



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104114087 B

(45)授权公告日 2017.09.26

(21)申请号 201380009601.2

(22)申请日 2013.02.07

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104114087 A

(43)申请公布日 2014.10.22

(30)优先权数据
61/598,936 2012.02.15 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.08.15

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2013/051014 2013.02.07

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/121327 EN 2013.08.22

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 I·G·L·库巴于伦斯滕
A·G·博诺米 J·M·里斯塔马
J·卡法雷尔 H·赖特尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.
A61B 5/053(2006.01)
A61B 5/08(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

审查员 叶思

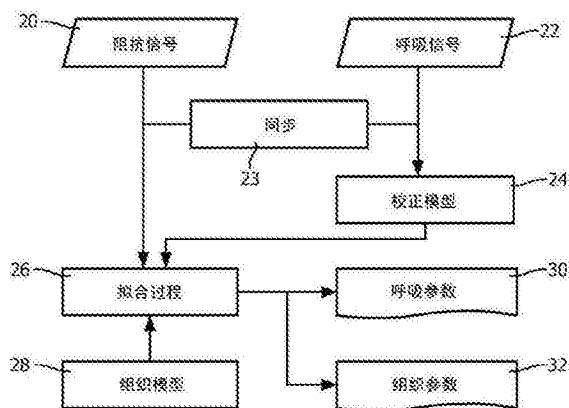
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

生物阻抗摄谱系统和方法

(57)摘要

一种用于生物阻抗摄谱的设备和方法被校正用于呼吸伪影。使用呼吸信号连同阻抗信号，以调整在进行测量的呼吸周期之内的时间。所述校正允许所述设备利用较少的测量点精确地表征组织参数。



1. 一种生物阻抗摄谱系统,包括:
生物阻抗测量系统,包括:
电流源 (10),其用于将交流电流应用到用户的身体组织;
读取装置 (12),其用于读取来自所述身体组织的电压;
控制器 ($\mu P1$),其用于改变被应用到所述身体组织的所述交流电流的频率;
处理器 ($\mu P1$ 、 $\mu P2$),其用于从应用的电流值和读取的电压中导出频率相关阻抗函数 (F1);以及
呼吸监测器 (42),其用于监测或导出所述用户的呼吸形式,
其中,所述处理器 ($\mu P2$) 还用于处理组织特征函数、监测或导出的呼吸形式以及所述频率相关阻抗函数,以便校正所述组织特征函数,以考虑呼吸周期中读取所述电压的时间点,并且导出组织参数。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述处理器适于从所述组织特征函数和所述监测或导出的呼吸形式中导出经校正的组织特征函数 (F2)。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述呼吸监测器 (42) 包括呼吸传感器。
4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述呼吸传感器包括带。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述呼吸监测器 (42) 包括处理器,所述处理器用于分析所述频率相关阻抗函数 (F1),以提取所述呼吸形式信号。
6. 根据权利要求4所述的系统,其中,用于分析所述频率相关阻抗函数的处理器适于,基于所述频率处的瞬时阻抗信号和所述频率处的平均阻抗信号,导出针对一组频率的所述呼吸形式信号。
7. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述处理器 ($\mu P1$ 、 $\mu P2$) 适于将所述导出的频率相关阻抗函数 (F1) 映射到所述经校正的组织特征函数 (F2),以导出组织特征参数 (TP)。
8. 一种生物阻抗摄谱方法,包括:
将交流电流应用到用户的身体组织;
读取来自所述身体组织的电压;
改变被应用到所述身体组织的所述交流电流的频率;
从应用的电流值和读取的电压中导出频率相关阻抗函数 (F1);
监测或导出所述用户的呼吸形式,
处理组织特征函数 (F1)、监测或导出的呼吸形式以及所述频率相关阻抗函数,以校正所述组织特征函数,以考虑呼吸周期中读取所述电压的时间点,并且导出组织参数。
9. 根据权利要求8所述的方法,包括从所述组织特征函数和所述监测或导出的呼吸形式中导出经校正的组织特征函数 (F2)。
10. 根据权利要求8所述的方法,其中,监测或导出呼吸形式包括使用呼吸传感器 (42)。
11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述呼吸传感器包括带。
12. 根据权利要求8所述的方法,其中,监测或导出呼吸形式包括分析所述频率相关阻抗函数 (F1),以提取呼吸形式信号。
13. 根据权利要求12所述的方法,其中,分析所述频率相关阻抗函数 (F1) 包括,基于所述频率处的瞬时阻抗信号和所述频率处的平均阻抗信号,导出针对一组频率的呼吸监测器信号。

14. 根据权利要求10所述的方法, 包括将所述导出的频率相关阻抗函数(F1)映射到所述经校正的组织特征函数(F2), 以导出组织特征参数(TP)。

15. 一种用于生物阻抗摄谱的装置, 包括:

用于将交流电流应用到用户的身体组织的单元;

用于读取来自所述身体组织的电压的单元;

用于改变被应用到所述身体组织的所述交流电流的频率的单元;

用于从应用的电流值和读取的电压中导出频率相关阻抗函数(F1)的单元;

用于监测或导出所述用户的呼吸形式的单元,

用于处理组织特征函数(F1)、监测或导出的呼吸形式以及所述频率相关阻抗函数以校正所述组织特征函数的单元, 以考虑呼吸周期中读取所述电压的时间点, 并且导出组织参数。

16. 根据权利要求15所述的装置, 包括用于从所述组织特征函数和所述监测或导出的呼吸形式中导出经校正的组织特征函数(F2)的单元。

17. 根据权利要求15所述的装置, 其中, 监测或导出呼吸形式包括使用呼吸传感器(42)。

18. 根据权利要求17所述的装置, 其中, 所述呼吸传感器包括带。

19. 根据权利要求15所述的装置, 其中, 监测或导出呼吸形式包括分析所述频率相关阻抗函数(F1), 以提取呼吸形式信号。

20. 根据权利要求19所述的装置, 其中, 分析所述频率相关阻抗函数(F1)包括, 基于所述频率处的瞬时阻抗信号和所述频率处的平均阻抗信号, 导出针对一组频率的呼吸监测器信号。

21. 根据权利要求17所述的装置, 包括用于将所述导出的频率相关阻抗函数(F1)映射到所述经校正的组织特征函数(F2)以导出组织特征参数(TP)的单元。

生物阻抗摄谱系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生物阻抗摄谱系统和方法,并且尤其涉及一种补偿呼吸伪影的系统和方法。

背景技术

[0002] 在患有低左心室射血分数的心力衰竭患者中的常见症状是液体积聚在肺部。当心脏不能设法抽走足够的血液时,液体积聚并且引起下降的呼吸能力和在心脏上增加的应变。

[0003] 当前监测液体积聚的商业系统测量一组频率的阻抗。然而,为了改进对液体积聚的评估,已经建议使用若干频率的更完整的组织特征。

[0004] 众所周知,Cole-Cole模型是在10-1000kHz之间频带中的人类组织属性的很好近似,并且该模型已经广泛使用在身体成分估计算法以及肺组织特征和心脏评估的一些应用中(例如在US 2006/0247543中公开)。

[0005] 为了研究包括在家庭监测解决方案中的这样测量的可能性,飞利浦已经研发了穿戴式生物阻抗设备,其循环通过一组频率,并且测量对应的阻抗。

[0006] 然而,多种其他因素也影响生物阻抗,例如组织如何分布在测量点之间、组织压缩作用、血液灌注、进气量等。在测量期间也采集这些变化。实际上,在阻抗心动描记法和阻抗呼吸描记法的领域中众所周知记录阻抗以测量这些信号中的一些。

[0007] 捕获在若干频率处的阻抗值的设备将必然捕获在呼吸周期的不同阶段的这些值中的一些。当前方法通过在若干测量周期上取平均来解决该问题(也被称为“扫频”)。然而,这导致长测量时间,在所述长测量时间期间要求对象是静止的。绝对时间取决于电子的速度和组织参数的接受误差水平。

发明内容

[0008] 本发明针对呼吸形变减少多频率生物阻抗谱的精度的问题。

[0009] 根据本发明,提供一种根据独立权利要求所述的方法和系统。

[0010] 在一个方面,本发明提供一种生物阻抗摄谱系统,包括:

[0011] 生物阻抗测量系统,包括:

[0012] 电流源,其用于将交流电流应用到身体组织;

[0013] 读取装置,其用于读取来自身体组织的电压;

[0014] 控制器,其用于改变被应用到身体组织的交流电流的频率;

[0015] 处理器,其用于从应用的电流值和读取的电压中导出频率相关阻抗函数;以及

[0016] 呼吸监测器,其用于监测或导出用户的呼吸模式,其中,处理器还用于处理组织特征函数、经监测或导出的呼吸模式以及频率相关阻抗函数,以便导出组织参数。

[0017] 本发明提供一种方法和系统,在所述方法和系统中,呼吸信号被捕获并且用于在组织特征函数上调整呼吸期间变化的几何结构,并且从而组织参数估计。以这种方式,生物

阻抗摄谱校正呼吸伪影。这通过使用呼吸信号连同阻抗信号来实现,以进行调整来考虑在进行测量的呼吸周期中的时间点。所述校正允许设备利用较少的测量点精确地表征组织参数。

[0018] 所述校正涉及做出调整以使用阻抗与呼吸正相关的关系,考虑在呼吸周期中何时记录阻抗值。由此,在最大吸入处,阻抗在峰值,并且在最大呼出期间,阻抗在最小值。这允许较短时期用于提取精确参数。

[0019] 在每个频率处,组织特征函数地有效正规化,以考虑在每个频率处的阻抗测量上的呼吸效应。

[0020] 用于监测或导出呼吸形式的器件能够包括呼吸传感器,所述呼吸传感器独立于生物阻抗测量系统,例如感应带。

[0021] 备选地,用于监测或导出呼吸形式的器件能够包括处理器,所述处理器用于分析频率相关阻抗函数以提取呼吸形式信号。以这种方式,阻抗信号用于导出呼吸形式,并且由此使修改的组织特征函数能够被导出。例如,基于每个频率处的瞬时阻抗信号和频率处的平均阻抗信号,能够获得针对一组频率的呼吸监测器信号。以这种方式,来自(具体频率处的)平均阻抗信号的偏差归因于呼吸形式。

[0022] 处理器能够适于将导出的频率相关阻抗函数映射到校正的组织特征函数,以导出组织特征参数。通过使用校正的组织特征函数,组织特征参数能够更精确,和/或能够从较小的数据集中导出它们。

[0023] 在另一方面,本发明提供一种生物阻抗摄谱方法,包括:

[0024] 将交流电流应用到身体组织;

[0025] 读取来自身体组织的电压;

[0026] 改变被应用到身体组织的交流电流的频率;

[0027] 从应用的电流值和读取的电压中导出频率相关阻抗函数;

[0028] 监测或导出用户的呼吸形式,

[0029] 处理组织特征函数、监测或导出的呼吸形式以及频率相关阻抗函数,以导出组织参数。

附图说明

[0030] 现在将参照附图详细描述本发明的范例,在附图中:

[0031] 图1示出了已知生物阻抗监测系统,并且在本发明的方法和系统中能够采用所述已知生物阻抗监测系统;

[0032] 图2是用于解释本发明的方法的流程图;

[0033] 图3示出了本发明的系统;以及

[0034] 图4示出了使用本发明的方法和系统获得的改进。

具体实施方式

[0035] 本发明提供一种与用于捕获呼吸信号的器件进行组合的生物阻抗摄谱系统(其能够是传统类型)。在一些信号处理用于提取呼吸信号之后,能够使用呼吸传感器,诸如呼吸带(感应式或使用应变传感器)、呼吸描记器或甚至生物阻抗监测器本身。将阻抗和呼吸信

号进行组合以减少组织参数测量所需的时间。

[0036] 图1示出了在对象5的胸部上的电极的已知四极性位置,并且在本发明的系统和方法之内其能够用于捕获原始生物阻抗测量结果(即,在本发明提供的额外信号处理之前)。

[0037] 成组地布置一组电极,使得其与对象的胸部电接触。之后,电极被连接到生成正弦电信号的设备10,在其中两个电极之间提供所述正弦电信号,而同时使用电压表12记录在其他电极之间的观察的电压下降。四极性布置是两个电极在对象的胸部的两侧的标准布置。在胸部的对侧的一对电极用于注入穿过胸部的电流,同时记录在另一对电极(邻近注入电流的电极)之间的电压下降。

[0038] 记录一段时间的电压和电流值,在其之后正弦电流的频率改变。然后在—组频率上迭代该处理。然后根据欧姆定律(Ohms law),根据复合电压和电流来计算阻抗:

[0039] $Z(t) = \text{电压}(t) / \text{电流}(t)$

[0040] 能够使用不同电极布置,并且多种频率步长是可能的,例如以10kHz的频率步进从10kHz步进到1MHz。频率步进能够是可变的,开始小而随着频率增大步长增加。

[0041] 本发明不更改基本生物阻抗信号捕获。

[0042] 根据本发明,在该时期期间提取来自对象的呼吸信号,并且所述呼吸信号与来自阻抗测量结果的输出同步。在图2中示出该处理。

[0043] 使用不同途径能够实现捕获呼吸信号和将其与组织模型进行组合的处理,示出了一般流程图内的所有。在图2中的一般处理包括通过步骤20中的传统器件获得阻抗信号和在步骤22中获得呼吸信号。

[0044] 同步步骤(步骤23)是任选的,并且如果已经以不同采样率收集了呼吸数据,所述同步步骤能够用于重新采样所述呼吸数据,使得其匹配生物阻抗信号的采样率。

[0045] 根据呼吸信号导出校正模型(校正步骤24),以用于校正基于阻抗的组织模型。步骤26中的拟合过程将由方框28示出的组织模型和校正模型24进行组合,并且使用阻抗测量结果,拟合过程输出呼吸参数30和组织参数32。实际上,呼吸参数不需要作为输出,并且系统的目的是以精确和时效性的方式生成组织参数32。

[0046] 下面讨论两个详细的变型。

[0047] 在第一途径中,通过感应式呼吸带捕获呼吸信号,并且之后与生物阻抗测量结果进行组合作为正规化乘积因子。

[0048] 在第二途径中,从阻抗监测器中提取呼吸信号,并且之后与组织模型组合作为加法因子。概念性重要步骤是:

[0049] (i) 与阻抗测量结果同时捕获指示胸扩张/呼吸的信号。

[0050] (ii) 以下调最大吸入期间捕获的阻抗值和上调最大呼出期间捕获的阻抗值的方式将呼吸信号与组织模型进行组合。相当于,能够在最大吸入期间向上和在最大呼出期间向下调整组织模型。在两种情况下,能够认为,通过将修改包括到测量的阻抗值或者通过将修改包括到模型本身,导出校正的组织特征模型。

[0051] 在使用感应带的—途径中,感应带越过电极系在胸部周围,例如来自Respironics(商标)的zRIP设备。之后,来自设备的电压信号被正规化以具有零均值;常数 B_c 用于呼吸带信号的所述正规化:

[0052] 均值 $(B(t) - B_c) = 0$

[0053] 呼吸信号是 $B(t)$ 。

[0054] 在一个范例中,组织模型是由以下方程描述的已知Cole-Cole模型,其中, R_0 、 R_{∞} 、 τ 、 α 是组织参数,以及 j 是虚数。

[0055] (Cole-Cole模型) $Z = R_{\infty} + (R_0 - R_{\infty}) / (1 + (j \omega \tau)^{\alpha})$

[0056] Cole-Cole模型源于1941年:“Dispersion and Absorption in dielectrics”, J.Chem.Phys.,9,第341至351页上。

[0057] 模型中的参数涉及组织的不同介电属性。

[0058] R_0 是针对假设DC电流的组织的建模电阻。因此,其能够被看作表示细胞外液的电阻(较多液体意味着较小电阻)。

[0059] R_{∞} 是具有无限高频率的电流的建模电阻,从该参数中可能提取约束在电容膜之内的液体的电阻。

[0060] $1/\tau$ 是特征频率,其描述了分隔液体的膜的电容属性。

[0061] ω 是在测量阻抗的频率的时期。

[0062] α 是0到1范围内的实验数字。

[0063] 然而,能够使用其他组织特征函数,所述其他组织特征函数使组织参数与阻抗相关,并且本发明不限于任何具体组织特征函数。

[0064] 校正模块能够用于实施乘积因子:

[0065] $Z(t) = \text{组织模型}(\omega, \text{参数}) * \text{呼吸因子}(t, \text{参数})$

[0066] 对于Cole-Cole模型,组织模型的参数是在以上方程中的那些参数。下面提出呼吸因子的参数。

[0067] 组织模型函数的模型参数是对被检查的组织进行表征的那些模型参数。

[0068] 为了找到模型参数(并且从而能够确定组织参数),由呼吸引起的形变有效地修改阻抗。对于每个频率的一组参数能够用于对呼吸因子进行建模:

[0069] 呼吸因子 $(t) = k(\omega) \cdot (B(t) - B_c) + 1$

[0070] $k(\omega)$ 和 B_c 是呼吸因子函数的参数,其中, k 是具有大于零的绝对值的复数。

[0071] 该呼吸因子函数具有1均值,使得通常当用作乘数时,不修改阻抗函数。频率相关参数设置 $k(\omega)$ 实施呼吸因子函数的频率相关性。

[0072] 呼吸因子函数是频率相关的。然而,在吸入电阻增加期间,在完全线性形式中其不频率相关。参数 k 的频率相关性能够调整该平衡。

[0073] 为简单起见,下面示出了对于呼吸信号具有单个参数 k 的完整表达式(即,忽略频率相关性):

[0074] $Z(t) = (R_{\infty} + (R_0 - R_{\infty}) / (1 + (j \omega \tau)^{\alpha})) \cdot (k \cdot (B(t) - B_c) + 1)$ 方程1

[0075] 在第二变型中,从生物阻抗测量结果中直接提取呼吸信号。通过除以或减去每个频率处的均值实数阻抗值(当改变时间 t 的均值),针对每个频率能够提取众所周知的阻抗对呼吸的相关性。

[0076] $B(t) = (\text{Re}(Z(t, \omega)) - \text{均值}_t(\text{Re}(Z(t, \omega))))$

[0077] 该函数基于频率处的瞬时阻抗信号和频率处的平均阻抗信号。由此,来自平均阻抗值的偏差归因于正在进行测量的呼吸的效应。

[0078] 滤波器之后能够被应用到该信号,例如通过去掉除在0.1到0.8Hz之间(覆盖呼吸

频率的生理范围) 频率以外的所有频率, 去掉不对应于呼吸率的频率。然后将结果信号加入组织模型, 即, 针对给出的范例的Cole-Cole模型。

[0079] $Z(t) = (R_{\infty} + (R_0 - R_{\infty}) / (1 + (j\omega\tau)^{\alpha})) + (k \cdot (B(t)))$ 方程2

[0080] 在该实施例中, 将呼吸校正加到阻抗而不是乘以它。

[0081] 方程1和方程2提供基于时间的阻抗函数, 其中, 在每个时间t处, 测量一个频率。函数映射采取所有不同频率的测量结果, 以寻找拟合其所有的最佳参数。

[0082] 在这两个变型中, 将被校正以考虑呼吸 (如方程1和2描述的) 结果组织特征函数/模型与由阻抗分光仪捕获的实际阻抗值进行比较。然后选择组织参数和呼吸参数以最好地解释测量值。由此, 将经校正的组织特征函数映射到测量结果, 并且通过将函数拟合到结果来优化函数参数 (其定义被测量的组织参数)。

[0083] 使用若干方法能够实施该函数拟合, 其中一个被表示如下。

[0084] 首先选择合理参数值的猜测 (例如 $R_0 = 25$ 、 $R_{\infty} = 15$ 、 $\alpha = 0.65$ 、 $\tau = 1.8 \cdot 10^{-6}$ 、 $k = 0.4$), 然后定义误差, 例如:

[0085] 所有时间上求和 $\{ \text{Re}(Z_{\text{观察到的}}(t)) - \text{Re}(Z(t)) \}^2$

[0086] 这是在观察到的结果与通过经校正的组织特征模型预测的结果之间的差的平方和。找到参数设置, 其使该误差测量最小化。

[0087] 通过执行Nelder-Mead单形搜索能够使误差最小化。例如, 这是标准matlab最小化算法。然而, 能够使用许多其他函数拟合算法。

[0088] 在图3中示出了本发明的系统50。

[0089] 已知的生物阻抗测量系统34具有用于将交流电流应用到用户的身体组织的电流源36和接触垫, 以及用于读取来自身体组织的电压的电压读取电流38和接触垫。如单元40所示, 能够改变被应用到身体组织的交流电流的频率。

[0090] 处理器能够被认为实施三个单独的函数, 并且这些被示为三个处理器 $\mu P1$ 、 $\mu P2$ 和 $\mu P3$ 。当然, 在实践中, 单个单元能够执行所有处理。

[0091] 第一处理器 $\mu P1$ 控制生物阻抗测量处理, 并且提供组织特征函数F1。该函数F1能够是任何已知的频率相关特征函数, 其使 (从应用的电流值和读取的电压中导出的) 阻抗值能够被映射到形成函数F1的组织参数。

[0092] 通过呼吸监测器42监测或导出呼吸形式。如上所述, 其可以是单独的传感器设备, 或其可以是被应用到阻抗数据的处理器函数。

[0093] 第二处理器 $\mu P2$ 将组织特征函数F1与监测或导出的呼吸形式进行组合, 并且导出经校正的组织特征函数F2。

[0094] 通过函数映射, 第三处理器 $\mu P3$ 基于经校正的函数F2来提取组织参数TP。

[0095] 如图4所示, 本发明的方法和系统允许小得多的测量周期 (扫频) 用于得出精确的组织参数。

[0096] 图4示出了对于不同数量的测量周期 (扫频) 的估计参数的中位相对误差。

[0097] 左上曲线图示出了阻抗 R_0 , 右上曲线图示出了无限频率阻抗 R_{∞} , 左下曲线图示出了tau值(τ), 以及右下曲线图示出了 α 值。

[0098] 相对误差被计算为使用84扫频的估计参数值和计算参数值的百分数差。

[0099] 在一个范例中, 每个扫频能够为大约3秒长。在每个扫频中, 获得全组频率测量结

果。由此,每个扫频给出不同频率和不同时间处的一系列阻抗测量结果。由于在不同时间处采取扫频,在呼吸周期的不同时间处对阻抗值进行采样。例如,单个阻抗测量能够采取1/64秒。在扫频之内,能够在每个频率处得到多个测量结果,例如每个频率处的12个测量结果,并且扫频能够覆盖大约16个离散频率($1/64 \times 12 \times 16 = 3\text{s}$)。这些值被简单提供以给出涉及的数量级的感觉。

[0100] 在每个曲线图中,顶部(更大误差)虚线图示出未校正的Cole-Cole函数,并且底部(更小误差)实线图示出使用本发明的方法的经校正的Cole-Cole函数。

[0101] 能够使用其他模型,并且通过使用本发明的途径能够更快地同样获得精确的模型参数。其他模型的范例是konturri皮肤电阻模型和皮肤电阻的Tregear模型。

[0102] 专业保健工作人员也能够使用本发明的生物阻抗设备以评估液体水平,利用较短的时间得到精确测量。例如,能够获得对于5分钟测量的0.5%之内的中位误差,其继而允许较短的测量时期。

[0103] 本发明一般对基于阻抗测量的组织特征,并且具体地胸部区域的组织特征感兴趣,在所述胸部区域中具有由呼吸引起的明显运动。本发明不限于探测肺部中的液体积聚的使用。

[0104] 本发明的方法提供改进的组织特征模型。由于之后需要通过将阻抗测量结果映射到改进的模型来导出组织参数,并且之后需要分析参数以得出任何诊断,这是中间诊断相关的。

[0105] 在一个范例中,用于实施本发明的读取装置(电压表)能够测量电压信号的相位(相对于应用的电流信号),并且由此能够将电流信号作为输入。备选地,通过处理器(在图3中的 μP1)能够导出该相位信息。

[0106] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容和权利要求书,在实践所主张的本发明的过程中,能够理解和实现对所公开实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元素或步骤,以及不定冠词“一”或“一个”不排除复数。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中列举的若干项的功能。在互不相同的从属权利要求中列举的某些措施的事实不表明不能够使用这些措施的组合以获益。计算机程序可以被存储/分布在适当的介质上,诸如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的一部分的光学存储介质或固态介质,但也可以以其他形式分布,诸如经由互联网或其他有线或无线通信系统。在权利要求中的任何参考标记不应被解释为限制范围。

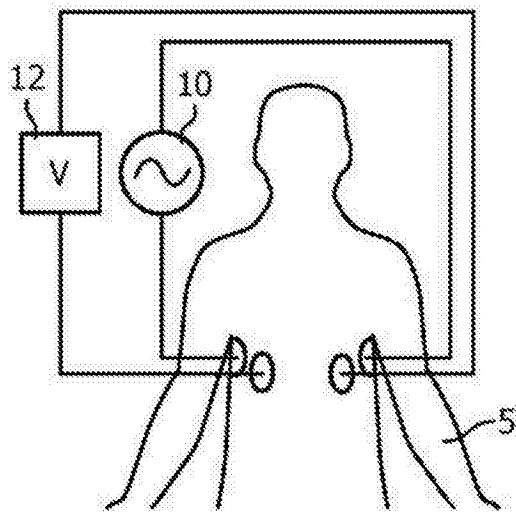


图1

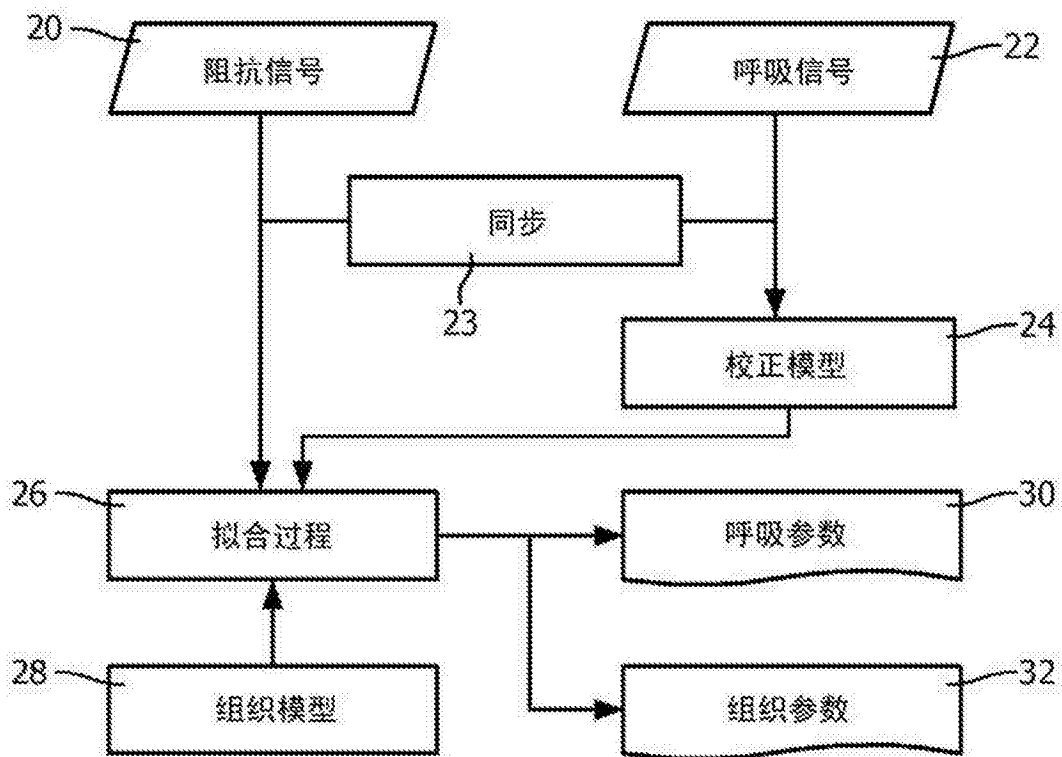


图2

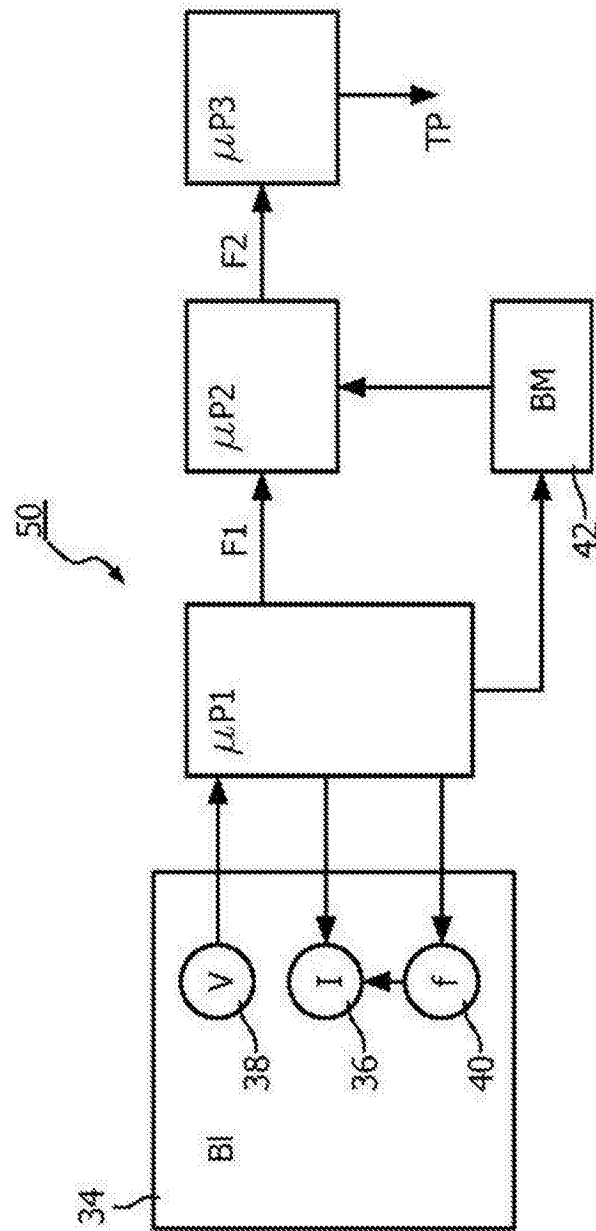


图3

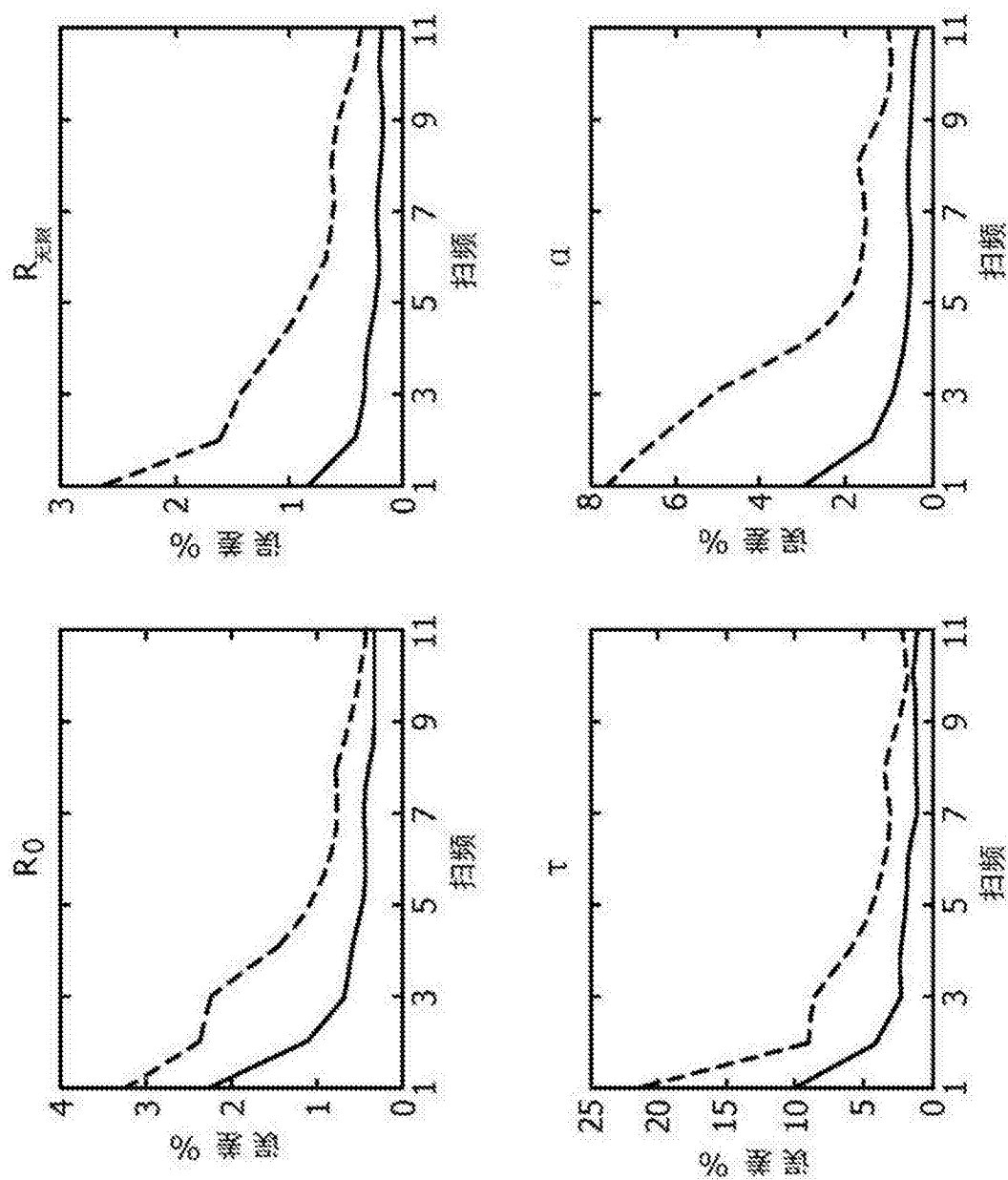


图4