



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108776251 B

(45)授权公告日 2019.04.30

(21)申请号 201810276653.0

A61N 1/37(2006.01)

(22)申请日 2018.03.30

A61N 1/39(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108776251 A

(43)申请公布日 2018.11.09

(73)专利权人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园1号

(72)发明人 万森 李路明 姜长青 白冰

莫晓龙 申伦豪 张锋

(74)专利代理机构 北京华进京联知识产权代理

有限公司 11606

代理人 刘诚

(51)Int.Cl.

G01R 19/00(2006.01)

G01K 11/32(2006.01)

(56)对比文件

CN 107301947 A,2017.10.27,

CN 103412009 A,2013.11.27,

EP 0458466 A2,1991.11.27,

审查员 孙冉

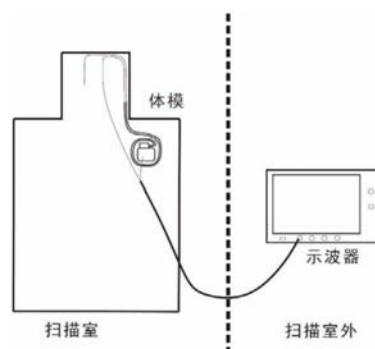
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

感生电压测量方法及系统

(57)摘要

本申请提供一种感生电压测量方法及系统,通过获取所述医疗仪器的温度电压关系,来计算获得所述医疗仪器的输出端在交变磁场中产生的感生电压,从而避免了采用电压测量装置通过电缆测量感生电压带来的误差,具有较高的准确性。



1. 一种感生电压测量系统,用于测量医疗仪器在交变磁场中产生的感生电压,所述医疗仪器包括导体部件,以及与所述导体部件连接的输出端,其特征在于,包括:

温度测量装置,用以测量所述医疗仪器处于交变磁场中时,所述输出端的第一温度增量,以及所述医疗仪器未处于交变磁场中时,所述输出端的第二温度增量;

电压提供装置,用以当所述医疗仪器未处于交变磁场中时,给所述医疗仪器施加交变电压以使所述输出端升温达到所述第二温度增量,所述交变电压的脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽与所述交变磁场的脉冲包络、单位时间内的脉冲个数以及脉宽相同;

与所述温度测量装置和所述电压提供装置连接的感生电压计算装置,用以根据多个所述第二温度增量与所述多个第二温度增量对应的交变电压的电压幅值获取电压幅值与温度增量的温度电压对应关系,以及根据所述温度电压对应关系计算所述第一温度增量对应的电压幅值。

2. 如权利要求1所述的感生电压测量系统,其特征在于,所述温度测量装置包括光纤测温器、以及与所述光纤测温器连接的温度显示器,所述光纤测温器通过光纤测量所述输出端的温度,所述温度显示器用于显示所述光纤测温器的测量结果。

3. 如权利要求1所述的感生电压测量系统,其特征在于,所述电压提供装置包括信号发生器、与所述信号发生器连接的功率放大器,所述功率放大器通过导线给所述医疗仪器施加所述交变电压。

4. 如权利要求1所述感生电压测量系统,其特征在于,进一步包括电压测量装置,所述电压测量装置用于测量所述医疗仪器以及与所述医疗仪器相连的同轴电缆在所述交变磁场中产生的原始感生电压,所述原始感生电压的频率、脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽与所述交变磁场的频率、脉冲包络、单位之间的脉冲个数以及脉宽相同。

5. 如权利要求1所述的感生电压测量系统,其特征在于,所述交变电压的频率与所述交变磁场的频率不同时,所述感生电压计算装置还用于根据所述感生电压的频率下所述输出端的阻抗与所述电压提供装置施加的交变电压的频率下所述输出端的阻抗的比值计算曲线修正系数,并且根据所述曲线修正系数修正所述温度电压对应关系。

6. 一种感生电压的测量方法,用于测量医疗仪器在交变磁场中产生的感生电压,所述医疗仪器包括导体部件、以及与所述导体部件连接的输出端,所述测量方法包括以下步骤:

给所述医疗仪器施加交变磁场,获取所述输出端的第一温度增量,所述第一温度增量为所述输出端在所述交变磁场中达到稳定状态时的温度与所述医疗仪器未处于所述交变磁场中时的温度的差值;

关闭施加在所述医疗仪器的交变磁场,给所述医疗仪器施加交变电压以使所述输出端升温,所述交变电压的脉冲包络、单位时间内的脉冲个数及脉宽与所述交变磁场相同;

获取所述交变电压的不同电压幅值对应的所述输出端的多个第二温度增量;

根据所述多个第二温度增量以及所述不同电压幅值获得所述第二温度增量与所述电压幅值的温度电压对应关系,并根据所述温度电压对应关系计算所述第一温度增量对应的电压幅值。

7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,进一步包括获取所述交变磁场的频率、脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽的步骤,包括:

获取所述医疗仪器以及与所述医疗仪器连接的同轴电缆在所述交变磁场中产生的原

始感生电压；

通过所述原始感生电压获取所述交变磁场的频率、包络及脉宽，所述原始感生电压的频率、脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽与所述交变磁场的频率、脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽相等。

8. 如权利要求6所述的方法，其特征在于，所述医疗仪器设置于体模中，所述医疗仪器与所述体模构成闭合回路。

9. 如权利要求8所述的方法，其特征在于，所述第二温度增量与所述电压幅值的温度电压对应关系中，所述第二温度增量与所述电压幅值为二次函数关系。

10. 如权利要求9所述的方法，其特征在于，所述根据所述多个第二温度增量以及所述不同电压幅值获得所述第二温度增量与所述电压幅值的温度电压对应关系，并根据所述温度电压对应关系计算所述第一温度增量对应的电压幅值包括：

根据所述多个第二温度增量以及所述不同电压幅值获得所述第二温度增量与所述电压幅值的温度电压对应关系；

当所述交变电压的频率与所述交变磁场的频率不同时，根据所述感生电压的频率下所述输出端的阻抗与所述电压提供装置施加的交变电压的频率下所述输出端的阻抗的比值计算曲线修正系数，并且根据所述曲线修正系数修正所述温度电压对应关系；

根据所述温度电压对应关系计算所述第一温度增量对应的电压幅值。

感生电压测量方法及系统

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种交变电磁场下感生电压量方法及系统。

背景技术

[0002] 植入式医疗仪器种类很多,如心脏起搏器和除颤器、植入式神经刺激器、植入式肌肉刺激器等。这些医疗器械通过给身体组织施加一定的电脉冲,从而达到治疗、减轻患者疾病的目的。

[0003] 随着技术的进步,核磁共振仪越来越成为一种常规的检测手段。例如,对于接受脑深部刺激术(deep brain stimulation,DBS)治疗方案治疗的帕金森患者而言,术后期控参数通常需要参考电极的位置。因此,对接受DBS治疗的帕金森患者进行术后扫描核磁是非常必要的。另外,即使不用于该疾病的检查,安装有植入式医疗仪器的患者,在进行其他病症检查时,也会用到核磁扫描。由于核磁扫描过程中会有变化的磁场,对于使用植入式医疗仪器的患者,变化的磁场会引起医疗器械金属部位温度的升高,以及感应出感生电压。该温升和感生电压加载患者组织上,可能会对患者的组织造成一定的损伤。因此,对于安装有植入式医疗仪器的患者来说,核磁扫描会产生一种潜在的危险。为了消除温度升高的危险,美国材料与试验协会(ASTM)提供了体模模型标准用于模拟人体。可以将植入式医疗仪器植入所述体模,并对该体模进行核磁扫描。然后,通过体模模拟医疗器械扫描核磁测量温升,从而预判核磁扫描由温度升高带来的风险。

[0004] 传统技术中,可以通过示波器直接测量体模中的植入式医疗仪器的金属部位感生电压。请参见图1,为了测量脑起搏器系统在核磁下的感生电压。可以将示波器放在核磁室外,用同轴电缆的一端连接起搏器外壳或顶盖内触点,用同轴电缆的另一端连接核磁室外的示波器。然后,通过示波器来检测脑起搏器系统在核磁扫描中产生的感生电压。然而,在实际测量中,由于核磁扫描产生的交变磁场也会在同轴线缆和起搏器连接部分以及同轴线缆上产生感生电压,这部分感生电压混入最终测量结果中会引起不可控误差。另外,核磁射频场的感生电压约为64MHz (1.5T核磁)或者128MHz (3T核磁),高频电压在传输过程中要求阻抗匹配。事实上,医疗器械发出的脉冲大多小于1KHz,在正常使用过程中不涉及射频输出,不会做阻抗匹配。综合以上考虑,传统技术直接测量植入式医疗仪器在超强交变磁场产生的感生电压的方法获得的结果是不准确的,并且误差难以估算控制。

发明内容

[0005] 基于此,有必要针对上述技术问题,确有提供一种较准确可靠感生电压的测量方法及系统,以便于准确评估核磁扫描对使用植入式医疗仪器的患者的潜在风险。

[0006] 一种感生电压测量系统,用于测量医疗仪器在交变磁场中产生的感生电压,所述医疗仪器包括导体部件,以及与所述导体部件连接的输出端,包括:

[0007] 温度测量装置,用以测量所述医疗仪器处于交变磁场中时,所述输出端的第一温

度增量,以及所述医疗仪器未处于交变磁场中时,所述输出端的第二温度增量;

[0008] 电压提供装置,用以当所述医疗仪器未处于交变磁场中时,给所述医疗仪器施加交变电压以使所述输出端升温达到所述第二温度增量,所述交变电压的脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽与所述交变磁场的脉冲包络、单位时间内的脉冲个数以及脉宽相同;

[0009] 与所述温度感测装置和所述电压提供装置连接的感生电压计算装置,用以根据多个所述第二温度增量与所述多个第二温度增量对应的交变电压的电压幅值获取电压幅值与温度增量的温度电压对应关系,以及根据所述温度电压对应关系计算所述第一温度增量对应的电压幅值。

[0010] 一种感生电压的测量方法,用于测量医疗仪器在交变磁场中产生的感生电压,所述医疗仪器包括导体部件、以及与所述导体部件连接的输出端,所述测量方法包括以下步骤:

[0011] 给所述医疗仪器施加交变磁场,获取所述输出端的第一温度增量,所述第一温度增量为所述输出端在所述交变磁场中达到稳定状态时的温度与所述医疗仪器未处于所述交变磁场中时的温度的差值;

[0012] 关闭施加在所述医疗仪器的交变磁场,给所述医疗仪器施加交变电压以使所述输出端升温,所述交变电压的脉冲包络、单位时间内的脉冲个数及脉宽与所述交变磁场相同;

[0013] 获取所述交变电压的不同电压幅值对应的所述输出端的多个第二温度增量;

[0014] 根据所述多个第二温度增量以及所述不同电压幅值获得所述第二温度增量与所述电压幅值的温度电压对应关系,并根据所述温度电压对应关系计算所述第一温度增量对应的电压幅值。

[0015] 本申请提供的感生电压测量系统以及感生电压的测量方法,通过获取所述医疗仪器的温度电压关系,来计算获得所述医疗仪器的输出端在交变磁场中产生的感生电压,从而避免了采用电压测量装置通过电缆测量感生电压带来的误差,具有较高的准确性。

附图说明

[0016] 图1为传统技术中测量医疗仪器在核磁共振中产生的感生电压的方法示意图;

[0017] 图2为本申请一个实施例中的感生电压测量系统的应用环境示意图;

[0018] 图3为本申请一个实施例中感生电压测量系统的结构示意图;

[0019] 图4为本申请一个实施例中感生电压测量系统的温度测量装置测量输出端温度的示意图;

[0020] 图5为本申请一个实施例中感生电压测量系统的电压提供装置给医疗仪器施加电压的示意图;

[0021] 图6为根据核磁共振扫描仪的核磁共振扫描序列获得的交变磁场的射频脉冲包络图;

[0022] 图7为本申请一个实施例中感生电压测量系统的电压测量装置测量所述医疗仪器的原始感生电压的示意图;

[0023] 图8为本申请实施例中感生电压测量方法的流程图;

[0024] 图9为本申请实施例中第二温度增量和感生电压幅值关系曲线图。

[0025]	元件符号说明	
[0026]	感生电压测量系统	10
[0027]	体模	110
[0028]	医疗仪器	120
[0029]	脉冲发生器	122
[0030]	导体部件	124
[0031]	输出端	126
[0032]	温度测量装置	130
[0033]	光纤测温器	132
[0034]	温度显示器	134
[0035]	光纤	136
[0036]	电压测量装置	140
[0037]	示波器	142
[0038]	同轴电缆	144
[0039]	电压提供装置	150
[0040]	信号发生器	152
[0041]	功率放大器	154
[0042]	感生电压计算装置	160

具体实施方式

[0043] 为了使本申请的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图对本申请的感生电压测量方法及系统进行描述。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本申请,并不用于限定本申请。

[0044] 请参见图2-4,本申请实施例提供一种感生电压测量系统10,用于测量医疗仪器120在交变磁场中产生的感生电压。所述医疗仪器120包括导体部件124,以及与所述导体部件连接的输出端126。所述感生电压测量系统10包括:

[0045] 温度测量装置130,用于测量所述医疗仪器120处于交变磁场中时,所述输出端126的第一温度增量,以及所述医疗仪器120未处于交变磁场中时,所述输出端126的第二温度增量;

[0046] 电压提供装置150,用于当所述医疗仪器120未处于交变磁场中时,给所述医疗仪器120施加交变电压以使所述输出端126升温达到所述第二温度增量,所述交变电压的脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽与所述交变磁场的脉冲包络、单位时间内的脉冲个数以及脉宽相同;

[0047] 与所述温度感测装置130和所述电压提供装置150连接的感生电压计算装置160,用于根据多个所述第二温度增量与所述多个第二温度增量对应的交变电压的电压幅值获取电压幅值与温度增量的温度电压对应关系,以及根据所述温度电压对应关系计算所述第一温度增量对应的电压幅值。

[0048] 所述医疗仪器120可以是各种植入人体的植入式医疗仪器,包括且不限于心脏起搏器和除颤器、植入式神经刺激器、以及植入式肌肉刺激器。所述交变磁场可以由核磁共

振扫描仪进行核磁扫描时产生的超强交变磁场。所述医疗仪器120包括脉冲发生器122、导体部件124以及输出端126。所述导体部件124与所述脉冲发生器122和所述输出端126连接。所述脉冲发生器122发出的脉冲信号通过所述导体部件124传到所述输出端126并通过所述输出端126施加于人体。所述医疗仪器120可以植入在体模110中。在所述体模110中具有类似人体组织的环境,从而可以模拟人体的体内植入环境。

[0049] 所述体模110可以放置在核磁共振扫描仪的扫描室内,当开启扫描时,所述体模110处于交变磁场中。所述在所述体模110中,所述医疗仪器120在所述输出端126与所述脉冲发生器122之间形成环路。所述医疗仪器120在所述交变磁场中时,所述环路会产生感生电流,从而引起所述输出端126的温度升高。所述输出端126可以是多个金属电极。在一个实施例中,当所述医疗仪器120为脑起搏器时,所述输出端126为两个带有金属触点的电极。所述输出端126设置在所述体模110中时,由于所述体模110中充满了凝胶组织,使得所述输出端126与所述脉冲发生器122的壳体之间具有阻抗。这个阻抗可以定义为所述输出端126的阻抗。

[0050] 所述温度测量装置130用于测量所述输出端126的温度。所述温度测量装置130不限,可以是不受交变磁场影响的各种测温装置。请参见图4,在一个实施例中,所述温度测量装置130包括光纤测温器132、以及与所述光纤测温器132连接的温度显示器134。所述光纤测温器132通过光纤136测量所述输出端126的温度。所述温度显示器134用于显示所述光纤测温器132的测量结果。通过所述光纤测温器132来测量所述输出端126的温度,由于光纤136不会受到所述交变磁场的影响,从而准确得到测温结果。具体地,所述体模110在放入所述核磁共振扫描仪的扫描腔后,所述核磁共振扫描仪将会对所述体模110进行扫描,从而给所述体模110施加交变磁场。

[0051] 在所述交变磁场中,所述医疗仪器120中的金属部分会产生感生电压,并且与所述体模110中的液体形成回路。在所述感生电压作用下,所述输出端126会有电磁场引起的发热,从而会引起所述输出端126升温。所述光纤测温器132通过所述光纤132可以感测到所述输出端126的温度。所述输出端126在没有施加所述交流磁场时的温度为常温温度。所述输出端126在所述交流磁场作用下,会升温到稳定状态。所述稳定状态时所述输出端126的温度与所述常温温度的差值定义为所述第一温度增量。所述光纤测温器132可以测得所述第一温度增量,并且在所述温度显示器134中显示出来。可以理解,所述交流磁场可以通过核磁共振扫描仪提供。比如,当所述体模110进入所述核磁共振扫描仪的扫描腔内时,若开启所述核磁共振扫描仪的扫描功能,所述体模110就会处在交变磁场中。当关闭所述核磁共振扫描仪的扫描功能时,所述体模110就处于未施加交变磁场的状态,从而所述医疗仪器120就未处于交变磁场中。

[0052] 请参见图5,所述电压提供装置150用于给所述医疗仪器120提供交变电压,使得所述医疗仪器120的输出端126升温。所述电压提供装置150提供的交变电压的脉冲包络、单位时间内的脉冲个数以及脉宽与所述交变磁场的脉冲包络、单位时间内的脉冲个数以及脉宽相同。所述电压提供装置150提供的交变电压的频率可以和所述交变磁场的频率相同或者不同。给所述医疗仪器120提供不同幅值的交变电压,可以使得所述医疗仪器120具有不同的第二温度增量。具体地,可以通过调整所述电压提供装置150输出的交变电压的幅值来调整所述医疗仪器120升高多个不同温度,从而获得多个不同的第二温度增量。

[0053] 请参见图5,在一个实施例中,所述电压提供装置150包括信号发生器152、与所述信号发生器152连接的功率放大器154。所述功率放大器154通过导线给所述医疗仪器120施加所述交变电压。在一个实施例中,所述信号发生器152生成的交变电压信号的脉冲包络、单位时间内的脉冲个数及脉宽与所述交变磁场的脉冲包络、单位时间内的脉冲个数及脉宽相同。所述功率放大器154用来将所述信号发生器152生成的交变电压信号放大。具体地,可以通过导线将交变电压施加在所述医疗仪器120的输出端126与脉冲信号发生器122之间。也就是说,一个电极连接所述输出端126,另外一个电极连接所述脉冲信号发生器122的壳体上。上述两个电极通过导线与所述功率放大器154的输出连接。在给所述医疗仪器120通电时,所述输出端126的温度可以由所述温度测量装置130实时测量,从而可以获得施加在所述医疗仪器120上的交流电的幅值对应的所述第二温度增量。

[0054] 所述感生电压计算装置160为具有计算功能的智能终端。所述感生电压计算装置160与所述温度测量装置130和所述电压提供装置150电连接。所述感生电压计算装置160可以根据所述电压提供装置150施加在所述医疗仪器120上的交流电的电压幅值,以及由所述温度测量装置130测量到的所述交流电的电压幅值对应的所述输出端126的第二温度增量,获得所述第二温度增量与所述电压幅值的温度电压对应关系曲线。所述感生电压计算装置160还可以根据所述温度电压对应关系曲线计算所述第一温度增量对应的电压幅值。所述第一温度增量是由所述交流磁场产生的感生电压带来的温度增量,所述第一温度增量对应的电压幅值就是所述感生电压的电压幅值。并且,由于所述感生电压的频率、脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽均与所述交流磁场的频率、脉冲包络、单位时间内脉冲个数相同。在获得了所述感生电压的电压幅值后,在所述交流磁场的频率、脉冲包络、单位时间内的脉冲个数及脉宽的基础上就可以获得所述感生电压的完整信息。

[0055] 当所述所述交变电压的频率与所述交变磁场的频率不同时,所述感生电压计算装置160还用于根据所述感生电压的频率下所述输出端126的阻抗与所述电压提供装置施加的交变电压的频率下所述输出端126的阻抗的比值计算曲线修正系数,并且根据所述曲线修正系数修正所述温度电压对应关系。也就是说,当给所述医疗仪器120施加的交变电压与所述交变磁场的频率相同时,能够直接根据温度电压对应关系曲线计算第一温度增量对应的电压幅值。

[0056] 当给所述医疗仪器120施加的交变电压与所述交变磁场的频率不同时,需要根据不同频率下所述输出端126的阻抗对所述温度电压曲线进行校正。具体地,所述医疗仪器120在所述交变磁场中时,所述输出端126的阻抗为 R_1 。在给所述医疗仪器120施加交变电压的频率下,所述输出端126的阻抗为 R_2 。所述曲线修正系数为 $\sqrt{R_1/R_2}$ 。因此,所述温度电压对应关系应该乘以 $\sqrt{R_1/R_2}$,以校正不同频率下阻抗变化导致的温度电压对应关系对应关系的变化。所述交流磁场频率、脉冲包络、单位时间内的脉冲个数及脉宽可以通过核磁共振扫描仪的核磁共振扫描序列直接获得,也可以采用测量原始感生电压的方式获得。请参见图6,为飞利浦Achieva 3T磁共振bold序列的 90° 射频脉冲的包络,实际的射频场是128MHz变化的交变磁场。所述交变磁场在所述医疗仪器120上感生得到感生电压也具有相同的形态,唯一不同的是幅值。

[0057] 在一个实施例中,所述感生电压测量系统10还可以进一步包括电压测量装置140,

用来采用测量原始感生电压的方式获得所述交变磁场的频率、脉冲包络、单位时间内的脉冲个数及脉宽。由于所述原始感生电压的频率、脉冲包络、单位时间内脉冲个数与所述交变磁场的频率、脉冲包络、单位之间的脉冲个数相同,可以通过采用测量原始感生电压的方式获得所述交变磁场的脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽。

[0058] 请一并参见图7,所述电压测量装置140可以包括示波器142以及与所述示波器142连接的同轴电缆144。所述示波器142放置在所述核磁共振扫描仪的扫描室外,通过所述同轴电缆144与所述医疗仪器120的输出端126和脉冲信号发生器122的壳体连接。当所述核磁共振扫描仪的扫描功能开启时,所述医疗仪器120处于交变磁场中,此时可以通过所述示波器142直接获取所述医疗仪器120在交变磁场中产生的原始感生电压。由于所述同轴电缆144部分处于扫描室内,因此在扫描时,所述同轴电缆144也会产生感生电压。

[0059] 所述原始感生电压就是所述医疗仪器120与所述同轴电缆144产生的感生电压的和。此时的所述原始感生电压的频率、脉冲包络、单位时间内的脉冲个数及脉宽与所述交变磁场的频率、脉冲包络、单位时间内的脉冲个数及脉宽相同。因此,可以通过所述感生电压测量系统10获取到所述交变磁场的频率、脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽。在此基础上,可以通过所述电压施加装置150给所述医疗仪器120输入与所述交变磁场的脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽相同的交变电压来获得所述电压温度曲线。可以理解,所述电压测量装置140是一种可选的技术方案。当可以通过核磁共振扫描仪的核磁共振扫描序列直接获得交变磁场的脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽时无需采用所述电压测量装置140。

[0060] 本申请提供的感生电压测量系统10,可以用于测量医疗仪器120在交变磁场中产生的感生电压。所述感生电压测量系统10通过电压提供装置150给医疗仪器120施加交变电压。所述温度测量装置130可以测量所述交变电压不同的幅值对应的第二温度增量。从而,所述感生电压计算装置160获取所述第二温度增量与电压幅值的对应关系。所述温度测量装置130还可以测量所述医疗仪器120在交变磁场中的第一温度增量。所述感生电压计算装置160通过所述第一温度增量和所述温度电压对应关系获得所述感生电压的幅值。由于所述感生电压的频率、脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽与所述交变磁场的频率、脉冲包络、单位之间的脉冲个数以及脉宽相同,从而可以获得所述感生电压的全部信息。因此,本申请提供的感生电压测量系统10测量的医疗仪器120在交变磁场中的感生电压全部是由医疗仪器120本身产生的,并不包含测量电缆的产生的感生电压,精确性更高。

[0061] 请一并参见图8,本申请实施例进一步提供一种感生电压的测量方法,用于测量医疗仪器120在交变磁场中产生的感生电压,所述医疗仪器120包括脉冲发生器122、与所述脉冲发生器122连接的导体部件124、以及与所述导体部件124连接的输出端126,所述测量方法包括以下步骤:

[0062] S110,给所述医疗仪器120施加交变磁场,获取所述输出端126的第一温度增量,所述第一温度增量为所述输出端126在所述交变磁场中达到稳定状态时的温度与所述医疗仪器120未处于所述交变磁场中时的常温温度的差值。

[0063] 所述医疗仪器120可以设置于体模110中,所述医疗仪器120与所述体模110构成闭合回路。具体地,可以通过核磁共振扫描仪提供所述交变磁场。所述体模110放置在所述核磁共振扫描仪的扫描室内,所述核磁共振扫描仪开启扫描功能时,所述医疗仪器120便会处

在交变的磁场中。所述体模110在所述扫描室内,所述交流磁场施加一定时间后,所述医疗仪器120的输出端126的温度会达到一个稳定值。所述温度的稳定值与所述输出端126在未产生感生电压时的常温温度的差值就是所述第一温度增量。可以通过所述温度测量装置130来测量所述第一温度增量。具体地,可以通过光纤测温的方法来测量所述输出端126的温度。由于光纤不会受到交变磁场的影响,从而测量的所述输出端126的温度比较准确。

[0064] S120,关闭施加在所述医疗仪器120的交变磁场,给所述医疗仪器120施加交变电压以使所述输出端126升温,所述交变电压的脉冲包络、单位时间内的脉冲个数及脉宽与所述交变磁场相同。

[0065] 由于所述感生电压的脉冲包络、单位时间内的脉冲个数及脉宽与所述交变磁场相同。可以通过给所述医疗仪器120施加与交变磁场具有相同的脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽的交变电压从而使得所述输出端126升温,来模拟所述感生电压在所述输出端126带来的升温。所述交变磁场的频率、脉冲包络、单位时间内的脉冲个数以及脉宽可以通过核磁共振扫描仪的核磁共振扫描序列直接获得,也可以采用测量原始感生电压的方式获得。具体地,所述交变电压可以通过所述电压提供装置150施加在所述医疗仪器120上。

[0066] S130,获取所述交变电压的不同电压幅值对应的所述输出端126的多个第二温度增量。

[0067] 所述交变电压不同的电压幅值会使得所述输出端126具有不同的升温。因此,可以通过给所述医疗仪器120输入不同电压幅值的交变电压,使得所述输出端126具有不同的升温值,也就是多个第二温度增量。然后可以记录每个电压幅值对应的第二温度增量。该步骤可以由所述感生电压计算装置160来执行。

[0068] S140,根据所述多个第二温度增量以及所述不同电压幅值获得所述第二温度增量与所述电压幅值的温度电压对应关系,并根据所述温度电压对应关系计算所述第一温度增量对应的电压幅值。

[0069] 在获取了所述多个第二温度增量,以及每一个第二温度增量对应的电压幅值后,就可以模拟出所述第二温度增量与电压幅值之间的温度电压对应关系。请参见图9,图9为第二温度增量和感生电压幅值关系曲线图。所述第二温度增量与所述电压幅值的温度电压对应关系中,所述第二温度增量与所述电压幅值为二次函数关系。在所述温度电压对应关系的基础上,可以通过所述第一温度增量获得所述感生电压对应的电压幅值。由于所述感生电压的频率、包络以及脉宽与所述核磁共振扫描仪的频率、包络以及脉宽相同。因此,在获得了所述感生电压的电压幅值以后,就可以根据所述核磁共振扫描仪的频率脉冲包络、单位时间内脉冲个数以及脉宽获取所述感生电压的全部信息。具体地,该步骤可以由所述感生电压计算装置160来执行。

[0070] 在一个实施例中,所述步骤S140还可以包括以下步骤:

[0071] S142,根据所述多个第二温度增量以及所述不同电压幅值获得所述第二温度增量与所述电压幅值的温度电压对应关系;

[0072] S144,当所述交变电压的频率与所述交变磁场的频率不同时,根据所述感生电压的频率下所述输出端126的阻抗与所述电压提供装置施加的交变电压的频率下所述输出端126的阻抗的比值计算曲线修正系数,并且根据所述曲线修正系数修正所述温度电压对应关系;

[0073] S146,根据所述温度电压对应关系计算所述第一温度增量对应的电压幅值。

[0074] 所述S144中,当所述所述交变电压的频率与所述交变磁场的频率不同时,所述感生电压计算装置160还用于根据所述感生电压的频率下所述输出端126的阻抗与所述电压提供装置施加的交变电压的频率下所述输出端126的阻抗的比值计算曲线修正系数。也就是说,当给所述医疗仪器120施加的交变电压与所述交变磁场的频率相同时,能够直接根据温度电压对应关系曲线计算第一温度增量对应的电压幅值。当给所述医疗仪器120施加的交变电压与所述交变磁场的频率不同时,需要根据不同频率下所述输出端126的阻抗阻抗对所述温度电压曲线进行校正。具体地,所述医疗仪器120在所述交变磁场中时,所述输出端126的阻抗为 R_1 。在给所述医疗仪器120施加交变电压的频率下,所述输出端126的阻抗为 R_2 。所述曲线修正系数为 $\sqrt{R_1/R_2}$ 。因此,所述S146中,所述温度电压对应关系应该乘以 $\sqrt{R_1/R_2}$,以校正不同频率下阻抗变化导致的温度电压对应关系对应关系的变化。可以理解,当所述交变磁场的频率、脉冲包络单位时间内的脉冲个数及脉宽无法直接获取时,所述感生电压的测量方法还可以进一步包括获取所述交变磁场的频率、脉冲包络单位时间内的脉冲个数及脉宽的步骤,包括:

[0075] S210,获取所述医疗仪器120以及与所述医疗仪器120连接的同轴电缆144在所述交变磁场中产生的原始感生电压;

[0076] S220,通过所述原始感生电压获取所述交变磁场的频率、脉冲包络单位时间内的脉冲个数及脉宽,所述原始感生电压的频率、脉冲包络单位时间内的脉冲个数及脉宽与所述交变磁场的频率、脉冲包络单位时间内的脉冲个数及脉宽相等。

[0077] 所述原始感生电压包括了所述医疗仪器120产生的感生电压和所述同轴电缆144产生的感生电压。所述原始感生电压可以通过所述电压测量装置140测量。由于所述原始感生电压的频率、脉冲包络单位时间内的脉冲个数及脉宽与所述交变磁场的频率、脉冲包络单位时间内的脉冲个数及脉宽相等,可以通过测量所述原始感生电压获取所述交变磁场的频率、脉冲包络单位时间内的脉冲个数及脉宽。

[0078] 本申请实施例提供的感生电压的测量方法,用于获得医疗仪器120在交变磁场中产生的感生电压。通过获取所述医疗仪器120的温度电压关系,来计算获得所述医疗仪器120的输出端126在交变磁场中产生的感生电压,从而避免了采用电压测量装置通过电缆测量感生电压带来的误差,具有较高的准确性。

[0079] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

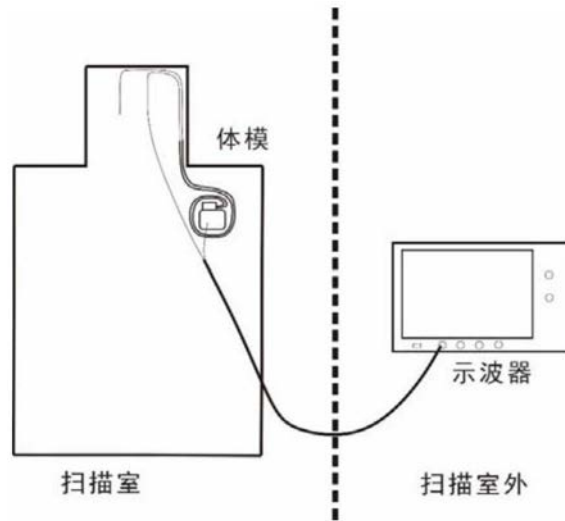


图1

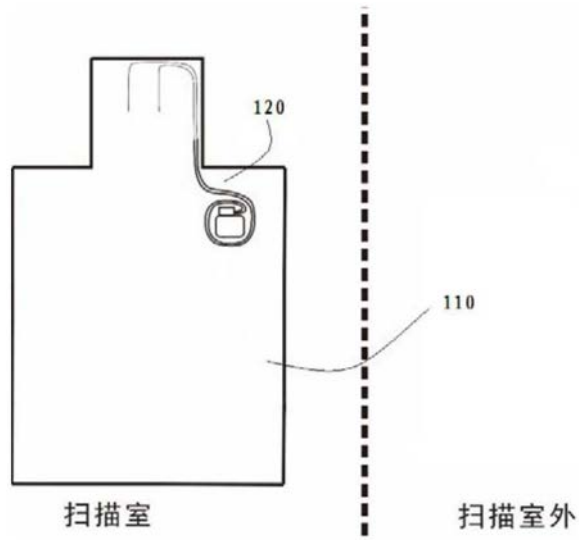


图2

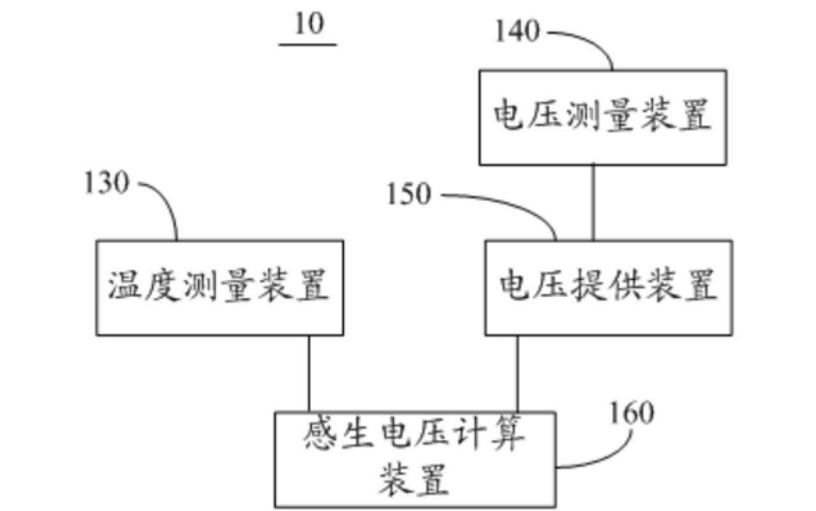


图3

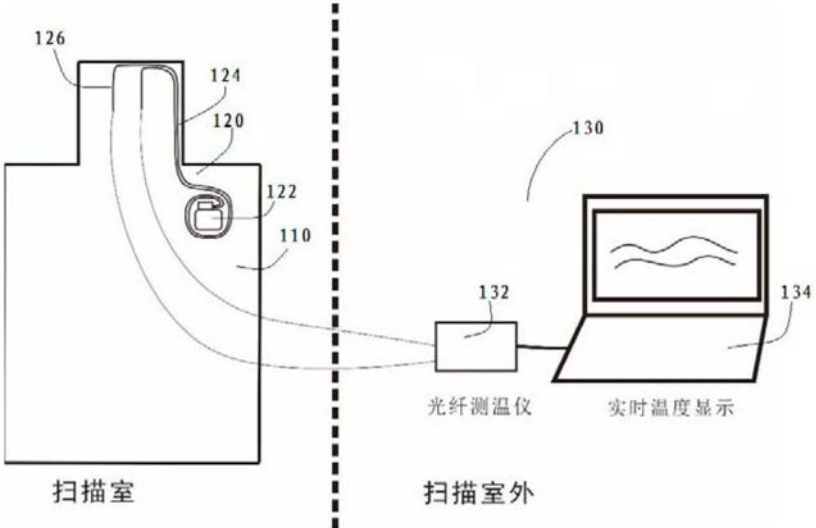


图4

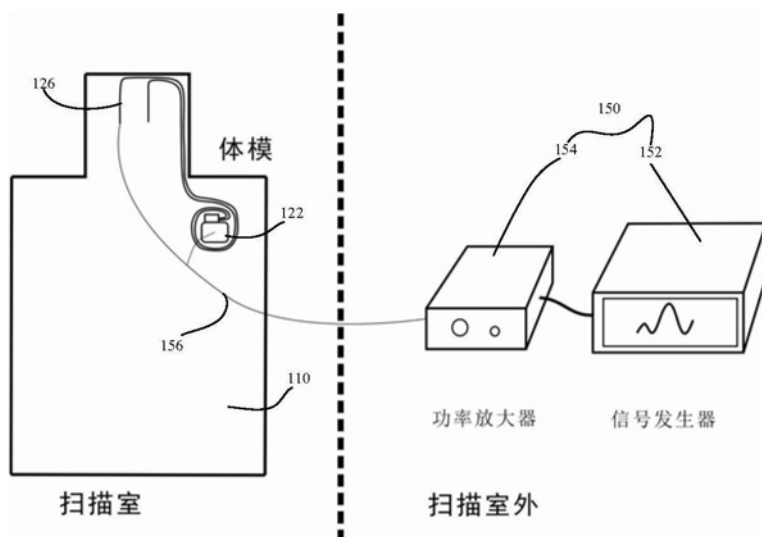


图5

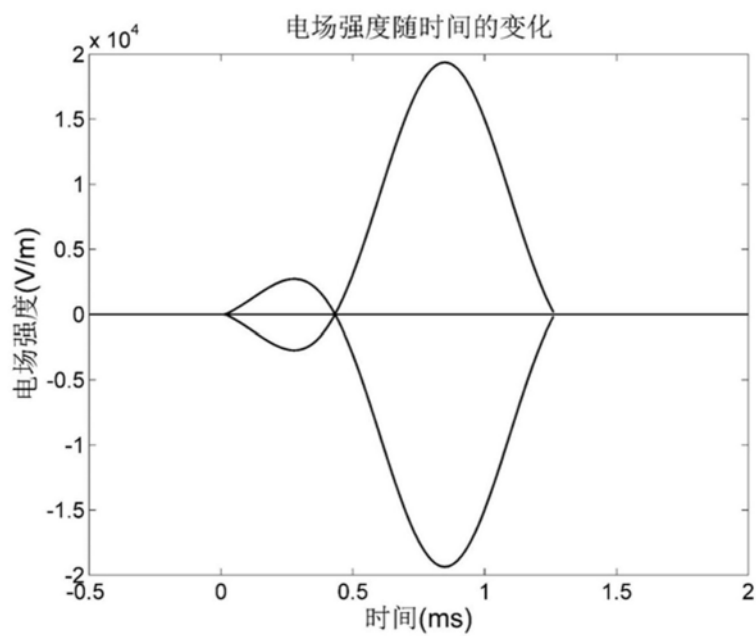


图6

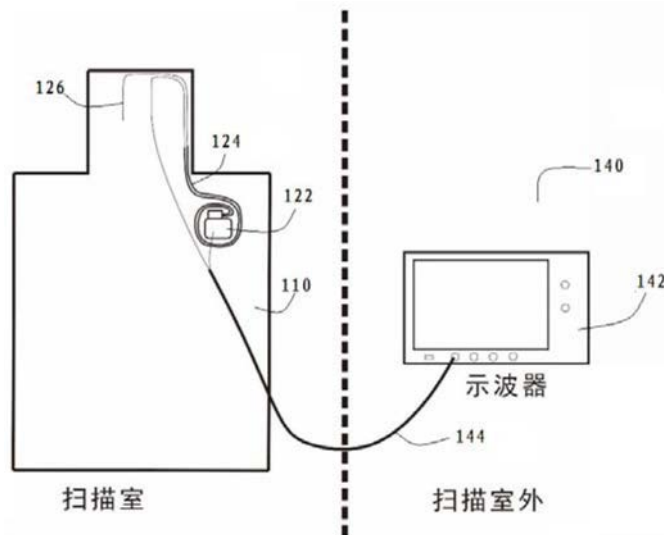


图7

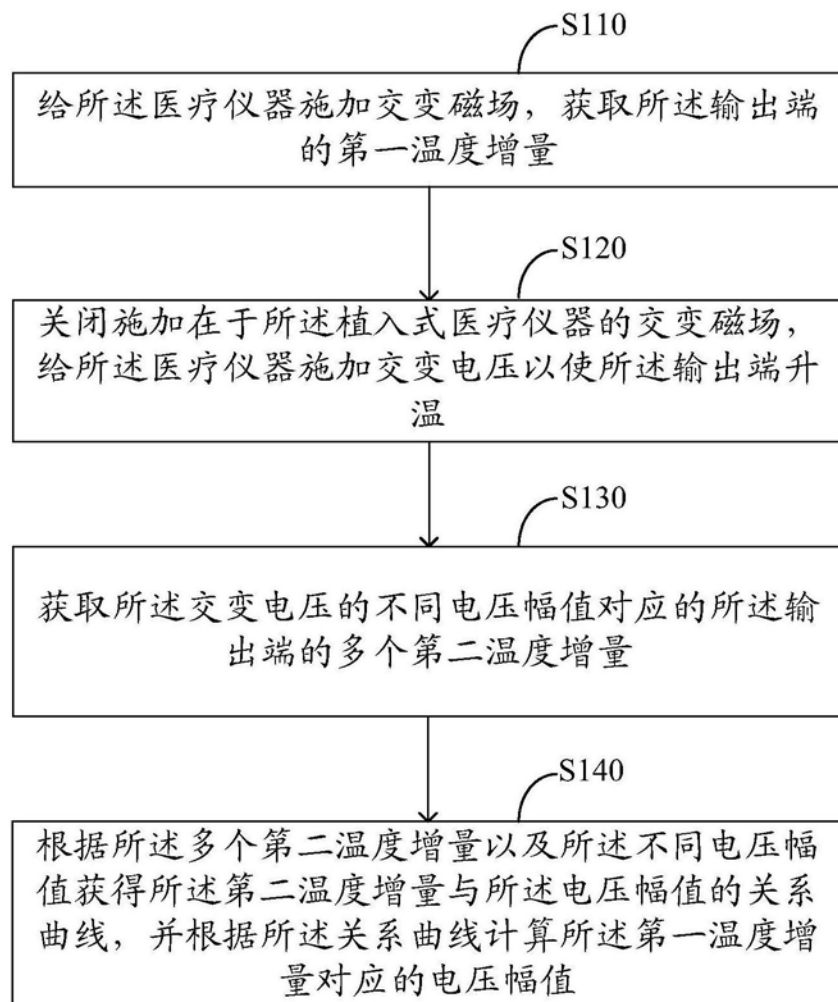


图8

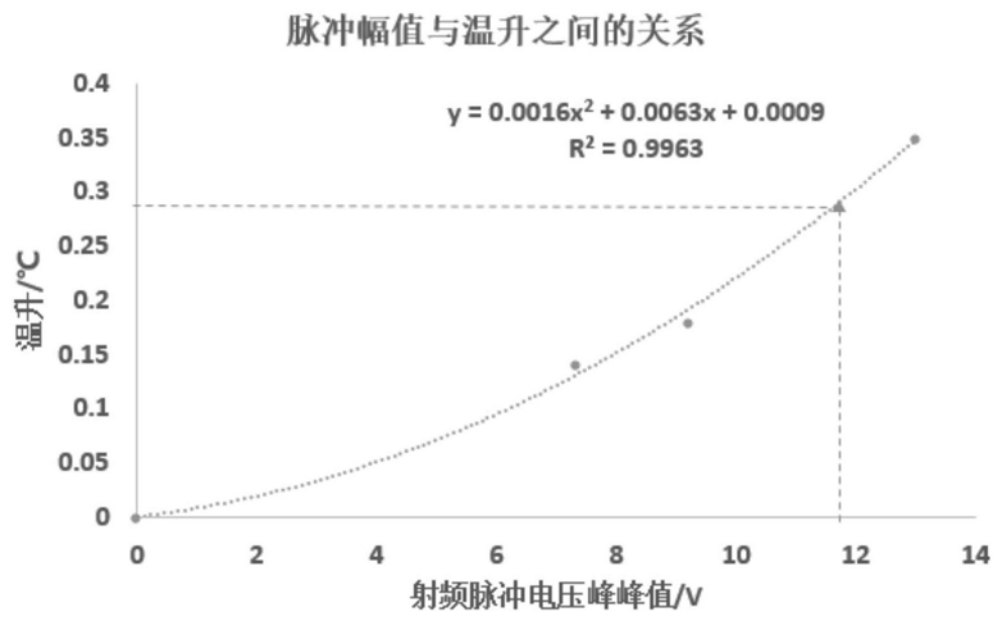


图9