



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105491940 A

(43) 申请公布日 2016.04.13

(21) 申请号 201480047785.6

代理人 林柳岑

(22) 申请日 2014.06.30

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

PV2013-513 2013.06.29 CZ

PV2013-808 2013.10.18 CZ

PV2013-1031 2013.12.18 CZ

PV2014-338 2014.05.15 CZ

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0404(2006.01)

A61B 5/046(2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016.02.29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/CZ2014/000072 2014.06.30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/206382 EN 2014.12.31

(71) 申请人 斐拉迪米尔·克兰兹

地址 捷克共和国布拉格市4区乌多布路
1291/5号

(72) 发明人 斐拉迪米尔·克兰兹

(74) 专利代理机构 北京寰华知识产权代理有限公司
11408

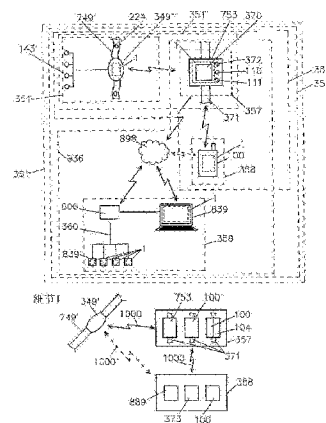
权利要求书2页 说明书42页 附图46页

(54) 发明名称

即时动态心电图

(57) 摘要

即时动态心电图允许受监视人的或护理专家或工作人员对所感测的、经处理且所显示的的心脏信号、ECG曲线、心率、心律不齐及其限制的本地或远程监视。



1. 一种即时动态心电图,

其特征在于

被设定为用于即时和/或记录的感测、处理和投影的多功能装置,尤其是心律不齐的值和曲线、具有心律不齐的限制值的脉动曲线、ECG、同时或逐渐投影的变化率、通过装置的所需设定给出的任选块集合的心脏信号,而此装置由用于基本功能的动态心电图(351')和任选地还由一般控制模块(357)、评估块(359)、显示模块(358)、评估装置(936)组成,当设定在胸带(749')上的用于基本功能的动态心电图(351')任选地具备具有存储器的心脏信号的基本监视器(349'')时,所述存储器尤其是SD卡,并且进一步通信单元(275')用于附近的和长距离通信且任选地与一般控制模块(357)连接以用于操作性投影,且细节控制是经调适动态心电图(351')以用于与控制模块(357)的通信,其具备一般控制模块(357)的控制单元的显示器(370),当动态心电图(351')适合于与评估块(359)的远程无线通信时且对于与显示模块(358)的附近无线通信当动态心电图(351'')用于附近合作单元之间的通信时表示动态心电图(351'')与显示模块(358)的连接,当其之间存在可行通信时也通过导线连接且连同评估块(359)一起形成用于附近合作单元与远程单元的通信的动态心电图(351'''),而评估块(359)的连接是通过尤其为GSM网络(898)的远程无线通信实现,且评估块(359)的内部互连是通过有线还有无线连接来实现。

2. 一种即时动态心电图,

其特征在于

当一般控制模块(357)、显示模块(358)和评估块(359)适合于所感测数据、值和过程在其投影元件(1)上的即时和/或记录监视时,附近合作单元(901)适合于借助于无线连接(882)的永久性不间断的相互局部通信,且远程合作单元(902)用于借助于无线连接(882)和/或有线连接(360)调适的永久性不间断的相互长距离通信。

3. 根据权利要求1所述的即时动态心电图,

其特征在于

自由且任选地作为集合的组成部分通过用于基本功能的动态心电图(351')、基本控制模块(357)、显示模块(358)和评估块(359)形成,当所述整个集合具备通用软件设备时以上部分直接通过无线链路或借助于移动运营商的网络(898)而相互可连接且通信,而评估块(359)和显示块(358)也适合于单独或一起用于控制和与动态心电图(351)的通信且单独或一起用于所感测数据的投影,且如果组合地形成功能部分,尤其是动态心电图块(351'),用于合作单元之间的通信的动态心电图(351''),用于附近合作单元与远程单元的通信的动态心电图(351'''),

当基本功能的动态心电图块(351')和基本控制模块(357)与其无线连接时形成用于与基本控制模块(357)的通信的动态心电图(351'')。

4. 根据权利要求1到4所述的即时动态心电图,

其特征在于

控制模块(357)、显示模块(358)和评估块(359)具备由显示器和/或屏幕形成的投影元件(1),且适合于任选地同时或不同地在其投影元件上的即时或/和记录的投影、所感测数据、值和过程的监视,或逐渐地进行,即尤其心律不齐、ECG、变化率、具有心律不齐限制的脉冲曲线。

5. 根据权利要求1到5所述的即时动态心电图，
其特征在于

一般胸带(749')具备一般心脏信号监视器(349''),具有在其上调整的控制按钮,一般胸带(749')还具备胸带的接触表面(224)和外部电极(143'),而心脏信号监视器(349'')配备有存储器,尤其是用于将数据下载到评估装置(936)中的SD卡(888)。

6. 根据权利要求1到5所述的即时动态心电图，
其特征在于

最大胸带(749'')由心脏信号监视器(349'')和具有SD卡(888)的传感器组成,连接到其输入的是具有电极(143)的块前端(362)和具有所感测信号的处理的传感器(361)的块前端(362'),而在数字化之后的监视器(349'')的输出直接进入与显示模块(378)的通信的通信单元(275')中,可放置在胸带(749'')上或其外部,且感测表面(224,224')成对。

7. 根据权利要求1到5所述的即时动态心电图，
其特征在于

腕带(手环)上的控制模块(357)适合于心脏信号监视器(349'')的控制,且具备显示器(370)、具有按钮(372)的控制单元(753),尤其是复位按钮(111)和应急按钮(110)。

8. 根据权利要求1到5所述的即时动态心电图，
其特征在于

胸带(749)的心脏信号监视器(349)通过无线链路(882)与附近合作单元(901)连接,在控制模块(357)和/或显示模块(358)的功能中由具有经调适辅助功能的移动电话(100')和/或具有辅助装置(104)的移动电话(100)形成,而存在对监视器(349)中指派的两对接触表面(224,224')的备份,具有相应无线链路(882)的两个控制单元(736,736')和两个附近合作单元(901)其方式为使得它们产生备份的两个独立通道。

9. 根据权利要求1到5所述的即时动态心电图，
其特征在于

当控制模块(357)由一般控制单元(753)形成时,具备监视器(349'')的一般胸带(749')与一般控制模块(357)且与显示模块(358)无线连接,或经调适移动电话(100')或具有辅助装置(104)的移动电话(100)和用于细节投影的显示模块(358)由PC(889)和/或平板计算机(373)和/或标准移动电话(100)形成,而两个模块之间的通信是通过无线链路。

10. 根据权利要求1到5所述的即时动态心电图，
其特征在于

评估块(359)由服务器(806)形成,通过运营商的PC(839)和任选地还有其它远程参与者的PC(839)当其连接可行时以有线和/或无线方式连接到所述评估块,任选地借助于因特网来连接。

即时动态心电图

技术领域

[0001] 本发明的主题是动态心电图。

背景技术

[0002] 美国工程师Norman J.Holter是“24小时内的心脏信号的动态心电图记录”的作者,简称为动态心电图。动态心电图使用已超过20年,且在当前技术状态的框架中它们是电子单元,受监视的人在某个时间中(通常从一天到一周)借用所述电子单元,这不可能进行数据的长距离发射,所述数据仅可在其主要通过电缆返回到PC之后读取。在数据的感测期间,不存在医生或受监视的人对数据的查看。在心律不齐的曲线和/或阶段中正常脉冲限制都不投影脉动频率曲线的路线。动态心电图需要胶合的电极,所述电极不美观或佩戴不舒适,尤其是因为通向它们的导线松散地悬挂在胸部上。

[0003] 所述单元自身呈盒的形式,所述盒通过胶带固定在胸部上或悬挂在脖子或侧面上,而引线的导线通向所述盒,松散地悬挂在胸部上,这是不美观且不实际的。动态心电图具有大尺寸且昂贵。在动态心电图革命性的突破的发现之后20年出现其发展,且本专利的申请人提出“发明内容”中描述的新解决方案“即时动态心电图”。

发明内容

[0004] 根据本发明消除类似已知概念的所指示缺陷,其中动态心电图适合于将数据长距离无线发射到评估块和/或本地发射到控制模块,其中不仅人员和尤其医疗工作人员的专业人士而且患者都可观看。动态心电图适合于受监视和所感测数据的永久性监视且图式和数据的发射无需中断监视。

[0005] 动态心电图适合于即时投影或本地或远距离记录不仅ECG的曲线而且脉动频率的曲线,具有心律不齐限制和心律不齐的程度的值和曲线,其有益于受监视的人,所述人通过尤其即时观测指示的数据而具有对其后续身体活动的反馈,其可优选地调整到最佳以用于使心律不齐最小,且因此实现预防效果,因此避免服用药剂和/或不增加药剂的剂量和/或以最佳方式固定剂量。

[0006] 由于不间断的监视,检查人员和受监视的人精确知道受监视的人何时具有心律不齐以及何种种类的心律不齐,且可设定抗心律失常的最佳剂量和用于血液溶液的合适药剂。

[0007] 动态心电图借助于相对较小尺寸的胸带而经调整用于筛查心脏信号,所述胸带优选地不含胶合电极,在未应用多引线ECG的情况中,其应用是容易的、舒适的且美观的,胶合电极则相反。这些使用用于当需要时增加胸带的引线数目。胸带优选地与显示模块无线连接,但具有有线连接的可能性。动态心电图适合于优选地借助于移动运营商的网络(尤其GSM、3G、LTE和/或WIFI)通过与远程单元的无线通信而发射数据到优选地由服务器和/或参与者PC形成的评估块,并且进一步通过无线发射而发射到控制模块用于根据标准BT、BLE、ANT在频带5.3kHz、2.4GHz中尤其与靠近单元的通信,和/或数据通过SD卡发射或借助于有

线连接和/或发射而下载,图中借助于MMS显示。

[0008] 动态心电图配备显示器以用于由检查人员且优选地还由受监视的人即时或记录数据的监视,显示器任选地优选地放置于控制模块,优选地放置在具有相对较小显示器的腕带上用于立即监视数据和/或放置在标准投影模块上,所述模块优选地由移动电话和/或平板计算机和/或PC组成,其具有相对较大显示器用于数据的细节监视。检查人员跟踪评估块的PC上的数据和曲线。

[0009] 动态心电图由执行其功能的基本块、模块和单元形成。胸带上具有接触区域且优选地进一步具有例如胶合的外部电极的接触件,其仅在多引线ECG是必要的情况中使用,则胸带上的电极的接触区域成为可能。胸带感测心脏信号且优选地借助于蓝牙与控制模块无线连接,其中以数字形式发射信号。所述信号进一步经处理以用于在动态心电图的显示器上显示。控制模块优选地放置在动态心电图的腕带上且具有比标准移动电话相对较小的尺寸,用于舒适地佩戴在手腕上,具有相应相对较小的显示器,适合于立即观测数据和曲线。控制模块优选地通过蓝牙与显示模块无线连接,所述显示模块优选地由标准移动电话形成,其中在相对较大显示器上详细监视数据和曲线。通过优选地由服务器和/或PC组成的评估模块,优选地借助于移动运营商的网络和/或WIFI连接控制模块。在显示器上优选地投影ECG、心律不齐曲线或心律不齐水平和/或在某时间周期中不规则脉冲对脉冲总数的%、变化率以及另外的数据和曲线。优选地从控制模块和/或显示模块控制胸带。在超出所选参数的设定限制的情况中,动态心电图从选定单元发送警报信号,其优选地可通过复位按钮复位,否则将超过限制的数据发射到评估块。控制模块还检查标准显示模块中的标准移动电话且优选地在其外部下载数据且显示数据,例如呼叫订户的数目,且其优选地适合于接收呼叫或优选地显示的SMS消息。因此动态心电图变成通用的,具有还确保类似标准移动电话的电话或数据操作的可能性。

[0010] 其包括任选地可用于即时动态心电图的所选功能的模块、块、单元和部分的集合。基本功能保证用于基本功能的动态心电图,具有一般心脏信号监视器与外部电极和存储器SD卡。此动态心电图能够由一般胸带和评估装置的元件完成,即一般控制模块、显示模块和评估块。因此选择是任选地可调整的用于与具有显示元件的控制模块的通信的动态心电图,或还与靠近合作单元的通信的动态心电图,完成显示模块。用于评估块的进一步任选的放大是用于远程合作单元之间的通信的动态心电图的可实现的结构。所选群组之间的通信即时或从记录运行,用于远程并且还用于动态心电图的靠近通信软件的无线连接媒体在所有单元中是通用的且在所有选定组合中支持此通信。

[0011] 控制模块由控制单元或经调适移动电话或具有标准移动电话的辅助装置组成,优选地在腕带上具有较小尺寸用于数据、曲线和另外数据的紧急情况监视。

[0012] 作为参考,其借助无线连接与显示模块通信,所述显示模块由较大显示器提供以用于细节投影。显示模块优选地由标准装置组成,其为移动电话和/或平板计算机和/或PC。

[0013] 控制模块是独立的且胸带的控制不需要另外单元。在此情况下具备动态心电图的充分大的显示器用于同时的投影,但优选地其未固定在腕带上以能够应用较大尺寸的显示器。

[0014] 而且显示模块替代地独立地起作用,无需控制模块而操作,且优选地通过动态心电图的无线连接直接与胸带通信,且在显示模块由移动电话或平板计算机形成的情况中,

尤其当在用于移动电话或平板计算机的操作的软件程序的后台处理数据时,优选地使用具有心脏信号监视器的最大胸带,其中完全处理信号且随后在显示模块中仅投影且另外控制。替代地在显示模块中处理数据但在胸带中处理较少数据,由标准装置形成的显示模块的结果是较不确切的,因为同时也影响例如用于电话操作的服务的其它程序和具有当前偏好的另外应用。控制模块和显示模块优选地相互控制和显示,且显示模块优选地适合于胸带的控制。控制模块优选地以操作方式显示显示模块的数据,尤其当由移动电话形成时,例如电话呼叫和SMS的数据,其可经接管且具有电话呼叫或显示SMS、电话号码或另外数据。

[0015] 动态心电图可与胸带和心脏信号监视器和传感器一起使用。类似心脏信号且优选地传感器的信号和数据的处理在“前端”模块中进行。在监视器中心脏信号的数字化之后其借助于胸带的通信单元在优选地由显示器提供的微型控制模块中无线发射。此控制模块优选地由优选地具备显示器的微型控制单元形成。通信单元接收数据且以数字形式将其传递到为触摸显示器工作的控制单元。从该处有可能控制最大胸带。微型控制模块可优选地进一步由经适配移动电话或具有移动电话标准的辅助装置形成。在最大胸带中放置可装卸式存储器SD卡以用于记录监视器的数据,所述监视器可能的在评估块的PC中重放/处理/评估。

[0016] 显示模块优选地由移动电话和/或平板计算机和/或PC形成,且优选地通过标准移动电话和/或WIFI与通信单元无线通信,还具有优选地由服务器和运营商PC和参与者PC形成的评估块。

[0017] 具有最大胸带的动态心电图优选地在用于处理类似心脏信号且优选地传感器的信号和数据的电子元件的单元中具有心脏信号监视器和传感器,其在“前端”模块中处理且在心脏信号监视器中数字化处理之后,且优选地传感器形成胸带的通信单元,将其无线发送到优选地由显示器适配的微型控制模块,所述微型控制模块优选地由优选地具备显示器的微型控制单元形成,通信单元以数字形式接收数据,将其传递到控制单元,所述控制单元处理所述数据以用于触摸显示,可以从触摸显示控制胸带。微型控制模块可优选地进一步由经适配移动电话或具有移动电话标准的辅助装置形成。

[0018] 在最大胸带中放置可装卸式存储器SD卡以用于记录监视器的数据,其可以在评估块的PC中重放。

[0019] 动态心电图可与微型胸带一起使用且无需ECG监视器,其中心脏信号和优选地传感器的信号在ECG单元的“前端”和传感器单元的“前端”中处理。以此方式经处理的信号导向数字化单元且然后仅以数字形式优选地蓝牙方式无线发送,从通信单元发送到最大控制模块中的合作通信单元。这优选地由优选地具备显示器的最大控制单元形成,其中ECG心脏信号监视器优选地放置在电子元件的单元中。替代地还带来心脏信号的信号和/或来自传感器的信号,其在“前端”单元和ECG和传感器的“前端”单元中经处理并且进一步随后在具有控制单元和微处理器的传感器的心脏信号监视器中处理。在最大控制单元中还放置可装卸式SD卡以用于在评估块中向PC重放监视器的数据。传感器和电极通过导线直接与ECG监视器分别与其“前端”块连接。

[0020] 微型胸带的执行中的动态心电图无需ECG监视器,其中心脏信号且优选地传感器的信号在ECG的“前端”单元和传感器的“前端”单元中处理且通向数字化单元且以数字形式优选地蓝牙无线发送,从通信单元发送到优选地由优选地以显示器适配的最大控制单元形

成的最大控制模块中的合作通信单元,其中ECG心脏信号监视器优选地放置在电子元件的单元中。替代地还带来心脏信号的信号和/或来自传感器的信号,其在“前端”单元和ECG和传感器的“前端”单元中经处理并且进一步随后在具有控制单元和微处理器的传感器的ECG心脏信号监视器中处理。在最大控制单元中还放置可装卸式SD卡以用于在评估块中向PC重放监视器的数据。

[0021] 具有辅助单元模块的控制单元优选地含有辅助单元的模块,其含有心脏信号监视器且实现心脏信号还有经适配的量的监视。控制单元的控制单元与辅助单元的控制模块的控制单元数据互连。

[0022] 优选地完成的胸带通过电子元件评估脉动频率和/或ECG和/或变化率且两对接触区域用于心肌的电活动的连续感测。所感测的生理和生物电信号优选地导引到两个独立控制单元,其连续地比较结果且在检测到差的情况中,相反设定的限制激活声信号源用于发送警报信号,所述声信号源优选地是扬声器或振动器或压电变换器。信号进一步无线发射到另外的处理和图形成像,优选地通过无线连接到标准移动电话,优选地为5.55Hz发射器和/或蓝牙和/或2.4GHz无线连接。作为偏好也可能将结果发射到具有5.5kHz接收器的手表。

[0023] 作为进一步偏好,将在一个控制单元中获得的结果在辅助装置的电子元件的块中发射,且将在第二控制单元中获得的结果发射到移动电话,且因此优选地在辅助装置的电子元件的块中和/或在具有辅助功能的移动电话的电子元件中比较两个结果。优选地固定在腕带上的胸带的控制单元含有按钮且显示器保留用于胸带的电子元件的控制和投影。如果经评估参数的值超过选定限制,那么通过振动器和/或声信号源的启动而将激活警报。评估心脏脉动和/或ECG的独立完全系统的优点在于,系统不仅进行备份,对于活动功能的监视是重要的,而且相比而言有可能检验从生理和生物电信号处理的所得值或曲线。

[0024] 心脏信号监视器尤其优选地含有复位按钮、应急按钮、无线通信单元、比较单元,且借助于5.5kHz无线连接或2.4GHz无线连接与配备有手表和腕带的控制单元的手表通信。监视器与胸带通信且优选地含有绑带传感器的单元,所述单元尤其含有呼吸传感器和体温传感器。

[0025] 监视器优选地通过5.5kHz的频带中的无线连接与移动电话通信以用于接收心脏脉冲信号或通过蓝牙或ANT接收。从接触区域所感测的生理或生物电信号导引到控制单元,所述控制单元评估信号且在其偏离设定限制的情况中优选地通过声信号源或某个靠近的合作单元发送警报信号。替代地优选地从两个接触区域感测生理和生物电信号且优选地导引到两个独立控制单元中,所述控制单元确保其独立处理且当前比较结果,且在差异显现和/或其偏离可调整标准的情况中优选地借助于优选地为扬声器、一些种类的声学变换器和/或振动器的振动和/或光源的光或无线连接的警报信号而通过合作单元激活警报信号,所述合作单元优选地由手表、具有辅助功能的移动电话、具有标准移动电话的辅助装置、控制单元形成,且在选定合作单元优选地发射警报到可选远程单元的情况中,优选地由其它参与者处的服务器和/或合适的装置形成,优选地为PC或标准移动电话。

[0026] 最小一个控制单元的结果优选地通过用于图形和数值处理的无线连接而发射且投影到与标准移动电话和/或手表和/或PC和/或优选地在腕带和/或低功耗蓝牙和/或无线连接2.4GHz和/或无线连接5.5kHz和/或ANT和/或WIFI上的投影和控制单元连接的标准移

动电话的附近合作单元和/或辅助装置中的辅助单元的模块中,而所指示单元上的投影优选地包含心律不齐的值和/或变化率和/或脉动频率和/或其它医疗数据,具有相应曲线和优选地ECG的数值,优选地在控制单元中评估且处理心脏信号且分别在所指示单元中进一步经处理以用于投影。

[0027] 进一步替代是通过一个通信信道借助于无线连接发射在例如控制单元的一个控制单元中获得的结果到辅助单元的模块中,优选地到优选地由蓝牙单元形成的无线通信的单元中,且将例如在第二控制单元中获得的结果通过第二通道发射到标准移动电话中,且优选地发射到优选地由蓝牙单元形成的无线通信单元中,且随后优选地在辅助装置的模块和/或标准移动电话中比较两个结果且优选地独立地显示所述结果且在不协调的情况下起始警报信号。替代地独立地使用所指示单元中的两个通道的信号而无需比较以在其中的一者脱离的情况下作为备份,或在简化形式中优选地使用仅一个通道且仅此一个通道经处理且显示。替代地还优选地使用导向两个控制单元中的仅一对接触区域,因此备份仅从其上进行。优选地监视器与可连接单元一起,尤其是移动电话和/或适合于全量备份、处理和投影生理和生物电信号的辅助装置,所述信号优选地为来自接触区域的心脏信号,例如脉冲的曲线和值、ECG心律不齐和其它信号,电极恰好直到独立地两个通道的投影的显示且整个系统加倍,而具有显示器的标准移动电话通过辅助单元的模块和独立地工作的移动电话的电子元件加倍,或在具有两个或两个以上独立地工作的微处理器的辅助单元的模块中加倍,或替代地仅当系统的一个部分加倍时系统部分地备份系统或不备份且心脏信号监视器具备仅一对接触区域和一个控制单元。

[0028] 控制单元优选地固定在腕带上且含有按钮、用于数据处理的单元和用于优选地包含ECG的相应曲线的数据投影的显示器,且除处理和投影以外优选地经设定用于控制心脏信号监视器且与其形成独立复杂的工作而无需另一单元。作为偏好,控制单元具有小尺寸且仅具有操作心脏信号的监视器所需的应急功能,并且与具有辅助功能的移动电话相反的简单投影具有更多功能和详述的投影。

[0029] 如果评估参数的值超过一些设定限制,那么优选地通过优选地为心脏信号监视器中的扬声器或压电变换器的振动器和/或声信号源的启动和/或优选地在一些附近合作单元中的选项而激活警报。优选地在未通过心脏信号监视器上或另外的附近合作单元上的复位按钮复位警报信号直到可调整的时间的情况中,开始警报,其优选地通过数据或电话发射到远程合作单元,所述单元优选地为监督中心或其它参与者。

[0030] 作为偏好,心脏信号监视器独立地起作用而无需具有辅助功能的移动电话或无需具有标准移动电话的辅助装置,而优选地通过按钮和/或另外的按钮操作且在其控制单元中存在经处理指示信号,所述信号在偏离设定限制的情况中设定由声信号源或借助于振动器的振动产生的警报信号。在可调整的时间中未通过复位按钮复位警报信号的情况中,心脏信号监视器通过移动运营商网络启动警报到远程合作单元。警报信号是可调整的且优选地经译码且因此告知警报的种类以及如何引起警报。心脏信号的监视器的功能的设定优选地通过心脏信号的监视器上的控制按钮,而不需要例如移动电话的其它装置或控制单元的连接。在此情况下心脏信号监视器借助于扬声器或声学变换器通过声音信号告知用户测得的量的值,如上文所指出。

[0031] 在辅助装置的连接通过辅助装置的按钮或触摸显示器实现操作的情况下,所述辅

助装置优选地将曲线和值显示在显示器上,优选地独立于显示在用于显示器和/或备份上的并行投影的标准移动电话上的投影。心脏信号监视器优选地含有用于以数值形式和/或以曲线形式投影数据的显示器,用于投影最重要的数据,优选地为心律不齐、心脏脉动、ECG、变化率和其它数据,和/或优选地为脉动、心律不齐、ECG的曲线和其它曲线的用于操作和投影的触摸显示器。作为偏好,心脏信号监视器含有看门狗,其观看其正确活动且在一些控制单元失效且不发送“刷新信号”的情况中启动警报。心脏信号监视器优选地观测具有辅助功能的移动电话和/或控制单元和/或运动员的手表和其它单元的正确活动,其方式为使得所指示单元通过无线连接发送设定任务的任意的代码或结果,优选地以数学形式发送到心脏信号监视器中。在代码或结果正确的情况中,控制单元将发送“刷新信号”到“看门狗”。如果当此信号不在可调整的时间内出现或并不正确,那么心脏信号的监视器将不发送刷新信号并且警报被启动,在看门狗中起始。替代地心脏信号监视器在未接收正确代码的情况中独立地在看门狗上设定关警报。信号灯或某种声学和/或振动警报指示警报的引发。除此以外信号优选地为电池充电电平、心脏脉冲以及另外若干条信息。

[0032] 优选地可装卸式的存储卡优选地记录心脏信号监视器的数据,可将所述数据带到PC或具有显示器的另一合适的电子装置,优选地通过其向这些电子装置的读取装置的传送或借助于无线连接或借助于连接的USB互连。以此方式心脏信号监视器适合于用作“动态心电图”,优选地不间断监视同时优选地用于显示器上的即时评估并且另外数据例如脉动和/或心律不齐和/或变化率以数值信号或由曲线和/或ECG表达,优选地其可代替心脏信号监视器中的存储卡、辅助装置和/或标准移动电话和/或具有辅助功能的移动电话中的存储器卡使用。

[0033] 心脏信号的监视器优选地置于胸带或其外部上,优选地作为腕带或在具有辅助功能的移动电话的辅助单元的模块中或在辅助单元的模块中,并且ECG电极优选地胶合连接心脏信号监视器上的足够数目的连接电缆,用于其中的感测的ECG,优选地将任性地适用于1到12个引线且将进行备份。到远程单元(例如,服务器)的连接优选地借助于移动运营商的网络实现。优选地存在从监督中心和另外参与者到服务器的接入。通过移动运营商的网络的连接具有辅助装置和移动电话,优选地独立地用于备份。

[0034] 替代于具有辅助装置的标准移动电话的系统或与其同时使用具有与系统相同功能的具有辅助功能的移动电话且全部代替所述系统。系统的优点实际上包括辅助装置是可装卸式的且在需要的情况中应用,且仅具有此种类型的辅助,其中其功能满足暂时的需要且在设备中优选地具有来自辅助装置集合的任意的传感器,因此标准移动电话仅在需要的情况下针对任意的功能放大,其意味着移动电话具有较小尺寸且较便宜。辅助装置含有辅助单元的模块,是从标准移动电话可装卸式的,而在具有辅助功能的移动电话中存在稳固地内建的辅助单元的模块。具有辅助功能的移动电话的电子设备还容纳在标准移动电话中作为具有相同功能的标准移动电话的电子设备。具有标准移动电话的外围设备优选地包含置于辅助装置的模块中的无线通信的单元,其优选地由蓝牙或ANT单元形成,用于附近协作单元的通信。

[0035] 通过移动运营商的网络的通信确保附近协作单元的连接,所述协作单元是心脏信号的监视器、具有辅助功能的移动电话、具有外围设备的标准移动电话和控制单元,其中远程协作单元优选地具有其上存储信息片段的服务器,优选地连接在运营商的PC上,而信息

的片段对远程协作单元和经授权参与者(例如,医务人员、亲属以及其它人)以及优选地监测中心而言是可访问的。指示通信通过通信模块启用,具有借助于移动运营商的网路的数据和/或话音通信的组件。

[0036] 具有辅助功能的移动运营商优选地在与不具有带的具有辅助功能的移动电话相比尺寸较小的腕部带上,从而与心脏信号的监视器通信,优选地简化而不备份。对于具有辅助功能的备份移动电话优选地借助于辅助单元的模块上的通信无线连接和移动电话的电子设备上的无线连接与两个信道上的心脏信号监视器通信。替代地,备份通信是可能的,而不是与辅助装置的模块并且还与移动电话的电子元件的通信仅以辅助装置的模块实现,其中无线连接的第二通道优选地由辅助装置的模块的控制单元中的第二微处理器处理。在较小尺寸的带上的具有辅助功能的移动电话在与移动电话的控制单元分开的辅助装置的模块的控制单元中处理数据并且因此可靠地工作,且优选地将经处理数据传递到具有更大尺寸的标准移动电话,其确保在比腕带上的辅助装置的移动电话大的显示器上的细节投影。优选地手腕上的具有辅助功能的移动电话实现较小显示器上的操作性立即视图,且在标准移动电话上在较大显示器上的细节视图如果其放在例如口袋中则不是立即的。带上的具有辅助功能的移动电话确保数据处理的可靠性以及紧急情况较小显示器上的立即视图,具有细节视图的投影确保用于细节投影的较大移动电话。具有辅助功能的移动电话甚至当未连接时也独立地在移动电话上工作以用于细节投影。在仅在无线连接的一个通道上的非备份通信的情况下,替代于传统的心脏信号监视器使用经济执行中的心脏信号监视器,其不适合于备份并且因此其较简单且较小,具有较低能量消耗。

[0037] 具有辅助功能的移动电话优选地显示移动电话的任选数据用于细节投影,例如,关于优选地接管的呼入电话或SMS的数据。类似地优选地对于在心脏信号监视器使用具有辅助装置的标准移动电话的情况中的描述的用于细节投影的与移动电话的通信或在优选地由移动电话形成的显示模块的连接的情况中的显示和控制单元的通信,由于经济和尺寸原因,移动电话或控制单元或系统优选地不配备用于与移动运营商的通信的部分,它们因此较小且较便宜,且对于移动运营商的网络中的通信优选地使用优选地形成显示模块的移动电话。

[0038] 具有辅助功能的移动电话或系统之间的连接未备份,且借助于无线连接的连接仅与辅助单元的模块做出,所述辅助单元处理数据且将其发送到移动电话的电子元件中,从该处发射到移动电话用于细节投影,或者连接是由控制单元上的无线连接装置实现且从其直接到移动电话。

[0039] 根据本发明的动态心电图的实质部分中的一者表示且已知技术状态的一些缺陷消除,具有辅助功能的移动电话实现相反的现有技术状态而无需增加具有辅助功能的移动电话的厚度,因为其容易代替移动电话的基本蓄电池,通过其消除了对移动电话电荷的必要性,优选地借助于用于蓄电池的替换的机构,其可能优选地在移动电话的操作内实现且因此优选地借助于桥接能量源确保其不间断的操作,所述桥接能量源优选地由桥接电池或冷凝器或蓄电池和桥接电子元件形成。另外的重要辅助功能优选地是在移动电话的电子元件的单元上独立的辅助模块处理的块中的数据和应用。优选地在辅助显示器上显示结果,在移动电话的显示器上独立和/或作为单元的模块的“分屏”的部分且在移动电话的部分分屏电子元件上来自移动电话的电子元件的结果和/或替代地逐渐显示,在移动电话的电子

元件和移动电话的辅助单元的模块之后在移动电话的显示器上显示。接口将两个部分划分为“分屏”。

[0040] 桥接蓄电池优选地具有实质上较小尺寸且具有较低容量,所述容量是基本容量但足以用于当相对较小桥接能量源时备份移动电话的操作时在基本蓄电池的替换期间保持移动电话的操作仅达基本蓄电池的更换时间,通过此实现移动电话的多种较小尺寸,与借助辅助蓄电池的执行相反,不仅确保桥接而且确保移动电话的操作和/或基本蓄电池的充电,且将不增加移动电话的厚度,因为围绕更换设计的基本蓄电池未将辅助蓄电池添加到基本蓄电池。优选地具有实质上比桥接蓄电池高的容量的基本蓄电池对应于例如移动电话中的当前蓄电池,如果其具有足够能量则充电桥接蓄电池,而易于且快速可更换为优选地来自群组充电器中事先充电的蓄电池集合的其它蓄电池,且即归因于蓄电池的储存机构而优选地实现同样在移动电话和充电器中放置相同的基本机构。具有辅助功能的移动电话中的蓄电池的替换优选地在操作期间仅花费几秒且无需移除盖,与其中在操作中断的条件下的冗长替换且必须再次激活移动功能的现有技术相反,具有其顶部上的相应应用程序的调换,尤其负担的是必须首先移除蓄电池的盖且随后重新安装盖。

[0041] 替代地移动电话优选地通过移动电话的带固定,其形成腕带以用于将移动电话紧固到手腕。与未固定在水腕上的移动电话相反,优选地具有较小尺寸的固定在水腕上的移动电话尤其经设定以用于水腕上的显示器的操作性监视。

[0042] 与桥接蓄电池相比具有更大尺寸的基本蓄电池优选地在操作期间优选地更换以用于已充电的蓄电池而不是正在充电,这归因于桥接能量源,其在的替换期间从移动电话的中心电子元件的供应模块供应能量到移动电话的电子元件和辅助单元的模块,优选地用于在基本蓄电池的替换时间中供应桥接能量,可连接模块化充电器或外部或桥接能量源或桥接能量源优选地代替的壳体。优选地其随后替代于内部桥接能量源以用于替换辅助蓄电池可用的外部桥接能量源,在此情况下具有内部源的桥接蓄电池优选地下降。

[0043] 辅助单元和电子元件的模块与外部装置的连接优选地借助于由蓝牙形成的无线连接无线实现,由通过用于模块的此连接的连接器和/或通过用于移动电话的电子元件的数据连接的数据连接以导线实现。

[0044] 移动电话的电子元件单元上的辅助模块的块的数据的独立处理优选地通过放置最少一个处理器而实现,其在移动电话的电子元件上独立地工作,在辅助模块的块中的辅助单元的模块中的控制单元处以数据通信,通过独立连接或独立连接器连接到同样独立地工作的移动电话的电子元件的连接器。由此意味着将达到可靠的操作且应用程序和到来的数据的处理在辅助单元的独立工作模块中处理,且移动电话的电子元件中的应用程序和数据的较不可靠的处理将移除,其完成是因为同时处理更多程序,尤其优选地是程序确保移动电话的操作。在不取决于数据和应用程序的可靠的处理的情况下,优选地不应用辅助单元的模块且应用程序和数据的所描述处理在这些应用程序和数据直接导入到的移动电话的电子元件中实现。

[0045] 优选地使用具有辅助功能的移动电话,具有用于替换基本蓄电池的机构和用于实现这些辅助功能的辅助模块的块,尤其容易移除基本蓄电池而不必移动电话或将辅助装置的盖移除,优选地无需中断操作且优选地在移动电话的电子元件的单元上,独立于辅助模块的块中的数据和应用程序的处理。优选地在辅助显示器上显示结果,在移动电话的显示

器上独立和/或作为单元的模块的“分屏”，且在移动电话的电子元件的部分“分屏”上移动电话的电子元件的结果和/或替代地逐渐投影，通过移动电话的电子元件且在移动电话的辅助单元的模块之后在移动电话的显示器上显示。接口分离“分屏”的两个部分。

[0046] 具有辅助功能的移动电话含有具有控制单元的移动电话的电子元件与移动电话的电子元件的微处理器，具有可倾斜壳体的辅助蓄电池的替换的机构，门的闭合和用于蓄电池的连接的接触件，以及辅助模块的块，包含移动电话桥接能量源的电子元件的供应模块，优选地由桥接蓄电池以及具有带微处理器的控制单元的移动电话的辅助单元的模块形成。模块和单元的互连是通过数据连接和电压连接而实现。替代地移动电话优选地通过移动电话的带固定，其形成腕带以用于将移动电话紧固到手腕。优选地使用桥接冷凝器或蓄电池的桥接能量源，其优选地具有与基本蓄电池相反的较小尺寸，因为当基本蓄电池的替换发生时其仅在短时间里保证移动电话的操作。本文一般化的术语操作能量源是基本蓄电池，其优选地具有较高容量安培/小时且具有比桥接蓄电池更大的尺寸，保证移动电话的操作且优选地在操作期间更换用于充电，由于桥接能量源，其经由在基本蓄电池的替换期间向移动电话的电子元件的供应的供应模块供应能量到移动电话的电子元件和辅助单元的模块。为了节省用于优选地形成桥接蓄电池的桥接能量源的空间，通过连接器和充电电缆而连接充电器或模块化充电器或外部桥接能量源或优选地具有桥接能量源优选地代替的充电蓄电池的壳体。优选地是随后替代于内部桥接能量源放置于用于替换辅助蓄电池的机构中而使用通过电缆和连接器外部连接的外部桥接能量源。在此情况下桥接蓄电池下降。辅助单元和电子元件的模块与外部装置的数据连接优选地借助于优选地由蓝牙形成的无线连接无线实现，或通过用于模块的数据连接的连接器和/或通过用于移动电话的电子元件的数据连接的连接器实现。移动电话的电子元件的单元上的辅助模块的块的数据的独立处理完成，优选地通过放置独立地工作的最少一个微处理器到移动电话的电子元件，以控制辅助模块的块中的辅助单元的模块中的以数据通信的单元，通过独立无线连接或同样独立操作的移动电话的电子元件的连接器上的独立连接器而连接。

[0047] 根据本发明的动态心电图的实质部分中的一者表示且通过其使用消除当前技术状态的一些缺陷，具有独立控制单元的辅助单元的模块优选地在移动电话的控制单元上独立地工作。其在监视单元内部的块中含有内部监视单元，且经由接口连接器和/或电子元件能够连接外部监视单元的模块中的外部监视单元。内部单元优选地包含无线通信单元、连续地检查无故障操作的看门狗单元、优选地含有加速度计或陀螺仪的位置检测单元，进一步含有形成监视内部单元的块的单元，包含健康功能测试单元、脉冲5.5kHz接收器、优选地处理ECG曲线和/或脉动曲线和/或心律不齐曲线和/或所计算的心律不齐程度上的心脏信号的ECG单元、变化率、心脏信号监视器、酒精测试单元和/或药物和其它单元。

[0048] 经由接口连接器和/或电子元件连接外部监视单元的模块，其优选地包含健康功能的探测器、外部健康功能测试的单元、外部具有探测器的酒精测试和/或药物的另外单元、外部检测器的单元。其它优点是置于汽车轮子上的电极和传感器通过ECG连接器的连接，从而实现驾驶员的健康条件的连续监视，优选地公共业务、汽车和卡车的驾驶员的连续监视。

[0049] 辅助单元的模块中的数据或应用程序的可靠处理是通过使用移动电话的电子元件上的最少一个独立工作的微处理器而给出，放置在辅助单元的模块中的控制单元具有直

接从外部或内部监视单元导入的数据和信号,其独立地将数据带入到移动电话的电子元件中。移动电话的电子元件不保证数据的可靠处理,因为同时更多的程序和应用程序尤其用于移动电话的操作的程序和应用程序是优先的。

[0050] 辅助单元的模块含有看门狗,其在移动电话功能不全的情况中产生独立警报信号。

[0051] 辅助单元的模块优选地处理来自个别监视单元、传感器和检测器的数据,这是经济的,因为在现有技术状态中这些数据是在个别监视单元中个别地经处理,其中在每个单元中存在显示器和微处理器,而在辅助单元的模块中优选地一起使用用于全部监视单元的移动电话的显示器和独立工作的微处理器。

[0052] 在控制单元优选地适用于与内部或外部监视单元的模块直接通信的情况下,优选地实现在移动电话的电子设备中的此通信和处理。在此情况下优选地未应用辅助单元的模块,其是经济的但较不可靠。到辅助单元的模块优选地还连接有外部或内部的酒精测试和/或药物的单元,其在汽车的车轮上同时使用接触件传感器的情况中是尤其有利的,因此连续地测试驾驶员的健康条件,在不支持驾驶员的良好条件的展示结果的情况中,驾驶员优选地将使用胸带或优选胶合的电极,借此比通过手接触从车轮上的接触件更精确地感测ECG、脉动曲线、心律不齐、变化率。装置将使得能够不仅检查心律不齐、ECG和变化率,而且有可能针对药物和酒精执行测试。这尤其在公共业务驾驶员或卡车驾驶员的情况中是有利的。具有辅助模块的块的辅助装置以及具有标准移动电话的辅助单元的模块或在含有无线通信的单元和/或甚至不具有标准电话的通信模块优选地内置于传输构件中的情况下,其中发生驱动传输构件的人的监视并且与附近协作单元和/或远程单元通信。因此具有标准电话的辅助装置或具有辅助功能的电话的佩戴也在受监视人的情况中下落。在此情况下,针对ECG或其它生理信号的准确感测的必要性的情况,受监视的人仅佩戴胸带或电极。优选地是绑带和/或电极和/或尤其酒精测试和/或药物的传感器也优选地内建在传输构件中,且优选地通过充分长的电缆与辅助装置连接,以此方式可接入以用于测试或优选地借助无线连接松散地设定。

[0053] 辅助装置的辅助单元的模块与具有辅助功能的标准移动电话配备有相同单元并且充当上述移动电话的辅助单元的模块,不同之处在于,具有辅助单元的模块的连接器的实现到移动电话的连接,辅助单元的模块的第二连接器确保外部装置的连接以及辅助单元的模块的第三连接器到另外的外部装置的连接。

[0054] 替代地通过冷凝器的架子的充电模块获得桥接能量。

[0055] 辅助装置的模块含有无线通信和/或蓝牙和/或ANT和/或WIFI和/或移动运营商网络的单元和其它合适的无线媒体,辅助单元的另外模块含有看门狗,其在移动电话机能失调的情况中产生警报信号,优选地为加速度计或陀螺仪的位置检测单元,具有最少一个微处理器的控制单元,其适于在移动电话的微处理器上独立地起作用且独立地调适,且并行处理不仅移动电话的电子元件中经处理的应用程序而且进一步处理优选地医疗的应用程序,辅助单元的模块进一步含有5.5kHz脉冲的接收器和优选地适合于医疗应用的处理的内部其它电子单元。ECG单元处理来自优选地放置在胸带上或胶合且通过ECG连接的连接器以导线连接的外部电极或者来自固定在移动电话的表面上的内部电极的心脏信号。替代的是借助于无线连接的连接以及到ECG信号的外部源的无线通信单元,优选地到心脏信号监视

器。优选地由心脏信号监视器形成的ECG单元优选地在ECG曲线和/或脉动曲线和/或心律不齐曲线和/或计算的心律不齐程度、变化率以及放置在移动电话的表面上的检测器和/或经由探测器的检测器连接的外部检测器的数据和信号上处理心脏信号。探测器采取优选地医疗量的量的探测,例如根据连接器中附接的探测器对酒精或药物、血液氧的饱和度、糖尿病值、血液溶液INR、呼吸频率、血压和另外功能进行测试。检测器的外部单元放大内部检测器的功能且通过辅助连接器连接。优选地5.5kHz的无线连接感应中间连接辅助单元的模块,例如具有优选地5.5kHz脉冲的接收器的运动员手表。通过导线,辅助单元模块独立于移动电话的电子元件通过移动电话的连接器而连接,因此也通过独立无线连接而连接。优选地控制单元适合于与内部监视单元模块和外部监视单元模块直接通信且在此情况下实现模块而无需控制单元。模块的连接借助于监视单元模块的连接直接实现到移动电话的控制单元中且实现到数据连接中。辅助单元的模块中的数据处理的优点是可靠性大于在移动电话的电子元件中的数据处理的的情况,因为移动电话和另外应用程序的功能也经处理,而辅助单元的模块仅处理选定应用程序且在需要的情况下具备更多微处理器以用于进一步增加可靠性。经由接口连接器和/或电子元件连接外部监视单元的模块,其优选地包含医疗功能的探测器、外部医疗功能测试的单元、外部具有探测器的酒精测试和/或药物的另外单元、外部检测器的单元。其它优点是置于汽车轮子上的电极和传感器通过ECG连接器的连接,从而实现驾驶员的健康条件的连续监视,优选地公共运输的驾驶员的连续监视。

[0056] 对于根据本发明的动态心电图的组件,优选地可使用具有辅助功能的移动电话的原理。其优选地借助于连接到其的辅助装置适用于尚未指示辅助功能的现有标准移动电话上,当移动电话的现有基本蓄电池用于操作时,当借助于用于基本蓄电池替换的机构易于可更换的用于充电时,在不移除盖或移动电话的辅助装置的情况下其方式为使得在辅助装置中优选地代替移动电话的原始盖是由用于蓄电池替换的机构提供的辅助装置的壁,其优选地以门替换从而实现此替换。在其打开之后有可能用手移除蓄电池且由已充电的蓄电池将其代替,这在现有技术框架中是不可能的。

[0057] 桥接能量源优选地还用于辅助装置中,所述辅助装置适用于借助于外围设备的固持机构固定在移动电话上。用于辅助装置的电子元件的块的桥接能量源可能得到连接器充电且当经启用时优选地与USB移动电话或从基本蓄电池的接触件通信,这在移动电话不做出基本蓄电池的可能替换的情况中是优选的,甚至当其充电连接器上不存在导入的相应电压时也是如此。在此情况下在更换基本蓄电池的时刻无需中断操作,桥接能量源在用于基本蓄电池连接的接触件上直接供应能量到移动电话。手动或自动的切换器优选地在基本蓄电池替换未完成时的时间周期中启用桥接能量源的切换,从能量供应到辅助装置供应上的移动电话且从移动电话充电桥接能量源,例外的是其是由电池形成。在来自其接触件与移动电话的接触件之间的基本蓄电池的接触件的能量耗尽的情况中优选地安装接触件弹簧,所述弹簧由基本蓄电池在移动电话的接触件上按压且与辅助装置连接,其连同桥接能量充电源一起供应,优选地具有尽可能小的尺寸且具有仍能够确保基本蓄电池的替换而无需中断操作的容量。以此方式缩减的具有桥接能量源的辅助装置优选地具有比具有辅助蓄电池的辅助装置小的尺寸,不仅在基本蓄电池替换的时间期间从其供应能量,而且用于移动电话和基本蓄电池充电的操作,且优选地通过辅助装置的实现保持移动电话的原始厚度,其中辅助模块的块放置到移动电话主体旁边的辅助装置的位置中,仅扩展或放大而不是其上

方的放置。桥接能量源是放入外围设备中的辅助模块的块的一部分,其实现其它功能并且优选地含有辅助单元的模块,所述辅助单元具有带有微处理器的控制单元,所述微处理器独立于移动电话实现过程应用。在蓄电池更换的时间中用于辅助装置和移动电话的能量优选地由放置在桥接蓄电池的储存机构中的可更换的电池或桥接蓄电池供应且随后易于可更换,其将更换成已充电的蓄电池而不是其例如从优选地由门形成基本的蓄电池的接触件上的弹簧充电,所述门放置在辅助装置的壁中,且进一步描述其它执行。

[0058] 辅助装置中具有辅助功能的标准移动电话具备用于基本蓄电池的更换的机构和辅助模块的块,用于实现辅助功能,尤其是容易移除基本蓄电池而不必移除辅助装置,优选地无需打断移动电话的操作且优选地在移动电话的电子元件的单元上在辅助装置的辅助模块的块中独立处理数据和应用程序。通过辅助装置的第二连接器,辅助单元的是与外部装置互连且通过第三连接器与进一步外部装置互连,且辅助单元的模块经调整以中介外部装置与移动电话之间的通信,借此从在辅助装置上安置的时刻被阻挡的连接器替换移动电话的数据通信。辅助装置适合于容易用已充电的蓄电池替换基本蓄电池,优选地无需中断移动电话的操作且无需放大其厚度。辅助装置连接到移动电话且为可装卸式的,含有延伸仅直到关注的长度和/或宽度的上壁,而厚度保持不变或优选地变成仅对于含有优选地由在此情况下绘制的桥接蓄电池形成的桥接能量源的辅助装置的壁较厚,或电池或桥接冷凝器和辅助装置的供应的模块,其通过移动电话的连接器、辅助装置的连接器和供应辅助装置的连接供应基本蓄电池,且在基本蓄电池的替换时从桥接能量源移动电话(标准)供应。用于能量到移动电话的供应的辅助装置供应模块的切换是通过开关完成。在不启用通过移动电话的连接器能量到辅助装置的供应和/或基本蓄电池的替换而甚至在充电时无需打断操作的移动电话的情况中,通过用于辅助装置的供应的能量连接器优选地获得接触弹簧和基本蓄电池的桥接电缆,基本蓄电池的接触件配合在接触弹簧上,通过其第二侧面配合在移动电话的接触件上,而桥接电缆优选地例如通过焊接连接在接触件上。在基本蓄电池的替换时移动电话的供电则优选地经过连接器和桥接电缆,供应的模块在基本蓄电池替换期间优选地通过手动开关或电子开关而切换为在标准移动电话供应上的外部桥接能量源的充电,优选地在由电缆互连的基本蓄电池的替换期间在门打开的时刻通过开关自动操作。替代地由标准移动电话通过连接器以数据信号控制开关,辅助单元的模块处理所述数据信号且在供应模块中操作开关。

[0059] 辅助装置的移动电话的供应替代地优选地通过连接和连接器而实现,优选地为USB供应和通信,且在移动电话的情况中在相应切断之后启用。为了节省充电器的外部桥接能量源必要的位置,优选地用于其替换,优选地由优选地例如放置在充电器中的基本蓄电池形成的外部桥接能量源导入桥接能量,其通过外部桥接电缆互连用于桥接移动电话中的基本蓄电池的替换。桥接能量源优选地由优选地放置在用于桥接蓄电池替换的机构中的桥接蓄电池形成,其优选地应用于在基本蓄电池替换时通过连接器的辅助装置的供应和移动电话的供应。在移动电话不通过移动电话的连接器实现能量供应的情况中,通过接触件用于基本蓄电池的连接的发生。对于外部桥接能量源,优选地做出类似地替代地桥接能量源的替换。辅助装置含有辅助装置的辅助模块的块,其中辅助单元的模块具有控制单元,所述控制单元具有辅助装置的块的微处理器。

[0060] 动态心电图的进一步实质部分表示使用到根据本发明的标准移动电话的辅助单

元的模块。其本质在于含有相同的内部监视单元,实现类似于具有辅助功能的移动电话中的单元模块的外部监视单元的连接。然而其差异在于其不实现标准移动电话的使用。

[0061] 辅助装置的辅助单元的模块由具有与移动电话的辅助单元的模块相同功能的单元提供。辅助装置的辅助单元的模块的连接器实现到移动电话的连接;辅助单元的模块的第二连接器保证外部装置的连接且辅助单元的模块的第三连接器连接到另外的外部装置。具有微处理器的控制单元具备最少一个微处理器且适合于在移动电话的控制单元上独立地应用中的数据处理。

[0062] 优选地控制单元适合于与内部监视单元模块和外部监视单元模块直接通信且在此情况下实现模块而无需控制单元。模块的连接通过辅助单元的模块的连接器的直接实现到移动电话的数据连接中,在上面相应传感器借助于连接而不是控制单元的连接而替代地连接。辅助装置的模块中的数据处理的优点是可靠性大于移动电话的电子元件中的数据的情况,因为移动电话的功能也是处理以及进一步应用,而辅助单元的模块仅处理选定应用程序且在需要的情况中由更多微处理器配合以用于进一步增加可靠性。

[0063] 根据本发明的用于动态心电图的进一步有利布置是放置用于内部传感器的探测器作为移动电话和/或辅助装置的表面的部分,或者它们可通过有线和/或无线而连接。

[0064] 进一步优点也是当探测器放置在接近地位于身体上的装饰配件的内侧面上时的执行,其确保与身体接触且同时其对于受监视的人来说穿戴舒适。

[0065] 优选执行也在胶合在人体的表面上的探测器的情况中,其与移动电话和/或放置在腕带上的辅助装置的连接是通过细导体,其方式为使得这干扰受监视的人且环境中的主体不会注意,而受监视的人具有对在显示单元上和/或放置在腕带上的移动电话的显示器上显示的多条信息的永久概览。优选的还有当存在放置在为人服务的装置的操作装置上的外部传感器时,优选地在汽车的车轮、摩托车的把手、自行车、飞机的操纵杆、运输的控制杠杆、建筑物和其它机器。

[0066] 具有辅助装置的模块的移动电话或具有模块的辅助装置是可调整的,优选地含有内部传感器模块,优选地具备体温传感器、压力检测器、睡眠阶段检测器、光检测器、优选地具有血氧合和声学信号检测器。优选地外部传感器的集合附着到模块,完成内部传感器,所述传感器优选地是酒精水平检测器、成瘾药物的存在的检测器、体温传感器、呼吸传感器、压力检测器、ECG检测器、EEG检测器、EMG即肌电描记术检测器、睡眠阶段检测器、优选地具有血氧合和脉动感测的光检测器、声学信号的检测器,优选地作为传感器而完成或代替放置在移动电话上或在其外部的传感器上连接的内部传感器模块。优选地传感器放置在T恤衫上以用于感测信号且从所监视的个人的身体的上部部分上的选定部分获取值,而通过导线或无线连接到模块且补充或替换在内部或外部传感器的集合中的传感器,和/或所述传感器放置在通过导线或无线连接的多功能胸带上。优选的是传感器和/或外部电极放置在输送的控制装置或为人服务的其它装置上,优选地为汽车的车轮,且来自其的信号通过有线或无线连接而导入到移动电话。优选地它们还感测进一步导入到ECG的检测器的ECG的信号。

[0067] 如果例如移动电话在某个时间内不指示正确代码,那么看门狗单元将激活警报信号,优选地为声学和/或可视和/或振动,具有优选地声学变换器或LED或振动器。在放置在具有辅助功能的移动电话中的看门狗的情况中,这优选地经编程,其方式为使得其微处理

器单元在设定时间间隔中实现合适的时间需要活动,优选地例如若干数字的乘积,且如果结果与存储在存储器中的正确结果相同,那么将发送刷新信号到看门狗的定时器中,这从最后复位时传递的时间永久地复位定时器测量。如果复位不比预设时间通过出现更早,那么定时器将激活声学变换器,优选地为扬声器或压电变换器。

[0068] 在放置在辅助装置中的看门狗的情况下,移动电话将发送辅助装置中的计算的结果,其将进行评估且如果结果正确,则将发送刷新信号到看门狗的定时器中。

[0069] 对于活动检测使用放置在辅助装置中的看门狗单元,其在移动电话不指示正确过程的情况下通过声学变换器激活声学信号。移动电话经编程,其方式为使得其微处理器单元在设定时间间隔中实现合适的时间需求活动,例如若干数字的乘积,且如果结果与存储在存储器中的正确结果相同那么通过连接器和连接器将发送对应于刷新信号释放到辅助装置信号的具有微处理器的控制单元中的代码,其在信号的处理之后复位定时器复位以用于从最后复位起传递的时间的永久测量。如果复位不比预设时间通过更早发生,那么定时器将激活声学变换器,优选地为扬声器或压电变换器和/或振动器和/或优选地具有LED的视觉指示。放置在移动电话中的看门狗将通过桥接连接和控制单元直接从移动电话的电子元件接收刷新信号且不使用USB连接器。

[0070] 通过心脏信号的监视器的显示器上和/或具有辅助功能的移动电话和/或具有移动电话的外围设备和/或手表和/或控制单元和/或其它单元的显示器上的心脏信号的监视器产生数据。显示部分优选地由显示器、由数字突起,优选地心律不齐的显示值、可变性的值、呼吸值、脉动值形成并且产生警报除非警报情况发生。显示部分优选地为通用的且显示曲线的过程,例如ECG的曲线,具有触摸控制,例如敏感性控制、移位速度的控制、优选地用于平静、行走、跑步的移动滤波器的进一步控制,以及多个引线的控制,优选地在ECG曲线的显示器上可调整显示,其调整以用于立即看见设定的结果。优选地其显示脉动的曲线、曲线和变化率曲线,而有可能优选地通过直接在显示器上的触摸操作而改变显示,随后有可能在实现的时刻立即遵循改变且设定合适的值。这些量和/或曲线优选地单独地或成组显示在一个显示单元上。心律不齐的值优选地以在任选的时间周期中不规则脉冲占总数的%或优选地在从1到10的心律不齐的程度表达,从不规则脉冲的指示%以上的1/10取得,或以另一充分标度表达,优选地以心律不齐的文字表达:无,低,中,高,极高。如不规则脉冲通常所理解,这些脉冲是时间距离超过距离1,15的值的脉冲,对应于通过从最后脉冲的可调整数目(优选为3个脉冲)取得的计算设定的平均脉动,用于过滤对投影的准确性有害的大部分干扰。

[0071] 在根据本发明的动态心电图的执行中使用多种组件、模块、传感器和探测器。实质上对于关于心脏搏动的数据和值的感测和投影是有利的,所述布置实现受监视的人的舒适穿戴。具有显示单元的系统(多媒体装置、中央控制单元、辅助装置)优选地放置在腕带上、口袋中或皮带上,其方式为使得感测的信号在系统中以必要数目有线或无线或组合地导入,而在锁扣或服装零件上胶合探测器且随后按压到身体,由此实施于监视器的表面、服装、皮带、优选地为柔性材料绑带中且结合垂直地放置到绑带的金属压力带,用于得到双压力且随后在各种身体位置中接触。通过与监视器的导线互连选定轨道以及用于传导的导体的种类和数目,以使得尽可能精密且导体并不限制受监视的人。

[0072] 本发明的执行的进一步偏好是从胶合和/或放置在T恤衫上的外部传感器和/或胸

带上和/或直接在移动电话和/或腕带上的内部传感器感测生理和生物电信号,且其实现其无线或有线发射以在移动电话和/或辅助装置上处理和显示。

[0073] 监视器优选地可通过悬挂而附接在皮带上或在口袋中或在腕带或臂章上。胶合在身体的各种部分上的电极通过各种电缆连接到监视器的带。在此情况下电极优选地胶合在皮肤上或它们从胸带取得,或根据12个引线以上的ECG的需要优选地实现优选地胶合电极与胸带上的电极组合。

[0074] 对于电极的互连优选地使用从下部电极到上部电极取得的一芯电缆,其中其经修改为两芯电缆以用于容易安装和美观布置,而电缆优选地尽可能薄且具有透明隔离,最终呈身体颜色以便不吸引注意力且不是穿戴的心理障碍。为此目的是帮助优选地在右手上的套管中的电缆的佩戴,所述电缆不可见,因为对于第一ECG曲线有必要将上部电极放置到右肩部。

[0075] 替代地,上部电极通过心脏信号质量的实际测试放置尽可能高,理想地高达肩部或其稍微后方,且下部电极尽可能低且在侧面上,理想地在皮带的水平面上,因此甚至在衬衫的偶发性移除时它们也不会像它们已经放置在胸部上那样可见。在此情况下优选地沿着通过锁扣固定的皮带取得电缆且直到侧面或回到上部电极且由此放置两芯电缆到带上的监视器再次用于在衬衫移除的情况中达到较低可见性。下部电极优选地替代于胶合而放置在悬挂于裤子或裙子的皮带上的卡扣上或仅在其上,且由此按压在身体上以用于与皮肤的较好接触,或替代地下部电极放置在身体上的带上且电缆优选地通过带导引且优选地卡扣佩戴靠近身体上的皮带放置的监视器,且来自电极的电缆从该处与监视器互连因此优选地落下两芯的电缆,因为电缆在此情况中优选地仅导入到监视器中。充分优选地替代地,根据需要更多电极固定在扣环或皮带上。

[0076] 除此以外用作显示器的手表投影关于心脏脉动且优选地无线或以胸带的电缆感测的ECG的信息,其优选地固定在手腕上。

[0077] 为了避免在胸部上的任何电缆通过经由皮带来自下部胶合电极的电缆可能到达信号的前导且稍后在旁边到达肩部区域中的位置,来自上部电极的导体或直接仅到上部探测器通过套管一起导引到手腕上的监视器。

[0078] 替代的胶合探测器是通过服装、橡胶纺织带的柔性部分按压到皮肤的探测器,即也与固定电极结合交叉到皮带,即在柔性金属带上通过橡胶纺织带/皮带按压到身体,因此压力加倍且在受监视人的身体的各种位置中保持与皮肤接触。充分解决探测器在肩部上的附接,即通过橡胶纺织悬带从前面和背面固定到皮带。

[0079] 本发明的下一优点是借助于动态心电图实现在训练期间的个别热身阶段、训练执行阶段和冷却阶段中跟随且指示运动员。而且其实现在训练期间以及在其存储记录之后跟随即时脉动曲线。在训练的组织时优选地选择自动观测的方案,此时教练员将仅按压优选地为开始按钮的控制元件一次,且然后将训练从热身阶段自动带到训练的执行阶段,随后到冷却阶段。在按钮的手动按压的情况中,受训者在热身的开始激活按钮,然后再次在开始时间测量训练的执行部分,随后在训练的执行部分的结束,由此停止测量时间且结束冷却阶段。在到达脉动频率的目标值之后的测量时间的方案中运动员仅在训练的执行阶段中导入目标脉动频率,其中哦那个过在开始激活按钮而不再热身阶段中导入,但优选地给出他的信息的声音指示,指示他尚未达到目标脉动频率且因此也未达到操作温度。当声音信号

停止时,他将优选地通过激活开始按钮而接收到他可开始训练的执行阶段的信息,且停止测量训练时间。在冷却阶段中再次不导入受训者且通过冷却按钮停止记录。

[0080] 在脉动频率的过程的简单图形说明的方案中即时记录脉动频率的过程且同时将立即或随后的信息存储在装置的存储器中或服务器上。这些方案优选地使运动员即时遵循脉动频率的过程或稍后在训练结束之后遵循。

[0081] 原则上运动员在热身阶段中从脉动频率的平静水平增加其脉动频率直到合适的目标值,大多数为个别脉动频率的70%且合适的是在训练的密集执行阶段期间保持。在执行阶段的完成之后合适的是生物负荷以经界定方式再次减小到平静水平。本发明优化此些过程以使得设计指导运动员是否增加或减小负荷。当装置基于运动员或训练员的条目数据时达到此情况,将创建在训练期间即针对全部训练阶段可找到的脉动频率的掩码。掩码优选地是交互式的且运动员可尤其在全个别训练阶段通过按压按钮来影响掩码。

[0082] 掩码的部分存在容限字段,其中应保持理想曲线的偏差,实际脉动频率沿着理想曲线会在时间上移动。在超出容限字段之后运动员将通常得到是否低于或高于限制的声学警报。容限字段的宽度也是可调整的。

[0083] 指示的方法也适合于监视在医生推荐的身体活动期间心肌的心跳频率,所述身体活动是抵抗心脏和血管疾病的最佳预防性措施之一。主要其涉及在心脏频率的连续监视条件下的动态体育,例如跑步、游泳、骑车。而且在这些活动的情况中是类似于运动员训练的情况中的脉动频率的过程,但在肌肉的变暖时具有实质上较低负荷,锻炼的主要部分也在结束时包含采取呼吸和随后的放松。

[0084] 装置提供各种图示,即作为针对规划或当前训练设定的掩码的整个形状因此其实际部分也在显示器上移动图片时呈动态方案中的所需细节。

[0085] 任选的可能性是开始投影的时间辨别的设定的改变。

[0086] 运动员任选地影响例如训练的各种评估阶段以更早开始所述阶段,或根据短暂情形相反地推迟。

[0087] 例如他在热身阶段尚未跟随装置,他仅指示他达到所需的脉动频率,然后他将按压按钮用于开始训练的执行阶段,在此阶段的结束中类似。

[0088] 为了进一步说明,在显示器上还以选定时间标度显示脉动频率的过程,其方式为使得可能区分个别脉冲且随后也区分优选地以图形方式标记的心律不齐脉冲。数字说明个别脉冲,清楚地给出监视不规则脉冲且在不规则的情况下标记的可能性。不规则脉冲是超过在设定脉冲数目内测得的平均脉冲的偏差的可调整限制的脉冲。优选地同时按标度和/或口头地说明心律不齐,其中心律不齐水平是不规则脉冲占脉冲总数的%,按个别程度和/或百分比规则地划分。优选地它们指示心律不齐的百分比从零到百分之百,此时百分之百是不规则脉冲的百分之百。优选地它们还指示心律不齐的程度,例如不规则脉冲的1/10百分比意味着从一到十的标度。

[0089] 优选地可能在一些装置的显示器上显示动态心电图,其实时含有在训练期间也稍后来自记录的数据,具有脉动频率的设定时间轴线浮动曲线图的可能性,其在方向上从显示器的右侧移位到左边而开始,移位到显示器的左端而消失。其以实际时间值投影。在显示单元或监视器的显示器上放入投影的上部部分且绘制实时脉动频率的过程的优选最后30秒的可调整的时间间隔。每个垂直片段的位置说明对应个别心脏脉冲的发生时刻和与其脉

动频率对应的水平。

[0090] 除此以外在心律不齐脉冲的检测时连续地监视心律不齐的每次出现,其优选地以对应垂直片段的不同厚度和颜色绘制。进一步通过列且通过心律不齐水平的口头指示以图形方式绘制心律不齐的值,如以下程度中指示:“无”(未检测到心律不齐),由列标记的进一步程度“低”和“轻微”,程度“中等”,以及程度“高”和“极高”。优选地是脉动频率的数值投影实际值,例如每分钟82度,且显示器上连续地是在训练期间数值标记的时间数据。优选地通过大体上标记的大的圆形按钮控制训练的评估,且其标注说明在取决于当前应用对其按压之后将发生什么,优选地为“开始”、“暂停”、“停止”等。放置在显示器的下部部分中的脉动频率的固定曲线图以时间间隔的标记绘制在整个训练期间的脉动频率的过程。在开始之前用户有可能做出训练监视方案的选择。自动监视的方案是使用预设参数而无需其校正,而在某些时刻中插入实际上测得值作为脉动频率的值。自动监视的方案可经修改以使得运动员在训练开始之前将使用在训练开始之前的全部或仅选定预设参数的改变的可能性。通过按压电子装置面板上的具有开始功能的按钮(在按压之后通知并且因此功能改变为暂停),训练开始且给出短暂蜂鸣声。浮动曲线图将连续地经移位,这将使得能够以良好辨别显示最后30秒的脉动频率的值。放置在图片的下部部分中的脉动频率的固定曲线图将绘制在整个训练期间记录的脉动频率的值。在训练开始之后将增长脉动频率的值直到到达区的结束。在此时刻用户的实际脉动频率将到达目标脉动频率的最佳值且训练到达进一步区且此阶段将由短蜂鸣声用信号表示。在区结束时训练的负荷部分结束之后,用户来到其它区,再次由短蜂鸣声声学地用信号表示转变。在此区中用户将减少跑步的节奏且他的脉动频率的实际值将下降直到到达开始之前的原始脉动频率值且因此也是区的结束。

[0091] 在脉动频率的过程的曲线图上可见在训练期间超出作为容限字段偏差的设定限制发生的时刻。

[0092] 脉动频率的过程的曲线图是浮动的且使得运动员能够每当在时间轴上的各种标度的训练阶段时通过放置标度改变或曲线图移位而进行跟随。

[0093] 当标度放置在时间轴上其方式为使得可显示整个训练时,曲线图将为固定的,曲线图中仅改变脉动频率的短暂值,标度将保持固定。

[0094] 投影可通过“暂停”功能而停止且以“继续”功能重新开始,最终通过“停止”功能结束。

[0095] 表征受监视人的心脏搏动的曲线由动态心电图的显示器显示,所述显示器优选地为控制模块或显示模块或评估块的部分。优点是脉动频率曲线和心律不齐发生数目的曲线和表达受监视人的心律不齐脉冲发生数目的规则脉冲的同时投影。从平均脉动的偏差的上限的曲线和从平均脉动的偏差的下限的曲线是用于确定心律不齐的规则脉冲的限制曲线。显示器上所显示的上部条绘制两行文本消息,下部条绘制时间轴。在显示器的上部部分中放置作为点的连接而产生的脉动曲线,其绘制在脉动值的片段上逐个地显示的脉动值,其位置在时间轴上指示确定脉动值的时刻且其高度指示脉冲的值。表达心律不齐脉冲发生数目的心律不齐的程度在所指示情况中以平均脉冲的使用来规定,其被计算为任选数目(优选地为三个)的先前脉冲的值的平均值。由此曲线导出从平均脉冲的偏差的上限的曲线,优选地对应于针对任选数目的脉冲增加的平均脉冲曲线的值,优选地对应于针对任选数目的脉冲增加的平均脉动曲线的值,优选地为10个脉冲,且类似地从平均脉动的偏差的下限的

曲线优选地对应于针对任选数目的脉冲减小的平均脉动曲线的值,优选地为10个脉冲。如果由脉冲曲线表达的脉冲的实际值偏离由从平均脉冲的偏差的上限的曲线和从平均脉冲的偏差的下限的曲线设定的限制,那么检测到心律不齐的发生。心律不齐发生数目和规则的曲线优选地具有10个程度(0到10),而第10程度是最高的。心律不齐发生数目和规则脉冲12的曲线连接未显示的心律不齐的程度条。心律不齐的初始程度是0。在心律不齐脉冲发生的检测时,心律不齐发生数目和规则脉冲的曲线优选地针对每个心律不齐脉冲增加一个程度。如果在未检测到心律不齐实际脉动发生的情况中,则将心律不齐发生数目和规则脉冲的曲线减小一个程度或替代地为0。心律不齐的时间过程描绘心律不齐发生数目和规则脉冲的曲线,放置在曲线的投影的下部部分中。心律不齐的标度具有对应于百分比的片段上的划分,即例如10个片段,即1个片段对应于10%的心律不齐。Y轴上通过连续地实现的心律不齐发生数目和规则曲线绘制心律不齐的值。针对心律不齐发生数目和规则脉冲的曲线的X轴上绘制的时间标度与脉动曲线是共同的。与所选时间段相关的心律不齐的值可以若干方式表达。优选地30秒的时间段的心律不齐的数值在显示器的上部部分中显示,其中从10%心律不齐脉冲取得的具有心律不齐的4.2度的指示则意味着42%心律不齐的发生,其为在评估时间段中检测到心律不齐的脉冲数目与脉冲总数的固定感知关系。在评估时间段中脉动的值和由脉动曲线描绘的时间在时间轴上表达为每分钟脉冲的数目,其放置在下部条上,具有实时的标记指示。脉动的实际值是对在描绘先前时间间隔中的实际脉冲的一般心脏信号监视器中产生的脉动值片段的时间距离而计算。通过时间间隔的数目固定时间,优选地具有由时间标记描绘的10秒的距离。为了增加辨别,通过颜色区分脉动值和时间标记的片段。每当在超出预先选择的限制的情况中和/或在设定时间间隔中自动地优选地触摸和/或自动使用按钮时,整个或部分脉动过程、心律不齐或ECG的存储到装置的存储器中是可能的。设定包含实际曲线还有数据的选择且其投影方式优选地控制形成于显示器上的触摸按钮的群组的数目,标记和功能是取决于实际设定的改变主题。另外的按钮可具有各种功能。例如用于夜间和白天的声学警报的音量是通过按钮来改变。显示器的亮度可能通过按钮M而改变。脉动的曲线可能通过按钮而垂直地移位。另外的按钮远程控制附接的检测装置的电子元件中的滤波器群组的设定改变。按钮I-/II控制曲线的连续投影的停止和重新启动。按钮H+/H-控制脉冲曲线的水平标度的增加/减小。

[0096] 实际脉动的坐标的读取是容易的。右侧脉冲曲线的开始描绘实际时间中的脉冲的实际值且其距显示器的右边边缘若干毫米放置使得容易读取其坐标。在每个下一脉冲的评估之后脉动的显示的曲线向左经移位一个脉冲且在位置上显示其值。同时心律不齐发生数目和规则脉冲的曲线也经移位且完成。

[0097] 心律不齐的表达优选地以文字或通过列曲线图而为简单的。对于定向表达可能使用心律不齐的口头描述且存在若干群组的值划分,优选地为无、低、轻微、中等、高和极高,且类似地可能使用心律不齐的描述还用于心律不齐的定向列曲线图的若干各种高度。

[0098] 脉动平均的曲线是对尚未显示的先前脉冲的所选数目计算且是对脉冲曲线计算。从平均脉动的偏差的上限的曲线和从平均脉动的偏差的下限的曲线是用于确定心律不齐的规则脉冲的限制曲线。

[0099] 外部干扰滤波器的设定和心律不齐极限值设定的参数是可调整的。

[0100] 按钮N经设定用于提供的唤出或逐渐的供应群组以用于插入投影参数和曲线的评

估。外部干扰的滤波器0、1和2减小外部干扰对脉冲评估的影响。滤波器可能在操作期间通过标记F0的按钮切换,其标记取决于所选滤波器而改变为F1或F2。过滤程度设定标记为每分钟脉冲的“上部边缘”的参数,超出所述参数视为外部干扰所导致的失效。警报状态源并且因此还有超出心律不齐设定限制的信号的释放是由参数以%表达心律不齐的限制值的“心律不齐高”以及计算心律不齐的“持续时间”设定。也可能设定超出限制与声音信号警报释放之间的延迟。还存在可用供应,即用于心律不齐检测的参数的设定和超出后将激活警报阶段的警报的限制的设定。心律不齐的检测使用用于计算平均脉动的值的参数且从导出曲线:从平均脉冲的偏差的上限的曲线和从平均脉冲的偏差的下限的曲线,其设定项目“每X个脉冲的平均脉冲”和“上限和下限”,表达从平均脉冲的偏差的上限的曲线和从平均脉冲的偏差的下限的曲线从由脉冲数目表达的脉冲的所计算的平均值的偏差,例如+/-10或百分比。

[0101] 参数“忽略平均的倍数”在信号的打断所导致的脉冲的异常偏差的评估的情况下限制警报状态的激活。

[0102] 设定提供的剩余项目用于设定警报的进一步限制。

[0103] 脉冲警报的限制设定参数“最小准许脉冲”,例如由指示脉冲值的描绘上的警报脉冲上限的线描绘的40,其下方脉冲减小更多,在项目“高于/低于限制的逐个N个脉冲的警报”中例如N等于3,逐个地脉冲造成警报状态。类似地项目“最大准许脉冲”例如80设定警报上限的警报脉冲的上限的线的位置,其指示脉冲的值,超出N个脉冲(例如N等于3)或逐个地超过作为标记“高于限制/低于限制的逐个地N个脉冲的警报”的第二项目插入的脉冲将造成警报状态。

[0104] 心律不齐的水平在相应实例中的任选限制0.5消失中遵循个别脉冲。心律不齐程度在曲线的投影区域中描绘,且有可能通过脉动显示器的按钮S切换。心律不齐的值的成像使用整个区域或曲线投影。按钮N、S和F0的功能在切换的情况中不改变。与投影的切换同时的还有标记和功能改变以及与先前实例相比的一些其它触摸按钮。通过按压范围按钮可能选择心律不齐程度的时间范围。心律不齐程度下方在所描绘片段中的每一者中还在片段的开始和结束上标记时间。还存在在整个片段期间指示的心律不齐的发生。还将光标描绘为较粗的片段线,其在曲线上直到所关注的地点的位置是通过按钮<>^v而移位。通过按压按钮D,光标经移位到实际时间的地点中,按钮Z增加光标位置中的时间细节。

[0105] 心律不齐程度的成像是由心律不齐的数值形成,所述值未由曲线连接,且在例如8小时的较长时间段的选择的情况中,结构中较紧凑,在心律不齐的个别数值之间不具有间隙且因此光学上产生曲线外观。

[0106] ECG的曲线是5秒的时间范围中的实例。在曲线ECG的背景上说明毫米栅格,其实现减除脉冲振幅的值并且当然还有时间数据。水平和垂直方向中的ECG曲线的投影的标度可能通过形成于显示器上的触摸按钮的按钮群组而改变,且还针对全部进一步指示操作而设定。实际标度例如为25mm/秒。在水平轴和20mm/mV垂直轴上在ECG曲线图的下部侧面上指示。除此以外在ECG曲线的开始上说明校准脉冲,其高度指示通常用于ECG曲线脉冲的振幅评估的标准化电压20mm/mV。每个复杂的QRS上方是优选地由小星形成的脉冲的标记,其指示在一般心脏信号监视器中每个QRS综合波经由脉冲曲线中绘制的脉冲而处置。触摸按钮群组中的触摸按钮实现远程可移动滤波器到心脏信号监视器的切换。可移动滤波器优选地

在平静、行走和跑步方案中设定。用于感测移动中的ECG和脉冲曲线的滤波器使曲线失真以使得难以其得到波“P”。对于平静动态心电图中的未失真曲线的记录以声学方式、通过振动器或在受监视的人进入平静的可调整周期的显示中产生警报信号,且通过标记按钮进行记录且在优选地脉冲或ECG的曲线的情况中通过标记在显示器上描绘标记时间。受监视的人可使用动态心电图也无需警报信号,以便在某些情形或活动中指示时间,例如如果记录已做出、如果他/她未感觉良好或处于增加的负荷。同时话音记录优选地在控制模块上优选地通过按钮起始。优选地在由标记标记的情况中在请求之后即刻重放记录。在方案中暂停优选地可能仅在按压按钮“图像标记”时在标记后行进通过例如ECG或脉冲的记录,优选地始终用于一个进一步标记。为了节省蓄电池的容量,优选地仅在标记的按压时准备记录。

[0107] 在成像中还显示遗失的脉冲,其指示复杂的QRS的检测尚未以正确方式传递并且因此脉冲值的片段的值将不正确地实现,脉冲的曲线中将存在间隙。在复杂的QRS所显示的情况中将另外检测遵循彼此的标记上将辨识的内容,脉冲值的片段的值将不正确地包含且在脉冲曲线上将记录再一个脉冲。

[0108] ECG曲线可与脉冲曲线同时投影,而两者曲线的投影的时间标度不同。用于脉动曲线的投影的时间标度也可更大,其实现遵循脉动曲线的路线。形成ECG光标的矩形的宽度在脉动曲线上标记对应于由ECG曲线所显示的片段长度的时间周期。在方案中当实时成像不发生时的暂停有可能通过在脉动的记录曲线上光标的移动来浏览记录且因此显示所存储的ECG曲线的相应片段。

附图说明

- [0109] 图1绘制动态心电图和组成的基本块、模块和单元的主要原理及其功能。
- [0110] 细节1绘制具有控制模块的胸带的通信的概述。
- [0111] 图2绘制具有最大胸带的动态心电图,优选地在电子元件的单元中具有ECG监视器。
- [0112] 图3绘制不具有ECG监视器的微型胸带的动态心电图。
- [0113] 细节1绘制具有辅助单元模块的控制单元。
- [0114] 图4绘制移动电话到心脏信号监视器的连接以及关于人体的另外数据。
- [0115] 细节1绘制附近合作单元通过移动运营商网络的远程通信。
- [0116] 细节2绘制手腕上的移动电话,其与监视器通信,优选地简化而无备份。
- [0117] 细节3绘制细节2的简化版本,其中连接未备份。
- [0118] 图5绘制具有辅助功能的移动电话,容易移除基本蓄电池而优选地无需中断操作。
- [0119] 图6绘制辅助单元的模块,具有放置于具有辅助功能的移动电话中的控制单元。
- [0120] 图7绘制具有可装卸式辅助装置的移动电话,适合于容易替换基本蓄电池成已充电的蓄电池。
- [0121] 图8绘制用于对标准移动电话的辅助装置的辅助单元的模块。
- [0122] 图9绘制传感器到移动电话的连接。
- [0123] 图10绘制看门狗单元对活动的检测的框图。
- [0124] 图11绘制监视器的显示器上的心脏信号监视器产生的数据投影的实例。
- [0125] 图12绘制胶合电极到移动电话的附接。

- [0126] 图13绘制优选地固定在带上的监视器。
- [0127] 图14绘制胶合电极与胸带上的电极的组合。
- [0128] 图15绘制带上的卡扣的附接和电极的互连。
- [0129] 图16绘制固定于带上的卡扣。
- [0130] 图17绘制直接带到监视器的电缆。
- [0131] 图18绘制通过电缆连接到监视器的电极,所述电缆通过套管导入,因此在胸部上不存在任何电缆或带。
- [0132] 图19绘制电极的放置,无需胶按压在身体上。
- [0133] 图20绘制取决于时间和身体活动的脉动频率值的一般时间过程。
- [0134] 图21绘制在训练期间脉动频率的经测量值的自动监视和评估的实例。
- [0135] 图22绘制所显示曲线图的动态移位。
- [0136] 图23绘制在训练期间手动地开始脉动频率的经测量值的监视和评估的实例。
- [0137] 图24绘制脉动频率增加到目标值所必要的时间的测量。
- [0138] 图25绘制在训练期间在电子装置的显示器上的脉动频率值的投影的实例。
- [0139] 图26绘制在设定限制外的心脏脉动频率的值的偏差的实例。
- [0140] 图27绘制监视器上所显示的曲线图的动态移位的实例,用于增加曲线图成像的时间辨别。
- [0141] 图28绘制在整个训练期间脉动频率的过程的简单图形投影的实例。
- [0142] 图29绘制脉动频率曲线和心律不齐曲线的同时投影的实例。
- [0143] 图30绘制脉动频率和心律不齐的实际值的成像的实例。
- [0144] 图31通过列曲线图和口头方式绘制心律不齐的表达。
- [0145] 图32绘制脉动频率的平均的曲线。
- [0146] 图33绘制外部干扰滤波器的设定和用于开始警报的心律不齐限制的参数的提供。
- [0147] 图34绘制用于唤出警报的脉动频率参数的设定的提供。
- [0148] 图35绘制在二分之一小时周期中监视心律不齐水平的实例。
- [0149] 图36绘制在八小时周期中监视心律不齐水平的实例。
- [0150] 图37绘制在5秒的时间片段中ECG曲线的成像。
- [0151] 图38绘制在15秒的时间片段中ECG曲线的成像。
- [0152] 图39绘制在15秒的时间片段中ECG曲线的成像,具有遗失脉冲的实例。
- [0153] 图40在各种时间标度中绘制ECG和脉动频率的曲线的同时成像的实例。
- [0154] 图41在相同时间标度中绘制ECG和脉动频率的曲线的同时成像的实例。
- [0155] 图42绘制控制模块的放置。
- [0156] 细节1绘制高速公路上的控制模块。
- [0157] 细节2绘制胸带上的控制模块。
- [0158] 细节3绘制钱包中的控制模块。
- [0159] 细节4绘制皮带上的控制模块。
- [0160] 细节5绘制颈部上的控制模块。
- [0161] 细节6绘制缩短的皮带上的控制模块。
- [0162] 图43绘制具有可倾斜电极的控制模块。

- [0163] 细节1绘制具有可倾斜电极的控制模块。
- [0164] 图44绘制点击的动态心电图中的控制模块。
- [0165] 图45绘制滑动的动态心电图中的控制模块。
- [0166] 图46绘制具有按钮的控制模块。
- [0167] 图47绘制储存机构中的控制模块。
- [0168] 细节1绘制插入的控制模块。
- [0169] 细节2绘制滑出的控制模块。
- [0170] 细节3绘制移除的控制模块。
- [0171] 图48绘制具有弹簧的动态心电图中的控制模块。
- [0172] 图49绘制具有移动电话的控制模块。
- [0173] 细节1绘制具有另外单元的控制模块。
- [0174] 细节2绘制具有可装卸式蓄电池的控制模块。
- [0175] 图50绘制具有滑出滑动垫木的控制模块。
- [0176] 细节1绘制控制模块的滑出,具有控制模块的辅助装置。
- [0177] 细节2绘制控制模块的滑出。
- [0178] 细节3绘制滑出控制模块。

具体实施方式

[0179] 图1清楚地表示在一些实施例的实例中使用的动态心电图351的主要原理,大体上,其为在动态心电图装置用于长期记录心跳及其评估的医疗实践中使用的简化名称。呈现其部分,例如编写动态心电图351的块、模块和单元,且描述其功能。动态心电图351大体上优选地配备有对于所选功能和模式所必要的且根据动态心电图的应用而不同的部分。动态心电图的基本功能是下载、处理且存储心脏信号,且将所述信号递送到由常规控制模块357或/和显示模块378和/或评估块359组成的所选评估和成像装置936中。

[0180] 基本功能是常规动态心电图351优选地由用于基本功能的动态心电图351'组成,带有具有基本配备的心脏信号监视器349",即具有由SD图表组成的存储器,其适合于将数据下载到优选地由PC 889,839组成的评估装置936中。优选地由位于自身上的按钮控制的心脏信号监视器349"优选地放置在常规胸带749'上,所述胸带优选地配备有胸带的接触区域224,其制作用于心脏信号感测的电极,或具有外部电极143'。对于从存储器或即时的操作显示且对于细节中的控制,动态心电图351"扩展且优选地由用于与优选地由常规控制单元753组成的控制模块357通信的动态心电图351"构成,所述常规控制单元配备有动态心电图的显示元件,优选地由控制模块的显示器134组成,优选地位于控制模块的手环371上。

[0181] 对于细节I中的局部显示,常规动态心电图351扩展且优选地由用于在靠近的合作单元之间通信的动态心电图351"形成,优选地具有成像模块358和动态心电图的成像元件1且以与显示器134相比更大的成像显示器134'组成。

[0182] 对于长距离显示,动态心电图351扩展且优选地由用于在远程合作单元之间通信的动态心电图351"组成,优选地具有成像单元1动态心电图的评估块359,优选地由内部包含的显示单元形成。动态心电图351的块、模块和单元具有用于相互通信、成像和评估的动态心电图的软件,且结果优选地从存储器或即时在动态心电图配备的显示器上的显示元件

1动态心电图上成像。

[0183] 常规控制模块357优选地控制常规心脏信号监视器349”，所述心脏信号监视器例如远程放置在胸带749”上或原位放置在例如控制模块357中。即其控制用于针对不同呼吸活动(例如休息、行走、跑步等)应用动态心电图的滤波器，以便所得的曲线不受这些活动影响且失真。滤波器优选地在“前端”单元ECG 362中为模拟的，或是心脏信号的常规监视器349””的控制单元中处理的软件。举例来说进一步选择例如ECG、心率脉冲等一些数据的类型。

[0184] 心脏信号监视器优选地配备有适当部分用于执行如进一步所描述的任务，且对于未指定的常规装配提到常规心脏脉冲监视器349”，且类似于具有常规装置任何选定部分属性的其它单元。

[0185] 常规胸带749’具有形成放置在其上的用于感测心脏搏动的电极的接触区域224，且优选地进一步具有外部电极143’，例如胶合电极，其在当需要多引线ECG时的情况中使用，常规胸带749’上的常规接触区域224不实现此情形。

[0186] 常规胸带749’检测心脏脉冲，其在常规心脏信号监视器349”’中处理，所述常规心脏信号监视器优选地借助于蓝牙与由常规控制单元753组成的常规控制模块357无线连接，其中所述常规心脏信号监视器以数字形式进行发送。其经处理以用于在控制单元的显示器370上成像。常规控制模块357优选地放置在控制单元的手环371上且在空间方面小于标准移动电话，以便舒适地携带于手腕上，还适当地具有控制单元的较小显示器370，其适合于瞬时观看数据和曲线。常规控制模块357优选地借助于蓝牙与优选地由移动电话100组成的成像模块358无线连接，其中数据和曲线详细可见。关于评估块359，其优选地由服务器806组成且是借助于移动运营商898和/或WIFI连接的常规控制模块357。在优选地借助于连接360与服务器806连接的参与者的PC839’的显示器上优选地是监视器349”’中处理de动态心电图的成像数据，优选地具有成像ECG、成曲线的心律不齐或心律不齐的程度和/或在确定的时间间隔中脉冲总数中的不规则脉冲的百分比、变化率、具有针对规则脉冲的限制的曲线的心脏脉冲的曲线，以及其它数据和曲线。运营商的PC 839优选地也连接到服务器836。优选地从常规控制模块357和/或显示模块358控制常规胸带749’。在超出预设数据限制时，常规动态心电图351从选定单元发送警报音调，其可易于通过按钮复位111而取消，否则将超过限制的数据发送到评估块中。常规控制模块357优选地还控制标准成像358中的标准移动电话100且从其下载数据并显示例如呼叫人的电话号码，且适合于接收到标准移动电话100的优选显示的电话呼叫或SMS。因此动态心电图变成可能通用的，以还确保标准移动电话的电话和数据操作。常规控制单元753优选地配备有控制单元372的按钮，借此与常规心脏信号监视器349”’联合地控制。替代地从控制单元的触摸显示器370实现控制。控制单元753还配备有应急按钮110用于在紧急情况中的警报起始。

[0187] 细节1展示具备常规监视器349’的常规胸带749’的通信的实例调查，所述常规监视器具有控制模块357和显示模块358。常规控制模块357优选地由常规控制单元753或经调适移动电话100’或标准移动电话100的辅助装置104组成，所述辅助装置优选地在控制单元的手环371上具有较小大小以用于紧急情况观看数据、曲线和其它量。

[0188] 其优选地借助于无线连接1000与具备用于成像细节的较大显示器的显示模块358通信。成像模块优选地由例如移动电话100或平板计算机373和/或PC 889等标准装置组成。

[0189] 常规控制模块357是独立的且不需要用于常规胸带749'和成像的控制的另外单元。在此情况下具备充分大的显示器370用于同时成像更多曲线图且不在手环上以用于实现较详细信息。

[0190] 成像模块358还替代地在无需常规控制单元357的情况下作为控制独立地工作,且优选地通过动态心电图的无线链路1000直接与常规胸带749'通信。在成像模块358由标准移动电话100或平板计算机373形成的情况中,尤其当在移动电话100或平板计算机373的软件的后台上处理数据时,优选使用具有图2上呈现的心率监视器的最大胸带749",其中信号经复杂处理且仅成像和控制成像模块358。替代地在成像模块358中处理数据,但在常规胸带749'上的监视器349"中处理较少数据,较不准确的是由标准装置组成的模块358的结果,因为其它程序同时经处理,举例来说用于电话呼叫的标准移动电话100以及具有当前优先级的另外应用。

[0191] 控制模块357和成像模块358彼此相互控制,且显示和成像模块358优选地适合于控制常规胸带749'。常规控制模块优选地以操作方式显示尤其当由标准移动电话100组成时来自成像模块358的数据,举例来说来自电话呼叫和SMS的数据,其可接管且可实现电话呼叫或显示SMS。

[0192] 图2呈现具有最大胸带749"的动态心电图351,其具有心率监视器349"和传感器,所述传感器用于处理模拟心脏信号且优选地处理来自传感器361的信号和数据,其在心脏信号的"前端"单元362和"前端"单元362传感器中处理且之后在心脏信号传感器监视器349"中数字化处理,从该处胸带的通信单元275'将其无线发送到微型控制模块357',所述微型控制模块优选地由优选地具有触摸显示器363的微型控制模块753"组成。通信单元275"接收呈数字形式的数据且将其传递到控制单元365,所述控制单元处理所述数据且从触摸显示器363控制具有心率监视器的最大胸带749"。

[0193] 通信单元275'和通信单元275"优选地与由移动电话100和/或平板计算机373和/或PC 889组成的成像模块358通信,且优选地通过移动运营商898的网络和/或WIFI 131也与由服务器806、运营商的PC 839和参与者的PC 839组成的评估块359通信。

[0194] 在具有心脏信号的监视器的最大胸带749"中,放置用于心脏信号监视器349"和传感器的数据记录的可装卸式SD存储器图表SD 888,所述数据记录容易下载到评估块359的参与者的PC839'或PC 859中且显示所述数据记录。

[0195] 图3表示具有无心脏信号监视器的微型胸带749"的常规动态心电图351,其中心脏信号且优选地来自传感器361的信号在心脏信号的"前端"单元362和传感器的"前端"单元362'中处理,且导向数字化单元366,从该处所述信号作为数字数据无线地发送,优选地通过蓝牙从通信单元275'发送到放置在优选由最大控制单元753'组成的最大控制模块357"中的最大控制模块357'中的合作通信单元275",优选地具有显示器363和心脏信号以及心脏信号和传感器监视器349"。此处引导心脏信号和/或来自传感器的信号在心脏信号的"前端"单元362a和"前端"362'中处理且随后在心脏信号的监视器349"和传感器中处理且在控制单元和微处理器中经处理。在最大控制单元753'中还放置可装卸式SD图表888,用于重放心脏信号的监视器349"数据和传感器数据到显示模块359中的PC 839'中。

[0196] 细节1展示控制单元753" ,其优选地含有辅助单元410的模块、心脏信号监视器349'且实现监视心脏信号及其经调适的量。控制单元365,控制单元与辅助单元的410的模

块的控制单元736数据连接。

[0197] 图4说明自给自足的心脏信号监视器349及其借助于优选地通过蓝牙或ANT实现的无线连接882与靠近的合作单元901的通信。还展示控制单元753和/或移动电话100'和/或辅助装置104与标准移动电话100链接到放置在胸带749上的自给自足的心率监视器349,感测且评估生理和生物电信号,所述信号处理成数值或心脏脉冲,具有心律不齐的限制曲线和/或心律不齐和/或变化率和/或ECG曲线和/或关于人体的另外细节,在胸带749上具有成对的接触区域224和/或接触区域224',优选地在此放置电极143,所述电极是胶合的或另外符合要求,适合于连续感测生物电信号。自给自足的心脏信号监视器349经修改以用于单独操作,且完全充当动态心电图351而无需连接其它单元,而这些单元可根据需要而连接。

[0198] 自给自足的心脏信号监视器349尤其含有复位按钮111、紧急按钮110、无线通信单元707'、比较单元750,且借助于5.5kHz无线连接851'或2.4GHz无线连接852'通信以用于与具备时钟控制单元884、手环936的时钟416通信。

[0199] 监视器优选地借助于无线连接882与移动电话通信,所述无线连接优选地具备频带5.5kHz中的脉冲接收器843用于接收心跳的信号。来自接触区域224的所感测的生理和生物电信号被引导到控制单元736中,所述控制单元评估信号且如果信号超过预设限制,那么发送声学警告信号745或通过一些靠近的合作单元901,监视器349替代地适合于备份操作,且优选地从两个接触区域224和224'扫描生理和生物电信号且优选地引导到两个独立控制单元736和736'中,其确保独立处理且优选地连续地比较结果。在不同结果的情况中或在超出预设限制的情况中,优选地在扬声器、压电转换器或振动器744上或经由优选地由经调适移动电话100'或辅助装置104与标准移动电话、控制单元753组成的合作单元通过无线连接882触发警报声学信号,且在可选时间中未以复位按钮111取消警告信号的情况中,则胸带或可选单元在另外的参与者处以PC 889或通过标准移动电话100将警报发送到优选地由服务器和/或其它合适的装置组成的可选远程单元中。

[0200] 来自至少一个控制736、736'的结果优选地通过无线连接882传送到图形和数字处理且成像到标准移动电话的靠近合作单元901中和/或辅助装置104中的辅助装置的模块410,所述辅助装置与移动电话100和/或手表416和/或PC 889和/或优选地在手环上的成像和控制单元753连接和/或此外,无线连接882优选地由蓝牙和/或低功耗蓝牙和/或无线连接2.4GHz或无线连接5.5kHz和/或ANT和/或WIFI组成,而所提到的单元上的图像883优选地包括心律不齐和/或变化率和/或脉冲的值和/或另外的健康值,带有具有数值的适当曲线,优选地为ECG,优选地在控制单元736、736'中从心脏信号评估且处理且在显示单元中适当地进一步经处理以用于显示。

[0201] 下一替代方案是,在一个控制单元(例如控制单元736)中获得的结果通过一个通信信道传送,而无需到辅助单元的模块410'的无线连接882、优选地到由蓝牙单元847组成的无线通信707'的单元的无线连接的帮助,且在第二控制单元736'中获得的结果举例来说通过第二通道传送到移动电话100,优选地传送到优选地由蓝牙单元847组成的无线通信单元707,且随后优选地在辅助装置104的辅助单元410'的模块中和/或在移动电话100中比较两者的结果,且优选地独立地显示结果且在不同结果的情况中初始化警报信号。替代地,在一些单元中单独地使用两个通道的信号而无需比较作为备用,因为对于当其中的一者无效或在简化操作中时的情况,仅使用一个通道且仅此通道进行且显示。替代地,优选地使用导

向两个控制单元736和736'的仅一对接触区域224因此备份仅从其开始。监视器349优选地连同描述的可接触单元、即移动电话100和/或适合于全备份、处理和显示生理和生物电信号的辅助装置104,所述信号优选地为脉冲ECG、心律不齐和来自接触区域224、224'电极143的其它信号的曲线和值,以两个通道的成像进行显示,且全部系统加倍,而具有显示器移动电话100以具有显示器887的辅助装置104加倍,或移动电话100'以模块410和独立地工作的移动电话的电子元件833加倍,或在具有两个或两个以上独立地工作的微处理器的模块410中加倍,或是仅部分地替代备份的系统,其中其部分加倍,或未备份且监视器349仅配备一对接触区域224和一个控制单元736。

[0202] 控制单元753优选固定在手环936上且含有按钮927、用于处理且显示数据且优选地显示包含ECG的适当曲线的显示器754,且其除处理和显示外还经设计用于心脏信号控制的监视器349且形成独立工作单元而无需另外单元。小控制单元753适合于对于监视器349的控制所必要的功能,且优选地还有另外的靠近单元用于简单成像,与针对较准确成像设计的移动电话100、100'相反。

[0203] 当所评估参数的值超过一些选定限制时,通过振动器744和/或优选地为心脏信号监视器349中的扬声器或压电转换器的声学信号源745和/或根据优选地在一些靠近的合作单元中的选择触发警报。在当在预设时间间隔内未通过监视器349上的复位按钮111或另外的靠近合作单元901取消警报信号时,系统发送关闭警报,其优选地作为数据或话音自动传送到远程单元902、监督中心899或另外的PC 839。

[0204] 无移动电话100'的自给自足的单独的的心脏信号监视器349或具有移动电话100的辅助装置104优选地由按钮885、927、926控制和/或此外,所提到的信号在其控制单元中进行,其在超出限制的情况中触发警报信号745产生或借助于振动器744的振动。在当在预先可设定的时间周期内未通过复位按钮111取消警报信号时的情况中,监视器349通过移动运营商898的网络发送关闭警报到远程合作单元902。警报信号是可设定的且优选地经译码,其告知警报的种类和警报的原因。心脏信号监视器349的设定功能优选地通过心率监视器349上的控制按钮885完成而无需连接另外的装置或控制单元753,或举例来说移动电话100、100'。在此情况下监视器349借助于如上所提到的扬声器694或声学转换器853通过话音信号告知用户测得的量。

[0205] 在连接辅助装置104的情况中,在辅助装置的按钮138或触摸显示器887上执行控制,其优选地在显示器887上显示曲线和量,优选地独立地在移动电话100上以用于显示器上的并行成像,用于显示器887'上的并行成像和/或备份。

[0206] 心脏信号监视器349含有优选的显示器865,其显示数值和/或曲线用于成像最重要的表述,优选地为心律不齐、心率、心脏脉冲的数值或条形图,具有ECG的心律不齐脉冲、变化率和另外数据的限制,和/或用于同时控制和显示所提到的值和曲线的触摸显示器。

[0207] 心脏信号监视器349优选地含有看门狗734,其观看其恰当活动且如图12所描述在当控制单元736和/或控制单元736'失效时的情况中触发警报,且不发送“刷新信号”。心率监视器349优选地监督移动电话100'和/或辅助装置104和/或移动电话100'和/或控制单元753和/或体育手表416以及另外单元的规则活动,因此所提到的单元在无线882上发送任意的代码或有序任务的结果(优选地为数学的)到心率监视器349。在所述代码或结果正确的情况中,控制单元736和/或736'发送“刷新信号”到看门狗734。如果刷新信号未在恰当时间

中出现或不正确,那么监视器349不发送“刷新信号”,且在看门狗734'中初始化警报。替代地,在当接收到不当代码时的情况中监视器349独立于看门狗734触发警报。信号灯931和/或声学或振动警报的类型指示警报的原因。除此之外信号灯还可提供电池电荷、心脏脉冲的信息和另外的信息。

[0208] 优选地为可装卸式的存储器SD图表888优选地存储来自心率监视器349的数据,所述数据可优选地重定位或借助无线连接882或借助于连接890的USB连接传送到PC 889或其它合适的装置中。以此方式监视器349经修改以用作“动态心电图”,其优点在于在显示器460、887、754上的连续监视且同时即时评估以及关于心脏脉冲和/或心律不齐和/或变化率和/或ECG的另外信息。替代于存储器图表SD 888,在监视器349中可使用辅助装置或移动电话100中或移动电话100'中的SD图表888'。

[0209] 监视器349优选地放置在胸带749上或胸带外,其优选地在手腕上的手环上或在辅助单元410的模块中,例如移动电话100'或辅助单元的模块410',例如辅助装置104或在控制单元中。

[0210] 优选地胶合的电极143 ECG以电缆267以足够的量连接到心脏信号监视器349因此ECG将适用于以备份数据测量从1个直到12个电极。

[0211] 到例如服务器806等远程单元的连接优选地借助于移动运营商898的网络实现。对服务器的接入优选地具有监督中心899和参与者的PC 839。通过移动运营商的网络的连接具有优选地用于数据备份的辅助装置104和移动电话100。

[0212] 替代地,系统903移动电话100替代地具有辅助装置104或同时使用移动电话100',其具有与系统903相同的功能且完全将其代替。系统903的优点在于,辅助装置104是可装卸式的且在需要的情况中应用,且通过这种辅助装置104,其功能满足临时需要在配备中优选地具有来自辅助装置104的集合的可选传感器,因此移动电话仅在需要的情况中以可选功能扩展,这意味着移动电话100在大小方面较小且较便宜。辅助装置104含有从移动电话100可装卸式的模块410',而在移动电话100'中是稳固地安装的模块410。移动电话100中还含有移动电话100'的电子元件833,与移动电话的电子元件833'具有相同功能,具有移动电话100的辅助装置104含有放置在模块410、410'中的无线通信707的单元,其优选地由蓝牙或ANT单元847组成以用于靠近的合作单元901的通信。

[0213] 细节1展示通过移动运营商898的网络、靠近的合作单元的通信,所述合作单元优选地为监视器349、移动电话100'、具有辅助装置104的移动电话100和具有远程合作单元902的控制单元753,优选地具有与运营商的PC 262连接的存储信息的服务器806,而信息也可用于另外的远程合作单元902,例如经授权成员的PC 839,举例来说医疗工作人员亲属和他人以及监督中心。提到的通信由通信单元275借助于运营商网络通过用于数据和/或话音通信的部分来实现。替代地,远程部件902、即PC 889和PC 839通过因特网连接。

[0214] 细节2呈现优选地由优选地位于成像模块358中在手腕上的带298上的较小大小的移动电话100'形成的控制模块357,而移动电话100'与监视器349或监视器349'通信,其优选地简化而无备份能力。为了备份,移动电话100'优选地借助于到移动电话的也具有电子元件833的模块410的无线连接882在两个通道上与监视器349通信。备份通信替代地可改为与模块410通信且移动电话的电子元件833仅以模块410实现,其中无线连接882'的第二通道优选地由模块410的控制单元736中的第二微处理器处理。较小大小的带298上的移动电

话100'在模块410的控制单元736'中处理数据,其与移动电话的控制单元736分离,可靠地工作且优选地提供较大大小的标准电话100的数据,其确保在带298上的移动装置100'的较大显示器上的详细成像。

[0215] 优选地在手腕上的移动电话100'上以操作方式在较小显示器460'上进行瞬时预览,且在移动电话100中优选地在较大显示器上详细查看,这当放在口袋中时不是瞬时的。带298上的移动电话100'确保通过单独控制单元736的数据处理的可靠性以及显示器460上的瞬时预览,而移动电话100'具有较小大小以用于携带于手腕上和瞬时预览。具有全部细节的成像确保较大的移动电话100。移动装置100'即使未连接也独立于移动电话而工作。在仅在无线连接882的一个通道上无存储的通信的情况中,替代于监视器349,在经济实施例中使用简化的监视器349',其不适合于备份,更简单且具有功率消耗的优点。

[0216] 优选地放置在手环298上的移动电话100'显示提示预览以及来自大多数放置在口袋中的移动电话100的任选数据的图像,所述数据例如优选地挑选的关于传入呼叫或SMS的数据。对于所描述的与监视器349、349'的通信,控制模块357而不是移动电话100'替代地由具有辅助装置104和移动电话100或控制单元753的系统903组成。

[0217] 在优选地由移动电话100组成的成像模块357的连接的情况中,从低成本和尺寸原因来看,100'或控制单元753或系统903优选地不配备有用于在移动运营商的网络中的通信的部分,其使用优选地带有显示模块357的移动电话100。

[0218] 细节3呈现细节2的简化版本,其中优选地定位于胸带749上的监视器349、349'与优选地具有模块410、410'的移动电话100'或系统903或控制单元753之间借助于无线连接882的连接未备份,且来自移动电话100'或系统903或控制单元751的电子元件833和833'的数据发送到移动电话100用于高分辨率显示。

[0219] 细节4从侧面介绍用于移除基本蓄电池的机制782,举例来说借助于门694在移动电话的带298上的移动电话100'处,所述门推动基本蓄电池129到接触件307和锁。

[0220] 在图5上显示具有辅助功能的移动电话100',其具有用于基本蓄电池129的更换的机构272机构和用于实现辅助功能所必要的辅助模块的块152,即容易撤出基本蓄电池而不需要移除移动电话或辅助装置的后盖而优选地无需中断操作,且优点在于在移动电话的电子元件833的单元上在辅助模块的块152中进行独立的数据和应用程序处理,且优选地在独立于移动电话460的显示器的辅助的显示器506上和/或移动电话的电子元件的屏幕的一部分(分屏)508"上显示结果,和/或替代地随后从移动电话的电子元件833且随后从移动电话的辅助单元410的模块在移动电话的显示器460上显示。接口508将两个部分成分屏。在图5上是具有辅助功能的移动电话100",具有用于基本蓄电池129更换的机构782和用于实现这些辅助功能的辅助模块的块152,即容易撤出基本蓄电池而不需要打开移动电话或辅助装置的后盖而优选地无需中断操作,且优选地在移动电话的电子元件833的单元上在辅助模块的块152中进行独立的数据和应用程序处理,且结果优选地在506上和在移动电话的显示器460上和/或在单元的分屏模块508"上显示,且来自移动电话的电子元件833的结果在移动电话的分屏508'电子元件的一部分上和/或替代地随后显示,从移动电话的电子元件833且随后从移动电话的辅助单元的模块410在移动电话的显示器460上显示。接口508将此屏幕分成两个部分。

[0221] 在细节1上是移动电话100'由具有辅助功能的部分组成,呈现移动电话的电子元

件833与控制单元736与移动电话的电子元件的微处理器,具有倾斜壳体118的用于辅助蓄电池的更换的机构782',门673的锁以及用于蓄电池的连接的接触件307,以及辅助模块的块152,包括供应移动电话的电子元件的模块715,优选地通过桥接蓄电池688和移动电话的辅助单元的模块410与具有单元的微处理器互连的控制单元736而得到的桥接能量源836是以数据连接507和能量连接507'实行。替代地存在固定到移动电话100'的带298,其在手腕上产生用于固定移动电话的手环。桥接蓄电池688相比于基本蓄电池129大小较小,因为其确保在基本蓄电池129更换期间的仅短时中移动电话100'的操作。基本蓄电池129具有较高安培-小时容量且大于桥接蓄电池688,确保移动电话100'的操作且在操作期间与一个充电器交换,通过供应模块715为移动电话的电子元件833和辅助单元的模块410供电的桥接能量源836在蓄电池更换期间为移动电话供电。为了节省优选地通过桥接蓄电池688得到的桥接能量源836的空间,优选地对于在基本蓄电池129更换期间通过连接器102和充电电缆256递送桥接能量,与充电器755或模块化充电器755'或图片上未提到的外部桥接能量源836'连接,或优选地代替桥接能量886的情况,其可优选地代替桥接能量源836。替代于放置在用于辅助蓄电池更换的机构782'中的内部桥接能量源极836"优选地使用外部桥接电缆256和连接器102的外部源836'。在此情况下可跳过桥接蓄电池688。

[0222] 辅助单元的模块410和电子元件833与外部装置154、154'的数据连接优选地借助于优选地通过蓝牙确保的无线链路153或通过用于模块410的数据连接且通过用于移动电话的电子元件的数据连接的数据连接507'实现。移动电话的电子元件833的单元上的辅助模块的块152的独立数据处理是通过将至少一个微处理器放入辅助模块的块152中的辅助单元的模块410中的控制单元736'中而实行,其独立于移动电话的控制单元736中的微处理器而工作,其通过独立无线链路153或通过用于也独立地工作的移动电话的电子元件833的连接器691上的独立连接器691'连接的数据而通信。独立地工作的微处理器替代地放置于移动电话的电子元件的控制单元736中。替代地还将独立地工作的微处理器放置到移动电话的控制单元736的多核心微处理器的芯片,优选地作为核心中的一者,其不受其余核心影响,不会影响其独立性和可靠性。

[0223] 图6呈现优选地由移动电话组成的辅助单元的模块410,其含有无线通信单元707和/或蓝牙和/或ANT和/或WiFi和/或移动运营商的网络和其它适当无线媒体,进一步含有辅助单元的模块410,其包括看门狗734,所述看门狗在移动电话100'、位置检测单元735(优选地为加速度计或陀螺仪)、具有至少一个微处理器的控制单元736的故障的情况下产生警报信号,所述微处理器适于独立于移动电话100'的微处理器而工作且经修改以用于不仅是在移动电话的电子元件833中处理的应用程序的独立且同时的处理,而且用于关于健康和体育的其它应用程序,辅助单元的模块410进一步含有脉冲5.5kHz的接收器843并且进一步在内部含有优选地适合于健康应用程序处理的电子单元290b。优选地由监视器349-349"形成的用于健康信号处理的单元599处理来自优选地位于胸带上或胶合且通过连接器789 ECG接线的外部电极143'或来自固定于移动电话100'的表面上的内部电极143'的心脏信号。替代的是借助于无线链路153和无线通信单元707连接到信号ECG的外部源,优选地连接到胸带749-749"。"

[0224] 优选地由心脏信号监视器349-349"组成的用于心脏信号处理的单元599优选地将心脏信号处理为ECG曲线和/或心脏脉冲的曲线,和/或心律不齐的曲线;和/或将计算的

心律不齐程度、变化率和数据传送到控制单元736用于进一步处理和成像。内部检测器单元290处理来自位于移动电话100'的表面的检测器788和/或通过探测器的检测器861连接的外部检测器788'的数据和信号。探测器798'确定健康量,举例来说酒精或药物摄取的测试、血液的氧的饱和度、糖尿病水平、血液INR的稀释、呼吸频率、血压以及根据连接器291'中连接的探测器的其它功能。检测器的外部单元扩展检测器的内部单元290'的功能且通过辅助连接器291'连接。无线感应链路153'5.5kHz调解辅助单元的模块410'举例来说与具有优选地5.5kHz的脉冲接收器的运动手表的连接。

[0225] 辅助单元的模块410通过独立于移动电话的电子元件833的移动电话的连接器691以及通过独立无线连接153而连接。控制单元736优选地适合于与监视单元的内部模块914和外部模块914'的直接通信,且在此情况下通过监视单元的模块的链路933和数据链路507在移动电话的控制单元736中实行模块914、914'。辅助单元的模块410中的数据处理的优点是可靠性,其高于移动电话的电子元件833中的处理,因为此电子元件过程还处理移动电话的其它任务和另外应用,而辅助单元的模块410仅处理选定任务且在需要的情况下可以更多微处理器改善以用于进一步增加可靠性。通过连接器和/或电子接口285可连接监视外部单元的模块914',外部单元优选地涉及健康功能的探测器287、用于测试健康功能的外部单元290a、探测器798'外部的用于酒精测试和/或药物的另外单元290'、外部检测器的单元,下一优点是位于汽车的方向盘934上的连接电极143''和传感器,通过连接器789 ECG实现优选地在公共运输中的驾驶员的健康条件的连续监视。

[0226] 图7说明标准移动电话100与辅助装置104中的辅助功能,其具备用于基本蓄电池129的更换的机构782和用于实现辅助功能的辅助模块的块152',即容易替换蓄电池129而不必移除辅助装置,优选地无需中断移动电话的功能且优选地独立于移动电话的电子单元833并且因此在辅助装置中的模块的块152'中的独立的数据和应用处理,其如图1上类似地描述而实现。辅助单元的模块410通过连接器693'且通过连接器693''与外部装置154和第三外部装置154'进一步连接,且辅助单元的模块410适合于调解外部装置154'与移动电话100之间的通信,进而从连接器691代替移动电话的数据通信,所述数据通信在辅助装置104的设定下被阻挡。辅助装置104适合于容易更换基本蓄电池129用于充电,而优选地无需中断移动电话100的操作且无需厚度的扩展。辅助装置104到移动电话100优选地为可装卸式的,且含有上部侧面709,所述上部侧面将其纵向拉长或延伸其宽度,而厚度保持几乎相同,或优选地由含有桥接能量源836的辅助装置104的侧面强制,所述能量源在所说明的情况下通过桥接蓄电池688得到,或辅助装置的供应的蓄电池或桥接电容器808和模块715''',其通过移动电话连接器691、辅助装置的连接器693和馈送辅助装置104的连接716进行馈送,且在基本蓄电池129更换期间从桥接能量源836供应标准移动电话100。切换用于供应移动电话100的供应辅助装置104的模块715''''确保转向开关703。甚至在通过连接器691充电时不中断移动电话100操作的情况下,在并不实现通过移动电话的连接器的691和/或更换基本蓄电池129而供应能量到辅助装置104的移动电话处,用于供应辅助装置104的能量可通过接触弹簧678和桥接电缆686从基本蓄电池129得到,其中基本蓄电池的接触件711邻接触弹簧678,其中相对侧邻接移动电话的接触件307,而优选地桥接电缆686举例来说通过焊接固定到接触件307。在更换基本蓄电池129时移动电话100的供应通过连接器307且桥接电缆686供应从充电外部源386切换的模块715''''是从充电桥接能量外部源836'切换的供应的模

块715',用于在基本蓄电池129的时间中供应标准移动电话100,优选地具有手动或电子转向开关703,在更换基本蓄电池129时在打开门708的时间中具有与电缆646连接的自动控制的开关702,替代地通过连接器691以数据信号从标准移动电话100控制转向开关703,所述数据信号在辅助单元的模块410中处理且控制供应的模块715"中的转向开关703。从辅助装置对移动电话100的供应优选地通过连接716且通过连接器691、693实行,优选地为在切换之后启用的移动电话100处的USB馈送和传送。为了节省空间,充电器755的桥接能量的外部源836'必要的是优选地其替换桥接能量是从由优选地放置于充电器755中的基本蓄电池129组成的桥接能量的外部源836'导出,所述充电器经连接用于移动电话100中的基本蓄电池129的与桥接外部线缆686'的桥接更换。桥接能量源836'优选地由优选地放置在用于更换桥接蓄电池688的机构783中的桥接蓄电池688组成,所述机构优选地应用于在基本蓄电池129的更换的时间中通过连接器693、691供应辅助装置104和移动电话100。在当移动电话100未能够从移动电话的连接器的691抽吸能量时的情况中,其实现连接用于借助于接触307基本蓄电池129而连接。因此优选地用桥接能量源836'取代图1上展示的桥接能量的外部源836',其替代地替代桥接能量源836'。辅助装置104含有具有辅助单元的模块410的辅助装置的辅助模块152'的块,在辅助装置的块中具有具微处理器的控制单元736。

[0227] 图8说明辅助单元的模块410',其具备充当如上图6上所提到的移动电话100的辅助单元的模块410的相同单元。辅助装置的辅助单元的模块的连接器的693实现与移动电话100的连接,辅助单元的模块的第二连接器693'确保外部装置的连接且模块辅助单元的第三连接器693"用于与另外的外部装置的连接。具有微处理器的控制单元736至少具备一个微处理器且适合于在独立于移动电话100的控制单元的应用中的数据处理。控制单元736优选地经修改用于与内部监视单元的模块914和外部监视模块914'的直接通信,在此情况下模块410'优选地实现而无需控制单元736。模块914、914'的连接是通过辅助单元的模块的连接器的693直接实行到移动电话100的数据链路507。在此数据链路507上替代地借助于链路933而不是控制单元的链路935连接适当传感器。辅助单元的模块410中的数据处理带来高于移动电话的电子元件833中的数据处理的可靠性的优点,因为其还处理功能和移动电话应用,同时辅助单元的模块410'仅处理选定应用,且在需要的情况下可具备更多微处理器以用于增加可靠性。

[0228] 在图9上呈现具有辅助单元的模块410或具有模块410'的辅助装置104的移动电话100',其优选地含有内部传感器910的模块,其优选地具备体温传感器751、压力检测器917、睡眠阶段检测器921、光检测器923、体温传感器751、睡眠阶段检测器721、用于测量血液中的氧量的光检测器923和声学信号检测器924。连接到模块410的是补充内部传感器的外部传感器的集合,这些传感器是测量酒精水平的传感器906、用于检测药物的传感器907、检测器ECG 911、检测器EEG 919、检测器EMG 920、心脏脉冲检测器和连接到位于移动电话100'上的传感器910'的内部传感器的模块,或在其外部的例如传感器910"。传感器908优选地位于T恤905上,用于感测受监视人的上身的选定地方的信号和量,其中传感器有线或无线连接到模块410、410';以及补充或内部或外部传感器的集合中的传感器和/或位于有线或无线连接的胸带749处。传感器和/或外部电极143"优选地位于车辆的控制系统上或其它方式的人服务,优选地为交通工具的方向盘,且这些传感器的信号在链路153上有线或无线地被导入到移动电话中。优选地还以此方式感测ECG信号,其进一步导入到ECG检测器918。辅助单

元的模块410、410'优选地在运输装置或其它设施中,其中驾驶员或工作人员使用具有传感器的胸带749,或在运输装置安装的模块410、410'中通过无线电链路远程通信的传感器借助于装置安装的模块410、410'中的无线电连接而远程通信,优选地在控制模块357中且通过其与具有服务器806的移动运营商网络898以及驾驶员和工作人员监督中心连接。用于运输装置的工作人员或驾驶员的控制和显示优选地通过具有触摸屏的稳固安装的控制模块实现,所描述的安装元件替代地不是内建的而是单独的。

[0229] 图10以框图说明位于辅助装置104中的检测活动单元/看门狗734,其当移动电话100不执行正确过程时通过声学转换器853激活声信号作用。移动电话100经编程以使得微处理器单元859以确定的间隔执行容易任务,举例来说若干数目的产品,且当结果与存储器中保存的数目相同时则响应于信号刷新而通过连接器691和693发送代码到具有辅助装置104信号的微处理器控制单元736,其在处理信号之后复位定时器858,所述定时器测量从最后复位起的时间。如果复位比预设时间更早到来,那么定时器858激活声学转换器853,优选地扬声器或压电转换器和/或振动器294,或优选为LED的视觉指示295。位于移动电话100'中的看门狗734直接从移动电话的电子元件833接收刷新信号,且不使用桥接连接790、控制单元736以及USB连接器691和693。

[0230] 图11呈现在心脏信号监视器349的显示器876上和/或在移动电话100'和/或具有移动电话的辅助装置104的显示器和/或手表416和/或控制单元753和/或另外单元上通过心脏信号监视器349产生的数据成像的实例。动态心电图的成像元件1优选地由相同提到的显示器878、178、506、754、865、887组成,在数值显示处优选地显示心律不齐的值、呼吸的值862、脉冲的值861、在警报情形出现的情况下的警报原因864。动态心电图的显示元件优选地为通用的且显示曲线的路线,举例来说以触摸显示器显示曲线873 ECG,例如敏感度的控制866、显示器上的曲线移动的速度的控制867、优选用于平静、行走、跑步的移动滤波器的进一步控制868,以及多电极可调整显示的控制869,其中触摸按钮控制显示曲线873 ECG,其调适以便显示调整的提示结果。其优选地展示脉冲的曲线874、心律不齐的曲线878和变化率的曲线,其中有可能借助于仅在显示器上的触摸显示器872改变成像以使得可能在设定期间看见改变并且因此设定适当值。这些量和/或曲线优选地在一个成像元件1动态心电图处单独地显示或以群组显示。心律不齐的值优选地以时间周期中的不规则脉冲占脉冲总数的%表达,或以优选地从1到10的值的程度表达,视为以上所提到的%不规则脉冲的1/10,或以例如无、低、中高和极高等其它充分比例表达。不规则脉冲是超过从可设定数目的脉冲测得的值1.15平均脉冲的脉冲,优选地为3个脉冲/分钟以用于过滤干扰。曲线874优选地含有用于每一脉冲的垂直坐标139以用于突出显示可能的不规则脉冲。当不规则脉冲超过选自可设定数目的脉冲的脉冲频率的限制时,进一步优选地含有有待清除的可设定数目的脉冲或百分比的脉冲远离脉冲874的平均值曲线的规则脉冲937的限制的曲线。超过限制的曲线的心脏脉冲视为不规则脉冲,用于计算心律不齐的程度或%作为如上所提到的可选间隔。

[0231] 图12优选地由胶合的电极143'、143''组成的外部电极797'的导线连接的实例,所述电极通过连接器786借助于电缆267而连接,电极和监视器349到349''优选地放置于由移动电话100'或系统922或控制单元753组成的控制模块357、357''中。从胶合电极143'导出的一个绳267的电缆是细的且呈主体颜色或透明,以使得其不会打扰受监视的人或吸引不合

意的注意,在臂上添加来自电极143”的一个绳电缆267’,因此由于电缆267a的肩部区域含有两个导线267’且通过衬衫912下方的套管导向带来心脏信号的连接器786 ECG。

[0232] 图13绘制优选地放置在控制模块357中的监视器349-349”’,其优选地通过悬挂而固定在带263上或口袋265中或手腕上作为手环266或臂上作为臂饰266’。胶合在主体的各种部分上的电极143’、143”、143”a、143’b通过各种电缆267’a连接到腕带266’监视器349。在此情况下电极143’优选地胶合在皮肤上或由胸带749携带或优选地为胶合电极143”,在图14上绘制为与胸带147上的电极143组合,优选地关于更多电极是可行的,因此需要多达12引线ECG。图13上优选地是从下部电极143’到上部电极143”的一个核心的电缆267,其中转换为两个核心的电缆267a用于容易安装且美观的布置,而电缆267、267a是优选地尽可能细,具有最终为主体颜色的透明隔离,用于吸引最小注意且不是妨碍佩戴的心理障碍。其有助于此事实的是电缆267在套管268中引导而无法看见,其优选地在右手上,因为ECG的第一曲线是靠近右边肩膀放置的上部电极143”。

[0233] 替代地,如电极143”绘制,电极143”将放置在上部尽可能高,因此在理想情况中的心脏信号的可用性在肩膀上或稍微后方,且绘制为电极143’a的电极143’尽可能低且侧向,理想地达到带263的水平,绘制为电极143b,因此当衬衫270打开时它们因此如其放置在胸部上的情况那样不可见。在此情况下电缆267’优选地沿着带263拉伸,其中优选地通过卡扣271a固定到侧面或回到电极143”且从该处通过双芯的电缆267a到腕带266上的监视器369,在衬衫270打开的情况下带来更差的外观。电极143’a优选替代地并非胶合地放置在卡扣272上,所述卡扣悬挂在裤子或裙子的带263上或直接位于其上,借此按压在身体上用于较好的接触或替代地是在带273上通过拉伸的电缆267”a固定在身体上的电极143’a,优选地卡扣272携带替代地靠近带放置的监视器349,从所述电缆267b与电极143’和监视器349互连,因此优选地双芯的电缆267a下降,因为电缆267b在此情况下优选地直接带到监视器349,图17上也绘制此情形。类似地更多电极143’a替代地优选地根据需要连接在扣环272、272’或带273上。

[0234] 细节1绘制胶合电极143’经由电缆267和两个芯的电缆267a到优选地处于口袋中的放置于控制模块357中的监视器349-349”’的替代连接。

[0235] 图14绘制进一步实例,展示手腕645上如何放置心脏信号监视器349-349”’,其优选地放置在控制模块357中,尤其用于胸带749-749”’的控制和关于心脏信号的多条信息的投影,且优选地在ECG中经处理,且进一步无线地或通过来自胸带749-749”’的电缆233感测关于心脏信号的值和曲线。进一步绘制胸带749-749”’和电极143”上de电极143的位置。

[0236] 图15展示卡扣272’在带263上的紧固以及电极143’a、143’的互连。

[0237] 图16绘制固定于身体上的带271上的卡扣272”,其方式为使得可能优选地在带263处于下方的情况下穿上裤子274b或裙子。

[0238] 图17绘制电极143a在卡扣272上的替代附接以及通过双芯电缆267c互连到腕带上或替代地卡扣272上的监视器349-349”’,其中电缆267b优选地不是必要的。

[0239] 图18绘制通过电缆267’a并且进一步通过电极143”侧向的带上的身体带273由互连的电极143’,并且进一步在套管268中互连到监视器349-349”’,因此胸部上不存在任何电缆或带。

[0240] 图19绘制电极143’、143’a在身体208上的放置而无需胶合。

[0241] 细节A绘制紧固于优选地为钢制的柔性带293上的电极143'，其通过带273按压在身体上，因此也按压通过一个芯的电缆267'连接的电极143'，其将在来自电极143" a的两个芯的电缆267a上改变自身，且在肩部上由优选地由绳或橡皮圈形成的柔性材料286按压，经由肩部从带273取得。电极143" a优选地固定到其且在带273的背侧上固定到背面。电缆267"优选地由具有柔性材料带286的带273带到电极143'且随后，作为套管268中的电缆267a到类似地悬挂在带上的手腕上的监视器349。

[0242] 图20绘制与经标记时区中的身体活动强度相干的对时间t相依的脉动频率的值HR的一般时间过程，其中区367表达在训练起始之前的脉动频率366的实际值的路线，区368由肌肉的渐进变暖的时间间隔t1定界，由于肌肉活动的增加，脉动频率也在针对训练推荐的脉动频率365的目标值上从脉动频率366的实际值增加，通常为在最大性能上可能设定的最大脉动频率364的个别值的70%，区370由定界密集训练时间的的时间间隔t2定界，且最后一个是区371，其中时间间隔t3减小在肌肉的冷却期间由于负载减小所致的脉动频率的值。进一步在曲线图中绘制训练中人的脉动频率的个别最大值的脉动频率364的值。

[0243] 图21描述由监视组成的脉动频率的路线的监视和评估的新方法，其遵守训练的完全范围中的脉动频率的预设限制，即在区368、370且和371中。此方法的优点在于运动员在所有训练阶段中进行，即由于密集训练中肌肉的逐渐变暖直到肌肉的冷却。新的是尤其在目标脉动频率382的区域中的较大负载之前变暖脉动频率381的区368中运动员的肌肉的变暖阶段中的训练进行，这对于防止肌肉损伤是重要的且同时准备在密集训练的时间期间随后达到最大性能。优选地使用脉动频率的监视器由电子装置测量和评估脉动频率的值，通常使用用于运动的胸带和手表或移动电话。心跳频率的值脱离设定限制的偏差会起始警报，通常为声学信号。指示的方法也适合于监视在医生推荐的身体活动期间心肌的心跳频率，所述身体活动是抵抗心脏和血管疾病的最佳预防性措施之一。主要其涉及例如跑步、游泳骑车等动态运动，同时进行脉动频率的监视。同样在这些活动的情况下是与运动员的训练期间类似的脉动频率的过程，但在肌肉的变暖、锻炼的主要部分以及还有包含随后的呼气和放松的结束时期间具有大体上较低的负荷。用于通过此新方法连续地评估脉动频率的电子装置通常使用通过另一方式固定的正确胸带或电极来感测运动员的脉动频率HR。其以图2绘制的全部参数或一些参数工作，其预设值可存储在装置中且针对个别训练经修改和/或新插入。其涉及以下参数：

- [0244] t1 肌肉的逐渐变暖的时间间隔，定界区368
- [0245] t2 密集训练的时间间隔，定界区370
- [0246] t3 肌肉的冷却的间隔，定界区371
- [0247] 363 在开始时的脉动频率的初始值，任选地置于值中或使用实际上测得的值
- [0248] 365 针对训练推荐的脉动频率的目标值
- [0249] 372 肌肉的逐渐变暖的区370的脉动频率的值的上限
- [0250] 373 密集训练的区370的脉动频率的值的上限
- [0251] 374 肌肉的冷却的区的脉动频率的值的上限
- [0252] 375 肌肉的逐渐变暖的区368的脉动频率值的下限
- [0253] 375 密集训练的区370的脉动频率的值的下限
- [0254] 376 肌肉冷却的区371的脉动频率值的下限

[0255] 以上所提到的参数可能个别地插入或在用于若干限制的相同群组中插入。优选地简化插入将为足够的,当在时间间隔 t_1 、 t_2 和 t_3 的值的插入之后且针对训练推荐的脉动频率的目标值365插入时脉动频率的容限带由脉冲数目表达,例如每分钟的 \pm 脉冲或实际值的 $\pm\%$ 偏差。在训练开始的时刻,通过按压例如标记为开始的按钮396,连续评估进行,指示脉动频率的立即经测量值是否在由选定限制定界的容限带内。进一步指示脉动频率的自动监视和评估的方案,然而另外可能性也是可能的。电子装置连续地感测脉动频率的实际值366,平静脉动频率的曲线400在平静状态中未改变许多且因此其由虚线绘制直到开始点136。通过在开始时按压按钮396,脉动频率的初始值363将自动使用实际上测得值且全部其它仅自动进行而无需运动员的干预。同时监视脉动频率且用信号表示其偏差,容限带包含直到训练结束的平静脉动频率383。在使用显示的动态移位的情况中,图27监视器上的曲线图向左进行。运动员在区368中通过活动开始训练,导致肌肉的变暖和心脏搏动的增加,展示脉动频率的增长直到声学信号表示针对训练推荐的脉动频率的目标值365。此外训练继续,在到达训练结束的点380的时刻给出声学信号,且运动员逐步减小负荷直到到达脉动频率的平静值。有可能可变地调整指示功能,其方式为使得在按压按钮396的时刻使用初始脉动频率的选定值。

[0256] 图22绘制电子装置的显示器178上在方向S中向左的投影曲线图的动态移位,具有投影的时间辨别的设定的任意的改变。在图的上部部分中绘制在训练开始之前的情形,通过按压按钮396指示其开始。

[0257] 图23绘制手动地开始监视以及随后在训练期间的脉动频率的自动评估的方案。直到到达点379,用信号表示训练所有事物的开始的可能性根据先前图中的描述而进行。然而,从训练时间的测量开始(t_2)在由点397指示的时刻经过任何时间之后,区370中的训练的监视和评估的开始当运动员按压按钮396时到来。训练以及因此还有时间的测量的结束时,运动员再次通过按压按钮396而发出信号,指示为训练结束的点380,在此所有事物变成与先前实例相同。

[0258] 图24绘制在脉动频率的目标值365的水平上增加脉动频率所必要的时间 t_1 的测量方案。在此情况下运动员不在区368中进行,仅在时间 t_1 测量和记录,在此期间运动员的实际脉动频率达到训练的目标值365,且优选地声学指示向运动员给出他尚未达到目标脉动频率并且因此肌肉的操作温度也未达到的信息。当声学信号停止时,运动员接收他可开始执行训练的部分的信息,随后优选地以开始功能激活按钮396,且停止测量训练的作用时间 t_2 。在训练的执行阶段之后结束时,运动员将通过重复使用按钮396而停止测量和记录时间。

[0259] 图25绘制电子装置的显示器178上在训练期间心脏脉冲频率的值的投影的实例,所述电子装置在此情况下是移动电话。实时投影是可能的,在训练期间和稍后的投影也是可能的,通过使用在训练期间存储到电子装置的存储器中的数据优选地可能设定投影的时间标度。脉动频率的浮动曲线图384在箭头S的方向中从其开始的显示器178的右侧向左移位,在显示器178的左边缘其消失。其显示时间的实际值。在监视器上放置图片的上部部分且绘制实时脉动频率的过程的优选最后30秒的可调整的时间间隔。每个区段的位置绘制对应个别心脏脉冲的原点的时刻以及其脉动频率的高度。除此之外连续地监视心律不齐的偶发性发生且检测心律不齐脉冲,其优选地由对应于片段395的不同厚度和颜色标记。心律不

齐的值进一步由窗389中的列388描绘且心律不齐的程度的口头指示在线390中用以下程度指示:无(未检测到心律不齐),列388未标记,由绿色列388标记的进一步低和微小的程度,由黄色列标记的中等程度,以及由红色标记的高和极高度。此外在图5的左侧部分中以数值方式绘制脉动频率的实际值391,例如82(脉冲/秒)且连续地在训练期间以数值方式在区的时间的显示器392上、进一步在区370的时间的显示器398和区371的时间的显示器399上指示时间数据。在显示器上的实例中绘制值表达运动员经过区368,其中到达区设定时间等于2分钟,且在绘制时间,运动员在区370中训练4分钟37秒。图30上是训练的评估且随后的图式优选地带有大的圆形按钮393,其大体上在图式上由标记137标记且告知在其按压之后何事将发生,其取决于进行中的应用,优选地为开始、暂停、继续、停止等。在图的底部部分中的脉动频率的固定曲线图385描绘在完全训练期间脉动频率的路线,具有指示为区368、370和371的时间间隔的指示。区368是训练开始的逐渐变暖。在训练开始之后脉动频率的值增长直到其将到达训练的最佳设定为止。区370是负荷部分,区371是肌肉冷却的区域。在开始之前用户有机会选择训练的监视的方案。自动监视的方案是使用预设参数而无需其校正,而作为脉动频率的值363是在相应时刻插入实际上测得值。自动监视的方案可经修改以使得运动员在训练开始之前将使用在训练开始之前的全部或仅选定预设参数的改变的可能性。按压电子装置面板上具有开始功能的按钮393(在按压之后通知且因此功能也在暂停上改变),其在曲线图385中指示标记137开始训练且具有短的蜂鸣声音。浮动曲线图384将连续地移位,其将以良好定义实现投影最后30秒的脉动频率的值。图的底部部分中的脉动频率的固定曲线图385将绘制在整个训练期间记录的脉动频率的值。在训练开始之后脉动频率将增长直到到达区368的结束。在此时刻用户的实际脉动频率将到达目标脉动频率的最佳值,且训练将达到区370,且此状态将在训练的负荷部分终止之后由短蜂鸣声表示,且区370的结束时用户进入区771。进入再次声学上由短蜂鸣声标记。在此区中用户将减慢跑步,且其脉动频率的实际值将降低直到到达开始之前原始脉动频率的值,且因此也是区371的结束。

[0260] 图26绘制在使用训练的自动监视方案的情况中在训练结束之后脉动频率的过程的图形描述的实例,在此情况下在训练期间心脏脉动的频率的值的偏差脱离设定限制,在通常起始声学信号的发生的点394中超出区370的脉动频率值的上限373和区370的脉动频率值的下限375。

[0261] 图27绘制显示器178上的投影曲线图的动态移位的使用,用于增加在训练的所有阶段中脉动频率值的过程的曲线图385”的投影的时间差。脉动频率值的过程的曲线图385”是浮动de;曲线图的覆盖区域的观测由于其由用户移位而出现。

[0262] 图28绘制在整个训练期间脉动频率的过程的简单图形投影的方案。通过按压电子装置的面板上的具有开始功能的按钮393,在曲线图385中由标记137标记处开始投影且通过图片的底部部分的脉动频率的固定曲线图385记录脉动频率的过程。每当通过按压具有暂停功能的按钮393时测量和显示是可能的,且可能通过进一步按压在此情况下具有继续功能的按钮393继续,或通过进一步按压具有停止功能的按钮393而结束。

[0263] 图29绘制界定由动态心电图的显示器1投影的受监视人的心脏搏动的曲线的实例,其优选地为控制模块357或显示模块358或评估块359的部分。实例说明脉动曲线6和心律不齐发生的频率的曲线的同时投影且规则脉冲12表达受监视人的心律不齐脉冲发生的

数目。从平均脉冲的偏差的上限的曲线9和从平均脉冲的偏差的下限的曲线10是用于确定心律不齐的规则脉冲的限制曲线。显示器1上投影的上部条2绘制两行文本消息,下部条4绘制时间轴线14。在显示器的上部部分中存在脉冲曲线6,其产生为逐个地指示脉冲值的点的连接条,在顶部上绘制脉冲值的片段线7,其在时间轴线上的位置标记设定脉冲值的时刻且其高度指示脉冲的值。心律不齐的程度表达心律不齐脉冲发生的频率在指示的实例中以图32上指示的平均脉冲的曲线25规定,所述平均脉冲被计算为先前脉冲的任选数目的脉冲的值的平均值,所述数目优选为三个。由此曲线导出从平均值脉冲的偏差的上限的曲线9,对应优选地具有平均脉冲的曲线25的值针对任选数目的脉冲(优选地为10个脉冲)减小。如果由脉冲曲线6表达的脉冲的实际值偏离由从平均脉冲的偏差的上限的曲线9和从平均脉冲的偏差的下限的曲线10设定的限制,那么检测到心律不齐的发生。心律不齐的发生的频率和规则脉冲的曲线12优选地具有10个程度(0-10个脉冲),而程度10是最高的。心律不齐的发生频率和规则脉冲的曲线12是未显示的心律不齐程度52的连接。心律不齐的初始程度52是0。在心律不齐的发生的检测时,心律不齐发生的频率和规则脉冲的脉冲曲线12优选地随着每个心律不齐脉冲增加一个程度。如果在心律不齐的实际脉冲发生中未检测到,那么心律不齐频率和规则程度的曲线12减小一个程度或替代地为0。心律不齐的时间过程描绘心律不齐发生频率和规则脉冲的曲线12处于曲线3的下部部分。心律不齐的标度H具有在对应于先前部分的部分上的划分,即优选地10个片段,一个片段对应于心律不齐值的10%。心律不齐的值在轴线Y上绘制,连续地实现规则脉冲发生频率的曲线12。心律不齐发生频率和规则脉冲的曲线12的X轴上投影的时间标度与脉冲曲线6是共同的。与选定时间周期相关的心律不齐的值可由若干方式表达。30秒时间的心律不齐的数值20在显示器的上部部分中投影,其中图优选地为心律不齐的4.2度视为来自心律不齐脉冲的10%,因此意味着心律不齐42%的发生,其规定在评估时间段范围内脉冲数目与检测的心律不齐脉冲总数的百分比关系。由脉冲曲线6表达的脉动和时间的值在脉动频率标度8上扣除且在在底部条4上的时间轴14上表达为每分钟脉冲的数目,实时的标记图15在此实例中指示优选地十分钟间隔中的时间,例如09:41:20、09:41:30等。脉冲的实际值是在一般心脏信号的监视器349”’中产生的脉冲值的线段7的时间距离中计算,绘制先前时间间隔中的实际脉冲。时间通过时间间隔的数目11给出,优选地具有作为标记时间标记24的距离10秒。为了增加辨别,通过颜色区分脉冲值的片段7和时间标记24。每当使用按钮时在装置的存储器中存储脉冲、心律不齐或ECG的过程的整个或部分是不可能的,优选地触摸按钮和/或在超出预设限制的情况中自动地和/或在设定时间间隔中自动地进行。设定包含选择实际上投影的曲线,并且还有其投影的数据方式优选地操作形成于显示器上的触摸按钮5的群组,其数目、标记和功能经受取决于实际设定的改变。另外的按钮可具有不同功能。例如用于夜间和白天的声学警报的音量是由图29上绘制的按钮D改变。显示器1的亮度可能由按钮M改变。脉冲曲线6由按钮a和v按钮63垂直地移位,其控制附接的检测设备的电子装置中的滤波器群组的设定的远程改变。曲线的连续投影的停止或重新启动由按钮I>/II控制。脉冲曲线6的水平标度的增加/减小控制按钮H+/H-。

[0264] 图30绘制实际脉冲的坐标的容易扣除。右侧上的脉冲6的初始部分绘制实际时间中的脉冲的实际值,且其从显示器的右边边缘位移若干毫米,使得其坐标的扣除更容易。为了评估随后脉冲中的每一者,整个脉冲曲线6向左移位一个脉冲且在自由位置上显示其值。

同时如图29上所描述心律不齐发生频率和规则脉冲的曲线12也经移位且完成。

[0265] 图31绘制口头地或通过列曲线图的心律不齐的简化定向表达。定向表达可能使用心律不齐的口头描述22,且其值划分成若干群组,优选地为无、低、微小、中、高和极高,且类似地可能还使用心律不齐的定向列曲线图21的若干不同高度。

[0266] 图32绘制对尚未显示的先前脉冲25的所选数目计算的脉冲的 averages 的曲线,且对图29上描述的脉冲曲线6计算。从平均脉冲的偏差的上限的曲线9和从脉冲的偏差的下限的曲线10是用于确定心律不齐的规则脉冲的限制曲线。

[0267] 图33绘制外部干扰的滤波器的设定和心律不齐的限制值的设定的参数提供的实例。图29上描述的按钮N是用于唤出提供或逐渐的群组提供以用于插入投影参数和评估曲线的实例。外部干扰的滤波器0、1和2减小外部对脉冲评估的影响。滤波器可能在操作期间通过图29上标记F0的按钮切换,其标记取决于所选滤波器而改变为F1或F2。滤波的程度由标记为每分钟脉冲的“上限”的参数给出,超出所述上限将视为由外部干扰造成的失效。警报状态的发生且因此也给出超出心律不齐设定限制的信号,且确定参数“心律不齐高”表达以%表达的心律不齐的限制值,且“持续时间”表达计算心律不齐值的时间。而且可能设定超过限制与给出警报声音信号之间的延迟。

[0268] 图34绘制进一步提供的实例,即用于设定心律不齐检测的参数且设定警报的限制,超出所述限制会激活警报状态。心律不齐的检测使用平均脉冲值的计算的参数且从其导出曲线—如图29上绘制的从平均脉冲的偏差的上限的曲线9和从平均脉动的偏差的下限的曲线,其设定项目“每X脉冲的平均脉动”,例如3个脉冲,且图29上绘制的“上限和下限”表达从平均脉动的偏差的上限的曲线9和从平均脉动的偏差的下限的曲线10从由脉冲数目表达的所计算的脉冲值的偏差,例如+/-10%。参数“从多个平均值忽略”在由信号失效造成的脉动的异常偏差的评估情况中限制警报状态的激活。设定提供的剩余项目用于设定警报的进一步限制。脉动警报的限制是设定参数“最小准许脉动”,例如由底部的线绘制,图29上描绘的用于警报的脉动限制30指示减小脉动所低于的脉动值,其超过“在一行中的限制以上/以下N个脉冲的警报”,例如N等于3,连续进行的脉冲撤销警报状态。类似地例如80的项目“最大准许脉动”设定图29上绘制的用于警报的脉动的上限的线29的位置,用于警报的上限指示脉动值超出N个脉冲(例如N等于3)或一行中的更多脉冲,作为第二项目插入,标记为“在一行中的限制以上/以下N个脉冲的警报”唤出警报状态。

[0269] 图35绘制如图29上描绘的心律不齐程度52的监视,用于在相应情况0.5小时中的任选时间限制中的个别脉冲。图29描述中指示其数目的心律不齐程度52在曲线3的投影区域中绘制,且有可能通过图29上的脉动的显示的按钮S来将其切换。心律不齐的值的投影使用曲线3的绘制的整个区域。图29上描绘的按钮N、S和F0的功能尚未通过切换而改变。与先前实例相比在其它触摸按钮的情况中,与投影的切换同时也已改变功能的标记。通过按压限制按钮53,可能设定心律不齐程度52的时间限制。在心律不齐程度52下在每3个描绘的片段中还标记片段的开始和结束的时间。例如第二片段开始于09:30:00且结束于09:59:59。在描述的心律不齐程度52右边的空间56中重复片段的开始时间09:30,包含在斜线09:30/30后方的片段的长度0.5小时(30分钟)。在新的行中指示在指示的实例中在整个片段57期间心律不齐的发生为0.38%。在左上角中是图示为粗线段的光标54,其位置通过按钮 $\hat{v}<$ 在曲线上达到所关注的经移位位置。通过按压按钮D,光标54在曲线上经移位到实际时间的

位置,按钮Z将代替光标的位置增加时间细节。

[0270] 图36绘制心律不齐程度52a的投影,其由心律不齐的数值20形成,所述数值未由曲线连接且在例如8小时的较长时间段的选择的情况下变为在心律不齐的个别数值20之间不具有间隙的结构,并且因此形成曲线的闪烁。

[0271] 图37绘制在5秒的时间限制中的曲线ECG 16的实例。在曲线ECG 16的背景上描绘若干毫米的栅格,其实现减除脉冲振幅的值并且当然还有时间数字。曲线ECG 16的投影的水平还有垂直方向的标度可能通过按钮而改变,所述按钮来自创建于显示器上的触摸按钮群组5且还针对全部另外指示的操作而设定。实际标度,例如水平轴线上的25mm/s和垂直轴线上的20mm/mV在ECG曲线图的底部部分上指示。除此以外在曲线ECG 16的开始处还描绘校准脉冲18,其高度绘制为经正规化的电压20mm/mV,以标准方式可用于评估曲线ECG 16的脉冲的振幅。在每个复杂的QRS 62上方是优选地由星符号形成的脉冲的标记50,其在心脏信号监视器349”中一般地指示脉冲曲线中所描绘的每个复杂的QRS 62移交脉冲。触摸按钮群组5的触摸按钮实现心脏信号监视器上的远程移动滤波器的切换。移动滤波器优选地在平静、行走、跑步方案中设定。用于移动中的ECG和脉动曲线的感测的滤波器使曲线变形,因此难以从其取得例如波“P”。为了在平静动态心电图351中记录未变形曲线,通过振荡器或显示器在可调整的周期中声学产生警报信号,其中受监视的人将他/她自己带入平静,且通过标记按钮实现记录且优选地在脉冲或ECG的情况下通过标记指示在显示器显示的时间。受监视的人可使用动态心电图也无需警报信号,以便在例如当记录时人未感觉良好或较高努力的某些情形或活动中标记时间。同时优选地在控制模块347上通过按钮优选地起始话音记录。在需要时优选地通过标记64在投影处重放记录。在暂停方案中优选地可能通过按压优选地始终另外用于一个标记64的按钮“投影标记”而“行进”通过记录,例如仅标记64上的ECG或脉动。为了节省蓄电池的容量,优选地仅通过按压标记64来准备记录。

[0272] 图38绘制在15秒的时间限制中的曲线ECG 16的投影。在较大时间范围15秒的情况下中还有可能监视脉冲标记50,且较好地评估正确地实现QRS综合波的检测,且因此将在图29上描绘的含有脉冲6的曲线中正确地脉为脉冲7的值的片段。

[0273] 图39绘制在15秒的时间范围中的曲线ECG 16的投影的实例,其中遗失脉冲58展示图37上描绘的复杂QRS 62的检测未正确地实现且因此将不正确地含有图37上描绘的脉冲7的值的片段的值,图29上描绘的脉冲6的曲线将存在间隙。在图37上描绘的复杂QRS 62的情况下将额外检测,我们将在标记上逐个地辨识,其将不正确地含有脉冲7的值的片段的值,且在脉动的曲线6上将记录一个脉冲,如图29上更多描绘。

[0274] 图40绘制曲线ECG 16和脉冲曲线6的同时投影的实例,而两者曲线的投影的时间标度是不同的。用于脉冲6的曲线的成像的时间标度相当大,其实现在较大时间间隔中监视脉冲曲线6的过程且与图29上的实例相同。形成光标ECG 19的矩形的宽度在脉冲曲线6上指示不对应于由曲线16描绘的片段的长度的时间段。在暂停方案中当实时投影不发生时,有可能通过在记录脉冲曲线6上移动光标在记录中进行浏览并且因此投影所存储的曲线ECG 16的对应片段。

[0275] 图41绘制曲线ECG 16和脉冲曲线6的同时投影的实例,而时间标度是相同的。图37上绘制的正确地检测的复杂QRS 62是以星符号描绘。控制按钮以及优选地警报状态评估的另外功能可通过图29的结果来完成。

[0276] 图42绘制控制模块357中的心脏信号监视器349-349”’,用于其心脏搏动信号的感测、处理和投影以及其在各种位置的放置的实例,而有可能优选地在这些位置移动。这些实例中的一者是通过腕带371将控制模块357放置在手腕938上。在腕带371内部上放置接触件940,其优选地是腕带371的部分且在外部具有连接点978用于与控制模块357上的第二接触件941连接。控制模块357借助于系栓937固定到腕带371。控制模块357在外表面具有两个接触件,其中一个接触件941保留用于连接到作为腕带371的部分的接触件940且第二接触件936既定用于心脏搏动信号的感测。控制模块357还具备门943用于优选地在操作期间替换可更换的蓄电池,且具备连接器945用于导线连接到电极,通过所述电极带入将处理的的心脏信号。带入心脏信号的另一方法是指示的无线连接939,其优选地从胸带带入信号。带入心脏信号的另一方法是借助于臂上的接触件936,其通过第二只手的手指借助于接触件940和接触件936而电互连。描绘带入心脏信号的其它实例,无线传感器942优选地基于手指的筛选的原理而工作且优选地借助于无线连接939感测发射到控制模块357中的光信号。

[0277] 在细节1上绘制在控制模块357中使用在空间中松散地放置的监视器349-349”’的实例,其中通过将手指放在接触件936中的一者上且通过将第二只手的手指放在第二接触件941上而感测心脏信号。控制模块357优选地具备用于投影和功能控制的触摸显示器363。

[0278] 在细节2上绘制在胸带749上紧固控制模块357,所述胸带具备系栓937,所述系栓优选地形成在控制模块357的接触件上延伸的同时连接的接触件,优选地基于可拆卸搭扣紧固件的原理,其通过导线连接492连接到胸带749的感测电极。心脏信号是从胸带的电极感测或可也通过连接器945连接外部电极957用于ECG的1-12引线的感测。

[0279] 在细节3上绘制放入带上的壳体945中的控制模块357中的监视器349-349”’的使用的实例,借助于控制模块357上de连接器945连接到优选地放置在衬衫969下方的外部电极143’。

[0280] 在细节4上绘制控制模块357中的监视器349-349”’的紧固的实例,控制模块357通过卡扣947固定在裤子的带946上。外部电极957通过连接器945或心脏脉动的另一传感器借助于无线连接939可连接到控制模块。

[0281] 在细节5上绘制控制模块357中的监视器349-349”’的使用的实例,控制模块悬挂在胸部上的核心上。

[0282] 在细节6上绘制控制模块357中的监视器349-349”’的使用的实例,其放置于控制模块357中,借助于系栓937固定在缩短的可装卸式带971上且通过导线连接492与胸带940的电极互连,优选地在可拆卸的搭扣紧固件的执行中直接通过系栓937连接。外部电极957优选地通过连接器945连接到控制模块。

[0283] 图43绘制控制模块357中的监视器349-349”’的使用的实例,其中电极973的倾斜臂在具有倾斜支架972的倾斜臂的位置中。还绘制在方向D中从下方看的视图。

[0284] 在细节1上绘制控制模块357中的监视器349-349”’的使用的实例,其中电极973的倾斜臂在倾斜关臂的位置中,其上放置电极本身950。电极973的倾斜关臂存储于电极951的臂的铰链中且在拆卸状态中通过倾斜支架972以铰链974固定。倾斜支架972在拆卸状态中固定到倾斜臂973的背侧上的切口948中。为了感测心脏信号,将在心脏区域中的胸部上按压控制模块。其它可能性是用一只手的手指按压一个电极且用第二只手的手指按压第二电极。

[0285] 图44绘制放置于在方向D中的点击的动态心电图954中的监视器349-349”’的使用的实例,其优选地可装卸式放置于胸带749或腕带371上。动态心电图952的系栓配合于控制模块357上的中空部953中,其从下方954固定在动态心电图点击中。

[0286] 图45上绘制具有滑动垫木956用于从侧面插入控制模块357的动态心电图。具有滑动垫木的动态心电图放置在胸带749或腕带371上。

[0287] 图46绘制控制模块357中的监视器349-349”’的使用的实例且控制模块自身357优选地具备触摸显示器,在其上通过机械按钮372或触摸显示器370上的按钮965优选地结合机械按钮372操作个别功能。

[0288] 图47绘制控制模块357在储存机构979中通过带371的紧固在手腕上的基本放置。

[0289] 细节1绘制储存机构979中的控制模块357的基本位置,其通过按压弹簧980固定在连接器981插入的位置。控制模块357可能也用于另外功能,优选地也用于电话通信。为此目的图式上进一步描述从储存机构979移除控制模块357用于更容易操纵。

[0290] 细节2绘制抵抗弹簧980的力在箭头D的方向中控制模块357的移位直到移位出连接器981的时刻为止。

[0291] 细节3绘制控制模块357从储存机构979的动态心电图962倾斜关且移除。为了更容易将控制模块357从动态心电图移除,动态心电图987的弯曲部优选地由柔性材料制成。

[0292] 图48上绘制控制模块357中的监视器349-349”’的使用的实例,控制模块的储存机构979中优选地以弹簧装备动态心电图977且其优选地放置在腕带371上。控制模块在此执行中优选地抵抗图右边的弹簧而插入且在插入之后如图47中详细描述的连接945中,通过其达到与电极143’的互连。在插入控制模块357插入在连接器945中且通过导线连接492连接在外部电极143’上,用于感测心脏信号。

[0293] 图49上绘制当控制模块357中的监视器349-349”’放大用于存储在动态心电图中的可装卸式蓄电池961时的执行,其优选地具备类似于图47和48上的弹簧,而此设定适合于插入移动电话100,其在插入之后通过移动电话981的连接器与控制模块357互连。控制模块357中“凸出”插入在“凹入”中,其在动态心电图977中稳定地固定。控制模块处理来自电极957的信号,其优选地在移动电话100上投影。偏好的投影保持在其通过导线连接944从动态心电图移除时也在移动电话上有效,其中附近单元优选地自动激活。通过此连接有可能替代于来自电极957的信号而接收胸带749’的信号,且在使用最大控制模块357”的情况下优选地使用不含任何监视器349-349”’的微型胸带744”’。在动态心电图977中移动电话100的插入的情况中心脏信号通过电极143’的连接器945发射到其中。优选地控制模块357适合于在移动电话的方案中操作,其优选地从动态心电图977移除以用于靠近耳朵。

[0294] 细节1绘制控制模块357中的监视器349-349”’,其中优选地在操作期间具有可更换的蓄电池975,其中传感器的前端362和前端362’、数字化单元366和通信单元275’放入稳固部分986中,其保持在动态心电图977中且当从动态心电图977移出时保证主要处理及其通过无线电连接153到控制模块357的及时数字传输。在插入时动态心电图数字形式的的心脏信号通过连接器945传递。

[0295] 细节2绘制细节1中描述的装置,其中完成可更换的基本蓄电池129,其在控制模块357插入动态心电图977中的情况下是充电桥接蓄电池120。如果移除基本蓄电池129,那么其操作由桥接蓄电池120接管。无线电连接153保证与胸带749的替代连接以用于从其而不

是电极143'发射心脏信号。

[0296] 图50上绘制控制模块357中的监视器349-349''和移动电话100也具有腕带371上的储存机构979时的执行,其以滑动方式储存在滑动垫木966上因此实现例如从套管外的插入且随后方便地监视实际投影。到电极的连接是通过扭曲的芯964,其将实现整个设定的位置的方便改变。移动电话100可能如图47上从动态心电图移除。

[0297] 在细节1上绘制处于稍微移位关位置中的控制模块,适合于观测显示器上所显示的日期。

[0298] 在细节2上绘制稍微移位出移动电话100直到此延伸使得其从连接器967断开。此布置具有不必需要扭曲芯的优点,因为控制模块357未经移位。

[0299] 在细节3上绘制未存储在储存机构979中的控制模块357从腕带371的完全分离。当投影983不配合在止动凹槽982中时在克服止动位置之后出现此情形。

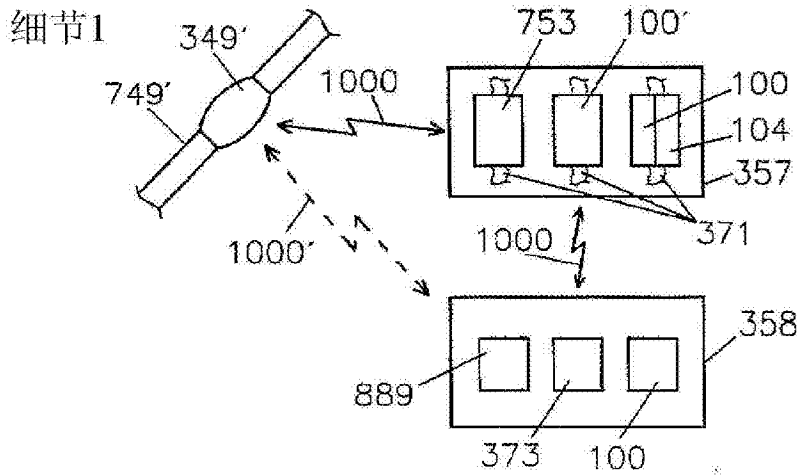
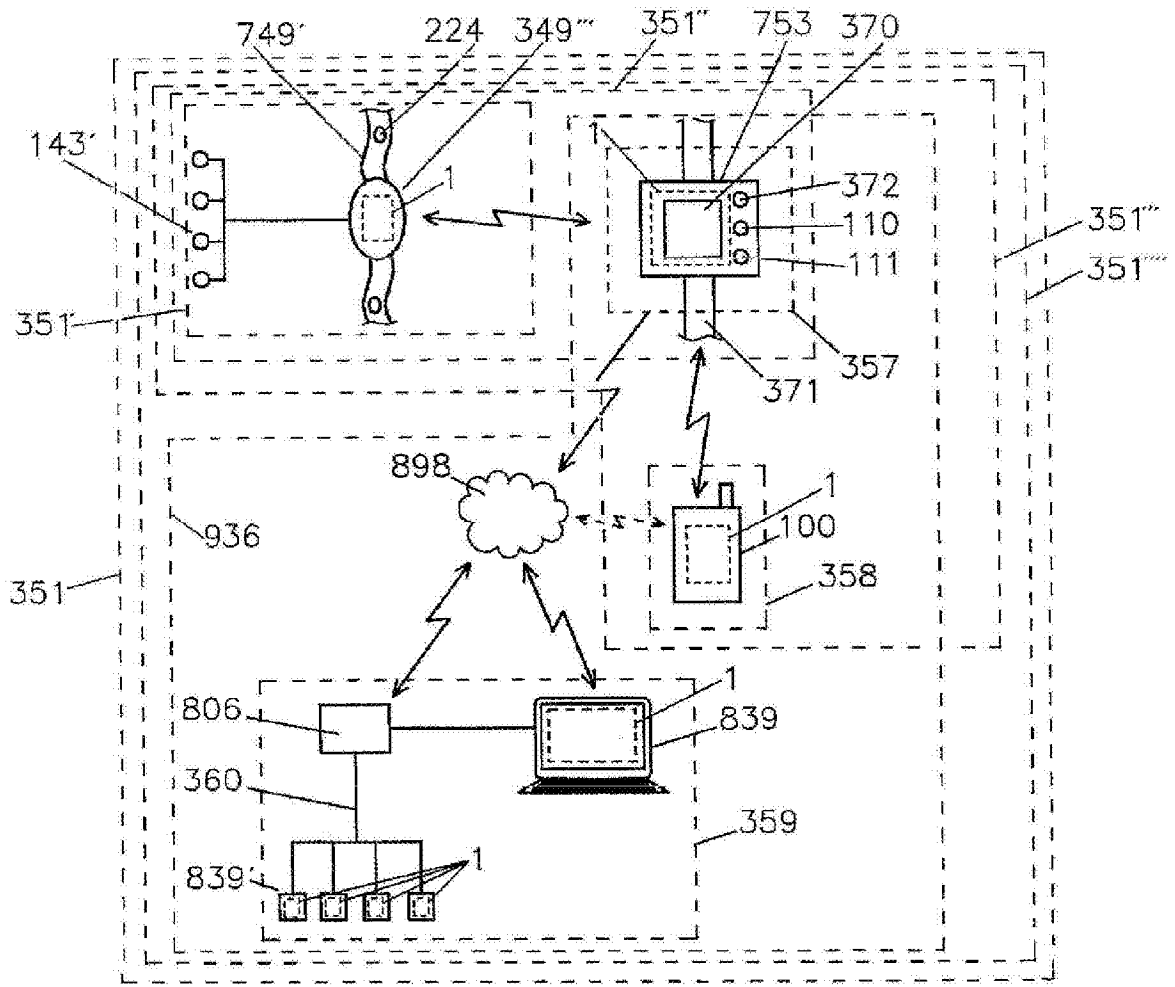


图1

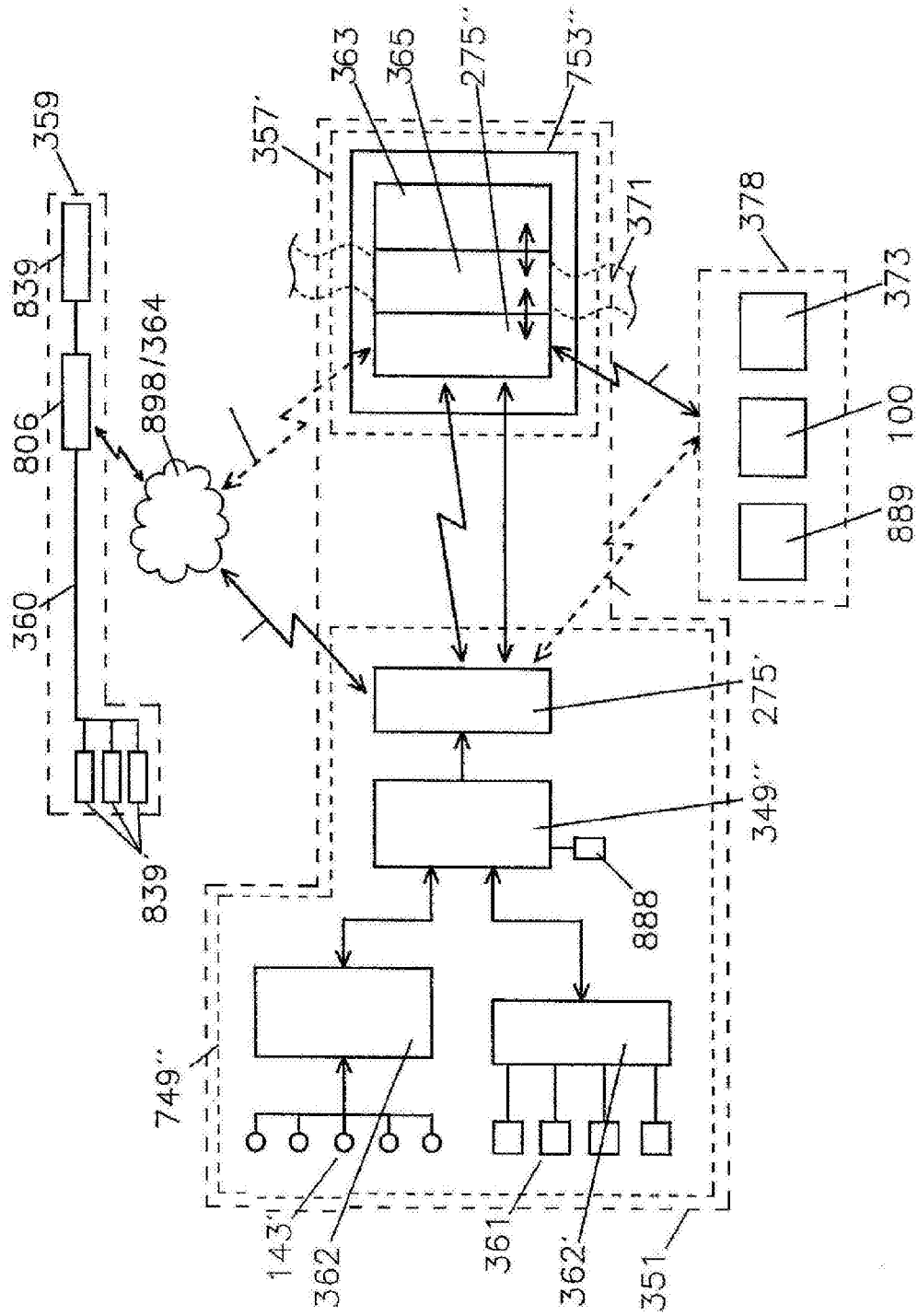


图2

细节1

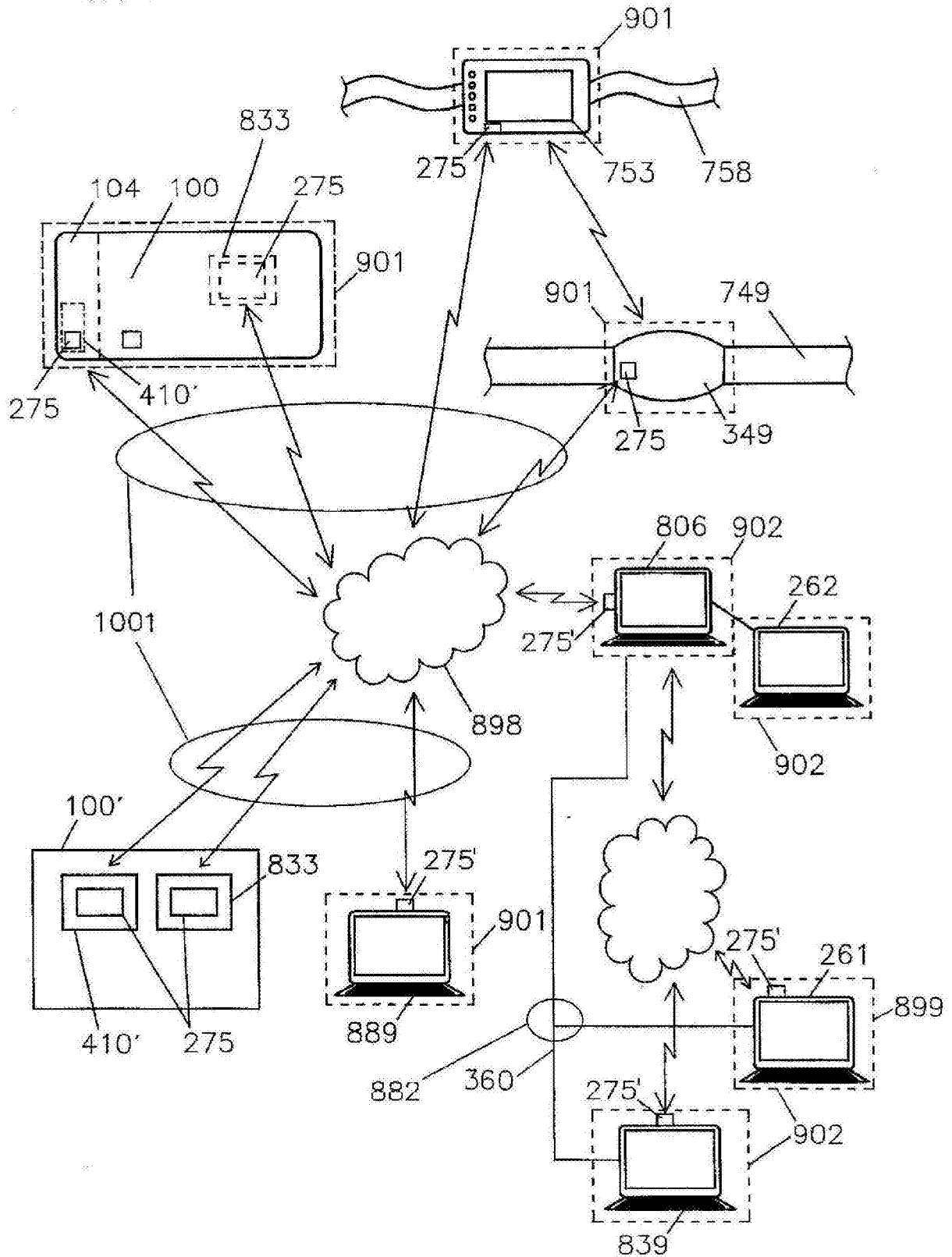


图4(续)

细节2

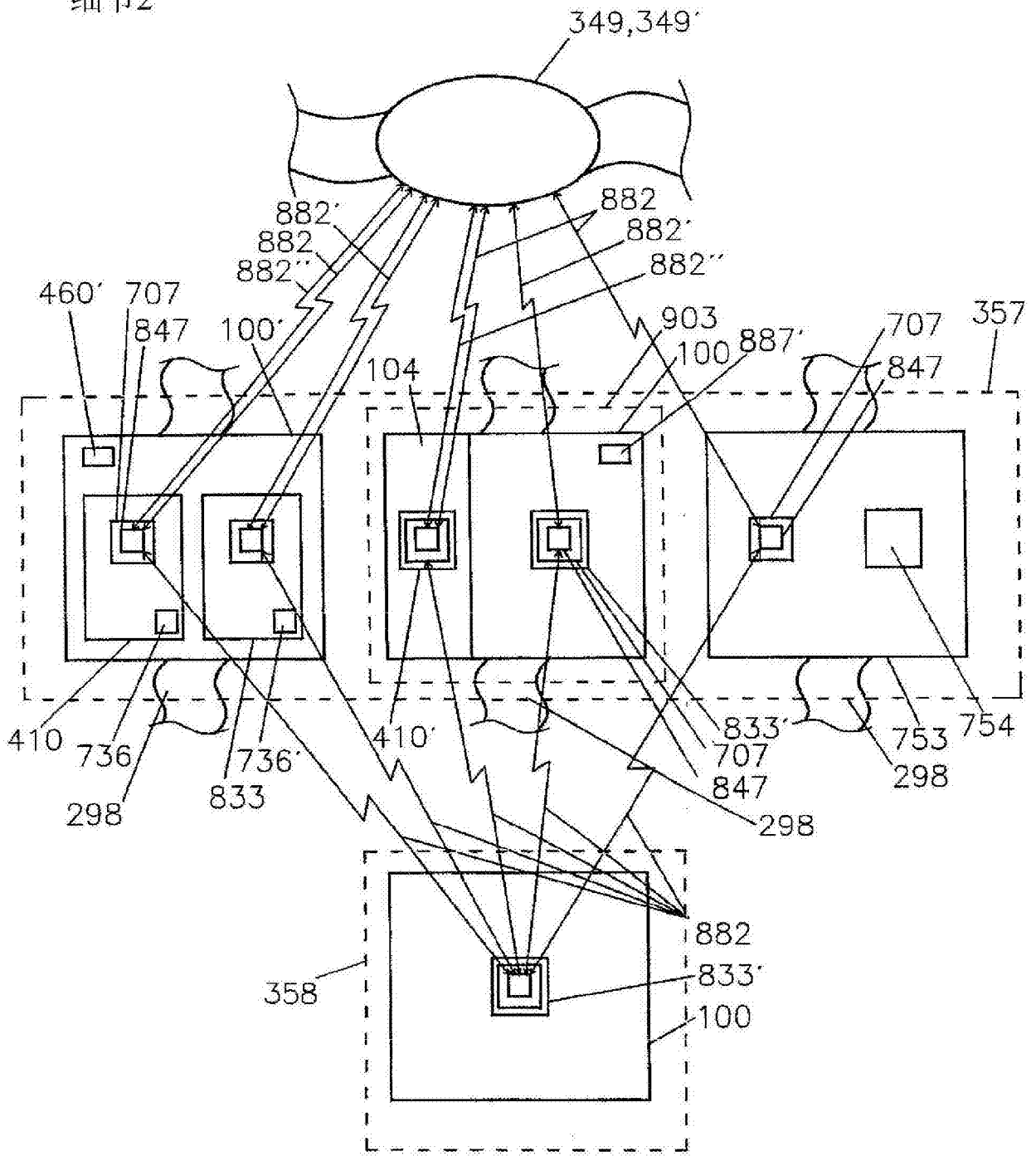
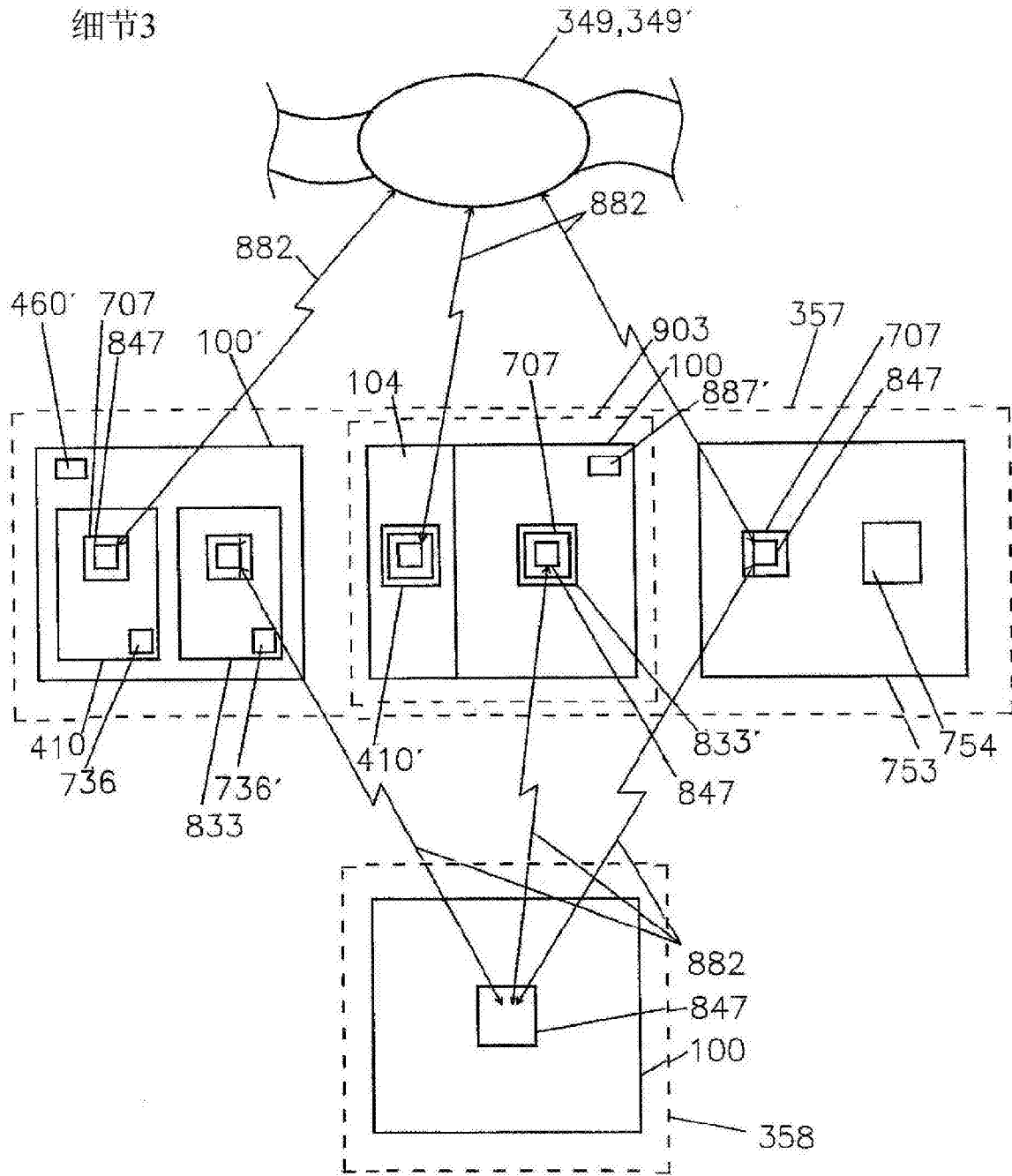


图4(续)



细节4

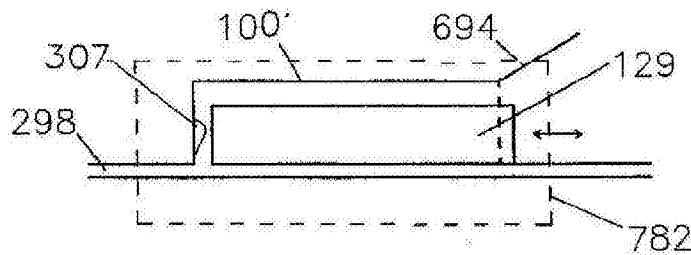


图4(续)

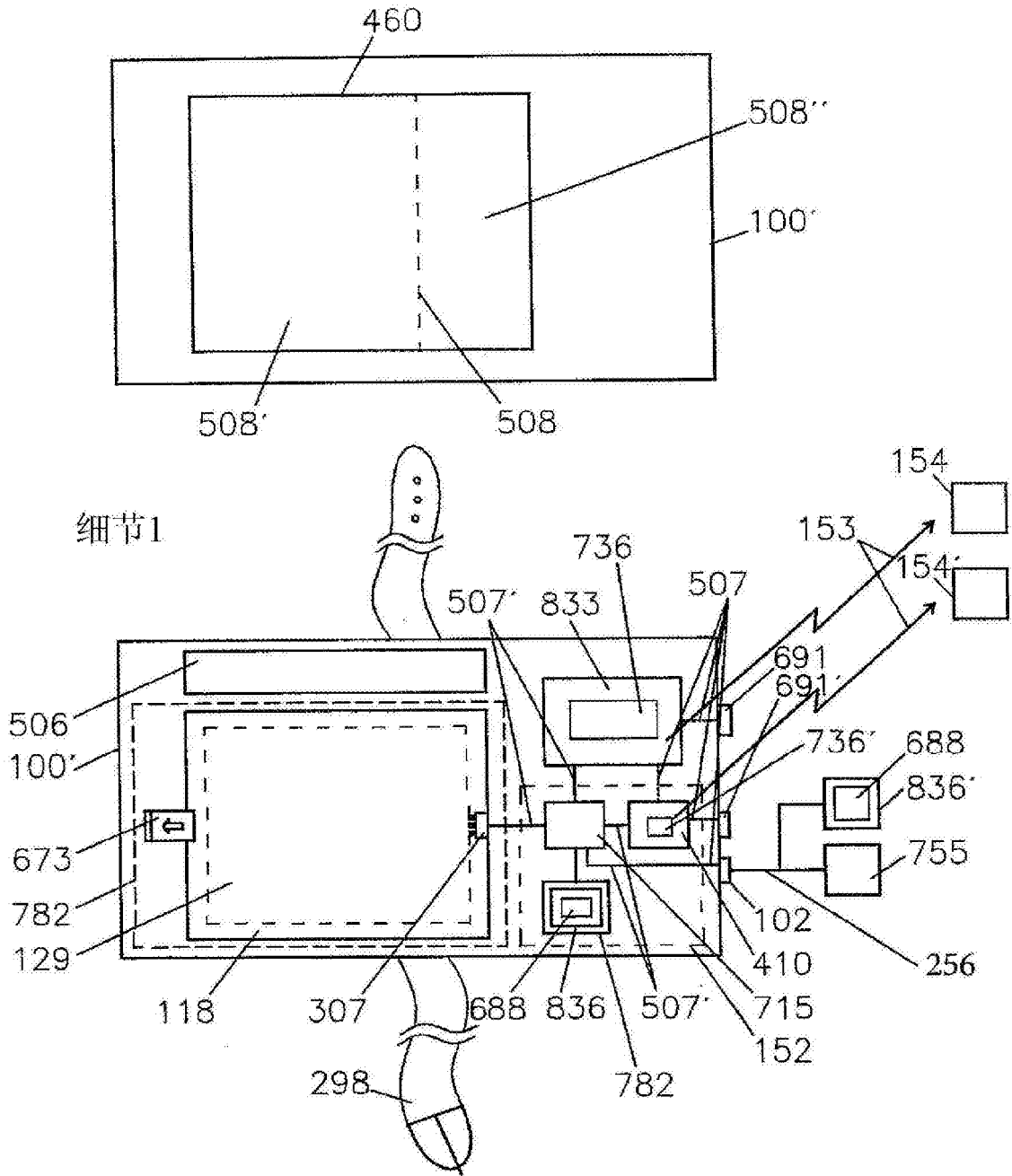


图5

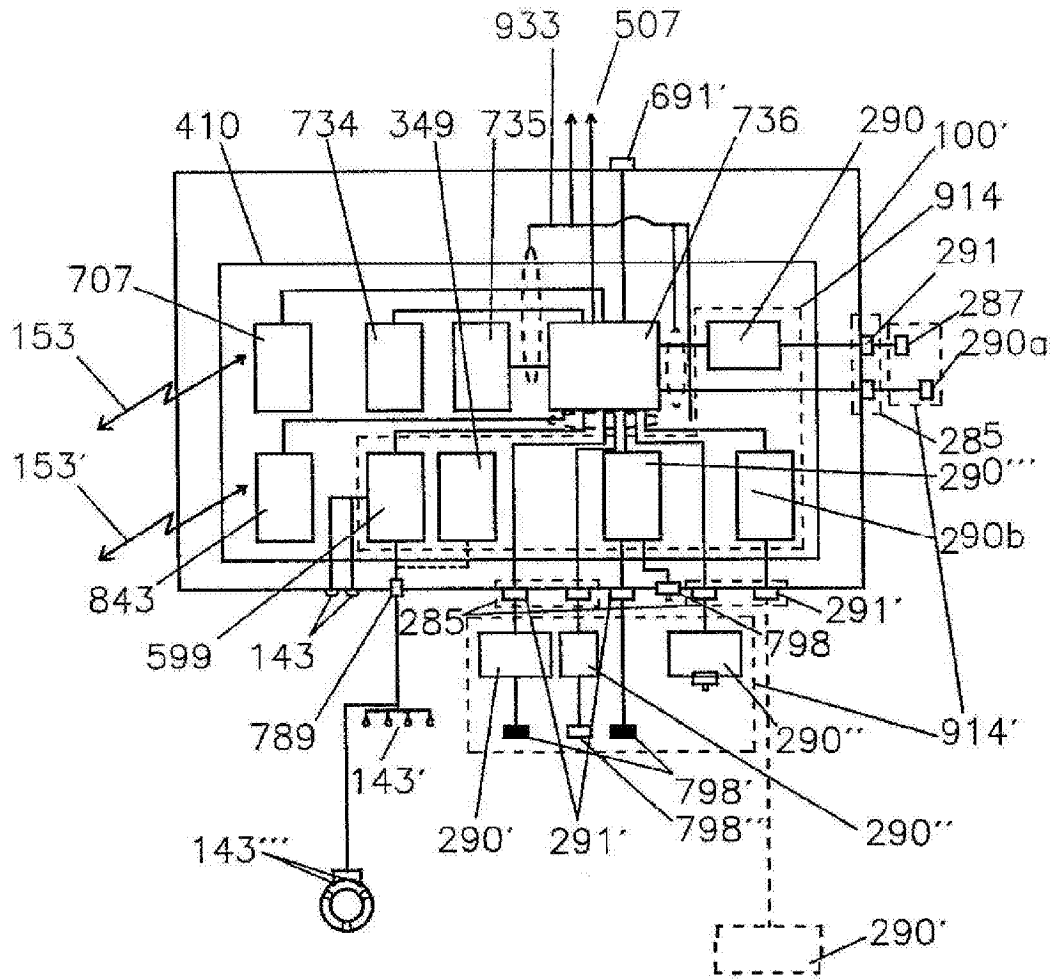


图6

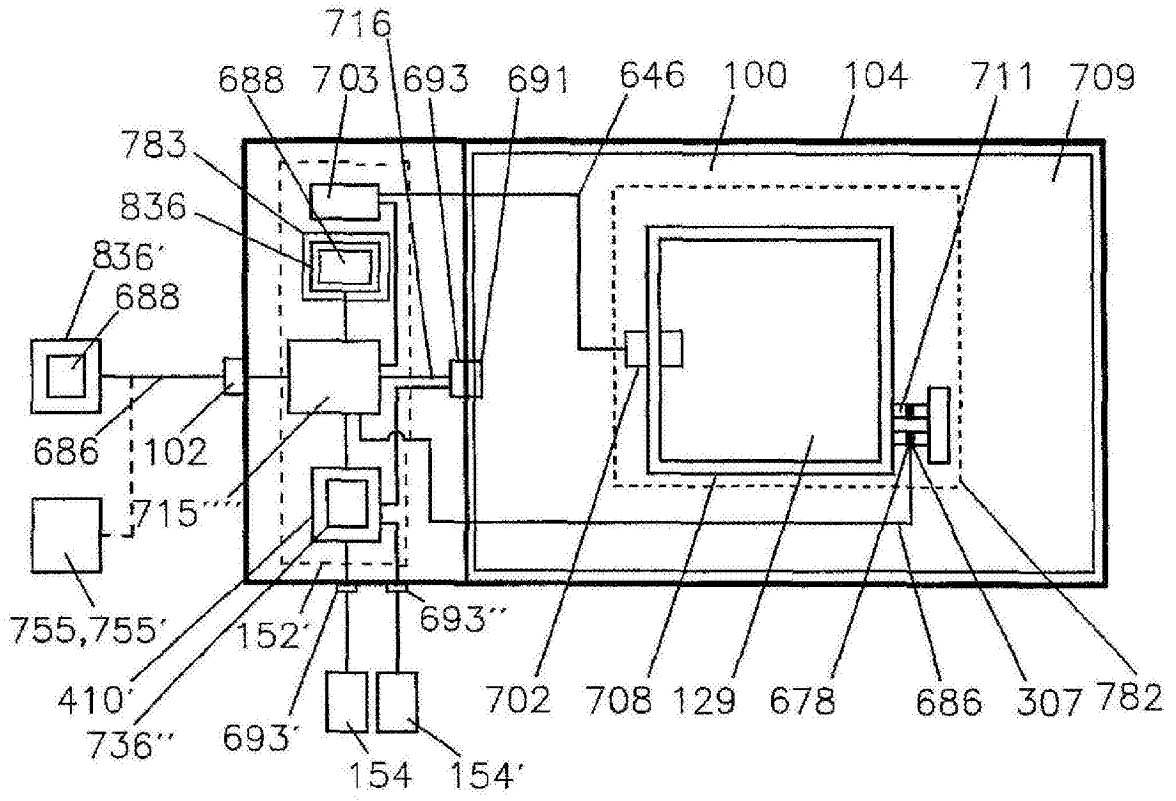


图7

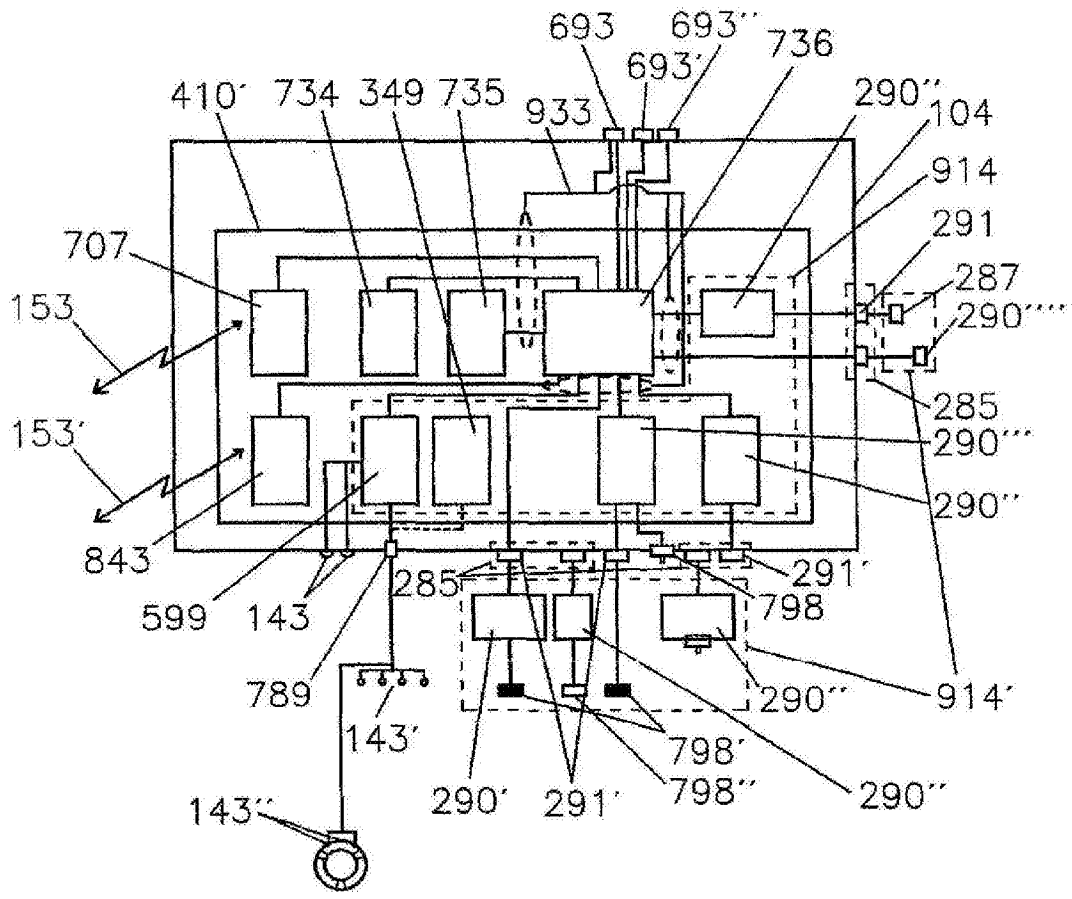


图8

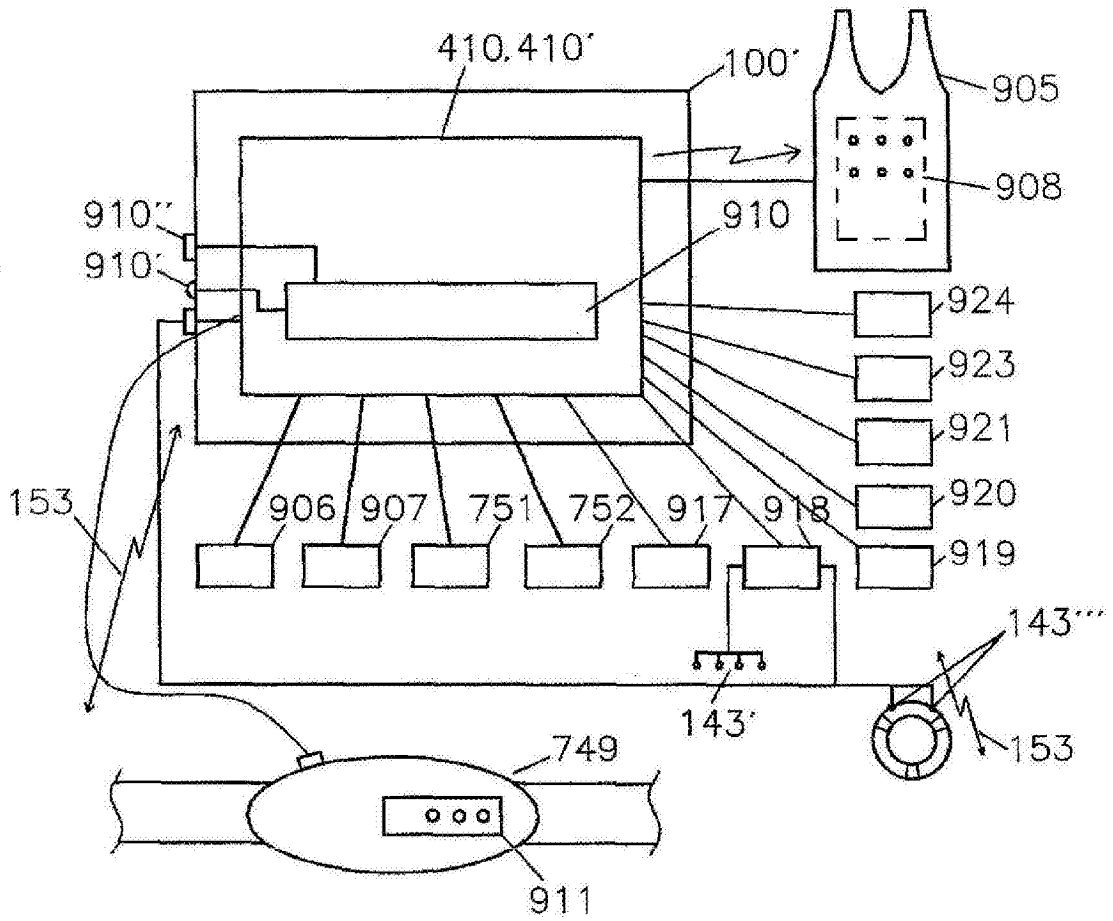


图9

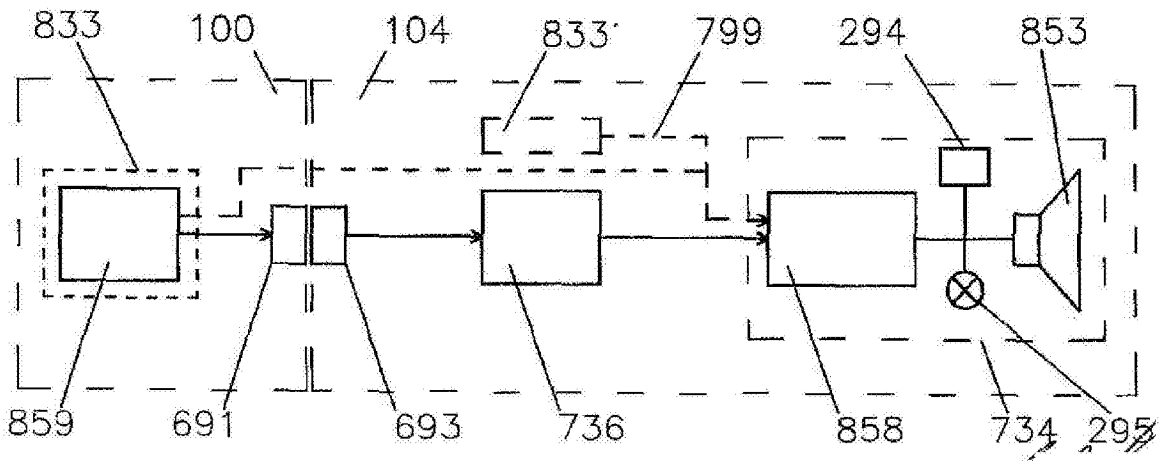


图10

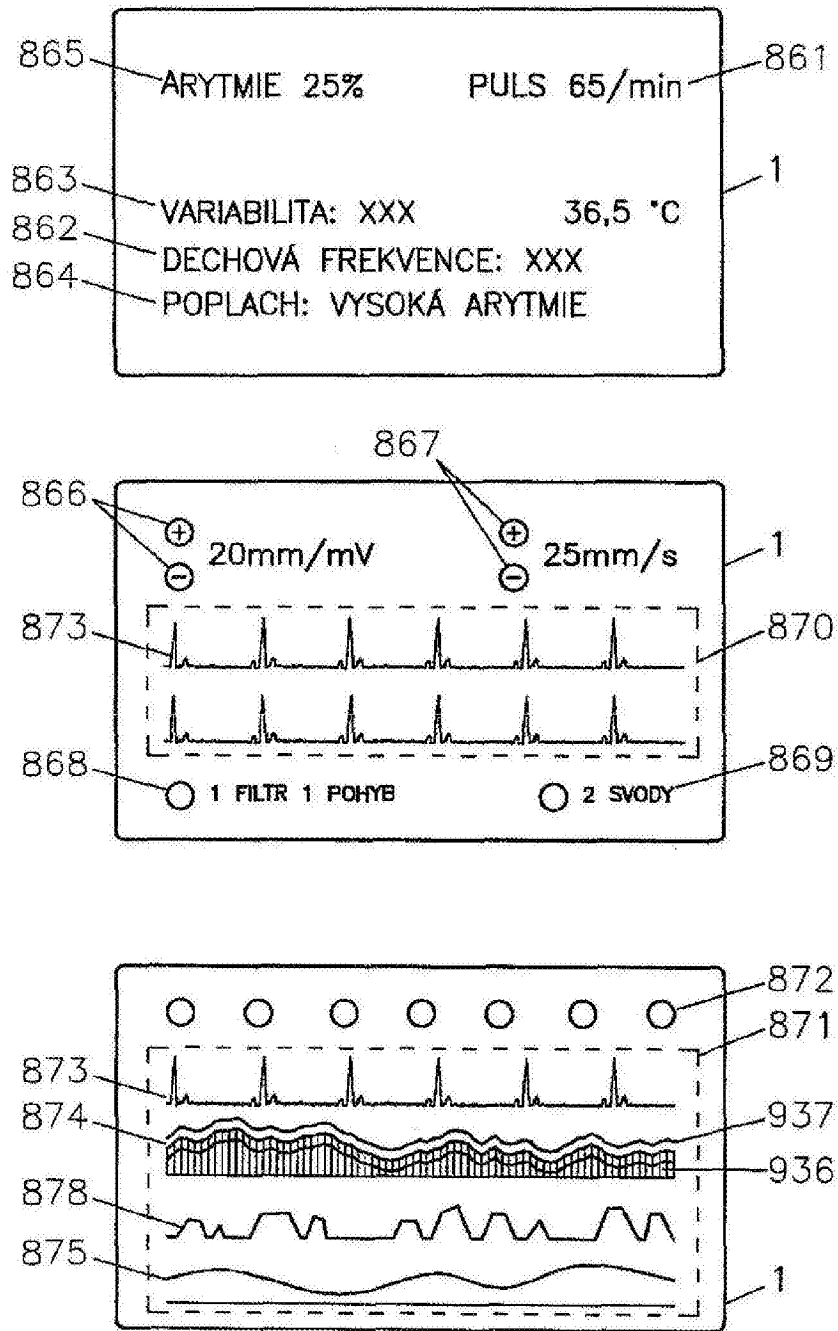


图11

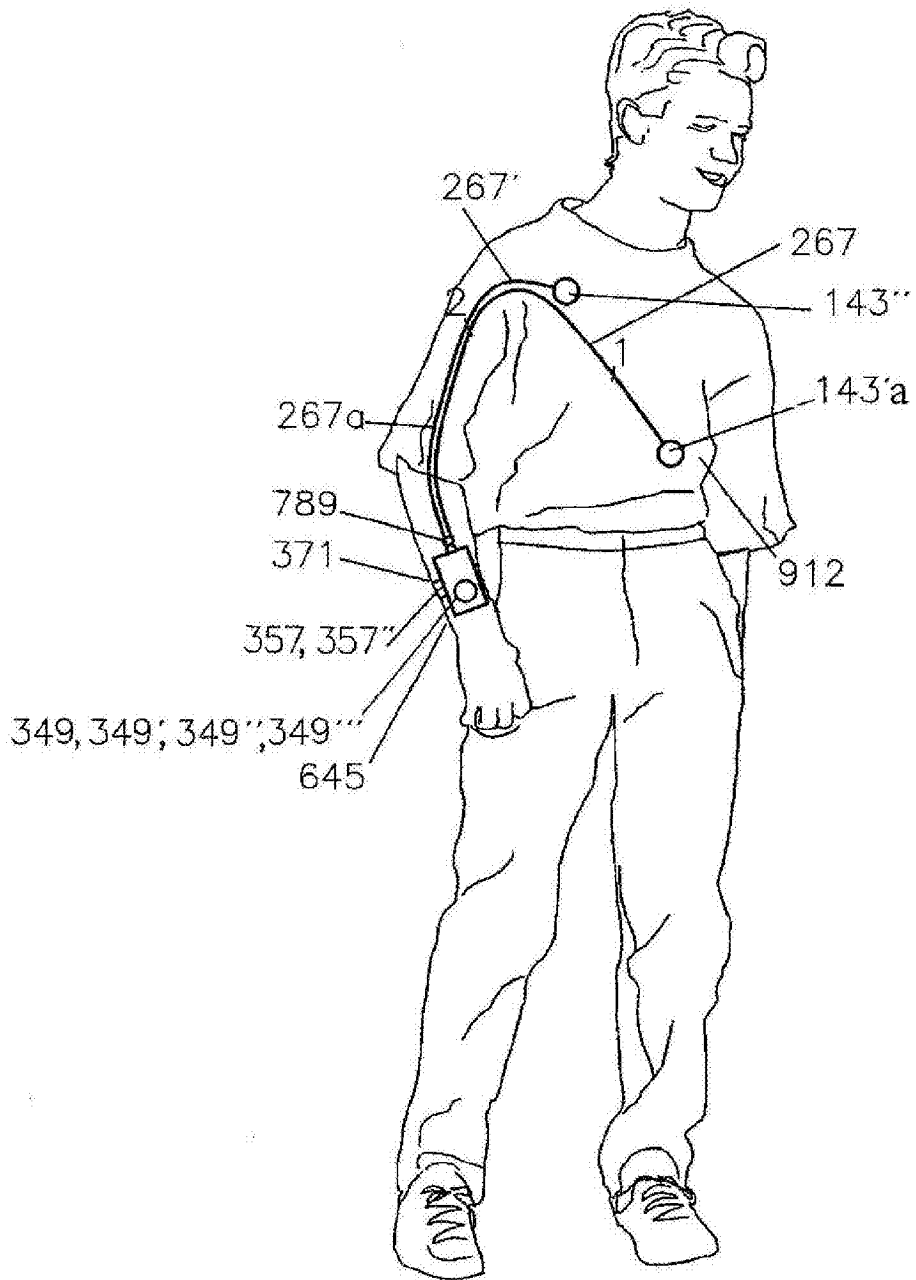


图12

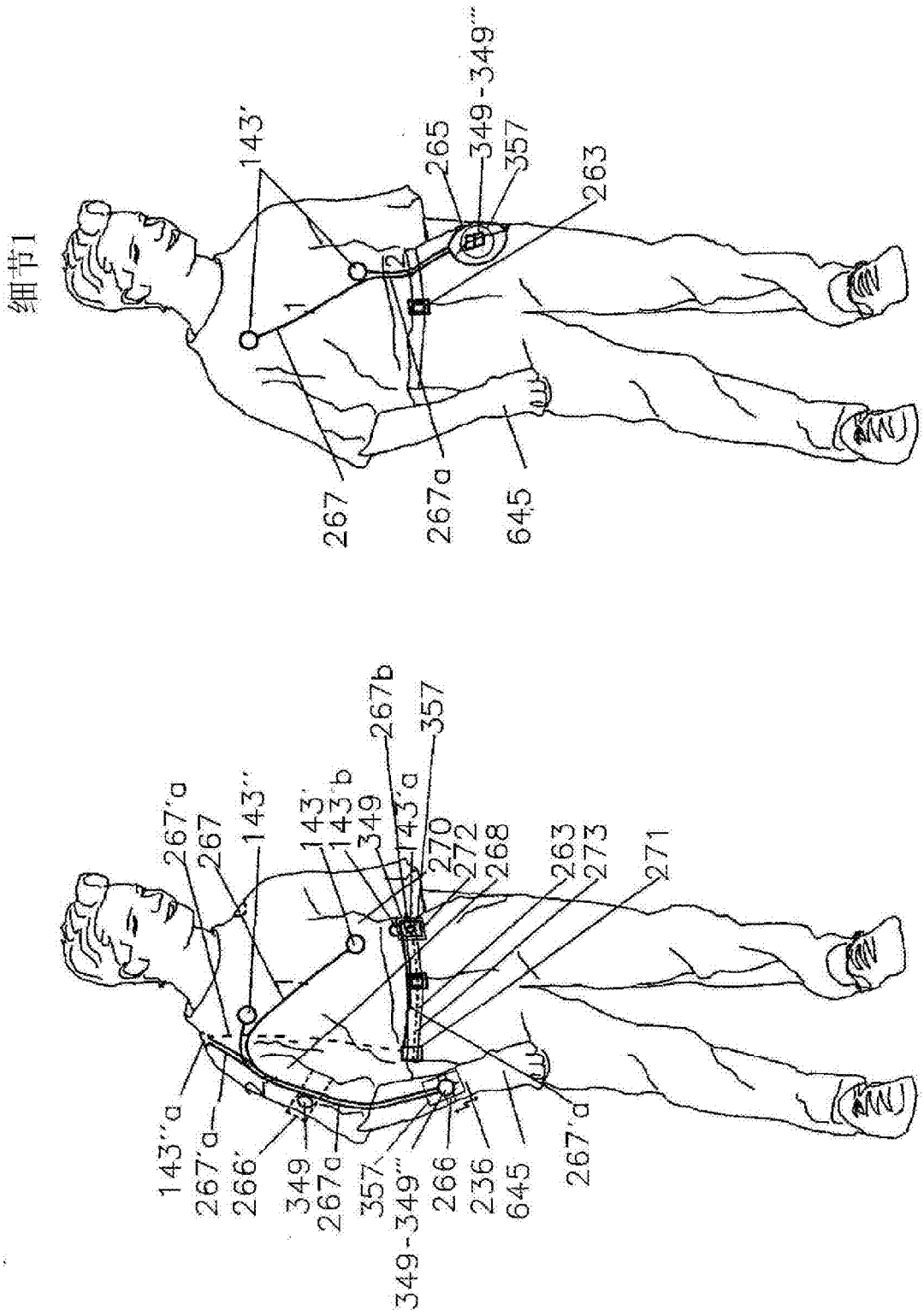


图13

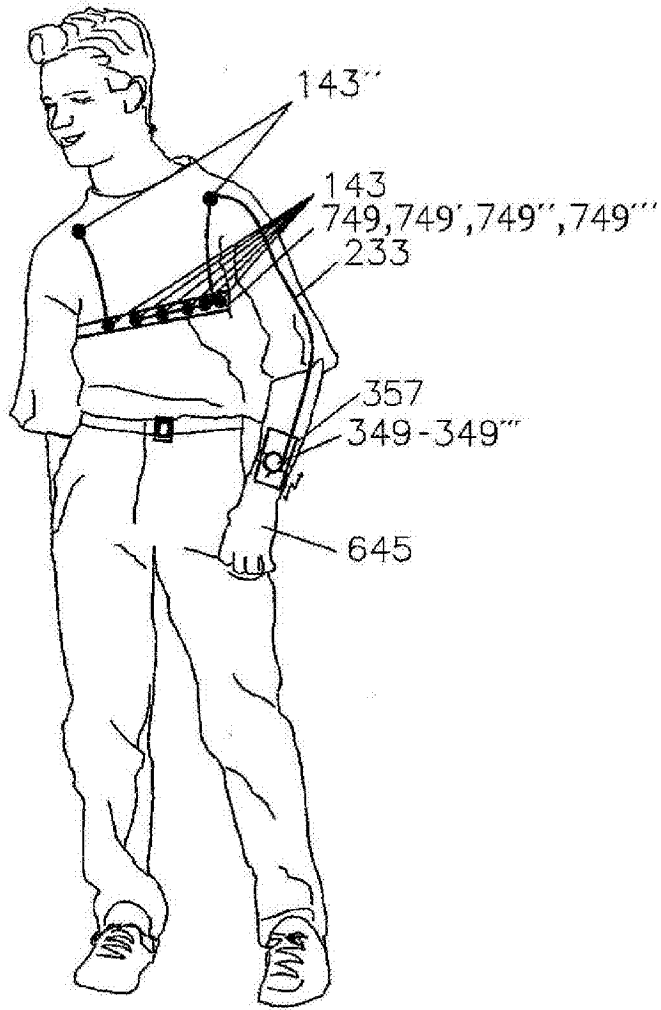


图14

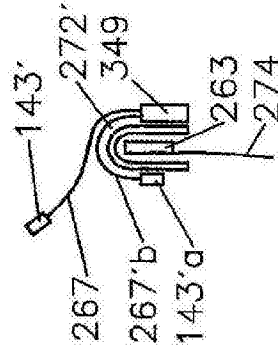


图15

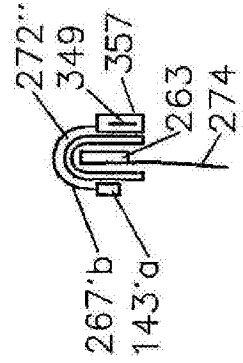


图16

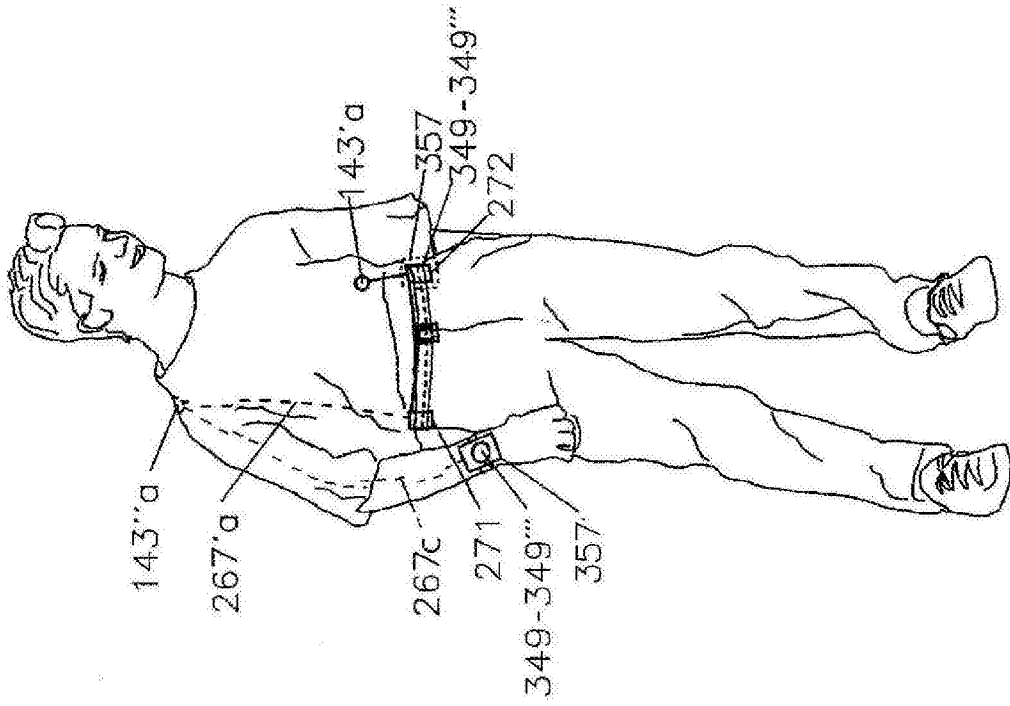


图17

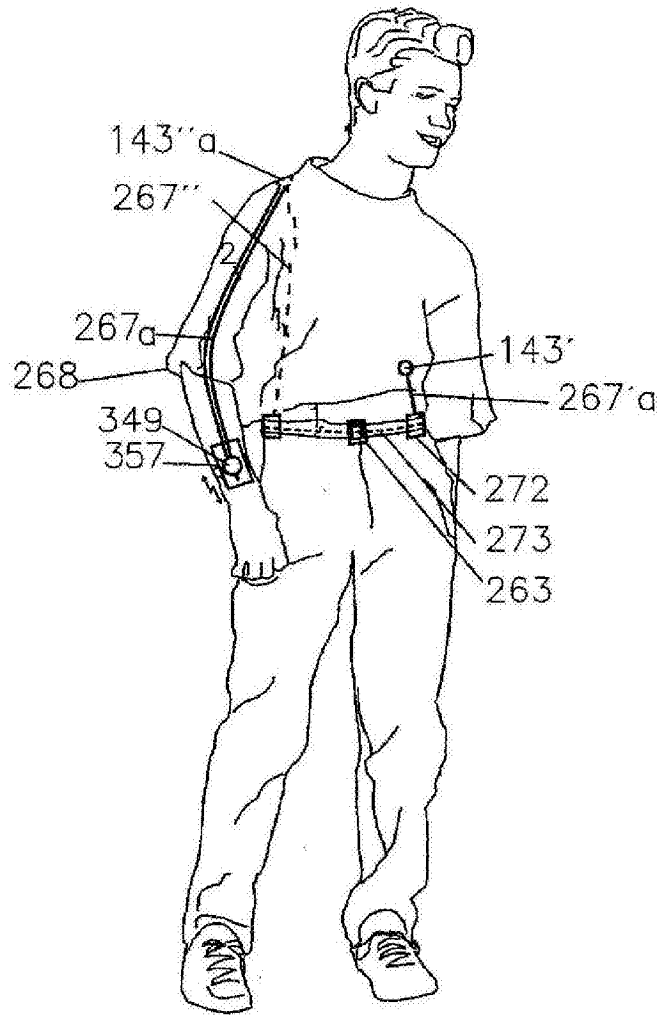


图18

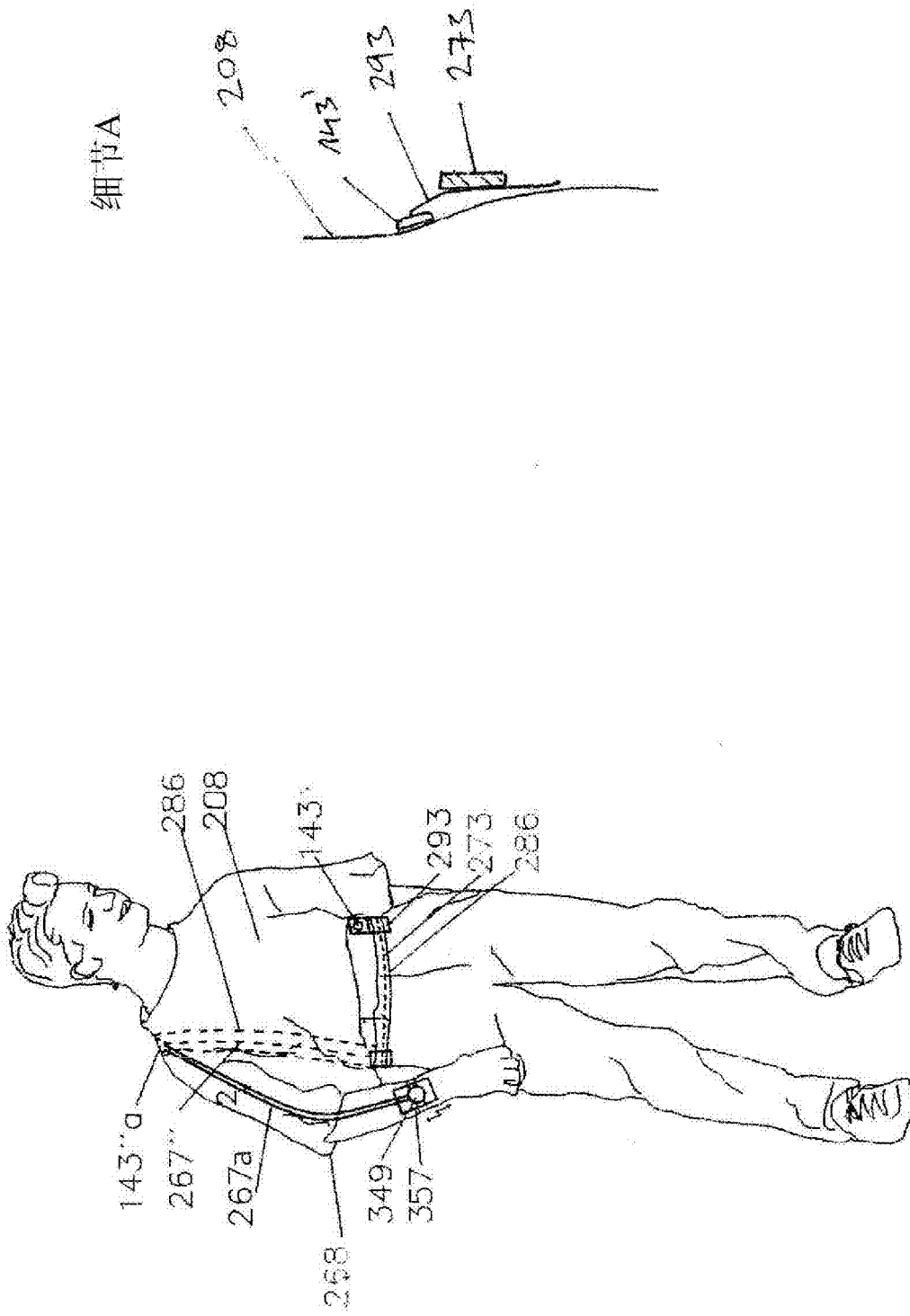


图19

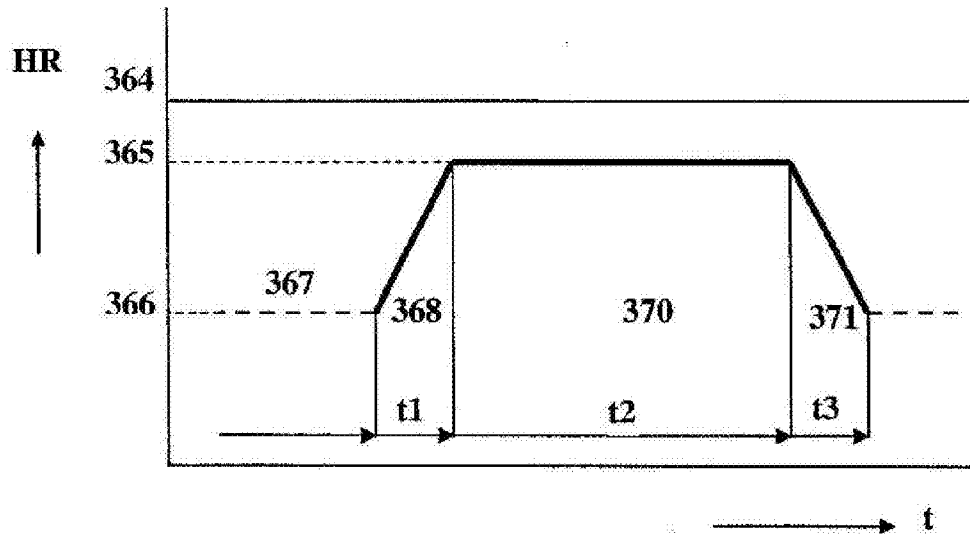


图20

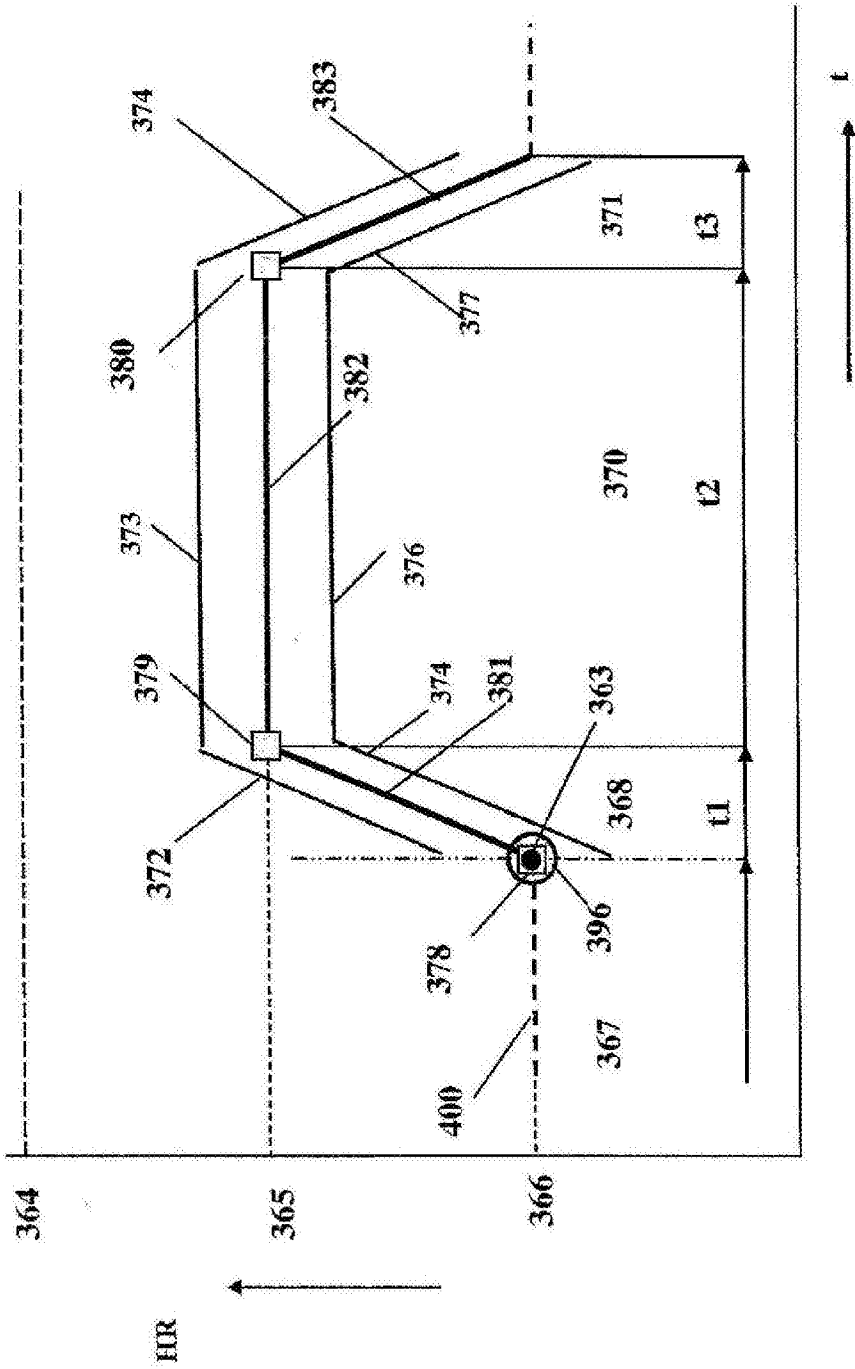


图21

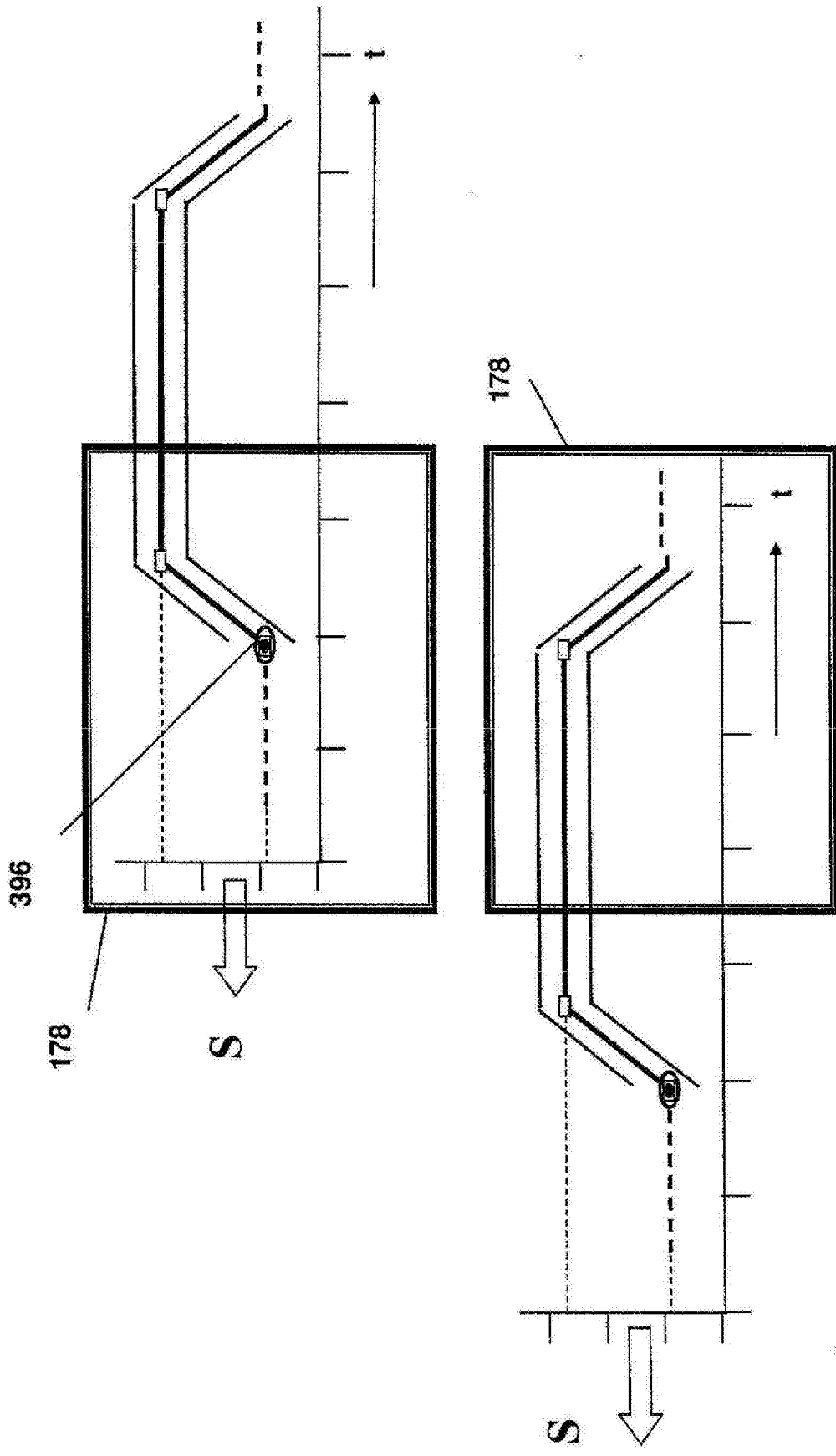


图22

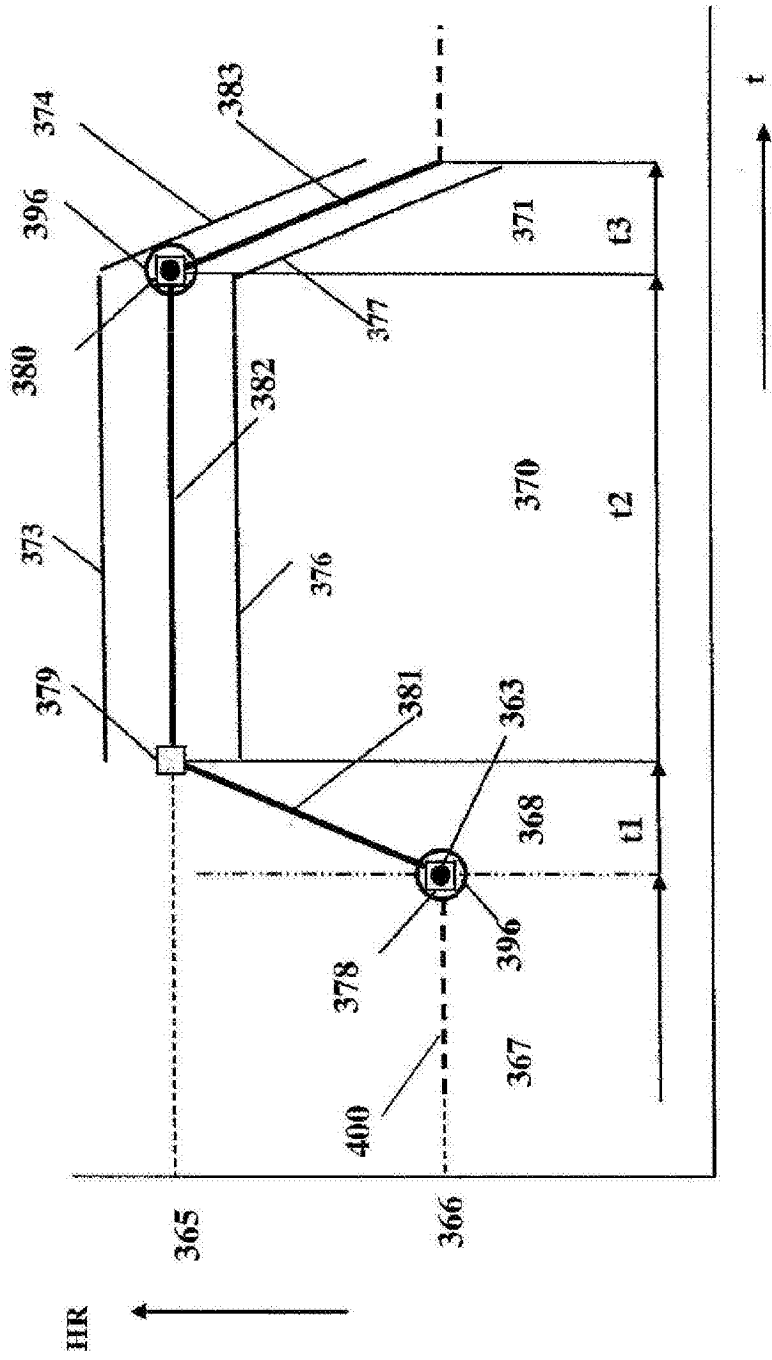


图24

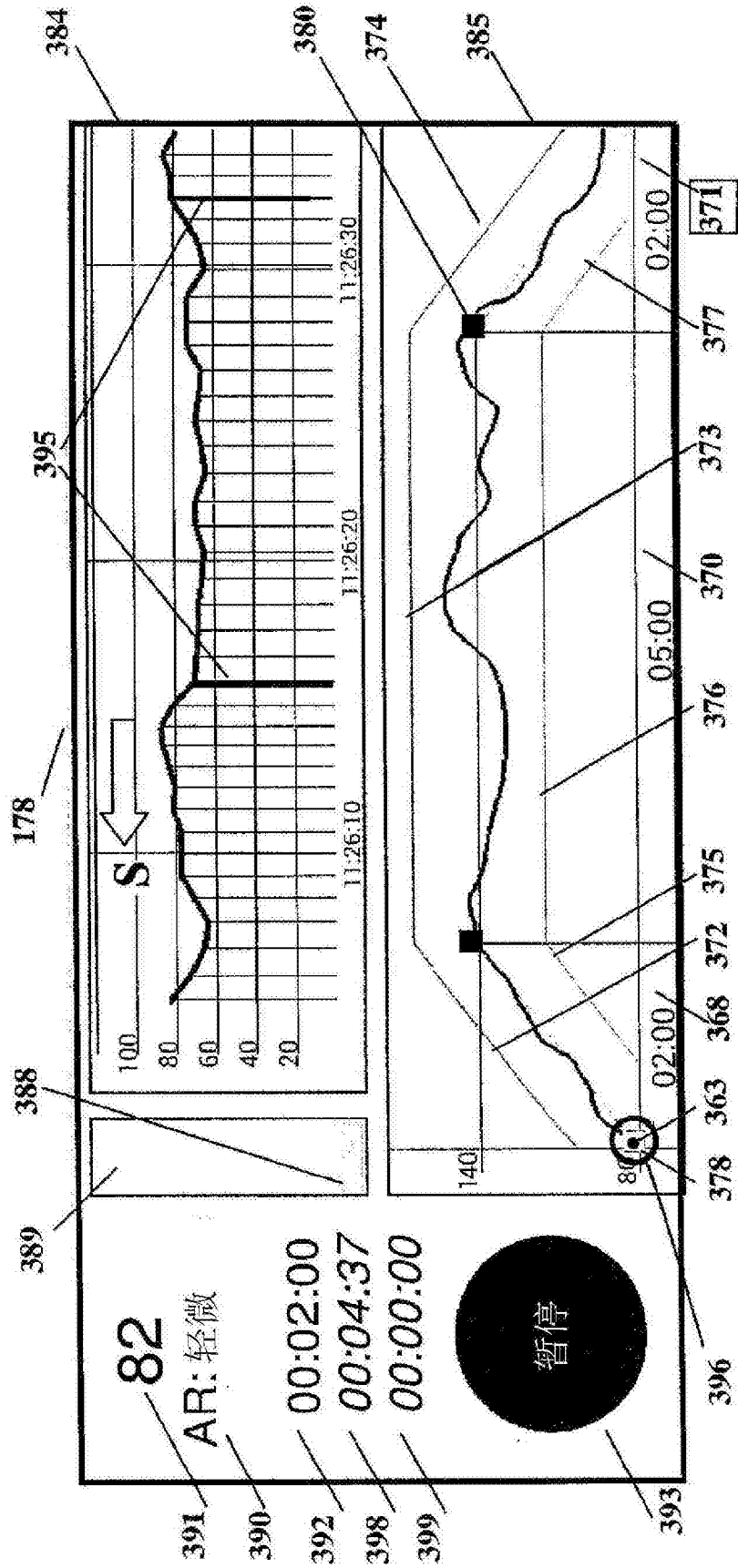


图25

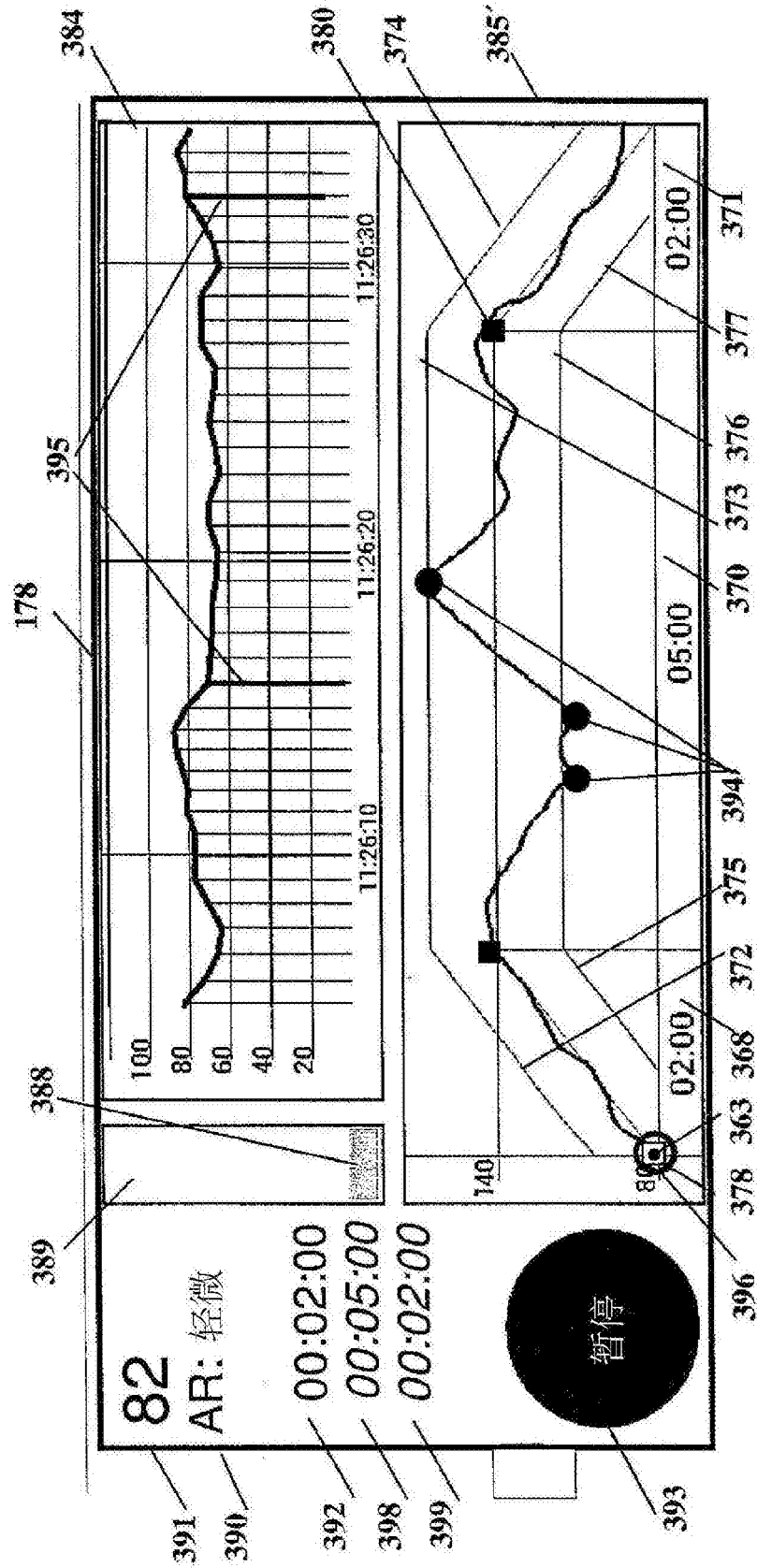


图26

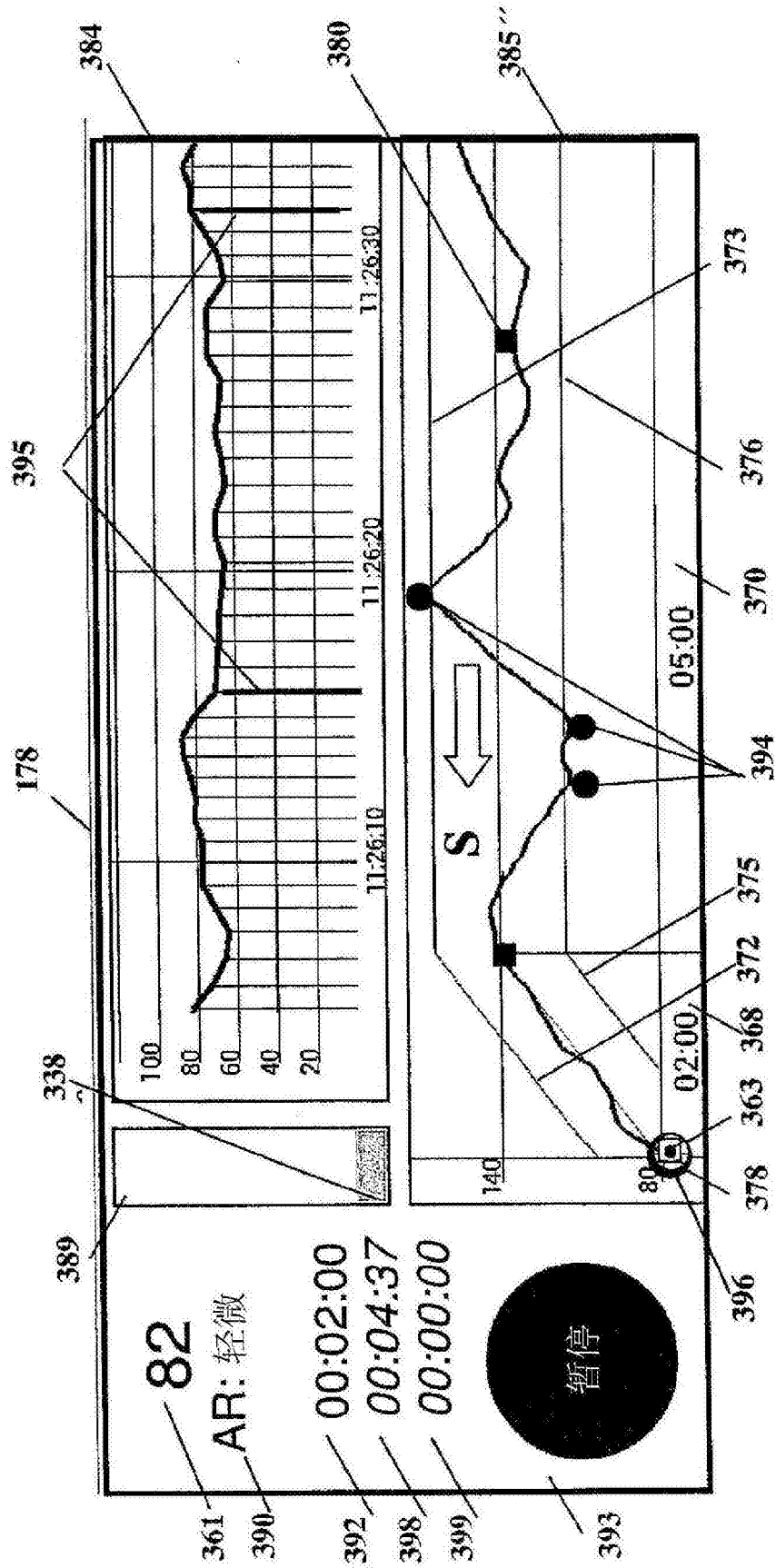


图27

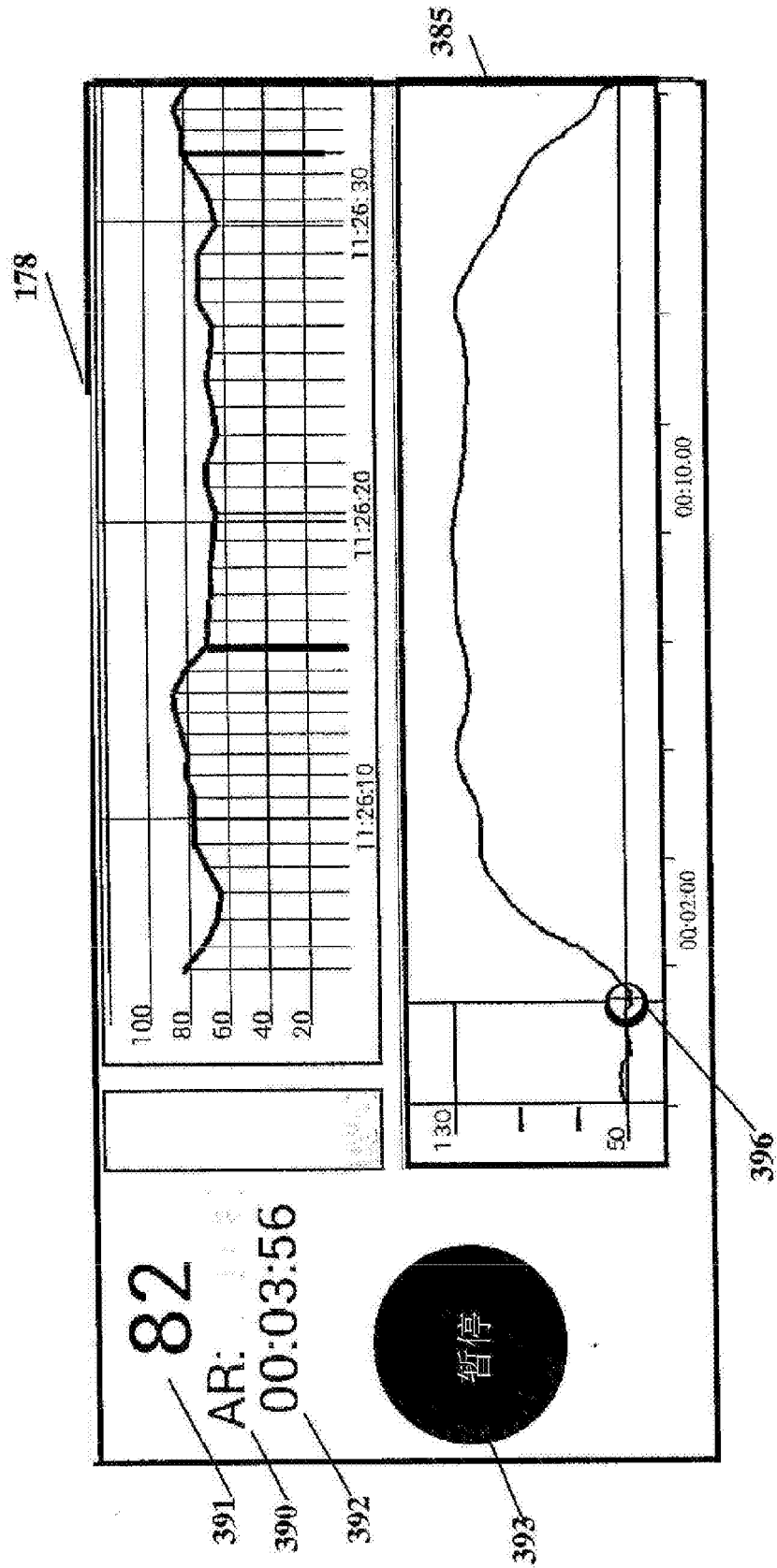


图28

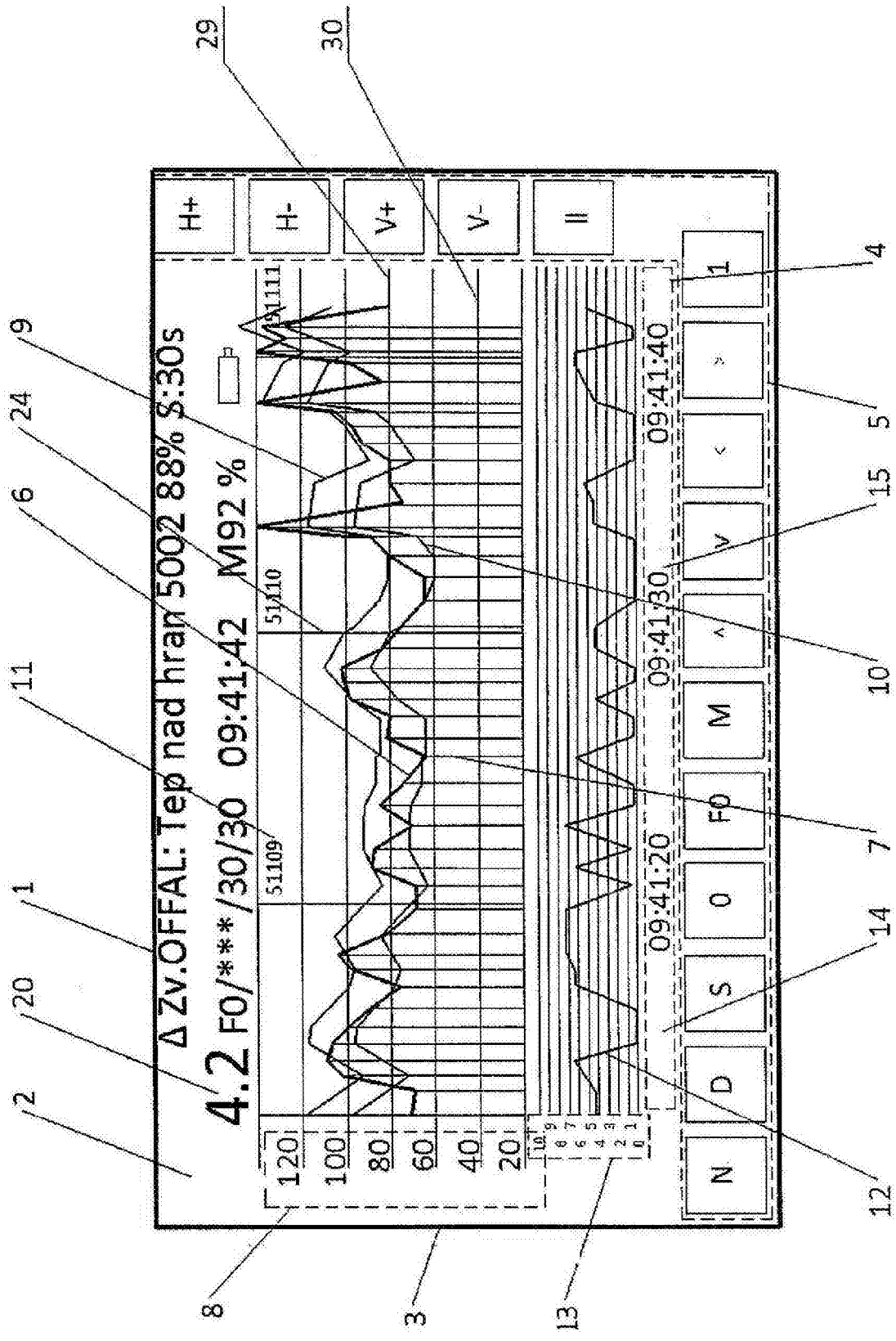


图29

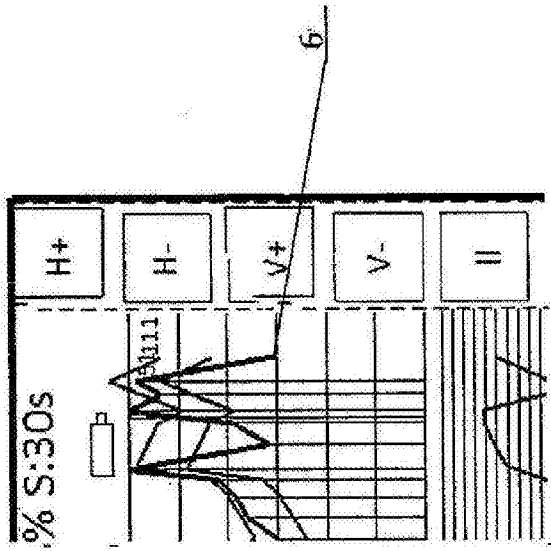


图30

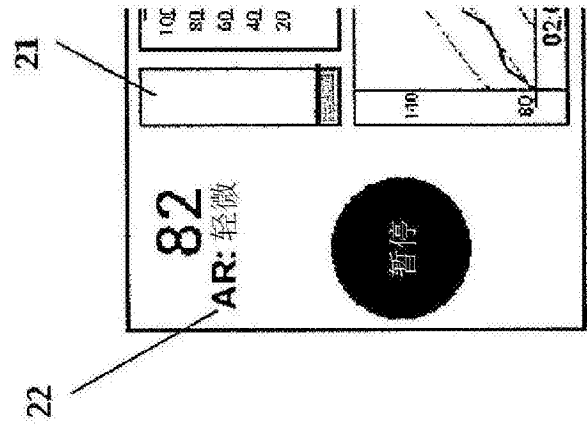


图31

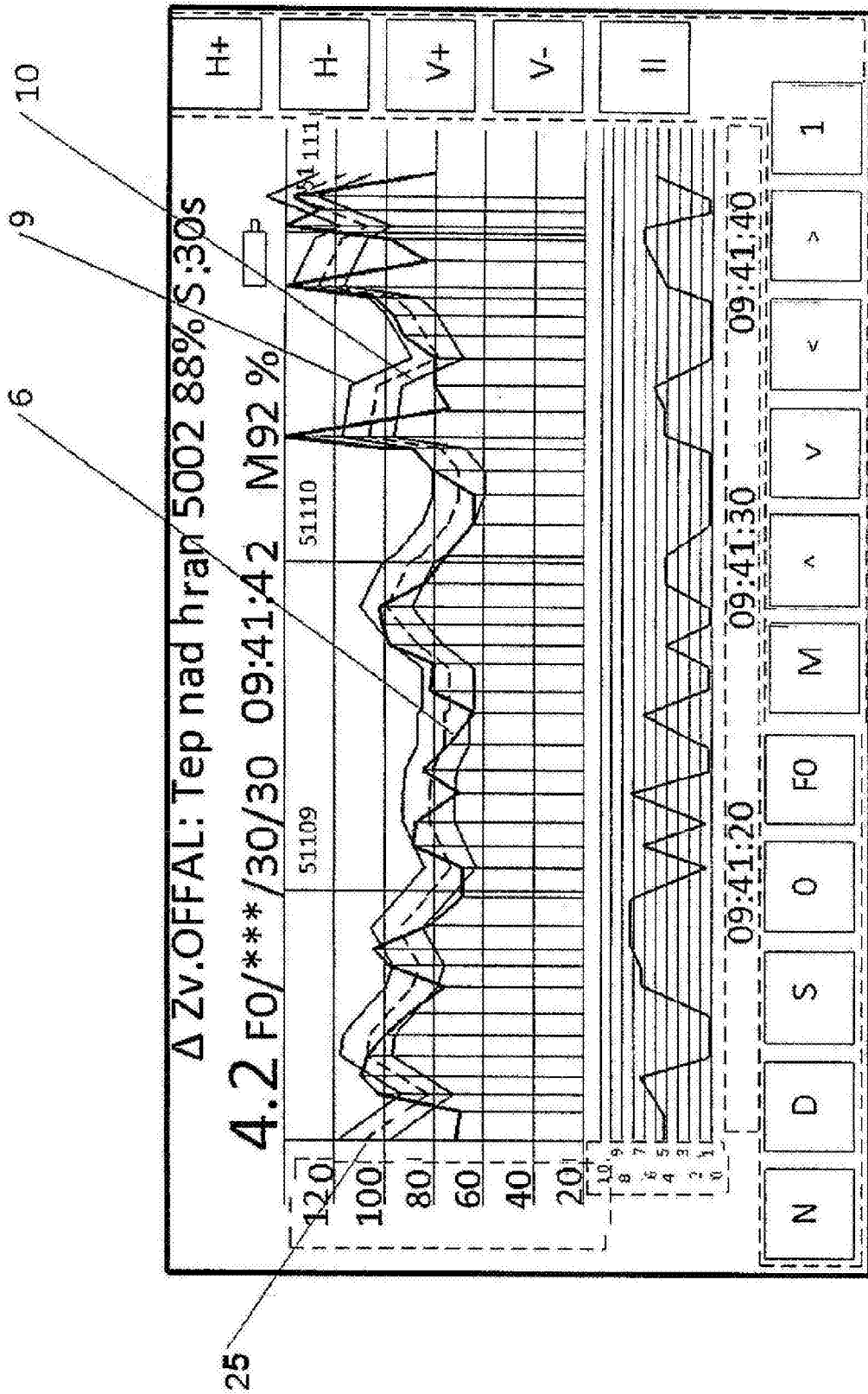


图32

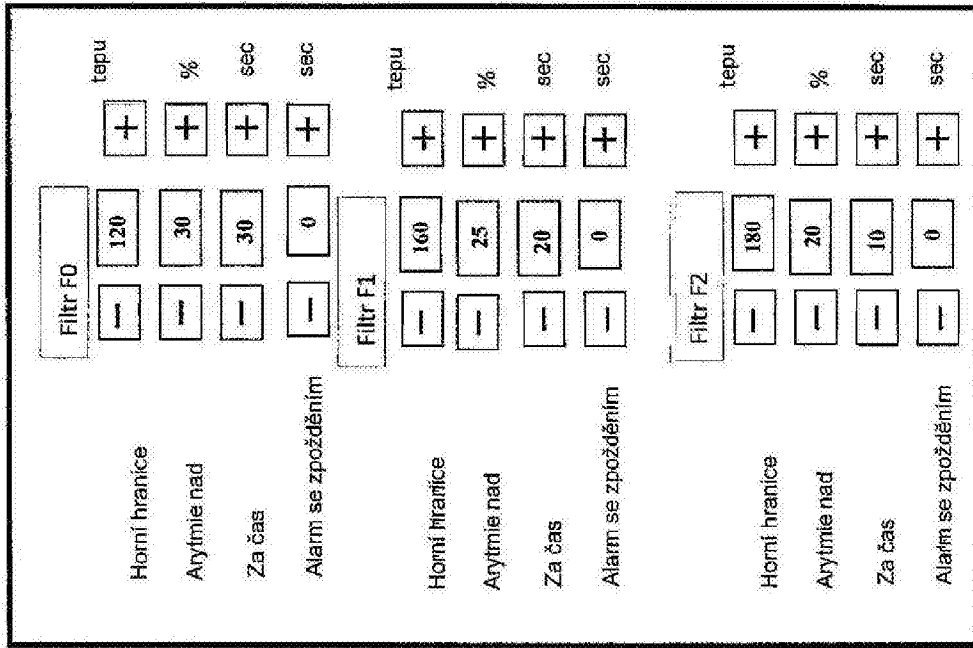


图33

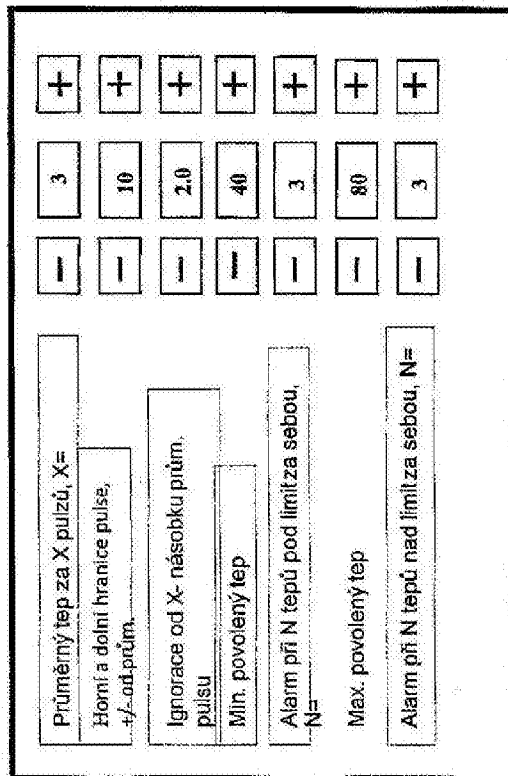


图34

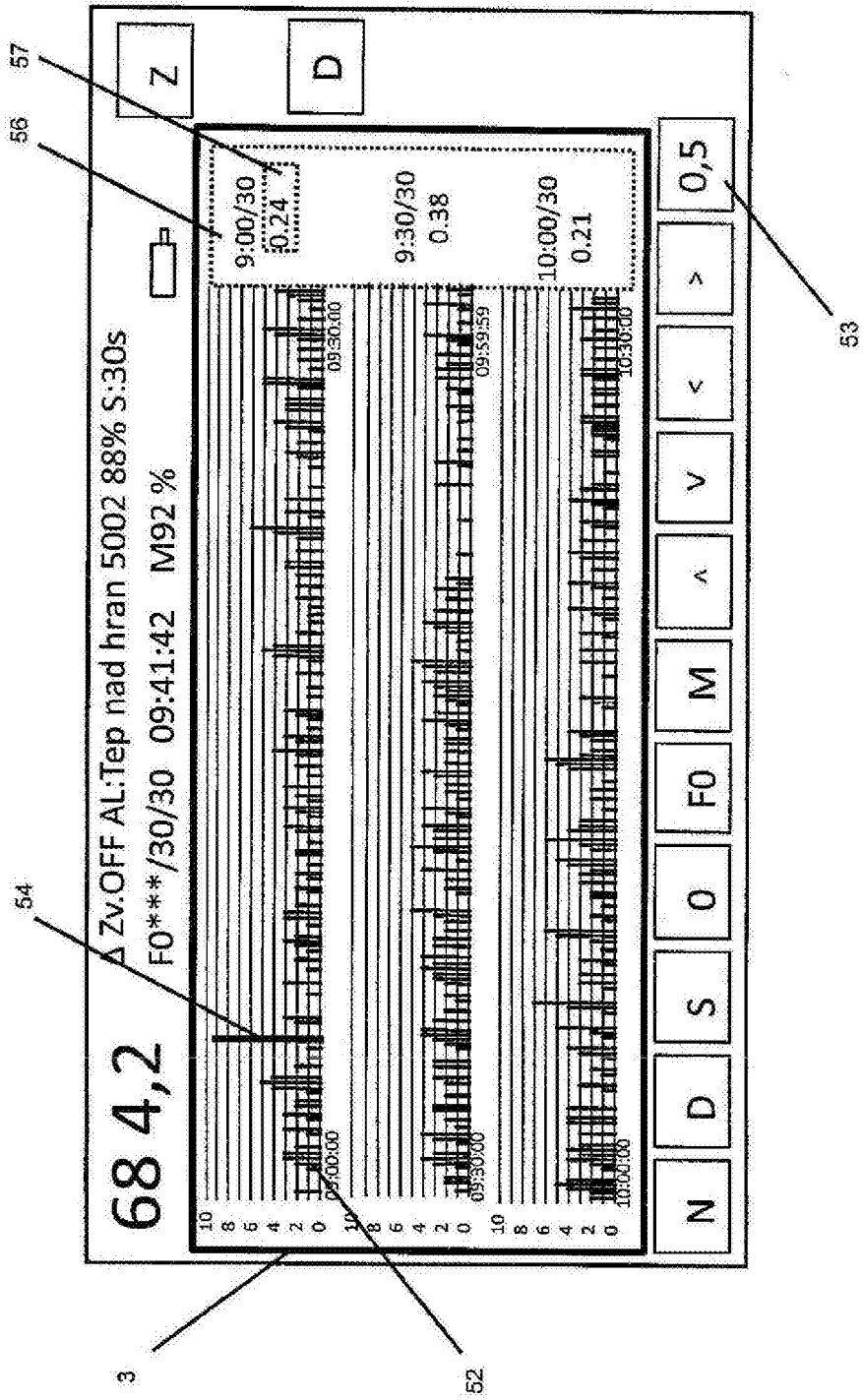


图35

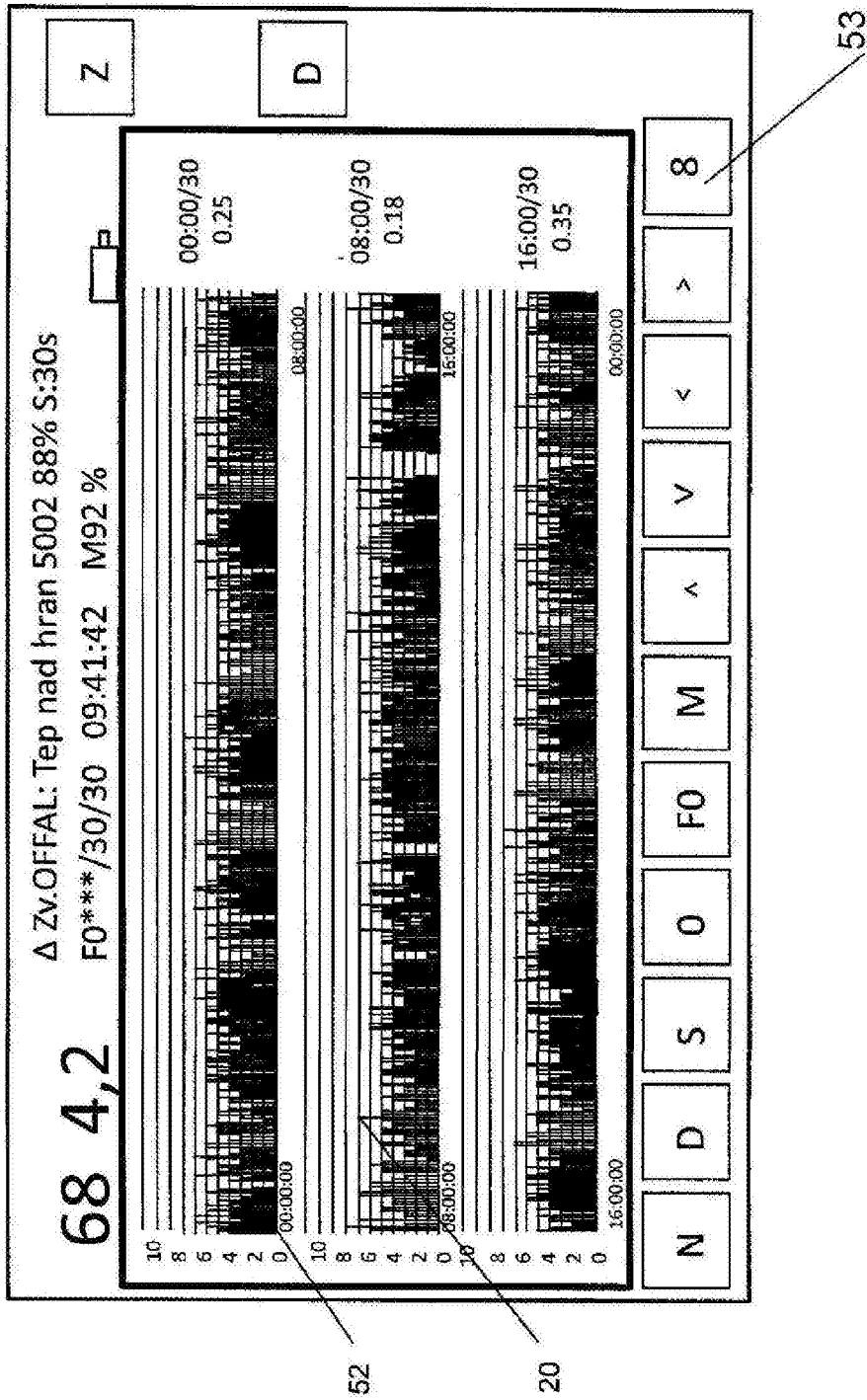


图36

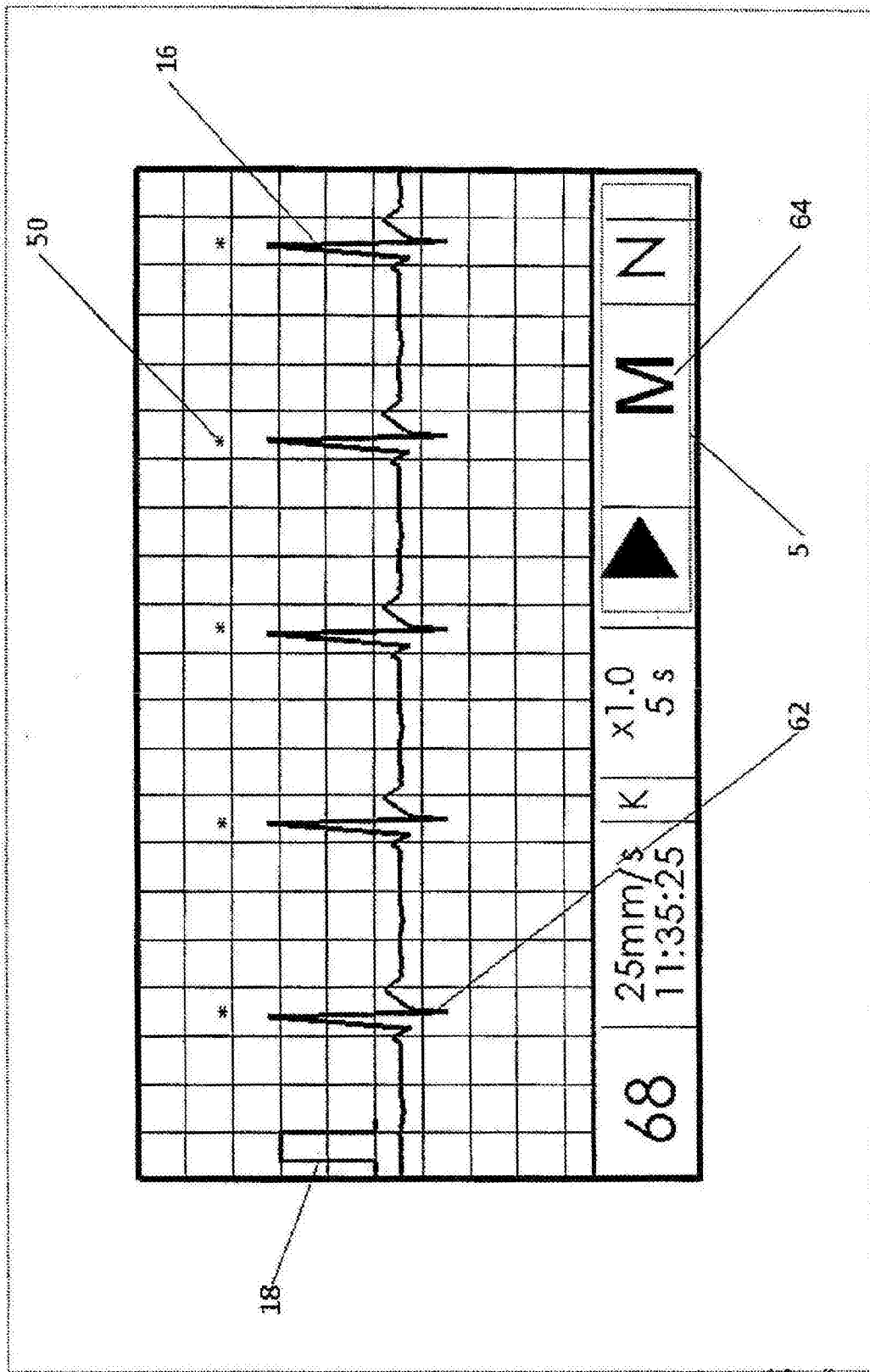


图37

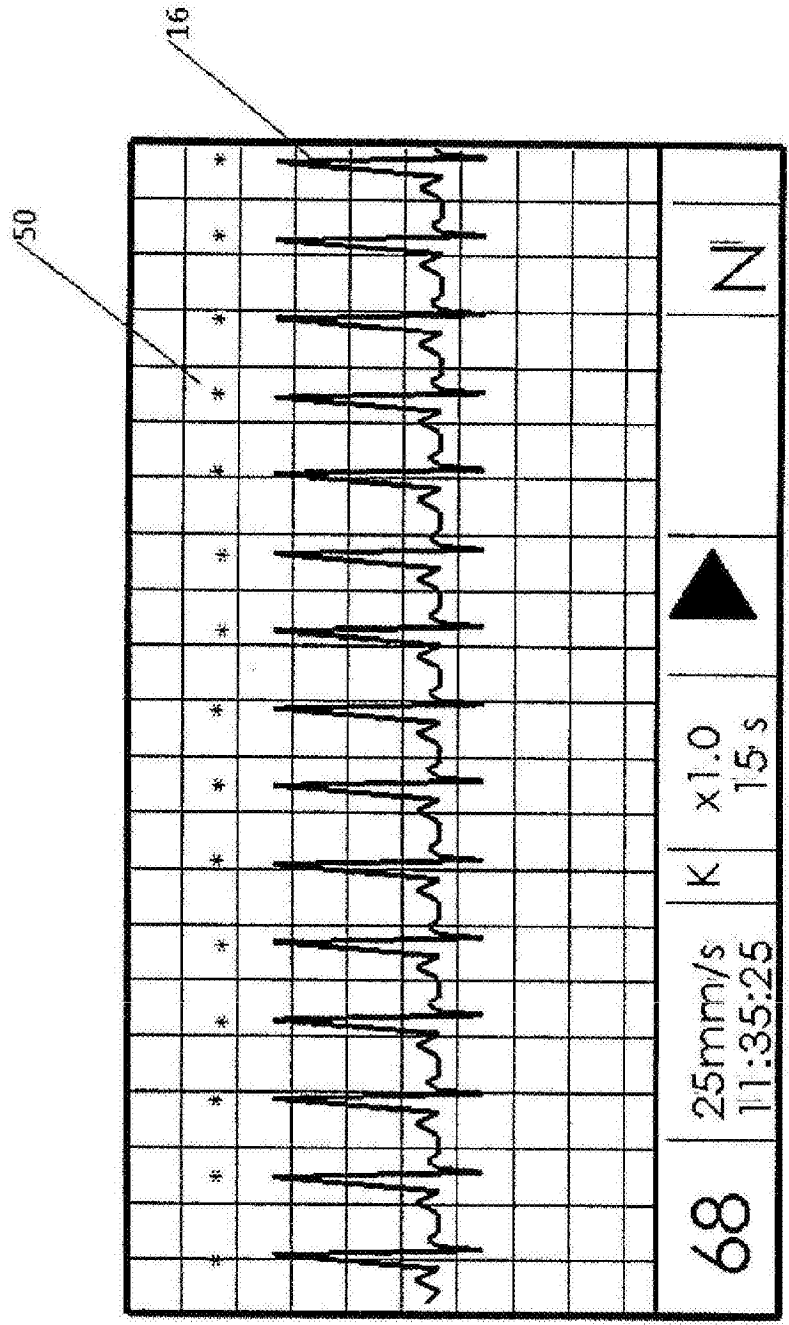


图38

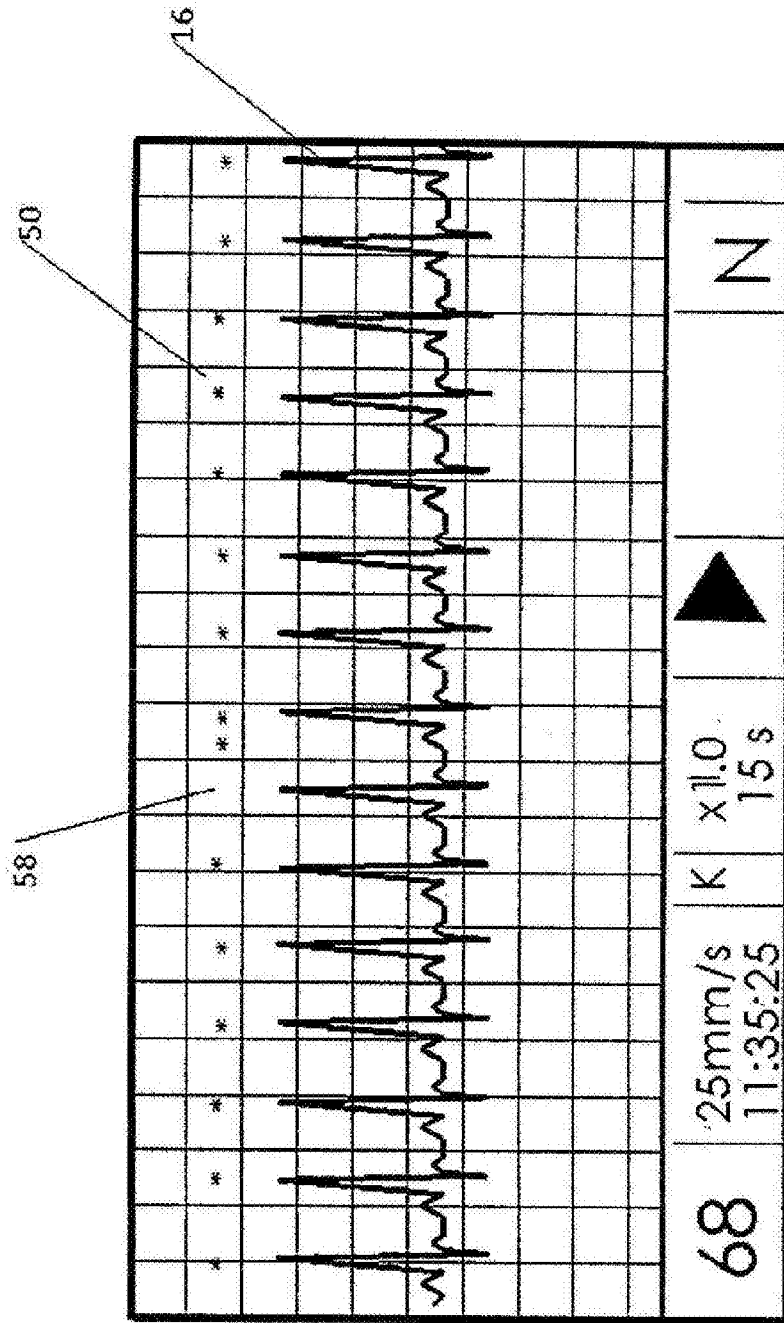


图39

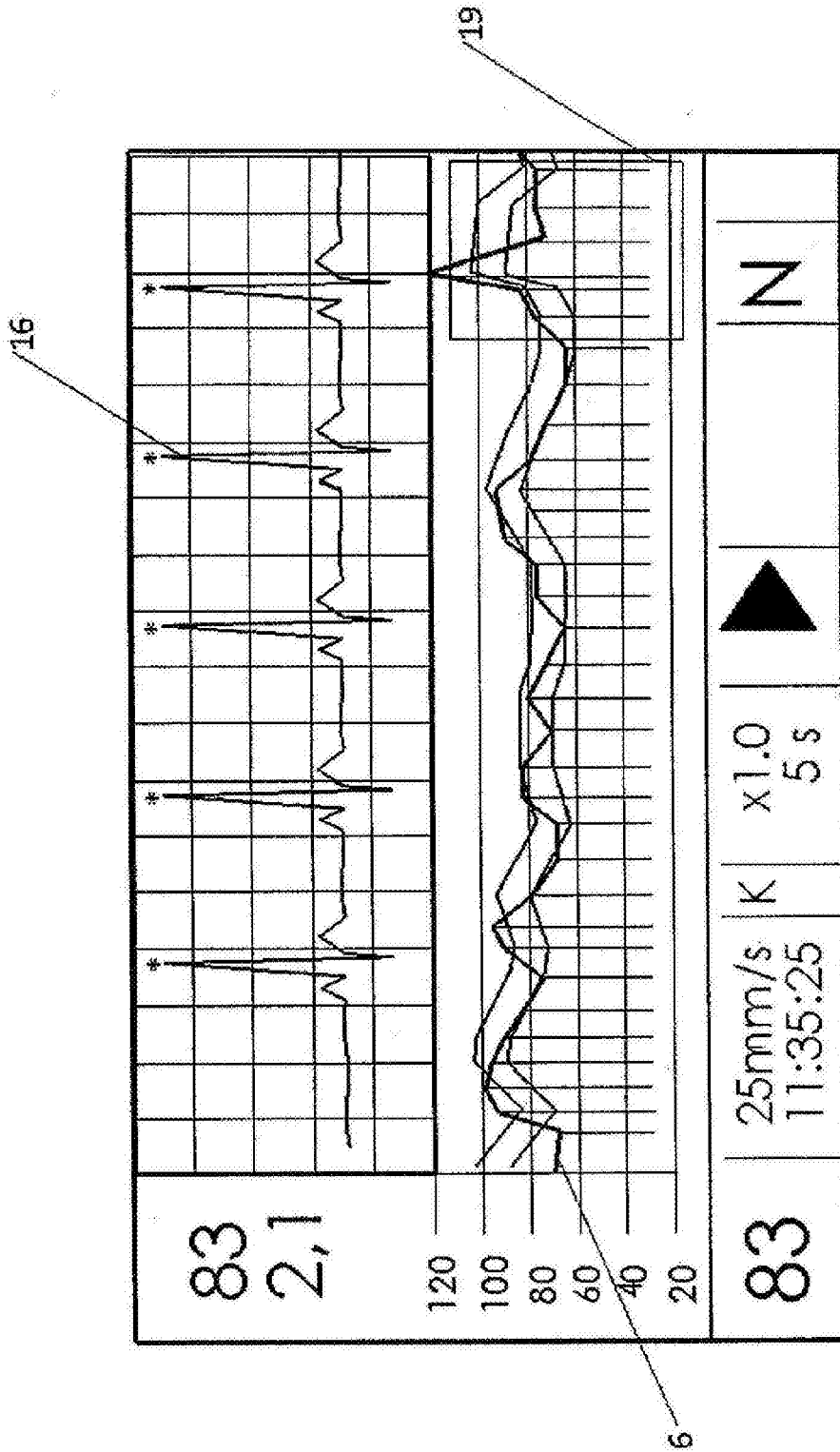


图40

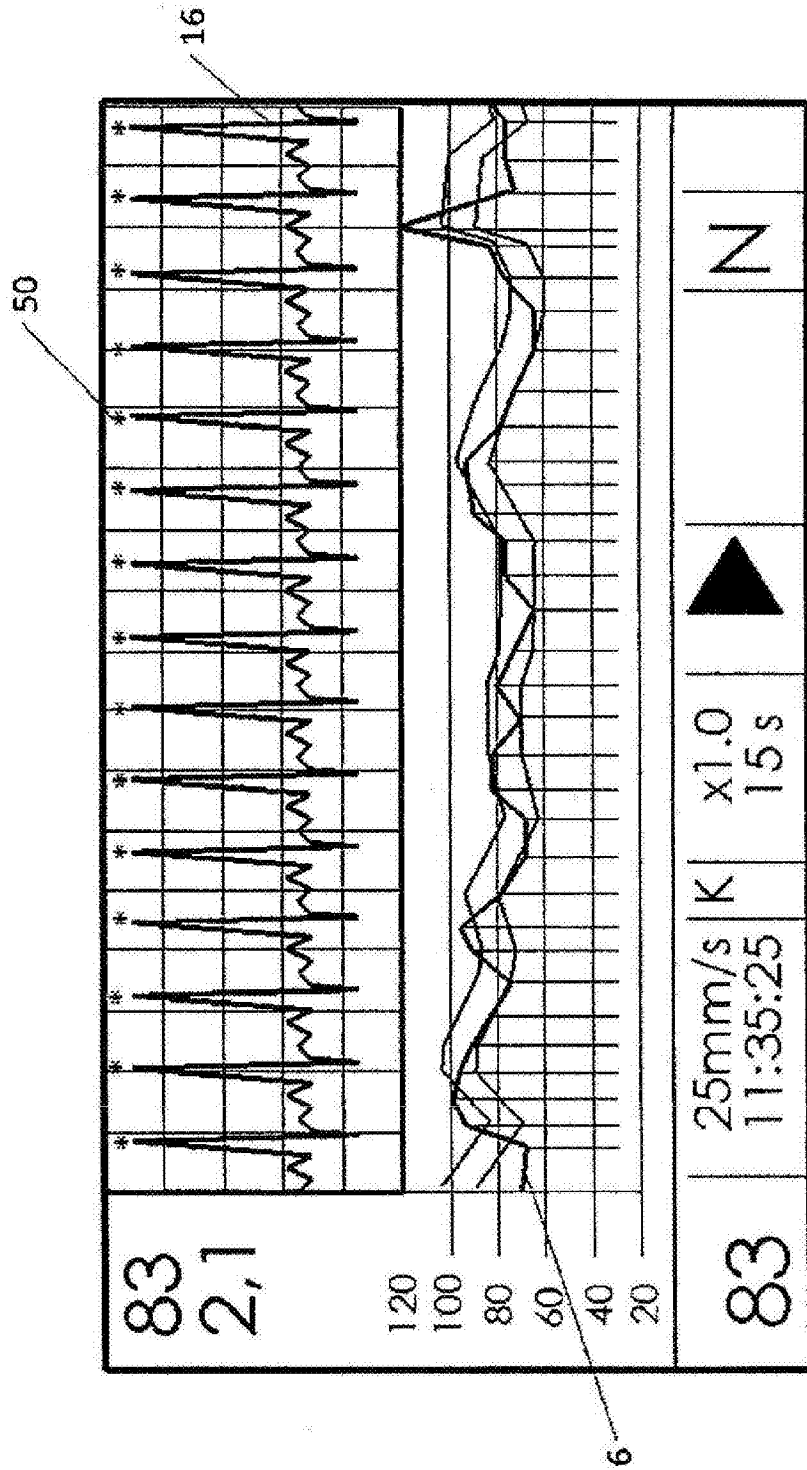


图41

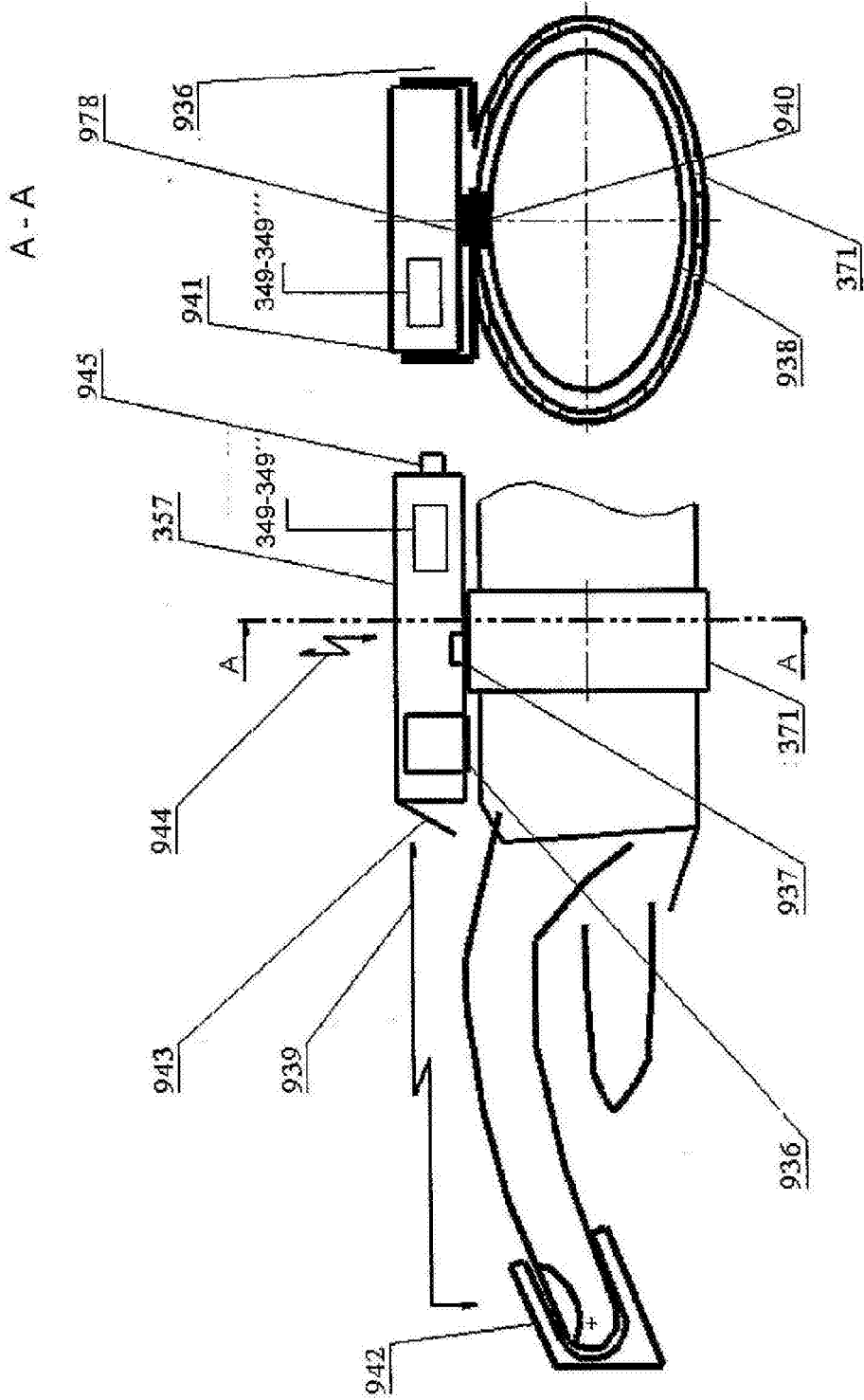


图42

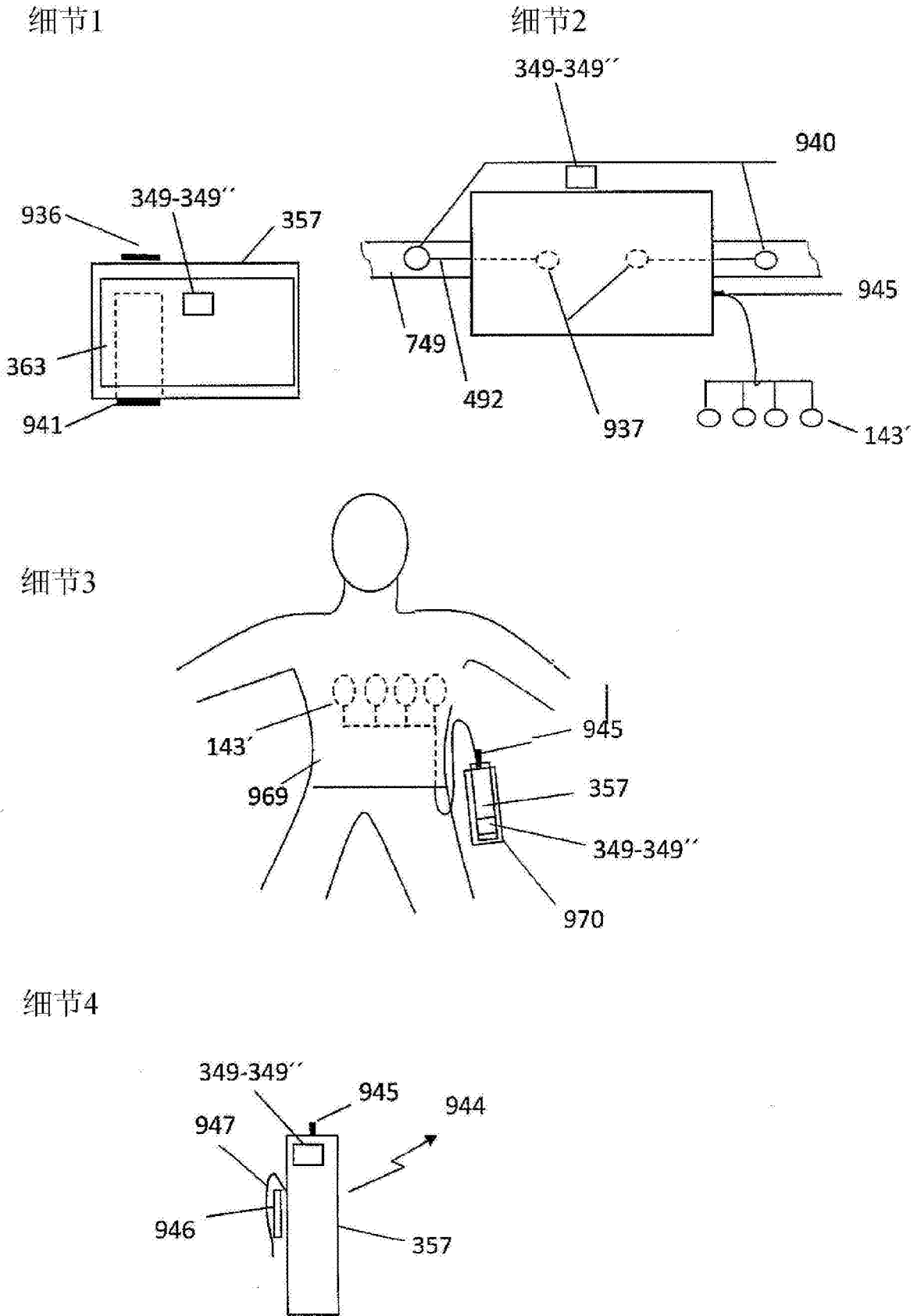
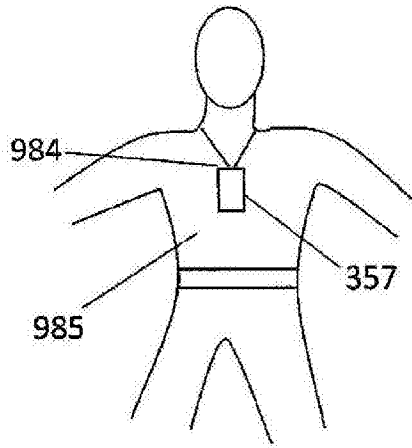


图42(续)

细节5



细节6

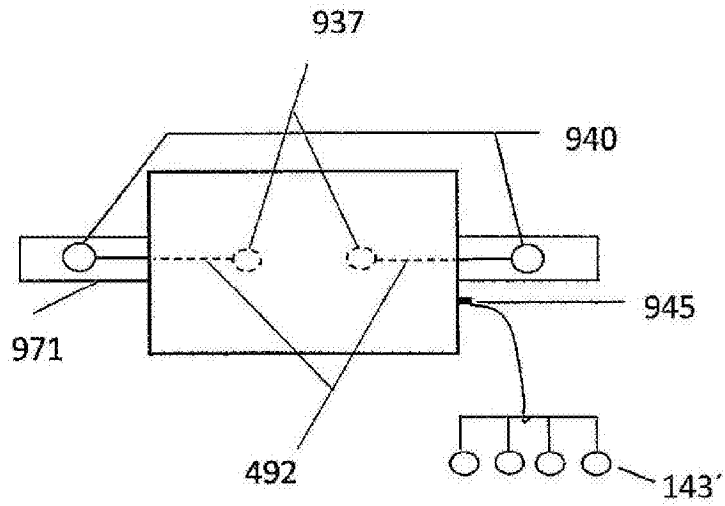


图42(续)

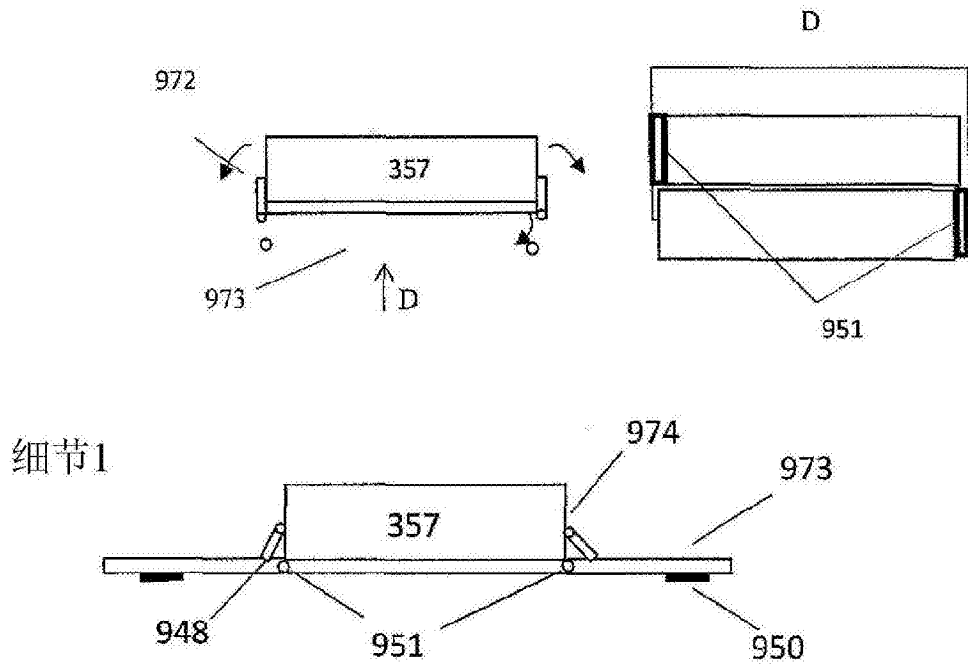


图43

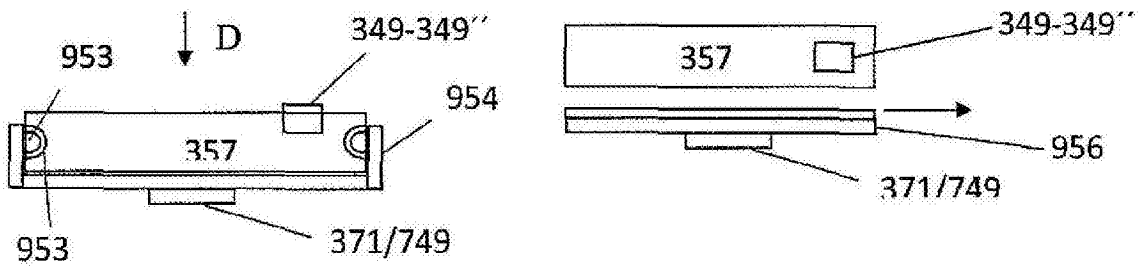


图44

图45

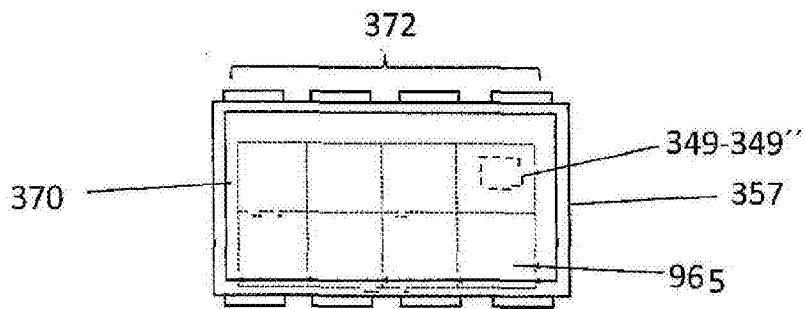


图46

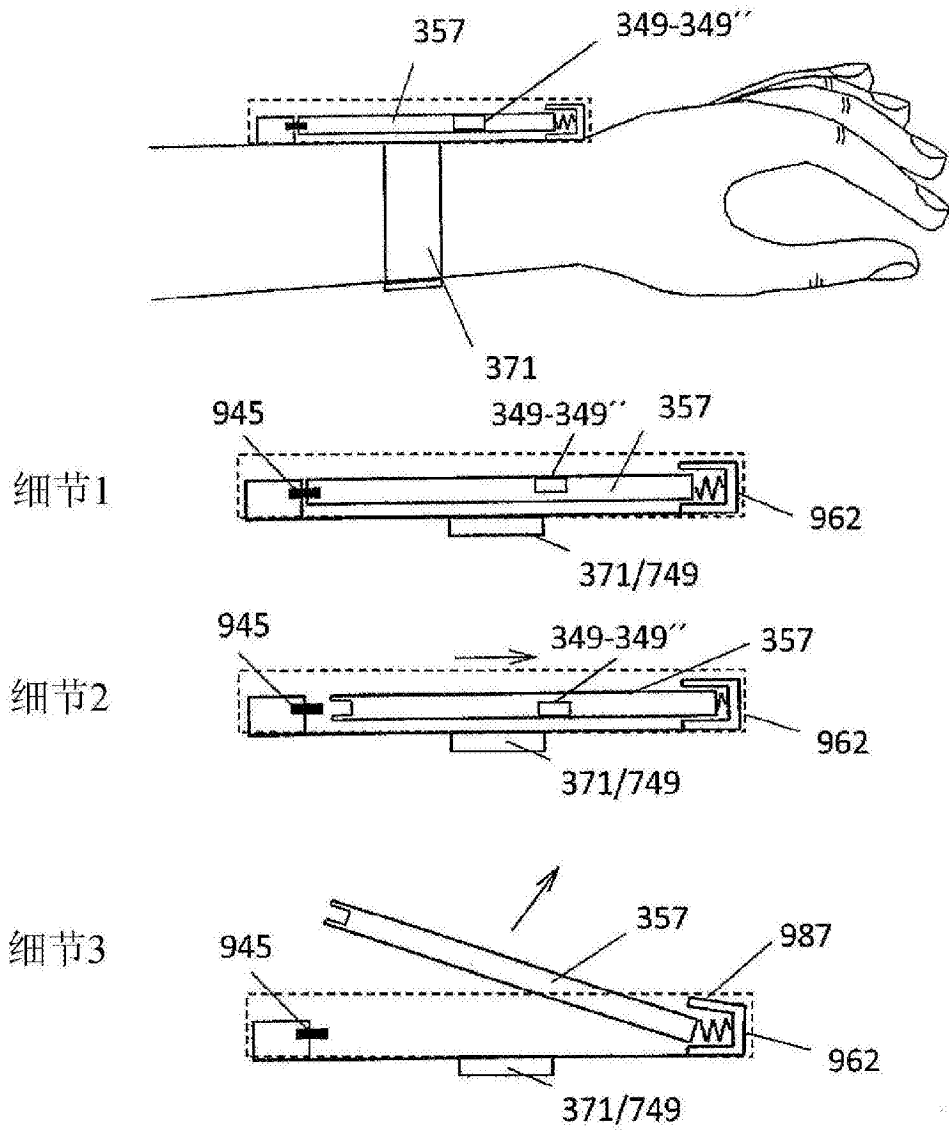


图47

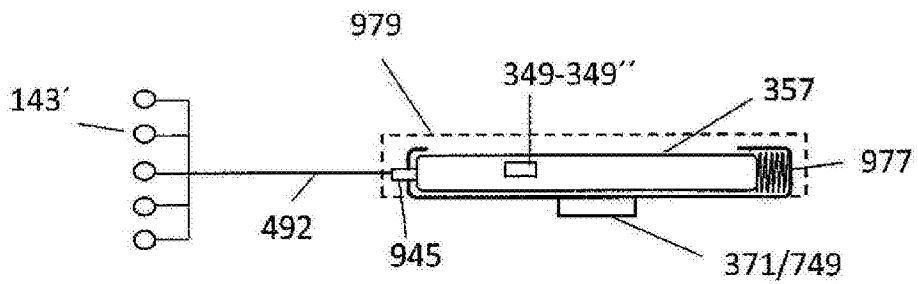
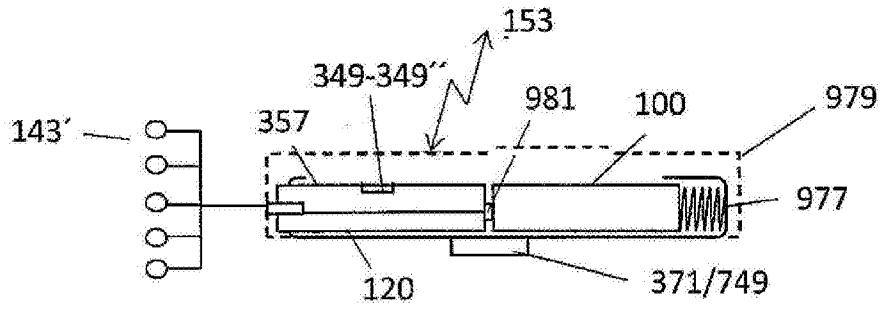
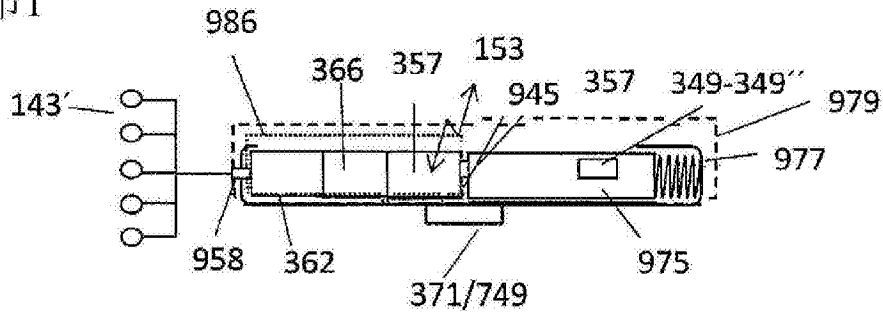


图48



细节1



细节2

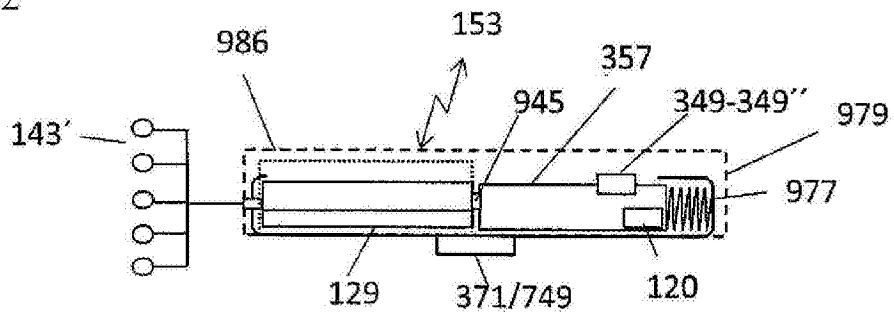


图49

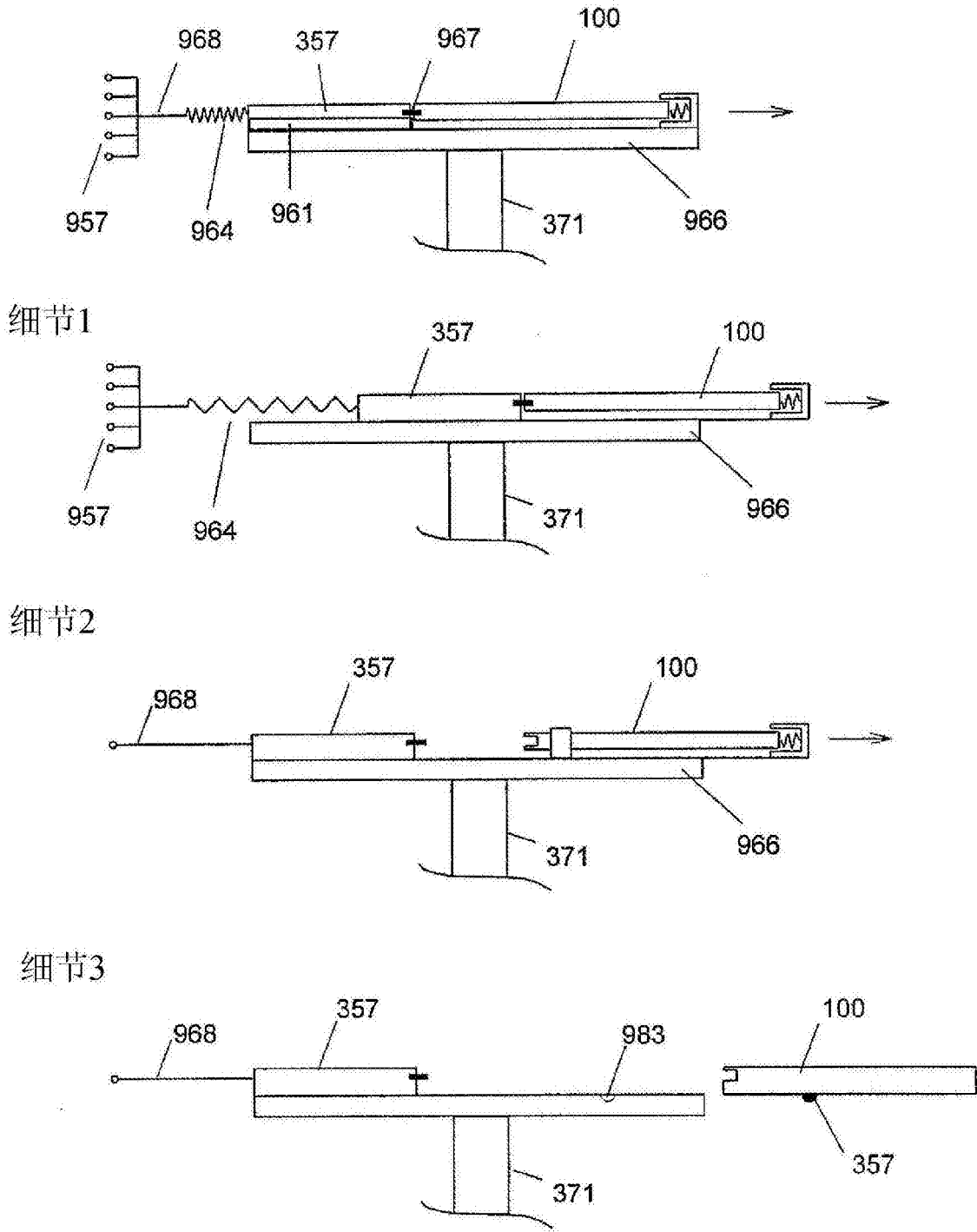


图50

专利名称(译)	即时动态心电图		
公开(公告)号	CN105491940A	公开(公告)日	2016-04-13
申请号	CN201480047785.6	申请日	2014-06-30
[标]发明人	斐拉迪米尔·克兰兹		
发明人	斐拉迪米尔·克兰兹		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0404 A61B5/046		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/02455 A61B5/0404 A61B5/044 A61B5/0468 A61B5/6805 A61B5/681 A61B5/7203 A61B5/742 A61B5/7435		
优先权	20131031 2013-12-18 CZ 2013513 2013-06-29 CZ 2014338 2014-05-15 CZ 2013808 2013-10-18 CZ		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

即时动态心电图允许受监视人的或护理专家或工作人员对所感测的、经处理且所显示的心脏信号、ECG曲线、心率、心律不齐及其限制的本地或远程监视。

