(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105814419 A
(43)申请公布日 2016.07.27

(21)申请号 201480067573.4

(22)申请日 2014.10.11

(30)优先权数据
61/889,561 2013.10.11 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.06.12

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2014/060199 2014.10.11

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2015/054679 EN 2015.04.16

(71)申请人 马尔西奥·马克·阿布雷乌
地址 美国康涅狄格

(72)发明人 马尔西奥·马克·阿布雷乌

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 王丽军

(51)Int.Cl.
G01K 13/00(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/01(2006.01)

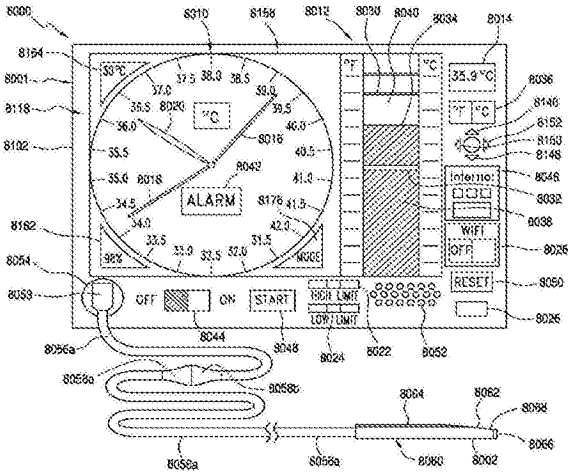
权利要求书3页 说明书72页 附图60页

(54)发明名称

用于生物学评估的方法和设备

(57)摘要

提供了用于通过Abreu脑热通道(ABTT)监视生物学参数的医疗装置。通过监视和分析ABTT的温度，能够诊断患者或对象在各种状况下的变化，包括预测医疗状况的过程。此外，因为ABTT具有预测性，分析ABTT可在即将发生的医疗状况使得医疗操作存在危险时被用于安全目的的控制机制。



CN 105814419 A

1.一种用于对人进行冷却的系统，包括：

温度传感器，其被配置成发送代表温度的信号，定位在人的皮肤上，位于脑热通道末梢处、脑热通道末梢上方或紧邻脑热通道末梢；

冷却设备，定位成为人提供冷却；

警示器和显示器中的至少一个；以及

控制器，其被配置成接收温度信号，以基于温度信号确定代表人的未冷却状态的第一温度，确定何时温度信号代表比第一温度低至少一摄氏度的第二温度，并且发送信号至警示器和显示器中的至少一个以呈现已经达到第二温度的指示。

2.如权利要求1所述的系统，其中，控制器被配置成确定何时温度信号代表指示对于人而言的危险的低体温的第三温度，并且发送信号以启动警示器。

3.如权利要求2所述的系统，其中，第三温度为大约34℃。

4.如权利要求1所述的系统，其中，在开始冷却之前，防颤抖机制被提供给人。

5.如权利要求4所述的系统，其中，防颤抖机制为施加于一或多个手足部位的热量。

6.如权利要求4所述的系统，其中，防颤抖机制为一或多种药剂。

7.一种用于改变人的内核温度的系统，包括：

温度传感器，其被配置成发送代表温度的信号，定位在人的皮肤上，位于脑热通道末梢处、脑热通道末梢上方或紧邻脑热通道末梢；

温度改变设备，其定位成提供对人体的温度改变；

警示器和显示器中的至少一个；以及

控制器，其被配置成接收温度信号，以基于温度信号确定代表人的基准状态的第一温度，确定何时温度信号指示与第一温度之间相差至少0.5摄氏度的第二温度，并且发送信号至警示器和显示器中的至少一个以呈现已经达到第二温度的指示。

8.如权利要求5所述的系统，其中，温度改变设备提供对人的冷却。

9.如权利要求6所述的系统，其中，在开始冷却之前，人被提供防颤抖药剂。

10.如权利要求5所述的系统，其中，温度改变设备提供对人的加热。

11.一种用于分析人的脑热通道温度的系统，所述系统包括：

温度传感器，其被配置成发送代表温度的信号，定位在人的皮肤上，位于脑热通道处、脑热通道上方或紧邻脑热通道；

控制器，其被定位成接收温度信号并且被配置成提供温度信号的频率分析，所述频率分析具有多个频率峰值；

所述控制器被配置成基于每个频率峰值的幅值确定坡度；以及

所述控制器被配置成确定何时所述坡度超过一预定的表示人体内医疗状况的非零坡度。

12.如权利要求9所述的系统，其中，预定的坡度为0.03/Hz。

13.如权利要求9所述的系统，其中，频率峰值的幅值在一预定范围内测量。

14.如权利要求11所述的系统，其中，预定范围为0.015Hz至0.05Hz。

15.如权利要求9所述的系统，进一步包括频谱分析仪，其中，控制器发送温度信号信息至频谱分析仪。

16.一种用于分析人的脑热通道温度的系统，所述系统包括：

温度传感器，其被配置成发送代表温度的信号，定位在人的皮肤上，位于脑热通道末梢处、脑热通道末梢上方或紧邻脑热通道末梢；

控制器，其被定位成接收温度信号并且被配置成提供温度信号的频率分析，所述频率分析具有多个频率峰值；

所述控制器被配置成确定一预定频率范围的多个频率峰值的平均间隔何时超过表示人体内医疗状况的一预定间隔。

17.如权利要求14所述的系统，其中，预定的频率范围为0.015Hz至0.05Hz。

18.如权利要求14所述的系统，其中，多个频率峰值间的预定间隔为0.007Hz。

19.如权利要求14所述的系统，进一步包括频谱分析仪，其中，控制器发送温度信号信息至频谱分析仪用于频率分析。

20.一种用于检测人的睡眠状况的系统，包括：

温度传感器，其被配置成发送代表温度的信号，定位在人的皮肤上，位于脑热通道末梢处、脑热通道末梢上方或紧邻脑热通道末梢；以及

控制器，其被配置成接收温度信号，以基于温度信号确定一分钟时段内温度下降至少0.2℃，以便当发生一分钟时段内温度下降0.2℃的情况时识别睡眠状况。

21.一种用于检测人的睡眠状况的方法，包括：

在脑热通道末梢处、脑热通道末梢上方或紧邻脑热通道末梢测量人的皮肤温度；以及

通过识别一分钟时段内温度下降至少0.2℃而识别睡眠状况。

22.如权利要求19所述的方法，其中，基于五分钟时段内温度升高至少0.7℃而识别出醒来。

23.如权利要求19所述的方法，其中，基于一分钟时段内温度升高至少0.2℃而识别出睡眠变浅。

24.一种温度测量设备，包括：

温度传感器，其被配置成测量温度并且发送表示所测量温度的信号至控制器；

至少一个指示器，其具有可变输出；以及

控制器，其被配置成接收温度信号，以识别人或动物对象的一预定区间内的峰值温度，并且根据所测量温度与峰值温度的比较成正比地改变指示器。

25.如权利要求22所述的温度测量设备，其中，指示器是音频的，并且根据所测量温度的级别与峰值温度的比较成正比地改变频率，其中峰值温度具有最高频率。

26.如权利要求22所述的温度测量设备，其中，指示器是音频的，并且随着温度升高，音频的指示器的强度增加。

27.如权利要求22所述的温度测量设备，其中，控制器初始测量全部温度，并且在识别峰值温度之后，控制器对于包含峰值温度的第一预定温度范围之外的任何温度不再改变指示器。

28.如权利要求25所述的温度测量设备，其中，第一预定温度范围起始于峰值温度的50％。

29.如权利要求25所述的温度测量设备，其中，控制器在一时段后设置第二预定温度范围，并且第二预定温度范围低于第一预定温度范围。

30.如权利要求27所述的温度测量设备，其中，第二预定温度范围起始于峰值温度值的

10％。

31.如权利要求22所述的温度测量设备，其中，指示器是可视的，并且可视的指示器的强度与温度成正比地变化。

32.如权利要求22所述的温度测量设备，其中，指示器为多个灯，并且在所测量温度超过峰值温度的一预定百分比时，所述多个灯中的至少一个被启用。

33.一种温度测量设备，包括：

皮肤接触温度传感器，其被配置成测量温度并且发送表示所测量温度的信号至控制器；

多个指示器；以及

控制器，其被配置成接收温度信号，以识别人或动物对象的一预定区间内的峰值温度，并且改变所述多个指示器以指示朝向或背离峰值温度的方向。

34.如权利要求31所述的温度测量设备，其中，所述多个指示器为多个灯。

35.如权利要求31所述的温度测量设备，其中，所述预定区域为紧邻BTT末梢、BTT末梢处、BTT末梢上方的皮肤。

用于生物学评估的方法和设备

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2013年10月11日提交的美国临时专利申请No.61/889,561的优先权，该申请以引用方式整体上并入本申请中。

技术领域

[0003] 本申请的公开内容涉及一种用于监视生物学参数的医疗装置。

背景技术

[0004] 现有用于测量和监视一个阵列的生物学参数的诊断学。在多种可被测量的生物学参数中，包括脉搏、血压、心功能(EKG)、脑功能(EEG)、温度等等。

发明内容

[0005] 本申请的公开内容提供了一种用于对人进行冷却的系统，包括温度传感器，冷却设备，警示器和显示器中的至少一个，和控制器。温度传感器被配置成发送代表温度的信号，定位在人的皮肤上，位于脑热通道末梢处、脑热通道末梢上方或紧邻脑热通道末梢。冷却设备定位成为人提供冷却。控制器被构造成接收温度信号，以基于温度信号确定代表人的未冷却状态的第一温度，确定何时温度信号代表比第一温度低至少一摄氏度的第二温度，并且发送信号至警示器和显示器中的至少一个以呈现已经达到第二温度的指示。

[0006] 本申请的公开内容还提供了一种用于改变人的内核温度的系统，包括温度传感器，温度改变设备，警示器和显示器中的至少一个，和控制器。温度传感器被定位和构造成发送代表人的皮肤温度的信号，位于脑热通道末梢处、脑热通道末梢上方或紧邻脑热通道末梢。温度改变设备其定位成提供对人的温度改变。控制器被构造成接收温度信号，以基于温度信号确定代表人的基准状态的第一温度，确定何时温度信号指示与第一温度之间相差至少0.5摄氏度的第二温度，并且发送信号至警示器和显示器中的至少一个以呈现已经达到第二温度的指示。

[0007] 本申请的公开内容还提供了一种用于分析人的脑热通道温度的系统，所述系统包括温度传感器和控制器。温度传感器被定位和构造成发送代表温度的信号，定位在人的皮肤上，位于脑热通道处、脑热通道上方或紧邻脑热通道。控制器被定位成接收温度信号并且被配置成提供温度信号的频率分析，所述频率分析具有多个频率峰值。控制器被配置成基于每个频率峰值的幅值确定坡度，控制器被配置成确定何时所述坡度超过一预定的表示人体内医疗状况的非零坡度。

[0008] 本申请的公开内容还提供了一种用于分析人的脑热通道温度的系统，所述系统包括温度传感器和控制器。温度传感器被定位和构造成发送代表人的皮肤温度的信号，位于脑热通道末梢处、脑热通道末梢上方或紧邻脑热通道末梢。控制器被定位成接收温度信号并且被配置成提供温度信号的频率分析，所述频率分析具有多个频率峰值。控制器被配置成确定一预定频率范围的多个频率峰值的平均间隔何时超过表示人体内医疗状况的一预

定间隔。

[0009] 本申请的公开内容还提供了一种用于检测人的睡眠状况的系统，包括温度传感器和控制器。温度传感器被定位和构造成发送代表人的皮肤温度的信号，位于脑热通道末梢处、脑热通道末梢上方或紧邻脑热通道末梢。控制器被构造成接收温度信号，以基于温度信号确定一分钟时段内温度下降至少0.2℃，以便当发生一分钟时段内温度下降0.2℃的情况时识别睡眠状况。

[0010] 本申请的公开内容还提供了一种用于检测人的睡眠状况的方法，包括在脑热通道末梢处、脑热通道末梢上方或紧邻脑热通道末梢测量人的皮肤温度；并且通过识别一分钟时段内温度下降至少0.2℃而识别一睡眠状况。

[0011] 本申请的公开内容还提供了一种温度测量设备，包括温度传感器，至少一个指示器，其具有可变输出，和控制器。温度传感器被配置成测量温度并且发送表示所测量温度的信号到控制器。控制器被构造成接收温度信号，以识别人或动物对象的一预定区间内的峰值温度，并且成正比地改变指示器所测量温度与峰值温度的比较。

[0012] 本申请的公开内容还提供了一种温度测量设备，包括皮肤接触型温度传感器，多个指示器，和控制器。皮肤接触型温度传感器被配置成测量温度并且发送表示所测量温度的信号到控制器。控制器被构造成接收温度信号，以识别人或动物对象的一预定区间内的峰值温度，并且改变所述多个指示器以指示朝向或背离峰值温度的方向。

[0013] 从下面对示例性实施方式的详细描述，结合附图阅读，可更清楚地了解本申请的公开内容的各种实施方式的优点和特征。

附图说明

[0014] 图1是根据本申请的示例性实施方式的Abreu脑热通道(ABTT)监视系统的Abreu脑热通道(ABTT)系统显示器和温度传感器的简化图示，展示了以多种格式显示温度和ABTT监视系统的各种控制。

[0015] 图2是根据本申请公开内容的第一示例性实施方式的兼容于图1中的ABTT监视系统或外部计算机的接口模块、温度传感器和连接元件的图示。

[0016] 图3是图2中的温度传感器的透视图。

[0017] 图4是根据本申请公开内容的第二示例性实施方式的兼容于图1中的ABTT监视系统或外部计算机的接口模块、温度传感器和连接元件的图示。

[0018] 图5是图4中的温度传感器的透视图。

[0019] 图6是根据本申请公开内容的第三示例性实施方式的温度传感器的透视图，其兼容于图1中的ABTT监视系统。

[0020] 图7是ABTT系统显示器的一部分的图示，展示了图1中的ABTT监视系统的第一示例性错误状况。

[0021] 图8是ABTT系统显示器的一部分的图示，展示了图1中的ABTT监视系统的第二示例性错误状况。

[0022] 图9是ABTT系统显示器的一部分的图示，展示了图1中的ABTT监视系统的第三示例性错误状况。

[0023] 图10是ABTT系统显示器的一部分的图示，展示了图1中的ABTT监视系统的第四示

例性错误状况。

[0024] 图11是根据本申请的示例性实施方式的图1中的ABTT监视系统的各种硬件元件、单元和/或子系统的框图。

[0025] 图12示出了格式化人脸，其中ABTT的位置被标出。

[0026] 图13示出了图12中的格式化人脸，其中图2和3中的温度传感器被定位成读取ABTT的温度。

[0027] 图14以曲线图模式示出了根据本申请的示例性实施方式的图1中的ABTT监视系统。

[0028] 图15示出了根据本申请的示例性实施方式的温度读取过程。

[0029] 图16是展示同一对象的睡眠周期中在前额皮肤并且在ABTT末梢测量的温度之间关系的曲线图。

[0030] 图17A-G是展示同一对象的睡眠周期中在各种位置测量的温度之间关系的曲线图，包括皮肤上ABTT末梢附近、ABTT末梢上方或ABTT末梢处。

[0031] 图18是展示的曲线图环境温度和从季候室内的牛的各种部位收集的温度。

[0032] 图19是单一对象在冷却对象期间在皮肤上ABTT末梢附近、ABTT末梢上方或ABTT末梢处并且在肺动脉测量的温度的曲线图。

[0033] 图20是在锻炼期间和之后在皮肤上ABTT末梢附近、ABTT末梢上方或ABTT末梢处测量的温度和内核温度的曲线图。

[0034] 图21是示于图17的ABTT温度的频率反应的曲线图。

[0035] 图22是类似于图21的ABTT温度的频率反应的曲线图，展示了生病对象的ABTT温度频率反应。

[0036] 图23是在ABTT末梢上方扫描的皮肤的格式化图示。

[0037] 图24是根据本申请的示例性实施方式的两个温度传感器灵敏度的曲线图。

[0038] 图25是根据本申请的示例性实施方式的ABTT末梢定位过程的流程图。

[0039] 图26是根据本申请的示例性实施方式的温度传感器的一部分的图示，包含集成的指示器。

[0040] 图27是根据本申请的示例性实施方式的温度传感器的一部分的图示，包含多个热敏电阻。

[0041] 图28是根据本申请的示例性实施方式的温度传感器的一部分的图示，包含多个指示器。

[0042] 图29是根据本申请的示例性实施方式的ABTT末梢定位过程的流程图。

[0043] 图30是人头盖骨的切面图示，展示了额骨和眼上静脉(SOV)。

[0044] 图31是人头盖骨的另一切面图示，展示了额骨和SOV。

[0045] 图32是加权射线照片，展示了人的SOV的各个部分。

[0046] 图33是人头盖骨的轴向切片图示，展示了围绕SOV的眼眶脂肪。

[0047] 图34是人头盖骨的切面旁矢状面图，展示了海绵窦(CS)、口构架和ABTT的通道构造。

[0048] 图35是人头盖骨在CS级别的轴向切片图示，展示了颈内动脉(ICA)、三叉神经节和CS颞叶的紧邻关系部位。

[0049] 图36是容积CT重建图，展示了眼眶和额骨的横截面，包含SOV和人头盖骨中的脑静脉。

[0050] 图37是通向浅中脑静脉(SMCV)和人头盖骨中的皮质静脉向CS的富脑静脉引流的图示。

[0051] 图38是人头盖骨的轴向切片图示，展示了来自ABTT的三位一体热信息分布的组成。

[0052] 图39是通过多切片X线断层摄影术获得的重构图像，具有专门的窗口用于人内脉管，展示代表ABTT中位于SMO和CS之间的SOV体系特性的直接路径。

[0053] 图40是人前额皮肤样本的显微照片，展示了表皮。

[0054] 图41是人前额皮肤样本的显微照片，展示了真皮。

[0055] 图42是人前额皮肤样本的显微照片，展示了皮下(SC)脂肪。

[0056] 图43是人实验体的腋窝的横截面图，展示了厚真皮和皮下脂肪(SC)。

[0057] 图44是人颈部皮肤的显微照相，展示了厚真皮和厚SC脂肪。

[0058] 图45是取自人实验体的ABTT皮肤样本的显微照片，展示了该区域中的薄真皮和不存在SC脂肪。

[0059] 图46是人面部的热成像图像，表示了在60岁年纪ABTT处的高红外(IR)辐射。

[0060] 图47是35岁年纪的人面部的另一热成像图像，展示了前额和其它面部特征的低且可变的IR辐射。

[0061] 图48是48岁年纪的人面部的另一热成像图像，展示了即使是覆盖浅颞动脉的前额区间的热辐射也远低于ABTT。

[0062] 图49是人面部的热成像图像，成像角度聚焦于浅颞区所在区域，展示了同ABTT相比的低热辐射。

[0063] 图50是人实验体头部样本的图示，展示了浅颞动脉。

[0064] 图51是人实验体头部样本的图示，展示了富面动脉和静脉网络。

[0065] 图52是人实验体头部样本的图示，描绘了皮肤下面紧邻的上睑静脉(SP)的延展，其会聚于额静脉(Fr)、眶上静脉(SOR)和面静脉/内眦静脉(Fa/A)而在皮肤中形成SOV，临近于或位于眼眶内上方部位(SMO)。

[0066] 图53是人皮肤的剖面图，展示了上睑区的组织学特征。

[0067] 图54是狗面部的热图像，展示了通过右侧ITP及其头顶的IR辐射。

[0068] 图55是猫面部的热图像，展示了通过左侧ITP的IR辐射。

[0069] 图56是牛的热图像，展示了只来自ITP和口腔内侧的高强度IR辐射。

[0070] 图57是根据本申请的示例性实施方式的医学级电视机的图示，其一部分去除以显示该医学级电视机的某些内部特征的框图。

[0071] 图58是图57中的医学级电视机的图示，其中根据本申请的示例性实施方式在其上附连有医疗监视装置。

[0072] 图59是根据本申请的示例性实施方式的医学级移动电话的图示，其上附连有医疗监视装置。

[0073] 图60是根据本申请的示例性实施方式的医学级计算机的图示，其上附连有医疗监视装置。

[0074] 图61是展示了根据本申请的示例性实施方式医学级家用设备和电器(MGHAE)系统的框图,其为与医疗监视装置电连接的MGHAE。

[0075] 图62是一框图,展示了根据本申请的示例性实施方式从医学级模块(MGM)接收的输入,以及提供给医疗监视装置8416的电能可由连接着插座的MGHAE 8414获得的电源或由容纳于MGHAE 8414中但位于MGM 8422外面的电池提供。

[0076] 图63是一框图,展示了根据本申请的示例性实施方式的用于医院或疗养院的MGHAE系统。

[0077] 图64是一框图,展示了根据本申请的示例性实施方式的设置在可用于医疗的设备的内部的医学级模块(MGM)的构造。

[0078] 图65是根据本申请的示例性实施方式的采用了安全系统的车辆的框图。

[0079] 图66是展示了本申请公开内容的示例性过程的流程图,其可以用于图65中的车辆。

[0080] 图67是根据本申请的示例性实施方式的医疗监视装置和家用设备的点对点(ad-hoc)网络的框图。

[0081] 图68是根据本申请的示例性实施方式的示例性医疗监视装置和家用设备的图示,其家用设备中的报告设备提供传统功能。

[0082] 图69是图68中的医疗监视装置和家用设备的图示,其中家用设备的报告设备显示来自医疗监视装置的医疗状况。

[0083] 图70是根据本申请的示例性实施方式的睡眠最优化系统的图示。

[0084] 图71是根据本申请的示例性实施方式的入睡检测器的图示。

[0085] 图72示出了对象睡眠中的代表性温度曲线。

[0086] 图73示出了图72中的对象的进一步代表性温度曲线。

[0087] 图74示出了图72和73中的对象的进一步代表性温度曲线。

[0088] 图75示出了根据本申请的示例性实施方式的热应力检测系统。

[0089] 图76示出了根据本申请的示例性实施方式的自动升温-冷却系统。

[0090] 图77示出了根据本申请的示例性实施方式的各种可用于医疗的家用设备。

[0091] 图78示出了可用于医疗的微波设备根据本申请的示例性实施方式。

具体实施方式

[0092] 本申请公开内容提供了一种医疗装置,用于通过Abreu脑热通道(ABTT)监视生物学参数。与以前的公开技术不同,本申请的申请人认识到本质结构不是基于脑温度通道,而是脑热(热能)通道,其中温度的测量仅仅是许多特征中的一种,包括脑热模式(其为本申请的公开内容的对象),并且,本申请的最新识别和特征化的脑热通道是复杂热动力系统的一部分,并且包含,作为示例,脑内热动力子系统,脑-心脏热动力子系统,脑-荷尔蒙热动力子系统,和脑-环境子系统,所有这些都是本申请公开内容的对象。

[0093] ABTT的总体讨论

[0094] ABTT包括人脑内的热能量源和面部皮肤上位于通道末端的外部点之间的连续的、直接的且不受干扰的连接。通道一端的各种身体和生理事件在相反端再现。ABTT允许通过通道的直接的热能量传输,而不受热量吸收元件干扰。脑中的热量源位于脑的用于人体各

种不由自主的功能的控制中心的区域。更具体地讲，ABTT终止于下丘脑附近。接收热量的是四根静脉，它们会聚于ABTT“目标区域”或“末梢”，该区域位于ABTT的面部端。目标区域的尺寸范围为直径大约11mm，是在内眦韧带和泪点或泪小点处从内眼角开始测量，并且向上延伸大约6mm，然后再以犄角状突出部的形式延伸到上眼睑中22mm。申请人认识到在ABTT中流动的血液是最小量的或停滞的，并且与血液血环系统的其它部分不同，是双向的。此外，申请人认识到下丘脑区域中的温度，与测量温度的其它身体部位不同，是不断变化的。申请人还认识到围绕下丘脑的脑区域具有专用的热动力学。另外，申请人确认，热学状态的变化提供了用于监视人状况的实质上的潜能，因为温度变化的速度表示身体的功能和状况。然而，考虑到对于ABTT而言的潜能目前尚未被认识到，因此用于监视ABTT的设备目前尚未供应。因此，本申请公开内容提供的构造用于监视面部末梢或ABTT端部，并且勇于精确地测量脑温度和热学环境。

[0095] ABTT位于密集的解剖学区域。因此，定位设备以便从ABTT采集数据要求具有专门的几何构型以实现与ABTT目标区域直接接触并且用于热量传输，以及用于从该区域非接触获取热能量。四根面部静脉会聚于ABTT目标区域：额静脉，上睑，眶上静脉，和内眦静脉/面静脉。内眦静脉/面静脉从ABTT目标区域延伸，沿着鼻子旁边延展，然后朝向面颊延伸；上睑静脉从ABTT目标区域延伸而沿着眼眉延展；额静脉和眶上静脉静脉从ABTT目标区域延伸而向上延展穿过前额。ABTT目标区域是这四根静脉会聚的唯一区域，将脑中心连接到皮肤。另外地，ABTT目标区域具有专门的脉管系统，并且是唯一的皮肤区域，在其中脑脉管系统的直接分支浅层分布并且被薄皮肤覆盖，没有或不存在脂肪层。眼上静脉的末端分支的主干恰好就在ABTT目标区域，并且位于由睑内侧动脉和眶上静脉供给的内眦韧带的正上方。位于皮肤上的ABTT目标区域，由终止于不带脂肪且没有体温调节动静脉短路的特殊区域中的末端浅血管供应，提供了一种浅层的不受干扰的生物学信号的源，包含脑温度，心率，血压，血流量，含氧量水平和氧饱和度，以及身体化学成分，例如除了二氧化碳和其它气体外还有血糖水平，等等。

[0096] 本申请公开内容提供了方案用以显现成肌骨骼、静脉和动脉缺陷，以及危及生命的各种失常，并且包含多种设备和方法用于测量、解码和分析信号，所述信号不只来自ABTT，而且来自包含所述失常的所有相关的神经、脉管和荷尔蒙链。为什么脑被厚颅骨保护，但留下仅被最薄的无脂肪皮肤覆盖的孔?为什么该通道包含无瓣膜静脉，该无瓣膜静脉沿着横向轴线展布并且方便从面部“死亡三角”向海绵窦(CS)传播感染(包含痤疮)，潜在地因CS血栓和感染导致否则会是年轻且健康的生命死亡?为什么该静脉被脂肪保卫，使得其延展路径上没有动脉并且将去氧血携带到需氧器官?为什么使得脑静脉(CV)系统将废物制品/代谢物承载血液携带到临近于脑的滞留池(CS)?还与动脉系统存在潜在的颅内致命关系；ICA使得反曲转弯通过CS。为什么因两个不相似压力结构(动脉-静脉)的组合导致易于发生颈动脉海绵窦瘘和潜在致命的脑大出血，并且为什么由S形血管引起可能损伤血细胞和血管壁的紊流?

[0097] 当从物质(结构，血流量)的角度看时，前述构造看上去是从最好的角度上讲是形态学和生理学反常，从最坏的角度上讲是致命缺陷。然而，本申请公开内容提供的信息表明，这种反常和ABTT应当从热学和电磁学的角度看。这里对问题的解答揭示了热动力学。通过切片表明，ABTT中的脂肪分布使得脑和表面之间存在非耗散型热能量传输；这种绝缘构

造更为明显之处在于，眼上静脉(SOV)中的低速血流方便了与周围组织的热交换，从而消除了该通路的热学完整性。热动力学还解释了大尺寸静脉和缓慢移动的静脉血(因为这些提供了最优热承载能力)以及缺少平行动脉(因为这种构造可避免ABTT中发生逆流热交换)。这里所展示的SOV和脑静脉系统在热信息、调节和/或交换系统方面扮演了角色。

[0098] 热动力学还解释了动脉“反常”。CS和动脉血之间的快速延展通过直血管的热交换将被最小化。然而，申请人认识到，随着ICA的S形几何形态延展经过CS，增大了与CS接触的表面面积，减小了血流速度，并将流动形式从层流变为紊流(高雷诺数)；组合起来促进了横跨ICA壁的高效热传导。在考虑到这些热动力学因素时，申请人还认识到，潜在增强的热传导ICA-CS平衡了S形几何形态和将不相似压力结构和动脉-静脉血组合为一个结构带来的不利。

[0099] 在图30-56中，用下述标记表示结构：双箭头＝额骨；短箭头带直杆端＝眼眶脂肪；箭头带角形杆端＝眼上静脉(SOV)；星号＝ABTT在皮肤上的出口；三角＝海绵窦(CS)；长箭头带直杆端＝颈内动脉(ICA)；角形箭头＝脑静脉(CV，浅中脑静脉(SMCV))。

[0100] 在本申请公开内容中，申请人还揭示了，以前认为不理想的近下丘脑的三位一体热-感应/调节系统，在本申请的公开内容的各种实施方式中被作为研究对象，如示于图30-56。参看图38，人头盖骨8410的轴向视图揭示了来自SOV 8412(在ABTT中)、CV和ICA(三个彼此独立的介质，但是具有相同的热能量实质)的输入提供了三个分别的热输入到求和点形式的构造(CS)。三位一体构造提供了这些部件的动态热集成，使得脑能够参与热交换和做出调节(中央地和/或外围地)，以维持最优热区，并且全部这些先前未知的对于生命和健康来说重要的信号通过本申请公开的发明被解码和分析。CS还与脑紧密接触并且包罗三叉神经(例如，见图35)，其热学-感应角色可通过作为潜水反射的传入支而被证实。通道与下丘脑相接并且经下丘脑-垂体荷尔蒙与内分泌系统相接(例如，见图33)，并且其它实施方式提取和破译神经-内分泌信号。ABTT及其与神经-内分泌系统连续，允许热调节和/或感应，其中所产生的以前未知的信号通过本申请公开的发明被提取和解码，这里公开的设备和方法的实现受益于：CS中的小梁沟通血液并因此而沟通CS和三位一体组成元件中的热能量；括约肌调节向相邻窦道的流动；和双向流经SOV。

[0101] 除了热学连通，本申请公开的设备和方法识别和解码传输经过该能量路径的光，包含光传导，由ABTT末梢邻近区域传输到脑中的超交叉神经核以及下丘脑的意想不到地存在的感光体。这里公开的设备和方法识别、解码和分析：(i)未知的脑/内核热不一致性；(ii)源于热暴露、运动、手术的未知的脑信号；(iii)未知的脑神经元活动，(iv)源于睡眠、醒来、睡眠变浅、突然清醒的未知的脑信号；(v)人思维时产生的未知的热量；(vi)表征脑热动力学特性的未知的谱和分形模式；和(vii)未知的脑震荡信号。本申请将来自非脑叉状分支(发热/无热)的温度变量转化成脑震荡信号，用于监视麻醉/手术，行为/认知，运动，发烧/致热源，中暑，低体温，排卵，并且因生物恐怖活动、流行病和热浪而受到威胁的种群，同时提供手段以减小畜牧业的碳足迹。各种实施方式提供了热学诊断信息和/或错误折叠的蛋白质上的信息，包括阿尔茨海默症，帕金森症，多发性硬化，和糖尿病。这里公开的脑双向能量路径允许各实施方式能够由外部信号、输入或刺激对脑产生影响，以便诊断和处置各种状况和失调。

[0102] 本申请公开内容从新的热能量角度检验了头盖骨内有限阵列的脂肪，不同于以往

给脂肪确定的在内核和表面之间的有限的热传输中的角色。通常在切片期间脂肪被丢弃。然而，基于其低导热率(k)[k＝0.00004Kcal/(s·N·C)](6)，该脂肪为本申请中对构造为热学传输路径的低k组织的宏观和微观研究中的主要对象。

[0103] 尤其是，由于颅腔中没有脂肪，并且脑不将脂肪酸用作能量源，申请人对大型眼眶脂肪垫(OFP，眼眶中的主要非眼部组织；例如，见图30、31和32)感到好奇。在本报告之前，存在争议的机械功能(支撑/滑动/吸振)被认为是眼眶脂肪主要益处；然而，申请人所做分析表明，脂肪(具有最低导热率的组织)包绕(隔离)脑和表面之间的路径，并且这里公开的研究和实验表明，该未知的路径在现有技术中具有专用的热和电磁功能，以及超声功能。作为身体中仅有的脂肪包绕路径，该管道构成了以前未认识到的脑热传输构件，其中，低k壁阻碍了沿着其延展路径的热交换。通过将最低k组织(脂肪)与存在于ABTT的关键成分(血液)中的高热容量组织组合，用于该通道中热传输的热动力学性能被最优化。该脂肪的热动力学功能进一步由其热-机械性能支持：因为眼眶脂肪比其它人体脂肪具有低得多的粘性剪切模量，因此其中具有最小的耗散能量，更有效地保留了这里公开的路径中的热量的热学性能。不

[0104] 为了进一步支持这一点，这里揭示的脂肪包绕路径构成了用于受干扰的脑↔表面热传输的通道，由本申请公开的下述三个附加实验证据和分析支持：1)通道的内容物适合于不受干扰的热能量传输；2)通道的内端构造成用于向/从脑传输热能量；和3)通道的外周端构造成用于向/从身体表面传输热能量。

[0105] 本申请公开的热动力构造可通过什么穿过、什么不穿过通道而证实。隔离的水平路径包含最优的热能量载体，即在独特的无瓣膜的大静脉SOV中缓慢移动的血液；眼眶内上方部位(和眼睑)和海绵窦(CS)之间的延展路径(例如，见图33、34、36和39)。不同于脉管系统沿着其延展路径交换热能量的传统角色，包绕SOV的脂肪防止与周围组织热交换。另外，SOV的延展基本上不伴随着将导致促进逆流热交换的动脉。

[0106] 在其颅内末梢，ABTT延续直至SOV穿过眶上裂而终止于CS(例如，见图33、36和37)。通道中的热能量以不受干扰的方式从/向CS和相邻脑被传输(例如，见图30、31和32)。在CS，经SOV传输的血液不但与脑的相邻区域具有热学完整性(例如，见图36和37)，还与ICA具有热学完整性(例如，见图33、36和37)，其穿过CS(例如，见图38、39和40-42)，额外表明，CS接收脑静脉(CV)而提供与脑热学连通；并且三叉神经延展通过CS横壁(例如，见图37)。

[0107] 前述低k带壁路径(ABTT)提供了穿过眼眶的隔离的热对流(传导)，并且因而方便了与面部血液的热交换，这是本申请公开的设备和方法的研究对象。这里公开的ABTT防止在SOV在眼眶中通过时的热耗散梯度。

[0108] 然而，源于脑的路径本身不能实现完全不受干扰的脑↔表面传输。如果没有高k外部末梢，热能量在身体表面的直接传输(例如，辐射)将受到头盖骨的阻碍，很可能是无处不在的含脂肪部位和骨骼壁。这不但将妨碍脑温度的表面测量，而且还阻碍有效脑↔表面热学连通和热耗散。其它部位，包含前额(FH)(参看，例如，图40-42)，腋窝(见图43)，和颈(见图44)，具有厚层的皮下(SC)脂肪和厚真皮；这些具有低k值[分别为k＝0.00004Kcal/(s·N·C)和k＝0.00009Kcal/(s·N·C)]，从而对传输热能量通过身体表面产生屏障。另外，这些区域展示了标记的对象体内变化性(参看表1)，进一步弱化了热信号向/从身体的可靠传输。因此，本申请的重要之处在于识别和揭示覆盖外部ABTT末梢的皮肤和眼睑皮肤和眉脊

下面的相关区域的可标记的热学-身体特性;这被识别为专用的高k区域。宏观和微观分析揭示该专用的皮肤不含脂肪且具有独特薄真皮,缺乏表面血管(例如,见图40和45,和表1)。脂肪和真皮具有低k值;热耗散等式中的分子在很大程度上依赖于k,分母在很大程度上依赖于厚度。因此,最小真皮厚度,组合缺少脂肪最大化了覆盖BTT的皮肤的k。本申请披露的组织学样本表明覆盖通道的皮肤被独特地构造成用于与环境实质上直接的热交换。另外,不同于在遍布身体的其它部位的改变厚度,这种通道的面部末梢处新识别出的独特高k组织学特征在各种实验体(尸体)之间是一致的(表1)。

[0109] 解码脑信息的多种实施方式在本申请中公开。各种实施方式还提取和破译脑和这种新的识别高k皮肤表面之间的热和电磁传输。通过这里公开的各种实施方式,先前未知的脑信息针对人和动物被识别,解码,和分析。本申请包含设备和方法用于经过ABTT捕集和编码热辐射。其它实施方式改变脑神经元活动和/或诱发人和动物的脑/核不一致性,其中产生的脑信息被解码和分析。

[0110] 本申请还公开了通道实现的热学-感应和热学-调节三位一体构造,其为这里所示的各种实施方式的研究对象。本申请的公开内容进一步识别和解码源于ABTT的光辐射,并且表明其以黑色身体辐射的形式起作用。这里描述的热动力构造揭示了设备和方法的进展,用于通过作用于神经(和脑)和脉管系统之间的链路而测量或改变热传输。

[0111] 表1提供了皮肤层和脂肪的厚度(单位微米)。两个BTT皮肤样本时具有相同的真皮厚度并且没有SC脂肪的仅有区域。

[0112]

表 1.组织学样本的厚度

组织	腋窝	颈	前额（1）	前额（2）	BTT（1）	BTT（2）
表皮	~70	~70	~70	~70	~70	~70
真皮	2000	2700	1900	2300	1100	1100
脂肪	5000-10000	2200	2400	1200	0	0

[0113] 脑热通道背景知识

[0114] 申请人对脑和脑热动力学的研究展现了脑中的隐藏的加密的现象级系统,这里称作Abreu脑热通道(ABTT),并且在要求精确性不太高的场合称作Abreu脑温度通道。申请人揭示,脂肪在头盖骨和相关脑结构中的分布产生了用于人和动物的脑热传导的热动力构造,其为本申请所涉及的各种发明、包含这里描述的设备和方法的研究对象。

[0115] 本申请公开内容基于来自对ABTT以及它如何发挥功能的新的认识的信息投入大力研究,由此申请人识别出某些特性适合用于测量和分析而产生改进的对人对象和动物的诊断学。另外,在本申请公开内容中,申请人揭示了迄今为止未被认识到的人和动物脑中的路径的差异,这在这里公开的用于人和动物的设备和方法中有所体现。

[0116] 本申请公开的发明还从这里揭示的脑热动力构造提取有用信号,通过本申请公开的设备和方法对该信号解码,提供了在本申请公开的发明之前只被用于脑的信息。通过这

里公开的设备和方法，该信息被解码和分析从而可以在下述方面有益于人类：疾病诊断，分析非疾病人的生物学性能，疾病治疗，和各种疾患的恢复和矫正。

[0117] 本发明解码源于脑的信号，该信号包含信息先前未知并且当前全世界范围内尚不能从身体获取的信息。借助本申请公开的发明，能够解码揭示脑热或热动力连通和交换系统的信息，这提供了早起诊断各式各样的病理学和生理学状况，能够治疗疾病，以及潜在的能够实现长寿的事件，这使得人能够以满生命力获得120岁的寿命。申请人的研究示出了热动力学是脑的基础以及脑中连通的主要形式，但该连通信息在本申请的公开内容之前是未知的，并且信息被加密。本申请公开的设备和方法揭示了先前仅私密地用于脑的信息，并且该信息与保持身体功能和使得人和动物保持生存和状况良好相关。申请人的研究进一步表明，身体作为一个整体，更具体地讲头盖骨和脑的结构，被配置成使得热动力构造产生用于脑功能和维持生命的信号的达到这样的极限，即由于脑热动力连通的原因，脑和身体释能危及自身生命的。

[0118] ABTT还解释了人体和脑的反常，甚至是致命的反常，并且本申请公开内容示出了如何利用反常保存生命，本申请的设备和方法展示了如何提取和解码从心脏-脑热动力结构到脑内热动力信息范围的信号和构造。先前仅与脑相关的编码信息现在被本发明解码，以便有益于人类和减少人的痛苦。

[0119] 本申请公开的发明的作用是辅助脑以最佳方式执行其功能，并且通过得知脑的通信方式和功能，本申请公开的发明在脑不工作且疲惫时或是在老化的脑不能再正确发挥功能时辅助脑，本申请公开的发明提供了增强和恢复脑功能所需的措施和支持，范围从使用电磁装置(波谱内的全波长)和超声装置到药理学装置。本申请公开的发明还提供了设备和方法用于允许脑对抗疾病。其它相关手段(包含药理学和药物)也辅助脑，但中心点还是脑本身，使得脑通过这里公开的装置、系统、方法和药剂传输系统而发挥功能和促进。作为示例，但不作为限制，在一些实施方式中，本申请提供了额外的脑中已失去的“队伍”(由于疾病或其它状况，包括基因状况)，所述队伍为热动力和热学手段，添加到任何可用的天然脑机制，使得脑和相关身体能够对抗各种状况和疾病，范围从感染到癌，甚至是改变了的基因。本申请公开的发明的实施方式解码存在于ABTT的脑热传导信号，并且提供了恢复脑功能和保护身体所需的额外的“队伍”。

[0120] 这里揭示的ABTT中的基于脂肪的导热构造允许产生体现脑热传导机制的设备和方法，所述设备和方法提供了与脑神经元活动相关的密码和模式并且描绘了所述活动。这里从宏观/微观热动力的角度看，海绵窦和独特的导热眼眶和眼睑皮肤之间的路径提供了ABTT的基本结构，使得这里公开的设备和方法能够克服身体的天然热屏障。ABTT产生最高辐射表面，并且本申请的发明解码包含至关重要的先前仅用于脑自己的信息的光辐射。这里描述的设备和方法将一分为二的非脑属性(发热/无热)转变成连续的震荡脑信号，提供以REM睡眠(快速眼球运动睡眠状态)为特征的谱域热，带有频带识别(0.01Hz；见图21)，动物身体中的热应力分形模式，甚至人思考时的热动力模式。

[0121] 本申请公开的发明有助于识别和解码麻醉、手术、运动、突然清醒、睡眠变浅和睡眠中脑(ABTT)/核不一致性，甚至达到5.6℃。本申请公开的设备和方法提供了用于监视心理、生理学和病理生理学过程的手段，此外提供了用于监视公共健康例如流行病、农业恐怖主义和热浪的手段。本申请公开的发明还有助于识别和解码针对蛋白质折叠和三位一体体

温调节/感官形态的热学环境，其中包含对于生存来说至关重要的信号。

[0122] 这里提供的设备和方法包含解码在生病(有发烧)到身体结实程度(有中暑)时的信号，包含：(i)通过设备破译与下述相关的密码进行心理学评估：侵袭行为、沮丧、情感、不正当药剂使用、人际间行为、神经认知机能障碍和性行为；(ii)通过设备破译与下述相关的密码进行生理学评估：长寿、疲惫、睡眠、排卵前和排卵、水合状态、电化学和电解状态和性行为和愉悦；(iii)通过设备破译与下述相关的密码进行病理生理学评估：荷尔蒙失调，神经学失调，脉管和心脏失调，呼吸失调，传染性失调，新陈代谢失调，癌，昏迷，婴儿猝死综合征，脑创伤，口蹄疫，和各种失调中的蛋白质折叠，包含，但不限于，阿尔茨海默症，帕金森症，糖尿病，舞蹈病，肌萎缩，和多发性硬化；和(iv)通过设备破译与下述相关的密码治疗失调：医治各种疾病，作为示例，但不作为限制，治疗范围从癌到神经疾病、从中风到昏迷和睡眠失调。本申请的设备和方法，通过对脑热学环境解密和编档，使得能够实现心理学、生理学和病理生理学过程，产生各种发明用于检测和处理蛋白质错误折叠，异常酶催化反应，和改变的生理节律。

[0123] 现有技术不能实现本申请公开内容的任何对象，因为在现有技术的许多限制和缺点当中，测量部位不适合于或不能够产生正确的信号。例如，遍布身体的皮肤(除了ABTT中的)被配置成用于热隔离，而非热传输。其它现有技术手段涉及介入器官，但这些用作热信息源的器官不是被配置成语速传递热信号，而是被配置成听觉(耳温度计)，呼吸(鼻温度计)，消化系统(口和食道温度计)，和排泄系统(直肠和膀胱温度计)。全部前述部位包含的组成部分和/或内容物阻碍了测量。现有技术中的限制妨碍了正确地回答下面的简单问题："个体(人或动物)是否发烧?"，因为一个部位显示体温正常、另一同时部位显示发烧。即使是重症监护的儿童也不能幸免下述情况，从业人员用祈求的口吻问："体温测量能有个标准吗…?"

[0124] 申请人从物理学的角度检验了作为热动力系统组成部分的各种组织，范围从仅仅目测组织到从宏观和微观角度查验组织。申请人研究了低导热率组织，观察隔离体作为头盖骨中的热能量导体的指示器。这种以前被认为假象的热导体要求通路被脂肪包绕，最低导热率组织是在0.00004Kcal/(s·N·C)。切片表明，眼眶脂肪垫被独特地构造为隔离的热通道，包围眼上静脉(SOV)(例如，见图30-34)，因为其从上方内侧或上内侧眼眶(SMO)延展到结合于海绵窦(CS)(例如，见图31、35和39)，从而使得隔离的颅内热传导得以实现，而不耗散到周围组织。以前未被认识到的脂肪铺衬的热管道为本申请中创造的ABTT，并且通道的(以及SOV的)热动力功能因下述因素而被启发：其脂肪套，静脉的无瓣膜结构，血液朝向脑的横向路径(不是朝向心脏流动的)，去氧血的缓慢移动，和缺少对应的动脉。

[0125] CS(例如，见图31、34-36和39)接收来自SOV和脑静脉的流动(主要是浅中脑静脉引流脑皮质)(例如，见图36和37)；与内部颈动脉(ICA)的界面(携带处于内核温度的血液)(例如，见图31、33-36和38)；并且被源于颞叶的薄硬脑膜分隔(例如，见图33和37)。图38识别出脉管的组成，其被申请人识别作为以前未认识到的三位一体热动力信息系统。CS-下丘脑静脉网络被识别作为用于荷尔蒙传输的管道；并且本申请公开内容识别出完善了热连续性的管道，涉及下丘脑、脑皮质、CS、颅内动脉(ICA)和SOV，其中包含的信息和密码通过本申请公开的设备和方法被识别和破译。

[0126] 脑静脉血(例如，见图36和37)，其代表通向CS的脑热量产生的引流，提供了加密的

脑热消息，其通过本申请公开的发明被解码和测量。SOV(ABTT内)直接中止于皮肤下面，具有专用的导热组织学特征或形态学，以允许实现表面检测源于脑的该热消息。不同于ABTT上面的皮肤，身体被低导热率层覆盖，包括厚且可变的真皮(标记为D于图30-56)[导热率为0.00009Kcal/(s·N·C)]和皮下(SC)脂肪(其具有橡木的导热率)，这里通过来自FH(例如，见图40-42)、腋窝(例如，见图43)和颈(例如，见图44)样本距离。这种“热隔离壁”，在现有技术中被用作测量部位，阻碍了脑(或核)温度的皮肤测量。此外，由于不同的个体隔离层的变化(参看表1)，基于同一个体的不同位置的脂肪变化，和脂肪随时间的变化，使得无法采用校正系数。强烈不同的是，独特的高导热率皮肤覆盖ABTT(眼眉和眼之间)和眼睑区域。样本表明，ABTT皮肤是无脂肪的，并且具有最薄真皮(例如，见图45)。将非典型的不存在脂肪(在ABTT表面处)与非典型的存在脂肪(铺衬ABTT)相组合，产生了脂肪结构和脑-表面热通路，具有与脑热传导和放射相关的恒定且最优的热学密码，所述密码通过本申请公开的发明被捕集和解码。

[0127] 表1提供了腋窝(腋下)、颈、前额和ABTT末梢附近、ABTT末梢上方或ABTT末梢处皮肤的脂肪和真皮的厚度测量值。测量针对的是在固定在4％福尔马林中的实验体上做的切片。来自SMO和眼睑、前额、颈和腋窝的皮肤和下层组织片段被埋入石蜡中，切片，并且用HE(苏木精和伊红染液)和Masson三色染色材料。通过切片暴露SMO下面的解剖结构及其与脑的结合部。获得了显微片，并且执行组织形态测定术。

[0128] 结果表明，腋窝、颈和前额具有栅状脂肪和厚真皮，二者均具有可变厚度(表1中单位为微米的测量值)。不同的是，全部实验体的位于ABTT上方的SMO和眼睑皮肤展示无脂肪且通常具有薄真皮。大量解剖切片证实这种薄的无脂肪皮肤直接覆盖在前述脑热通道上面，这与热成像文件一致，即来自此区域的红外辐射超过面部和前额上的全部其它部位以及人体其余部位。

[0129] 除了SMO和上内侧眼睑之外的用于表面测温的所有部位必须克服厚隔离壁，包括具有类似橡木的0.00004Kcal/(s·N·C)导热率的脂肪。这里展现的厚度在很大程度上归因于非SMO表面部位发现的温度差异和变化性，例如，腋窝、前额和颈，包括不同实验体上的对应前额部位。应用错位以实施调节从而应对脂肪和真皮的绝缘本质还因下述因素而更为复杂：不同个体间、同一个体的不同部位间、以及同一个他的相同部位随时间的隔离层变化。由于这种可变热壁导致的差异和不一致性，不但对于高质量患者护理，而且对于存档和遵守不同手术场所(例如，手术室，重症监护单元即ICU)的监护指南和要求(例如，外科医疗改良项目即SCIP)，都是非常重要的。

[0130] 示例性医疗装置

[0131] 这里公开的医疗装置可包括模块化构造，包含基于电隔离的微处理器的系统，其可以被描述为接口模块系统(ISM)，其可以与传感器和计算装置接口，例如外部计算机，平板电脑，手机，手表，眼镜，或类似物，其中ISM提供信号到第二模块，第二模块包括个人计算机(例如，采用Windows操作系统的计算机；采用Macintosh操作系统的计算机；采用Linux操作系统的计算机，采用Android操作系统的计算机，具有计算能力的任何电子装置，和类似物)。个人计算机中安装的软件被配置成分析通过传感器提供的信号以确定生物学活动的状况，例如脑功能，疾病，器官功能等等。

[0132] 示例性ABTT监视器系统的描述

[0133] 一种示例性实施方式ABTT监视系统8000显示于图1。尽管术语ABTT监视系统遍布本申请被使用，ABTT监视系统被用于测量皮肤温度，获取ABTT末梢处的皮肤位置的测量皮肤温度的特定值，所述皮肤温度独特表示身体的(和脑的)内部温度，如这里描述的。因此，系统8000的更全面的名字是脑热通道皮肤温度监视器，为了方便，其被描述为ABTT(Abreu脑热通道)监视系统8000或皮肤温度监视(STM)系统8000。ABTT监视系统8000被配置成包含至少一个传感器，显示器，暂态和非暂态存储器，和适宜地配置的程序用以操作ABTT监视系统8000以监视和记录至少一个生物学参数，其中可包括心率，血压，氧，温度，和各种分子的浓度，例如葡萄糖，胆固醇，和类似物。如这里进一步描述，ABTT监视系统8000被配置成提供连续监视和非连续或抽查监视一或多个生物学参数用以临床用途，例如，医疗室，诊所，医疗实验室，紧急护理室，急诊室，医院等等；移动用途，例如，救护车，救火车，紧急和非紧急医用飞机，紧急医疗技师(EMT)等等；办公室和工厂，包含护士室，经受过适宜训练的急救人员等等；家用；和监视生物学参数是有益的其它用途，例如实验室，并且在学术环境。这里提供的用途列表是示例性。ABTT监视系统8000或具有类似于ABTT监视系统8000的特征的系统的适用性，在任何特殊环境中，取决于对监视器生物学参数的需要。因此，申请人预计具有ABTT监视系统8000的特征的系统可以用于太空，例如，在空间站或用于星际旅行的飞行器上；水上或水下，例如，在潜艇中，全部类型的远洋船舶等等；并且在人类旅行、工作和生活的其它环境中。当然，所述系统可能要求改变用以在一或多个前述环境中操作，但这样的改变基于本申请公开内容应当是可行的。

[0134] ABTT监视系统8000可以被配置有电隔离的基于微处理器的界面(接口)，从附连的热敏电阻温度传感器向内部或外部控制器提供温度读数。本申请的许多方面被描述为关于由计算机系统的元件或能够执行编程指令其它硬件实施的动作顺序，例如，通用型计算机，专用型计算机，工作站，或其它可编程数据处理设备。可认识到，在这些实施方式中的每个中，各种动作可通过专用的线路(例如，互连以实施专用的功能的离散逻辑门)实施，通过程序指令(软件)，例如程序模块，由一或多个处理器(例如，一或多个微处理器，中央处理单元(CPU)和/或专用集成电路)执行，或通过这两种方式的组合。例如，各实施方式可以由硬件、软件、固件、微代码或它们的任何组合实施。指令可以是程序代码或代码段，其执行所需的任务并且可被存储于非暂态机器可读介质，例如存储介质或其它一或多个存储器。代码段可以呈现过程、功能、子程序、程序、例行程序、子例行程序、模块、软件包、分级程序或指令、数据结构或程序语句的任何组合。代码段可以通过传输和/或接收信息、数据、引数、参数或存储器内容物而耦联于另一代码段或硬件线路。

[0135] 非暂态机器可读介质可另外地被认为可实施于任何有形形式的计算机可读载体，例如固态存储器、磁盘、和光盘，其中包含适宜的计算机指令组例如程序模块，和数据结构，其将引起处理器执行这里描述的技术。计算机可读介质可包括下述：具有一或多线的电连接体，磁盘存储器，磁带盒，磁带或其它磁存储装置，便携计算机磁盘，随机存储存储器(RAM)，只读存储器(ROM)，可擦除可编程只读存储器(例如，EPROM，EEPROM，或闪储器)，或任何其它能够存储信息的有形介质。需要指出，本申请公开的所述系统这里被显示和讨论为具有执行各种特殊功能的模块和单元。

[0136] 可以理解，出于清楚的目的，这些模块和单元仅仅基于它们的功能而描述，并不需要展现专门的硬件或软件。在这方面，这些模块、单元和其它部件可以是配置成基本上能够

实现这里解释的它们的特殊功能的硬件和/或软件。不同部件的各种功能可以以任何方式组合或拆分为硬件和/或软件模块，并可能分开或组合使用。输入/输出或I/O装置或使用者接口包含，但不限于，键盘，显示器，指针装置，和类似物，可耦联于所述系统，直接地或通过中介I/O控制器。因此，本申请的各个方面可以以不同的形式实施，并且全部这些形式被认为包含在本申请的范围内。

[0137] 作为示例，但不作为限制，ABTT监视系统8000为单通道电子仪器，主要用于检测和监视患者温度。然而，可以理解，具有多传感器和检测器用于监视各种生物学参数的多通道系统位于本申请的范围内。ABTT监视系统8000包含温度传感器，例如示于图1-5的温度传感器。，温度传感器可在重新使用前整体废弃掉以减少对卫生敏感设备的需求，可包括可被废弃的可去除部分，或者可以被配置成可重复使用和消毒而不损坏。根据本申请的示例性实施方式示于图1的温度传感器或探头8002构造为杆或铅笔状形状，具有相对缩窄末端以便容易接触ABTT面部末梢。图2和3示出了根据本申请的另一示例性实施方式的温度传感器8004。温度传感器8004被配置成具有支撑部分和/或粘结性表面，用于安置在前额并且通过适宜的粘结剂、手术胶带、头带、帽子或其它保持装置保持就位，以使得这里将更详细描述的传感器部分被安置在皮肤上位于ABTT附近、ABTT处或ABTT上面；即，ABTT末梢。图4和5示出了又一示例性实施方式的温度传感器8006，其类似于图1中的笔形温度传感器，具有附加特征，如这里额外描述。图6示出了另外的示例性实施方式的温度传感器8008，其适合于手工使用或可以组合于另一物品，例如可穿戴框架，类似于双腿眼镜、单片眼镜或其它可安置在脸上或附近的其它物品的框架，其可提供支撑给温度传感器8008。温度传感器8008在这里将被更详细描述。虽然这些温度传感器中的任何一种可以考虑为可废弃的(一次性的)，图2和3中的构造被专门构造成用于一次使用，一个患者，或可在使用了一时段(从几分钟到几天甚至几星期)后废弃。此外，这里描述的任何温度传感器可替代性地被描述为皮肤温度探头(STP)。因此，温度传感器8002、8004、8006、8008，任何这里提到的其它温度传感器，或任何其它温度传感器，也可被描述为STP，例如，STP 8002、8004、8006和8008。可以理解，任何传感器或检测器，包含，但不限于，血压和压力传感器，心率，血氧度和氧，二氧化碳，和任何其它血液气体，和分析血液，例如葡萄糖，胆固醇和类似物，所用的传感器，可用于替换传感器8002、8004、8006和8008。

[0138] 回到图1，ABTT监视系统8000可包括显示器单元8001，其包括多个特征以便能够高效和有效地用于各式各样的环境中。ABTT监视系统3000可同时监视器各种生物学参数，并可包括，以非限制的方式，用于温度、心率、EKG、呼吸率、血压、氧级别和氧饱和度的显示器。例如，ABTT监视系统8000可包括一或多个温度显示器和仪表，例如模拟表盘或圆形规或显示器8010，条形规或显示器8012，和数字显示器或输出8014。每种显示器可包括高和低限报警点，所述报警点可被设置并且可至少显示在表盘式显示器8010和条式显示器8012上。

[0139] 模拟表盘或显示器8010包含指针8020以通过指向靠近规或显示器的外周的数值来指示从相关温度传感器接收的温度。显示器可包括单一计量单位，例如摄氏度，或者可以呈现一种以上的计量单位。系统显示器8001可包括“单位”开关8036以选择哪种或哪些单位被显示在表盘或显示器8010上。如示于图1，高和低限可以建立，其形式可以是高限指针8016和低限指针8018，尽管其也可以采用其它形式，取决于显示器的类型，例如滴答标记。为了增强识别每个指针的能力，高限指针8016可以为第一颜色，例如红色或橙色，低限指针

8018可以为第二颜色，例如蓝色，温度指针8020可以为第三颜色，其包含黑色和白色。

[0140] 为了移动高限指针8016和低限指针8018的位置，系统显示器8001可包括专用的高和低限设置点开关，例如高限设置开关8022和低限设置开关8024。高限指针8016和低限指针8018的定位可以通过将相关高限设置开关8022或低限设置开关8024移动到示于图1的“-”或“+”位置而实现，增量通常为预定的，例如，0.1摄氏度。其它建立高限指针8016和低限指针8018的位置的方法也可以使用。例如，指针的位置可以如下设置：通过外部计算机、平板电脑、手机、手表、眼镜等等，经过USB端口8026，或通过Wi-Fi连接，其可以经Wi-Fi开关打开或关闭8028。ABTT系统显示器8001还可以通过鼠标调节，鼠标直接连接着ABTT系统显示器8001，或经端口8026，或通过无线方式。

[0141] ABTT系统显示器8001可进一步包括上排按钮8146，下排按钮8148，左排按钮8150，右排按钮8152，和输入按钮8154。如这里进一步描述，这些按钮可有助于访问ABTT监视系统8000的扩展特征。

[0142] 类似于表盘或显示器8010，坐标轴8012可包括高温极限指示器8030，低限指示器8032，和温度指示器8034。以一种以上的单位同时显示温度，例如摄氏度和华氏度，可以提供。作为替代，单一显示单位可以提供，并且单位开关8036可被用于选择所显示单位的类型。与表盘或显示器8010类似，高温极限指示器8030可以为第一颜色，低限指示器8032可以为第二颜色，和温度8034可以为第三颜色，所用术语颜色或温度颜色包含黑色和白色。温度指示器8034可以与条形部分8038相关，其呈现的颜色不同于临近于条形部分8038的区域8040。

[0143] 数字显示器8014还可以被配置成以一种以上的单位呈现温度，或者可以每个时候呈现单一的单位，该单位可以通过单位开关8036选择。为了呈现高和低限，数字显示器8014可包括闪光，变化的颜色，分开显示的指示器，和类似物。显示器8014还可包括专用的LED(以物理单元)或基于软件的专用的一或多个闪光灯，其接通时显示在显示器上，并且警告迫近的危险或引导过程的进行。

[0144] 除了前述控制器和仪表或显示器，ABTT系统显示器8001还可包括各种元件。例如，系统显示器8001可包括警示显示器8042，在高或低限被达到时，或在其它预定的状况存在时，例如系统故障或无法接收温度信号，其闪光或改变颜色。系统显示器8001还可包括ON/OFF控制器或开关8044，间隔部分8046，其具有控制器或开关和显示器以设置和显示温度测量间隔或时长，开始开关或控制器8048，其控制开始测量间隔或时长，其还可用于控制停止测量间隔或时长，重置按钮、开关或控制器8050，其清除全部控制或恢复它们到非设定或常规位置，和扬声器8052，其用于提供音频警示或其它通知。

[0145] 系统显示器8001可提供错误状况在已有显示器部分上，或可包括专用的显示器部分。图7-10示出了示例性错误状况，其可以显示在例如数字显示器8014上。

[0146] 图7示出了指示“NC”，其可以指示通向相关计算机、平板电脑或其它装置的USB缆线被断开了。注意，该指示可以是暂态的，因为计算机、平板电脑或外部装置对于ABTT监视系统8000发挥功能不是必需的。然而，外部装置或内部控制器或处理器和存储器可能是有价值的以提供通过ABTT监视系统8000温度传感器收集的测量信息的附加分析能力。图8

[0147] 图8示出了指示“NP”，其可以指示温度传感器，例如温度传感器8002、8004、8006或8008，已被断开，短路，或具有其它故障。

[0148] 图9示出了指示“Ur”，其可以指示温度探头的读数低于一预定的下限，例如，10摄氏度，这可以指示坏的连接，坏的传感器，或极冷。尽管未示出，显示器8014还可显示指示“Or”，其可以指示温度范围超过一预定值，例如45摄氏度。这样的指示可以纵向下述情况下出现：所述系统中，包括温度传感器、相关缆线或ABTT系统显示器8001，存在湿气如果处于极端环境温度状况，或如果存在极端患者温度。在故障的情况下，更换缆线或传感器，或其它修正动作可以警示。

[0149] 图10示出了指示“PS”，这意味着相关温度传感器或探头可能短路或以其它方式受损。这样，ABTT监视系统8000的操作者应更换温度传感器。

[0150] 在任何前述状况下，警示音调或信号，包括语音提示或警示，可被启用以警示这些状况，以及操作者设置针对患者温度的警示级别。

[0151] 回到图1-6，温度传感器8002、8004、8006和8008通过连接器8053借助布置在ABTT系统显示器8001上的端口、连接器或连接件8054连接到ABTT系统显示器8001。然而，可以理解，无线连接到遥控装置也位于本申请的范围内。在示例性实施方式中端口、连接器或连接件8054处可用的最大电流低于500微安(0.000500)。作为替代，温度传感器可以无线地连接到ABTT系统显示器8001。每个温度传感器可以连接着缆线或连线组件8056a-d，它们每个可以相同，或可以不同，取决于个体温度传感器的需要。由于温度传感器可以是可废弃的，缆线连接器8058a-f可以提供为限定温度传感器的可废弃部分，或用于其它目的，包括容易更换温度传感器，对缆线重新布线等等。

[0152] 温度传感器8002被设计成“抽查”或同时读取SMO部位以及在任何皮肤表面进行温度测量。温度传感器8002被配置成可废弃的。然而，温度传感器8002还可以被配置成在高温或在液体例如酒精中消毒。温度传感器8002包含总体上或大致上纵向本体8060，其包括带锥度部分8062和主体或手柄部分8064。缆线8056a在温度传感器8002的第一端进入并且主体保持于主体8064中。在图1中的示例性实施方式中，热敏电阻8066定位在带锥度部分2062的末端8068，其位于温度传感器的第二端，该第二端总体上位于与温度传感器8002的第一端相反的端部，并且因此与缆线8056a向主体8064中的进入点相反。由于为大致圆的并且具有杆状或棒型结构的ABTT的直径为大约3-9毫米，在示例性实施方式中热敏电阻8066直径为5毫米或以下，并且在示例性实施方式中，直径为3毫米或以下。在另外的示例性实施方式中，热敏电阻3066具有外凸表面，以便与典型地具有内凹构造的皮肤在ABTT通道末梢出同位。另外地，为了提供与ABTT的频率反应可比的频率反应，在示例性实施方式中热敏电阻8066具有频率反应为至少20Hz。然而，在必须从ABTT精确跟踪温度的情况下，例如当平均温度为测量要求时，在示例性实施方式中，频率反应可低于20Hz。在另一示例性实施方式中，频率反应可以为10Hz或以下，更优选地，1Hz或以下。

[0153] 温度传感器或探头8004，如示于图2和3，被配置成低成本可废弃的探头，其可以在手术、病危护理和康复中用于在SMO和眼睑部位连续监视温度，以及用于其它要求连续温度监视的情况。温度传感器8004包含板状或延展平坦部分8070，弯曲的指状部分8072，和热敏电阻8074。在图3中的示例性实施方式中，缆线8056b从平坦部分8070的边缘或侧面8076进入平坦部分8070，并且弯曲的指状部分8072从与缆线8056b进入平坦部分8070的边缘或侧面相反的边缘或侧面8076延伸。热敏电阻8074，其可以与热敏电阻8066相同，定位在指状部分8072一端，这一端与指状部分8072的从平坦部分8070延伸的一端相反。平坦部分8070进

一步包括对置表面部分8078a和8078b。指状部分8072可以是柔性的，并且可移动到多个位置以提供表面部分8078a和患者或对象前额之间以及热敏电阻8074和对象的ABTT之间的最优接触。由于表面部分8078的大横截面面积，和许多人前额本质上是油性的，温度传感器8004可保持就位一段足以测量温度的时长。作为替代，温度传感器可以通过粘结剂、手术胶带保持，或手工保持，例如通过手或指头或器具，器具可包括头带和帽子。

[0154] 温度传感器8006，如示于图4和5，包括主体或手柄8080，屏蔽8082，探头8084，热敏电阻8086，其安置在探头8084的总体上与温度传感器8006的在此缆线8056c进入主体或手柄8080的那一端相反的末端或端部，一或多个LED 8088，和用于控制LED 8088的ON/OFF开关8090。类似于温度传感器8002，温度传感器8006被设计成“抽查”或同时读取SMO或眼睑部位，以及在任何皮肤表面上的温度测量。温度传感器8006被配置成可废弃的。然而，温度传感器8006还可以被配置成在高温或在液体例如酒精中消毒。

[0155] LED 8088可以定位在沿着朝向探头8084的方向从屏蔽8082延伸的突出部8092中。每个突出部8092可以形成为引导来自LED的光8088以相对于温度传感器8006的纵向轴线8096的角度8094以输出，使得来自LED 8088的光被配置成引导到热敏电阻8086略微前面。这种构造的益处在于，来自LED 8088的光被配置成照亮ABTT区域，使得使用者或操作者能够在全部环境照明状况下更容易地发现ABTT。

[0156] 温度传感器8008类似于温度传感器8004之处在于，其意于长期使用。温度传感器8008可以直接附着到对象或患者，通过粘结剂或胶带，或可以安装、附连或定位在器具上，例如框架，类似于双腿眼镜框架，头带、帽子、或任何头部安装部件，从而将温度传感器8008的热敏电阻部分保持在在患者或对象的ABTT上，尽管温度传感器8008适宜用于在身体上多个位置测量温度。温度传感器8008包括热敏电阻8098，其可以类似于这里已经描述的热敏电阻，和隔离的支持垫8100。隔离的垫8100可以附连于某种机构(未示出)，该机构提供了一种弹簧或其它预载荷，以保持热敏电阻8098与患者或对象的ABTT物理接触。

[0157] 虽然温度传感器的操作环境是容易理解的，下面的信息被提供用于指导。温度传感器的常用部件包括精密热敏电阻，并可包括医学级快速复原聚氨酯泡沫绝缘体，两层白色绝缘泡沫，和粘结性带支撑的结构性绝缘泡沫，和包覆热敏电阻引线的保护套。全部温度传感器可组合有受保护的终端连接器。热敏电阻丝引线8056a-d由绝缘材料绝缘。热敏电阻由绝缘覆层保护。最终结构可被包覆另一保护层。

[0158] 针对用在图1-6中的传感器中的热敏电阻支持结构可以相同，并可包括聚氨酯基体，双层的盘式热隔离体，和随形涂层。

[0159] ABTT监视系统8000包含多个硬件元件、单元或子系统，以提供ABTT监视系统8000的许多功能性能力，其一种示例性实施方式显示于图11。多个硬件元件、单元或子系统可以至少局部地包含于ABTT系统显示器8001的外壳、壳体或罩盖8102中。如这里提供的说明所指出，虽然由于显示器8001的主要功能而使用术语“ABTT系统显示器”，ABTT系统显示器8001可以针对其许多其它功能之一进行描述。例如，ABTT系统显示器8001还可被描述为ABTT系统控制器8001，ABTT分析仪8001，或ABTT报警系统8001。

[0160] ABTT监视系统8000可以被配置成电隔离的基于微处理器的接口，从附连的热敏电阻温度传感器向内部或外部控制器提供温度读数。可以理解，其它使用电隔离的基于微处理器的接口提供的读数，包括血压，心率，呼吸率，血氧度，氧，二氧化碳，各种分子的浓度

(例如葡萄糖),血液组分,和类似物,位于本申请的范围内。

[0161] ABTT监视系统8000可从外部计算机获取电能。操作电压范围在4.7伏和5.3伏之间,在5.0伏常规电流耗用为190毫安。ABTT监视系统8000可具有两个不同接地分隔部,以提供具有两个不同的彼此隔离的DC到DC电能转换器的电源。这两个DC到DC电能转换器可具有符合UL1577标准的UL认证。作为替代,ABTT系统显示器8001可包括电源8104,其被配置成接收外部电能,通常为AC电能,并且产生至少一种滤波的DC电能用于ABTT系统显示器8001的元件、单元或子系统。电源8104可包括集成的电能分配系统,或者可以配置分开的电能分配系统8106。电源8104和电能分配系统8106提供所需电能通过各种ABTT系统显示器8001的元件、单元或子系统。作为另一种替代方式,ABTT监视系统8000可包括电池8107,其供应电能给供电分配系统8106。由于ABTT监视中的有节制的电能消耗,四个标准AA碱性电池或四个AA NiMH电池片可被配置成向STM供电至少24小时。由于这样的电能供应和分配系统在本领于中是总体上容易理解的,这里不再对它们额外描述。

[0162] 尽管根据本申请任何生物学参数可被监视,以示例的方式,一种特殊生物学信号被监视,ABTT系统显示器8001从温度传感器经端口或连接器8054接收表示温度的信号。为了处理信号,ABTT系统显示器8001可包括放大器8108,模拟到数字(A/D)转换器8110,和系统单元控制器8112。放大器8108接收源于温度传感器的信号并且增加源于温度传感器的信号的强度,并且还可滤波信号以去除杂波。放大的信号被从放大器8108发送到A/D转换器8110,在此信号被转化成数字格式,其被提供到ABTT系统单元控制器8112的输入端。系统单元控制器8112在ABTT系统8000内执行各种功能。

[0163] ABTT系统显示器8001可进一步包括非瞬态存储器8114,显示器控制器8116,显示器8118,警示控制器8120,扬声器8122,和多个面板控制器8124。

[0164] 一旦位于系统单元控制器8112中,数字温度信号可以存储于非暂态存储器8114,其可以是可擦除存储器,用于归档目的或用于后续分析。在示例性实施方式中,数据可以存储于非暂态存储器8114中最高达大约24小时用于后续分析或下载到外部计算机。数字温度信号还提供以显示控制器8116,其可以集成于ABTT系统单元控制器8112,或可以是单独的控制器,如示于图11。显示器控制器8116格式化数字信号成适合于显示器8118的格式,显示器呈现显示给操作者、患者、专业医疗人员或其它使用者。显示器8118可包括电池寿命显示器8162和环境温度显示器8164,如这里额外描述。另外地,显示器8118可以配备有触感屏幕,其允许从显示器8118操控ABTT监视系统8000。如果显示器8118包含触感屏幕,从触感屏幕的输入可以直接传递到系统单元控制器8112,或可以借助显示器控制器8116传递到系统单元控制器8112。

[0165] 回到系统单元控制器8112,温度信号被分析以确定所接收的温度位于或低于一预定的温度级别还是位于或高于一预定的温度级别。如果温度位于或高于预定的级别或极限,信号被传输到警示控制器8120,其适宜地准备将被输出到各种装置的信号以实现警示相关功能。例如,信号传递到警示控制器的可被用于启动音频警示,其可包括各种音调,声音警示等等,它们被提供到扬声器8122。警示控制器8120还可提供用于显示的适宜信号以显示控制器8116或其它输出器件,例如警示显示器8042,以及无线信号到遥控装置,包括,但不限于,手机,平板电脑,外部计算机,手表,眼镜,和类似物。

[0166] 面板控制器8124可包括,除了其它控制器件外,高限设置开关8022,低限设置开关

8024，Wi-Fi开关8028，单位开关8036，ON/OFF开关8044，作为设置间隔部分8046的部件的设置间隔开关，和重置按钮或开关8050。源于各种面板控制器的信号被提供到系统单元控制器8112，其根据它们的来源响应于信号，并且如这里描述。作为示例，系统单元控制器8112可接收源于高限设置开关8022用于建立高温极限的信号，其被传递到要么位于系统单元控制器8112中要么位于显示器控制器8116中是高限指针8016和/或高温极限指示器8030的位置。从其它面板控制器接收的信号还通过ABTT系统单元控制器8112被适宜地处理并且用于操作ABTT监视系统8000的各种功能。

[0167] ABTT系统显示器8001可进一步包括Wi-Fi或其它近场通信(NFC)装置8126。Wi-Fi装置8126可被用于与温度传感器，与外部计算机、平板电脑、手机、手表、眼镜或类似物，或与另一适宜启用的装置通信。

[0168] USB端口8026可被用于与一或多个外部装置通信，例如计算机鼠标8128，外部计算机，平板电脑，手机，手表，眼镜，或类似物8130，或外部非暂态存储器，其可以类似于包含于外部计算装置8130的非暂态存储器8134。外部计算机8130包含用于对温度信号数据执行各种类型的分析的外部计算机控制器8132，非暂态存储器8134，和计算机显示器8138。另外地，外部计算机8130可为ABTT监视系统8000提供附加功能器件。

[0169] 由于ABTT监视系统8000包含非暂态存储器8114和系统单元控制器8112，如果温度传感器，例如温度传感器8002，被断开和随后重新连接，任何设置点和极限被配置成保持在最后设置。如果ABTT监视系统8000被关闭和重新启动-各设置点被配置成默认为预定的或预编程级别，例如34.0℃为低限、38℃为高限。如这里将额外描述的，各种音调可被用于帮助建立温度传感器的位置。ABTT监视系统8000的这些音调、提示性警示和其它功能被存储于非暂态存储器，例如非暂态存储器8114，或布置在ABTT监视系统8000的一或多个控制器中的非暂态存储器，例如ABTT系统单元控制器8112，显示器控制器8116，或警示控制器8120。ABTT监视系统8000的各种功能在ABTT监视系统8000的启动过程中被激活。

[0170] 如前所述，上面描述了ABTT监视系统8000的示例性实施方式。ABTT监视系统8000的附加示例性特征被提供在下面的段落中。

[0171] 外壳8102可以被配置成利用医用酒精(70％浓度)消毒而不损坏；

[0172] 外壳8102可以是传统“现买现用”器件或客户设计外壳。出于成本原因，传统现买现用器件是优选的。

[0173] 外壳8102可以配备有可拆卸的IV极夹具(未示出)。极夹具可被用于有助于为相关温度传感器排布缆线或用于其它功能。

[0174] 外壳8102可以被配置成提供通向四个标准AA电池的入口而不必拆开外壳8102。

[0175] 外壳8102的定位显示器8118的部分总体上被认为是前面板8158。

[0176] 前面板8158可包括输入按钮用于“左”(左排按钮8150)，”右”(右排按钮8152)，“上”(上排按钮8146)，“下”(下排按钮8148)，“进入”(输入按钮8154)，“重置”(重置按钮8050)，和“电源”(ON/OFF开关8044)。

[0177] 外壳8102的前面板8118上的按钮可以构造为电容型接触传感器。

[0178] ABTT监视系统8000可以被配置成包含音频警示，其在本申请公开的内容示例性实施方式中显示为扬声器8052。

[0179] 在示例性实施方式中，音频警示产生从100Hz到6200Hz的音调。

[0180] 在示例性实施方式中，音频警示音调的幅值在3.0kHz频率可以至少为60dB-SPL。

[0181] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000被配置成以四个标准NiMH AA电池或电池片(未示出)或以四个标准碱性AA电池或电池片操作最少24小时。

[0182] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000被配置成不会通过插入NiCad AA电池或电池片而受损;即，ABTT监视系统被配置成使用NiCad AA电池或电池片也可操作而不损坏，并且安装它们也不会导致损坏或分解ABTT监视系统8000。更具体地讲，外壳8102包含入口以允许安装四个AA电池(未示出)。这样的入口可以穿过无紧固件面板，或可以穿过通过一或多个紧固件固定的面板，主要目的是提供通向电池仓(未示出)的入口。

[0183] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000被配置成通过现买现用医疗相关电能适配器供电。

[0184] 如此处前面所描述，ABTT监视系统8000被配置成与STP或温度传感器相接，例如这里描述的那些，或与任何其它类型的传感器相接。

[0185] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000的温度传感器，例如温度传感器8002、8004、8006或8008，配备有传统10K31AM热敏电阻。

[0186] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000被配置成在常规温度传感器或STP检测范围内允许不超过2μA的电流流动通过温度传感器或STP。

[0187] 安全性

[0188] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000被配置成使用低电压和低电流。此外，通过设计而阻止患者或对象与电压和电流之间的接触。最后，ABTT监视系统8000被配置成用于低电磁干扰灵敏度。

[0189] 温度传感器

[0190] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000配备有环境温度传感器8160。在示例性实施方式中，环境温度传感器8160被配置成具有数字输出。作为替代，如果环境温度传感器8160具有模拟输出，该输出可以输入到A/D转换器，例如A/D转换器8110。如果环境温度传感器被提供，在示例性实施方式中，环境温度传感器8160配备有至少1.0摄氏度的分辨率。

[0191] 在示例性实施方式中，ABTT系统显示器8001和显示器8118被配置成其尺寸使得呈现在显示器8118上的温度的大小使得平均视力的人可从1米远读取显示温度。在另一实施方式中，ABTT系统显示器8001被配置成符合ASTM E1112-00第4.4.2.2节的可读性要求。在示例性实施方式中，显示器8118配备有足够的分辨率，从而以期望的温度分辨率显示温度曲线。

[0192] 在示例性实施方式中，显示器8118被配置成具有足够的亮度，从而除了通过高强度操作室内灯或类似灯直接照明的情形外，可在常规处置室、实验室、和临床环境中看到。为了改进已有高亮度或强度照明下的可视性，外壳8102可以被配置成包含屏蔽，以减弱设置在比ABTT监视系统8000竖直更高位置的灯直接照亮显示器8118。

[0193] 在示例性实施方式中，显示器8118被配置成在黑暗室内状况下可视。因此，在一些实施方式中显示器8118可包括背景灯，侧灯等等，以提供足够的照明以读取显示器8118。包含于这种实施方式的可以是用于条形曲线或规8012和数字显示器8014的灯，如果条形曲线8012或数字显示器8014被相对于显示器8118的单独提供的话。为了便于解释，灯可以描述为“背景灯”，但在本申请的文中，背景灯是指用于照亮这里描述的显示器的任何设备。

[0194] 在示例性实施方式中，显示器8118被配置成允许控制显示器强度。

[0195] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000包含非易失性存储器8114用于存储温度和其它系统功能。非易失性存储器8114可包括足够的数据存储容量以根据需要存储至少24小时的1到15秒温度传感器或STP的温度读数、显示器8118特性、和操作参数。此外，在示例性实施方式中，非易失性存储器被配置成提供足够的读/写周期以允许连续操作至少10年，并被配置成提供比通过初始程序启用所需的容量多至少一兆字节的存储容量。考虑到当前现有技术状况的非易失性存储器，ABTT监视系统8000所需的读/写速度和空间容易通过多种传统技术满足，而价格又有效地避免了在ABTT监视系统8000的总体预期价格中有所考虑。因此，一兆字节可存储余量容易变成一吉字节，而成本增加几乎可以不计。

[0196] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000包含接口，其被电子隔离以便可以用于场中，并且以温度传感器或STP连接着患者。接口可以组合成放大器8108的一部分，成ISM 8136的一部分，成另一元件的一部分，或作为完全单独的元件。

[0197] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000包含至少一个控制器，例如系统单元控制器8112。系统单元控制器8112典型地为通常可获取的传统控制器，尽管它可以是客户定制的控制器。优选地，与ABTT监视系统8000结合使用的全部控制器由容易获得的低成本研制工具支持。还优选地，系统单元控制器8112具有集成的或单独的非易失性存储器，例如非易失性存储器8114。非易失性存储器8114可以基于闪存的程序存储器或其它非易失性存储器。

[0198] 在示例性实施方式中，系统单元控制器8112可以是可重新编程的，要么经USB端口8026，要么通过外壳8102中专门用于该目的的连接器8156。作为替代，连接器8156可以从外壳8102上的外部位置触及，例如，在外壳8102的与前面板8158相反的背板上。在示例性实施方式中，系统单元控制器8112的程序存储器的尺寸设置成使得不大于大约50％的程序存储器通过初始软件启用被使用。因此，程序存储器被配置成具有更新和升级的容量，使得每个ABTT监视系统8000能够具有相对长的使用寿命。

[0199] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000包含看门狗计时器(未示出)。看门狗计时器可以是独立的或是系统单元控制器8112的一部分。在典型实施方式中，看门狗计时器被配置成在全部时间或满时间启用。看门狗计时器在将温度读数与特殊时刻关联时有用，这对分析温度读数来说是有用的。

[0200] 接口系统模块

[0201] ABTT监视系统8000可包括接口系统模块(ISM)8136，至少示于图2和4中。接口模块8136可从外部计算机供电～5V。接口模块8136在操作或发挥功能中可吸取大约175mA。ISM 8136的底盘或外壳可以借助外部的电能供给电源8104的连接部接地到建筑物的电接地装置。该接地装置通过“引流线”中的缆线8056b或8056c和薄膜屏蔽接通到接口模块8136。如果外部计算机通过两个叉形电插头供电，即，没有接地装置，缆线8056b或8056c中的薄膜屏蔽被联接到外部计算机控制器8130的外壳。端口8053的金属屏蔽相对于内部线路完全隔离。

[0202] 接口模块8136中的线路利用批准的电能和端口信号隔离线路相对于外部计算机或其它外部控制器8130的电能双重隔离。接地装置终止于所述端口连接器的屏蔽。接口模块8136被覆盖适宜的塑料，以防止与接地装置之间的任何直接连接被任何触及或保持壳体

的人碰到。当与外部计算机、例如外部计算机8130结合使用时，ISM 8136提供了ABTT监视系统8000的大部分或全部功能。ISM 8136的示例性实施方式的特征可包括：

[0203] 到异步串联数据传输接口的单片端口；

[0204] 完全集成的1024位EEPROM存储装置描述符和CBUS I/O构造；

[0205] 完全集成的端口终端电阻；

[0206] 完全集成的时钟产生和时钟输出选择；

[0207] 128字节接收缓冲器和256字节传输缓冲器，以允许整个范围内的高数据；

[0208] 芯片-ID特征；

[0209] 可配置的CBUS I/O插针；

[0210] 传输和接收LED激励信号；

[0211] 用于端口I/O的集成级别转换器；

[0212] 用于端口I/O的集成+3.3V级别转换器；

[0213] 完全集成的AVCC供电滤波-不需要外部滤波；

[0214] UART信号倒置选项；

[0215] +3.3V(使用外部振荡器)到+5.25V(内部振荡器)单电源操作；

[0216] 低操作和端口挂起电流；

[0217] 低带宽消耗；

[0218] UHC/OHCI/EHCI主机控制器兼容；

[0219] Post 2.0全速兼容；

[0220] -40℃到85℃扩展操作温度范围；

[0221] 在紧凑型无引线28针SSOP和QFN-32包(均符合RoHS)中可用；

[0222] 到RS232/RS422/RS485转换器的端口模块接口；

[0223] 移动和无绳电话数据传输缆线和接口；

[0224] 到端口的基于接口MCU/PLD/FPGA的设计；

[0225] 音频和低带宽视频数据传输；

[0226] PDA到端口数据传输；

[0227] MP3播放器接口；闪存卡读取器和写入器；

[0228] 数字相机接口；

[0229] 硬件调制解调器；

[0230] 条形码读取器；

[0231] 软件和硬件加密解密器；以及

[0232] 线性电能调节器(LDO)-LT 1762-150mA，低噪微电能调节器。

[0233] 控制和软件元件：

[0234] 虽然ABTT监视系统8000可以配备有线路以执行温度分析，可利用软件和/或固件提供更大灵活性用于系统8000的操作。软件的示例性实施方式被配置成实施一个阵列的功能，如这里描述的。为了简化，用于ABTT监视系统8000的软件被简单描述为系统8000软件。

[0235] 在示例性实施方式中，系统8000软件被配置成使用看门狗计时器。

[0236] 在大部分示例性实施方式中，系统8000软件被配置成主要以通常使用的高级别语言实施。

[0237] 在示例性实施方式中，系统8000软件被配置成具有程序设置模式。程序设置模式被配置成基于指令进入，指令可以来自ABTT系统显示器8001，或来自外部控制器或计算机，例如外部计算机8130。设置模式允许的选项有选择单位，例如摄氏度和华氏度，高温和低温极限，和ABTT监视系统8000的其它可调参数，与外壳8102的前面板8158上的物理开关和按钮相对。程序设置模式可以存在于任何点，具有适宜的指令或指令键，例如EXIT或端。

[0238] 在示例性实施方式中，低温警示级别在29.0℃和38.0℃之间以0.1度增量可调。还在示例性实施方式中，低温警示级别默认值为34℃。

[0239] 在示例性实施方式中，所述系统8000软件被配置成设置高温极限，其在示例性实施方式中在35.0℃和40.0℃之间以0.1℃增量可调。如果高温极限或级别被达到，警示器可以发声，如果声音被启动的话，同时ABTT系统显示器8001的前面板8158上的一或多个可视的指示器被启动。在示例性实施方式中，高温极限或警示级别被配置成默认为38.5℃。

[0240] 在示例性实施方式中，系统8000软件被配置成允许设置音频的音调和警示的幅值或强度。

[0241] 在示例性实施方式中，系统8000软件被配置成设置ABTT监视系统8001的转换偏置，其在示例性实施方式中从-10.0℃到10.0℃以0.1℃增量可调。还在示例性实施方式中，转换偏置被配置成默认为0.0℃。

[0242] 在示例性实施方式中，系统8000软件配备有传感器安配置模式。传感器安配置模式是基于指令进入的，指令可以来自显示器8118，来自ABTT系统显示器8001的前面板8158上的开关或按钮，或来自外部控制器，例如外部计算机8130。系统8000软件被配置成按指令进入传感器安配置模式。在示例性实施方式中，系统8000软件被配置成每隔250毫秒(ms)接收源于温度传感器或探头的温度信号。为了保存电能，在示例性实施方式中，所述系统8000软件可以每250ms为温度传感器或探头供电不超过1ms。所述系统8000软件可以被配置成在传感器安配置模式中从温度传感器或探头获取多个读数并且平均这些读数。在示例性实施方式中，系统8000软件可在温度安置模式获取并且平均十六个来自温度传感器或探头的读数。从本申请前面提供的描述中可以清楚地看到，所述系统8000软件被配置成显示温度读数，其为平均的、瞬时的或其它方式处理的，以选择的显示单位，典型地摄氏度或华氏度。

[0243] 在本申请的示例性实施方式中，系统8000软件被配置成在传感器安配置模式产生音调正比于由温度传感器或探头感测的温度。作为清楚地指示通常将被认为超过范围的低温，示例性系统8000软件被配置成当源于温度传感器或探头的温度信号位于或低于30℃时产生150Hz的音频的音调。类似地，系统8000软件可以被配置成当源于温度传感器或探头的信号位于或高于43℃时产生音频的6000Hz的音调。类似于ABTT监视系统8000的大多数模式，系统8000软件被配置成按指令离开传感器安配置模式。作为替代，系统8000软件可以被配置成在三分钟后离开传感器安配置模式。

[0244] 一旦温度传感器已经定位或安置在ABTT末梢上，在示例性实施方式中所述系统8000软件进入操作模式。在操作模式，所述系统8000软件被配置成按间隔接收温度读数，其默认值为可以每15秒一次。然而，可以理解，读数间隔的范围可从低于一秒到最高达60秒。为了对于电池模式操作节约系统电能，系统8000软件可限制温度传感器被供电的时间。在示例性实施方式中，所述系统8000软件可在操作模式每15秒为温度传感器或探头供电最多1ms。

[0245] 在示例性实施方式中，系统8000软件在操作模式可获取和平均来自温度传感器或探头的十六个读数。然而，可以理解，低于16个读数也位于本申请的范围内。从本申请前面提供的描述中可以清楚地看到，所述系统8000软件被配置成显示温度读数，其为平均的、瞬时的或其它方式处理的，以选择的显示单位，典型地摄氏度或华氏度。

[0246] 如果ABTT监视系统包含环境温度传感器，例如温度传感器8160，在示例性实施方式中，系统8000软件可以被配置成每15秒从环境温度传感器8160读取温度。在另一示例性实施方式中，环境温度可以在10到15秒的范围内从温度传感器8160读取。在另外的示例性实施方式中，环境温度可以在5到10秒的范围内从温度传感器8160读取。

[0247] 当ABTT监视系统8000进入电池供电模式后，即，外部电能不能供给到ABTT监视系统8000，所述系统8000软件被配置成定期地确定剩余电池寿命。在示例性实施方式中，剩余电池寿命可以大约每60秒确定一次。

[0248] 如此处前面所描述，示例性实施方式ABTT监视系统8000包含非易失性存储器。系统8000软件被配置成存储每个温度传感器或探头温度读数于非易失性存储器中。然而，ABTT监视系统8000不限于存储温度数据于非易失性存储器中，尽管这样存储是优选的以使得数据可供用于将来分析和参考目的。在示例性实施方式中，系统8000软件被配置成保存最近24小时的温度读数于非易失性存储器中。然而，ABTT监视系统8000不限于24小时。在一些实施方式中，数据可以根本不保存于非易失性存储器中。在其它实施方式中，数据可以保存数天，几星期，甚至更久，取决于ABTT监视系统8000被使用的特定环境和该环境的要求。数据还可以保存在容置于温度传感器8002、8004、8006或8008或与其共同安置的存储器(未示出)中。

[0249] 如这里描述的，根据本申请公开内容，示例性实施方式ABTT监视系统8000包含显示器8118。系统8000软件被配置成显示当前检测的温度传感器或探头温度，以选择的显示单位，典型地摄氏度，华氏度，或二者。在示例性实施方式中，温度的显示可以具有0.1度的增量。

[0250] 系统8000软件还典型地被配置成显示从环境温度传感器8160或其它地方接收的环境温度，其可以显示在环境温度显示器8164上，以当前选择的显示单位，尽管用于环境温度显示器的单位可以独立于在ABTT系统显示器8001上上的其它温度显示器选择。如果系统8000软件被配置成显示环境温度，环境温度的分辨率为至少1度，其中0.1度是优选的。

[0251] 在示例性实施方式中，系统8000软件被配置成在显示器8118上显示剩余电池寿命。这样的显示可以位于电池寿命显示器8162上。

[0252] 如这里描述的，ABTT监视系统8000的显示器可包括背景灯，侧灯，或其它灯，以便能够读取由ABTT系统显示器8001呈现的各种显示。为了保存电能，系统8000软件被配置成在新的读数或警示被显示之后一预定的时间后关闭背光。这样的电能节约模式可以是标准操作模式，或可以当低电池状况被检测到时进入。

[0253] 警示已经在本申请中在前面描述了。系统8000软件被配置成在ABTT系统显示器8001上提供可视的警示，例如通过闪烁显示器，或呈现警示信号在单独的显示器上，例如显示器8042。警示还可以是音频的，并且系统8000软件被配置成在警示状况之前或在警示状况之后启用和停用音频警示。如果警示状况存在并且音频的音调被呈现，音频的音调可以通过按压重置按钮8050一次而停用，这允许显示的警示继续。按压重置按钮8050第二次，可

将全部显示警示重置到非警示状况。当音频警示被启用后，这样的警示可以通过语音实现，其在示例性实施方式中可呈现，例如，声音警示以指示警示的精确性质，例如："警示!超温状况检测到"；"警示!欠温状况检测到"；"故障检测到。温度探头可能脱离连接或工作不正常"；等等。在另一示例性实施方式中，警示器可以音频的音调的频率在至少3000Hz。警示音调可以被配置成在高音调和关闭音调或低音调之间交替，或警示器音调可以匹配于特殊警示状况。

[0254] 如果所述系统8000软件检测到温度传感器或探头已经达到或超过高温极限，被启用的警示、显示和音频信息的器件被配置成操作。警示显示器8042可在"警示"和"高温"或其它类似指示之间交替，以指示高温极限已经达到。类似地，如果所述系统8000软件检测到温度传感器或探头已经达到或低于低温极限，被启用的警示、显示和音频信息的器件被配置成操作。警示显示器8042可在"警示"和"低温"或其它类似指示之间交替，以指示低温极限已经达到。

[0255] 如果系统8000软件检测到ABTT监视系统8000存在阻碍从温度传感器获得安全且精确的温度读数的故障，警示显示器8042可在"警示"和"错误"之间交替。类似地，如果电池寿命为60分钟或以下，或电池系统存在故障，系统8000软件可显示与"电池"交替的"警示"。如果系统8000软件能够在任何警示状况下呈现温度读数，系统8000软件被配置成持续如此操作，即使是呈现警示指示时。

[0256] ABTT监视系统8000包含特征用以控制各种显示器的功能。在示例性实施方式中，可以提供对显示器强度，对比度，颜色平衡和/或修正，大小，位置，锐度等等的调节和存储调节，此外还有重置按钮用以将全部显示器相关的设定值重新存储为工厂默认设定值。

[0257] 在示例性实施方式中，ABTT系统显示器8001可包括曲线图模式。参看图1和13，ABTT系统显示器8001可包括模式按钮8176，其或是集成于显示器8118，或是单独的机械开关。通过按压模式按钮8176，显示器8118在多个显示模式之间切换。一种这样的显示模式可以是曲线图显示，例如示于图13的。在曲线图模式，系统8000软件呈现曲线图显示器8166在系统显示器8118上，其基于时间间隔呈现温度。曲线图显示器8166包含水平坐标轴8168以显示时间和日期，竖直坐标轴8170以显示温度，以选择的单位。显示器8118允许移动时间坐标轴8168和温度坐标轴8170，通过使用鼠标或触摸式显示器8118，并且沿期望的改变方向拖拽所选择的坐标轴；即，左或右改变时间坐标轴的位置，上或下改变温度坐标轴的位置。另外地，曲线图显示器8166包含软按钮，其允许改变坐标轴(时间坐标轴按钮8172)和温度(温度坐标轴按钮8174)二者。每个按钮包含"+"或"-"用以从呈现的坐标轴增大或放大，或减小或缩小。在示例性实施方式中，用以坐标轴改变的固定位置可以在曲线图显示器8166的左下角。在另一示例性实施方式中，固定位置可以在时间坐标轴8168和温度坐标轴8170中央。然而，曲线图显示器8166可以被配置成提供任何位置作为用于变化坐标轴的固定点，取决于使用者的愿望。模式按钮8176可以被再次按下以将温度坐标轴8170从显示当前时间和日期并且从其向后延伸的绝对时间坐标轴改变为在0小时处呈现的相对时间坐标轴，并且向后延伸由存储的数据和曲线图显示器8166的缩小的能力时间许可的时间极限，或用于可被移动的温度坐标轴8170。

[0258] 在示例性实施方式中，系统8000软件被配置成显示警示事件，例如警示事件8178，在曲线图显示器8166上。通过选择或触摸警示事件8178，时间、日期和类型的警示被以框的

形式(未示出)呈现叠加在曲线图显示器8166上。警示信息被隐藏经过一预定时段,例如3秒,但还可以通过点击正被显示警示器信息框而隐藏。

[0259] 在示例性实施方式中,系统8000软件被配置成软件控制回路。软件控制回路被配置成当没有未执行完的动作时将ABTT监视系统8000置于低电能状态。软件控制回路被配置成通过中断事件触发。软件控制回路被配置成在每次循环调用显示屏幕更新程序,以提供对至少显示器8118和数字显示器8014的更新。软件控制回路被配置成在每次循环调用端口支持。

[0260] 当端口被启用时,即,当数据可以获取时,软件控制回路被配置成在每次循环调用数据传输程序。软件控制回路被配置成每十分之一秒调用触摸开关程序;即,显示器或软开关大约每十分之一秒被读取。除了启动屏幕(未示出)或探头设置屏幕(未示出)外,当任何显示屏幕被启用后,软件控制回路被配置成每十五秒启动温度读取过程。温度读取过程定义为其中电能被供应到温度传感器或探头的过程,除非电能已经被施加,并且温度经过预定时段后被获取以得到一预定数量的读数。

[0261] 在其中温度被读取的任何过程中,包括其中ABTT被安置的模式和温度读取过程,当除了启动屏幕(未示出)或探头设置屏幕的任何显示屏幕被启用后,软件控制回路被配置成存储读取的温度。在示例性实施方式中,当探头设置屏幕被启用后,软件控制回路被配置成每四分之一秒启动温度读取过程。

[0262] 软件控制回路被配置成当通过所述端口主机请求时发送存储的患者温度数据。

[0263] 软件控制回路被配置成每分钟调用电池监视程序一次。

[0264] 在示例性实施方式中,系统8000软件被配置成使用基于中断的硬件计时器对STM事件计时。所述系统8000软件计时器中断程序被配置成设置标志来指示预定的时间间隔已经经过。在示例性实施方式中,标志被设置在十分之一秒,四分之一秒,一秒,十五秒,和一分钟。另外,所述系统8000软件计时器中断程序被配置成处理计时器子系统计时器。

[0265] 如这里所指出,ABTT监视器系统8000包含一或多个端口或连接器以与外部装置例如外部计算机8130相接。为了与这样的装置通信,在示例性实施方式中,系统8000软件被配置成包含端口背景程序。这样的端口背景程序被配置成中断驱动型的。此外,端口背景程序被配置成操控与外部主机装置的全部握手。另外,端口背景程序被配置成提供从主机装置发送数据到所述系统8000软件控制回路。另外,端口背景程序被配置成从所述系统8000软件控制回路向主机装置发送数据。

[0266] 如这里描述的,ABTT监视系统8000可包括一或多个软按钮或开关,其被显示为按钮,通过触摸、接近、鼠标控制、光笔等等被启动。在示例性实施方式中,所述系统8000软件被配置成大约每秒或以下读取触摸按钮值。为了最小化电能消耗和过度敏感反应,当触摸按钮或开关未被触摸时,触摸开关或触摸按钮平均值每次读取时被更新。在示例性实施方式中,如果对于三个连续的读数,触摸按钮读数超过触摸按钮平均值,则系统8000软件被配置成认为触摸已经发生。反过来,如果对于三个连续的读数,触摸按钮读数低于触摸按钮平均值,则所述系统8000软件被配置成认为触摸没有发生。

[0267] 如这里描述的,ABTT监视系统8000可包括电池监视器。在示例性实施方式中,系统8000软件的电池监视器被配置成:每分钟检查电池状态一次;估算剩余电池寿命;并且当剩余电池寿命降到低于60分钟时设置电池警示标志。电池警示标志之后可由系统8000软件使

用以启动ABTT监视系统8000警示，包括警示显示器8042和音频警示。

[0268] 尽管ABTT监视系统8000可包括物理按钮，许多、甚至全部这样的按钮可以通过所述系统8000软件连接。这样，这里的讨论涉及采用机械和软或显示开关。

[0269] 当ABTT监视系统8000处于断电状态或状况时，当ON位置被选择，电能按钮或ON/OFF开关8044被配置成将电源连续到ABTT监视系统8000用以操作系统8000或将系统8000切换到供电或操作状况，假定有效的电源可以获取的话。反过来，如果ON/OFF开关8044被从ON位置移动到OFF位置，则电能被从ABTT监视系统8000的内部装置、部件、和元件断开，并且系统8000到达断电状况。

[0270] 对于下面关于按钮和开关的讨论，术语“任何按钮”总体上是指任何按钮，除了另加指出的电源按钮外。一般而言，ABTT监视系统8000被配置成使得以任何级别按压任何按钮将引起音频的“咔哒”声。该状况适用于机械开关和软开关。在显示器8118被启用并且任何背景灯、侧灯或前灯未启用的情况下，按压任何按钮将引起任何这种类型的灯被启动，而不需其它动作。

[0271] 温度读取过程

[0272] ABTT监视系统8000被配置成包含温度读取过程8179，示于图15。温度读取过程8179，其在某些情况下也被描述为患者温度读取过程8179，描述在下面的段落中。

[0273] 在开始过程8180，ABTT监视系统8000被设置为接通或供电状况。一旦电能被供应到ABTT监视系统8000，所有系统被设置成工厂默认状况或先前设置和保存状况，如果被提供了的话。包含将全部存储重置到零或空状态，并且全部比较器到空或零状态。控制然后开始过程8180转到有效电能确定过程8182。

[0274] 在有效电能确定过程8182，ABTT监视系统8000确定有效电能可以获取。确定有效电能可以在电能分配硬件单元8106中实现。如果有效电能可以获取，则有效电能状况被确定，并且电能通过电能分配8106被自动提供到ABTT监视系统8000的所述系统、元件和部件。如果有效电能不可获取，控制从有效电能确定过程8182转到结束过程8184。在一些实施方式中，数字显示器8014可指示无电(NOPWR)，以指示有效电能不可获取。如果有效电能可以获取，控制从有效电能确定过程8182转到电能ABTT监视系统过程8186。

[0275] 在过程8186，电能被供应到ABTT监视系统8000的各种系统、部件和元件，除了ABTT监视系统8000的尚不需要被供电或是选择性操作的部分外。这样的可选系统可包括Wi-Fi或近场连通单元8126和温度传感器。一旦ABTT监视系统过程8186供电被完成，控制从电能ABTT监视系统过程8186转到启动系统软件过程8188。

[0276] 在电能被供应到ABTT监视系统8000的全部部分后，在启动系统软件过程8188，控制器8112开始操作并启动系统8000软件以实施ABTT监视系统8000的功能。一旦系统8000软件被操作，控制从启动系统软件过程8188转到电能温度传感器过程8190。

[0277] 在电能温度传感器过程8190，电能被供应到温度传感器。控制然后从过程8190转到接收温度读数过程8192。

[0278] 在接收温度传感器读数过程8192，控制器8112接收从A/D转换器8110一预定数量的温度读数。在示例性实施方式中，温度读数可以的数量是十六。一旦预定数量的温度读数已经通过控制器8112接收，控制从接收温度传感器读数过程8192转到温度传感器断电过程8194，在此供应给温度传感器的电能断开。控制然后从过程8194转到平均温度过程8196，在

此从预定数量的读数计算平均温度。控制然后从平均温度过程8196转到确定温度传感器或探头状况过程8198。

[0279] 在过程8198，平均温度通过使用转换表被转化成数值。转换表的目的是用数字值取代测量的探头状况。如果转换的平均读数为0x0000，则过程8198用探头_SHORTED值代替读数。如果转换的平均读数为0xfff，则过程8198用探头_OPEN值代替读数。如果转换的平均读数低于可用的最低转换表值，则过程8198用探头_LOW值代替读数。如果转换的平均读数高于最高转换表读数，则过程8198用探头_HIGH值代替读数。一旦探头状况过程8198被完成，控制从过程8198转到传感器错误确定过程8200。

[0280] 如果从过程8198反馈了任何错误状况，则错误状况存在，并且控制从传感器错误确定过程8200转到显示器错误代码过程8202。在过程8202，错误被显示，其可以，例如，显示在数字显示器8014。示例性错误密码如这里描述的。一旦过程8202被完成，控制转到有效温度可用确定过程8204。

[0281] 在有效温度确定过程8204，确定是否存在有效温度，例如温度低于下限，高于下限，或其它有效温度，即使是存在错误时。如果有效温度不可获取，控制转到结束过程8206，并温度读取过程8179结束。如果有效温度可以获取，控制转到显示患者温度过程8208，如果没有传感器错误状况存在的话控制也从传感器错误确定过程8200转到过程8208。

[0282] 在显示患者温度过程8208，从平均温度过程8196获得的平均温度被显示在ABTT系统显示器8001的一或多个部分，例如表盘8010，条形曲线或规8012，和数字显示器8014。一旦平均温度被显示，控制转到新温度确定过程8210。

[0283] 在新温度确定过程8210，ABTT监视系统确定是否另一温度是期望的。如果超时情况没有发生，或如果温度读数与环境相差一预定量，这样的确定可以自动实现。如果温度读取过程8179确定附加温度读数是期望的，控制从新温度确定过程8210转到接收温度读数过程8192，如这里描述的。作为替代，如果附加温度读数不再看上去是需要的，则控制从新温度确定过程8210转到结束过程8212，在此温度读取过程8179结束。

[0284] 尽管温度读取过程8179基于ABTT监视系统8000的断电状况进行了描述，只要系统8000保持接通，控制器8112就以预定的间隔定期地测试存在温度传感器和与环境不同的温度改变。如果这种改变被检测到，温度读取过程8179再次启动，尽管温度读取过程8179被配置成识别出过程8180到8188已被实现，这样，控制被配置成立即转到电能温度传感器过程8190，在此温度读取过程8179被配置成持续进行，如前面描述的。

[0285] 环境温度读取过程

[0286] 在示例性实施方式中，系统8000软件被配置成包含环境温度读取过程。读取环境温度开始于接通向环境温度传感器8160供电。一旦环境温度传感器8160被正确供电，源于环境温度传感器的信号表示环境温度被提供到系统控制器8112。一旦环境温度被读取，供应给环境温度传感器8160的电能被断开。

[0287] 显示屏幕

[0288] 主显示屏幕

[0289] 这里描述的显示屏幕是呈现通过ABTT监视系统8000获取的数据的最早且最有用的方式之一。在全部涉及显示器的讨论中，可以理解，虽然有时针对显示器讨论显示功能，所有显示器相关的功能通过控制器驱动，包括系统8000软件。这样，在大多数情况下，所描

述的动作和特征是系统8000软件的结果。当电能被施加于ABTT监视系统8000时，显示器8118被配置成初始显示启动屏幕，而各种系统元件，包括系统8000软件，例如徽标，展示了ABTT，用于Abreu脑热通道。该初始屏幕还可以被配置成显示所述系统8000软件的部件号和版本。在一时段后，改时段取决于完全初始化全部系统所用时间，初始启动屏幕通过主显示屏幕重新配置，例如示于图1的显示器8118。如果启动屏幕看上去缓慢移动到主显示屏幕，系统8000软件被配置成使得触摸任何按钮，用鼠标指针点击显示器，或触摸屏幕，将引起从启动屏幕过渡到主显示屏幕。

[0290] 如示于图1，在此显示器8118呈现本申请公开内容的示例性实施方式，主显示屏幕被配置成数字式显示最近患者或对象温度。如果没有警示状况存在，显示器8118被配置成显示主显示屏幕并被配置成连续地呈现最近患者或对象温度数据。如果错误状况存在，呈现在ABTT系统显示器8001的前面板上的显示器中的至少一个呈现错误代码。在这里呈现的示例性实施方式中，错误密码被显示在数字显示器8014。这样的错误密码可包括以探头_SHORTED值表示的温度数据，其中，至少一个显示器被配置成呈现“PS”用于温度数据；以探头_OPEN值表示的温度数据，其中，至少一个显示器被配置成呈现“NP”用于温度数据；以探头_LOW值表示的温度数据，其中，至少一个显示器被配置成呈现“UR”用于温度数据；和以探头_HIGH值表示的温度数据，其中，至少一个显示器被配置成呈现“OR”用于温度数据。如果低患者温度警示存在，系统8000软件被配置成在至少一个显示屏幕显示，以一秒的间隔，文字“低”和最近患者温度数据。如果高患者温度警示存在，系统8000软件被配置成在至少一个显示屏幕显示，以一秒的间隔，文字“高”和最近患者温度数据。

[0291] 在示例性实施方式中，所述系统8000软件被配置成当显示器被更新时使得最近温度数据的显示闪烁。

[0292] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，系统8000软件被配置成将最近患者处的温度主显示屏幕上显示为数字值。

[0293] 在这里呈现的示例性实施方式中，患者或对象温度以当前选择的计量单位显示。

[0294] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当低电池警示状况存在时，系统8000软件被配置成在主显示屏幕上以一秒的间隔闪烁低电池图标。

[0295] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当音频警示被停用时，系统8000软件被配置成在主显示屏幕上以一秒的间隔闪烁音频警示停用图标。

[0296] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当重置按钮8050被触摸并在两秒内释放时，系统8000软件被配置成清理最高优先权警示。

[0297] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当重置按钮8050被触摸两秒或更长时间时，系统8000软件被配置成切换上音频警示标志。

[0298] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当输入按钮8154被触摸并在两秒内释放时，系统8000软件被配置成切换上显示器计量单位标志。

[0299] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当输入按钮被触摸两秒或更长时间时，系统8000软件被配置成移动到选项选择屏幕。

[0300] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当下排按钮8148被触摸并释放时，系统8000软件被配置成引起背光强度增加10％。

[0301] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，系统8000软件被配置成不

引起背光强度增加到100％以上。

[0302] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当下排按钮8148被触摸并释放时，系统8000软件被配置成引起背光强度降低10％。

[0303] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，系统8000软件被配置成不引起背光强度降低到低于0％。

[0304] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当左排按钮8150被触摸和释放时。系统8000软件被配置成引起显示器对比度增加10％。

[0305] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，系统8000软件被配置成不将显示器对比度提高到100％以上。

[0306] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当右排按钮8152被触摸并在两秒内释放时，系统8000软件被配置成引起显示器对比度降低10％。

[0307] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，系统8000软件被配置成不将LCD对比度降低到低于0％。

[0308] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当右排按钮8152被触摸两秒或更长时间时，系统8000软件被配置成曲线显示屏幕8166。

[0309] 在示例性实施方式中，在主显示屏幕被显示的情况下，当输入按钮8154和重置按钮8050被同时触摸两秒或更长时间时，系统8000软件被配置成移动到温度传感器设置显示屏幕。

[0310] 选项选择屏幕

[0311] 在示例性实施方式中，ABTT监视系统8000包含选项选择屏幕。选项选择屏幕被配置成显示选项用于选择温度传感器设置屏幕。

[0312] 在示例性实施方式中，选项选择屏幕被配置成显示选项用于选择清理患者数据屏幕。

[0313] 在示例性实施方式中，选项选择屏幕被配置成显示选项用于选择低限警示编辑屏幕。

[0314] 在示例性实施方式中，选项选择屏幕被配置成显示选项用于选择高限警示编辑屏幕。

[0315] 在示例性实施方式中，选项选择屏幕被配置成显示选项用于选择音频警示级别屏幕。

[0316] 在示例性实施方式中，选项选择屏幕被配置成显示选项用于选择背光计时器编辑屏幕。

[0317] 在示例性实施方式中，在处于选项选择屏幕中的情况下，当重置按钮8154被触摸并释放时，系统8000软件被配置成移动到主显示屏幕。

[0318] 在示例性实施方式中，在处于选项选择屏幕中的情况下，当输入按钮8154被触摸并释放时，系统8000软件被配置成移动到当前选择的选项。

[0319] 在示例性实施方式中，在处于选项选择屏幕中的情况下，当上排按钮8146被触摸并释放时，系统8000软件被配置成显示将当前选择的选项向上移动一格。

[0320] 在示例性实施方式中，在处于选项选择屏幕中的情况下，当最上方选项是当前选择的时，当上排按钮8146被触摸并释放时，系统8000软件被配置成移动当前选择选项到最

下方选项。

[0321] 在示例性实施方式中，在处于选项选择屏幕中的情况下，当下排按钮8148被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将当前选择的选项向下移动一格。

[0322] 在示例性实施方式中，在处于选项选择屏幕中的情况下，当下排按钮8148被触摸和释放和最下方选项是当前选择的时，系统8000软件被配置成将当前选择的选项移动到最上方选项。

[0323] 温度传感器设置屏幕

[0324] 在示例性实施方式中，所述系统8000软件被配置成包含温度传感器设置屏幕。

[0325] 在示例性实施方式中，温度传感器设置屏幕被配置成数字式显示最近患者或对象温度。

[0326] 在示例性实施方式中，温度传感器设置屏幕被配置成连续地显示最近患者或对象温度日期。

[0327] 在示例性实施方式中，温度传感器设置屏幕被配置成显示“PS”用于以探头_SHORTED值表示的患者或对象温度数据。

[0328] 在示例性实施方式中，温度传感器设置屏幕被配置成显示“NP”用于以探头_OPEN值表示的患者或对象温度数据。

[0329] 在示例性实施方式中，温度传感器设置屏幕被配置成显示“Ur”用于以探头_LOW值表示的患者或对象温度数据。

[0330] 在示例性实施方式中，温度传感器设置屏幕被配置成显示“Or”用于以探头_HIGH值表示的患者或对象温度数据。

[0331] 在示例性实施方式中，温度传感器设置屏幕被配置成每秒一次闪烁最近温度数据以显示其被更新。

[0332] 在示例性实施方式中，温度传感器设置屏幕被配置成在主显示屏幕上以曲线显示最近患者温度作为数字值。

[0333] 在示例性实施方式中，温度传感器设置屏幕被配置成以当前选择的计量单位显示患者或对象温度。

[0334] 在示例性实施方式中，在处于温度传感器设置屏幕的情况下，当重置按钮被触摸并释放时，系统8000软件被配置成移动到清理患者数据屏幕。

[0335] 在示例性实施方式中，在处于温度传感器设置屏幕的情况下，当输入按钮被触摸并释放时，系统8000软件被配置成移动到主显示屏幕。

[0336] 清理患者数据屏幕

[0337] 如这里描述的，示例性实施方式系统8000软件被配置成包含清理患者数据屏幕。该特征对于患者隐私是重要的。在示例性实施方式中，为启动清理患者数据屏幕，授权识别码或ID可能需要被输入。在另一示例性实施方式中，患者或对象识别码或ID可能需要被输入，作为授权识别码的附加，或作为授权识别码的替代。

[0338] 在示例性实施方式中，清理患者数据屏幕被配置成显示状态“清理患者数据?重置＝Yes，输入＝No”。在处于清理患者数据屏幕的情况下，当重置按钮8050被触摸并释放时，系统8000软件被配置成清理存储的患者数据，此后清理了患者数据的屏幕被配置成显示状态“患者数据已清理”。在处于清理患者数据屏幕的情况下，当重置按钮被触摸并释放时，系

统8000软件被配置成移动到患者数据已清理的屏幕。

[0339] 在示例性实施方式中，在清理患者数据屏幕被显示的情况下，当输入按钮8154被触摸并释放时，所述系统8000软件被配置成移动到主显示屏幕。

[0340] 在患者数据屏幕被显示的情况下，系统8000软件被配置成在五秒钟间隔后移动到主显示屏幕。此外，如果ABTT系统显示器8001上任何按钮被触摸，所述系统8000软件被配置成从患者数据已清理的屏幕移动或过渡到主显示屏幕。

[0341] 低限警示编辑屏幕

[0342] 作为又一选项屏幕，在示例性实施方式中，系统8000软件被配置成提供低限警示编辑屏幕。

[0343] 低限警示编辑屏幕被配置成在进入低限警示编辑屏幕时显示低限警示的当前值，并且该值的显示被配置成以选择的计量单位显示。

[0344] 低限警示编辑屏幕被配置成以当前选择的计量单位显示显示低限警示的值。

[0345] 在处于低限警示编辑屏幕的情况下，当上排按钮8146被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将所编辑的低限警示升高0.1度。

[0346] 在处于低限警示编辑屏幕的情况下，系统8000软件被配置成不将所编辑的低限警示升高到高于38.0摄氏度或高于100.4华氏度。

[0347] 在处于低限警示编辑屏幕的情况下，当下排按钮8148被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将所编辑的低限警示降低0.1度。

[0348] 在处于低限警示编辑屏幕的情况下，系统8000软件被配置成不将所编辑的低限警示降低到低于29.0摄氏度或低于84.2华氏度。

[0349] 在处于低限警示编辑屏幕的情况下，当输入按钮8154被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将低限警示设置到所编辑的低限警示值。

[0350] 当重置按钮8154被触摸短于两秒并释放同时低限警示等于所编辑的低限警示时，所述系统8000软件被配置成从低限警示编辑屏幕移动到选项选择屏幕。

[0351] 当重置按钮8050被触摸短于两秒并释放同时低限警示不等于所编辑的低限警示时，所述系统8000软件被配置成将所编辑的低限警示返回到其低限警示值。

[0352] 在处于低限警示编辑屏幕的情况下，当重置按钮8050被触摸并保持两秒或以上时，所述系统8000软件被配置成将所编辑的低限警示设置到默认值34.0摄氏度。

[0353] 在处于低限警示编辑屏幕的情况下，当重置按钮8050被触摸并保持两秒或以上时，所述系统8000软件被配置成将所编辑的低限警示设置到默认值93.2华氏度。

[0354] 高限警示编辑屏幕

[0355] 作为又一选项屏幕，在示例性实施方式中，系统8000软件被配置成提供高限警示编辑屏幕。

[0356] 高限警示编辑屏幕被配置成在进入高限警示编辑屏幕时显示高限警示的当前值，并且该值的显示被配置成以选择的计量单位显示。

[0357] 高限警示编辑屏幕被配置成以当前选择的计量单位显示显示高限警示的值。

[0358] 在处于高限警示编辑屏幕的情况下，当上排按钮8146被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将所编辑的高限警示升高0.1度。

[0359] 在处于高限警示编辑屏幕的情况下，系统8000软件被配置成不将所编辑的高限警

示升高到高于40.0摄氏度或高于104.0华氏度。

[0360] 在处于高限警示编辑屏幕的情况下，当下排按钮8148被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将所编辑的高限警示降低0.1度。

[0361] 在处于高限警示编辑屏幕的情况下，系统8000软件被配置成不将所编辑的高限警示降低到低于35.0摄氏度或低于95.0华氏度。

[0362] 在处于高限警示编辑屏幕的情况下，当输入按钮8154被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将高限警示设置到所编辑的高限警示值。

[0363] 当重置按钮8154被触摸短于两秒并释放同时高限警示等于所编辑的高限警示时，所述系统8000软件被配置成从高限警示编辑屏幕移动到选项选择屏幕。

[0364] 当重置按钮8050被触摸短于两秒并释放同时高限警示不等于所编辑的高限警示时，所述系统8000软件被配置成将所编辑的高限警示返回到其高限警示值。

[0365] 在处于高限警示编辑屏幕的情况下，当重置按钮8050被触摸并保持两秒或以上时，所述系统8000软件被配置成将所编辑的高限警示设置到默认值38.5摄氏度。

[0366] 在处于高限警示编辑屏幕的情况下，当重置按钮8050被触摸并保持两秒或以上时，所述系统8000软件被配置成将所编辑的高限警示设置到默认值101.3华氏度。

[0367] 音频警示级别编辑屏幕

[0368] 在示例性实施方式中，又一选项屏幕为音频警示级别编辑屏幕。在进入音频警示级别编辑屏幕时，系统8000软件被配置成在音频警示级别编辑屏幕上显示当前音频警示级别为最大百分比。

[0369] 在处于音频警示级别编辑屏幕的情况下，当上排按钮8146被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将所编辑的音频警示级别提高5％。

[0370] 在处于音频警示级别编辑屏幕的情况下，系统8000软件被配置成不将所编辑的音频警示级别提高到100％以上。

[0371] 在处于音频警示级别编辑屏幕的情况下，当下排按钮8148被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将所编辑的音频警示级别降低5％。

[0372] 在处于音频警示级别编辑屏幕的情况下，系统8000软件被配置成不将所编辑的音频警示级别降低到低于10％。

[0373] 在处于音频警示级别编辑屏幕的情况下，当输入按钮8154被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将音频警示级别设置到所编辑的音频警示级别。

[0374] 在处于音频警示级别编辑屏幕的情况下，当重置按钮8050被触摸短于两秒并释放同时音频警示级别等于所编辑的音频警示级别时，系统8000软件被配置成移动到选项选择屏幕。

[0375] 在处于音频警示级别编辑屏幕的情况下，当重置按钮被触摸短于两秒并释放同时音频警示级别不等于所编辑的音频警示级别时，系统8000软件被配置成将所编辑的音频警示级别设置到音频警示级别。

[0376] 在处于音频警示级别编辑屏幕的情况下，当重置按钮8050被触摸并保持两秒或以上时，系统8000软件被配置成将所编辑的音频警示级别设置到默认值50％。

[0377] 背光计时器编辑屏幕

[0378] 在示例性实施方式中，又一选项屏幕为背光计时器编辑屏幕。在处于背光计时器

编辑屏幕的情况下，当重置按钮8050被触摸并保持两秒或以上时，系统8000软件被配置成将所编辑的背光计时器设置到默认值3秒。

[0379] 在处于背光计时器编辑屏幕的情况下，系统8000软件被配置成使得根据输入背光计时器的当前值被显示。

[0380] 在处于背光计时器编辑屏幕的情况下，当上排按钮8146被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将所编辑的背光计时器增加1秒。

[0381] 在处于背光计时器编辑屏幕的情况下，系统8000软件被配置成不将所编辑的背光计时器增加到高于60秒。

[0382] 在处于背光计时器编辑屏幕的情况下，当下排按钮8148被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将所编辑的背光计时器减小1秒。

[0383] 在处于背光计时器编辑屏幕的情况下，系统8000软件被配置成不将所编辑的背光计时器减小到低于0秒。

[0384] 在处于背光计时器编辑屏幕的情况下，当输入按钮8154被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将背光计时器设置到所编辑的背光计时器值。

[0385] 在处于背光计时器编辑屏幕的情况下，当重置按钮8050被触摸短于两秒并释放同时背光计时器等于所编辑的背光计时器时，系统8000软件被配置成从背光计时器编辑屏幕移动到选项选择屏幕。

[0386] 在处于背光计时器编辑屏幕的情况下，当重置按钮8050被触摸短于两秒并释放同时背光计时器不等于所编辑的背光计时器时，系统8000软件被配置成将所编辑的背光计时器返回到其当前保存值。

[0387] 在处于背光计时器编辑屏幕的情况下，当重置按钮8050被触摸并保持两秒或以上时，系统8000软件被配置成将所编辑的背光计时器设置到默认值3秒。

[0388] 曲线图显示

[0389] 如前面所描述，并且如示于图14，根据本申请的示例性实施方式的ABTT监视系统8000包含曲线图显示器8166。

[0390] 在进入曲线图显示器8166后，系统8000软件被配置成显示先前四个小时的患者或对象温度，如果可获得的话。

[0391] 在处于曲线图显示器8166的情况下，系统8000软件被配置成显示当前患者或对象温度数据以及最高和最低温度，其可以描述为高-低曲线。

[0392] 在处于曲线图显示器8166的情况下，系统8000软件被配置成在每次进入高-低曲线时显示四个数据点。

[0393] 在处于曲线图显示器8166的情况下，在示例性实施方式中系统8000软件被配置成显示相对于当前显示曲线对应的当前时间而言的曲线开始时间。

[0394] 在处于曲线图显示器8166的情况下，系统8000软件被配置成显示相对于当前显示曲线对应的当前时间而言的曲线停止时间。

[0395] 在处于曲线图显示器8166的情况下，当右排按钮8152被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将当前显示曲线移动到四个小时以后。

[0396] 在处于曲线图显示器8166的情况下，当输入按钮8154被触摸并释放时，系统8000软件被配置成将当前显示曲线移动到最近四个小时。

[0397] 在处于曲线图显示器8166的情况下，当重置按钮8050被触摸并释放时，系统8000软件被配置成移动到主显示屏幕。

[0398] 显示器照明

[0399] 如这里所讨论，在示例性实施方式中显示器8118和8014被配置成包含灯以改进这些显示器的可读性。这样的灯可以是背景灯，侧灯，前灯等等。为了清楚和方面，在此所有这样的显示器灯被描述为背景灯，尽管可以理解，术语背景灯涵盖任何类型的显示器灯，除非另加指出。

[0400] 示例性实施方式的背景灯被配置成操作于当前选择的对比度。

[0401] 示例性实施方式的背景灯被配置成在背光级别为零时关闭。

[0402] 示例性实施方式的背景灯被配置成在被启用时操作于所选择的或设置的背光级别。

[0403] 示例性实施方式的背景灯被配置成在除了主显示屏幕外的任何显示屏幕上连续地启用。这种构造是可能的，因为全部屏幕除了主显示屏幕保持开启有限的时段。

[0404] 示例性实施方式的背景灯被配置成以下述方式在主显示屏幕操作：在背光计时器值为零时，背景灯在主显示屏幕被连续地接通；当主显示屏幕中任何按钮被触摸，背光在背光计时器时间内保持接通；而当温度显示器被更新时，在背光计时器时间小于15秒的情况下，背光在背光计时器时间内保持接通。

[0405] ABTT监视系统和ISM操作

[0406] ABTT监视系统8000和ISM 8136的操作可具有许多不同的示例性模式和状况。这里描述的操作是ABTT监视系统8000和ISM 8136的典型操作的一些例子，各系统之间的差异如有必要被标出。

[0407] 初始化

[0408] 对于ABTT监视系统8000，从OFF位置到ON位置简单地移动ON/OFF开关8044。ABTT监视系统8000将初始化，并且预定的极限将被从非暂态存储器8114上传到系统单元控制器8112。典型地，ABTT监视系统8000将初始化或开始操作于默认状态，其中包含Wi-Fi关闭，间隔设置到零或关闭，并且因此温度读数将为连续的，并且对于数字显示器计量单位设置到摄氏度。在示于图1的示例性实施方式中，单位开关8036控制数字显示器8014和表盘8010的单位。然而，在另一实施方式中，数字显示器8014可在摄氏度和华氏度连续地之间交替，或展示了两种单位的温度的两个数字显示器可以提供。此外，表盘8010可提供同时两个单位而非示于图1的单一单位。

[0409] 为启动ISM 8136，连接ISM 8136的USB端口8053到外部计算机8130的端口。响应于呈现在外部计算机8130的显示器8138上的“发现硬件”指令。接口模块8136将在外部计算机8130的装置管理器中显示为接口模块，其在示例性实施方式中名为Abreu ABTT 3.1。

[0410] 双点击桌面上的Abreu 3.1图标以开始程序。附连这里公开的任何温度传感器，例如温度传感器8002、8004、8006或8008，到ISM 8136。计算机显示器8138将显示探头的温度。

[0411] 对于ABTT监视系统8000和ISM 8136二者，正比于温度的音调将帮助操作者定位ABTT的SMO部位，更高温度由更高音节音调(例如，参看表2)指示。音调可通过取消计算机8130的显示器8138上提供的“声音”框而被停用。警示极限可通过点击计算机显示器8138上提供的“箭头”按钮(未示出)而被设置，该按钮模拟高限开关8022和低限开关8024的功能。

报警警示声音可通过取消“报警”框而被关闭。

[0412] “上”和“下”箭头允许改变警示器设置点。如果程序被重新启动或被重置，这些设置值将变为默认设置34.0℃和38.5℃，它们也是ABTT监视系统8000的默认设置。温度将被数字显示在显示器8138右上方，除非错误状况存在，在这种情况下代码将指示错误，例如代码“NC”，“NP”，“PS”，“Ur”，或“Or”，如这里先前描述的结合ABTT监视系统8000的数字显示器8014所描述的。

[0413] 呈现于显示器8138的来自ISM 8136的读数被以一频率提供，每秒至少两次，类似于显示在ABTT系统显示器8001上的各种温度读数。读数高速率使得操作者能够尽可能快地最佳地安置温度探头在SMO部位。通过按压“声音”框，音调模式被进入。显示的患者温度将快速地更新，允许操作者重置传感器以实现最佳读数，其中最高读数产生最高音节。随着传感器的温度升高到高于下限，正比于温度的连续的音调将被听到从计算机发出。该声音反馈将帮助操作者容易地将传感器定位在期望的接触位置。表2示出了温度和声音频率之间的关系。虽然典型地说ABTT末梢的温度高于包围皮肤，在某些状况下，ABTT末梢可以比包围皮肤温度低。训练过的操作者将立即认识到该状况，因为源于包围皮肤温度的声音的音节高于ABTT位置，后者则低些。可以理解，这里公开的与温度级别相关的音频关系可被用于另一生物学参数，其中参数的级别是与特殊声音频率相关的，所述参数包含，但不限于，心率，血压，呼吸率，含氧量级别，血氧度，血液气体，和分析物例如葡萄糖和类似物。

[0414] 一旦ABTT已经被定位，并且ABTT系统显示器8001或显示器8138上显示的温度值不再波动，传感器已经稳定化并且显示的温度为所测量温度。取决于所使用的热敏电阻，例如，热敏电阻8066、8074、8086或8098，反应时间可能变化。传感器质量越大，反应时间越长，因为将与环境之间建立热平衡，环境和意识外界、ABTT或其它地方。

[0415] 如示于图12，通过黑圆点8140标示的位置是SMO ABTT部位的近似位置。安置传感器，例如温度传感器8004，如示于图13，将提供与人脑的下丘脑区域直接关联的温度信号，其可以呈现于显示器，例如数字显示器8014，ABTT监视系统8000的显示器8118，或外部计算机8130的显示器8138。通过适宜的训练和练习，ABTT可以被定位，并且温度5到60秒内稳定下来。

[0416]

表 2. 温度和频率之间关系

温度	频率(Hz)	温度	频率(Hz)	温度	频率(Hz)	温度	频率(Hz)
<30	100	33.3	1800	36.7	3500	40.1	5200
30	150	33.4	1850	36.8	3550	40.2	5250
30.1	200	33.5	1900	36.9	3600	40.3	5300
30.2	250	33.6	1950	37	3650	40.4	5350
30.3	300	33.7	2000	37.1	3700	40.5	5400
30.4	350	33.8	2050	37.2	3750	40.6	5450
30.5	400	33.9	2100	37.3	3800	40.7	5500
30.6	450	34	2150	37.4	3850	40.8	5550
30.7	500	34.1	2200	37.5	3900	40.9	5600
30.8	550	34.2	2250	37.6	3950	41	5650
30.9	600	34.3	2300	37.7	4000	41.1	5700
31	650	34.4	2350	37.8	4050	41.2	5750
31.1	700	34.5	2400	37.9	4100	41.3	5800
31.2	750	34.6	2450	38	4150	41.4	5850
31.3	800	34.7	2500	38.1	4200	41.5	5900
31.4	850	34.8	2550	38.2	4250	41.6	5950
31.5	900	34.9	2600	38.3	4300	41.7	6000
31.6	950	35	2650	38.4	4350	41.8	6050
31.7	1000	35.1	2700	38.5	4400	41.9	6100
31.8	1050	35.2	2750	38.6	4450	42	6150
31.9	1100	35.3	2800	38.7	4500	42.1	6200

[0417]

32	1150	35.4	2850	38.8	4550	42.2	6250
32.1	1200	35.5	2900	38.9	4600	42.3	6300
32.2	1250	35.6	2950	39	4650	42.4	6350
32.3	1300	35.7	3000	39.1	4700	42.5	6400
32.4	1350	35.8	3050	39.2	4750	42.6	6450
32.5	1400	35.9	3100	39.3	4800	42.7	6500
32.6	1450	36	3150	39.4	4850	42.8	6550
32.7	1500	36.1	3200	39.5	4900	42.9	6600
32.8	1550	36.2	3250	39.6	4950	43	6650
32.9	1600	36.3	3300	39.7	5000	43.1-45	6700
33	1650	36.4	3350	39.8	5050		
33.1	1700	36.5	3400	39.9	5100		
33.2	1750	36.6	3450	40	5150		

[0418] ABTT定位系统

[0419] 需要展开这一部分

[0420] 温度传感器操作

[0421] 如这里前面指出，温度传感器8004被配置成一次使用或可废弃的温度传感器或探头。温度传感器8004可组合粘结剂层8142，粘结剂层可以通过罩保护。在定位SMO部位后，去除粘结剂层8142的罩，并将粘结剂层8142以示于图13的适宜定向抵靠着患者前额按压。如此处前面所描述，指状部分8072可以是柔性的，以适合于调节热敏电阻8074的位置从而适合于个体对象之间的差异。在将温度传感器8004附连到对象的前额之前，指状部分8072只需要中度或中等压力来调节，以最优化热敏电阻的粘结剂层8142接触对象的皮肤的角度。泡沫层可以直接定位在粘结剂层8142和温度传感器8004的表面部分8078之间，并且泡沫层改进了粘结剂层8142对不同对象前额变化的适应性。建议温度传感器8004每24到36小时被重新配置，且清理前额皮肤，因为存在皮肤油可粘结剂层8142与皮肤之间的粘结性或附着性，并且允许指状部分8072被拉松或移动。

[0422] 示于图1、4和5的纵向延伸的温度传感器，例如温度传感器8002和8006，可以使用薄可废弃的塑料覆罩(未示出)以允许温度传感器8002和8006能被重复使用，而所需的消毒可以减少。覆罩应为每个使用者重新配置，作为程序化临床过程。可以理解，不包含粘结性表面的组件可使用，例如眼镜框架，专用的框架，鼻夹，头带，和类似物。

[0423] 停止操作

[0424] 为了停止ABTT监视系统8000的操作，ON/OFF开关8044可以被从ON位置移动到OFF位置。对于利用外部计算机8130的操作，显示“停止”或“OFF”按钮可以呈现和选择，要么通过鼠标8128，触摸，如果外部计算机8130的显示器8138提供有触摸屏幕的话，通过快捷键(未示出)，要么通过其中、它装置或构造。

[0425] 固件描述

[0426] 一旦系统8000初始化已经完成，系统8000固件完全以无限的回路操作。没有中断被使用或启用。邮件回路等待从UART输入或等待校准销被拉低。邮件回路还检查并且校准UARTRX溢流错误。如果校准输入被拉低，新校准常数从A/D转换器输入获得并存储于EEPROM。如果有效指令被从UART读取，固件执行相应指令。指令包含A/D转换器输入采样，打印版本信息，和检索校准常数。每次A/D转换器以高级别采样，固件计算一预定数量的前后相继的温度读数的平均值，其在示例性实施方式中可以是16个前后相继的测量值，借助于A/D转换器。热敏电阻驱动电压被停用，直至给出指令以测量输入之一。一旦测量被完成(预定数量的单个测量，例如，16个单个测量，加上短时间延时)温度传感器或热敏电阻驱动电压被再次停用。

[0427] ABTT监视系统8000使用用于供电的公共端口，其为5.0VDC。下面介绍示例性实施方式中ABTT监视系统8000的电特性。

[0428] 最大患者漏电电流为27微安。

[0429] 最大患者漏电电流为32微安。

[0430] 最大患者漏电电流为28微安。

[0431] 患者辅助电流测量将需要双重故障假设，因此其不适用。

[0432] 温度传感器的最大触摸电流太短暂，因此不明显(低于3微安)。

[0433] ABTT监视系统8000不使用保护接地连接。

[0434] 除了保护线路设计，患者保护手段为热敏电阻上的两个电隔离包层。热敏电阻焊接到银/铜线，之后薄层的隔离被施加于热敏电阻和焊接的连接部。在最后组装中，热敏电阻被附连于指、杆、或嵌块(温度传感器的纵向本体)，而具有适宜粘结性的厚层被安置在热敏电阻上面，提供电压隔离。

[0435] 在示例性实施方式中，温度传感器被直接连接到个人计算机，后者则用作电源。

[0436] 在示例性实施方式中，热敏电阻的工作电压为3.3VDC。

[0437] 针对MOOP的空气清理围绕将框保持在一起的螺钉进行，所述框维持静态距离，如果装置是变形的或移动的部件的话。

[0438] ABTT监视系统8000中的螺钉已经被隔离并且有气隙围绕它们。

[0439] 不管是个人计算机用作控制器还是ABTT监视系统8000，如果温度传感器被从PC或ABTT监视系统8000拆下，然后重新装上，则所述系统的操作自动继续。

[0440] 医学级家用器具

[0441] 健康护理中的护理成本快速提高，且拥有医疗监视装置的能力带来沉重负担。此外，如描述于申请人的美国专利No.7,187,960，申请人已经征服了可能是最前沿挑战的患者监视自动化。除了温度以外，所有其它至关重要的表征当前可连续地、非介入性地且自动地监视。现在，随着揭开这里描述的Abreu脑热通道(ABTT)，所有至关重要的表征都可连续地和非介入性地监视。对于将购买全部当前可用的生物学监视装置者，例如，EKG，EEG，血压，心率等等，是非常昂贵的。因此，主体人群不能享受这些医学进步带来的益处。本申请公开的发明提供了迄今为止未认识到的机会以提供买得起的生物学参数监视系统用于家用。这里所给出的公开内容描述了新的家用设备和家用电器，设计成用于连续且非介入性地监视生物学参数，这里称作医学级家用设备和电器(MGHAE)。因此，当人们将来购买器具时，他

们还可以收到一或多个医疗装置或一或多个医疗系统。本申请提供的新器具具有医学级构造和医学级线路，电器，和端口。目前，各种家用设备和电器具有电子线路、端口和显示器被闲置且不具有医疗功能。本申请最大化且最优化了这些显示器、线路、存储器和端口的使用，通过产生医学级装置，同时允许家用设备的标准特征和功能以常规或通常的方式发挥功能。更重要地，本申请公开的特征允许人们在家里或工作时通过连接本申请公开的MGHAE而监视他们的生物学参数。这里公开的监视系统用于监视温度及其相关电器、接口和专用的电隔离被针对MGHAE设计且可用于启用MGHAE。

[0442] 许多时间中患者要预约医生，前往医师的工作室，并且可能将他们自己暴露在疾病下，最后仅仅发现他们的生物学参数档案是正常的。本申请公开的示例性实施方式包含公开医学级数据入口以访问连接着家用设备和家用电器(HAHE)的标准电子装置和显示器的医学级模块，其中，医疗参数能被登记和显示。不必要的前往医院或医生工作室和暴露于他人的状况可以最小化，并且可能有的疾病状况的萌发可以在演变成并发症之前就被发现。预防性医药以最佳的感觉成为现实，因为需要购买HAHE例如电视机的人们可同时购买用于监视生物学参数的医疗装置，而不需承担作为现有技术的标准医疗装置的特点的昂贵、复杂和大尺寸。

[0443] 电话或互联网连接提供了路径，生物学参数测量通过它可被传输到有资格读取和分析生物学参数的健康护理人员。本申请公开的专用医学级接口包含，作为示例，位于电视机中，允许所述电视机在家中显示和存储任何生物学参数的值，并且显示，例如，患有流感的人的温度分布。由流感引起的疾病模式可被叠加到对象的基准温度。该基准温度，具有本申请描述的特征，可在使用者观看电视节目时不费力地获得。人可以观看电视节目，同时心率波形、心电图波形或温度级别被同时显示(和记录)，方式类似于通过A/D转换器广播网络显示在电视屏幕底部的证券报价机符号和数字或头条新闻。不同之处在于证券数字的显示是通过电视机网络产生的，而在本申请公开内容中，生物学参数数字显示是通过电视机电子线路本身基于从医疗监视装置通过医学级模块(MGM)接收的数据而产生的。另外，接口模块能够数字式显示表示所关心的级别的数字。适宜的指令被显示，并且对于额外信息可能期望的一或多个电话号码等被显示，例如药剂名字，药房名字和位置，医生的名字，实验室，医院，和与被接收的生物学信号相关的任何其它信息。源于MGHAE 8414的信号可被传输到与从医疗监视装置8416接收的信息相关的多个提供商和位置，从而如果在监视期间高血压被识别到，医生可被接触，并且关于血压的信息被自动传递。

[0444] 可以理解，任何家用设备或家用电器位于本申请公开内容的范围内。作为示例，但不作为限制，在对象烹调或等待食物烹调好时，具有显示器和本申请的医学级端口和医学级模块的烤炉可提供生物学参数监视。在该示例性披露内容中，医学级端口连接着配置成与医学级端口关联使用的血压测量系统，其用于在等待食物烹调好时连续地监视对象的血压。

[0445] 本申请描述的一些特定系统和子系统使得公共家用设备和电器能够转变成医学级监视装置。器具范围可包括，但不限于，电视机，相机，烤炉，洗衣机，烘干机，冰箱，微波炉，计算机，手机，手表，眼镜，音乐播放器，视频游戏机，电话，电子温度计，和能够实现这里描述的功能的具有电子装置、报告器件和输入部件的任何其它装置。任何具有报告系统，优选视频和音频系统的装置位于本申请的范围内，并且可被启用而用于医疗监视。另外，家用

设备和电器制造商为用户提供医学级诊断的能力将产生新一代具有诊断和治疗性能力的家用设备和电器。

[0446] 本申请公开的发明具有若干优点。首先，本申请公开的发明将优选采用存在于各种家用设备和电器中的电能，包括但不限于，：计算机，电视机，冰箱，微波炉，收音机，恒温器，空调，时钟，手机，或电话。第二，本申请公开的发明时典型地低成本的，且容易适配于各种家用设备。第三，本申请公开的发明包含医疗监视或测量装置和家用设备之间通过微控制器或处理器线路通信。第四，本申请公开的发明使用医疗行业可提供的通用型医疗缆线，以允许各种生物监视装置被耦联于家用电器和设备。

[0447] 除了医疗系统通过连线通信以外，MGHAE 8414也包含经无线传输通信。在这种替代性的示例性实施方式中，家用和电子器具包含无线传输器或收发器。

[0448] 在系统另一示例性实施方式中，MGHAE 8414包含支付系统，其中家用设备或电器的制造商将具有向使用者收取使用监视系统的费用的能力。

[0449] 本申请的各项发明允许使用者将接收了通过MGHAE 8414获得的信息的装置，例如手机，带到他们的专业医疗人员，以使他们的至关重要的表征被查看。作为替代，MGHAE 8414到互联网或经移动网络的连接允许患者通过网络或互联网传输至关重要的表征或其它测量信息。信息流具有带原始信号的印章，以识别发送信息的家用设备或电器。

[0450] 本申请的发明的益处还在于具有在自己家中舒适地实现全部医疗监视的能力。这样的监视节约了汽油、保险、时间和环境成本。这种监视还允许减少工作缺勤时间并且提高生产率。作为示例，医学级计算机允许在工作时(在办公桌上工作时)进行医疗监视。因此，人们在工作时，工作环境将提供连续地监视至关重要的表征的能力。借助另一代表性示例，医学级电视机允许在家中医疗监视，例如，在观看电视时。因此，当人在家中时，家庭环境将提供连续地监视至关重要的表征的能力。借助又一代表性示例或实施方式，医学级视频游戏机允许在家中在玩视频游戏机时医疗监视。因此，在人们玩时，娱乐环境将提供连续地监视至关重要的表征的能力。借助又一代表性示例或实施方式，医学级洗衣机允许在家中在做日常家务时医疗监视。通过改善的低成本监视，预期寿命可延长。根据本申请的各种原理，通过在运动器材上使用MGM 8422还可以监视身体健康状况。

[0451] 本申请的MGHAE 8414还包含电子装置和软件以便能够监视和处理各种疾病。另外，MGHAE 8414可包含警示，用于提醒落在正常模式之外的值或波形(例如:EKG，心率，血氧度，氧，血液气体，血压，眼压等等)。

[0452] 通过在医学级器具(TV，互联网连接数据登记器等等)上包含第二端口，各种装置制造商将获得与主机通信的机会。这里使用的术语主机是一种装置，其接收和处理从医疗传感器接收的信号。主机装置被配置成使得制造商能够与该装置通信，而生物学信息被手机和存储于主机装置，例如，电视机，其处在不能被制造商读取的单独位置。主端口通常被器具制造商用于维护、诊断等等，将保持在默认模式专用于制造商的通信协议和使用。当第二端口被连接到医疗装置(温度，心率，血压等等)时，该装置向器具上传其ID以及其预期如何与器具的主端口通信。作为替代，医学级端口与主端口通信，或者主端口与组合医学级端口为单一端口。

[0453] 本申请公开的各项发明允许来自不同制造商的医疗装置实现与主机家用设备的显示器通信和使用显示器，记录能力，警示模式等等，例如，作为代表或举例，冰箱，洗衣机，

视频游戏机或电视机，而不必担心改变、干扰或干涉主机家用设备的操作。为了维持家用功能不受影响，例如电视机设置，烤炉设置，相机设置，计算机设置，和类似物，只有某些实现许可的动作必需的指令或数据类型被允许，从而保护主机即HAHE的内部设置和程序化功能，其可以是，作为示例，电视机。可以理解，这些新MGHAE可被构造为单独的物理装置，例如这里公开的用于利用ABTT监视系统8000监视温度的接口模块，或作为替代，医学级模块和系统可集成到家用设备中。在该示例性实施方式中，器具制造商只允许某些实现许可的动作必需的指令或数据类型(保护主机的内部设置和程序化功能)。本申请公开的MGHAE 8414包含位于主机家用设备中的医疗监视装置和控制系统，其中所述控制系统优选控制医疗监视装置。

[0454] 具有第二端口的示例性实施方式允许在各种类型的输入装置之间产生安全和标准化程度。多端口转发器“Hub”允许若干不同的仪器被同时连接，基于时间共享器具。

[0455] 举例而言，使用者可能希望进行热扫描并将其发送到他/她的医生。如果器具为TV，当扫描被执行时，当前“程序”被最小化，温度扫描被显示和发送到医生的办公室用于分析。

[0456] 任何医疗装置，或任何测量生物参数的装置可被使用。作为示例，但不作为限制，本申请公开内容包含热成像装置，用于形成ABTT的热谱地图用于识别身体中异常状况，或通过使用这里公开的热传感器。在计算机化红外扫描仪的例子中，如果图像检测到异常状况，关于异常状况的该信息通过MGHAE中的视频或音频部件被显示或报告，使用本来就是常规家用设备中存在的部件的显示器和扬声器，但现在被传输到医疗警示报告系统中。在使用连续的热感测的例子中，获取的曲线被与存储于家用设备的存储器中的曲线比较。这些获取的曲线，例如当对象观看电视机时获取的，可与对象的基准模式相比较，或与指示疾病或异常状况或生理学状况改变例如排卵的预定模式相比较。MGHAE中的标准控制器或处理器被配置成识别异常模式和警示使用者或对象。通过本申请公开内容，电视机，例如智能TV等等，被配置成变为医学级，以便与本申请公开的医学级模块耦联，并且对象从而可看到和记录所获取的生物学数据。作为代表或示例，即使是包括电子装置和存储器的数字光学相机，可接收生物学信号和操作，方式类似于针对标准家用设备所描述的。尽管前面描述的例子中使用存储于MGHAE的非暂态存储器中的温度传感器和温度分布，可以理解，可使用任何测量生物学信号的装置，例如测量血压，心率，氧和血氧度，葡萄糖，和类似物，和任何测量任何医疗参数的装置，例如EKG(心电图)，脑电图(EEG)，和类似物。

[0457] 本申请公开内容的这一部分包含披露医学级家用电子和器具用于使用医学级模块和医学级端口来监视生物参数，包括在家用设备中连续显示被监视数据。然而，可以理解，单次测量或间歇性测量生物学信号位于本发明的范围内。作为示例，如果改变的葡萄糖级别(或发烧)被识别到，该单一数值可通过MGHAE被报告，使用相同的处理部件，报告部件，和存储的数值。在该实施方式中，例如，MGHAE的存储器中存储的数值将为异常血糖水平。因此，作为示例，如果高于150mg/dl的葡萄糖级别被识别到，该较高级别通过MGHAE的视频和音频部件被报告。

[0458] 可以理解，任何医疗测量装置可被连续地操作性耦联于MGHAE。根据本申请公开的其它实施方式，其中标准医疗装置(包含血压测量装置，温度计，血液葡萄糖测量装置和类似物)通过有线或无线部件被操作性耦联到标准家用设备(例如电视机，计算机，手机，手

表，眼镜，冰箱，微波炉，烤炉，洗衣机，空调，和具有任何报告设备、包括音频或视频报告设备的任何家用设备)。作为示例，对象测量他/她的血压(或血糖水平)，但对象在测量期间不观看电视机并且离开了电视机。在测量期间收集的数据被传输到全部启用家用设备。一旦对象打开电视机，例如，收集的数据被显示。如果测量识别出异常级别，医学级模块接通电视机以显示异常值。类似地，微波炉的显示器，不是显示时间或烹调设置，使用LED或数字显示器以显示异常值。在绝大多数情况下，患者的并发症的发生是由于缺少遵守服用药物，并且根据本申请的公开内容的发明提供了系统和装置以通知和警告使用者异常级别的情况。此外，本申请公开的装置和系统促进和推动使用者或患者服用药物以纠正异常级别；例如，附页血压药物，抗生素，或胰岛素。可以理解，标准器具还可显示将被服用的药物，所述药物信息被存储于标准家用设备的非暂态存储器。还可理解，MGHAE还可显示将被服用的药物，所述药物信息被存储于MGHAE的非暂态存储器。

[0459] 图61示出了MGHAE 8414的框图，其与医疗监视装置8416电连接，在这里称作MGHAE系统，总体上表示为8418。图中示出了医疗监视装置8416被连接到MGHAE 8414中的电源8420，并且医疗监视装置8416的输出经医学级端口8424被传输到医学级模块(MGM)8422。MGHAE 8414包含MGM 8422拥有接收、处理和传输输出到主机电子装置8426。主机在这里是指标准系统、电子装置和体现以本申请公开内容中描述的方式发挥功能的家用设备和电器的特征，作为示例，主机为电视机。

[0460] 医疗监视装置8416包含，但其不限于，测量任何生物学参数例如血压，眼压，心率，温度，氧，血液气体，化学成分，药剂，分析物，葡萄糖，氧饱和度(血氧度)，血液部件，和装置f或检测，检测，或测量任何生物学参数，包括物理参数和化学参数。医疗监视装置8416提供了一种输出，优选在MGHAE 8414向医疗监视装置8416供电之后。然后根据安装于MGHAE 8414中的计算机程序，设置医疗监视装置8416，其中使用者接口利用主机的显示器(未示出)来显示用于医疗监视装置8416的控制面板。使用定位在MGHAE 8414中的控制器件，医疗监视装置8416被启动。MGHAE 8414的MGM 8422具有处理线路，其配置成控制医疗监视装置8416，并且医疗监视装置8416的操作从MGM 8422的处理区实现。例如，当使用医学级电视机8428时，示于图57，当用于医疗监视装置8416的连接器被连接到医学级端口8424中时，电视机8428的控制面板(未示出)(用于音量，亮度，颜色等等)被启动以实施与医疗监视相关的操作。将医疗监视装置8416连接到电视机8428的端口8424中，启动MGM 8422中的程序以改变电视机8428的控制面板的设置，从而设置医疗监视装置8416。一旦医疗监视装置8416被设置并且开始监视，MGM8422的程序命令电视机8428的控制面板返回到其标准功能。如示于图57，在本申请的示例性实施方式中组合于电视机8428的MGM 8422包括处理器8432，存储器8434，A/D转换器8436，和专用的医学级端口(医学级端口)8424用于接收源于医疗监视装置8416的输入信号。MGM8422连接到主机电子装置8426和电视机8428的主机显示器8438用于传输和显示从医疗监视装置8416接收的数据。MGM 8422的信号处理包括通过处理器8432处理，其据经医学级端口8424从医疗监视装置8416接收数，并且经A/D转换器8436转化信号。MGM 8422包含隔离线路8440以避免电危害的风险。

[0461] 在另一实施方式中，电视机8428的遥控器(未示出)用作医疗监视装置8416的控制面板。生物学数据则显示在主机装置的显示器上，这里称作主机显示器，即，MGHAE 8418的显示器，例如，其在图57中的示例性实施方式中为电视机8428的显示屏幕8438。主机装置的

处理和电子装置，这里称作主机电子装置8426，被用于进一步分析被收集的生物学数据。为了满足行政批准部门的要求条件(例如FDA)MGM 8422包含专用的特征和部件。在示例性实施方式中，MGM 8422包含隔离线路8440以在医疗监视装置8416被连接到MGHAE 8414且MGHAE 8414被连接到标准电源插座时避免电危害的风险。

[0462] 在示例性实施方式中，医学级端口8424为双向的多针端口，其允许模拟以及数字信息在医疗装置(例如，医疗监视装置8416)和器具的配置成适于耦联于医疗监视装置的内部模块之间传送。可以理解，MGHAE8414可配置成用于与各种医疗装置制造商制造的标准医疗装置连接。MGHAE 8414的医学级端口8424的全部插针是电隔离的，为使用者提供接地和冲击保护，符合ISO 60601和UL标准。通过布置医学级端口8424的一定数量的输入插针用于模拟测量，一些医疗仪器(例如，医疗监视装置8416)，根据本申请公开内容，由于不需要电源或放大器，因而可低成本地供应使用。在示例性实施方式中，MGHAE 8414的主机部分，其还可被描述为器具部分，包括内部AD转换器，例如A/D转换器8436，其具有可编程增益″前端”且允许各种模拟传感器被直接监视。一些插针输出可变电压到医疗仪器(例如，医疗监视装置8416)的控制器或程序，表示为通过包含为MGHAE 8414的部件的D/A转换器8437提供的数字到模拟转换。

[0463] 根据本申请的示例性实施方式的医学级端口8424支持标准RS-232c串行(0-5伏)通信以及USB和若干行业协议。连接器中的数字插针可编程为输入或输出，取决于连接的装置(医疗监视装置8416)。医学级端口8424的一些插针提供的电能供给外部装置(3.3伏，5伏等等)，消除对电池和它们的处置的需要。

[0464] 能够利用到本申请公开的医学级端口8424的模拟方面的益处的仪器一个例子是Abreu BTT温度传感器或探头8442(可穿戴连续传感器或快速读取接触“笔”)，如示于图58。温度传感器或探头8442不要求任何线路，不同于热敏电阻和将连接到热敏电阻的引线，享受了器具(即，MGHAE 8414)的内部电子模块(电子主机的主机电子装置8426)的全部益处，允许温度传感器8442可以非常便宜甚至是可废弃的，降低了危险或防止与家中其它成员交叉感染。

[0465] 现有越来越多数量的以非常低电能(电压和电流)操作的“智能传感器”，其实施内部信号处理并且数字传输数据，在需要时，仅经过一条信号线。这样的传感器的一个例子是红外温度传感器，其使得能够实现非接触皮肤温度测量和绘制曲线。位于棒上的两个这样的传感器(并排)，根据本申请公开的原理，提供了非常便宜的工具用于扫描。

[0466] 在另一实施方式中，便宜的集成线路压力传感器，例如摩托罗拉制造的压力传感器，直接连接到本申请公开内容的医疗端口8424中的模拟插针，使得便宜的压力和力检测仪能够家用医疗“工具”箱的一部分(握力，攀登力，至关重要的肺容量，FEV(用力呼出量)等等)。

[0467] 在另一实施方式中，通过医疗端口8424从这些仪器收集的信息在器具的主机电子装置8426中被格式化并且通过器具的USB端口重新传递(加密的)到计算机用于进一步分析，存储，显示器，或以加密的数据文件形式传输到互联网。然而，可以理解，在本申请公开的一些实施方式中，MGHAE 8414在其MGM 8422中包含处理器和存储器，配置成用于分析和存储经医学级端口8424接收的医疗数据，并且用于传输所述医疗数据以便显示在MGHAE 8414的显示器，例如电视机设置8428的显示屏幕8438等等。

[0468] 另外，在另一示例性实施方式中，存储于MGM 8422中的数据/图形被从MGM 8422传输到传统存储棒或闪存卡(未示出)，其然后可被患者逮到医生的办公室或医院。

[0469] 在另一实施方式中，医疗启用床边闹钟收音机被连接到医疗监视装置8416，例如在任何这里描述的示例性实施方式中的连续测量的Abreu BTT温度探头，并且当某些“发烧”或“体寒”设置点被超过时引起警示器/收音机打开。同一的温度信息被传输到位于患者室内的时钟，其可以被启动以显示他们的小孩的温度。在该示例性实施方式中，闹钟收音机包含耦联于第二闹钟收音机的无线传送器。可以理解，任何具有时钟和警示器的装置，例如手机，位于本申请的范围内。在其中MGHAE 8414通过手机呈现的实施方式中，手机包含MGM 8422和医学级端口8424，所述手机被连接到医疗监视装置8416并且使用其警示功能基于某些预定的参数测量级别启动警示，例如，某些级别的血压，葡萄糖，心率，胰岛素，药物级别，氧，血氧度，呼吸率，和类似物。

[0470] 在通常在家中用于医疗监视目的的器具中使用可编程的内部计算机化线路的能力，对所有方面带来巨大冲击，包括老人家庭护理，否则要求连续监视的医疗状况的个体，和其它需要但又不可能连续医疗监视的状况。几乎每疗养院在每个患者的房间提供电视机，其中每个电视机通过缆线连接到中心点。如果每个电视机可用于医疗的，如本申请所描述，每个患者房间将具有及时患者监视能力，而不需要对设施附加布线。另外，MGHAE 8414已经占据了实施器具功能所需的空间，例如电视机，计算等等，并且改造器具不要求在搁架、地板或墙壁上占用额外空间就能提供其医疗监视功能。

[0471] 软件可经医学级端口8424被容易地安装于MGHAE 8414，以引导MGM 8422的操作和将从医疗监视装置8416接收的输入传输到，例如，处理器或控制器8432和显示器8438用于分析和/或显示数据。

[0472] 在另一示例性实施方式中，如可见于图62，医疗监视装置8416可通过从MGM 8422接收的输入被控制，并且供应给医疗监视装置8416的电能可通过下述提供，电源或MGM 8422中的供电装置8444，通过连接着传统电源插座的MGHAE 8414获取电能，或通过容置于MGHAE 8414但位于MGM 8422外面的电池。

[0473] 家用设备和家用电子装置，根据本申请公开内容，被构造成用于来自单一或多个MMD的单一或多个数据输入，其经医学级端口直接连接着HAHE的MGM 8422，从而允许HAHE存储、分析和显示生物学数据。本申请从而提供了一种MGHAE，例如电视机，其使用一个单一的MGHAE、例如电视机处理、存储和显示各种类型的生物学数据。

[0474] 在使用Abreu ABTT系统测量温度的示例性实施方式中，如示于图60，优选要求将探头安置在ABTT部位(临近于ABTT末梢或在ABTT末梢处的皮肤)上，医疗监视装置8448，这里展示为Abreu脑温度通道(ABTT)监视装置，被连接到这里展示为计算机8446的MGHAE的医学级端口8450。安装于计算机8446中的ABTT软件控制医疗监视装置8448，并且只要医疗监视装置8448通过医学级端口8450被连接到计算机8446，对应于ABTT初始屏幕的图像(通过ABTT软件确定的)就被显示在计算机显示器8452上，温度读数模式被启动，和电源从计算机供应到医疗监视装置8448(该电源称作主机电源)。医学级模块8454包含控制器8456，非暂态存储器8458，A/D转换器8460，和专用的医学级端口8450用于接收源于医疗监视装置8448的输入信号。医学级模块8454连接到主机电子装置8426和主机显示器8452用于传输和显示从医疗监视装置8448接收的数据。医学级模块8454的信号处理包含通过控制器8456处理，

该控制器经医学级端口8450从医疗监视装置8448接收数据，并将源于医疗监视装置8448的信号经A/D转换器8460从模拟转换成数字。医学级模块8454隔离线路8462避免使用者、对象和患者的电危害的风险。根据本申请的原理，来自医疗监视装置8448的数据可被直接输入到MGHAE8446，这里展示为计算机8446。另外，如果医疗监视装置8448不具有其自己的电源，MGHAE 8446(例如计算机8446)可经医学级端口8450提供所需的电能。

[0475] 在另一示例性实施方式中，如示于图59，MGHAE 8470，这里展示为医学级电话或移动电话8470，被耦联于医疗监视装置8472，这里展示为心率监视器8472。医学级电话8470包含医学级端口8474和医学级模块8476。使用医学级端口8474，从医疗监视装置8472传输信号通过直接与医学级端口8474连接而实现。这里以波形的形式呈现的对应于心脏频率数据的被显示在电话屏幕，并且对应于快或慢心率的不同警示设置可使用电话键盘8478被设置。医学级模块8476包含控制器8480，非暂态存储器8482，A/D转换器8482，和隔离线路8486，借助专用的医学级端口8474连接着医疗监视装置8472用于接收源于医疗监视装置8472的输入信号。医学级模块8476连接到主机电子装置8488和主机显示器8490用于传输和显示从医疗监视装置8472接收的数据。医学级模块8476的信号处理包含通过控制器8480处理，该控制器经医学级端口8474从医疗监视装置8472接收数据，并将信号经A/D转换器8482转换。医学级模块8476包含隔离线路8486以避免电危害的风险。因此，根据本申请公开内容，医疗监视装置可制造成非常便宜，因为电话的键盘8478(或相机的控制面板或电视机的遥控器)可用作医疗装置的键盘或控制面板。因此，键盘和控制面板所需的成本可以省掉，从而允许医疗监视装置，例如医疗监视装置8472，是非常便宜的。此外，屏幕已经包含于大多数电话和移动电话中。另外地，显示屏幕可能很昂贵，因此，通过使用其它主机屏幕，例如显示器8490，电视机屏幕，计算机屏幕，相机屏幕，和类似物，用于医疗监视装置8472的屏幕成本可以省掉，因而额外且极大地降低医疗监视装置8472的成本。通过具有适宜安全特征用于隔离和防止其它危险的医学级端口8472，患者安全被确保。

[0476] 另外，由于医学级模块8476包含控制器8480，A/D转换器8482，和非暂态存储器8482，目前存在于各种生物学监视装置和测量系统中的所有这些部件可从所述装置和系统去掉，从而降低医疗装置的成本，因为一个HAHE可被用于监视一系列医疗监视装置，并且不需要附加屏幕，处理器，存储器，转换器，和类似物。本申请提供了最低成本的医疗装置，因为医疗装置只包含传感器，引线，和用于连接到医学级端口的连接器，和/或无线传送器。

[0477] 在示例性实施方式中，通常由器具制造商摔死用于维护、诊断等等的主端口，将维持默认模式专用于制造商的连通协议和使用。当第二医学级端口被连接到测量温度、心率、血压等等的医疗装置时，医疗装置将其ID以及预期其如何与器具的主端口通信加载到器具。

[0478] 一般而言，大多数温度传感器的输出信号是模拟的。然而，一些温度传感器包含集成的A/D转换，并且输出可以直接输入到控制器中而不用转换，提供高精确测量信号，并且不再需要A/D转换器。然而，如果温度传感器或其它具有数字输出医疗监视装置被附连于具有A/D转换器的装置的话，该输入需要在连接直接到控制器的连接器插针上，而非通常用于A/D转换的插针上，以降低信号被错误读取的机会。

[0479] 图64显示了本申请公开内容的另一示例性实施方式的MGHAE8498，展示了位于医疗启用电子装置或家用设备8502内部的医学级模块8500的构造。在示例性实施方式中，医

学级模块8500包含电源8504，其通过家用电器或器具8502被供电，并未完全隔离医学级模块8500和通过医学级端口8506的部件连接着它的任何医疗装置中的全部线路。向医学级模块8500的模拟输入通过倍增器8508传输到可编程放大器8510到A/D转换器8512，即模拟到数字(D)转换器。可编程放大器8510允许大多数传感器被直接连接，而不需要在医疗装置本身中附加线路。A/D转换器8512的数字输出直接连接到控制器8514。在另一示例性实施方式中，控制器8514可包括A/D转换器，并且因此不再需要单独的A/D转换器。

[0480] 数字数据线8516通向医学级端口8506，其通常为成组的8或16根线，是可编程的作为输入或输出，因为状况可能要求MGHAE 8498用作诊断(输入)或治疗性(输出)装置。

[0481] 在另一示例性实施方式中，8514还控制数字到模拟(D/A)转换器8518，以提供可编程电压级别到外部医疗装置，允许控制一些传感器或治疗设备，而不需要在连接的传感器、治疗设备或其它医疗装置内附加线路。

[0482] 通信段或单元8520具有所需的部件和引线以与包含微处理器的“智能”装置直接通信，使用标准串行、USB、RS-232或其它协议。RF链路、单元或模块8522包含硬件用于与a装置或紧密相邻的一系列装置无线通信，所述紧密相邻为至少一英尺，但也可能是几十英尺。若干不同标准存在，用于智能“调查”和控制多个RF连结的收发器，它们全部彼此相互作用并且可从一个向另一个“传送”信息包，以到达所需任务涉及到的全部这些；即，连结的RF收发器形式的点对点局域网。本申请使用跳跃型传输，方式类似于神经脉冲沿着神经轴突条约。如示于图63，这种构造允许医学级模块8500从ABTT探头，例如这些这里公开的，或其它医疗传感器8530借助医学级端口8532无线地接收信息。

[0483] 医学级模块8500，其可以在患者的房间中定位在电视机或MGHAE8534中，在电视机8534或闹钟收音机8536展示温度，和接通位于患者或对象的门外的无线连接的报警灯8538，以将信号“一直”发送到护士站8540。在示例性实施方式中，器具和电子装置的网络被公开：智能器具，其包含医学级模块例如医学级模块8500，医学级模块进一步包括无线传送器、线路和控制器，控制器被程序化用于顺序传输信号，当接收来自医疗装置的信号且所述信号落在常规模式或级别之外，或落在一预定的信号级别之外时，启动传输信号到最近的器具，并且到后一器具直至到达中心站(例如，护士站)。这些“智能医学级模块”可被用于任何环境并且由于它们的短传输范围而几乎不需要电能。

[0484] 当医学级模块8500通过接收异常信号而被“唤醒”时，医学级模块8500发送其已被“唤醒”的信息到全部相邻医学级模块和器具，这些医学级模块和器具包含在离散区域启动正确握手协议或编密码的通信，例如整个房子，医院地板，医院侧楼等等，直至最终到达中心接收医学级模块8542，其可以是个人计算机，膝上电脑，平板电脑，或类似装置，服务器，桌面计算机，或大型主机，在此对MGHAE 8498已被远离中心医学级模块8452“唤醒”的识别被解码和记录。此外，中心医学级模块8452可经一或多个通信路径通信，包括互联网，移动网络，Wi-Fi，和地上通讯线，通知一或多个专业医疗人员存在状况因而可能要求注意或修正，并且在一些情况下，紧急状况要求立即关注。在实际中，医学级模块可以与相隔几英寸到很多英尺的医学级模块通信。

[0485] 下面的例子将清楚地展示本申请的涉及跳跃型传输的优点和新颖之处：家用设备具有多个器具和电子装置布置在其各种区域中，在房子内或之外。这些器具大多数时间保持不使用。然而，这些器具和电子装置具有各种主机电子装置，收发器，显示器等等，并且本

申请公开的发明使用所述主机电子装置，收发器，显示器等等，为了报告或传输信号(优选异常信号)到彼此。例如，房子可具有三个房间，定位在房子的不同部位，每个所述房间中具有儿童，并且每个儿童具有医疗装置来监视生物学参数。作为示例，一个儿童(有心脏问题)具有心率监视器，一个儿童(有感染)具有温度监视装置，一个儿童(有哮喘)具有氧(或血氧度)监视装置。父母远离儿童在外面后院工作。一旦感染的儿童开始引起发烧，信号通过集成于医疗监视装置的处理器被识别，基于将所接收的信号与存储于非暂态存储器的正常情况的预定值比较，判断异常。处理器被程序化为发现异常信号，然后启动无线传送器(在示例性实施方式中，传送器为短范围型，但任何传送器可使用-示例性传送器包含蓝牙)，以将信号传输到由智能医学级模块、例如医学级模块8500启用的最近的器具。在示例性实施方式中，无线传送器集成于医疗监视装置，但它可以是单独的无线传送器。

[0486] 例如，发烧的儿童位于带医学级电视机的房间，电视机接收来自医疗监视装置的信号以用异常信号“唤醒”电视机。一旦电视机中的医学级模块8500被唤醒，控制器8514经RF链路发送信号，并且如果可用的，经通信段8520，到范围内全部可用的医疗设备。例如，电视机发送其信号到下一房间，并且“唤醒”包含医学级模块的视频游戏机，其也可以类似于医学级模块8500。一旦视频游戏机的医学级模块被“唤醒”，视频游戏机的医学级模块发送信号到起居室中的电子时钟，其包括医学级模块。起居室中的电子时钟的医学级模块则被唤醒厨房中的启动的微波设备。微波设备中的医学级模块则唤醒目前位于后院中的中心站中的医学级模块，其接着点亮红灯，或报告经显示器信息。一旦异常信号到达外部中心站，在远处被扰动的医疗监视装置的ID(识别)被供应到外部中心站，在此通过识别儿童而产生异常信号。在示例性实施方式中，报告设备包含红灯用于发烧的儿童。如果哮喘的儿童发送异常信号，则蓝色的灯被打开，而如果有心脏问题的儿童传输信号，则黄色的灯被打开。这种信号差异允许父母立即且精确地知道哪个儿童要求帮助。在夜里，中心站可放在父母房间，因而如果任何儿童在夜间有问题，异常信号将借助全部医学级模块加载的器具和电子装置传递到父母房间。

[0487] 尽管所呈现实施方式被描述为用于房子中的医疗护理，所述系统可具有多种应用。例如，盗窃警示，其中在夜里某些时间打开门或窗口将唤醒其它医学级模块加载的器具，该器具将信号传输到中心站，可能指示盗窃正在进行。同一设备构造可应用于银行报警系统，或医院报警系统，和类似物。所呈现的实施方式受益于低价的无线传送器(例如蓝牙)，以及已经被使用的电和电子器具，以产生精确、高效和低成本的报警系统。房子之外的任何电装置可被加载医学级模块并且用作本发明的顺序报警系统的部件，包括链锯，剪草坪机，吹落叶机，扫雪机，杂草修剪机，电泵，或任何其它装置，其要么具有电池、要么被连接到电源插座，以便给实施方式中的医学级模块供电，其中医学级模块不具有其自身电源。优选地，电能可从与电源插座连接的器具的或电装置的标准(且已经使用)连接部获取。

[0488] 磁或光隔离8544将在医学级模块8500和主机器具8502之间传输所需的数字数据。隔离8544是双向路径，包含传送到医学级模块8500或直接向/从医疗监视装置传输控制信号和数据。

[0489] MGHAE，这里也称作可实施医疗的家用设备和电器(MEHE)包含示于图67的实施方式，举例为可用于医疗的电视机8650a。可实施医疗的电视机8650a操作性耦联于医疗装置8652a，这里举例为血压(BP)监视器。医疗并发症的主流发生原因为不按要求服用药物，包

括从患者不服用他们的防青光眼药物而失明，到患者不服用他们的BP药物而中风。该实施方式为存在医疗问题的患者提供改进的生存状况，否则的话他们将可能遭受导致残废的医疗事件，例如中风，这是因未注意异常BP级别而导致的。

[0490] 申请人具有认识到患者在被专门提醒时会经常勤快地采取某些动作。例如，患者在受到专业医疗办公室的一些人的提醒时会将他们的血压测量装置带到医生的会晤地点。在许多情况下，患者测量他们的血压(BP)，并且读取到级别高并且在一些情况下受到警告的血压。在一个示例性例子中，在之前有中风的患者X通过观看电视机、听音乐、烹调和用计算机工作来过周末。尽管该周末高BP级别被测量到，患者X没有服用药物来降低血压，患者X也没有接触医生。看上去患者X集中精力于媒介，信息装置，甚至烹调，使得患者X“忘记”解决高BP问题。不幸的是，患者X遭受了中风并且变得永久性残废了。更不幸的是，对于存在潜在危及生命的状况的个体来说，患者X的情况看上去是常见的。申请人额外认识到，对于单独生活的个体来说，这种情况更为常见。

[0491] 申请人认识到独特的实施系统，例如示于图67、77和78，其中医疗装置8652a-c操作性耦联着电和电子装置8650a-c，以通过与电和电子装置8650a-c通信并且参与它们的功能的医疗装置8652a降低可被预防的医疗事件发生的机会，直至通过一或多个医疗装置8652a-c测量到的异常级别以某种方式被纠正。这样，图67示出了医疗装置8652a-c通过有限连接8654a-c或通过近场通信装置8656a-c耦联或连接到多个家用设备、电和电子装置8650a-c，其中包括作为示例的电视机8650a，其在示例性实施方式中包含无线收发器8658a，处理器8660a，非暂态存储器8662a，和报告设备8664a。医疗装置8652a进一步包括医疗装置外壳8668a，无线收发器8656a，控制器或处理器8670a，非暂态存储器8672a，和报告设备8674a，例如音频和视频显示器。示例性器具和电装置和电子装置8650a-c包括作为示例的电视机，冰箱，微波炉，烤炉，剪草坪机，杂草修剪机，吹落叶机，扫雪机，时钟，洗衣机/烘干机，收音机，视频游戏机，计算机，手机，电话，车辆仪表板，和灯开关，它们的一些例子示于图77和图78，以及任何通过接收来自一或多个医疗装置8652a-c的信号可被启动和/或改变功能的装置。示例性医疗装置8652a-c，作为示例，但不局限于此，包括温度计，血液葡萄糖仪，心率监视器，血压监视器，和氧监视器。

[0492] 图68和69以两种状况示出了示例性医疗装置8652a用于测量BP，耦联于家用设备8650b(展示位微波炉)。在图68中，医疗装置8652a登记的BP位于常规级别内，因此控制器8670a不启动无线收发器8658a以传输信号到家用设备8650b，并且因此家用设备8650b在报告设备8674a中提供惯常信息，基于时间表示，例如，08:35AM。在图69中，医疗装置8652a登记的BP位于常规级别之外，因此处理器8670a启动收发器8658a到传输信号到家用设备8650b，通知家用设备8650b这种高BP。器具8650b的控制器8660b，通过接收异常BP值，执行一系列功能，包括执行显示在报告设备8674b中的程序，其在图68中的示例性实施方式中为数字式显示，BPHI，其可替换为血压读数，例如，180-110，取决于数字显示器8674b能够显示的字节量。此外，在示例性实施方式中，控制器8660b引起微波炉8650b的烹调功能中的延迟。微波炉8650b可包括音频放大器8678b，其连接着控制器8660b，且连接着扬声器8676b，扬声器发送音频报警以通知使用者烹调功能被延迟以允许使用者服用针对BP的药物。以这种方式，器具8650b帮助使用者对其健康采取护理并且提示和促使使用者服用其药物。扬声器8674b或显示器8674b还可显示将被服用的药物的名字。如果通过医疗装置8652b传递的

BP信号位于危险的高级别，器具8650b的功能可以被停用一预定的时间以允许使用者其健康采取护理，或器具8650b的功能保持停用直至控制器或处理器8670b从医疗装置8652b接收的数据符合常规BP值(或BP值下降)。控制器或处理器8670b的功能中的优先权为标准化BP级别，微波设备功能只在危险的高BP级别被降低到可接受级别后启用。来自医疗装置8652b的信号还可被发送到安置在远处的至少一个其它器具8652c，如示于图67。此外，配备有这里在前面描述的设备的所有器具8650a-c传输数据到彼此以及全部医疗装置8652a-c。类似地，配备有这里在前面描述的设备的所有医疗装置8652a-c传输数据到彼此以及器具8650a-c。因此，器具8650a-c和医疗装置8652a-c形成点对点局域网。当任何一个医疗装置8652a-c的输出异常或不寻常时，信号被传递到网络中的全部装置，并且显示在网络中的全部装置，当它们被通电时。在示例性实施方式中，器具8650a-c可以接通以提供异常输出的指示。另外，使用中的器具，例如电视机或计算机，可在它们的显示器额外写上异常值，甚至闪烁警示显示可以提供在显示器上。

[0493] 车辆安全系统

[0494] 测量ABTT末梢上的皮肤温度和分析该信息的能力在设备的操作中提供了新的安全能力。参看图65，车辆被显示并且总体上表示为8550。车辆8550组合有ABTT温度传感器驱动系统，其被配置成通过提供ABTT温度传感器信息到控制器而提高任何车辆的安全操作，这能够在操作者无能为力的事件中至少提供警示到其它车辆，并可对车辆8550采取控制以使得车辆8550停止，将车辆8550转向到安全位置，例如路肩。另外地，组合于车辆8550的所述系统可具有呼叫帮助和提供关于操作者无能为力的性质的专门信息的能力。可以理解，除了ABTT监视，根据本发明任何其它医疗装置监视或测量生物学参数(例如血压，心率，氧，葡萄糖，温度和类似物)可用作传感器驱动系统。

[0495] 在示例性实施方式中，车辆8550包含车辆系统控制器8552，其被连接到制动系统8554，灯光系统8556，和车辆控制系统8558。车辆8550还可包括近场通信系统8560，扬声器系统8562，外部通信系统8564，和传感器系统8566。

[0496] 车辆系统控制器8552被连接到非暂态存储器8553，其提供信息和程序到车辆系统控制器8552。

[0497] 在示例性实施方式中，灯光系统8556包含灯系统控制器8568，其被连接到多个车灯8570。如这里额外讨论，车辆8550中的一或多个系统可指令灯8570以操作。例如，开关可直接指令前大灯和转向信号。启动制动器可指令制动灯。灯光请求可直接传送到灯系统控制器8568，或者可以传送到车辆控制器8552，其发送控制信号到灯系统控制器8568。

[0498] 在示例性实施方式中，制动系统8554包含制动系统控制器8572，其被连接到车辆系统控制器8552和多个单独的制动器8574。制动系统控制器8572控制通过所述多个单独制动器8574中的每个提供的制动量，每个制动器定位在靠近车辆8550的车轮(未示出)之一。操作者的制动指令可以传送到车辆系统控制器8552，其然后将制动指令传送到制动系统控制器8572，或在另一示例性实施方式中，制动指令被从制动踏板或其它制动器促动器件(未示出)直接引导到制动器控制器8572。

[0499] 在示例性实施方式中，车辆控制系统8558包含操作者使用的控制器用以操作车辆。操作者控制器典型地安置在或靠近仪表板8576。包含于控制系统8558的控制器可包括超控(override)开关8578，显示器8580，转向柱和方向盘8582，和转向控制单元8584。转向

控制单元8584可以通过转动转向柱和方向盘8582被指令，或其可以通过车辆系统控制器8552被控制，如这里进一步描述。显示器8580在仪表板8576上提供了操作者警示器。其它类型的操作者控制器也存在。然而，这样的控制器不再本申请中讨论。

[0500] 在示例性实施方式中，近场通信系统8560可包括一或多个系统元件，例如近场收发器8586，其被连接到和与车辆系统控制器8552通信。近场通信系统8560可以是，例如，蓝牙连接。

[0501] 在示例性实施方式中，扬声器系统8562可包括放大器8588，其可以连接到车辆系统控制器8552，和至少一个扬声器8590，其被连接到放大器8588。声音信号可以被引导到车辆系统控制器8552中，其然后引导声音信号到放大器8588，或车辆系统控制器8552可产生声音信号，其被提供到放大器8588并最终提供到扬声器8590。

[0502] 在示例性实施方式中，外部通信系统8564包含收发器8592和天线8594。外部通信系统8564可以是与遥控位置通信的系统，用于紧急通信，路旁帮助等等。

[0503] 车辆8550的操作者8596将ABTT温度传感器8598定位成测量ABTT末梢8600上的皮肤温度。ABTT温度传感器8598被连接到电池和近场收发器或传送器8602。给ABTT温度传感器8598供电的电池和将ABTT温度传感器8598连接到近场通信系统8560的收发器可以定位在许多不同地方，例如帽子8604，眼镜框架(未示出)，头带(未示出)，或其它位置。

[0504] 针对图66描述的车辆8550的安全功能，显示为组合有操作者安全系统处理，总体上表示为8610，根据本申请的示例性实施方式。安全系统过程8610起始于开始过程8612。在开始过程8612，车辆8550被起动，并且车辆8550的各系统被供电，例如车辆控制系统8558，制动系统8554等等。车辆8550的某些部分可清理登记，上传程序和来自非暂态存储器8568的数据等等。一旦开始过程8612被完成，控制转到启动近场通信(NFC)过程8614。

[0505] 在NFC过程8614，NFC系统8560被供电，并且NFC系统8560确定已经正确连接到NFC系统8560的NFC装置存在操作。一种这样的NFC装置为收发器或传送器8602，被连接到ABTT温度传感器8598，其定位成测量ABTT末梢8600上的皮肤温度。如果收发器8602被操作，NFC系统8560将启动与收发器8602通信。一旦与收发器8602的通信被建立，控制从NFC过程8614转到温度传感器供电过程8616。

[0506] ABTT温度传感器8598可以通过定位在ABTT温度传感器8598上、或定位在电池和收发器8602或任何其它地方的开关供电。在示例性实施方式中，收发器8602可包含电子装置，用于一旦与用于接收温度数据的控制器的通信已经建立，就自动给ABTT温度传感器8598供电。在示例性实施方式中，ABTT温度传感器8598只在接收温度数据时被供电，并在其它时间保持关闭。在另一示例性实施方式中，ABTT温度传感器8598可以通过定位在帽子8604中的电池组供电。在又一示例性实施方式，ABTT温度传感器8598可以由车辆8550供电，这可以通过连接到车辆8550的插座或通过其它设备实现。一旦电能已经提供到ABTT温度传感器8598，控制从电能温度传感器过程8616转到传输数据过程8618。

[0507] 在传输数据过程8618，ABTT温度传感器8598读取温度，其大概为ABTT末梢8600的温度，并且发送表示温度数据的信号到收发器或传送器8602。来自ABTT温度传感器8598的数据是模拟的。该模拟数据可以通过定位在收发器8602附近或包含为其一部分的A/D转换器转化成数字数据。作为替代，模拟温度信号可以提供到收发器8602用于传输。收发器8602发送温度数据到车辆近场收发器8586。近场收发器8586发送信号到车辆系统控制器8552，

其通过ABTT温度传感器8598呈现测量的温度。控制然后从传输数据过程8618转到数据分析过程8620。

[0508] 在示例性实施方式中，数据分析过程8620在车辆系统控制器8552中被执行。然而，数据分析过程8620可以在专门被配置成处理温度数据的控制器(未示出)中被执行。在另一示例性实施方式中，温度数据可以传递到专门被配置成处理温度数据的便携控制器(未示出)，并且数据从便携控制器传输到车辆系统控制器8552。

[0509] 数据分析过程8620执行若干功能。首先，数据分析过程对温度数据执行有效性检查。该有效性检查确定温度数据是否为ABTT末梢8600的测量温度。如果温度数据不是有效的，在示例性实施方式中，车辆系统控制器8552经车辆显示器8580提供一种视频报警给操作者8596，经扬声器8590给操作者8596音频报警，或其它类型的报警可包括座位振动，方向盘抖动，手机铃音报警等等。无法正确测量温度可能是由于ABTT温度传感器8598操作不正确，由于其与ABTT末梢8600错位，由于其有故障，由于电能不足，不正确通信，或用于其它原因。如果温度不是有效的，将考虑不是正常状况以实施其它安全系统8610处理。

[0510] 如果温度数据是有效的，数据分析过程8620分析温度数据以获知操作者8596的至少一种状况。一种这样的状况可以是昏沉或睡觉状况，例如结合图16和17描述的。如果车辆8550被配置成实施频谱分析，数据分析过程8620可实施频率分析，例如示于图21和22。如果温度分析给出预测，因为BTT末梢8600处的温度预示即将发生的事件，或显示操作者8596由于某种状况而将可能不利(有损)，可以是医疗状况或睡眠，或当前已不利(有损)，则数据分析过程8620的结果为非常规温度状况。一旦温度数据已经被分析，控制转到常规温度数据确定过程8622。

[0511] 在常规温度数据确定过程8622，基于温度数据是否是有效和常规的或温度数据是否是非常规的，处理路径被选择。非常规状况可以由于温度数据是无效的或由于温度数据显示操作者8596不利状况而指示。如果温度数据是有效和常规的，控制从常规温度数据确定过程8622转到持续操作车辆确定过程8624。

[0512] 在持续操作车辆确定过程8624，安全系统处理确定车辆8550的操作是否是持续的。这样的决定可以基于各种车辆系统的操作是持续的而做出，例如燃烧系统(未示出)，点火钥匙(未示出)位置，或其它车辆持续操作的指示器。如果车辆8550的操作是持续的，控制从持续操作车辆确定过程8624转到传输数据处理，并且安全系统过程8610持续，如此处前面所描述。如果车辆8550的操作停止了，控制从持续操作车辆确定过程8624转到取消供电过程8626。

[0513] 在取消供电过程8626，供给ABTT温度传感器8598的电能被取消，供给收发器或传送器8602的电能被取消，并且随着车辆8550的操作结束各种车辆系统被断电。在该过程中，某些数据，潜在包含来自ABTT温度传感器8598的温度数据，可以存储于非暂态存储器8568，以便在下一次车辆8550操作时使用。可以清楚地理解，多个操作者可使用车辆8550，并且每个ABTT温度传感器8598可以与特定的个体关联，或个体ABTT温度传感器8598可以通过车辆输入(未示出)而与特定操作者关联。因此，温度数据可以存储于非暂态存储器以建立用于当前测量的基准。一旦电能已经从与车辆8550的操作相关的车辆系统取消，控制从取消供电过程8626转到结束过程8628，在此结束安全系统过程8610。

[0514] 回到常规温度数据确定过程8622，如果温度数据不是有效或常规的，控制转到启

动操作者警示过程8630。在启动操作者警示过程8630中，在示例性实施方式中，显示器8580可提供指示或警示温度数据不是有效的，显示即将发生的导致不利的状况，例如睡觉或医疗状况，或显示正在发生不利状况。在另一示例性实施方式中，音频警示可以通过扬声器系统8562提供。这样的音频警示可以是音调，颤声，警告等等，或可以是声音警示，例如："温度数据无效"，"不利状况迫近"，或"驾驶员不利"。一旦一或多个操作者警示已经启动，控制从常规温度数据确定过程8622转到操作者超控确定过程8632。

[0515] 在操作者超控确定过程8632，操作者8596有机会通过安全系统过程8610取代任何额外动作，通过提供输入到车辆系统控制器8552。在示例性实施方式中，这样的输入可以借助开关，例如超控开关8578实现。在其它示例性实施方式中，输入可以经显示器、例如显示器8580上的触摸屏幕，通过语音指令，通过手势，或以其它方式经其它减少或防止无意的超控指令的设备实现。减少无意的超控指令机会的特征可包括将超控开关8578布置在要求掀起的保护屏蔽的后面，通过将超控开关8578偏压到关闭位置，要求通过偏压移动而启动超控开关8578。出于持续操作的目的，并且在示例性实施方式中，操作者超控确定过程8632可自动考虑无效温度数据状况为自动操作者超控。如果操作者8596选择超控，或如果温度数据是无效的，控制从操作者超控确定过程8632转到传输数据过程8618，并且安全系统过程8610的操作持续，如前面描述的。

[0516] 如果操作者8596没有指示或选择超控已启动的警示，并且如果温度数据显示即将发生的不利状况或实际不利状况，控制从操作者超控确定过程8632转到启动车辆警示过程8634。启动车辆警示过程8634的功能为警告车辆8550周围的驾驶员车辆8550的操作者遭受了不利状况，这可以是可以通过ABTT温度传感器8598检测到的睡眠、医疗或其它不利状况。在示例性实施方式中，这样的警示可以是闪烁一或多个外部灯8570，包括以专门模式闪烁，闪烁专用的"不利"灯8570，其定位在非传统位置，例如车辆8550的侧面，沿着车辆8550的门，或在其它位置。在示例性实施方式中，车辆灯8570可包括新型的用于车辆的灯，包括医疗报警灯，其在启动后，显示因驾驶员无能为力造成的医疗紧急和事故危险。这些灯可包括车辆中新设置的灯，例如两个后灯和两个前灯，它们只在医疗紧急事件中闪烁。在另一示例性实施方式中，传统车辆灯8570能够以频闪(高频)级别启动以警告其它驾驶员和人们。在又一示例性实施方式中，标记8571指示"不利"，"医疗"，或其它字或符号，例如红十字或权杖符号，可以存在于至少从车辆8550的后方、前方或后面可视的位置。在另一示例性实施方式中，不利或医疗灯8571可以呈现在车辆8550的顶部，提供由响应于紧急请求的直升机或飞机从空中快速识别车辆8550。在另一示例性实施方式中，警示可以是车辆8550外面的音频，例如车喇叭或扬声器发出警示操作者不利的声音。这样的音频警示可以是专门模式的音调或声音，其可以配置成指示操作者不利。外部车辆警示将持续至少直至车辆8550被熄火，尽管这样的警示可能要求专门用于停止外部车辆警示的重置特征，例如通过启动超控开关8578。一旦一或多个车辆警示已经启动，控制从启动车辆警示过程8634转到控制车辆过程8636。

[0517] 在控制车辆过程8636，控制器8552接管车辆8550的控制到这样的程度，即控制器8552被启用以将车辆8550控制以可能的最安全方式带到停车。在示例性实施方式中，这样的控制可以启动制动系统8572以启动各制动器8574。在示例性实施方式中，这样的制动被配置成快速停车，但不是其中制动器被锁死且轮胎在地面上尖声打滑的紧急停车，因为在

车辆8550后面存在另一车辆时这样的紧急停车有导致后车追尾的危险。在另一示例性实施方式中，控制器8552可以启用以经转向控制单元8584控制方向盘8582，以使得控制器8552，通过接收来自传感器系统8566输入，能够将车辆8550转向到路肩或路旁以避开交通，然后向车辆8550提供制动。一旦控制车辆过程8636被完成控制，则转到呼叫帮助过程8638。

[0518] 在呼叫帮助过程8638，如果车辆8550配备有外部通信系统8564，车辆系统控制器8552将经天线8594启动呼叫帮助。作为替代，车辆8550可以耦联于操作者8596的手机(未示出)，并且因此手机成为外部通信系统8564的一个部件，并且手机车辆系统控制器8552的指令下可启动呼叫帮助。

[0519] 尽管安全系统过程8610展示为呼叫帮助过程8638发生在外部车辆警示被启动之后并且在控制器8552已经取代车辆8550的控制之后，但如果车辆8550被配置成允许控制器8552具有下述控制的话，呼叫帮助过程8638可发生在车辆警示过程8634启动并且控制车辆过程8636正在进行时，以便能够尽可能最快地对操作者8596的状况做出紧急反应。

[0520] 一旦呼叫帮助过程8638被完成，安全系统过程8610已经执行了车辆8550能够实现的全部功能，其允许警示其它车辆操作者，控制车辆8550到停止，或将车辆8550移动到路旁然后停止车辆8550，和呼叫帮助。控制然后转到保持状况确定过程8640。

[0521] 在保持状况确定过程8640，车辆系统控制器8552将保持车辆8550在停止状态，其中外部警示持续直至燃料和电池电能被耗光，直至车辆8550熄火，或直至超控开关8578被启动。如果存在任何指示保持警示的状况，保持状况确定过程8640将自己循环。如果切断电能或燃料并且电池电能耗光的状况出现，或如果导致警示和控制的状况已经被克服或重置，控制可返回到安全系统过程8610中任何前面的点。在示例性实施方式中，控制从保持状况确定过程8640转到继续操作车辆确定过程8624，并且车辆安全过程8610的操作持续，如前面描述的。

[0522] ABTT监视

[0523] 本申请的公开内容提供了显著的关于用于在皮肤上在脑热通道或ABTT附近、处或上方测量温度的设备的信息，最终ABTT测量的值和益处被用于患者或对象的监视、诊断和处置。下面的段落中描述的是ABTT测量的应用的示例性实施方式，其可以通过这里公开的设备或通过其它被适宜地配置成在ABTT末梢定位和测量皮肤的设备实现。

[0524] 睡眠研究和诊断

[0525] 如这里描述的，体核温度测量值可能不反映脑温度，并且当然不适于用来快速检测脑中温度的改变。在睡眠中使用嵌入式下丘脑探头来识别下丘脑温度的改变与颈动脉内和直肠探头时的情况是不相称的。申请人已经确立了将表面传感器安置在SMO和眼睑处的覆盖“脑热通道”(ABTT)通向海绵窦的皮肤，构成了有效部件用于连续的非介入性地评估颅内脑温度。申请人测试了在睡眠中通过安置在皮肤上在ABTT末梢(例如，见图12)处的表面探头进行ABTT监视通道是否能够识别代表性睡眠脑模式，包含入睡，睡眠中睡眠变浅，和醒来。

[0526] 超过200名患者和健康对象参与到这个研究中。作为示例，同等校准的温度传感器被安置或布置在六个对象的SMO皮肤上。这几个对象中的五个还有温度传感器安置在皮肤上位于前额颞动脉上面。第六个对象有直肠温度计探头定位成测量直肠温度。在恒定黑暗房间内睡眠中以间隔范围从15到60秒同时获得摄氏度读数。全部对象在研究期间撒尿至少

一次以测量睡眠变浅或醒来;尿液排到尿壶中以避免离床。在入睡、睡眠随睡眠变浅、和醒来期间,温度的升高和降低被量化。

[0527] 试验结果表明,新陈代谢伴随着睡眠具有下降的一致性。参看图16,其中示出了第一试验对象的ABTT温度8220和前额温度8222,ABTT温度8220在入睡8224时降低了1.60±0.2℃。前额温度8222的降低幅度较小,为0.42±0.09℃,其中p-值<0.000001与ABTT的关系表明了非常强的显性意义。此外,前额温度8222的改变相比于ABTT温度8220反应看上去延迟了。意想不到的结果是,即使在图16中的初始温度8226处ABTT温度8220初始高于前额温度8222,ABTT温度8220随着睡眠进展降低到更低的级别;每个对象具有第一ABTT/前额温度会合8228,其中前额皮肤表面与脑温度明显不同了。在作为睡眠不同阶段的睡眠变浅8230和醒来8232的过程中,ABTT温度8220分别升高了0.92±0.29℃和1.26±0.37℃。前额温度8222的相应升高存在延迟,并且具有较小的幅值,为0.19±0.15℃,其中p-值<0.00001,和0.38±0.36℃,其中p-值=0.018。在醒来时,在ABTT温度8220处存在第二次ABTT/前额温度会合8234,ABTT温度高于前额温度8222。

[0528] 参看图17A-F和70,示出了对应于热图示的曲线,其中使用ABTT部位、标准接入和表面方法用于温度监视,和睡眠最优化系统。如图中所示,体核温度测量值可能不反映脑温度并且当然不适合于检测脑中温度的快速改变。图17A-F示出了ABTT的监视曲线(图17A-C),监视使用标准介入性直肠探头(图17D),介入性鼓膜探头(图17E),且表面(前额皮肤,图17F)温度监视使用同等校准的温度传感器。实验结果表明,以当前的人体知识水平尚不能认识到各种热学方面,因为缺少如本申请提供的那样的非介入性连续脑温度测量手段。缺少用于非介入性地且连续地测量脑温度的设备,导致无法每天24小时、每周7天以不受干扰的方式和连续的方式精确地测量脑温度信号。与通过ABTT末梢提供的非介入性测量脑温度的能力明显不同,现有技术依赖于介入性部件,其远离脑,例如位于直肠,膀胱,食道,和耳道。由于高危险性,包括致命事件,除了罕见的状况外监视脑组织温度是不可能的,并且这些方法要求使用侵袭和痛苦的方法。然而,这里描述的ABTT设备和方法采集源于通向脑的热学环境的开放窗口的信号,该窗口还是通向脑功能和脑活动的窗口,如这里描述的,并且允许以非介入性地和不受干扰的方式实现脑热监视。

[0529] 在ABTT末梢部位利用这里公开的设备进行的监视揭示了睡眠中的先前未知的脑热信息,包括温度的级别,热模式,热识别标志,和热梯度。ABTT温度监视,根据本发明,对两百个对象和患者在睡眠中被执行。十八个常规模式被识别,在这这些十八个模式中,九个模式展示出在入睡时的温度下降和实现睡眠的热级别所需的时间这两个方面的测量值的最高一致性(图17A-C)。对免疫活动的血液分析,包括白血球迁移速度,表明这里识别的九个模式具有最优化的免疫,因此更不容易引起疾病,包括感染和癌。展示了这些九个模式的患者还展现了最小睡眠破碎和睡眠中不希望有的动作。ABTT温度监视展示了全部对象的一致的脑温度的降低。伴随着入睡的脑温度降低可反映减弱的脑新陈代谢。基准起的温降范围如图17A-C所示,范围为大约0.8℃到2.9℃,且从零时间到达最低脑温度的时间的范围为59分钟到180分钟。与伴随着睡眠脑中的新陈代谢的减弱的一致性只在ABTT温度监视能够反映出来。不同的是,在除了ABTT末梢之外的其它位置以介入性(直肠和鼓膜)和表面温度(前额)当时进行的温度测量,既不能展示脑中温度的降低也不能展示示于图17D-F的热模式。作为对比,ABTT温度监视能够一致地表征温度的下降,如示于图17A-C。

[0530] 通过识别睡眠的理想热模式以便最优化免疫功能并且减少睡眠破碎，本申请公开内容提供了另一实施方式，其包括方法、设备和系统用于最优化睡眠(这里称作睡眠最优化系统，SOS)，示于图70且总体上表示为8690。这样，SOS 8690包含温度监视系统(例如ABTT温度监视系统或任何其它温度监视系统)，和外部热致动器8692，用以调节脑的温度以匹配这里揭示的理想热模式。热致动器8692改变脑温度和/或身体温度。示例性热致动器包含接触型致动器例如热床垫，热毯，热枕，热衣物，热专用服，和类似物。接触型致动器被配置成具有各种部件，配置成用于产生热输入以升高或降低与所述接触型致动器接触的身体部位的温度(升温或降温)。示例性非接触热致动器包含空调，外部加热器，风扇，鼻腔冷却喷雾器，红外灯，和类似物，所述非接触热致动器被配置成用于产生热输入以升高或降低身体(和脑)的温度(升温或降温)。另一示例性热致动器包含作用于ABTT末梢部位的致动器，所述热致动器被配置成用于产生热输入以升高或降低BTT(或ABTT)末梢部位(升温或降温该部位)的温度，并且随后脑的温度。又一热致动器可包括介入性部件，其注射冷的或血液流体到身体(或脉管系统)中。在一种示例性实施方式中，至少一个热致动器8692或一系列接触型和非接触型热致动器提供热输入，所述输入引起身体(脑)温度的升高或降低，所述输入被配置成匹配于这里公开的理想曲线模式，例如引起脑温度下降，范围从0.8℃到2.9℃，在时间段范围59分钟到180分钟内。这样，如果睡眠中的脑温度从最优热模式偏离，至少一个热致动器8692被启动以便引起脑温度调节成与理想热模式匹配。根据本申请的示例性实施方式，脑温度信号通过温度监视系统8696的热传感器8694获取，所述信号通过控制器或包含为热传感器8694一个部件的处理器8698被处理。热传感器8694进一步包括连接着控制器8698的非暂态存储器8700。非暂态存储器8700包含这里公开的理想热睡眠模式。

[0531] 一旦通过温度监视系统8696测量的热睡眠模式开始偏离理想热睡眠模式，热信号通过控制器8698被识别(基于将所接收的信号与存储于非暂态存储器8700的适于理想睡眠的预定值比较)。控制器8698被配置成识别异常温度信号，然后启动包含为温度监视系统8696的一个部件的无线传送器8702。在示例性实施方式中，无线传送器8702为具有相对短范围的近场通信传送器，例如蓝牙或Wi-Fi。无线传送器8702发送温度信号到热致动器8692的无线接收器8704。热致动器8692基于对冷却或升温对象的需要被选择以实现理想睡眠模式。热致动器8692包含控制器8706。控制器8706被配置成识别加热或冷却身体8708的需要。如果身体8708需要冷却而非加热，控制器8706，在示例性实施方式中为控制器8706，与冷却系统8710通信以提供冷却到身体8708。因此，控制器8706能够指令加热或冷却以最佳匹配表征理想睡眠模式的ABTT末梢温度曲线坡度。尽管这里在前面的描述使用无线系统用于传输，可以理解，有线连接可使用，并且在示例性实施方式中，热致动器8692的引线或缆线8712被连接到温度监视系统8698。另一方面，如果控制器8706识别出需要升温脑，则举例而言，接触热装置8714例如热毯，被启动。理想睡眠模式包含将脑中的温度降低到比一基准温度低，低的范围从0.8℃到2.9℃，在时间段范围59分钟到180分钟，此处该基准是时间为零时的醒态温度。十个优选睡眠温度模式包含：(i)59分钟内温降2.0℃；(ii)101分钟内温降2.7℃；(iii)150分钟内温降2.1℃；(iv)180分钟内温降2.1℃；(v)75分钟内温降1.9℃；(vi)135分钟内温降2.8℃；(vii)139分钟内温降1.1℃；(viii)100分钟内温降0.8℃；(ix)170分钟内温降1.4℃；和(ix)121分钟内温降1.2℃(未在曲线中)。

[0532] 本申请公开的SOS系统8690包含位于温度监视设备8696中的控制器8698。控制器

8698被配置成包含用于温度监视系统8696的操作的指令，并且操作性耦联于非暂态存储器8700和无线传送器8702。在图70所示的实施方式中，控制器8698还连接着用于有线通信的引线或缆线8712。

[0533] 控制器8698被配置成将获取的热模式和坡度与存储于非暂态存储器8700的热模式相比较。此外，控制器8698被配置成识别获取的热睡眠模式偏离了存储于非暂态存储器8700的理想模式。如果异常模式被检测到，则控制器8698启动无线传送器8702以发送信号到热致动器8714或冷却系统8710，如这里描述的。热致动器8692包含无线接收器8704，其耦联于热致动器控制器8706。控制器8706基于从温度监视装置或系统8696接收的温度数据(热曲线)调节热输出以升温或降温。

[0534] 在示例性实施方式中，睡眠中控制身体8708温度的方法可包括下述步骤：(1)测量ABTT末梢的温度(优选以1Hz的频率)；(2)每1分钟或以下(或优选每30秒或以下)识别热睡眠模式(例如曲线的坡度和/或温降的速度)；应指出，任何测量频率，范围从每10分钟到每1秒，位于本申请的范围内，但优选实施方式尽可能采用最频繁的测量；(3)尽管下面这一步骤是可选的：控制器8698可以被配置成基于获取的坡度预测最终热模式；在步骤(4)控制器8698将获取的坡度或热模式与存储于非暂态存储器8700的预定的理想热模式相比较；如果在下一步骤(5)控制器8698识别出偏离了理想睡眠模式，则在下一步骤(6)温度监视系统8696的无线传送器8702被启动，信号被传递到热致动器8692；和(7)热致动器8692被配置成确定通过传递到对象身体8708来实现理想热睡眠模式(这里公开的)所需的热调节量，作为示例，加热，借助装置例如接触热装置8714，或冷却，例如通过冷却系统8710。

[0535] 从图17g可以清楚地看出，虽然在经过一些睡眠状态时直肠温度看上去具有一些相关性，但直肠温度不能预测睡眠变浅，和睡眠变浅8242之后的后续睡眠间隔8260，并且从睡眠醒来8244看上去对直肠温度的影响可忽略不计。因此，直肠温度作为睡眠和清醒度的指示器是较弱的，提供不了有关睡眠变浅和醒来的信息。

[0536] 不同于前额温度8222和直肠温度8236，ABTT温度8220和8238非常精确地检测到与入睡8224和8240、睡眠变浅8230和8242、和醒来8232和8244相关的脑中新陈代谢的改变。以这种方式监视睡眠周期的能力提供了一种新颖且从未被人所知诊断通常被干扰的睡眠周期模式的能力。此外，通过ABTT温度分析，新的诊断工具被呈现以分析失眠，紧张症，和昏迷，并且确定是否恢复和治疗是可行和有效的。此外，由于睡眠强度被监视，ABTT温度分析导致有效评估麻醉深度，手术中清醒度，麻醉导致的昏迷的强度，和从麻醉恢复的常规进展。也许更重要地，ABTT温度分析能够确定何时脑承受代表死前状态的临界应力，这在目前无法通过传统温度测量设备和方法实现。

[0537] 更清楚地讲，在ABTT末梢测量皮肤温度可如下预测何时患者或对象从醒来状态变化到睡前状况：(1)识别清醒状况，ABTT温度8254；(2)识别睡前或昏沉状况，通过ABTT温度8220持续下降8256了至少0.5℃；和(3)识别入睡状况，通过ABTT温度8220在大约一分钟的时段中陡降8258了至少0.2℃。此外，睡眠变浅状况8230可如下预测：监视ABTT温度8220在睡眠变浅状况8230过程中在大约一分钟的时段中陡升了至少0.2℃。此外，醒来状况8232可如下预测：监视ABTT温度8232，在五分钟或以下时段内ABTT的温度从睡眠周期中记录的最低温度升高了至少0.7℃。本系统和设备的显著改进在于，这样的睡眠进展预测是在患者或对象知道他们被唤醒或睡醒之前进行的。事实上，患者或对象可以完全不知道其被唤醒的

状态，但通过监视ABTT温度，这样的状况可以比识别强得多，它们可以被精确地预测。

[0538] 预测睡眠变浅和醒来的次序在各种环境中具有显著的意义。例如，当患者处于麻醉状态时，睡眠变浅状态对应于麻醉不当。此外，在医疗过程中醒来的状态，是非常罕见的，可通过从ABTT温度8220识别醒来状况8232容易被预测，并且施用附加麻醉剂使得患者恢复到睡眠状况。

[0539] 另外地，检测昏沉的能力具有对保持清醒状态有影响。例如，如果昏沉状态通过持续下降8256被识别，装置，例如高音调，机械振动，或类似物，可在发生睡眠之前将对象恢复到完全清醒状况。广义地讲，由于ABTT温度的改变是逐渐进展的，实际中出现昏沉，睡眠，睡眠变浅，和醒来，这些状况可被用于预测实际状况和即将发生的状况，即将发生的状可能是可预防的，如果在特定环境下希望如此的话。

[0540] 需要指出，目前在睡眠研究中确定睡眠状况要求将传感器定位在患者身上多个位置，每个传感器连接着引线，这非有助于睡眠且非有助于持续睡眠。此外，这样的传感器可以是介入性的，有些时候要求在多个位置给皮肤剃毛。另外，诊断师通常不知道患者正变清醒直至患者真正醒来，这不同于ABTT温度，ABTT温度开始于产生脑中的热量以提供一种形式的脑系统“点火”，从而可以用于预测变清醒的状态。类似地，产生在ABTT中的热量是睡眠变浅的一部分，尽管低于清醒所需的量，因为身体系统的需要低于清醒时的。因此，ABTT温度在任何环境监视睡眠的益处在于，比传统技术更精确，是预测性的，并且是最小介入性的，在一些情况下可去掉线束和传感器。

[0541] 图71示出了入睡检测器8720，其包括外壳8722，外壳包含一对温度传感器8724a和8724b，控制器8726，非暂态存储器8728，传送器8730，和报告设备8732。温度传感器8724a和8724b操作性耦联于控制器8726。控制器8726被配置成识别何时传感器8724a的温度变得低于传感器8724b的温度。如示于图16和17A-G中的曲线，当通过温度传感器8724a获得的ABTT末梢的温度测量值变得低于通过温度传感器8724b测量的前额温度时，入睡被指示。根据本申请的示例性实施方式入睡检测器和方法包含下述步骤：(1)将一个热传感器8724a定位在ABTT末梢部位，和将第二温度传感器定位在与ABTT末梢部位分隔的另一皮肤表面部位，例如前额；(2)同时在ABTT末梢部位和第二皮肤表面部位测量温度；(3)比较来自两个部位温度级别；(4)识别其中ABTT末梢部位处的温度低于表面皮肤部位温度的时刻；和可选的步骤(5)，通过视频、音频、振动部件和类似物报告出现这种颠倒(即，当ABTT末梢部位具有较低温度时)的时刻。

[0542] 最后步骤可被用于下述情况，当入睡检测器被用于警示使用者关于入睡的信息，例如当他驾驶、操作设备和在任何其它状况下使用者需要保持清醒时。在其中使用者不需要醒来或警示的状况下，入睡检测器8720不启动报告设备8732，并且在这种情况下，入睡检测器8720被用于识别出异常睡眠模式，疾病模式，或的改变生理特性例如排卵。入睡检测器8720可包含粘结性表面8734，并且长度为至少1英寸以便能将一个传感器放置到ABTT上面，将第二个传感器放置在前额皮肤上。尽管配置成测量前额上的温度的第二个传感器被描述，可以理解，测量下述位置温度的第二个传感器可以使用：任何体腔中(例如口腔，直肠，膀胱，食道)或脸的任何表面上(例如面颊，口腔，和类似物)，头和颈的表面(例如耳后和类似物)，或身体表面(例如，胸，肩膀，臂，手和类似物)，并且这样的温度测量符合于根据本发明的范围。还可理解，尽管基于粘结剂的实施方式的入睡检测器8720被描述，任何其它温度

检测器可包含至少两个热传感器，被用于测量ABTT末梢部位和其它皮肤部位的温度，并且位于本申请的范围内。入睡检测器8720的示例性实施方式包含：一个物理单元8720，如示于图71，其中至少两个热传感器8724a和8724b包含在单一物理单元上或中，支撑结构或外壳8722。在其它示例性实施方式中，支撑结构可包括夹子，专用的眼镜和框架，头部安装器具，和类似物，所有这些配置成将一个传感器定位在ABTT，将第二个传感器定位在ABTT之外。在另一示例性实施方式中，其未示出，至少一个热传感器包含在一个单元中，第二热传感器包含在单独的单元中。两个单元可以通过引线或无线传送器连接。两个单元中的至少一个包含控制器，非暂态存储器，和报告设备。

[0543] ABTT监视的有效性

[0544] 如此处前面所描述，监视脑核温度有益于理解手术环境中的脑反应。近来的外壳护理改良程序(SCIP)标准包含试图保持手术期间的内核温度在>36℃。符合这样的指南的最困难的方面之一是当前测温部件的局限性。介入性监视局限于有限的设置，即，直肠，前额，口腔，和腋下，并可不容易在各种设置之间传输。除了受限于与实际内核温度之间的差异，皮肤监视还因为麻醉和房间或环境温度的改变而失真。如这里描述的，申请人通过显著的研究和试验出人意料地发现，在不存在环境温度高于SMO的情况下，眼眶上内侧，或SMO，和中间眼睑区域，典型地维持身体表面的最高温度，并且测量内核温度不需要采用偏置或修正因子。如这里描述的，SMO部位覆盖脑热通道或ABTT，SMO和环下丘脑区之间的隔离通路分布在脑的中央部分。申请人进行了显著的研究以了解ABTT末梢温度读数在两个潜在分裂性设置方面的一致性：患者或对象在施用麻醉后暴露于操作房间环境，牛暴露于极端温度下。申请人通过研究和试验意外发现，对于经受手术的人和暴露于极端温度的牛，监视脑热通道上面的皮肤温度都不因环境温度的改变而受影响。

[0545] 在心肺转流术之前在正中胸骨切开期间，ABTT粘结性热或温度传感器被安置在十个心脏病患者的SMO处皮肤上。在插入PA导管且经过40分钟(该时段期间患者暴露于大约13℃温度的操作间)后，同时测量以获得肺动脉(PA)和ABTT 8140的温度。

[0546] 另外地，ABTT 8140温度与动物内核温度标准测量值之间的相似性以及环境温度的改变的影响被评定，实施于四个牛，以两小时的间隔，其气候控制室中进行，控制室温度在20℃和36℃之间在140小时的过程中变化。

[0547] 患者数据的结果表明，在着手PA导管测量时，平均PA-ABTT温度差异为0.08±0.12℃。在40分钟时，平均PA-ABTT温度差异为0.16±0.13℃。换言之，平均ABTT温度是可测量的，并且从统计学上讲无法与肺动脉温度区分开。

[0548] 参看图18，从牛获得的结果表明，ABTT温度8246和直肠温度8248读数贯穿140小时试验期间相对紧密地集中在一起，平均值分别为38.89±0.7℃和38.92±0.6℃，总体ABTT-直肠温度差异为-0.03℃。换言之，牛直肠温度紧密地跟随牛脑温度，这不同于人对象。作为对比，牛前额温度8252受房间或环境温度8250的直接影响，常常偏离于内核温度；ABTT-前额(ABTT减去前额)温度平均为8℃。

[0549] 示于图18的数据表明，ABTT温度提供了一种精确测量内核温度的途径(由人PA温度和牛直肠温度反映出来)，并且测量不因环境温度的改变而明显受到影响。这种相似性不同于其它表面部位。例如，牛前额温度容易反应环境的冷却和升温。因此，ABTT末梢温度测量看上去能够提供有用的非介入性位置，用于在手术和非手术麻醉设置以及在动物种群中

测量内核温度。

[0550] 在心脏搭桥手术中ABTT监视

[0551] 如这里描述的，在ABTT末梢测量皮肤温度在各种设置中提供了多个优点。一种这样的类型的设置是其中脑处于越来越严重的超热伤害的危险下，范围从经历低体温心脏搭桥(hCPB)的患者到温暖环境中的活跃运动员和士兵的脑保护。内核温度的极端改变可导致严重减弱和最终停止新陈代谢功能。这样的内核温度极端改变的情况是在低体温或高体温发生时。这些热紊乱可能时危及生命的，如果不被诊断或正确处理的话。

[0552] 如这里描述的，因为发现了ABTT，体核温度可被监视连续地和非介入性地。在ABTT末梢上方、邻近ABTT末梢或在ABTT末梢处在皮肤上测量温度，将表面传感器安置在眼眶内上方部位，与在稳定状态期间建立的内核读数高度关联起来，如这里描述的。因此，ABTT可以有益地用于在心肺转流术中测量患者的温度，和运动员、工人在任何不利的温度环境中的温度，和士兵在运动中的温度，通过识别脑温度而不是内核温度。

[0553] 如这里描述的，在脑热通道或ABTT上方、附近或该处利用位于眼眶内上方部位和眼睑处的表面传感器测量皮肤温度，与在稳定状态期间建立的内核读数高度关联起来。潜在的价值是在医疗过程中，例如手术中，测量内核温度。

[0554] 申请人已经揭示了，在眼眶内上方部位和眼睑处覆盖脑热通道的皮肤上安置热传感器，为健康志愿者和麻醉中的患者提供了在稳定状态情况下对内核温度的可靠评估。现行的解剖学研究表明，ABTT解剖使得表面监视能够实质上与通向海绵窦的隔离的通道相连续；并且申请人已经证明，ABTT是颅内和脑温度的反射。我们因此在低体温心肺转流术(hCPB)中施加热传感器于覆盖ABTT的皮肤，并将其与内核血液的变化相比较。

[0555] 在研究中，ABTT热传感器在塑料翼的末端通过粘结剂固定于前额，类似于温度传感器8002(见图2和3)，在右侧上眼睑边缘和眼眉之间被安置在皮肤上，在内眦的上方部位的附近、该处或上方。参看图19，同时测量ABTT末梢温度8262和肺动脉(PA)温度8264，针对经历hCPB的十个患者进行。还同时测量食道温度、，膀胱温度、制氧机流入温度、和制氧机流出温度，但在图19中没有表示出来，以使得曲线之间混淆最小化，并且因为这些位置的测量并不反映脑温度。

[0556] 在搭桥前状态8290，证实平均ABTT温度(34.9±0.4℃)类似于肺动脉温度(PA，35.1±0.5℃)和食道温度(34.8±0.5℃-未示出)。申请人将ABTT温度8262与这些内核测量值以及制氧机流入(未示出)和制氧机流出(未示出)在着手搭桥之后和在它们各自的低谷时的情形做了比较。

[0557] 图19示出的结果表面，对于单一对象搭桥前8290，在冷却期间，和在重新升温8274期间，ABTT温度8262和PA温度8264发生变化。如这里描述的，搭桥前8290的ABTT 8262类似于其它体核温度测量值。在初始冷却8278中，ABTT末梢温度8262的冷却慢于内核温度。在5分钟时，平均温度对于制氧机流入为16.3±6.0℃，对于制氧机流出为26.4±3.2℃，对于PA 8264为25.7±3.5℃，对于食道(未示出)为29.4±3.2℃，但对于ABTT仍为31.0±2.1℃，通过ANOVA分析，统计显著性为$p<0.001$。BTT温度、PA温度和食道温度各自的低谷分别为23.5℃，21.0℃，和21℃。

[0558] 这些研究提示，尽管在稳定状态和缓慢变化状况下皮肤在ABTT末梢提供的读数与建立的内核温度测量值是可比的，但证明了在hCPB冷却期间从内核温度解耦。该研究中反

映的重点在于，潜在的对提供脑保护的冷却的速度估计过度。

[0559] 结果表明，在hCPB期间，在重新升温之前的时段8270，ABTT末梢温度8262被冷却到使得在hCPB中略低于PA温度8264，食道温度(未示于图19)，制氧机流入温度(未示于图19)，和制氧机流出温度(未示于图19)。在初始重新升温时段8272，ABTT温度8262滞后于全部其它温度源。然而，在时间8274，当制氧机流出温度(未示于图19)达到36℃时，ABTT末梢温度8262恒定地超过来自全部其它源的温度。在全部10个对象中ABTT末梢温度8262超过PA温度8264，这在目前被认为是hCPB期间温度测量值的标准。在重新升温8276结束时相应的峰值为38.2±0.8℃和37.4±0.7℃，通过成对t检验，统计显著性为p＝0.0002。

[0560] 这些研究表明，朝向重新升温8276结束的更大的ABTT温度8262测量值证明了ABTT温度独特地敏感于脑新陈代谢，并可构造成非介入性地测量脑温度，这对于防止高体温引起和/或高体温加重的神经认知伤害来说在这一点上是至关重要的。

[0561] 此外，在初始冷却时段8278期间，ABTT温度8262测量值大致上高于PA温度8264，这对于在某些医疗过程中正确冷却患者来说具有显著的意义。治疗性低体温被认为能够通过减少脑中需氧量降低由于缺少血流量导致的脑组织伤害的危险，降低神经传递素的产生，和减少自由基。当前，PA温度8264被用作脑温度的指示器。然而，如示于图19，很显然，PA 8264的温度比ABTT末梢温度8262低5℃或以上。如果特殊医疗过程要求特殊脑温度，从图19可以明显看出，唯一可靠的脑温度指示器是ABTT末梢温度8262。

[0562] 这样，在医疗过程中测量ABTT末梢的温度的能力导致了改进的建立正确治疗性低体温和/或高体温以及预防损伤组织的高体温和威胁生命的低体温的能力。更具体地讲，这样的过程可以在示例性实施方式中通过温度改变设备实现，该设备包括：(1)将温度传感器在ABTT末梢附近、ABTT末梢上方或ABTT末梢处定位在皮肤上；(2)向患者或对象施用冷却或加热；和(3)当ABTT末梢显示脑温度已经达到一预定的目标级别，从温度改变(升高或降低)操作切换到温度维持操作。为了专门利用已有的或正确定位的ABTT末梢温度传感器提供适宜的升温或从冷却状况再升温，(1)去除任何剩余冷却设备；(2)开始重新升温协议；(3)在初始升温期间通过监视所述ABTT温度升高的坡度监视脑温度反应；(4)当ABTT温度达到第一预定目标升温温度时，其在示例性实施方式中可以为35℃，开始减弱升温过程；(5)当ABTT温度达到第二预定目标升温温度时，其在示例性实施方式中可以为36.5℃，停止全部升温过程；和(6)如果ABTT温度变化到超热温度范围，其在示例性实施方式中可以高于37.0℃，重新引入冷却协议以便降温或防止神经因高体温受损；(7)否则，停止全部升温和冷却协议。

[0563] 治疗性高体温的示例性实施方式可以通过类似技术实现，即通过(1)将测量皮肤温度的温度传感器定位ABTT末梢附近、ABTT末梢上方或ABTT末梢处；(2)开始高体温升温协议；(3)在初始升温期间通过监视所述ABTT温度升高的坡度监视脑温度反应；(4)当ABTT温度达到第一预定目标升温温度时，开始减弱升温过程；(5)当ABTT温度达到第二预定目标升温温度时，停止升温协议，并且，如果适宜的话，切换到提高的温度维持协议；和(6)如果ABTT温度变化到超出目标温度，停止升温协议并且引入逐渐冷却到身体躯干。

[0564] 需要指出，针对治疗性高体温或低体温的目标温度基于处置的目的而变化。此外，由于传统温度测量是不可靠的，目标温度可能需要被调节，并且能够被调节，以获得在ABTT末梢处精确测量的脑温度的能力。此外，所有“常规(正常)”或“基准”的温度应当针对特殊

对象或患者，要考虑到不同人的温度的常规变化。因此，任何温度的改变都不是绝对的，而是要针对常规的个体温度定制。

[0565] 一旦治疗性高体温结束，将患者或对象冷却到常规温度可能发生。由于治疗性高体温提供了相对小的温升，环境温度通常足够使得患者返回到常规温度。在冷却到常规温度期间连续监视ABTT末梢是重要的，能防止脑通过颤抖或其它机制产生热量而进行针对冷却的补偿。在治疗性低体温时采用防颤抖机制，是总体上可接受的过程。这样的机制可以是，例如，一或多种药剂用于抑制颤抖反应。然而，颤抖还可以通过在冷却身体躯干时加热四肢末端(手和脚)而实现。一般而言，示例性冷却通过下述方式实现：(1)将测量皮肤温度的温度传感器定位在ABTT末梢附近、ABTT末梢上方或ABTT末梢处；(2)提供环境温度不高于大约27℃，且不低于大约19℃；(3)取决于ABTT温度响应于冷却的反应，可能需要通过添加间隔而降低冷却速度或向患者施加微小量的加热；和(4)一旦ABTT目标温度被达到，其在示例性实施方式中为大约37.5℃和38.0℃之间，减小冷却速度并且开始切换到到温度维持协议。

[0566] 目前，传递给患者(称作流入)的血液(或流体)温度的级别被以随机方式选择，因为没有措施知道完成脑冷却需要什么样的血液温度。类似地，目前，没有方法精确预测输注冷血液的时间段(或在流入期间)。通过对超过200名经历手术的患者在ABTT末梢、其上方或邻近测量皮肤的温度，申请人已经认识到热模式以提供同时解决下面两个问题的答案：(a)被输注血液(或流体)的温度级别(即，流入温度)，和(b)传递流体的时间段(即，流入时间)。根据本申请的原理，如示于图76，自动升温-冷却系统被公开，其总体上表示为8770。

[0567] 自动升温-冷却系统8770包含温度测量装置8772，和热致动器8774，其在示例性实施方式中可以是制氧机或搭桥机。在图76中的示例性实施方式中，温度测量装置8772包含控制器或处理器8776，非暂态存储器8778，无线收发器8780，报告设备8782，其可以是显示器，和温度传感器8784。在示例性实施方式中，温度测量装置8772可以通过引线8788或无线地连接到热致动器8774，例如借助定位在温度测量装置8772中的无线收发器8780和包含于热致动器8774中的无线收发器8786。

[0568] 控制器8776被配置成计算流体的温度或流入温度，流入温度被呈现于温度测量装置8772的报告设备8782。在图76所示的实施方式中，温度被测量于ABTT末梢部位8790处，并且流入温度基于ABTT末梢、其上方或附近、即ABTT末梢部位处的基准皮肤温度，而不是任何其它身体部位的温度。可以理解，尽管使用其它部位，在ABTT部位和眼睑外侧，识别流入流体的温度和流入时间段，落在本申请的范围内，而且本发明的用于确定流体(流入流体)温度和流入时间段的设备和方法也可被用于测量身体其它部位，例如其它皮肤表面部位，和介入性地(膀胱，血液，食道，耳，直肠，鼻，和类似物)，但这些位于ABTT外侧的部位和方法是较不优选的，因为由于它们不能提供精确的脑温度呈现，如这里描述的。

[0569] ABTT部位处的基准温度提供了用于确定流入流体的温度的基础，当ABTT末梢基准温度的级别在35℃和37℃之间时，所述流入流体温度ABTT末梢基准温度低15℃，更优选地比ABTT末梢基准温度低的范围在15℃和25℃，进一步优选比ABTT末梢基准温度低25℃。类似地，当存在从所述基准的一预定的温降时，流入应当停止，因为流入时间段和流入流体的温度将达到脑冷却效果，这是通过设备8770预测的，所述预测基于从基准温降和对应于温降的曲线坡度，所述控制器或处理器8776被配置成连续地识别测量温度的变化并与存储于

非暂态存储器8778的基准温度进行比较。

[0570] 当控制器8776识别出在ABTT末梢部位处相比于基准的温降在10℃到18℃的范围内，更优选地在ABTT末梢部位相比于基准的温降在13℃和16℃的范围内时，控制器8776启动热致动器或制氧机8774的停止机制，以便停止冷流体的流入。

[0571] 类似地，控制器8776被配置成实施类似于用于升温的功能。当存在从ABTT末梢基准的一预定的升温时，暖流体的流入应当停止，因为流入时间段和流入流体的温度将达到期望的脑升温效果，这是通过自动加热-冷却系统8770预测的，所述预测基于从ABTT末梢温度基准的温升和对应于的温升的曲线坡度，控制器8776配置成或构造成连续地识别测量温度的变化并且与述存储于非暂态存储器的基准温度进行比较。当控制器8776识别出在ABTT部位相比于基准的温升在4℃和11℃之间，更优选在ABTT部位相比于基准温度温升在6℃和9℃之间时，控制器8776被配置成启动热致动器或升温机8774的停止机制，以便停止流入(或使用任何其它装置用于升温的传热)，并且因而防止脑因过热而受损，过热也称作高体温。

[0572] 可以理解，ABTT末梢基准可以是患者的初始温度，但其它基准也可使用，例如心脏搭桥手术的无流动状态，无流动基准通过控制器8776被使用，该控制器被配置成使用无流动基准来控制加热或冷却血液的流入。作为替代，ABTT末梢基准为在通过控制器8776执行升温功能之前达到的最低温度。

[0573] 热致动器8774包含任何装置或制品，其可以升温或冷却物体，作为示例，通过接触或非接触型部件，任何向身体传输空气或流体的升温或冷却系统，和能通过接触来升温或冷却任何身体部位从而与身体交换温度的任何制品。

[0574] 治疗性低体温和高体温可在治疗某些疾病和状况时提供显著的益处。然而，这样的治疗也呈现脑受损的危险。在皮肤上在ABTT末梢处精确和快速测量脑温度和特征化超过一预定的坡度模式的坡度，如这里公开的，通过“聆听”脑而降低了这样的为脑治疗的危险。从前面的描述应当清楚地理解，在治疗性低体温和治疗性高体温期间使用非介入性ABTT末梢温度测量同脑温度模拟测量的传统手段相具有显著的提高比。

[0575] 在运动期间ABTT监视

[0576] 作为本申请公开内容的又一实施方式，对志愿者在运动期间做了研究。如示于图20，ABTT温度8280在ABTT末梢处皮肤上测量，而内核温度8282通过在运动之前的大约六小时吸收的热胶囊测量。对象在加热的室内激烈运动大约40分钟。在整个运动间隔中，ABTT温度8280高于内核温度8282。当ABTT温度达到大约39℃时，运动被停止，对象移到凉快环境中。ABTT的反应是立即且深远的。虽然内核温度8282在运动后的时段8284保持高于39℃，ABTT温度8280在大约20分钟从高于39.0℃跌落到接近平时的常规温度37.0℃。该结果具有显著意义，因为提供了一种在运动期间完美可靠地测量过量脑温度的措施，这会导致安全、简单和有效的方式通过在运动期间监视ABTT温度而防止中暑。此外，通过测量运动期间ABTT升高速度，个体对象遭受热伤害和中暑的倾向可以识别出来。

[0577] 这样，第一示例性实施方式的热伤害易受性可以在任何环境中的运动期间通过脑温度反应功能(BTRF)测量到，但最特定的环境是具有升高温度的。BTRF广义上响应于任何刺激，外部或内部的，改变脑中的温度。在示例性实施方式中，这样的BTRF测量可包括(1)为环境提供升高的温度，例如，35℃；(2)在运动或进入该加热了的环境之前建立标准ABTT温

度状况;(3)将对象置于加热的环境中;(4)在加热的环境中测量BTRF;(5)开始运动活动,如果对于对象来说适宜的话,并且开始BTRF反应;和(6)当对象的BTRF达到一预定的温度,例如39.0℃时,停止全部活动,并将对象置入其中温度大约为标准房间温度的环境中。通过过快地冷却患者,这可能通过引起身体认为其在变为过冷而产生不利的效果,会引起颤抖或其它不利的反应。在整个过程中必须保持ABTT温度的测量。BTRF确定对象在具有升高的温度的环境发挥功能而不引起永久性伤害的能力。可以理解,BTRF可被用于其它用途,包括,但不限于,如这里描述的手术,其中患者被冷却和升温,或任何其它用于冷却或升温人体和脑的过程。

[0578] 作为第二示例性实施方式,这样的监视可以实现在运动期间在非加热的环境中监视脑温度并且这样的温度以防达到受损级别。在示例性实施方式中,这样的BTRF测量可包括(1)在运动之前建立标准ABTT温度状况;(2)开始对于对象而言适宜的运动活动,并开始BTRF反应;和(3)当对象的BTRF达到一预定的温度,例如39.0℃时,或者如果BTRF的坡度超过一预定的坡度,例如BTRF坡度比大约0.07℃/分钟更陡或更大时,停止全部活动,并将对象置入其中温度大约为标准房间温度的环境中。类似于前面,通过过快地冷却患者,这可能通过引起身体认为其在变为过冷而产生不利的效果,会引起颤抖或其它不利的反应。在整个过程中必须保持ABTT温度的测量。在该特殊情况下,保证BTRF的功能在运动中在不损坏脑的热范畴内被执行。例如,肥胖的个体连续地移动重物,即使是在相对凉快的季节,也可看到BTRF超过危险级别,导致不利的系统性反应,包括昏迷,心脏病,并且在最极端情况下,死亡。然而,测量ABTT温度允许计算BTRF,并且最终获得适于任何个体的可接受或安全的BTRF。

[0579] ABTT温度信号的频率分析

[0580] 测量ABTT温度和为BTRF中温度绘制曲线的各种实施方式相对于传统温度测量提供了许多优点,特别是当与专门的状况关联时,包括手术,麻醉,运动,睡眠等等,ABTT末梢处皮肤温度的频率分析展现出完全出人意料的结果。

[0581] 在现有技术中,热调节没有借助身体温度的改变来评定,因为受限于脑温度测量能力;相反,调查者确信、并且仍然依赖于心血管信号的改变。这里描述的改进的能够以高于热频带的速度获取热信号的温度传感器和监视器械使得能够实现热变化性评估,并且因而能够评估热调节的非线性动力学特性。ABTT技术可以应用于独特的、迄今未知的用于测量个体健康的系统。

[0582] 在正在进行的一系列研究中,申请人采用ABTT传感器以每15秒一次的高频率在前额、直肠和ABTT末梢处皮肤记录温度。如这里描述的,ABTT温度传感器的结果展示了最大的时间变化性,提示体温调节系统的塑形不能通过监视远离下丘脑的部位、例如直肠而被认识到。图20以频域示出了图17中的ABTT温度信号的谱模式。其表明了位于包含前面描述的热调节频带的范围内的震荡能。

[0583] 前面已经指出,潜在的应用包括评测温度变化以预测发病,但大多数情况下温度被看作是叉状分支变量(发烧/不发烧)。本申请的发现打开了关于热和热动力现象的新的研究路径。如这里公开的评估温度使得能够更好地理解体温调节控制,在健康期间,以及疾病期间,和在体温正常以及低体温、高体温和发烧期间。为此,申请人将频谱分析仪8177连接到BTT系统显示器8001。更具体地讲,控制器8112提供温度数据到频谱分析仪8177。呈现

的数据被以15秒的间隔收集。更大的谱分辨率将通过能以1Hz快速地采样的新式探头获得。

[0584] 图21包含代表健康个体的至少两个特性。首先，在整个频谱中具有最大能量的正的和负的峰值8286被以间隔分布，所述间隔看上去像是产生了谐波，并且最大能量位于频率0.01Hz。此外，看上去有两个或更多谐波彼此叠加。第二个特征是，穿过频谱中央部分的峰值具有总体上相同的幅值，产生具有近乎为零的坡度的线8292。

[0585] 图22与图21作比较，并且示出了有病个体的能量频谱。乐观特征立即展现。首先，图22中峰值8288彼此间隔得比图21中的峰值远。在示例性实施方式中，申请人已经通过研究和实验确定最佳的频率测量是根据对象自己的基准进行的。然而，任何间隔大于0.007Hz的峰值指示医疗状况，峰值间隔大于0.008Hz表示潜在严重医疗状况。间隔大于0.008Hz指示非常严重，并且潜在威胁生命，医疗状况要求立即处置。第二，较高频率成分的能量的幅值小于较低频率成分的，并且穿过中央峰值8288绘制的线8292相对于水平轴线明显倾斜，歪，或有坡度。事实上，申请人已经发现，当这种线，例如线8294穿过谱分析的中心峰值绘制时，线8294相对于水平偏离越严重，患者或对象的病越重。在示例性实施方式中，0.03/Hz(能量与频率比)或以上的坡度等价于患者医疗状况需要医疗处置。非水平坡度和增大的间隔指示脑核中的温度调节机制效力不足，其可以归因于疾病或医疗状况。此外，较高频率处的低能量甚至指示当前温度调节机制的能力受损。从图21应当明显看出，用于测量频率峰值示例性范围为0.015到0.050Hz的范围。

[0586] 另外地，定位在线8292的左侧或低频率端和线8292的右侧或高频率端的峰值8287和8289的对称性也关乎个体的健康，近乎完美的对称性表示健康个体，而非对称的峰值，体现为频率位置或幅值的不对称，指示健康插的认，或者，当峰值开始彼此偏离时，人具有医疗问题。当峰值8287和8289的不对称性达到5％或以上时，这样的状况应当受到怀疑，并且当峰值8287和8289的不对称性达到10％或以上时，这样的状况更应被关注。

[0587] 为此，一种基于频率分析实现的诊断系统通过ABTT温度测量被启动。在示例性实施方式中，所述系统包含：(1)用最快速的温度传感器监视ABTT温度，可供使用一段时间间隔，例如，一小时；(2)通过频谱或频率分析仪8177将所接收的温度转化成频率反应；(3)确定峰值之间的平均间隔和穿过频率频谱中央部分的峰值的坡度。如果峰值之间的平均间隔比一预定量大，即比类似年龄的健康个体的峰值之间平均间隔大，例如，10％，或时超过了0.007Hz，则医疗状况或疾病可以已经出现并且此外可警示诊断。类似地，如果所述峰值的坡度从水平线偏离了一预定量，例如坡度大于-0.03能力/Hz，疾病或医疗状况应当被怀疑。

[0588] 可以理解，这里描述的设备的示例性实施方式包含控制器或处理器，非暂态存储器，和报告设备，例如显示器，音频的或文字输出等等。控制器操作性耦联于非暂态存储器，并且控制器被配置成分析通过ABTT温度传感器获取的数据，并将分析数据与存储在非暂态存储器中的预先确定的信息进行比较，例如，举例而言，温度级别，某些时候的温度变化，坡度，和类似物。控制器被配置成将获取的和分析的温度数据与存储在非暂态存储器中的数据进行比较，并且如有识别出的体现为预定的比例或百分比或预定的分布模式的分析匹配，即数据匹配，则报告设备报告，显示，信号，打印出来或以其它方式提供了识别匹配的通知。

[0589] 用于定位ABTT的设备

[0590] 申请人通过实验已经确定发现，可以正确训练和练习过的个体相对快速地精确定

位覆盖ABTT末梢的皮肤位置。然而，在一些情况下，可能难以快速地定位ABTT末梢的位置。例如，在紧急时，灯光昏暗的状况下，和其它情况下，找到ABTT末梢的皮肤位置可能具有挑战性。因此，申请人已经研制了各种设备用于改进找到ABTT末梢的皮肤位置的能力。

[0591] 扫描ABTT末梢的皮肤

[0592] 当使用温度传感器8002、8004、8006或8008中的任何一个时，典型地，传感器将在皮肤上在ABTT末梢的区域前后移动。当在典型房间温度状况下定位ABTT末梢时，温度扫描提供了温度输出，其呈现为类似于图23呈现的那些，其中示出了ABTT末梢上的皮肤的扫描的格式化的在现。测量温度的皮肤部位呈现为类似于“牛眼”或靶子，其中心具有最高温度，例外是当ABTT末梢处的皮肤温度比围绕的皮肤的温度低得多时，围绕ABTT末梢的皮肤温度高于ABTT末梢处的皮肤。可以理解，通过在ABTT末梢的区域前后移动温度传感器的同时，观测在显示器8118上或数字显示器8014读取的温度，峰值温度，正的和负的，可在ABTT末梢的区域发现。

[0593] 如这里前面描述的，在某些情况下，定位ABTT末梢的中心可能具有挑战性。图25示出了ABTT末梢定位过程8300，表示通过使用温度传感器，例如温度传感器8002、8004、8006或8008，结合ABTT监视系统8000的控制器，例如系统单元控制器8112，实现的ABTT末梢定位过程。

[0594] ABTT末梢定位过程8300起始于开始过程8302，在此登记值可以重置为零，任何预定值可以加载，并且其它初始化可以进行。一旦开始过程8302被完成，控制从开始过程8302转到初始学习/采集模式过程8304。

[0595] 在初始学习/采集模式过程8304时，ABTT监视系统8000提供电能供给温度传感器并且准备从温度传感器获取数据。ABTT监视系统8000可在初始学习/采集模式过程8304中实施其它活动，例如从非暂态存储器8114上传程序用以分析温度数据，设置备用的存储器以将温度数据存储在非暂态存储器8114中等等。一旦初始学习/采集模式过程8304被完成，控制转到接收温度数据过程8306。

[0596] 在温度数据过程8306，ABTT监视系统8000接收多个数据点，其呈现区域ABTT末梢附近、ABTT末梢上方或ABTT末梢处皮肤的温度。温度数据被存储于ABTT监视系统8000中的存储器，其可以是非暂态存储器8114。一旦多个数据点已经被接收，控制从温度数据过程8306转到分析温度数据过程8308。

[0597] 在分析温度数据过程8308，ABTT末梢温度的虚拟再现被产生，其可以呈现为类似于图23中的三维曲线。从图23应当清楚地看出X和Y轴表示围绕ABTT末梢的区域的位置，Z轴表示温度。作为产生ABTT末梢温度的三维再现的一部分，峰值温度通过直接测量或从获取的数据计算而找到。分析过程的一部分是将温度数据平滑化和在X和Y两个方向上进行最佳曲线拟合。一旦围绕ABTT末梢的温度分布再现被确定，控制从分析温度数据过程8308转到改变ABTT系统灵敏度的过程8310。

[0598] 在改变灵敏度的过程8310中，ABTT监视系统8000的灵敏度被从其中全部温度被读取的标准的大致线性灵敏度改变为截断灵敏度，其中，低于某些值的温度在定位ABTT末梢的位置时不再被考虑。这样改变的灵敏度能以类似于图24所示的方式发挥功能。第一温度曲线8330代表皮肤的温度，开始于远离ABTT末梢8140的区域(还参看图12)。随着接近ABTT末梢8140，如果ABTT末梢8140的中心被达到，皮肤温度快速地升高到表示脑温度的峰值

8334。一旦ABTT监视系统8000已经识别出ABTT末梢8140的峰值温度8334，ABTT监视系统8000可以改变ABTT系统显示器8001的电子装置的灵敏度，使得温度基于峰值温度8334被设置为截断温度。这样的灵敏度改变可发生在放大器8108中，如果存在的话，发生在A/D转换器8110中，或发生系统单元控制器8112中。作为替代，这样的截断可以通过设置在系统单元控制器8112中的软件实现。在示例性实施方式中，如果截断温度为峰值温度8334的90％，则没有低于90％的温度被测量，其显示为第二温度曲线8332。

[0599] 改变灵敏度过程8310的功能是帮助使用者发现ABTT末梢8140的位置。一旦使用者已经在学习/采集模式过程8304中扫描到ABTT末梢的区域8140，并且一旦ABTT监视系统8000已经在分析温度过程8308识别出峰值或高温8334，ABTT监视系统8000需要告诉使用者峰值或高温8334定位在什么地方。冠状温度8336围绕ABTT末梢8140，并且该冠状温度可导致难以发现峰值温度8334。通过在改变灵敏度过程8310中降低ABTT监视系统8000的灵敏度，将峰值温度8334用作基础，所搜区域被显著减小，使得容易定位到ABTT末梢8140的中心。一旦ABTT监视系统8000的灵敏度已经修改，控制转到接收温度数据过程8312。

[0600] 在接收温度数据过程8312，由ABTT系统显示器8001从温度传感器接收温度数据，在此温度数据被分析。一旦温度数据已经接收和分析，控制转到高温确定过程8314。

[0601] 在高温确定过程8314，ABTT末梢定位过程8300确定所接收的温度数据是否高于分析温度数据过程8308中识别出的当前高温。如果所接收的温度数据高于或大于当前高温，控制从高温确定过程8314转到分析已有数据过程8316。

[0602] 在分析已有数据过程8316，任何已有温度曲线考虑到新接收的温度数据被分析。ABTT末梢定位过程8300可通过分析确定更高温度出现，作为实际高温。作为替代，ABTT末梢定位过程8300可确定温度曲线数据表示更高温度可能是可提供的。一旦新接收的温度数据被分析，控制从分析已有数据过程8316转到温度一致性确定过程8318。

[0603] 在温度一致性确定过程8318，基于通过分析已有温度数据过程8316提供的分析，ABTT末梢定位过程8300决定是否新接收的高温与已有温度分布图中峰值ABTT末梢的温度一致。如果新接收的数据呈现为与温度分布图一致，控制从温度一致性确定过程8318转到启动指示器过程8320，其中ABTT监视系统8000的指示器被启动以指示ABTT末梢高温已经被定位。这样的指示器可包括ABTT系统显示器8001上的音调，闪烁显示器，和/或其它视频，振动，或音频指示器。作为替代，指示器可以提供在温度传感器上。在示例性实施方式中，示于图5的LED 8088可以闪光或闪烁以指示ABTT末梢的8140峰值温度已经达到。其它灯、音频、振动指示器可以启动，如果其提供在其它示例性实施方式中的话。一旦启动指示器过程8320已经启动了一或多个指示器，控制从启动指示器过程8320转到结束过程8322，在此ABTT末梢定位过程8300停止操作和将控制转回ABTT监视系统8000的呼叫程序或其它处理。

[0604] 回到温度一致性确定过程8318，如果新的高温与当前温度分布图不一致，控制从温度一致性确定过程8318转到接收温度数据过程8312，并且ABTT末梢定位过程8300如前面描述地发挥功能。

[0605] 回到高温确定过程8314，如果温度数据不高于所述高温，则控制从高温确定过程8314转到高温定位确定过程8324。在高温定位确定过程8324，ABTT末梢定位过程8300决定是否当前温度数据位于或接近识别出的高温。在示例性实施方式中，如果温度数据位于与峰值温度相差0.2摄氏度的范围内，ABTT监视系统8000可认为当前温度数据足够接近峰值

ABTT温度8334，从而认为呈现的温度为峰值，在这种情况下，控制从高温定位确定过程8324转到启动指示器过程8320，其如前面描述地发挥功能。作为替代，控制从高温定位确定过程8324转到接收温度数据过程8312，在此ABTT末梢定位过程8300如前面描述地发挥功能。

[0606] 虽然ABTT末梢定位过程8300看上去是一个长过程，在实际中，学习/采集模式总体上发生在5到30秒内，并且ABTT峰值温度定位典型地发生在另一5到30秒内。因此，整个处理，起始于开始找峰值ABTT末梢温度，发生在大约10到15秒内，但可在10到60秒之间变化。

[0607] 温度传感器上的指示器，例如L示于图5的ED 8088，在这里描述为可行的设备用于通知使用者峰值ABTT温度已经被定位。另一示例性实施方式的指示器显示于图26，其中示出了总体上表示为8340的温度传感器的一部分。温度传感器8340包含热敏电阻8342，被围绕着塑料或玻璃环或管8344，和灯8346，其可以是LED。环8344的外表面8350可以被糙化成半透明而非透明的。当ABTT监视系统8000确定指示器需要被启动时，信号可以经引线或缆线8348传递到灯8346，灯则照亮。来自灯8346的光输出沿着环8344传播，照亮环8344和外表面8350。随着来自灯8346的光穿过环8344的端面8352，其提供了表面的照明，例如ABTT末梢附近、ABTT末梢上方或ABTT末梢处的皮肤，从而可以更容易地定位ABTT末梢。

[0608] 另一示例性温度传感器显示于图27并且总体上表示为8354，提供一种不同设备用于检测ABTT末梢的中心。温度传感器8354包含主热敏电阻8356和多个较小的热敏电阻8358，它们围绕主热敏电阻8356对称分布而形成热敏电阻阵列8360。可以理解，其它热传感器，例如非接触传感器，包括热电堆，可以布置在这里公开的构造中或成阵列分布，并且位于本申请的范围内。由于热敏电阻阵列8360越过ABTT末梢，ABTT监视系统能够识别最高温度的方向，热敏电阻8358沿着该方向遇到最高温度。当峰值温度8334被定位成靠近热敏电阻阵列8360的中心时，每个较小的热敏电阻8358将指示大约相同的温度，以指示热敏电阻阵列8360被定位在ABTT末梢的中心上方。虽然温度传感器8354提供了一种高效定位ABTT末梢的途径，它的产生相对昂贵，因为所要求的热敏电阻的数量，以及在粘结剂8362和套筒8364被围绕组件定位时要定位较小热敏电阻8358并保持它们就位。

[0609] 另一示例性实施方式温度传感器显示于图28和总体上表示为8366。温度传感器8366包含热敏电阻8368，和多个小灯8370，其可以是LED。温度绝缘套筒8372可以定位在热敏电阻8368和LED 8370之间。ABTT采集过程，总体上表示为8380，使用了描述于图29的温度传感器8366。可以理解，其它热传感器，例如非接触传感器，包括热电堆，可以布置在这里公开的构造中并且位于本申请的范围内。

[0610] ABTT采集过程8380起始于开始过程8382，在此登记值可以重置为零，任何预定值可以被加载，并且其它初始化可以发生。一旦开始过程8382被完成，控制从开始过程8382转到初始学习/采集模式过程8384。

[0611] 在初始学习/采集模式过程8384，ABTT监视系统8000提供电能供给温度传感器8366并且准备从温度传感器8366获取数据。ABTT监视系统8000可在初始学习/采集模式过程8384实施其它活动，例如从非暂态存储器8114上传程序用以分析温度数据，设置备用的存储器以存储温度数据于非暂态存储器8114中等等。一旦初始学习/采集模式过程8384被完成，控制转到接收温度数据过程8386。

[0612] 在温度数据过程8386，ABTT监视系统8000接收多个数据点，其呈现ABTT末梢附近、ABTT末梢上方或ABTT末梢处区域皮肤的温度。温度数据被存储于ABTT监视系统8000中的存

储器，其可以是非暂态存储器8114。一旦多个数据点已经被接收，控制从温度数据过程8386转到分析温度数据过程8388。

[0613] 在分析温度数据过程8388，在ABTT监视系统8000中产生ABTT末梢温度的虚拟再现，其可以呈现为类似于图23中的三维曲线。从图23应当清楚地看出，X和Y轴线代表围绕ABTT末梢的区域的位置，Z轴线代表温度。作为产生ABTT末梢温度的三维再现的一部分，峰值温度通过直接测量或从获取的数据计算而找到。分析过程的一部分是将温度数据平滑化和在X和Y两个方向上进行最佳曲线拟合。一旦围绕ABTT末梢的温度分布再现被确定，控制从分析温度数据过程8388转到改变模式到寻找过程8390。

[0614] 将ABTT监视系统8000的模式从学习模式改变到寻找模式时，其中该系统8000可指示使用者，通过音调，显示器指示，温度传感器指示，例如闪烁LED 8370，或通过其它技术或设备，在上述改变时系统8000指示使用者系统8000具有足够的数据用以识别和发现ABTT末梢的大致中心。更具体地讲，系统8000指示其能够发现ABTT末梢的温度峰值，或接近峰值。一旦ABTT监视系统8000的模式改变到寻找模式，将提示使用者模式已被改变，控制从改变模式到寻找过程8390转到接收温度数据过程8392。

[0615] 在接收温度数据过程8392，来自温度传感器8366的温度数据通过ABTT系统显示器8001被接收，在此温度数据被分析。一旦温度数据已经被接收和分析，控制转到高温确定过程8394。

[0616] 在高温确定过程8394，ABTT末梢定位过程8300确定是否所接收的温度数据高于分析温度数据过程8308中识别的当前高温。如果所接收的温度数据高于或大于当前高温，控制从高温确定过程8394转到重置温度坐标轴过程8396。

[0617] 在重置温度坐标轴过程8396，峰值温度被用于基于新的高温重置温度坐标轴。换言之，先前的高温被替换为新的高温，此后控制从重置温度坐标轴过程8396转到分析已有数据过程8398。

[0618] 在分析已有数据过程8398，任何已有温度曲线考虑到新接收的温度数据被分析。ABTT采集过程8380可，通过分析确定更高温度的出现，作为实际高温。作为替代，ABTT末梢定位过程8380可确定温度曲线数据表示更高温度可能是可提供的。一旦新接收的温度数据被分析，控制从分析已有数据过程8398转到温度一致性确定过程8400。

[0619] 在温度一致性确定过程8400，基于通过分析已有温度数据过程8398提供的所述分析，ABTT末梢定位过程8380决定新接收的高温是否与已有温度分布图中峰值ABTT末梢的温度一致。如果新接收的数据呈现为与温度分布图一致，控制从温度一致性确定过程8400转到启动指示器过程8402，在此全部LED 8370被启动以指示ABTT末梢高温已经被定位。除了LED 8370被启动外，其它指示器也可以被启动，包括ABTT系统显示器8001上的音调，闪烁显示器，和/或其它视频指示。一旦启动指示器过程8402已启动至少LED 8370，控制从启动指示器过程8402转到结束过程8404，在此ABTT末梢定位过程8380停止操作，并且控制转回到ABTT监视系统8000的呼叫程序或其它处理。

[0620] 回到温度一致性确定过程8400，如果新的高温与当前温度分布图不一致，控制从温度一致性确定过程8400转到接收温度数据过程8392，并且ABTT末梢定位过程8380如前面描述地发挥功能。

[0621] 回到高温确定过程8394，如果温度数据不高于所述高温，控制从高温确定过程

8394转到指示ABTT方向的过程8406。在指示ABTT方向过程8406，指向ABTT末梢应当被照亮的方向的LED或灯8370应被照亮。虽然ABTT监视系统能够确定ABTT应当沿着哪条线定位，但不能绝对地指示温度传感器8366应当沿着两个可行方向中的哪个方向移动才是朝向ABTT末梢的方向。然而，使用者通过视频检验和/或将温度传感器8366在下一次前后移动中或扫描温度传感器8366时沿着指示的方向移动，可容易地确定正确方向。一旦ABTT末梢的方向被指示，控制从指示ABTT方向过程8406转到高温确定过程8408。

[0622] 来到高温确定过程8408。在高温确定过程8408，ABTT末梢定位过程8380决定当前温度数据是否位于或接近识别出的高温。在示例性实施方式中，如果温度数据位于与峰值温度相差0.2摄氏度的范围内，ABTT监视系统8000可认为当前温度数据足够接近峰值ABTT温度8334，从而认为所呈现的温度为峰值，在这种情况下，控制从高温确定过程8408转到启动指示器过程8402，其如前面描述地发挥功能。作为替代，控制从高温确定过程8408转到接收温度数据过程8392，在此ABTT末梢定位过程8380如前面描述地发挥功能。

[0623] 虽然很显然过程8406和8402可能产生混乱的信息，但利用两个灯运行，然后跟随着ABTT末梢被定位时的四个灯，在实际中这两个灯保持照亮直至新的信息改变了温度传感器所需的运动方向，从而温度传感器朝向ABTT末梢移动直至全部灯照亮，这很自然地容易被感知。

[0624] 此外，如果相比于大多数用于发现ABTT末梢8140的过程，前述过程时非常快的。在实际使用时，ABTT末梢8140可以利用温度传感器8366和ABTT采集过程8380在几秒内识别。正确训练过的操作者或使用者典型地能够根据所述系统和方法的该实施方式在不超过15秒内找到ABTT末梢，经常需要更短的时间。

[0625] 牛的热应力

[0626] 已经在很多文献中记载了，热气候可能强烈影响动物的生物工程学特性，对种群表现和繁荣有负面影响。恒温动物受到高温和严重的热负载会降低其饲养进食并且影响动物性能，如生长、产奶和产肉以及繁殖。早期获取动物对环境挑战的非常反应对于种群管理器来说非常重要，以便能够实施正确的畜牧实践而减少热气候造成的损失或为动物定义极限阈值以应对环境。另外，中度感染在与动物的高基准温度关联时，可导致非常不利的事件，不只引起生产率损失，还会造成失去生命。

[0627] 身体温度是用于监视动物生理学、健康和繁荣的关键参数。动物应力源，例如热负载，感染，寄生虫和新陈代谢疾病，或生理学过程，例如哺乳和发情，可改变身体热调节，并且得知身体温度变化模式可帮助了改进畜牧业。对于许多临床，病理学，或生理学使用，脑温度(BrT)看上去对于动物状态的改变比身体中的任何内核温度(CrT)更敏感。将介入性脑监视(BrT)与介入性CrT比较的若干研究在人体不同器官或部位进行过。然而，几乎没有信息可供用于生物群。强烈不同的是，本申请公开的ABTT温度测量系统非介入性地测量脑温度并且允许通过非介入性途径获取体温调节反应同事作为下丘脑温度的指标，这对于调节饲养进食、内分泌和免疫学功能是至关重要的角色。然而，对于牛，直肠温度(RcT)是最常见的临床CrT测量，因为它是介入性测量脑温度，因此不能在外部研究设置。暴露于40℃，22℃和5℃的有意识的羊的BrT，颈动脉血温度(CtT)，和RcT已经被测量。对于全部披露信息，观测到的RcT值恒定地高于CtT和BrT。申请人证实直肠温度高于脑温度，注意到尚未知的引起脑伤害的温度级别也可通过本申请公开的发明识别。

[0628] 这里公开的牛试验表明颅内(ABTT)测量值对应于热能引起的应力，其比体核(直肠)更快和达到更高程度。ABTT不但提供连续的(以0.75Hz)温度监视，而且还监视温度变化。申请人在以前的专利申请中描述的粘结性贴片和传感器被用于研究。图72-74示出了ABTT和直肠交叉情况。图72示出了平均ABTT、直肠(Rct)、前额(FH)和室内温度，对于第一个50小时试验段每2小时采样(季候室里总的小时数为144小时，如示于图72)。图73在定制的y轴线上显示了ABTT和Rct，其中展示了随着室内升温ABTT和Rct交叉。超出交叉温度后，在该试验段内ABTT在全部点超过Rct。图74描绘出ABTT监视的分形尺寸[D]，其中对于每个动物在室内温度≥31℃D中出现陡降。图中标记了热能引起的应力，[三头牛中度(D<1.6)，一头牛略微(D<1.7)]与标记于图73的ABTT读数中的不成比例的升高相关。在每头牛的每个热挑战中，连续的ABTT读数的分形尺寸(D)剧烈变化，表示逐渐变大和逐渐变小的应力。图72-74将第一个50小时试验段中D相对于ABTT的改变(图74)与直肠差异(图73)和室内温度的改变(图72)相关联。如遍布一系列应力所出现的，响应于室内温度剧烈且快速的升高(达到等于或高于31℃的级别)，D陡然下降，表示应力引起的熵下降，如果环境状况(例如，室内升温)被允许恶化的话，将预期伤害脑。同时观察图72-74可以看出，接近热应力引起的D下降的时间，ABTT和直肠读数交叉，表示由热应力引起了脑/核不一致性。对于下一若干读数，与持续的D的下降相一致，在后续室内冷却和相关的牛温度下降期间ABTT保持高于直肠。这些发现表明了在外部升温挑战被取消后出现的延展的脑扰动和相关的脑新陈代谢活动(在防止和医治热伤害方面具有极大相关性)；并且它们消除了潜在的人为现象-如果ABTT通过暴露给凉空气而变得异常，则ABTT不会保持高于直肠。BTT的检测脑中温度这样的变化的能力得到若干其它动物和人的试验的支持。研究表明，对于牛的热应力，存在两个关键级别(通过分形分析证实)，一个是ABTT温度变得高于直肠时的交叉点(38.3℃或更高)，一个是D最大降幅时的点(39.2℃或更高)，这些是本申请公开内容的研究对象。

[0629] 这里通过使用ABTT温度监视识别热和分形模式，本申请公开内容提供了一种用于脑热应力检测的方法、设备和系统，如示于图75。为此，脑热应力检测系统8740包含温度监视装置(例如ABTT监视系统或任何其它温度监视系统)8742，和外部热致动器8744a。温度监视装置8742包含温度传感器8746，控制器8748，非暂态存储器8750，传送器8752，GPS8754，和报告设备8756。热致动器8744改变动物周围或动物身上的温度以改变脑的温度而避免热应力。

[0630] 一旦热通过温度传感器8746获取的热分布开始偏离安全热分布，或当某些关键的脑温度级别被识别到时，信号通过控制器8748被识别，基于所接收的信号与存储于非暂态存储器8750的关键温度值的预定值或不安全热模式作比较。控制器8748被配置成认识到异常信号，然后启动无线传送器8752，其在示例性实施方式中可以是短范围传送器。示例性传送器包含蓝牙，Wi-Fi，手机，或声波，以传输信号到定位在远处的无线接收器8758a-c，以通知农场主动物的健康和热应力的危险。一旦异常信号被识别，控制器8748接入来自GPS 8754的信号以识别处于危险的动物的位置。一旦信号被传输到遥控站8758a-c，并且GPS 8754通知处理器8748该位置，处理器8748被配置成执行程序以启动附近的热致动器8744，这里举例为喷射器，其在动物被定位的区域中喷射冷水。

[0631] 一旦温度传感器8746测量的温度达到高危险热应力级别，这里举例的温度等于或高于38.3℃，控制器8748被配置成发送信号至一或多个遥控接收器8758a-c，警示牧场主或

农场主。一旦温度传感器8746测量的温度达到关键级别，这里举例的温度等于或高于39.2℃，控制器8748被配置成发送信号至多个遥控接收器例如接收器8758a，以警示主人，接收器8758b，以警示兽医，和接收器8758c，以警示牧场主。

[0632] 使用所描述的设备的方法包含下述步骤：(1)测量温度(优选在动物的ABTT部位)；(2)每1分钟或以下(或优选每30秒或以下)识别温度级别和热模式(例如曲线坡度和/或温度升高的速度)；可以理解，任何频率的测量范围，从每10分钟到每1秒钟，位于本申请的范围内，但以最快的可行频率测量是优选的；(3)尽管这一步骤是可选的：控制器8748可以被配置成基于所获取的坡度预测最终热模式；在步骤(4)控制器8748被配置成将获取的坡度(或热模式)或温度级别与存储于非暂态存储器8750D一预定的安全热模式或温度阈值(例如，38.3℃或39.2℃)作比较；如果在下一步骤(5)控制器8748识别偏离了安全热模式或温度级别，则在下一步骤(6)控制器8748获取源于GPS 8754的位置信号并将源于GPS 8754的信号与温度级别信号配对；以及在下一步骤(7)启动无线传送器8752以将信号包(温度级别加上位置)发送到至少一个遥控接收器8758a-c；可选的步骤(8)包含控制器8748启动至少一个热致动器8744。

[0633] 虽然展示和描述了本申请的各种实施方式，但可以理解，这些实施方式并不局限于这些。本领域技术人员可以对这些实施方式做出改变、修改和额外应用。因此，这些实施方式并不局限于前面详细展示和描述的，而是还包含全部这样的改变和修改。还可理解，任何实施方式的一系列部分中的任何部分可用于另一实施方式，并且全部这些组合位于本申请的范围内。

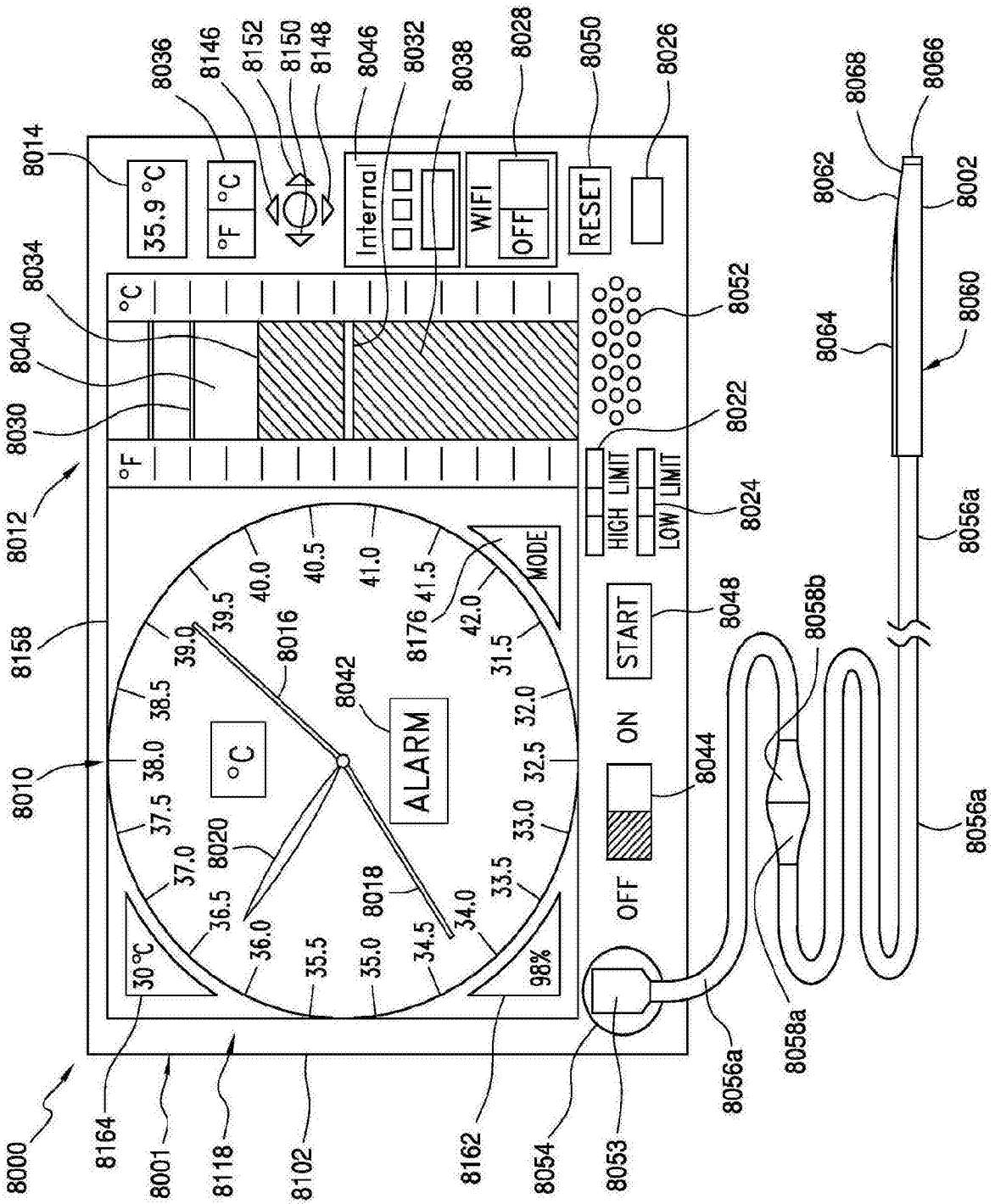

8000
8001
8010
8012
8014
8016
8018
8020
8022
8024
8026
8028
8030
8032
8034
8036
8038
8040
8042
8044
8046
8048
8050
8052
8053
8054
8056a
8058a
8058b
8060
8062
8064
8066
8068
8102
8118
8146
8148
8150
8152
8158
8162
8164
8176
35.9 °C
°C
°F
Internal
WIFI
OFF
RESET
HIGH LIMIT
LOW LIMIT
START
ON
OFF
ALARM
MODE
30 °C
98%

图1

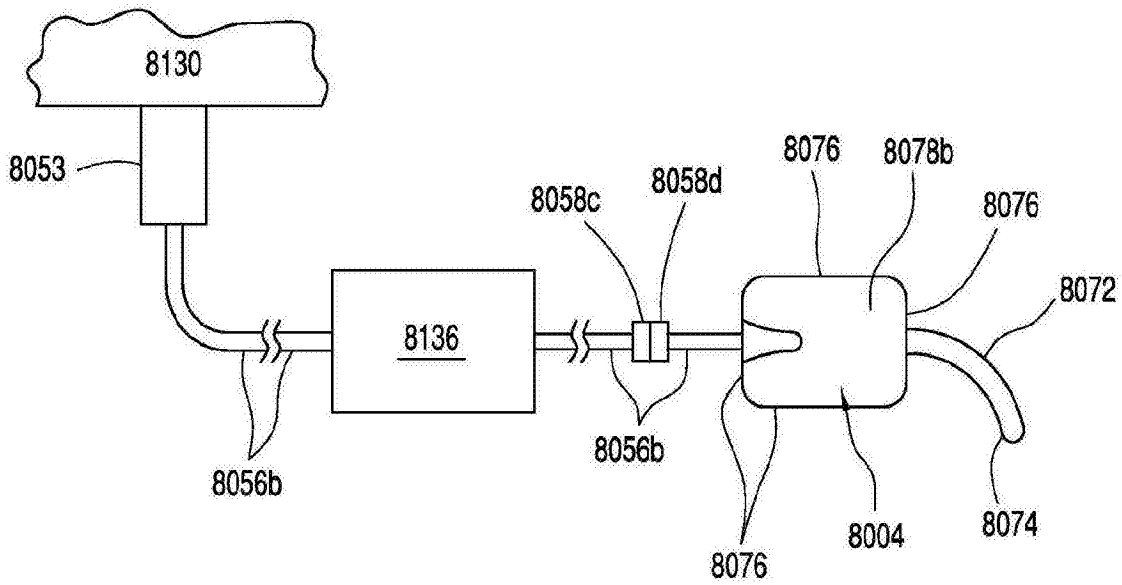

8130
8053
8136
8058c
8058d
8076
8078b
8076
8072
8056b
8056b
8076
8004
8074

图2

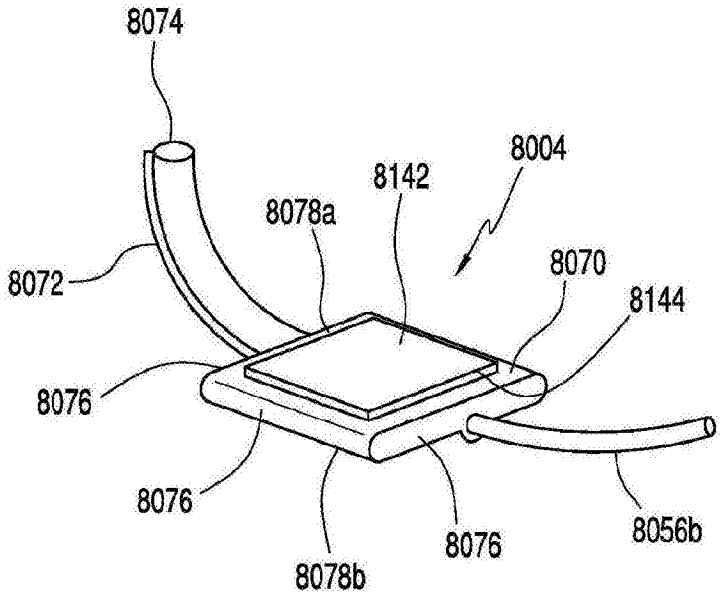

8074
8004
8142
8078a
8072
8070
8144
8076
8076
8076
8056b
8078b

图3

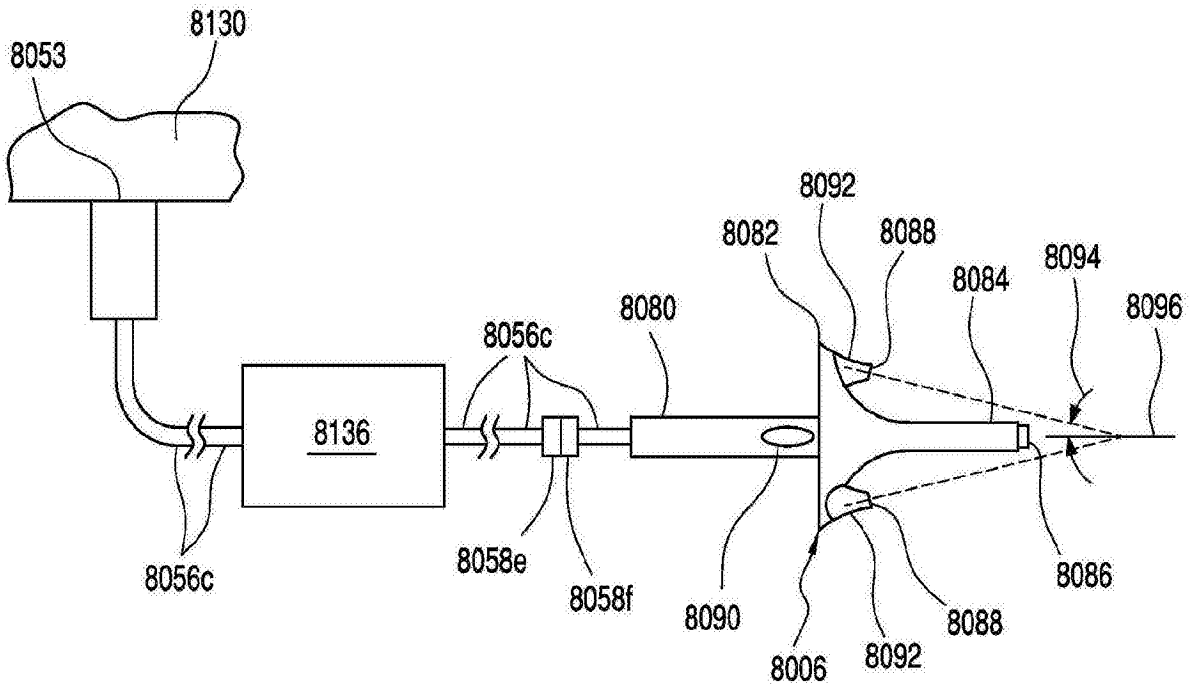

8130
8053
8092
8082
8088
8084
8094
8096
8080
8056c
8136
8056c
8058e
8058f
8090
8006
8092
8088
8086

图4

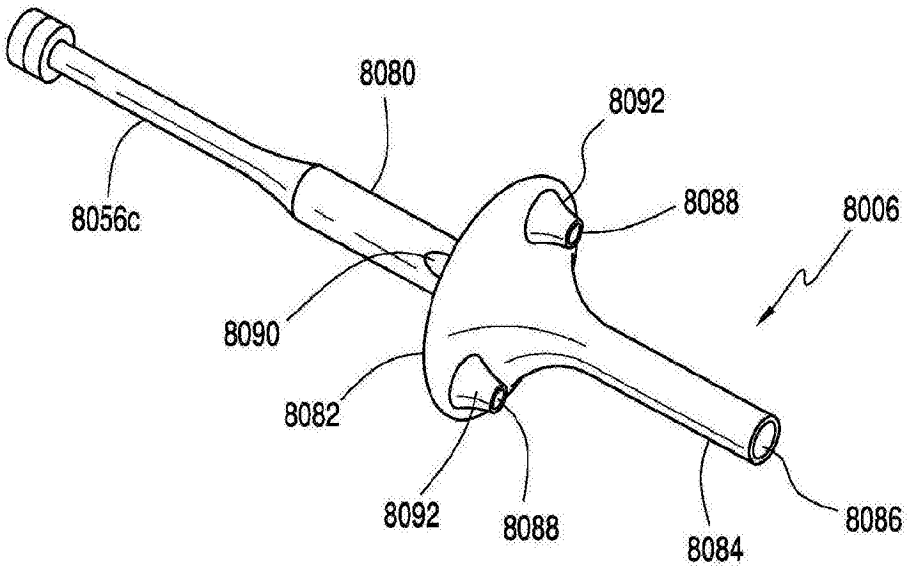

8080
8092
8088
8006
8056c
8090
8082
8092
8088
8084
8086

图5

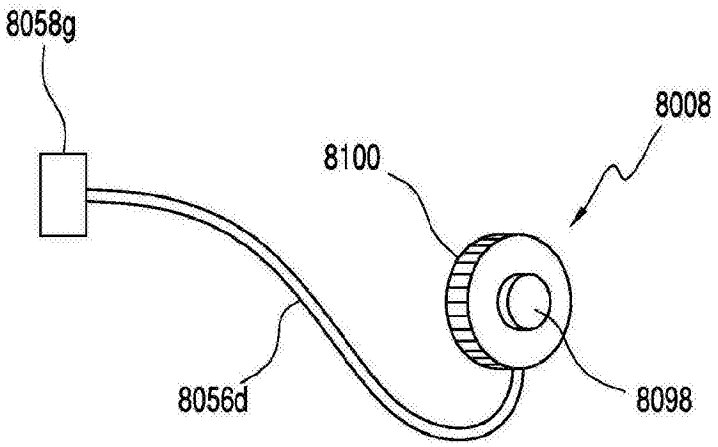


图6

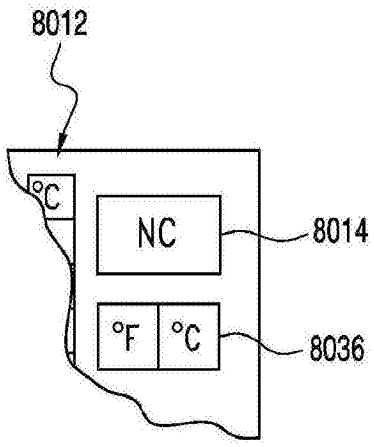


图7

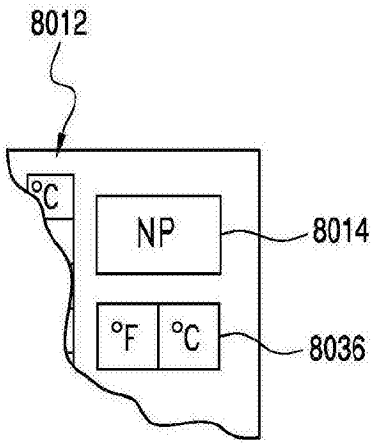


图8

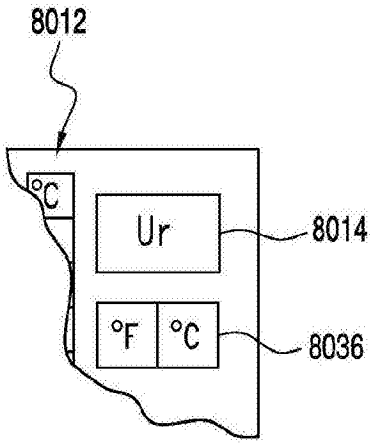


图9

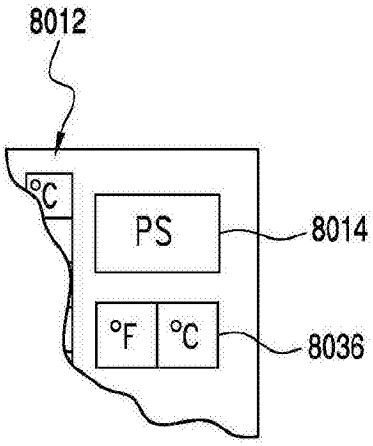


图10

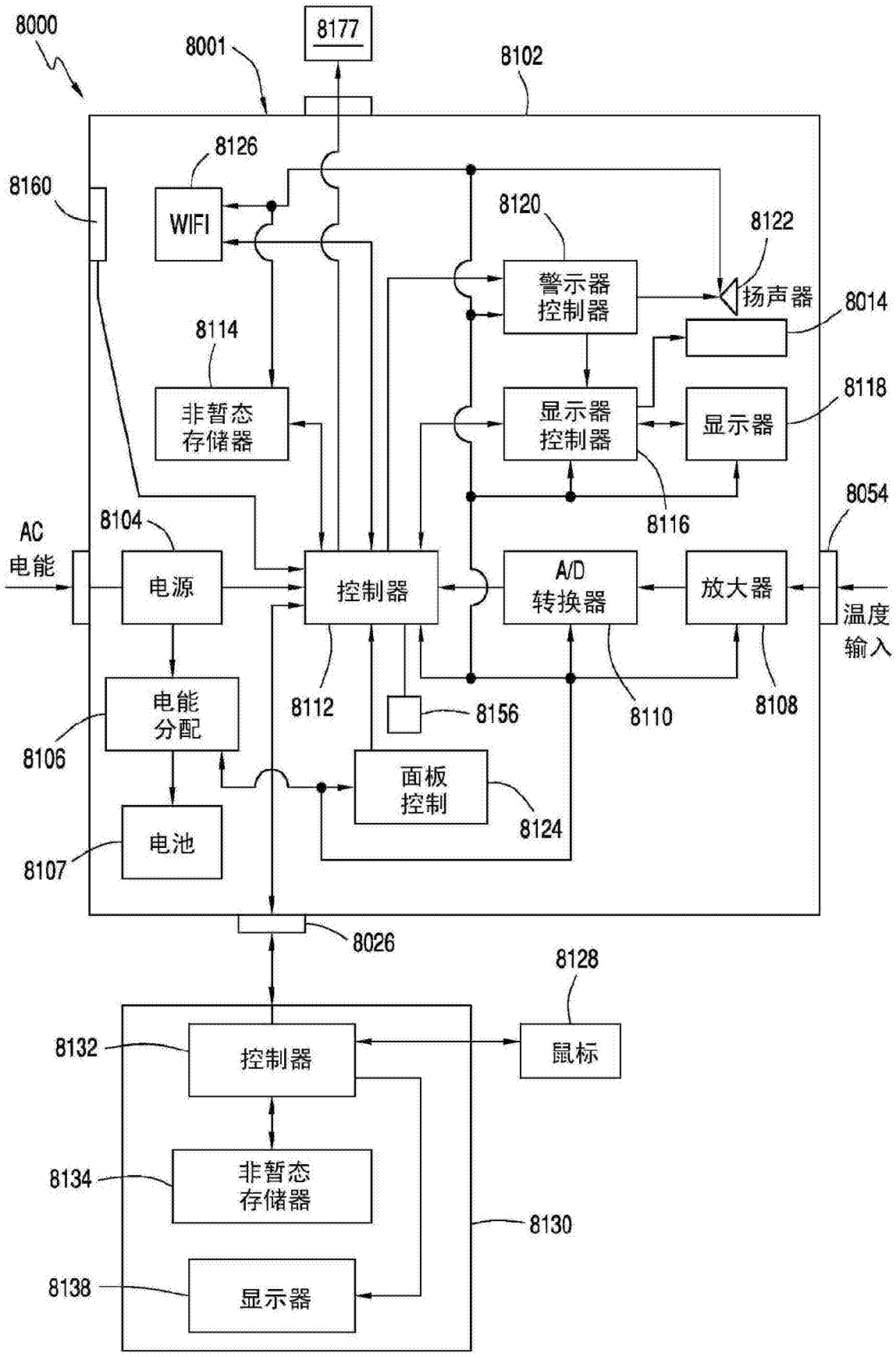

8000
8001
8177
8102
8126
WIFI
8160
8120
警示器
控制器
8122
扬声器
8014
8114
非暂态
存储器
显示器
控制器
显示器
8118
8116
8054
AC
电能
8104
电源
控制器
A/D
转换器
放大器
温度
输入
电能
分配
8112
8156
8110
8108
8106
面板
控制
8124
电池
8107
8026
8128
8132
控制器
鼠标
8134
非暂态
存储器
8130
8138
显示器

图11

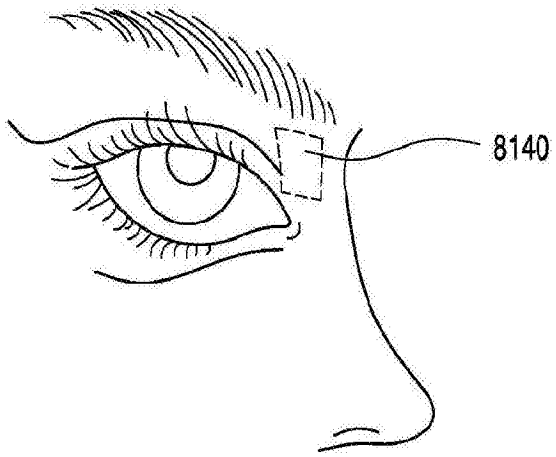


图12

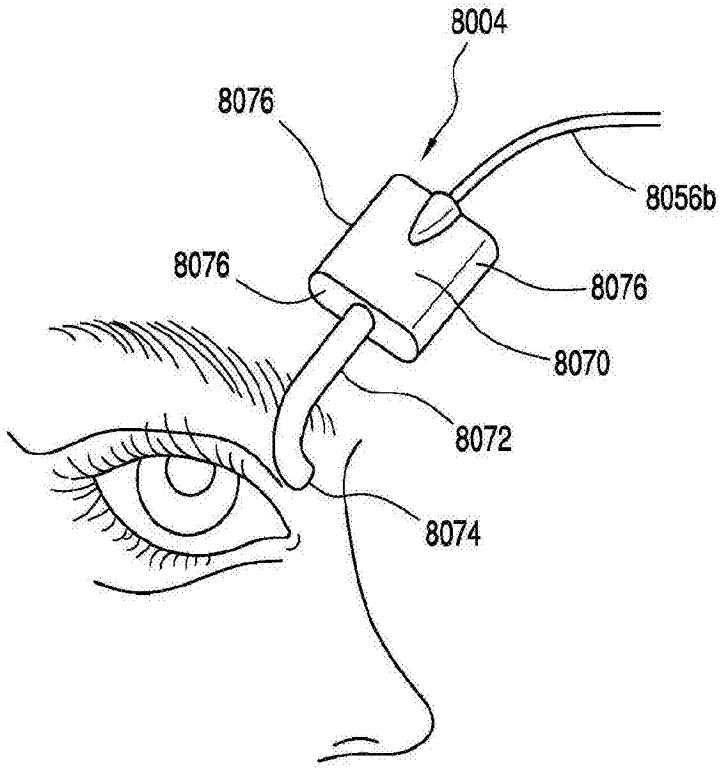


图13

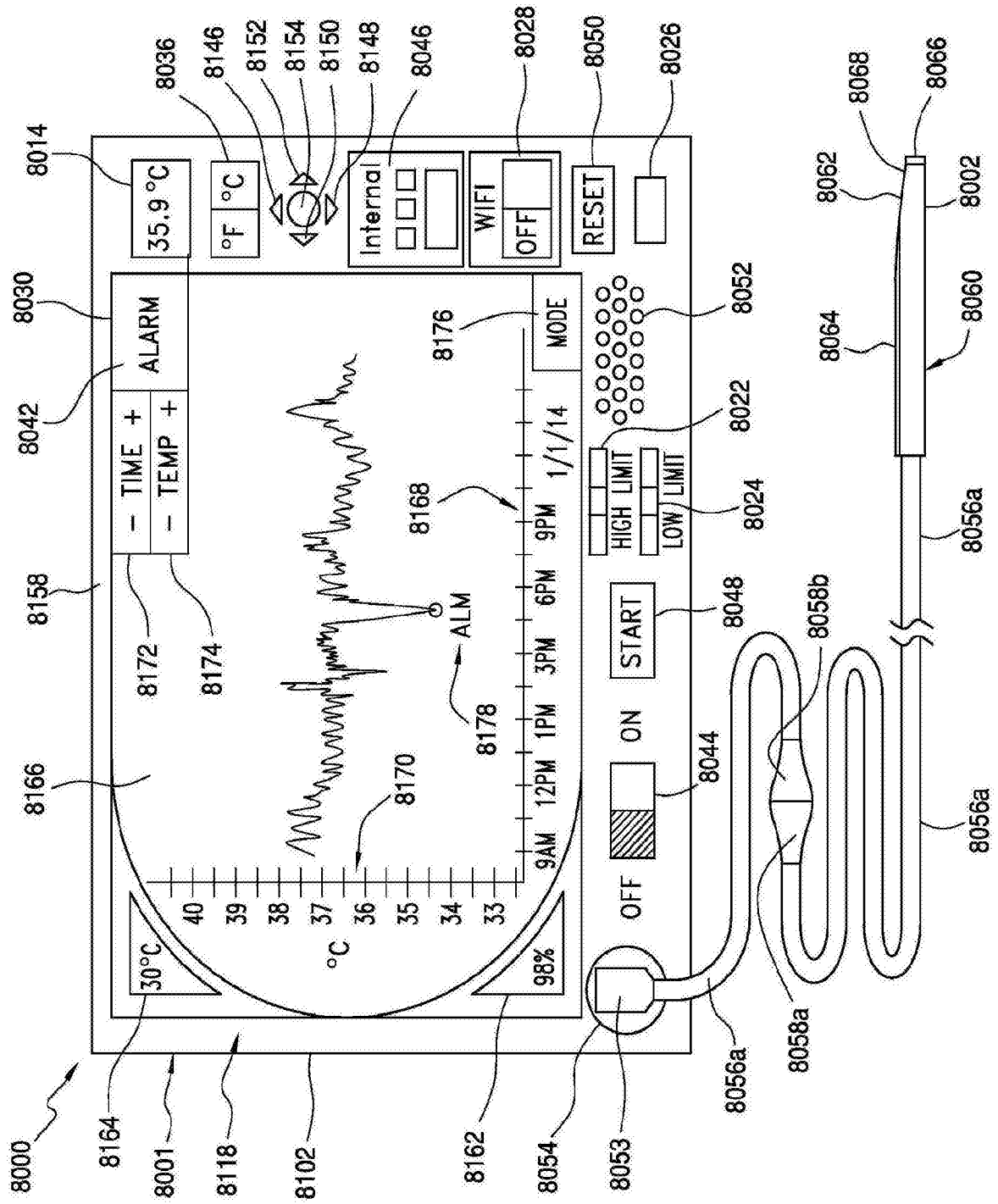

8000
8001
8002
8014
8018
8022
8024
8026
8028
8030
8036
8042
8044
8046
8048
8050
8052
8053
8054
8056a
8056a
8056a
8058a
8058b
8060
8062
8064
8066
8068
8102
8118
8146
8148
8150
8152
8154
8158
8162
8164
8166
8168
8170
8172
8174
8176
8178
35.9 °C
°F
°C
Internal
WIFI
OFF
RESET
ALARM
MODE
TIME +
TEMP +
HIGH LIMIT
LOW LIMIT
START
ON
OFF
ALM
1/1/14
9AM
12PM
1PM
3PM
6PM
9PM
°C
40
39
38
37
36
35
34
33
30°C
98%

图14

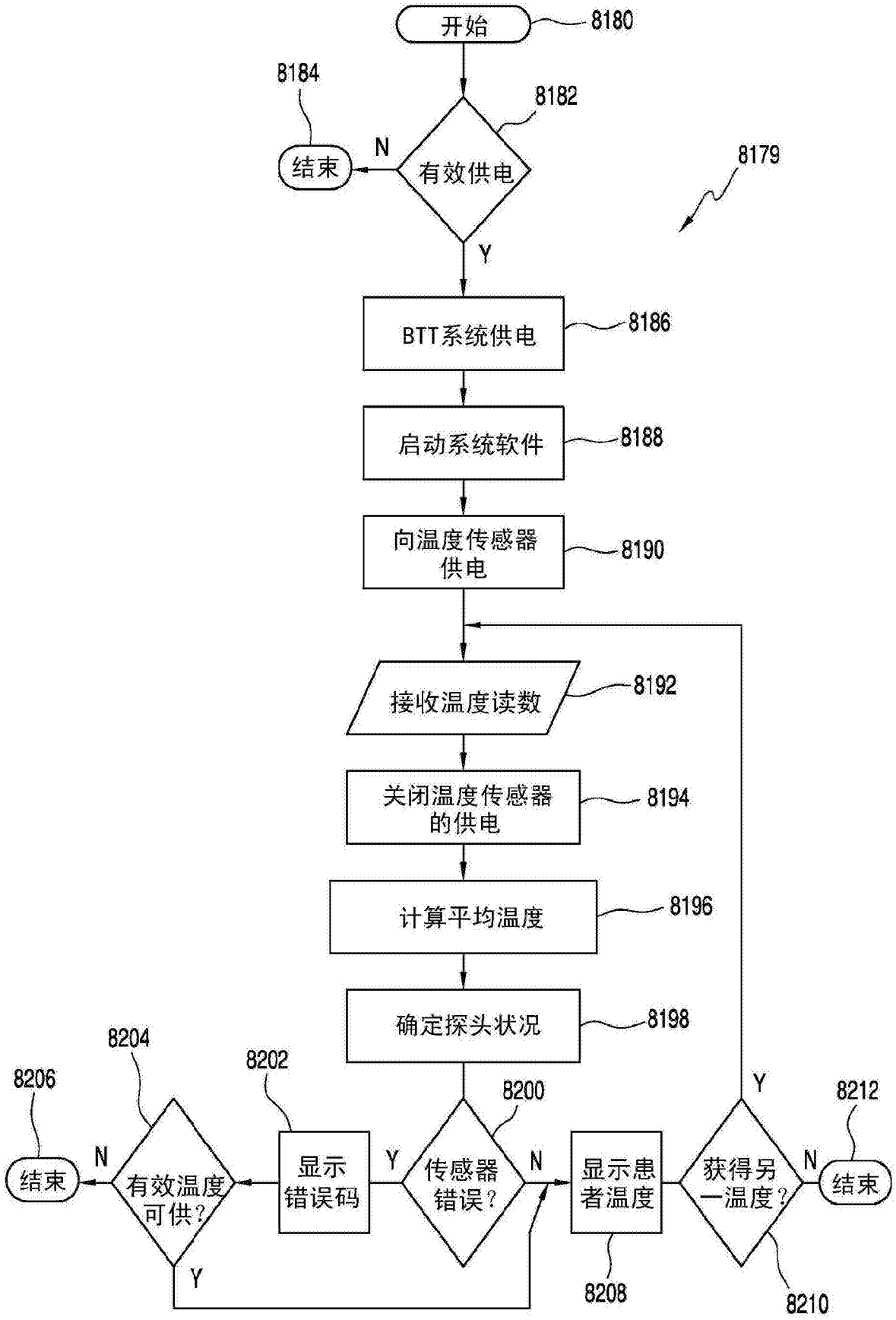

开始
8180
8184
8182
结束
N
有效供电
8179
Y
BTT系统供电
8186
启动系统软件
8188
向温度传感器供电
8190
接收温度读数
8192
关闭温度传感器的供电
8194
计算平均温度
8196
确定探头状况
8198
8204
8202
8206
8200
Y
8212
结束
N
有效温度可供?
显示错误码
Y
传感器错误?
N
显示患者温度
获得另一温度?
N
结束
Y
8208
8210

图15

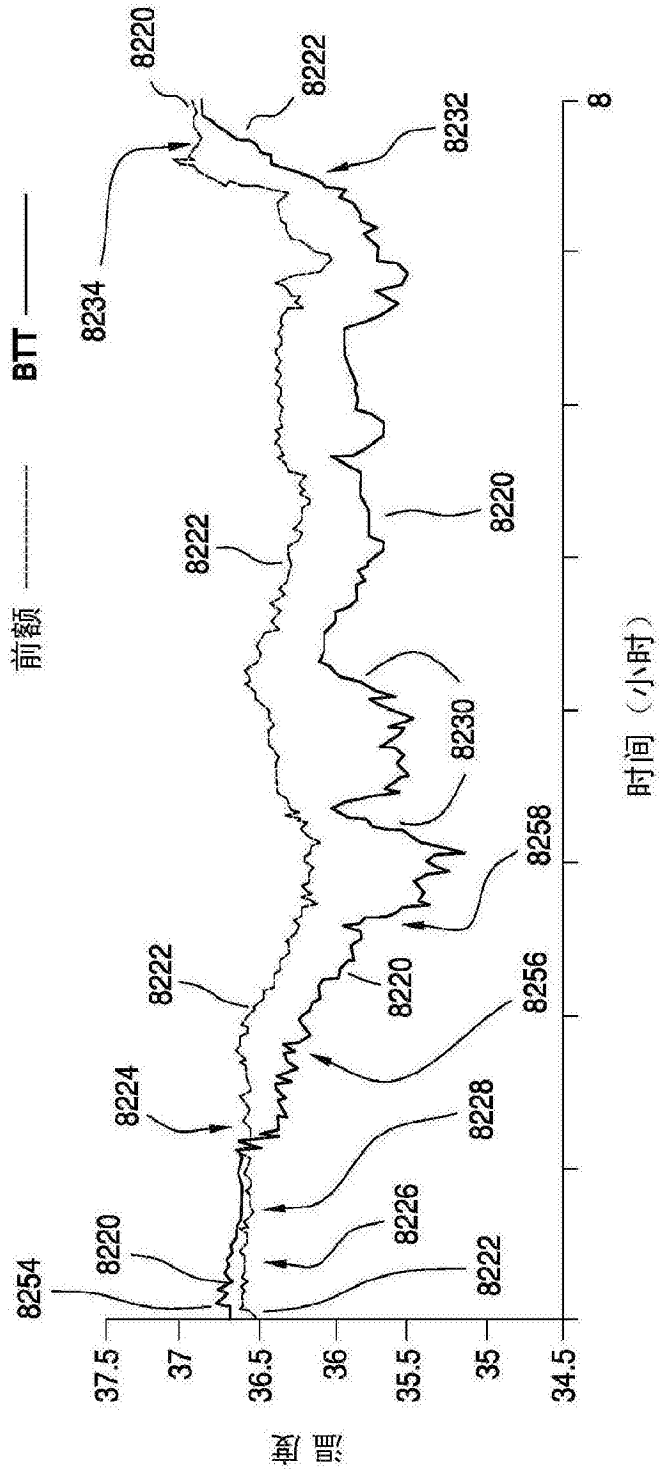

前额
BTT
温度
时间（小时）
37.5
37
36.5
36
35.5
35
34.5
8
8254
8220
8222
8224
8226
8228
8230
8232
8234
8256
8258

图16

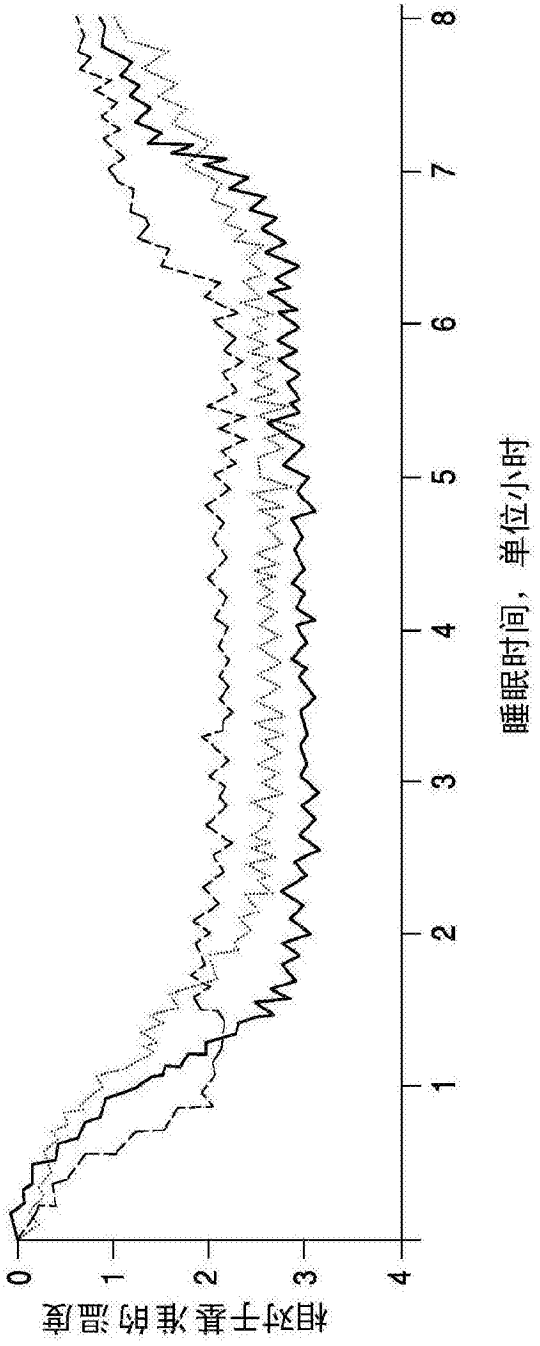

相对于基准的温度
睡眠时间，单位小时
0
1
2
3
4
5
6
7
8

图17A

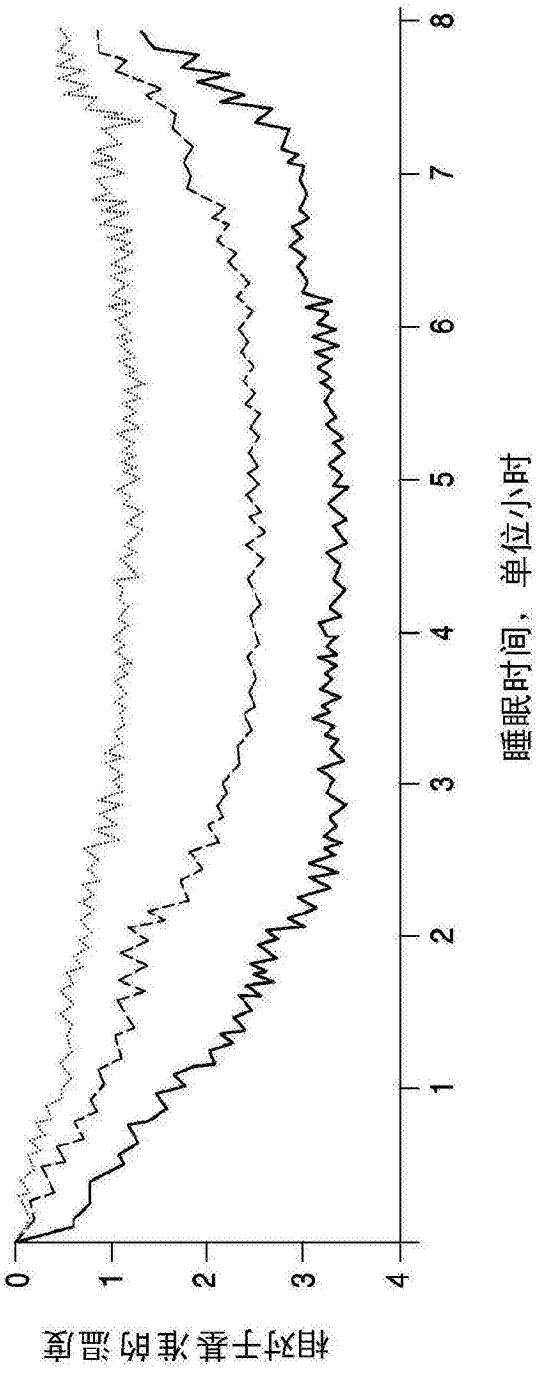

0
1
2
3
4
5
6
7
8
睡眠时间，单位小时
相对于基准的温度

图17B

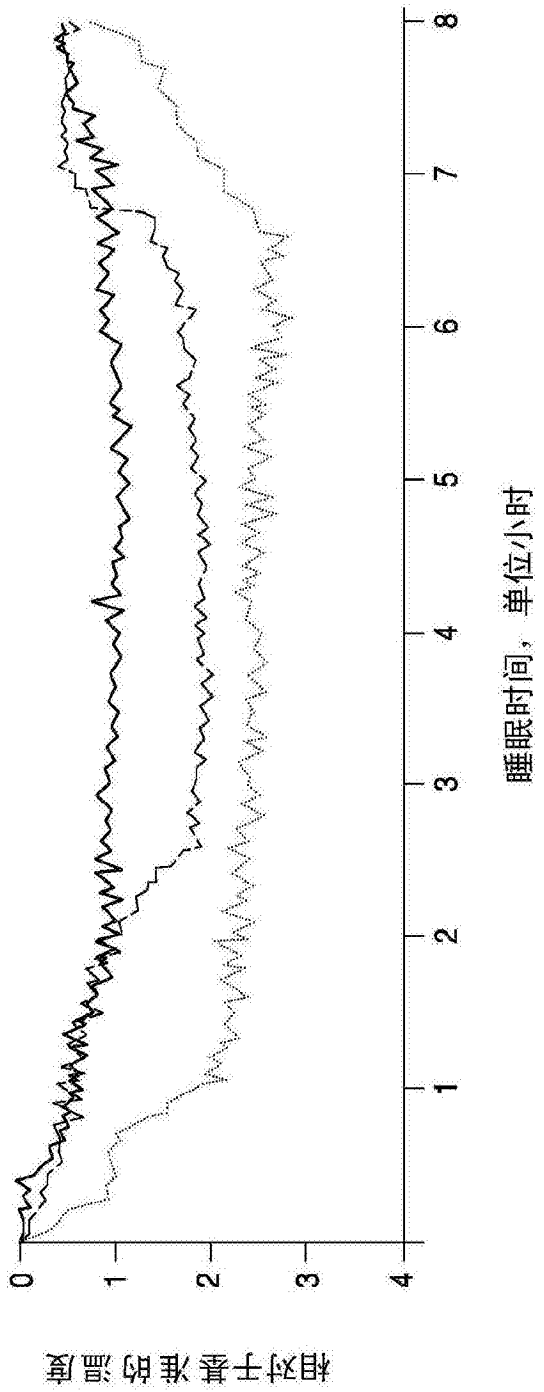

0
1
2
3
4
5
6
7
8
睡眠时间，单位小时
相对于基准的温度

图17C

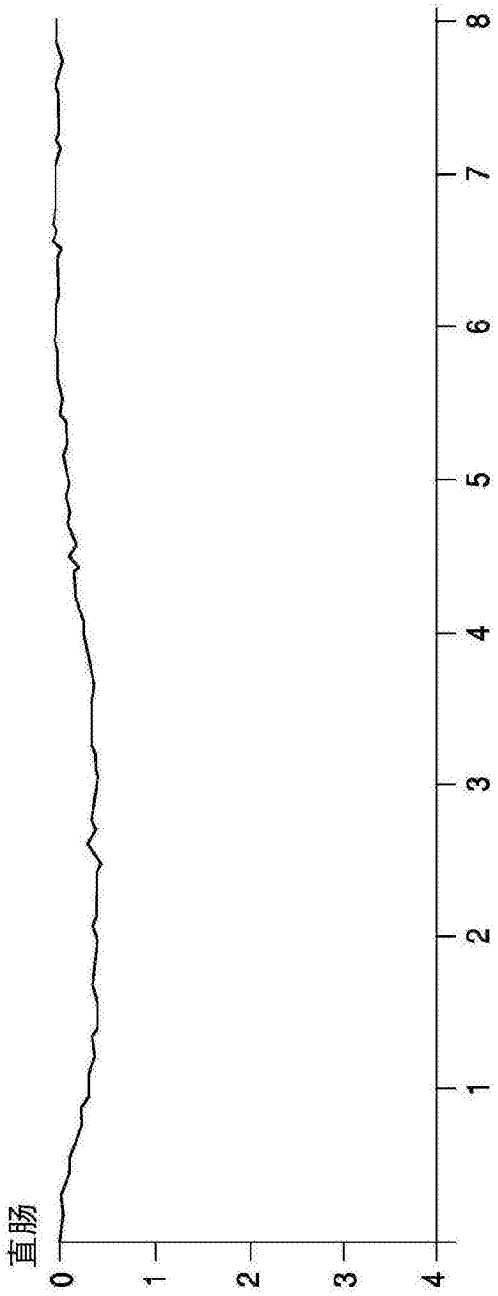


图17D

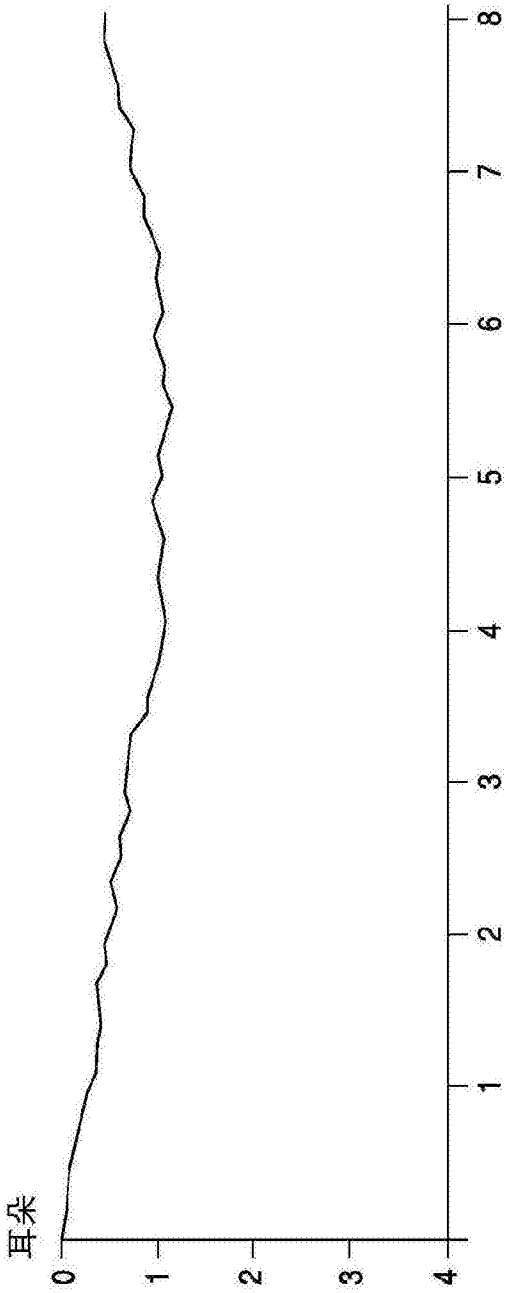


图17E

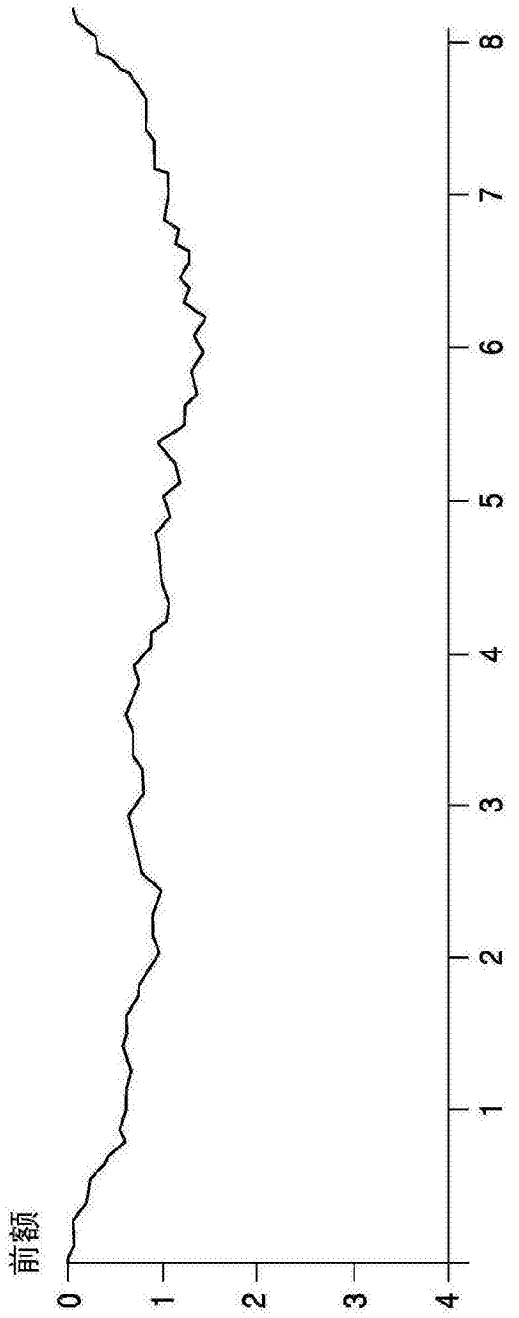

前额
0
1
2
3
4
1
2
3
4
5
6
7
8

图17F

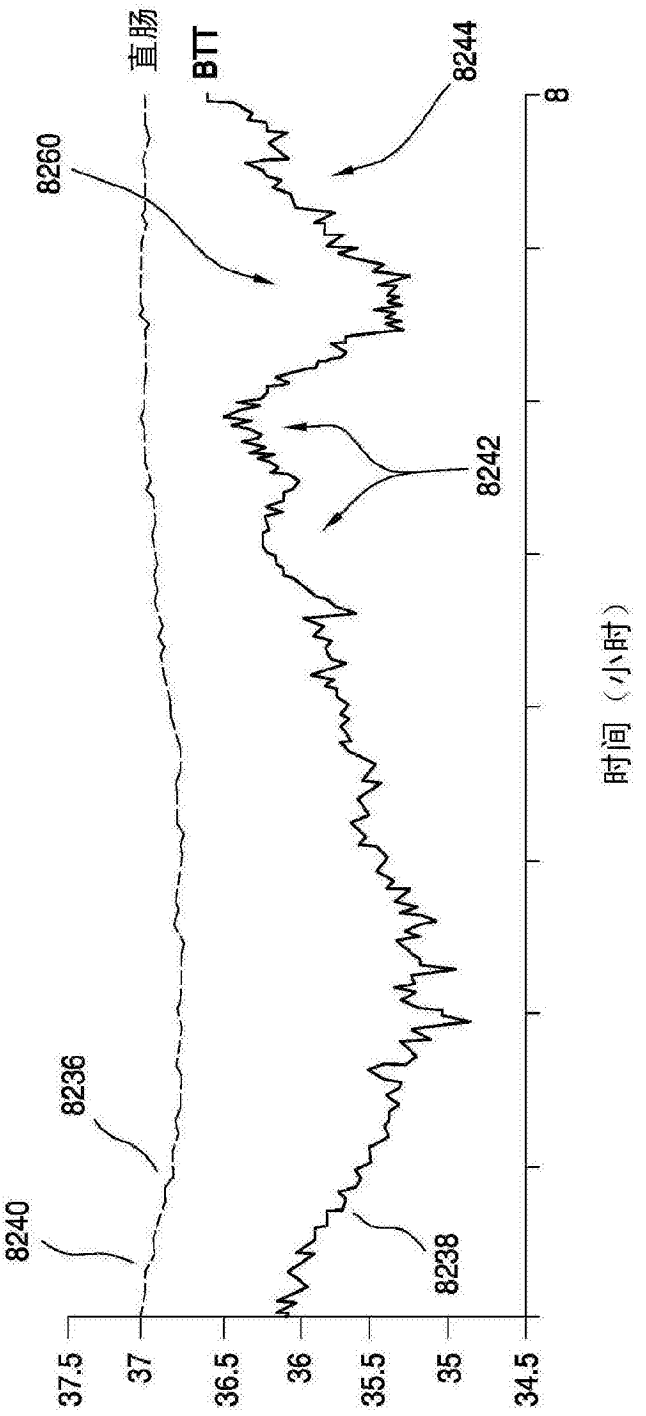

直肠
BTT
8260
8244
8242
8236
8240
8238
37.5
37
36.5
36
35.5
35
34.5
8
时间（小时）

图17G

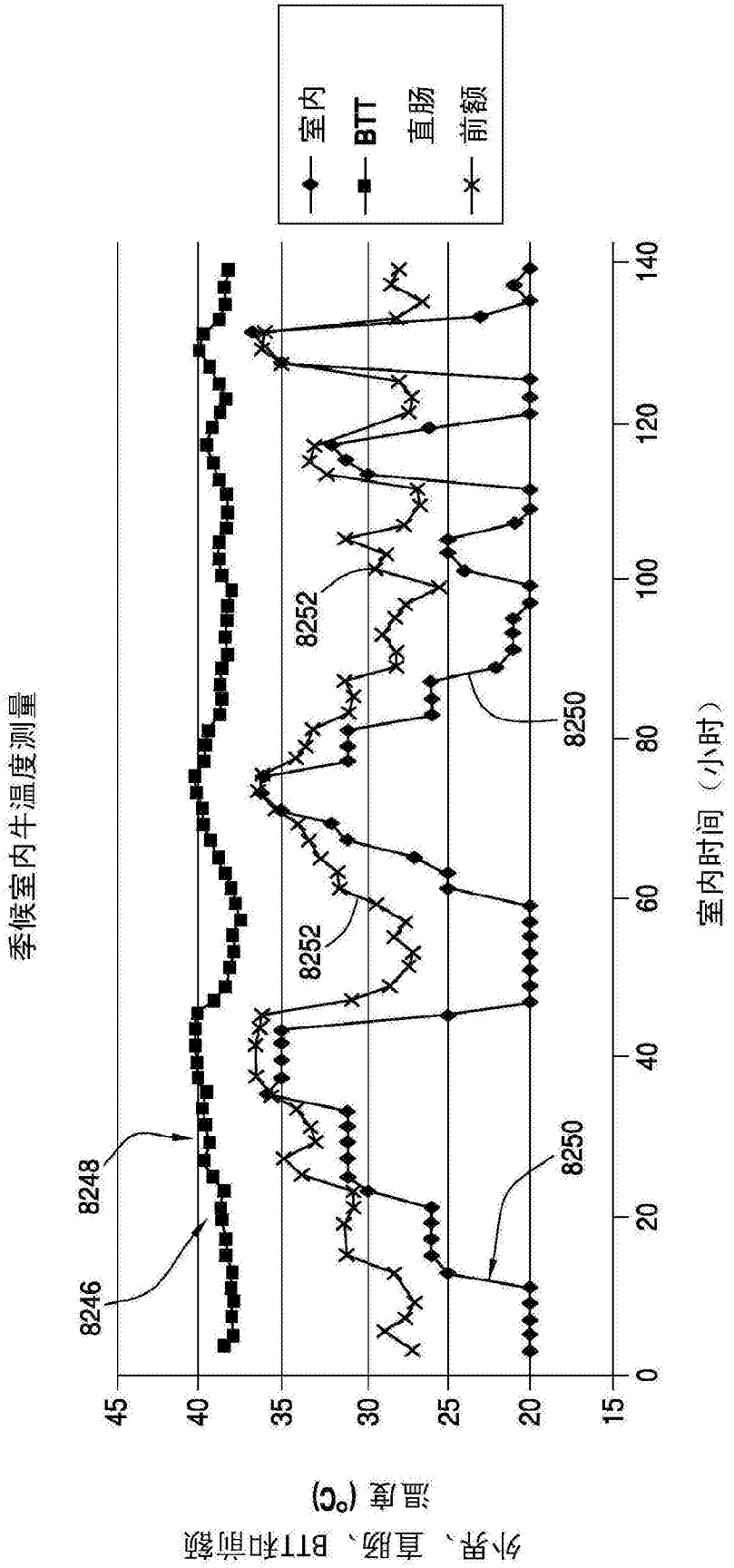

季候室内牛温度测量
室内
BTT
直肠
前额
8246
8248
8250
8252
8252
8250
45
40
35
30
25
20
15
0
20
40
60
80
100
120
140
室内时间（小时）
外界、直肠、BTT和前额
温度 (°C)

图18

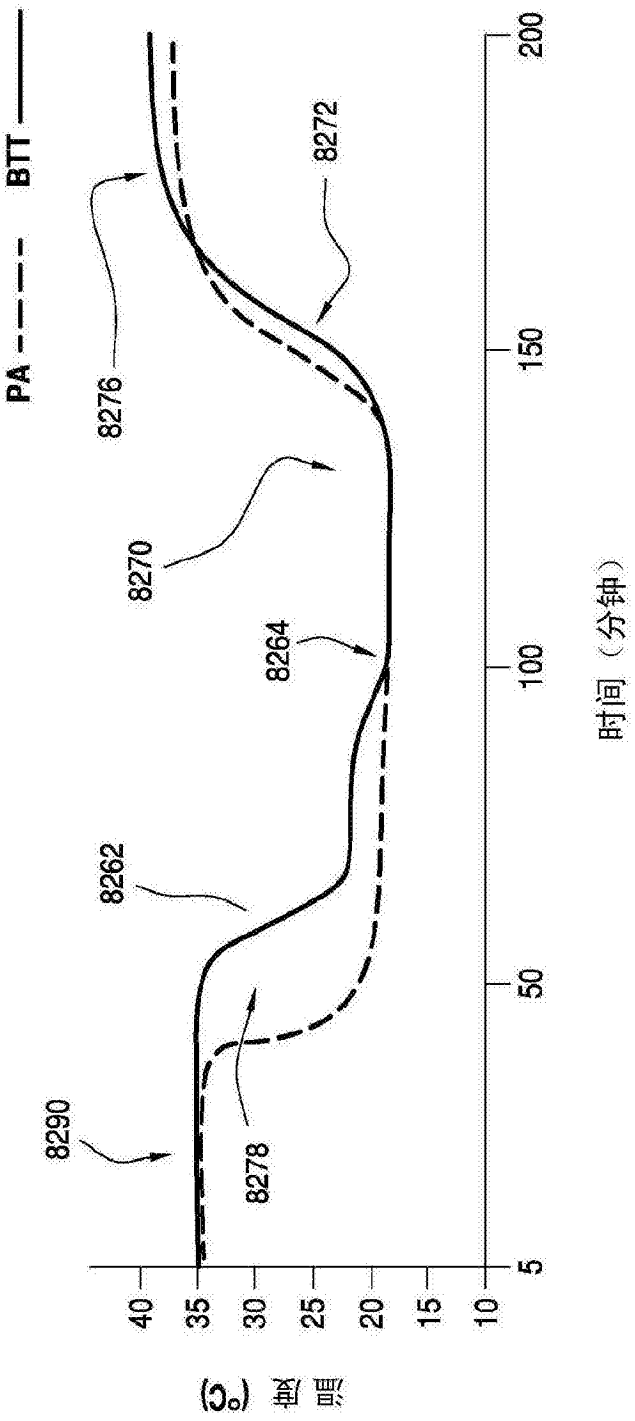

PA
BTT
8276
8272
8270
8264
8262
8290
8278
200
150
100
50
5
40
35
30
25
20
15
10
时间（分钟）
温度 (°C)

图19

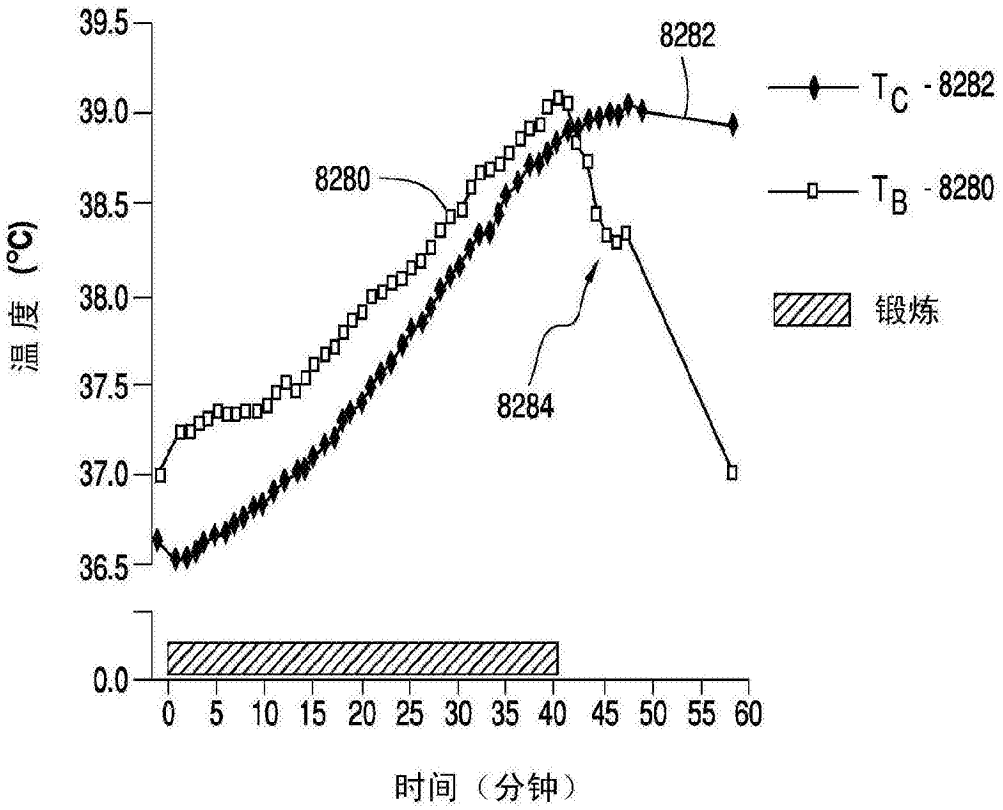

39.5
39.0
38.5
38.0
37.5
37.0
36.5
0.0
温度 (°C)
8282
8280
8284
T_C - 8282
T_B - 8280
锻炼
0 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60
时间（分钟）

图20

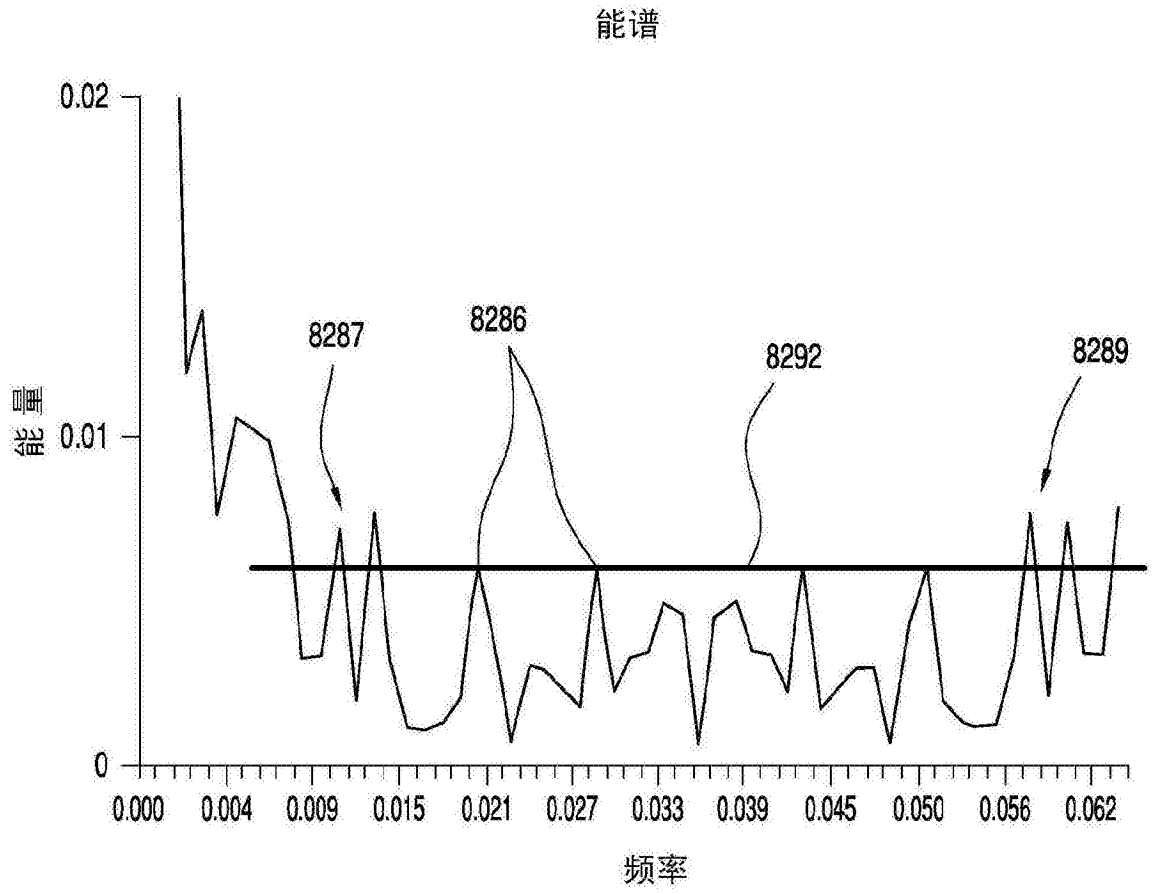

能谱
0.02
0.01
0
能量
8287
8286
8292
8289
0.000
0.004
0.009
0.015
0.021
0.027
0.033
0.039
0.045
0.050
0.056
0.062
频率

图21

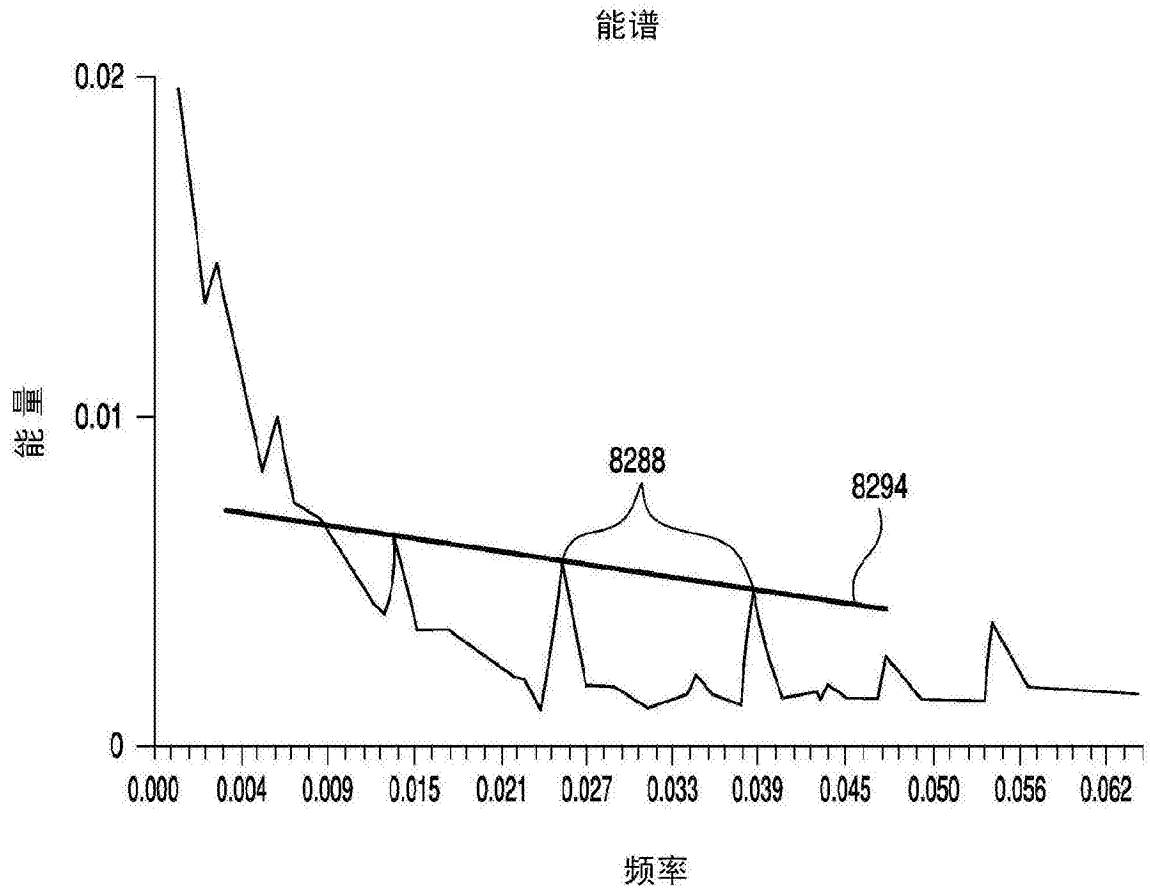

能谱
0.02
0.01
0
能量
8288
8294
0.000
0.004
0.009
0.015
0.021
0.027
0.033
0.039
0.045
0.050
0.056
0.062
频率

图22

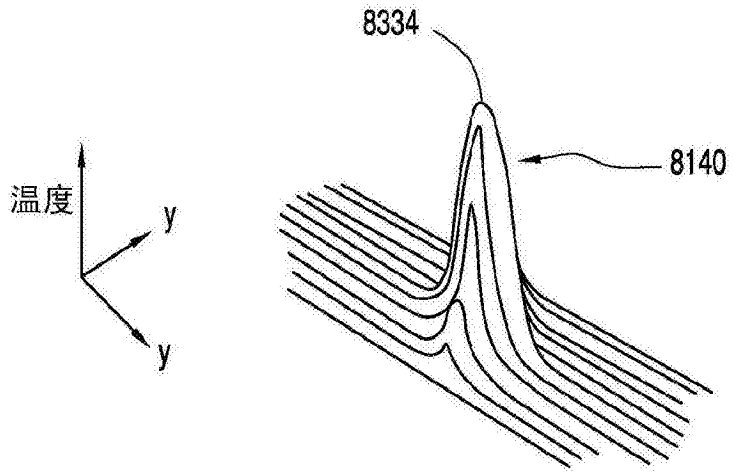

8334
8140
温度
y
y

图23

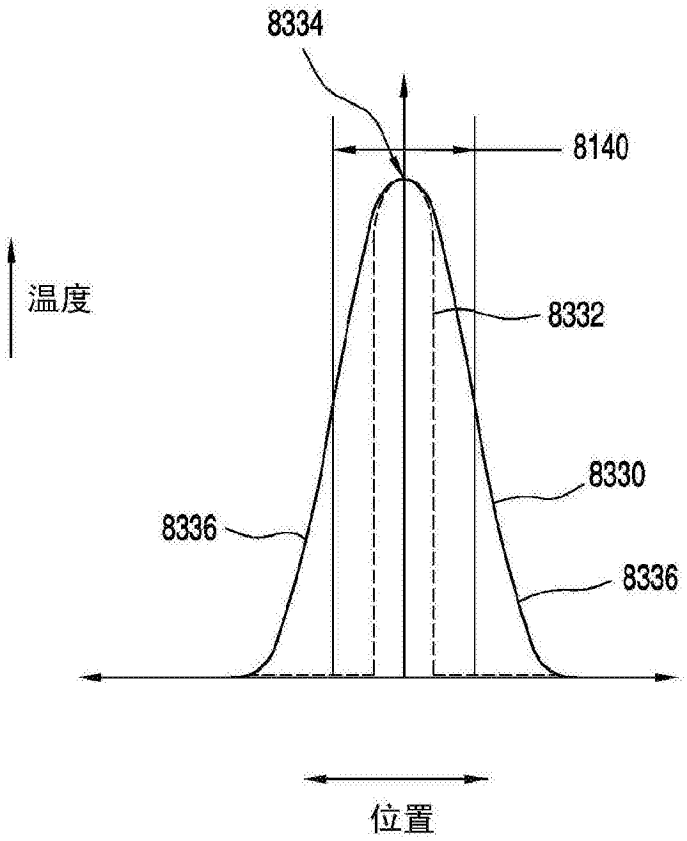


图24

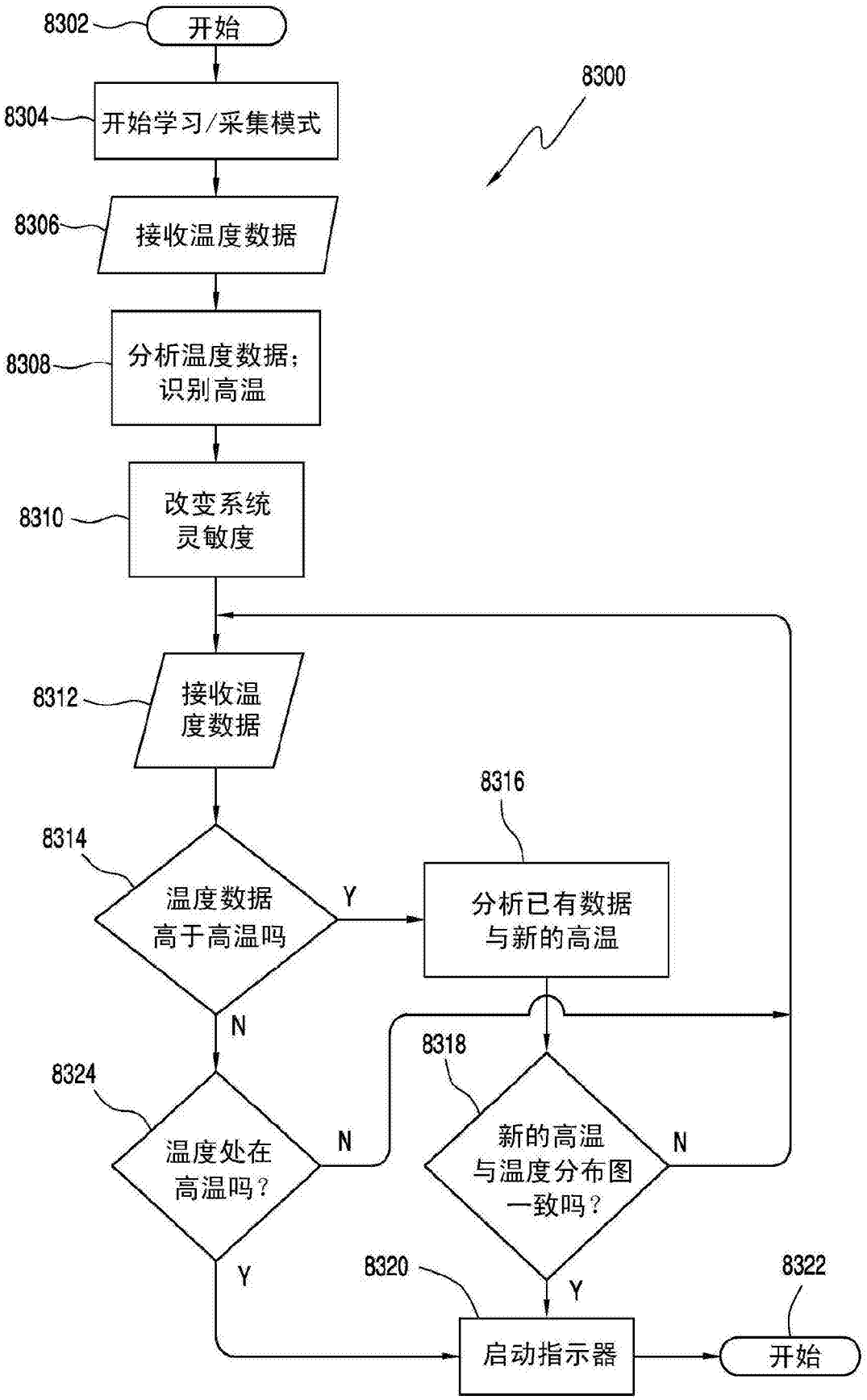

8302
开始
8300
8304
开始学习/采集模式
8306
接收温度数据
8308
分析温度数据；
识别高温
8310
改变系统
灵敏度
8312
接收温
度数据
8316
8314
温度数据
高于高温吗
Y
分析已有数据
与新的高温
N
8318
8324
温度处在
高温吗？
N
新的高温
与温度分布图
一致吗？
N
Y
Y
8320
8322
启动指示器
开始

图25

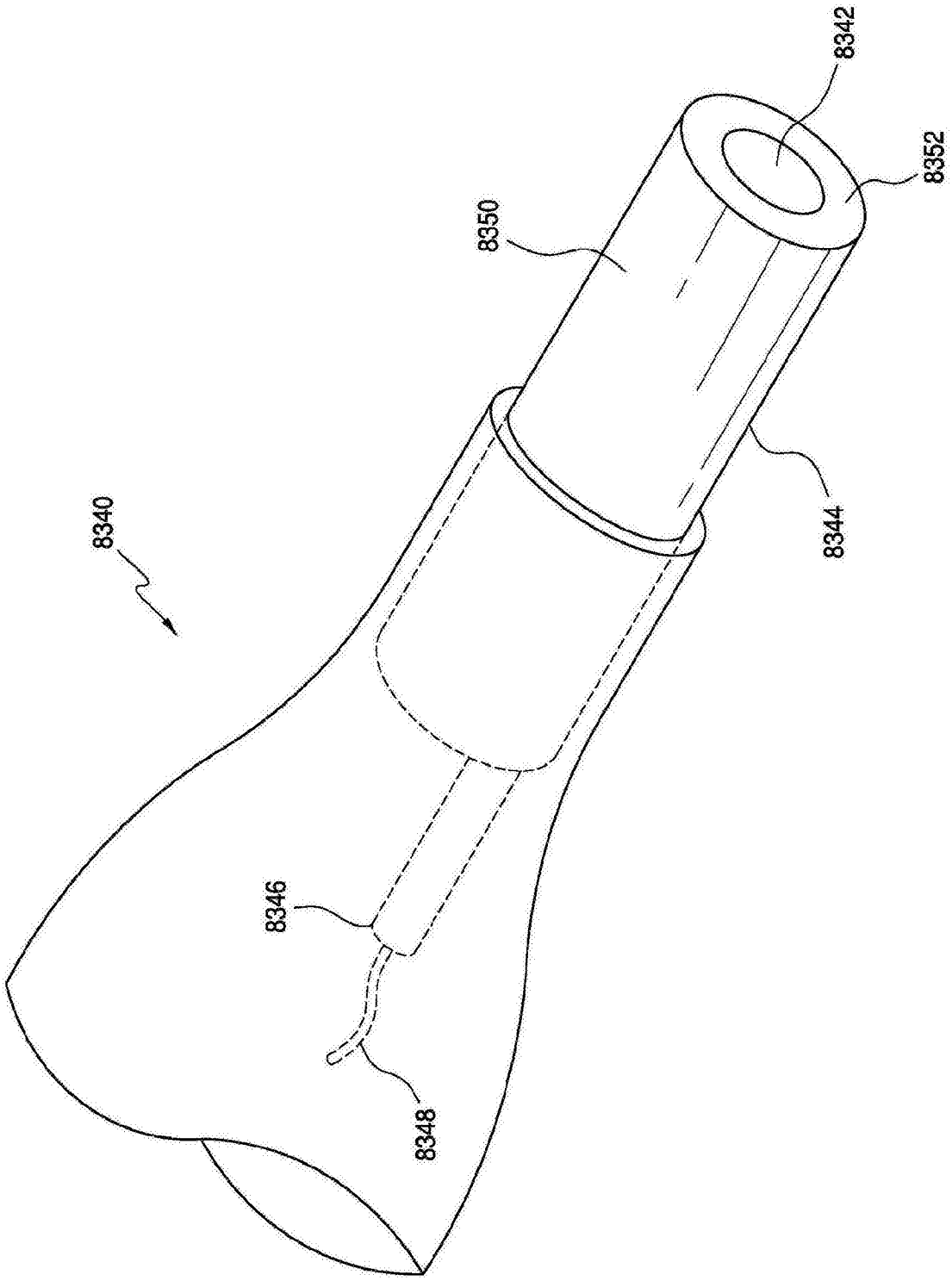


图26

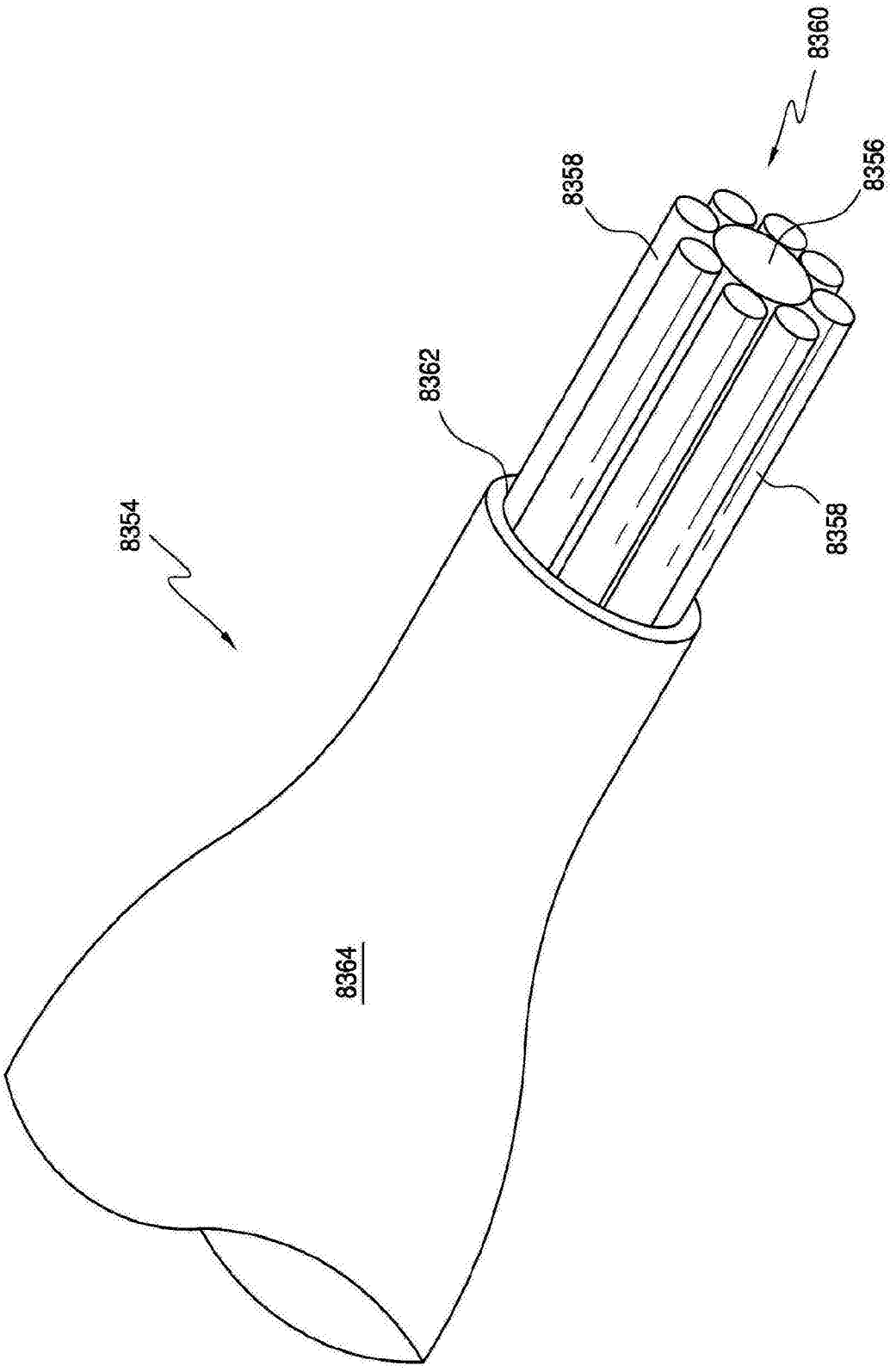


图27

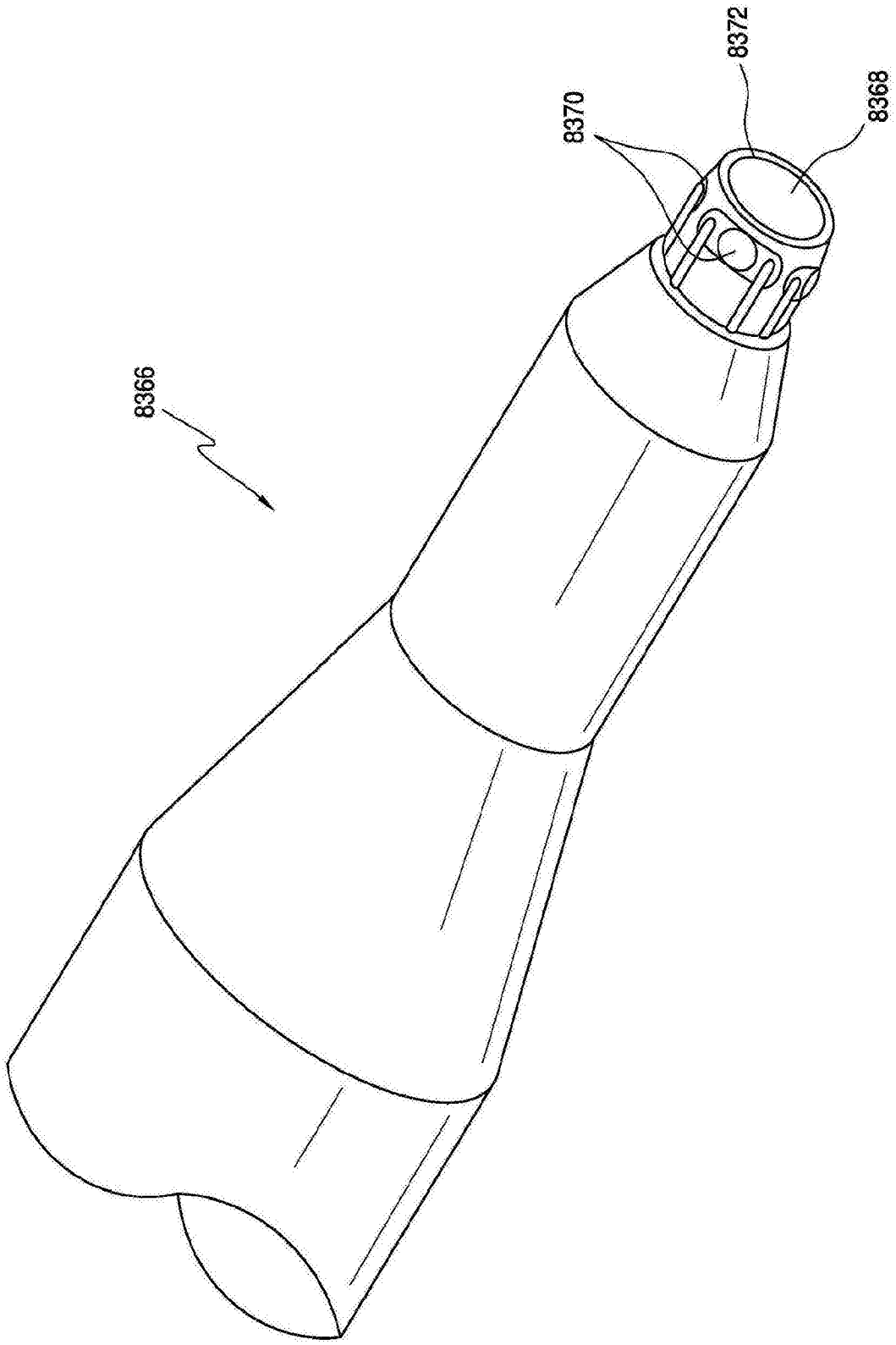


图28

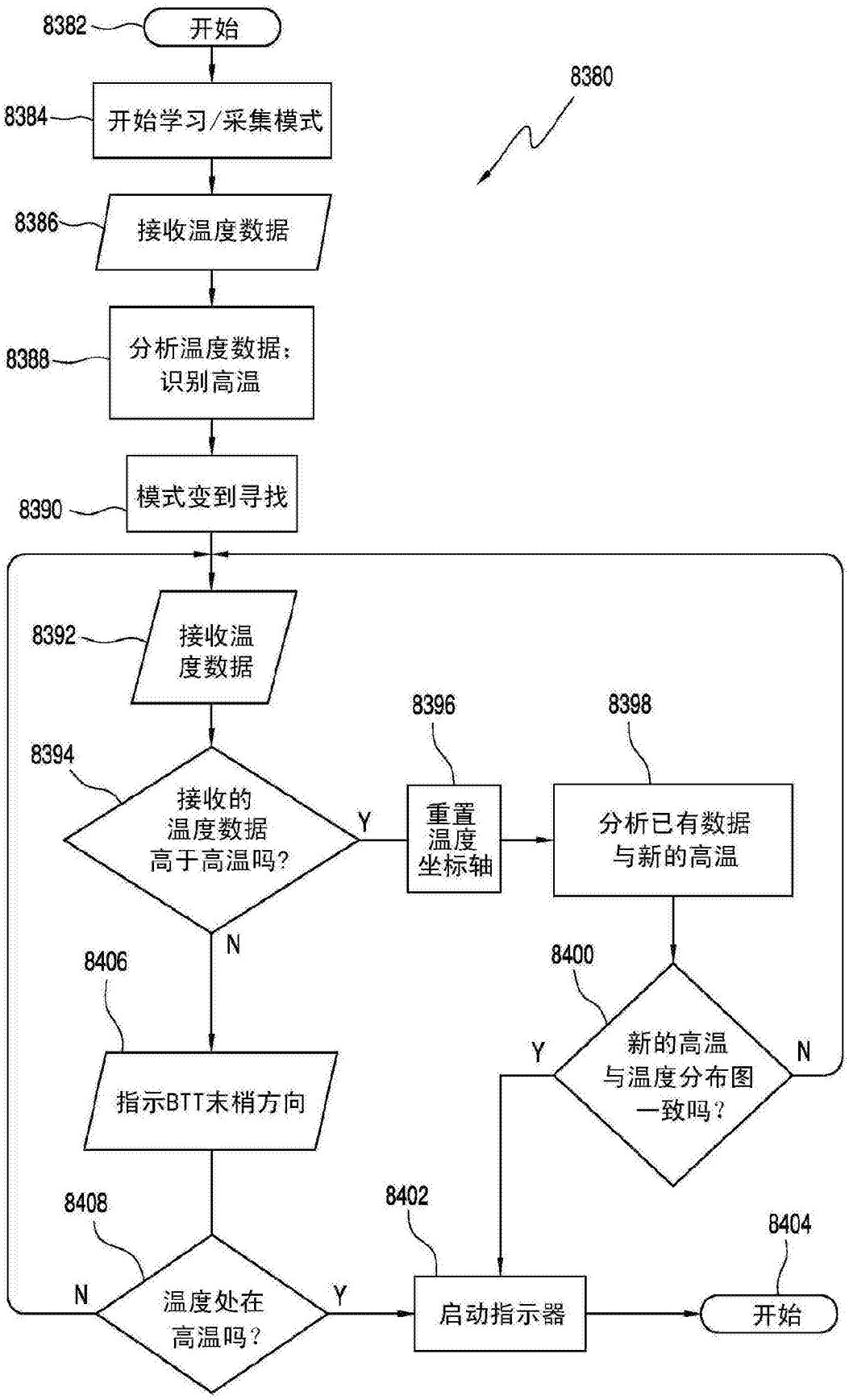

8382
开始
8380
8384
开始学习/采集模式
8386
接收温度数据
8388
分析温度数据；
识别高温
8390
模式变到寻找
8392
接收温
度数据
8396
8398
8394
接收的
温度数据
高于高温吗？
Y
重置
温度
坐标轴
分析已有数据
与新的高温
N
8406
8400
指示BTT末梢方向
Y
新的高温
与温度分布图
一致吗？
N
8408
8402
8404
N
温度处在
高温吗？
Y
启动指示器
开始

图29



图30

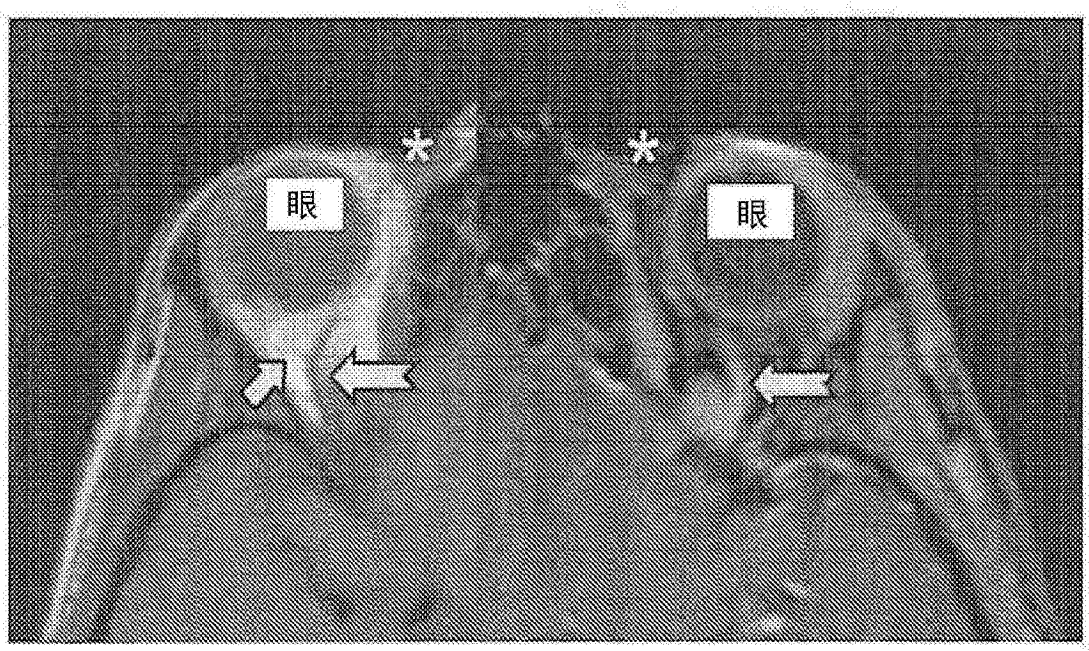


图32

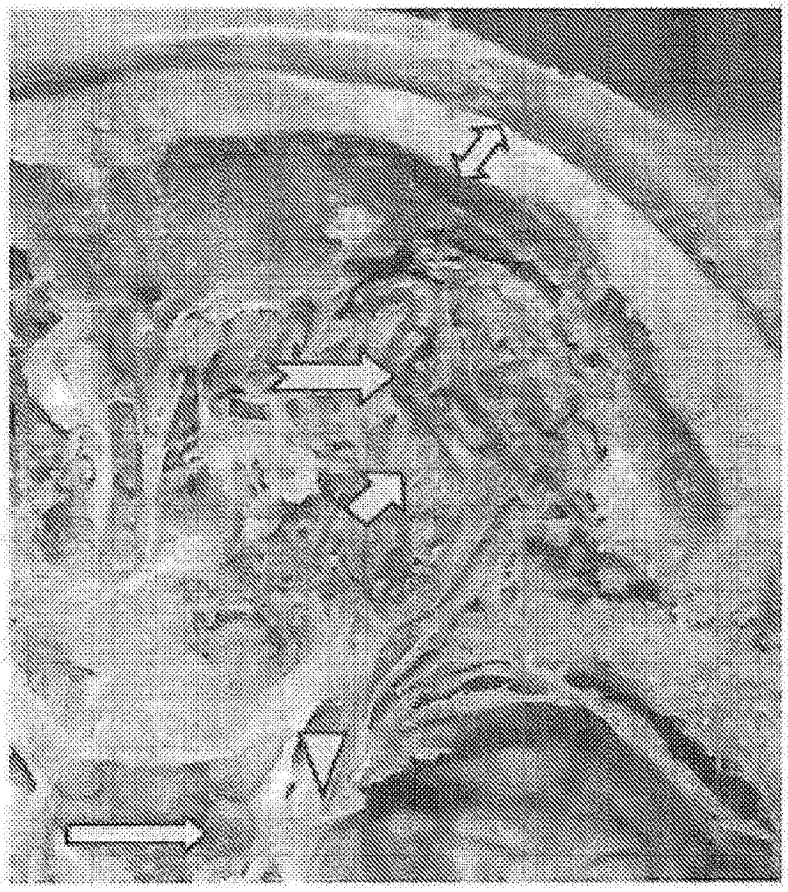


图31

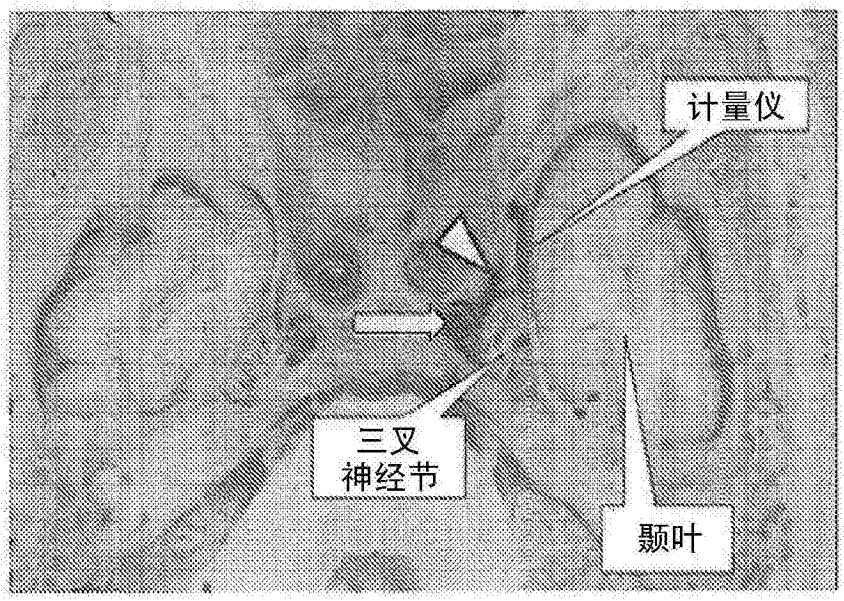


图35

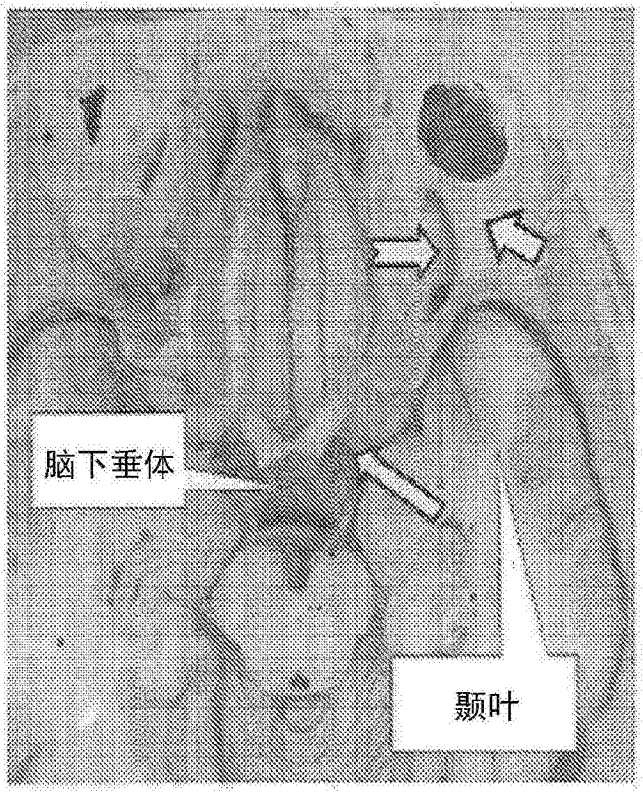


图33

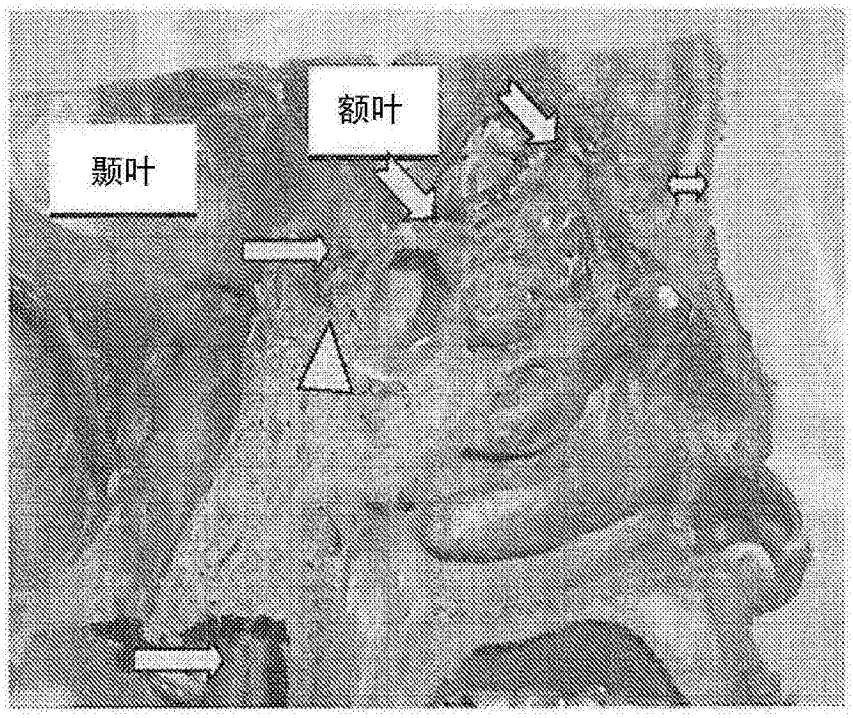


图34

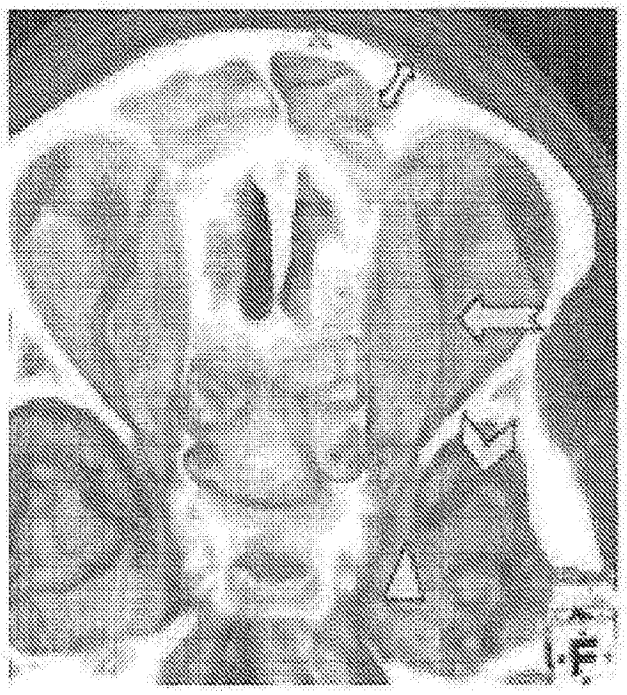


图36

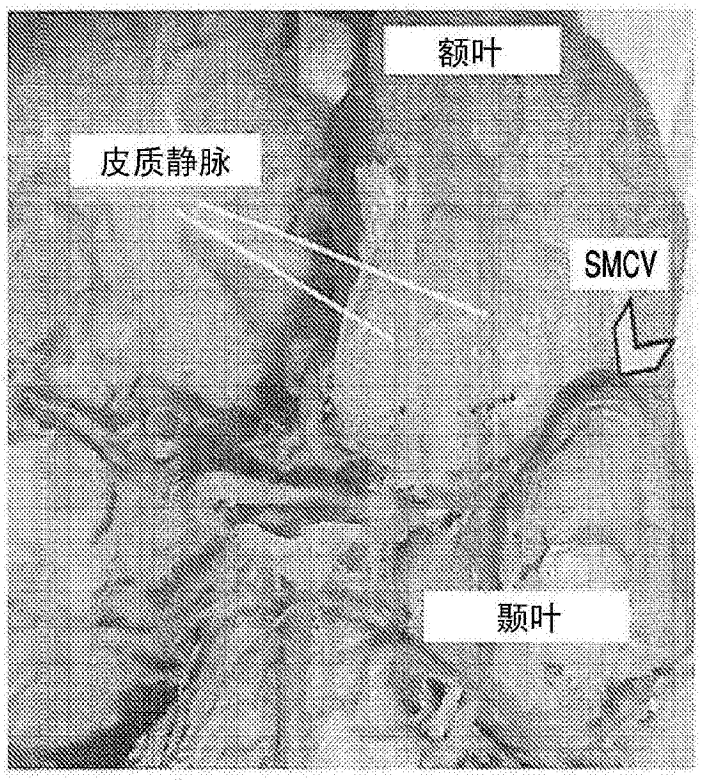


图37

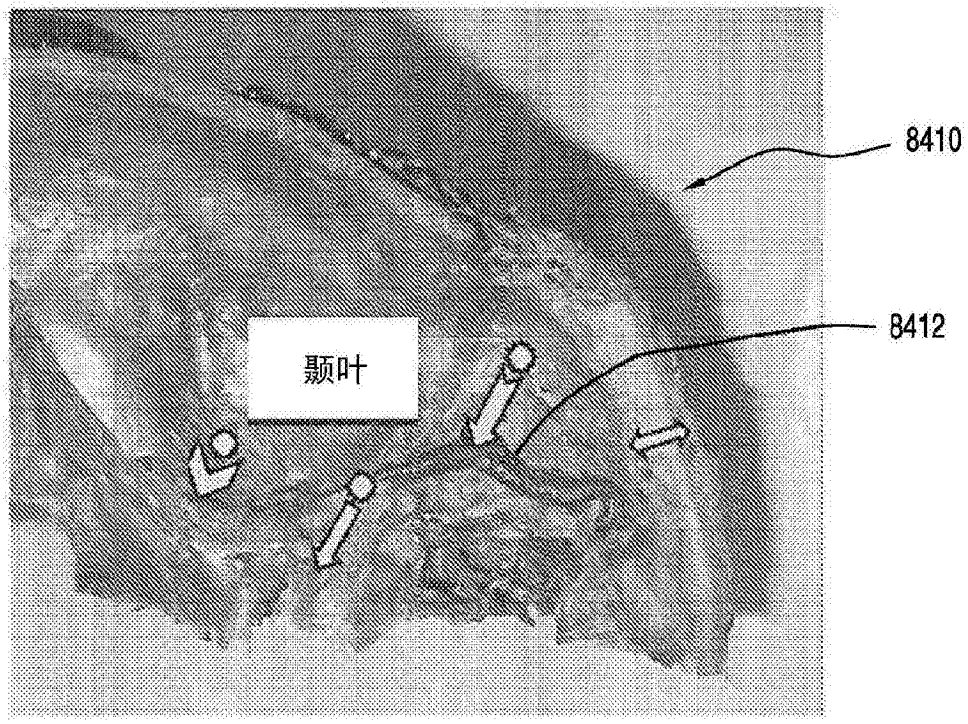


图38

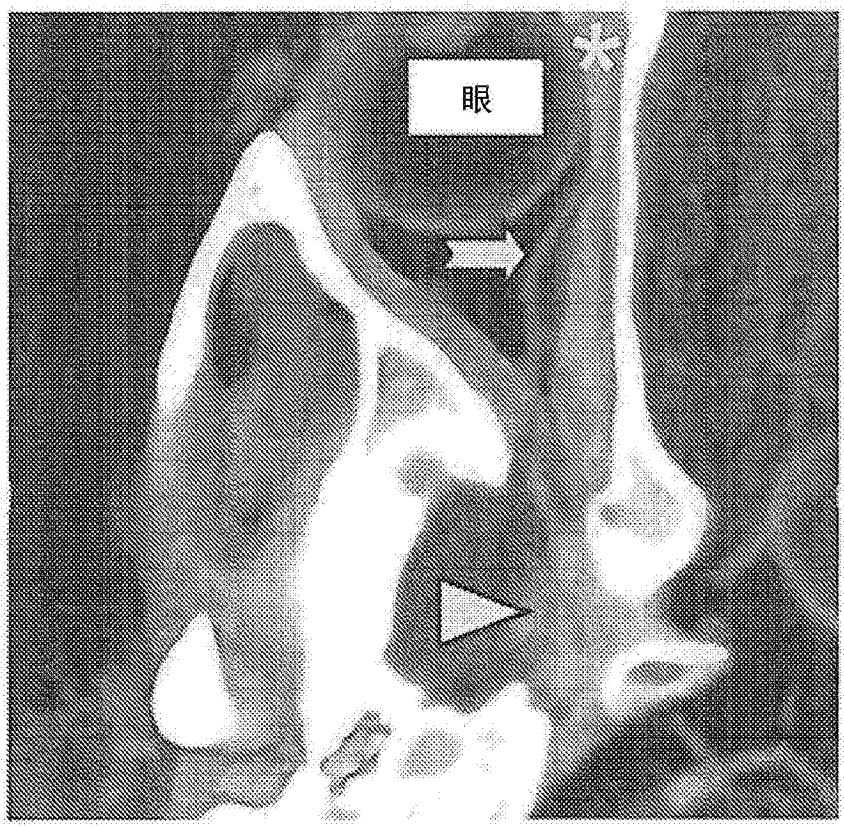


图39

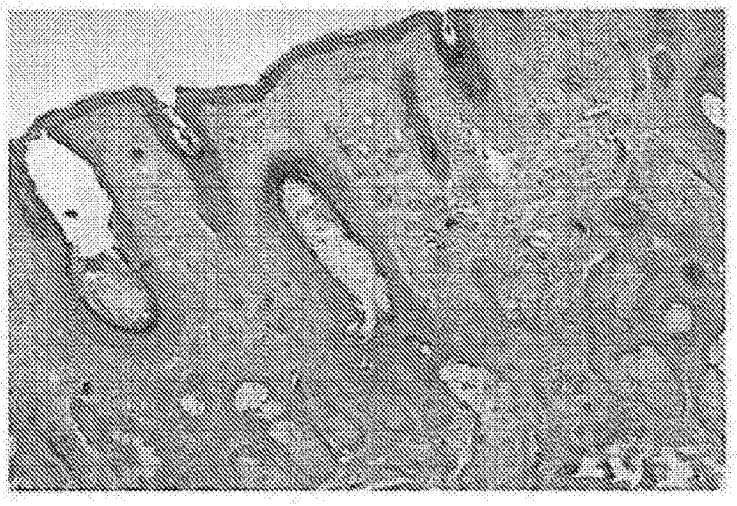


图40

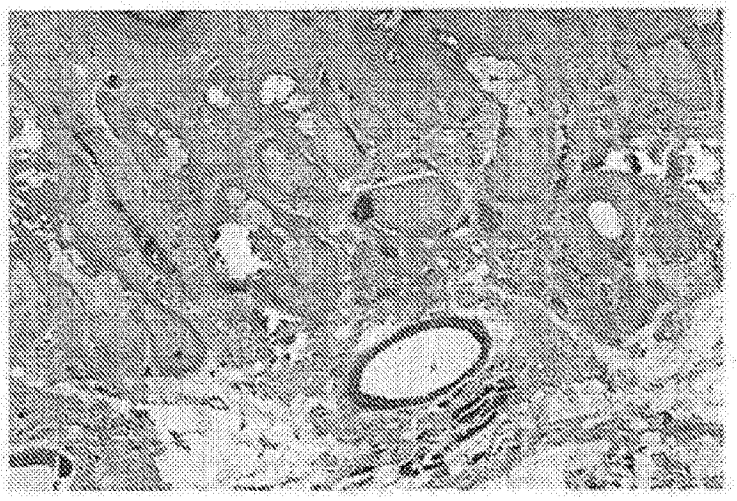


图41

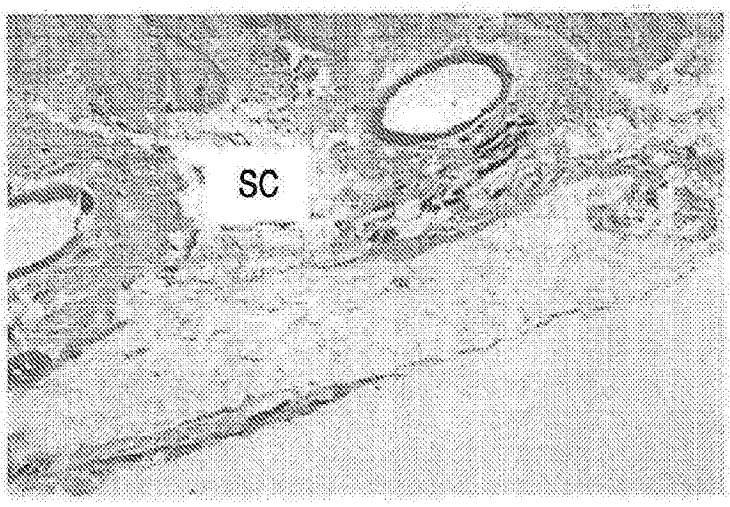


图42

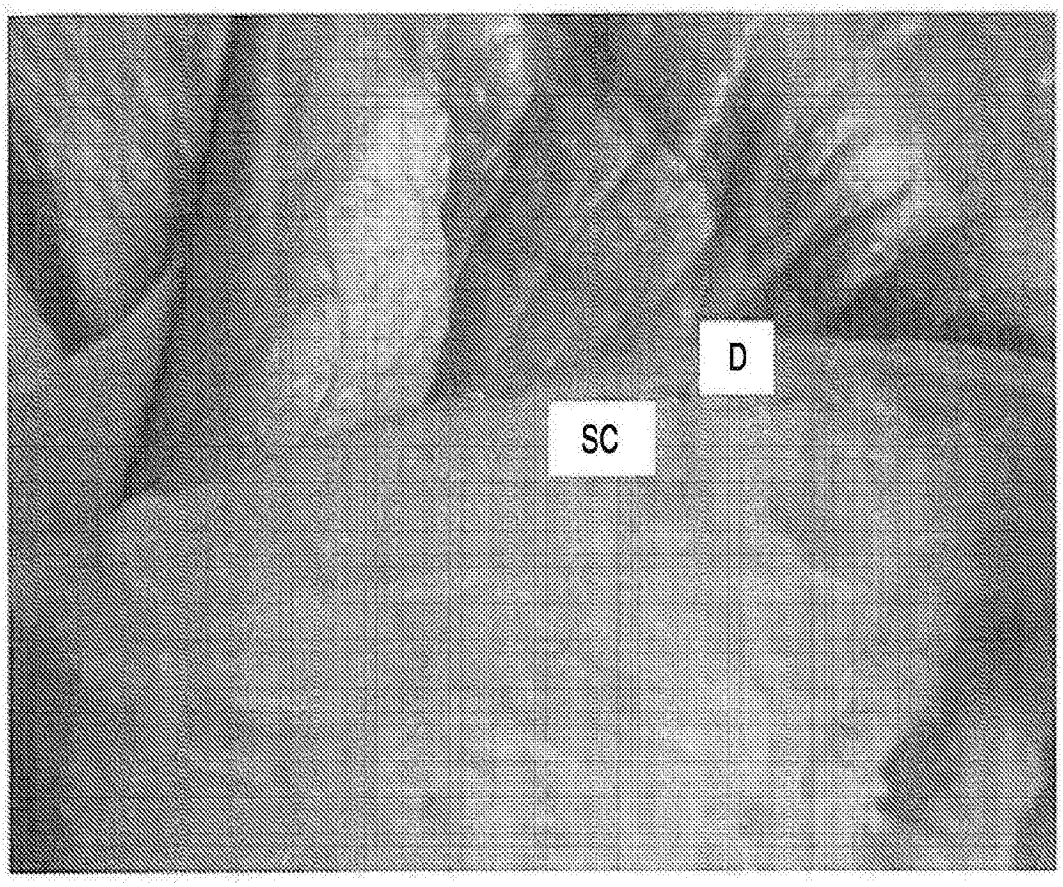


图43



图44

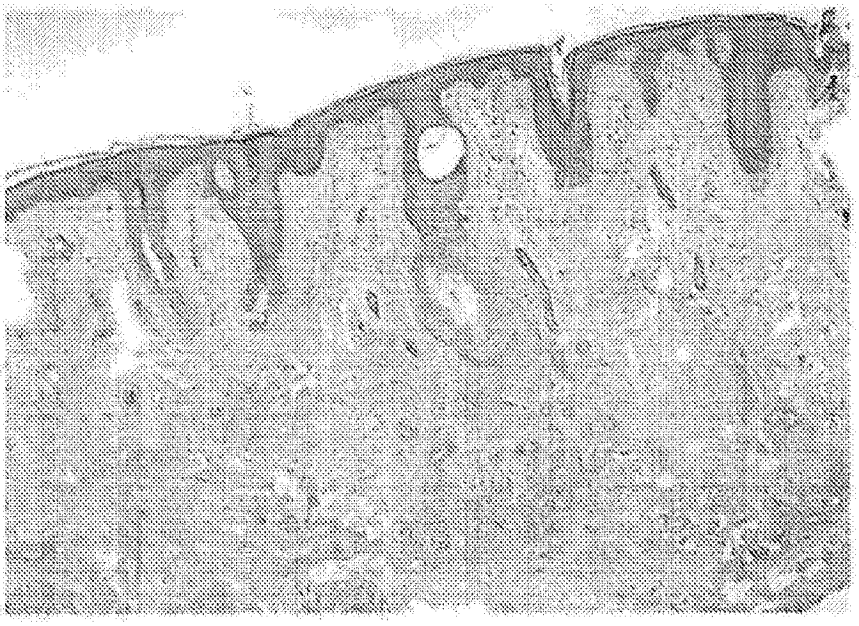


图45

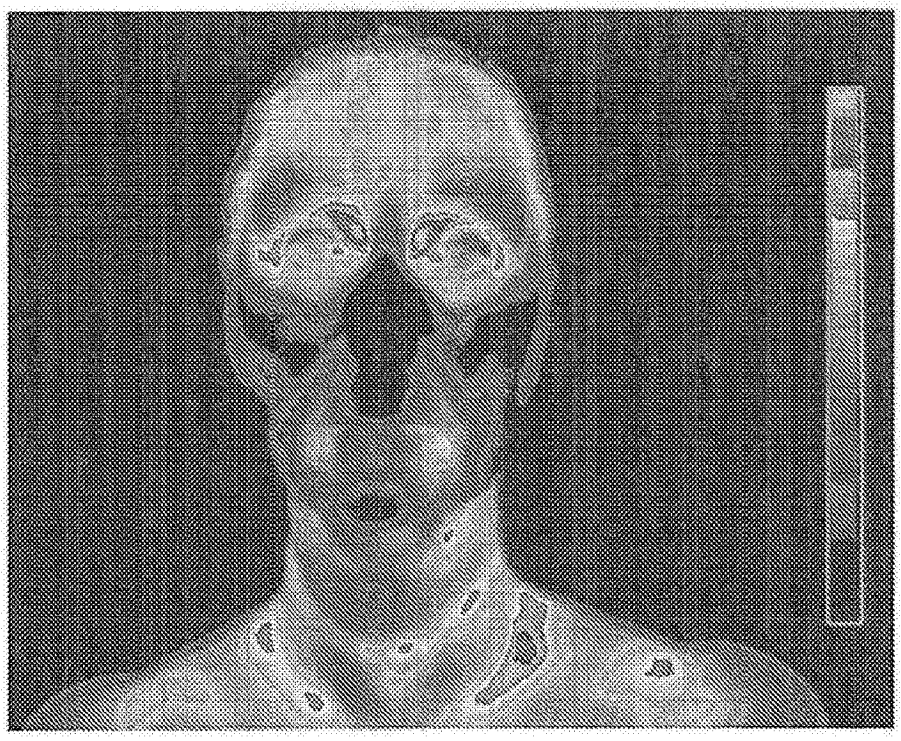


图46

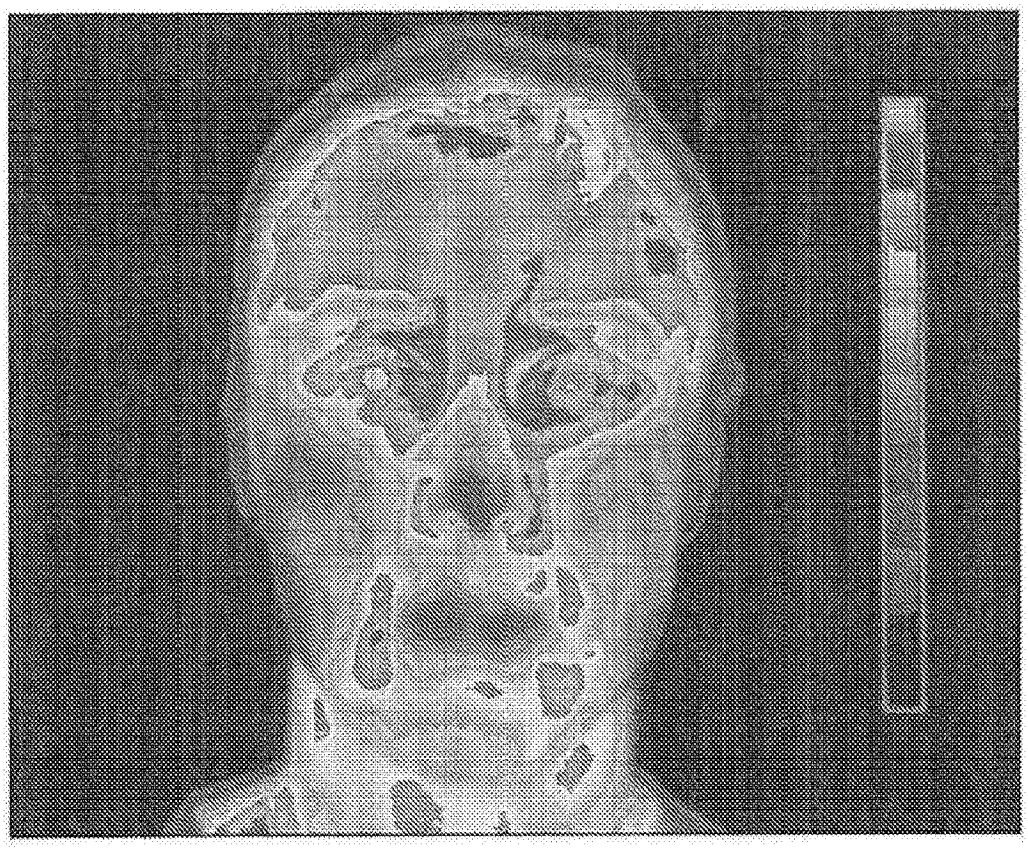


图47

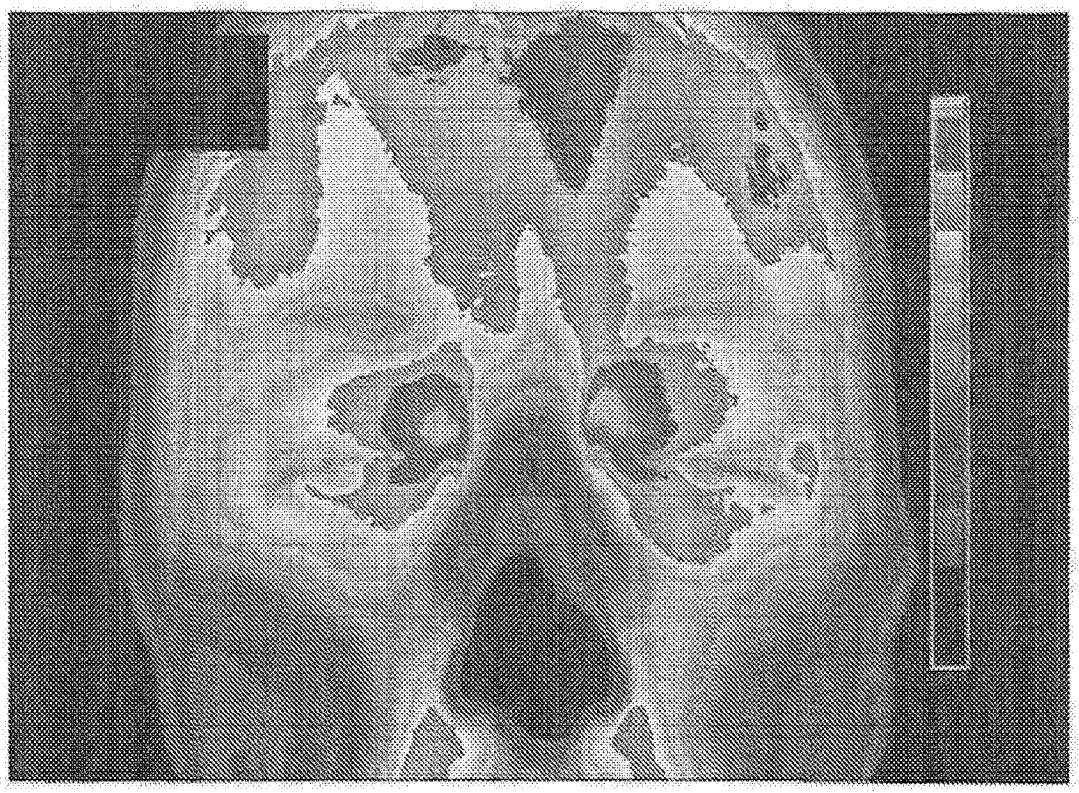


图48

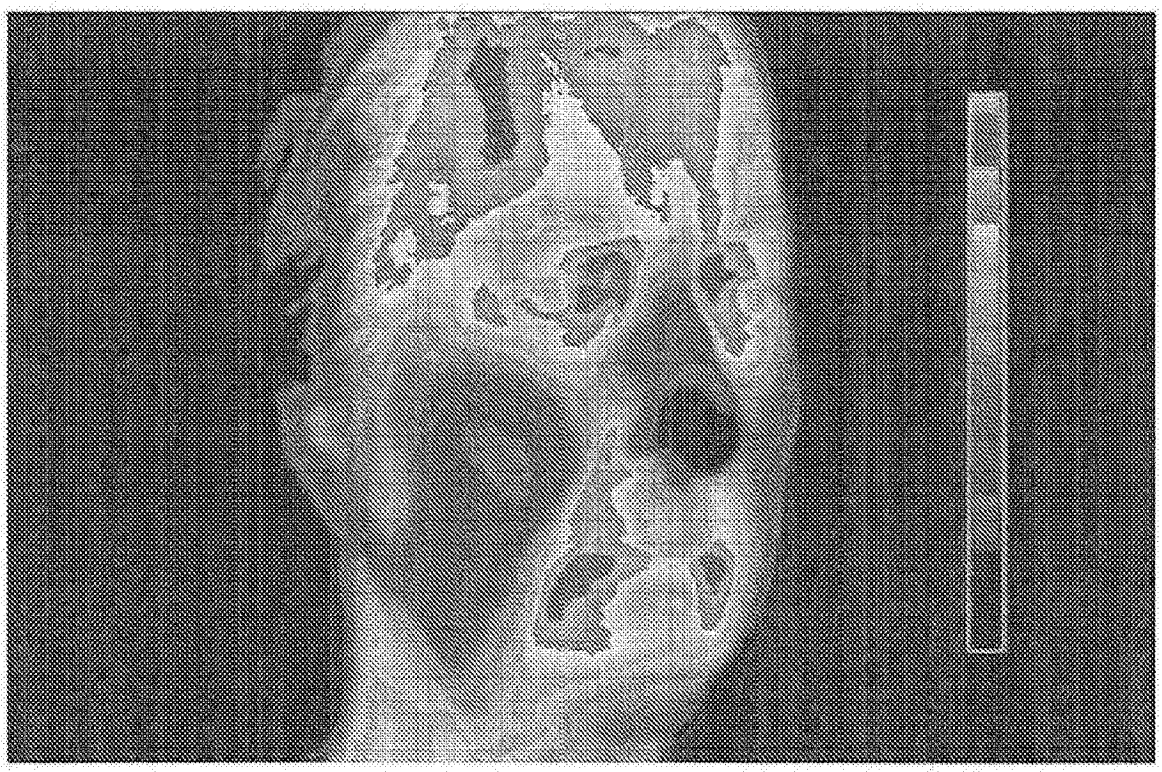


图49

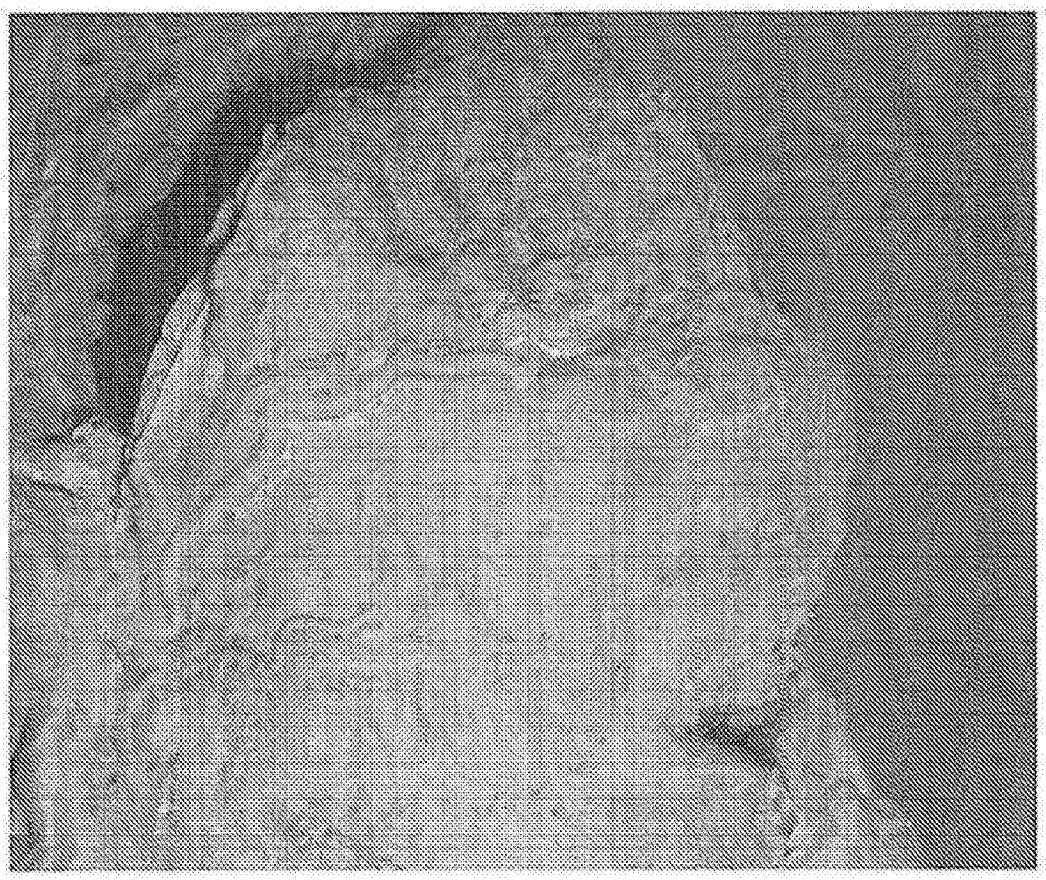


图50

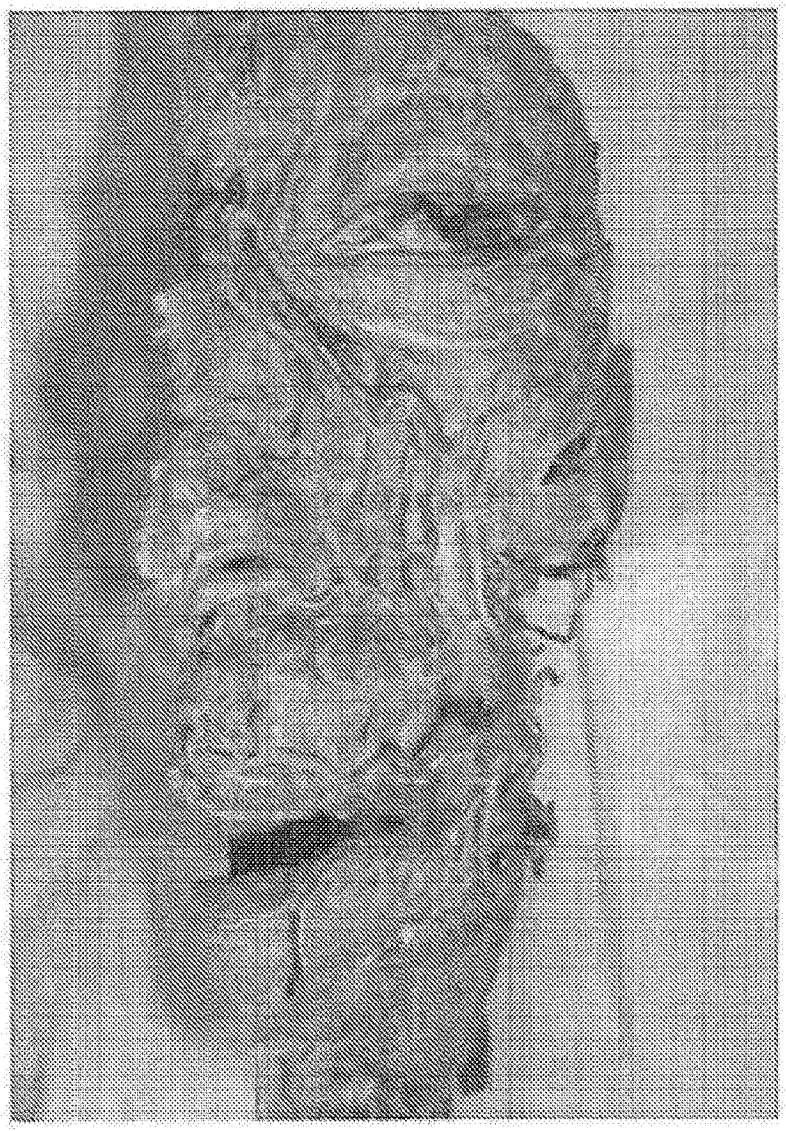


图51

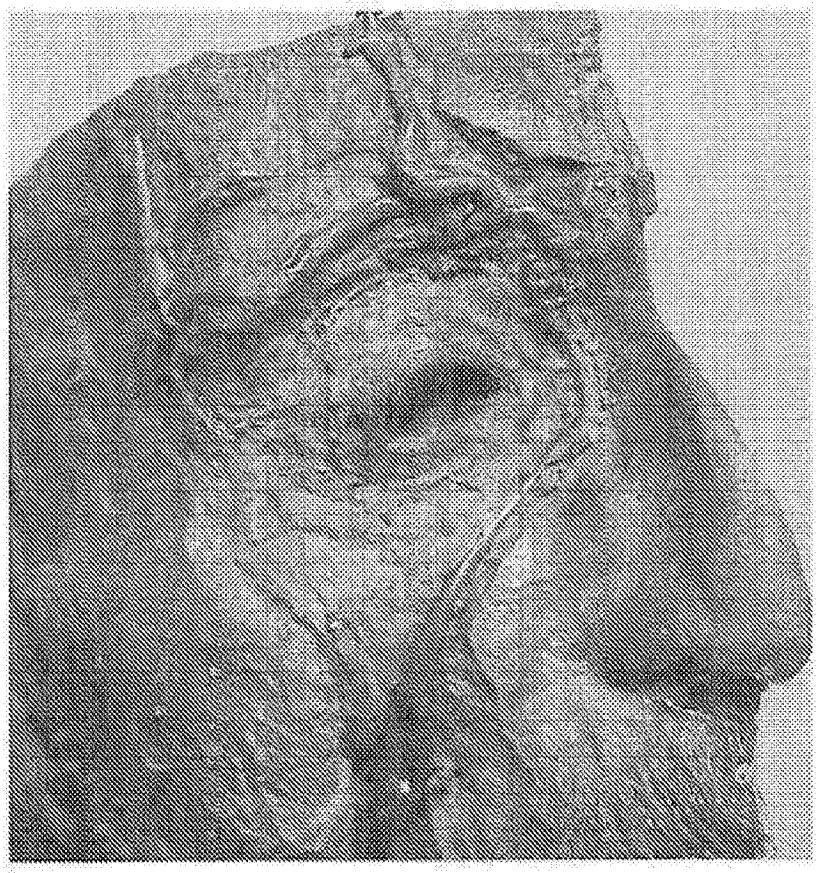


图52

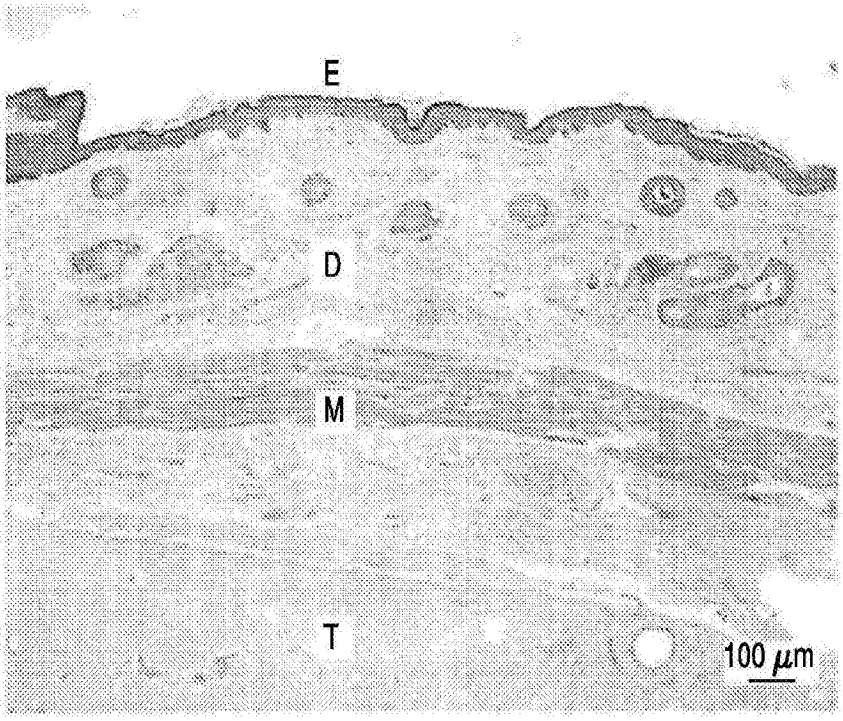


图53



图54

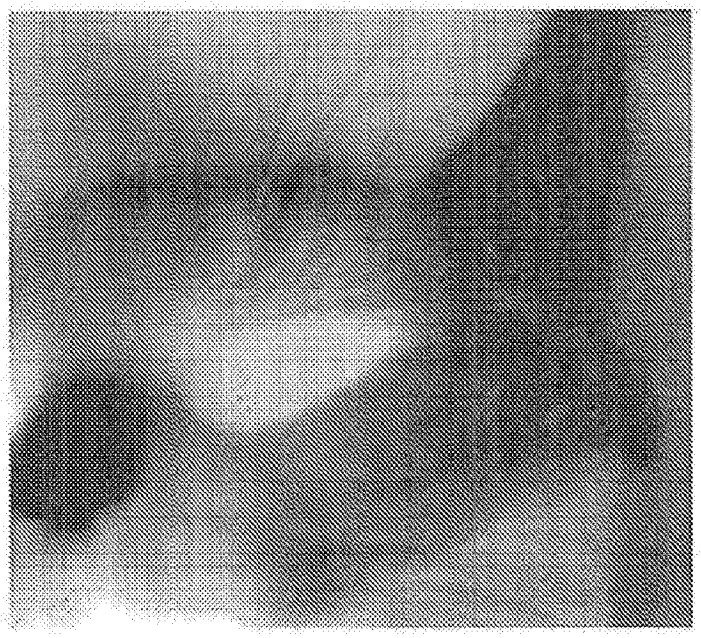


图55

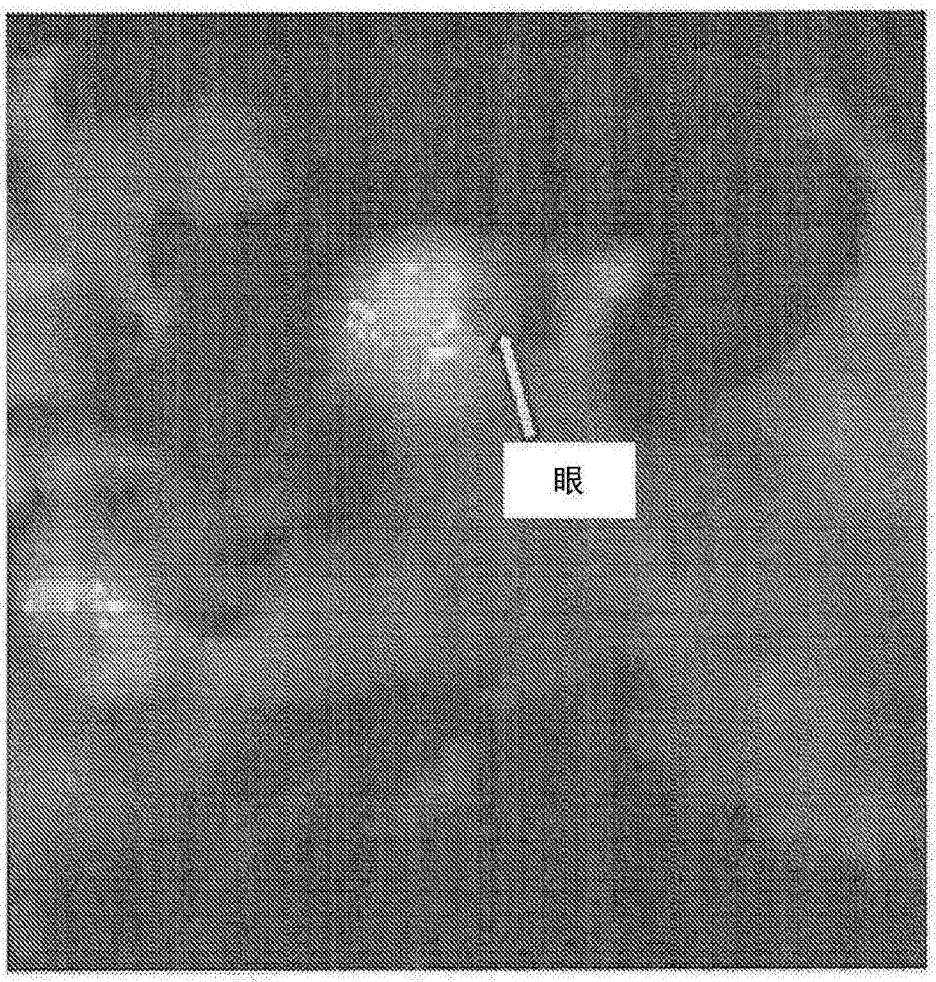


图56

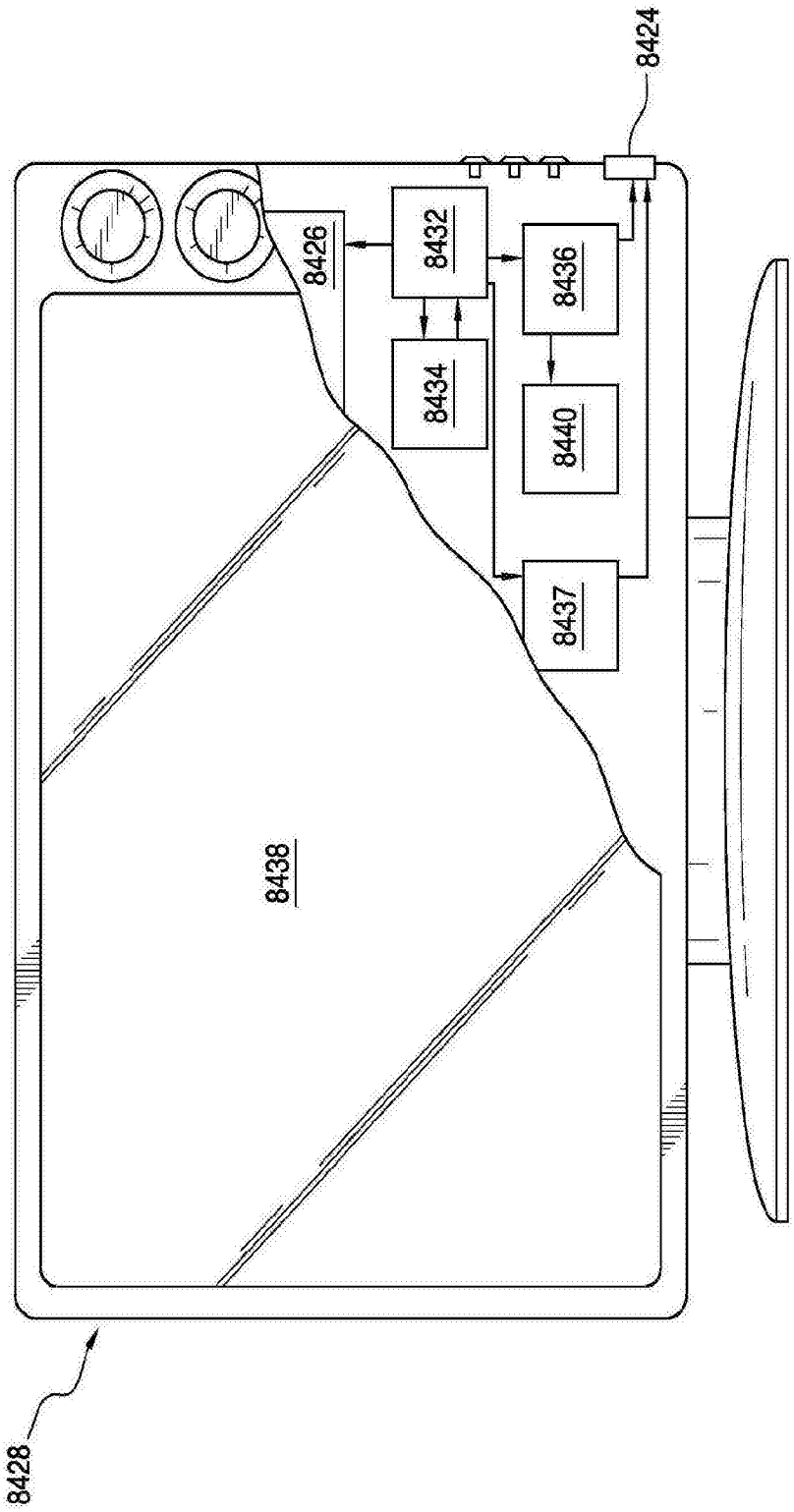


图57

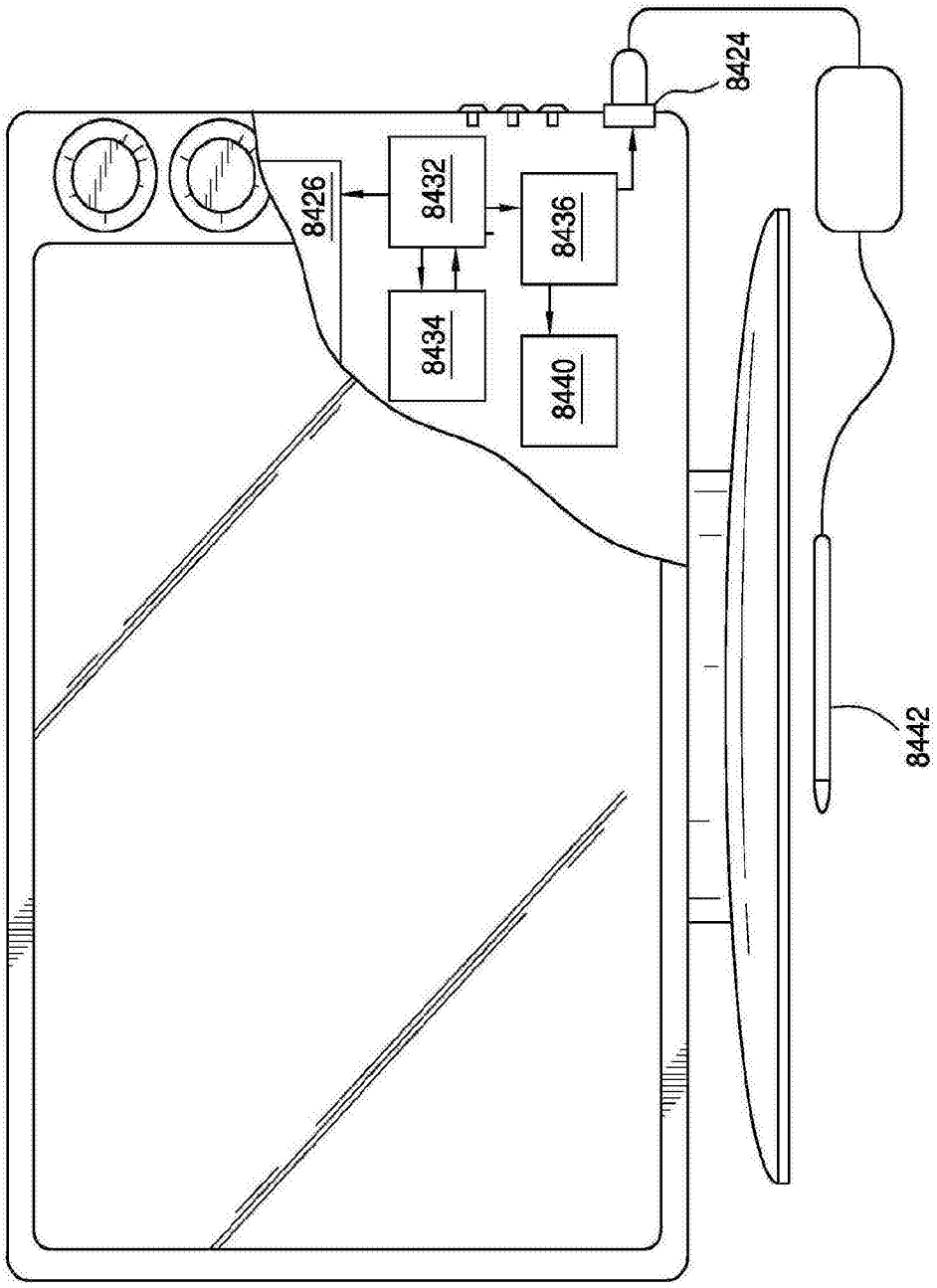


图58

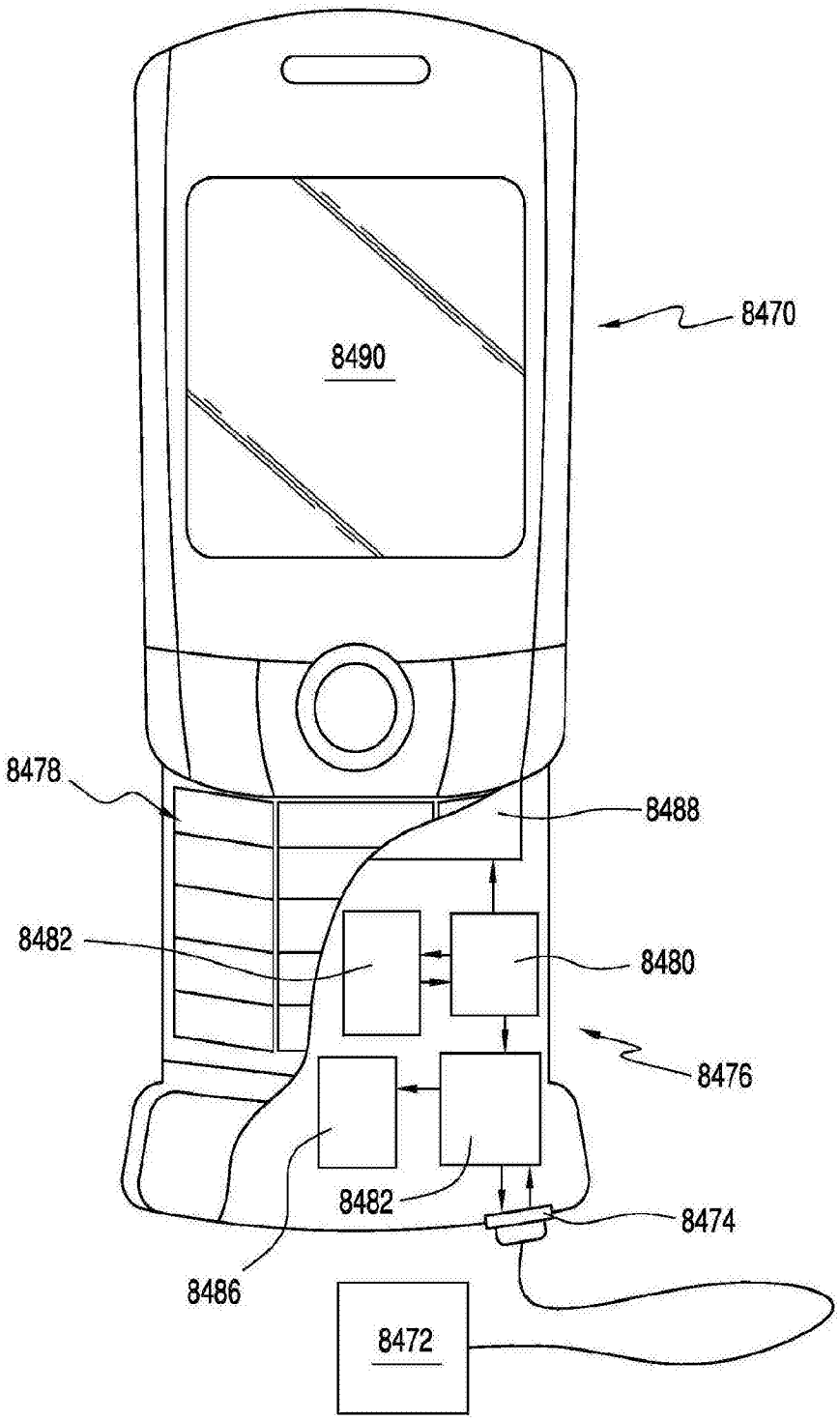


图59

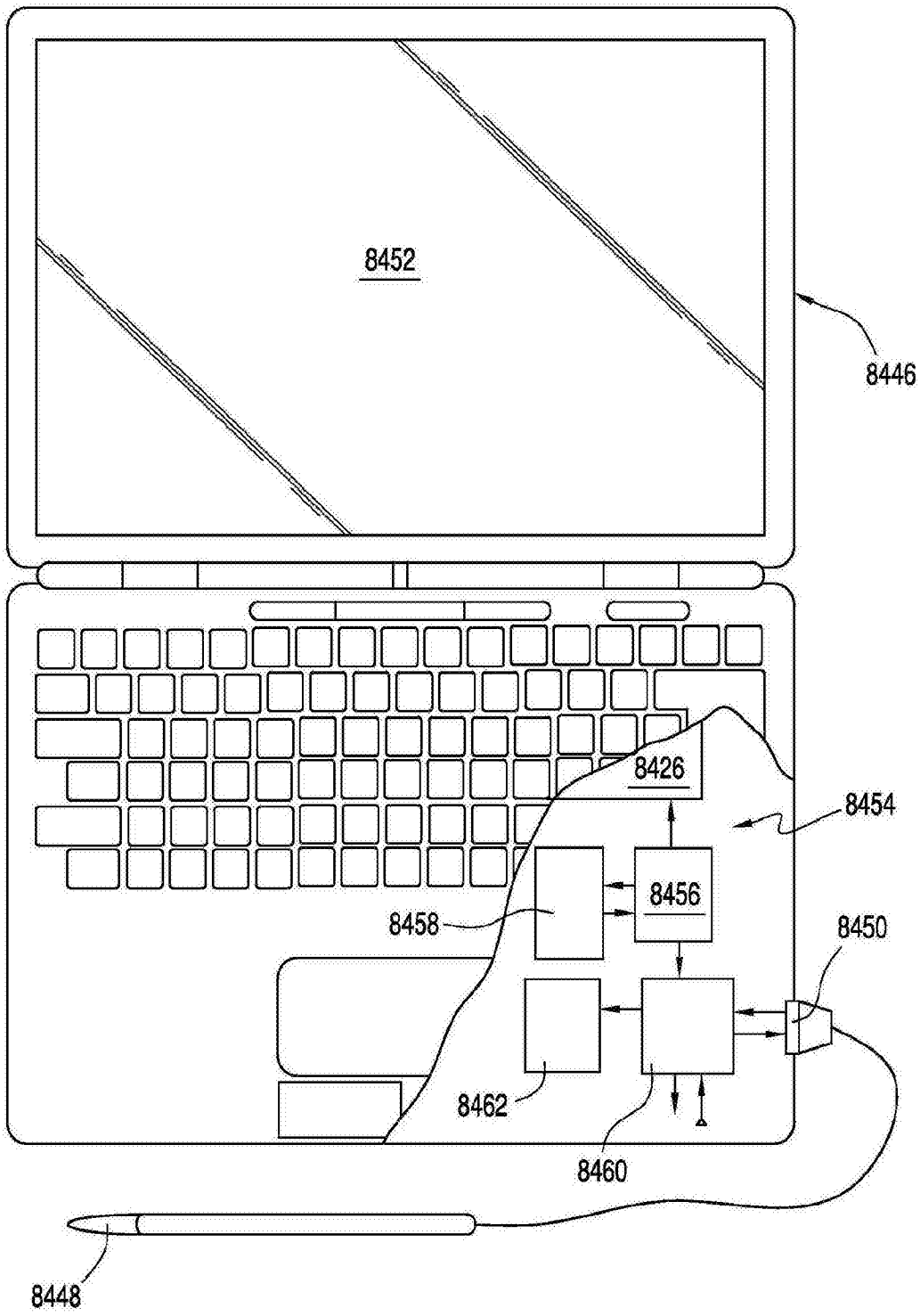


图60

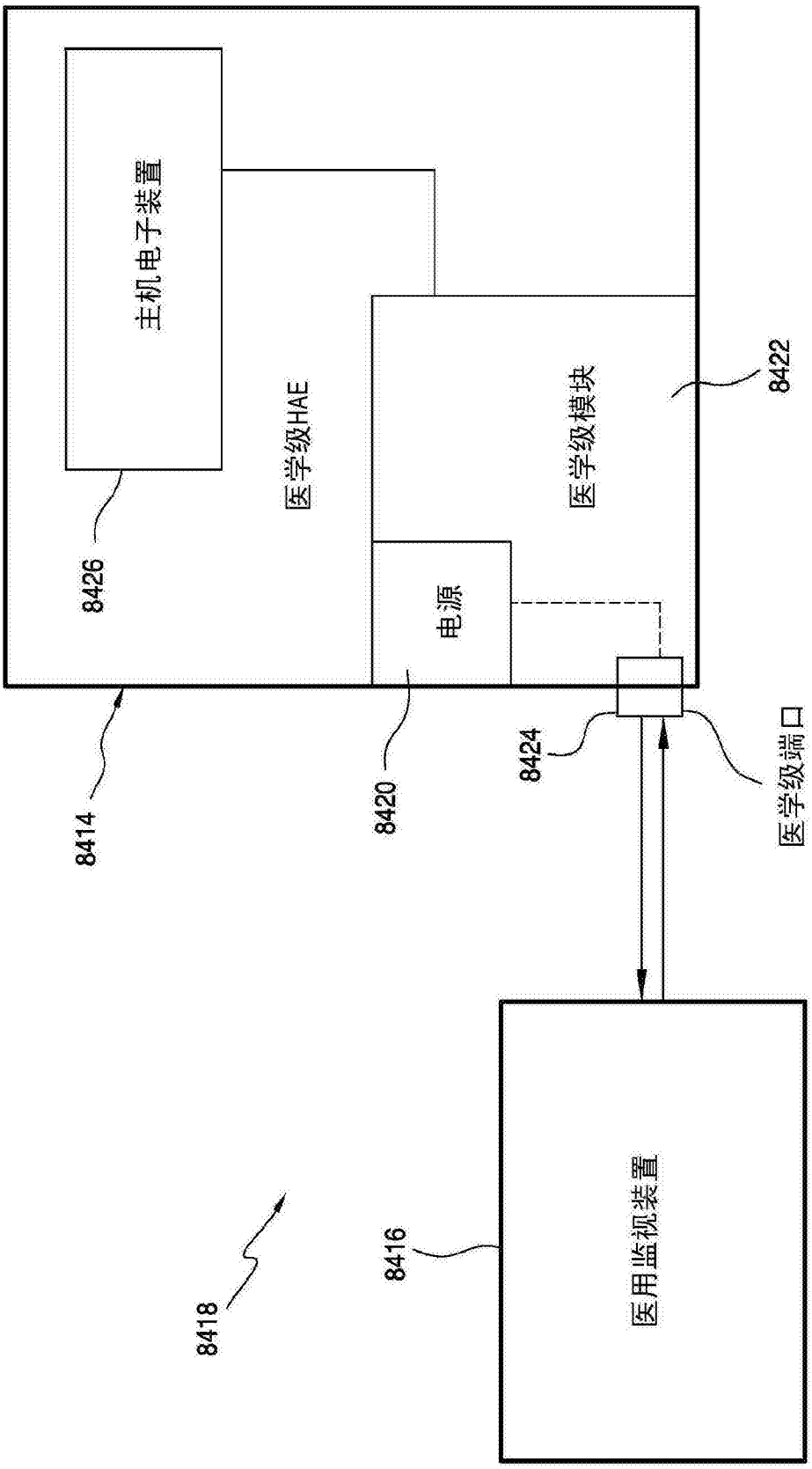

主机电子装置
医学级HAE
医学级模块
8422
8426
电源
8424
医学级端口
8414
8420
8418
8416
医用监视装置

图61

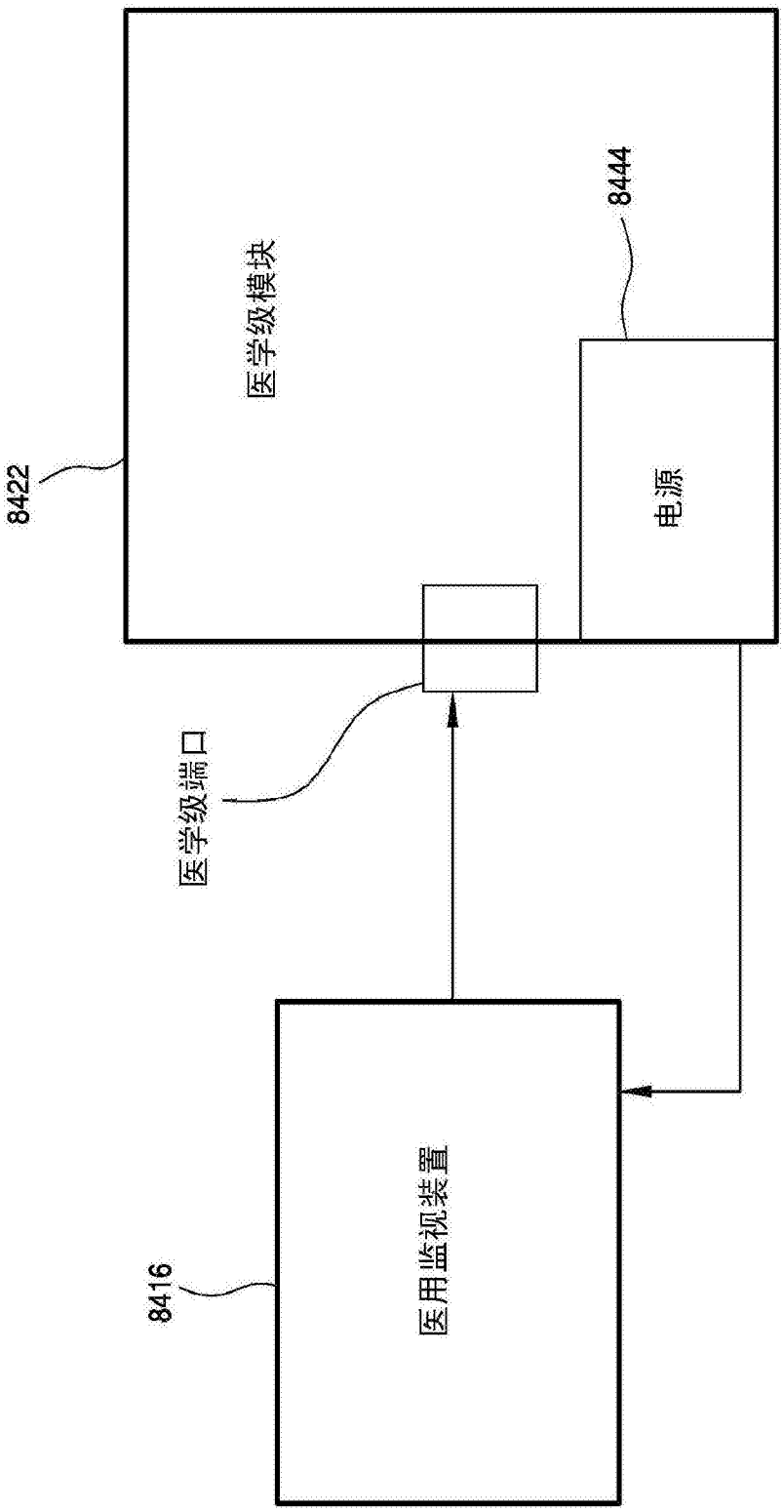
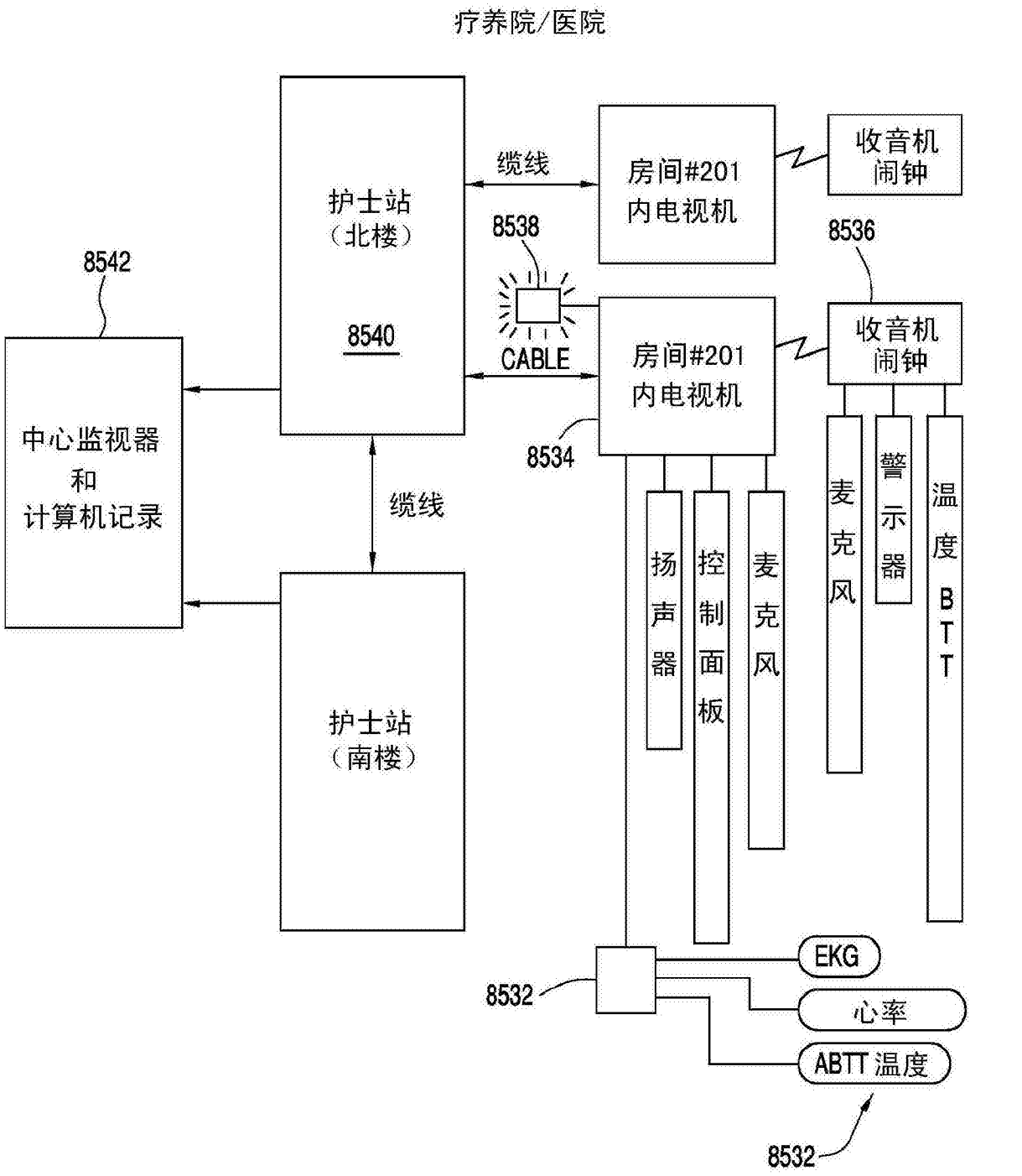


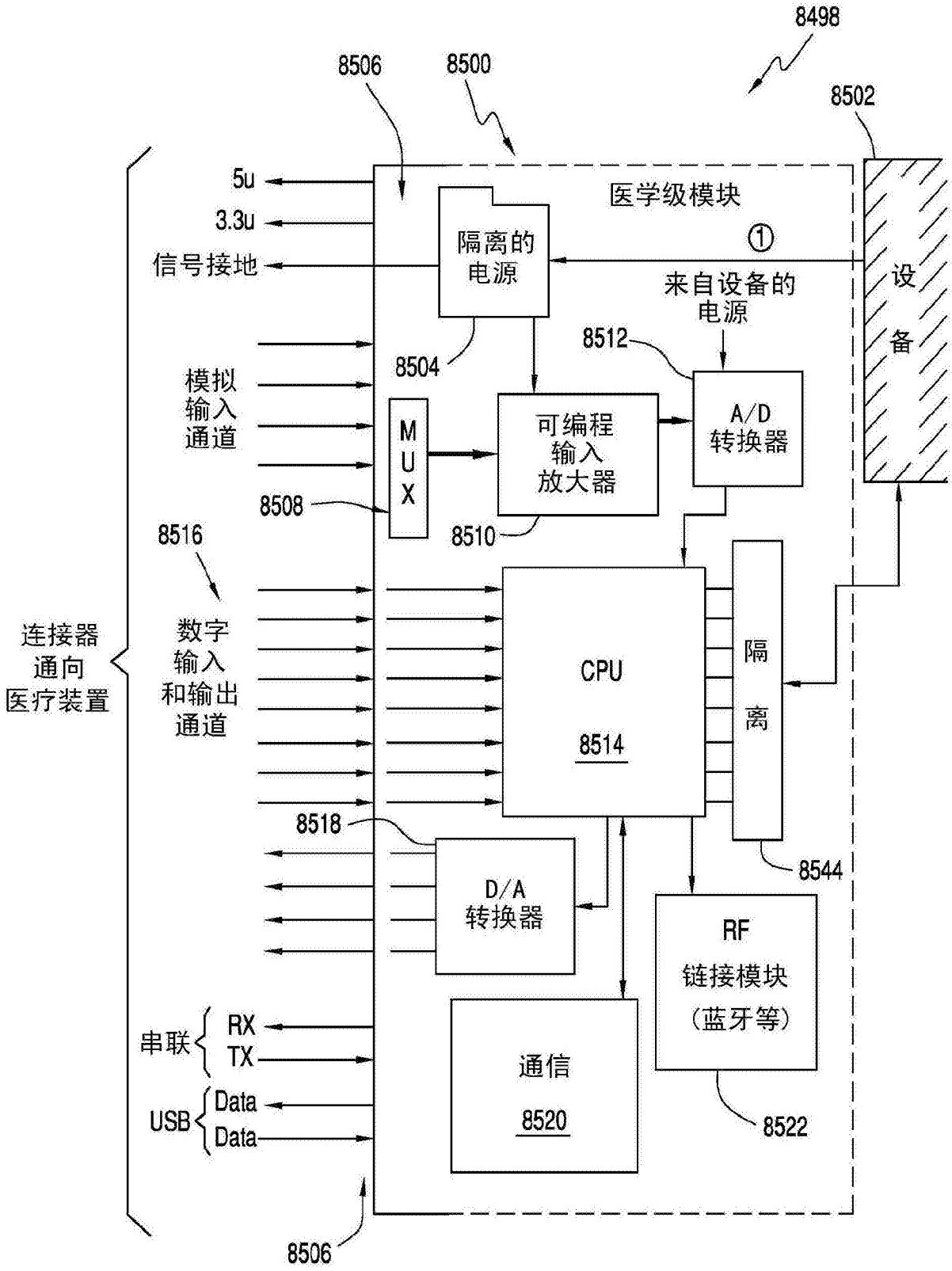
图62

MGHAE = 医学级家庭设备和电器
HAHE = 家用设备和家用电器



* 因为收音机最靠近患者头部
-此处可获取用于BTT指状部的的第二连接

图63



设备电路和接地与医学级模块之间
全部电隔离

图64

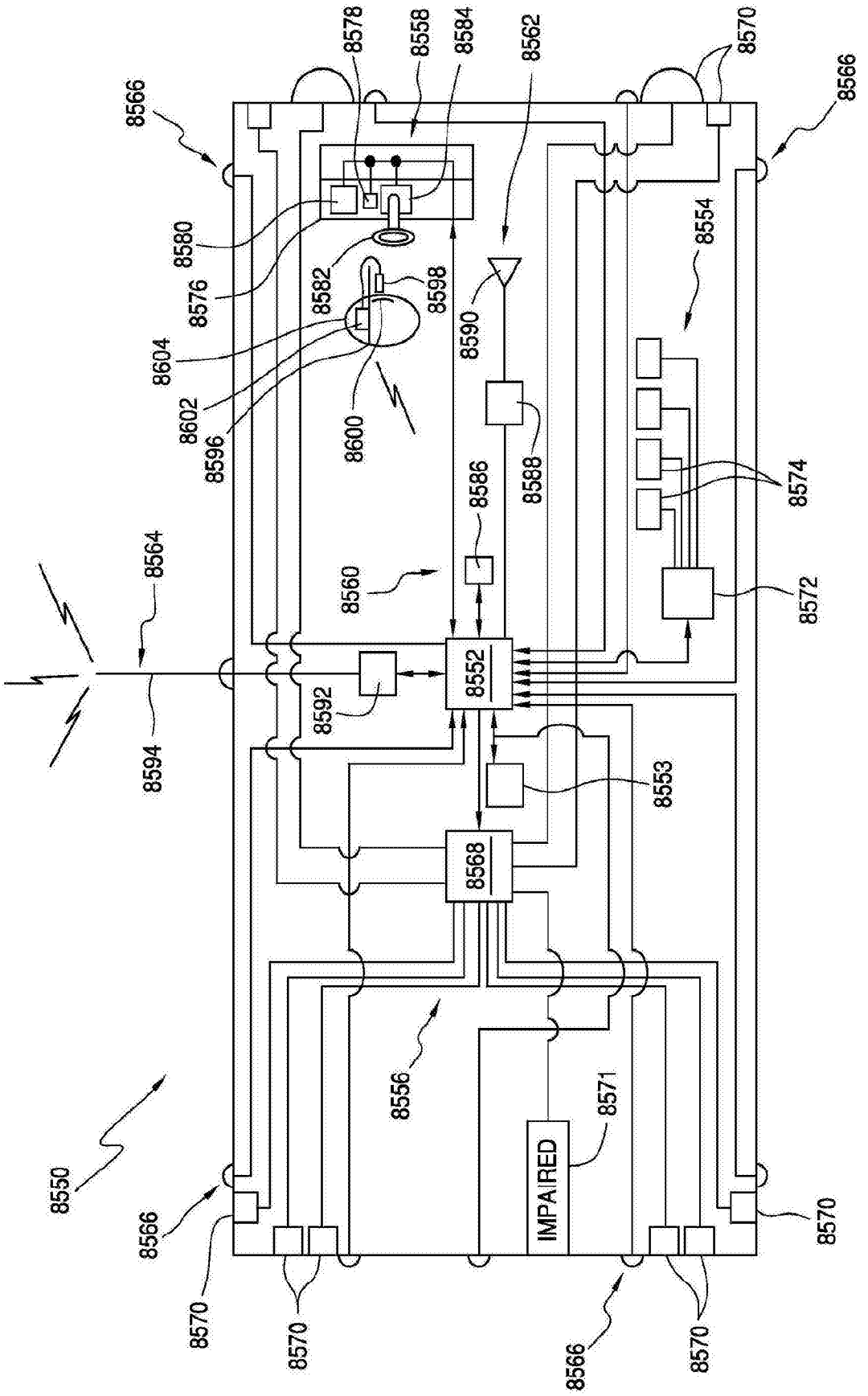

8578
8558
8584
8562
8570
8566
8566
8580
8576
8582
8598
8590
8554
8604
8602
8596
8600
8588
8574
8586
8564
8560
8572
8552
8592
8594
8553
8568
8556
8571
IMPAIRED
8550
8566
8570
8570
8570
8566
8570

图65

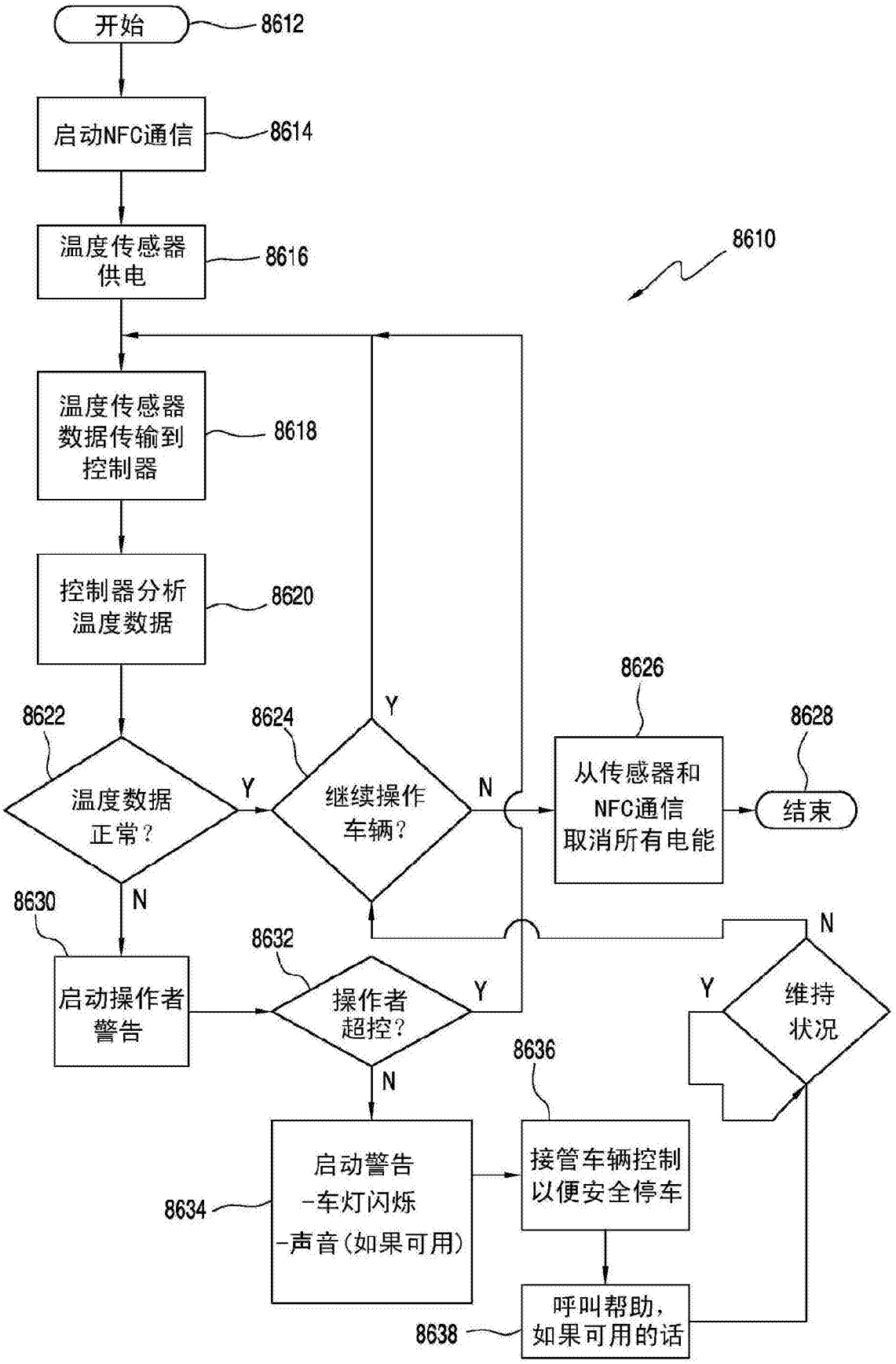

开始
8612
启动NFC通信
8614
温度传感器供电
8616
8610
温度传感器数据传输到控制器
8618
控制器分析温度数据
8620
8622
温度数据正常？
Y
8624
继续操作车辆？
Y
N
8626
从传感器和NFC通信取消所有电能
8628
结束
N
8630
启动操作者警告
8632
操作者超控？
Y
N
Y
维持状况
N
8636
启动警告
-车灯闪烁
-声音(如果可用)
8634
接管车辆控制以便安全停车
呼叫帮助，如果可用的话
8638

图66

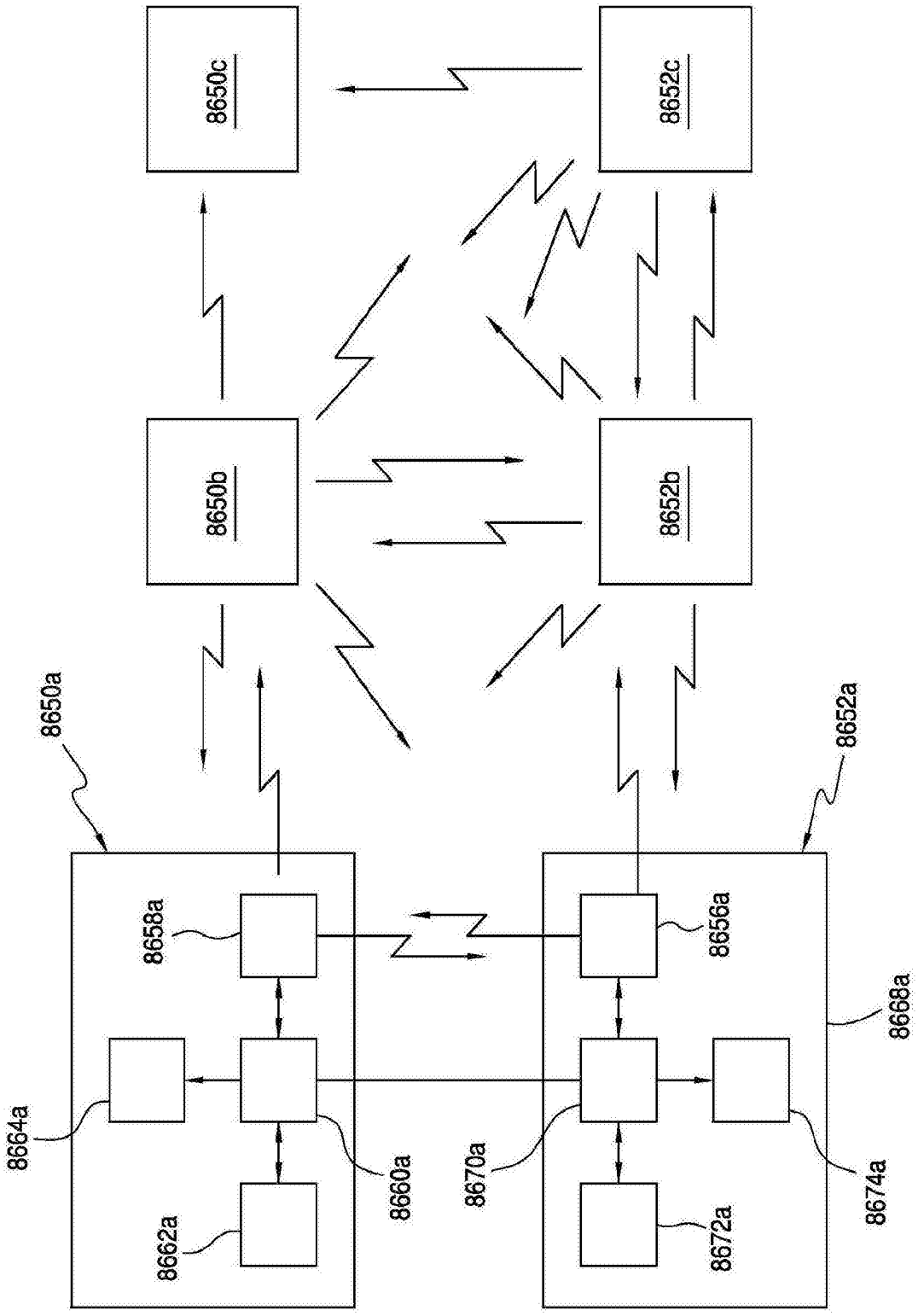

8650c
8652c
8650b
8652b
8650a
8652a
8658a
8656a
8668a
8664a
8660a
8670a
8674a
8662a
8672a

图67

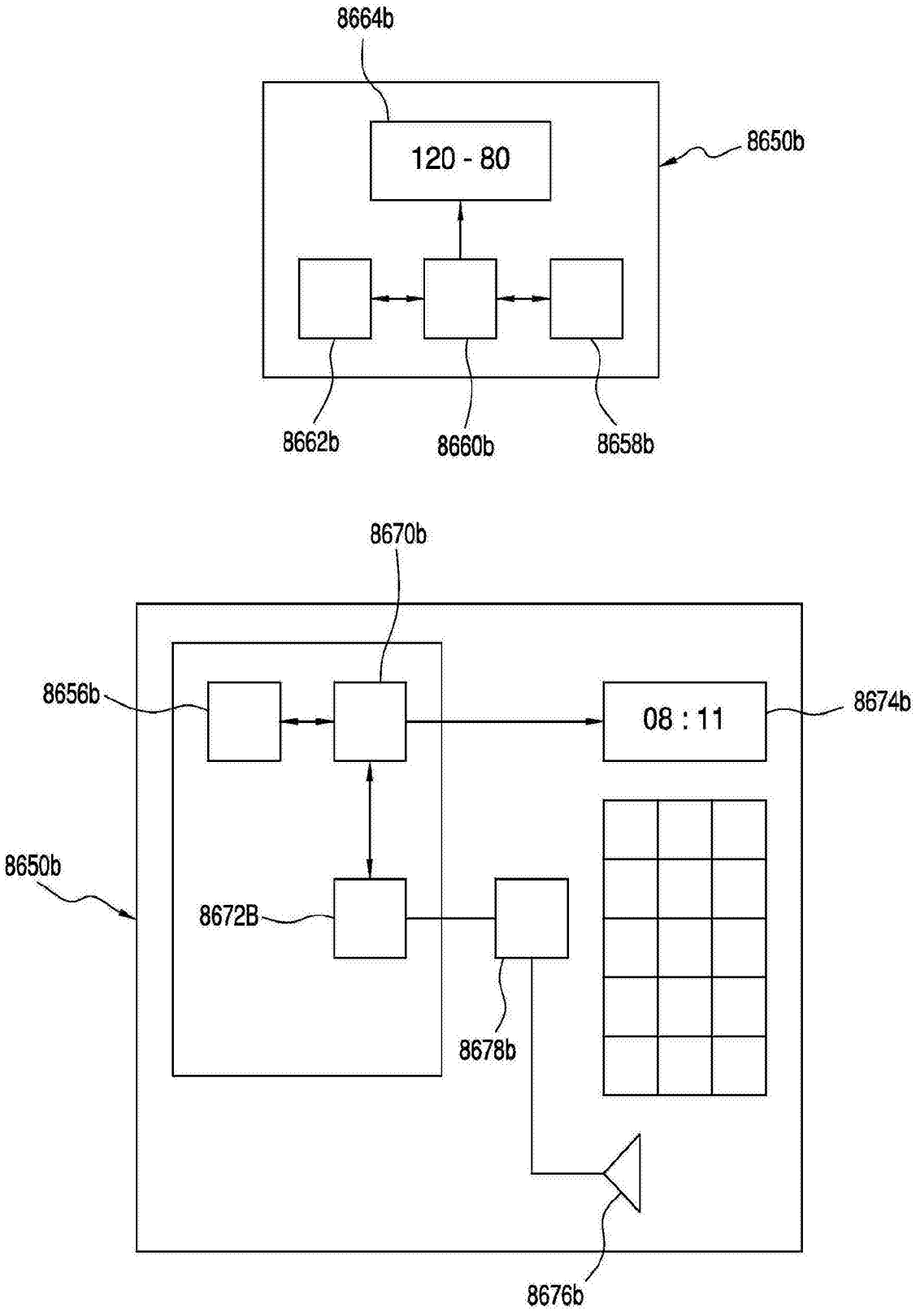

8664b
120 - 80
8650b
8662b
8660b
8658b
8670b
8656b
08 : 11
8674b
8650b
8672B
8678b
8676b

图68

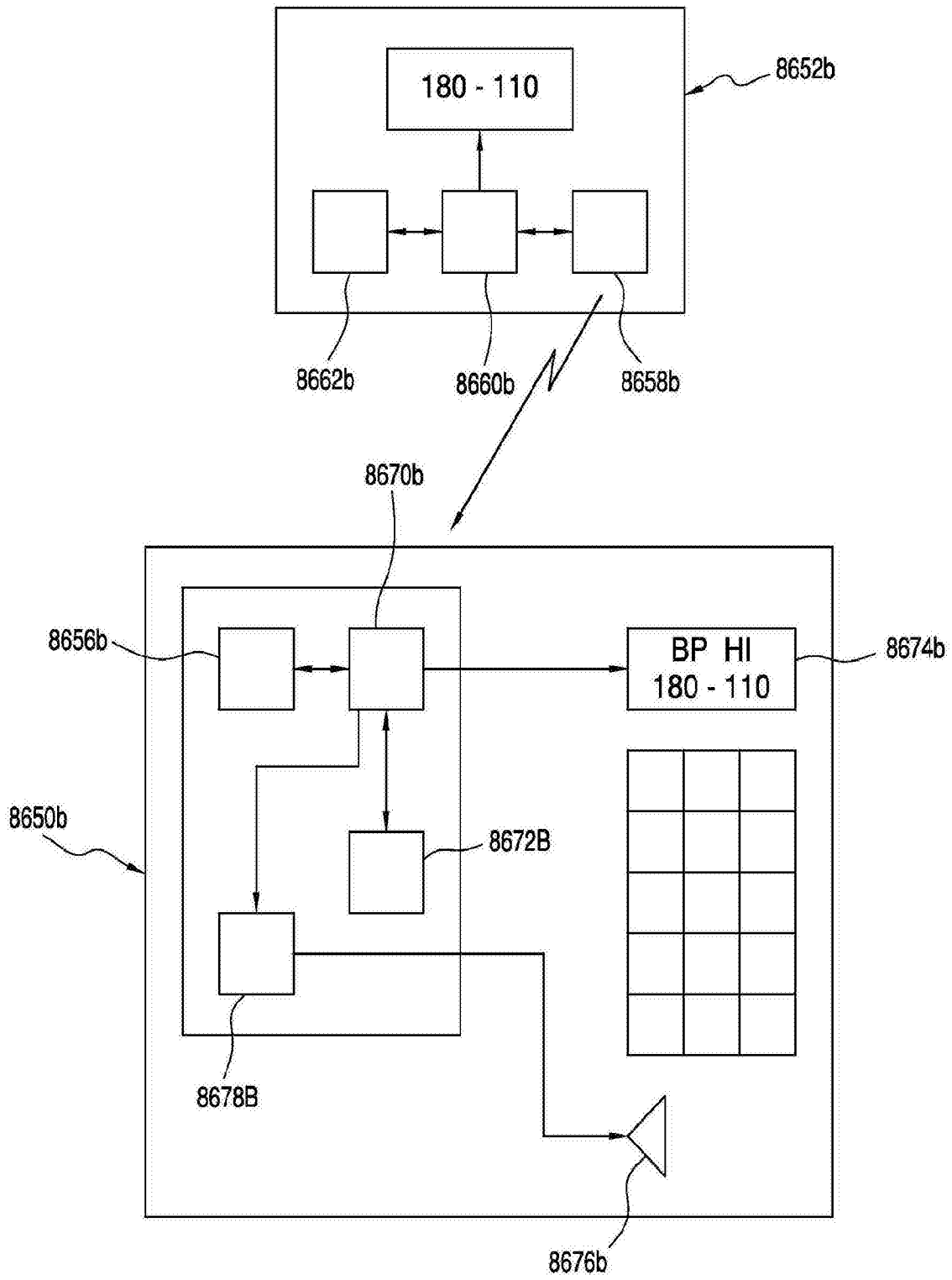

180 - 110
8652b
8662b
8660b
8658b
8670b
8656b
BP HI
180 - 110
8674b
8650b
8672B
8678B
8676b

图69

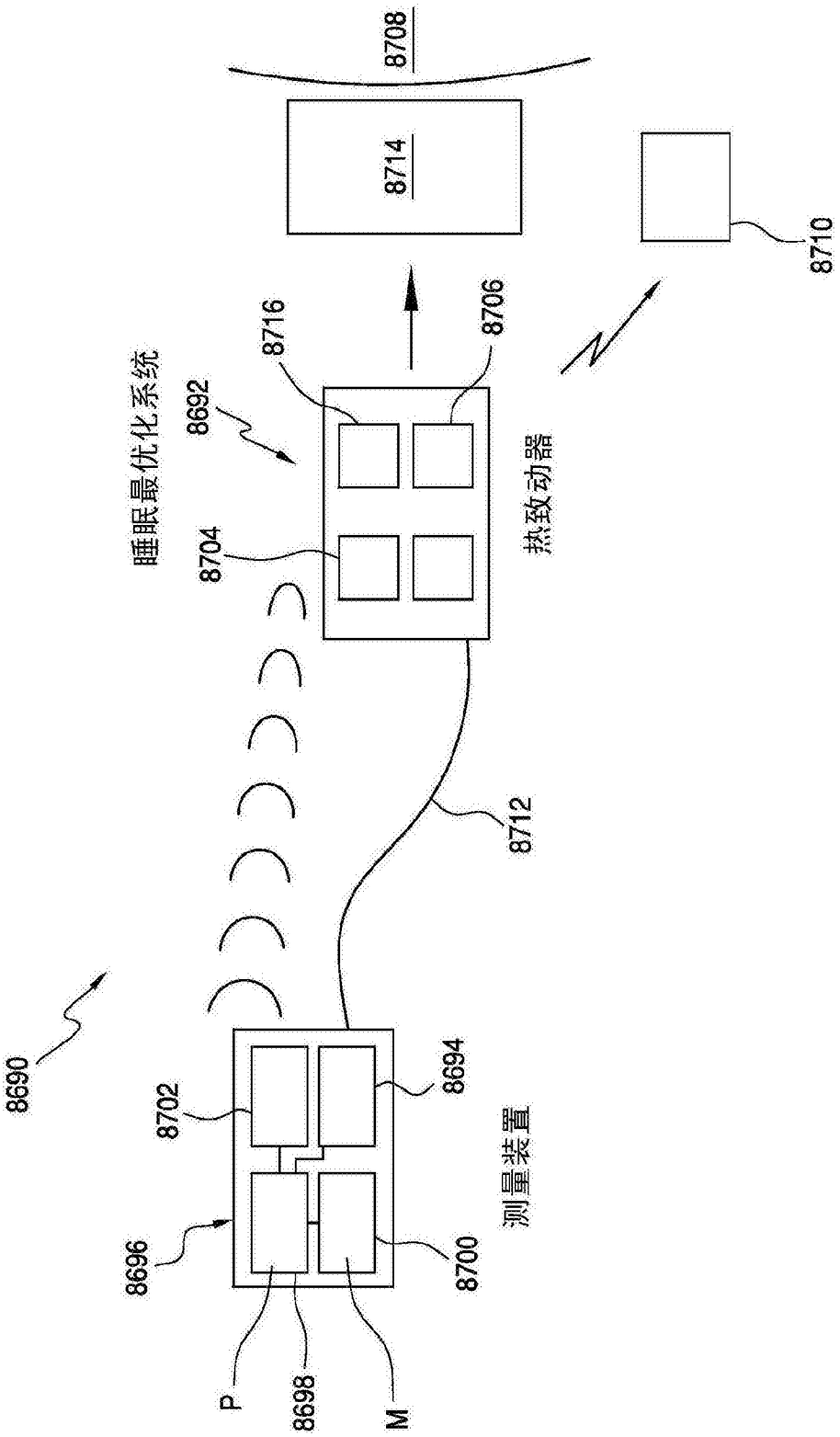

8708
8714
8710
8716
8706
睡眠最优化系统
8692
8704
热致动器
8712
8690
8702
8694
测量装置
8696
8700
P
8698
M

图70

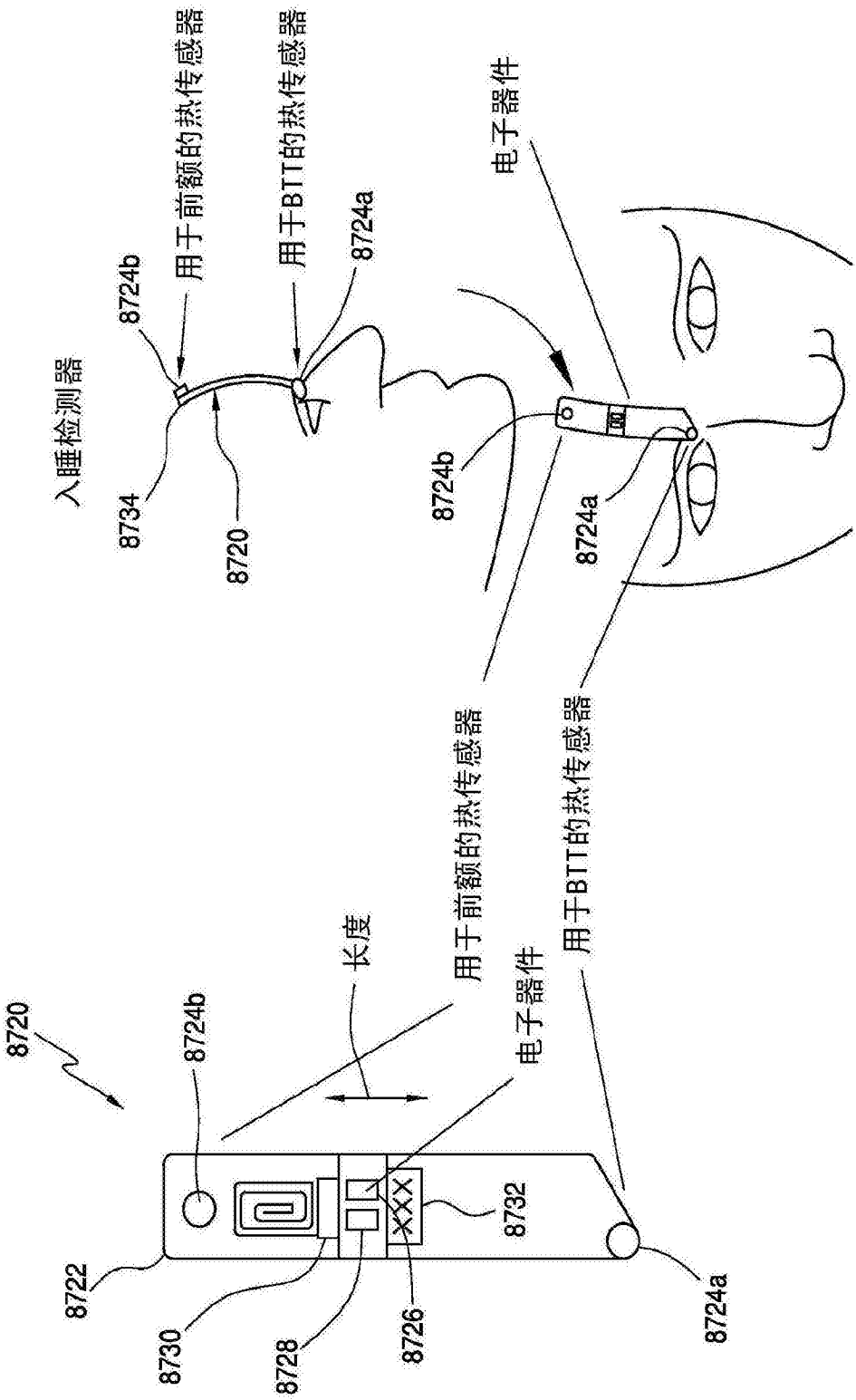

入睡检测器
8724b
用于前额的热传感器
用于BTT的热传感器
8724a
电子器件
8734
8720
8724b
8724a
8720
8724b
长度
用于前额的热传感器
电子器件
用于BTT的热传感器
8732
8722
8730
8728
8726
8724a

图71

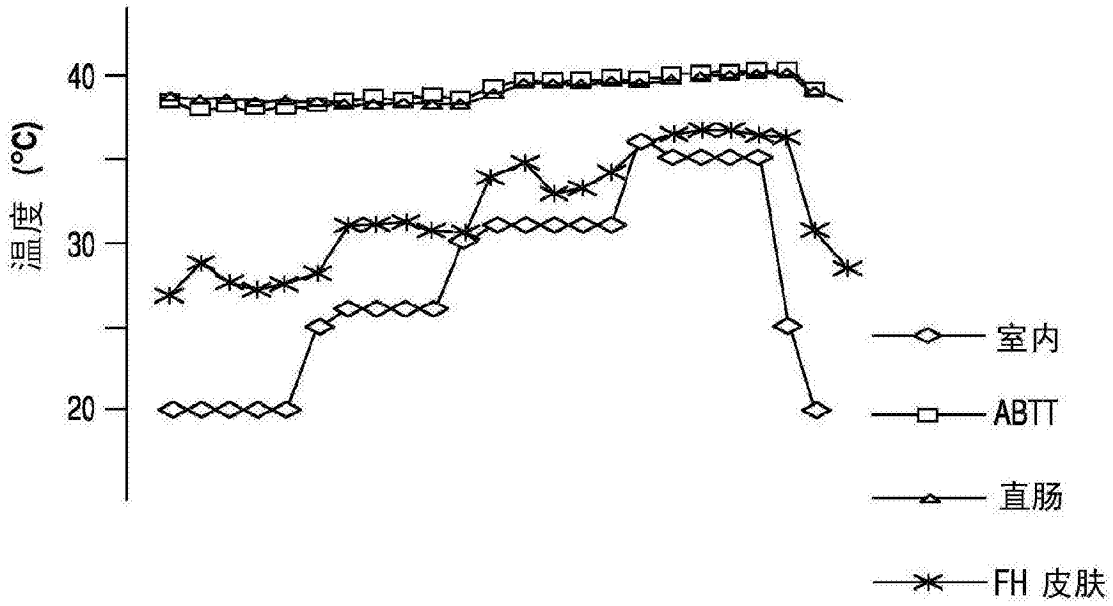


图72

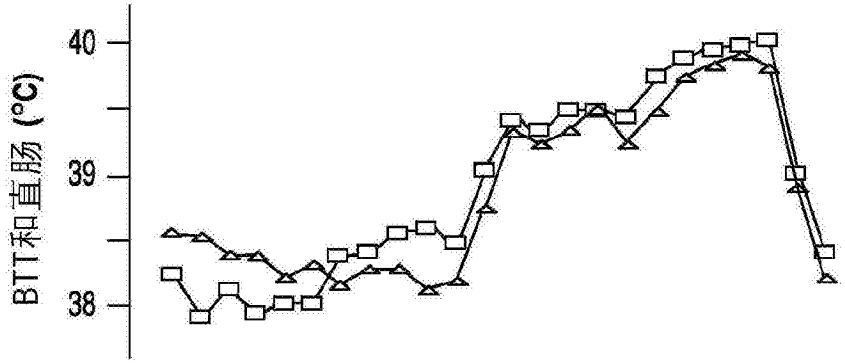


图73

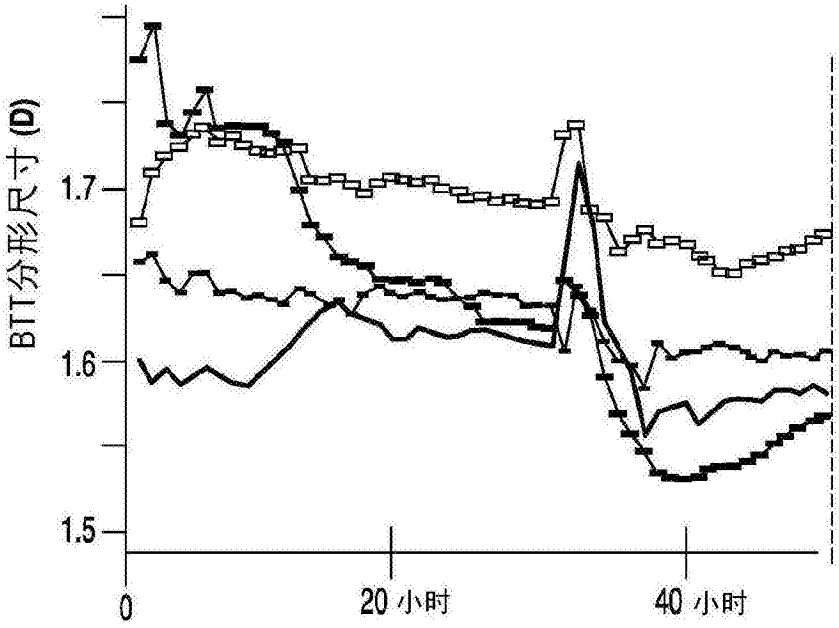


图74

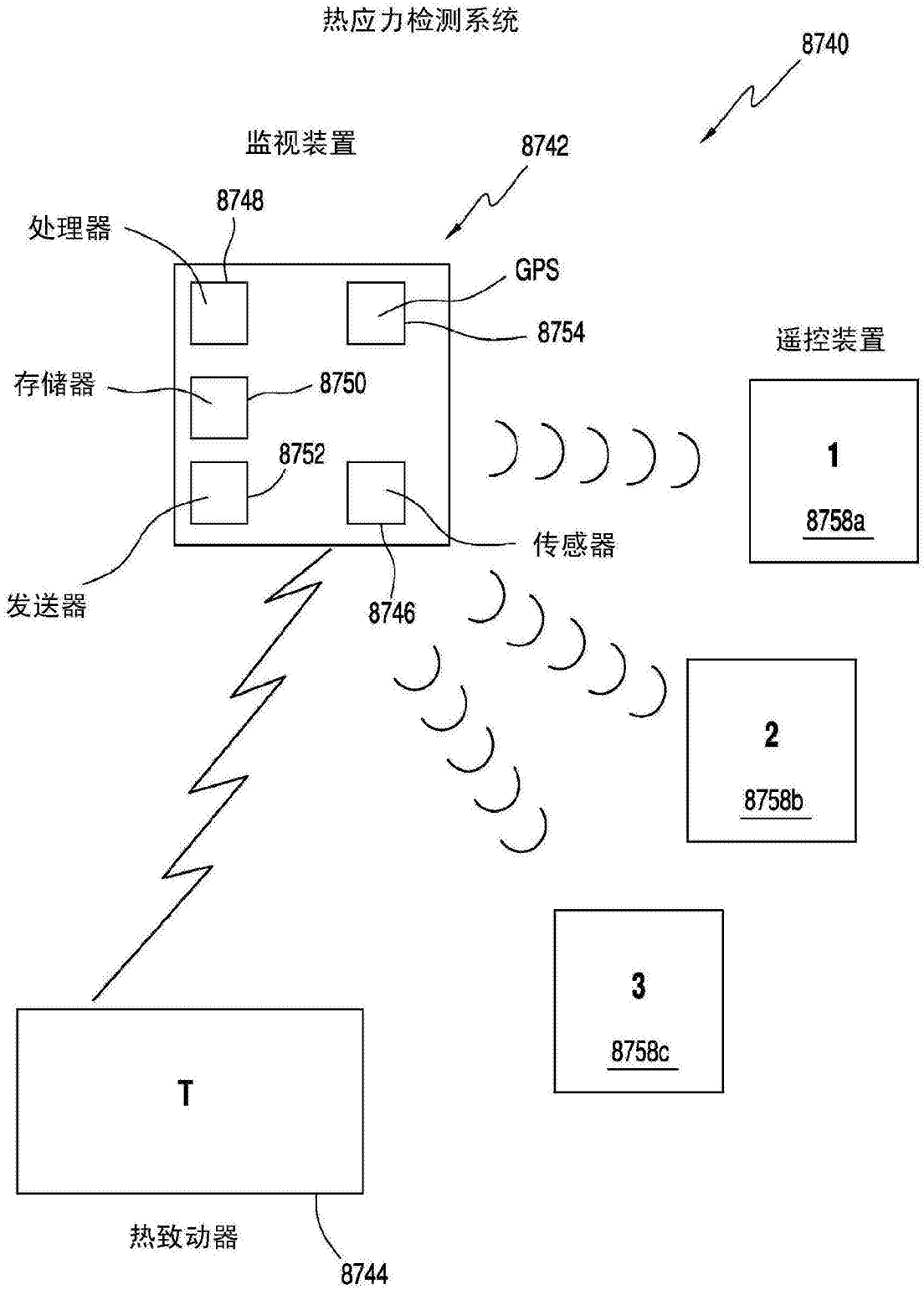

热应力检测系统
8740
监视装置
8742
8748
处理器
GPS
8754
遥控装置
存储器
8750
8752
1
8758a
传感器
发送器
8746
2
8758b
3
8758c
T
热致动器
8744

图75

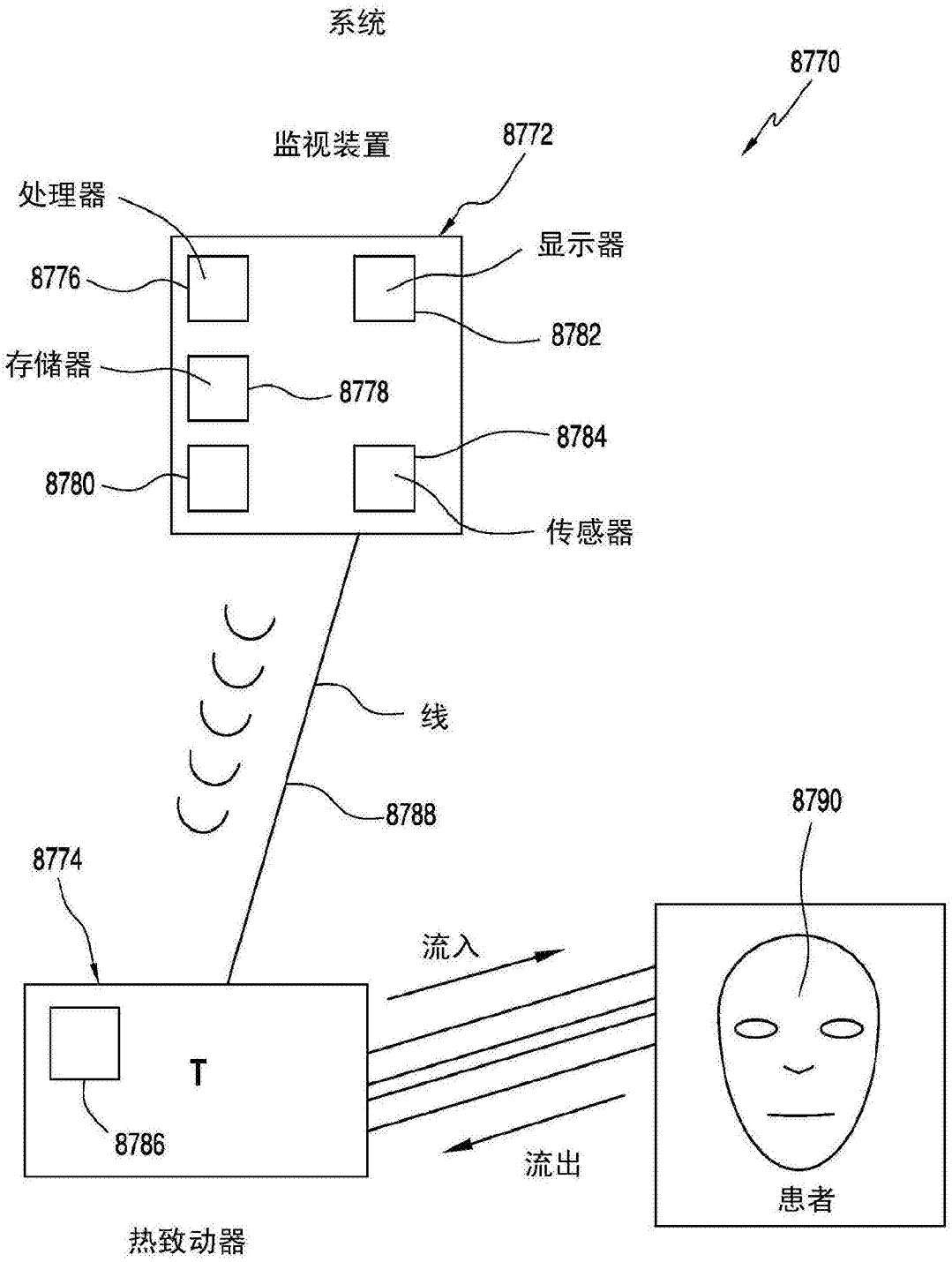

系统
8770
监视装置
8772
处理器
显示器
8776
8782
存储器
8778
8784
8780
传感器
线
8788
8790
8774
流入
T
8786
流出
患者
热致动器

图76

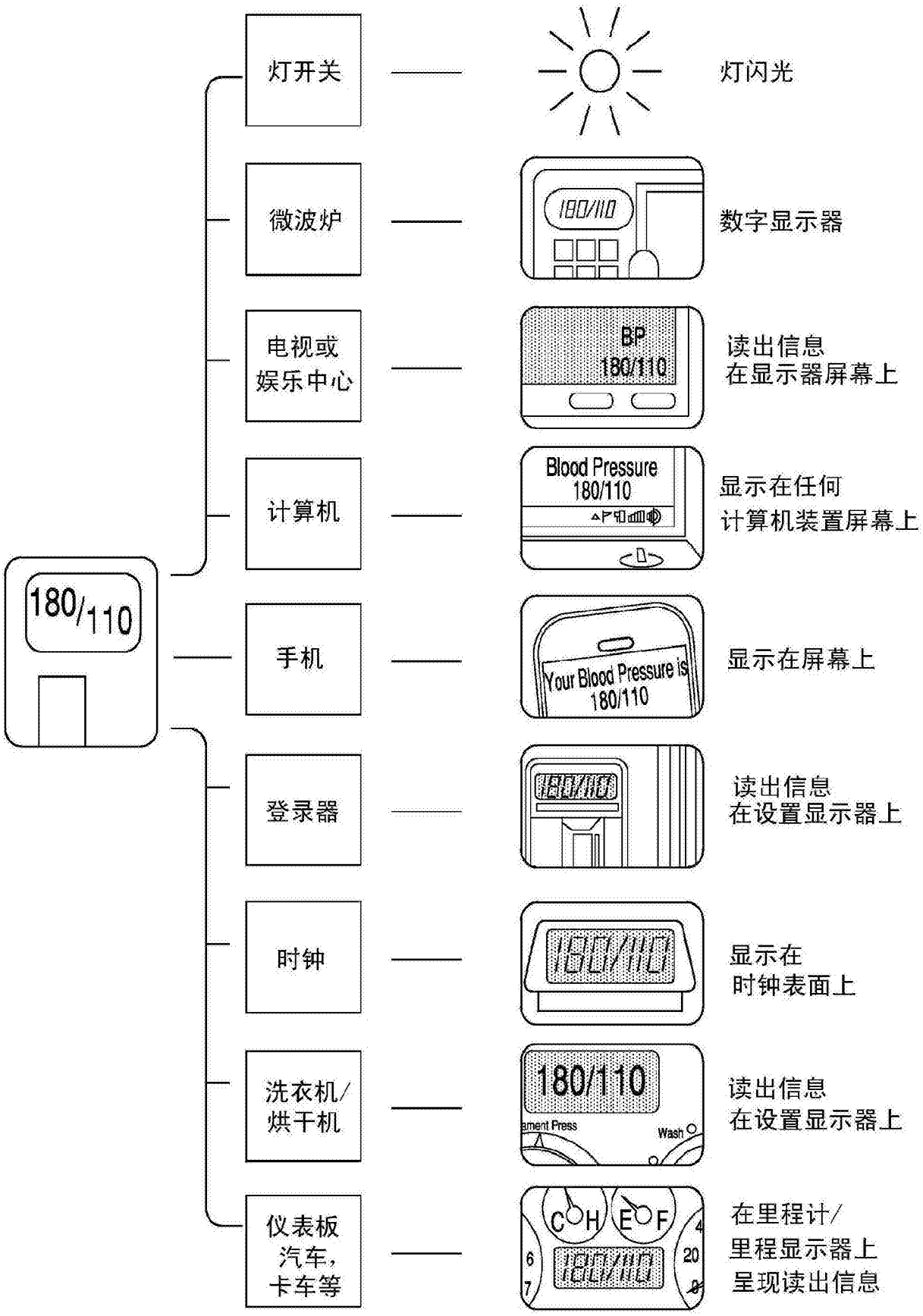

180/110
灯开关
灯闪光
微波炉
180/110
数字显示器
电视或
娱乐中心
BP
180/110
读出信息
在显示器屏幕上
计算机
Blood Pressure
180/110
显示在任何
计算机装置屏幕上
手机
Your Blood Pressure is
180/110
显示在屏幕上
登录器
读出信息
在设置显示器上
时钟
显示在
时钟表面上
洗衣机/
烘干机
180/110
Wash
读出信息
在设置显示器上
仪表板
汽车，
卡车等
C H E F
在里程计/
里程显示器上
呈现读出信息

图77

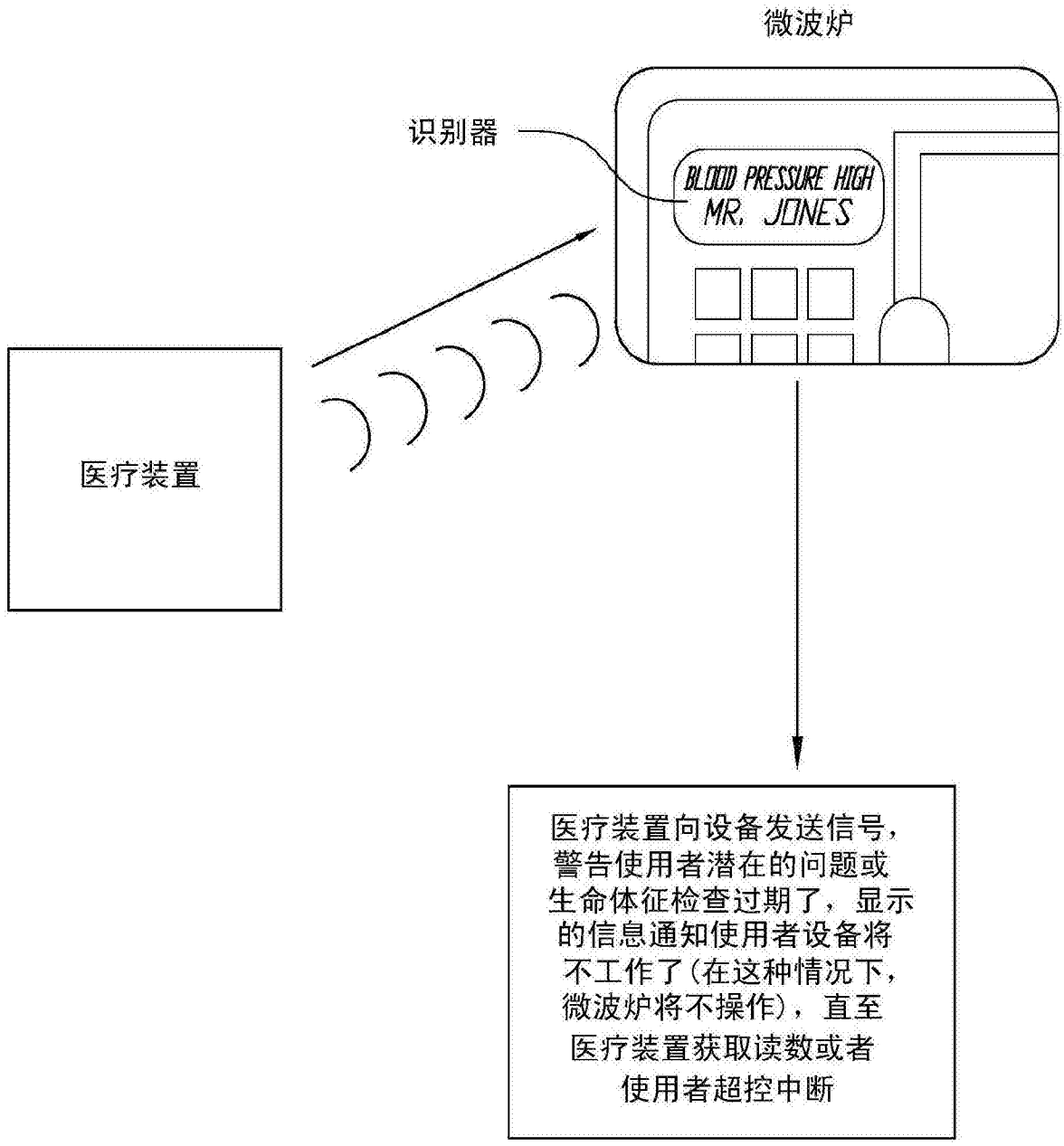

微波炉
识别器
BLOOD PRESSURE HIGH
MR. JONES
医疗装置
医疗装置向设备发送信号，
警告使用者潜在的问题或
生命体征检查过期了，显示
的信息通知使用者设备将
不工作了(在这种情况下，
微波炉将不操作)，直至
医疗装置获取读数或者
使用者超控中断

图78