



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 00809266.4

[45] 授权公告日 2005 年 8 月 31 日

[11] 授权公告号 CN 1216566C

[22] 申请日 2000.6.20 [21] 申请号 00809266.4

[30] 优先权

[32] 1999.6.21 [33] US [31] 60/140,128

[86] 国际申请 PCT/US2000/016851 2000.6.20

[87] 国际公布 WO2000/078211 英 2000.12.28

[85] 进入国家阶段日期 2001.12.21

[71] 专利权人 威克特约翰雅那柯尼二世

地址 美国纽约

[72] 发明人 威克特约翰雅那柯尼二世

卡洛·A·雅那柯尼

班杰明·A·卢梭 雅各葛林

威廉·B·哈宾斯

审查员 王翠平

[74] 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司

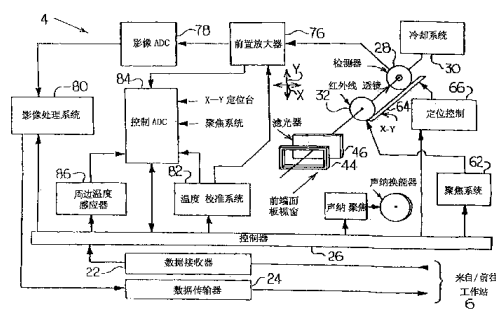
代理人 陈 红 潘培坤

权利要求书 4 页 说明书 23 页 附图 9 页

[54] 发明名称 高清晰度动态数字红外线造影的方法及设备

[57] 摘要

一种红外线造影机(4)可从位于摄影机的视野(92)内的患者取得多个红外线辐射的帧(94)。各个帧(94)是在对应的帧取样期间取得,且各个帧(94)是对应在其帧取样期间中,从视野(92)内的光学元件(90)阵列所取得的红外线辐射。多个变化率可被测定,而各个变化率是对应红外线辐射的变化,且该红外线辐射是从光学元件(90)阵列接收而来,而每个变化率是对应在至少两个帧(94)中从同样的光学元件(90)接收的红外线辐射的变化。每个变化率可被映射成彩色或灰度,而各个变化率的彩色或灰度映射至一影像上的位置,并对应于在视野(92)中的光学元件(90)的位置。摄影机(4)可应用于肿瘤疾病的早期检验、血管生成检验与/或疼痛物理疗法的处理部位的鉴别。



1. 一种产生患者的红外线辐射影像的方法，其特征在于，该方法包含下列步骤：

5 (a) 提供一种红外线造影机，被装设在该红外线造影机所能观看到的视野内接收来自光学元件阵列的红外线辐射；

 (b) 取得来自位于该视野内的患者的多个红外线辐射的帧，每个帧是在对应的帧取样期间取得，且各个帧是对应在其帧取样期间中，从该视野内的光学元件阵列所取得的红外线辐射；

10 (c) 测定多个从该光学元件阵列所接收的红外线辐射的变化率，且每个变化率对应于至少两个帧中从相同光学元件接收的红外线辐射的变化；

 (d) 映射每个变化率成彩色或灰度；以及

 (e) 映射各个变化率的彩色或灰度至一影像上的位置，并对应于在
15 该视野中的光学元件的位置。

2. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于其中：

该多个帧是在造影期间取得；以及

每个帧的撷取次数是固定或可变的。

3. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于还包含调整从每个光学元
20 件所取得的红外线辐射的绝对温度。

4. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于所述的步骤 (c) 中测定该多个变化率的步骤包含测定一阶导数或二阶导数。

5. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于所述的步骤 (b) 包含在该帧取样期间中，顺序地取得来自该视野内的每一光学元件的红外线辐射。

25 6. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于所述的步骤 (b) 包含在相

同时间取得来自该视野内所有光学元件的红外线辐射。

7. 如权利要求 2 所述的方法，其特征在于所述的步骤（b）包含下列步骤：

使患者暴露于环境温度中；

5 开始摄取帧；

使患者暴露于被调节控制在不同于该环境温度的气流中；以及
造影期间过后，终止帧的摄取。

8. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于还包含在患者身上，设置至少一个标记，并且在视野内，该至少一个标记具有一不同患者的发射率。

10 9. 如权利要求 8 所述的方法，其特征在于所述的上述至少一标记是被置于该患者的固定解剖结构的位置上。

10. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于还包含下列步骤：

放置至少一个位于该视野内并靠近该患者的反射镜；以及

15 定向该至少一个反射镜的方位，以反射一部分位于该视野内却被该患者的另一部分挡住该红外线造影机的红外线辐射。

11. 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于还包含下列步骤：

在该红外线造影机与该患者之间放置一栅格；

通过该栅格传送热能至该患者身上；以及

直接从该患者取得与从该至少一个反射镜取得红外线辐射的帧。

20 12. 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于还包含由直接从该患者取得与从该至少一个反射镜取得的红外线辐射制作该患者的三维立体影像。

13. 一种红外线造影设备，其特征在于，包含：

25 一检测器，用于检测来自光学元件阵列上每个光学元件的红外线辐射，该光学元件阵列是构成该造影设备的视野；

一控制器，用于控制该检测器，选择性地在多个相同取样期间中取得

来自该光学元件阵列的多个红外线辐射的帧，每个帧是对应在一个取样期间来自该阵列的所有光学元件的红外线辐射；以及

一工作站，用于测定该多个红外线辐射的变化率，且该红外线辐射是通过该检测器从该阵列接收而来，每个变化率是对应该红外线辐射的变化，且该红外线辐射是从至少两个帧中同样的光学元件取得，其中该工作站：

映射每个变化率成彩色或灰度；以及

映射各个变化率的彩色或灰度至一影像上的位置，并对应于在该视野中相应的光学元件的位置。

10 14. 如权利要求 13 所述的红外线造影设备，其特征在于所述的每个光学元件是对应该视野中的最小单元，并可经由该检测器进行处理。

15 15. 如权利要求 13 所述的红外线造影设备，其特征在于还包含一装置用于将各个光学元件的红外线辐射转换为对应的数据，其中该工作站是利用对应于从至少两个帧的光学元件所取得的红外线辐射的数据，测定每个光学元件的变化率。

16. 如权利要求 13 所述的红外线造影设备，其特征在于其中：

该多个帧是在一造影期间取得；以及

每个帧的撷取次数是固定或可变的。

17. 如权利要求 13 所述的红外线造影设备，其特征在于其中：

20 该多个帧中每个帧的撷取次数在造影期间内是以对数体现；以及在造影期间的后期增加撷取的次数。

18. 如权利要求 13 所述的红外线造影设备，其特征在于所述的所述至少两个帧之间至少间隔一个帧。

19. 如权利要求 13 所述的红外线造影设备，其特征在于其中：

25 该帧的取得是与位于该视野中所接受的患者的心跳周期同步；以及该至少两个帧是从两个不同心跳周期的相同部分中取得。

20. 如权利要求 13 所述的红外线造影设备，其特征在于还包含至少一个位于该视野内并靠近该患者的反射镜，其中：

该至少一个反射镜是在该视野内被接收；以及

该至少一个反射镜的方位是被调整用以反射一部分位于该视野内却被该患者的另一部分挡住该红外线造影机的红外线辐射。

21. 如权利要求 13 所述的红外线造影设备，其特征在于所述设备应用于：

(i) 肿瘤疾病的检验；

(ii) 血管造影的检验；或

(iii) 疼痛物理疗法的处理部位的鉴别。

高清晰度动态数字红外线造影的方法及设备

5 技术领域

本发明是有关于造影的设备与方法，特别关于一种用于产生红外线影像的设备与方法。

背景技术

10 目前，红外线造影（有时被称为热造影）已被应用于进行材料的非破坏性测试，如印刷电路板与涡轮叶片等。而应用于医疗诊断的红外线造影技术一直受到很大的限制，此是由于设备的不足以及缺乏有关于生物的红

外线辐射能量和造成此种辐射的潜在生理过程的普遍性理论。

早期所使用的红外线造影是依赖解析度不足的检测器，因而无法为医

15 疗诊断提供足够且可靠的数值。虽然红外线检测器的技术已有所改进，但利用红外线造影机来检测人体表面温度的细微变化，仍无法为有效的医疗诊断提供足够的资讯。

因此，本发明的目的之一是提供一种红外线造影系统，以及一种利用此种红外线造影系统的方法，在热应力（thermal stress）的作用下检测

20 从人体所放射的红外线辐射性质的变化，并由人体对于热应力所产生的反应得到关于生理功能的诊断资讯。本发明的另一目的是提供一种红外线造影系统，其可以立体的方式观察和分析由人体所散发出来的红外线辐射。本发明的其它的目的在研读并了解下述的详细说明后将显而易见。

25 发明内容

鉴于上述的缺点，本发明提供一种为患者产生红外线影像的方法。本发明的方法包括提供一种红外线造影机，用于接收可由红外线造影机观看到的视野（field-of-view, FOV）内的光学元件（optical element）阵列而来的红外线辐射。从位于视野内的患者上可得到多个红外线辐射的帧（frame）。各个帧是在对应的帧取样期间取得，且各个帧是对应在其帧取样期间，从光学元件阵列所取得的红外线辐射。多个从光学元件阵列所取得的红外线辐射的变化率可以被测定，而各个变化率是对应红外线辐射的变化，且该红外线辐射是从至少两个帧中同样的光学元件接收而来。每个变化率皆可映射（map）成彩色或灰度，而各个变化率的彩色或灰度皆可映射至一影像上的位置，并对应于在视野中的光学元件的位置。

多个帧是在造影期间当中取得，且各个帧的取得可为固定或随机的。在每个光学元件上所接收到的红外线辐射可调整为绝对温度，而测定每个变化率的步骤可包含决定一阶导数或二阶导数。红外线辐射可连续地在帧取样期间中从视野内的各个光学元件取得。在另一种情况中，红外线辐射可在大致相同的时间从视野内所有的光学元件取得。

在开始摄取帧之前，患者可暴露于环境温度当中。而后即可开始进行帧的摄取，且患者是暴露于被调节控制在不同于环境温度的空气中。在经过造影期间之后，即可终止帧的摄取。至少有一个具有不同于患者的发射率的标记（marker）被放正在患者身上并在视野当中，此标记最好是位于患者的固定解剖结构的位置上。

在患者的附近可放置一或多个反射镜于视野之内，同时可调整一或多个面境的方位，使其能够反射一部分位于视野内却被患者的另一部分挡住红外线造影机的红外线辐射。

在红外线造影机与患者之间可放置栅格。热能是经由栅格而传递至患者身上，而红外线辐射的帧可直接从患者与一或多个反射镜取得。患者的三维立体影像即可由直接从患者与一或多个反射镜取得的红外线辐射制

作出来。

此外，本发明亦提供一种红外线造影设备。本发明的红外线造影设备包含一种装置用于检测从光学元件阵列上每个光学元件而来的红外线辐射，且该光学元件阵列构成造影设备的视野。一控制器与红外线造影设备连接，且该控制器是用于控制一检测装置，以选择性地在多个相同取样期间中取得由光学元件阵列而来的多个红外线辐射的帧。每个帧是对应在一个取样期间从阵列的所有光学元件而来的红外线辐射。工作站可测定多个红外线辐射的变化率，且该红外线辐射是借由检测装置而从阵列接收而来。每个变化率是对应红外线辐射的变化，且该红外线辐射是从至少两个帧中同样的光学元件取得。工作站可将每个变化率映射成彩色或灰度，并可将各个变化率的彩色或灰度映射至一影像上的位置，且该位置是对应于在视野中的光学元件的位置。

以较佳的情况而言，每个光学元件是对应视野中的最小单元，并可经由检测装置进行处理。

本发明的造影设备可包含用于将各个光学元件的红外线辐射转换为对应数据的装置。工作站可利用对应于从每个帧的每个光学元件所取得的红外线辐射的数据，测定在至少两个帧中相同光学元件的变化率。

以较佳的情况而言，每个帧所取得的次数在造影期间内是以对数体现，且在造影期间的后期增加取得帧的次数。

帧的取得可与患者的心跳周期同步，而至少两个帧可从不同心跳周期的相同部分当中取得。

附图说明

图1为红外线造影系统的示意图，其中包含红外线造影机；

图2为图1所示的红外线造影后的方块图，其中包含一个单一且可选择性放置的红外线检测器；

图3为一示意图，其代表可由图2所示的红外线造影机观看到的总视野（total FOV, tFOV），且该红外线造影机包含构成帧的光学元件阵列；

图4为多个温度帧对时间的示意图，其是利用图2所示的红外线造影机而获得；

5 图5为温度对时间的曲线图，其是经由测定红外线辐射而得，且该红外线辐射是借由图4中每个帧的四个相同的光学元件接收而来；

图6为图2所示的红外线造影机的示意图，该红外线造影机是被放置于适当的位置，以便从暴露于由加热 / 冷却帮浦所产生的热应力中的患者取得红外线影像的帧；

10 图7为图6中沿著直线VII—VII观看患者的视图，其包含放置于患者身上且在视野中的四个光学元件，而从四个光学元件可得到红外线辐射，并产生如图5所示的温度对时间的曲线图；

图8a为以黑色与白色所描绘的映射影像，其所包含的色彩符号是用于代表患者乳房的色彩斜率映射影像的色彩，其中每个与位于多个帧且在总视野中的光学元件相关的温度对时间的曲线是被映射至与温度对时间的曲线的斜率变化有关的色彩；

15

图8b为图8a中的患者的灰度映射影像，其中温度对时间的曲线的斜率大于具有红色的温度对时间的曲线的斜率者，将根据其斜率而被映射为暗灰色，且红色部分是以红色的色彩符号来代表；

20 图9为另一个患者的乳房的灰度映射影像。且该患者具有脉管系统缺陷（jagged vasculature）；

图10为图7所示的患者的示意图，其包含位于下方的胸板反射镜以及位于患者乳房的相反两边的侧边反射镜；

图11显示被分离出来的一组检测器以及一组红外线透镜的示意图，其是用于取得立体影像；

25

图12为图1所示的红外线摄影机的流程图，其中包括红外线检测器的

凝视 (staring) 阵列; 以及

图13为显示被分离出来的一组红外线透镜以及一组凝视阵列的示意图, 其是用于取得立体影像。

5 具体实施方式

请参阅图1, 红外线造影系统2包含连接至工作站6的红外线造影机4。红外线造影机4可从工作站6接收控制讯号, 并提供定量数据及由红外线造影机4所接收到的红外线辐射的资讯给工作站6。另与工作站6连接的装置尚有打印机8、储存装置10、显示器12、指标装置14、键盘16以及电源调
10 节器18, 而上述装置是供作红外线造影系统2的使用者使用, 并以常规的方式进行操作。

请参阅图2并继续参阅图1, 红外线造影机4包含数据接收器22及数据传输器24, 以便与工作站6通讯。控制器26是在软体的控制下进行运作, 并被连接用于接收来自于数据接收器22的数据。红外线造影机4另包含连
15 接于冷却系统30的检测器28, 并以常规的方式将检测器28冷却到可接受的操作温度。检测器28可接收由红外线透镜32而来的红外线辐射, 并可将其接收到的辐射聚焦在检测器28。在到达红外线透镜32之前, 红外线辐射会通过前端面板视窗44, 且在特定的情况中会另外通过滤光器46。

用于红外线透镜32的聚焦系统62是连接用于接收来自于控制器26的
20 控制讯号。在控制器26的控制下, 红外线透镜32的光学聚焦与 / 或缩放可经由聚焦系统62进行引整, 并以常规的数字摄影系统进行操作。

自动化X—Y定位台64是与红外线透镜32及检测器28连接, 用以控制由滤光器46传递至红外线透镜32及检测器28的红外线辐射的方向。定位控制模组66是连接用于接收来自于控制器26的控制讯号。在控制器26的控制
25 下, 定位控制模组66可控制X—Y定位台64的位置, 以使得红外线透镜32及检测器28能够被选择性地定位, 而用于检测由滤光器46的选定部分所传递

的红外线辐射光束。

前置放大器76是被连接用于接收来自于检测器28的讯号，而此等讯号是对应所接收到的红外线辐射的强度。前置放大器76可放大并过滤由检测器28所输出的每个讯号，并将经过放大与过滤的讯号提供给影像数模转换器（analog-to-digital canverter, ADC）78，而数模转换器78则会将每个来自于前置放大器76且经过放大与过滤的讯号转换为对应的数字信号，此数字信号将提供给影像处理系统80，如栅极阵列。在控制器26的控制之下，影像处理系统80会将红外线辐射的数据及资讯提供给数据传输器24，以用于传输至工作站6。

在较佳的情况下，前置放大器76是连接用于接收来自于温度校准系统82关于绝对温度的数据与资讯。在控制器26的控制之下，温度校准系统82可提供绝对温度校准数据给前置放大器76。前置放大器76可将来自于温度校准系统82的绝对温度校准数据以及检测器28的每个讯号输出加以结合，以便调整经由前置放大器76放大与过滤且由检测器28所接收的红外线辐射的绝对温度的讯号输出。

控制数模转换器84是被连接用于接收由聚焦系统62、X—Y定位台64、温度校准系统82、前置放大器76以及温度感应器86所输出的模拟讯号。在控制器26的控制之下，控制数模转换器84会选择性地将由控制数模转换器84所接收并对应于模拟讯号的数字信号提供给控制器26。控制器26所接收来自于控制数模转换器84的数字信号是被控制器26使用，以用于控制红外线造影机4。

请参阅图3，并继续参阅图1与图2，控制器26可控制检测器28所进行的红外线辐射的取样，并可控制红外线透镜32的采焦以及X—Y定位台64的位置，以便依照所需来接收并记录红外线辐射，而此红外线辐射是来自于在一光学元件阵列中的每个光学元件90，正在红外线造影机4可观看到的总视野92之内。在此，“光学元件”（“optel”）是指称在总视野92中

的最小单元，并且可单独地在检测器28的瞬时视野（instantaneous field-of-view, iFOV）中被处理。

在操作台中，红外线造影机4可从总视野92中的每个光学元件90得到红外线辐射。例如，从位于总视野92中（图3）的位置（X1，Y1）的光学元件90开始，控制器26会控制X—Y定位台64、检测器28以及红外线透镜32，以便在固定垂直Y轴的位移上得到来自于每个沿著水平X轴方向的光学元件90的红外线辐射。特别是，红外线造影机4可取得来自于每个介于位置（X1，Y1）与位置（X640，Y1）之间的红外线辐射，并包含于总视野92之内。然后，红外线造影系统2会调整X—Y定位台64的位置，以使得检测器28能够取得来自于每个介于位置（X1，Y2）与位置（X640，Y2）之间的红外线辐射，并包含于总视野92之内。红外线造影机4将持续利用上述的方式扫描总视野92中的光学元件90，直到取得构成整个总视野92的每个光学元件90为止。

由于图2所示的红外线造影机4具有单一的检测器28，红外线造影机4必须在不连续的时间内从总视野92上每个位置的光学元件90取得资讯。在总视野92中的位置（X1，Y1）进行光学元件90取样与在位置（X640，Y480）进行光学元件90取样的期间（亦即帧取样期间），是由来自于被造影的物体的红外线辐射变化率来决定。在此方面，帧取样期间可被调整成为被造影的物体的红外线辐射变化率的函数。在较佳的情况下，红外线造影机4可在总视野92中的每个位置且在每个帧取样期间中针对光学元件90进行复数的取样，并将总视野92中每个位置的光学元件90样本进行平均，以便得到由每个光学元件90所接收到的红外线辐射的平均值，而此辐射平均值即可依照以下所述的方式加以运用。在光电导检测器中，自上述的方式进行取样所得到的数据（电压输出）是经由加总而得，而在光电池检测器中，数据（电流输出）则经由积分而得。

影像数模转换器78可决定藉由检测器28所检测到的瞬时或平均红外

表辐射的绝对温度的数字值，且辐射的检测是在总视野92中每个位置的光学元件90。接著，影像处理系统80在帧扫描期间，将总视野92中每个位置的光学元件90所得到的数字值排列至帧94。在较佳的情况下，帧94中与每个光学元件90相关的数字值是以红外线辐射的绝对温度来代表，而该红外线辐射是在帧取样的期间中，借由检测器28从被造影的物体的特定部分接收而来。

请参阅图4，同时参阅所有上述的图示，红外线造影机4可在造影期间（如五分钟）得到多个被造影的物体的帧，例如F1—F200。当每个帧94被接收并组合至影像处理系统80之后，控制器26会将每个帧94从影像处理系统80经由数据传输器24而传递至工作站6。在医疗的应用当中，每个帧94的取得最好是以对数的方式在造影期间内渐增，并在造影期间的后期增加取得帧94的次数。然而，相邻帧94的取得可以固定的方式或依照所需的方式进行。

请参阅图5，同时参阅所有上述的图示，为了说明起见，在每个帧94的相同光学元件90所得到的温度可以温度—时间曲线来表示，如曲线100—106。在造影期间得到多个帧94之后，工作站6会测定每个帧94当中的相同光学元件90的第一变化率，即一阶导数，以及 / 或第二变化率，即二阶导数。例如，温度—时间曲线100显示图4中帧F1—F200的光学元件90在位置（X3，Y3）上所对应的温度对时间的关系。同样地，温度—时间曲线102、104及106分别显示图4中帧F1—F200的光学元件90在位置（X3，Y7）、（X10，Y3）及（X10，Y7）上所对应的温度对时间的关系。工作站6可测定在每个帧94中相同位置的光学元件90所对应的温度—时间曲线（如曲线100、102、104及106）的第一与 / 或第二变化率，或由选定多个帧94而来，如帧F85—F150。

为了显示的目的，工作站6可将每个温度—时间曲线（如曲线100—106）的第一与 / 或第二变化率映射到单独的色彩。以较佳的情况而言，

在用于早期鉴定乳房肿瘤的医疗应用中，具有最大的第一变化率与 / 或第二变化率的曲线是以蓝色表示，而具有最小的第一变化率与 / 或第二变化率的曲线则以红色表示。此外，介于最大与最小的第一变化率与 / 或第二变化率的曲线是以红色与蓝色之间的色彩来表示。例如，如图5所示，在
5 帧F85与帧F150之间，工作站6将蓝色映射于具有最大的第一变化率与 / 或第二变化率的温度—时间曲线100；将绿色映射于温度—时间曲线102；而将黄色映射于温度—时间曲线104；并将红色映射于具有最小的第一变化率与 / 或第二变化率的温度—时间曲线106。

接著，工作站6将总视野92中的每个光学元件90或一组光学元件90映射呈显示器12上所对应的像点或一组像点。当色彩被映射在所有或部分的
10 温度—时间曲线100—106的第一变化率与 / 或第二变化率之后，工作站6会将每个温度—时间曲线的第一变化率与 / 或第二变化率所映射的色彩映射至显示器12上，并显示于具有总视野92内所对应的光学元件90位置的像点上。映射于显示器12的色彩将在其上形成第一变化率或第二变化率的
15 色彩斜率映射影像。

在另一种情况下，工作站6可将所选定的多个帧94上的每个温度—时间曲线映射成第一变化率与 / 或第二变化率的灰度，并借以形成灰度斜率映射影像。在较佳的情况下，灰度在量大与量小的第一或第二变化率之间是以白色延展开来，而其它的第一或第二变化率则以黑色表示。工作站6
20 亦可将所选定的多个帧94上具有大于或小于预设的第一或第二变化率的曲线映射成灰度，并可将同样多个帧94上其它具有大于或小于预设的第一或第二变化率的每条曲线映射成一或多种色彩，并借以产生混合灰度与彩色的斜率映射影像。此外，每个帧94或所选定的多个帧94当中的数据可利用常规的方式加以过滤或放大，以增强灰度与 / 或色彩斜率映射影像的细
25 节。

本发明可应用于乳房癌的早期检验，特别是与乳房肿瘤生长过程有关

的近期血管生成 (angiogenesis) 检验。当乳癌成长时, 会出现血管生成过程, 且肿瘤机能阻碍或初期的肿瘤会形成独立的血液供给。吾人已观察到, 由近期血管生成所形成的血管并不会对身体的交感神经系统或自律神经系统有所回应。因此, 以相对于外生的热应力的反应而言, 在体内借由

5 近期血管生成所形成的血管供应的部位对于热应力所呈现的反应和位于邻近部位的相同生理组织所呈现的反应并不一致, 且该生理组织的血液供应与近期血管生成无关。由皮肤所发出的红外线辐射可被映射在不同结构与系统组织层面的潜在生理、生化及神经的过程, 例如细胞、组织、器官与 / 或系统。若将和近期血管生成有关的皮肤部位所发出的红外线辐射与

10 血液供应和近期血管生成无关的皮肤部位所发出的红外线辐射加以比较, 可发现存在显著的不同。

借由利用红外线造影系统2以及上述用于取得温度一时间曲线与关于每个温度一时间曲线的第一及第二变化率资讯的方法, 本发明即可区别出近期血管生成是否存在, 并提供此种血管生成位于乳房内所在位置的数据, 以借此提供存在生长中的肿瘤或已罹患癌症的患者的早期诊断。

15

本发明的另一应用是应用数学与统计方法来检测白皮肤所发出的红外线辐射, 以便鉴别血管体 (angiosome) 或热节 (thermatome) 以及红外线辐射过高或过低的异常区域, 而此红外线辐射可映射在不同结构与系统组织层面的潜在生理、生化及神经的过程, 例如细胞、组织、器官与 /

20 或系统。此资讯特别有用于利用另一种疗法来治疗慢性疼痛, 特别是肌筋膜 (myofascial) 疼痛, 如针刺疗法及指压按摩, 或应用如具有疗效的红外线或无线电波能量的外生电磁波辐射。

本发明用于鉴别血管体及热节的方法, 可让“西医”能够有效地利用“中医”疗法, 如针刺疗法及指压按摩, 并让中医能够将独到的技术与疗

25 法传达给“西方”的医疗机构。

请参阅图6, 同时参阅所有上述的图示, 本发明将参照在检验乳房114

的过程中，针对借由患者P的红外线辐射所得到的资讯加以说明。在较佳的情况下，患者P是坐在具有椅背112的座椅110上，且椅背112与垂直轴113夹角度 θ 。患者P亦可站立并斜靠在一倾斜相同角度的斜板上（未图示）。角度 θ 的选择是考虑到使得乳房114的下侧能够在红外线造影机4的总视野92之内。为了便于进行乳房114侧面及腋下部位的红外线造影，患者P需将其手臂向侧面及头部移动而离开身体，并将其手肘及前臂搁在支持器115上。红外线造影机4与患者P之间的位置关系是被定位在使得患者P的整个前胸部位C，特别是患者P的乳房114，能够在红外线造影机4的总视野92之内。以较佳的情况而言，红外线造影机4是被定位在使得患者P的乳房114及邻近的身体躯干能够充满大部分的总视野92。然而，红外线透镜32可在患者P的特定部位上进行光学缩放的调整，并借此取得所选定区域的红外线辐射。

在本发明中，利用红外线透镜32进行光学缩放可隔离所选定区域的红外线辐射的取得，但是并不能增加由每个光学元件90所观看到的患者P的表面部位。吾人相信，借由光学缩纹而在较小的光学元件90阵列取得红外线影像，能够改善被造影的患者P在于集合中的影像的解析度。

患者P与红外线造影机4之间的距离是取决于红外线透镜32的焦距以及患者P的面积，而患者P的面积必须在总视野92之内，以便获得有意义的生理资讯。为达此目的，红外线透镜32最好被设定使得患者P所有在总视野92中被造影的部分能够准确对焦。在较佳的情况下，红外线造影机4的红外线透镜32是被设定成具有长焦距，且其模糊圆环与绕射界限是小于由检测器28所能观看到的每个光学元件90的尺寸。以上述的组合，红外线造影机4即具有可使位于总视野92内的患者P的每个部分皆能够准确对焦的景深，而不论患者P的各个部分与红外线造影机4之间的距离大小。

患者P及座椅110是处于当患者P脱去衣物时能够感觉环境温度舒适的室内118。在患者P坐上座椅110后的适当时间，红外线造影机4即开始撷取

帧94，其是对应于未受热应力影响下的患者P的红外线辐射所代表的绝对温度。为了在施加外部热应力之前得到足够的“基线”数据，其中所需取得的帧个数与时间长度是由人员操作或经由电脑自动分析所取得的数据来决定。在没有热应力的影响之下取得所需个数的帧94之后，患者P即暴露
5 露在来自患者P前方的一或多个加热 / 冷却帮浦122的调节空气120当中。一或多个加热 / 冷却帮浦122被放歪的位置是便于提供均匀流动的调节空气120，并以固定的速率使位于总视野92内的患者P部分依照特定的检验规则加以冷却或加温。在较佳的情况下，所提供的调节空气120的温度是不同于患者P所处的室内118的温度，但患者P仍然能够感觉舒适。吾人已观
10 察到，调节空气120的温度在低于室温10° F的情况下，即可产生所需的交感神经反应。

然而，在特定的临床条件下，在进行冷却之前正好能够使乳房114暖化，以便促进血液流至皮肤表面，并防止患者P在周边环境的影响下造成血管收缩。其它有意义的数据可从由患者P所发出的红外线辐射中取得，
15 而此红外线辐射是回应于热应力的变化，例如从加温至冷却或从冷却至加温的变化。此热应力的变化会在某些皮肤部位的红外线放射中诱发一种生理上的磁滞现象（hysteresis），而此红外线放射是与下层组织或器官的某些生理过程有关。

例如，首先加热 / 冷却帮浦122为患者P提供调节空气120，同时红外
20 线造影系统2取得患者P的乳房114的多个帧94。某些潜在的生理过程会在加热 / 冷却的循环当中，使与此生理过程有关的皮肤部位所发出的红外线辐射呈现变化，而导致与特定部位有关联的光学元件90所接收的红外线辐射的第一与 / 或第二变化率在统计上和与较无反应的生理组织有关联的光学元件90所接收的红外线辐射的第一与 / 或第二变化率存在显著的差
25 异。此在于第一与 / 或第二变化率的差异可以灰度与 / 或色彩斜率映射影像中所呈现的差异而显示于显示器12上。下层结构与系统的立体影像亦可

由所获得的数据来映射。

由于生理组织特征以及和某些磁性材料有关联的磁滞现象的相似性质，使得由加热而后冷却（即“加热并冷却”循环）与 / 或冷却而后加热（即“冷却并加热”循环）所构成的热应力，可增强红外线造影系统2的效能，以用于鉴别与近期血管生成活动有关联的生理组织部位，例如患者P的乳房114。

在加热 / 冷却帮浦122所提供的冷空气120的影响下，患者P的交感神经系统会限制血液流至患者P的皮肤表面。然而，吾人已观察到，患者P的交感神经系统并不会限制血液流至已经得到近期血管生成的生理组织率已经受到血管生成侵袭的部位。因此，若生理组织或器官的血液供应和近期血管生成或受到血管生成侵袭有关联，则与此等生理组织或器官有关联的患者P的皮肤部位所发出的红外线辐射并不会和其它生理组织部位一样对冷空气120有所反应。例如，如图5与图7所示，在总视野92的位置（X3，Y3）上的光学元件90所观看到的皮肤表面部位，将回应冷空气120的影响而在帧F24与帧F200之间产生温度，时间曲线100。同样地，在冷空气120的影响之下，将导致位置（X3，Y7）、（X10，Y3）及（X10，Y7）上的光学元件90所观看到的皮肤表面部位在帧F24与帧F200之间分别产生温度一时间曲线102、104及106。

如图5所示，在帧F85与帧F150之间，曲线104及曲线106与曲线100及曲线102相比较之下，其呈现较小的第一与第二变化率。此第一与第二变化率的差异显示：在位置（X10，Y3）及位置（X10，Y7）上的光学元件90所观看到的皮肤表面部位，并没有如同在位置（X3，Y3）及位置（X3，Y7）上的光学元件90所观看到的皮肤表面部位一样回应冷空气120的影响。此现象可用以显示患者P位于总视野92内的生理组织可能遭受血管生成的侵袭或已经从近期血管生成供应血液。

除了提供关于血管生成及血管原活动的资讯之外，本发明亦提供任何

组织、器官或生理系统的活动的相关资讯，而其血液流动是由交感神经系统来进行调节。

以较佳的情况而言，在人体乳房肿瘤疾痛的早期检验的特例中，用于检测在总视野92内每个位置的光学元件90所接收的温度—时间曲线的第一与 / 或第二变化率的起始帧94（如帧F85）及其个数，可依照需要而改变，以便显现在显示器12上。例如，图5所示每个温度—时间曲线100、102、104及106的第一或第二变化率是在帧F35与帧F150之间被检测。但是，每个温度—时间曲线100、102、104及106的第一或第二变化率亦可在帧F100与帧F125之间、帧F20与帧F85之间，或帧F75与帧F175之间进行测定，或选取其它所需的区间。

此外，映射图5中温度—时间曲线的第一或第二变化率的灰度与 / 或色彩所使用的位元数亦可加以改变。例如，著影像数模转换器78为12位元的类比于数字转换器，则灰度与 / 或色彩斜率映射影像即可被映射至小于12位元的范围。例如，工作站6可将图5所示每个温度—时间曲线的第一或第二变化率映射至以十为基底的位元数800至1600所对应的范围，从而消除了少部分或不具即时诊断价值的资讯，但却不会丧失保存于病历数据库的患者纪录。

图8a及图8b分别显示以黑白色所描绘的患者P的乳房114的色彩斜率映射影像，以及以灰度与黑白色描绘合成的色彩斜率映射影像。由于帧94是在造影期间取得，因此温度—时间曲线是代表患者P的乳房114的整体组织所发出的红外线辐射，而并非只是来自于皮肤的表面。如图8a所示，其中可观察到有关于患者P的乳房114对于来自于加热 / 冷却帮浦122的空气120的交感神经反应的详细资讯。在此色彩斜率映射影像中，朝向蓝色端的色彩是与具有较大的第一或第二变化率的光学元件90有关联，如图5中的曲线100；而以红色显示的区域则是与具有较小的第一或第二变化率的光学元件90有关联，如图5中的曲线106。图8a所显示的色彩斜率映射影像

中的绿色、黄色及橙色是代表其斜率介于温度—时间曲线100及106的斜率之间的温度—时间曲线。

在图8b中，在总视野92区域中，其第一或第二变化率大于红色所代表的斜率的温度—时间曲线的光学元件90，是被映射成灰度，而具有对应于红色的第一或第二变化率的温度—时间曲线则是以代表红色的符号来表示。更明确而言，以灰度与黑白色描绘合成的色彩斜率映射影像（图8b）是将造影期间所得到的最后32个帧94的灰度斜率映射影像以及同样最后32个帧94的色彩斜率映射影像加以合成而构成。灰度影像是利用高通滤波与每个光学元件90相关的帧94的数字值而得。最后32个帧94中相同光学元件30被过滤的数字值可用于决定第二变化率，且由此测定的第二变化率会被映射成灰度并构成图8b中的灰度映射影像部分。相同光学元件90的第二变化率亦被映射成彩色，其中具有最小变化率的第二变化率是以红色来表示，以形成色彩斜率映射影像。与红色有关联的色彩斜率映射影像的光学元件90将取代在灰度映射影像中的光学元件90，借此形成的灰度 / 色彩斜率影像将显示于显示器12上，以产生灰度 / 色彩斜率影像（图8b）。

在图8b中，以代表红色的符号所显示的区域是与近期血管生成活动或已出现血管生成的生理组织有关联，因而此部分的生理组织即需要更进一步的检查。

图8b所示以灰度与黑白色描绘合成的色彩斜率映射影像，亦可清楚地显示患者P的乳房114内的血管结构，以提供给医师更进一步的诊断资讯。在经验上吾人已注意到，乳房114若如图9所示呈现复杂或极不规则的血管结构，则患者P即被视为极有可能罹患乳癌，与规则的血管结构相比具有较高的危险性。借由能够检测并显示乳房114的详细血管结构，本发明即可进行早期的检验，如与乳癌等肿瘤疾病有关联的血管生成过程的检验，以及检验代表与乳癌等肿瘤疾病有关联的危险因子的生理特征或解剖结构，以便让患者P能够早在肿瘤被触知之前即可采取行动，如消除“生活

方式”的危险因子，以便改变患者个人的生活方式而防止乳癌的生长。

本发明亦可应用于测定患者P的血液流动情形，其是借由将多个“心跳”周期在相同时间所得到的帧94进行比较而达成。具体而言，由红外线造影机4所取得的每一个帧94可与患者P的心跳周期的特定部分同步，例如，帧F1、F6及F11等是在每个多个相同心跳周期的P波中取得；帧F2、F7及F12等是在每个多个相同心跳周期的Q波中取得；帧F3、F8及F13等是在每个多个相同心跳周期的R波中取得；帧F4、F9及F14等是在每个多个相同心跳周期的S波中取得；而帧F5、F10及F15则是在每个多个相同心跳周期的T波中取得。在整个撷取影像的过程中使用患者P自己的心跳周期效为“时间编码”（“time code”），即可应用更有效率的影样处理及分析的数学方法而借以增加精确度。此外，利用定义明确的电流生理学过程（如心跳），并配合精心设计的图形显示（心电图），即可增强由不同检验所得到的影像序列的比较结果，并可改善由相同或不同患者进行多重检验所得到的数据的统计分析效率。

从所需的多个心跳周期里取得所需的多个帧94后，工作站6会测定关于某特定时刻在帧94中相同光学元件90的第一变化率与 / 或第二变化率。例如，工作站6可测定在帧F1、F6及F11等（亦即在每个多个心跳周期的P波中所取得者）当中相同光学元件90的第一变化率与 / 或第二变化率；并测定在帧F2、F7及F12等（亦即在每个多个心跳周期的Q波中所取得者）当中相同光学元件90的第一变化率与 / 或第二变化率；且以相同的方式分别测定在每个多个心跳周期的Q波、R波及S波中所取得的帧中相同光学元件90的第一变化率与 / 或第二变化率。

而后，工作站6即可利用以上所述的方法，将多个心跳周期内在相同时刻当中所取得的帧中相同光学元件90的第一变化率与 / 或第二变化率映射成灰度与 / 或彩色。工作站会将所映射的灰度与 / 或彩色显示于显示器12的像点，且该像点的位置是对应总视野92内所对应的光学元件90的位

置，以形成多个心跳周期相同时刻当中的第一变化率与 / 或第二变化率的灰度与 / 或彩色斜率映射影像。例如，工作站6可将帧F1、F6及F11等当中相同光学元件90的第一变化率与 / 或第二变化率映射成灰度与 / 或彩色，并在显示器12上显示对应于患者P在多个心跳周期的P波当中的血液流动的灰度与 / 或彩色斜率映射影像。同样地，工作站6可将与患者P的多个心跳周期的Q波、R波、S波及T波相关的帧94当中相同光学元件90的第一变化率与 / 或第二变化率映射成灰度与 / 或彩色，并选择性地在显示器12上显示其灰度与 / 或彩色斜率映射影像。

与多个心跳周期的相同时刻相关的帧94，能够使患者P的皮肤表面的红外线辐射变化与遍布被检验的生理组织的多层位置血液流动之间产生关联，并借以针对位于红外线造影机4的总视野92内的患者P进行体内血液流动的量化分析，同时为医师提供更进一步的有利诊断资讯。利用可靠而一致的时间编码标记，如患者P自己的心跳，即可应用于增强影像的数学处理程序，提高整体造影系统的总解析度，并借以改善系统的灵敏度与选择性，以做为识别、描述及评估人体或其它动物体内由交感神经所传达的复杂生理过程的方法。

本发明亦可应用于以削去方式合成包含于两个帧94的数字数据而取得诊断资讯。例如，从帧F4的每个位置的光学元件90所取得的数字数据，可经由减去帧F2中每个相同位置的光学元件90所获得的数字数据而取得。工作站6可将此等在相同位置的光学元件90所得到的差异映射成灰度与 / 或彩色，并在显示器12上显示此等差异的灰度与 / 或彩色斜率映射影像。

请参阅图10，并同时参阅图2至图7。乳房114的红外线造影存在一个困难点，即不论患者P的倾斜角度 θ 为何，皆不易取得乳房114的下部124的红外线辐射影像。同样地，如图6所示，当红外线造影机4并置于患者P的前方时，红外线造影机4若没有重新定位，则患者P手臂126附近每个乳房114的侧部125的红外线影像即不易取得。为了使红外线造影机4能够观看

对每个乳房114的下部124与侧部125以及腋下附近部位，胸板反射镜130被放置在患者P的乳房114下方，且侧边反射镜132被放置在患者P的乳房114的相反两侧。胸板反射镜130及侧边反射镜132的配置方式是使得每个乳房114的下部124、侧部125以及腋下附近的部位皆能够在总视野92之内，并
5 借由调整胸板反射镜130及侧边反射镜132的方向而使每个乳房114的下部124、侧部125以及腋下附近部位的红外线辐射能够被反射到红外线造影机4。

利用影像处理技术，工作站6能够将直接从乳房114而来或借由胸板反射镜130及侧边反射镜132反射的红外线辐射建构成乳房114的灰度与 / 或
10 彩色斜率映射影像。为了增强红外线造影机4的效能以检测胸板反射镜130、侧边反射镜132、患者P以及其间空间的转变，每个胸板反射镜130及侧边反射镜132可在其上包含一或多片材料，且该材料的发射率是不同于人体或其它动物（或生理组织）的发射率。此特定的应用特别有助于估算皮肤对于外围材料（如化妆品）的敏感度，并提供一种测定材料（如局部
15 性施用的药物）穿过皮肤的吸收率。此特产的应用可提供精确量化和可再现的方法，以测定人类或其它动物对于化合物或混合物（如化妆品）的敏感度，并免除具有争议性的动物试验程序，如“Draiz”试验。本发明亦能够针对局部性施用的药物治疗的吸收及吸收率，进行精确量化和可再现的测定，因而可进一步免除具有争议性的动物试验程序。

20 请参阅图7，并继续参阅图10。为了在时间上进行连续帧94的记录（其可能延展为患者P的整个寿命期），并提供从胸板反射镜130及侧边反射镜132而来的帧94的精确叠加及合并，以及为了正确地调和红外线造影机4的偏轴现象，可将标记158放置于某一个固定的解剖结构的界标，如前肋骨凹陷160、剑胸骨接合点162、下锁骨骨沟164、前腋窝线166以及肩峰突起
25 168。标记158是以实质上不同于患者P的发射率的材料所制成。此外，某些有用的解剖界标的特征可从经影像处理所得到的数据鉴别出来。借由特

别检视人体的乳房，现存乳房血管树的分支可用于进行时间上的影像记录。

有许多种方法可利用直接来自患者P与经由反射镜130、132反射而来的红外线辐射，以建构前面、侧面与 / 或自下而上的影像或立体影像。例如，栅格133可放置于照射器134（或其它热源）与患者P位于红外线造影机4的总视野92内的部分之间。在摄取帧94之后的适合时间里，照射器134即被供给能量，并经过栅格133而将热能传递至患者P位于总视野92内的部分。由于来自照射器134的一部分的热能会被栅格133吸收，因而使得患者P以如栅格状的图样接收来自于照射器134的热能。当直接观看患者P时，直接从照射器134所接收到的热能会在患者P上形成如栅格状的红外线辐射图样，而当经由反射镜130及132观看时，则形成随着患者P的外形轮廓的图案。同样地，经由反射镜130及132所接收到来自于照射器134的热能会在患者P上形成被反射的红外线辐射图样135'，且该图样透过反射镜130及132并借由红外线造影机4观看时是呈现栅格状，但直接从患者P观看时则呈现应著患者P的外形轮廓。利用影像重建技术，工作站6能够由直接可观察到与从反射镜130及132观看得到的红外线辐射图样135及135'，来建构乳房114的前面、侧面与 / 或自下而上的灰度与 / 或彩色斜率映射影像，或立体的灰度与 / 或彩包办率映射影像。

在另一实施例当中，患者P是穿著尼龙胸罩（未图示），而标记158则放置在其上所选定的位置，且被选定的位置可被红外线造影机4直接观看到，或经由反射镜130及132观看。由于尼龙对于红外线而言是可穿透的，因此工作站6即可利用位于胸罩上的标记158，而由直接可观察到与从反射镜130及132观看得到的红外线辐射图样，来建构乳房114的前面、侧面与 / 或自下而上的灰度与 / 或彩色斜率映射影像，或立体的灰度与 / 或彩色斜率映射影像。

请参阅图11并同时参阅图2。红外线造影机4可利用配置于X—Y定位台

64的一组检测器28以及一组红外线透镜32来安装立体造影。该组检测器28及红外线透镜32是被放置于X-Y定位台64上，以观看并撷取在同一时间由总视野92内的共用光学元件90而来的红外线辐射。X—Y定位台64可用于调整检测器28及红外线透镜32的位置，以便观看并撷取由总视野92内每个光学元件90而来的红外线辐射。在此实施例中，前置放大器76、数模转换器78以及影像处理系统80是被安装用于处理输出讯号，而此讯号是由每个检测器28输出，并回应于在同一时刻接收来自同一光学元件90的红外线辐射。在总视野92内每个位置上的光学元件90所得到的两个影像可借由工作站6加以合成，以产生热应力作用下患者P的生理组织的立体灰度与 / 或彩色斜率映射影像。

请参阅图12，并继续参阅图2。检测器28可被一组检测器28的阵列148取代，而该组检测器阵列被放置于适当的位置，以接收通过前端面板视窗44、滤光器46以及红外线透镜32的红外线辐射。在此实施例中，红外线透镜32已被“加大尺寸”（“up-sized”），以便将接收到的红外线辐射聚焦在检测器28的阵列148上，而该检测器阵列即常规的“凝视阵列”（以下将使用此名称）。在操作中，控制器26会在大致上相同的时间，亦即帧取样期间，从凝视阵列中每个检测器28的输出进行取样，以形成一个如图3所示的型态的帧，而控制器26可在预设的时间内从凝视阵列148得到多个帧94。利用上述以及有关于图4与图5的方法，工作站6即可获得每个帧94当中相同位置的光学元件90的热感应，而患者P的一部分的热感应是以造影期间的光学元件90来表示。

请参阅图13，并同时参阅图11与图12。一组凝视阵列148及一组红外线透镜32可以如图11所示的一组检测器28及一组红外线透镜32的相同方式加以利用，以产生患者P的立体影像。在此实施例中，该组凝视阵列148可接收来自总视野92内每个光学元件90的红外线资讯，且前置放大器76、数模转换器78以及影像处理系统80可设定用于处理由每个凝视阵列148接

收而来的影像数据。在总视野92内每个位置上的光学元件90所得到的两个影像可借由工作站6加以合成，以产生在热应力作用下患者P的生理组织的立体灰度与 / 或彩色斜率映射影像。

在图11所示的实施例当中，每个检测器28可被设定用于检测不同波长的红外线辐射。例如，一检测器28可被设定用于检测波长为1微米至2微米之间的红外线辐射，而另一检测器28则可被设定用于检测波长介于8微米与12微米之间的红外线辐射。此外，每个被设定用于检测具有特定波长的红外线辐射的检测器28，可以如图11所示的方式而与另二个相同的检测器28配对，以产生不同波长的红外线辐射的立体影像。在较佳的情况下，每个检测器28之间的距离是大于每个检测器28所能观看到的光学元件90的尺寸。

在较佳的情况下，在造影期间所得到患者P的热影像的多个帧94是被储存在永久性记忆体中的患者P数据档案，如工作站6的磁性或光学数据储存装置，以便进行后续的数据读取及分析。患者数据档案亦可传输至数据分散系统，而该数据分散系统可储存多个患者数据档案，以用于后续的数据读取及分析。在较佳的情况下，数据分散系统具备多个位于不同地理位置的电脑，并以常规的方式相互连接，如以网际网路的方式。每个相互连接的电脑皆包含永久性记忆体、适当的作业系统软体以及适当的使用者图形界面，其中永久性记忆体是用以确认接收及储存来自近端的多个患者数据档案，而使用者图形界面则让使用者与电脑之间的互动便于进行。在较佳的情况下，每个患者数据档案皆包含在造影期间所取得的红外线影像数据的帧94，以及其它的患者数据，例如生活习惯、病史及其它危险遗传因子等，其是有关于患者是否罹患乳癌的分析工作。此外，每个患者数据档案最好是以单独的物件存放在关联式数据库，并可在数据分散系统的电脑当中散布。

较佳的情况而言，数据分散系统的作业系统软体可支援专家系统，而

此专家系统可对多个患者数据档案或患者数据档案的子集进行分析。具体而言，专家系统是利用常规的数据分析技术，如数值统计分析、差异分析以及因子分析等，来分析多个患者P数据档案，或将单一患者P的数据档案与多个患者P数据档案进行比对，以找出统计上的不一致性，例如与成长中的乳房肿瘤有关联的血管生成症状。在较佳的情况下，专家系统会定期将所接收到的患者P数据与其它所有记录在多个患者P数据档案中的患者数据进行比对，以便找出在统计上显著的关联性，如与逐渐产生的血管原活动有关的危险因子，或与肿瘤疾病有关的临床症状。

在此所说明的红外线造影方法与设备，可用于做为一种监测的方法，并可客观地将传统与“非传统”疼痛物理疗法的有效性加以量化，传统疗法包括物理治疗及脊椎按摩疗法等，而“非传统”疗法则包括指压按摩及针刺疗法等。此外，本发明的方法与设备可用于测定适当点，以便施用特定的疼痛物理疗法，如指压按摩、针刺疗法、推拿、刺激点注射、延迟疗法（prolotherapy）等，以及施用聚焦电磁能，如红外线辐射。

在评估柔性生理组织伤害时，利用在此所说明的红外线造影方法与设备可取得整个身体表面或部分部位的皮肤的红外线辐射影像系列，并可运用各种不同的工具来达成，其中包括借由软体建构合成影像的主要表面反射镜。

由检测器28所得到的数据可用于判定对侧肌肉群、皮肤知觉神经根范围（dermatome）及热节的对称轴。统计方法可用于判定来自可比较的对侧区域的红外线辐射是否具有显著的差异，若存在显著的差异，则分析工作会继续判定在每一个对侧群当中，是否在对称区域之间存在统计上显著的差异。

例如，从右手臂的皮肤表面所发出的红外线辐射与左手比较时，在统计上的显著差异性可能仅仅显示患者P为惯用右手的人。然而，进一步针对每个手臂进行个别地分析时，例如考虑到二头肌群的内部对称性，并接

著针对每个可比较的肌肉群当中的内部对称性进行统计分析 & 比较，则将消除“用右手或左手的习惯”的效应。此分析方法在处理与宽广平坦的肌肉区域有关的疼痛疾病时，将显得格外地重要，例如斜方肌 (trapezius)、背阔肌 (latissimus dorsi) 群以及其它的背脊区域。

- 5 对侧肌群、皮肤知觉神经根范围及热节的多重对称轴的准确位置能够确保得到连续影像的时间序列的准确记录以及治疗的有效性的定量评估。将红外线辐射的数据映射至表面解剖结构的界标，并将此数据以即时的方式显示提供给医疗人员必定可改善治疗的效率及有效性。

- 10 本发明已参照较佳实施例而加以说明。借由阅读并了解上述的说明后，即可进行显而易见的更改及替换。在不超越所附的申请专利范围或其等效的范围之下，本发明应被视为包含所有此等更改及替换。

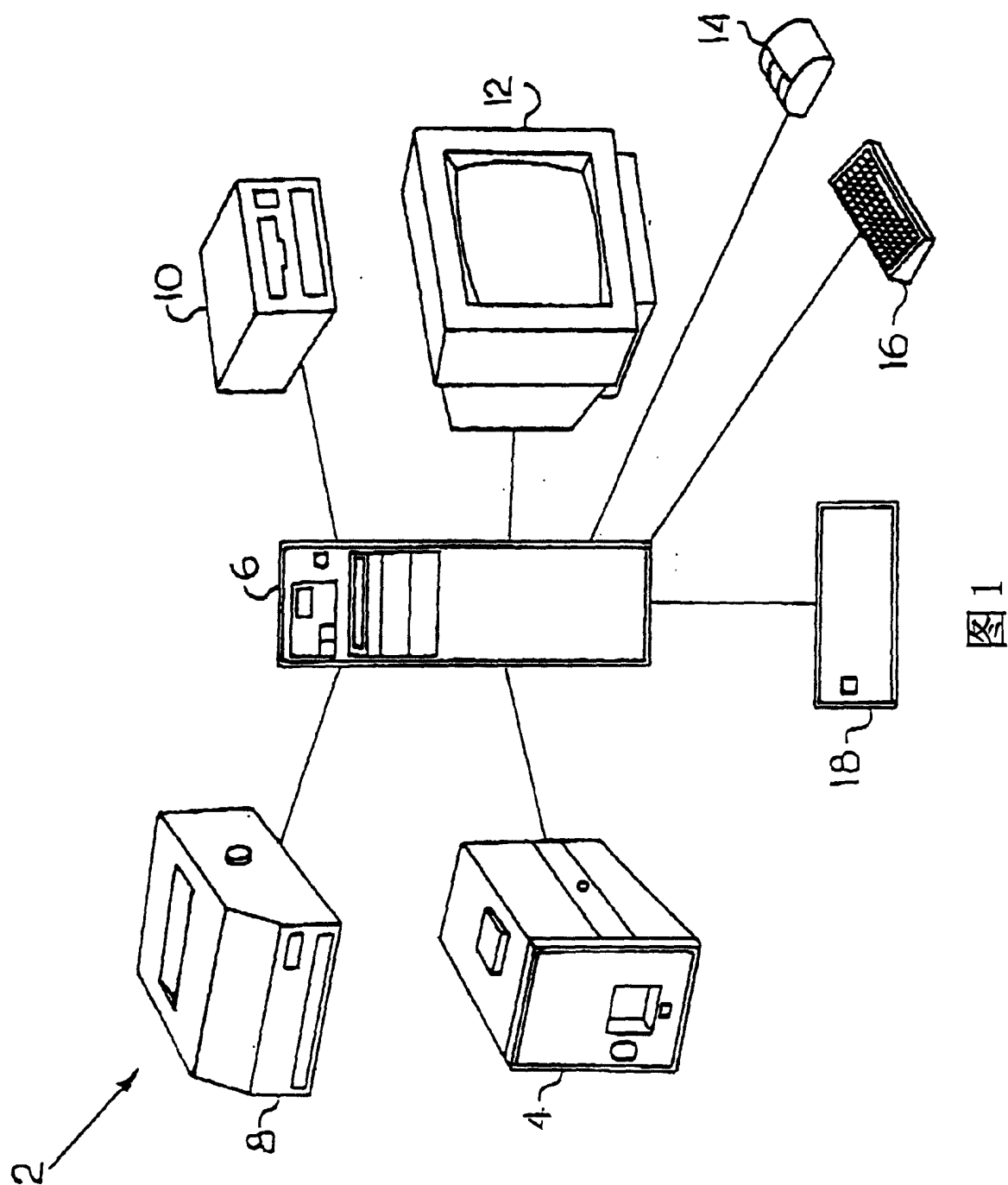
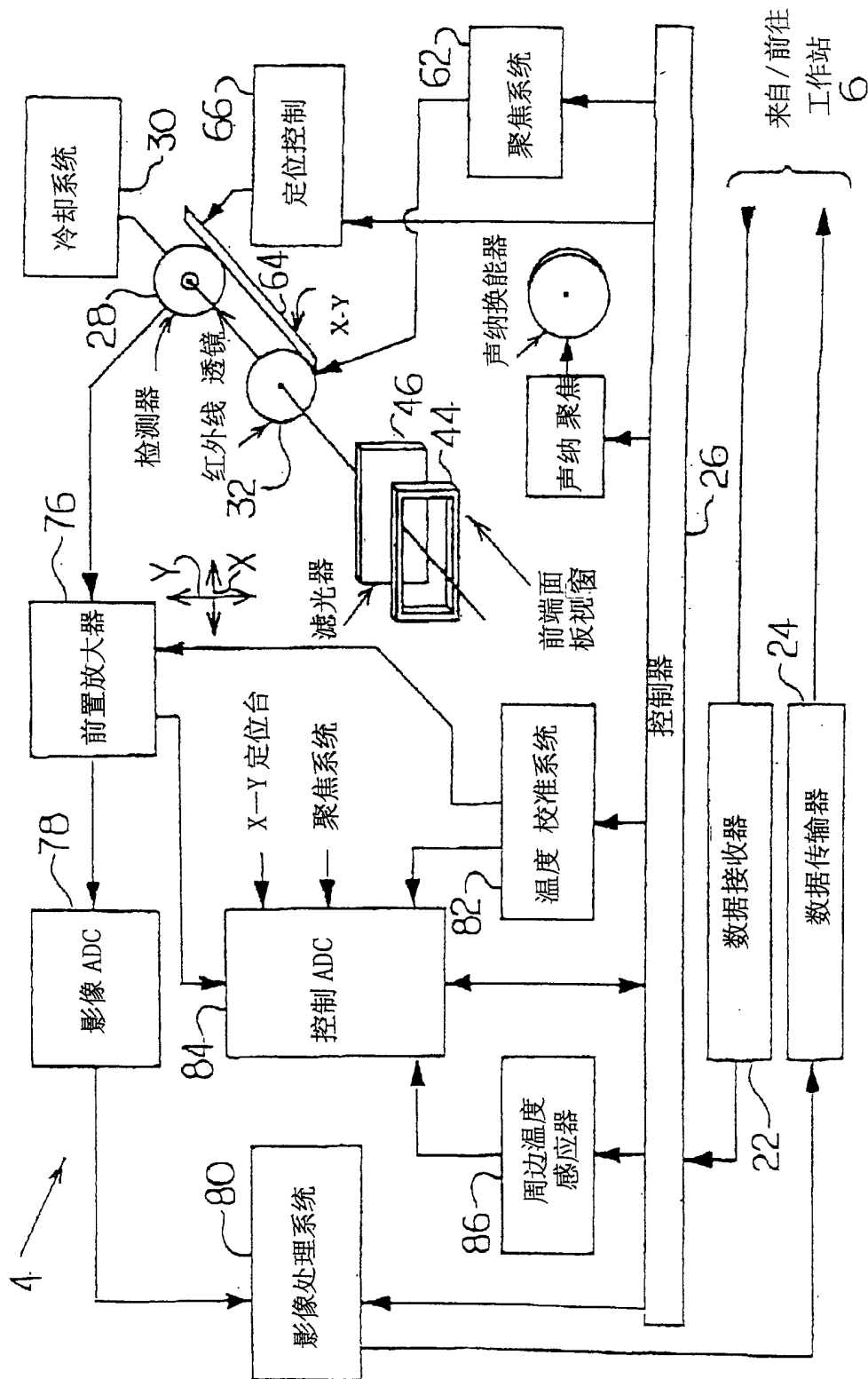


图1



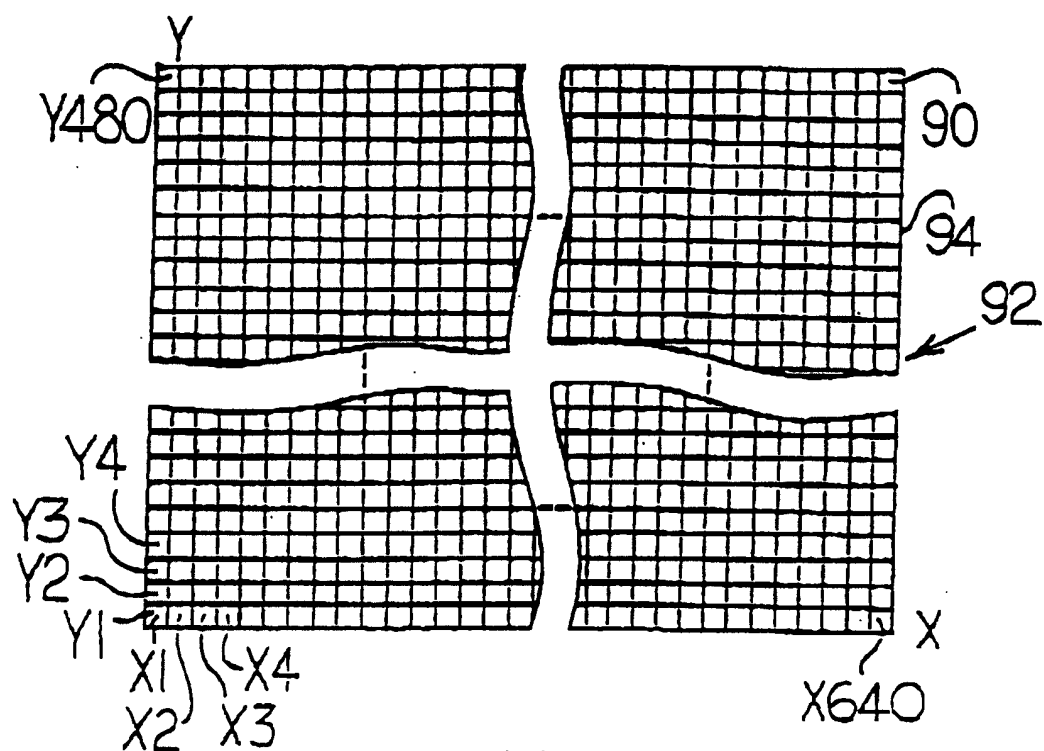


图 3

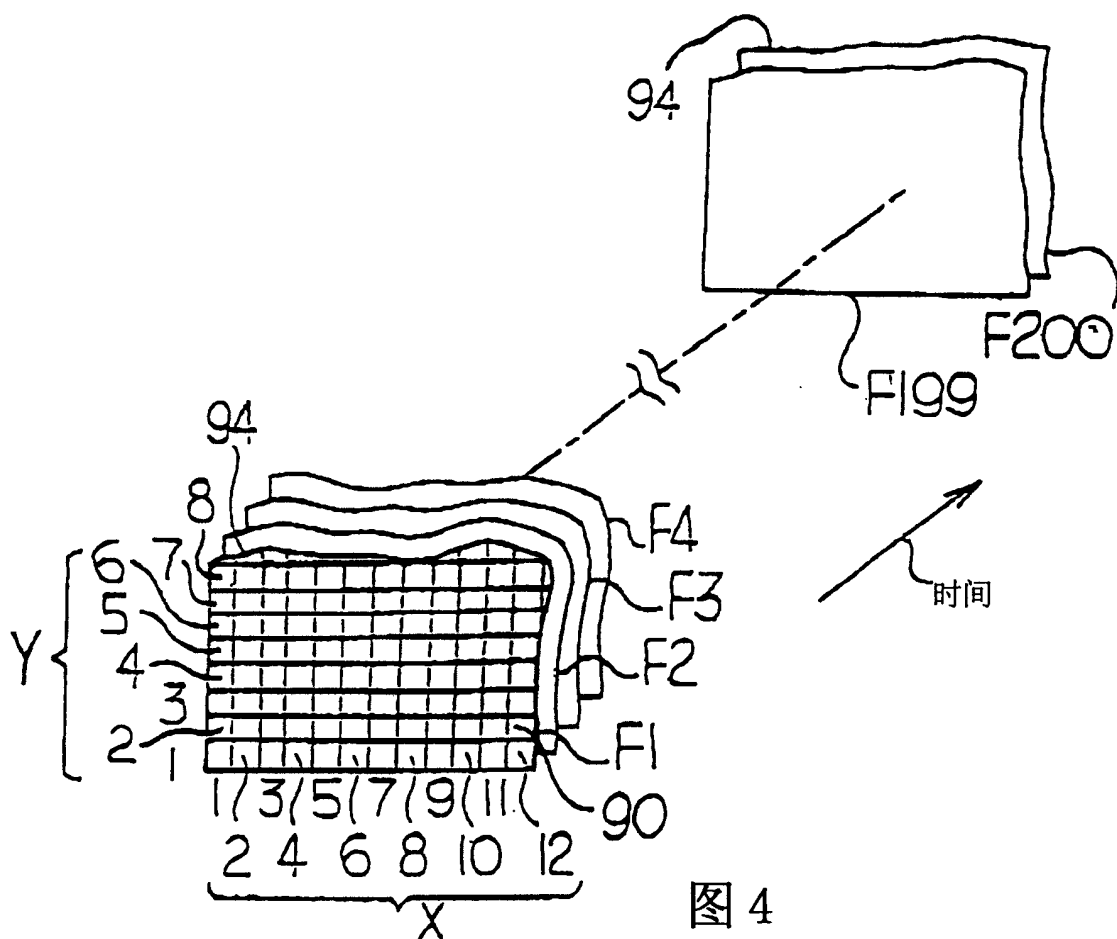


图 4

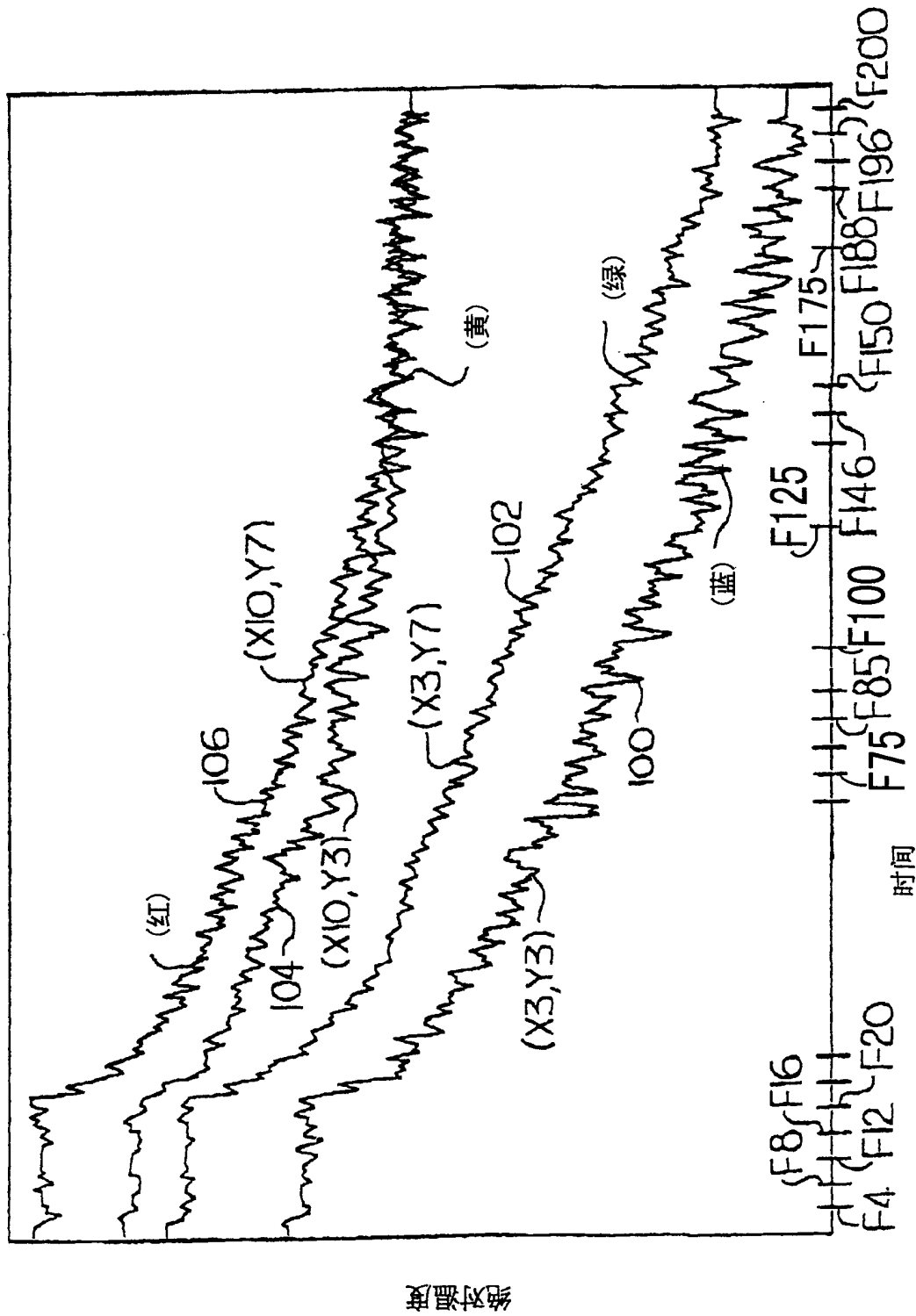


图 5

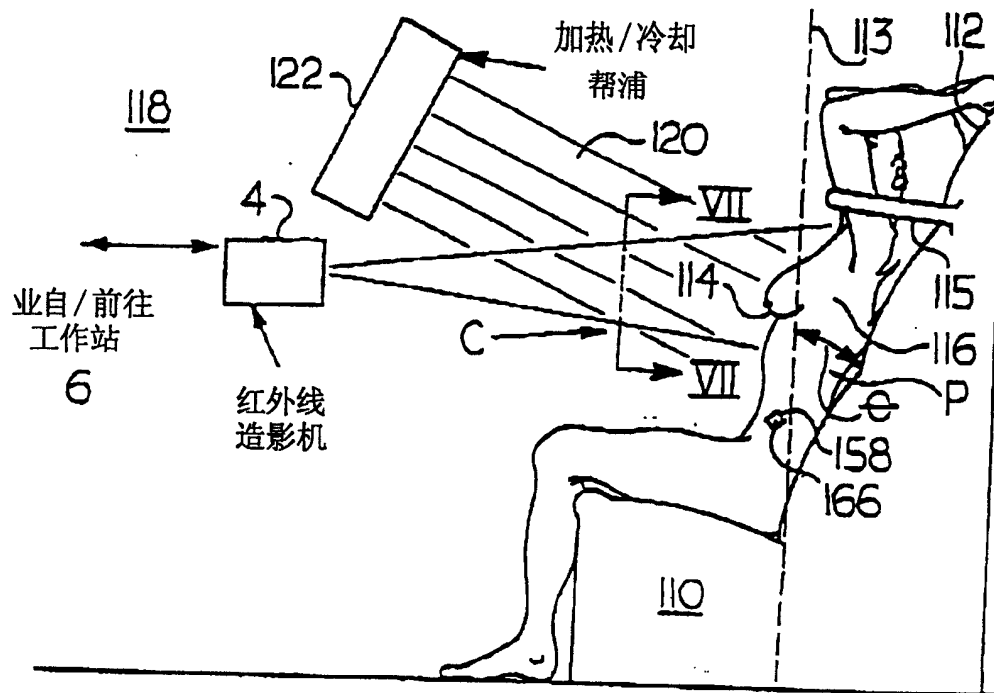


图 6

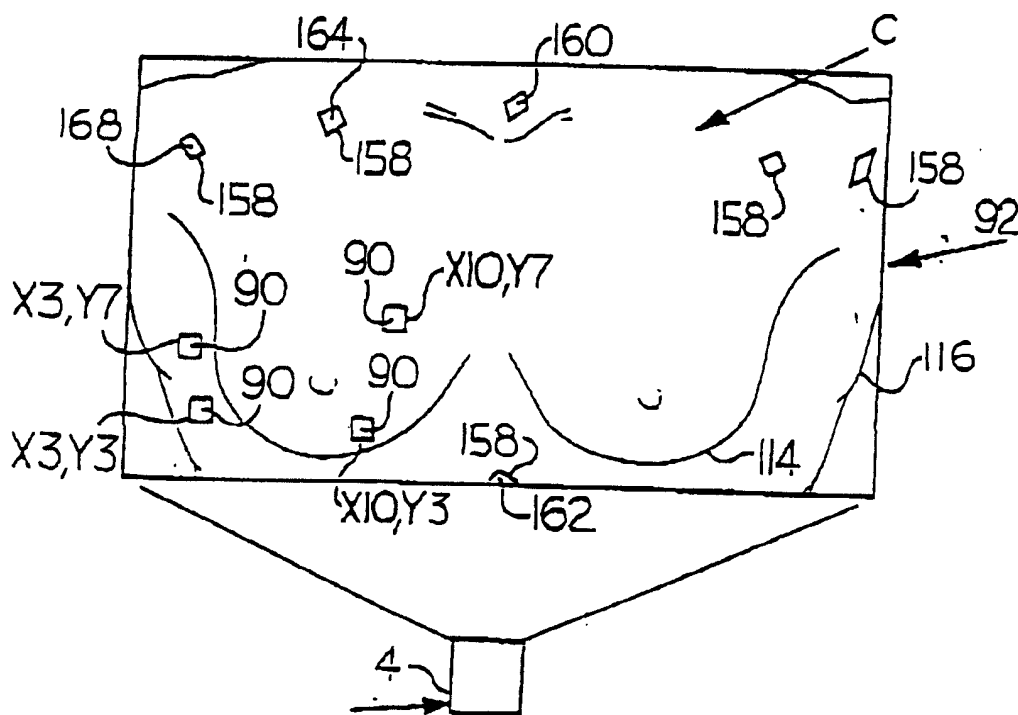


图 7



图 8b

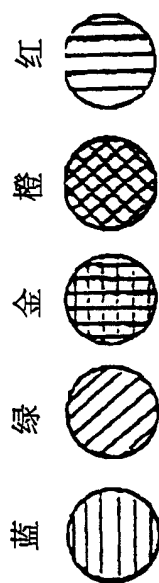
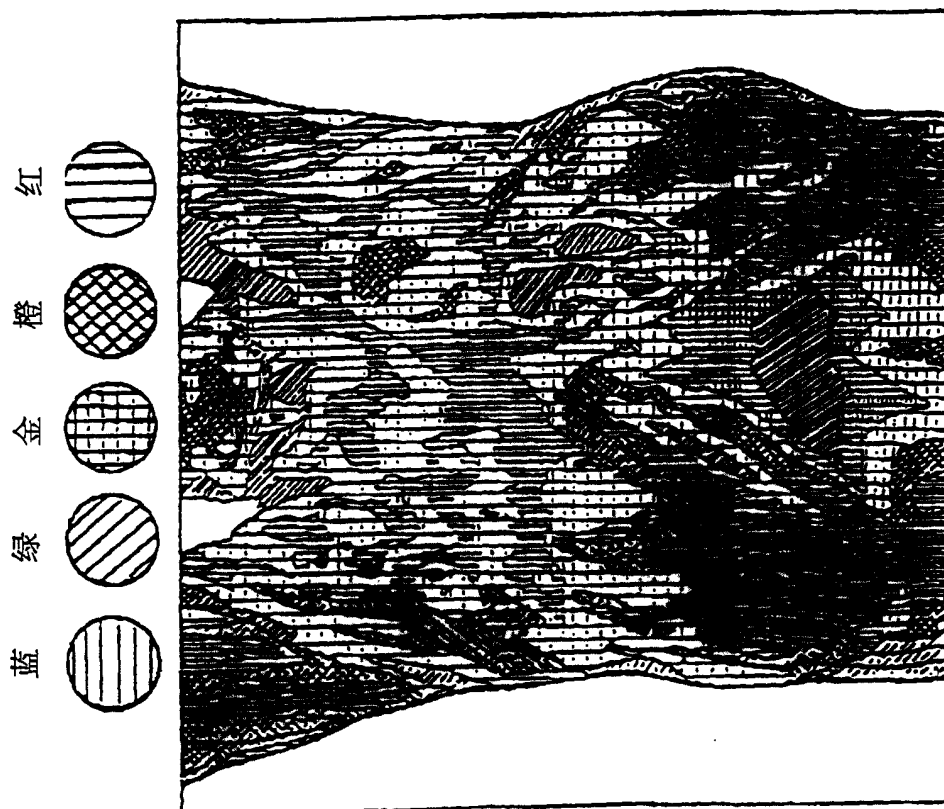


图 8a

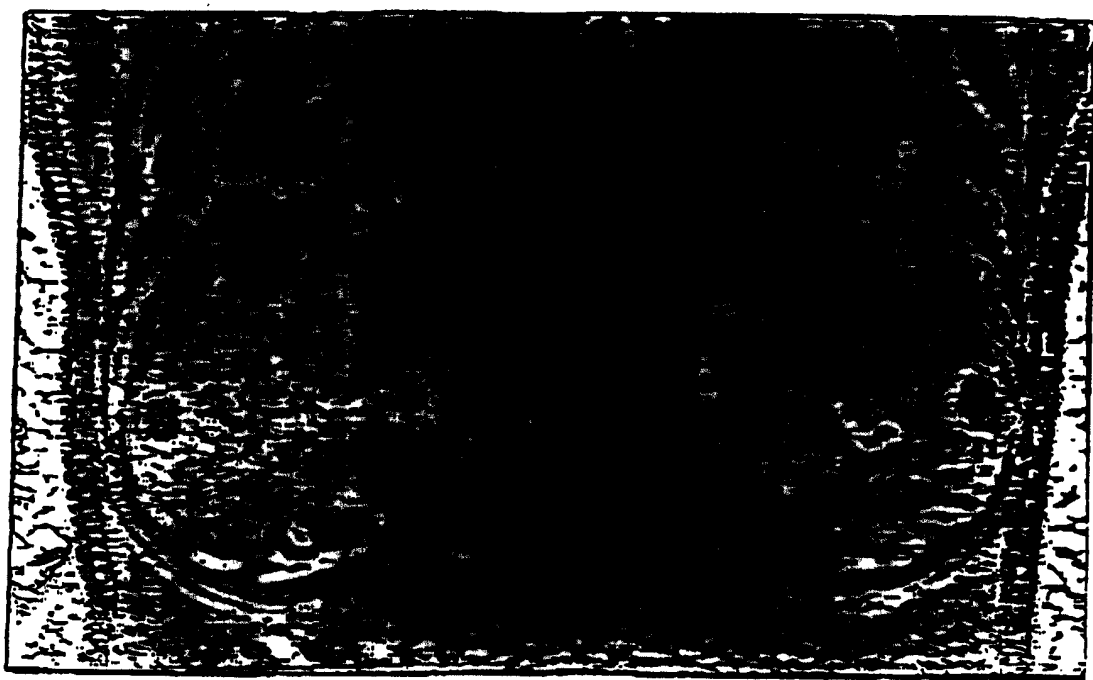


图 9

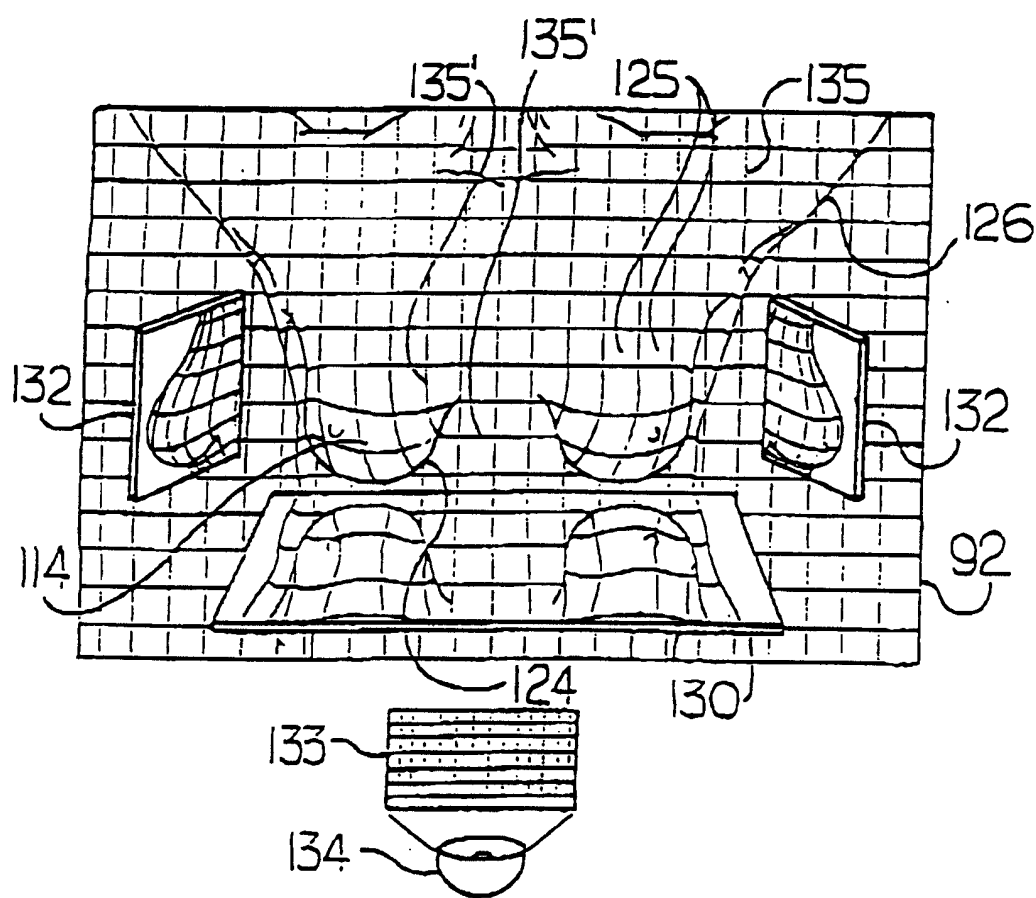


图 10

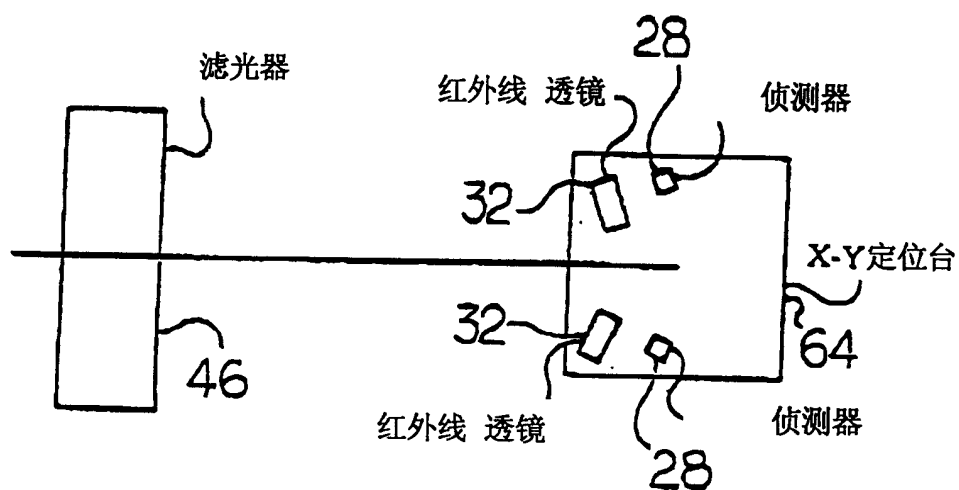


图 11

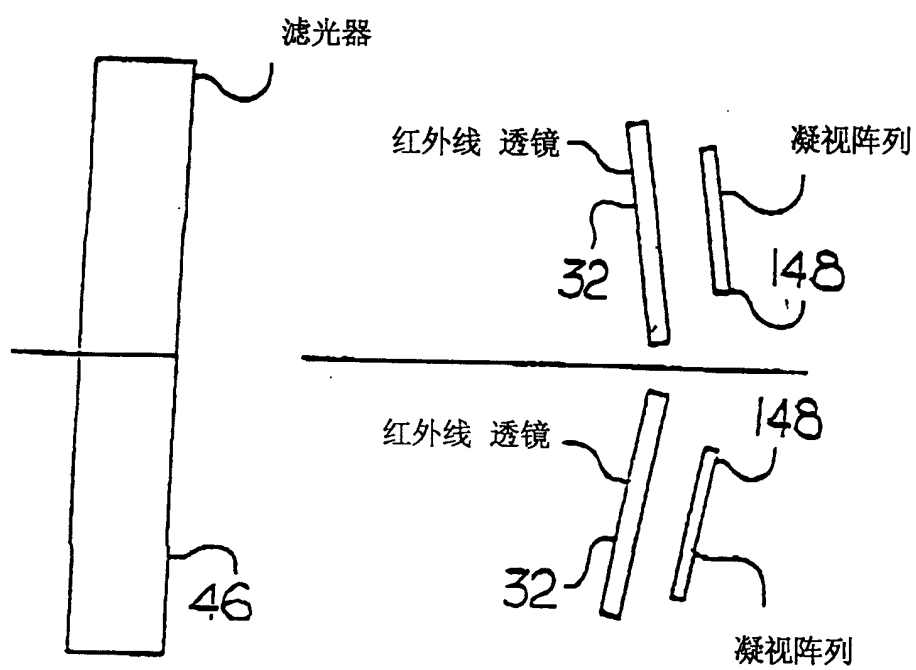


图 13

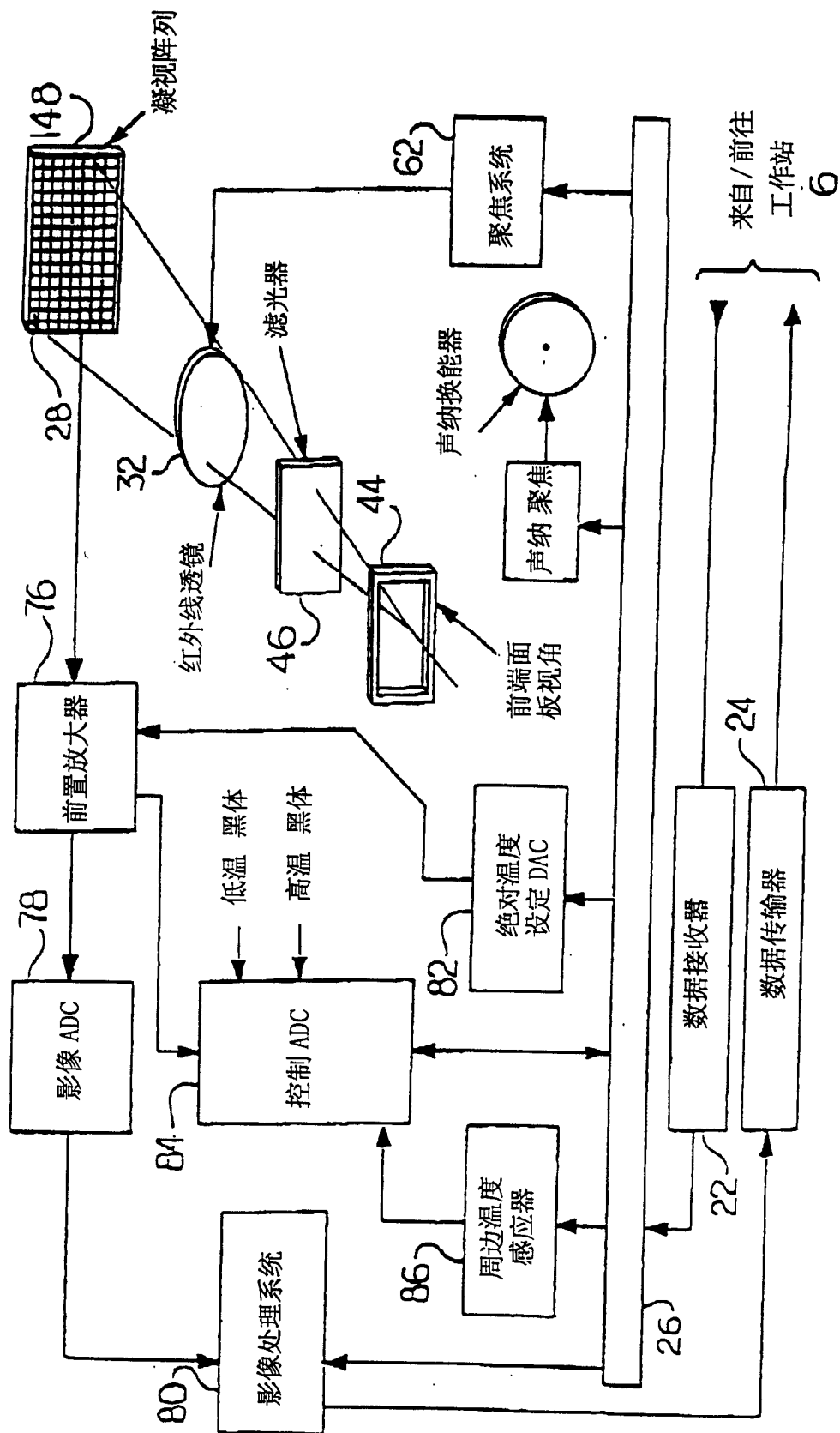


图12