

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
G01K 7/22 (2006.01)  
A61B 8/00 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910182766.5

[43] 公开日 2010年3月3日

[11] 公开号 CN 101660955A

[22] 申请日 2009.9.7  
[21] 申请号 200910182766.5  
[71] 申请人 无锡祥生科技有限公司  
地址 214142 江苏省无锡市新区硕放镇香楠路8号  
[72] 发明人 尚春红 赵明昌 陆 坚

[74] 专利代理机构 无锡市大为专利商标事务所  
代理人 曹祖良

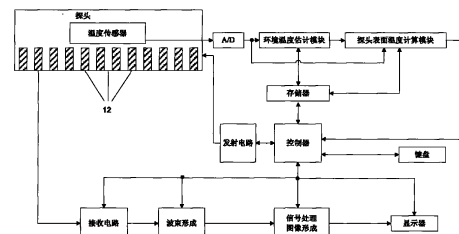
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

## [54] 发明名称

测量超声诊断设备探头表面温度的方法

## [57] 摘要

本发明公开了一种测量超声诊断设备探头表面温度的方法，涉及医用超声诊断设备技术领域。该设备使用单个温度传感器的测量值，利用基于互相关信号处理算法的技术对环境温度进行准确的估计，从而计算出探头表面温度。相比于已有的探头表面温度测量技术，本发明可以利用温度传感器的历史温度记录，对其进行分析，从而得出环境温度的估计值，这个估计值由于是根据对当前病人的现场测量数据计算分析出来的，因而比事先假设一个环境温度的精度要高得多。另外本发明只需要使用一个温度传感器，从而大大地降低了探头的装配难度、内部电路复杂性以及系统的整体成本。



1、一种测量超声诊断设备探头表面温度的方法，其特征是：在探头的热点处安置一个温度传感器，所述温度传感器所测得的温度值经过 A/D 变换器之后，由环境温度估计模块处理，估计出当前的环境温度；再经过探头表面温度计算模块的处理，得出探头表面温度，交给超声诊断设备的控制器作进一步处理；所述环境温度估计模块和探头表面温度计算模块工作所使用的参数值均储存在超声诊断设备的存储器中；

在探头使用之前先进行离线测量和计算，方法如下：

步骤 1：控制水箱的温度为一初始恒定值  $TA1$ ，令  $i=1$ ；

步骤 2：将水箱温度记为  $T_{amb}(i)$ ；

步骤 3：将探头放入水箱中，使其正常工作，紧贴探头表面中心位置放一个高精度的温度计，读取探头表面温度，使其达到初始值  $T1$ ，令  $j=1$ ；

步骤 4：将探头表面温度记为  $T_{surface}(i, j)$ ，同时记录探头中温度传感器经 A/D 变换后的温度值  $T_{sensor}(i, j)$ ；按照 A/D 转换器的采样频率  $Sa$ ，连续记录  $T_{sensor}$  的值，并存入信号序列  $Seq1(i)$  中；

步骤 5：探头表面温度每升高  $1^{\circ}C$ ，令  $j$  加 1，并重复步骤 4，直至探头表面温度达到另外一个设定值  $T2$  为止，期间总共记录的  $T_{sensor}$  的个数为  $M=T2-T1+1$ ，采样时间为  $Ti$ ，形成的信号序列  $Seq1(i)$  的长度为  $Sa \times Ti$ ；

步骤 6：使探头停止工作，从而使得探头表面温度下降，再读取探头表面温度  $T_{surface}$ ，从  $T2$  开始，每下降  $1^{\circ}C$ ，令  $j$  减 1，并记录一次探头中温度传感器经 A/D 变换后的温度值  $T_{sensor}(i, j)$ ，和步骤 5 中的对应  $T_{sensor}(i, j)$  求平均；同时按照 A/D 转换器的采样频率  $Sa$ ，连续记录  $T_{sensor}$  的值，并存入信号序列  $Seq2(i)$  中，直至探头表面温度下降到  $T1$  为止，期间形成的信号序列  $Seq2(i)$  的长度为  $Sa \times Ti$ ；

步骤 7：计算温度传感器的最优化参数  $\alpha_i$

$$\alpha_i = \frac{\sum_{j=1}^M [T_{sensor}(i, j) - T_{surface}(i, j)] [T_{amb}(i) - T_{surface}(i, j)]}{\sum_{j=1}^M [T_{amb}(i) - T_{surface}(i, j)]^2}$$

步骤 8：改变水箱的温度，使其增加  $1^{\circ}C$ ，令  $i$  加 1，再重复上述步骤 2-8，直至水箱的温度增至一个预先设定的温度值  $TA2$ ，期间总共记录的  $T_{amb}$  的个数为  $N=TA2-TA1+1$ ；

探头工作时，所述环境温度估计模块估计当前环境温度的方法如下：

步骤 1：累积 A/D 转换器的采样信号，直至收集够  $Tt$  秒，形成一个长度为  $Sa \times Tt$  的序列  $Seq3$ ；

步骤 2：令  $i=1$ ；

步骤 3：分别计算  $Seq3$  和  $Seq1(i)$ 、 $Seq2(i)$  的互相关序列；

$$r_{31,i}(k) = \sum_{n=0}^{Sa \times Ti - 1} Seq3(n)Seq1(i)(n+k) / \left[ \sum_{n=0}^{Sa \times Ti - 1} Seq3(n)^2 \sum_{n=0}^{Sa \times Ti - 1} Seq1(i)(n+k)^2 \right]^{1/2}$$

$$r_{32,i}(k) = \sum_{n=0}^{Sa \times Ti - 1} Seq3(n)Seq2(i)(n+k) / \left[ \sum_{n=0}^{Sa \times Ti - 1} Seq3(n)^2 \sum_{n=0}^{Sa \times Ti - 1} Seq2(i)(n+k)^2 \right]^{1/2}$$

其中， $r_{31,i}$  和  $r_{32,i}$  分别是长度为  $Sa \times Ti + Sa \times Ti - 1$  的序列， $1 - Sa \times Ti \leq k \leq Sa \times Ti - 1$ ；

步骤 4：在  $r_{31,i}$  序列中搜索最大值，同时在  $r_{32,i}$  序列中搜索最大值，在这两个最大值中再取最大值，记为  $m_i$ ；

步骤 5：令  $i$  加 1，重复步骤 3-5，直至  $i > N$  为止；

步骤 6：在  $m_1, m_2, \dots, m_N$  中搜索最大值，记为  $m_i$ ；

步骤 7：判断  $m_i$  是否大于某个事先设定的阈值  $S$ （一般取  $0.9 \leq S < 1.0$ ），如果大于则转步骤 9，否则转步骤 1；

步骤 8：判断  $T_{amb}(l)$  和上一次环境温度的估计值  $T_{prev}$  之间的差异是否小于某个事先设定的阈值  $T_{dif}$ （一般取 2），如果大于则转步骤 9，否则转步骤 1；

步骤 9：将  $T_{amb}(l)$  保存为  $T_{prev}$ ，同时作为环境温度的估计值输出；

探头表面温度计算模块计算探头表面温度的方法如下：

步骤 1：由 A/D 转换器获得  $T_{sensor}$ ；

步骤 2：由环境温度估计模块获得  $T_{amb}$ ；

步骤 3：从存储器中查找跟  $T_{amb}$  所对应的  $\alpha$ ；

步骤 4：由下式计算探头表面温度  $T_{surface}$ ，并输出给超声诊断设备的控制器，

$$T_{surface} = (T_{sensor} - \alpha T_{amb}) / (1 - \alpha)。$$

## 测量超声诊断设备探头表面温度的方法

### 技术领域

本发明涉及医用超声诊断设备领域，尤其是一种测量超声诊断设备探头表面温度的方法。

### 背景技术

超声波回波成像技术目前已经被广泛应用于军事、医疗等领域，通过向目标区域发射超声波，然后使用接收装置接收反射回来的回波信号，并通过信号处理技术和图像处理技术，抑制回波信号中的无用部分，最终形成目标区域的图像。

在跟我们每个人的日常生活息息相关的医疗领域，超声波回波成像技术更是获得了长足的发展，目前各种医用超声诊断设备如 B 超等已经广泛应用于各个医院的临床诊断中，除了传统的黑白超可以观察病人的内部组织和器官的解剖结构外，彩超通过使用多普勒效应可以对血管内的血流成像，大大提高了超声诊断设备的临床应用范围。

超声诊断设备使用探头来对人体内部图像进行采集，临床中使用的大部分探头都是外置式的，也就是放在病人体外，是非侵入式的，不会给病人造成痛苦。但是根据临床需要，有时候也需要使用腔内探头，比如经阴道探头、经直肠探头、经食管探头等，这些探头使用时需要插入病人体内，会给病人造成不适和痛苦。在使用腔内探头时，因为探头一直在发射和接收超声波，牵涉到很多电能、声能、热能的互相转换过程，因此探头表面的温度会升高，从而有可能对病人身体造成损害。美国的 FDA 和欧盟的 CE 标准都规定在腔内探头中必须内置温度管理模块，一旦检测到探头表面温度高于 43 摄氏度，必须停止探头的工作状态，从而保护病人的安全。

美国专利“IMAGING ULTRASOUND TRANSDUCER TEMPERATURE CONTROL SYSTEM AND METHOD USING FEEDBACK”（专利号：US 6709392）中给出了一种控制探头表面温度的系统和方法，通过温度传感器实时测量探头表面的温度，一旦检测到温度高于某个预先设定的阈值，则自动修改系统的一些成像参数，比如降低扫描宽度、降低帧频等，从而间接控制探头表面温度下降。在美国专利申请书“ULTRASOUND DIAGNOSTIC APPARATUS, ULTRASOUND PROBE, AND TEMPERATURE CALCULATING METHOD”（专利公开号：US 2009/0054783）中，公开了另外一种超声探头温度控制的设备和方法，同样使用温度传感器来检测探头表面的温度，但是当检测到温度高于阈值后，直接关闭探头的功率输出，从而使得探头停止工作，使得其温度下降。另外，为了更精确地测量探头表面温度，此专利中使用热敏电阻作为温度传感器，并且把每个热敏电阻的“温度-阻值”特征曲线都单独测量并记录在探头内部的存储器内，这样就减少了因为热敏电阻个体差异所造成的温度测量偏差，提高了

温度测量的一致性。

但是上面所述方法都无法解决环境温度的差异所造成的测量误差，根据热力学的原理，热敏电阻或者温度传感器所测量出来的温度实际上是由两部分组成的：环境温度和探头表面温度，可以表达为：

$$T_{sensor} = \alpha T_{amb} + (1 - \alpha) T_{surface} \quad (1)$$

其中  $T_{sensor}$  为温度传感器所测量得到的温度， $T_{amb}$  为环境温度， $T_{surface}$  为探头表面温度， $\alpha$  为常数，但是随着环境温度的不同而改变。

由式 (1) 可以看到，温度传感器测量得到的温度实际上是环境温度和探头表面温度的加权线性相加，加权系数  $\alpha$  依赖于环境温度。在上面所提到的两个专利中所采用的技术都是事先假设一个环境温度（比如 37 摄氏度），这样可以通过事先测量和计算得到在这个环境温度下的加权系数  $\alpha$ ，从而使用下式得到探头表面温度：

$$T_{surface} = (T_{sensor} - \alpha T_{amb}) / (1 - \alpha) \quad (2)$$

使用这种方法，如果真实环境温度跟事先假设的环境温度有偏差的话，那么得到的探头表面温度也将跟真实的探头表面温度存在一定的误差。为了解决这个问题，美国专利“DIFFERENTIAL TEMPERATURE MEASUREMENT FOR ULTRASOUND TRANSDUCER THERMAL CONTROL”（专利号：5158087）中给出了一种方法，在探头内部放置两个温度传感器，第一个放置在靠近探头中心发热量最大的地方，第二个放置在远离探头基元的位置。第一个温度传感器测量得到的温度为  $T_{sensor}$ ，第二个温度传感器由于离探头工作基元比较远，因此测量得到的温度代表环境温度  $T_{amb}$ ，根据这两个测量温度，再根据事先测量、计算好的  $\alpha$ ，由式 (2) 即可得出探头表面温度  $T_{surface}$ 。这种方法可以准确地测量探头表面温度，但是因为要在探头内部狭小的空间放置两个温度传感器和辅助的电子器件、线材，大大增加了探头装配的难度；另外，每个温度传感器都需要后续处理部分有一个单独的 A/D 转换器，这样也增加了系统的成本；最后，尽管第二个温度传感器能够测量得到环境温度，但是因为它和第一个温度传感器共处于一个狭小的探头空间内，因此多多少少还是会受到探头工作所产生热量的影响，其得到的环境温度也只是一个近似。

因此提供一种设备和方法，能够在不增加探头装配难度和系统成本的情况下，准确地测量探头表面的温度，并根据温度来控制探头的工作状态，从而避免对人体的损伤，是非常有意义的。

### 发明内容

本发明的目的是克服目前超声诊断设备测量探头表面温度所存在的上述问题，提供一种测量超声诊断设备探头表面温度的方法，使用互相关技术来实时估计环境温度，只需使用一个温度传感器，通过记录温度传感器的温度历史值，对其进行分析，即可估计出环境温度，然后在此基础上再计算探头表面温度，通过判断探头表面温度是否超过警戒线，从而决定是否停止探头的工作。

按照本发明提供的技术方案，所述测量超声诊断设备探头表面温度的方法

为，在探头的热点处安置一个温度传感器，所述温度传感器所测得的温度值经过 A/D 变换器之后，由环境温度估计模块处理，估计出当前的环境温度；再经过探头表面温度计算模块的处理，得出探头表面温度，交给超声诊断设备的控制器作进一步处理；所述环境温度估计模块和探头表面温度计算模块工作所使用的参数值均储存在超声诊断设备的存储器中；

在探头使用之前先进行离线测量和计算，方法如下：

步骤 1：控制水箱的温度为一初始恒定值  $TA_1$ ，令  $i=1$ ；

步骤 2：将水箱温度记为  $T_{amb}(i)$ ；

步骤 3：将探头放入水箱中，使其正常工作，紧贴探头表面中心位置放一个高精度的温度计，读取探头表面温度，使其达到初始值  $T_1$ ，令  $j=1$ ；

步骤 4：将探头表面温度记为  $T_{surface}(i, j)$ ，同时记录探头中温度传感器经 A/D 变换后的温度值  $T_{sensor}(i, j)$ ；按照 A/D 转换器的采样频率  $Sa$ ，连续记录  $T_{sensor}$  的值，并存入信号序列  $Seq1(i)$  中；

步骤 5：探头表面温度每升高  $1^\circ\text{C}$ ，令  $j$  加 1，并重复步骤 4，直至探头表面温度达到另外一个设定值  $T_2$  为止，期间总共记录的  $T_{sensor}$  的个数为  $M=T_2-T_1+1$ ，采样时间为  $T_i$ ，形成的信号序列  $Seq1(i)$  的长度为  $Sa \times T_i$ ；

步骤 6：使探头停止工作，从而使得探头表面温度下降，再读取探头表面温度  $T_{surface}$ ，从  $T_2$  开始，每下降  $1^\circ\text{C}$ ，令  $j$  减 1，并记录一次探头中温度传感器经 A/D 变换后的温度值  $T_{sensor}(i, j)$ ，和步骤 5 中的对应  $T_{sensor}(i, j)$  求平均；同时按照 A/D 转换器的采样频率  $Sa$ ，连续记录  $T_{sensor}$  的值，并存入信号序列  $Seq2(i)$  中，直至探头表面温度下降到  $T_1$  为止，期间形成的信号序列  $Seq2(i)$  的长度为  $Sa \times T_i$ ；

步骤 7：计算温度传感器的最优化参数  $\alpha_i$

$$\alpha_i = \frac{\sum_{j=1}^M [T_{sensor}(i, j) - T_{surface}(i, j)] [T_{amb}(i) - T_{surface}(i, j)]}{\sum_{j=1}^M [T_{amb}(i) - T_{surface}(i, j)]^2}$$

步骤 8：改变水箱的温度，使其增加  $1^\circ\text{C}$ ，令  $i$  加 1，再重复上述步骤 2-8，直至水箱的温度增至一个预先设定的温度值  $TA_2$ ，期间总共记录的  $T_{amb}$  的个数为  $N=TA_2-TA_1+1$ ；

探头工作时，所述环境温度估计模块估计当前环境温度的方法如下：

步骤 1：累积 A/D 转换器的采样信号，直至收集够  $T_t$  秒，形成一个长度为  $Sa \times T_t$  的序列  $Seq3$ ；

步骤 2：令  $i=1$ ；

步骤 3：分别计算  $Seq3$  和  $Seq1(i)$ 、 $Seq2(i)$  的互相关序列：

$$r_{31,j}(k) = \frac{\sum_{n=0}^{Sa \times T_t - 1} Seq3(n) Seq1(i)(n+k)}{\left[ \sum_{n=0}^{Sa \times T_t - 1} Seq3(n)^2 \sum_{n=0}^{Sa \times T_t - 1} Seq1(i)(n+k)^2 \right]^{1/2}}$$

$$r_{32,j}(k) = \frac{\sum_{n=0}^{Sa \times T_t - 1} Seq3(n) Seq2(i)(n+k)}{\left[ \sum_{n=0}^{Sa \times T_t - 1} Seq3(n)^2 \sum_{n=0}^{Sa \times T_t - 1} Seq2(i)(n+k)^2 \right]^{1/2}}$$

其中， $r_{31,i}$  和  $r_{32,i}$  分别是长度为  $Sa \times Tt + Sa \times Ti - 1$  的序列， $1 - Sa \times Tt \leq k \leq Sa \times Ti - 1$ ；

步骤 4：在  $r_{31,i}$  序列中搜索最大值，同时在  $r_{32,i}$  序列中搜索最大值，在这两个最大值中再取最大值，记为  $m_i$ ；

步骤 5：令  $i$  加 1，重复步骤 3-5，直至  $i > N$  为止；

步骤 6：在  $m_1, m_2, \dots, m_N$  中搜索最大值，记为  $m_i$ ；

步骤 7：判断  $m_i$  是否大于某个事先设定的阈值  $S$ （一般取  $0.9 \leq S < 1.0$ ），如果大于则转步骤 9，否则转步骤 1；

步骤 8：判断  $T_{amb}(l)$  和上一次环境温度的估计值  $T_{prev}$  之间的差异是否小于某个事先设定的阈值  $T_{dif}$ （一般取 2），如果大于则转步骤 9，否则转步骤 1；

步骤 9：将  $T_{amb}(l)$  保存为  $T_{prev}$ ，同时作为环境温度的估计值输出；

探头表面温度计算模块计算探头表面温度的方法如下：

步骤 1：由 A/D 转换器获得  $T_{sensor}$ ；

步骤 2：由环境温度估计模块获得  $T_{amb}$ ；

步骤 3：从存储器中查找跟  $T_{amb}$  所对应的  $\alpha$ ；

步骤 4：由下式计算探头表面温度  $T_{surface}$ ，并输出给超声诊断设备的控制器，

$$T_{surface} = (T_{sensor} - \alpha T_{amb}) / (1 - \alpha)。$$

本发明的优点是：相比于那些事先假设一个固定的环境温度的测量技术，本发明可以利用温度传感器的历史温度记录，对其进行分析，从而得出环境温度的估计值，这个估计值由于是根据对当前病人的现场测量数据计算分析出来的，因而比事先假设的环境温度的精度要高得多，因此大大改善了由于环境温度假设错误而造成的探头表面温度测量误差；而相比于那些需要使用两个单独的温度传感器去测量环境温度的技术，本发明只需要使用一个温度传感器，从而大大地降低了探头的装配难度、内部电路复杂性以及系统的整体成本。

#### 附图说明

图 1 是本发明所使用的超声诊断设备系统组成框图。

图 2 是存储器中存储的温度传感器参数表。

#### 具体实施方式

下面结合附图和实施例对本发明作进一步说明。

如图 1 所示，可准确测量探头温度的超声诊断设备的系统组成包括：探头是超声波的发射和接收装置，内部由压电材料做成，这些压电材料被均匀切割成很多基元 12，每个基元都可以将电能转换为声能，也可以反过来转换。目前的超声诊断设备在工作时，一般都是由若干个相邻的基元同时工作（叫做激活基元），从而控制声束的偏转角度和焦点，得到一条声束上的采样数据，然后通过改变激活基元，紧跟着是下一个声束的处理。这中间每个基元都要以很高的频率不停地进行能量的转换，加上探头内部空间很小，因此会产生很多热量，使探头表面的温度升高，因为在检查过程中探头是接触人体表面的，如果探头

表面的温度太高的话，有可能对人体造成一定的伤害，尤其是在腔内探头的情况下。为了解决这一问题，本发明在探头的热点（发热最高的区域，一般在所有基元的中心位置）处安置一个温度传感器，用于测量探头表面的温度。温度传感器可以是普通的热敏电阻，也可以是其它的小型化的温度测量装置，只要经过适当的电路可以得到一个测量温度值即可。温度传感器所测得的温度值经过 A/D 变换器之后，由环境温度估计模块处理，估计出当前的环境温度，然后再经过探头表面温度计算模块的处理，得出探头表面温度，交给控制器作进一步处理。环境温度估计模块和探头表面温度计算模块是本发明区别于现有技术特征所在，在后面会结合附图 2 给出详细的说明；发射电路在控制器的协调之下，向探头中的每个激活基元发送经过适当延时的电信号，由所有的激活基元转换为超声波并形成一定形状的声束发射出去，和人体器官进行反射、散射等交互，有一部分超声能量最终再次回到探头表面，并且被基元转换为电信号，为后续接收电路所处理。在本发明中，如果控制器读取探头表面温度计算模块所计算得到的温度值超过某个阈值（美国的 FDA 和欧盟的 CE 标准规定的阈值为 43 摄氏度，具体实施时也可以根据实际应用的需求选取一个合适的阈值），则控制器就终止发射电路的工作，从而使得所有的基元也处于停止状态，从而降低探头表面的温度，保护病人的安全；接收电路负责接收所有的激活基元传过来的回声信号（已由声信号转换为电信号），并进行放大、模数变换等处理，对于探头中每个激活的基元，都要有单独的一路接收电路对其进行处理，因此所需要的接收电路的通道数等于同时激活的基元个数；波束合成对接收电路数模转换后的不同通道的回声信号分别进行延时计算、动态聚焦、动态孔径、插值等处理，并最终将其合成为一路信号；信号处理和图像形成对波束合成后的信号进行噪声抑制、包络检波、对数压缩、数字扫描变换等处理，最后形成易于显示的图像；显示器可以为普通的 CRT 显示器或者液晶显示器等，负责对图像进行显示以及一些用户界面的显示；控制器负责对所有的其它部分进行控制和协调，它可以是一个电路，也可以是一个嵌入式设备或者一台微机，目前大部分数字超声诊断设备的控制器都是带有操作系统的嵌入式设备或者微机；键盘是控制器的前端，给用户一种便利的手段来与控制器交互，目前大部分的超声诊断设备的键盘上都有轨迹球，用来实现与鼠标等价的功能，方便用户的使用；存储器主要用来存储系统的一些参数，比如各种成像模式的预设值参数、用户保存的一些参数等，在本发明中，为了精确地估计环境温度和计算探头表面温度，存储器中被划分出一部分用来保存温度传感器的一些参数值、预先计算的一些参数以及探头表面温度测量的历史记录，后面会结合附图 2 给出详细的说明。本发明中除了加入环境温度估计模块和探头表面温度计算模块之外，其余的模块都可以使用传统的超声诊断设备的模块，只需稍微修改存储器的存储内容和控制器的部分程序即可，因此非常易于实施。

在只使用一个温度传感器的情况下，要想准确地估计出环境温度是比较困难的，本发明中需要在存储器中储存一些温度传感器的参数，以及一些预先测量的参数值。参看附图 2，在实验室环境下，首先控制水箱的温度为一初始恒定

值 TA1 (比如 25°C), 将其记录在  $T_{amb}$  列中, 然后将探头放入水箱中, 使其正常工作, 紧贴探头表面中心位置放一个高精度的温度计, 读取探头表面温度  $T_{surface}$ , 从某个初始值 T1 开始, 每升高 1°C, 记录一次探头中温度传感器经 A/D 变换后的温度值  $T_{sensor}$ , 直至探头表面温度达到另外一个设定值 T2 为止, 期间总共记录的  $T_{sensor}$  的个数为 M。在图 2 给出的实施例中, T1=30°C, T2=45°C, M=T2-T1+1=16, 这些取值可以根据实际应用的需求而改变。然后使探头停止工作, 使得探头表面温度下降, 再读取探头表面温度  $T_{surface}$ , 从 T2 开始, 每下降 1°C, 记录一次探头中温度传感器经 A/D 变换后的温度值  $T_{sensor}$ , 直至探头表面温度下降到 T1 为止。通过这种方式, 对于 T1-T2 范围内的每个  $T_{surface}$  的取值, 都记录了两个  $T_{sensor}$  的测量值, 将其平均后填入图 2 的  $T_{sensor}$  列。

这时改变水箱的温度, 使其增加 1°C, 再重复上述过程, 直至水箱的温度增至一个预先设定的温度值 TA2, 期间总共记录的  $T_{amb}$  的个数为 N。在图 2 给出的实施例中, TA1=25°C, TA2=45°C, N=TA2-TA1+1=21, 这些取值可以根据实际应用的需求而改变。

根据式 (1), 可以得出  $\alpha = (T_{sensor} - T_{surface}) / (T_{amb} - T_{surface})$ , 当  $T_{amb}$  固定后, 每给一对  $T_{sensor}$  和  $T_{surface}$  的取值, 都可以计算出一个  $\alpha$  的取值, 也就是说对于一个环境温度  $T_{amb}$  来讲, 可以计算出 M 个不同的  $\alpha$ 。在前面的描述中可以知道, 只要  $T_{amb}$  确定, 那么  $\alpha$  为一个常数, 但是实际的 M 个  $\alpha$  值是有一定的差异的, 这里使用最小二乘法, 从 M 个  $\alpha$  值中计算出最优化的值。

对于第  $i$  个环境温度  $T_{amb}(i)$  ( $1 \leq i \leq N$ ), 其对应的最优化的常数  $\alpha_i$  应使得下式取最小值:

$$\sum_{j=1}^M (\alpha_i T_{amb}(i) + (1 - \alpha_i) T_{surface}(i, j) - T_{sensor}(i, j))^2$$

其中  $T_{surface}(i, j)$  为图 2 表格中序号  $i$  和序号  $j$  所对应的  $T_{surface}$  列的取值,  $T_{sensor}(i, j)$  为序号  $i$  和序号  $j$  所对应的  $T_{sensor}$  列的取值。解上面的最优化问题得到:

$$\alpha_i = \frac{\sum_{j=1}^M [T_{sensor}(i, j) - T_{surface}(i, j)][T_{amb}(i) - T_{surface}(i, j)]}{\sum_{j=1}^M [T_{amb}(i) - T_{surface}(i, j)]^2} \quad (3)$$

按照式 (3) 计算出所有的  $\alpha_i$  ( $1 \leq i \leq N$ ), 并将其记录到图 2 中所示的表格的  $\alpha$  列中。

除了上面这些参数的测量和计算之外, 本发明对于每个环境温度的取值, 还要记录当  $T_{surface}$  上升和下降时,  $T_{sensor}$  的动态变化情况。具体做法为: 在上述测量过程中, 对于第  $i$  个环境温度, 当  $T_{surface}$  从 T1 逐渐上升到 T2 时, 按照 A/D 转换器的采样频率 Sa, 连续记录  $T_{sensor}$  的值, 形成一个长度为 Sa×Ti 的信号序列 Seq1(i), 其中 Ti 为采样的时间长度; 同样, 当  $T_{surface}$  从 T2 逐渐下降到 T1 时, 也

按照 A/D 转换器的采样频率  $Sa$ ，连续记录  $T_{sensor}$  的值，形成一个长度为  $Sa \times Ti$  的信号序列  $Seq2(i)$ 。因为温度的变化是比较缓慢的，因此 A/D 转换器的采样频率可以设置的非常低，一般在 10Hz 以下即可满足要求，因此整个序列的长度是比较短的，不会造成很大的存储需求。

上述的测量和计算是在实验室环境下离线进行的，目的是得到图 2 所示的表格，然后将其存储在存储器中。

环境温度估计模块使用信号处理中的互相关算法来估计环境温度，具体实现方法为：累积 A/D 转换器采样信号，直至收集够  $Tt$  秒，形成一个长度为  $Sa \times Tt$  的序列  $Seq3$ ，令  $i$  从 1 变化到  $N$ ，分别计算  $Seq3$  和  $Seq1(i)$ 、 $Seq2(i)$  的互相关序列：

$$r_{31,i}(k) = \frac{\sum_{n=0}^{Sa \times Tt - 1} Seq3(n) Seq1(i)(n+k) / [\sum_{n=0}^{Sa \times Tt - 1} Seq3(n)^2 \sum_{n=0}^{Sa \times Tt - 1} Seq1(i)(n+k)^2]^{1/2}}$$

$$r_{32,i}(k) = \frac{\sum_{n=0}^{Sa \times Tt - 1} Seq3(n) Seq2(i)(n+k) / [\sum_{n=0}^{Sa \times Tt - 1} Seq3(n)^2 \sum_{n=0}^{Sa \times Tt - 1} Seq2(i)(n+k)^2]^{1/2}}$$

其中， $r_{31,i}$  和  $r_{32,i}$  分别是长度为  $Sa \times Tt + Sa \times Ti - 1$  的序列， $1 - Sa \times Tt \leq k \leq Sa \times Ti - 1$ 。 $r_{31,i}(k)$  和  $r_{32,i}(k)$  的值都处于 -1 到 1 之间，值越接近于 1，就表示  $Seq3$  序列和  $Seq1(i)$  序列或者  $Seq2(i)$  序列的一部分的相似度越大。在  $r_{31,i}$  序列中搜索最大值，同时在  $r_{32,i}$  序列中搜索最大值，在这两个最大值中再取最大值，记为  $m_i$ 。在  $m_1, m_2, \dots, m_N$  中搜索最大值，假设在  $i = l$  时  $m_i$  的值取到最大，这时再判断以下两个条件是否满足：

1)  $m_l$  是否大于某个事先设定的阈值  $S$ 。这个条件用于保证环境温度估计的准确性，只有  $Seq3$  序列和  $Seq1(l)$  序列或者  $Seq2(l)$  序列的相似度高于一定的阈值  $S$ （一般设为 0.9 以上），环境温度的估计才有意义；

2)  $T_{amb}(l)$  和上一次环境温度的估计值之间的差异是否小于某个事先设定的阈值  $T_{dif}$ 。因为环境温度是比较稳定的，不会出现忽大忽小的变化，一般是趋近于一个常数的，因此如果前后两次估计的环境温度的差异太大的话，表明当前的估计不太合适。另外，对于在很小范围内变化的环境温度的估计值，是允许的，因为带给探头表面温度计算的误差也非常小。在具体实施中， $T_{dif}$  取 2 可以达到比较好的效果，不过根据应用的不同，这个参数也可以随之调节。

如果以上两个条件都满足的话，则将  $T_{amb}(l)$  保存至存储器，供下一次环境温度估计使用，同时作为环境温度的估计值输出，交给下一个模块“探头表面温度计算模块”继续处理，否则抛弃掉本次积累的  $Seq3$  序列，进行下一次的积累和计算。

探头表面温度计算模块由 A/D 转换器获得  $T_{sensor}$ ，由环境温度估计模块获得  $T_{amb}$ ，从存储器中查找跟  $T_{amb}$  所对应的  $\alpha$ ，最后由式 (2) 计算出  $T_{surface}$ ，并输出给控制器。控制器将  $T_{surface}$  显示在屏幕上，如果判断  $T_{surface}$  高于某个阈值  $Th$ （一般取

---

为 43℃，也可以根据实际应用需求来调节），则自动停止发射电路的输出，同时使用红色的字体闪烁显示  $T_{surface}$  的值，提醒用户的注意。

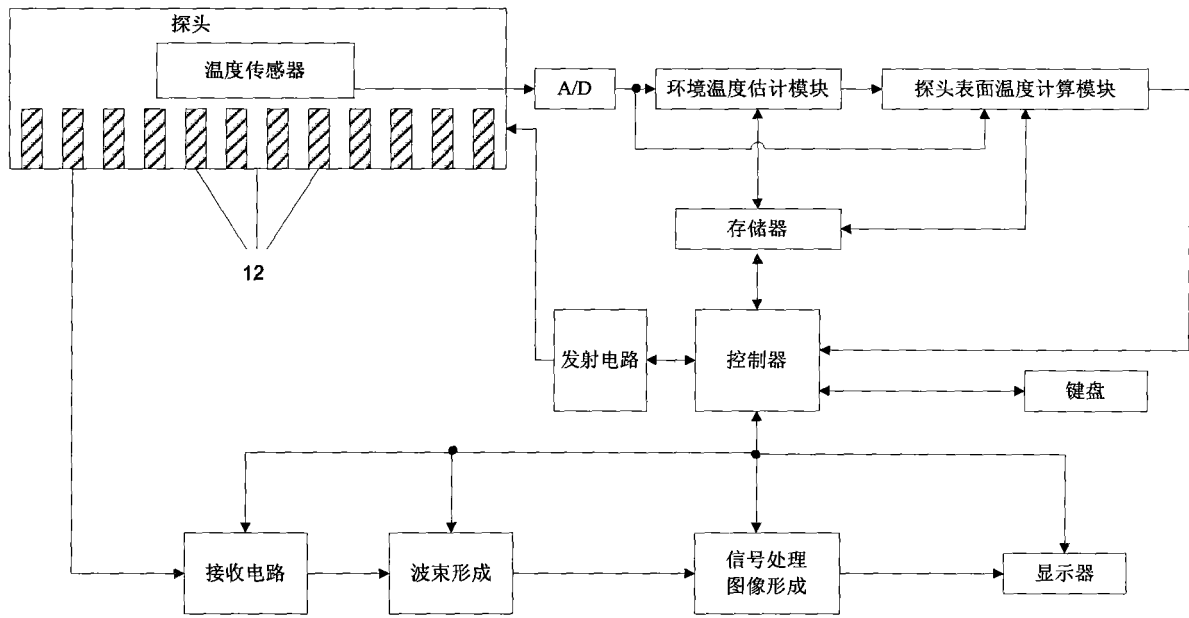


图 1

$i$	$T_{amb}$	$\alpha$	Seq1	Seq2	$j$	$T_{surface}$	$T_{sensor}$
1	25	$\alpha_1$	Seq1(1)	Seq2(1)	1	30	$T_{sensor}(1,1)$
					2	31	$T_{sensor}(1,2)$
					⋮	⋮	⋮
					M	45	$T_{sensor}(1,M)$
2	26	$\alpha_2$	Seq1(2)	Seq2(2)	1	30	$T_{sensor}(2,1)$
					2	31	$T_{sensor}(2,2)$
					⋮	⋮	⋮
					M	45	$T_{sensor}(2,M)$
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
N	45	$\alpha_N$	Seq1(N)	Seq2(N)	1	30	$T_{sensor}(N,1)$
					2	31	$T_{sensor}(N,2)$
					⋮	⋮	⋮
					M	45	$T_{sensor}(N,M)$

图 2

专利名称(译)	测量超声诊断设备探头表面温度的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101660955A</a>	公开(公告)日	2010-03-03
申请号	CN200910182766.5	申请日	2009-09-07
[标]发明人	尚春红 赵明昌 陆坚		
发明人	尚春红 赵明昌 陆坚		
IPC分类号	G01K7/22 A61B8/00		
其他公开文献	CN101660955B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种测量超声诊断设备探头表面温度的方法，涉及医用超声诊断设备技术领域。该设备使用单个温度传感器的测量值，利用基于互相关信号处理算法的技术对环境温度进行准确的估计，从而计算出探头表面温度。相比于已有的探头表面温度测量技术，本发明可以利用温度传感器的历史温度记录，对其进行分析，从而得出环境温度的估计值，这个估计值由于是根据对当前病人的现场测量数据计算分析出来的，因而比事先假设一个环境温度的精度要高得多。另外本发明只需要使用一个温度传感器，从而大大地降低了探头的装配难度、内部电路复杂性以及系统的整体成本。

