



(45) 授权公告日 2015.09.30

权利要求书1页 说明书3页 附图2页

斜体基座6

超声波换能器1

斜面3

测温孔9

液敏温热膜13

柱状基座12

生物组织表面5

底面8

棒状固定支架7

超声波换能器2

斜面4

测温孔10

测温传感器11

薄膜加热膜13

1. 一种声阻抗测量探头,包括发射超声波换能器(1)、接收超声波换能器(2)、测量电路、基座(6)及固定支架(7);其特征在于:

所述测量电路包括中央处理器、用以控制发射超声波换能器(1)发出所需信号的发射电路和处理接收超声波换能器(2)接收到的发射回声信号的接收电路;基座(6)由底面是等腰直角三角形的三棱柱体构成;直角所对应的三棱柱母线记为TL边,两个锐角所对应的母线分别记为LL边,LR边;TL边与LL边之间的斜面为第一斜面(3),TL边与LR边之间的斜面为第二斜面(4),LL边与LR边之间的面为作用面(8);其中第一斜面(3)上设置有第一贯穿孔(9),第一贯穿孔(9)直通作用面(8);第一贯穿孔(9)连接有导管;

发射超声波换能器(1)和接收超声波换能器(2)分别固定在基座(6)的第一斜面(3)和第二斜面(4)上;

所述发射电路包括发射开关电路(20)、波形整形电路(23)、功率放大电路(24)和保护电路(25);所述接收电路包括接收开关电路(28)、放大滤波电路(29)和A/D转换电路(30);中央处理器(21)控制发射开关电路(20)送出方波信号,该方波信号经过波形整形电路(23)、功率放大电路(24)和保护电路(25),驱动发射超声波换能器(1);中央处理器(21)还控制接收开关电路(28),接收处理接收超声波换能器(2)的反射信号,该反射信号输入放大滤波电路(29),再经A/D转换电路(30),成为数字信号后送回中央处理器(21);中央处理器(21)计算得到声阻抗图形。

2. 根据权利要求1所述的一种声阻抗测量探头,其特征在于:其中第二斜面(4)上设置有第二贯穿孔(10),第二贯穿孔(10)直通作用面(8);第二贯穿孔(10)在作用面(8)的出口端固定一测温传感器(11),信号线通过第二贯穿孔(10)直通固定支架(7)外,与信号检测控制电路相连。

3. 根据权利要求1所述的一种声阻抗测量探头,其特征在于:所述发射超声波换能器(1)、接收超声波换能器(2)的频率范围是0.8-1.5MHz,分布电容为2000pf。

4. 根据权利要求1所述的一种声阻抗测量探头,其特征在于:所述发射超声波换能器(1)、接收超声波换能器(2)的直径为20-23mm。

5. 根据权利要求1所述的一种声阻抗测量探头,其特征在于:在作用面(8)上连接一圆柱型给药池(12);所述给药池(12)由导电橡胶制成;所述给药池(12)闭口端与作用面(8)相接,同时对应第一贯穿孔(9)处开一出药孔与第一贯穿孔(9)相连,用于药物的导入,所述给药池(12)开口端面向生物组织表面(5),在所述给药池(12)的圆柱侧壁上环绕一层薄膜加热碳膜(13),其面积与所述给药池(12)的侧面积相同,用于对所述给药池(12)中的药物进行加热。

声阻抗测量探头

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波检测领域,具体涉及一种声阻抗测量探头及测量方法。

背景技术

[0002] 生物组织表面超声特性的研究对于判断整体组织状况具有重要意义。在超声诊断中,被测器官的表面特性,可通过超声回波信号来确定。描述介质反射特性的声参量主要是声阻抗率 Z 。生物组织声阻抗 Z 的不同反映着组织特性的不同,所以对声阻抗的定量研究,可以判断生物组织的特性。

[0003] 市场上超声探头绝大部分都是用于能发射单频或双频理疗超声探头,用于测量探头极少,更甚用于声阻抗测量探头,对声阻抗的测量通常均在时域进行,即分别测出声速、介质密度,从而由其乘积得到 Z 值,该方法可得到介质 Z 的精确值,但一般难以用于活体及在线测量。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种声阻抗测量探头及测量方法,其可以实现活体及在线测量。

[0005] 本发明提供的一种声阻抗测量装置,包括测量探头和测量电路;所述的测量探头包括发射超声波换能器和接收超声波换能器,二者分别固定在由底面是等腰直角三角形的三棱实心柱体构成的斜体基座的两个直角边斜面上,斜面长 10-13mm,宽不小于 10mm,夹角由宽边构成;所述的发射和接收超声波换能器的频率范围是 0.8-1.5MHz,分布电容为 2000pf;

[0006] 所述的测量电路包括中央处理器 21、中央处理器 21 控制开关电路 20 送出方波信号,该信号经过波形整形电路 23、功率放大电路 24 和保护电路 25,驱动发射超声波换能器;中央处理器 21 控制开关电路 28,接收处理接收超声波换能器的反射信号,该信号输入放大滤波电路 29,再经 A/D 转换电路 30,变为数字信号后送回中央处理器 21。

[0007] 测量探头通过耦合剂与生物组织表面接触,接通测量电路,此时装置发射信号灯亮,表示发射超声波换能器已正常按要求发射出信号;发射信号灯灭,接收信号灯亮,表示发射停止,正常接收生物组织表面反射回信号,该信号经处理及相关运算,最终得出声阻抗图形。

附图说明

[0008] 图 1 是声阻抗测量探头剖面图;

[0009] 图 2 是测量电路控制发射信号电路示意图;

[0010] 图 3 是测量电路用以接收并处理信号电路示意图;

[0011] 图 4 是测量方法流程图。

具体实施方式

[0012] 参考图 1, 声阻抗测量探头包括发射超声波换能器 1 和接收超声波换能器 2, 及探头固定支架 7; 测量电路包括用以控制发射超声波换能器 1 发出所需信号的发射电路部分和处理接收超声波换能器 2 接收到的发射回声信号的接收电路。整个探头用以得出最终的声阻抗 Z 图形。

[0013] 发射超声波换能器 1 和接收超声波换能器 2, 二者分别固定在由底面是等腰直角三角形的三棱实心柱体构成的斜体基座 6 的两个直角边斜面上, 为描述方便, 直角所对应的三棱柱母线记为 TL 边, 两个锐角所对应的母线分别记为 LL, LR。TL 边与 LL 边之间的斜面记为斜面 3, TL 边与 LR 边之间的斜面记为斜面 4, LL 边与 LR 边之间的面记为底面 8。所述的发射和接收超声波换能器的设计频率范围为 0.8–1.5MHz, 按照声学与生理解剖学理论, 在这一频率范围内更适合于声能量透入人体的皮肤表层; 换能器的设计分布电容 2000pf, 使得驱动电路更容易获得有效的阻抗与功率匹配。设计频率与设计分布电容固定后, 根据理论压电材料加工理论两换能器 1、2 的直径在 20–23mm 之间, 故而设计斜面长 20–23mm, 宽不小于 20mm, TL 边对应斜面的宽边。根据具体要求, 经理论计算后, 可获得两换能器在斜体基座 6 上斜面 3、4 的具体定位位置参数, 设计两换能器 1、2 可以在斜体基座 6 的斜面 3、4 上进行移动, 最后根据实验情况进行声耦合胶粘固定, 完成探头的整体结构定型。在斜体基座斜面 3 上距离 LL 边 5mm 处有一直径为 6mm 的贯穿孔 9 直通底面 8, 贯穿孔 8 通过软体导管直接连到固定支架 7 外, 负责完成向超声波换能器与生物组织表面 5 之间注入治疗所用的乳膏药物。在斜体基座斜面 4 上距离 LL 边 5mm 处有一直径为 3mm 的贯穿孔 10 直通底面 8, 在贯穿孔 10 在底面 8 的出口端固定一防腐蚀高灵敏度测温传感器 11, 温度分辨率达到 0.05 摄氏度, 信号线通过贯穿孔 10 直通固定支架 7 外, 与信号检测控制电路相连。负责完成检测超声波换能器与生物组织表面 5 之间注入治疗乳膏药物的实时温度。在斜体底面 8 上直接粘连一底面与斜体底面 8 面积相近的单面开口圆柱型给药池 12。给药池 12 选择导电橡胶制作, 12 闭口端与斜体底面 8 相接, 同时对应贯穿孔 9 处开一直径 6mm 孔与贯穿孔 9 相连, 负责药物的导入, 12 开口端面向生物组织表面 5, 在圆柱型给药池 12 的圆柱壁上环绕一层薄膜加热碳膜 13, 面积与圆柱型给药池 12 的侧面积相同, 负责完成对给药池 12 中的药物进行加热。

[0014] 参考图 2, 因发射信号与反射回信号频率相同, 为保证它们之间互不干扰, 需要控制发射和接收信号的时间, 即由中央处理器 21 控制开关电路 22 和 28 分时工作。由中央处理器 21 控制开关电路 22 在规定时间内送出方波信号, 该信号经过波形整形电路 23, 送给放大倍数在 5–20 倍可调的功率放大电路 24, 再经阻抗电路 25 后, 送给发射超声波换能器。

[0015] 参考图 3, 接收超声波换能器接收到信号后, 先经阻抗匹配电路 26, 再输入到放大滤波电路 29 中, 目的是一是放大接收信号, 二是去除不必要的噪声信号, 再经 A/D 转换电路 30, 把该模拟信号变为数字信号后送回中央处理器 21 中。中央处理器把回收信号与发射信号进行数字相关, 得到激励电压与回收电压之比, 最终得到声阻抗图形。

[0016] 参考图 4, 打开装置, 程序进行初始化, 中央处理器 21 关闭开关电路 22, 超声波换能器 1 停止发射超声波, 关闭开关电路 28, 超声波换能器 2 停止接收超声波; 程序内部计时器 timer 清零; 当检测到发射信号指令时, 中央处理器 21 打开开关电路 22, 超声波换能器 1 发射一段超声波脉冲 (脉冲宽度由理论计算获得) 后, 关闭开关电路 22, 同时程序内部计

时器 timer 计时器开始计时,当计时时间达到探测深度要求时间时,这一关系由式 (1) 决定

$$[0017] \quad t = 2h/v \quad (1)$$

[0018] h 为深度, v 为声音在皮肤内的传播速度约为 1530m/s。

[0019] 打开开关电路 28,超声波换能器 2 开始接收超声波,同时程序内部计时器 timer 清零;这一过程相当于给信号检测加一窗口函数。当检测到接收回信号后,关闭开关电路 28,由中央处理器 21 处理信号,根据发射超声波的脉冲宽度、强度与接收超声波的强度的关系,得出最终声阻抗图形。

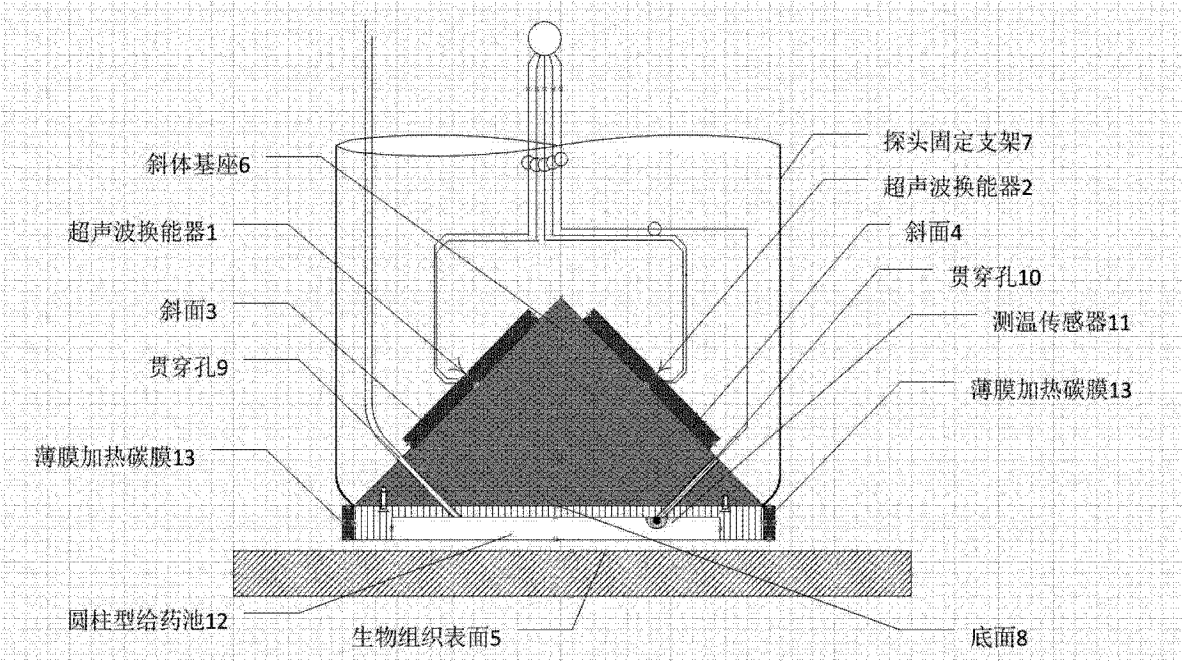


图 1

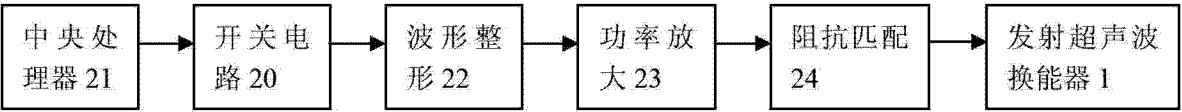


图 2

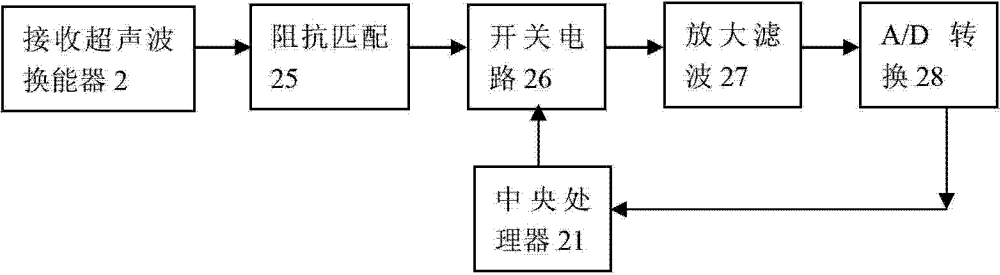


图 3

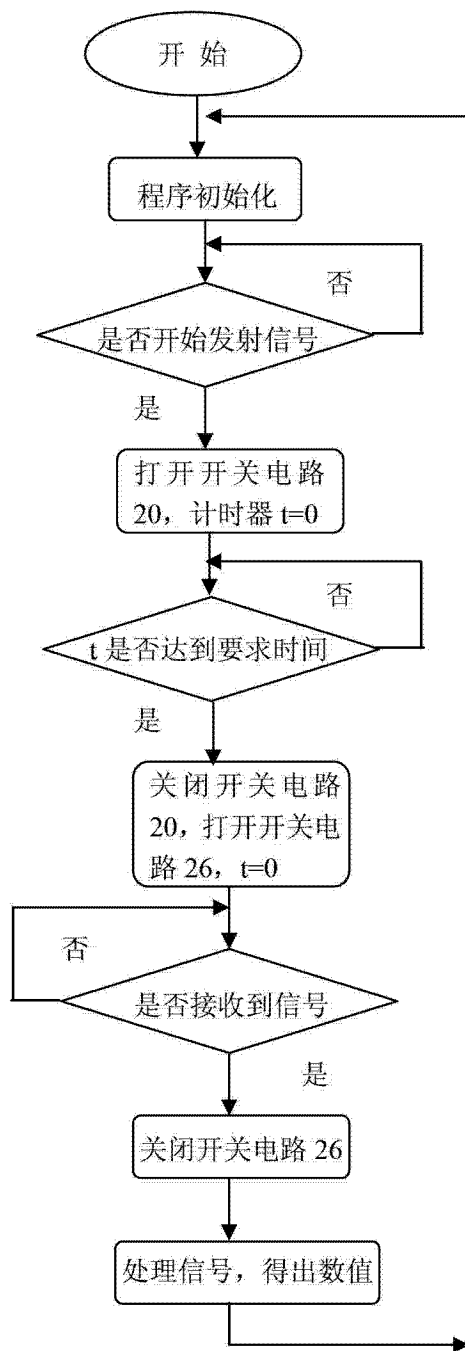


图 4

专利名称(译)	声阻抗测量探头		
公开(公告)号	CN103340654B	公开(公告)日	2015-09-30
申请号	CN201310168068.6	申请日	2013-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	山西大学		
申请(专利权)人(译)	山西大学		
当前申请(专利权)人(译)	山西大学		
[标]发明人	陈宝明 汪晓阳 赵法刚 解光亮 汪子铮		
发明人	陈宝明 汪晓阳 赵法刚 解光亮 汪子铮		
IPC分类号	A61B8/08		
其他公开文献	CN103340654A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种声阻抗测量探头，包括发射超声波换能器（1）、接收超声波换能器（2）、测量电路、基座（6）及固定支架（7）；测量电路包括中央处理器、用以控制发射超声波换能器（1）发出所需信号的发射电路和处理接收超声波换能器（2）接收到的发射回声信号的接收电路；基座（6）由三棱柱体构成；发射超声波换能器（1）和接收超声波换能器（2）分别固定在基座（6）的两个斜面上。测量电路控制信号的发射和接收，并对接收回信号进行处理，得到激励电压与回收电压之比，最终得到生物组织声阻抗图形，从而为研究声阻抗在医疗中应用提供帮助。

