



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105899258 A

(43)申请公布日 2016.08.24

(21)申请号 201480072527.3

(22)申请日 2014.10.10

(30)优先权数据

61/901,491 2013.11.08 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.07.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/065206 2014.10.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/068066 EN 2015.05.14

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 E·C·赫尔雷克森

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61N 1/39(2006.01)

A61B 5/0428(2006.01)

H03H 17/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

H04L 25/03(2006.01)

H03H 17/02(2006.01)

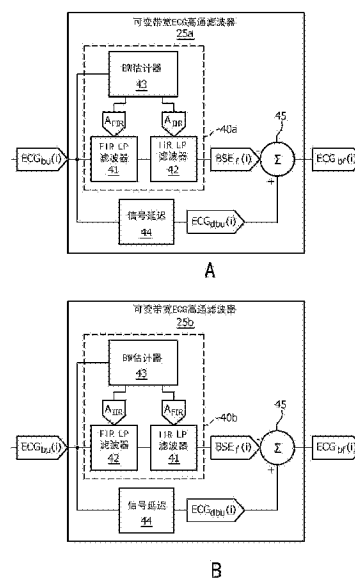
权利要求书3页 说明书6页 附图9页

## (54)发明名称

可变带宽ECG高通滤波器

## (57)摘要

一种心电图高通滤波器(25)采用基线低通滤波器(40)、信号延迟器(44)和信号提取器。在操作中,基线低通滤波器(40)包括有限脉冲响应滤波器(41)和无限脉冲响应低通滤波器(42),其协同地对基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )进行低通滤波,以输出经滤波的基线信号( $BSE_f$ )。低通滤波器(40)还包括基线漂移估计器(43),其根据所述基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )内的任何基线漂移的估计,来动态地调节基线低通滤波器(40)的转角频率。信号延迟器(44)对所述基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )进行时间延迟,以输出经延迟的基线未滤波的心电图信号( $ECG_{dbu}$ ),并且信号提取器(45)从所述经延迟的基线未滤波的心电图信号( $ECG_{dbu}$ )提取所述经滤波的基线信号( $BSE_f$ ),以输出基线经滤波的心电图信号( $ECG_{bf}$ )。



1. 一种可变带宽心电图高通滤波器(25),包括:

基线低通滤波器(40),其包括有限脉冲响应滤波器(41)和无限脉冲响应低通滤波器(42),所述有限脉冲响应滤波器和所述无限脉冲响应低通滤波器协同地在结构上被配置并且被能操作地连接以用于对基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )进行低通滤波,以输出经滤波的基线信号( $BSE_f$ ),

其中,所述基线低通滤波器(40)还包括基线漂移估计器(43),所述基线漂移估计器被能操作地连接到所述有限脉冲响应滤波器(41)和所述无限脉冲响应低通滤波器(42)中的至少一个,以根据对所述基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )内的任何基线漂移的估计,来动态地调节所述基线低通滤波器(40)的转角频率;

信号延迟器(44),其能操作用于对所述基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )进行时间延迟,以输出经延迟的基线未滤波的心电图信号( $ECG_{dbu}$ );以及

信号提取器(45),其被能操作地连接到所述基线低通滤波器(40)和所述信号延迟器(44),以从所述经延迟的基线未滤波的心电图信号( $ECG_{dbu}$ )提取经滤波的基线信号( $BSF_f$ ),以输出基线经滤波的心电图信号( $ECG_{bf}$ )。

2. 根据权利要求1所述的可变带宽心电图高通滤波器(25),

其中,所述有限脉冲响应滤波器(41)和所述无限脉冲响应低通滤波器(42)的协同操作包括:根据所述有限脉冲响应滤波器(41)的当前样本系数与所述无限脉冲响应低通滤波器(42)的转角频率的倒数的比率,所述基线经滤波的心电图信号( $ECG_{bf}$ )对所述基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )的斜变不具响应性。

3. 根据权利要求2所述的可变带宽心电图高通滤波器(25),

其中,所述无限脉冲响应低通滤波器(42)的所述转角频率是所述心电图高通滤波器(25)的转角频率的函数。

4. 根据权利要求2所述的可变带宽心电图高通滤波器(25),其中,所述有限脉冲响应滤波器(41)的先验样本系数是常量减去所述当前样本系数。

5. 根据权利要求1所述的心电图高通滤波器(25),其中,所述有限脉冲响应滤波器(41)和所述无限脉冲响应低通滤波器(42)的协同结构配置包括所述基线低通滤波器(40)的增益等于所述信号延迟器(43)的增益。

6. 一种心电图监测器(23),包括:

信号处理器(24),其能操作用于生成患者(10)的心脏(11)的心电图波形(30),其中,所述信号处理器(24)包括:

基线低通滤波器(40),其包括有限脉冲响应滤波器(41)和无限脉冲响应低通滤波器(42),所述有限脉冲响应滤波器和所述无限脉冲响应低通滤波器协同地能操作用于对基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )进行低通滤波,以输出经滤波的基线信号( $BSE_f$ ),

其中,所述基线低通滤波器(40)还包括基线漂移估计器(43),所述基线漂移估计器被能操作地连接到所述有限脉冲响应滤波器(41)和所述无限脉冲响应低通滤波器(42)中的至少一个,以根据对所述基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )内的任何基线漂移的估计,来动态地调节所述基线低通滤波器(40)的转角频率,

信号延迟器(44),其能操作用于对所述基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )进行时间延迟,以输出经延迟的基线未滤波的心电图信号( $ECG_{dbu}$ ),以及

信号提取器(45),其被能操作地连接到所述基线低通滤波器(40)和所述信号延迟器(44),以从所述经延迟的基线未滤波的心电图信号( $ECG_{dbu}$ )提取经滤波的基线信号( $BSE_f$ ),以输出基线经滤波的心电图信号( $ECG_{bf}$ );以及

心电图显示器(26),其被能操作地连接到所述信号处理器(24)以显示所述心电图波形(30)。

7.根据权利要求6所述的心电图监测器(23),

其中,所述有限脉冲响应滤波器(41)和所述无限脉冲响应低通滤波器(42)的协同操作包括:根据所述有限脉冲响应滤波器(41)的当前样本系数与所述无限脉冲响应低通滤波器(42)的转角频率的倒数的比率,所述基线经滤波的心电图信号( $ECG_{bf}$ )对所述基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )的斜变不具响应性。

8.根据权利要求7所述的心电图监测器(23),其中,所述无限脉冲响应低通滤波器(42)的所述转角频率是所述心电图高通滤波器(25)的转角频率的函数。

9.根据权利要求7所述的心电图监测器(23),其中,所述有限脉冲响应滤波器(41)的先验样本系数是常量减去所述当前样本系数。

10.根据权利要求6所述的心电图监测器(23),其中,所述有限脉冲响应滤波器(41)和所述无限脉冲响应低通滤波器(42)的协同结构配置包括所述基线低通滤波器(40)的增益等于所述信号延迟器(43)的增益。

11.一种除颤器(20),包括:

心电图监测器(23),其能操作用于生成患者(10)的心脏(11)的心电图波形(30),其中,所述心电图监测器(23)包括:

基线低通滤波器(40),其包括有限脉冲响应滤波器(41)和无限脉冲响应低通滤波器(42),所述有限脉冲响应滤波器和所述无限脉冲响应低通滤波器协同地能操作用于对基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )进行低通滤波,以输出经滤波的基线信号( $BSE_f$ ),

其中,所述基线低通滤波器(40)还包括基线漂移估计器(43),所述基线漂移估计器被能操作地连接到所述有限脉冲响应滤波器(41)和所述无限脉冲响应低通滤波器(42)中的至少一个,以根据对所述基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )内的任何基线漂移的估计,来动态地调节所述基线低通滤波器(40)的转角频率,

信号延迟器(44),其能操作用于对所述基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )进行时间延迟,以输出经延迟的基线未滤波的心电图信号( $ECG_{dbu}$ ),以及

信号提取器(45),其被能操作地连接到所述基线低通滤波器(40)和所述信号延迟器(44),以从所述经延迟的基线未滤波的心电图信号( $ECG_{dbu}$ )提取所述经滤波的基线信号( $BSE$ ),以输出基线经滤波的心电图信号( $ECG_{bf}$ );

电击源(29),其能操作用于存储电击能量;以及

除颤控制器(27),其被能操作地连接到所述心电图监测器(23)和所述电击源(29),以响应于对所述心电图波形(30)的QRS分析,来控制所述电击能量向所述患者(10)的所述心脏(11)的递送。

12.根据权利要求11所述的除颤器(20),

其中,所述有限脉冲响应滤波器(41)和所述无限脉冲响应低通滤波器(42)的协同操作包括:根据所述有限脉冲响应滤波器(41)的当前样本系数与所述无限脉冲响应低通滤波器

(42)的转角频率的倒数的比率,所述基线经滤波的心电图信号( $ECG_{bf}$ )对所述基线未滤波的心电图信号( $ECG_{bu}$ )的斜变不具响应性。

13.根据权利要求12所述的除颤器(20),其中,所述无限脉冲响应低通滤波器(42)的所述转角频率是所述心电图高通滤波器(25)的转角频率的函数。

14.根据权利要求12所述的除颤器(20),其中,所述有限脉冲响应滤波器(41)的先验样本系数是常量减去所述当前样本系数。

15.根据权利要求11所述的除颤器(20),其中,所述有限脉冲响应滤波器(41)和所述无限脉冲响应低通滤波器(42)的协同结构配置包括所述基线低通滤波器(40)的增益等于所述信号延迟器(43)的增益。

## 可变带宽ECG高通滤波器

### 技术领域

[0001] 本发明总体涉及对心电图(“ECG”)信号的高通滤波。本发明特别涉及出于诊断和紧急医疗服务(“EMC”)的目的对ECG信号的可变带宽高通滤波。

### 背景技术

[0002] 如在本领域中已知的,ECG信号的信号幅度通常为大约1mV,但是可以具有大致从-300mV到+300mV变化的DC偏移。该DC偏移可以随时间和/或患者运动而漂移,并且常常被称为“基线漂移”。另外,诸如除颤的事件可以对基线产生重大影响。具体而言,跟随除颤事件的DC偏移通常是归因于可能在除颤事件期间流动通过ECG电极的电流而造成的漂移。

[0003] 针对增益的典型ECG信号显示设置具有 $\pm 2\text{mV}$ 的范围,以便在视觉上清楚地看到1mV的ECG信号。响应于潜在大的并且漂移的DC偏移,高通滤波器已经被用于移除任何DC偏移,以便将ECG信号保持在显示器和打印机的视图窗口内。更特别地,ECG信号的关键诊断测量结果是ST段抬高或ST段压低。这是通过将QRS之前的ECG信号的基线与在QRS之后的基线进行比较来执行的。理想地,高通滤波器应当以这样的方式移除基线漂移:不影响在QRS之前和之后的基线的相对水平。

[0004] 已经建立描述针对诊断质量ECG测量结果的脉冲响应要求的ECG标准(例如,EN 60601-2-27和AAMI EC13)。例如,在标准测试中施加的脉冲是3mV的幅度与100ms的持续时间,并且要求是基线应当位移小于100 $\mu\text{V}$ 并且基线的斜率应当跟随脉冲小于300 $\mu\text{V/s}$ 。因此,ECG系统中的高通滤波器具有冲突的目标。

[0005] 特别地,如果高通滤波器对基线漂移非常具响应性以便可靠地将ECG信号的基线维持在显示器的中心,那么其还将可能对QRS具响应性,使得跟随QRS的基线在QRS之后位移超过100 $\mu\text{V}$ 。这是为什么ECG监测器通常为临床医师提供针对高通滤波器的若干带宽设置。所述设置常常被称为用于保持ECG信号在显示屏上可见的“监测器”带宽和用于做出诊断ECG测量结果(例如,ST段抬高和ST段压低)的“诊断”带宽。另外,还期望以最小时间延迟来实时显示ECG信号。这对于定时非常重要的临床应用(诸如同步心脏电复律)而言是重要的。

[0006] 在历史上,若干种类型的高通滤波器已经被用在ECG监测器中。

[0007] 用于ECG监测器的一个这样的类型的高通滤波器是计算上实现简单的无限脉冲响应(“IIR”)高通滤波器。例如,二阶巴特沃斯(Butterworth)高通滤波器容易地利用每样本具有最小时间延迟的五(5)个乘法和累加计算来实现。然而,IIR高通滤波器的缺点在于,群组延迟是频率相关的。这导致ECG信号的失真。以另一方式说明,IIR高通滤波器通过将跟随ECG信号的基线压低对正ECG QRS信号做出响应。此外,为了将失真最小化到针对诊断目的的可接受的水平,IIR高通滤波器的转角频率(corner frequency)需要减少到0.05Hz或更低的频率。另外,施加到斜变(ramp)的一阶IIR高通滤波器将导致DC偏移,并且施加到斜变的二阶IIR高通滤波器将导致零(0)DC偏移。因此,为了移除跟随除颤事件而漂移的DC偏移,IIR高通滤波器将需要处在最小二阶滤波器处。

[0008] 针对ECG监测器的另一种类型的高通滤波器是有限脉冲响应(“FIR”)高通滤波器,

其通过定义而具有线性相位和恒定组群延迟。注意, FIR高通滤波器使ECG信号的归因于恒定组群延迟的失真最小化, 并且可以实现0.5Hz或甚至0.67Hz的FIR高通滤波器, 其满足根据ECG标准的针对诊断质量ECG测量结果的要求。同样地, FIR高通滤波器对跟随除颤的漂移DC偏移很好地做出响应, 因为其通常被设计为是对称的, 并且将FIR高通滤波器应用到斜变将产生零(0)DC偏移。然而, FIR高通滤波器存在若干缺点。第一缺点是时间延迟。特别地, 为了具有针对所有频率的恒定时间延迟, 高于高通转角频率和低于高通转角频率的频率两者将看到相同时间延迟, 并且典型的时间延迟是近似大约一(1)秒。第二缺点是所要求的计算量。特别地, 具有一(1)秒的时间延迟的FIR高通滤波器将具有两(2)秒的时间历史。1000Hz的采样率将要求针对在1000Hz采样率处所计算的每个样本的2000个乘法累加计算。因此, 对于全部十二个(12)导联测量结果而言, 乘法累加操作的数量仅针对FIR高通滤波器就是24M。

[0009] 此外, 常常对正在移动的患者执行ECG监测。医院紧急医学服务(“EMS”)的输出通常看到归因于患者的移动的ECG的显著的基线漂移。EMS高通滤波器常常被提供用于被设计用于EMS环境的ECG系统。该高通滤波器将通常具有1Hz至2Hz的范围内的转角频率。具有该高转角频率的简单IIR滤波器使ECG波形非常大幅度失真。具有该转角频率的FIR滤波器将使ECG的失真最小化, 但是将要求计算量的显著增加。

## 发明内容

[0010] 为了解决现有技术的缺点, 本发明提供了一种用于诊断目的(例如, 0.67Hz或更少的转角频率)并且也用于EMS目的(例如, 1Hz至2Hz的范围内的转角频率)的可变ECG高通滤波器。所述ECG高通滤波器的一种形式采用基线低通滤波器、信号延迟器和信号提取器。在操作中, 所述基线低通滤波器包括有限脉冲响应滤波器和无限脉冲响应低通滤波器, 其协同地对基线未滤波的ECG信号进行低通滤波以输出经滤波的基线信号。所述基线低通滤波器还包括基线估计器, 所述基线估计器根据对所述基线未滤波的ECG信号内的任何基线漂移的估计, 来动态地调节所述基线低通滤波器的所述转角频率。所述信号延迟器对所述基线未滤波的ECG信号进行时间延迟, 以输出经延迟的基线未滤波的ECG信号, 并且所述信号提取器从所述经延迟的基线未滤波的ECG信号提取经滤波的基线信号, 以输出基线经滤波的ECG信号。

[0011] 本发明的第二种形式是ECG监测器, 其采用生成患者的心脏的ECG波形的信号处理器和显示所述ECG波形的ECG显示器(例如, 在计算机屏幕上或以打印输出的方式进行可视化)。所述信号处理器包含用于诊断目的和/或EMS目的的本发明的前述ECG高通滤波器。

[0012] 本发明的第三种形式是除颤器, 其自动或手动地采用ECG监测器、电击源和除颤控制器, 所述ECG监测器用于生成患者的心脏的ECG波形, 所述电击源用于存储电击能量, 并且所述除颤控制器用于响应于对所述心电图波形的QRS分析来控制将所述电击能量递送到所述患者的心脏。所述ECG监测器合并用于诊断目的和/或EMS目的的本发明的前述ECG高通滤波器。

## 附图说明

[0013] 根据结合随附附图阅读的本发明的各种实施例的以下详细说明, 本发明的前述形

式和其他形式以及本发明的各种特征和优点将变得更明显。所述详细说明和附图仅仅说明性的而并非限制本发明,本发明的所述范围由随附的权利要求书和其等价方案限定。

[0014] 图1图示了根据本发明的具有ECG高通滤波器的除颤器的示范性实施例。

[0015] 图2A和2B图示了本发明的ECG高通滤波器和在本领域中已知的2极巴特沃斯高通滤波器的示范性频率响应。

[0016] 图3A和3B图示了本发明的ECG高通滤波器和在本领域中已知的2极巴特沃斯高通滤波器的示范性频率响应。

[0017] 图4图示了本发明的ECG高通滤波器和在本领域中已知的2极巴特沃斯高通滤波器的示范性除颤事件恢复。

[0018] 图5A和5B图示了本发明的ECG高通滤波器和在本领域中已知的2极巴特沃斯高通滤波器的示范性基线漂移响应。

[0019] 图6A图示了根据本发明的ECG高通滤波器的第一示范性实施例。

[0020] 图6B图示了根据本发明的ECG高通滤波器的第二示范性实施例。

## 具体实施方式

[0021] 为了促进对本发明的理解,在本文中提供涉及针对除颤器的ECG高通滤波器的本发明的示范性实施例。

[0022] 参考图1,本发明的除颤器20采用一对电极衬垫或板21、任选的ECG导联22、ECG监测器23(内部或外部)、除颤控制器27和电击源29。

[0023] 如在本领域中已知的,电极衬垫/板21在结构上被配置为要导电地施加到处于如图1中所示的前顶点布置或者处于前后布置(未示出)中的患者10。电极衬垫/板21将来自电击源29的除颤电击传导至患者10的心脏11并且将表示患者10的心脏11的电活动的ECG信号(未示出)传导至ECG监测器23。备选地或者同时地,如在本领域中已知的,ECG导联22被连接到患者10以将ECG信号传导至ECG监测器23。

[0024] 如在本领域中已知的,ECG监测器23在结构上被配置用于处理ECG信号以测量患者10的心脏11的电活动,作为患者10正经历有序心跳状况或无序心跳状况的指示。指示有序心跳状况的ECG信号的范例是ECG波形30a,其表示患者10的心脏11的心室的有序收缩能够泵送血液。指示无序心跳状况的ECG信号的范例是ECG波形30b,其表示患者10的心脏11的心室颤动。

[0025] 对此,ECG监测器23采用信号处理器24和ECG显示器26。出于本发明的目的,信号处理器24在本文中被宽泛地定义为用于执行在处理ECG信号的过程中由ECG监测器23所要求的功能的硬件、软件、固件和/或电路的任何结构布置。一般地,在操作中,信号处理器24在结构上被配置为从衬垫/板21和/或ECG导联22接收以模拟形式表示患者10的心脏11的电活动的ECG信号,以根据需要调节并且使ECG信号流到除颤控制器21,并且生成ECG波形以用于由ECG显示器26显示。更特别地,在实践中,信号处理器24可以实现模拟-数字转换器和各种滤波器,包括用于对高频信号进行滤波具有转角频率(例如, $\geq 20\text{Hz}$ )的低通滤波器和具有用于对如基线漂移/偏移(特别是由于除颤事件)的低频信号进行滤波的具有可变转角频率(例如, $\leq 2\text{Hz}$ ,特别是 $1.5\text{Hz}$ )的本发明的ECG高通滤波器25。如将进一步结合本文中的图2-6中的描述进行解释的,ECG高通滤波器25的结构设计是用于实现具有对基线漂移的完美拒

绝的实时诊断质量ECG的计算上简单的设计。ECG高通滤波器25还具有对跟随除颤事件的基线漂移的完美拒绝,并且利用仅最小时间延迟(例如,250ms)实现以上性能,这使其对于ECG信号的实时监测是非常有用的。另外,ECG高通滤波器25消除对于临床医师在诊断质量ECG与监测质量ECG之间进行选择以便保持信号在显示器上可见的需要。

[0026] 出于本发明的目的,ECG显示器26在本文中被宽泛地定义为在结构上被配置用于呈现用于观看的ECG波形30的任意设备,包括,但不限于,计算机显示器和打印机。

[0027] 仍然参考图1,如在本领域中已知的,电击源29在结构上被配置为存储用于如由除颤控制器27所控制的经由电极衬垫/板21将除颤电击32递送到患者10的心脏11的电能。在实践中,除颤电击32可以具有如本领域中已知的任意波形。这样的波形的范例包括,但不限于,单相正弦波形(正正弦波)32a和双相切角波形32b,如图1中所示。

[0028] 在一个实施例中,电击源29采用高压电容器组(未示出),其用于在对充电按钮28a进行按压时经由高压充电器和电源来存储高压。电击源29还采用开关/隔离电路(未示出),其用于选择性地特定波形的电能电荷从高压电容器组施加到由除颤控制器27所控制的电极衬垫/板21。

[0029] 如在本领域中已知的,除颤控制器27在结构上被配置为执行经由电击按钮28b的手动同步心脏电复律或自动同步心脏电复律。在实践中,除颤控制器27采用用于运行安装为除颤控制器27内的软件/固件的手动或自动同步心脏电复律的硬件/电路(例如,(一个或多个)处理器、存储器等)。在一个实施例中,软件/固件检测ECG信号30的QRS 31作为用于在将除颤电击32递送至患者10的心脏11的过程中控制电击源29的基础。

[0030] 参考图2-6,在本文中现在将描述在操作性能方面对ECG高通滤波器25的结构设计和用于实现所述操作性能的滤波器实施例,以促进对本发明的理解。

[0031] 特别地,关于用于诊断目的的操作性能,与其中每个滤波器具有二阶频率响应和1000Hz的输入ECG信号的采样率的已知2极巴特沃斯监测器带宽高通滤波器(在本文中“现有技术ECG HP滤波器”)相比较地,图2和图3分别提供了ECG高通滤波器25的示范性频率响应和示范性脉冲响应。如在图2A和图2B中所示,ECG高通滤波器25的频率响应50a和50b分别具有从0.15Hz到1.535Hz范围的可变转角频率。图2A和图2B还示出了具有0.5Hz转角频率的现有技术ECG HP滤波器的频率响应60。如在图3A和图3B中所示,ECG高通滤波器25的脉冲响应51a和51b在脉冲之前具有所输入的ECG信号的基线的值,其与脉冲之后的基线处于基本相同的水平(即,在脉冲之前和之后的相等基线),而现有技术ECG HP滤波器的脉冲响应61a和61b具有跟随脉冲的非常大的基线偏移。图3A示出了在0.15Hz处设定的可变高通滤波器转角频率的脉冲响应。图3B示出了在1.535Hz处设定的可变高通滤波器转角频率的脉冲响应。尽管未示出,在与脉冲之后的基线基本上处于相同水平的脉冲之前的所输入的ECG信号的基线的值在0.15Hz与1.535Hz之间的可变转角频率的整个范围上。

[0032] 同样地,通过范例,图4示出了具有时间10s处的除颤事件的ECG信号的输入波形22a,其具有300mV的偏移改变和五(5)秒时间常量的指数衰减。对于该范例而言,ECG高通滤波器25的除颤恢复26a具有与现有技术ECG HP滤波器的除颤恢复26b类似的性能。

[0033] 通过另一范例,图5A示出了ECG信号的大水平基线漂移22b。对于该范例而言,如由ECG高通滤波器25进行滤波的ECG信号的中心显示器26c比如由现有技术ECG HP滤波器进行滤波的ECG信号的中心显示器26d具有对ECG波形的更好的性能和更低的失真。更特别地,图



5A示出了高水平的基线漂移将导致针对ECG高通滤波器25的转角频率高于0.5Hz现有技术ECG HP滤波器,由此,基线漂移很好地维持在显示器范围内(例如,比0.5Hz滤波器更好)并且甚至具有高转角频率,并且ECG高通滤波器25的ECG信号的失真小于0.5Hz现有技术ECG HP滤波器。

[0034] 图5B示出了ECG信号的中等水平的基线漂移22c。对于该范例而言,与如0.5Hz现有技术ECG HP滤波器进行滤波的ECG信号的26f的中心显示和失真相比较,如由ECG高通滤波器25进行滤波的ECG信号的中心显示26e具有ECG波形的最小失真,同时维持中心显示内的ECG。更特别地,在基线漂移的中等水平处,ECG高通滤波器25的转角频率将低于ECG高通滤波器25的那个,但是信号保持在显示范围内并且ECG高通滤波器25的较低转角频率使ECG波形的失真最小化。

[0035] 参考图6A和图6B,用于实现图2-5中所图示的这样的操作性能的ECG高通滤波器25的结构实施例包括本发明的基线低通滤波器40、如在本领域中已知的信号延迟器44以及如在本领域中已知的信号提取器45(例如,加法器电路)。对于ECG高通滤波器25的实施例25a而言,基线低通滤波器40a采用具有由基线漂移估计器43动态调节的系数的FIR滤波器41和IIR低通滤波器42的串联连接,如图6A中所示。对于ECG高通滤波器25的实施例25b而言,基线低通滤波器40b采用具有由基线漂移估计器43动态调节的系数的IIR低通滤波器42和FIR滤波器41的串联连接,如图6B中所示。

[0036] 对于这两个实施例而言,ECG高通滤波器25被操作为具有用于实现为如施加到基线未滤波的心电图信号 $ECG_{bu}(i)$ 的滤波器响应的信号延迟器44的滤波器,其可以已经先前被低通滤波以用于对高频信号(例如, $\geq 20\text{Hz}$ )进行滤波,并且可以具有预定义采样率(例如,1000Hz)。更重要地,基线未滤波的心电图信号 $ECG_{bu}(i)$ 可以包括基线漂移/偏移。在操作中,基线未滤波的心电图信号 $ECG_{bu}(i)$ 被输入到基线低通滤波器40和信号延迟器44中。表示任何基线漂移/偏移的经滤波的基线信号 $BSE_f(i)$ 由基线低通滤波器40输出并且从经延迟的基线未滤波的心电图信号 $ECG_{dbu}(i)$ 由信号提取器45提取,其被延迟以进行实时ECG监测(例如,250ms)。当基线漂移是最小的时,提取产生展示最小失真的基线经滤波的心电图信号 $ECG_{bf}(i)$ ,但是大的基线漂移被有效地移除以将基线经滤波的心电图信号 $ECG_{bf}(i)$ 保持在ECG显示器26上。

[0037] 在实践中,FIR滤波器41和IIR低通滤波器42协同地在结构上被设计用于对基线未滤波的心电图信号 $ECG_{bu}(i)$ 进行低通滤波,由此基线滤波的心电图信号( $ECG_{bf}(i)$ )对基线未滤波的心电图信号 $ECG_{bu}(i)$ 的斜变不具响应性,和/或归因于 $ECG_{bu}(i)$ 未滤波的心电图信号 $ECG_{bu}(i)$ 的R波的基线偏移被最小化。

[0038] 在FIR滤波器41的一个实施例中,boxcar FIR滤波器包含两(2)个系数。特别地,当前系数 $fir\_coef(1)$ 在根据以下等式[1]的基线未滤波的心电图信号 $ECG_{bu}(i)$ 的当前样本处,并且先验系数 $fir\_coef(\text{延迟}+1)$ 在等于以下等式[2]的滤波器延迟(例如,250ms)的时间处的基线未滤波的心电图信号 $ECG_{bu}(i)$ 的当前样本之前:

[0039]  $fir\_coef(1)=0.9/FC\_LPF$  [1]

[0040]  $fir\_coef(\text{延迟}+1)=1-(0.9/FC\_LPF)$  [2]

[0041] 其中,FC\_LPF是以Hz为单位的IIR LP滤波器42的3db转角频率。

[0042] 在IRR低通滤波器42的一个实施例中,利用巴特沃斯二阶低通滤波器,由此,巴特

沃斯二阶低通滤波器具有可以根据以下等式[3]编写的z变换H(z):

$$[0043] \quad H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}} \quad [3]$$

[0044] 针对基线低通滤波器40a(图6A)的巴特沃斯二阶低通滤波器的示范性实现方案根据以下等式[4]:

$$[0045] \quad y[i] = b_0 w[i] + b_1 w[i-1] + b_2 w[i-2] - a_1 y[i-1] - a_2 y[i-2] \quad [4]$$

[0046] 其中,y是经滤波的基线信号BSE<sub>f</sub>,w是FIR滤波器41的输出,并且a和b是用于设定巴特沃斯二阶低通滤波器的转角频率的巴特沃斯二阶低通滤波器的系数。

[0047] 针对基线低通滤波器40b(图6B)的巴特沃斯二阶低通滤波器的示范性实现方案根据以下等式[5]:

$$[0048] \quad y[i] = b_0 x[i] + b_1 x[i-1] + b_2 x[i-2] - a_1 y[i-1] - a_2 u[i-2] \quad [5]$$

[0049] 其中,y是巴特沃斯二阶低通滤波器的输出,x是基线未滤波的心电图信号ECG<sub>bu</sub>,并且a和b是用于设定巴特沃斯二阶低通滤波器的转角频率的巴特沃斯二阶低通滤波器的系数。

[0050] 在实践中,如在本领域中已知的,基线漂移估计器43对基线未滤波的心电图信号ECG<sub>bu</sub>的基线漂移的水平进行估计,并且通过取决于基线未滤波的心电图信号ECG<sub>bu</sub>的基线漂移的所估计的水平适当增大或减小IRR LP滤波器42的转角频率,来动态地调节FIR滤波器41和IRR LP滤波器42的系数。

[0051] 在一个实施例中,基线漂移估计器43取决于基线未滤波的心电图信号ECG<sub>bu</sub>的基线漂移的所估计的水平而动态地调节FIR滤波器41和IIR滤波器42的系数,并且输出分别包含动态地调节的FIR滤波器41和IIR LP滤波器42的系数的调节信号A<sub>FIR</sub>和A<sub>IIR</sub>。

[0052] 在备选实施例中,基线漂移估计器43取决于基线未滤波的心电图信号ECG<sub>bu</sub>的基线漂移的所估计的水平而动态地调节IIR LP滤波器42的转角频率CF<sub>IIR</sub>,并且输出包括动态地调节的转角频率CF<sub>IIR</sub>的输出调节信号A<sub>FIR</sub>和A<sub>IIR</sub>,由此,FIR滤波器41和IIR LP滤波器42动态地调节相应的系数。

[0053] 参考图1-6,本领域的普通技术人员将认识到,本发明的很多益处包括,但不限于:(1)用于实现使ECG信号最小地失真并且具有基线漂移/漂移(特别地跟随除颤事件)的完美拒绝的ECG高通滤波器的计算要求的大幅减少和(2)可配置用于诊断目的和EMS目的的ECG高通滤波器。

[0054] 尽管已经说明和描述本发明的各种实施例,但是本领域的技术人员将认识到,如本文所描述的本发明的实施例是说明性的,并且在不脱离本发明的真实范围的情况下,可以做出各种改变和修改并且等价方案可以替代其元件。另外,在不脱离其中心范围的情况下,可以做出许多修改以适配本发明的教导。因此,应预期到,本发明不限于如用于执行本发明所预期的最佳模式所公开的特定实施例,但是本发明包括落在随附的权利要求书的范围内的所有实施例。

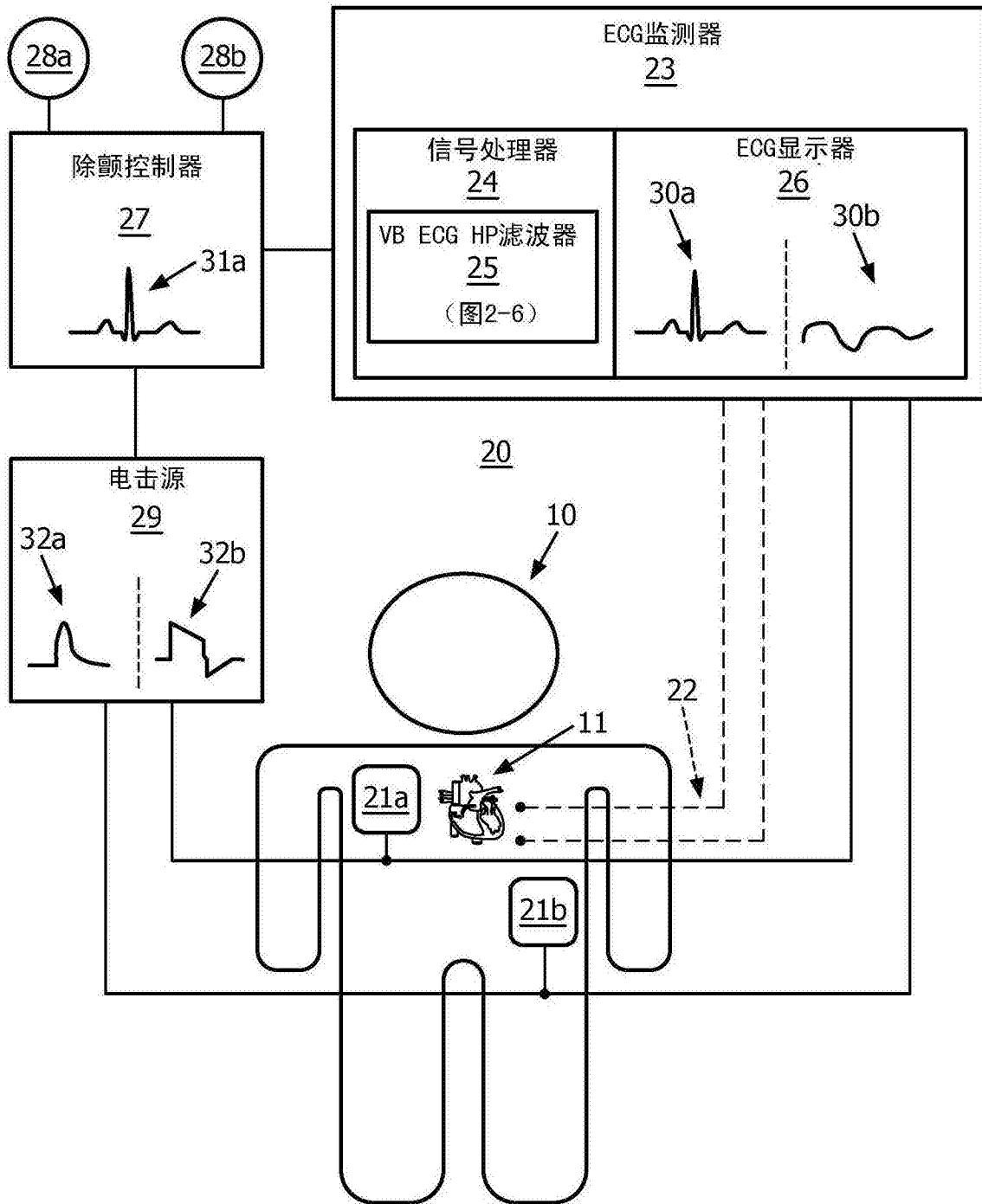


图1

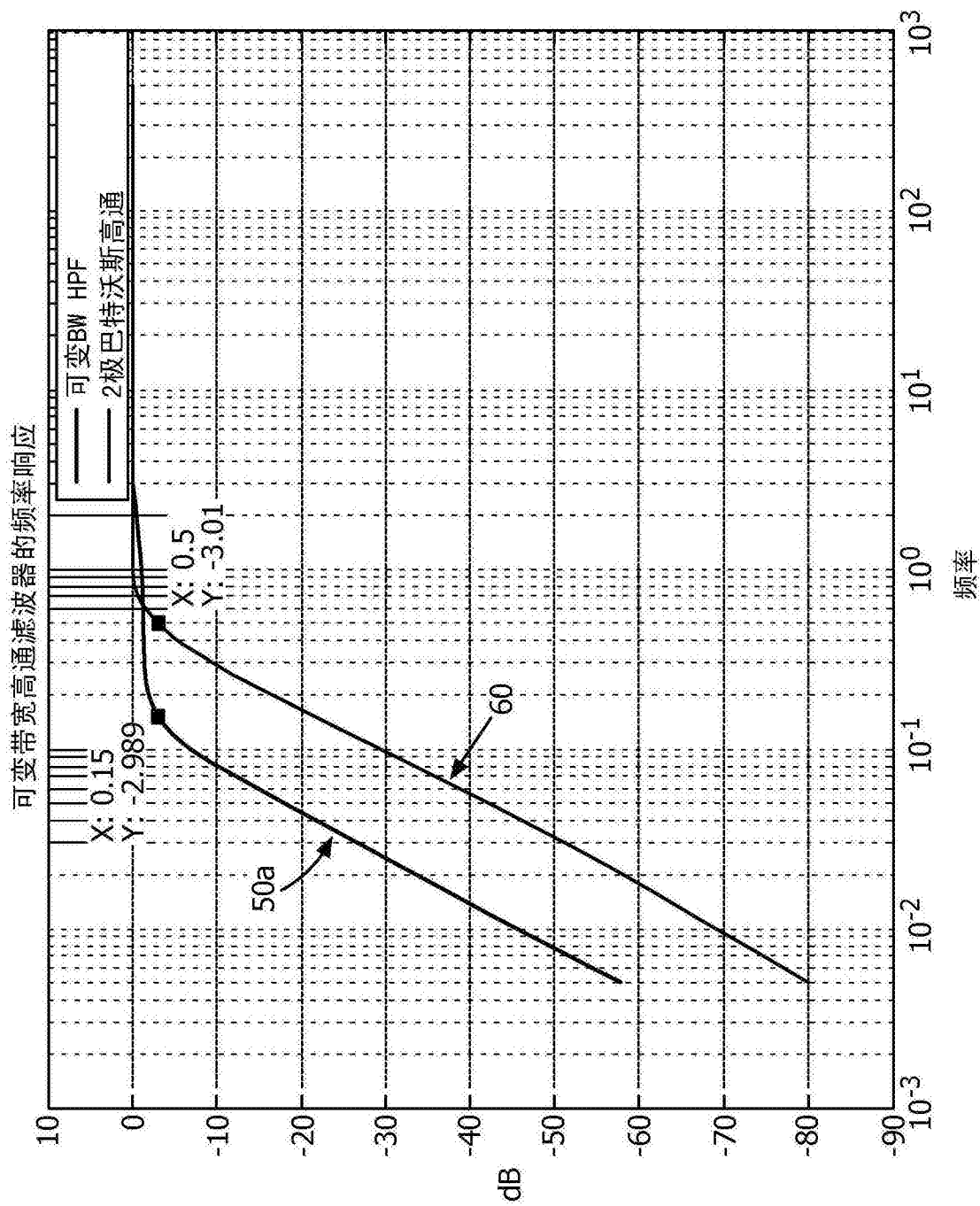


图2A

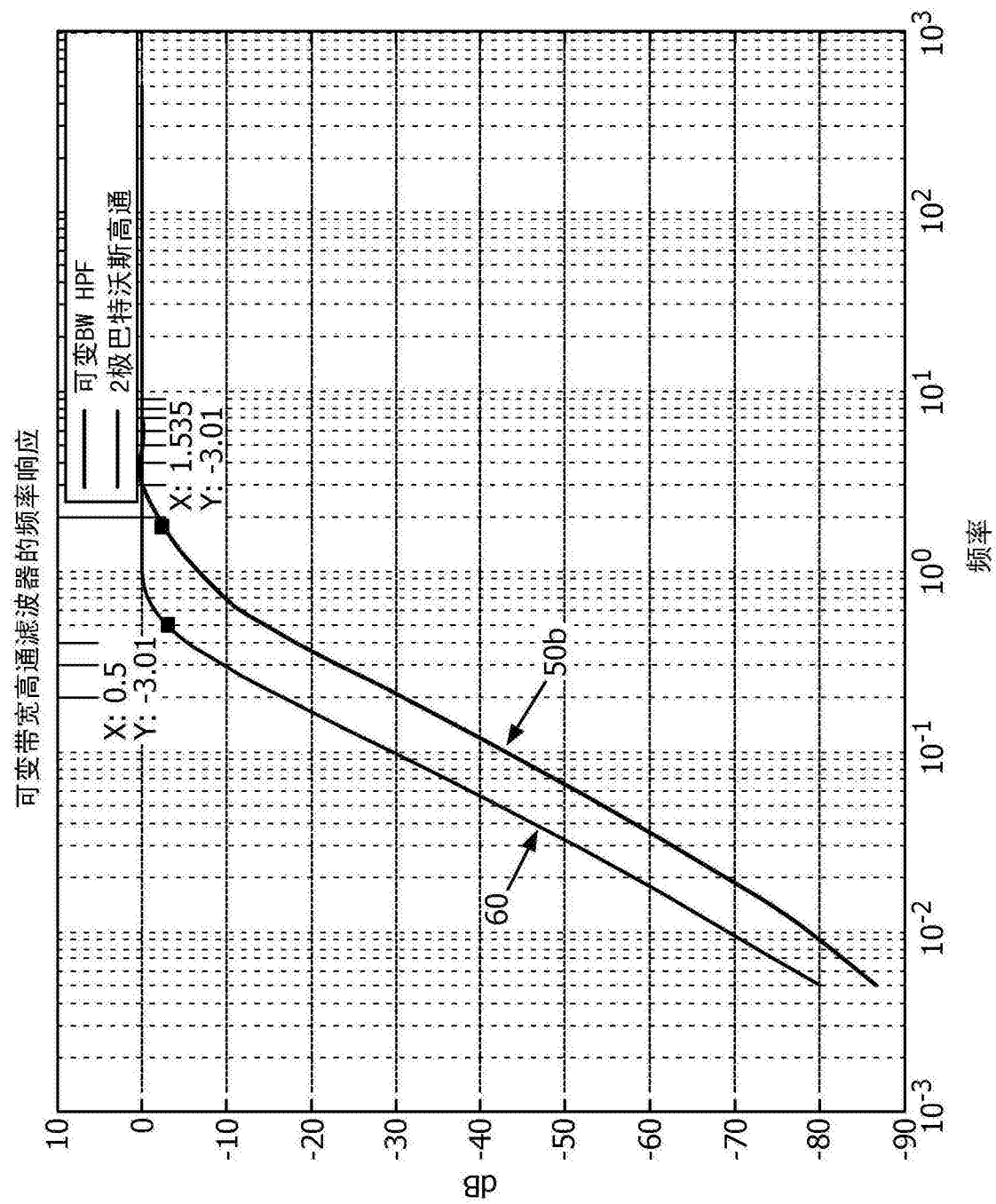


图2B

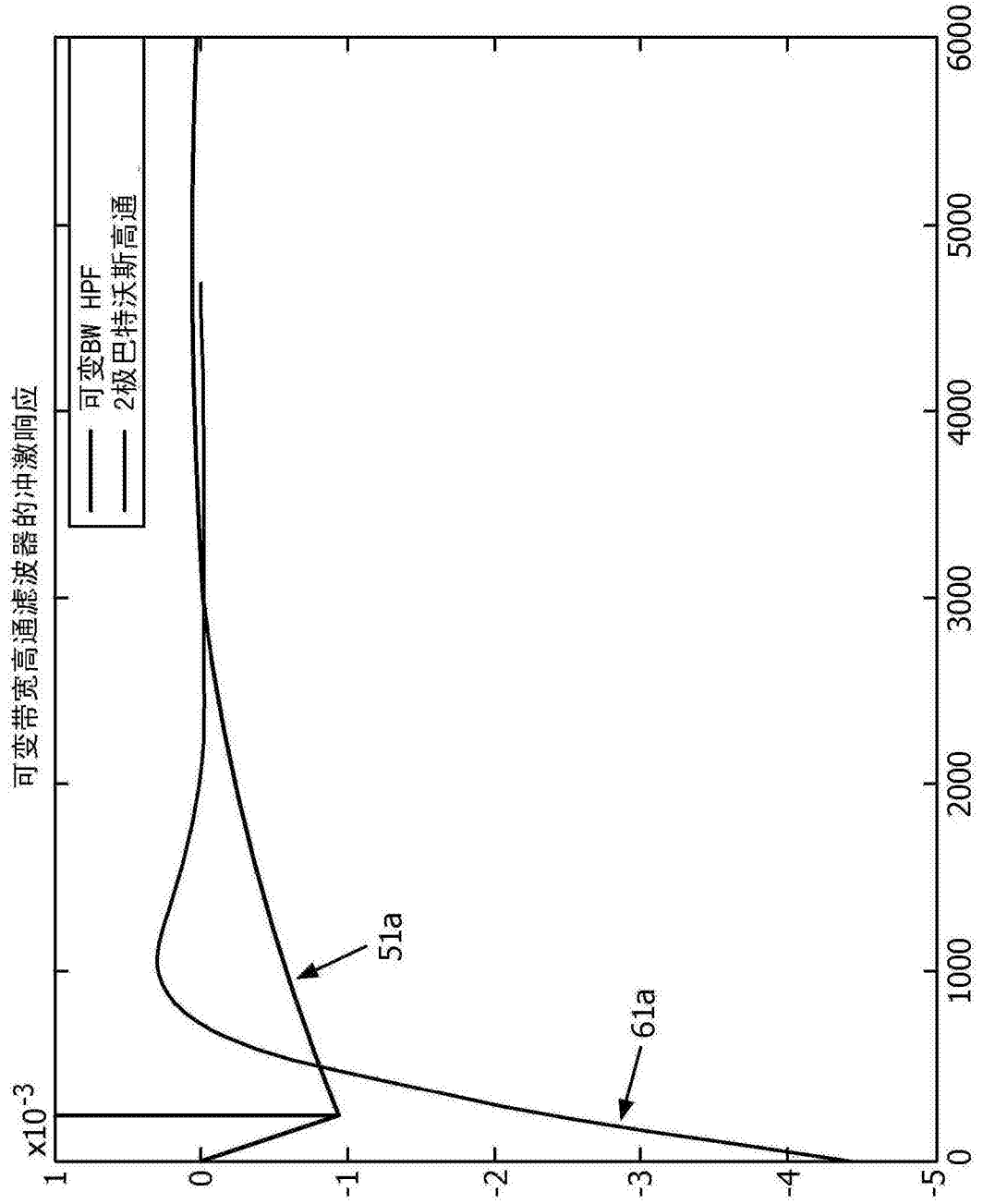


图3A

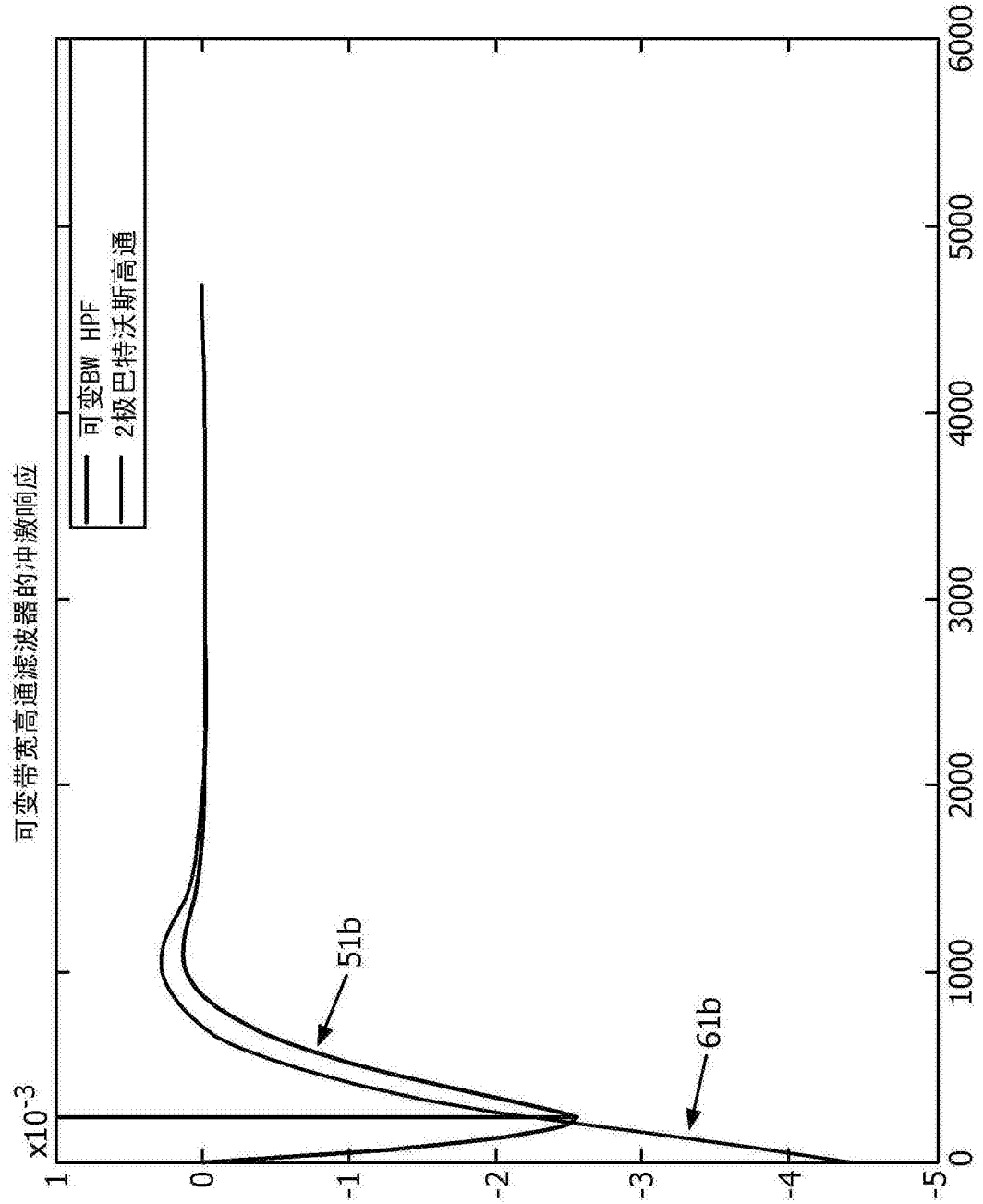


图3B

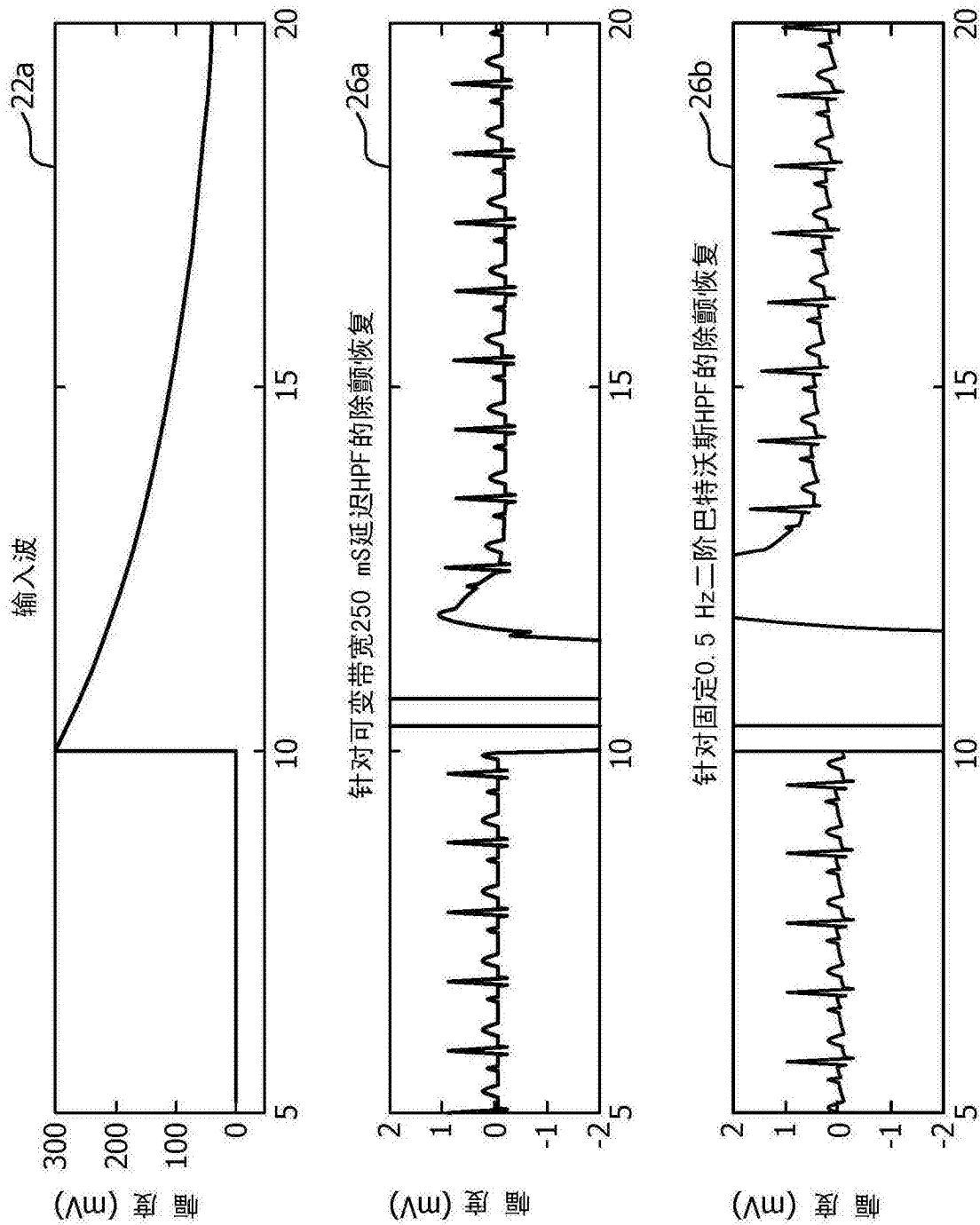


图4



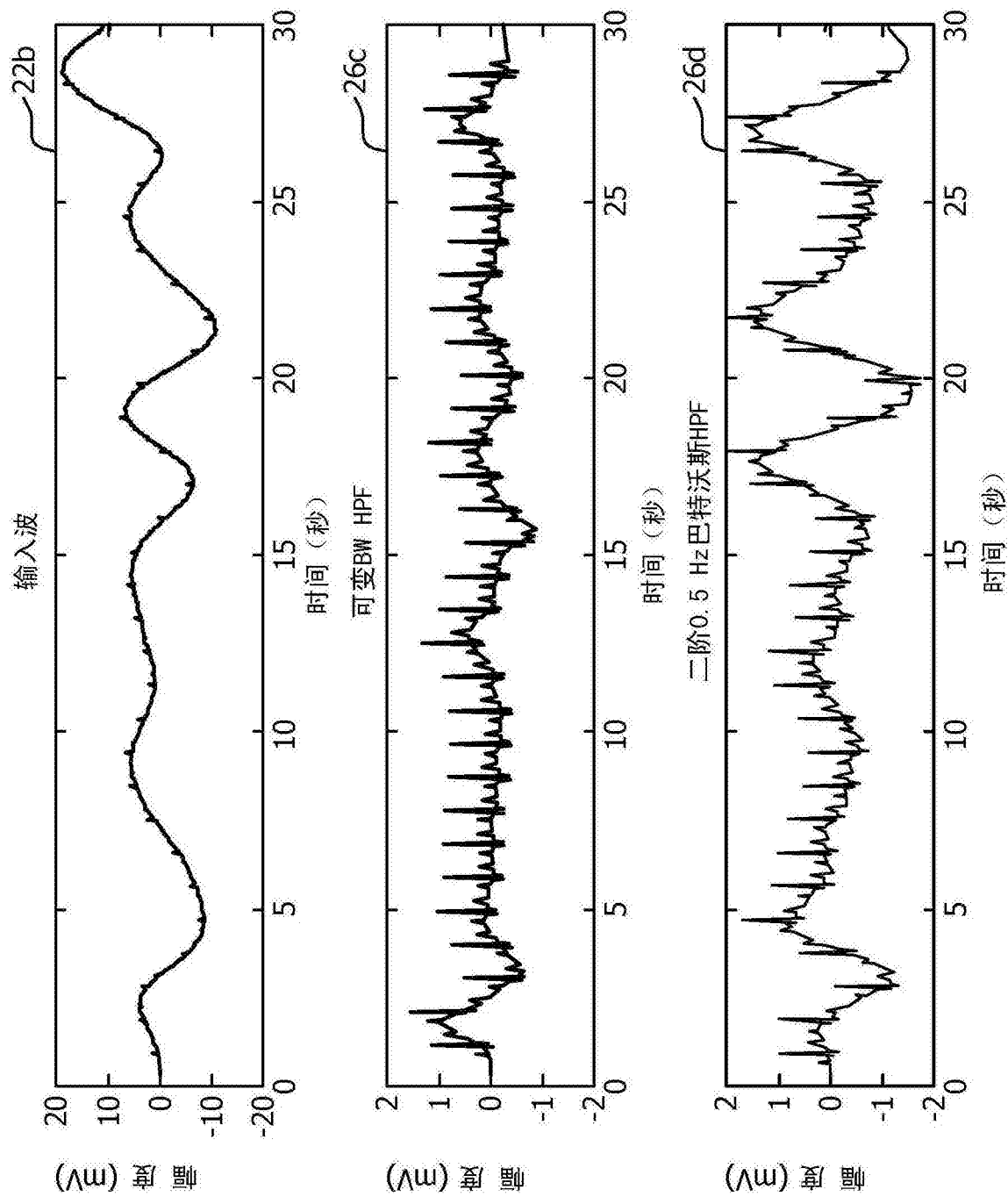


图5A

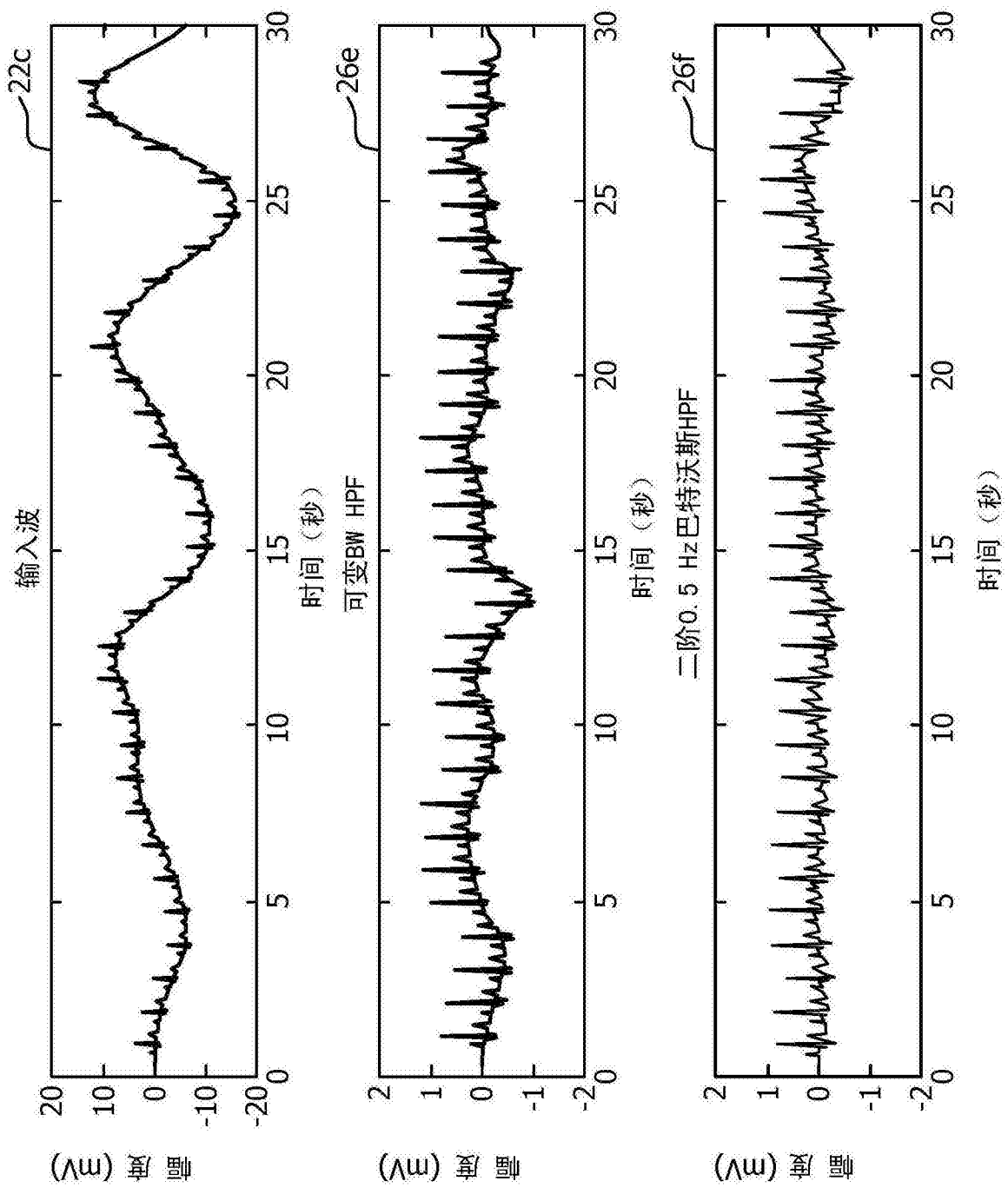


图5B

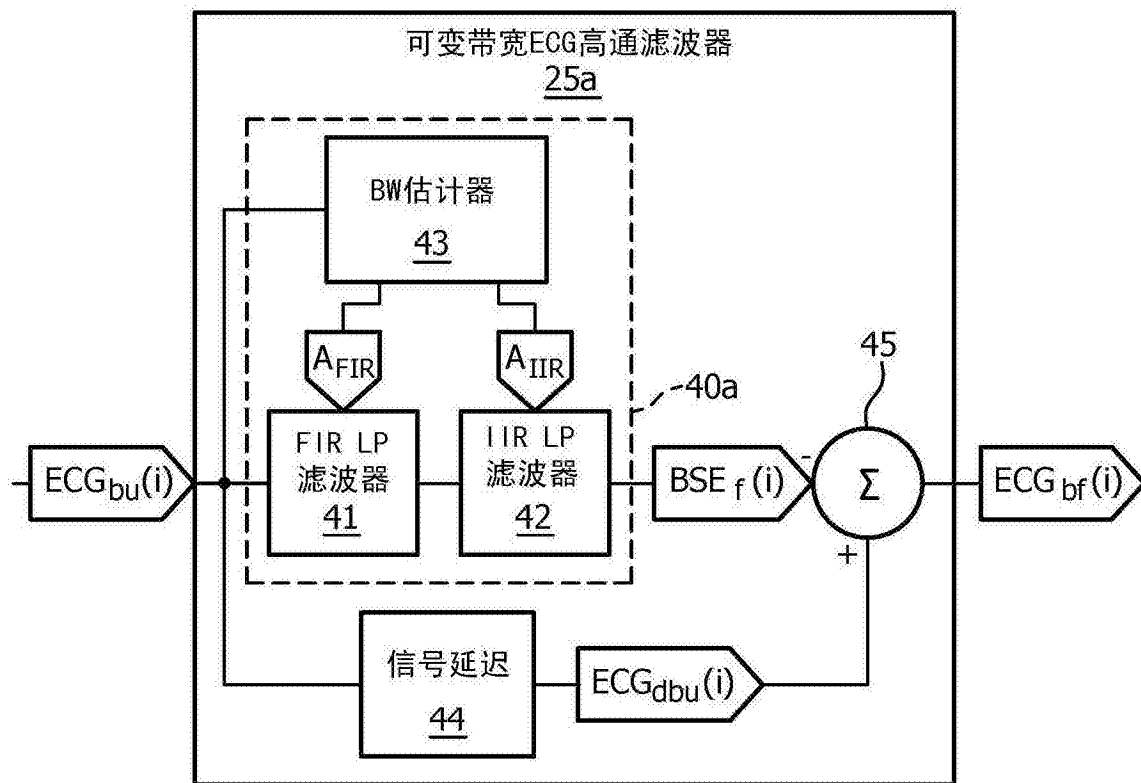


图6A

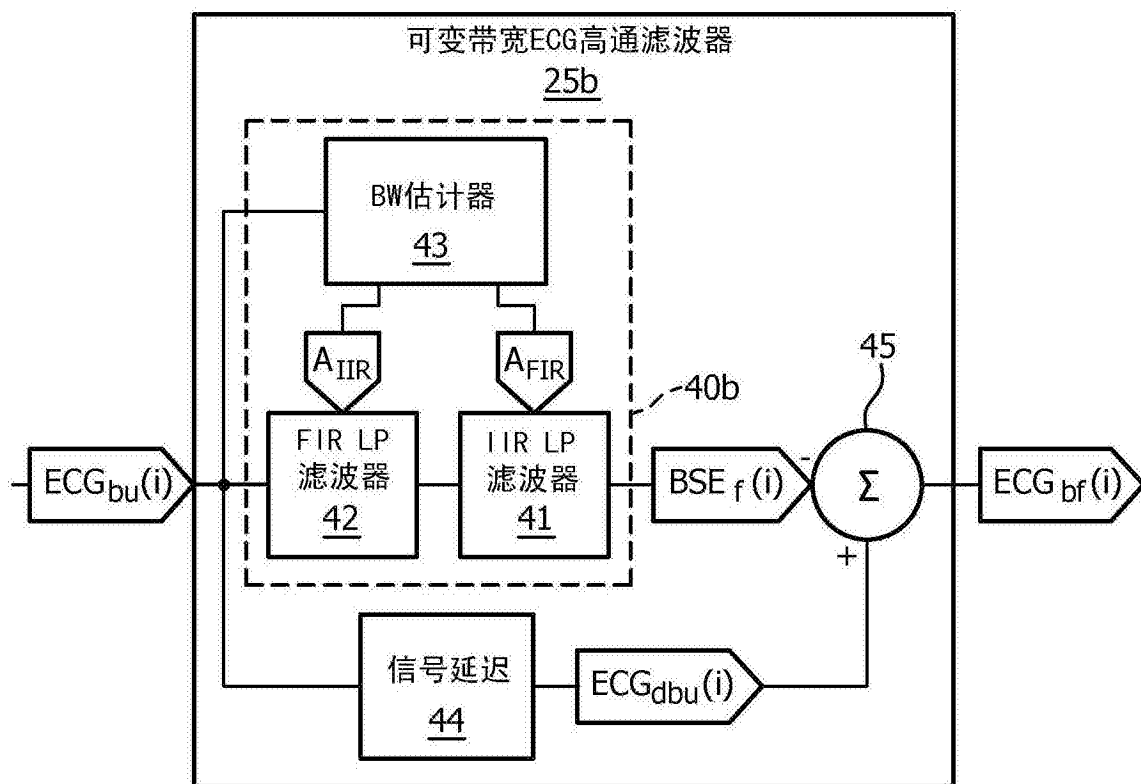


图6B

|                |                                                            |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 可变带宽ECG高通滤波器                                               |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN105899258A</a>                               | 公开(公告)日 | 2016-08-24 |
| 申请号            | CN201480072527.3                                           | 申请日     | 2014-10-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司                                              |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 皇家飞利浦有限公司                                                  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 皇家飞利浦有限公司                                                  |         |            |
| [标]发明人         | EC·赫尔雷克森                                                   |         |            |
| 发明人            | E·C·赫尔雷克森                                                  |         |            |
| IPC分类号         | A61N1/39 A61B5/0428 H03H17/04 A61B5/00 H04L25/03 H03H17/02 |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/04017 A61B5/0428 A61B5/725 A61N1/3925 A61N1/3987     |         |            |
| 代理人(译)         | 王英<br>刘炳胜                                                  |         |            |
| 优先权            | 61/901491 2013-11-08 US                                    |         |            |
| 其他公开文献         | CN105899258B                                               |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>             |         |            |

# 摘要(译)

一种心电图高通滤波器(25)采用基线低通滤波器(40)、信号延迟器(44)和信号提取器。在操作中，基线低通滤波器(40)包括有限脉冲响应滤波器(41)和无限脉冲响应低通滤波器(42)，其协同地对基线未滤波的心电图信号(ECGbu)进行低通滤波，以输出经滤波的基线信号(BSEf)。低通滤波器(40)还包括基线漂移估计器(43)，其根据所述基线未滤波的心电图信号(ECGbu)内的任何基线漂移的估计，来动态地调节基线低通滤波器(40)的转角频率。信号延迟器(44)对所述基线未滤波的心电图信号(ECGbu)进行时间延迟，以输出经延迟的基线未滤波的心电图信号(ECGdbu)，并且信号提取器(45)从所述经延迟的基线未滤波的心电图信号(ECGdbu)提取所述经滤波的基线信号(BSEf)，以输出基线经滤波的心电图信号(ECGbf)。

