



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111248894 A

(43)申请公布日 2020.06.09

(21)申请号 201910919970.4

A61B 5/021(2006.01)

(22)申请日 2019.09.26

A61B 5/026(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 5/029(2006.01)

16/207,136 2018.12.02 US

A61B 5/00(2006.01)

(71)申请人 西诺嘉医药有限公司

地址 以色列凯撒勒雅市

(72)发明人 优素福·谢格曼

耶荷宁顿·谢格曼

(74)专利代理机构 上海翼胜专利商标事务所

(普通合伙) 31218

代理人 翟羽

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

权利要求书4页 说明书11页 附图10页

(54)发明名称

使用ECG恢复脉搏波形及其他血液动力学的设备及方法

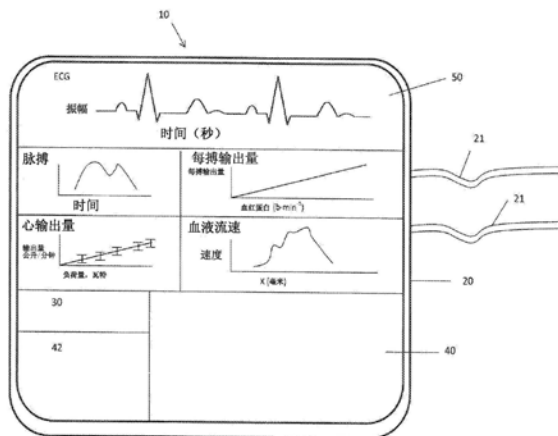
(57)摘要

本发明公开一种使用ECG恢复脉搏波形及其他血液动力学的设备及方法,所述设备及方法属于医疗诊断装置及方法的领域。所述设备,从一ECG信号产生一脉搏(或其他血液动力学)信号,并显示所述信号的一波形。一ECG单元,包括一个或多个电极以从活组织接收一ECG信号波形,并且产生一数字ECG信号;一存储器;一个或多个硬件处理器,配置为持续地将一积分函数应用于所述数字ECG信号,并且在一段时间内显示所述积分函数的一波形。所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内的所述对象的一脉搏信号波形的一形状。所述积分函数包括:

$PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) du$ 所述存储器存储

所述积分函数的波形。其中包括一加权函数

$PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) \cdot W(u - t) du。$



1. 一种医疗设备,配置为从一ECG信号产生与一哺乳动物对象的一脉搏波形对应的一信号,并显示所述信号的一波形,所述设备包括:

一ECG单元,包括至少一个电极,所述ECG单元配置为从一哺乳动物对象的活组织获得且输出一ECG信号,并且配置为如果所述ECG信号的一波形还不是数字信号,则在一段时间内产生一数字ECG信号;

一存储器,用于在所述时间段内接收及存储所述数字ECG信号的一波形;

一个或多个硬件处理器,配置为持续地将一积分函数应用于所述数字ECG信号,并且向一数字显示装置发起一显示信号以在所述时间段内显示所述积分函数的一波形,其中所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内拍摄的所述对象的一脉搏信号波形的一形状,其中所述积分函数包括:

$$PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) du$$

其中PWF(t)_T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中ECG(u)表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率由每单位时间的多个采样点定义,其中F是在ECG上的一预先处理运算符以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号,其中T是由所述ECG(u)时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定,所述T满足所述奈奎斯特采样定理,其中t、u是每个时间变量,并且其中A是一正常数,

其中,所述存储器配置为持续地存储具有所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形,

所述一个或多个硬件处理器,配置为发送多个指令以显示或打印具有所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形。

2. 如权利要求1所述的设备,其特征在于,所述积分函数包括:

$$PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) \cdot W(u - t) du,$$

其中W(u)是一加权函数。

3. 如权利要求1所述的设备,其特征在于:所述ECG单元、所述存储器、所述一个或多个硬件处理器及所述数字显示装置中的一个或多个位于远离所述ECG单元、所述存储器、所述一个或多个处理器及所述数字显示装置中的其余元件的至少一个。

4. 如权利要求1所述的设备,其特征在于:所述一个或多个硬件处理器配置为在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i)一血液动力学血压参数,所述血液动力学血压参数是以下中的至少一个(a)收缩压、(b)舒张压、(ii)心搏量、(iii)心输出量、(iv)血流速度、(v)血液粘度、(vi)充血性心力衰竭的存在、(vii)心力衰竭的存在、(viii)外周血灌注、(ix)在所述恢复脉搏信号波形上的所述收缩压的所述位置及所述舒张压的所述位置、(x)所述多根血管的阻力、(xi)血管硬度、(xii)心脏指数以及(xiii)通过对所述「(i)」到「(xii)」的任何参数应用一函数来获得所述「(i)」到「(xii)」的任何参数的一变化。

5. 如权利要求1所述的设备,其特征在于:所述一个或多个硬件处理器配置成在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i)收缩压、(ii)舒张压及(iii)每搏输出量。

6. 如权利要求1所述的设备,其特征在于:所述一个或多个硬件处理器配置成在所述时间段内,从所述脉搏信号波形获得所述对象的所述多个血管的阻力。

7. 一种从一ECG信号产生对应于一哺乳类动物对象的一脉搏波形的一信号并且显示所述信号的一波形的的方法,所述方法包括:

如果所述ECG信号的一波形还不是数字信号,则在一时间段内利用包括至少一个电极的一ECG单元以从一哺乳动物对象的活组织获得且输出一ECG信号;

将所述数字ECG信号的一波形存储在一计算机可读存储器中;

利用一个或多个硬件处理器将一积分函数持续地应用于所述数字ECG信号,并且向一数字显示装置发起一显示信号以在所述时间段内显示所述积分函数的一波形,其中所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内拍摄的所述对象的一脉搏信号波形的一形状,其中所述积分函数包括:

$$PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) du$$

其中PWF(t)_T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中ECG(u)表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率是由每单位时间的多个采样点定义,其中F是在ECG上的一预先处理运算符以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号,其中T是由所述ECG(u)时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定,所述T满足所述奈奎斯特采样定理,其中t、u是每个时间变量,并且其中A是一正常数,

其中,所述存储器持续地存储所述积分函数的波形,所述积分函数具有所述脉搏信号波形的所述形状;并且

向一数字显示装置发起一显示信号,以持续地显示所述积分函数的所述波形,所述积分函数的所述波形具有所述对象的所述脉搏信号波形的所述形状。

8. 如权利要求7所述的方法,其特征在于,所述积分函数包括:

$$PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) \cdot W(u - t) du,$$

其中W(u)是一加权函数。

9. 如权利要求7所述的方法,其特征在于:所述ECG单元、所述存储器、所述一个或多个硬件处理器及所述数字显示装置中的一个或多个适于远离所述ECG单元、所述存储器、所述一个或多个处理器及所述数字显示装置中的至少一个。

10. 如权利要求7所述的方法,其特征在于:所述一个或多个硬件处理器配置为在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i) 血液动力学血压参数,所述血液动力学血压参数是以下中的至少一个(a)收缩压、(b)舒张压、(ii)心搏量、(iii)心输出量、(iv)血流速度、(v)血液粘度、(vi)充血性心力衰竭的存在、(vii)心力衰竭的存在、(viii)外周血灌注、(ix)在所述恢复脉搏信号波形上的所述收缩压的所述位置及所述舒张压的所述位置、(x)所述多根血管的阻力、(xi)血管硬度、(xii)心脏指数以及(xiii)通过对所述「(i)」到「(xii)」的任何参数应用一函数来获得所述「(i)」到「(xii)」的任何参数的一变化。

11. 如权利要求7所述的方法,其特征在于:所述一个或多个硬件处理器配置成在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i)收

缩压、(ii)舒张压及(iii)每搏输出量。

12.如权利要求7所述的方法,其特征在于:所述一个或多个硬件处理器配置为在所述时间段,从所述脉搏信号波形获得所述对象的所述多个血管的阻力。

13.一种非暂时性计算机可读存储介质,在所述非暂时性计算机可读存储介质上存储具有可由一个或多个硬件处理器执行的一应用程序,所述应用程序用于执行:

如果所述ECG信号的一波形还不是数字信号,则在一时间段内利用从一哺乳动物对象的活组织获得的一ECG信号来产生一数字ECG信号;

将所述数字ECG信号的一波形存储在一计算机可读存储器中;

利用一个或多个硬件处理器将一积分函数持续地应用于所述数字ECG信号,并且向一数字显示装置发起一显示信号以在所述时间段内显示所述积分函数的一波形,其中所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内拍摄的所述对象的一脉搏信号波形的一形状,其中所述积分函数包括:

$$PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(EGC(u)) du$$

其中PWF(t) T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中ECG(u)表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率是由每单位时间的多个采样点定义,其中F是在ECG上的一预先处理运算符以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号,其中T是由所述ECG(u)时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定,所述T满足所述奈奎斯特采样定理,其中t、u是每个时间变量,并且其中A是一正常数;以及

持续地在所述存储器上存储所述积分函数的所述波形,所述积分函数具有所述脉搏信号波形的所述形状;

向一数字显示装置发起一显示信号,以持续地显示所述积分函数的所述波形,所述积分函数具有所述对象的所述脉搏信号波形的所述形状。

14.如权利要求13所述的非暂时性计算机可读存储介质,其特征在于:所述 $PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(EGC(u)) du$ 积分函数包括其中W(u)是一加权函数。

15.如权利要求13所述的非暂时性计算机可读存储介质,其特征在于,所述非暂时性计算机可读存储介质还包括:利用所述一个或多个硬件处理器以在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i)一血液动力学血压参数,所述血液动力学血压参数是以下中的至少一个(a)收缩压、(b)舒张压、(ii)心搏量、(iii)心输出量、(iv)血流速度、(v)血液粘度、(vi)充血性心力衰竭的存在、(vii)心力衰竭的存在、(viii)外周血灌注、(ix)在所述恢复脉搏信号波形上的所述收缩压的所述位置及所述舒张压的所述位置、(x)所述多根血管的阻力、(xi)血管硬度、(xii)心脏指数以及(xiii)通过对所述「(i)」到「(xii)」的任何参数应用一函数来获得所述「(i)」到「(xii)」的任何参数的一变化。

16.如权利要求13所述的非暂时性计算机可读存储介质,其特征在于,所述非暂时性计算机可读存储介质还包括:利用所述一个或多个硬件处理器,以在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i)收缩压、(ii)舒张压及(iii)每搏输出量。

17. 如权利要求13所述的非暂时性计算机可读存储介质,其特征在于,所述非暂时性计算机可读存储介质还包括:利用所述一个或多个硬件处理器以在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的所述血管的阻力。

使用ECG恢复脉搏波形及其他血液动力学的设备及方法

[0001] 技术领域及背景技术

[0002] 本发明属于医疗诊断装置及方法的领域。更具体地,本发明旨在使用一 ECG来获得一脉搏波形及其他血液动力学参数。

[0003] 一心电图仪 (electrocardiograph),通常称为一ECG,所述ECG是与一对象的心跳相关的所述电脉搏的一图形记录。所述ECG提供非常有用的诊断信息。

发明内容

[0004] 本发明的一个方面是一种医疗设备,配置为从一ECG信号产生与一哺乳动物对象的一脉搏波形对应的一信号,并显示所述信号的一波形,所述设备包括:一ECG单元,包括至少一个电极,所述ECG单元配置为从一哺乳动物对象的活组织获得且输出一ECG信号,并且配置为如果所述ECG信号的一波形还不是数字信号,则在一时间段内产生一数字ECG信号;一存储器,用于在所述时间段内接收及存储所述数字ECG信号的一波形;一个或多个硬件处理器,配置为持续地将一积分函数 (integral function) 应用于所述数字ECG信号,并且向一数字显示装置发起一显示信号以在所述时间段内显示所述积分函数的一波形,其中所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内拍摄的所述对象的一脉搏信号波形的一形状,其中所述积分函数包括:

$$[0005] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(EGC(u)) du$$

[0006] 其中PWF (t) T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中ECG (u) 表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率由每单位时间的多个采样点定义,其中F是在ECG上的一预先处理运算符以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号,其中T是由所述ECG (u) 时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定,所述T满足所述奈奎斯特采样定理,其中t、u是每个时间变量,并且其中A是一正常数,其中,所述存储器配置为持续地存储具有所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形,所述一个或多个硬件处理器,配置为发送多个指令以显示或打印具有所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形。

[0007] 在一些实施例中,所述积分函数包括:

$$[0008] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(EGC(u)) \cdot W(u - t) du, \text{ 其中 } W(u) \text{ 是一加权函数。}$$

[0009] 在一些实施例中,所述ECG单元、所述存储器、所述一个或多个硬件处理器及所述数字显示装置中的一个或多个适于远离所述ECG单元、所述存储器、所述一个或多个处理器及所述数字显示装置中的至少一个。

[0010] 在一些实施例中,所述一个或多个硬件处理器配置为在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i) 一血液动力学血压参数,所述血液动力学血压参数是以下中的至少一个(a) 收缩压、(b) 舒张压、(ii) 心搏量、(iii) 心输出量、(iv) 血流速度、(v) 血液粘度、(vi) 充血性心力衰竭的存在、(vii) 心力衰竭的存在、(viii) 外周血灌注、(ix) 在所述恢复脉搏信号波形上的所述收缩压的所述位置

及所述舒张压的所述位置、(x)所述多根血管的阻力、(xi)血管硬度、(xii)心脏指数以及(xiii)通过对所述「(i)」到「(xii)」的任何参数应用一函数来获得所述「(i)」到「(xii)」的任何参数的一变化。在一些实施例中,所述一个或多个硬件处理器配置成在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i)收缩压、(ii)舒张压及(iii)每搏输出量。在一些实施例中,所述一个或多个硬件处理器配置成在所述时间段内,从所述脉搏信号波形获得所述对象的所述多个血管的阻力。

[0011] 本发明的另一个方面是一种从一ECG信号产生对应于一哺乳类动物对象的一脉搏波形的一信号并且显示所述信号的一波形的的方法,所述方法包括:如果所述ECG信号的一波形还不是数字信号,则在一时间段内利用包括至少一个电极的一ECG单元以从一哺乳动物对象的活组织获得且输出一ECG信号;将所述数字ECG信号的一波形存储在一计算机可读存储器中;利用一个或多个硬件处理器将一积分函数持续地应用于所述数字ECG信号,并且向一数字显示装置发起一显示信号以在所述时间段内显示所述积分函数的一波形,其中所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内拍摄的所述对象的一脉搏信号波形的一形状,其中所述积分函数包括:

$$[0012] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(EGC(u)) du$$

[0013] 其中PWF(t)_T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中ECG(u)表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率是由每单位时间的多个采样点定义,其中F是在ECG上的一预先处理运算符以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号,其中T是由所述ECG(u)时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定,所述T满足所述奈奎斯特采样定理,其中t、u是每个时间变量,并且其中A是一正常数,其中,所述存储器持续地存储所述积分函数的波形,所述积分函数具有所述脉搏信号波形的所述形状;并且向一数字显示装置发起一显示信号,以持续地显示所述积分函数的所述波形,所述积分函数具有所述对象的所述脉搏信号波形的所述形状。

[0014] 在一些实施例中,所述积分函数包括:

$$[0015] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(EGC(u)) \cdot W(u-t) du,$$

[0016] 其中W(u)是一加权函数。

[0017] 在一些实施例中,所述ECG单元、所述存储器、所述一个或多个硬件处理器及所述数字显示装置中的一个或多个适于远离所述ECG单元、所述存储器、所述一个或多个处理器及所述数字显示装置中的至少一个。

[0018] 在一些实施例中,所述一个或多个硬件处理器配置为在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i)一血液动力学血压参数,所述血液动力学血压参数是以下中的至少一个(a)收缩压、(b)舒张压、(ii)心搏量、(iii)心输出量、(iv)血流速度、(v)血液粘度、(vi)充血性心力衰竭的存在、(vii)心力衰竭的存在、(viii)外周血灌注、(ix)在所述恢复脉搏信号波形上的所述收缩压的所述位置及所述舒张压的所述位置、(x)所述多根血管的阻力、(xi)血管硬度、(xii)心脏指数以及(xiii)通过对所述「(i)」到「(xii)」的任何参数应用一函数来获得所述「(i)」到「(xii)」的任何参数的一变化。在一些实施例中,所述一个或多个硬件处理器配置成在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i)收缩压、(ii)

舒张压及 (iii) 每搏输出量。在一个或多个实施例中,所述一个或多个硬件处理器配置为在所述时间段,从所述脉搏信号波形获得所述对象的所述多根血管的阻力。

[0019] 本发明的另一方面是一种非暂时性计算机可读存储介质,在所述非暂时性计算机可读存储介质上存储具有可由一个或多个硬件处理器实施的一应用程序,所述应用程序用于执行:如果所述ECG信号的一波形还不是数字信号,则在一段时间内利用从一哺乳动物对象的活组织获得的一ECG信号来产生一数字ECG信号;将所述数字ECG信号的一波形存储在一计算机可读存储器中;利用一个或多个硬件处理器将一积分函数持续地应用于所述数字ECG信号,并且向一数字显示装置发起一显示信号以在所述时间段内显示所述积分函数的一波形,其中所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内拍摄的所述对象的一脉搏信号波形的一形状,其中所述积分函数包括:

$$[0020] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) du$$

[0021] 其中PWF (t)_T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中ECG (u)表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率是由每单位时间的多个采样点定义,其中F是在ECG上的一预先处理运算符以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号,其中T是由所述ECG (u) 时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定,所述T满足所述奈奎斯特采样定理,其中t、u是每个时间变量,并且其中A是一正常数;以及持续地在所述存储器上存储所述积分函数的所述波形,所述积分函数具有所述脉搏信号波形的所述形状;向一数字显示装置发起一显示信号,以持续地显示所述积分函数的所述波形,所述积分函数具有所述对象的所述脉搏信号波形的所述形状。

[0022] 在一些实施例中,所述积分函数包括:

$$[0023] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) du, \text{ 其中 } W(u) \text{ 是一加权函数。}$$

[0024] 在一些实施例中,利用所述一个或多个硬件处理器来执行所述存储的应用程序以在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i) 一血液动力学血压参数,所述血液动力学血压参数是以下中的至少一个(a) 收缩压、(b) 舒张压、(ii) 心搏量、(iii) 心输出量、(iv) 血流速度、(v) 血液粘度、(vi) 充血性心力衰竭的存在、(vii) 心力衰竭的存在、(viii) 外周血灌注、(ix) 在所述恢复脉搏信号波形上的所述收缩压的所述位置及所述舒张压的所述位置、(x) 所述多根血管的阻力、(xi) 血管硬度、(xii) 心脏指数以及(xiii) 通过对所述「(i)」到「(xii)」的任何参数应用一函数来获得所述「(i)」到「(xii)」的任何参数的一变化。在一些实施例中,利用所述一个或多个硬件处理器来执行所述存储的应用程序,以在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的以下血液动力学参数中的至少一个:(i) 收缩压、(ii) 舒张压及(iii) 每搏输出量。在一些实施例中,利用所述一个或多个硬件处理器来执行所述存储的应用程序以在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得所述对象的所述血管的阻力。

[0025] 参考以下附图、描述及权利要求,将更好地理解本发明的这些及其他特征、方面及优点。

附图说明

[0026]

[0027] 这里仅通过示例的方式参考多个附图来描述各种实施例,其中:

[0028] 图1是根据本发明的一个实施例中,显示一ECG及一脉搏波形以及其他血液动力学参数的一ECG单元的一示意图;

[0029] 图2A是从www.physionet.org下载的一患者的ECG的一图;

[0030] 图2B是通过应用根据本发明的一实施例的一方法及设备,从图2A的所述ECG导出的一脉搏波形的一图;

[0031] 图2C是根据本发明的一个实施例中,图2B的所述脉搏波形的一图,其示出瞬时收缩压及舒张压的多个位置;

[0032] 图2D是根据本发明的一个实施例中,图2B的所述脉搏波形的一图,其示出每搏输出量的波形;

[0033] 图2E是根据本发明的一个实施例中,图2B的所述脉搏波形的一图,其示出心输出的波形;

[0034] 图3是根据本发明的一个实施例中,一系统的示意图,其中所述存储器及一个或多个处理器是ECG单元及显示器或打印机装置并且远离所述ECG单元及显示器或打印装置,并且可由电信网络接近;

[0035] 图4是本发明的一方法的一流程图;

[0036] 图5是本发明的另一方法的一流程图;以及

[0037] 图6是根据本发明的一实施例中,存储在一非暂时性计算机可读介质上并由一个或多个处理器执行的一应用程序的多个模块的一示意图。

具体实施方式

[0038] 在以下内容中详细描述实施本发明的多种最佳方式。所述描述不是限制性的,而仅仅是为了说明本发明的一般原理,因为本发明的所述范围最佳地是由所述权利要求限定。

[0039] 本发明通常提供一种医疗设备及方法,其配置为从一哺乳动物对象的一ECG信号产生与一哺乳动物对象的一脉搏波形对应的一信号,并显示所述信号的一波形。在一些实施例中,所述设备及方法从所述脉搏信号获得另一信号。在一些实施例中(所述设备、一种或多种方法及计算机可读介质中的每一个),如果所述收缩压及舒张压值出现在表示瞬时血压的脉搏信号波形上,则一脉搏波形是一血压波形。在这方面,如图2C所示,通常所述脉搏信号波形的峰值表示所述瞬时收缩血压的数值,并且沿着所述当前峰值及下一个主要最小值之间的所述波形的所述斜率的一位点表示所述瞬时舒张压。在其他多个实施例中,如果所述每搏输出量的数值出现在表示每次心脏跳动的所述血液量的所述脉搏信号的波形上,则所述脉搏信号波形是一每搏输出量波形,如图2D所示,并且是一心输出波形(参见图2E),所述心输出波形显示每分钟的总心输出量(每搏输出量乘以脉搏乘以一正常数)。来自ECG的所述恢复信号是表示在所述时间段内所述哺乳动物对象的血液动力学生理状态的一信号,并显示另一信号的一波形。所述血液动力学状态是以下血液动力学参数中的至少一个:(a)收缩压、(b)舒张压、(ii)心搏量、(iii)心输出量、(iv)血流速度、(v)血液粘度、(vi)充血性心力衰竭的存在、(vii)心力衰竭的存在、(viii)外周血灌注、(ix)在所述恢复脉搏信号波形上的所述收缩压的所述位置及所述舒张压的所述位置、(x)所述多根血管的

阻力、(xi) 血管硬度、(xii) 心脏指数以及 (xiii) 通过对所述「(i)」到「(xii)」的任何参数应用一函数来获得所述「(i)」到「(xii)」的任何参数的一变化。

[0040] 在一个示例中,所述设备包括一ECG单元。所述ECG单元包括至少一个电极以从一哺乳动物对象的活组织获得且输出一ECG信号,并且如果所述ECG 信号的一波形还不是数字信号,则在一段时间内产生一数字ECG信号。在一些实施例中,所述设备还具有一存储器,用于在所述时间段从所述数字ECG 信号接收及存储实时数字ECG数据。

[0041] 所述设备10还具有一处理单元,所述处理单元包括一个或多个硬件处理器40,所述一个或多个硬件处理器40配置为持续地将一积分函数应用于所述数字ECG信号,并且向一数字显示装置发起一显示信号以在所述时间段内显示所述积分函数的一波形,其中(在所述血液动力学参数是所述脉搏的情况下)所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内拍摄的所述对象的一脉搏信号波形的一形状,其中所述积分函数包括:

$$[0042] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) du$$

[0043] 其中PWF (t)_T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中ECG (u)表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率由每单位时间的多个采样点定义,例如一秒获一分钟或其他时间间隔,其中T(所述积分的所述长度)是由所述ECG (u)时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定(在所述ECG信号中的所述多个峰值的频率),所述T满足所述奈奎斯特采样定理,其中t、u是每个时间变量,并且其中A是一正常数。

[0044] 在一些实施例中,首先在所述ECG上执行以下类型中的一数学F运算

$$[0045] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) du。$$

[0046] 在一个非限制性示例中,所述F运算的结果是一卷积运算(convolution operation),其导致通过各种低通滤波器来平滑所述ECG,或者可选地,卷积操作通过使用一高通滤波器或任何其他滤波器来锐化所述ECG。所述F运算的另一个例子是降低噪声或消除噪声。

[0047] 所述存储器存储所述脉搏波形的多个结果(即具有所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形)。所述一个或多个硬件处理器40还可以被配置为发送多个指令以显示或打印具有所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形。

[0048] 可选地,所述积分函数包括:

$$[0049] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) \cdot W(u - t) du$$

[0050] 其中PWF (t)_T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形以及其中W (u) 是一是视窗加权函数(windows weight function),例如:一平滑加权函数可以是高斯函数或非高斯函数。

[0051] 一视窗函数的多个非限制性示例是:对于任何 $-1 \leq t \leq 1$, $W(t) = 1$; 否则 $W(t) = 0$ 。对于任何实数t, $W(t) = k \cdot \exp(-a \cdot |t|)$, 「a」是一正实数,其中「|」表示绝对值。

[0052] 对于任何实数t, $W(t) = k \cdot \exp(-a \cdot t^2)$, 「a」是一正数。在这种情况下,W是一高斯加权函数。在最后两个示例中,k是一实常数。

[0053] 本申请人发现,所述ECG的所述积分函数的波形具有在所述时间段内拍摄的所述对象的所述脉搏信号波形的所述形状。一数字显示装置或打印装置被配置为接收所述显示

信号并显示或打印具有所述血液动力学信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形。所述存储器及一个或多个处理器可以集成到一个物理装置中,或者它们可以远离所述ECG单元。任何人都可以从一ECG装置获得具有一脉搏或其他血液动力学参数的所述形状的一波形,而无需任何其他装置或技术的协助。一医生可以从所述设备的所述显示器以及从所述方法的所述输出值中看到所述患者的脉搏。

[0054] 通常,为了获得多种血液动力学参数,包括但不限于:脉搏,将需要一单独的装置。在一些实施例中,本发明从产生所述ECG信号的所述相同的ECG单元来生成这些血液动力学参数的一显示结果或打印输出。

[0055] 参考所述多个附图及所述描述可以更好地理解用于使用ECG来恢复脉搏波形及其他血液动力学的设备及方法的所述多种原理及操作。

[0056] 参照图1至图3,在一个实施例中,本发明是一医疗设备10,配置为从一ECG信号生成对应于一哺乳动物对象的一脉搏波形的一信号,并显示所述信号的一波形。所述设备10包括一ECG单元20,所述ECG单元20可包括至少一个电极21,并配置成在一时间段内从一哺乳动物对象的活组织获得并输出一ECG信号。所述ECG单元配置为如果所述ECG信号的波形还不是数字信号,则在所述时间段内生成一数字ECG信号。

[0057] 设备10可以包括一存储器30,其配置为在所述时间段内接收及存储(例如:持续地或连续地存储)所述数字ECG信号的所述波形。设备10还可以包括一个或多个硬件处理器40,所述一个或多个硬件处理器40配置为持续地将一积分函数应用于所述数字ECG信号,并且向一数字显示装置50发起一个或多个显示信号以显示(例如:持续地或连续地显示)在所述时间段内的所述积分函数的一波形,其中所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内拍摄的所述对象的一脉搏信号波形的一形状,其中所述积分函数包括:

$$[0058] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(EGC(u)) du$$

[0059] 其中 $PWF(t)_T$ 是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中 $EGC(u)$ 表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率由每单位时间的多个采样点定义,例如:一秒、分钟、或其他时间间隔,其中 F 是在ECG上的一预先处理运算子以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号,其中 T (所述积分的所述长度)是由所述 $EGC(u)$ 时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定,所述 T 满足所述奈奎斯特采样定理,其中 t, u 是每个时间变量,并且其中 A 是一正常数。一时间间隔的多个常见的非限制性示例是秒或分钟。

[0060] 在本文的任何实施例中,所述时间分辨率表示每个时间间隔的采样点的数量(最常见的时间间隔是一秒)。例如,250赫兹的一分辨率意味着每秒250个采样点。尽管根据奈奎斯特采样定理,计算250赫兹的 T 是众所周知的,但是在一些实施例中,还应该考虑 T 内的搏动数。例如,如果在一些实施例中 T 不包含任何搏动(beat),则会增加 T ,使得每次在 T 上执行积分时,并入至少一个搏动。因此,在某些情况下,我们可能需要的不仅仅是一个搏动。

[0061] 可以根据所述ECG信号中的所述多个峰值所述频率来确定每分钟的搏动数。例如,如果所述ECG单元20记录所述哺乳动物对象的所述ECG持续10秒,并且如果所述一个或多个硬件处理器40计数并确定在所述10秒期间存在12个峰值,则所述一个或多个硬件处理器40可以确定每秒有1.2次搏动或每分钟有72次搏动。这通常称为「脉搏率」。

[0062] 「脉搏」表示每个时间间隔的搏动数。在一些实施例中，本发明利用每个时间间隔的所述ECG信号中的所述脉搏或所述峰值的数量来帮助确定T。因此，在本专利申请中，所述短语「来自一脉搏或ECG峰值率」意味着每个时间间隔来自所述哺乳动物对象的所述脉搏或来自所述哺乳动物对象的所述ECG信号中的所述峰值的数量。

[0063] 所述存储器30可以存储所述脉搏波形的结果，所述脉搏波形的结果是具有所述脉搏信号波形的一形状的所述积分函数的所述波形。所述一个或多个硬件处理器40可以配置为发送一指令以显示或打印具有所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形。

[0064] 可选地，所述积分函数包括：

$$[0065] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) \cdot W(u-t) du$$

[0066] 其中PWF(t)_T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形，并且其中ECG(u)表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG，所述时间分辨率由每单位时间的多个采样点定义，例如：一秒、分钟或其他时间间隔，其中F是在ECG上的一预先处理运算符以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号，其中T(所述积分的所述长度)是由所述ECG(u)时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定，所述T满足所述奈奎斯特采样定理，其中t、u是每个时间变量，并且其中A是一正常数，以及其中W(u)是一加权函数，例如：一平滑加权函数，例如：一高斯函数提供t的所述位置的多个焦点。

[0067] 一视窗函数的多个非限制性示例是：

[0068] 对于任何 $-1 \leq t \leq 1$ ， $W(t) = 1$ ；否则 $W(t) = 0$ 。对于任何实数t， $W(t) = k \cdot \exp(-a \cdot |t|)$ ，「a」是一正实数，其中「| |」表示绝对值。

[0069] 对于任何实数t， $W(t) = k \cdot \exp(-a \cdot t^2)$ ，「a」是一正数。在这种情况下，W是一高斯加权函数。在最后两个示例中，k是一实常数。

[0070] 可选地，如图3所示，所述ECG单元、所述存储器、所述一个或多个硬件处理器及所述数字显示装置中的一个或多个适于远离所述ECG单元、所述存储器、所述一个或多个处理器及所述数字显示装置中的至少一个。在这种情况下，设备10可描述为一系统。

[0071] 脉搏不是使用本发明从所述ECG信号可获得的唯一血液动力学参数。在一些实施例中，所述一个或多个硬件处理器40配置为从所述脉搏信号波形获得(例如：持续地获得)所述对象(例如：在所述时间段内)的以下血液动力学参数中的至少一个：(i)一血液动力学血压参数，所述血液动力学血压参数是以下中的至少一个(a)收缩压、(b)舒张压、(ii)心搏量、(iii)心输出量、(iv)血流速度、(v)血液粘度、(vi)充血性心力衰竭的存在、(vii)心力衰竭的存在、(viii)外周血灌注、(ix)在所述恢复脉搏信号波形上的所述收缩压的所述位置及所述舒张压的所述位置、(x)所述多根血管的阻力、(xi)血管硬度、(xii)心脏指数以及(xiii)通过对所述「(i)」到「(xii)」的任何参数应用一函数来获得所述「(i)」到「(xii)」的任何参数的一变化。

[0072] 在一些实施例中，所述一个或多个硬件处理器40配置成在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得(例如：持续地获得)所述对象(例如：在所述时间段内)的以下血液动力学参数中的至少一个：(i)收缩压、(ii)舒张压及(iii)每搏输出量。在一些实施例中，所述一个或多个硬件处理器配置成从所述脉搏信号波形获得所述对象(在所述时间段内)的所述

血管的阻力。

[0073] 一计算机系统的一存储器组件,例如:一计算机系统的一存储器30,配置为在所述时间段内(例如:实时地)接收及存储所述数字ECG信号的所述波形。通常,在所有实施例中,所述计算机系统包括执行本文中描述的所述多个函数的所有必要硬件40及软件42。

[0074] 在一些实施例中,所述设备10包括一数字显示装置50或打印装置50,其配置为接收所述显示信号并显示或打印具有所述脉搏信号波形(或所述对象的其他血液动力学参数)的所述形状的所述积分函数的所述波形。在一些实施例中,所述数字显示装置50是一数字显示屏幕或者作为一单一装置与所述ECG单元20、存储器30及/或一个或多个硬件处理器40集成。在其他实施例中,所述数字显示装置50是分开的。

[0075] 本发明的一实施例的一应用示例如下文所述。图2A示出从 www.physionet.org 下载的一活着的人类患者的ECG的一图表。图2B是通过应用根据本发明的一实施例的一方法及设备,从图2A的所述ECG导出的一脉搏波形的一图。为了产生图2B的所述脉搏信号波形,本申请人从 physionet.org 下载所述ECG,所述ECG已经是数字形式并且以360赫兹(即每秒360个采样点)对所述ECG波形进行采样,本发明可以使用与奈奎斯特采样定理一致的其他采样定理来进行采样,只要它们与奈奎斯特采样定理一致即可。本申请人使用如设备10及方法100中描述的所述ECG单元、所述存储器30及一个或多个处理器40。例如,使用存储器30,使得一个或多个硬件处理器40可以根据所述奈奎斯特采样定理来计算所述T的间隔,因为T是由所述ECG(u)时间分辨率及脉搏或ECG峰值速率确定,其中T满足所述奈奎斯特采样定理。作为使用设备10或方法100的一结果,本申请人在对图2A的所述ECG波形应用所述积分函数之后,获得图2B中所示的所述脉搏波形。

[0076] 如图4所示,本发明的另一实施例是一种方法100,所述方法从一ECG信号产生对应于一哺乳动物对象的一脉搏波形的一信号,并显示所述信号的一波形。在一些实施例中,方法100包括一步骤110,所述步骤110利用包括至少一个电极的一ECG单元20来获得并输出来自一哺乳动物对象的活组织的一ECG信号,如果所述ECG信号的一波形还不是数字信号,则在一段时间内产生一数字ECG信号。

[0077] 方法100还可以包括将所述数字ECG信号的所述波形存储在一计算机可读存储器中的一步骤120。

[0078] 在一些实施例中,方法100包括利用一个或多个硬件处理器40以持续地将一积分函数应用于所述数字ECG信号的一步骤130,并且在一些实施例中还发起一个或多个显示信号到一数字显示装置以显示(例如持续地或连续地)在所述时间段内的所述积分函数的一波形。在方法100的一些实施例中,所述数字显示装置50仅仅是一数字显示屏幕,或者作为一单一装置与所述ECG单元20、存储器30及/或一个或多个硬件处理器40集成。在其他实施例中,所述数字显示装置50是分开的。

[0079] 所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内拍摄的所述对象的一脉搏信号波形的一形状,其中所述积分函数包括:

$$[0080] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) du$$

[0081] 其中 $PWF(t)_T$ 是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中 $ECG(u)$ 表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率由每单位时间的多个

采样点定义,例如:一秒、分钟、或其他时间间隔,其中F是在ECG上的一预先处理运算符以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号,其中T(所述积分的所述长度)是由所述ECG(u)时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定,所述T满足所述奈奎斯特采样定理,其中t、u是每个时间变量,并且其中A是一正常数。

[0082] 在一些实施例中,方法100包括一步骤140,所述步骤140使得所述存储器存储(例如:持续地存储)具有所述脉搏信号波形的一形状的所述积分函数的所述波形。

[0083] 方法100可以包括一步骤150,所述步骤150向一数字显示装置发起一个或多个显示信号以显示(例如:持续地显示)具有所述对象的所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形。

[0084] 可选地,如图5所示,诸如一平滑加权函数的一加权函数包括在所述积分函数中。例如,在一些实施例中,所述积分函数包括:

$$[0085] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) \cdot W(u-t) du$$

[0086] 其中PWF(t) T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中ECG(u)表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率由每单位时间的多个采样点定义,其中F是在ECG上的一预先处理运算符以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号,其中T(所述积分的所述长度)是由所述ECG(u)时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定,所述T满足所述奈奎斯特采样定理,其中t、u是每个时间变量,并且其中A是一正常数,以及其中W(u)是一加权函数,例如:一平滑加权函数,例如:一高斯函数(可以是一高斯视窗函数)提供t的所述位置的多个焦点。

[0087] 一视窗函数的多个非限制性示例是:

[0088] 对于任何 $-1 \leq t \leq 1$, $W(t) = 1$; 否则 $W(t) = 0$ 。

[0089] 对于任何实数t, $W(t) = k \cdot \exp(-a \cdot |t|)$, [a]是一正实数,其中[| |]表示绝对值。

[0090] 对于任何实数t, $W(t) = k \cdot \exp(-a \cdot t^2)$, [a]是一正数。在这种情况下,W是一高斯加权函数。在最后两个示例中,k是一实常数。

[0091] 图5示出一方法200的一流程图,所述方法200具有与方法100的多个步骤110、120、130、140、150类似的所述多个步骤210、220、230、240及 250,除了所述步骤230利用具有所述加权函数的所述积分函数:

$$[0092] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(ECG(u)) \cdot W(u-t) du。$$

[0093] 可选地,如设备10,所述ECG单元20、存储器30、一个或多个硬件处理器40及数字显示装置50中的一个或多个远离所述ECG单元、存储器、一个或多个硬件处理器40及数字显示装置50中的至少一个。

[0094] 与设备10一样,在方法100中,所述一个或多个硬件处理器40配置为在所述时间段内从所述脉搏信号波形获得(例如:持续地)所述对象(例如:所述时间段内)的以下血液动力学参数中的至少一个:(i)一血液动力学血压参数,所述血液动力学血压参数是以下中的至少一个(a)收缩压、(b)舒张压、(ii)心搏量、(iii)心输出量、(iv)血流速度、(v)血液粘度、(vi)充血性心力衰竭的存在、(vii)心力衰竭的存在、(viii)外周血灌注、(ix)在所述恢复脉搏信号波形上的所述收缩压的所述位置及所述舒张压的所述位置、(x)所述多根血管的阻力、(xi)血管硬度、(xii)心脏指数以及(xiii)通过对所述[i]到[xii]的任何

参数应用一函数来获得所述「(i)」到「(xii)」的任何参数的一变化。在一些实施例中,所述一个或多个硬件处理器40配置成从所述脉搏信号波形获得所述对象(例如:所述时间段内)的以下血液动力学参数中的至少一个:(i)收缩压、(ii)舒张压及(iii)每搏输出量。在一些实施例中,所述一个或多个硬件处理器40配置成从所述脉搏信号波形获得所述对象(在所述时间段内)的所述血管的阻力。

[0095] 通常,本发明的所述多个方法100、200中使用的所述组件与本发明的所述设备10中的组件相同。因此,设备10的所述多个实施例中的变化可用于改变所述方法100或方法200的所述多个实施例。

[0096] 从图6中可以看出,本发明的另一实施例是一种非暂时性计算机可读存储介质300,一应用程序310(例如:软件)存储在所述非暂时性计算机可读存储介质300上,所述应用程序310可由一个或多个硬件处理器执行,所述应用程序310(例如:软件)执行以下步骤:

[0097] 如果所述ECG信号的一波形还不是数字信号,则在一时间段内使用从一哺乳动物的活组织获得的一ECG信号来产生一数字ECG信号;

[0098] 将所述数字ECG信号波形存储在一计算机可读存储器中,

[0099] 利用所述一个或多个硬件处理器以持续地对所述数字ECG信号施加一积分函数,并向一数字显示装置发起一显示信号,以在所述时间段内显示所述积分函数的一波形,其中,所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内拍摄的所述对象的一脉搏信号波形的一形状,其中所述积分函数包括:

$$[0100] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(EGC(u)) du$$

[0101] 其中PWF(t) T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中ECG(u)表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率由每单位时间的多个采样点定义,其中F是在ECG上的一预先处理运算符以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号,其中T(所述积分的所述长度)是由所述ECG(u)时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定,所述T满足所述奈奎斯特采样定理,其中t、u是每个时间变量,并且其中A是一正常数;以及

[0102] 将具有所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形(例如:持续地)存储在所述存储器上。在一些实施例中,进一步执行的步骤是向一数字显示装置发起一个或多个显示信号,以显示(例如:持续地显示)具有所述对象的所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形。

[0103] 可选地,所述积分函数还包括一加权函数,例如以下函数:

$$[0104] \quad PWF(t)_T = A \int_t^{t+T} F(EGC(u)) \cdot W(u - t) du$$

[0105] 其中PWF(t) T是来自所述ECG信号的所述恢复的脉搏波形,并且其中ECG(u)表示在一特定时间段内使用一特定时间分辨率的一ECG,所述时间分辨率由每单位时间的多个采样点定义,例如:一秒、分钟或其他时间间隔,其中F是在ECG上的一预先处理运算符以在积分之前减少或消除噪声或在积分之前平滑或锐化所述数字ECG信号,其中T(所述积分的所述长度)是由所述ECG(u)时间分辨率及一脉搏或ECG峰值率确定,所述T满足所述奈奎斯特采样定理,其中t、u是每个时间变量,并且其中A是一正常数,以及其中W(u)是一加权函数,例如:一平滑加权函数,例如:一高斯函数(可以是一高斯视窗函数)提供t的所述位置的

多个焦点。

[0106] 一视窗函数的多个非限制性示例是：

[0107] 对于任何 $-1 \leq t \leq 1$, $W(t) = 1$; 否则 $W(t) = 0$ 。

[0108] 对于任何实数 t , $W(t) = k * \exp(-a * |t|)$, $[a]$ 是一正实数, 其中 $[| |]$ 表示绝对值。

[0109] 对于任何实数 t , $W(t) = k * \exp(-a * t^2)$, $[a]$ 是一正数。在这种情况下, W 是一高斯加权函数。在最后两个示例中, k 是一实常数。

[0110] 如同设备10及方法100、200, 所述非暂时性计算机可读存储介质300 配置为利用一个或多个硬件处理器以从所述脉搏信号波形中获得(例如: 持续地)所述对象(例如: 在所述时间段内)的以下血液动力学参数中的至少一个: (i) 一血液动力学血压参数, 所述血液动力学血压参数是以下中的至少一个 (a) 收缩压、(b) 舒张压、(ii) 心搏量、(iii) 心输出量、(iv) 血流速度、(v) 血液粘度、(vi) 充血性心力衰竭的存在、(vii) 心力衰竭的存在、(viii) 外周血灌注、(ix) 在所述恢复脉搏信号波形上的所述收缩压的所述位置及所述舒张压的所述位置、(x) 所述多根血管的阻力、(xi) 血管硬度、(xii) 心脏指数以及 (xiii) 通过对所述「(i)」到「(xii)」的任何参数应用一函数来获得所述「(i)」到「(xii)」的任何参数的一变化。在一些实施例中, 所述一个或多个硬件处理器配置成从所述脉搏信号波形获得所述对象(在所述时间段内)的以下血液动力学参数中的至少一个: (i) 收缩压、(ii) 舒张压及 (iii) 每搏输出量。在一些实施例中, 所述一个或多个硬件处理器配置为从所述脉搏信号波形获得所述对象(在所述时间段内)的所述血管的阻力

[0111] 在介质300的一些实施例中, 如图6所示, 通过实施存储在介质300上的所述应用程序310来执行上述步骤中的一个或多个步骤, 可以通过所述应用程序310的不同模块来实施所述应用程序310。例如, 通过实施所述模块 311可以执行使用所述ECG信号来产生所述数字ECG信号, 实施所述模块312 可以将所述数字ECG信号波形存储在所述计算机可读存储器中, 实施所述模块313可以利用所述一个或多个硬件处理器来持续地将所述积分函数应用于所述数字ECG信号, 并且在所述时间段内向一数字显示装置发起一显示信号以显示积分函数的波形, 实施所述模块314可以将具有所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形存储在所述存储器中。在一些实施例中, 可以通过实施一模块315以向一数字显示装置发起一显示信号, 从而显示具有所述对象的所述脉搏信号波形的所述形状的所述积分函数的所述波形。

[0112] 虽然, 在本文中已经以有限数量的实施例来描述本发明, 但是应当理解, 本发明仍可以具有许多其他变化、修改方式及其他应用。因此, 如以下权利要求中要求保护的发明不限于本文描述的多个实施例。

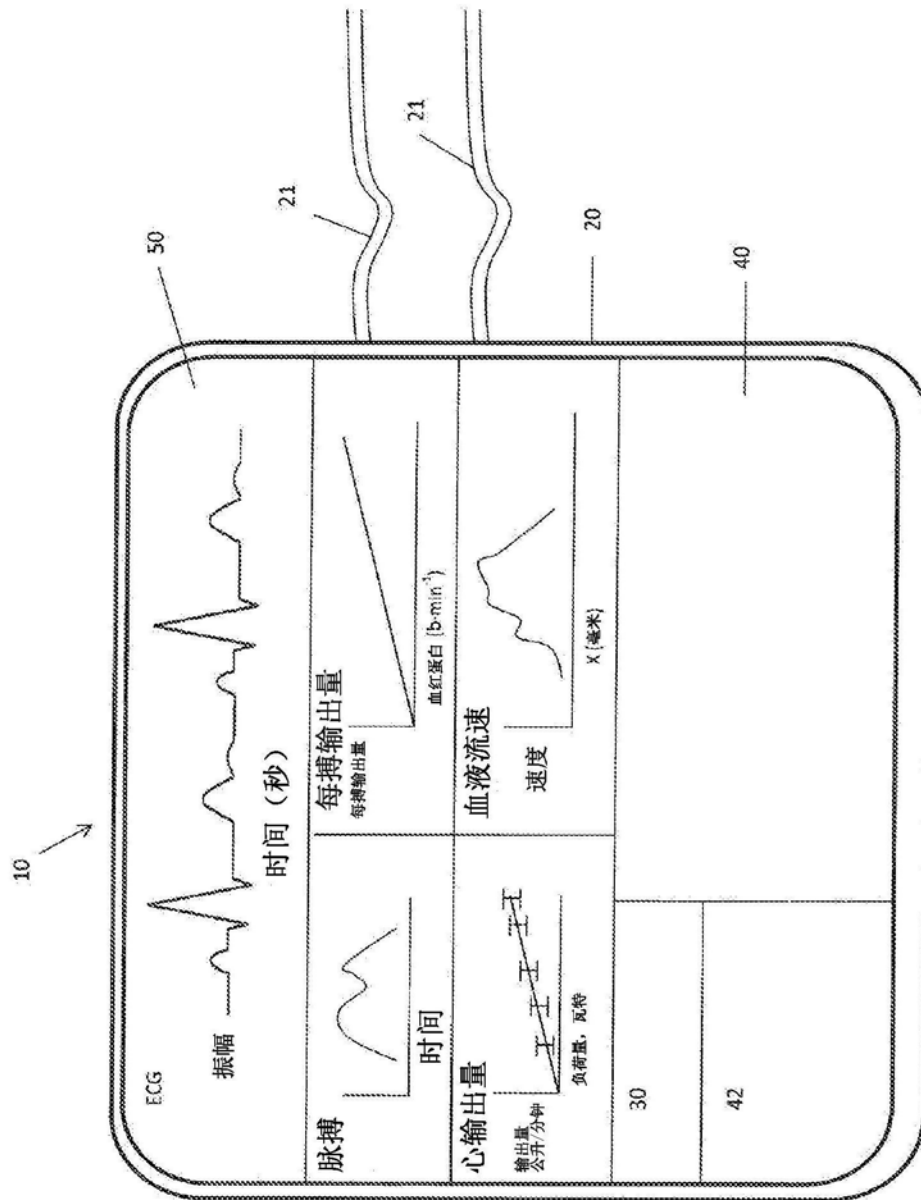


图1

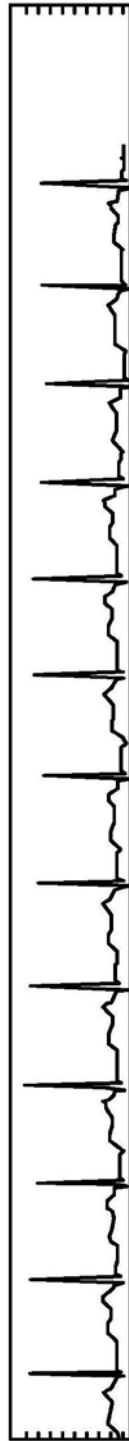


图2A



图2B

血压波形

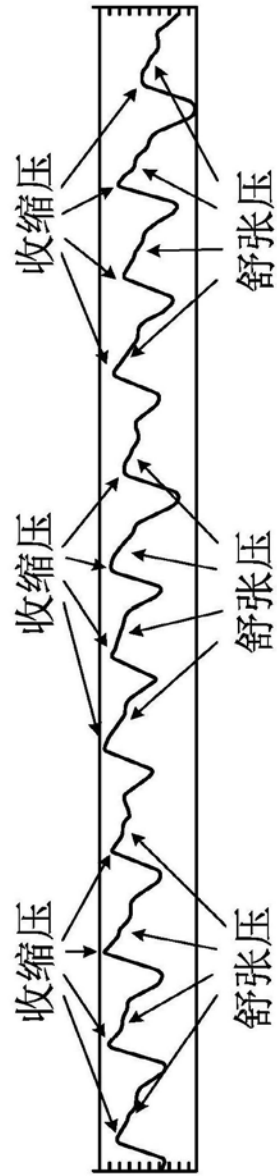


图2C

每搏输出量波形



图2D

心输出量的波形

$$\text{心输出量} = A * \text{每搏输出量} * \text{脉搏}$$

其中A是一正常数且脉搏是60秒内的搏动的次数



图2E

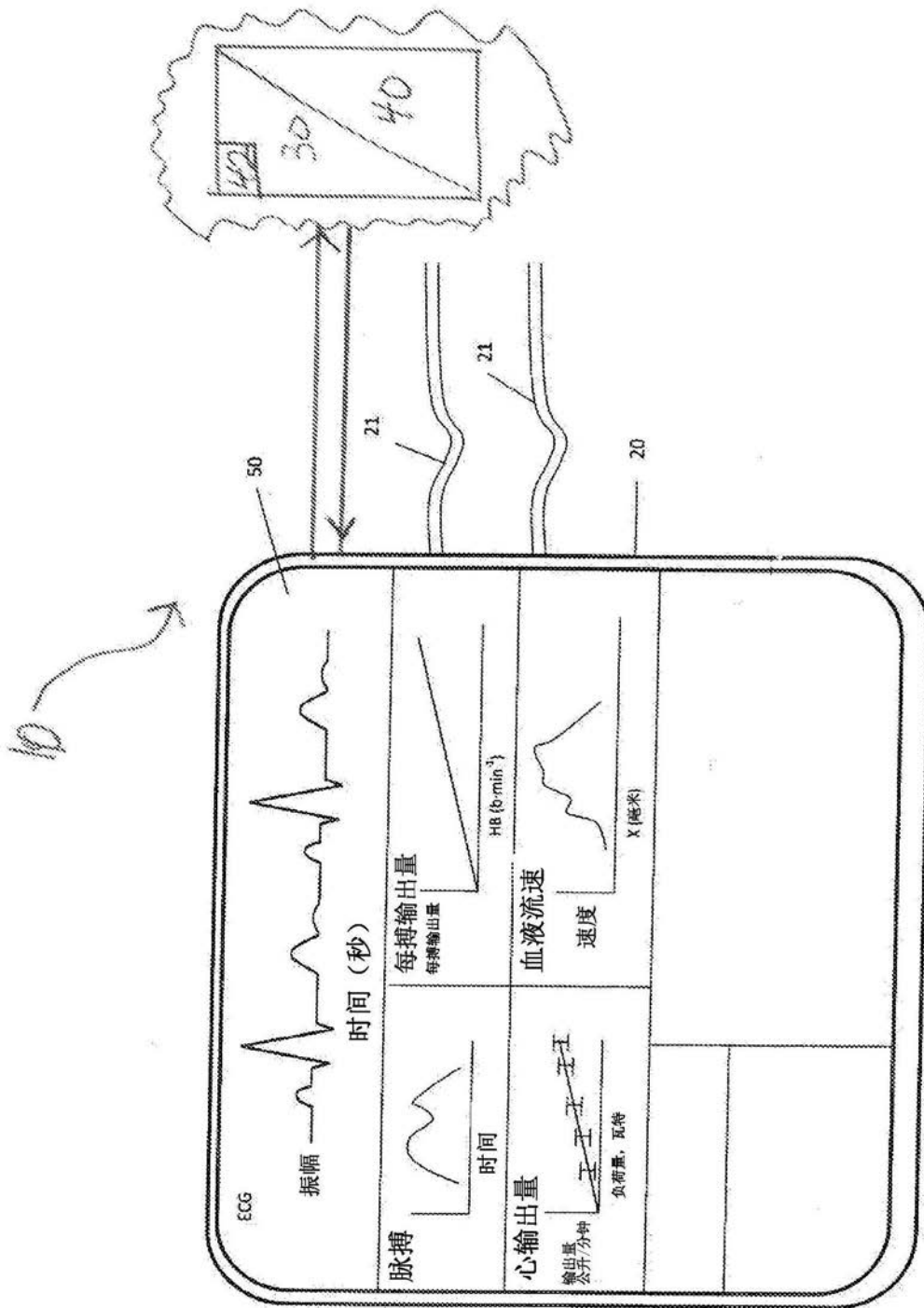


图3

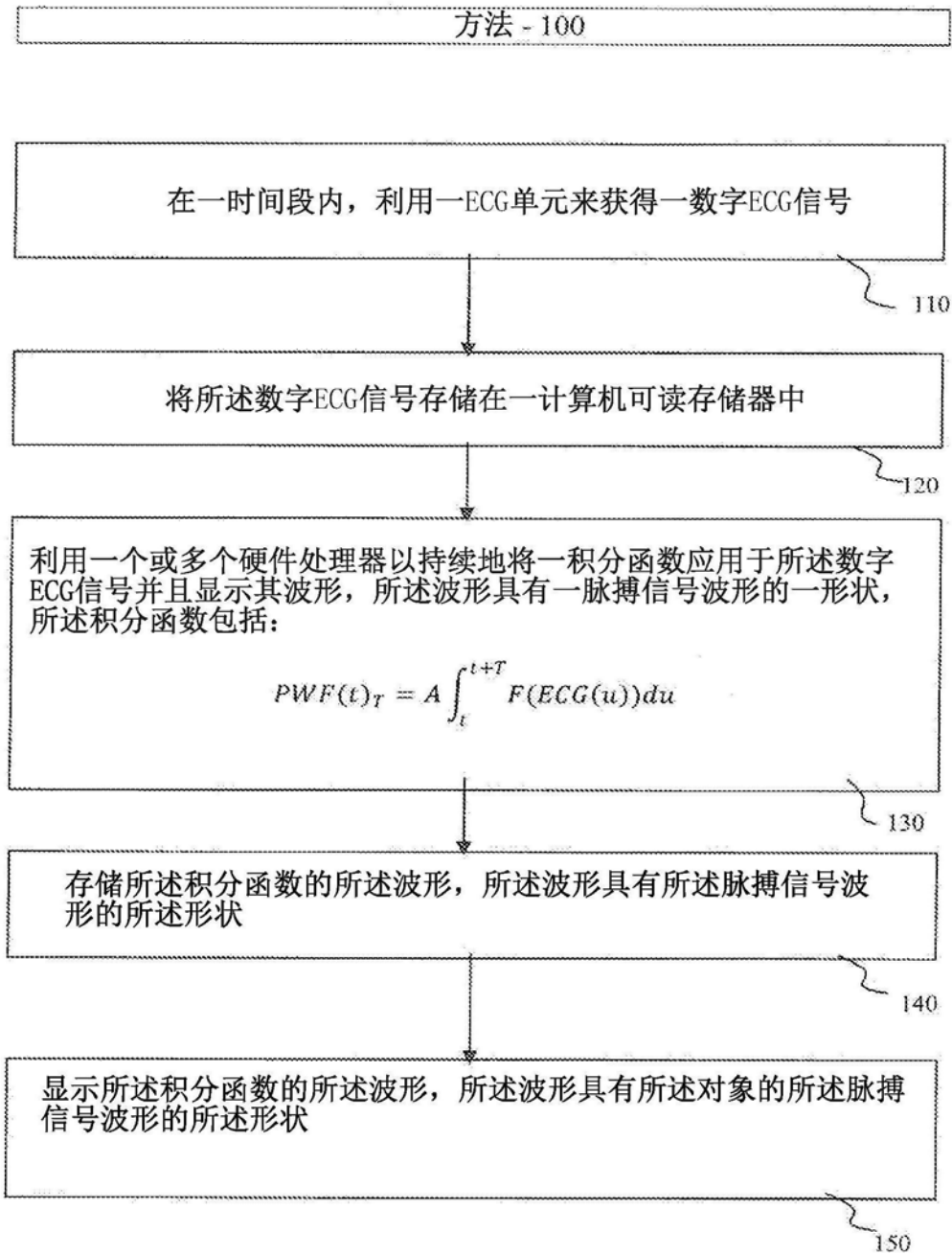


图4

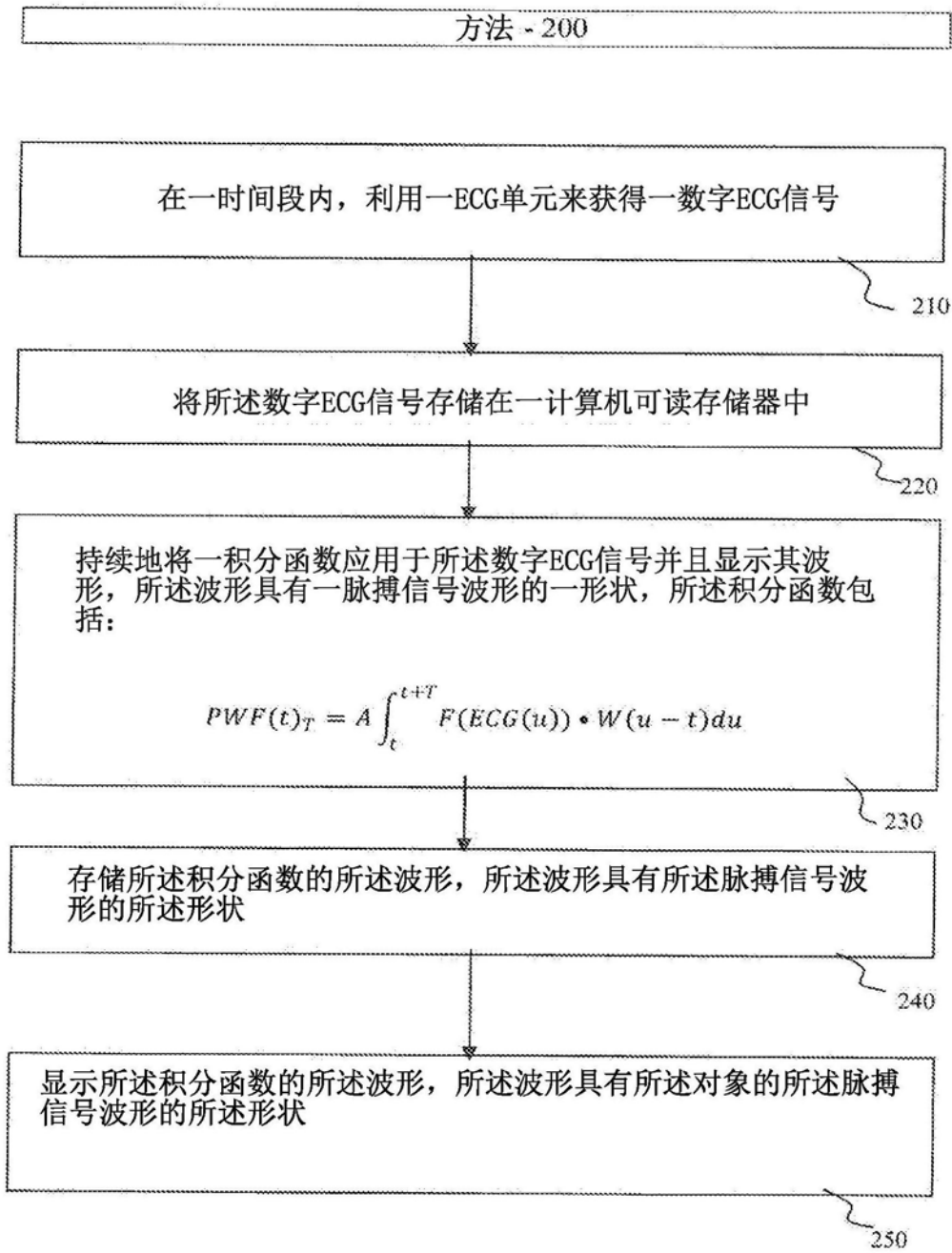


图5

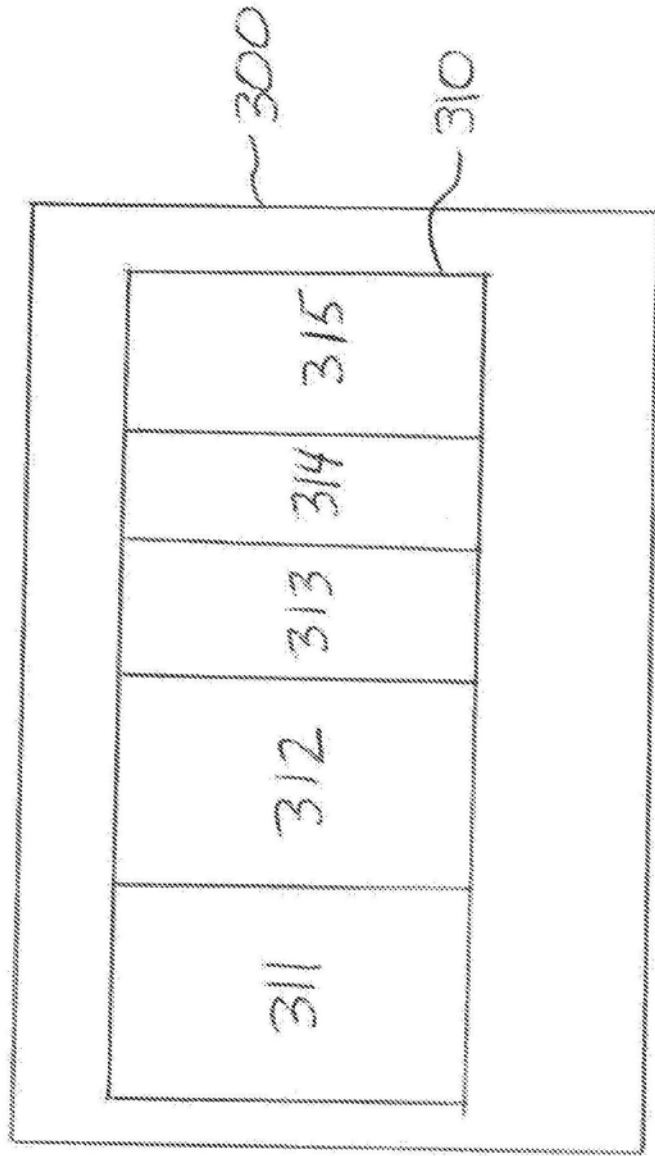


图6

专利名称(译)	使用ECG恢复脉搏波形及其他血液动力学的设备及方法		
公开(公告)号	CN111248894A	公开(公告)日	2020-06-09
申请号	CN201910919970.4	申请日	2019-09-26
[标]发明人	优素福·谢格曼		
发明人	优素福·谢格曼 耶荷宁顿·谢格曼		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/0402 A61B5/02 A61B5/021 A61B5/026 A61B5/029 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0006 A61B5/0245 A61B5/0452 A61B5/7235		
代理人(译)	翟羽		
优先权	16/207,136 2018-12-02 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种使用ECG恢复脉搏波形及其他血液动力学的设备及方法，所述设备及方法属于医疗诊断装置及方法的领域。所述设备，从一ECG信号产生一脉搏(或其他血液动力学)信号，并显示所述信号的一波形。一ECG单元，包括一个或多个电极以从活组织接收一ECG信号波形，并且产生一数字ECG信号；一存储器；一个或多个硬件处理器，配置为持续地将一积分函数应用于所述数字ECG信号，并且在一段时间内显示所述积分函数的一波形。所述积分函数的所述波形具有在所述时间段内的所述对象的一脉搏信号波形的一形状。所述积分函数包括：所述存储器存储所述积分函数的波形。其中包括一加权函数

