



(12) 发明专利申请

(10) 授权公告号 CN 103079488 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 01

(21) 申请号 201180038721. 6

(22) 申请日 2011. 06. 02

(30) 优先权数据

2010-177272 2010. 08. 06 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 02. 05

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/062660 2011. 06. 02

(87) PCT申请的公布数据

W02012/017731 JA 2012. 02. 09

(71) 申请人 DGS 计算机株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 岩田完成 岩田靖 川村雅文

中塚诚之

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 陈伟 金杨

(51) Int. Cl.

A61B 18/02 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

A61F 7/00 (2006. 01)

A61F 7/12 (2006. 01)

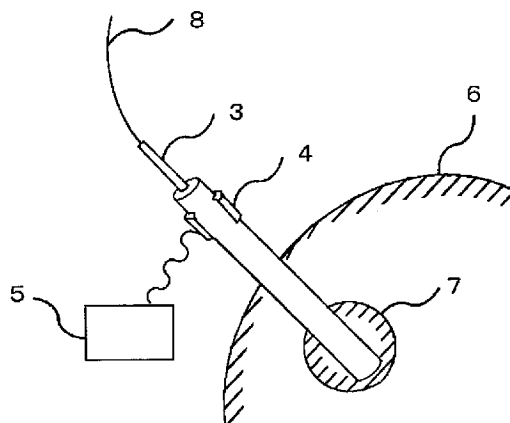
权利要求书2页 说明书10页 附图8页

(54) 发明名称

冷冻治疗元件以及冷冻治疗装置

(57) 摘要

本发明提供冷冻治疗元件以及冷冻治疗装置。冷冻治疗元件是通过反复进行冷冻和解冻而使患部坏死由此进行患部治疗的元件。冷冻了的患部成为结冰状态,使用MRI和X射线CT装置对其进行监视。但是希望能够更简便、确实、准确地检测出结冰状态。冷冻治疗元件由金属制的圆筒(1)和插入在其内部的冷冻端子(3)构成。通过使冷冻气体在冷冻端子(3)中流动而进行患部冷冻,并通过使解冻气体流动而将患部的冷冻解冻。在圆筒(1)的圆周外周面上能自由拆装地安装有超声波振子(4)。使超声波从超声波振子(4)发出,并接收从患部的结冰部位与正常组织的边界反射的反射波。该发送接收通过发送接收部(5)进行。将由发送接收部(5)接收的反射部信号的时刻和振幅存储至存储器(22)。处理部(23)由该数据求出振幅的包络线面积,由此计算出结冰尺寸。



1. 一种冷冻治疗装置,其特征在于,具有:冷冻以及解冻用的冷冻端子;和测定患部冷冻部位而求出结冰尺寸的尺寸检测机构。

2. 一种冷冻治疗装置,其特征在于,具有:

冷冻治疗元件,具有金属制的外筒和插入在该外筒中的、被检测体患部的冷冻以及解冻用的冷冻端子,所述冷冻治疗元件能够进行患部的冷冻和解冻的处置;和

超声波装置,向患部冷冻部位发送超声波并接收来自患部冷冻部位的超声波反射波,并检测结冰尺寸。

3. 根据权利要求2所述的冷冻治疗装置,其特征在于,

所述超声波装置具有:

超声波振子;

发送机构,激励所述超声波振子而向患部冷冻部位发送超声波;

接收机构,从接收了来自患部冷冻部位的超声波反射波的所述振子接收反射信号;和尺寸检测机构,基于该反射信号求出患部冷冻部位的尺寸。

4. 根据权利要求3所述的冷冻治疗装置,其特征在于,

所述尺寸检测机构基于反射信号的振幅以及时间变化的包络线的面积而求出结冰尺寸。

5. 根据权利要求3所述的冷冻治疗装置,其特征在于,

所述尺寸检测机构基于反射信号的振幅的峰值而求出结冰尺寸。

6. 一种冷冻治疗元件,具有金属制的外筒和插入在该外筒中的、冷冻以及解冻用的冷冻端子,所述冷冻治疗元件能够进行患部的冷冻和解冻的处置,其特征在于,

具有超声波振子,所述超声波振子安装在所述外筒上,且向患部冷冻部位发送超声波,并接收患部冷冻部位的尺寸检测用的来自患部冷冻部位的超声波反射波。

7. 根据权利要求6所述的冷冻治疗元件,其特征在于,

所述超声波振子相对于所述外筒的圆筒外周部能自由拆装。

8. 根据权利要求6或7所述的冷冻治疗元件,其特征在于,

在所述外筒的前端侧内部设有超声波传导特性比该金属弱的材质。

9. 一种冷冻治疗装置,其特征在于,具有:

冷冻治疗元件,具有金属制的外筒和插入在该外筒中的、冷冻以及解冻用的冷冻端子,所述冷冻治疗元件能够进行患部的冷冻和解冻的处置,并且,所述冷冻治疗元件具有安装在所述外筒上的超声波振子;

安装在所述外筒上的超声波振子;

发送机构,激励所述超声波振子而向患部冷冻部发送超声波;

接收机构,从接收了来自患部冷冻部位的超声波反射波的所述振子接收反射信号;和尺寸检测机构,基于该反射信号求出患部冷冻部位的尺寸。

10. 根据权利要求9所述的冷冻治疗装置,其特征在于,

所述尺寸检测机构基于反射信号的振幅以及时间变化的包络线的面积而求出结冰尺寸。

11. 根据权利要求9所述的冷冻治疗装置,其特征在于,

所述尺寸检测机构基于反射信号的振幅的峰值而求出结冰直径。

12. 根据权利要求 10 或 11 所述的冷冻治疗装置,其特征在于,

所述尺寸检测机构基于除与从超声波振子设置位置到外筒部位的距离相当的反射信号之外的、在该反射信号之后接收的反射信号进行尺寸检测。

13. 一种冷冻治疗装置,其特征在于,具有:

冷冻治疗元件,具有金属制的外筒和插入在该外筒中的、冷冻以及解冻用的冷冻端子,所述金属制的外筒在前端侧内部设有超声波传导特性比所述金属弱的材质材料,所述冷冻治疗元件能够进行患部的冷冻和解冻的处置;

安装在所述外筒上的超声波振子;

为了向患部冷冻部位发出超声波而激励所述振子以向患部冷冻部位发送超声波的发送机构;

向患部冷冻部发送激励信号的发送机构;

接收机构,从接收了来自患部冷冻部位的超声波反射波的所述振子接收反射信号;和

尺寸检测机构,基于该反射信号求出患部冷冻部位的尺寸,并且,

尺寸检测机构使用时间差来将经由所述材质材料的反射波和未经由所述材质材料的反射波区分开,并基于未经由所述材质材料的反射波的包络线的面积或者峰值来求出结冰尺寸或者直径。

冷冻治疗元件以及冷冻治疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及通过对患部反复进行冷冻和解冻来进行患部的处置的冷冻治疗元件、以及冷冻治疗装置。

背景技术

[0002] 冷冻治疗元件利用焦耳-汤姆孙效应 (Joule-Thomson effect) 等对患部反复进行几次冷冻和解冻, 由此使患部坏死。该治疗法称为冷冻治疗法。

[0003] 患部通过冷冻而以规定的范围冻结, 并通过解冻而使之融化。通过将该冷冻和解冻反复进行一次 (一个循环) 以上、例如两次或三次而引起确实的坏死。

[0004] 对于冷冻了的患部, 该部位处于结冰状态。结冰尺寸由脏器的种类 (组织)、冷冻温度而定。在反复进行两个以上循环的情况下存在第二循环时的结冰体积比第一循环时变大的倾向。

[0005] 关于这种冷冻与结冰尺寸的关系, 已经由本案申请人进行了下述的专利申请并已公开。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献 1 : 日本特开 2010-42231 号公报

[0008] 在冷冻治疗时, 事先在进行充分准备的基础上, 根据患部的组织和病变状态制定治疗元件的尺寸以及冷冻和解冻的时序 (time sequence) 等治疗计划。基于该治疗计划进行治疗。虽然在治疗中了解冷冻时的冷冻状态、即结冰状态下的结冰尺寸为好, 但由于患部自身位于肺等体内的缘故, 无法目视观察。因此想到与治疗同步地进行由 MRI 装置或 CT 装置实现的影像化并从该图像来判断结冰尺寸的作法。

[0009] 在由 MRI 装置或 CT 装置实现的影像化中, 一边进行冷冻治疗一边同步地在线进行 MRI 测量、CT 测量。但是, 装置自身较大, 且必须与图像处理装置组合, 因此系统也不得不变得大规模。

[0010] 因此, 希望不利用 MRI 装置和 CT 装置就能够简便且在线地测量结冰尺寸。

发明内容

[0011] 本发明的目的在于, 提供一种能够满足上述要求的冷冻治疗元件以及冷冻治疗装置。

[0012] 而且, 本发明的目的还在于, 提供一种能够利用超声波来简便地检测结冰尺寸的冷冻治疗元件以及冷冻治疗装置。

[0013] 本发明公开了一种冷冻治疗装置, 其特征在于, 具有 : 冷冻以及解冻用的冷冻端子 ; 和测定患部冷冻部位而求出结冰尺寸的尺寸检测机构。

[0014] 而且, 本发明公开了一种冷冻治疗元件, 具有金属制的外筒和插入在该外筒中的、冷冻以及解冻用的冷冻端子, 所述冷冻治疗元件能够进行患部的冷冻和解冻的处置, 其特征在于,

[0015] 具有超声波振子,所述超声波振子安装在所述外筒上,且向患部冷冻部位发送超声波,并接收患部冷冻部位的尺寸检测用的来自患部冷冻部位的超声波反射波。

[0016] 而且,本发明公开了一种冷冻治疗元件,所述超声波振子相对于所述外筒的圆筒外周部能自由拆装。

[0017] 而且,本发明公开了一种冷冻治疗元件,在所述外筒的前端侧内部设有超声波传导特性比该金属弱的材质。

[0018] 而且,本发明公开了一种冷冻治疗装置,其特征在于,具有:

[0019] 冷冻治疗元件,具有金属制的外筒和插入在该外筒中的、冷冻以及解冻用的冷冻端子,所述冷冻治疗元件能够进行患部的冷冻和解冻的处置,并且,所述冷冻治疗元件具有安装在所述外筒上的超声波振子;

[0020] 安装在所述外筒上的超声波振子;

[0021] 发送机构,激励所述超声波振子而向患部冷冻部发送超声波;

[0022] 接收机构,从接收了来自患部冷冻部位的超声波反射波的所述振子接收反射信号;和

[0023] 尺寸检测机构,基于该反射信号求出患部冷冻部位的尺寸。

[0024] 而且,本发明公开了一种冷冻治疗装置,其特征在于,

[0025] 所述超声波装置具有:

[0026] 超声波振子;

[0027] 发送机构,激励所述超声波振子而向患部冷冻部位发送超声波;

[0028] 接收机构,从接收了来自患部冷冻部位的超声波反射波的所述振子接收反射信号;和

[0029] 尺寸检测机构,基于该反射信号求出患部冷冻部位的尺寸。

[0030] 而且,本发明公开了一种冷冻治疗装置,其中,所述尺寸检测机构基于反射信号的振幅以及时间变化的包络线的面积而求出结冰尺寸。

[0031] 而且,本发明公开了一种冷冻治疗装置,其中,所述尺寸检测机构基于反射信号的振幅的峰值而求出结冰尺寸。

[0032] 而且,本发明公开了一种冷冻治疗装置,其中,所述尺寸检测机构基于除与从超声波振子设置位置到外筒部位的距离相当的反射信号之外的、在该反射信号之后接收的反射信号进行尺寸检测。

[0033] 而且,本发明公开了一种冷冻治疗装置,其特征在于,具有:

[0034] 冷冻治疗元件,具有金属制的外筒和插入在该外筒中的、冷冻以及解冻用的冷冻端子,所述金属制的外筒在前端侧内部设有超声波传导特性比所述金属弱的材质材料,所述冷冻治疗元件能够进行患部的冷冻和解冻的处置;

[0035] 安装在所述外筒上的超声波振子;

[0036] 为了向患部冷冻部位发出超声波而激励所述振子以向患部冷冻部位发送超声波的发送机构;

[0037] 向患部冷冻部发送激励信号的发送机构;

[0038] 接收机构,从接收了来自患部冷冻部位的超声波反射波的所述振子接收反射信号;和

- [0039] 尺寸检测机构,基于该反射信号求出患部冷冻部位的尺寸,并且,
- [0040] 尺寸检测机构使用时间差来将经由所述材质材料的反射波和未经由所述材质材料的反射波区分开,并基于未经由所述材质材料的反射波的包络线的面积或者峰值来求出结冰尺寸或者直径。
- [0041] 发明的效果
- [0042] 根据本发明的冷冻治疗元件以及冷冻治疗装置,根据来自患部的反射信号而能够检测出结冰尺寸。
- [0043] 而且,根据本发明的冷冻治疗元件以及冷冻治疗装置,根据反射信号的振幅包络线面积能够准确地检测出结冰尺寸。
- [0044] 本发明的超声波振子能够拆装自如地安装在金属制的外筒的圆周上,因此具有能够在需要时进行安装以检测结冰尺寸的效果。

附图说明

- [0045] 图 1 是表示本发明的冷冻治疗元件的分解图。
- [0046] 图 2 是能够拆装自如地安装在冷冻治疗元件上的超声波振动装置的实施例的图。
- [0047] 图 3 是对患部进行冷冻治疗的示意图。
- [0048] 图 4 是表示基于冷冻的结冰状态的图。
- [0049] 图 5 是在安装有本发明的冷冻治疗元件的超声波振子时的用于超声波传播反射的等价电路图。
- [0050] 图 6 是本发明的超声波的传播和其反射的说明图。
- [0051] 图 7 是反射波测定例的图。
- [0052] 图 8 是表示从冷冻开始到解冻为止的结冰状态的变化图。
- [0053] 图 9 是表示图 8 的结冰状态下的反射的时序图。
- [0054] 图 10 是圆筒 1 的其他实施例的图。
- [0055] 图 11 是表示通过图 10 所示的圆筒 1 而产生的反射信号的时序图。
- [0056] 图 12 是表示对应于图 11 的时序图的信号识别的图。
- [0057] 图 13 是尺寸检测装置的实施例的图。
- [0058] 图 14 是本发明的发送接收部 5 的具体构成例的图。
- [0059] 图 15 是用于本发明的超声波激励的电路例的图。
- [0060] 图 16 是尺寸检测装置的其他实施例的图。
- [0061] 图 17 是本发明的基本构成图。
- [0062] 图 18 是本发明的数据表例的图。

具体实施方式

[0063] 图 17 是本发明的冷冻治疗装置的整体构成图。冷冻治疗装置由冷冻治疗元件 100 和结冰尺寸检测装置 200 构成。冷冻治疗元件 100 具有两种类型。第一种是,将冷冻元件(冷冻探针,下同)插入至成为外筒的金属制或塑料制圆筒中并与圆筒一体化的例子。第二种是,不使用外筒而仅使用冷冻元件的例子。在此,所谓冷冻元件,具有使冷冻气体和解冻气体交替进入内部而对与外筒或者冷冻元件接触的被检测体患部进行冷冻和解冻以使患

部坏死的功能。

[0064] 第一种类型多用在从体外对被检测体进行穿刺的使用中,关于第二种类型,有对被检测体的患部进行手术而使其局部或全面地成为开放状态并对该患部进行穿刺的使用例、以及如腹腔镜手术那样在被检测体上开设小孔并从该孔插入而对患部进行穿刺的使用例。

[0065] 第一种类型是无法目视的事例的使用例,第二种类型是能够以某种程度目视刺穿状态的状态下的使用例。

[0066] 另外,由于第一种类型是将冷冻元件插入至外筒内来使用的例子,所以对于冷冻元件在使用中破损、冷冻气体或解冻气体的外部泄漏而言,第一种类型是对被检测体更安全的元件。因此,即使在能够以某种程度目视穿刺状态的状态下也能够使用。

[0067] 结冰尺寸检测装置 200 是对被检测体的患部冷冻部位的结冰尺寸进行检测的装置。结冰尺寸检测装置 200 具有 X 射线 CT 装置、MRI 装置、超声波诊断装置等图像诊断装置的例子,还具有将超声波振子安装在后述的冷冻治疗元件 100 上且将结冰尺寸检测装置与该振子连接来检测结冰尺寸的超声波装置的例子。在此,所谓结冰尺寸,包括结冰直径、结冰面积和结冰体积。

[0068] 在前者的使用图像诊断装置的例子中,随着冷冻的进行而实时地检测结冰尺寸。例如,在使用 X 射线 CT 装置时,在冷冻中(也包含解冻中)一边照射 X 射线一边对患部进行透视或者断层拍摄。从通过该拍摄所得的透视数据或者断层图像数据中求出结冰尺寸。在使用 MRI 装置时,在冷冻中进行 MRI 拍摄而得到断层图像数据,并由此求出结冰尺寸。在使用超声波诊断装置时,在冷冻中进行超声波照射而得到透视数据或者断层图像数据。从该透视数据或者断层图像数据中求出结冰尺寸。

[0069] 关于冷冻中的上述拍摄(X射线、MRI、超声波),有在冷冻中连续地进行拍摄的例子、和不连续(间歇)地进行的例子。另外,对于在冷冻中仅进行一次结冰尺寸检测的例子,仅在该一次的时刻进行上述拍摄。但是,若拍摄目的是对冷冻中的冷冻元件的行进进行监测,或是对与其他的相邻脏器的配置关系进行监视的话,则会在冷冻中持续拍摄。而且,在需要检测结冰尺寸时,只要进行结冰尺寸检测的数据处理即可。

[0070] 基于透视数据或者断层图像数据的结冰尺寸检测具有这样的作法:对显示画面的透视图像或者断层图像进行目视观察,且使用鼠标等以半手动操作(人机操作)来进行。作为其他方法,还有自动地求出的方法。例如,仅对结冰部位自动地进行检测,并从该检测到的结冰部位来检测结冰尺寸。结冰部位和非结冰部位的像素数据的大小不同。结冰部位的像素数据与非结冰部位的像素数据相比,像素值较大。因此,设定能够识别二者的阈值,并选择属于结冰部位的像素数据。该像素数据组表示结冰部位。结冰尺寸能够从该结冰部位求出。

[0071] 关于结冰尺寸检测法,说明了由透视数据或断层图像数据来求出的例子,但是,在利用超声波的情况下,还具有根据反射波信号的包络线来检测的方法。该利用包络线的检测法为,仅识别来自结冰部位的反射信号,且根据该识别到的反射信号的包络线来求出结冰尺寸。

[0072] 下面说明利用了包络线的结冰尺寸检测法。

[0073] 结冰尺寸能够通过超声波发送波的能量与来自结冰部位的超声波反射接收波的

能量的比例而确定。

[0074] 超声波能量由其波形与其时间宽度之积而确定。超声波发送波是突发波、脉冲波、正弦波等三角函数等,其时间宽度和波形预先已经知晓。另一方面,来自结冰部位的超声波反射波由作为对象的治疗部位的组织和病状(病体)、结冰尺寸而定,其通过测定而获得。

[0075] 当使超声波发送波的能量为 E_1 , 超声波接收波的能量为 E_2 时,应该求出的结冰尺寸 S 为

[0076] (数式 1)

$$[0077] \quad S = k(E_2/E_1)$$

[0078] 在此,当使发送波为 $V_1(t)$,其时间宽度为 $t_i \sim t_j$,使接收波为 $V_2(t)$,其时间宽度为 $t_m \sim t_n$ 时, E_1 、 E_2 为如下所述。其中, k 为校正系数,通常 $k = 1$,但其数值由病灶部位(胸、肾脏、肝脏等脏器)和病状而定。

[0079] (数式 2)

$$[0080] \quad E_1 = \int_{t_i}^{t_j} V_1(t) dt$$

[0081] (数式 3)

$$[0082] \quad E_2 = \int_{t_l}^{t_m} V_2(t) dt$$

[0083] 上述 E_1 、 E_2 在数学上是发送波、接收波的包络线函数。

[0084] 结冰尺寸根据冷冻循环、解冻循环以及每个循环的冷冻的进行、解冻的进行而变化。用于结冰尺寸检测的测定在各种时刻进行。

[0085] (1) 在只是想要求出各冷冻循环的最终时刻的结冰尺寸的情况下,在各冷冻循环刚结束后,测定反射波信号并检测结冰尺寸。

[0086] (2) 在想要对随着各冷冻循环的冷冻进行而形成的结冰尺寸的变化情况进行监视时,在各冷冻循环中的多个时刻测量反射波信号而进行结冰尺寸的检测。例如,在每个循环中进行第一次超声波放射且进行其反射波的接收而求出第一次结冰尺寸。在第一次反射波完全消失的时刻进行第二次超声波放射,且进行其反射波的接收而求出第二次结冰尺寸。以下,若需要第三次,则在同样的时刻进行同样的测定而检测结冰尺寸。

[0087] (3) 在想要通过结冰尺寸对解冻循环中的解冻情况进行监视时,在各解冻循环中的多个时刻进行结冰尺寸的检测。

[0088] 上述检测法是直接求出结冰尺寸 S ,使用图 18 来说明其他检测法,所述其他检测法用于应对计算值 S_0 与结冰尺寸不一致的例、和数式 1 的系数 k 为各种值的情况。预先将脏器的种类、肿瘤的种类等作为参数,利用被检测体模型等来求出计算值 S_0 与结冰尺寸 D 的关系,并将其作为基准数据存储在数据表 300 中。然后,针对从实际的被检测体得到的计算值 S_0 ,从该数据表中读取所对应的结冰尺寸 D 。

[0089] 实际的结冰尺寸 D 依存于脏器的种类 a (肺、或者肾脏、肝脏等的病灶部位)、肿瘤的种类等病状 b 和计算值 S_0 (将其称为参数 c) 这三个参数。在此,计算值 S_0 所构成的参数 c 的意义在于,因为存在根据结冰进展进行测定并基于该测定而得到的实际的计算值 S_0 与此时的实际的结冰尺寸未必一致的情况,所以将 c 作为参数。当然,对于两者一致的情况,不需要参数 c 。

[0090] 下面说明在考虑了参数 c 的数据表中的数据读取。

[0091] 在数据表 300 中,使计算值数据 S_0 与基于三个参数的数据 $D(a,b,c)$ 对应着存储。例如,作为针对某脏器 a_1 、某肿瘤 b_1 的冷冻处理情况。使某时刻的实际的计算值 S_0 为 S_{01} (其与参数 c_1 对应)。因此,参照数据表 300。首先,参照与脏器 a_1 和肿瘤 b_1 这两者对应的数据栏,接着从该数据栏读取与计算值数据 S_{01} 对应的结冰尺寸数据 D_1 、即数据 $D(a_1, b_1, c_1)$ 。将该数据 $D(a_1, b_1, c_1)$ 特定为该时刻的实际的结冰尺寸,并输出至控制装置和显示画面用。

[0092] 进一步,对于下一时刻的实际的计算值 S_{02} (其与参数 c_2 对应),也同样地读取对应的结冰尺寸数据 D_2 、即数据 $D(a_1, b_1, c_2)$,将其特定为该时刻的结冰尺寸,并输出至控制装置和显示画面用。

[0093] 作为以上的利用包络线的检测法中的超声波装置,有采用上述的超声波诊断装置的例子、和将超声波振子安装在冷冻治疗元件 100 上来进行测定和检测的例子。前者的超声波诊断装置是与冷冻治疗元件 100 分体独立的,带有能够电子控制的多通道的超声波振子组,通过通道切换而能够向多个方向进行超声波放射。按各个方向测定来自各方向的超声波反射波,并针对所有的有用方向进行基于包络线的测定。从有用的所有方向的包络线的测定结果中检测结冰尺寸。除了多通道之外,还具有仅有一个通道的例子。

[0094] 在将超声波振子安装在冷冻元件 100 上的例子中,将超声波检测装置与该超声波振子连接。超声波检测装置检测来自所安装的超声波振子的反射波,以进行结冰尺寸的检测。在该情况下,超声波振子和超声波检测装置成为图 17 的结冰尺寸检测装置。在将超声波振子安装在冷冻元件 100 上的例子中,基本上为单通道型。当然,也有双通道等的多个通道的例子。使各通道具有能够通过所有通道将结冰部位全部覆盖那样的指向特性,进行各通道的超声波发送、接收而确定整个结冰部的数据,并求出结冰尺寸 S 。

[0095] 由于上述利用包络线的检测法不是由断层面的数据求出的,而是利用了来自结冰部位的时序的反射波信号,所以,与利用断面数据的例子相比,应处理数据量具有数据容量大幅减少的优点。

[0096] 图 1、图 2 是分解表示安装有本发明的超声波振子的冷冻治疗元件的实施例的图。该元件通过图 1 所示的作为外筒的金属制圆筒 1、引导针 2、冷冻元件(冷冻探针)3 和超声波振子 4 构成。圆筒 1 的前端 1A 开口。该前端 1A 是与患部抵接的部位。前端 1A 例如为锐利的刃状,能够刺穿患部。也有使圆筒 1 的前端侧为针状的例子。圆筒 1 的内径为使引导针 2 和冷冻用探针 3 能够单独穿插的尺寸。

[0097] 引导针 2 是前端尖锐的针,起到对向患部的行进加以引导的作用。结冰用探针 3 是利用焦耳-汤姆孙效果对患部进行冷冻和解冻的元件。将氩等冷冻用气体和解冻用气体交替地送入至探针内,且将它们排出。输送排出机构(未图示)与探针 3 连接。

[0098] 如图 2 所示,超声波振子 4 具有夹钳状的支承部 4A 和安装在支承部 4A 前端的两个超声波振动部 4B、4C。具有弹簧 4D 的支承部 4A 是手术者等的握持机构。超声波振动部 4B、4C 具有夹在圆筒 1 的外侧圆筒面上并能够固定在圆筒 1 上的圆筒片 40、41。在圆筒片 40、41 的内表面粘接安装有振子主体 42、43。

[0099] 为了将超声波振子 4 安装到内筒 1 上,手术者等握持支承部 4A 而使之向内侧弯曲,在此基础上将圆筒片 40、41 抵接于圆筒 1 的外周,然后手从支承部 4A 松开而通过弹簧 4D 的作用安装到圆筒 1 上。由此,使振子主体 42、43 与圆筒 1 的外周紧密接触。

[0100] 通过弹簧 4D 的作用而能够拆卸自如,但是也有弹簧以外的例子,还有固定设置在圆筒 1 的外周上的例子。

[0101] 在超声波振子 4 的振子主体 42、43 上连接有超声波发送接收部 5。超声波发送接收部 5 具有:发送机构,用于向超声波振子主体 42、43 发送用于超声波激励的振荡用的信号;和接收机构,从接收到反射波的超声波振子主体 42、43 接收反射波信号。振动片 42、43 和超声波发送接收部 5 通过沿着支承部 4A 的夹钳状部件而设的导线 44 而连接。

[0102] 在上述第二种类型的冷冻元件中的超声波振子的情况下,将图 2 所示的超声波振子直接安装到冷冻元件 3 上来使用。

[0103] 以下,以第一种类型的冷冻元件的例子来说明,但第二种类型的冷冻元件也是同样的。

[0104] 接下来,说明冷冻治疗元件的使用方法。将引导针 2 插入至圆筒 1 内,手术者等将插有引导针 2 的圆筒 1 抵在皮肤等生物体组织上,和/或将圆筒推进而使引导针 2 刺穿以进行穿刺作业。然后,推进至患部。若到达患部则将引导针 2 从圆筒 1 中拔出。接下来,代替该引导针 2,将冷冻探针 3 穿插至圆筒 1 中。在圆筒 1 与冷冻探针 3 之间具有些许间隙,由此使生理盐水流入该间隙。

[0105] 然后,向冷冻探针 3 输送冷冻气体,对包含与圆筒 1 接触的部位和/或冷冻探针 3 的周围部位的其周围的患部进行冷冻(结冰),接下来,输送解冻气体而进行患部的结冰部位的解冻。该冷冻和解冻至少进行一个循环,可以的话反复进行 2~4 个循环左右。

[0106] 超声波振子 4 用于结冰尺寸(包含体积或者直径尺寸)的测定。既可以在每次冷冻时进行测定,也可以仅在第一循环的冷冻时进行测定。这样,在能够预测第二循环之后的结冰尺寸时,是便利的。

[0107] 以下,使用图 3 说明在实际的冷冻治疗时的结冰尺寸测定的想法。图 3 表示使冷冻探针 3 从皮肤刺穿而贯穿至患部 7 的状态。超声波振子 4 已经安装到圆筒 1 中。

[0108] 首先,进行患部 7 的冷冻处置。该处置通过从外部将冷冻(结冰)气体(例如氩)经过管 8 注入至冷冻探针 3 中而进行。基于管 8 的冷冻气体的注入控制通过设在外部的气体流入及排出机构(未图示)来进行。通过冷冻处置,使探针 3 以及圆筒 1 的周围的患部 7 成为结冰状态。

[0109] 在刚进行冷冻处置后,进行解冻处置。该解冻处置通过将解冻气体经由管 8 流入至冷冻探针 3 中而进行,该解冻气体通过气体流入及排出机构(未图示)而进行。

[0110] 此外,冷冻气体、解冻气体均从气体流入及排出机构(未图示)向探针 3 合适地输送。

[0111] 在冷冻气体注入中,在超声波发送接收部 5 的作用下,从振子 4 的振动片 42、43 以适当的时序发出超声波。时序可以为连续的,也可以为间歇的。从振动片 42、43 发出的超声波在圆筒 1 内传播,且向其外部发出。在外部具有包含患部 7 在内的生物体组织,通过振动片 42、43 来接收包含该患部 7 在内的生物体组织的反射波。振动片 42、43 可以只具有任意一方,但通过两个相对地设置,具有能够使超声波在圆筒 1 内均匀地传播的优点。

[0112] 包含患部在内的生物体组织具有结冰部位和非结冰部位,结冰部位是与水同样的,其超声波的衰减减小,由于非结冰部位为生物体组织,所以衰减变大。由于在结冰部位和非结冰部分的边界处介质发生变化,所以发出的超声波在该边界产生特异的反射。通过振

动片 42、43 接收该反射波而作为反射信号,并通过超声波发送接收部 5 识别为其他的反射波的信号。识别出的、来自边界的反射波的信号反映了结冰尺寸(面积或者直径),通过规定的换算而求出结冰尺寸(面积或者直径)。

[0113] 以上是基于本发明的超声波而进行的测定以及检测原理。以下,说明具体的测定例子。

[0114] 图 4 表示结冰部位 10、冷冻探针 3 和圆筒 1 的示意性关系。 P_1 点是超声波振子的设置位置(为了简单而作为点来处理), P_2 点是患部 7 中的圆筒前端位置。既有结冰部与患部一致的情况,也有不一致的情况,但本发明的目的是,测定结冰部 10 的尺寸。

[0115] 图 5 表示超声波传播的等价电路,将超声波传播等价地表示为传送线路网。 P_1 是图 4 所示的振子设置位置, P_2 是圆筒 1 或者冷冻探针 3 的前端位置。(在图中是圆筒的前端位置,但也有探针的前端从该前端位置向前方突出的例子。此时为该突出的探针的前端 P_3)。 P_3 大多相当于最大结冰直径的位置。表现为:在未产生结冰的状态下,没有 r_1 、 r_2 ...等阻抗成分,随着结冰的进展,结冰尺寸变大,阻抗成分逐渐地在与 P_2 相比近前侧(从 P_2 至 P_1 侧)以及在 $P_2 \rightarrow P_3$ 的范围内产生。

[0116] 当对这样的等价电路发送图 7 所示的突发状的超声波发送信息 S_1 时,出现超声波反射波,将其变换为电信号而得到的就是反射信号 S_2 。反射信号 S_2 是与结冰尺寸对应的信号,通过对其识别而检测出结冰尺寸。

[0117] 图 6 是用于说明超声波的发出和其反射的图。 P_1 是超声波片 42、43 的设置位置,10 是结冰部, Q_1 是反射波。从位置 P_1 发出的超声波在圆筒 1 内传播。对于传播的超声波,因为圆筒 1 是金属的,所以来自该圆筒的反射波最早返回。且其衰减量少。其成为最初的反射波。

[0118] 由于结冰部 10 含有大量的冰(以及在解冻时的水),所以超声波从圆筒 1 的外周在结冰部 10 内传播,衰减比在圆筒内传播多。然后,在与生物体 15 的边界处产生反射而成为反射波 Q_2 。另一方面,与结冰部 10 相比,在生物体 15 内,传播的衰减大,其反射波 Q_3 小。这些反射波 Q_2 、 Q_3 以及包括圆筒的反射波在内构成反射波 Q_1 。通过仅识别该反射波中的 Q_2 而得到结冰部的反射波信号。例如,虽然来自圆筒自身的直接的反射波的振幅较大,但由于是在发出之后立刻返回的反射波,所以考虑到圆筒与 P_1 的距离等物理性条件而能够从接收波中电气性地去除。由于反射波 Q_3 是在结冰部 10 的反射波之后迟些返回的反射波,所以其也能够时间轴上被识别出,或者通过监视小振幅的衰减波的出现而将其去除的方法,将其从处理对象中去除。

[0119] 下面说明实际的测定例子。

[0120] 在图 7 中,区间 t_1 是来自圆筒自身的反射波信号,该区间 t_1 由点 P_1 和 P_3 的距离而预先求出。因此,存在于区间 t_1 中的反射信号全部被除外,对其后的时刻 T_1 之后的反射信号求出伴随着振幅以及时间变化的包络线,并求出该包络线的面积 V 。面积 V 是反映结冰尺寸的值,通过规定的换算而算出结冰尺寸。

[0121] 对于时刻 T_1 之后的到反射信号为零的区间 t_2 ,结冰尺寸越大,该区间 t_2 越大,结冰尺寸越小该区间 t_2 越小。

[0122] 这一系列的处理、即从超声波发出到算出结冰尺寸的处理通过结冰尺寸检测部来进行。其详细情况在后说明。

[0123] 图 8 表示进行包含冷冻和解冻在内的一个循环整体范围内的多个时间相位下的结冰尺寸测定的例子。图 8(a) 是冷冻开始前,图 8(b) ~ (d) 是冷冻时,(e)、(f) 是解冻时。图 9(a) ~ (d) 是与图 8 的 (b) ~ (e) 对应的超声波反射信号的时序图,是各时间相位下的与结冰尺寸对应的反射信号,由此求出各时间相位下的结冰尺寸。

[0124] 图 8、图 9 的多个时间相位下的结冰尺寸的检测具有能够掌握冷冻过程中的结冰的成长情况的优点。

[0125] 取代图 7 ~ 图 9 中的求出结冰尺寸的方法,还有通过求出振幅峰值来求出结冰直径的方法。在该情况下通过如下方法来进行:对相邻振幅的大小进行比较,将较大的振幅作为中途的峰值,将最终剩下的峰值作为最大振幅。也有这样的方法:仅检测振幅值并求出所谓的包络线,由此求出峰值。该基于包络线而进行的峰值检测在峰值自身难以明确地求出时,例如在没有突出的峰值且在振幅自身中没有较大差异的情况下,十分适合基于统计处理而进行的峰值检测。还有针对在包络线中被认为是峰值的某阈值以上的值求出平均值的方法,以及求出标准偏差并求出规定值以上的值的平均值的方法等。

[0126] 实际上,为了求出结冰尺寸、结冰直径,除了依照换算式将该检测或者算出的值变换为结冰尺寸和直径的方法之外,还具有如下方法:预先求出根据结冰尺寸或直径而定的基准值并存储在存储器中,找到与实测值或算出值一致或者接近的基准值,并求出与之对应的结冰尺寸或直径。

[0127] 通过图 10、图 11、图 12 说明用于提高反射信号的识别率的实施例。该实施例是向超声波反射信号强制性地付与延迟的例子。图 10(a) 是向着圆筒 1 的内部前端安装有超声波传播特性比圆筒的金属材质弱(慢)的材质片 20 的例子。将圆筒内部以圆筒状切削,在该切削部上安装圆筒状的材质片、例如塑料部件 20。图 10(b) 是没有进行切削就将塑料部件 20 安装在内部的例。

[0128] 图 11 表示图 10 的实施例中的超声波反射信号的时序图。图 12 表示其检测例。因为来自塑料部件 20 的反射信号 n 与来自没有安装塑料部件 20 的部位的反射信号 m 相比振幅变小,所以能够将两者区分开。作为实际意义,因为反射信号 m 中的成为峰值振幅值的时刻与结冰部的短径对应,反射信号 m 与 n 的边界时刻与结冰部的长径对应,所以通过对这些时刻进行检测,能够求出结冰部的短径和长径。

[0129] 结冰部具有各种形状。具有接近球形的例子、犹如橄榄球的形状的例子、犹如蔬菜中的藠头的形状的例子等。这些形状受到病灶部位的形状的影响。病灶部位受到其所在的周围的脏器的影响。例如,若与血管相邻地产生,则根据血管的存在而形状受到影响,例如,即使本来的形状为球形,在与血管接触的部位也会变得与球形不同。

[0130] 另外,虽然优选病灶部的中心与冷冻探针的中心一致,但是也有不一致的情况。在不一致的情况下,在从冷冻探针来看的情况下,存在离病灶部的边界的距离长的和短的形状,结冰部也成为反映该形状的形状。

[0131] 另外,还有因血管造成的其他的影响例。在血管中有温暖的血液流动,在离血管近或者与之接触的病灶部位中,该血液温度会对结冰产生不良影响。即,例如球形的一部分会变形。

[0132] 在这样的种种情况下,会出现短径和长径,图 8、图 9 是对于这样的短径和长径的检测有效的技术。

[0133] 图 13 是结冰尺寸检测部的处理侧的实施例的图。该实施例具有超声波发送接收部 5、存储器 22、处理部 23、和显示部 24。超声波发送接收部 5 向超声波振子 4 发送超声波激励信号,并接收由振子 4 检测到的反射信号。超声波激励信号在结冰尺寸测定时发送。该测定时刻是预先确定的,例如按照图 8 所示的各时间相位 (a) ~ (f) 进行。

[0134] 存储器 22 使接收到的反射信号的振幅和时刻成对地存储。在存储器 22 中存储有用于结冰尺寸和直径判定的换算式以及基准值。

[0135] 处理部 23 按各时间相位从存储于存储器 22 中的有用的多个振幅值中求出成为峰值的振幅值的包络线面积,并利用换算式或者通过与基准值的比较而由该面积求出结冰尺寸。显示部 24 显示该结果。另外,在峰值检测的事例中,处理部 23 求出最大振幅值,将其作为峰值而算出结冰直径。

[0136] 图 14 表示用于超声波振动片 42、43 的激励的电路例的图。该电路是超声波发送接收部 5 的具体例子,其具有发送部 51、接收部 50 和方向性电路部 52,方向性电路部 52 进行发送部 51 和接收部 50 的切换。而且,圆筒 1 电接地 (E)。该接地 (E) 是为了使振动片 40、41 平衡地激励。

[0137] 图 15 是用于振动片 42、43 的激励的示意图。通过变压器 53 使激励源 54 与振动片 42、43 耦合。振动片 42、43 连接在变压器 53 的二次侧线圈的两侧,该二次侧线圈的中点与圆筒表面连接而被接地 (E)。

[0138] 图 16 是将检测到结冰尺寸积极地利用在冷冻气体控制中的实施例的图。冷冻解冻时序控制部 25 是设定冷冻时序的装置,该时序被预先决定,但是能够根据结冰尺寸的检测值对其进行修正。即,进行诸如这样的控制:检测通过处理部 23 求出的结冰尺寸是否成为预先计划的目标结冰尺寸,若该求出的结冰尺寸较小则使其变大,若达到了目标结冰尺寸,则在该时刻停止冷冻而转移至解冻处置。因此,通过处理部 23 的检测值控制时序控制部 25,通过气体控制部 26 进行实际的气体控制。

[0139] 附图标记说明

[0140] 1 金属制的外筒

[0141] 2 引导针

[0142] 3 冷冻端子

[0143] 4 超声波振子

[0144] 5 超声波发送接收部

[0145] 100 冷冻治疗元件

[0146] 200 结冰尺寸检测装置

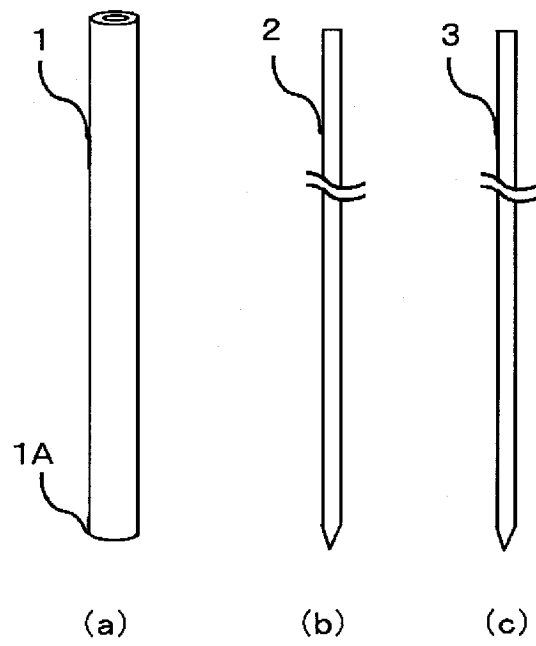


图 1

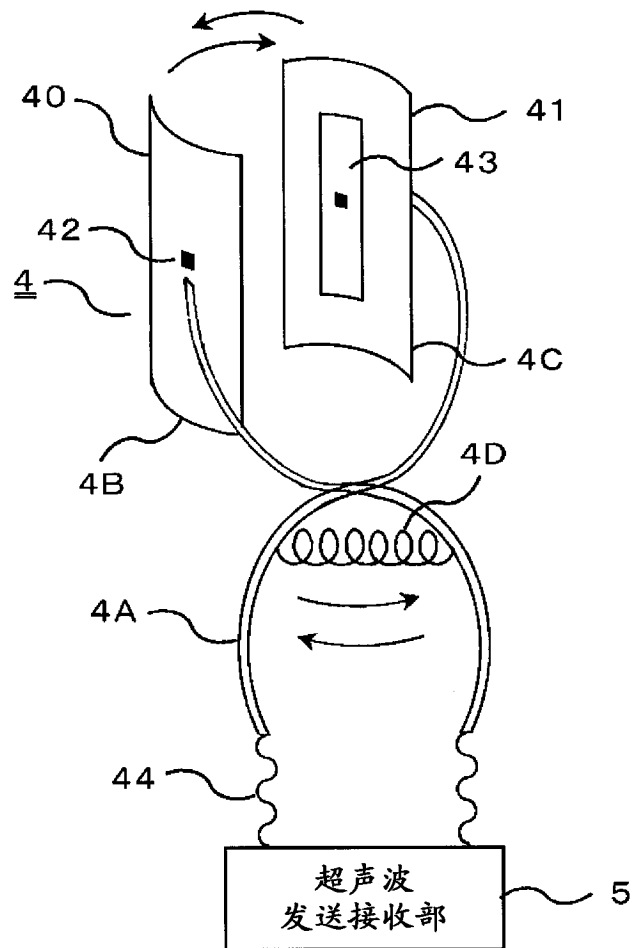


图 2

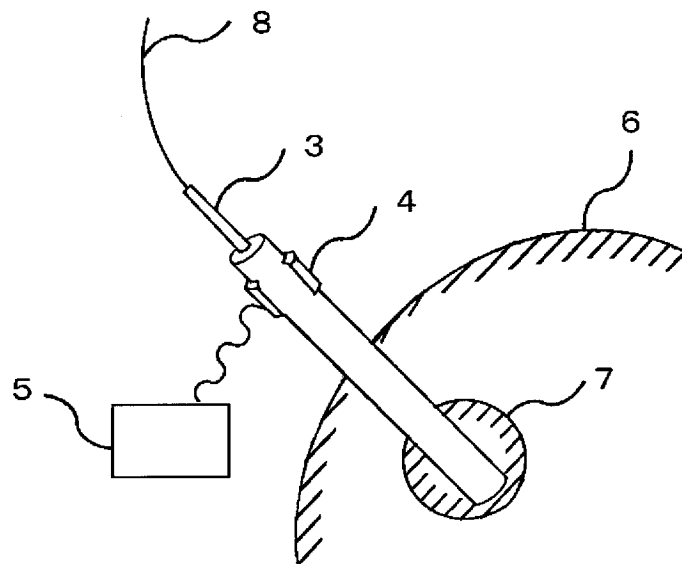


图 3

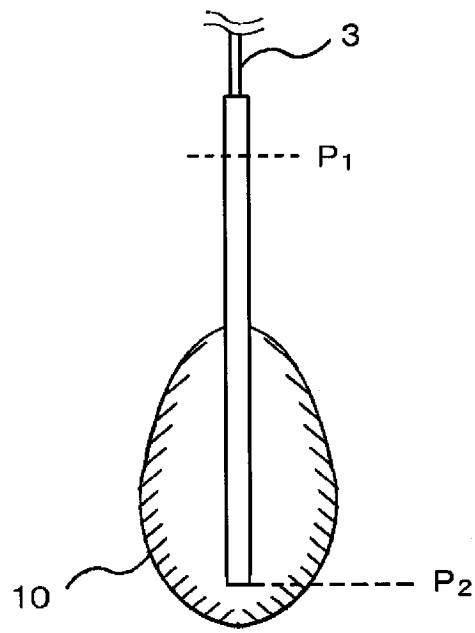


图 4

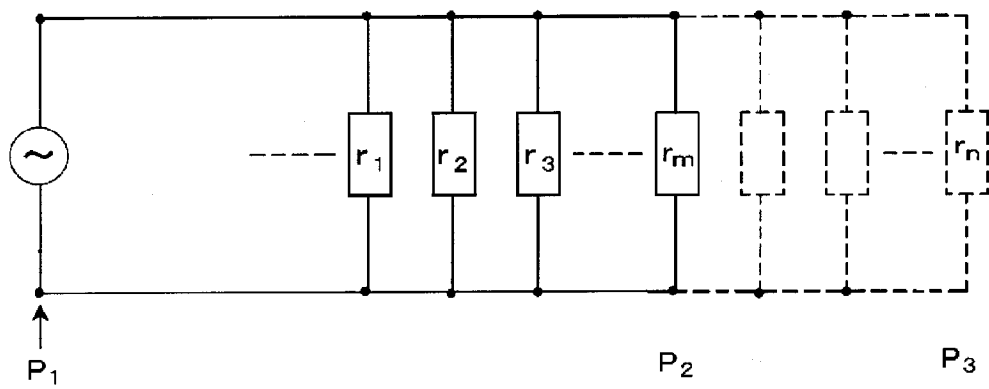


图 5

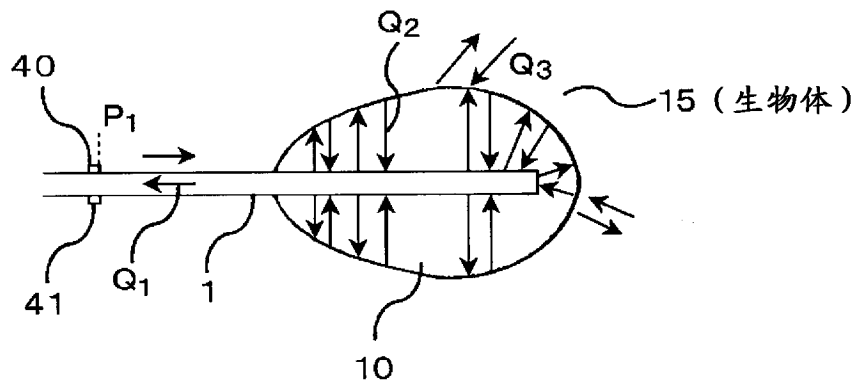


图 6

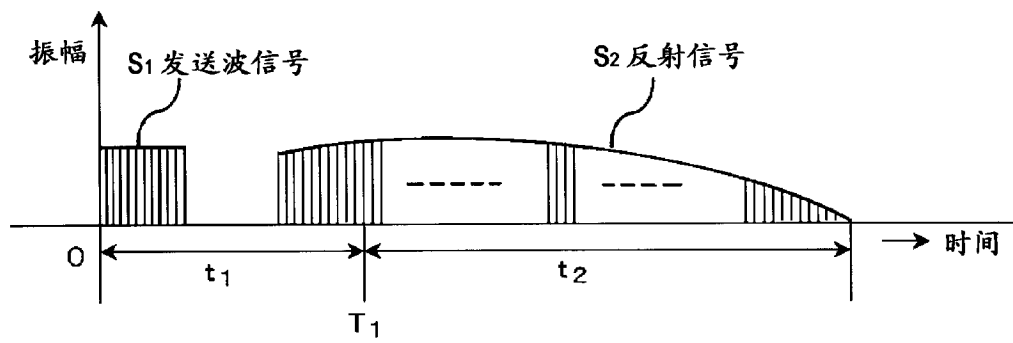


图 7

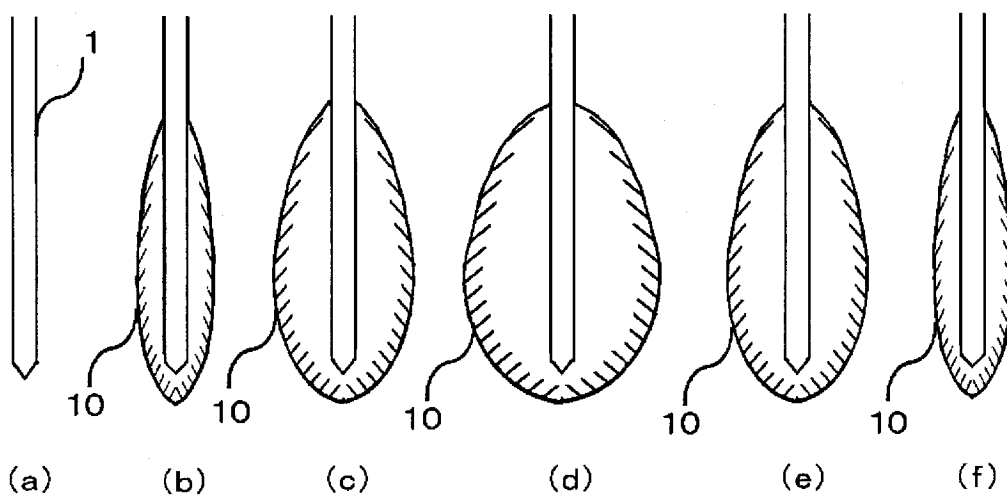


图 8

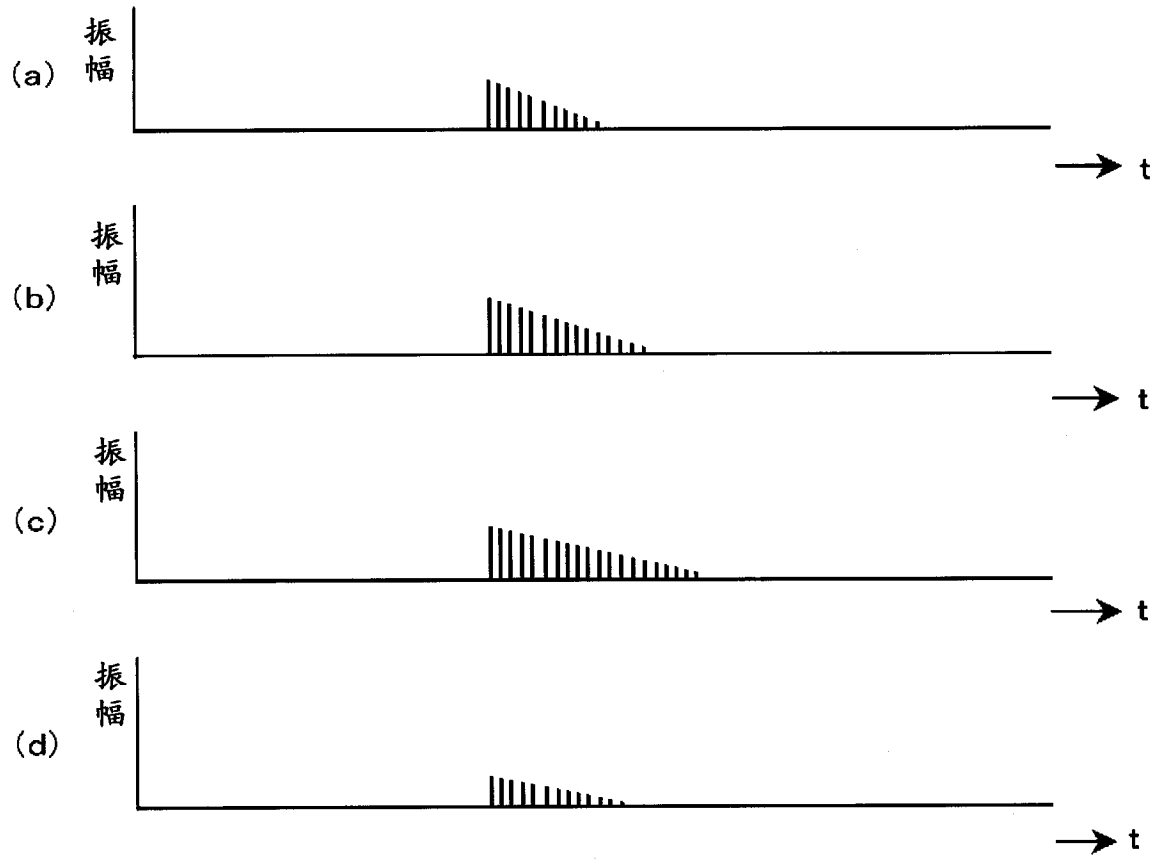


图 9

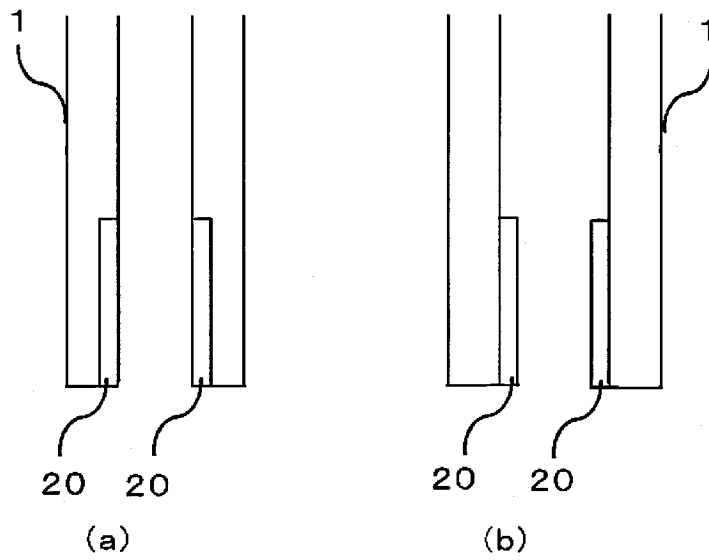


图 10

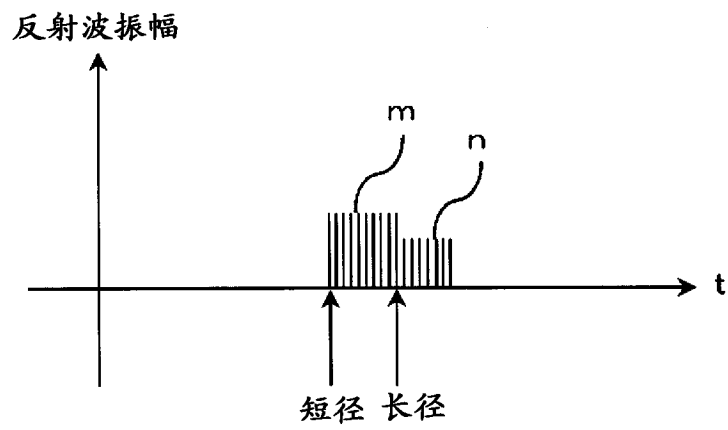


图 11

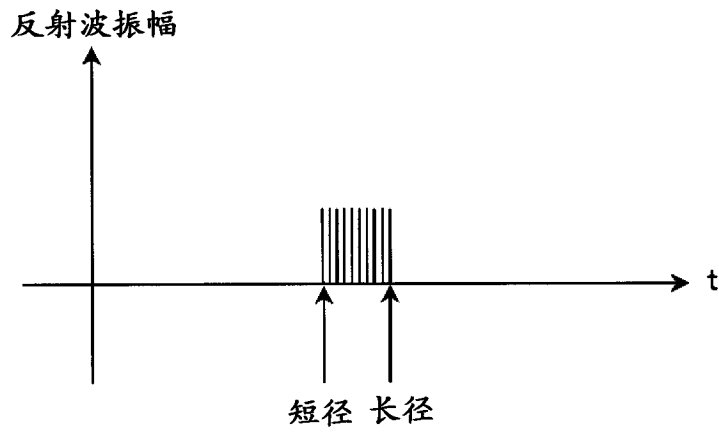


图 12

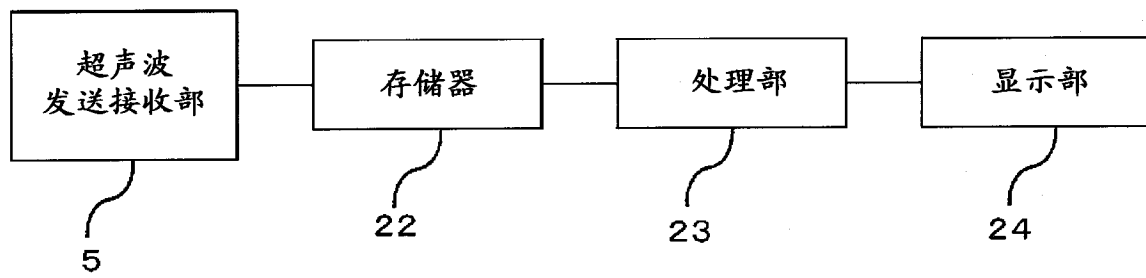


图 13

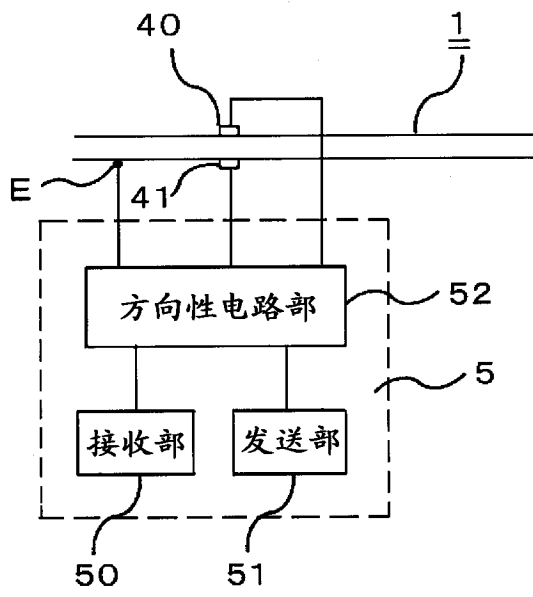


图 14

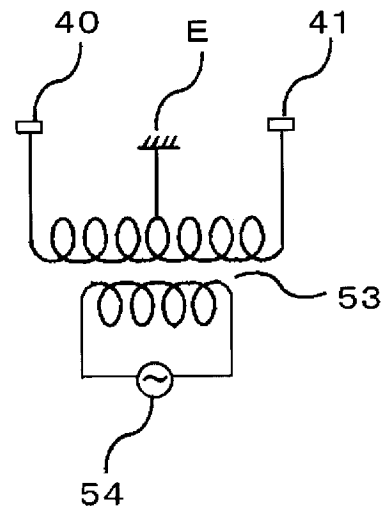


图 15

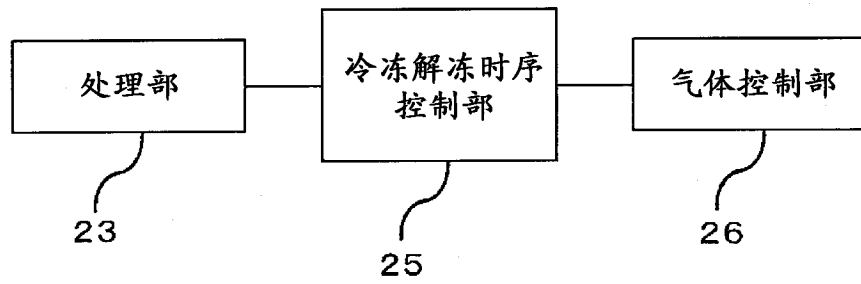


图 16

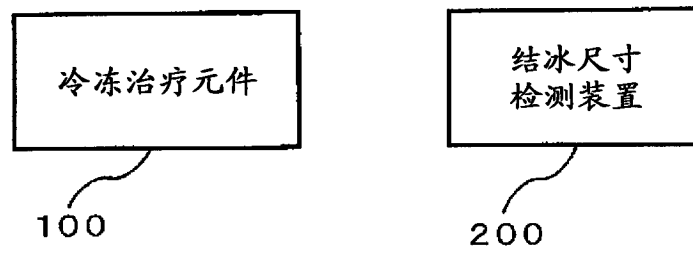


图 17

300

脏器	病状	计算值 S_0	结冰尺寸 D
a_1	b_1	S_{01}	D_1
		S_{02}	D_2
		$\vdots$	$\vdots$
	b_2	S_{011}	D_{10}
		S_{012}	D_{11}
		$\vdots$	$\vdots$
a_2	b_1	S_{021}	D_{20}
		S_{022}	D_{21}
		$\vdots$	$\vdots$
	b_3	$\vdots$	$\vdots$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$

图 18

专利名称(译)	冷冻治疗元件以及冷冻治疗装置		
公开(公告)号	CN103079488A	公开(公告)日	2013-05-01
申请号	CN201180038721.6	申请日	2011-06-02
[标]发明人	岩田完成 岩田靖 川村雅文 中塚诚之		
发明人	岩田完成 岩田靖 川村雅文 中塚诚之		
IPC分类号	A61B18/02 A61B8/00 A61F7/00 A61F7/12		
CPC分类号	A61B2017/00106 A61B2018/0293 A61B18/02 A61B2018/00041		
代理人(译)	陈伟 金杨		
优先权	2010177272 2010-08-06 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供冷冻治疗元件以及冷冻治疗装置。冷冻治疗元件是通过反复进行冷冻和解冻而使患部坏死由此进行患部治疗的元件。冷冻了的患部成为结冰状态，使用MRI和X射线CT装置对其进行监视。但是希望能够更简便、确实、准确地检测出结冰状态。冷冻治疗元件由金属制的圆筒(1)和插入在其内部的冷冻端子(3)构成。通过使冷冻气体在冷冻端子(3)中流动而进行患部冷冻，并通过使解冻气体流动而将患部的冷冻解冻。在圆筒(1)的圆周外周面上能自由拆装地安装有超声波振子(4)。使超声波从超声波振子(4)发出，并接收从患部的结冰部位与正常组织的边界反射的反射波。该发送接收通过发送接收部(5)进行。将由发送接收部(5)接收的反射部信号的时刻和振幅存储至存储器(22)。处理部(23)由该数据求出振幅的包络线面积，由此计算出结冰尺寸。

