{lung} = \frac{V_{air} + V_{fluid} \cdot \epsilon^c_{fluid}}{V}$,可将上述描述类似近似为: $\epsilon^c_{lung} \approx \frac{V_{air} + V_{fluid} \cdot \epsilon^c_{fluid}}{V}$ 。

通过使用自然对数,可获得如下:

[0175] 等式18: $\ln(Amp) = \ln(Amp_0) - j2\pi \frac{f}{c} \cdot D_{lung} \cdot \text{Im}(\sqrt{\frac{V_{air} + V_{fluid} \cdot \epsilon^c_{fluid}}{V}})$

[0176] 在其他描述的实施例中所提及的,在空气含量(Δv_i)的受控和/或受测变化能够使得提取其他个人胸参数。例如,如上述描述的,如果几个测量量采用了已知的吸入空气量(Δv_i),该吸入空气量相对于肺的放气(即,呼气后)状态,可获得如下:

[0177] 等式19:

$$\begin{aligned}
 \ln(\text{Amp})_i &= \ln(\text{Amp}_0) - j2\pi \frac{f}{c} \cdot D_{\text{lung}} \\
 &\quad \cdot \text{Im} \left(\sqrt{\frac{V_{\text{deflated}} + \Delta v_i + V_{\text{fluid}} \cdot \varepsilon_{\text{fluid}}^c}{V_{\text{deflated}} + \Delta v_i + V_{\text{fluid}}}} \right)
 \end{aligned}$$

[0179] 通过使用四个或更多个吸入量 (Δv_i) 和他们的相应的相位测量量 $\ln(\text{Amp})_i$ 的已知值, 可以解出并且获得如下参数: $\ln(\text{Amp}_0)$, V_{deflated} , V_{fluid} 和 D_{lung} 。

[0180] 在这些实施例中, 提取出的 V_{deflated} 和 V_{fluid} 为两个感兴趣的个人胸参数。

[0181] 根据本发明中的一些实施例, 上述模型共享参数来建立混合模型, 该混合模型能提高个人胸参数的估算结果精度。这些模型的组合可被实现为等式集合的扩展, 该等式集合由上述任意提及的方法或本领域中其他已知方法解得。以类似的方式, 任何前述模型可相互组合和/或与其他模型组合。

[0182] 根据本发明中的一些实施例, 通过胸监测设备和/或胸分析设备而可采用多频。鉴于测量误差, 采用不同频率成分的上述和其他可能的模型可被使用, 来获得参数的精确估计。

[0183] 例如, $\varepsilon_{\text{fluid}}^c$ 由上述模型给定并且假定一个给定频率, 其在不同的频率具有不同的值。在多频进行的测量建立多个线性无关的等式集合, 允许更精确地估计出个人胸参数。多频测量可大致同时进行测量, 在同一时间点上, 建立具有相同肺的空气含量状态的额外等式。

[0184] 与上述模型类似的胸部模型可基于胸分析设备结合多频来使用, 以模拟个人胸参数的效果和获得临床参数。此外, 还可使用多频采用类似的方式类似的方法来导出个人胸参数。

[0185] 可选地, 在多频中的测量可克服一个或多个相位模糊问题, 例如在测量噪声存在时 (当分析低带宽信号相位时, 该测量噪声可能出现) 受测相位中的 $2 \times \pi$ 不确定。例如, 有可能估算出宽带调制信号的相位群迟延 (phase group delay) 用于解决相位模糊, 然后使用一个或多个上述模型, 提取特定频率的相移, 例如, 可通过多频 f_j 的同时测量来使用等式 19, 以产生如下等式集合:

$$\text{等式 20: } \ln(\text{Amp})_{i,j} = \ln(\text{Amp}_0) - j2\pi \frac{f}{c} \cdot D_{\text{lung}} \cdot \text{Im} \left(\sqrt{\frac{V_{\text{deflated}} + \Delta v_i + V_{\text{fluid}} \cdot \varepsilon_{\text{fluid}}^c(f_j)}{V_{\text{deflated}} + \Delta v_i + V_{\text{fluid}}}} \right)$$

[0187] 根据本发明中的一些实施例, 将来自多个传感器的 EM 信号分别进行分析, 这些传感器设置在多个位置 (例如, 受试者胸部的多个位置) 对受试者进行监测。可选地, 两个信号传感器被设置在两个不同的位置, 用来在该两个传感器之间传输 EM 信号。然而, 这些传感器中的一个或多个可传输信号并且, 除此以外或替代地, 测量它的反射。当使用一个或多个传感器时, 可采用额外的路径。这样可允许减少测量误差。多重定位可允许接收的 EM 信号经由多重路径进行传递。假设该路径位于同一个一般区域, 在各个路径中的流体含量可被认为是相同的。因此, 对于每一条该路径, 不同的等式可以用来求解计算出感兴趣的个人胸参数。例如, 在上述任意的模型中, 每条路径与不同的参数 D_{lung} 相关联。同时地测量可以结合更多线性无关的等式, 在单一等式系统中使用, 可以用于在某些测量噪声的条件下, 进行更稳健的估算。

[0188] 作为一个例子,等式6用于在肺中空气含量中的受控变化并同时进行2路测量,产生如下的:

$$[0189] \quad \text{等式21: } \varphi_{l,j} \cong \hat{\varphi} + 150 \cdot D_{lung,j} \cdot \sqrt{\frac{V_{fluid}}{V_{deflated} + \Delta V_i}}, j=1,2$$

[0190] 可选地,在该例子中,使用了少于三个测量量,例如,参数来自不同的源,比如,当肺的容积接收自外部装置和/或由受试者输入和/或其他任意操作。

[0191] 可选地,多重定位和多重频率可结合用于创建一个或多个等式系统,可增加对个人胸参数估算的稳健性。

[0192] 例如,现在介绍图8,图8反映出与基于CT的基于多层图像通过实验过程获得的相同参数的预估312相比,基于动物受试者的电磁测量的肺液浓度计算311的实验图。该实验与使用肺活量计测量呼吸容积同时进行,并且结合线性混合模型和基于D的估算进行机械式的测量,使用上述提及的模型描述出信号相位和信号幅度。该图示出了液体浓度,也被成为液体含量,当使用系统性盐水过载试验方案(a systemic saline overload experiment protocol),该动物肺液发生迅速变化时,参数估值在四小时之内完成多次。

[0193] 应当注意,当所述EM信号为反射信号时,例如,当使用单独的收发器或者当接收单元和传送单元安装在受试者身体的同一侧(这里称为 S_{11} 探测器),可采用考虑到EM波的来回路径的模型。例如,当波在两层介电媒体中反射时,该反射系数如下:

$$[0194] \quad \text{等式22: } R = \frac{E_R}{E_T} = \frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_2}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_2}}$$

[0195] 其中: ε_1 表示第一层介电系数, ε_2 表示第二层介电系数。

[0196] 因此,该 S_{11} 系数可按如下写出:

$$[0197] \quad \text{等式23: } S_{11}(V) = R_0 + C \left(\frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{lung}(V)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{lung}(V)}} \right)$$

[0198] 其中: ε_1 表示肺壁的介电系数; ε_{lung} 表示肺组织的介电系数; V 表示肺容积; R_0 、 C 表示与探测器更为接近的其他组织层的相关的常数和探测器特性。使用该模型,例如等式8所描述的,可按如下写出:

$$[0199] \quad \text{等式24: } \sqrt{\varepsilon_{lung}(\Delta V)} = \frac{\sqrt{\varepsilon_{air}}(V_{deflated} - V_{fluid} + \Delta V) + \sqrt{\varepsilon_{fluid}}V_{fluid}}{V_{deflated} + \Delta V}$$

[0200] 其中: $V_{deflated}$ 表示平静时的总肺容积(FRV),那么

$$[0201] \quad \text{等式25: } \sqrt{\varepsilon_{lung}(0)} = \frac{\sqrt{\varepsilon_{air}}V_{air} + \sqrt{\varepsilon_{fluid}}V_{fluid}}{V_{deflated}}$$

[0202] 信号之间的差可由估值 R_0 估算出:

$$[0203] \quad \text{等式26: } S_{11}(\Delta V_1) - S_{11}(0) = \frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{lung}(\Delta V_1)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{lung}(\Delta V_1)}} - \frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{lung}(0)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{lung}(0)}}$$

[0204] 此外,信号的商可由估算并消除 C :

[0205] 等式27:
$$\frac{S_{11}(\Delta V_1) - S_{11}(0)}{S_{11}(\Delta V_2) - S_{11}(0)} = \frac{\frac{\sqrt{\varepsilon_1 - \varepsilon_{lung}(\Delta V_1)}}{\sqrt{\varepsilon_1 + \varepsilon_{lung}(\Delta V_1)}} \frac{\sqrt{\varepsilon_1 - \varepsilon_{lung}(0)}}{\sqrt{\varepsilon_1 + \varepsilon_{lung}(0)}}}{\frac{\sqrt{\varepsilon_1 - \varepsilon_{lung}(\Delta V_2)}}{\sqrt{\varepsilon_1 + \varepsilon_{lung}(\Delta V_2)}} \frac{\sqrt{\varepsilon_1 - \varepsilon_{lung}(0)}}{\sqrt{\varepsilon_1 + \varepsilon_{lung}(0)}}}$$

[0206] 上述仅依赖于 V_{fluid} , $V_{deflated}$, ε_1 , ε_{air} , $\varepsilon_{fluid} \cdot V_{deflated}$, ε_1 可由其他测量手段推导出, ε_{air} , ε_{fluid} 为已知常数。因此, 上述等式可用于获得 V_{fluid} , 例如使用数学图表 (numeric scheme)。

[0207] 据预计, 在成熟自本申请的专利的寿命期间, 许多相关装置和方法将得到开发以及术语探测器、转换器和天线的范围旨在包括所有这样的新的先验技术。

[0208] 如在本文中所使用的, 术语“约”是指 $\pm 10\%$ 。

[0209] 术语“包含”、“包括”、“含有”、“包括了”、“具有”和它们的变化形式是指“包括但不限于”。该术语涵盖术语“由组成”和“基本上由组成”。

[0210] 如在本文中所使用的, 除非上下文清楚地指出, 单数形式“一”、“一种”和“该”包括复数指称。例如, 术语“化合物”或“至少一种化合物”可以包括多种化合物 (包括它们的混合物)。

[0211] 单词“示例性的 (exemplary)”在本文中用来指“作为例子、实例或例证”。描述为“示例性的”任何实施方式不一定被理解为优选的或优越于其它实施例和/或排除合并与来自其它实施例的特点。

[0212] 单词“可选地”在本文中用来指“提供在一些实施例中但并不提供在其它实施例中”。本发明的任何具体实施例可以包括多个“可选的”特点, 除非这些特点发生矛盾。

[0213] 贯穿本申请, 可以以一系列格式来提供本发明的各种实施例。应当理解的是, 范围格式的描述仅仅是为了方便和简洁而不应当被解释为对本发明的范围的僵化限制。因此, 范围的描述应被视为已明确披露了所有可能的子范围以及在上述范围内的单个数值。例如, 范围的描述, 如1至6, 应被视为已明确披露了子范围如1至3、1至4、1至5、2至4、2至6、3至6等, 以及在上述范围内的单个数值, 例如, 1、2、3、4、5、和6。这些应用不管范围的宽度。

[0214] 每当在本文中指定数值范围时, 它是指包括在指定范围内的任何引用数字 (分数或整数)。短语第一指定数目和第二指定数目“范围/之间的范围”和从第一指定数目“到”第二指定数目的“范围”在本文中可互换使用并且旨在包括第一和第二指定数目以及其间的所有的分数和整数。

[0215] 应理解的是, 为清楚起见, 描述于分开的实施例中的本发明的某些特点还可以联合提供在单个实施例中。相反地, 为简便起见, 描述于单个实施例中的本发明的各种特征还可以单独地或以任何适当的子组合或当适合时在本发明的任何其它描述的实施例中提供。在各种实施例中描述的某些特点并不被认为是那些实施例的必不可少的特点, 除非在没有这些要素的情况下实施例是不起作用的。

[0216] 虽然已连同其具体实施例描述了本发明, 但显而易见的是, 对于本领域技术人员而言, 许多替换、修改和变化将是显而易见的。因此, 它旨在包括属于所附权利要求的精神和广阔范围的所有上述替换、修改和变化。

[0217] 在本说明书中提到的所有出版物、专利和专利申请的全部内容以引用方式结合于本文,并以相同的程度如同每个单独的出版物,专利或专利申请被具体地和单独地指明被引入本文作为参考。此外,在本申请中任何参考文献的引用或鉴定不应解释为承认上述参考文献可作为本发明的现有技术。在使用章节标题的程度上,它们不应该被解释为具有一定的限制性。

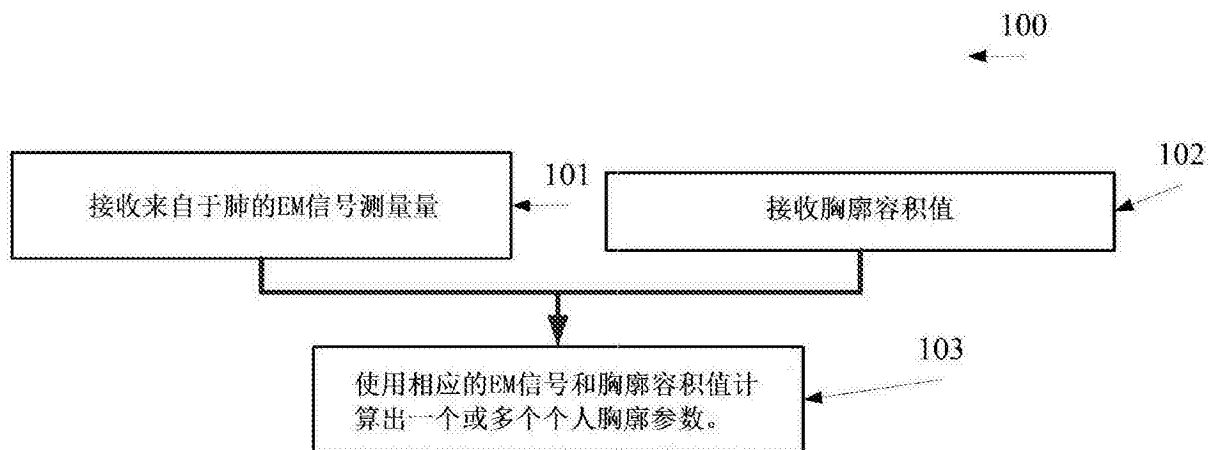


图1

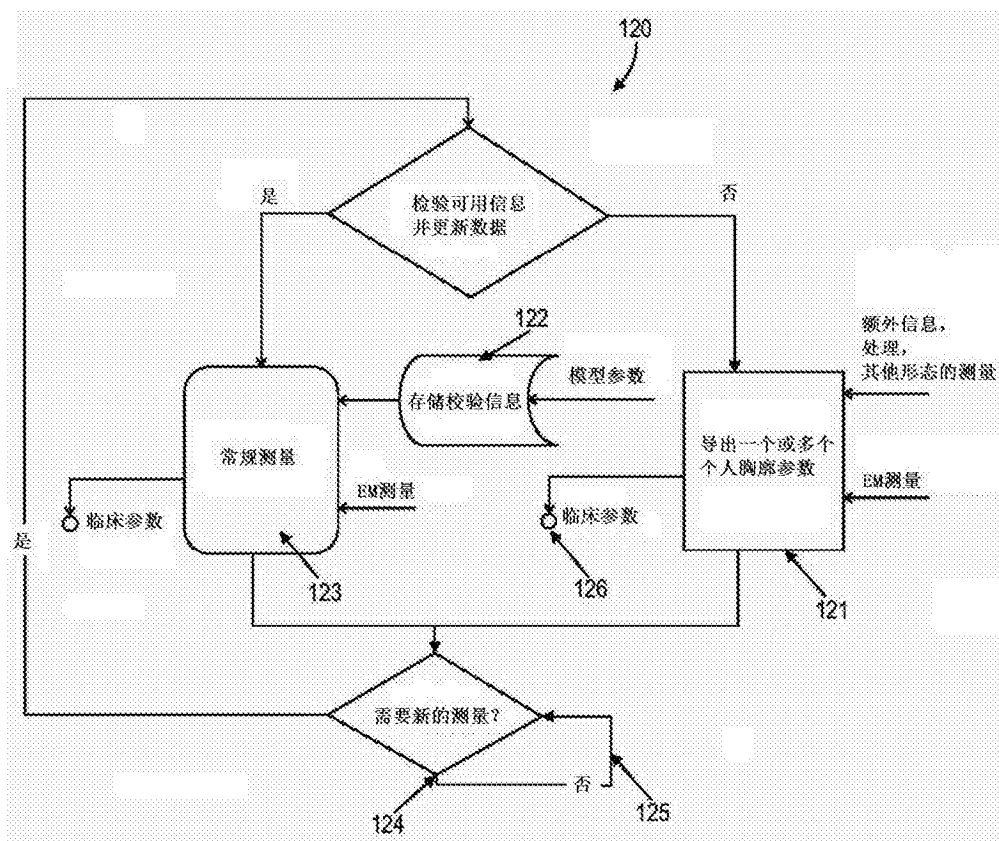


图2

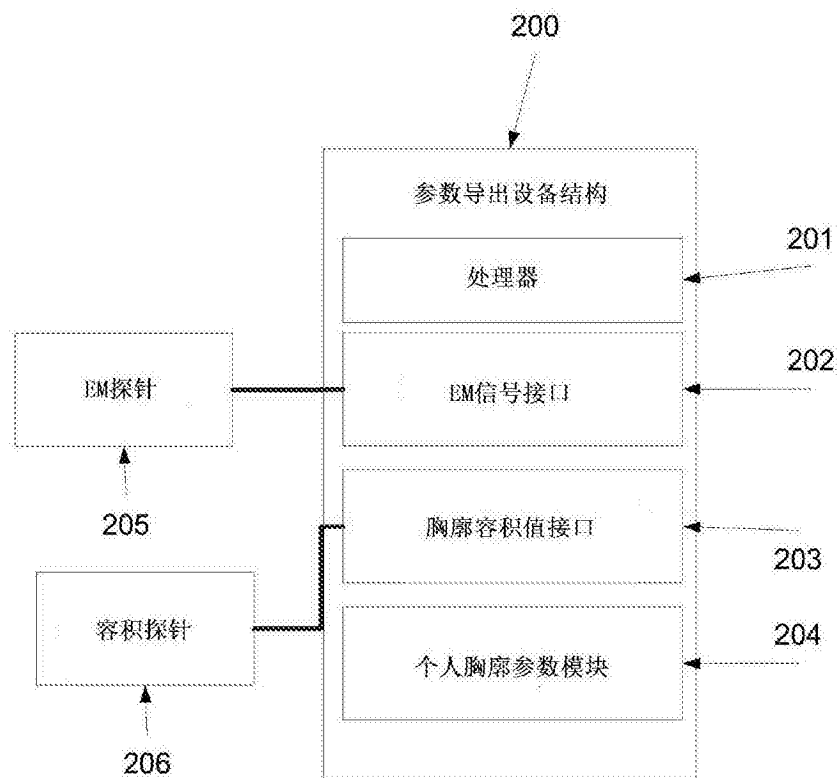


图3

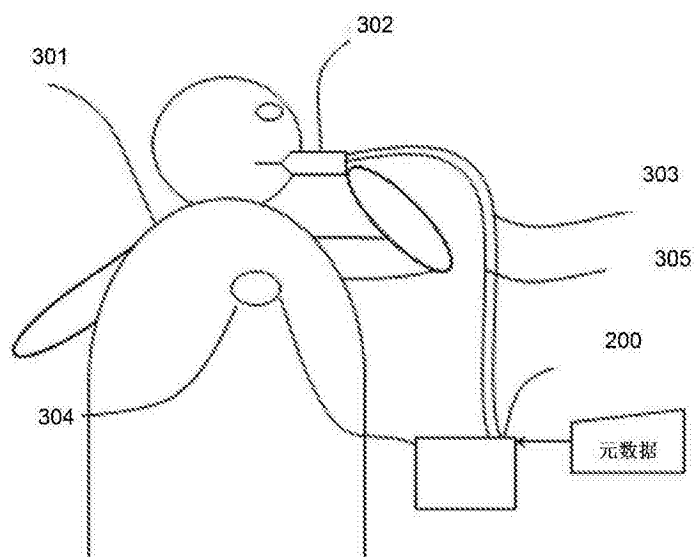


图4

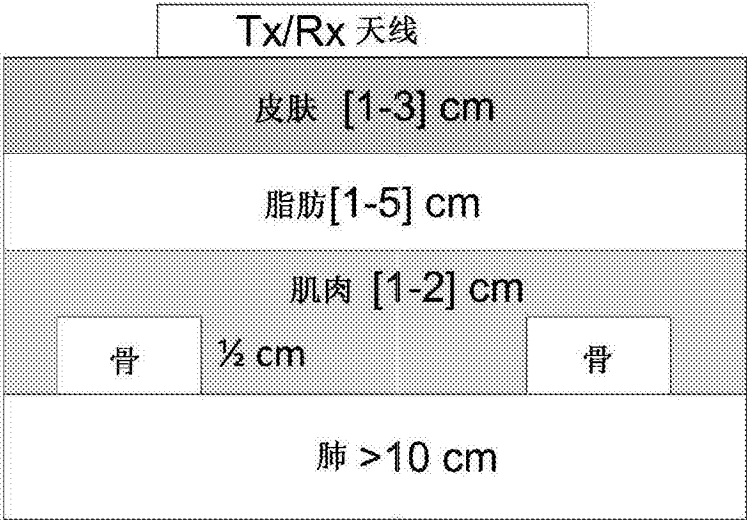


图5A



图5B

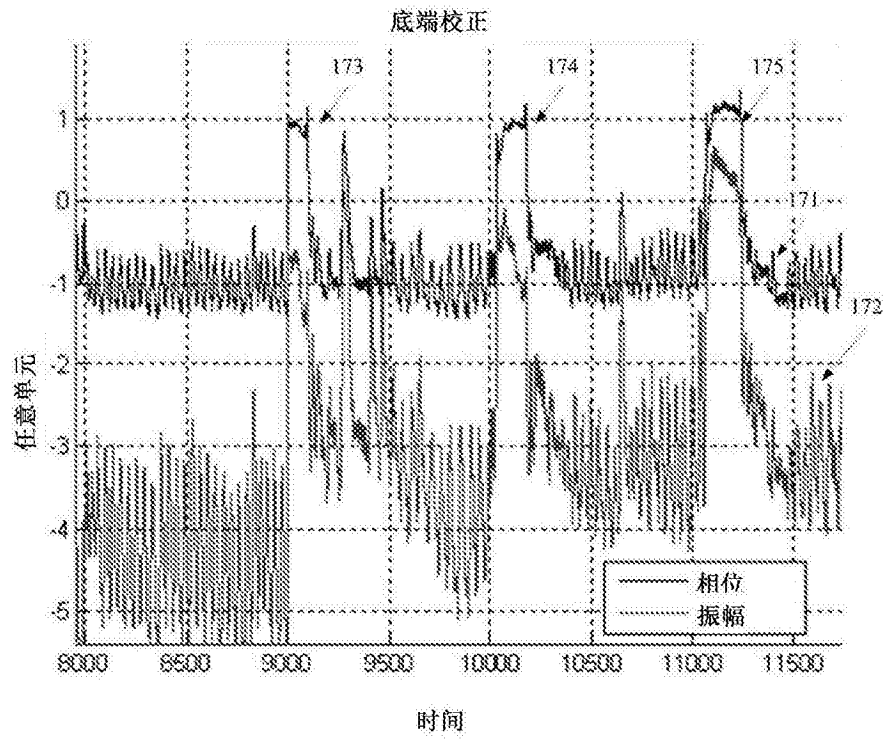


图6

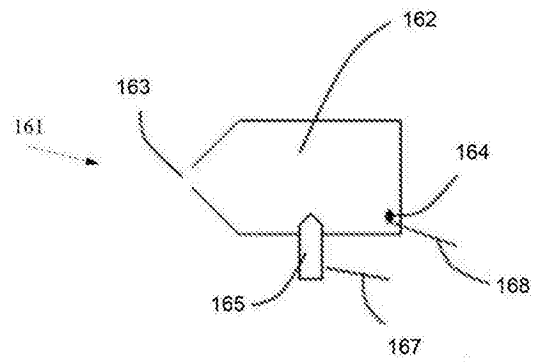


图7

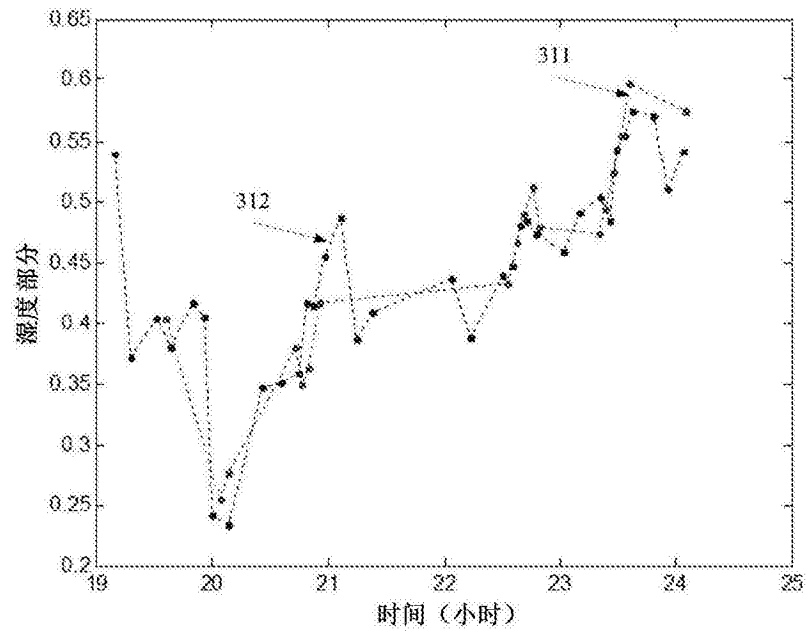


图8