



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105611848 B

(45)授权公告日 2019.11.05

(21)申请号 201480042967.4

(22)申请日 2014.06.01

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105611848 A

(43)申请公布日 2016.05.25

(30)优先权数据
61/830077 2013.06.01 US
62/006102 2014.05.31 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.01.29

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IL2014/050493 2014.06.01

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/192002 EN 2014.12.04

(73)专利权人 健康监测有限公司
地址 以色列海尔兹利亚

(72)发明人 U.阿米尔 O.马拉弗里伊韦
I.卡茨

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225

代理人 黄威 夏东栋

(51)Int.Cl.
A41D 1/21(2018.01)
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/01(2006.01)
A61B 5/02(2006.01)
A61B 5/0205(2006.01)
A61B 5/024(2006.01)
A61B 5/0402(2006.01)
A61B 5/0444(2006.01)
A61B 5/0448(2006.01)
G06F 1/16(2006.01)

(56)对比文件
CN 1486159 A,2004.03.31,
US 2005267377 A1,2005.12.01,
审查员 何奕虹

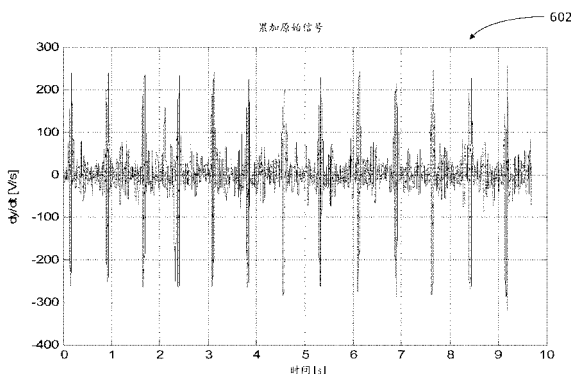
权利要求书2页 说明书13页 附图22页

(54)发明名称

具有纺织电极的可穿戴胎儿监测系统

(57)摘要

一种无缝智能胎儿监测衣服及其使用方法。该系统包括一种编织或交织衣服,该衣服具有用于感测孕妇和胎儿电生命信号的多个导电纺织电极。从包括孕妇心率、胎儿心率和包括子宫活动的肌电电流图(EMG)活动的组选择孕妇和胎儿电生命信号。该方法包括:穿戴该衣服,使用所述多个纺织电极从孕妇的表面区域获取电混合共同孕妇和胎儿生命信号,对获取的信号进行最佳加权累加,分析累加信号以由此提取孕妇信号和胎儿信号,包括确定他们的心率,并且包括检测健康危险,并且在一些实施例中,包括检测表明需要住院以便分娩的子宫收缩序列。



1. 一种智能孕妇监测衣服,包括:

a) 编织的管形,具有可变弹性,所述管形具有第一多根编织线,其中每根所述编织线用至少一条非导电纱线编织;和

b) 第二多个导电纺织电极,用于感测孕妇和胎儿心电图信号,所述导电纺织电极与所述智能孕妇监测衣服整体地编织在一起,每个所述导电纺织电极具有:

i. 第三多个垂直对准的线段,其中每个所述线段被形成在具有非导电纱线和导电纱线的所述编织线内;和

ii. 皮肤侧表面,被配置为以电气方式传导来自孕妇的相邻外表面区域的所述心电图信号,其中所述第二多个导电纺织电极被预先配置为测量电极和参考电极,所述测量电极和所述参考电极被通过衣服控制装置选择性地配对;

其中所述相邻外表面区域选自包括所述孕妇的腹部、会阴和臀部的组;以及

其中每个所述导电纺织电极适应于与所述衣服控制装置中包括的衣服处理器通信,并且其中,所述衣服控制装置被配置为检测所述孕妇和胎儿心电图信号两者;

其中,测量电极的数量和参考电极的数量是被预先编程以及可重新编程的;

并且其中,所述孕妇和胎儿心电图信号包括孕妇QRS复合波峰值和胎儿QRS复合波峰值,并且其中,所述孕妇QRS复合波峰值显著强于所述胎儿QRS复合波峰值,并且配置所述衣服控制装置以进行孕妇QRS复合波峰值和胎儿QRS复合波峰值两者的检测。

2. 如权利要求1所述的智能孕妇监测衣服,其中从包括孕妇心率、胎儿心率和包括子宫活动的肌动电流图 (EMG) 活动的组选择所述孕妇和胎儿心电图信号。

3. 如权利要求1所述的智能孕妇监测衣服,其中每个所述测量电极与至少一个参考电极配对。

4. 如权利要求1所述的智能孕妇监测衣服,其中在特定测量实例中,每个给定的所述导电纺织电极与预先配置数量的其它所述导电纺织电极选择性地配对,并且其中在每个所述配对中,所述给定的导电纺织电极用作测量电极或用作参考电极,由此促进增加在所述特定测量实例中在选择测量纺织电极之外的,包括差动测量值和获取的测量值的测量总数。

5. 如权利要求1所述的智能孕妇监测衣服,其中所述测量电极和所述参考电极在所述智能孕妇监测衣服内位于预先配置的位置。

6. 如权利要求5所述的智能孕妇监测衣服,其中所述测量电极和所述参考电极的所述位置被预先配置以由此优化子宫的空间覆盖范围。

7. 如权利要求3所述的智能孕妇监测衣服,其中使用所述衣服控制装置预设所述测量电极和相应的所述参考电极的配对。

8. 如权利要求3所述的智能孕妇监测衣服,其中所述测量电极的数量、所述参考电极的数量及它们的所述配对被预设以由此优化信噪 (SNR) 比。

9. 如权利要求1所述的智能孕妇监测衣服,其中所述管形具有指定的编织或交织密度,并且其中一个或多个指定的区域具有比所述管形的所述指定的编织或交织密度高的编织或交织密度,由此提供所述可变弹性,以便能够实现每个所述电极的所述皮肤侧表面与所述孕妇的皮肤的稳定导电接触。

10. 如权利要求1所述的智能孕妇监测衣服,其中在执行日常生活琐事的同时,连续地、白天和晚上执行所述孕妇和胎儿监测。

11. 如权利要求1所述的智能孕妇监测衣服,其中所述衣服控制装置适应于在检测到健康危险时警告至少一个预先配置接收实体。

12. 如权利要求1所述的智能孕妇监测衣服,其中所述导电纺织电极经导电条或线轨迹与所述衣服处理器通信;其中所述管形还包括大致垂直的拉链;并且其中所述导电条或线轨迹在设置为连续地经过所述拉链的两个拉开部分之间的所述智能孕妇监测衣服连续部分的路径中被附接到所述智能孕妇监测衣服或编织到所述智能孕妇监测衣服中。

13. 如权利要求11所述的智能孕妇监测衣服,其中从包括所述孕妇的智能个人电子装置、另一个人的智能个人电子装置、医疗人员和计算机化中心的组选择所述预先配置的接收实体。

具有纺织电极的可穿戴胎儿监测系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2013年6月1日提交的美国临时申请61/830,077的在35USC 119(e)下的利益,其公开通过引用被包括于此。

[0003] 本申请还要求于2014年5月31日提交的美国临时申请62/006,102的在35USC 119(e)下的利益,其公开通过引用被包括于此。

[0004] 本申请还涉及于2013年11月23日提交的标题为“Vertical conductive textile traces and methods of knitting thereof”的PCT申请PCT/IL2013/050963和于2013年11月23日提交的标题为“Float loop textile electrodes and methods of knitting thereof”的PCT申请PCT/IL2013/050964,所有这些申请通过引用包含于此就好像在这里充分地阐述这些申请一样。

技术领域

[0005] 本发明涉及实时健康监测系统,并且更具体地讲,本发明涉及一种能够由监测的孕妇通过穿戴特殊衣服来舒适地穿戴的实时胎儿监测系统,该特殊衣服具有嵌入在该衣服内的至少一个纺织电极。该独特纺织电极被配置为检测胎儿活动,而不管母亲体内的胎儿的位置如何。

背景技术

[0006] 心电图(ECG)监测已被广泛地用于人们以检测医疗状况(诸如,与心脏关联的异常)。能够通过分布在人的身体上的外部电极收集代表所监测的人的心脏活动的信号。通常,电极附接到监测的人的胸部和四肢的皮肤。

[0007] 执行胎儿ECG的监测以检测胎儿窘迫综合征(在妊娠期间或在分娩时由改变的心率或节律标记并且导致受损血流或血液化学性质的变化的异常状况)。

[0008] 考虑到妇女妊娠的较高年龄和具有高风险合并症的妇女中实现妊娠的能力,高危妊娠越来越普遍。所有妊娠的大约20-25%在某种程度上是复杂的,涉及诸如早产、胎儿缺氧、胎儿生长受限和高血压之类的并发症。当前,不存在用于连续地检测孕妇或胎儿的健康状态的偏差的无缝非强迫性监测系统。

[0009] 用于监测胎儿健康状况的最突出的方法是响应于子宫的活动使用胎心监护(CTG)监测心率变化性。尽管CTG具有高灵敏度,但CTG的特异性相对较低。通常,在产科实践中,在孕妇腹部上使用无创伤性(多普勒)超声探头或使用固定到胎儿头皮上的电极以创伤性方式确定心率。第一方法相对不准确,但在整个妊娠中是适用的。后一方法准确得多,但仅能在膜破裂和充分扩张之后应用,将其适用性限制为仅妊娠的最后阶段。

[0010] 作为CTG的补充,胎儿心电图(ECG)的监测可增加检测胎儿窘迫的准确性。当前,能够通过创伤性头皮电极来可靠地测量胎儿ECG。虽然几种基于凝胶的非无缝、强迫性商业产品是可用的,但从孕妇腹部以无创伤性方式记录胎儿ECG的尝试已受到经腹部ECG的低信噪比(SNR)的妨碍。腹部ECG追踪也取决于孕妇子宫内的胎儿的位置。

[0011] 由于许多原因,胎儿ECG的监测可能是困难的。一个问题是从监测的人获取的原始信号中的孕妇和胎儿信号的共存以及与孕妇信号和其它噪声源相比相对较低的胎儿信号水平。另一问题是胎儿的当前位置和胎儿的运动。

[0012] 而且,通常,医生或护士负责将电极实际放置在已知足以进行准确ECG测量的特定点。通常,电极的放置涉及附接电极使得其仅能够被强行去除。另外,通常,为了获得能够被解码的信号,电极必须被应用在潮湿表面上(通常使用凝胶)。替代地,在本领域中使用时诸如由Orbital Research提供的干燥附着电极。然而,通常,这两种类型都需要皮肤准备(诸如,清洁并且剃刮有毛发的皮肤)。

[0013] 因此,存在对具有能够由监测的孕妇舒适地穿戴的实时胎儿监测系统的需要,并且具有能够由监测的孕妇舒适地穿戴的实时胎儿监测系统将会是有优势的。该特殊衣服包括优选地嵌入在该衣服内的至少一个纺织电极,该纺织电极被配置为检测胎儿活动,而不管母亲体内的胎儿的位置如何。该衣服和/或纺织电极被编织(knitted)或交织。

[0014] 如这里结合健康监测系统所使用的,术语“连续监测”表示健康监测系统,其便于在监测的生物醒着或睡着时基本上且连续地白天和晚上监测生物并且在这种生物的基本上所有普通活动时是活动的。

[0015] 如这里结合可穿戴装置所使用的,术语“无缝”表示当由普通人穿戴时的装置,其中该装置不对该人的正常生活方式施加显著限制,并且优选地在使用时不被任何人看见,并且不会在穿戴该装置的同时使用户有令人不安的感觉。另外,不会为了使该系统根据需要提供数据和个人警告而需要监测的人的活动。因为“无缝”特性也表示用户的行为,所以可穿戴部件优选地是正常穿戴的物品(例如,内衣)而非仅为了监测的目的而穿戴的某种附加的物品。

[0016] 如这里结合可穿戴衣服物品所使用的,术语“内衣”或“紧身衣”或“衣服”表示优选地能够与监测的孕妇的身体相邻地(通常,与皮肤相邻地)紧身地穿戴的无缝可穿戴衣服物品,包括内衣、内衣裤、紧身衣等。

[0017] 术语“紧身地”意味着:存在在身体上需要某种压力以获得令人满意的信号的电极或其它传感器的衣服的特定部分被设计为根据需要紧身。然而,衣服的所有其它部分可以不是紧身的。可选地,存在通过内置皮带或其它拉紧装置来促进拉紧或松开衣服的某些部分的设备,以使得对更大或更小的紧身程度的需要不需要替换整件衣服。

[0018] 如这里结合健康相关参数所使用的,术语“异常”表示当趋势被识别并且需要注意时被定义为健康危险或可能健康危险的参数值或者值的一个或多个范围。例如,成人的正常血压处于范围120/80mm Hg中。通常,130mm Hg的收缩血压将不会被视为危险。然而,如果人具有大约 85 ± 10 mm Hg的稳定平均血压并且其突然增加至 125 ± 10 mm Hg,则这可被视为异常情况。同样地,如果平均血压以清楚的趋势逐渐且一致地从85mm Hg改变至120mm Hg,则应该发出个人警告。高血压参数开始被视为健康危险的阈值可变化,并且能够根据个人并且可选地设置,通过适应算法手动地或自动地动态更新。在以上例子中,一旦设置了高血压参数,在设置的阈值之外的任何值将会随后被视为对于该人而言异常。

发明内容

[0019] 本发明的主要意图包括提供一种能够由监测的孕妇通过穿戴特殊衣服来舒适地

穿戴的胎儿监测系统,该特殊衣服具有嵌入在该衣服内的至少一个纺织电极。该纺织电极被配置为检测胎儿心脏电活动、电和/移动活动,而不管母亲体内的胎儿的位置如何。

[0020] 具有多个纺织电极的智能衣服能够测量胎儿的心率,并且优选地,也能够测量母亲的心率。可选地,具有纺织电极的智能衣服也能够测量下面的孕妇参数中至少一个:氧饱和度、呼吸频率、皮肤温度、血压、ECG参数(诸如,ST上升和下降)以及身体姿势和移动。

[0021] 对于孕妇的心率确定,使用至少一个电极。例如,能够使用阻抗技术测量呼吸频率。例如,能够使用利用反射技术的胸骨脉冲血氧计测量氧饱和度。例如,可从一起分析的氧饱和度和ECG参数确定血压。能够使用例如嵌入在处理器中的加速度计或压力传感器(例如,编织到智能衣服中的纺织压力传感器)确定身体姿势和移动。

[0022] 对于胎儿的心率确定,使用布置在母亲的下腹部的至少两个电极。另外,能够检测施加在该妇女的腹部的机械压力的纺织电极可被嵌入到该衣服中。因此,能够实现胎儿心率和子宫收缩(CTG)的连续监测。

[0023] 收集的信号由嵌入在智能衣服中的专用纱线传送给处理器,该处理器优选地使用扣在该衣服上的专有对接站连接到该衣服。处理器使用具体设计的算法处理和分析信号。所获得的相关数据随后通常使用无线通信装置(诸如,Wi-Fi或蓝牙)被传送给耦合的目标装置(诸如,智能电话)或传送给预先选择的中心以用于进一步的医疗监督和指令。

[0024] 根据本发明的教导,提供一种无缝智能孕妇监测衣服,该无缝智能孕妇监测衣服包括:管形,具有可变弹性,该管形具有第一多个编织或交织线,其中每个线与至少一个非导电纱线一起编织或交织;和第二多个导电纺织电极,用于感测孕妇和胎儿电生命信号。从包括孕妇心率、胎儿心率和包括子宫活动的肌动电流图(EMG)活动的组选择孕妇和胎儿电生命信号。

[0025] 每个导电纺织电极包括第三多个垂直对准的线段,其中每个线段被形成在具有非导电纱线和导电纱线的编织或交织线内。每个导电纺织电极还包括:皮肤侧表面,被配置为以电气方式传导来自孕妇的预定外表面区域的信号。从包括孕妇的腹部、会阴和臀部的组选择该预定外表面区域。

[0026] 每个导电纺织电极适应于与处理器通信,适应于处理和分析由纺织电极获取的电信号。

[0027] 所述第二多个导电纺织电极包括预先配置数量的测量电极和预先配置数量的参考电极。每个测量电极与至少一个参考电极配对。由此,从单个测量电极产生的差动测量值的数量可超过一,即产生的差动测量值的数量是该特定测量电极与之配对的参考电极的数量,每个配对提供不同的差动测量值。

[0028] 另外,在特定测量实例中,每个给定的导电纺织电极可与预先配置数量的其它导电纺织电极配对,其中在每个配对中,该给定的导电纺织电极可用作测量电极或参考电极,由此促进在该特定测量实例中在所述第二多个导电纺织电极之外获取的差动测量值的数量的显著增加。

[0029] 测量电极和参考电极在孕妇衣服内位于预先配置的位置。测量电极和参考电极的位置被预先配置以由此优化子宫的空间覆盖范围。

[0030] 优选地,使用处理器预设测量电极和相应参考电极的配对。测量电极的数量、参考电极的数量及它们的配对被预设以由此优化信噪(SNR)比。

[0031] 该管形具有指定的编织或交织密度,并且其中一个或多个指定的区域具有比该管形的指定的编织或交织密度高的编织或交织密度,由此提供可变弹性,以便能够实现每个电极的皮肤侧表面与孕妇的皮肤的稳定导电接触。

[0032] 优选地,在执行日常生活琐事的同时,白天和晚上连续地执行孕妇和胎儿监测。

[0033] 优选地,处理器适应于在检测到健康危险时警告至少一个预先配置的接收实体。从包括孕妇的智能个人电子装置、另一个人的智能个人电子装置、医疗人员和远程中心的组选择所述预先配置的接收实体。

[0034] 根据本发明的另外的教导,提供一种用于孕妇和胎儿监测的方法,该方法包括下述步骤:

[0035] a) 穿戴编织或交织的智能孕妇衣服,智能孕妇衣服具有一体地编织或交织在它里面的多个纺织电极,纺织电极与处理器通信。

[0036] b) 分别使用一体地编织或交织到孕妇衣服中的多个纺织电极从孕妇的多个外表面区域获取电混合共同孕妇和胎儿电生命信号。

[0037] c) 对获取的混合孕妇和胎儿电生命信号进行最佳加权累加以由此形成累加混合信号,该累加混合信号比获取的孕妇和胎儿电生命信号中的任一信号具有显著高的SNR。

[0038] d) 分析累加混合信号以由此从累加混合信号提取孕妇信号及其孕妇相关参数。

[0039] e) 复原累加混合信号,包括从累加混合信号删除提取的孕妇信号,以由此形成复原累加混合信号。

[0040] f) 分析复原累加混合信号以由此从复原累加混合信号提取胎儿信号及其胎儿相关参数。

[0041] 从包括心率、氧饱和度、呼吸频率、血压、皮肤温度以及诸如ST上升和下降的ECG参数的组选择孕妇相关参数。

[0042] 从包括心率、子宫内部的心脏的空间位置、子宫内部的身体空间定向、子宫内部的运动和身体尺寸的组选择胎儿相关参数。

[0043] 根据本发明的另外的教导,提供一种用于孕妇和胎儿监测的方法,该方法包括下述步骤:

[0044] a) 穿戴编织或交织的智能孕妇衣服,智能孕妇衣服具有一体地编织或交织在它里面的多个纺织电极,纺织电极与处理器通信。

[0045] b) 分别使用一体地编织或交织到孕妇衣服中的多个纺织电极从孕妇的多个外表面区域获取电混合共同孕妇和胎儿电生命信号。

[0046] c) 对获取的混合孕妇和胎儿电生命信号进行最佳加权累加以由此形成累加孕妇信号,该累加孕妇信号比获取的孕妇和胎儿电生命信号中的任一信号具有显著高的SNR。

[0047] d) 分析累加孕妇信号以由此从累加孕妇信号提取孕妇信号。

[0048] e) 复原获取的混合孕妇和胎儿电生命信号,包括从相应获取的混合孕妇和胎儿电生命信号删除提取的孕妇信号,以由此形成多个复原孕妇ECG信号。

[0049] f) 对复原孕妇ECG信号进行最佳加权累加以由此形成累加相干胎儿信号,该累加相干胎儿信号比复原孕妇ECG信号中的任一信号具有显著高的SNR。

[0050] g) 分析累加相干胎儿信号以由此从累加相干胎儿信号提取胎儿信号。

[0051] 可选地,该方法还包括:分析累加相干胎儿信号以由此从累加相干胎儿信号提取

由包括子宫活动的肌动电流图 (EMG) 活动形成的EMG信号。

[0052] 从累加孕妇信号对孕妇信号进行的提取和分析包括：

[0053] a) 使用累加孕妇信号检测孕妇QRS复合波中的峰值，孕妇QRS复合波峰值显著强于胎儿QRS复合波。

[0054] b) 确定每个检测到的孕妇QRS复合波的边界。

[0055] c) 分析累加孕妇信号以由此提取孕妇信号并且确定孕妇HR。

[0056] d) 分析每个检测到的孕妇QRS复合波以由此检测健康危险数据。

[0057] 从累加相干胎儿信号对胎儿信号的提取和分析包括：

[0058] a) 在累加孕妇信号中检测孕妇QRS复合波的峰值，孕妇QRS复合波峰值显著强于胎儿QRS复合波。

[0059] b) 确定每个检测到的孕妇QRS复合波的边界。

[0060] c) 从相应获取的混合孕妇和胎儿电生命信号删除每个检测到的孕妇QRS复合波并且填充空隙，由此形成相应复原孕妇ECG信号。

[0061] d) 对复原孕妇ECG信号进行最佳加权累加以由此形成累加相干胎儿信号，该累加相干胎儿信号比复原孕妇ECG信号中的任一信号具有显著高的SNR。

[0062] e) 在累加相干胎儿信号中检测胎儿QRS复合波的峰值。

[0063] f) 确定每个检测到的胎儿QRS复合波的边界。

[0064] g) 分析累加相干胎儿信号以由此确定胎儿HR。

[0065] h) 分析每个检测到的胎儿QRS复合波以由此检测健康危险数据。

[0066] 从累加相干胎儿信号对EMG信号的提取和分析包括：

[0067] a) 在累加孕妇信号中检测孕妇QRS复合波中的峰值；

[0068] b) 确定每个检测到的孕妇QRS复合波的边界。

[0069] c) 从相应获取的混合孕妇和胎儿电生命信号删除每个检测到的孕妇QRS复合波并且填充空隙，由此形成相应复原孕妇ECG信号。

[0070] d) 在累加相干胎儿信号中检测胎儿QRS复合波的峰值。

[0071] e) 确定每个检测到的胎儿QRS复合波的边界。

[0072] f) 从累加相干胎儿信号删除每个检测到的胎儿QRS复合波并且填充空隙，由此形成EMG累加信号。

[0073] g) 分析EMG累加信号。

[0074] 填充空隙的方法包括例如通过线性内插或样条。

[0075] 累加相干胎儿信号可包含超过一个胎儿，并且其中基于不同心率和/或不同相位正常或逆QRS复合波分离每个胎儿的信号的胎儿QRS复合波。可使用傅里叶变换执行每个胎儿的信号的分离。

[0076] 应该注意的是，穿戴该孕妇衣服，而不附接任一电极，不管每个电极的精确的身体布置如何，不管妊娠的时间阶段如何，并且不管管形和每个电极的伸长的量如何。

附图说明

[0077] 根据这里在以下给出的详细描述和附图，将会充分地理解本发明，仅作为说明和例子给出所述详细描述和附图，并且因此所述详细描述和附图不限制本发明：

- [0078] 图1示意性地图示根据本发明的实施例的作为示例性内衣监测衣服的、用于孕妇和胎儿监测的智能孕妇监测衣服。
- [0079] 图2a是由监测的孕妇穿戴的图1中示出的内衣裤的侧视图。
- [0080] 图2b是如图2a中所示的内衣监测衣服的正视图。
- [0081] 图2c是如图2a中所示的内衣监测衣服的后视图。
- [0082] 图3是集成到由监测的孕妇穿戴的紧身衣类型衣服中的图1中示出的系统的正透视图。
- [0083] 图4是集成到围绕监测的孕妇的腹部区域缠绕的普通管形衣服中的图1中示出的系统的正透视图。
- [0084] 图5是图1、2a和2b中示出的衣服控制装置的一个实施例的示意性方框图。
- [0085] 图6示意性地图示根据本发明的其它实施例的包括作为示例性内衣监测衣服的智能紧身衣的无缝可穿戴胎儿监测系统。
- [0086] 图7a-7d示出4个混合孕妇和胎儿电信号的例子,每个信号由相应测量纺织电极提供。
- [0087] 图7e示出由相应四个测量纺织电极同时提供的、覆盖在共同时间轴上的、图7a-7d中图示的4个混合孕妇和胎儿电信号。
- [0088] 图8是概述用于检测、分离和分析孕妇QRS信号的示例性方法的示意性流程图。
- [0089] 图9示出在最佳地加权累加图7a-7d中示出的四个信号之后的扁平累加混合孕妇和胎儿电信号。
- [0090] 图10示出在累加信号的导数中检测到的孕妇QRS复合波峰值,由此产生孕妇心率。
- [0091] 图11示出覆盖在累加信号上的孕妇QRS复合波峰值。
- [0092] 图12a示出如图11中所示的累加信号的选择的时间间隔的放大。
- [0093] 图12b示出能够在医学上进行分析的示例性孕妇QRS复合波。
- [0094] 图13是概述用于检测、分离和分析胎儿QRS信号的示例性方法的示意性流程图。
- [0095] 图14示出在累加的相干胎儿信号的导数中检测到的胎儿QRS复合波峰值,由此产生胎儿的心率。
- [0096] 图15示出覆盖在累加的相干胎儿信号之一上的胎儿QRS复合波峰值。
- [0097] 图16是概述用于检测和分析EMG信号的示例性方法的示意性流程图。

具体实施方式

[0098] 现在将在以下参照示出本发明的优选实施例的附图更充分地描述本发明。然而,本发明可被实现为许多不同形式,并且不应该被解释为局限于这里阐述的实施例;相反地,提供这些实施例,以使得本公开将会是彻底的并且完整的,并且将会充分地将本发明的范围传达给本领域技术人员。

[0099] 实施例是本发明的例子或实现方式。“一个实施例”、“实施例”或“一些实施例”的各种出现并不一定全都表示相同实施例。虽然可在单个实施例的情况下描述本发明的各种特征,但也可分开地或按照任何合适的组合提供该特征。相反地,虽然可在这里为了清楚而在分开的实施例的情况下描述本发明,但也可在单个实施例中实现本发明。

[0100] 在说明书中对“一个实施例”、“实施例”、“一些实施例”或“其它实施例”的提及意

味着：结合该实施例描述的特定特征、结构或特性被包括在本发明的至少一个实施例中，但未必被包括在所有实施例中。应该理解，这里采用的短语和术语不应该被解释为是限制性的，而是仅用于描述性目的。

[0101] 通过手动地、自动地、或者两种方式的组合执行或完成选择的步骤或任务，可实现本发明的方法。除非另外定义，否则根据本发明所属的领域以普通意义理解这里使用的技术和科学术语的含义。在测试或实践中可以利用与这里描述的方法和材料等同或类似的方法和材料实现本发明。

[0102] 应该注意的是，将会经常根据作为内衣裤的监测衣服来描述本发明，但本发明不限于作为监测衣服的内衣裤，并且至少部分地与监测的孕妇的身体相邻地穿戴的其它类型的衣服能够被用作监测衣服。

[0103] 应该注意的是，将会根据作为智能电话的可选的移动装置描述本发明，但本发明的移动装置不限于智能电话，并且包括具有中央处理单元和存储器的所有类型的移动装置，包括移动电话、膝上型计算机、PDA、处理垫等，这些装置全都具有蓝牙或任何其它无线通信能力。根据本发明的教导，提供一种独立的、无缝的并且优选地基本上连续的健康监测系统，该健康监测系统被设计为由健康的生物使用，但也适合不健康的生物。

[0104] 现在参照附图。图1图示根据本发明的实施例的包括由监测的孕妇10穿戴的智能衣服200的无缝可穿戴胎儿监测系统100，智能衣服200是示例性内衣监测衣服。根据本发明的实施例，胎儿监测系统100还包括衣服控制装置110，并且优选地包括接收装置（诸如，具有远程处理器310的移动装置300）。

[0105] 图2a是由监测的孕妇10穿戴的智能衣服200的侧视图，智能衣服200是示例性紧身衣。图2b是智能紧身衣200的正视图，并且图2c是如图2a中所示的智能紧身衣200的后视图。

[0106] 智能衣服200是非限制性的示例性监测衣服物品，其中智能衣服200优选地是编织的衣服，并且其中当加工智能衣服200时，在智能衣服200内编织一个或多个纺织电极210。纺织电极210由导电纱线制成，其中由纺织电极210检测心电图（ECG）信号。该信号随后经编织的导电轨迹沿着编织的织物被传送给创新装置，该创新装置实时地分析该数据。

[0107] 在一些实施例中，纺织电极210被交织，并且在一些实施例中，智能衣服200被交织。纺织电极210和智能衣服200将在这里被非限制性地描述为是编织的，但在本发明的范围内，纺织电极210和衣服200也可被交织。

[0108] 通常，纺织电极210被集成在智能衣服200内的各种位置，以便处理母亲的子宫内部的胎儿的位置的改变和生长。纺织电极210获取混合电孕妇和胎儿生命信号，并且可能获取EMG信号。衣服控制装置110从各种纺织电极210读取混合信号，并且在一些实施例中，衣服控制装置110根据预先配置的准则选择被确定为“最好信号”的信号。例如，与主预期信号匹配最好的信号（“黄金标准”胎儿数据）。

[0109] 然而，优选地，衣服控制装置110从多个纺织电极210读取混合信号，进行（可选地）所述多个信号的初始分类，并且最佳地执行所获取的混合电孕妇和胎儿生命信号的加权累加，以由此形成累加电信号，该累加电信号比所获取的混合电孕妇和胎儿电生命信号中的任一信号具有显著高的SNR。

[0110] 通常，纺织电极210是表面对表面接触纺织传感器，用于测量孕妇和胎儿电生命信号，诸如ECG信号和其它生命信号，诸如胎心监护信号和皮肤上的其它医疗测量值，而不需

要任何皮肤准备,诸如在当前湿电极情况下所需的(通常是凝胶)以及在有毛发的皮肤上所需的(当前,通常被剃刮)。

[0111] 所述多个纺织电极210可包括预先配置数量的测量电极212和参考电极214,所述测量电极212和参考电极214可被例如使用衣服控制装置110选择性地配对以形成ECG引线。每个测量电极212与至少一个参考电极214配对,从而促进获取比用作测量电极212的纺织电极210的数量多的ECG差动测量值。可例如使用衣服控制装置110控制用作测量电极212的纺织电极210的数量。因此,哪个纺织电极210用作测量电极212以及该测量电极212与哪一个或多个参考电极214配对能够被预先编程以及重新编程。使用这种独特能力,无缝可穿戴胎儿监测系统100可例如适合于妊娠和腹部尺寸的进展,或由于任何其它原因是适合的。

[0112] 应该注意的是,仅作为例子非限制性地示出附图中的测量电极212和参考电极214的注解。纺织电极210可被放置在从包括孕妇的腹部、会阴和臀部的组选择的预定外部表面区域。

[0113] 每个纺织电极210由导电轨迹220、导电条或任何其它电气配线以可操作方式连接到优选可拆卸的衣服控制装置110。可选地,当加工智能衣服200时,导电轨迹220也被编织到智能衣服200中。替代地,导电轨迹220附接到智能衣服200。

[0114] 通常,智能衣服200看起来像通常的内衣裤,并且优选地,纺织电极210被嵌入在智能衣服200中。孕妇10能够在他或她习惯的任何情况下容易地穿戴该内衣裤。然而,智能衣服200可由如图3中所示的紧身衣类型智能衣服202或如图4中所示的管形智能衣服204或其它形式替换。在示出的例子中,紧身衣类型智能衣服202包括布置为接近母亲的心脏的纺织电极211,以便由此获得良好的孕妇ECG信号。在穿戴该智能衣服之后,不需要用户附接电极或布置调整。简单地穿戴该智能衣服并且激活该系统。

[0115] 也参照图5,衣服控制装置110的一个实施例的示意性方框图。衣服控制装置110也被安装在智能衣服200的衣服主体201上是衣服控制装置110,其中轨迹220可选地通过编织到监测衣服200中的轨迹220将所有传感器(210、212和214)与衣服控制装置110互连。衣服控制装置110包括衣服处理器112和优选地包括可再充电的电池180,其中衣服控制装置110和电池180优选地可被去除,以允许智能衣服的机器洗涤。可再充电电池180可以是与衣服控制装置110分离的衣服控制装置110的一部分。优选地,衣服控制装置110还包括发送器/接收器114,通常是短程传送器,诸如蓝牙或Wi-Fi,从而促进衣服处理器112和移动装置300的远程处理器310之间的无线通信。可选地,衣服控制装置110还包括警告单元116。

[0116] 在本发明的一个实施例中,衣服控制装置110经发送器/接收器114将由传感器(210、211和212)提供的感测到的数据传送给移动装置300的远程处理器310。在本发明的其它实施例中,衣服处理器112分析由一个或多个传感器(210、211和212)获得的感测到的数据,并且防止很好地落在正常参数的预先配置的范围内的感测到的数据被发送器/接收器114传送给远程处理器310。由此,显著减少传送时间并且节省传送功率。

[0117] 可选地,嵌入的衣服处理器112具有滤波功能以显著限制针对移动装置的传送。当未检测到问题时,该功能的一部分是限制传送,并且仅选择将要传送的可疑异常数据。这种功能显著减少需要的能量的量,因此保存电池功率。另外,该算法确定感测速度:尽管在正常状态下速度可能低,但当感测到的数据更接近异常值时,感测和传送速度较高。

[0118] 在本发明的一些优选实施例中,衣服处理器112分析由一个或多个传感器(210、

211和212)获得的感测到的数据以由此确定是否已发生健康危险情况。在这种情况下,衣服处理器112激活被耦合以与衣服处理器112一起操作的警告单元116,以由此向人10或任何其它预定接收单元(包括医疗护理人员的接收单元)提供个人警告。个人警告可具有如下形式:音频声音、光指示、本领域已知的任何其它形式或者其组合。

[0119] 可选地,衣服控制装置110被以可操作方式固定在附接到监测衣服100的对应对接站中,并且以可操作方式附接到轨迹220。

[0120] 如以上所指示的,本发明的胎儿监测系统100优选地包括移动装置300,移动装置300具有远程处理器310。远程处理器310从监测衣服100接收感测到的数据(优选地,至少部分被处理),并且可根据需要进一步分析接收的数据,并且确定是否已发生健康危险情况,该健康危险情况证明个人警告的发出合理。在这种情况下,远程处理器310激活被耦合以与远程处理器310一起操作的警报指示器116,以便由此利用个人警告350来警告人10。个人警告可具有如下形式:音频声音、至少一个图像帧、视频、SMS或本领域已知的任何其它形式或者其组合。

[0121] 在本发明的变型中,生理学或化学参数异常的定义是适应个人的,其中特定监测的生物的“正常”健康状态被按照个人设置。在本发明的变型中,按照该生物的随着时间的改变状态,异常的定义是动态可适应的。

[0122] 在检测到异常健康相关参数或作为从不同传感器获取的组合输入的分析或趋势分析的结果确定的异常状态时,远程处理器310通过智能电话300传送个人警告。可选地或另外,远程处理器310向预定外部接收方发送个人警告信息。可选地,远程处理器310分析并且确定两个或更多个检测到的参数中的检测到的参数之间的关联,由此创建关联的参数。当检测到的关联的参数被确定为异常时,警告单元被以可操作方式激活以警告一个或多个预定警告接收实体。

[0123] 还应该注意的,可在远程监测中心执行一些处理任务。衣服处理器112或移动装置300可向任何远程处理器发送数据(感测到的数据或至少部分地分析的数据),所述任何远程处理器能够进一步处理该信息,将获得的数据与从其他监测的人获得的对应数据进行比较,做出基于统计学的决定和其它决策问题以提高警告灵敏度和特定性(例如,通过检测未触发自动警告但医生可能想要进一步检查该人的可疑趋势),并且一旦到达治疗设施,就提供用于辅助该生物的治疗的信息。

[0124] 优选地,健康监测和自警告系统包括用于检测该生物的物理活动和姿势的特性的传感器,例如加速度传感器170(参见图5)、压力传感器、定向传感器等。加速度传感器170可被集成在衣服处理器110内,和/或集成在衣服主体201中的其它预先配置的位置。

[0125] 图6示意性地图示根据本发明的其它实施例的包括作为示例性内衣监测衣服的智能衣服400的无缝可穿戴胎儿监测系统101。智能胎儿监测系统101类似于智能胎儿监测系统100,但还包括用于检测子宫的活动(诸如,收缩)的至少一个纺织压力传感器450。纺织压力传感器450可被实现为单独的检测器和/或实现在ECG电极(或其它纺织传感器)210内以形成多用途传感器410。纺织压力传感器可被实现为ECG电极(或其它纺织传感器)210内的超过一个感测元件452的组合。

[0126] 在本发明的变型中,使用多个ECG电极检测母亲的子宫内的胎儿的运动。测量每个ECG电极的SNR定量,同时假设胎儿的心脏布置为在空间上最接近具有最好的SNR的电极。当

胎儿移动时,胎儿的心脏的空间位置移动以更接近不同的ECG电极。由于每个ECG电极相对于母亲的子宫的位置基本上固定并且已知,所以ECG电极的SNR的这些改变能够被分析以最接近胎儿的心脏的空间位置以及胎儿自身的位置和姿势定向。

[0127] 本发明的一方面是提供使用无缝可穿戴胎儿监测系统100及其变型用于孕妇和胎儿监测的方法。该方法假设M个纺织电极210,M个纺织电极210中的一些纺织电极210被预设用作参考电极214,并且其余N个纺织电极210被预设用作测量电极212,其中使用衣服控制装置110执行该预设。

[0128] 为了开始使用无缝可穿戴胎儿监测系统100,孕妇10穿戴编织或交织的智能孕妇衣服200,智能孕妇衣服200具有一体地编织或交织在它里面的纺织电极210,纺织电极210与衣服控制装置110通信,并且孕妇10激活胎儿监测系统100。衣服控制装置110开始使用一体地编织或交织到孕妇衣服中的多个纺织电极从孕妇的预定外表面区域获取电混合共同孕妇和胎儿电生命信号。可连续地24/7执行该监测。

[0129] 应该注意的是,在不附接任一纺织电极210的情况下穿戴智能孕妇衣服200,不管每个纺织电极210的精确的身体布置如何,不管妊娠的时间阶段如何,并且不管纺织管形和每个纺织电极210的伸长的量如何。

[0130] 现在参照图7a-7e。图7a示出由相应测量纺织电极212同时提供的第一混合孕妇和胎儿电信号的例子的曲线图601a。图7b示出由相应测量纺织电极212同时提供的第一混合孕妇和胎儿电信号的例子的曲线图601b。图7c示出由相应测量纺织电极212同时提供的第一混合孕妇和胎儿电信号的例子的曲线图601c。图7d示出由相应测量纺织电极212同时提供的第一混合孕妇和胎儿电信号的例子的曲线图601d。图7e示出由相应四个测量纺织电极同时提供的覆盖在共同时间轴上的图7a-7d中图示的4个混合孕妇和胎儿电信号的曲线图601e。这四个原始信号具有不同幅度和不同相位。根据经验,非限制性地,进行下面的观察:

[0131] • 孕妇和胎儿信号不关联。虽然通常它们的HR不同,但它们的范围可部分地重叠。

[0132] • 孕妇和胎儿ECG信号可位于例如通过肌肉收缩来产生的缓慢($<0.5\text{Hz}$)但非常强的信号上,这种低频信号干扰QRS复合波峰值的可靠检测。为了显著提高信号平坦度,可通常使用多项式滤波以及导数评估,其中每个原始信号由多项式近似并且它的导数能够被以分析方式评估。在一些实施例中,多项式滤波方法组合Savitzky-Golay滤波和平滑样条。

[0133] • 通常,非限制性地,超过10个测量纺织电极212被用于提高SNR,其中至少2个测量纺织电极212被布置为接近胎儿的心脏。

[0134] 现在也参照图8,概述用于从多个同时感测到的混合ECG信号检测、分离和分析孕妇QRS信号的示例性方法的示意性流程图600。孕妇QRS复合波显著强于胎儿QRS复合波,首先检测孕妇QRS复合波。

[0135] 方法600包括下面的步骤:

[0136] 步骤610:获取由相应N个选择的测量纺织电极212感测到的N个信号。

[0137] 每个测量纺织电极212感测混合ECG原始信号。混合ECG原始信号包括孕妇ECG信号、胎儿ECG信号、包括子宫活动的肌动电流图(EMG)活动的信号以及至少一部分被称为噪声的其它信号。

[0138] 步骤620:对获取的信号进行滤波。

[0139] 每个感测到的混合ECG原始信号优选地被滤波以显著减少噪声。为了显著提高信

号平坦度,可使用多项式滤波,其中每个原始信号由多项式近似并且它的导数能够被以分析方式评估。在一些实施例中,多项式滤波方法组合Savitzky-Golay滤波和平滑样条。通常,非限制性地,每个感测到的混合ECG原始信号的滤波产生信号: y_d ,包含QRS复合波峰值数据的导数信号;和 y_f ,代表滤波的信号。

[0140] 步骤630:检测导数峰值。

[0141] 使用导数信号 y_d ,衣服控制装置110检测与相应感测到的混合ECG原始信号的孕妇QRS复合波峰值对应的导数峰值。

[0142] 步骤640:最佳地调准这N个信号的相应峰值。

[0143] 衣服控制装置110读取所有滤波的混合信号和相应导数信号,进行(可选地)所述多个信号的初始分类,并且最佳地计算混合ECG原始信号的最好的孕妇QRS峰值调准。由此,获得每个混合ECG原始信号的相移。

[0144] 为了改进相位调准过程,可使用分析(复合)信号(诸如,希尔伯特变换)。

[0145] 步骤650:累加这N个信号。

[0146] 衣服控制装置110在把每个滤波的混合信号移动相应计算的相移之后执行滤波的混合信号的加权累加,由此形成累加相干孕妇信号,该累加相干孕妇信号比获取的混合电孕妇和胎儿生命信号中的任一信号具有显著高的SNR。

[0147] 步骤660:确定孕妇QRS复合波的边界。

[0148] 通常,每个QRS复合波开始于第一最小点,达到最大值并且结束于第二最小点。每个QRS复合波的第一和第二最小点由衣服控制装置110确定。

[0149] 步骤670:分析孕妇QRS复合波。

[0150] 衣服控制装置110例如通过执行形态分析来进行分析,并且确定孕妇HR并且可能检测健康危险数据。

[0151] {过程600的步骤细节结束}。

[0152] 例子

[0153] 在图7e中示出的例子中,示出由相应的四个测量纺织电极212同时提供的4个覆盖的混合孕妇和胎儿示例性信号的曲线图601e。

[0154] 也参照图9,示出在对这四个信号执行累加过程(步骤650)之后的扁平累加混合孕妇和胎儿电信号。累加孕妇信号是相干的,具有良好的SNR,并且孕妇QRS复合波能够被容易地观测。

[0155] 图10示出在累加孕妇信号的导数中检测到的孕妇QRS复合波峰值的示例性曲线图603,由此产生孕妇心率。在示出的例子中,孕妇HR是大约80。

[0156] 每个孕妇QRS复合波的第一和第二最小点由衣服控制装置110确定,并且每个孕妇QRS复合波被布置在每个相应滤波的ECG信号中的相应位置中。图11示出覆盖在累加孕妇信号上的孕妇QRS复合波的示例性曲线图604。图12a示出如图11中所示的累加孕妇信号的选择的时间间隔的放大图605,并且图12b示出能够在医学上进行分析的孕妇QRS复合波的示例性曲线图606。在QRS复合波峰值被识别并且定位之后,能够例如在形态上分析每个QRS复合波,并且能够使用仅引起轻微失真的方法评估它们的参数。

[0157] {例子结束}。

[0158] 一旦孕妇QRS复合波已被发现并且分析,它们就能够被从每个感测到的混合ECG原

始信号或每个滤波的信号去除。一旦被去除,能够执行类似过程以便检测并且分析胎儿QRS复合波。

[0159] 也参照图13,示出概述用于从多个同时感测到的混合ECG信号检测、分离和分析胎儿QRS信号的示例性方法的示意性流程图700。首先,执行方法600的步骤610-660。然后,如本文以下所述,在这里被称为复原的过程中,如图11中所示的,相应覆盖在累加ECG信号上的覆盖的孕妇QRS复合波被从相应原始ECG信号去除。

[0160] 因此,在执行方法600的步骤610-660之后,方法700继续进行下面的步骤:

[0161] 步骤710:复原N个滤波的ECG信号。

[0162] 衣服控制装置110从相应原始ECG信号删除孕妇QRS复合波,从而在其中留下空隙。可通过线性内插、样条或任何其它已知的方法来填充形成的空隙。从相应原始ECG信号删除QRS复合波并且随后填充形成的空隙在这里被称为复原过程。从这个步骤的复原过程产生的信号被称为复原孕妇ECG信号。

[0163] 步骤720:对获取的信号进行滤波。

[0164] 每个复原孕妇ECG信号优选地被滤波以显著减少噪声。为了显著提高信号平坦度,可使用多项式滤波,其中每个复原孕妇ECG信号由多项式近似并且它的导数能够被以分析方式评估。在一些实施例中,多项式滤波方法组合Savitzky-Golay滤波和平滑样条。通常,非限制性地,每个复原孕妇ECG信号的滤波产生如下信号: y_{d2} ,包含QRS复合波峰值数据的导数信号;和 y_{f2} ,代表滤波的信号。

[0165] 步骤730:检测导数峰值。

[0166] 使用导数信号 y_{d2} ,衣服控制装置110检测与相应复原孕妇ECG信号的胎儿QRS复合波峰值对应的导数峰值。

[0167] 步骤740:最佳地调准N个信号的相应峰值。

[0168] 衣服控制装置110读取所有滤波的复原混合信号 y_{f2} 和相应导数复原信号 y_{d2} ,进行(可选地)所述多个信号的初始分类,并且最佳地计算复原孕妇ECG信号的最好胎儿QRS峰值调准。由此,获得每个复原孕妇ECG信号的相移。

[0169] 为了改进相位调准过程,可使用分析(复合)信号(诸如,希尔伯特变换)。

[0170] 步骤750:累加这N个信号。

[0171] 衣服控制装置110在把每个滤波的混合信号移动相应计算的相移之后执行滤波的复原信号的加权累加,由此形成累加相干胎儿信号,该累加相干胎儿信号比复原孕妇ECG信号中的任一信号具有显著高的SNR。

[0172] 步骤760:确定胎儿QRS复合波的边界。

[0173] 通常,每个QRS复合波开始于第一最小点,达到最大值并且结束于第二最小点。每个QRS复合波的第一和第二最小点由衣服控制装置110确定。

[0174] 步骤770:分析胎儿QRS复合波。

[0175] 衣服控制装置110例如通过执行形态分析来进行分析,并且确定胎儿HR并且可能检测健康危险数据。

[0176] {过程700的步骤细节结束}。

[0177] 例子

[0178] 从孕妇例子继续,也参照图14,示出在累加相干胎儿信号的导数中检测到的胎儿

QRS复合波峰值的示例性曲线图701,由此产生胎儿心率。

[0179] 每个胎儿QRS复合波的第一和第二最小点由衣服控制装置110确定,并且每个胎儿QRS复合波被布置在每个相应滤波的ECG信号中的相应位置中。图15示出覆盖在构成复原孕妇ECG信号的四个信号中的一个信号上的胎儿QRS复合波的示例性曲线图702。

[0180] {例子结束}。

[0181] 也参照图16,示出概述用于检测和分析肌肉收缩(诸如,子宫收缩)的示例性方法(这里被称为EMG信号分析)的示意性流程图800。首先,执行方法600的步骤610-660和方法700的710-760。然后,方法800继续进行下面的步骤:

[0182] 步骤810:复原累加相干胎儿信号。

[0183] 衣服控制装置110例如从累加相干胎儿信号删除胎儿QRS复合波,从而在其中留下空隙。可通过线性内插、样条或任何其它已知的方法来填充形成的空隙。从这个步骤的复原过程产生的信号被称为EMG信号。

[0184] 步骤820:分析EMG信号。

[0185] 衣服控制装置110例如通过执行形态分析来进行分析,并且确定子宫是否正在以需要住院以便分娩的速度和幅度收缩。

[0186] (过程800的步骤细节结束)。

[0187] 优选地,包括监测衣服100的健康监测和自警告系统符合IEEE 802.15标准或更新的标准和FCC医疗主体区域网络(MBAN)系统或更新的标准。

[0188] 还应该注意的,健康状况的监测被配置为连续地执行。当检测到危险情况时,可立即产生个人警告。用户不必为了获得该警告而执行任何活动动作。为了清楚起见,可以在安装时而非在监测期间需要活动。

[0189] 还应该注意的,能够向正被监测的生物和/或外部实体(诸如,急救中心、近亲属等)发出个人警告。个人警告能够被传送给计算机、电话和/或任何其它通信装置。

[0190] 在本发明的变型中,监测衣服(200、202、204或400)包括通常垂直的拉链(未示出),其中纺织电极210被编织在该拉链中并且个体可操作地连接到衣服控制装置110。然而,一些电极可能需要越过拉链。为了克服该问题,导电条或线轨迹220在被设置为连续地经过拉链的两个拉开部分之间的该衣服连续部分的路径中被编织到智能衣服220中或附接到智能衣服220。

[0191] 还应该注意的,健康监测和自警告系统能够可选地向任何远程处理器发送数据,所述任何远程处理器能够进一步处理该信息,将其与许多其他监测的人进行比较,做出基于统计学的决定和其它决策方法以提高警告灵敏度和特定性,并且一旦到达治疗设施,就提供用于该生物的治疗的信息。

[0192] 如此根据实施例和例子描述了本发明,将会清楚的是,可按照许多方式改变本发明。这种变化不应被视为脱离本发明的精神和范围,并且对于本领域技术人员而言将会显而易见的所有这种修改意图被包括在所附的权利要求的范围内。

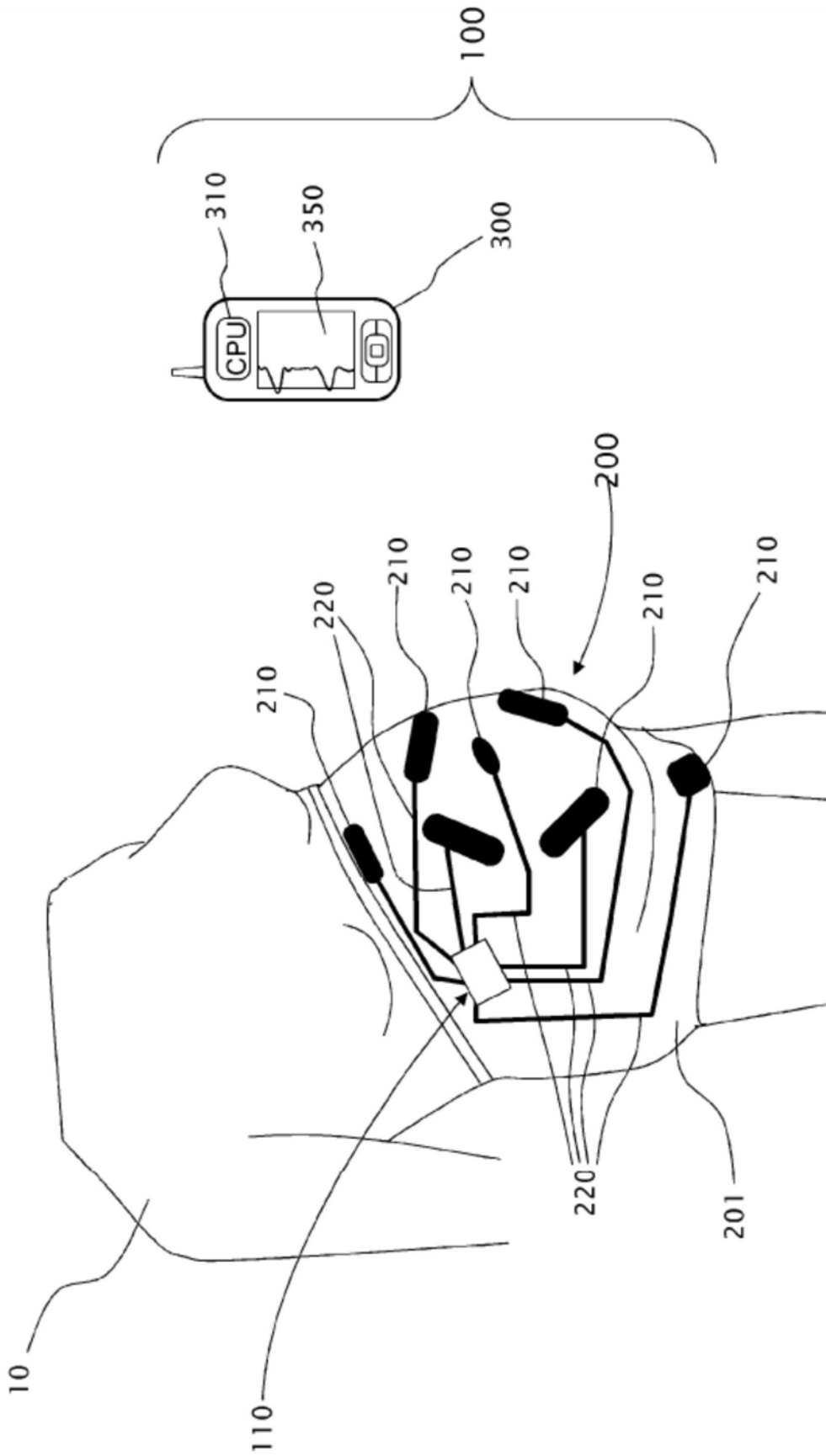


图1

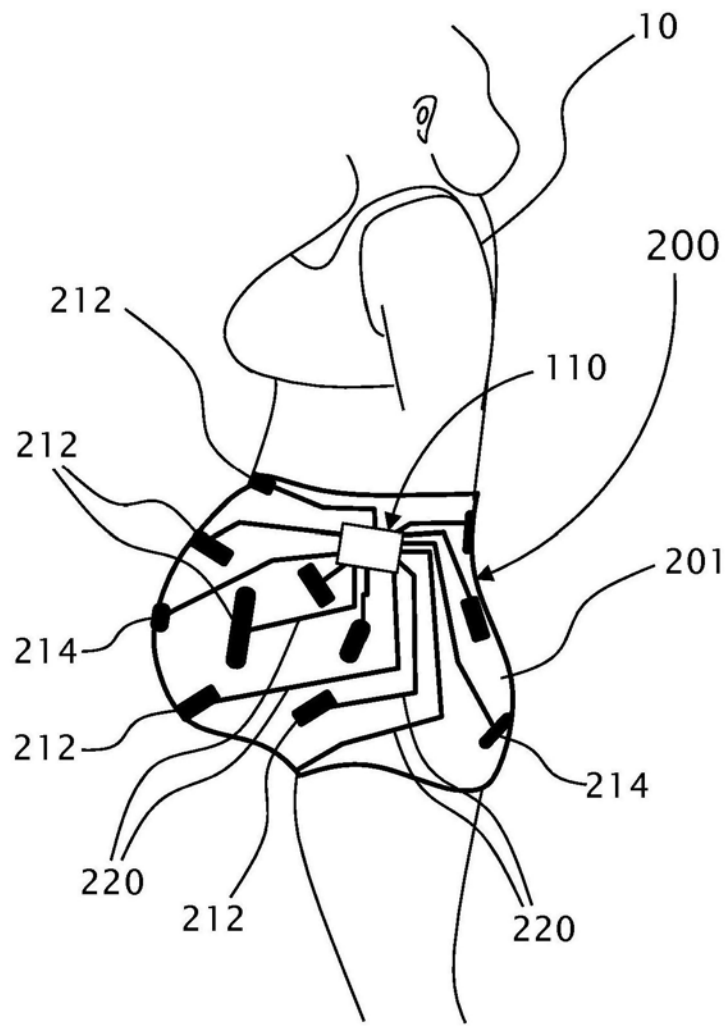


图2a

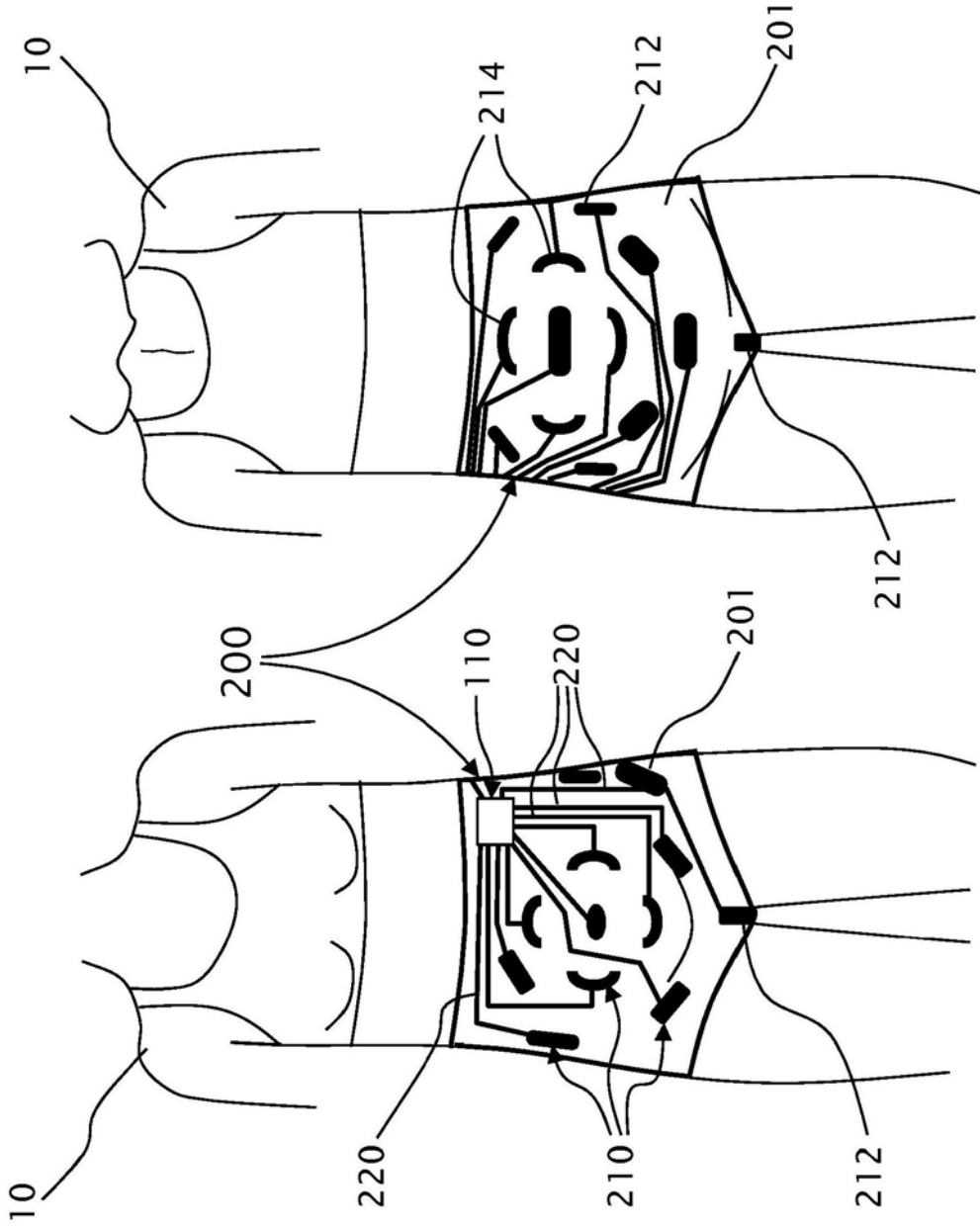


图 2c

图 2b

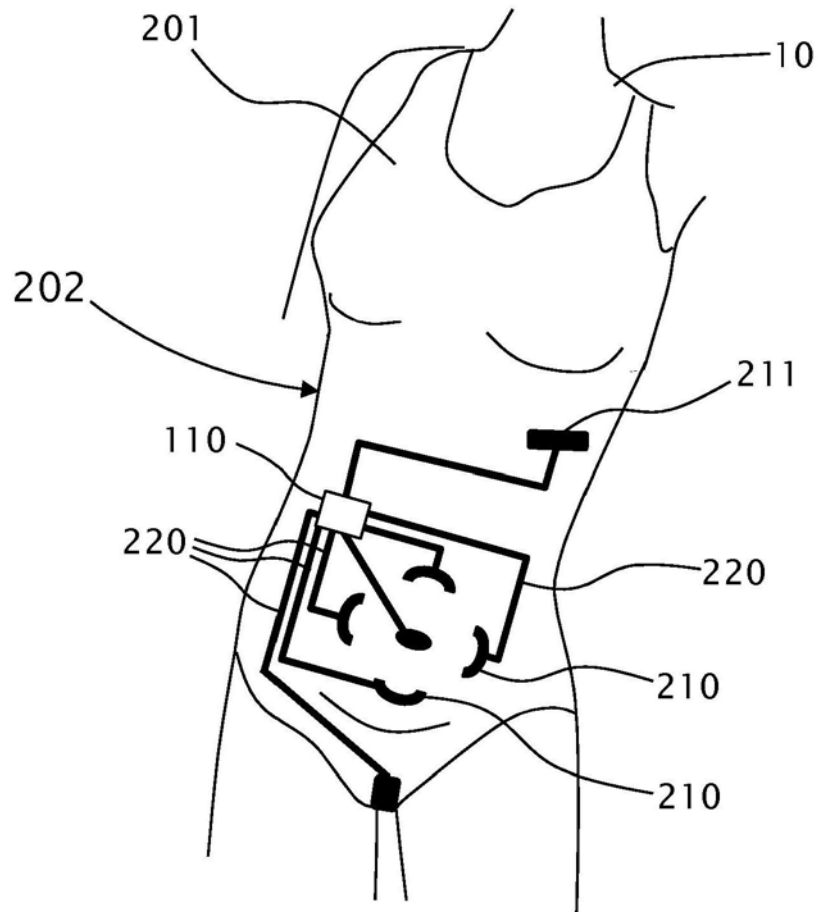


图3

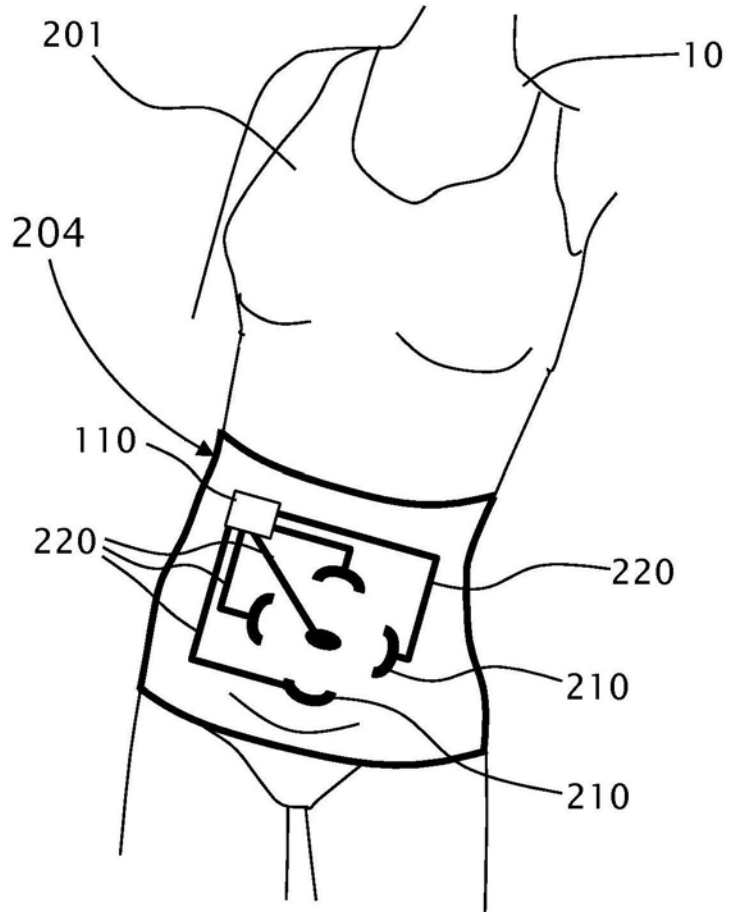


图4

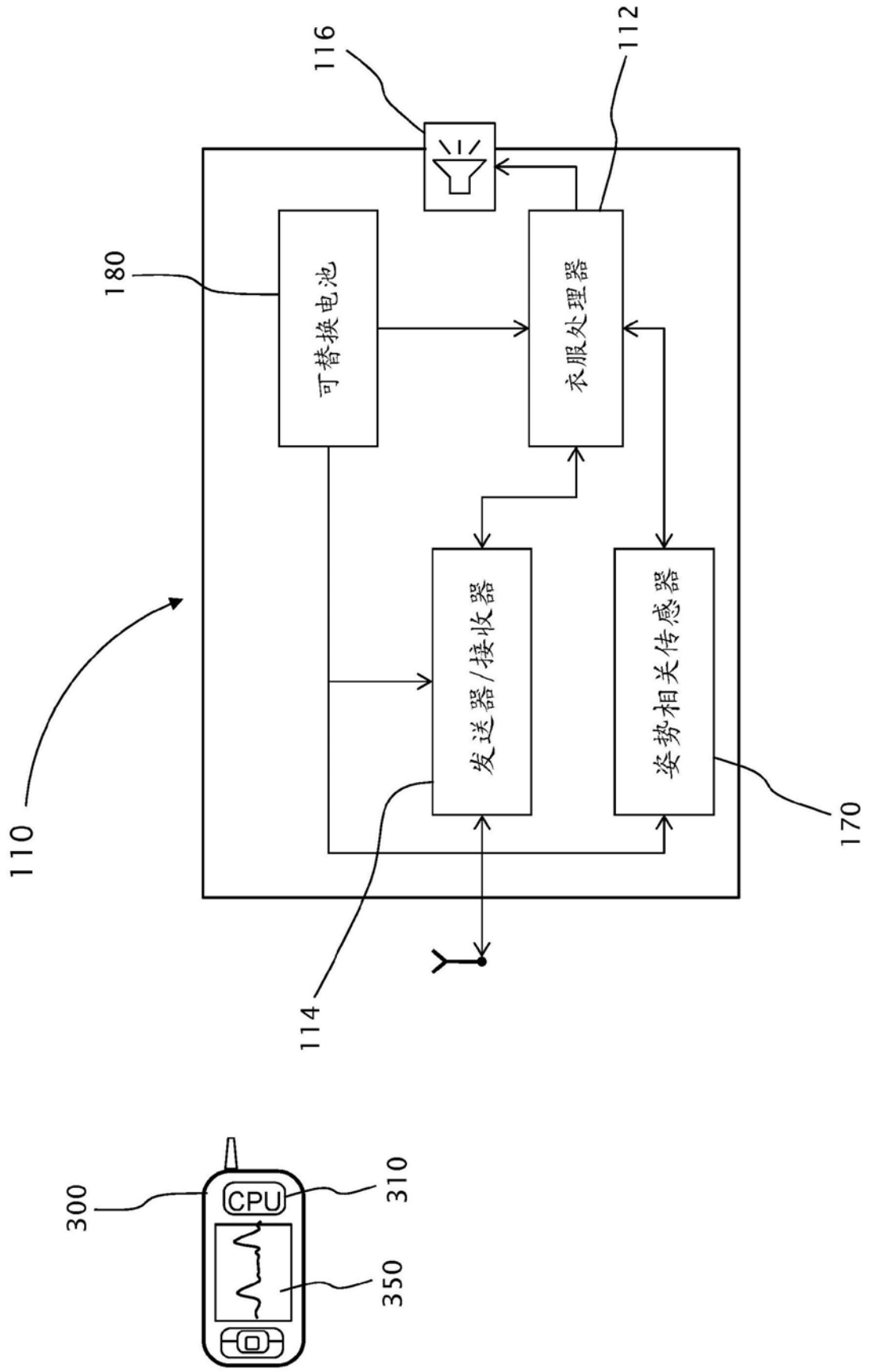


图5

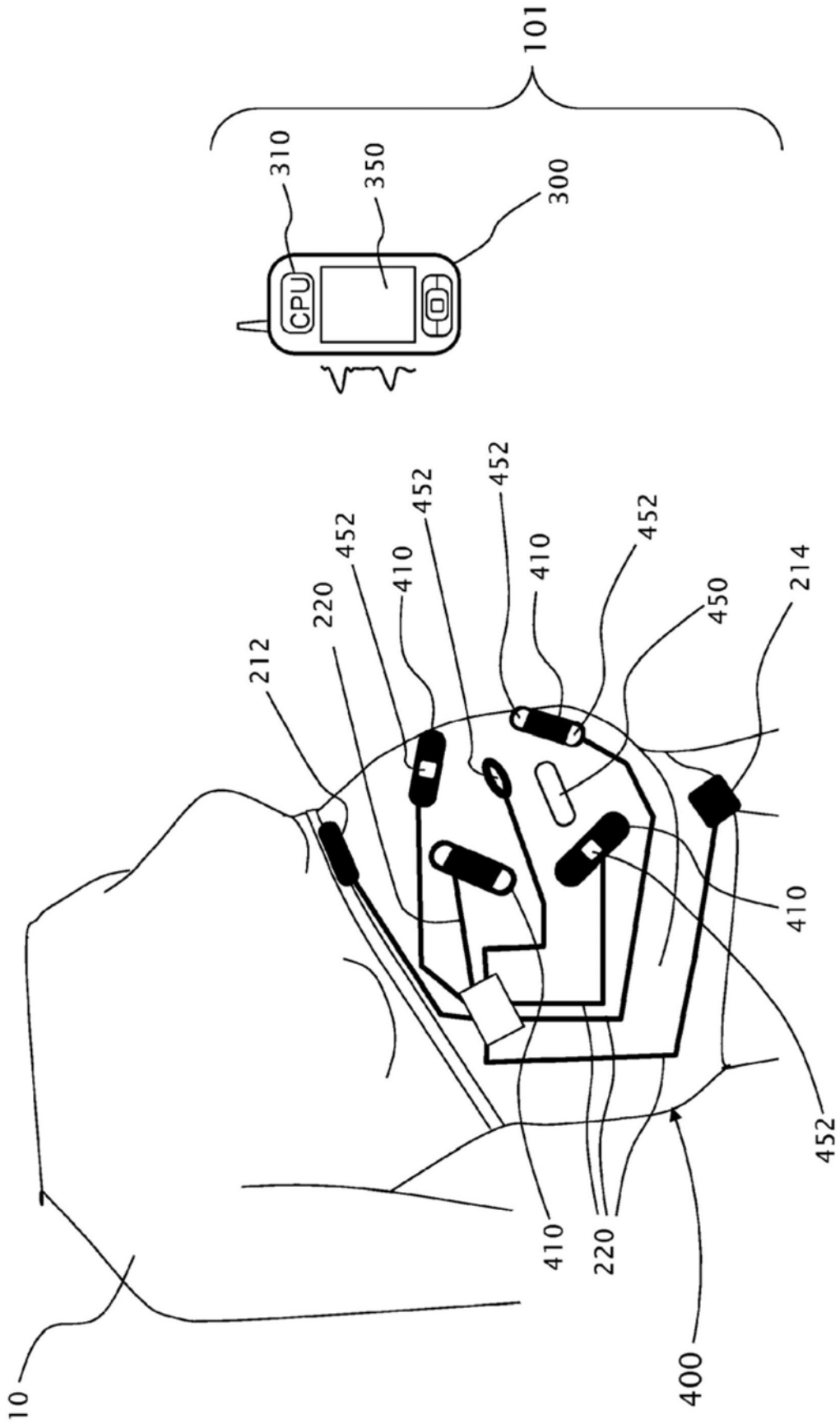


图6

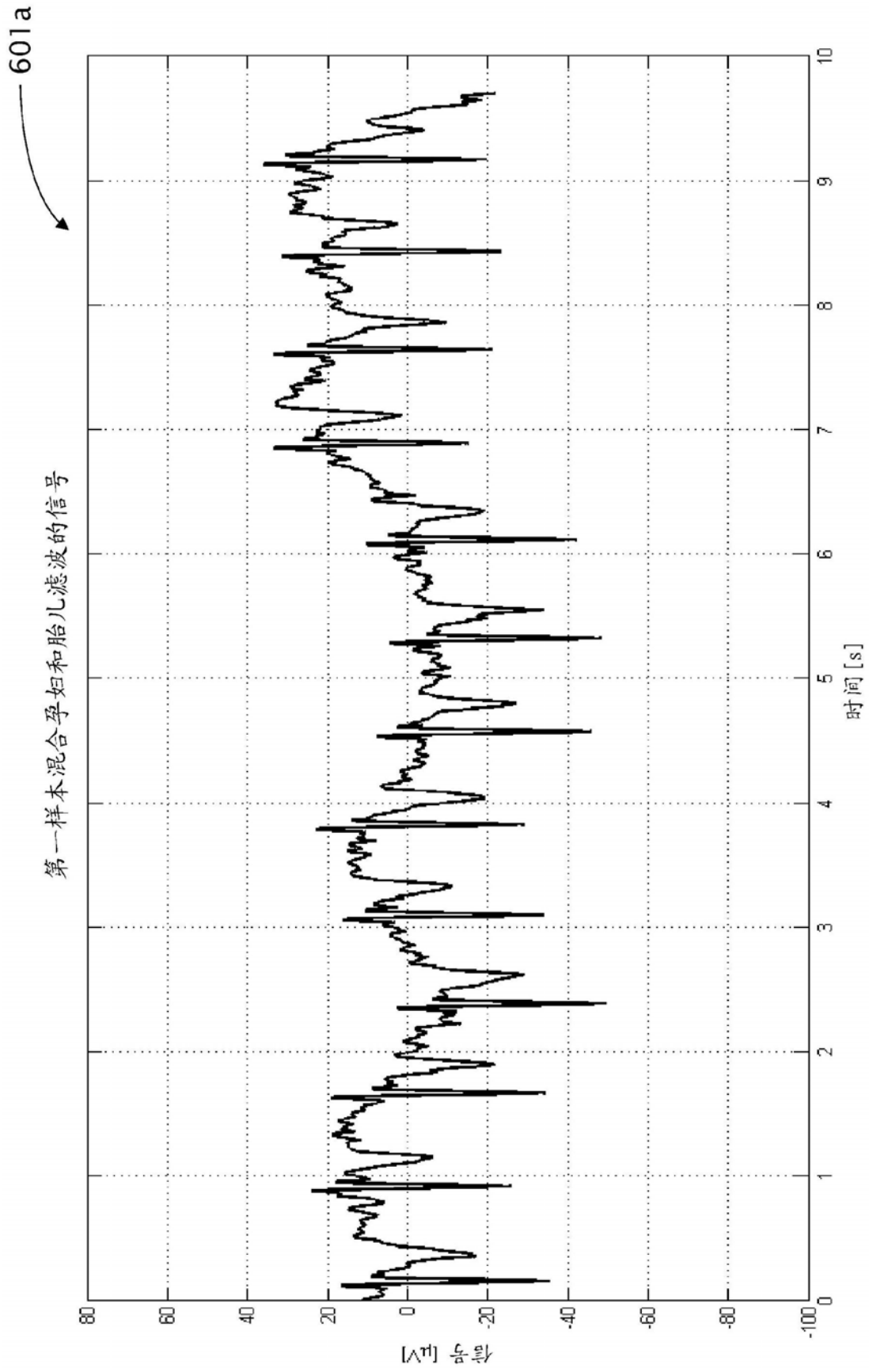


图7a

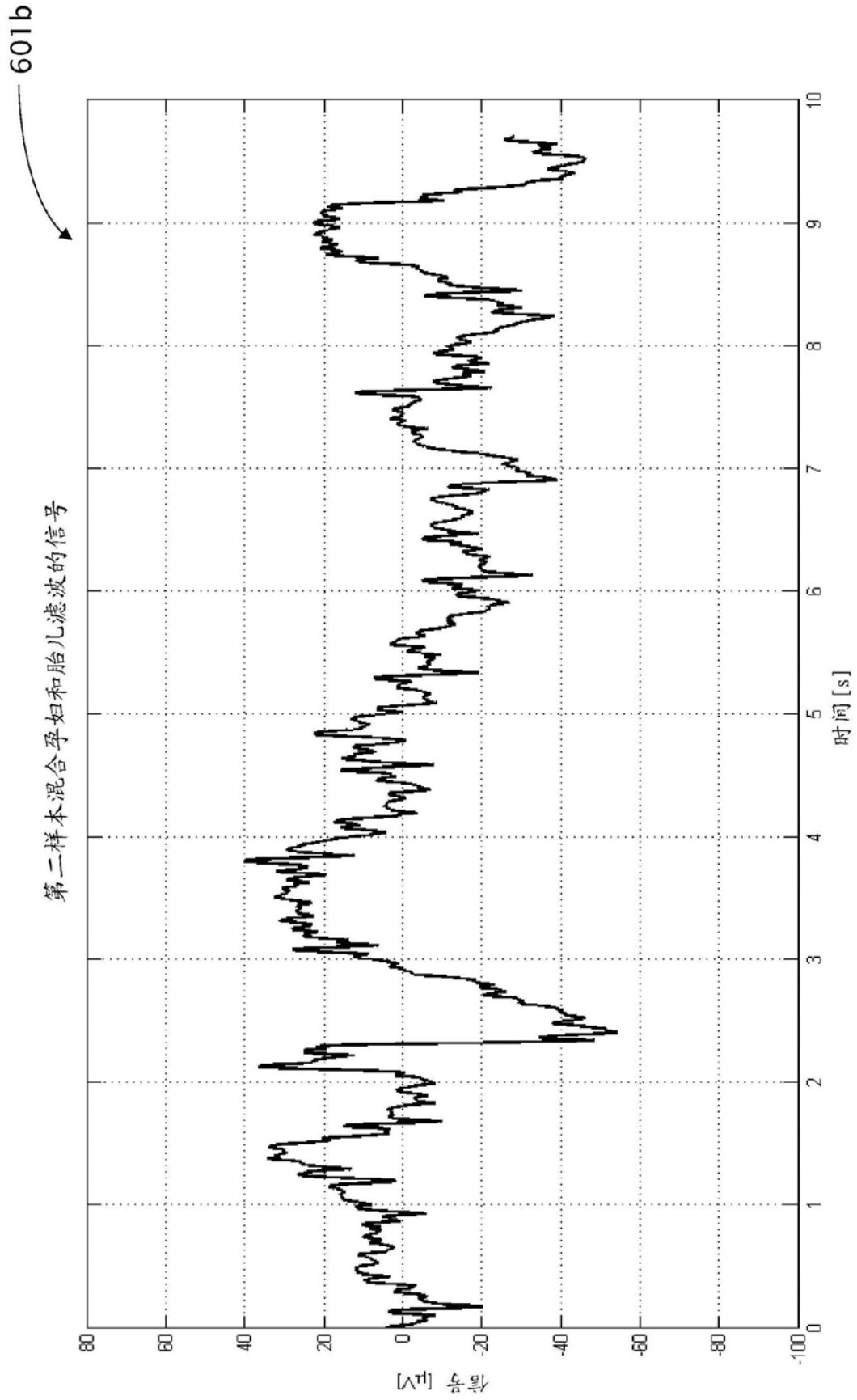


图7b

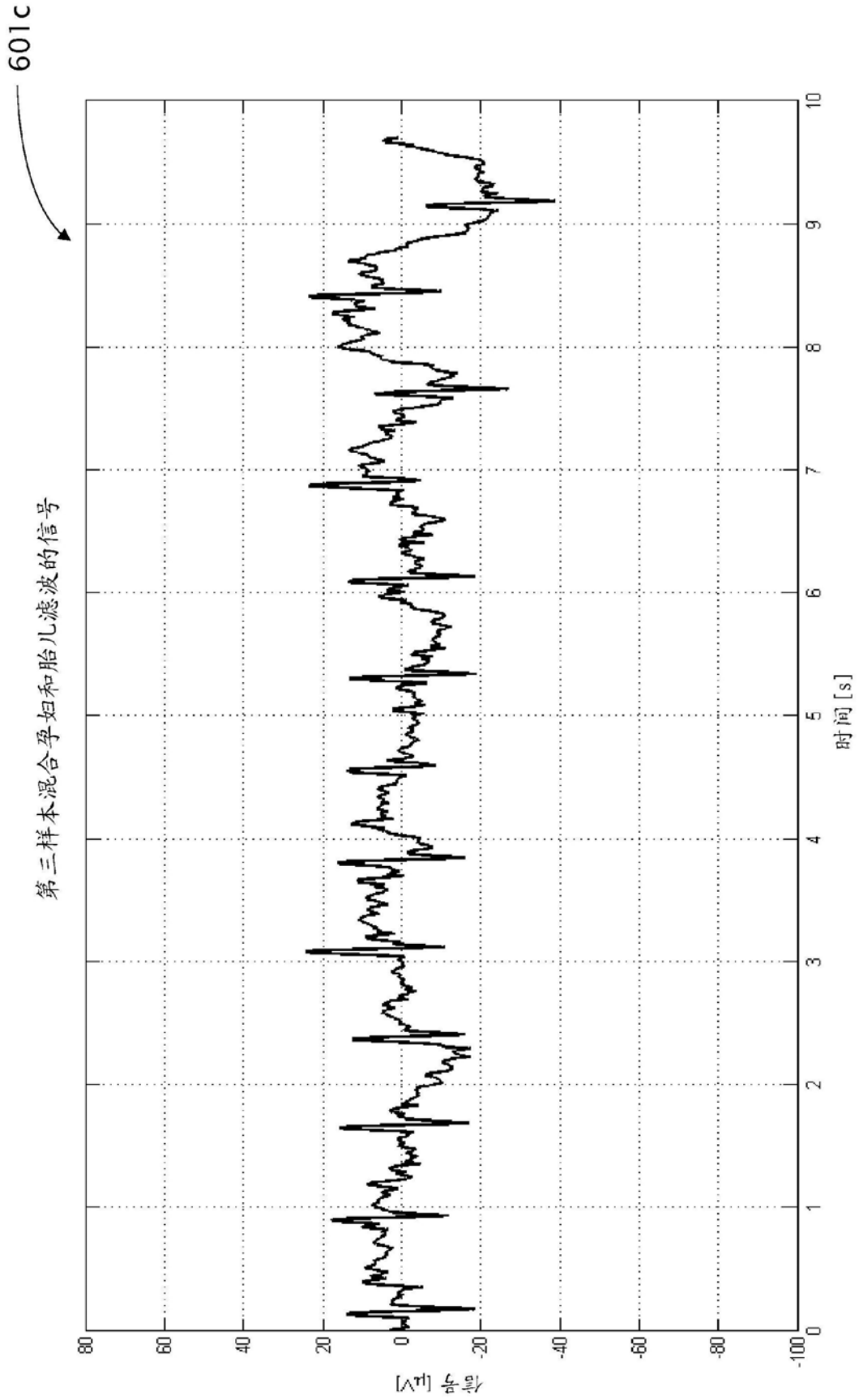


图7c

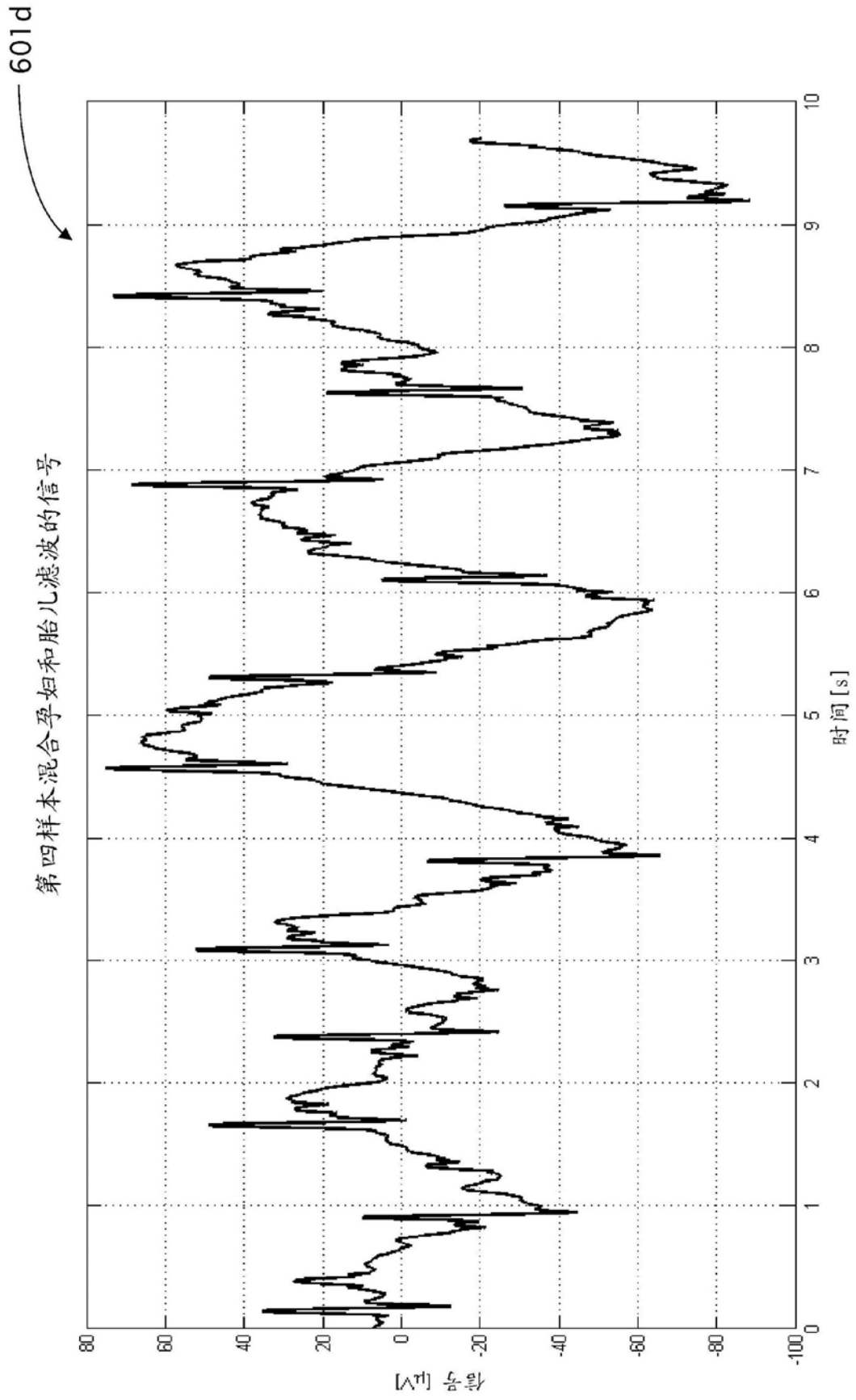


图7d

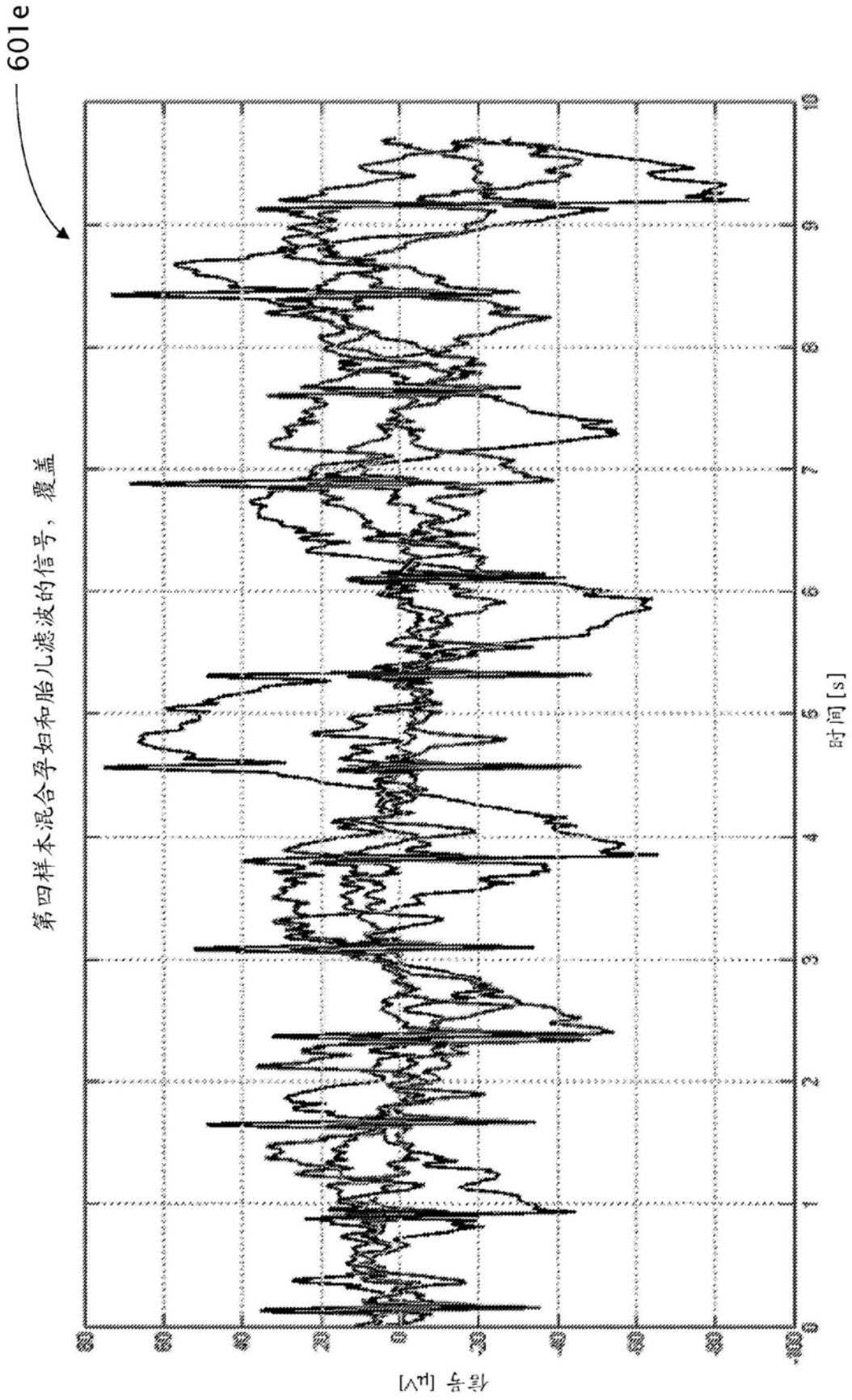


图7e

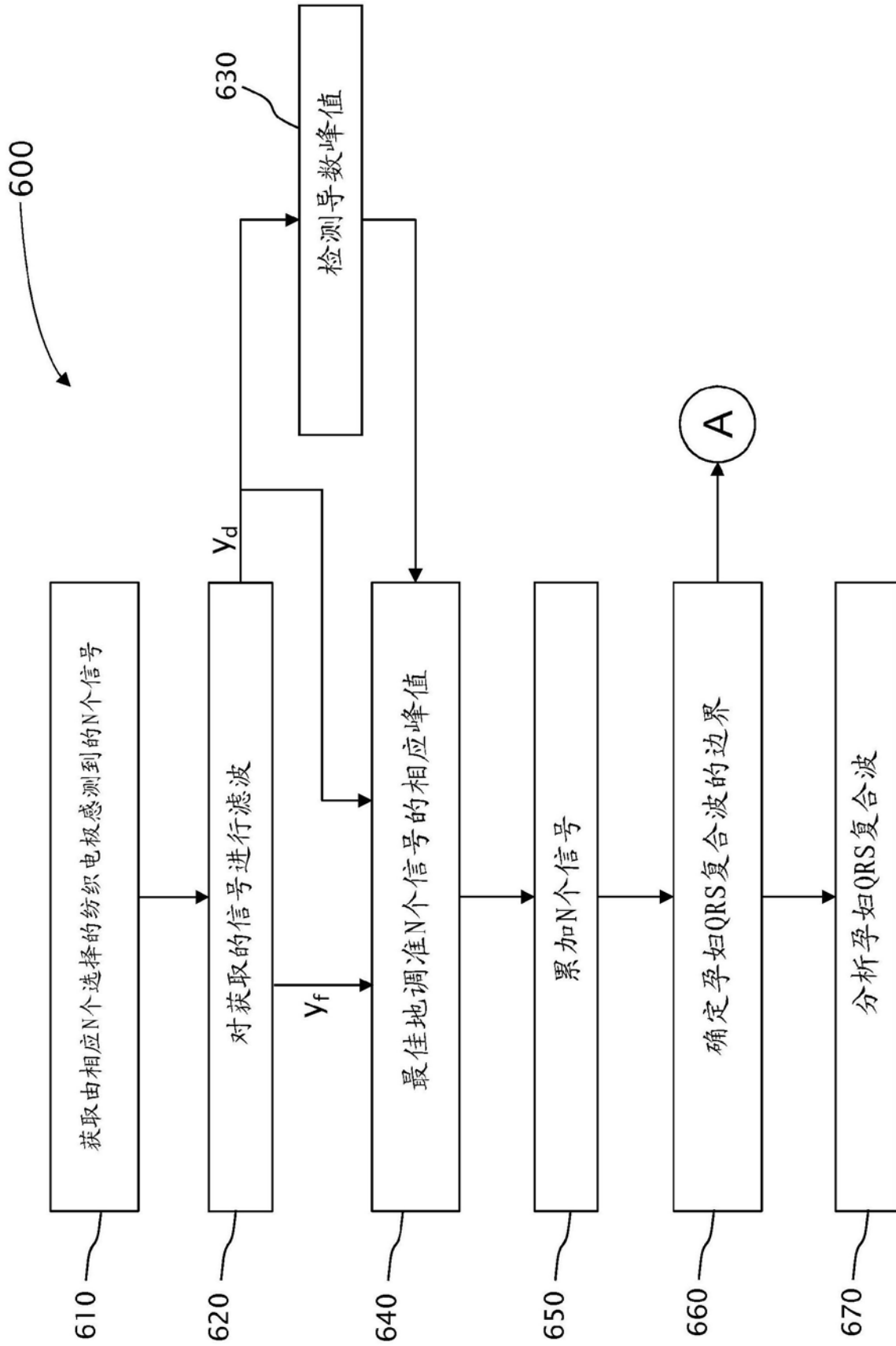


图8

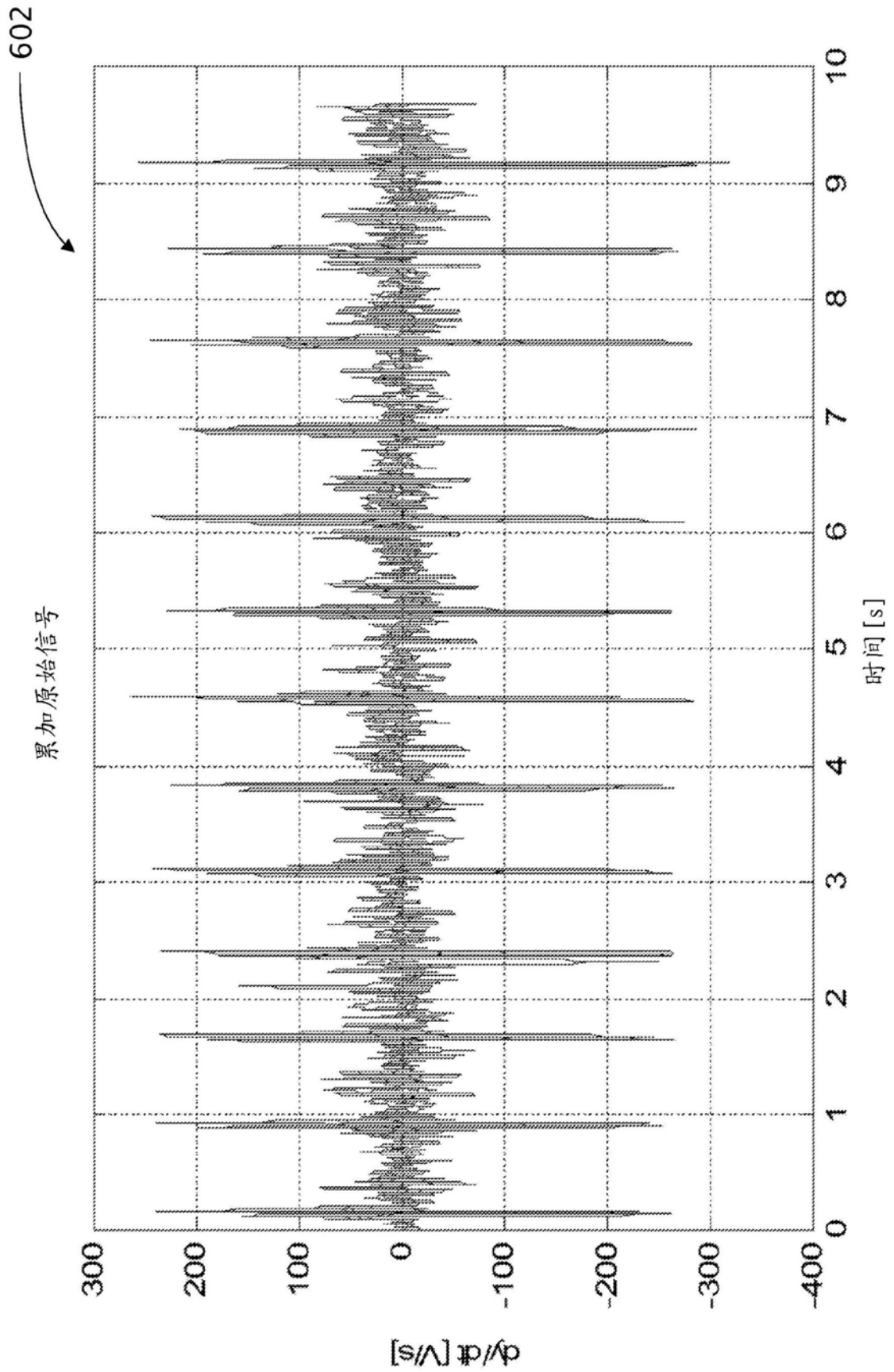


图9

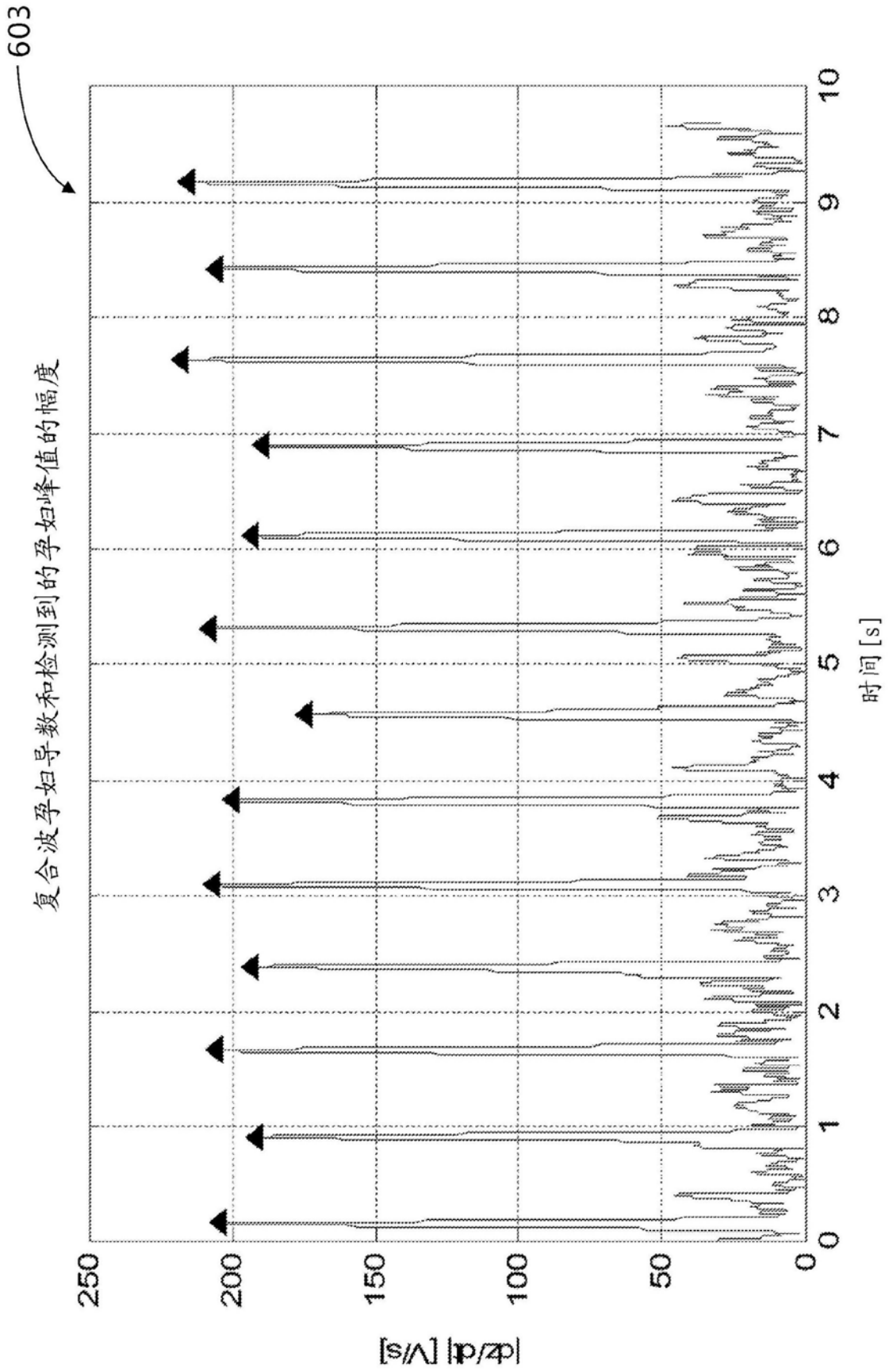


图10

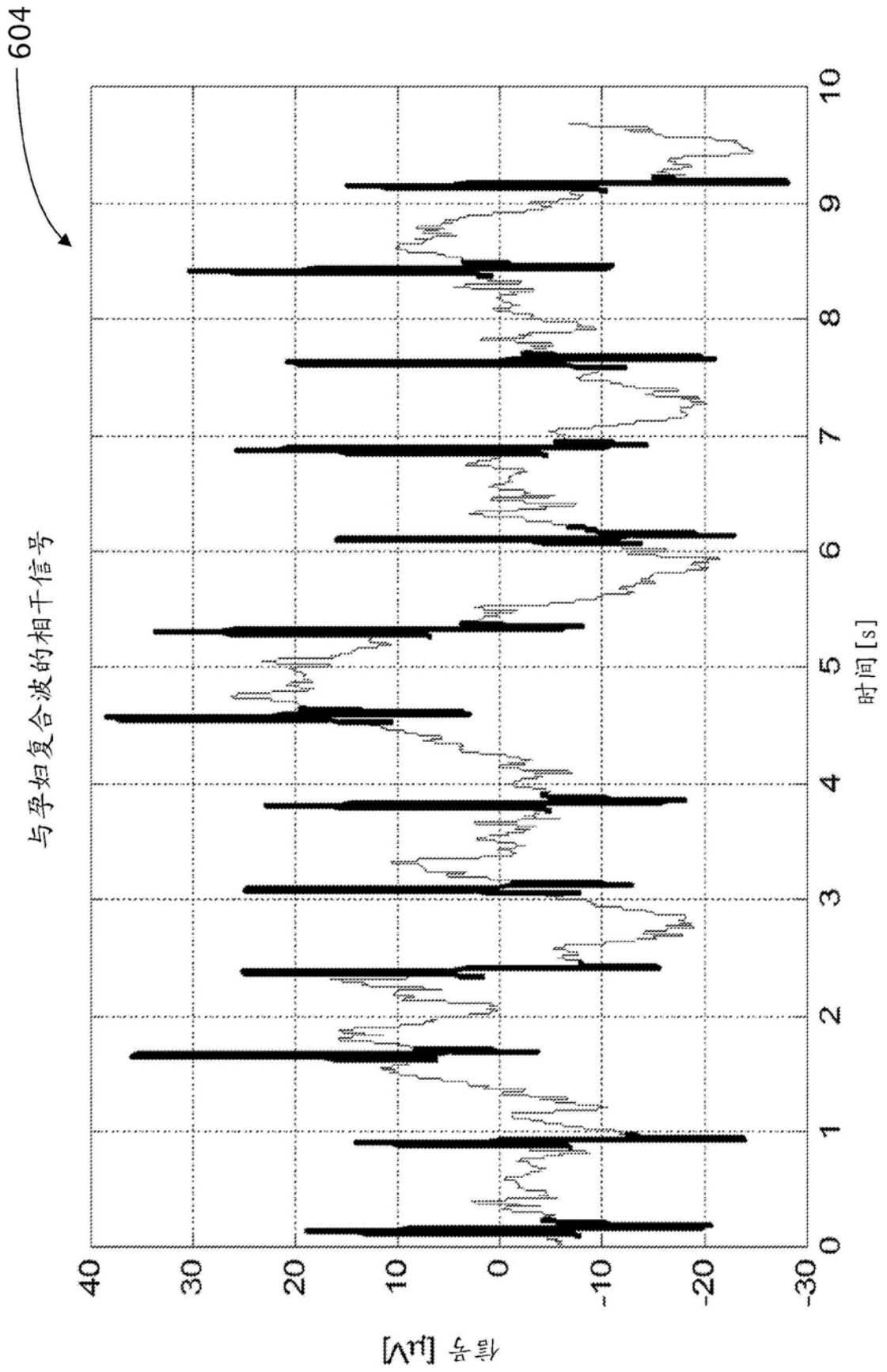


图11

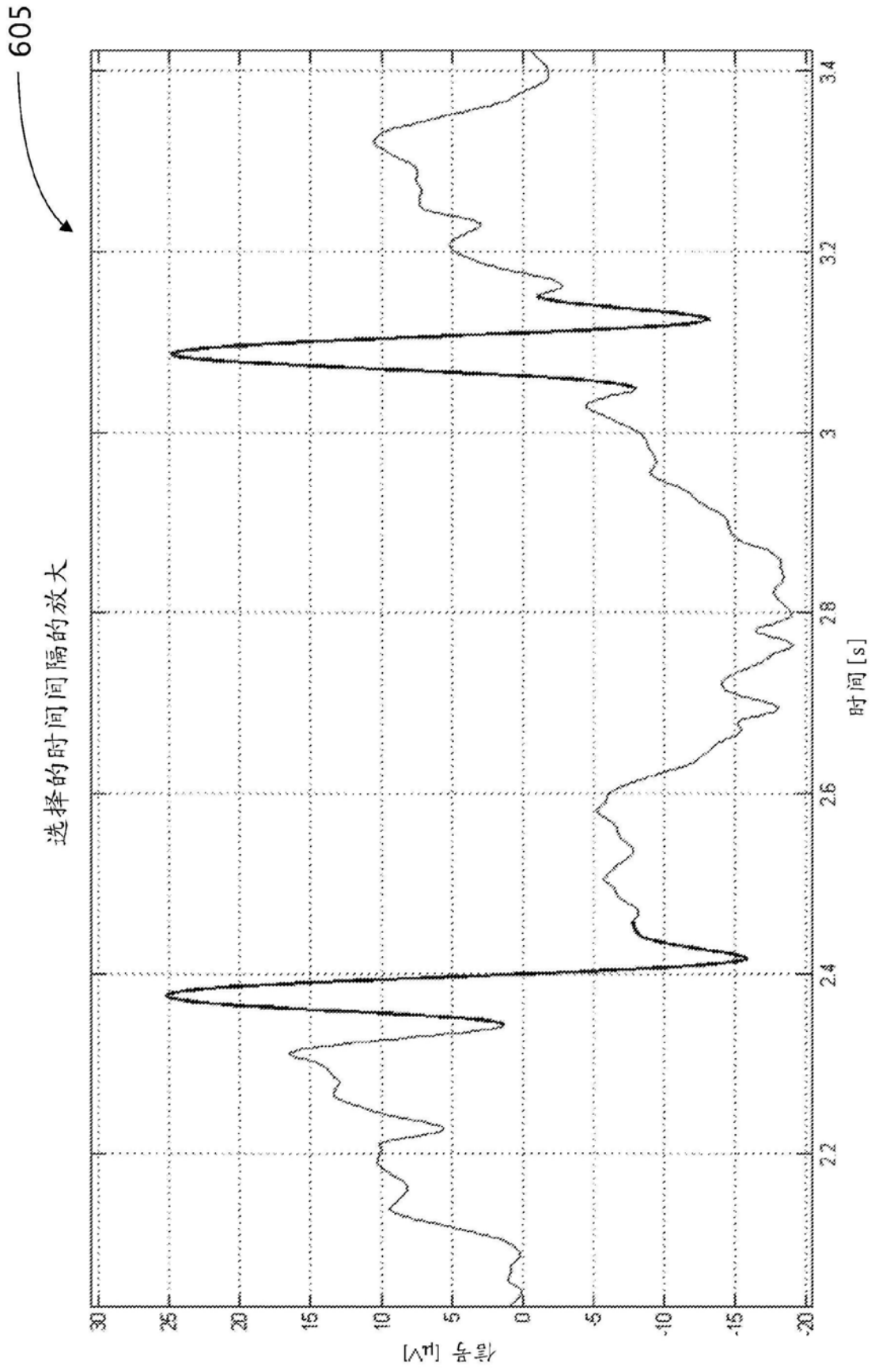


图12a

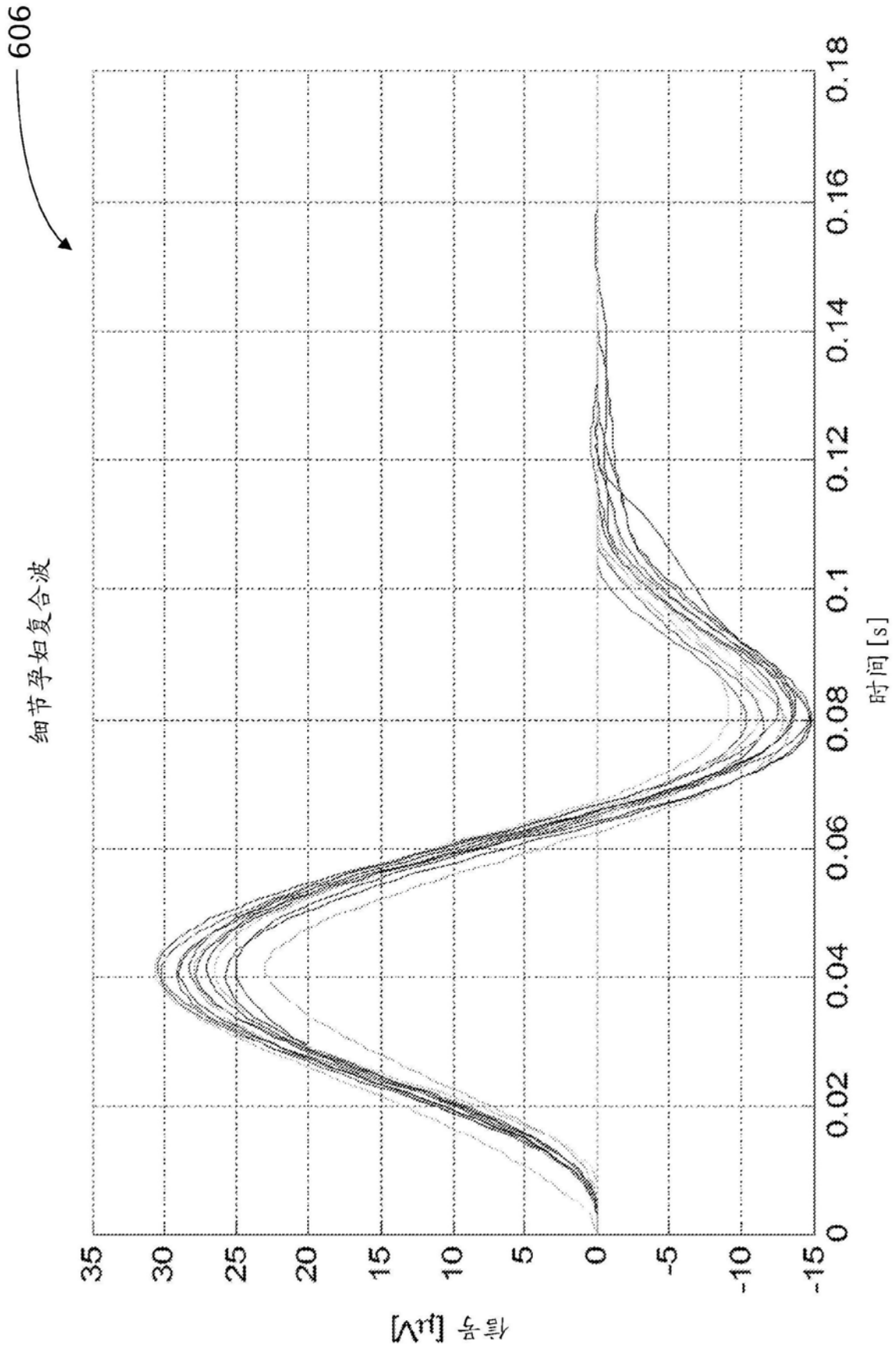


图12b

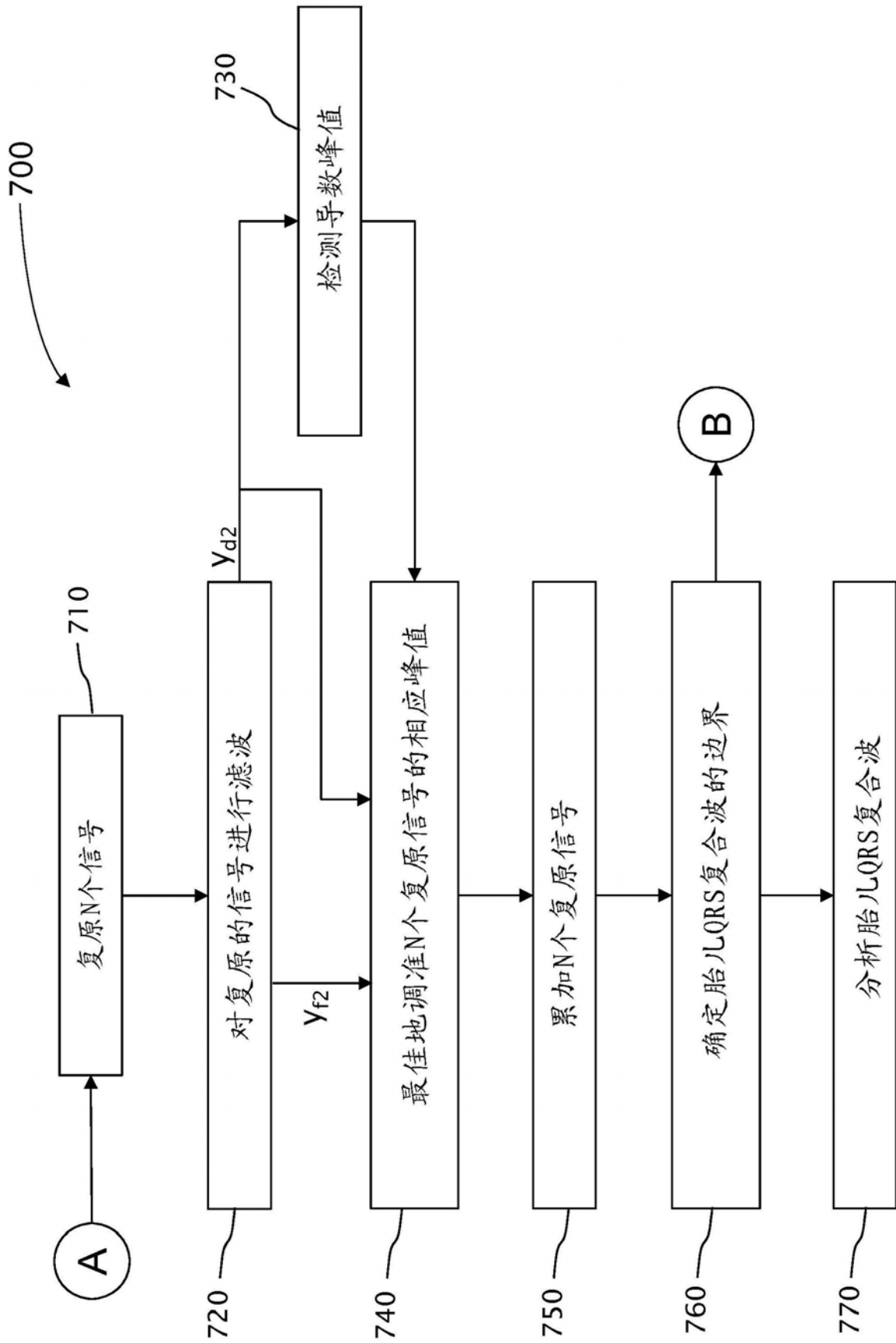


图13

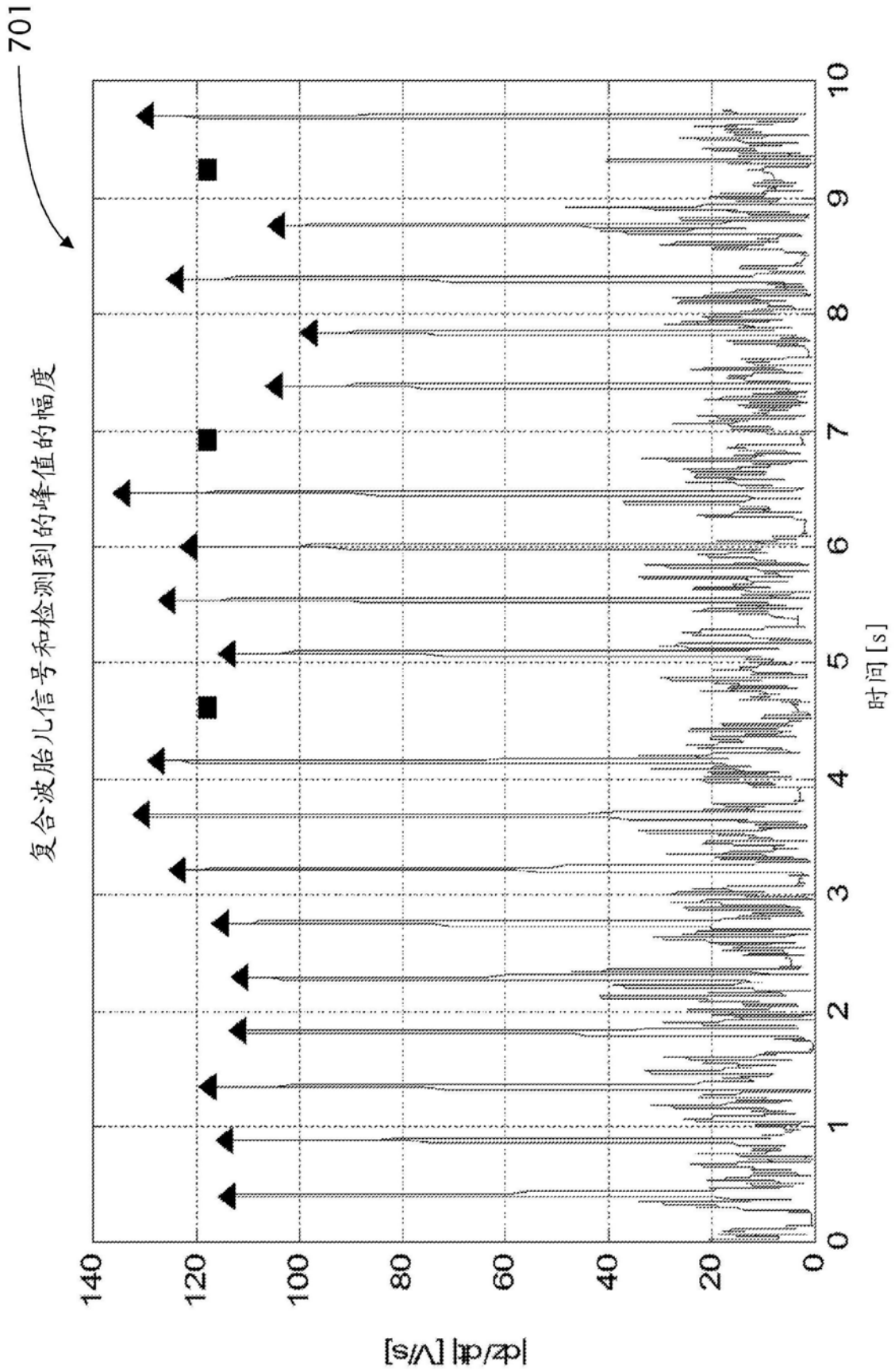


图14

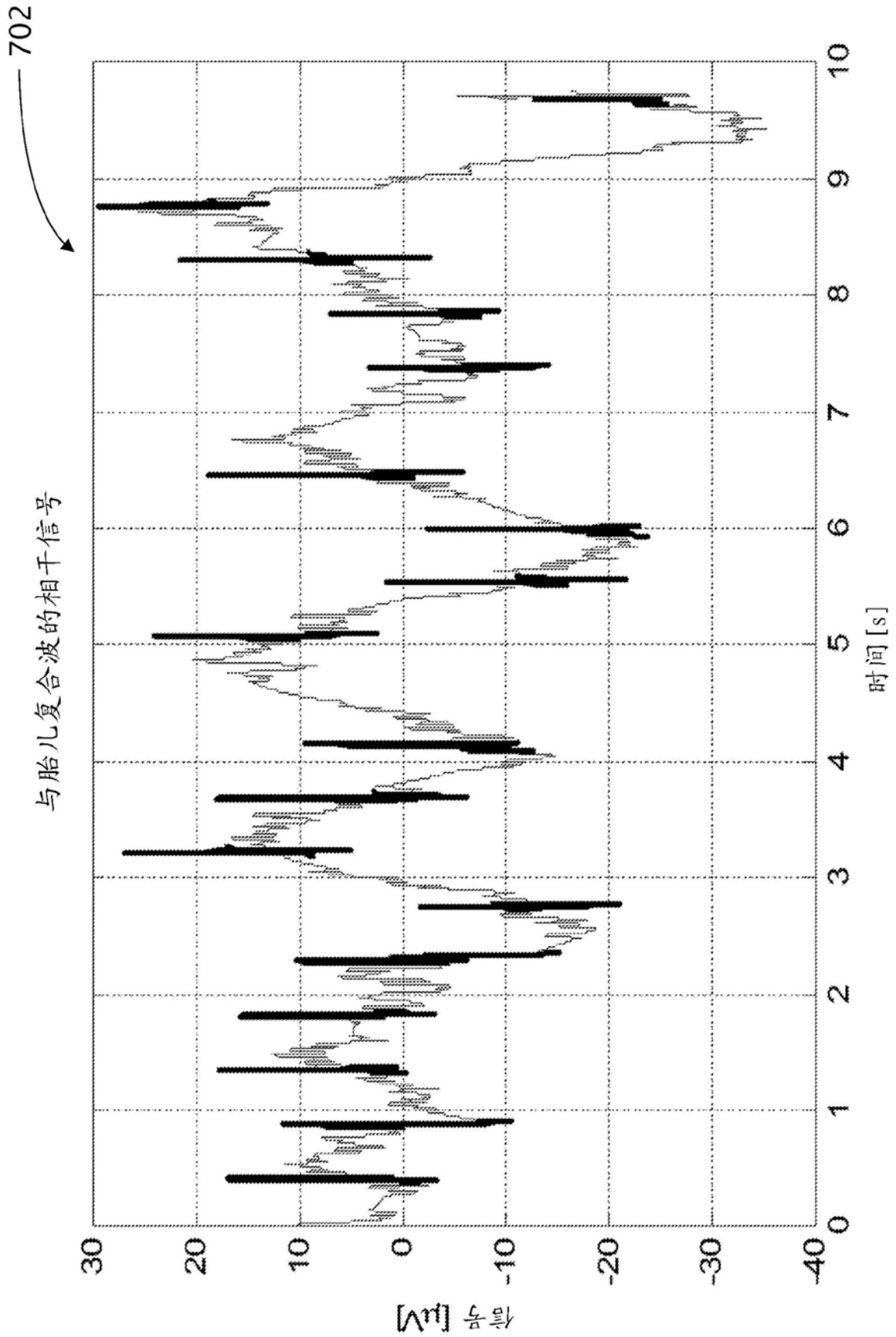


图15

800

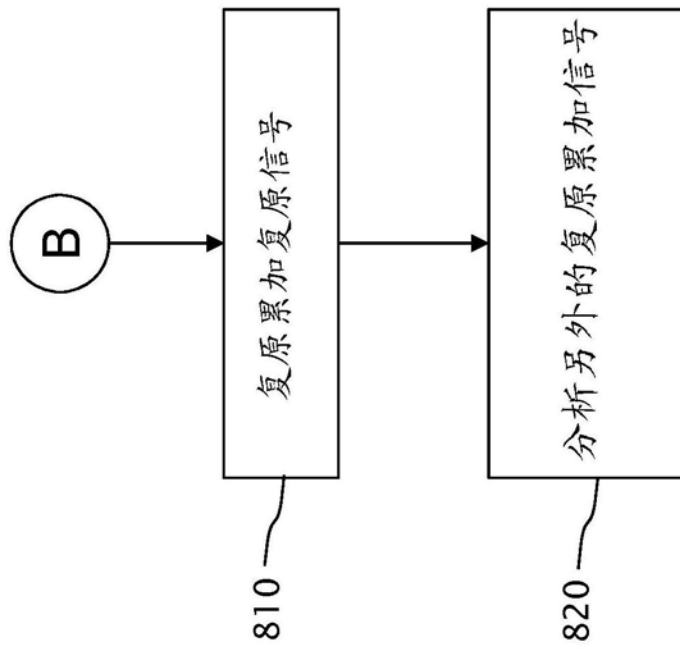


图16

专利名称(译)	具有纺织电极的可穿戴胎儿监测系统		
公开(公告)号	CN105611848B	公开(公告)日	2019-11-05
申请号	CN201480042967.4	申请日	2014-06-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社自动网络技术研究所		
申请(专利权)人(译)	健康监测有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	健康监测有限公司		
[标]发明人	U 阿米尔 O 马拉弗里伊韦 I 卡茨		
发明人	U.阿米尔 O.马拉弗里伊韦 I.卡茨		
IPC分类号	A41D1/21 A61B5/00 A61B5/01 A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0402 A61B5/0444 A61B5/0448 G06F1/16		
CPC分类号	A41D1/21 A61B5/0006 A61B5/0011 A61B5/002 A61B5/01 A61B5/02055 A61B5/02411 A61B5/0444 A61B5/0448 A61B5/0452 A61B5/0488 A61B5/0816 A61B5/11 A61B5/14551 A61B5/6804 A61B5/6805 A61B5/6823 A61B5/7203 A61B5/746 A61B2503/02 A61B2562/04 A61B5/02 A41D1/002 A41D2500/10 A41D2500/20 A61B5/021 A61B5/02438 A61B5/04085 A61B5/0472 A61B5/14542 A61B2562/0209		
代理人(译)	黄威 夏东栋		
优先权	61/830077 2013-06-01 US 62/006102 2014-05-31 US		
其他公开文献	CN105611848A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种无缝智能胎儿监测衣服及其使用方法。该系统包括一种编织或交织衣服，该衣服具有用于感测孕妇和胎儿电生命信号的多个导电纺织电极。从包括孕妇心率、胎儿心率和包括子宫活动的肌动电流图(EMG)活动的组选择孕妇和胎儿电生命信号。该方法包括：穿戴该衣服，使用所述多个纺织电极从孕妇的表面区域获取电混合共同孕妇和胎儿生命信号，对获取的信号进行最佳加权累加，分析累加信号以由此提取孕妇信号和胎儿信号，包括确定他们的心率，并且包括检测健康危险，并且在一些实施例中，包括检测表明需要住院以便分娩的子宫收缩序列。

