

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2020 年 6 月 4 日 (04.06.2020)



(10) 国际公布号
WO 2020/107944 A1

(51) 国际专利分类号:
G01R 35/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2019/100406

(22) 国际申请日: 2019 年 8 月 13 日 (13.08.2019)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201811431311.8 2018 年 11 月 26 日 (26.11.2018) CN

(71) 申请人: 清华大学(TSINGHUA UNIVERSITY) [CN/
CN]; 中国北京市海淀区清华园 1 号,
Beijing 100084 (CN)。

(72) 发明人: 万森(WAN, Sen); 中国北京市海淀区清
华园 1 号, Beijing 100084 (CN)。 姜长青(JIANG,
Changqing); 中国北京市海淀区清华园 1 号,

Beijing 100084 (CN)。 丁建琦(DING, Jianqi); 中
国北京市海淀区清华园 1 号, Beijing 100084
(CN)。 李路明(LI, Luming); 中国北京市海淀区
清华园 1 号, Beijing 100084 (CN)。

(74) 代理人: 北京睿派知识产权代理事务所(普
通合伙)(WITPAT INTELLECTUAL PROPERTY
LAW FIRM); 中国北京市朝阳区阜通东大街 6 号
院 2 号楼 7 层 811 内 B, Beijing 100102 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家
保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,
BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU,
CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB,
GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS,
JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK,
LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,
MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL,

(54) Title: TEMPERATURE RISE PREDICTION METHOD AND APPARATUS

(54) 发明名称: 温升预测方法和装置

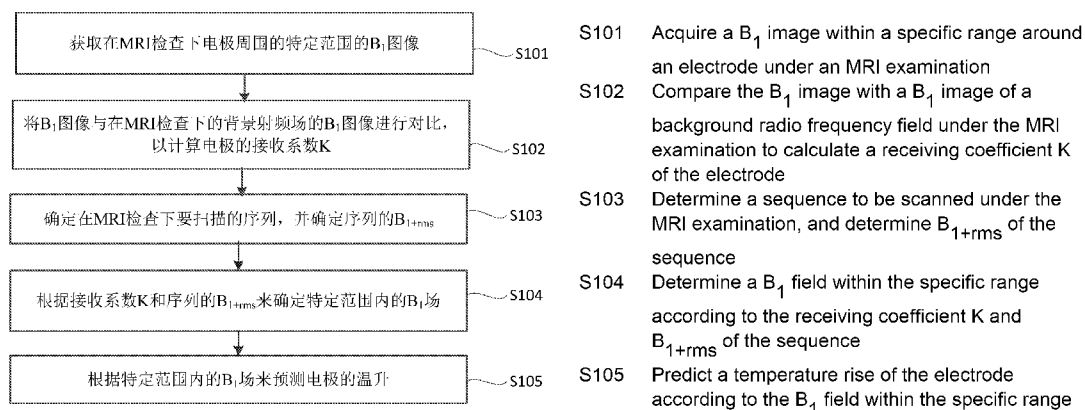


图 1

(57) Abstract: Disclosed are a temperature rise prediction method and apparatus, being used for predicting a temperature rise of an electrode under a magnetic resonance imaging examination, i.e. an MRI examination. The temperature rise prediction method comprises: acquiring a B1 image within a specific range around an electrode under an MRI examination (S101); comparing the B1 image with a B1 image of a background radio frequency field under the MRI examination to calculate a receiving coefficient K of the electrode (S102); determining a sequence to be scanned under the MRI examination, and determining the magnitude of a radio frequency field, i.e. B1+rms, of the sequence (S103); determining a B1 field within the specific range according to the receiving coefficient K and B1+rms of the sequence (S104); and predicting a temperature rise of the electrode according to the B1 field within the specific range (S105). RF induction heating can be represented more precisely in consideration of the shape, the angle and the placement position of an electrode, thereby determining RF induction heating of a medical device having an electrode under an MRI examination.

PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

- (84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区
保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ,
NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM,
AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG,
CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU,
IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT,
RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

- 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

(57) 摘要: 一种温升预测方法和装置, 用于预测电极在磁共振成像检查、即MRI检查下的温升, 温升预测方法包括: 获取在MRI检查下电极周围的特定范围的B1图像(S101); 将B1图像与在MRI检查下的背景射频场的B1图像进行对比, 以计算电极的接收系数K(S102); 确定在MRI检查下要扫描的序列, 并确定序列的射频场的大小、即B1+rms(S103); 根据接收系数K和序列的B1+rms来确定特定范围内的B1场(S104); 以及根据特定范围内的B1场来预测电极的温升(S105)。可以在考虑到电极的形状、角度和放置位置的情况下更加精确地表征RF感应发热, 从而确定具备电极的医疗设备在MRI检查下的RF感应发热。

温升预测方法和装置

技术领域

本公开涉及医疗设备领域，尤其涉及一种温升（温度升高）预测方法和装置。

背景技术

诸如DBS（Deep Brain Stimulation，深部脑刺激）等的IMD（Implantable Medical Device，植入式医疗设备）是一种新兴的运动障碍治疗方法。目前，IMD广泛用于PD（Parkinson's disease，帕金森病）、肌张力障碍和特发性震颤等疾病。随着MRI（Magnetic Resonance Imaging，磁共振成像）和越来越多的植入式医疗设备的发展，使用可植入设备的MRI检查的数量正在迅速增加。然而，DBS在MRI中应用存在一定的风险，其中RF（Radio Frequency，射频）感应发热是主要潜在风险之一。

目前，SAR (Specific Absorption Rate，比吸收率)被用作表征RF感应发热的主要指标，但是不存在用于估计SAR的通用标准，并且不同MRI厂商的SAR估计方法也有所不同。另一方面，SAR的计算非常保守，对采用的序列和参数限制较大，从而导致植入诸如起搏器等的植入式医疗设备的患者无法进行常规的核磁扫描。此外， B_{1+rms} 是用于在MRI中激发质子共振的平均RF磁场，并表征RF场的大小，并且与患者状态无关，因此目前被视为RF感应发热的新指标。然而，该指标在使用中仍然受到很多限制，这是因为 B_{1+rms} 是基于理想信号源的假设而忽略了患者对 B_1 场的干扰。此外，植入式医疗设备中的电极的形状、角度和放置位置等因素都可能影响RF感应发热，然而，由这些因素所产生的影响不能用SAR和 B_{1+rms} 表征。因此，利用目前的SAR和 B_{1+rms} 指标有时不能准确地表征RF感应发热。

发明内容

有鉴于此，在一个方面，本公开提出了一种温升预测方法，用于预测电极在磁共振成像检查、即MRI检查下的温升，所述温升预测方法包括：获取在所述MRI检查下所述电极周围的特定范围的 B_1 图像；将所述 B_1 图像与在所述MRI检查下的背景射频场的 B_1 图像进行对比，以确定所述电极的接收系数；
5 确定在所述MRI检查下要扫描的序列，并确定所述序列的射频场的大小、即 B_{1+rms} ；根据所述接收系数和所述序列的 B_{1+rms} 来确定所述特定范围内的 B_1 场；以及根据所述特定范围内的 B_1 场来预测所述电极的温升。

对于上述温升预测方法，在一种可能的实现方式中，所述背景射频场的 B_1 图像是以下 B_1 图像中任一：在无所述电极的情况下的所述特定范围的 B_1 图像；以及与所述电极的距离在特定范围以外的范围的 B_1 图像。
10

对于上述温升预测方法，在一种可能的实现方式中，获取在所述MRI检查下所述电极周围的特定范围的 B_1 图像，包括：获取所述电极的尖端部分的特定范围内的 B_1 图像。

对于上述温升预测方法，在一种可能的实现方式中，确定所述序列的 B_{1+rms} 包括：在所述序列为一个的情况下，确定该序列的 B_{1+rms} ；以及在所述序列为多个的情况下，确定多个序列的 B_{1+rms} 的最大值或平均值。
15

对于上述温升预测方法，在一种可能的实现方式中，将所述 B_1 图像与在所述MRI检查下的背景射频场的 B_1 图像进行对比，以计算所述电极的接收系数包括以下方式中任一：将所述 B_1 图像中的 B_1 场与所述背景射频场进行对比以得到所述 B_1 场与所述背景射频场的比值，并将所得到的比值中大于第一阈值的比值的均方值作为所述电极的接收系数，或者将所得到的比值中小于第二阈值的比值的均方值的倒数作为所述电极的接收系数，其中所述第二阈值小于所述第一阈值；以及将所述 B_1 图像中的 B_1 场与所述背景射频场进行对比，以将所述 B_1 场的均方值与所述背景射频场的均方值的比值计算为所述电极
20
25 的接收系数。

对于上述温升预测方法，在一种可能的实现方式中，根据所述接收系数和所述序列的 B_{1+rms} 来确定所述特定范围内的 B_1 场，包括：将所述接收系数

与所述序列的 B_{1+rms} 相乘，以确定所述特定范围内的 B_1 场。

对于上述温升预测方法，在一种可能的实现方式中，根据所述特定范围内的 B_1 场来预测所述电极的温升，包括：对所述特定范围内的 B_1 场求平方；以及根据对所述特定范围内的 B_1 场求平方所得到的值来预测所述电极的温升。

对于上述温升预测方法，在一种可能的实现方式中，所述电极位于植入式医疗设备内。

对于上述温升预测方法，在一种可能的实现方式中，在获取在所述MRI检查下所述电极周围的特定范围的 B_1 图像之前，还包括：获取所述电极的位置和方向。

对于上述温升预测方法，在一种可能的实现方式中，在根据所述特定范围内的 B_1 场来预测所述电极的温升之后，还包括：根据所预测出的所述电极的温升来判断是否发出警报提醒。

在另一方面，本公开提出了一种温升预测装置，用于预测电极在磁共振成像检查、即MRI检查下的温升，所述温升预测装置包括： B_1 图像获取单元，用于获取在所述MRI检查下所述电极周围的特定范围的 B_1 图像；接收系数确定单元，用于将所述 B_1 图像与在所述MRI检查下的背景射频场的 B_1 图像进行对比，以确定所述电极的接收系数； B_{1+rms} 确定单元，用于确定在所述MRI检查下要扫描的序列，并确定所述序列的射频场的大小、即 B_{1+rms} ； B_1 场确定单元，用于根据所述接收系数和所述序列的 B_{1+rms} 来确定所述特定范围内的 B_1 场；以及预测单元，用于根据所述特定范围内的 B_1 场来预测所述电极的温升。

对于上述温升预测装置，在一种可能的实现方式中，所述背景射频场的 B_1 图像是以下 B_1 图像中任一：在无所述电极的情况下的所述特定范围的 B_1 图像；以及与所述电极的距离在特定范围以外的范围的 B_1 图像。

对于上述温升预测装置，在一种可能的实现方式中，所述 B_1 图像获取单元用于：获取所述电极的尖端部分的特定范围内的 B_1 图像。

对于上述温升预测装置，在一种可能的实现方式中，所述 B_{1+rms} 确定单元用于：在所述序列为一个的情况下，确定该序列的 B_{1+rms} ；以及在所述序列为多个的情况下，确定多个序列的 B_{1+rms} 的最大值或平均值。

对于上述温升预测装置，在一种可能的实现方式中，所述接收系数计算单元用于进行以下操作中任一：

将所述 B_1 图像中的 B_1 场与所述背景射频场进行对比以得到所述 B_1 场与所述背景射频场的比值，并将所得到的比值中大于第一阈值的比值的均方值作为所述电极的接收系数，或者将所得到的比值中小于第二阈值的比值的均方值的倒数作为所述电极的接收系数，其中所述第二阈值小于所述第一阈值；以及将所述 B_1 图像中的 B_1 场与所述背景射频场进行对比，以将所述 B_1 场的均方值与所述背景射频场的均方值的比值计算为所述电极的接收系数。

对于上述温升预测装置，在一种可能的实现方式中，所述 B_1 场确定单元用于：将所述接收系数与所述序列的 B_{1+rms} 相乘，以确定所述特定范围内的 B_1 场。

对于上述温升预测装置，在一种可能的实现方式中，所述预测单元用于：对所述特定范围内的 B_1 场求平方；以及根据对所述特定范围内的 B_1 场求平方所得到的值来预测所述电极的温升。

对于上述温升预测装置，在一种可能的实现方式中，所述电极位于植入式医疗设备内。

对于上述温升预测装置，在一种可能的实现方式中，还包括：电极位置和方向获取单元，用于获取所述电极的位置和方向。

对于上述温升预测装置，在一种可能的实现方式中，还包括：警报单元，用于根据所预测出的所述电极的温升来判断是否发出警报提醒。

根据本公开的温升预测方法和装置，通过根据接收系数 K 和序列的 B_{1+rms} 来计算电极的特定范围的 B_1 场、然后根据该 B_1 场来预测RF感应发热情况，由此可以在考虑到电极的形状、角度和放置位置等的情况下预测RF感应发热。因此，无论电极的形状、角度和放置位置等如何，应用本公开的上述实施例

都可以更加精确地表征RF感应发热，从而确定具备电极的医疗设备在MRI检查下的RF感应发热。

根据下面参考附图对示例性实施例的详细说明，本公开的其它特征及方面将变得清楚。

5

附图说明

包含在说明书中并且构成说明书的一部分的附图与说明书一起示出了本公开的示例性实施例、特征和方面，并且用于解释本公开的原理。

图1示出根据本公开一实施例的温升预测方法的流程图。

10 图2示出根据本公开的另一实施例的温升预测方法的流程图。

图3示出将电极与测量温度升高的光纤并排捆绑的示意图。

图4示出将对局部 B_1 场求平方得到的值与温度升高进行拟合而得到的直线的示意图。

15 图5示出根据本公开一实施例的针对温升预测方法的有限元数值模拟的示意图。

图6示出根据本公开一实施例的针对温升预测方法的有限元数值模拟的结果的示意图。

图7示出根据本公开一实施例的温升预测装置的结构框图。

图8示出根据本公开的另一实施例的温升预测装置的结构框图。

20

具体实施方式

以下将参考附图详细说明本公开的各种示例性实施例、特征和方面。附图中相同的附图标记表示功能相同或相似的元件。尽管在附图中示出了实施例的各种方面，但是除非特别指出，不必按比例绘制附图。

25 在这里专用的词“示例性”意为“用作例子、实施例或说明性”。这里作为“示例性”所说明的任何实施例不必解释为优于或好于其它实施例。

另外，为了更好的说明本公开，在下文的具体实施方式中给出了众多的

具体细节。本领域技术人员应当理解，没有某些具体细节，本公开同样可以实施。在一些实例中，对于本领域技术人员熟知的方法、手段、元件和电路未作详细描述，以便于凸显本公开的主旨。

图1示出根据本公开一实施例的温升预测方法的流程图。其中该温升预测方法主要用于预测电极在MRI检查下的温升。如图1所示，该温升预测方法包括：

步骤S101、获取在MRI检查下电极周围的特定范围的 B_1 图像；

步骤S102、将该 B_1 图像与在MRI检查下的背景射频场的 B_1 图像进行对比，以计算电极的接收系数K；

步骤S103、确定在MRI检查下要扫描的序列，并确定序列的 B_{1+rms} ；

步骤S104、根据接收系数K和序列的 B_{1+rms} 来确定特定范围内的 B_1 场；以及

步骤S105、根据特定范围内的 B_1 场来预测电极的温升。

以下将具体阐述上述各步骤。

对于上述步骤S101，首先，例如对患者进行MRI检查，以获取电极周围的 B_1 图像。在一种可能的实现方式中，电极位于植入式医疗设备中。该植入式医疗设备是诸如为心脏起搏器等的医疗设备，并且可被植入患者体内的相应位置处，以对患者进行相应的治疗或者辅助患者器官功能的正常运行。此外，还可以直接获取之前对该患者的扫描测试结果，由此可以从该扫描测试结果中获取到电极周围的 B_1 图像。

在一种可能的实现方式中，由于电极的RF感应发热主要集中在电极的尖端部分，因此在步骤S101中主要获取电极的尖端部分周围的 B_1 图像。

在获取电极周围的 B_1 图像之后，从该 B_1 图像中提取特定范围的 B_1 图像(换句话说，局部 B_1 图像)。该特定范围可以是电极周围的长方体区域，该长方体区域的长度、宽度、高度例如分别为50mm、20mm和20mm。优选地，该长方体区域的长度的范围例如为10mm~80mm，该长方体区域的宽度的范围例如为6mm~40mm，以及该长方体区域的高度的范围例如为6mm~40mm。

此外，该特定范围还可以是上述长方体的某一个截面。以上以示例方式说明了特定范围，但是本公开的特定范围不限于此，并且该特定范围具体可以根据应用场景来适当设置。

由此，可以获取到电极周围的特定范围内的 B_1 图像。

- 5 对于上述步骤S102，可以将所获取到的 B_1 图像与标准无干扰的图像进行对比，以得到电极的接收系数 K 。该标准无干扰的图像可以是受电极的影响较小的 B_1 图像，例如是在MRI检查下的背景射频场的 B_1 图像。在一种可能的实现方式中，背景射频场的 B_1 图像是以下 B_1 图像中任一：在无电极的情况下的特定范围的 B_1 图像；以及与电极的距离在特定范围以外的范围的 B_1 图像。
- 10 其中，在该特定范围以外的范围的 B_1 图像受到电极的影响较小。具体而言，在步骤S102中，预先获取受电极影响较小的标准无干扰的图像。然后，将上述步骤S101中所获取到的特定范围的 B_1 图像与该标准无干扰的图像进行对比，以得到电极的接收系数 K 。

- 在一种可能的实现方式中，可以利用如下方式来计算电极的接收系数 K 。
- 15 可以将电极周围 B_1 场信噪比大于第一阈值或小于第二阈值的位置的 B_1 场均方根作为电极的接收系数。具体而言，可以将 B_1 图像中的 B_1 场与背景射频场进行对比，以得到 B_1 场与背景射频场的比值(即，信噪比)，并将所得到的比值中大于第一阈值的比值的均方值作为电极的接收系数 K ，或者将所得到的比值中小于第二阈值的比值的均方值的倒数作为电极的接收系数 K ，其中第
- 20 二阈值小于第一阈值。例如，第一阈值可以为1.2，以及第二阈值可以为0.5。然而，第一阈值和第二阈值的具体数值不限于此，其可以根据具体的应用场景而设置成其它适当的值。

- 在一种可能的实现方式中，还可以利用如下方式来计算电极的接收系数 K 。具体而言，将 B_1 图像中的 B_1 场与背景射频场进行对比，以将 B_1 场的均方
- 25 值与背景射频场的均方值的比值计算为电极的接收系数 K 。

需要说明的是，以上列举了两种计算接收系数 K 的具体方式，但是本领域技术人员能够知道，根据电极周围的 B_1 图像与在MRI检查下的背景射频场

的 B_1 图像，可以采用任何其它适当的方式来计算电极的接收系数 K ，只要所计算出的接收系数能够适当地反映电极的形状、角度和放置位置对RF感应发热的影响即可。

由于电极的形状、角度和放置位置等因素均会影响具有该电极的医疗设备在MRI检查下的RF感应发热，因此通过将电极周围的 B_1 图像与标准无干扰的 B_1 图像相比较、由此计算出接收系数 K ，可以考虑到这些因素对电极的RF感应发热的影响。这样，可以在后续步骤中应用接收系数 K 来精确地预测RF感应发热。

对于上述步骤S103，确定患者在此次MRI检查中要扫描的序列，例如T1、T2、BOLD序列等。然后，对MRI检查设备进行适当设置，以根据该设置来对患者进行MRI检查，并获取（读出）所要扫描的序列的射频场的大小，即 B_{1+rms} 。

在要扫描的序列是一个的情况下，可以获取该序列的 B_{1+rms} 作为本步骤中需要的 B_{1+rms} 。例如，在要扫描T1序列的情况下，可以获取T1序列的 B_{1+rms} 。例如，在要扫描T2序列的情况下，可以获取T2序列的 B_{1+rms} 。又如，在要扫描BOLD序列的情况下的情况下，可以获取BOLD序列的 B_{1+rms} 。

另一方面，在要扫描的序列是多个的情况下，首先可以分别获取这些序列的 B_{1+rms} ，然后取这些序列中的 B_{1+rms} 的平均值或最大值作为本步骤中需要的 B_{1+rms} 。例如，在要扫描T1序列和T2序列的情况下，可以分别获取T1序列和T2序列的 B_{1+rms} ，然后取所得到的 B_{1+rms} 的平均值或最大值作为本步骤中需要的 B_{1+rms} 。优选地，取这些序列中的 B_{1+rms} 的最大值、即 $\max(B_{1+rms})$ 作为本步骤中需要的 B_{1+rms} ，这样可以最大限度地降低患者在MRI检查中的风险。

此外，还可以预先读取各序列的 B_{1+rms} 。然后，将各序列的 B_{1+rms} 的平均值和/或最大值存储在存储器中。这样，在需要获取序列的 B_{1+rms} 时，可以直接从存储器中读取序列的平均值和/或最大值。

需要说明的是，以上通过示例的方式列举了T1序列、T2序列和BOLD序列等几种序列以及它们的组合，但是本公开不限于此，序列可以是患者体内

的任意其它序列，并且所要扫描的序列可以是任意序列的任意组合。

由此，通过上述步骤S103，可以得到序列的 B_{1+rms} 。

对于上述步骤S104，可以根据步骤S102中所计算出的电极的接收系数K和步骤S103中所得到的序列的 B_{1+rms} 来计算特定范围的 B_1 场。

5 在一种可能的实现方式中，可以将电极的接收系数K与序列的 B_{1+rms} 相乘来计算出特定范围的 B_1 场(local B_1)，即 $local\ B_1=K*B_{1+rms}$ 。

对于上述步骤S105中，可以根据步骤S104中所计算出的特定范围的 B_1 场来预测电极的温度升高，从而预测电极的RF感应发热情况。

10 本发明人经过多次实验和研究发现，电极的特定范围的 B_1 场与电极的温度升高存在一定的关系。具体而言，电极的特定范围的 B_1 场的平方与电极的温度升高存在线性关系。

因此，在一种可能的实现方式中，在步骤S104中得到电极的特定范围的 B_1 场之后，可以对该 B_1 场求平方，然后根据求平方所得到的值和该线性关系来预测出温度升高，由此预测出电极的RF感应发热情况。

15 这样，根据上述实施例，通过根据接收系数K和序列的 B_{1+rms} 来计算电极的特定范围的 B_1 场、然后根据该 B_1 场来预测RF感应发热情况，由此可以在考虑到电极的形状、角度和放置位置等的情况下预测RF感应发热。因此，无论电极的形状、角度和放置位置等如何，应用本公开的上述实施例都可以精确地表征RF感应发热，从而确定具备电极的医疗设备在MRI检查下的RF感应
20 发热。

图2是示出根据本公开的另一实施例的温升预测方法的流程图。图2中与图1相同的附图标记表示相同的含义，并且在本实施例中将省略其说明。

本实施例的温升预测方法与上述实施例的温升预测方法主要区别在于，在上述步骤S101之前，还可以包括以下步骤：

25 步骤S100、获取电极的位置和方向。

具体而言，在获取电极周围的 B_1 图像之前，需要先获取电极的位置和方向。例如，通过MRI检查来对患者进行扫描，由此扫描定位出位于植入式医

疗设备内的电极的路径位置，并进一步确定出该电极的路径方向。

这样，在获取到电极的位置和方向之后，可以便于获取到在MRI检查下该电极（或者该电极的尖端部分）周围部分的 B_1 图像。

此外，在一种可能的实现方式中，本实施例的温升预测方法在步骤S105
5 之后，还可以包括以下步骤：

步骤S106、根据所预测出的电极的温升来判断是否发出警报提醒。

具体而言，可以针对电极的RF感应发热情况设置安全阈值，并将步骤S105中所预测出的电极的RF感应发热与该安全阈值进行比较。例如，可以用温度升高来表征RF感应发热情况，相应地可以设置相应的温度升高作为安全
10 阈值。在所预测出的RF感应发热、即温度升高大于或等于安全阈值的情况下，可以发出警报，从而提醒医护人员该患者进行MRI检查存在一定的风险，这样医护人员例如可以终止MRI检查。另一方面，在温度升高小于安全阈值的情况下，表明可以安全地对患者进行MRI检查，这时可以不发出警告，或者也可以发出表明MRI检查安全的提醒。

15 需要说明的是，可以针对不同的患者设置不同的安全阈值。然而，也可以针对不同的患者设置相同的安全阈值。

这样，通过本实施例的温升预测方法，可以直观地提示患者在MRI检查中的风险，由此尽可能的避免患者在MRI检查中遭受到的危害。

需要说明的是，以上以预测位于植入式医疗设备内的电极在MRI检查、
20 即核磁下的温升的示例来说明了本公开，但是本公开不限于此，并且本公开的温升预测方法同样一般的医疗设备内的电极、或者单独应用于单极。换句话说，通过本公开的温升预测方法，同样可以预测一般的医疗设备内的电极在核磁下的温升，甚至可以预测单独的电极在核磁下的温升。

以下将通过实验的方式来进一步阐述本发明的温升预测方法。

25 为了确定本公开的温升预测方法的可行性，采用体模的方法进行了验证。首先将电极与测量温度升高的光纤并排捆绑，使得光纤测温仪与电极尖端触点紧密接触。图3示出将电极与测量温度升高的光纤并排捆绑的示意图。

然后，配置琼脂溶液，配置方法为：琼脂为15g/L，CuSO₄为5mmol/L，以及NaCl为1g/L。其中，加入CuSO₄的目的是缩短T1弛豫时间，从而模拟人体组织。

然后，将并排捆绑的电极与光纤垂直悬挂，以使得其大概与塑料圆柱筒的轴线重合，并调节电极位置的高度，使电极顶端与塑料圆柱筒的底面距离约为5cm。为了防止高温使电极外层的聚氨酯管变形，在琼脂溶液的温度低于70℃之后，再将琼脂溶液缓慢注入塑料圆柱筒，并静置以待其冷却凝结。将凝胶模在室温条件下放置12小时，从而确保其在扫描时温度达到平衡状态。

之后，进行核磁实验，具体阐述如下。

将上述的琼脂模型沿着核磁共振仪的Z轴放置在体模中。然后在体模中注入凝胶，使液面达到9cm。针对核磁共振仪设置以下两种序列。序列一为B₁场测量序列，参数如下：

TR(Repetition Time, 重复时间) = 2000 ms, TE(Echo Time, 回波时间) = shortest(最短), flip angle(翻转角) = 60°, FOV(Field of View, 视野区域) = 180 mm × 180 mm, slice thickness(层厚) = 5 mm, slices(层数) = 10, 以及dynamic scans(重复扫描次数) = 1, voxel size(体素大小) = 2.5 × 2.5, B_{1+rms} = 0.72 μT (9%)。

序列二选取T2TSE序列，该序列的B_{1+rms}比较大，因此能够在相同的条件下对电极进行更有效的加热，从而提高结果的信噪比。该序列参数为：

TE = 90 ms, flip angle = 90 deg, TR = shortest, FOV = 200 × 200 × 60, voxel size = 0.7 × 0.7 × 2, slices = 30, fast imaging mode(快速成像模式) = TSE。

为了探究电极在不同路径形态(形状)、摆放位置、摆放角度的情况下，电极尖端的B₁场与温度升高之间的关系，设置了不同的摆放方式，如下表所示。

编号	电极位置	形态	角度
1	体模左腰部	拉直	0
2	体模左腰部	团圈	0
3	体模左腰部	直角	0
4	体模中间部分	拉直	0
5	体模中间部分	团圈	0
6	体模中间部分	拉直	30
7	体模中间部分	拉直	60
8	体模中间部分	S 形	0

接着，进行数据拟合。

首先，将前7种情况局部 B_1 场求平方，然后与温度升高进行拟合，可以得到如图4所示的直线。图4示出将对局部 B_1 场求平方得到的值与温度升高进行拟合而得到的直线的示意图。然后，根据测量得到的拟合解析式为：

$$y=0.2938x$$

其中 x 为局部 B_1 场均方根， y 为实际的温升。根据第8种情况下采集得到的 B_1 场计算预测的温度升高约为 6.66°C ，这与实际测量得到的温度 6.35°C 接近度相对误差小于5%。也就是说，根据本实施例的温升预测方法预测出的电极的温度升高与实际测量到的温度升高非常接近。

由此可知，根据本公开的实施例的温升预测方法，可以精确地预测电极的RF感应发热情况。

以下将通过数值计算的方式来研究本公开的温升预测方法。

本研究通过有限元数值模拟。图5示出根据本公开一实施例的针对温升预测方法的有限元数值模拟的示意图。首先，构建一个八通道鸟笼线圈以产生RF场，并将RF场调整为以128MHz工作（图5的a）。构建ASTM体模以模拟人体的头部和躯干，并且位于鸟笼线圈的等的中心内部，并且直径为1.3mm

的电极位于其中。4个铂铱环与实际DBS电极相同。绝缘厚度为0.65mm，电极内部的螺旋线简化为直线。体模介质的电导率和介电常数分别设定为0.48s/m和78。绝缘的电导率和介电常数分别设定为0和3。坐标原点位于体模躯干的中心。将未植入体模的全身SAR调整为1W/kg。为了覆盖复杂的现实条件，如图5的b所示，模拟了不同的电极位置和角度。还模拟了如下的不同形状的电极（图5的c）：（i）直线放置；（ii）具有直角弯曲的电极；（iii）具有螺旋弯曲的电极；（iv）与金属外壳连接的电极；（v）具有“S”弯曲的电极。所有弯曲距离电极尖端至少100mm，以确保尖端附近的长方体范围相同。将距离电极的尖端接触面0.3mm的点设定为温度探头，以对RF感应发热进行评价。

在数据后处理中，在该研究中，如图5的d所示，电极附近的长方体区域中的局部 B_1 场的平均值被用作RF感应发热的表征指标。长方体区域的长度、宽度和高度分别为50mm、20mm和20mm。为了确定局部 B_1 作为表征指标的可行性和稳健性，模拟了电极的不同形状、角度和放置位置的9种不同电极条件。接着，计算局部 B_1 场平均值的平方，并将所得到的值与电极的温度升高进行拟合。通过拟合所得到的相关系数用于估计局部 B_1 场作为RF发热的表征的实用性。

图6示出根据本公开一实施例的针对温升预测方法的有限元数值模拟的结果的示意图。图6的a示出局部 B_1 场分布。结果表明， B_1 场的分布受电极的形状、角度和放置位置的显著影响，而电极尖端周围的分布模式相似。接着，计算并绘制局部 B_1 场平均值的平方与温度升高之间的相关性，结果如图6的b所示。如图6的b所示，示出了强线性相关性，并且相关系数R约为0.9992，这意味着即使对于复杂的放置，局部 B_1 场平均值也是RF感应发热的可行表征指标。

由此，通过数值计算的方式，也验证了根据本公开的实施例的温升预测方法，可以精确地预测电极的RF感应发热。

图7示出根据本公开一实施例的温升预测装置的结构框图。温升预测装

置70用于预测电极在磁共振成像检查、即MRI检查下的温升。如图7所示，所述温升预测装置70主要包括： B_1 图像获取单元71，用于获取在所述MRI检查下所述电极周围的特定范围的 B_1 图像；接收系数计算单元72，用于将所述 B_1 图像与在所述MRI检查下的背景射频场的 B_1 图像进行对比，以计算所述电极的接收系数； B_{1+rms} 确定单元73，用于确定在所述MRI检查下要扫描的序列，并确定所述序列的射频场的大小、即 B_{1+rms} ； B_1 场确定单元74，用于根据所述接收系数和所述序列的 B_{1+rms} 来确定所述特定范围内的 B_1 场；以及预测单元75，用于根据所述特定范围内的 B_1 场来预测所述电极的温升。

在一种可能的实现方式中，所述背景射频场的 B_1 图像是以下 B_1 图像中任一：在无所述电极的情况下的所述特定范围的 B_1 图像；以及与所述电极的距离在特定范围以外的范围的 B_1 图像。

在一种可能的实现方式中，所述 B_1 图像获取单元71可以用于获取所述电极的尖端部分的特定范围内的 B_1 图像。

在一种可能的实现方式中，所述 B_{1+rms} 确定单元73可以用于：在所述序列为一个的情况下，确定该序列的 B_{1+rms} ；以及在所述序列为多个的情况下，确定多个序列的 B_{1+rms} 的最大值或平均值。

在一种可能的实现方式中，所述接收系数计算单元72用于进行以下操作中任一：将所述 B_1 图像中的 B_1 场与所述背景射频场进行对比以得到所述 B_1 场与所述背景射频场的比值，并将所得到的比值中大于第一阈值的比值的均方值作为所述电极的接收系数，或者将所得到的比值中小于第二阈值的比值的均方值的倒数作为所述电极的接收系数，其中所述第二阈值小于所述第一阈值；以及将所述 B_1 图像中的 B_1 场与所述背景射频场进行对比，以将所述 B_1 场的均方值与所述背景射频场的均方值的比值计算为所述电极的接收系数。

在一种可能的实现方式中，所述 B_1 场确定单元74用于将所述接收系数与所述序列的 B_{1+rms} 相乘，以确定所述特定范围内的 B_1 场。

在一种可能的实现方式中，所述预测单元75用于：对所述特定范围内的 B_1 场求平方；以及根据对所述特定范围内的 B_1 场求平方所得到的值来预测所

述电极的温升。

在一种可能的实现方式中，所述电极位于植入式医疗设备内。

根据本公开的实施例的温升预测装置70的具体实现方法详见上述实施例中所述的温升预测方法，这里不再赘述。

5 这样，根据上述实施例，通过根据接收系数 K 和序列的 B_{1+rms} 来计算电极的特定范围的 B_1 场、然后根据该 B_1 场来预测RF感应发热情况，由此可以在考虑到电极的形状、角度和放置位置等的情况下预测RF感应发热。因此，无论电极的形状、角度和放置位置等如何，应用本公开的上述实施例都可以精确地表征RF感应发热，从而确定具备电极的医疗设备在MRI检查下的RF感应
10 发热。

图8示出根据本公开的另一实施例的温升预测装置的结构框图。图8中与图7所示的组件相同的组件具有相同的含义，这里将省略其说明。

如图8所示，图8中的温升预测装置80与图7中的温升预测装置70的主要区别在于，除了图7中的温升预测装置70的组件以外，所述温升预测装置80
15 还可以包括：电极位置和方向获取单元76，用于获取所述电极的位置和方向。

在一种可能的实现方式中，所述温升预测装置80还可以包括：警报单元76，用于根据所预测出的所述电极的温升来判断是否发出警报提醒。

根据本公开的实施例的温升预测装置80的具体实现方法详见上述实施例中所述的温升预测方法，这里不再赘述。

20 这样，通过本实施例的温升预测装置，可以直观地提示患者在MRI检查中的风险，由此尽可能的避免患者在MRI检查中遭受到的危害。

以上已经描述了本公开的各实施例，上述说明是示例性的，并非穷尽性的，并且也不限于所披露的各实施例。在不偏离所说明的各实施例的范围和精神的情况下，对于本技术领域的普通技术人员来说许多修改和变更都是显而易见的。本文中所用术语的选择，旨在最好地解释各实施例的原理、实际应用或对市场中的技术的技术改进，或者使本技术领域的其它普通技术人员
25 能理解本文披露的各实施例。

权 利 要 求 书

1. 一种温升预测方法，用于预测电极在磁共振成像检查、即MRI检查下的温升，其特征在于，所述温升预测方法包括：

获取在所述MRI检查下所述电极周围的特定范围的 B_1 图像；

将所述 B_1 图像与在所述MRI检查下的背景射频场的 B_1 图像进行对比，以

5 计算所述电极的接收系数；

确定在所述MRI检查下要扫描的序列，并确定所述序列的射频场的大小、即 B_{1+rms} ；

根据所述接收系数和所述序列的 B_{1+rms} 来确定所述特定范围内的 B_1 场；

以及

10 根据所述特定范围内的 B_1 场来预测所述电极的温升。

2. 根据权利要求1所述的温升预测方法，其特征在于，所述背景射频场的 B_1 图像是以下 B_1 图像中任一：在无所述电极的情况下的所述特定范围的 B_1 图像；以及与所述电极的距离在特定范围以外的范围的 B_1 图像。

3. 根据权利要求1所述的温升预测方法，其特征在于，获取在所述MRI
15 检查下所述电极周围的特定范围的 B_1 图像，包括：

获取所述电极的尖端部分的特定范围内的 B_1 图像。

4. 根据权利要求1所述的温升预测方法，其特征在于，确定所述序列的
 B_{1+rms} 包括：

在所述序列为一个的情况下，确定该序列的 B_{1+rms} ；以及

20 在所述序列为多个的情况下，确定多个序列的 B_{1+rms} 的最大值或平均值。

5. 根据权利要求1所述的温升预测方法，其特征在于，将所述 B_1 图像与在所述MRI检查下的背景射频场的 B_1 图像进行对比，以计算所述电极的接收系数包括以下方式中任一：

将所述 B_1 图像中的 B_1 场与所述背景射频场进行对比以得到所述 B_1 场与
25 所述背景射频场的比值，并将所得到的比值中大于第一阈值的比值的均方值作为所述电极的接收系数，或者将所得到的比值中小于第二阈值的比值的均方值的倒数作为所述电极的接收系数，其中所述第二阈值小于所述第一阈值；

以及

将所述 B_1 图像中的 B_1 场与所述背景射频场进行对比，以将所述 B_1 场的均方值与所述背景射频场的均方值的比值计算为所述电极的接收系数。

6. 根据权利要求1所述的温升预测方法，其特征在于，根据所述接收系数和所述序列的 B_{1+rms} 来确定所述特定范围内的 B_1 场，包括：

将所述接收系数与所述序列的 B_{1+rms} 相乘，以确定所述特定范围内的 B_1 场。

7. 根据权利要求1所述的温升预测方法，其特征在于，根据所述特定范围内的 B_1 场来预测所述电极的温升，包括：

对所述特定范围内的 B_1 场求平方；以及

根据对所述特定范围内的 B_1 场求平方所得到的值来预测所述电极的温升。

8. 根据权利要求1所述的温升预测方法，其特征在于，所述电极位于植入式医疗设备内。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的温升预测方法，其特征在于，在根据所述特定范围内的 B_1 场来预测所述电极的温升之后，还包括：

根据所预测出的所述电极的温升来判断是否发出警报提醒。

10. 一种温升预测装置，用于预测电极在磁共振成像检查、即MRI检查下的温升，其特征在于，所述温升预测装置包括：

B_1 图像获取单元，用于获取在所述MRI检查下所述电极周围的特定范围的 B_1 图像；

接收系数计算单元，用于将所述 B_1 图像与在所述MRI检查下的背景射频场的 B_1 图像进行对比，以计算所述电极的接收系数；

B_{1+rms} 确定单元，用于确定在所述MRI检查下要扫描的序列，并确定所述序列的射频场的大小、即 B_{1+rms} ；

B_1 场确定单元，用于根据所述接收系数和所述序列的 B_{1+rms} 来确定所述特定范围内的 B_1 场；以及

预测单元，用于根据所述特定范围内的 B_1 场来预测所述电极的温升。

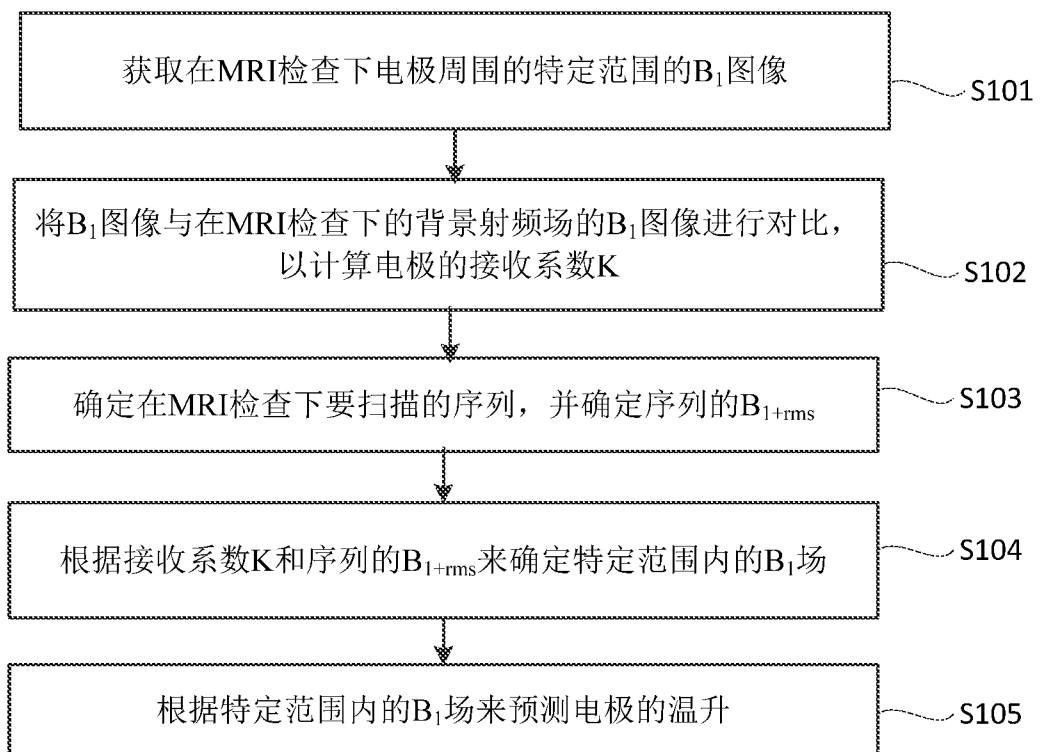


图 1

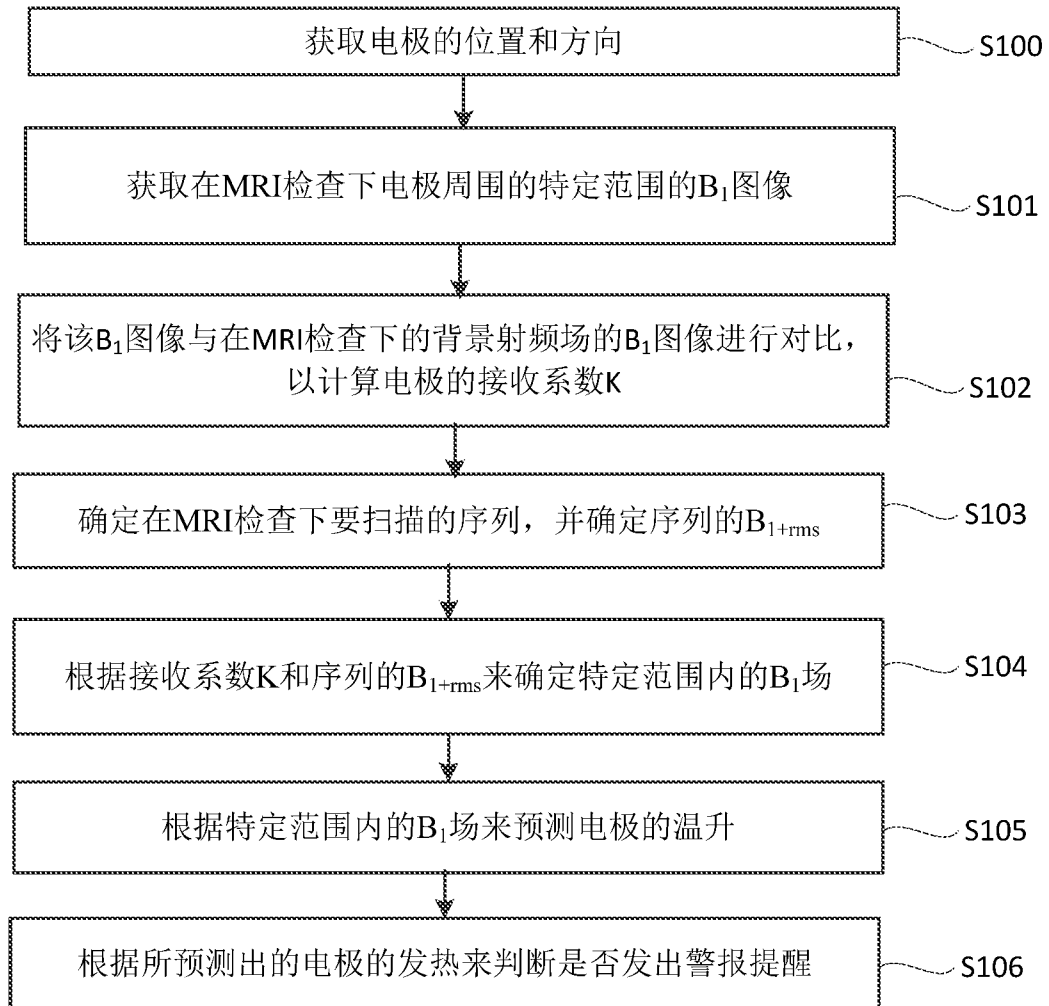


图 2

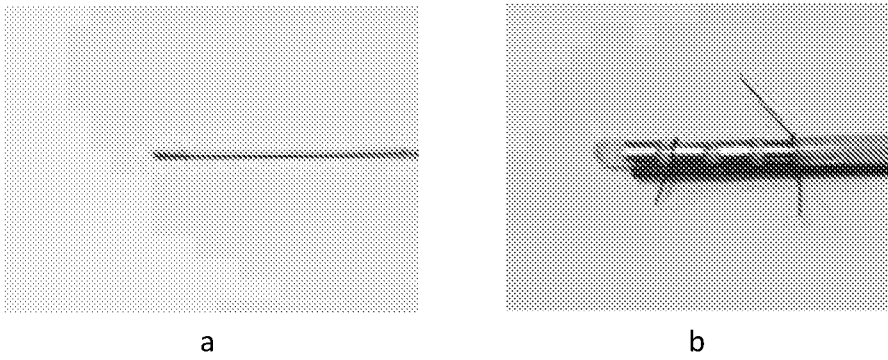


图 3

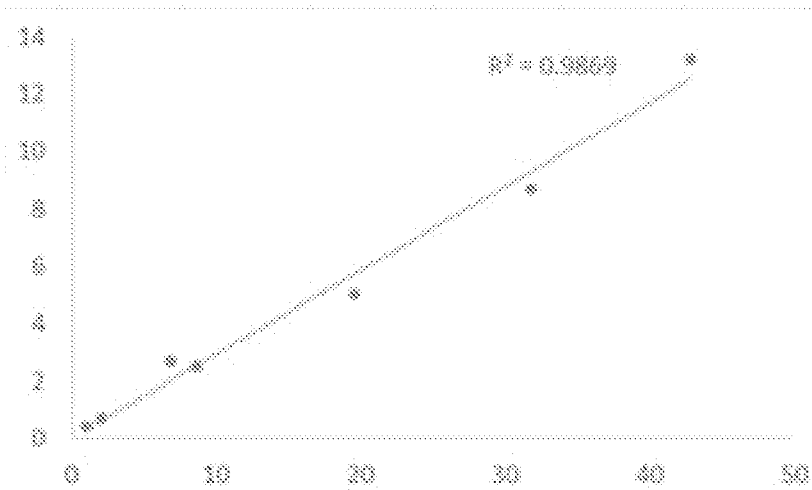


图 4

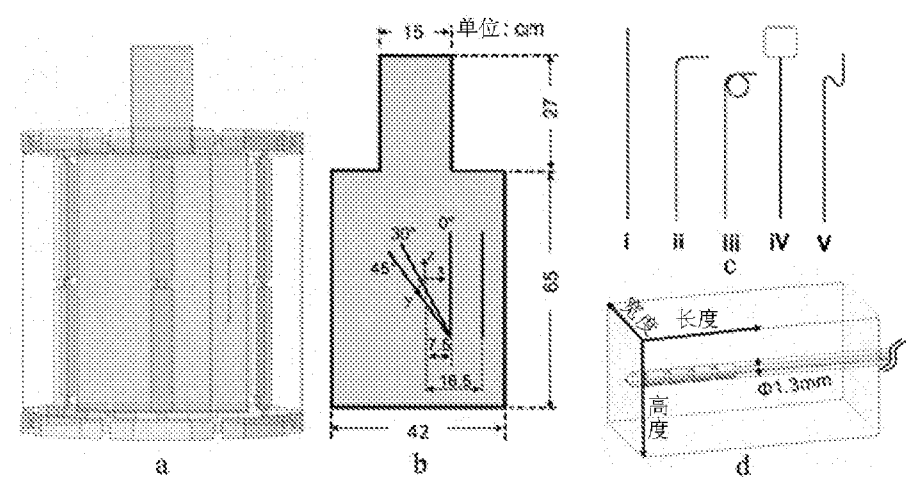


图 5

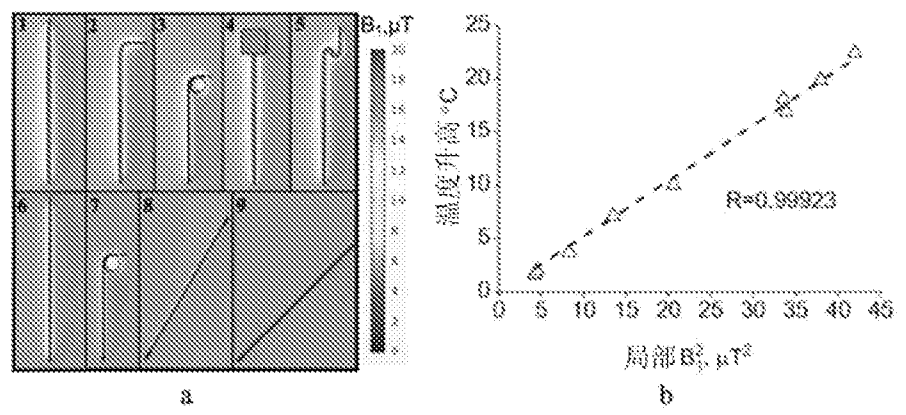


图 6

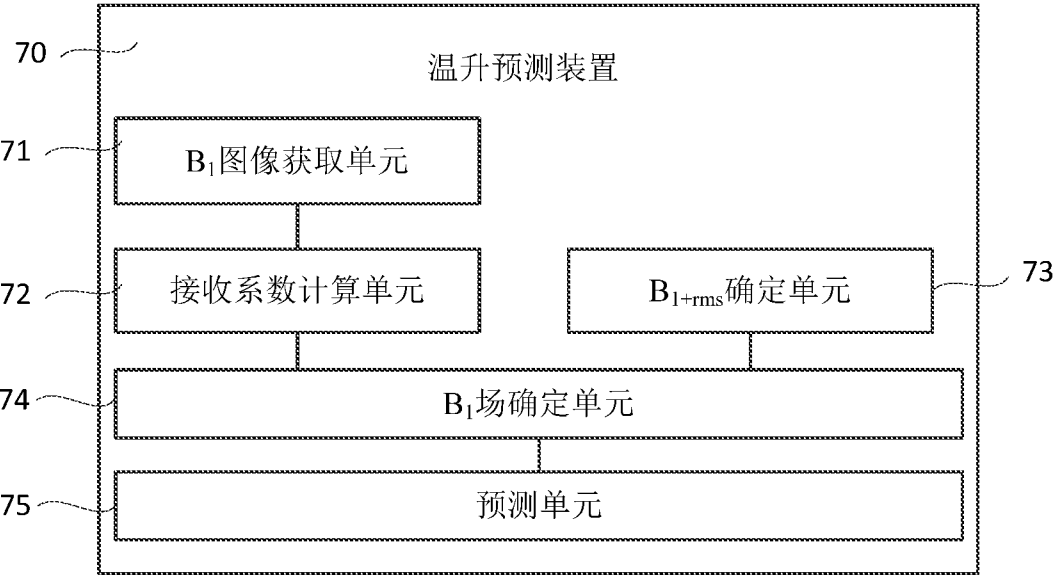


图 7

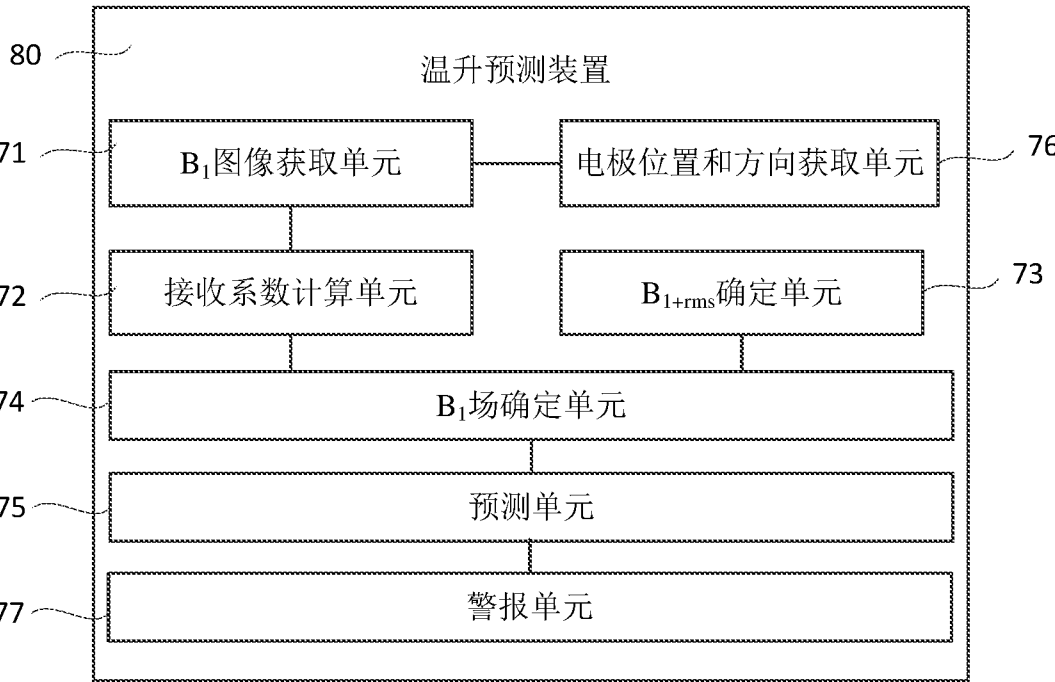


图 8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2019/100406

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01R 35/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01R

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, CNKI, WPI, EPODOC: 磁共振成像, MRI, 射频, 温度, 升温, 温升, 温, 比对, 对比, RF, 发热, 比较, B, 场, B场, B1 图像, 射频场, 阈值, 预测, predict+, temperature, rise, image, B, field, rf, electrode, compar+

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 109541511 A (TSINGHUA UNIVERSITY) 29 March 2019 (2019-03-29) description, paragraphs [0004]-[0025], and figures 1-8	1-10
A	CN 106667487 A (TSINGHUA UNIVERSITY) 17 May 2017 (2017-05-17) description, paragraphs [0002]-[0015], and figures 1-10	1-10
A	CN 1903121 A (YUANDE BIOLOGICAL MEDICAL ENGINEERING CO., LTD., BEIJING) 31 January 2007 (2007-01-31) entire document	1-10
A	CN 104083823 A (TSINGHUA UNIVERSITY) 08 October 2014 (2014-10-08) entire document	1-10
A	CN 205181369 U (SHANGHAI UNITED IMAGING HEALTHCARE CO., LTD.) 27 April 2016 (2016-04-27) entire document	1-10
A	US 2004137872 A1 (SRINIVASAN, Ravi) 15 July 2004 (2004-07-15) entire document	1-10



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

22 October 2019

Date of mailing of the international search report

13 November 2019

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing
100088
China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2019/100406

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	109541511	A	29 March 2019	None			
CN	106667487	A	17 May 2017	CN	106667487	B	23 November 2018
				WO	2018113518	A1	28 June 2018
CN	1903121	A	31 January 2007	WO	2008028354	A1	13 March 2008
				CN	100425199	C	15 October 2008
CN	104083823	A	08 October 2014	CN	104083823	B	26 September 2017
CN	205181369	U	27 April 2016	None			
US	2004137872	A1	15 July 2004	US	7123012	B2	17 October 2006

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2019/100406

A. 主题的分类

G01R 35/00 (2006.01) i

按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号)

G01R

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用))

CNPAT, CNKI, WPI, EPDOC: 磁共振成像, MRI, 射频, 温度, 升温, 温升, 温, 比对, 对比, RF, 发热, 比较, B, 场, B场, B1图像, 射频场, 阈值, 预测, predict+, temperature, rise, image, B, field, rf, electrode, compar+

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
PX	CN 109541511 A (清华大学) 2019年 3月 29日 (2019 - 03 - 29) 说明书第[0004]-[0025]段、附图1-8	1-10
A	CN 106667487 A (清华大学) 2017年 5月 17日 (2017 - 05 - 17) 说明书第[0002]-[0015]段、附图1-10	1-10
A	CN 1903121 A (北京源德生物医学工程有限公司) 2007年 1月 31日 (2007 - 01 - 31) 全文	1-10
A	CN 104083823 A (清华大学) 2014年 10月 8日 (2014 - 10 - 08) 全文	1-10
A	CN 205181369 U (上海联影医疗科技有限公司) 2016年 4月 27日 (2016 - 04 - 27) 全文	1-10
A	US 2004137872 A1 (SRINIVASAN, RAVI) 2004年 7月 15日 (2004 - 07 - 15) 全文	1-10

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

2019年 10月 22日

国际检索报告邮寄日期

2019年 11月 13日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中国国家知识产权局 (ISA/CN)

中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

传真号 (86-10)62019451

受权官员

赵怡

电话号码 86-(10)-53962591

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2019/100406

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	109541511	A	2019年 3月 29日	无	
CN	106667487	A	2017年 5月 17日	CN	106667487 B 2018年 11月 23日
				WO	2018113518 A1 2018年 6月 28日
CN	1903121	A	2007年 1月 31日	WO	2008028354 A1 2008年 3月 13日
				CN	100425199 C 2008年 10月 15日
CN	104083823	A	2014年 10月 8日	CN	104083823 B 2017年 9月 26日
CN	205181369	U	2016年 4月 27日	无	
US	2004137872	A1	2004年 7月 15日	US	7123012 B2 2006年 10月 17日