



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109512460 A

(43)申请公布日 2019.03.26

(21)申请号 201811649606.2

(22)申请日 2018.12.30

(71)申请人 深圳北芯生命科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市宝安区新安街
道留芳路6号庭威产业园3栋3楼E区

(72)发明人 贾旋凯 李林 邵小虎 张鸽
郑欲晓 宋亮 陈丽丽

(74)专利代理机构 深圳舍穆专利代理事务所
(特殊普通合伙) 44398

代理人 黄贤炬

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

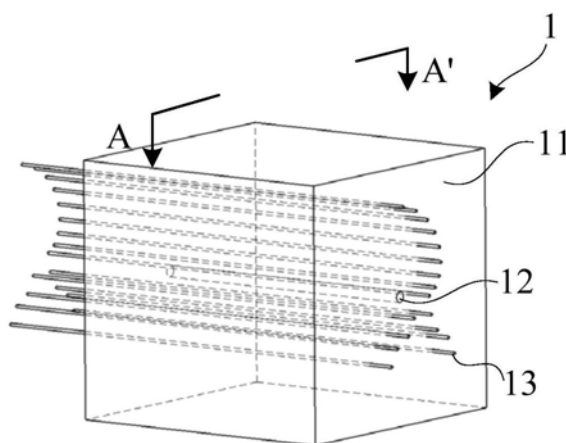
权利要求书1页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

介入式超声成像测试用的体模

(57)摘要

本发明涉及一种介入式超声成像测试用的体模。该体模包括：组织模仿层，其由第一材料组成；腔道，其形成在组织模仿层内并用于接纳介入式超声导管；以及多根线靶，其由第二材料组成，多根线靶设置在组织模仿层内并且沿着腔道的延长方向延伸，其中，第一材料和第二材料的超声属性不同，并且多根线靶包括在组织模仿层的与腔道的延长方向垂直的截面上按规定图案分布的靶群。在本发明中，组织模仿层内设置有腔道，线靶设置在组织模仿层内并且沿着腔道的延长方向延伸，并且令组织模仿层与靶群具有不同的超声属性，从而能够作为体模有效地模拟超声成像测试，由此能够有效地评估介入式超声成像的成像效果。



1. 一种介入式超声成像测试用的体模,其特征在于:
包括:
组织模仿层,其由第一材料组成;
腔道,其形成在所述组织模仿层内并用于接纳介入式超声导管;以及
多根线靶,其由第二材料组成,所述多根线靶设置在所述组织模仿层内并且沿着所述腔道的延长方向延伸,
其中,所述第一材料和所述第二材料的超声属性不同,并且
所述多根线靶包括在所述组织模仿层的与所述腔道的延长方向垂直的截面上按规定图案分布的靶群。
2. 如权利要求1所述的体模,其特征在于:
所述第一材料选自水、丙三醇、琼脂、氧化铝、杀藻胺、硅树脂碳化物中的至少一种。
3. 如权利要求1所述的体模,其特征在于:
所述第二材料选自不锈钢、镍钛、钴、铬、铂、金、钨及它们的合金中的至少一种。
4. 如权利要求1所述的体模,其特征在于:
所述靶群至少包括用于检测超声成像深度的第一靶群。
5. 如权利要求1或4所述的体模,其特征在于:
所述靶群还包括用于检测超声成像的几何位置精度的第二靶群。
6. 如权利要求4所述的体模,其特征在于:
在所述组织模仿层的与所述腔道的延长方向垂直的截面上,所述第一靶群的各根线靶在所述腔道的径向方向上与所述腔道相距不同距离。
7. 如权利要求4所述的体模,其特征在于:
所述第一靶群各根线靶在沿着所述腔道的径向方向上彼此错开。
8. 如权利要求5所述的体模,其特征在于:
在所述组织模仿层的与所述腔道的延长方向垂直的截面上,所述第二靶群各根线靶以连接而成的多边形区域的方式排布。
9. 如权利要求5所述的体模,其特征在于:
在所述组织模仿层的与所述腔道的延长方向垂直的截面上,所述第二靶群中的至少两根线靶在所述腔道的径向方向上与所述腔道相距的距离相同。
10. 如权利要求5所述的体模,其特征在于:
在所述组织模仿层的沿着所述腔道的径向方向上,形成有未被所述线靶阻挡的区域。

介入式超声成像测试用的体模

技术领域

[0001] 本发明涉及一种介入式超声成像测试用的体模。

背景技术

[0002] 介入超声成像技术主要是在实时超声的监视下或引导下,针对体内的病变例如血管的狭窄处进行超声成像,以给介入式治疗提供进一步指导。对于超声成像设备的评测主要有功率检测和图像检测。其中功率检测主要是探头输出声强的检测,利用超声功率计来测量。图像检测主要包括盲区、纵向分辨力、横向分辨力、对比度评价等,可以利用仿组织超声体模进行检测。

[0003] 目前,对于传统的B型超声诊断设备(例如标称频率在1.5MHz至15MHz范围内),中国国家标准化管理委员会已经发布了相应国家标准例如GB 10152-2009,详细规定了B型超声诊断设备的定义、要求、实验方法和检验规则。此外,中国国家食品药品监督管理总局也发布了标准YY/T 0937-2014,规定了超声仿组织体模的技术要求和测量方法。基于这些标准,应用于B型超声诊断设备的体模在业界已有深入的研究和成熟的解决方案。然而,相对于上述传统B超成像的评测,介入式超声成像具有工作频率较高、空间分辨力较高、探测深度较小等特点。因此,对于介入式超声成像测试用的体模,难以直接运用上述现有的B型超声诊断设备的体模来进行评测。

发明内容

[0004] 本发明有鉴于上述现有技术的状况而完成,其目的在于提供一种能够有效测试介入式超声成像效果的介入式超声成像测试的体模。

[0005] 为此,本发明提供了一种介入式超声成像测试的体模,其包括:组织模仿层,其由第一材料组成;腔道,其形成在所述组织模仿层内并用于接纳介入式超声导管;以及多根线靶,其由第二材料组成,所述多根线靶设置在所述组织模仿层内并且沿着所述腔道的延长方向延伸,其中,所述第一材料和所述第二材料的超声属性不同,并且所述多根线靶包括在所述组织模仿层的与所述腔道的延长方向垂直的截面上按规定图案分布的靶群。

[0006] 在本发明中,组织模仿层内设置有腔道,线靶设置在组织模仿层内并且沿着腔道的延长方向延伸,并且令组织模仿层与靶群具有不同的超声属性,从而能够作为体模有效地模拟超声成像测试,由此能够有效地评估介入式超声成像的成像效果。

[0007] 另外,本发明所涉及的体模中,所述第一材料选自水、丙三醇、琼脂、氧化铝、杀藻胺、硅树脂碳化物中的至少一种。由此,能够有效地模拟人体组织内的各种结构。

[0008] 另外,本发明所涉及的体模中,可选地,所述第二材料选自不锈钢、镍钛、钴、铬、铂、金、钨及它们的合金中的至少一种。在这种情况下,第二材料对超声的声阻抗显著,由此能够作为超声反射线靶来评估超声性能。

[0009] 另外,本发明所涉及的体模中,可选地,所述第二材料选自尼龙、丙烯腈-丁二烯-苯乙烯(ABS)、聚氨酯、硅橡胶、聚甲醛、聚醚醚酮中的至少一种。在这种情况下,第二材料对

超声的声阻抗显著,由此能够作为超声反射线靶来评估超声性能。

[0010] 另外,本发明所涉及的体模中,可选地,所述靶群至少包括用于检测超声成像深度的第一靶群。由此,能够通过第一靶群检测超声成像的深度。

[0011] 另外,本发明所涉及的体模中,可选地,所述靶群还包括用于检测超声成像的几何位置精度的第二靶群。由此,能够通过第二靶群检测超声成像的几何位置精度。

[0012] 另外,本发明所涉及的体模中,可选地,在所述组织模仿层的与所述腔道的延长方向垂直的截面上,所述第一靶群各根线靶在所述腔道的径向方向上与所述腔道相距不同距离。在这种情况下,能够模拟不同深度的线靶的超声反应强度,从而能够通过第一靶群来检测超声成像的探测深度、盲区、轴向分辨力和侧向分辨力等。

[0013] 另外,本发明所涉及的体模中,可选地,在所述组织模仿层的与所述腔道的延长方向垂直的截面上,所述第二靶群各根线靶以连接而成的多边形区域的方式排布。在这种情况下,能够模拟多边形区域的变形程度,从而能够检测超声成像的成像几何精度等。

[0014] 另外,本发明所涉及的体模中,可选地,所述第一靶群各根线靶在沿着所述腔道的径向方向上彼此错开。在这种情况下,第一靶群各根线靶彼此不会相互阻挡,由此能够有效地检测到不同深度的线靶的超声反应强度。

[0015] 另外,本发明所涉及的体模中,可选地,在所述组织模仿层的与所述腔道的延长方向垂直的截面上,所述第二靶群中的至少两根线靶在所述腔道的径向方向上与所述腔道相距的距离相同。在这种情况下,能够有效地检测到超声在组织模仿层的横向几何位置精度。

[0016] 另外,本发明所涉及的体模中,可选地,在所述组织模仿层的沿着所述腔道的径向方向上,形成有未被所述线靶阻挡的区域。在这种情况下,能够有效地检测到超声在组织模仿层沿着腔道的径向方向上的衰减,从而能够通过调整超声放大增益来获得较佳的超声成像效果。

[0017] 根据本发明,能够提供一种能够有效测试介入式超声成像效果的介入式超声成像测试的体模。

附图说明

[0018] 图1是示出了本发明的实施方式所涉及的介入式超声成像测试用的体模的立体结构图。

[0019] 图2是示出了本实施方式所涉及的体模沿着图1的线A-A'方向的截面的示意图。

[0020] 图3是示出了本实施方式所涉及的体模支架的结构示意图。

[0021] 图4是示出了本实施方式所涉及的腔道具有不同内径区段的示意图。

[0022] 图5是示出了图2中的线靶的靶群的分布示意图。

[0023] 图6是示出了本实施方式所涉及的第一靶群的线靶的分布的局部示意图。

[0024] 图7是示出了本实施方式所涉及的第二靶群的线靶的分布的局部示意图。

[0025] 图8是示出了本实施方式所涉及的超声衰减检测区域的示意图。

[0026] 符号说明:

[0027] 1...体模,11...组织模仿层,12...腔道,13...线靶,2...体模支架,21...模腔,22...导管孔,23...穿线孔,131...第一靶群,132...第二靶群,133...衰减区域。

具体实施方式

[0028] 以下,参考附图,详细地说明本发明的优选实施方式。在下面的说明中,对于相同的部件赋予相同的符号,省略重复的说明。另外,附图只是示意性的图,部件相互之间的尺寸的比例或者部件的形状等可以与实际的不同。

[0029] 图1是示出了本发明的实施方式所涉及的介入式超声成像测试体模的立体结构图。图2是示出了本实施方式所涉及的体模沿着图1的A-A'方向的截面的示意图。这里,线A-A'的位置没有特别限定,例如可以沿着腔道12的延长方向的任意点截取体模的截面。

[0030] 在本实施方式中,介入式超声成像测试用的体模(以下有时称为“体模”)1可以包括组织模仿层11、腔道12和线靶13(如图1所示)。在本实施方式所涉及的体模1中,组织模仿层11可以由第一材料组成,腔道12可以形成在组织模仿层11内并用于接纳介入式超声导管,线靶13可以由第二材料组成,并且被设置在组织模仿层11内并且沿着腔道12的延长方向延伸,第一材料和第二材料的超声属性可以不同。

[0031] 在本实施方式所涉及的体模1中,组织模仿层11内设置有腔道12,线靶13沿着设置在组织模仿层11内并且沿着腔道12的延长方向延伸,并且令组织模仿层11与线靶13具有不同的超声属性,从而能够作为体模有效地模拟超声成像测试,由此能够有效地评估介入式超声成像的成像效果。

[0032] 在一些示例中,体模1的外形可以呈长方体状,在这种情况下,可以通过方便地在体模支架2上制作出体模1。

[0033] 在本实施方式中,体模1可以配置在体模支架2中。图3是示出了本实施方式所涉及的体模支架的结构示意图。在一些示例中,如图3所示,体模支架2可以包括模腔21、导管孔22和穿线孔23。图3所示的体模支架2例如可以制作出例如长方体状的体模1。

[0034] 其中,体模支架2的模腔21可以是具有开口的腔体,用于容纳组织模仿层11。另外,体模支架2的导管孔22可以与体模1的腔道12配合,形成例如贯通体模1的连接通路。在一些示例中,体模支架2可以仅在一侧具有导管孔22,在这种情况下,通过该侧的导管孔22可以与体模1的腔道12配合。另外,穿线孔23可以用于穿过并固定体模1的线靶13。

[0035] 在一些示例中,线靶13的一端可以被固定在体模支架2的一个面上,线靶13的另一端穿过穿线孔23之后被固定在体模支架2的另一个面上。在一些示例中,线靶13可以保持紧张状态。这里,线靶13可以为多根,为了方便表示,线靶13可以指代多根线靶。在一些示例中,多根线靶包括在组织模仿层的与腔道的延长方向垂直的截面上按规定图案分布的靶群。

[0036] 在一些示例中,穿线孔23可以是圆形状。在另一些示例中,穿线孔23也可以是椭圆形、长方形或者不规则形状。在一些示例中,穿线孔23也可以容纳两根及以上的线靶13,由此能够方便测试超声成像的轴向分辨力和侧向分辨力。

[0037] 本实施方式所涉及的体模1可以被用于介入式超声仪器例如介入式超声导管在血管内超声成像的效果测试。具体而言,在体模支架2中配置体模1,接着可以将介入式超声导管沿着体模1的腔道12置入到腔道12内,通过介入式超声导管对腔道12、周围的组织模仿层11及线靶13进行超声成像,从而能够对介入式超声导管的超声成像的成像效果进行评估。

[0038] 在本实施方式中,组织模仿层11可以由第一材料组成。在一些示例中,第一材料可以为对超声具有声阻抗的材料。在一些示例中,第一材料可以为水、丙三醇或琼脂与选自氧

化铝、杀藻胺、硅树脂碳化物的至少一种的混合物。由此，能够有效地模拟人体组织内的各种结构。

[0039] 在一些示例中，第一材料可以包括水、丙三醇、琼脂、氧化铝、杀藻胺和硅树脂碳化物。在一些示例中，在第一材料中，丙三醇、琼脂与氧化铝的质量比例可以为10:3:2。在一些示例中，在第一材料中，水、丙三醇、琼脂、氧化铝、杀藻胺、硅树脂碳化物的质量比例可以为160:20:6:4:1:1。在一些示例中，第一材料所包含的水可以用饮用水经蒸馏法、离子交换法、反渗透法或其他适宜的方法制得的纯化水。由此，能够减少不必要的杂质对组织模仿层11的理化性质或超声属性的影响。

[0040] 在本实施方式中，在第一材料中使用琼脂，能够改善组织模仿层11的制作工艺，提高组织模仿层11和人体组织的超声属性的接近程度。具体而言，琼脂在40℃以下为凝胶状，而且琼脂可以具有和人体组织接近的超声属性。

[0041] 在本实施方式中，在第一材料中可以使用丙三醇来增加各成分相互之间的结合力。由此，能够进一步改善组织模仿层11的理化性质和超声属性的稳定性。

[0042] 在本实施方式中，在第一材料中可以使用氧化铝或硅树脂碳化物作为超声衰减粉末来调整超声散射或反射的强弱程度。在一些示例中，作为超声衰减粉末的氧化铝或硅树脂碳化物的颗粒的粒径可以为0.3微米至3微米。在这种情况下，可以调整组织模仿层11的超声属性，由此能够改善体模1的成像效果。

[0043] 在一些示例中，在第一材料中使用杀藻胺可以具有杀菌灭藻能力。由此，能够进一步延长组织模仿层11的使用寿命。

[0044] 另外，在一些示例中，第一材料的声阻抗可以为 $1 \times 10^6 \text{ kg}/(\text{m}^2 \text{ s})$ 至 $2 \times 10^6 \text{ kg}/(\text{m}^2 \text{ s})$ 。在一些示例中，第一材料的声衰减系数斜率可以是 $0.4^\circ \text{ dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ 至 $0.8^\circ \text{ dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ 。在这种情况下，第一材料的超声属性可以更加接近人体组织结构，能够有效模拟人体的组织结构例如血管壁及其周围的组织结构的超声属性，由此能够作为检测线靶13超声反应的测试背景。

[0045] 在本实施方式中，组织模仿层11可以通过将第一材料灌注到体模支架2中来形成。具体而言，可以将第一材料灌注到体模支架2的模腔21中，待第一材料固化后成为块状的组织模仿层11。在一些示例中，组织模仿层11的外形可以为长方体。该长方体的尺寸例如为长50mm、高45mm、厚（腔道12的延长方向）45mm。但本实施方式不限于此，第一材料可以以其他尺寸的体积或长方体之外的形状来构成组织模仿层11，例如圆柱体、棱柱体或其它不规则形状等。

[0046] 在一些示例中，在制备组织模仿层11时，可以将第一材料边搅拌边加热至90℃左右，保持约1个小时，然后自然降温至45℃左右，灌注到模腔21中自然凝结成型。在这种情况下，可以改善组织模仿层11的成分均匀性和结构强度，由此能够提高体模1的重复利用率。

[0047] 在本实施方式中，组织模仿层11可以保存在含有体模保养液的密封容器中，并保持10℃至35℃的存储温度。在一些示例中，体模保养液可以是纯化水和硅油的混合物。在这种情况下，组织模仿层11的理化性质和超声属性得到维护，由此能够增加组织模仿层11的重复使用次数、延长组织模仿层11的使用寿命。

[0048] 在本实施方式中，腔道12可以设置在组织模仿层11内。腔道12可以贯通组织模仿层11。由此，能够有效地利用组织模仿层11中的腔道12来模拟例如人体组织的血管等。

[0049] 另外,在一些示例中,腔道12可以设置在组织模仿层11的几何中心。在这种情况下,可以在组织模仿层11中围绕着腔道12布置更多的测试线靶13,有利于提高组织模仿层11的使用率。

[0050] 在一些示例中,腔道12可以直线状贯穿整个组织模仿层11。在这种情况下,腔道12可以提供空间给介入式超声导管插入、旋转、抽出,由此能够让超声导管测试到线靶13的成像效果。

[0051] 在一些示例中,腔道12在垂直于其延伸方向的截面上的形状可以为圆孔状(如图2所示)。在一些示例中,圆孔的内径可以小于或等于3mm。但本实施方式不限于此,在一些示例中,腔道12在垂直于其延伸方向的截面上的形状可以为其他形状,例如矩形状、多边形形状等。

[0052] 在一些示例中,腔道12在组织模仿层11中形成的内壁可以是光滑且致密的。在这种情况下,在使用介入式超声导管进行超声成像测试时,能够减少介入式超声导管在腔道12里面的运动时损伤组织模仿层11,由此能够提高体模1的重复使用次数。

[0053] 图4是示出了本实施方式所涉及的腔道具有不同内径区段的示意图。

[0054] 在一些示例中,腔道12可以分为多个不同内径的区段。例如,腔道12可以分为腔道12a、腔道12b和腔道12c(参见图4)。也即,腔道12a、腔道12b与腔道12c可以构成腔道12。在图4的示例中,腔道12a的内径d1小于腔道12b的内径d2,腔道12b的内径d2小于腔道12c的内径d3。在这种情况下,能够根据腔道12的不同内径的区段来测试不同的超声成像的效果。

[0055] 在一些示例中,在测试前可以往腔道12注满用于耦合超声导管和组织模仿层的体模保养液。在一些示例中,体模保养液可以是纯化水和硅油的混合物。在这种情况下,一方面能够减少在测试超声成像时超声导管插入时腔道12残留的空气,另一方面能够作为超声导管中的超声换能器与组织模仿层11之间的耦合液,由此能够降低误测率、提高测试效率。

[0056] 在一些示例中,在制作组织模仿层11内的腔道12时,可以用例如一根柱状模具插进体模支架2的导管孔22并保持不动,然后将第一材料灌注到体模支架2的模腔21中凝结成型,之后拔出该柱状模具,由此,能够得到腔道12。在另一些示例中,腔道12可以不贯穿整个组织模仿层11。具体而言,在组织模仿层11内,腔道12可以从组织模仿层11内的一侧深入到组织模仿层11内但不贯穿组织模仿层11。

[0057] 在另一些示例中,腔道12的延长方向还可以不是直线的。例如,腔道12可以沿着弯曲的曲线形成在组织模仿层11内。这样,能够更加接近地模拟血管在组织内的真实情形。

[0058] 在本实施方式中,线靶13可以由第二材料组成。在一些示例中,如上所述,第一材料和第二材料的超声属性可以不同。在一些示例中,第一材料的声阻抗可以小于第二材料的声阻抗。

[0059] 在一些示例中,线靶13可以具有一定粗细。例如,线靶13的直径可以为1微米至50微米。在一些示例中,线靶13在垂直于其延伸方向的截面上的形状可以为圆形状。

[0060] 在一些示例中,构成线靶13的第二材料可以选自不锈钢、镍钛、钴、铬、铂、金、钨及它们的合金中的至少一种。在一些示例中,线靶13可以是直径为1至50微米的钨丝。

[0061] 在另一些示例中,第二材料可以尼龙、丙烯腈-丁二烯-苯乙烯(ABS)、聚氨酯、硅橡胶、聚甲醛、聚醚醚酮中的至少一种。在一些示例中,第二材料可以是直径为20至30微米的尼龙丝。

[0062] 在一些示例中,第二材料的声阻抗可以是 $80 \times 10^6 \text{kg}/(\text{m}^2\text{s})$ 至 $110 \times 10^6 \text{kg}/(\text{m}^2\text{s})$ 。在这种情况下,第二材料的声阻抗大于第一材料的声阻抗,由此能够使得超声波束在组织模仿层11中传播时能够识别到线靶13的位置。

[0063] 在本实施方式中,例如由超声换能器发出的超声波束碰到线靶13上会产生反射,被反射的超声波由该超声换能器接收后,在超声成像的图像上会显示为不同颜色例如白色的点,由此能够识别出超声波束的反射状况。

[0064] 在本实施方式中,线靶13被埋在组织模仿层11中的部分可以呈直线状。在一些示例中,线靶13可以大致与腔道12的中心线平行。例如,在腔道12为大致直线状时,线靶13可以沿着腔道12延长方向大致行程为直线状。另外,例如,在腔道12为大致曲线状时,线靶13可以沿着腔道12延长方向大致形成为曲线状。在这种情况下,线靶13和腔道12的距离在腔道12的延长方向上的变化可以得到改善,由此能够减少介入式超声导管插入腔道12的深度变化对超声成像效果检测的影响。

[0065] 在本实施方式中,线靶13可以固定在体模支架2上的穿线孔。具体而言,线靶13可以穿过体模支架2上的同轴的两个穿线孔23并且其两端可以被固定在体模支架2上。在一些示例中,线靶13可以保持紧张的状态。在这种情况下,线靶13的位置被穿线孔23限定,由此能够改善线靶13的位置精度,从而提高体模1的测试稳定性和增加体模1重复使用次数。

[0066] 在一些示例中,在制作本实施方式所涉及的体模1时,可以把线靶13固定在体模支架2上并保持紧张(例如绷直)状态,然后灌注第一材料到体模支架2的模腔21中凝结成型。在这种情况下,线靶13被紧密嵌埋在第一材料之中,由此能够减少线靶13和第一材料之间的空隙并降低误测率。

[0067] 图5是示出了图2中的线靶的靶群的分布示意图。在图5中,为了帮助说明,增加了靶群范围的假想线。图6是示出了本实施方式所涉及的第一靶群的线靶的分布的局部示意图。在图6中,为了帮助说明,增加了同心圆的假想线以及线靶和腔道中心的连线的假想线。

[0068] 在本实施方式中,线靶13的数量可以有多根。在本实施方式中,在有多根线靶13中,可以至少划分出用于检测超声成像深度的第一靶群131(如图5所示)。在一些示例中,第一靶群131可以具有例如5至10根线靶13。

[0069] 在一些示例中,在组织模仿层11的与腔道12的延长方向垂直的截面上,第一靶群131的各根线靶13在腔道12的径向方向上与腔道12相距不同距离,并且,第一靶群131的各根(各个)线靶13在沿着腔道12的径向方向上彼此错开(参见图6)。

[0070] 在一些示例中,第一靶群131在组织模仿层11的与腔道12的延长方向垂直的截面上可以按照按规定图案P1分布。例如,该规定图案P1例如可以为各根线靶13连接而成的曲线。

[0071] 在图6的示例中,第一靶群131的线靶13有9根。在一些示例中离腔道12中心点o的距离可以不同,例如各根线靶13分别到腔道12中心点o的距离分别为2mm、3mm、4mm、5mm、6mm、7mm、8mm、9mm、10mm。

[0072] 在一些示例中,第一靶群131的相邻的线靶13和腔道12中心的连线的夹角可以小于90度。例如,以图6所示为例,以腔道12中心点o为圆心,线靶1311(13)与中心点o之间的连线L1跟线靶1312(13)与中心点o之间的连线L2形成有夹角 θ 。在一些示例中,夹角 θ 可以为 12° 。

[0073] 在另一些示例中,各根相邻的线靶13和腔道12中心的连线,可以形成相同的角度。在这种情况下,离腔道12较远的线靶13不会被较近的线靶13阻挡,介入式超声导管可以检测到不同深度的线靶13的超声反应强度,由此能够检测介入式超声导管的探测深度、盲区、轴向分辨力和侧向分辨力等。

[0074] 在一些示例中,在超声成像测试时,可以将超声导管的超声换能器对准第一靶群131,找到图像能被分辨的最近处的那根靶线13,记录该线靶13与腔道12中心之间的距离。由此,能够评估该超声导管的盲区。

[0075] 在一些示例中,在超声成像测试时,可以将超声导管的超声换能器对准第一靶群131,找到图像能被分辨的最远处的那根靶线13,记录该线靶13与腔道12中心之间的距离。由此,能够评估该超声导管的探测深度。

[0076] 在一些示例中,在超声成像测试时,可以在第一靶群131的某根线靶13旁边在沿着径向的方向上放置另一根线靶13,并在保持两者都可超声成像识别的前提下调整两者间距,记录两者可调整的最小距离。由此,能够评估该超声导管在该深度的轴向分辨力。

[0077] 在一些示例中,在超声成像测试时,可以在第一靶群131的某根线靶13旁边在沿着与径向垂直的方向上放置另一根线靶13,并在保持两者都可超声成像识别的前提下调整两者间距,记录两者可调整的最小距离。由此,能够评估该超声导管在该深度的侧向分辨力。

[0078] 在一些示例中,超声成像的探测深度、盲区、轴向分辨力和侧向分辨力等指标的计算方法可以参考中国国家标准化管理委员会发布的国家标准GB 10152-2009。

[0079] 图7是示出了本实施方式所涉及的第二靶群的线靶的分布的局部示意图。在图7中,为了帮助说明,增加了同心圆的假想线以及线靶和线靶之间的连线的假想线。

[0080] 在本实施方式中,多根线靶13还包括用于检测超声成像的几何位置精度的第二靶群132(如图7所示)。在一些示例中,第二靶群132在组织模仿层11的与腔道12的延长方向垂直的截面上可以按照按规定图案P2分布。该规定图案P2例如可以为各根线靶13连接而成的多边形区域(稍后描述)。

[0081] 在一些示例中,第二靶群132可以具有4至10根线靶13。

[0082] 在一些示例中,在组织模仿层11的与腔道12的延长方向垂直的截面上,第二靶群132的各根线靶13以连接而成的多边形区域的方式排布。在这种情况下,在超声成像测试时,介入式超声导管可以检测到该多边形的变形程度,由此能够检测介入式超声导管的成像几何精度,包括但不限于纵向几何位置精度、横向几何位置精度和图像几何畸变。

[0083] 在一些示例中,第二靶群132的各根线靶13的分布所形成的多边形(连接各根线靶13的点而形成的假想多边形)可以是长方形、梯形、五边形中的至少一种。

[0084] 在一些示例中,第二靶群132的线靶13的分布所形成的图案可以包含两个或多个离腔道12的中心点o距离不同的多边形,由此能够检测介入式超声导管在不同深度的成像几何精度。

[0085] 在一些示例中,第二靶群132的线靶13的分布所形成的图案可以包含两个离腔道12的中心点o距离不同的等腰梯形。在一些示例中,第二靶群132的线靶13的分布所形成的图案可以包含两个等腰梯形,其中,该两个等腰梯形的底边(上底边或下底边)的端点(线靶13)到腔道12中心点o的距离相同。在另一些示例中,第二靶群132的分布所形成的图案可以包含的两个等腰梯形,其中,该两个等腰梯形中相距最近的两个底边的距离可以是2mm至

5mm。

[0086] 在一些示例中,第二靶群132的线靶13在超声成像的图像上显示为白色的点。

[0087] 在一些示例中,以第二靶群132的线靶13的分布所形成的梯形的顶点到腔道12中心点o的距离为参考,计算超声成像中对应的梯形的顶点到腔道12中心的距离的变异程度,可以得到该梯形的顶点所在位置的纵向几何位置精度。

[0088] 在一些示例中,以第二靶群132的线靶13的分布所形成的梯形的底边边长为参考,计算成像中对应的梯形的底边边长的变异程度,可以得到该梯形的底边顶点所在位置的横向几何位置精度。

[0089] 在一些示例中,以第二靶群132的线靶13的分布所形成的梯形的四条边长和两条对角线为参考,计算成像中对应的梯形的四条边长和两条对角线的变异程度,取变异的最大值,可以得到该梯形的图像几何畸变。

[0090] 在一些示例中,超声成像的纵向几何位置精度和横向几何位置精度的计算方法可以参考中国国家标准化管理委员会发布的国家标准GB 10152-2009。

[0091] 图8是示出了本实施方式所涉及的超声衰减检测区域的示意图。在图8中,为了帮助说明超声衰减检测区域的分布特征,增加了扇形边线的假想线。

[0092] 在本实施方式中,在组织模仿层11的沿着腔道12的径向方向上,可以形成有未被所述线靶13阻挡的区域即衰减区域133(如图8所示)。在这种情况下,在超声成像测试时,介入式超声导管可以检测到超声在组织模仿层11沿着深度方向的衰减,由此能够调整超声放大增益得到较佳成像效果。

[0093] 在一些示例中,调整超声放大增益,在距离腔道12较远处采用较大增益,在距离腔道12较近处采用较小增益,可以获得图像亮度一致的超声成像效果。由此,能够降低因图像太暗而错过识别病变或者因图像太亮而把非病变错误识别为病变的情况的概率。

[0094] 在一些示例中,衰减区域133可以为以腔道12的中心点o为中心的扇形区域。在一些示例中,衰减区域133可以为90度至150度的扇区。

[0095] 另外,在一些示例中,通过调整线靶13的位置,或者调整第一靶群131和第二靶群132的相互位置关系,可以使线靶13分布变得密集,在这种情况下,能够增加衰减区域133的扇形区域的范围。由此,能够提高调整超声放大增益的效率。

[0096] 虽然以上结合附图和实施方式对本发明进行了具体说明,但是可以理解,上述说明不以任何形式限制本发明。本领域技术人员在不偏离本发明的实质精神和范围的情况下可以根据需要对本发明进行变形和变化,这些变形和变化均落入本发明的范围内。

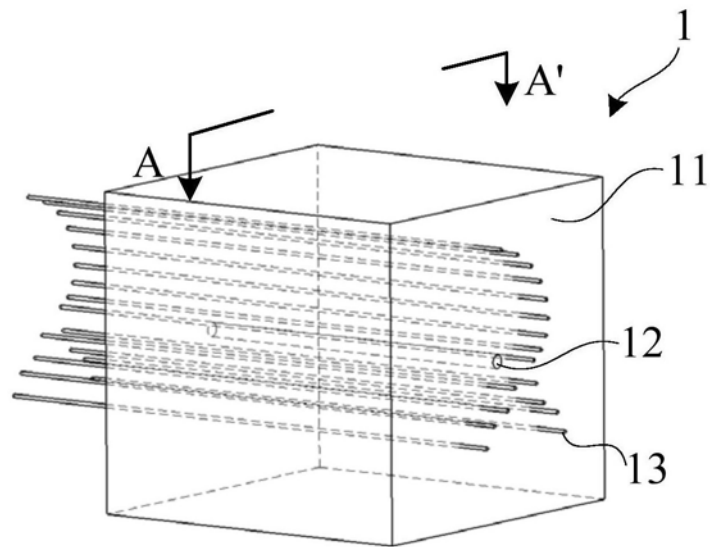


图1

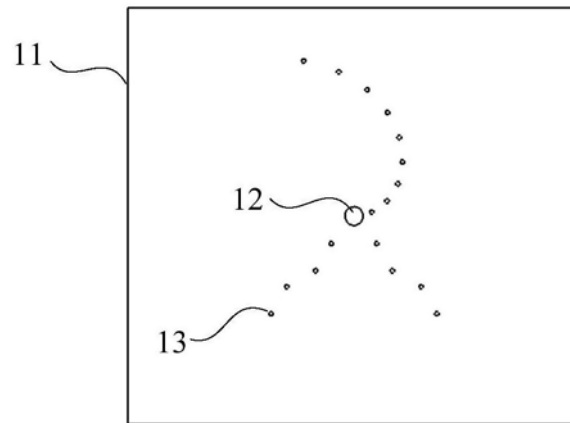


图2

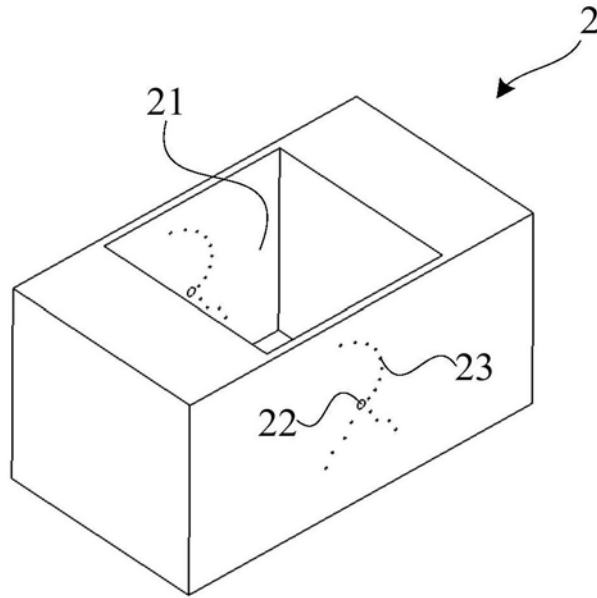


图3

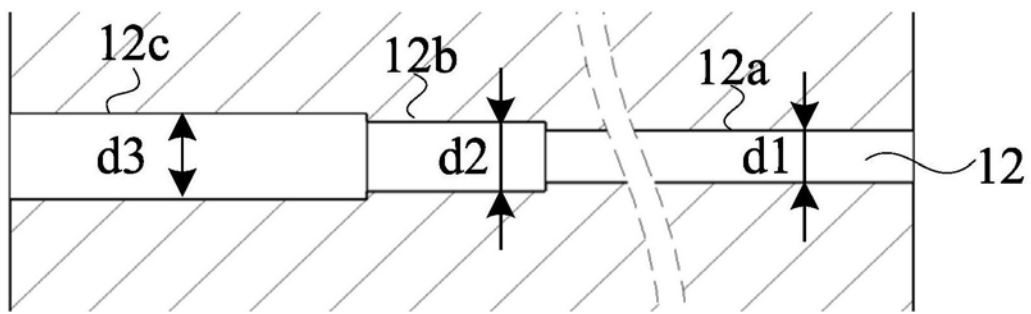


图4

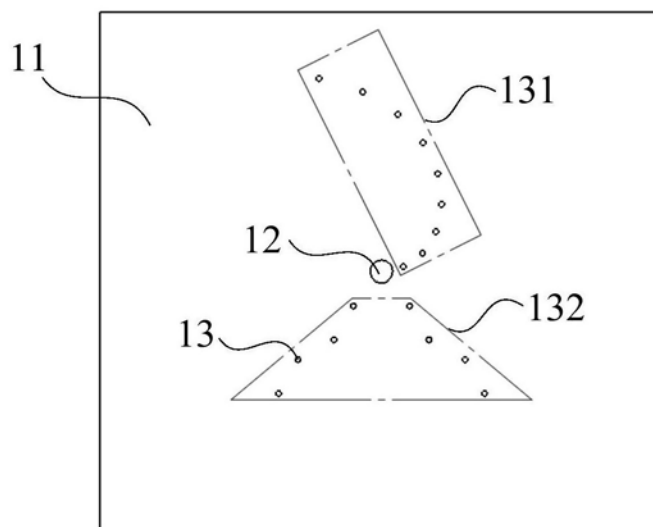


图5

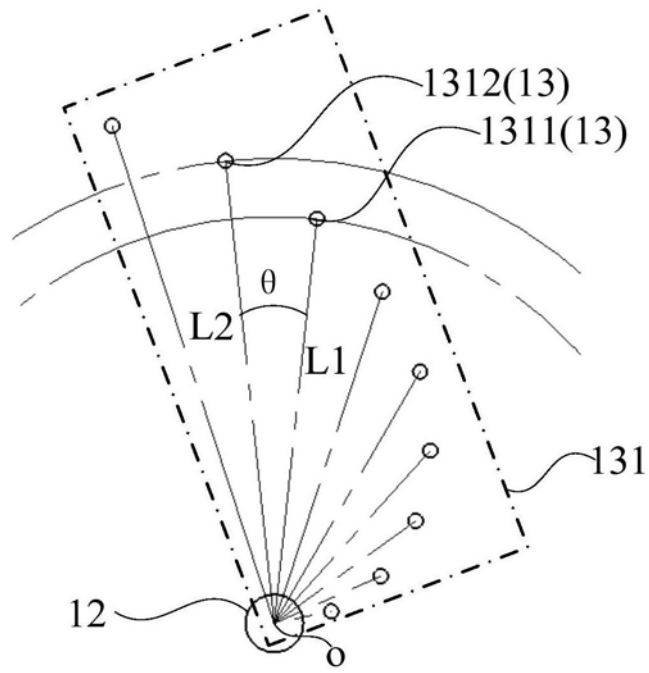


图6

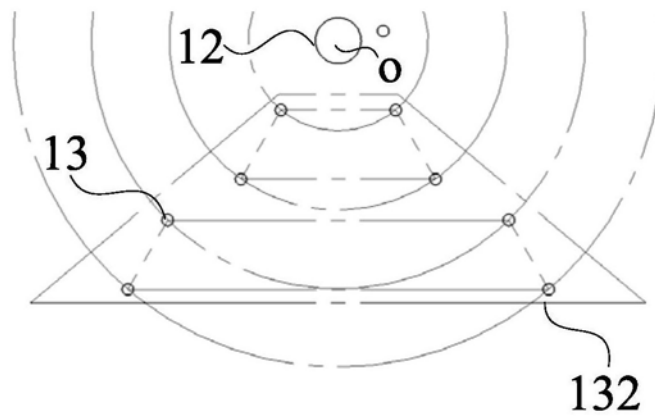


图7

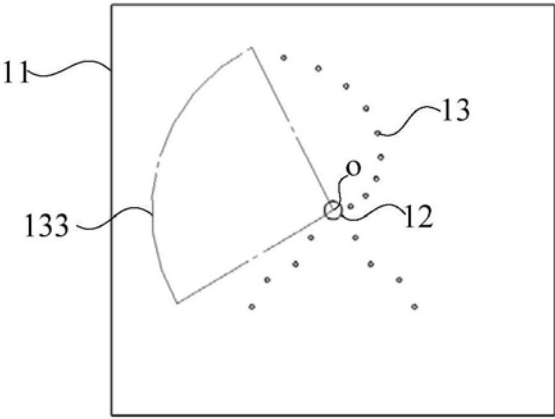


图8

专利名称(译)	介入式超声成像测试用的体模		
公开(公告)号	CN109512460A	公开(公告)日	2019-03-26
申请号	CN201811649606.2	申请日	2018-12-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
[标]发明人	贾旋凯 李林 邵小虎 张鸽 郑欲晓 宋亮 陈丽丽		
发明人	贾旋凯 李林 邵小虎 张鸽 郑欲晓 宋亮 陈丽丽		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/587		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种介入式超声成像测试用的体模。该体模包括：组织模仿层，其由第一材料组成；腔道，其形成在组织模仿层内并用于接纳介入式超声导管；以及多根线靶，其由第二材料组成，多根线靶设置在组织模仿层内并且沿着腔道的延长方向延伸，其中，第一材料和第二材料的超声属性不同，并且多根线靶包括在组织模仿层的与腔道的延长方向垂直的截面上按规定图案分布的靶群。在本发明中，组织模仿层内设置有腔道，线靶设置在组织模仿层内并且沿着腔道的延长方向延伸，并且令组织模仿层与靶群具有不同的超声属性，从而能够作为体模有效地模拟超声成像测试，由此能够有效地评估介入式超声成像的成像效果。

