



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106821339 B

(45)授权公告日 2020.02.14

(21)申请号 201510890164.0

(22)申请日 2015.12.07

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106821339 A

(43)申请公布日 2017.06.13

(73)专利权人 财团法人金属工业研究发展中心
地址 中国台湾高雄市楠梓区高楠公路1001号

(72)发明人 蓝毓杰 杨东洁 尤崇智

(74)专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司 11205
代理人 马雯雯 臧建明

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

(56)对比文件

US 2011288540 A1,2011.11.24,
CN 1555759 A,2004.12.22,
US 2009306638 A1,2009.12.10,
US 2013053839 A1,2013.02.28,
TW 201208639 A1,2012.03.01,

审查员 廖怡芳

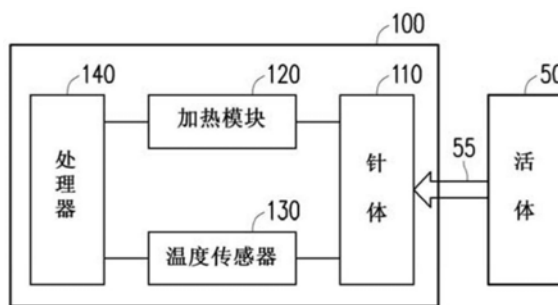
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

热物理参数测量装置及针体

(57)摘要

本发明提供一种热物理参数测量装置及针体。本发明的热物理参数测量装置包括针体、加热模块、温度传感器以及处理器。针体用以取得生物组织。加热模块连接针体，并且用以感测生物组织的温度。温度传感器设置于针体，并且用以感测生物组织的温度。当生物组织处于第一环境中，加热模块加热生物组织并且温度传感器测量生物组织的第一温度信息。当生物组织处于第二环境中，加热模块加热生物组织并且至少一温度传感器测量生物组织的第二温度信息，其中第一环境不同于第二环境。处理器依据第一温度信息及第二温度信息计算多个热物理参数。



1. 一种热物理参数的测量装置,其特征在于,包括:
针体,用以取得生物组织;
加热模块,连接所述针体,用以加热所述生物组织;
至少一温度传感器,设置于所述针体,用以感测所述生物组织的温度;以及
处理器,耦接所述至少一温度传感器及所述加热模块,其中,当所述生物组织处于第一环境中,所述加热模块加热所述生物组织并且所述至少一温度传感器测量所述生物组织的第一温度信息,而当所述生物组织处于第二环境中,所述加热模块加热所述生物组织并且所述至少一温度传感器测量所述生物组织的第二温度信息,其中所述第一环境不同于所述第二环境,且所述处理器依据所述第一温度信息及所述第二温度信息计算多个热物理参数。
2. 根据权利要求1所述的热物理参数的测量装置,其特征在于,所述第一环境为活体内,且所述第二环境为所述活体外。
3. 根据权利要求1所述的热物理参数的测量装置,其特征在于,所述加热模块具有磁场产生装置,所述磁场产生装置使所述针体感磁发热而加热所述生物组织。
4. 根据权利要求1所述的热物理参数的测量装置,其特征在于,所述针体包括:
本体,其表面具有开口;
针尖部,设置于所述本体的一端;
腔体,设置于所述本体内而具有容置空间容置所述生物组织,所述容置空间与所述开口相通;以及
切割部,设置于所述开口的一侧,所述切割部具有刃口,用以切割所述生物组织。
5. 根据权利要求4所述的热物理参数的测量装置,其特征在于,所述切割部形成所述腔体的侧壁,且其刃口为所述开口的侧边。
6. 根据权利要求4所述的热物理参数的测量装置,其特征在于,所述本体的材质是麻田散铁系不锈钢材料。
7. 根据权利要求4所述的热物理参数的测量装置,其特征在于,所述针体还包括:
至少一空心结构,其设置于所述本体内,用以供医学影像装置辨识定位。
8. 根据权利要求4所述的热物理参数的测量装置,其特征在于,所述针体还包括:
可移动式挡片,可移动地设置于本体,用于开启或关闭所述开口。

热物理参数测量装置及针体

技术领域

[0001] 本发明涉及一种测量技术,尤其涉及一种热物理参数测量装置及针体。

背景技术

[0002] 癌症(亦称为肿瘤)为人类常见的重大疾病,更在许多国家所统计死亡因素排名中位居前三位。由此可见,癌症治疗在各国医疗需求十分迫切,且针对癌症相关治疗的各式医疗器材亦是目前重要的研究领域。

[0003] 另一方面,肿瘤的热治疗手术是当前癌症治疗技术之一。例如,肿瘤烧灼术中的射频肿瘤烧灼术(radio frequency ablation,RFA)及微波肿瘤烧灼术(microwave ablation,MWA)。这些技术已应用于局部肿瘤治疗,但考虑于治疗费用及应用限制,多数病患难以采用。

[0004] 而随着热治疗手术的快速发展,其已成为组织增生、良性肿瘤及恶性肿瘤治疗的根治性方法之一。为了获得优良的临床效果,术前规划、术中精确定位以及术后评估是热治疗治疗过程中不可缺少的关键步骤。然而,术前规划作为整个治疗过程的第一步,其目的为了在并发症低的前提下,确保热治疗手术有安全的治疗范围,从而提高患者的治疗品质。治疗规划的优劣将直接影响着术后的疗效,且术前规划是提高手术安全性与精确性的重点。因此,热治疗手术规划系统的开发对于热治疗手术来说是非常重要的课题。然而,临床上常因为组织的物理特性与手术操作时间难以准确掌握,从而让能量型手术器械高温区域直径过大,不慎去除良好的组织,或是造成高温区域直径过小,无法有安全的无瘤边缘等情况发生。因此,需改善上述热疗技术的缺陷,且掌握组织温度上升状况。

[0005] 肿瘤热治疗的目的在于,使有效热场在三维空间上覆盖肿瘤,以达到肿瘤组织的完全凝固性坏死。由此可知,了解热治疗技术的热物理特性对于手术规划至关重要。然而,由于每个人体器官或组织对于热的反应程度皆不相同,因此生物组织的热物理参数的测量是生物热传导领域中最为困难且极富挑战的课题之一。

发明内容

[0006] 本发明提供一种热物理参数测量装置及针体,可通过两次不同环境下的温度测量,从而推算出热物理参数。

[0007] 本发明的热物理参数的测量装置包括针体、加热模块、温度传感器以及处理器。针体用以取得生物组织。加热模块连接针体,并且用以感测生物组织的温度。温度传感器设置于针体,并且用以感测生物组织的温度。处理器耦接温度传感器及加热模块。当生物组织处于第一环境中,加热模块加热生物组织并且温度传感器测量生物组织的第一温度信息。当生物组织处于第二环境中,加热模块加热生物组织并且至少一温度传感器测量生物组织的第二温度信息,其中第一环境不同于第二环境。处理器依据第一温度信息及第二温度信息计算多个热物理参数。

[0008] 在本发明的一实施例中,上述的第一环境为活体内,且第二环境为活体外。

[0009] 在本发明的一实施例中,上述的加热模块具有磁场产生装置,磁场产生装置使针体感磁发热而加热生物组织。

[0010] 本发明的针体包括本体、针尖部、腔体及切割部。本体表面具有开口。针尖部设置于本体的一端。腔体设置于本体内而具有容置空间容置生物组织,容置空间与开口相连通。切割部设置于开口的一侧,切割部具有刃口,用以切割生物组织。

[0011] 在本发明的一实施例中,上述的切割部形成腔体的侧壁,且其刃口为开口的侧边。

[0012] 在本发明的一实施例中,上述本体的材质是麻田散铁系不锈钢材料。

[0013] 在本发明的一实施例中,上述的针体还包括至少一个空心结构,其设置于本体内,并用以供医学影像装置辨识定位。

[0014] 在本发明的一实施例中,上述的针体还包括可移动式挡片,其可移动地设置于本体,用于开启或关闭开口。

[0015] 在本发明的一实施例中,上述的针体还包括加热模块,其连接本体,并用以加热生物组织。

[0016] 基于上述,本发明实施例所提出的热物理参数测量装置及针体,其藉由测量装置在第一环境以及第二环境对于活体欲测量部位的生物组织进行取样、加热,且分别对在第一环境以及第二环境下所取得的生物组织的温度(例如,第一温度信息以及第二温度信息)进行量测。接着,利用第一温度信息以及第二温度信息来推导出所需的热物理参数。

[0017] 为了让本发明的上述特征和优点能更明显易懂,下文特举实施例,并配合附图作详细说明如下。

附图说明

[0018] 图1是依据本发明一实施例说明一种测量装置的组件方框图;

[0019] 图2是一范例说明针体的部分示意图;

[0020] 图3A至图3C是依据本发明一实施例说明针体取得生物组织的示意图;

[0021] 图4是一范例说明一种测量装置的示意图;

[0022] 图5是依据本发明一实施例说明热物理参数测量方法的流程图;

[0023] 图6是依据本发明另一实施例说明一种热物理参数测量方法的流程图。

[0024] 附图标记:

[0025] 100、400:测量装置

[0026] 110、210、410:针体

[0027] 120、220:加热模块

[0028] 130:温度传感器

[0029] 140:处理器

[0030] 50:活体

[0031] 55:生物组织

[0032] 211:开口

[0033] 212:腔体

[0034] 213:挡片

[0035] 214:针尖部

- [0036] 215:切割部
[0037] 216:刃口
[0038] 450:显示器
[0039] B:主体
[0040] S510、S520、S530、S610、S620、S630、S640、S650、S660:步骤

具体实施方式

[0041] Pennes热传导方程式是分析生物组织的热传导现象及温度分布的方法之一,且带有热传导系数、热容值、组织血液灌注率(或是血液流量)等热物理参数。其中,温度变化亦是Pennes热传导方程式的重要变因之一。据此,本发明实施例便是在两个环境(例如,活体内及活体外)下分别对已加热的生物组织进行温度量测,以获得两个环境之间的温度变化,并藉以通过Pennes热传导方程式推算出其他热物理参数。以下提出符合本发明的精神的多个实施例,应用本实施例者可依其需求而对这些实施例进行适度调整,而不仅限于下述描述中的内容。

[0042] 图1是依据本发明一实施例说明一种测量装置的组件方框图。请参照图1,测量装置100包括针体110、加热模块120、温度传感器130以及处理器140。

[0043] 图2是一范例说明针体的部分示意图。请参照图2,针体210可至少包括(但不限于)本体、腔体212、针尖部214以及切割部215。本体的表面具有一开口211,本体的直径大约是0.8~1.2公厘,但不以此为限,其可为医疗级金属(例如,银、白金、306不锈钢、316不锈钢、钛或钛合金等)、耐热塑料或医疗级陶瓷等材料所制成。针尖部214设置于本体的一端,其具有尖状部分,适于穿刺生物组织。腔体212设置于本体内而具有一容置空间,容置空间与开口211相连通。切割部215设置于开口211的一侧,切割部215具有一刃口216,其为刀刃状,用以切割生物组织55,于本实施例中,切割部215形成腔体212的一侧壁,且其刃口216为开口211的一侧边,较佳地,刃口216邻近针尖部214,即刃口216与针尖部214的距离小于开口211的其他侧边与针尖部214的距离。针体210还具有可移动式挡片213,且挡片213用于开启或关闭开口211。在针体210通过开口211取得生物组织55后,腔体212用以容置生物组织55。此外,针体210可包含一个或多个设置于本体的空心结构,可利于超音波等医学影像装置辨识定位。

[0044] 举例来说,图3A至图3C是依据本发明一实施例说明针体210取得生物组织55的示意图。请先参照图3A,当针体210通过针尖部214(以方向R1)穿刺活体50并进入到欲取得生物组织55的位置后,将针体210往针尖部214相反的方向(例如,方向R2)移动,此时切割部215的刃口216便能切割生物组织55,并使因切割而分离的生物组织55填入腔体212的容置空间当中。请接着参照3B及3C,挡片213为可移动式,且可将开口211完全关闭。

[0045] 加热模块120可以是基于电能转热能技术以让其加热单元(例如,镍铬合金(Nichrome)线、各类型电阻线、辐射加热单元等)发热,且连接针体110(例如,图2中的加热模块220),并用以提供固定或可变热源,从而对由针体110所取得的生物组织55进行加热。

[0046] 在另一实施方式中,加热模块120可以是基于电能转磁能再转热能技术,藉由一磁场产生装置(未显示)使针体110感磁发热而加热生物组织55,针体110可选择为具有聚磁效果的麻田散铁系不锈钢材料(如420不锈钢、630不锈钢)等所构成。

[0047] 温度传感器130可以是热电偶(thermocouple)、热敏电阻等类型的温度传感器,且连接针体110,并用以感测生物组织55的温度。针体110中可能设置一个或多个温度传感器130。例如,图2的针体210中设置三个温度传感器130。各温度传感器130至加热模块120的温度测量距离将受记录,以作为后续分析使用。

[0048] 需说明的是,本发明实施例不加以限制温度传感器130的设置位置及数量,应用本发明实施例者可依据设计需求而调整。此外,活体50可依据欲测量的人体部位来决定,因此活体50例如是人体的某个器官或部位,且生物组织55构成活体50。举例来说,当医生欲针对人体某部位或器官当中的癌细胞进行热治疗手术时,由于不同患者的人体器官或部位可能具有不同的热物理参数,因此对于温度变化将具有不同的反应。据此,应用本发明实施例者可依据需求通过测量装置100中的针体110穿刺于特定部位或器官,以取得生物组织55。

[0049] 处理器140耦接温度传感器130以及加热模块120。处理器140可以是一种中央处理器(Central Processing Unit;CPU)、微处理器(Microprocessor)、数字信号处理器(DSP)、可程序化控制器、特殊应用集成电路(Application Specific Integrated Circuit;ASIC)、系统单芯片(System On Chip;SoC)或其他类似组件或上述组件的组合。在本发明实施例中,处理单元140用以执行测量装置100的所有作业。

[0050] 需说明的是,测量装置100可还包括储存单元(未显示)(例如,任何型态的固定或可移动随机存取内存(Random Access Memory;RAM)、只读存储器(Read-Only Memory;ROM)、闪存(Flash Memory)或类似组件或上述组件的组合),本发明不加以限制。储存单元可用于储存加热模块120的加热功率强度、加热模块120与各温度传感器130之间的温度测量距离、针体110的热物理参数等资料。

[0051] 在一些实施例中,测量装置100可还包括显示单元可以是液晶显示器(Liquid Crystal Display;LCD)、薄膜液晶晶体管(Thin Film Transistor Liquid Crystal Display;TFT-LCD)、发光二极管显示器(Light-Emitting Diode;LED)、有机发光二极管显示器(Organic LIGHT-Emitting Diode;OLED)等各式显示器,并用以显示热物理参数。

[0052] 图4是一范例说明一种测量装置的示意图。请参照图4,测量装置400包括主体B以及针体410。主体B可配置有如图1的处理器140及显示单元450。而针体410具有图2中针体210相同或相似的构造,且其中可设置图1的加热模块120、温度传感器130。需说明的是,图4仅用于范例说明,本发明实施例不加以限制测量装置的外观、形状及大小。

[0053] 为了方便理解本发明实施例的操作流程,以下将举诸多实施例详细说明本发明实施例中测量装置100的控制方法。图5是依据本发明一实施例说明热物理参数测量方法的流程图。请同时参照图1与图2,本实施例的方法适用于图1中测量装置100。下文中,将以测量装置100中的各项组件及模块说明本发明实施例所述的方法。本方法的各个流程可依照实施情形而随之调整,且并不仅限于此。

[0054] 在步骤S510中,当生物组织55处于第一环境中,测量装置100中的加热模块120加热生物组织55,并且通过温度传感器130测量生物组织55的第一温度信息。在本实施例中,此第一环境为活体50内。具体而言,测量装置100通过针体110穿刺活体50而让针体110处于活体50内,且基于如同图3A-3C所示取得生物组织55的操作,将生物组织55取至针体110中的腔体。接着,在所取得的生物组织55仍处于活体50内的情境下,处理器140通过加热模块120对生物组织55进行加热,且记录进行加热操作的加热时间。此外,处理器140通过各温度

传感器130且在一个或多个特定加热时间(例如,1、2、10秒等)到达时,对生物组织55进行温度测量,以取得第一温度信息(例如,不同加热时间的温度值及各加热时间之间的温度变化等),并将第一温度信息记录于储存单元中。

[0055] 在步骤S520中,当生物组织55处于第二环境中,测量装置100中的加热模块120加热生物组织55,并且通过温度传感器130测量生物组织55的第二温度信息。在本实施例中,此第二环境为活体50外。具体而言,在取得第一温度信息之后,针体110可拔出活体50而让针体110处于活体50外。接着,在所取得的生物组织55处于活体50外的情境下,处理器140再次通过加热模块120对生物组织55进行加热,且记录进行加热操作的加热时间。此外,处理器140再次通过各温度传感器130且在一个或多个特定加热时间(例如,1、2、10秒等)到达时,对生物组织55进行温度测量,以取得第二温度信息(例如,不同加热时间的温度值及各加热时间之间的温度变化等),并将第二温度信息记录于储存单元中。

[0056] 需说明的是,本发明不加以限制第一环境及第二环境的类型,各种能让量测装置100所取得的生物组织55处于两种不同环境下的情境都能适用。

[0057] 在步骤S530中,处理器140依据第一温度信息及第二温度信息计算多个热物理参数。在本实施例中,处理器140依据第二温度信息通过稳态下的生医热传导方程式及瞬时下的生医热传导方程式计算部分热物理参数,以及依据第一温度信息及已计算的部分这些热物理参数通过完整的生医热传导方程式计算全部这些热物理参数。而生医热传导方程式为 Pennes 热传导方程式

[0058] 具体而言,Pennes热传导方程式如以下公式(1):

$$[0059] \quad \rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_m + Q \cdots \cdots (1)$$

[0060] 其中 ρ 与 C 分别为组织密度与组织热容值, ρ_b 、 C_b 分别为血液密度与血液热容值, k 为组织热传导系数, ω_b 为组织血液灌注率(血液流量), Q_m 与 Q 分别为组织新陈代谢热量与外加热源的热量,且 $\rho_b C_b \omega_b (T_b - T)$ 是代表血液带走的热量。

[0061] 首先,假设血液带走的热量 $\rho_b C_b \omega_b (T_b - T)$ 以及新陈代谢热量 Q_m 为0,而处理器140依据第二温度信息通过稳态下的生医热传导方程式计算部分热物理参数(即,组织热传导系数 k)。而稳态下的Pennes热传导方程式如以下公式(2):

$$[0062] \quad 0 = \nabla \cdot (k \nabla T) + Q \cdots \cdots (2)$$

[0063] 处理器140可依据温度测量距离及加热时间,计算生医热传导方程式中的外加热量 Q (即,外加热源的热量)。接着,处理器140将外加热量 Q 及第二温度信息带入公式(2),便能计算出组织热传导系数 k 。

[0064] 接着,处理器140依据第二温度信息及热传导系数 k 通过瞬时下的生医热传导方程式计算组织热容值 C 。瞬时下的Pennes热传导方程式如以下公式(3):

$$[0065] \quad \rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + Q \cdots \cdots (3)$$

[0066] 通过瞬时下的Pennes热传导方程式将第二温度信息代入温度值 T 与已知的组织密度 ρ 、组织热传导系数 k 以及外加热量 Q ,以求得组织热容值 C 。

[0067] 然后,处理器140将第一温度信息、第二温度信息以及求得的组织热传导系数 k 与组织热容值 C 与已知的各项参数导入上述公式(1)的完整Pennes热传导方程式中,将求得组织血液灌注率 ω_b 、组织新陈代谢热量 Q_m 、血液造成的热影响等热物理参数。

[0068] 换句话说,在本实施例中,热物理参数的测量装置100是藉由生物组织55在活体50内外具有温度差的特性,基于活体50内外的第一温度信息及第二温度信息、已知的热量、热源与温度测量距离以及加热时间等参数带入稳态、瞬时及完整Pennes热传导方程式,来计算出如上述的组织热传导系数 k 、组织热容值 C 、组织血液灌注率 ω_b 以及组织新陈代谢热量 Q_m 等相关热物理参数。

[0069] 在一实施例中,处理器140还可通过如图4中显示单元450来显示第一温度信息及第二温度信息和/或计算出的多个热物理参数结果。而在其他实施例中,测量装置100亦可进一步包括有/无线通信模块,以藉由有/无线的方式将所测量的第一温度信息及第二温度信息以及热物理参数传送至另一计算机装置、主机、服务器等。

[0070] 为了让本领域普通技术人员能明了本发明的操作流程,以下另举一情境说明。图6是依据本发明另一实施例说明一种热物理参数测量方法的流程图。请同时参照图1及图6,本实施例的热物理参数测量方法例如至少可适用于图1中的量测装置100。首先,将测量装置100的针体110置入活体50内,以取得欲测量的生物组织55(步骤S610)。接着,藉由测量装置100的加热模块120进行加热,以加热生物组织55(步骤S620)。处理器140可通过温度传感器130测量用于体内分析的生物组织55的第一温度信息(例如,活体50内的温度变化)(步骤S630),并储存第一温度信息(步骤S640)。接着,针对体外分析(步骤S650),将测量装置100的针体110取出活体50外。并且,处理器140重复执行步骤S620,以再次加热生物组织55。接着,处理器140重复执行步骤S630,利用温度传感器130测量用于体外分析的生物组织55的第二温度信息(例如,活体50外的温度变化)。另外在此步骤S630中,还可提供内建的已知加热模块120的热源热量以及热源与温度传感器130的距离,或者加热模块120的热源热量也可以通过测量来获得。接着,处理器140依据先前测量所储存的第一温度信息、第二温度信息以及内建已知的热量、热源与测量位置的相对距离以及加热时间,通过Pennes热传导方程式来计算组织热传导系数 k 、组织热容值 C 、组织血液灌注率 ω_b 以及组织新陈代谢热量 Q_m 等相关热物理参数。而在步骤S660中,处理器140通过显示单元显示测量的多个热物理参数(组织热容值 C 、组织热传导系数 k 、血液灌注率等)的结果。

[0071] 需说明的是,在步骤流程当中的步骤S610、S620、S630、S640顺序是为体内分析流程,而在步骤流程当中的步骤S650、S620、S630、S640顺序是为体外分析流程。在本实施例中,体内分析流程及体外分析流程也可以是重复执行的循环,其执行次数可为一次或多次本发明并不加以限制。本实施例的体内分析流程或体外分析流程可以设定循环多次执行以取得多组的测量结果与计算多组的热物理参数。

[0072] 此外,关于本实施例藉由推导、运算Pennes热传导方程式以取得热物理参数的相关技术特征与应用可以由上述图1实施例的叙述中获得足够的启示、建议与实施说明,因此不再赘述。

[0073] 综上所述,本发明实施例提供一种热物理参数测量方法及其测量装置,其中测量装置具有针体、加热模块、温度传感器以及处理器,以通过针体取得欲测量的生物组织并藉由加热模块加热所取得的生物组织。接着,利用温度传感器测量此生物组织在不同环境(例

如是特定活体部位内、或特定活体部位外)时的不同温度信息,从而通过Pennes热传导方程式来计算关于所取得的生物组织的多个热物理参数。藉此,本发明实施例便能快速且方便地提供此活体部位对于热治疗手术时所可能产生的热反应的参考信息。

[0074] 虽然本发明已以实施例揭示如上,然其并非用以限定本发明,任何所属技术领域中普通技术人员,在不脱离本发明的精神和范围内,当可作些许的改动与润饰,故本发明的保护范围当视所附权利要求界定范围为准。

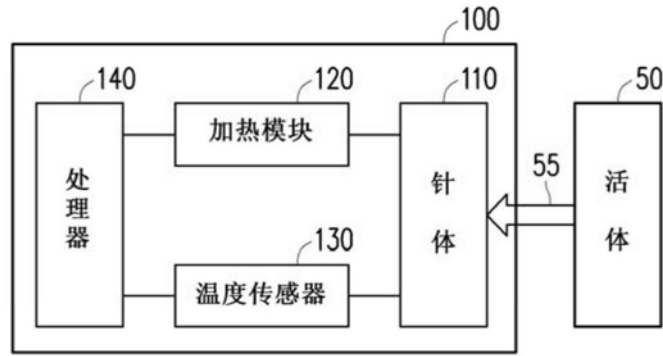


图1

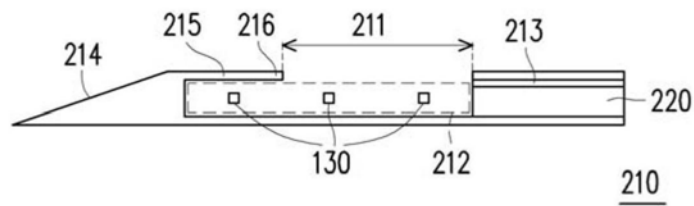


图2

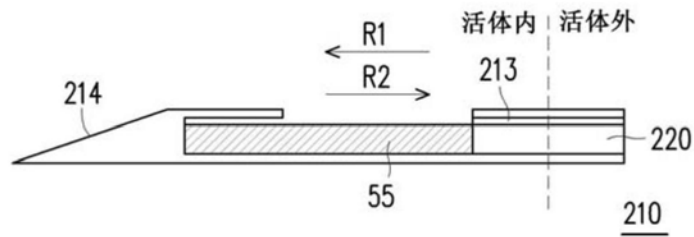


图3A

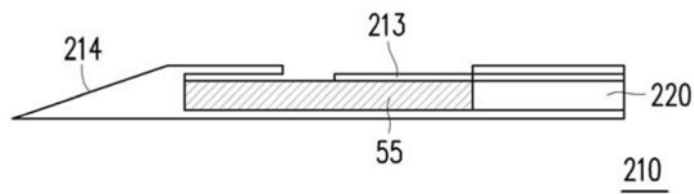


图3B

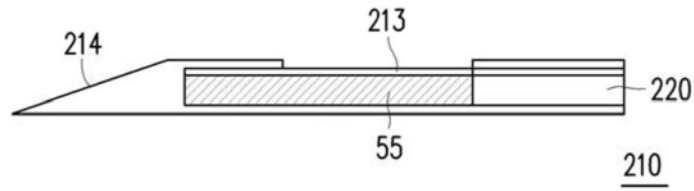


图3C

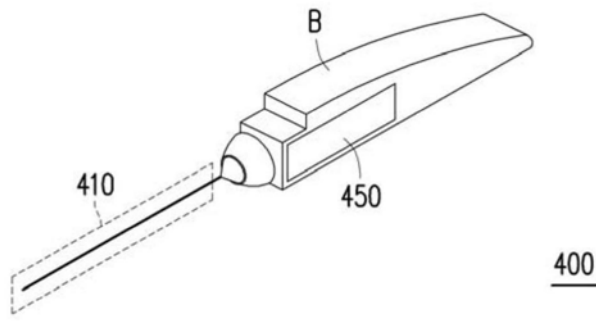


图4

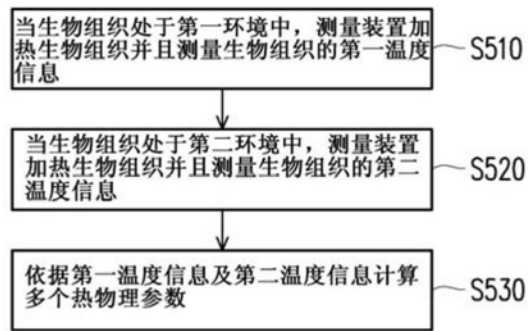


图5

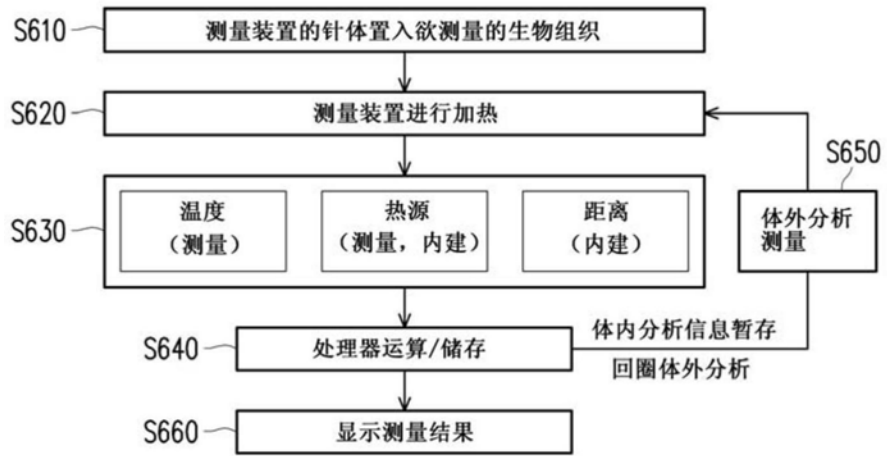


图6

专利名称(译)	热物理参数测量装置及针体		
公开(公告)号	CN106821339B	公开(公告)日	2020-02-14
申请号	CN201510890164.0	申请日	2015-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	财团法人金属工业研究发展中心		
申请(专利权)人(译)	财团法人金属工业研究发展中心		
当前申请(专利权)人(译)	财团法人金属工业研究发展中心		
[标]发明人	蓝毓杰 杨东洁 尤崇智		
发明人	蓝毓杰 杨东洁 尤崇智		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/00		
代理人(译)	马雯雯		
其他公开文献	CN106821339A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种热物理参数测量装置及针体。本发明的热物理参数测量装置包括针体、加热模块、温度传感器以及处理器。针体用以取得生物组织。加热模块连接针体，并且用以感测生物组织的温度。温度传感器设置于针体，并且用以感测生物组织的温度。当生物组织处于第一环境中，加热模块加热生物组织并且温度传感器测量生物组织的第一温度信息。当生物组织处于第二环境中，加热模块加热生物组织并且至少一温度传感器测量生物组织的第二温度信息，其中第一环境不同于第二环境。处理器依据第一温度信息及第二温度信息计算多个热物理参数。

