



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102209491 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 05

(21) 申请号 200980144878. X

C·M·范希施 B·马塞利斯

(22) 申请日 2009. 11. 09

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(30) 优先权数据

代理人 谢建云 刘鹏

08168850. 9 2008. 11. 11 EP

(85) PCT申请进入国家阶段日

(51) Int. Cl.

2011. 05. 11

A61B 5/00(2006. 01)

G01K 13/00(2006. 01)

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2009/054965 2009. 11. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02010/055455 EN 2010. 05. 20

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·M·伦森 J·R·哈尔特森

M·克利 D·巴比克

B·H·W·亨德里克斯

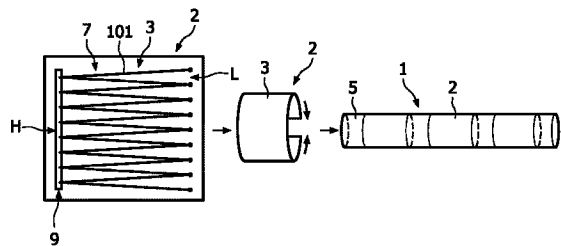
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

包括探针用于测量患者组织中的温度数据的医疗设备

(57) 摘要

提出了一种包括探针用于测量患者身体内组织的温度数据的医疗设备。该探针(2)包括附接到医疗设备核心(5)的柔性衬底(3),该柔性衬底(3)包括一个或多个热电堆(7)并且可以进一步包括用于测量绝对温度的电阻器和用于局部加热的热源。该热电堆可以直接在柔性聚合物载体上加工而成或可替代地在硅衬底上加工而成并且被转印到柔性载体(3),从而实现了:高柔性衬底(3)和用于热电堆(7)以及可能地用于电阻器和热源的非常小的结构尺寸二者。因此,对与医疗设备接触的组织的温度梯度的测量可以在高分辨率(resolution)下执行,从而允许对例如由于恶性组织引起的温度异常进行可靠检测。



1. 一种包括探针(2)用于测量患者身体内组织(11)的温度数据的医疗设备(1),该探针(2)包括:

附接到医疗设备核心(5)的柔性衬底(3),该柔性衬底(3)包括一个或多个热电堆(7)。

2. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中多个热电堆(7)布置所述柔性衬底(3)上,其中所述热电堆以小于5毫米距离彼此间隔。

3. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中所述衬底(3)上的热电堆(7)中的至少一个具有小于 40mm^2 的接触表面。

4. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中所述柔性衬底(3)包括聚合物衬底。

5. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中包括所述热电堆的所述柔性衬底是通过使用硅技术生成传导结构并接着将该传导结构转印到所述柔性衬底来产生的。

6. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中所述柔性衬底(3)绕所述医疗设备核心(5)缠绕。

7. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中所述探针(2)适于测量沿着感兴趣的组织区域的绝对温度和温度梯度中至少一个。

8. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中所述探针进一步包括至少一个适合于绝对温度测量的电阻器(17)。

9. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中探针(2)还包括热源(9)。

10. 如权利要求9所述的医疗设备,
其中所述热源(9)集成在所述柔性衬底(3)中。

11. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中所述探针(2)适于测量患者组织中的热导率。

12. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中所述探针(2)适于测量患者组织中容积热容量。

13. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中所述探针(2)与所述医疗设备核心(5)热隔离。

14. 如权利要求1所述的医疗设备,
其中所述探针(2)适用于无线传输关于热电堆(7)中测量的温度的数据。

包括探针用于测量患者组织中的温度数据的医疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及包括探针用于测量患者组织中的诸如温度梯度、热导或热容之类的温度数据的医疗设备。

背景技术

[0002] 在医疗保健中,有益的是能够在各种过程期间区别不同的组织。这种过程的一个实例是活检。活检能因为样本不是在正确位置采集的而失败。用于在活检期间区分健康组织和恶性组织的装置可以有助于检查样本是否在正确位置采集。这样,可以增加成功活检的数量。另一个实例是发炎组织的治疗。在某些情况下,例如在治疗由炎症造成的下背痛期间,需要在炎症位置施用药物。如果该药物在错误的位置释放,则治疗是无效的。因此用于改进对受影响组织的定位的技术将改进对发炎组织的治疗。第三个实例是在消融过程期间区分消融组织和非消融组织。该区分可能对监视消融过程和验证目标组织是否已被完全消融是有用的。

[0003] 患者组织的热行为,如温度梯度、热导和热容,可以用于区分不同的组织类型。例如已知肿瘤组织的温度比未受影响的周围组织的温度高大约 0.5°C 至 1.8°C 。组织的热导率在消融之后可例如从 $0.61\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 降低到 $0.5\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ 。

[0004] 在现有技术中,已知提供了带有装置用于测量患者身体中组织的温度数据的医疗器械。然而,这样的现有技术方式可能存在不足,比如:需要复杂的结构布置或温度测量装置附接到医疗设备的实际核心、不足的温度测量精确度、限制为有限数量的温度测量类型或用于生产这样的医疗器械的高成本。

发明内容

[0005] 因此,可能需要可以克服至少一些所述现有技术的不足的一种包括探针用于测量患者组织中的温度数据的医疗设备。特别地,可能需要一种包括探针用于测量患者组织中的温度数据的医疗设备,其中该探针可以容易地且廉价地被制造并且可以容易地附接到该医疗设备的核心,并且该探针允许精确、可靠和/或快速测量一个或多个温度数据类型,比如温度梯度、热导和热容。

[0006] 这些需要可以通过根据独立权利要求的主题来满足。本发明的有利实施例在从属权利要求中描述。

[0007] 根据本发明的第一方面,提出一种包括探针用于测量患者身体内组织的温度数据的医疗设备。其中,该探针包括附接到医疗设备核心的柔性衬底,该柔性衬底包括一个或多个热电堆。

[0008] 本发明的要点可被视为基于下述思想:

本发明涉及具有新型温度传感器或温度探针的医疗设备,比如针、镜、导管以及任何其他手术工具,所述温度传感器或温度探针用于确定诸如发炎组织或癌组织之类的组织差异。这里,该传感器或探针包含柔性衬底,该柔性衬底包括热电堆(将在下面进一步详

细解释)阵列,该热电堆阵列可以通过使用例如 circonflex (圆周柔性)技术作为启用(enabling)技术来集成在硅衬底上并且转印到柔性聚合物载体进行制造。该传感器或探针可以应用于医疗设备的核心,该医疗设备可以包括例如手术器械或针、镜、导管等。

[0009] 相比常规的温度感测装置,这种特定传感器或探针的使用可能具有多个优点:(a)第一优点可以是热电堆是基本无偏差(offset free)。这一优点对热敏电阻不会存在。在多个传感器(即热电堆)将被用于一个探针上以比较来自不同区域的数据的情况下,这可能是特别有利的;(b)第二优点可以是这种类型的传感器或探针的精确度。多个硅 IC 加工而成的热电偶可被串联地电连接以形成所谓的热电堆。该优点可以是单个热电偶的单独信号(近似 $200\mu\text{V}\cdot\text{K}^{-1}$)可以被加起来,从而增加绝对信号和信噪比。如实验已经表明,这种包含例如 175 个面积为 8mm^2 的热电偶的热电堆可以检测 $10\mu\text{K}$ 范围内的温度差。与此对比,小热敏电阻器的典型精确度在大约十分之一开尔文;(c)第三优点可以是这种温度传感器或探针是柔性的并且因此容易地被调适以适合于医疗器械的形状,这简化了探针和医疗器械的集成。

[0010] 在下文中,将描述所提出的医疗设备的实施例的可能特征和优点。

[0011] 此处所提出的医疗设备可以是形成该医疗设备的核心的医疗器械和用于测量温度数据的探针的组合。换言之,包括多个热电堆的探针可以与医疗器械上的其他功能组合。例如,该探针可以被应用到可以用于对组织进行热和光检测的光子针。在第二实例中,该探针可以贴近医疗器械上的超声换能器阵列来安装,该医疗器械比如为允许(enable)局部超声成像和温度数据测量的导管或针或镜。第三实例可以是包括超声换能器的医疗设备,该超声换能器用于弹性感测以检测贴近具有热电堆的温度梯度感测探针的恶性组织以确定肿瘤区域。

[0012] 要由该探针测量的温度数据可以是不同类型的数据,这取决于要被检查(examine)组织的局部温度以及温度差异或梯度,其中该温度数据可以受到组织本身的特性(比如经过这里的血液循环或炎症或肿瘤状态)的影响。例如,温度数据可以是患者组织中的温度梯度、绝对温度、热导率或患者组织中的热容量或容积热容量。该温度数据可以是局部数据,即该温度数据可以取决于测量它们的位置并且可以随着地点的变化而变化。

[0013] 包括热电堆的柔性衬底可以是具有足够柔性以便被附接从而优选地符合(comply with)探针将与之组合的医疗设备核心(即医疗器械)的表面的任何衬底。例如,该衬底应当柔软到足以弯曲到小于 5cm 的曲率半径,优选地小于 1cm 的曲率半径,且更优选地小于 2mm 的曲率半径。而且,该柔性衬底可以具有极低的热导率以避免热流,而热流可以降低测量的精确度。

[0014] 柔性衬底中所包含的热电堆可以包括多个热电偶。一个热电偶可以由两个不同成分的金属或半导体结构 a 和 b 组成,它们在一端处连接。如果连接处的温度上升,同时余下的相对端保持较低的温度,则会在余下端之间测量到开路电压。在电气工程和工业中,热电偶是一种广泛使用类型的温度传感器并且也可以被用于将热势差转换为电势差的装置。这种基于所谓的热电效应或塞贝克(Seebeck)效应工作的热电偶可能是能够测量两个点(即热端和冷端)之间的温度差的廉价且简单的设备。通常,开路电压随着温度差的增加而增加并且可以典型地对于金属而言为每摄氏度 $1\mu\text{V}$ 和 $70\mu\text{V}$ 之间且对于半导体材料而言为每摄氏度 $1-1000\mu\text{V}$ 之间。

[0015] 将多个热电偶串联连接可以形成所谓的热电堆,该热电堆可以把开路电压加起来,其使得热电堆成为非常敏感的无偏差温度差传感器。因此,热电堆可被视为将热能转换为电能的电子设备。该热电堆不检测绝对温度,而是取决于局部温度差或温度梯度生成输出电压。热电堆的输出电压通常可以处于十分之一(tenth)mV 或数百 mV 的范围内。用单个热电堆或用热电堆阵列二者配备探针都是有可能的。后一选项使得获得关于沿着医疗设备的表面或沿着医疗设备的路径的热属性的信息而无需移位医疗设备成为可能。

[0016] 根据本发明的一个实施例,多个热电堆被布置在探针的柔性衬底上,其中这些热电堆以小于 5 毫米、优选地小于 1mm 且更优选地小于 0.5mm 的距离彼此间隔。换言之,多个热电堆被布置为阵列,其中各个热电堆被布置成彼此非常靠近。由此,热电堆的阵列覆盖在其中可以测量温度数据的表面,其中每个热电堆可以测量该热电堆与低温地点接触的第一接触表面和该热电堆与高温地点接触的第二接触表面之间的温度梯度。其中,邻近的热电堆之间的距离可以被解释为相应的热电堆的整个接触表面的几何中心之间的距离。热电堆之间的距离可以被调适以适合于待检查组织的结构尺寸。例如,如果期望测量具有几毫米大小的诸如肿瘤之类的组织结构,则相邻热电堆之间的距离可以具有相同量级的大小,即几毫米或更小。因此,可以以高分辨率测量诸如温度梯度之类的温度数据,从而允许检测小尺寸的组织异常。

[0017] 根据本发明的另一个实施例,衬底上的至少一个热电堆具有小于 40mm^2 、优选地小于 4mm^2 且更优选地小于 1mm^2 且甚至更优选地小于 0.1mm^2 的接触面积。每个热电堆可以包括超过 10 个、优选地超过 50 个且更优选地超过 100 个串联连接的热电偶。其中,热电堆的接触表面可以被解释为与待测量的局部组织区域接触的表面,其包含高温地点和低温地点。制备具有技术上尽可能小的接触表面的热电堆可能是有利的。接触表面越小,可以测量温度梯度的区域越小,并且因此可以检测组织异常的区域或尺寸就越小。

[0018] 根据本发明的另一个实施例,柔性衬底包括柔性聚合物衬底。例如,可以使用诸如聚亚酰胺、聚四氟乙烯或任何其他有机材料的箔之类的柔性载体。在该载体上,可以使用金属层、半导体层或聚合半导体层的沉积和图案化来加工热电偶。具有处于几微米或更小范围内的结构尺寸的非常小的结构可以使用例如光刻工艺生成。带有热电堆的柔性载体的总厚度可以取决于应用并且可以为 $200\mu\text{m}$ 直到小于 $20\mu\text{m}$ 且更优选地小于 $10\mu\text{m}$ 的量级,从而允许衬底的必要柔性。

[0019] 根据本发明的另一个实施例,包括热电堆的柔性衬底是通过使用硅技术生成传导结构并接着将该传导结构转印到柔性衬底来产生的。这种处理也可以被称为所谓的 circonflex (圆周柔性) 技术。在 circonflex 技术中,可以在 SOI (绝缘体上硅) 晶片上制造包括传导结构的电路,该传导结构包含金属或半导体结构。可替代地,也可以使用具有热氧化硅层的硅晶片。使用 SOI 晶片,热电堆可以在掺杂单晶或多晶硅中加工而成。可替代地,对于热电堆,也可以使用金属或硅与诸如 Al 之类的金属的组合。在设备应当仅仅包括热电堆并且可能地也包括电阻器和 / 或加热元件但不包括电子元件的情况下,也可以使用具有热氧化物层的硅衬底。接着,热电堆也可以在掺杂多晶硅中加工而成或者由金属或多晶硅与诸如 Al 之类的金属的组合加工而成。为了实现小的特征,典型地可以应用光刻工艺。为了实现柔性设备,可以将聚合物(比如聚酰亚胺)或任何其他系统(比如生物相容性聚对二甲苯)应用在上面(on top)并且可以将带有聚酰亚胺的 Si 晶片临时粘合在载体上。

使用氧化硅作为蚀刻停止剂可以将该硅从背侧蚀刻掉。为了接触热电堆, SiO₂ 可以利用光刻处理打开(open) 并且最后移除玻璃。

[0020] 换言之, 热电堆且可选地还有热源和 / 或电阻器且进一步可选地还有用于数据获取、数据处理和 / 或无线数据传输的电子元件可以基于硅技术加工而成并且接着可以在后续处理步骤中被转印到柔性载体, 其中全部移除无功能作用的硅。

[0021] 在 US6, 762, 510 中描述了 circonflex 技术的细节, 该文献的内容通过引用于此并入。

[0022] 高柔性电路甚至在弯曲到小于 1mm 的曲率半径之后也可以保持无缺陷。在 SOI 晶片上制造的电路可以使用硅技术产生, 该硅技术允许高可靠性和很小的结构尺寸。以此方式实现的设备表现出低热导率、高精度度和小特征尺寸, 从而使得大量的热电偶可以在小区域上并行设计。

[0023] 该 circonflex 方法具有其他优点: 用于数据获取、数据处理和无线数据传输的电子元件可以在硅中加工而成。Circonflex 中的聚合物载体实现了无线数据传输的高效 RF 性能。

[0024] 根据本发明的另一个实施例, 柔性衬底绕探针核心缠绕。由于其柔性的原因, 包括热电堆的衬底可以容易地符合探针核心(即所强调的医疗器械)的表面。通过绕探针核心缠绕柔性衬底, 布置在该衬底上的热电堆可以容易地附接到探针核心的表面。

[0025] 根据本发明的另一个实施例, 该探针适于沿着感兴趣的组织区域测量绝对温度和温度梯度中的至少一个。因此, 可测量沿着组织区域的温度变化以便定位温度局部地强烈变化的区域, 这可以指示例如恶性组织。而且, 这些测量可以使用绝对温度的测量来校准。

[0026] 根据本发明的另一个实施例, 探针进一步包括至少一个适合于绝对温度测量的电阻器。例如, 包括热电堆的衬底可以与薄膜电阻器组合。利用可以例如是具有限定的长度、宽度和高度的薄金属层的该薄膜电阻器, 根据该电阻器的温度相关性, 可以确定探针所定位处的组织的绝对温度。利用至少为最少一个电阻器确定的绝对温度, 并结合若干热电堆的温度梯度测量, 使得能够确定沿着感兴趣的组织区域的绝对温度。

[0027] 根据本发明的另一个实施例, 探针还包括一个或多个热源。例如, 热源可以邻近热电堆提供。每个热电堆可以具有其相应的自己的热源。例如, 电阻丝元件在施加电压时可以充当热源。一个或多个热源可以使得能够测量所考察(underlying) 组织的热导率或热容量。这里, 热源可以用于局部加热考察的组织并且热电堆可以用于检测组织中由于这种局部加热引起的温度梯度。该热源可以与探针上的单个热电堆组合或者可以与探针上的每个热电堆组合。在后一种情况下, 可以沿着医疗设备的相应表面或者相应路径获得关于热导率和热容量的信息而无需移位医疗设备。如果热电堆以彼此相距这样的距离分布以使得不同热电堆的热源不会造成测量信号的干扰, 则这可能是有利的。

[0028] 根据本发明的另一个实施例, 一个或多个热源集成在柔性衬底中。特别地, 在柔性衬底是硅衬底的情况下, 可以使用相同的技术(即硅技术) 产生热电堆(一个或者多个) 和热源(一个或者多个), 并且优选地可以在相同的处理步骤中产生热电堆(一个或者多个) 和热源(一个或者多个)。而且, 热源(一个或者多个) 可以以对应于热电堆(一个或者多个) 的空间(dimensional) 尺寸的空间尺寸来形成。

[0029] 根据本发明的另一个实施例, 探针适于测量患者组织中的热导率。为此目的, 可以

提供热源和热电堆。该热源临时局部地加热患者的组织并且该热电堆可以用于通过监视热源邻域内的温度梯度来确定热量在患者组织上如何散布。根据受测量位置和时间二者影响的温度梯度的变化,可以就患者组织的局部热导率得出结论。由此,可以就患者组织的其他特性(比如其密度或水含量,该信息随后可以提供例如关于其恶性的信息)得出结论。

[0030] 根据本发明的另一个实施例,探针适于测量患者组织中容积热容量。再次,可以提供热源和热电堆。在临时地且局部地加热患者组织之后,热电堆可以用于确定组织的反应,即所提供的热量随时间的散布。由此可以导出关于所考虑组织的热容量的信息,该信息随后还可以提供关于患者组织上其他特性的信息。

[0031] 根据本发明的另一个实施例,该探针与医疗设备核心(即与温度探针机械地耦合的所考虑的医疗器械)热隔离。这种热隔离可以防止从医疗设备到温度探针的不期望的热传输。该热隔离可以由介于医疗设备核心与承载热电堆的衬底之间的单独隔离层提供。可替代地,探针本身可以用热隔离合成材料制成。该热隔离可以降低医疗核心设备对探针的热影响,否则这种热影响可能干扰探针温度测量。

[0032] 根据本发明的另一个实施例,探针适用于无线传输关于热电堆中测量的温度数据的数据。换言之,该探针可以包含用于无线传输关于由所述堆之一或探针的多个堆中的每一个测量的温度数据的信息的装置。这里,无线数据传输可以在探针中的发射器与医疗设备核心内所包含的接收器之间发生,该接收器接着可以将温度数据传输到与其连接并且置于患者外部的分析设备。可替代地,无线数据传输可以直接在探针和外部分析设备之间发生。在探针与空间分离的接收器之间使用无线数据传输可以省略针对探针直接布线的必要性,否则这种直接布线可以充当例如医疗设备核心与温度探针之间的热桥。

[0033] 必须注意,已经参考本发明的不同实施例并且还部分地就本发明设备的制作过程描述了本发明的特征和优点。然而,本领域技术人员将从上述和下面的描述推断:除非另外指出,除了属于一个实施例的特征的任意组合之外,与不同实施例相关的或与制造方法相关的特征之间的任何组合也被认为是利用本申请公开的。

附图说明

[0034] 本发明的特征和优点将就如附图所示的特定实施例来进一步描述,但是本发明不限于这些特定实施例。

[0035] 图 1 示出热电堆。

[0036] 图 2 示出根据本发明实施例的包括温度测量探针的医疗设备的细节。

[0037] 图 3 示出包括根据本发明实施例的若干个温度探针的活检针在布置在患者组织内的热点上时的布置。

[0038] 图 4 示出根据本发明实施例的包含用于医疗设备的热源的温度测量探针的特定实施例。

[0039] 图 5 示出取决于穿过肿瘤的线上的位置的温度和温度梯度的分布。

[0040] 附图的绘制仅仅是示意性的并且未按比例绘制。附图中相似的原件用相似的附图标记指示。

具体实施方式

[0041] 图 1 从原理上示出热电堆 101。提供了以例如线缆 103、105 形式的两个导电结构。线缆 103、105 的材料可以是金属或半导体。根据热电效应(也被称为塞贝克效应),当导体经受热梯度时,它将在其端部之间生成电压。测量该电压的任何尝试必需涉及将另一个导体连接到“热”端。该附加导体随后也将体验温度梯度并且发展出将与原始电压相对的它自己的电压。该效应的大小依赖于所使用的材料。针对相应的线缆 103、105 使用不同的材料来完成电路创建了其中两个腿生成不同电压的电路,这导致可用于测量的、电压方面的小差异。当两条线缆 103、105 彼此连接的第一端 107 被放置在具有第一温度的地点处,例如放置在高温地点 H 处时,线缆 103、105 的其他端置于处于不同温度的地点处,例如低温地点 L 处。由于热点效应,可以测量线缆 103、105 的相应端处的端子 109、111 之间的开路电压 V。该开路电压随着温度增加并且因此可以给出关于高温地点与低温地点之间的温度差的指示。

[0042] 在图 2 中,示意性示出了医疗设备 1 (比如活检针)的布置。包括与图 1 所示的热电偶 101 相似且串联连接的多个热电偶 101 的热电堆 7 在柔性衬底 3 中实现,以便形成温度探针 2。柔性衬底包括具有例如 10 μ m 厚度的薄聚合物载体或 circonflex 载体(其中上面已经描述了该叠层(stack))。在该载体上,对应于线缆 103、105 的导线已经使用常规的光刻技术(比如光刻法)制备了,从而允许热电堆 7 的非常小的结构尺寸。例如,整个热电堆 7 可以在衬底 3 的表面上在小于 1mm² 的面积内制备。

[0043] 此外,用作热源 9 的加热器布置在衬底 3 上处于热电堆的一端邻域中的适当位置。使用热源 9,可以局部加热邻近衬底 3 的组织。

[0044] 由于衬底 3 的高柔性,衬底 3 可以围绕医疗设备(即活检针)的尖端缠绕。这里,包括多个热电堆 7 的若干个衬底 3 可以附接到用作医疗设备核心 5 的活检针的核心。使用所有这些热电堆作为温度传感器,可以测量沿着活检针的尖端的局部温度梯度。

[0045] 图 3 示意性示出活检针 1 的布置,该活检针包括三个置于沿着该针的纵向延伸的不同位置处的温度测量探针 2。针 1 的表面与周围患者组织 11 机械接触。在该周围组织 11 内,可能存在肿瘤 T。因此,针 1 可以定位以使得它穿越(traverse)该肿瘤组织 T。正常组织 11 中的温度分布不同于肿瘤组织 T 内的温度。而且,其他特性(比如热容量和热导率)可能依赖于组织类型是恶性还是非恶性。因此,使用附接到针 1 表面的探针 2,可以测量温度梯度以及局部热容量或热导率的分布。

[0046] 应当注意,在图 3 中,仅仅示意性标识了温度测量探针 2 的布置及其尺寸。当然,包括热电堆 7 并且用作探针 2 的可能衬底 3 可以实现为比附图中所表示的尺寸小得多并且可以比所表示的彼此近得多地布置在医疗设备 1 的表面上。因此,可以以高分辨率获取测量的温度数据的分布。

[0047] 图 4 示出使用 circonflex 技术制备的探针 2 的实例。在柔性薄膜衬底 3 上,布置了包括多个(比如 100 个)热电偶的热电堆装置 7。如在图 4 的放大部分中所见,制备了具有典型尺寸的不同材料的导线 103、105 以致于在区域 107 中重叠从而形成单个热电偶,其中所述典型尺寸为长度为几毫米下至几百微米且宽度为若干微米上至数十微米。当第一重叠区域 107 布置在探针 2 的高温地点 H 上时,线缆 103、105 的相对端布置在低温地点 L 上。形成热电堆 7 的多个热电偶 101 的串联连接的各个端连接到端子 13。

[0048] 探针 2 在衬底 3 的表面上包括作为可选热源 9 的两个附加加热器。这些加热器在

高温地点 H 和低温地点 L 处靠近热电堆 7 的相应侧提供并且可以用于加热相应的局部区域。因此,高温地点 H 可以使用与其邻近的热源 9 加热,同时只要邻近低温地点 L 的热源 9 被关闭,则低温地点 L 可以保持在原始温度。当然,该温度布置也可以通过改变相应热源 9 的开关状态而被倒置。每个热源 9 可以通过电阻丝模式提供,其中该电阻丝模式在相应端处连接到端子 15。

[0049] 此外,提供了电阻器 17。这些电阻器 17 适于测量邻近热电堆 7 的位置处的绝对温度。电阻器 17 连接到焊盘 19,在此处可抓住(gripped)电阻器的电信号。

[0050] 参照图 5,将解释使用根据本发明的医疗设备的测量过程。在图 5 的上部的图中,示出了取决于恶性组织内的位置的局部温度。尽管在正常组织处温度恒定地处于第一、较低水平,但是在邻近肿瘤的区域中温度局部地增加。如图 5 的下部的图中可见,该图表示温度梯度对穿过肿瘤的线上的位置的依赖性,温度梯度在肿瘤的边缘上特别加重了。

[0051] 使用根据本发明的在其表面处具有温度测量探针的医疗设备,可以以高分辨率局部地测量这种增加的温度梯度,从而给出关于恶性组织的局部边缘的精确信息。

[0052] 最后,简短地描述了可以使用根据本申请实施例的医疗设备应用的不同测量方法。

[0053] 可以通过应用无源测量来确定温度梯度,同时热导率或热容量仅可以通过有源测量来确定。

[0054] 首先,将示范性描述无源测量。单个热电堆可以给出关于与该热电堆接触的组织中的局部温度梯度的信息。该类型的测量可以用于确定温度波动而且用于确定病变(lesion)的边缘。

[0055] 例如,如上面就图 5 进一步描述的那样,这种无源温度梯度测量可以用于确定肿瘤的精确定位和边缘。

[0056] 有源测量包括对热导率或热容量的测量。当加热器 9 被设置为稍高于周围组织的温度时,可以根据热电堆正沿着其尺寸测量的温度梯度来确定热导率。温度梯度、热导率和所施加的热之间的关系是由热方程给出的,该热方程在稳定情况下由下式给出:

$$\nabla \cdot (\kappa \nabla T) = -q$$

其中 T 为温度, q 为热通量且 κ 为热导率。

[0057] 热导率和热容量可以通过执行关于组织的动态行为的测量来确定。所述动态行为可以由热方程来描述,该热方程在瞬时情况下为

$$\rho c_p \frac{dT}{dt} - \Delta \cdot (\kappa \Delta T) = q$$

其中 ρ 为密度且 c_p 为比热。

[0058] 最后,提出了一些测量动态行为的方法:(a) 可以将时变信号(比如正弦、块函数)应用到加热器 9 并且可以测量依赖于 ρ 、 c_p 和 κ 的相移;(b) 应用热脉冲并且测量热脉冲沿着探针行进一定距离所花费的时间,可以利用热电堆来测量所述时间。

[0059] 根据本发明实施例的医疗设备可以在活检过程中使用、在治疗炎症期间使用或者用于监视在消融过程期间消融的效果。在本发明的一个扩展中,热电堆可以应用于可以用于热和光检测的光子针。在本发明的另一个扩展中,可以在探针上将热电堆与超声换能器组合。这两个扩展可以能够执行多参数测量,这可以增加这样测量的可靠性。

[0060] 总之,已经提出了一种包括用于测量患者身体内组织的温度数据的探针的医疗设备。探针 2 包括附接到医疗设备核心 5 的柔性衬底 3,该柔性衬底 3 包括一个或多个热电堆 7 并且还可以包括用于测量绝对温度的电阻器 17 和用于局部加热的热源 9。这些热电堆可以直接在柔性聚合物载体上或可替代地在硅衬底上加工而成并且被转印到柔性载体 3 来加工,从而实现高柔性衬底 3 和用于热电堆(7)以及可能地用于电阻器 17 和热源 9 的非常小的结构尺寸。因此,可以在高分辨率下执行对正接触医疗设备的组织的温度梯度的测量,从而允许对例如由于恶性组织引起的温度异常进行可靠检测。

[0061] 最后,应当注意,术语“包括”、“包含”等不排除其他元件或步骤,并且术语“一”或“一个”不排除多个元件。而且,可以组合与不同实施例关联描述的元件。还应当注意,权利要求中的附图标记不应当解释为限制权利要求的范围。

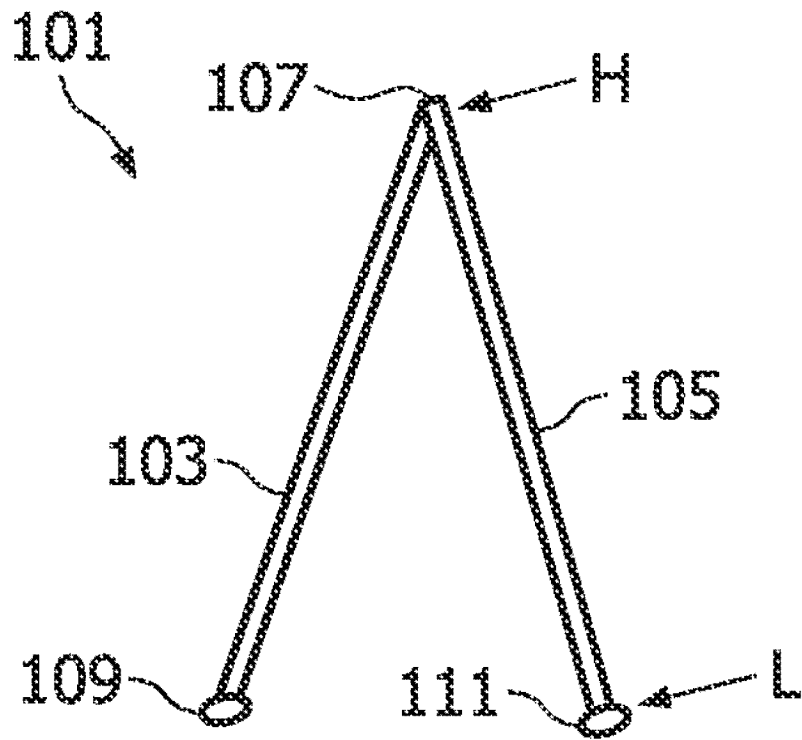


图 1

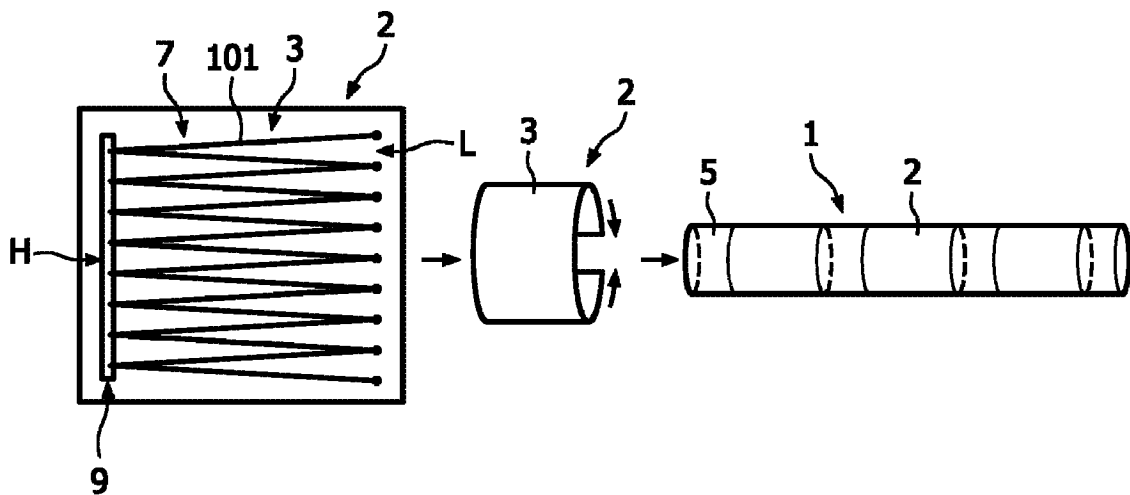


图 2

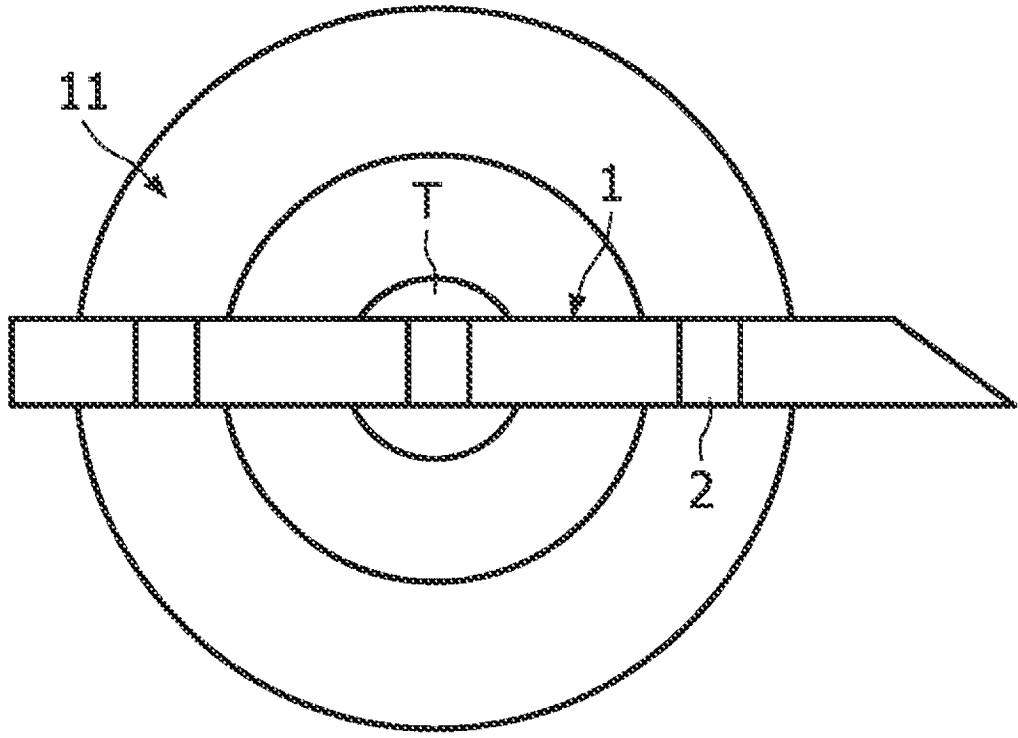


图 3

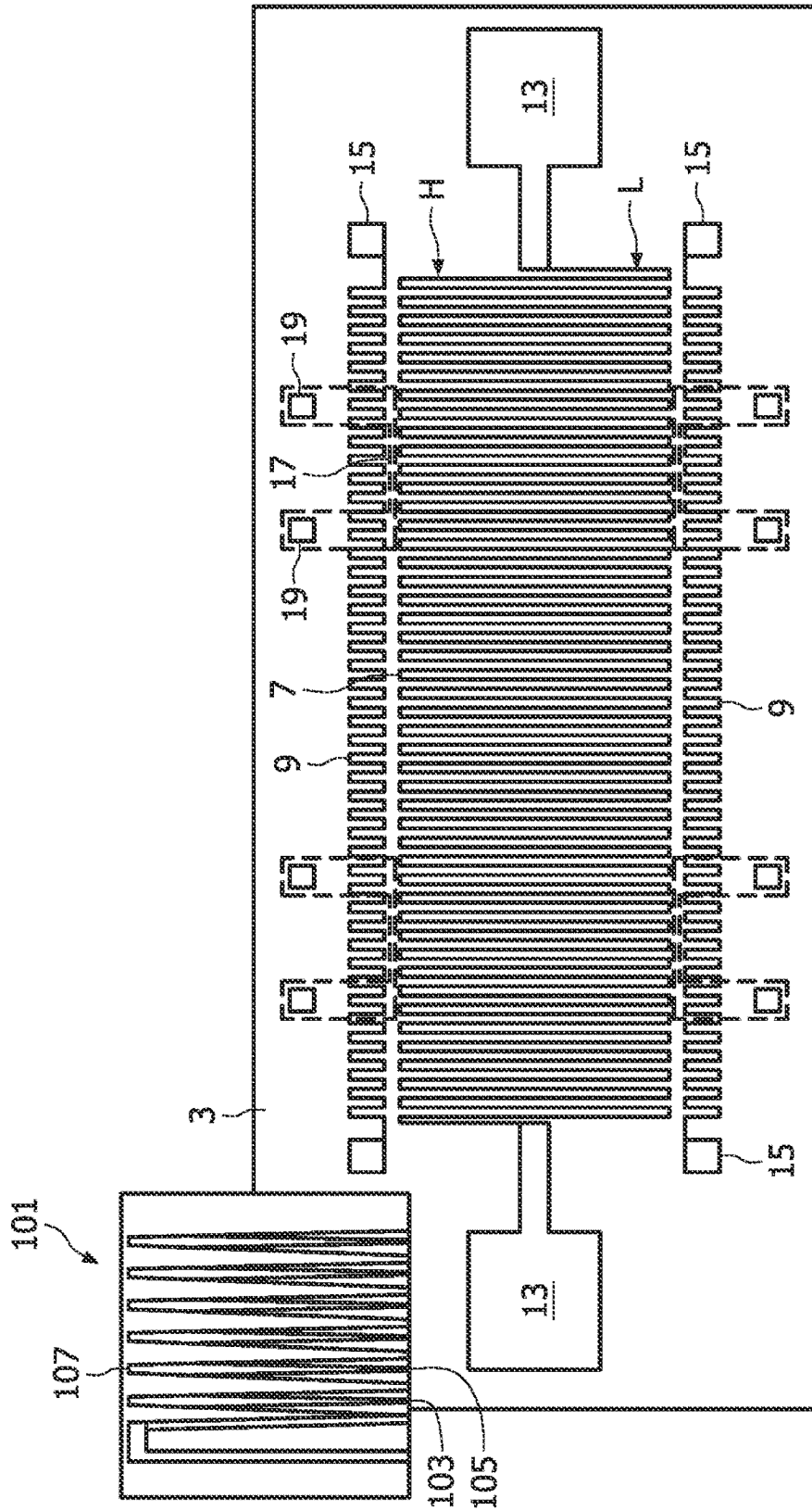


图 4

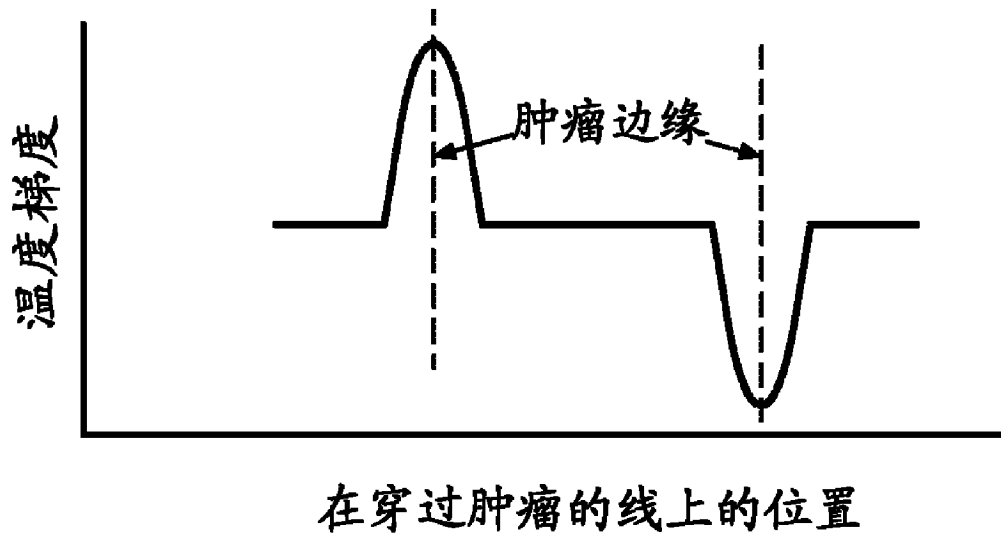
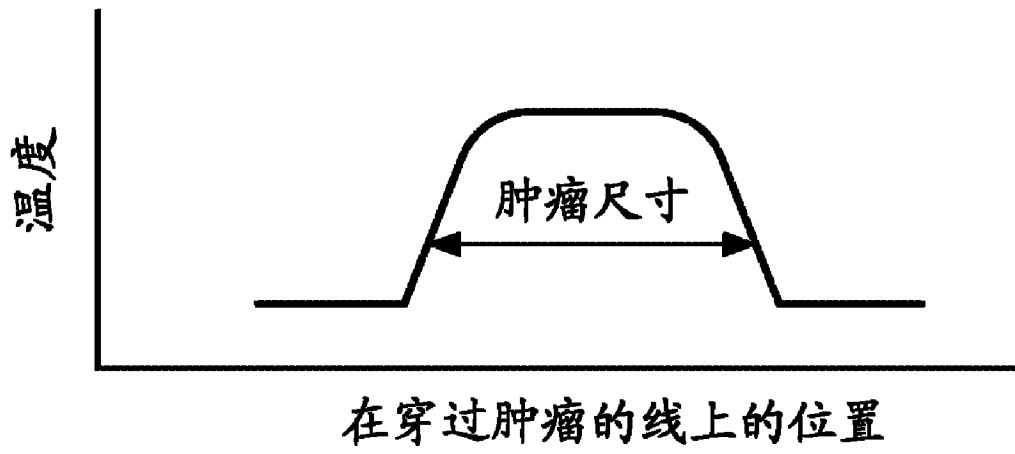


图 5

专利名称(译)	包括探针用于测量患者组织中的温度数据的医疗设备		
公开(公告)号	CN102209491A	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	CN200980144878.X	申请日	2009-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	JM伦森 JR哈尔特森 M克利 D巴比克 BHW亨德里克斯 CM范希施 B马塞利斯		
发明人	J·M·伦森 J·R·哈尔特森 M·克利 D·巴比克 B·H·W·亨德里克斯 C·M·范希施 B·马塞利斯		
IPC分类号	A61B5/00 G01K13/00		
CPC分类号	A61B5/01 G01K13/002 G01K3/14 A61B2562/0271 G01K7/02		
代理人(译)	谢建云 刘鹏		
优先权	2008168850 2008-11-11 EP		
其他公开文献	CN102209491B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提出了一种包括探针用于测量患者身体内组织的温度数据的医疗设备。该探针(2)包括附接到医疗设备核心(5)的柔性衬底(3)，该柔性衬底(3)包括一个或多个热电堆(7)并且可以进一步包括用于测量绝对温度的电阻器和用于局部加热的热源。该热电堆可以直接在柔性聚合物载体上加工而成或替代地在硅衬底上加工而成并且被转印到柔性载体(3)，从而实现了：高柔性衬底(3)和用于热电堆(7)以及可能地用于电阻器和热源的非常小的结构尺寸二者。因此，对与医疗设备接触的组织温度梯度的测量可以在高分辨率(resolution)下执行，从而允许对例如由于恶性组织引起的温度异常进行可靠检测。

