



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104434031 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 25

(21) 申请号 201310426339. 3

(22) 申请日 2013. 09. 17

(71) 申请人 汉唐集成股份有限公司

地址 中国台湾台北市

申请人 彭成康

(72) 发明人 彭成康 张欧

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 贾磊

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

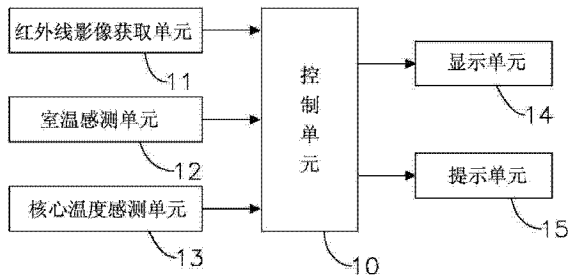
权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54) 发明名称

红外热影像系统及分析自由皮瓣表面温度影响因素的方法

(57) 摘要

本发明是涉及一种红外热影像系统及分析自由皮瓣表面温度影响因素的方法,其包括:以红外热像仪取得一生物体自由皮瓣的一实测表面温度,又进一步取得该生物体的核心温度与所在环境的室温,针对核心温度与环境室温分别进行热传导与热对流运算以产生一预测表面温度,根据预测表面温度是否接近实测表面温度,判断影响自由皮瓣表面温度的因素是否出现变化,以作为补偿校正的依据,进而提高以红外热像仪取得自由皮瓣表面温度作为参考指标的正确性。



1. 一种红外热影像系统分析自由皮瓣表面温度影响因素的方法,其特征在于,主要是在一红外热影像系统中执行以下步骤:

取得一自由皮瓣的红外热影像,据以提供一实测表面温度;

取得前述自由皮瓣所在环境的室温;

取得前述自由皮瓣的一核心温度;

根据室温与自由皮瓣的核心温度运算产生一预测表面温度;

当实测表面温度接近预测表面温度时,产生一提示信息。

2. 根据权利要求1所述红外热影像系统分析自由皮瓣表面温度影响因素的方法,其特征在于,所述预测表面温度根据下式取得:

$Ts' = k(hL+k)^{-1}Tc+hL(hL+k)^{-1}Tr$, 其中

Ts' = 预测表面温度, k = 皮瓣传导常数, L = 皮瓣厚度

Tc = 核心温度, Ts = 实测表面温度, h = 空气对流常数, Tr = 室温。

3. 根据权利要求2所述红外热影像系统分析自由皮瓣表面温度影响因素的方法,其特征在于,所称实测表面温度接近预测表面温度是指相同或差距小于一绝对值。

4. 一种红外热影像系统,其特征在于,包括:

一红外影像获取单元,用以获取一自由皮瓣的红外热影像;

一室温感测单元,用以感测自由皮瓣所在的环境室温;

一核心温度感测单元,用以感测自由皮瓣母体的体温;

一控制单元,分别与前述红外影像获取单元、室温感测单元、核心温度感测单元电连接,根据红外影像获取单元输入的红外热影像取得一实测表面温度,根据室温感测单元、核心温度感测单元输入的室温、核心温度运算产生一预测表面温度,并对实测表面温度与预测表面温度进行运算;

一显示单元,与前述控制单元电连接,以显示前述控制单元输出的自由皮瓣红外热影像及运算结果。

5. 根据权利要求4所述的红外热影像系统,其特征在于,所述室温感测单元是由一温度感测器构成。

6. 根据权利要求4所述的红外热影像系统,其特征在于,所述核心温度感测单元是由一温度感测器构成。

7. 根据权利要求4所述的红外热影像系统,其特征在于,所述显示单元是由一液晶显示器构成。

8. 根据权利要求7所述的红外热影像系统,其特征在于,所述显示单元具有一触控界面。

9. 根据权利要求4至8中任一项所述的红外热影像系统,其特征在于,所述控制单元进一步连接一提示单元。

10. 根据权利要求9所述的红外热影像系统,其特征在于,所述提示单元为视觉形式和/或听觉形式警报器。

红外热影像系统及分析自由皮瓣表面温度影响因素的方法

技术领域

[0001] 本发明是关于一种自由皮瓣表面温度的监控方法及系统,尤指一种以红外热影像取得自由皮瓣表面温度,并针对影响表面温度的各种因素进行分析,作为校正补偿依据的相关技术。

背景技术

[0002] “自由皮瓣手术”经常用于重建手术,例如口腔癌患者手术后的颜面重建。所谓的“自由皮瓣手术”是将患者身上某部份的组织连同其血管一并取下,再将取下的组织移植到患者身上缺乏组织覆盖的伤口上,由于组织连同血管一并取下,因而必须配合医疗级显微镜进行精密的血管缝合。由于血管细密,经缝合后必须严密观察,以确认移植的自由皮瓣组织是否出现血管栓塞的情况。

[0003] 以往自由皮瓣的血管栓塞监控,主要是依赖资深医护人员通过监看自由皮瓣表面的颜色变化来作判断,然而前述人工监看,除了必须仰赖丰富的临床经验外,在判断标准上也可能失之主观。

[0004] 为了使自由皮瓣的血管栓塞情况能被有效且客观的监控,许多技术相继地投入运用,例如近红外光谱仪、镭射多普勒微流仪、彩色多普勒超声波和植入式多普勒监视器等。

[0005] 另外,利用表面温度监控也被用来判断自由皮瓣是否出现血管栓塞,在已知研究中,如果自由皮瓣的表面温度下降 2.4℃ 是判断自由皮瓣的动脉发生栓塞,下降 2.6℃ 则判断自由皮瓣的静脉发生栓塞。另有根据表面温度变化值 (ΔT) 来判断栓塞的情况。但其表面温度只由自由皮瓣上的单点取得,所得数据不够全面客观,以致影响其判断的准确性,且自由皮瓣表面温度除受栓塞因素影响外,也受其他因素左右,若不能全面考虑其他因素的影响,将影响自由皮瓣表面温度判读的准确性。

[0006] 由上述可知,既有自由皮瓣表面温度的取得仍未尽周延,且取得表面温度以做为指标的客观性也有不足,有待进一步检讨,并谋求可行的解决方案。

发明内容

[0007] 因此本发明主要目的在提供一种红外热影像系统,主要是利用红外热像仪实测自由皮瓣的表面温度,配合一预测表面温度的计算,与实测表面温度进行比对,以分析影响自由皮瓣表面温度的因素是否出现变化,并据以作为校正的依据,进而提升红外热像仪取得自由皮瓣表面温度作为参考指标的正确性。

[0008] 为达成前述目的采取的主要技术手段是使前述红外热影像系统包括:

[0009] 一红外影像获取单元,用以获取一自由皮瓣的红外热影像;

[0010] 一室温感测单元,用以感测自由皮瓣所在的环境室温;

[0011] 一核心温度感测单元,用以感测自由皮瓣母体的体温;

[0012] 一控制单元,分别与前述红外影像获取单元、室温感测单元、核心温度感测单元电连接,根据红外影像获取单元输入的红外热影像取得一实测表面温度,根据室温感测单元、

核心温度感测单元输入的室温、核心温度运算产生一预测表面温度,并对实测表面温度与预测表面温度进行运算;

[0013] 一显示单元,与前述控制单元电连接,以显示前述控制单元输出的自由皮瓣红外热影像及实测表面温度与预测表面温度的运算结果。

[0014] 在前述系统中,是利用红外影像获取单元取得自由皮瓣的一实测表面温度,并分别取得室温与核心温度(体温)产生一预测表面温度,根据预测表面温度接近实测表面温度的程度,以分析实测表面温度受室温及母体体温以外因素(皮瓣血流状态)影响的程度,避免单纯以实测表面温度作为判断依据所造成的误差;主要是因自由皮瓣的表面温度受室温、核心温度及皮瓣血流等因素影响,当实测表面温度接近或等于预测表面温度,表示实测表面温度主要由室温与核心温度影响,皮瓣血流因素相对降低,若实测表面温度高于预测表面温度,表示实测表面温度不但由室温与核心温度影响,也受皮瓣血流因素影响。而预测表面温度以室温及皮瓣母体核心温度补偿校正计算所得,不受室温及皮瓣母体核心温度波动影响,可提高红外热像仪取得自由皮瓣表面温度作为参考指标的正确性。

[0015] 本发明又一目的在提供一种红外热像仪分析自由皮瓣表面温度影响因素的方法,其可对红外热影像系统取得的自由皮瓣表面温度作进一步分析,以提高取得自由皮瓣表面温度作为参考指标的准确性。

[0016] 为达成前述目的采取的主要技术手段是使前述方法包括以下步骤:

[0017] 取得一自由皮瓣的红外热影像,据以提供一实测表面温度;

[0018] 取得前述自由皮瓣所在环境的室温;

[0019] 取得前述自由皮瓣的一核心温度;

[0020] 根据室温与自由皮瓣的核心温度运算产生一预测表面温度;

[0021] 当实测表面温度接近预测表面温度时,则产生一提示信息。

[0022] 利用上述方法可根据预测表面温度与实测表面温度的接近状况得知影响自由皮瓣表面温度的因素是否出现变化,从而可作为补偿校正实测表面温度的依据,避免发生误判情事。

附图说明

[0023] 图1是本发明一较佳实施例的系统架构示意图。

[0024] 图2是本发明又一较佳实施例的系统架构示意图。

[0025] 图3是一自由皮瓣示意图。

[0026] 图4是本发明的一实验温度曲线图。

[0027] 图5是本发明的又一实验温度曲线图。

[0028] 图6是本发明的方法流程图。

具体实施方式

[0029] 以下配合附图及本发明的较佳实施例,进一步阐述本发明为达成预定发明目的所采取的技术手段。

[0030] 关于本发明红外热影像系统的一较佳实施例,请参考图1所示,其包括一控制单元10、一红外影像获取单元11、一室温感测单元12、一核心温度感测单元13及一显示单元

14 ;其中

[0031] 该红外影像获取单元 11 与前述控制单元 10 电连接,是用以获取一自由皮瓣的红外热影像,并传送至控制单元 10 ;

[0032] 该室温感测单元 12 用以感测自由皮瓣所在的环境室温,其可由电子式或数字式温度感测器构成,且与控制单元 10 电连接,用以提供自由皮瓣所在环境的室温 T_r 给控制单元 10 ;

[0033] 该核心温度感测单元 13 用以感测自由皮瓣的母体体温,也就是移植自由皮瓣的人体体温 ;该核心温度感测单元 13 可以是数字式体温计,其与控制单元 10 电连接,用以提供一核心温度 T_c 给控制单元 10。

[0034] 该控制单元 10 是作为运算中心,主要是根据红外影像获取单元 11 输入的红外热影像取得一实测表面温度,根据室温感测单元、核心温度感测单元输入的室温、核心温度运算产生一预测表面温度,并进一步运算实测表面温度与预测表面温度的接近程度。

[0035] 该显示单元 14 可为液晶显示器,或进一步设有触控界面的平面显示器,其与前述控制单元 10 电连接,用以显示控制单元 10 输出的自由皮瓣红外热影像及实测表面温度与预测表面温度的运算结果。

[0036] 请参考图 2 所示,是本发明红外热影像系统的又一较佳实施例,其基本架构与前一实施例大致相同,不同处在于 :进一步包括一提示单元 15,该提示单元 15 与控制单元 10 电连接,其为视觉形式和 / 或听觉形式,也就是可由显示器、灯号和 / 或警报器构成,用以在自由皮瓣的实测表面温度与预测表面温度相同或差距小于一绝对值时,产生视觉和 / 或听觉提示信息。

[0037] 关于前述红外热影像系统的工作原理及控制方法,详如以下所述 :

[0038] 请参考图 3 所示,是一自由皮瓣 20 的示意图,该自由皮瓣 20 的组织内有血管 21 (动脉、静脉) 通过,当自由皮瓣 20 移植到伤口处,并完成血管 21 接合后,此时自由皮瓣 20 的表面温度会受以下数种因素影响 :

[0039] 1. 血管 21 内的血液流动 :因为通过血管 21 的血液会带入热量。

[0040] 2. 热传导 Q_1 :自由皮瓣 20 移植后与母体接合,母体体温 (核心温度 T_c) 与自由皮瓣 20 间的热传导。

[0041] 3. 热对流 Q_2 :自由皮瓣 20 表面与空气接触而形成热对流,故受室温 T_r 影响。其中 :

[0042] 热传导 Q_1 与热对流 Q_2 的推导公式如下 :

[0043] $Q_1=kAL^{-1}(T_c-T_s)$, 其中

[0044] $Q_2=hA(T_s-T_r)$

[0045] k = 皮瓣传导常数, A = 皮瓣表面积, L = 皮瓣厚度

[0046] T_c = 核心温度, T_s = 实测表面温度, h = 空气对流常数, T_r = 室温

[0047] 当自由皮瓣 20 的热传导 Q_1 与热对流 Q_2 相同,则其表面温度 T_s 会达于平衡,且与核心温度 T_c 及室温 T_r 存在一线性关系,故可推算一预测表面温度 T_s' ,其关系式如下 :

[0048] $T_s' =k(hL+k)^{-1}T_c+hL(hL+k)^{-1}T_r$

[0049] 根据实验与统计结果,前述关系式可进一步为

[0050] $T_s' =0.66T_c+0.40T_r$

[0051] 根据上述关系式,控制单元 10 在取得室温 T_r 与核心温度 T_c 后所运算产生的预测表面温度 T_s' 并不考虑血液通过血管 21 时带入的热量,因此当血管 21 血流增加时,实测表面温度 T_s 会高于预测表面温度 T_s' 。但当血管 21 血流减少时,通过血液带入热量也减少,则实测表面温度 T_s 会接近或等于预测表面温度 T_s' 。

[0052] 请参考图 4 所示,为动物实验的对照组温度曲线,第一道曲线 L1 为控制组曲线(不作皮瓣血流降低处理),第二道曲线 L2 是核心温度 T_c ,第三道曲线 L3 是进行血流降低处理的实测表面温度 T_s ,第四道曲线 L4 为室温 T_r 的变化。

[0053] 实验中是在时间点 A 将动物的自由皮瓣血管夹住,从曲线 L3 可以看出,在夹住血管阻止血液通过后,其实测表面温度 T_s 即开始下降,下降至一温度后则维持于该温度;接着在时间点 B 解除对血管的夹持,则可看出实测表面温度 T_s 又开始回升。由此可看出自由皮瓣表面温度与其血管血流降低间的关系。

[0054] 又请参考图 5 所示,为另一动物实验的对照组温度曲线,同样在时间点 A 将动物的自由皮瓣血管夹住,在时间点 B 解除。然而由曲线 L3 可以看出,实测表面温度 T_s 并未随着血管被夹住后开始下降,反而有持续上升的趋势,而在放开血管后仍然持续上升。上述的情况并不代表自由皮瓣表面温度与其血管血流降低间的关系被否定,而是反应出室温 T_r 与核心温度 T_c 对实测表面温度 T_s 的影响。

[0055] 由曲线 L2 可以看出核心温度 T_c 在试验过程中有逐渐升高的趋势(例如因母体发烧造成),而且室温 T_r 也升高。受前述两温度因素的影响,以致实测表面温度 T_s 并未随血管血流降低而下降。由此可见单纯利用表面温度的变化,并无法完全准确判断自由皮瓣的血管血流是否降低。因此本发明进一步根据室温、核心温度产生一预测表面温度,利用预测表面温度与实测表面温度的分析比对,来判断影响实测表面温度的因素是否出现变化,进而排除不具代表性的实测表面温度。意即本发明具有校正补偿的效果,主要原理是因本发明提供的预测表面温度 T_s' 是根据室温 T_r 、核心温度 T_c 与相关参数所产生,当室温 T_r 、核心温度 T_c 改变,预测表面温度 T_s' 随之改变,若自由皮瓣的实测表面温度 T_s 与预测表面温度 T_s' 相同或差距小于一绝对值时,表示实测表面温度 T_s 主要受室温及核心温度影响,受皮瓣血流影响较小。一旦室温、核心温度有明显的波动,实测表面温度可能随之波动而不具代表性,需要予以校正。

[0056] 根据上述红外热影像系统的工作原理可知,本发明的方法是如图 6 所示,包括以下步骤:

[0057] 取得一自由皮瓣的红外热影像,据以提供一实测表面温度 T_s (601);

[0058] 取得前述自由皮瓣所在环境的室温 T_r (602);

[0059] 取得前述自由皮瓣的一核心温度 T_c (603);

[0060] 根据室温 T_r 与自由皮瓣的核心温度 T_c 运算产生一预测表面温度 T_s' (604);

[0061] 当实测表面温度 T_s 接近预测表面温度 T_s' 时,即产生一提示信息 (605)。

[0062] 因此,使用者可由前述提示信息的提醒,了解影响实测表面温度的因素是否产生变化,从而作为补偿校正实测表面温度作为判断指标的依据。

[0063] 以上所述仅是本发明的较佳实施例而已,并非对本发明做任何形式上的限制,虽然本发明已以较佳实施例揭露如上,然而并非用以限定本发明,本领域相关技术人员,在不脱离本发明权利要求的范围内,当可利用上述揭示的技术内容作出些许更动或修饰为等同

变化的等效实施例,但凡是未脱离本发明权利要求的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所作的任何简单修改、等同变化与修饰,均仍属于本发明权利要求的范围内。

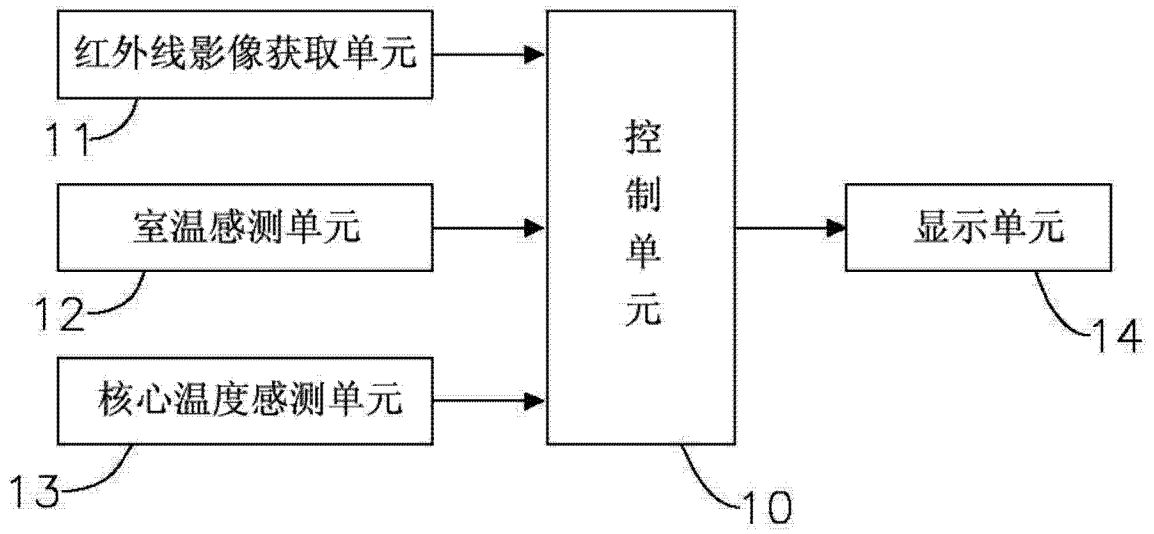


图 1

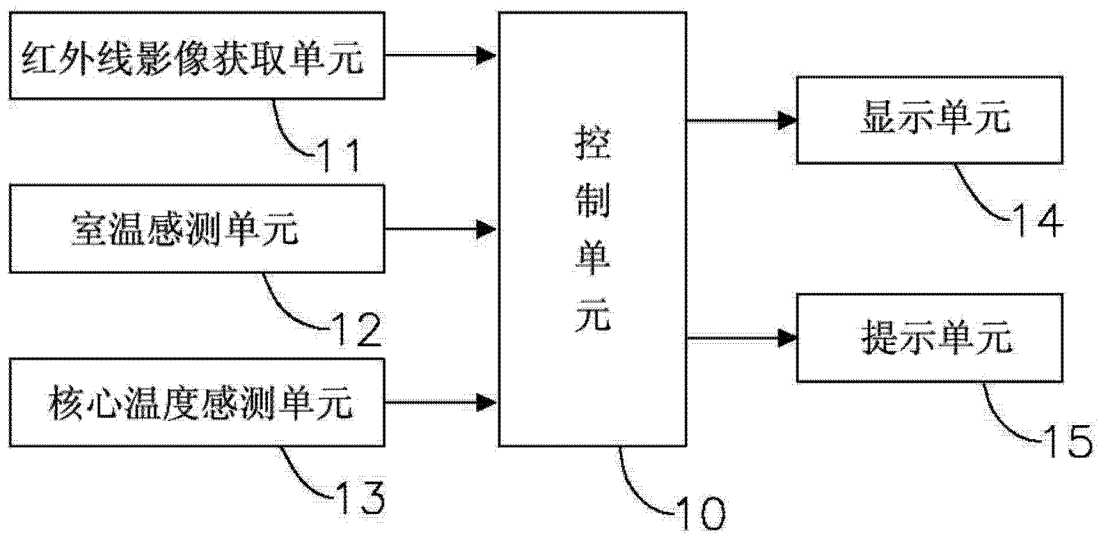


图 2

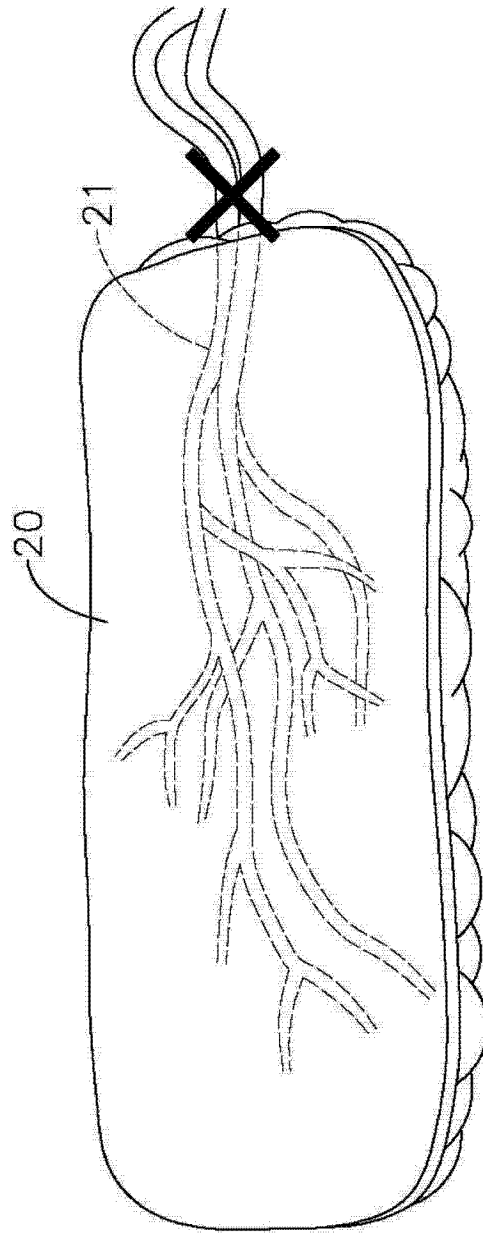


图 3

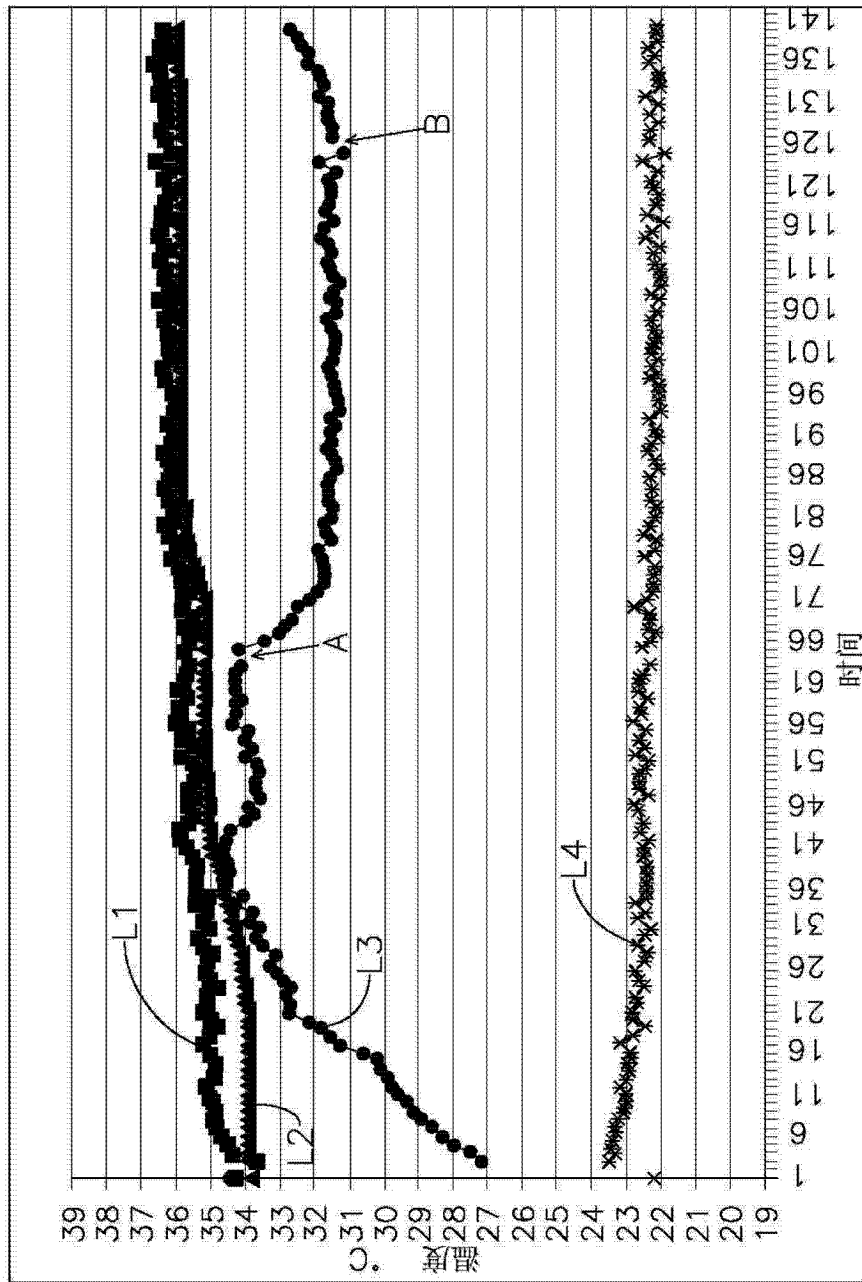


图 4

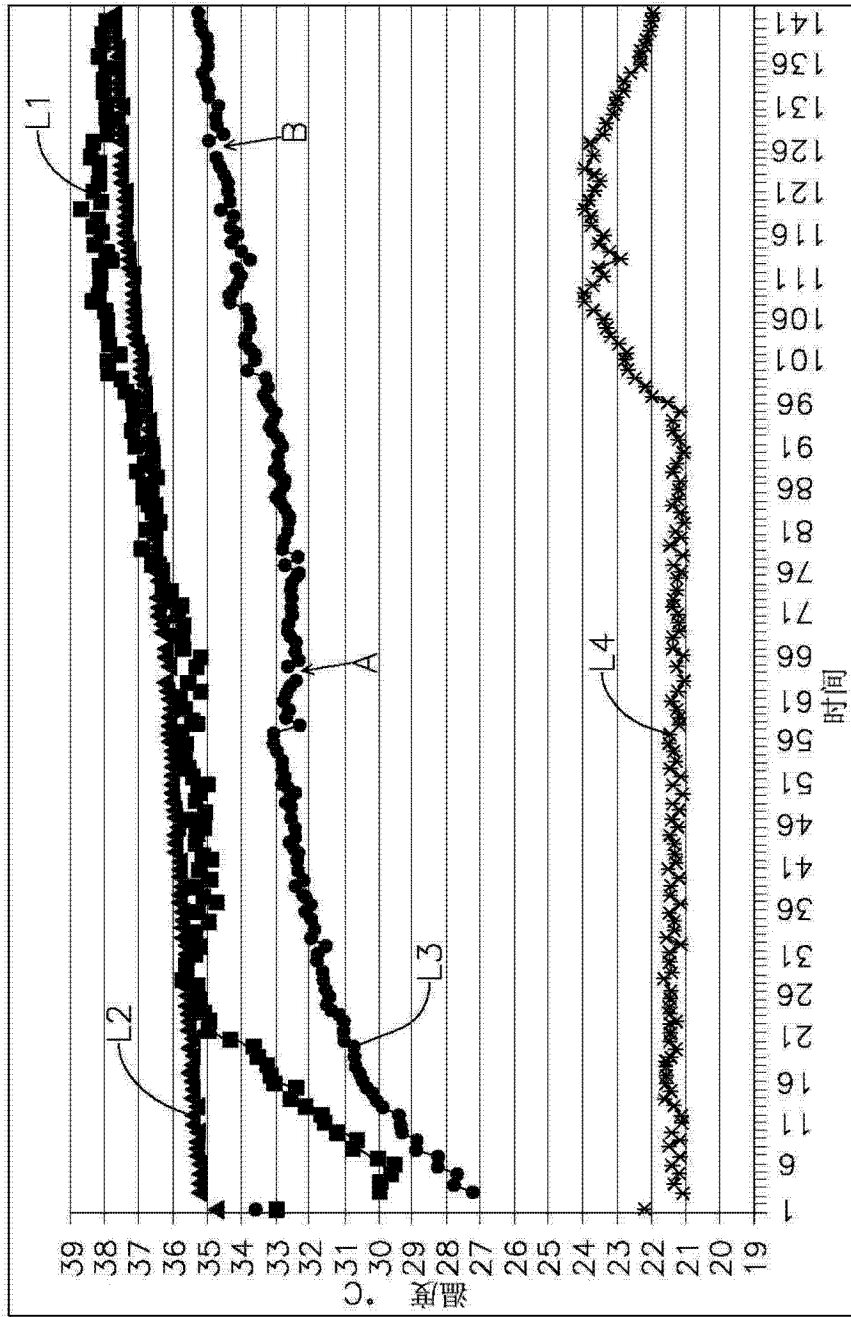


图 5

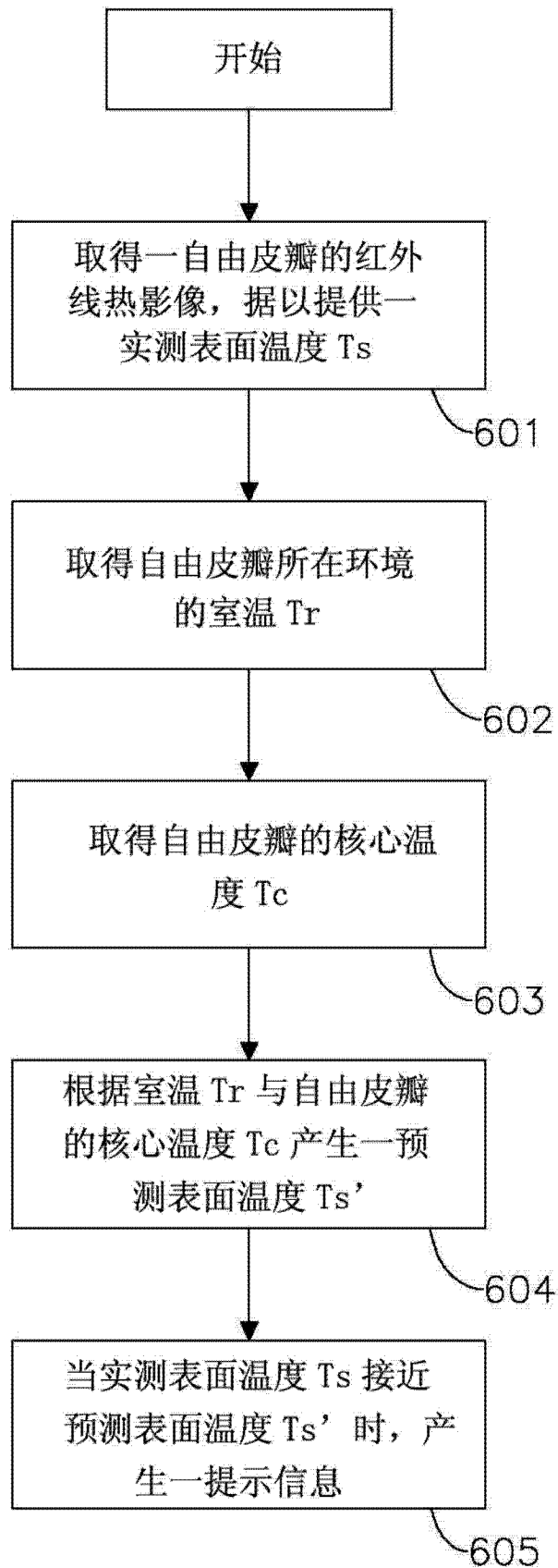


图 6