



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 01822606.X

[43] 公开日 2004年9月8日

[11] 公开号 CN 1527987A

[22] 申请日 2001.12.17 [21] 申请号 01822606.X
 [30] 优先权
 [32] 2000.12.15 [33] US [31] 60/255,835
 [86] 国际申请 PCT/US2001/048964 2001.12.17
 [87] 国际公布 WO2002/047542 英 2002.6.20
 [85] 进入国家阶段日期 2003.8.12
 [71] 申请人 全向磁带回线自动记录器技术公司
 地址 美国纽约
 [72] 发明人 马克·A·福奇

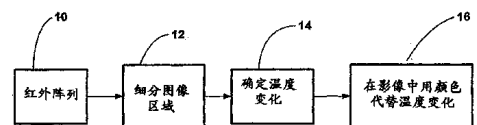
[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
 商标事务所
 代理人 李德山

权利要求书3页 说明书6页 附图10页

[54] 发明名称 借助于红外探测器测量生理状态用的方法和设备

[57] 摘要

一种红外摄像机，由其提供人体一部分的一系列红外图像帧。优选的摄像机配备一碲化镉量子阱红外光电探测器(QWIP)的焦平面阵列(10)。该红外图像发送给一处理器，其将每个图像处理成多个小的子区域(12)。在每个子区域中，测量温度随时间的变化，并将该子区域中的变化表示成温度代码(14)。然后在该红外图像的每个子区域中将温度代码显示成颜色(16)。在最佳实施例中，大脑的生理变化被作为大脑功能的不同部分进行观察。



ISSN 1008-4274

1. 一种测量活体生理状态用的方法，包括以下步骤：
形成身体一部分的红外图像；
将该红外图像区域细分成多个子区域；
测量子区域中温度随时间的变化，并产生与该子区域相应的温度代码，该温度代码代表该子区域中的温度变化；以及
产生身体该部分的图像，其中用对相应该子区域的温度代码所独有的视觉特征表示子区域。
2. 如权利要求 1 所述的方法，其中该视觉特征为该子区域的颜色。
3. 如权利要求 1 所述的方法，其中由估计预定时间间隔内温度变化的直线的斜率估计温度随时间的变化。
4. 如权利要求 3 所述的方法，其中该时间间隔为 10 秒。
5. 如权利要求 1 所述的方法，其中利用碲化镓量子阱红外光电探测器的焦平面阵列形成该红外图像。
6. 如权利要求 5 所述的方法，其中该阵列包括 256×256 个光电探测器，并以每秒 20 帧的速度抓取红外图像。
7. 如权利要求 1 所述的方法，其中所产生的图像是静态的。
8. 如权利要求 1 所述的方法，其中所产生的图像是运动图像。
9. 一种用于测量活体生理状态的设备，包括：
一红外摄像机，由其形成身体一部分的红外图像；
一分割器，其将该红外图像区域细分成多个子区域；
一温度处理器，其测量子区域内温度随时间的变化，并产生与该子区域相应的温度代码，该温度代码表示该子区域中的温度变化；
以及
一显示处理器，其产生一能在显示装置上形成身体该部分图像的图像信号，其中用对相应该子区域的温度代码所独有的视觉特征表示子区域。

10. 如权利要求 9 所述的设备, 其中该视觉特征为显示器上该子区域的颜色。

11. 如权利要求 9 所述的设备, 其中温度处理器通过估计预定时间间隔内温度改变的直线的斜率, 估计温度随时间的变化。

12. 如权利要求 11 所述的设备, 其中该时间间隔为 10 秒。

13. 如权利要求 9 所述的设备, 其中该摄像机包括一砷化镓量子阱红外光电探测器的焦平面阵列, 在其上形成该红外图像。

14. 如权利要求 13 所述的设备, 其中该阵列包括 256×256 个光电探测器, 并且该摄像机以每秒 20 帧的速度抓取红外图像。

15. 如权利要求 9 所述的方法, 其中该摄像机图像是静止的。

16. 如权利要求 9 所述的方法, 其中该摄像机图像是运动图像。

17. 一种测量活体生理状态用的方法, 包括以下步骤:

形成身体一部分的红外图像;

测量该图像的子区域中温度随时间的变化, 并产生与该子区域相应的温度代码, 该温度代码代表该子区域中的温度变化; 以及

利用该代码作为生理状态指示。

18. 一种用于测量活体生理状态的设备, 包括:

一红外摄像机, 由其形成身体一部分的红外图像;

一温度处理器, 其测量子区域内温度随时间的变化, 并产生与该子区域相应的温度代码, 该温度代码表示该子区域中的温度变化; 以及

一显示处理器, 其产生一能形成代码的可视表示的信号, 作为生理状态指示。

19. 如权利要求 1 或 17 中任何一个所述的方法, 其中该测量步骤通过以下进行:

(a) 对时间间隔 T 确定该子区域中的平均温度, 并将该平均值以变量 F 保存;

(b) 对时间间隔 L 确定该子区域中的平均温度, 并将该平均值以变量 G 保存;

(c) 将温度代码确定为连接两个平均值 F 和 G 的直线的斜率；并且

(d) 重复步骤 (a) 到 (c)，直到时间间隔 D 结束。

20. 如权利要求 9 或 18 中任何一个所述的设备，其中该温度处理器：

(a) 对时间间隔 T 确定该子区域中的平均温度，并将该平均值以变量 F 保存；

(b) 对时间间隔 L 确定该子区域中的平均温度，并将该平均值以变量 G 保存；

(c) 将温度代码确定为连接两个平均值 F 和 G 的直线的斜率；并且

(d) 重复步骤 (a) 到 (c)，直到时间间隔 D 结束。

借助于红外探测器测量生理状态用的方法和设备

技术领域

概括来说本发明涉及监测身体用的方法和设备，更准确地说，涉及使用红外探测器监测并分析组织和器官的血流，以及大脑和身体其他部分生理状态（physiology）的方法和设备。

背景技术

动态区域遥测温度术（DAT — Dynamic Area Telethermometry）是一种已知概念，并且在 Michael Anbar 博士 1991 年出版的 *Thermology* 3（4）：234-241，1991 中对其进行了全面描述。它是对自主神经系统的一种非侵入性功能测试，监测人体皮肤不同区域上温度调节频率（TRF）的光谱结构和空间分布的变化。以通过红外成像进行测量的黑体红外辐射学为基础，DAT 根据感兴趣区域上温度分布变化得出有关热产生、传输和消散的动态信息。可以检测区段平均温度或者这些平均温度方差的变化；方差测量温度分布的均匀性，从而测量皮肤灌注（perfusion）的均匀性。如 Anbar 博士在 *European J Thermology* 7: 105-118, 1997 中指出，在超灌注条件下，均匀度达到最大，且其时间调制幅值最小。根据不同皮肤区域上温度分布的周期性变化，可得出对该给定区域中温度进行控制的方法的温度调节频率。

DAT 在影响神经学或血管功能的多种异常的诊断和处理中很有用。利用 DAT 测量大皮肤区域上血液灌注的周期性改变，以便确定局部损伤的神经元控制，从而提供一种对皮肤癌和相对较浅肿瘤疾患，如乳癌的快速、廉价筛选试验。Michael Anbar 博士 1994 年在题为“医学诊断和处理中的定量和动态遥测温度术”（Quantitative and Dynamic Telethermometry in Medical Diagnosis and

Management, CRC Press Inc. 1994 年 9 月) 的专论中详细描述了 DAT 的不同临床应用。

授予 Michael Anbar 的美国专利 No.5,810,010, No.5,961,466 和 No.5,999,843, 其中第一专利被许可使用, 其余专利被转让给本专利申请的受让人, 涉及用于癌症检测的方法和设备, 包括测量与发生在肿瘤损害和其周围组织中的免疫应答有关的血液灌注性的时间周期性改变。具体而言, 该癌症检测方法包括检测血液灌注的非神经元温度调节, 皮肤温度的空间均匀性的周期性改变, 皮肤温度的空间均匀性的异常波动, 以及与皮肤温度的空间均匀性周期性改变有关的异常体温调节频率。这三篇专利的全部内容在此引作参考。

根据本发明的最佳实施例, 一红外摄像机提供人体一部分的一系列红外图像(帧)。优选的摄像机配备一砷化镓量子阱红外光电探测器(QWIP)的焦平面阵列。这种摄像机能记录皮肤温度调节及其均匀性, 精度高于 ± 15 毫度 C。该红外图像被发送给一处理器, 其将该图像处理成多个小的子区域。在每个子区域中, 测量温度随时间的改变, 并且将子区域中的温度改变表示成温度代码。然后将此温度代码显示成颜色, 显示在红外图像影像中的每个子区域中。从而观察者可以监测并分析人体的生理状态。在最佳实施例中, 于观察大脑功能不同部分的同时, 观察大脑的生理变化。不过可知, 与 DAT 装置相比, 本发明提供一种用于癌症检测的有用装置。

附图简要说明

通过下面参照附图对本发明的详细说明, 可更充分理解上述简要说明, 以及本发明的其他目的、特征和优点, 其中:

图 1 为说明本发明方法和设备操作的方块图;

图 2 为一计算机屏幕的拷贝, 说明人脑的红外图像, 以及根据本发明使用计算机程序选择一部分图像进行处理;

图 3 为在 10 秒(2000 帧)间隔内该红外图像子区域中以时间为函数的温度曲线, 用最佳拟合线估计该温度;

图 4 为与图 3 相似的曲线，表示 10 秒间隔内不同子部分的最佳拟合线；

图 5 为与图 3 相似的曲线，说明以分段方式用不同最佳拟合线拟合曲线不同部分；

图 6 为经过处理的图像，说明在全部帧集上红外图像的平均温度；

图 7, 8 和 9 为经过处理的同一对象的大脑的图像，分别表示趾运动、舌头运动和手腕运动期间的大脑活动；

图 10 为病发作时患者的经过处理的图像；

图 11 为温度波形曲线，说明实时估计温度变化的方法；以及

图 12 为用于说明图 11 中所用方法的流程图。

最佳实施例的详细说明

现在将转而描述最佳实施例的细节，将描述一种系统和方法，用于在手术期间采集的大脑图像的基础上产生经过处理的图像。当根据本发明进行处理时，图像清楚地揭示出血流以及大脑不同部分起作用时产生的生理变化。后者为血液灌注改变、大脑作用期间或作为大脑作用结果产生的作为新陈代谢活动改变的结果和/或脑化学或电化学改变的结果的红外发射变化的结果。本领域技术人员可知该方法和设备可以应用于大脑以外的任何器官或组织。该最佳实施例的一个重要性在于，它描绘出正常活动期间组织或器官中受到激励的区域，并且以后可使用该信息区分健康和有病组织和器官。可将该数据表示成静态图像或者说明随时间变化的动画。

图 1 为功能方块图，表示本发明的设备和方法。在一红外摄像机中，利用 QWIP 红外传感器阵列 10 形成操作期间大脑的红外图像。该阵列最好包括 256×256 个传感器，并以每秒 200 帧的帧速抓取图像。最好，对大脑成像 10 秒。在最佳实施例中，将所产生的红外图像数据保存到硬驱计算机（hard drive a computer）中。

在方块 12，在整个图像区域上将每个红外帧分成数以千计的单

个子区域（最好每个子区域为 2×2 个像素）。在方块 14，确定某个时间周期上每个子区域的温度变化，并保存为该区的代码。在方块 16，在这些子区域中将各个子区域的代码显示成颜色。在最佳实施例中，该代码表示代表一定时间周期上温度变化的最佳拟合线的斜率。

图 2 为用于处理大脑的红外图像的计算机程序屏幕的屏幕打印。此大脑的红外图像 20 通过从黑，到绿，到红，最后到白的颜色谱，表示大脑的温度。作为初始步骤，在一帧影像中选择一待分析图像的区域 22（用红色表示）。在该过程中，操作员还可以选择被显示的温度范围，在该情形下为 $31 \sim 36^\circ\text{C}$ 。然后将所选择的区域分成单个子区域。

图 3 说明在一特定子区域中，在 10 秒帧间隔（2000 帧）期间的温度变化。图 3 还表示出作为图 3 所示整个波形最佳拟合线的直线 24。在最佳实施例中，针对每个子区域产生该最佳拟合线，并针对每个子区域产生代表该子区域最佳拟合线斜率的代码。然后将每个代码转换成颜色，并将该颜色添加到整个图像影像中的该子区域上。产生如图 6-10 所示的彩色图像。

图 6 以灰度透视图方式说明一图像，表示整个帧集合上的平均温度。该图像揭示出与血管结构有关的某些信息。

图 7，8 和 9 为分别进行趾、舌头和腕部运动时对同一对象拍摄的灰度透视图像。在每种情况下，均围绕各个运动中所涉及到的大脑部分绘出圆圈。通过拍摄诸如此类的图像，有可能将患者的各种活动映射到大脑不同区域。当发生异常时，医生知道在分析患者时应观察大脑哪个部分。

图 10 表示发病时患者的大脑。应该注意，细胞代谢活动增大的区域实际上可以为一点点。

图 4 说明与图 3 相同的波形，不仅表示出与全部 10 秒相应的最佳拟合线 24，而且表示出与逐渐减小的波形间隔相应的逐渐缩短的最佳拟合线。可知，并非如图 6-10 所示具有“静止画面”，应该有可能获得具有连续图像的一系列静止或“视频”，表示与图 4 中逐

渐更长直线的代码相应的颜色。从而该图像序列相应于不同动作或情形期间随大脑活动性改变的大脑视频。

图 5 也表示图 3 和 4 的波形，不过这次是由一系列直线 26a, 26b, 26c, 26d, 26e, 26f 等以分段方式进行估计。在这种情况下，在每 0.5 秒间隔内，用不同最佳拟合线段估计该波形，并且这些线段的斜率将提供在图像相应子区域中显示成颜色的代码序列，产生一视频图像。

已经作为系统说明了最佳实施例，其中通过使用温度变化代码影响影像部分的颜色，产生身体该部分的影像。不过可以制造出没有可视影像的有用的诊断装置。例如，红外传感器可以观察非常小的区域，诸如皮肤上的斑点或瑕疵，并且可以产生一温度变化代码，表示被扫描点的状态（例如存在或不存在癌）。代码本身的数值可以为该装置的输出。或者，可将该代码与一阈值进行比较，并基于比较结果产生一指示。

已经作为系统说明了最佳实施例，其中将视频信息保存在硬驱上，然后进行处理，以显示出经过处理的图像。此处经过处理的图像为视频图像，并且这类处理中包含的延迟是不合乎需要的，因为该视频图像不是实时的。不过，当前所能得到的最高质量图形卡可产生基本上为实时的视频图像。本领域技术人员可知很容易得到的处理技术，如使用多重处理器计算机（multi-processor computers）和并行处理能产生与实时视频毫无区别的结果。

图 11 说明计算温度斜率代码用的另一种方法，实际上可在任何计算机上产生实时视频图像；图 12 为流程图，用于描述以函数 SLOPE 形式由计算机执行的方法。

图 11 表示从时刻 T_0 开始，在一特定子区域内温度随时间的变化。最初，操作员选择三个值 D, T 和 L。D 为新斜率代码产生的速度，可以通过选择实现特定的视频帧速，如每秒 15-30 帧。T 和 L 为处理时间间隔，最好在 10 秒范围内，下面对其进行进一步讨论。在方块 200 开始函数 SLOPE，在时刻 T_0 设置计时器（方块 202），并

且计算平均温度（方块 204）。如果计时器测量一时间间隔 D ，则中断温度平均（方块 208），并启动函数 SLOPE 的第二版本（方块 206），重新开始温度平均。如果计时器测量一时间间隔 T ，则中断温度平均（方块 208），并且用变量 F 保存温度平均值（方块 210 和点 $F1$ ）

然后启动计时器（方块 212），并开始计算新的温度平均（方块 214）。当计时器测量一时间间隔 L 时，中断温度平均（方块 216），并且用变量 G 保存温度平均值（方块 218 和点 $G1$ ）。在方块 220，然后将温度斜率确定为两个平均值 F 和 G 之间直线的斜率，连接点 $F1$ 和 $G1$ 的该直线的斜率，并且结束函数 SLOPE（方块 222）。

这时，被启动函数 SLOPE 的其它例证继续其处理直至完成。例如，在产生第一斜率值之后经过时间间隔 D ，针对点 $F2$ 和 $G2$ 产生第二斜率值。总的效果是在最初的 $T+L$ 延迟之后，在每个时间间隔 D 结束时针对每个子区域产生一新的斜率值。

虽然为了说明目的描述了本发明的最佳实施例，不过本领域技术人员可知，在不偏离所附权利要求限定的本发明范围和精神的条件下，可进行多种补充、修改和替换。

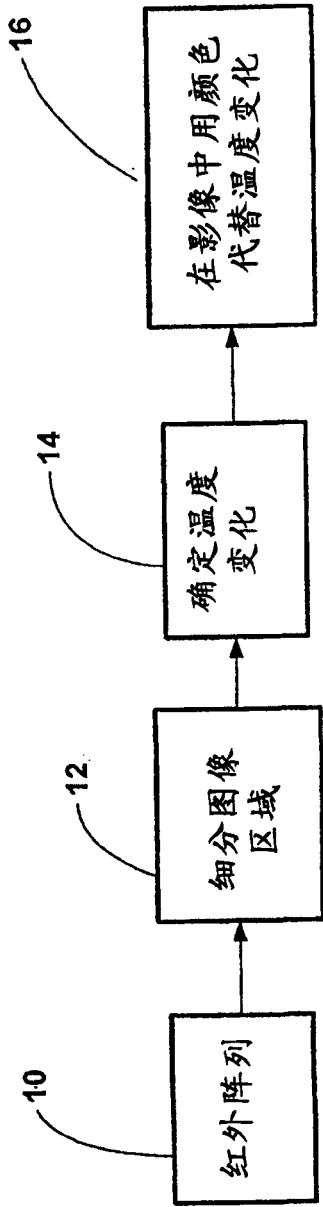
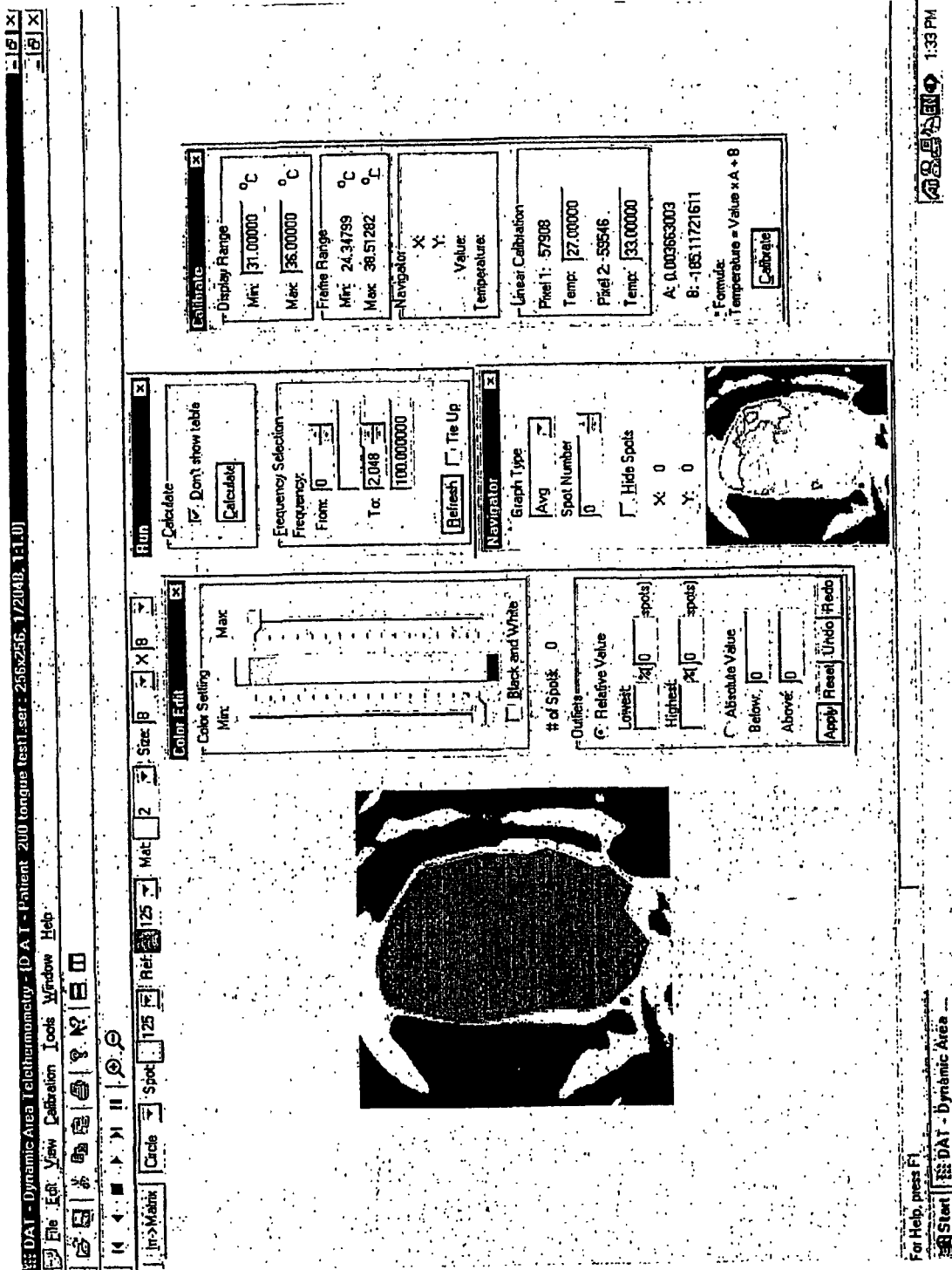


图1

图 2



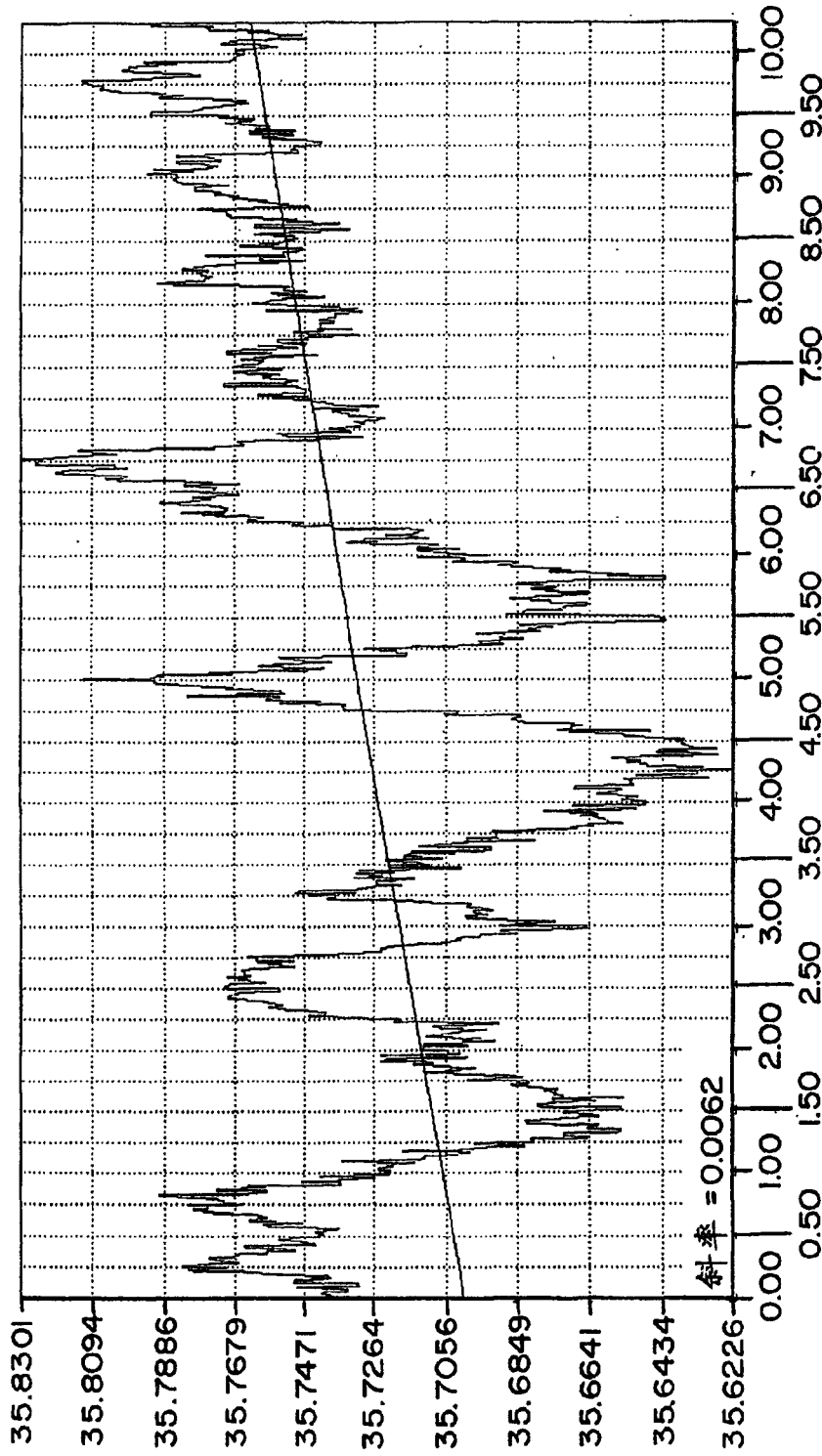
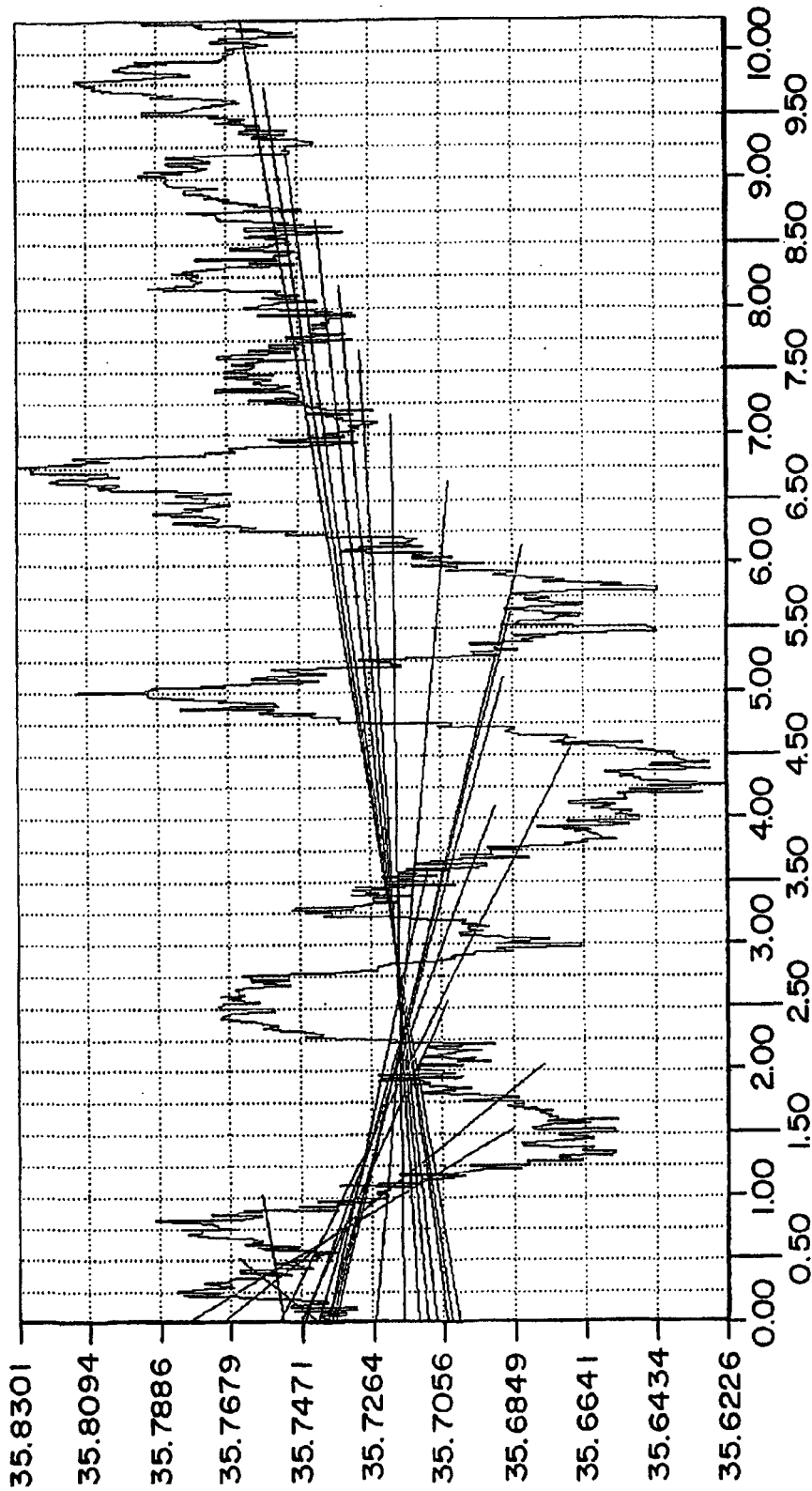


图 3



秒 图 4

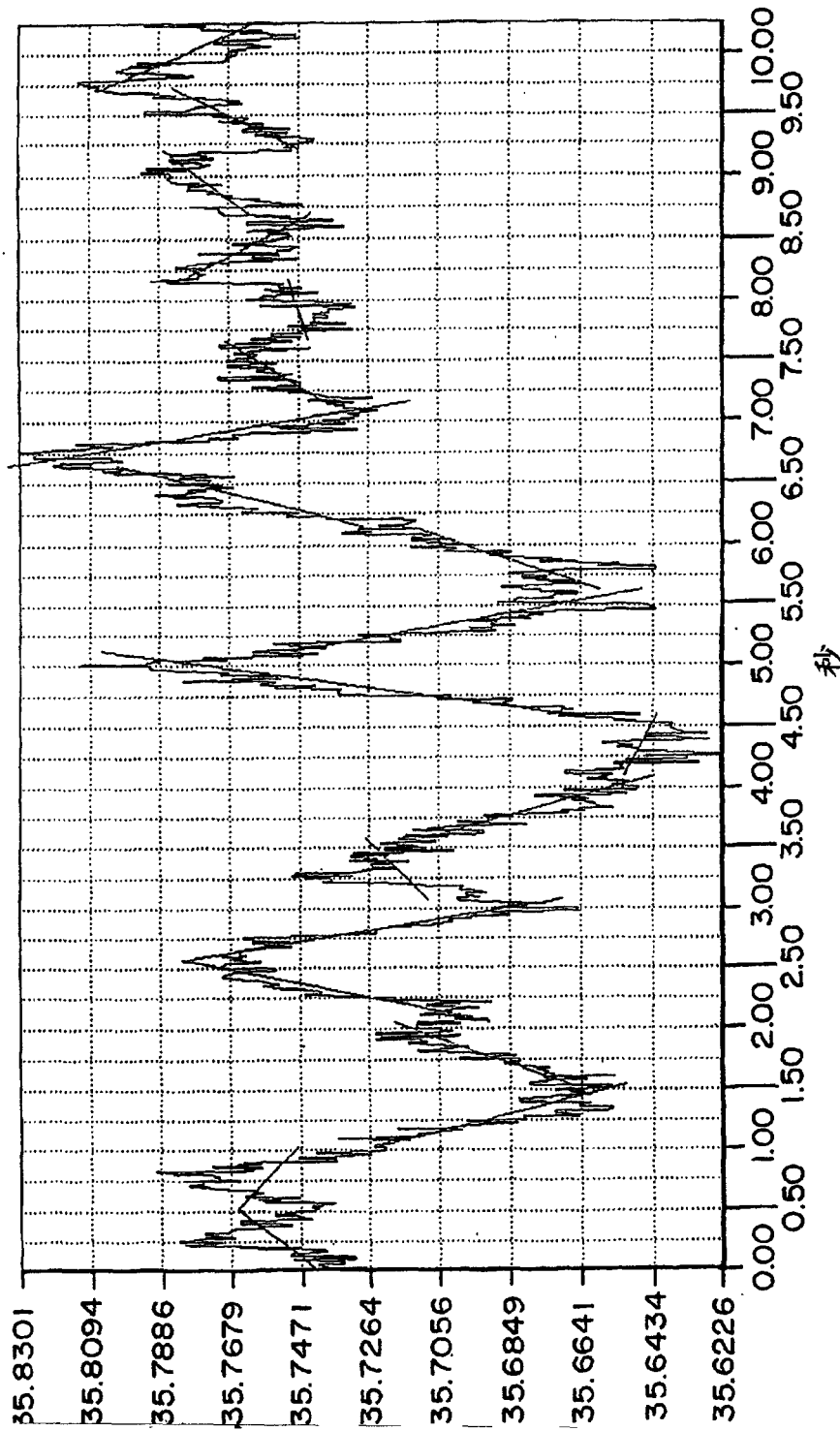


图5



图6

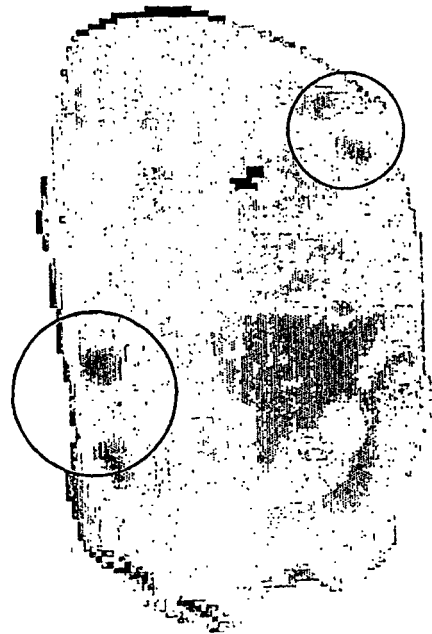


图7



图 8

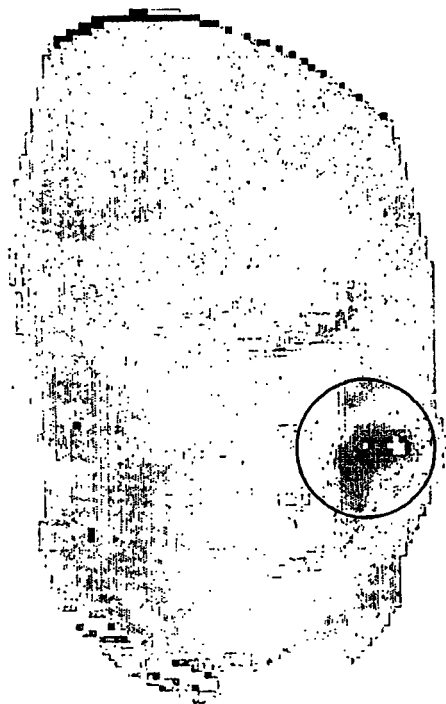


图 9

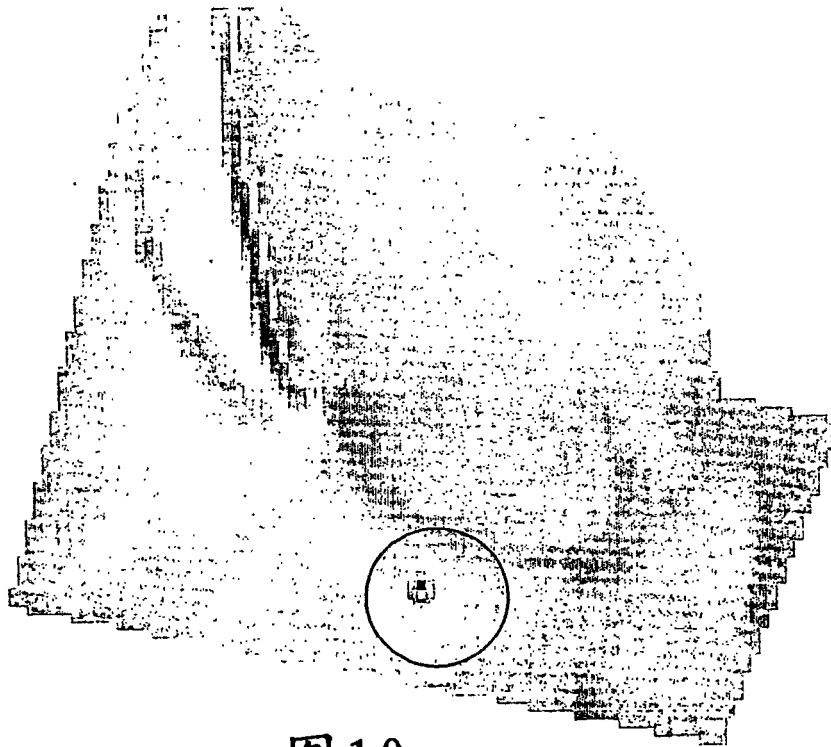


图 10

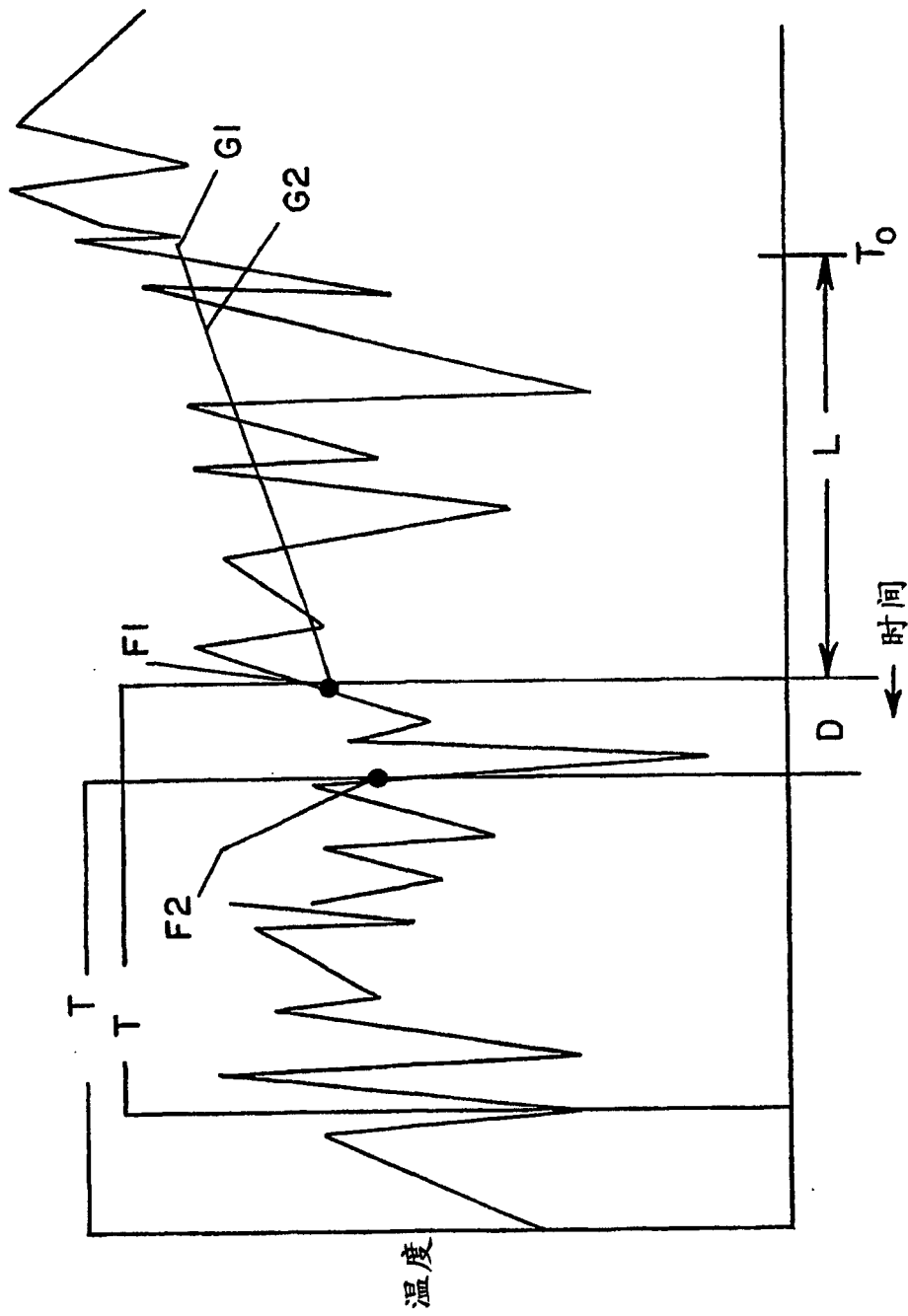


图11

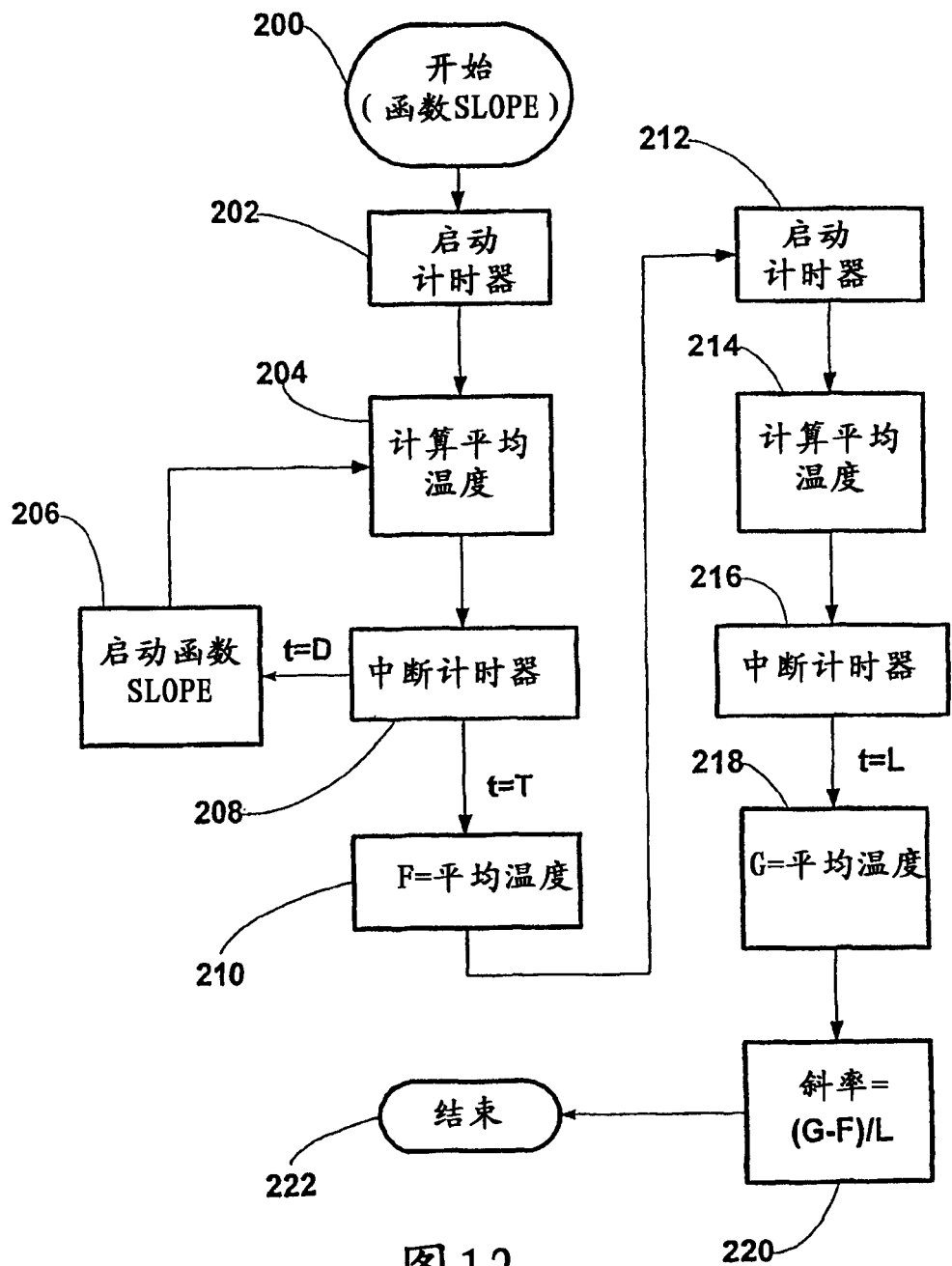


图12

专利名称(译)	借助于红外探测器测量生理状态用的方法和设备		
公开(公告)号	CN1527987A	公开(公告)日	2004-09-08
申请号	CN01822606.X	申请日	2001-12-17
[标]发明人	马克A福奇		
发明人	马克·A·福奇		
IPC分类号	G01J11/02 A61B5/00 A61B5/01 G01J5/48 G06K9/00		
CPC分类号	A61B5/015 A61B5/4064		
代理人(译)	李德山		
优先权	60/255835 2000-12-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种红外摄像机，由其提供人体一部分的一系列红外图像帧。优选的摄像机配备一碲化镉量子阱红外光电探测器(QWIP)的焦平面阵列(10)。该红外图像发送给一处理器，其将每个图像处理成多个小的子区域(12)。在每个子区域中，测量温度随时间的变化，并将该子区域中的变化表示成温度代码(14)。然后在该红外图像的每个子区域中将该温度代码显示成颜色(16)。在最佳实施例中，大脑的生理变化被作为大脑功能的不同部分进行观察。

