

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910005777.6

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

B06B 1/06 (2006.01)

G01S 7/523 (2006.01)

G01S 15/96 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 8 月 26 日

[11] 公开号 CN 101513352A

[22] 申请日 2009.2.6

[21] 申请号 200910005777.6

[30] 优先权

[32] 2008. 2. 18 [33] JP [31] 2008 - 035829

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号

[72] 发明人 山下洋八 山本纪子 逸见和弘

[74] 专利代理机构 上海市华诚律师事务所
代理人 丁利华

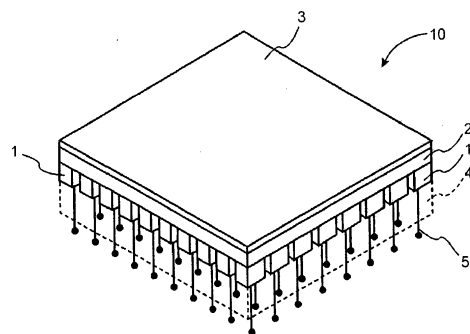
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 1 页

[54] 发明名称

二维阵列超声波探头

[57] 摘要

一种二维阵列超声波探头，具有二维超声波阵列和形成于该阵列上的表面保护层。该二维超声波阵列将多个压电振动单元二维排列。该表面保护层由聚丁二烯系橡胶制成。该聚丁二烯系橡胶由 100 重量份的聚丁二烯和 1~5 重量份的甘油合成。



1. 一种二维阵列超声波探头，包括二维超声波阵列和表面保护层，所述二维超声波阵列将多个压电振动单元二维排列，所述表面保护层设置在所述二维阵列超声波探头的超声传导面的一侧上，其包含聚丁二烯系橡胶，所述聚丁二烯系橡胶由 100 重量份的聚丁二烯和 1~5 重量份的甘油合成。
2. 如权利要求 1 所述的探头，其特征在于，所述表面保护层还包含 5 重量份或更少的无机颗粒。
3. 如权利要求 1 所述的探头，其特征在于，所述表面保护层在 37 °C 下具有 50 度或更高的肖氏 A 硬度、10 N/mm 或更大的抗扯强度、 $0.96\sim 1.04\text{ g/cm}^3$ 的密度以及 1450~1600 m/s 的声速。
4. 如权利要求 1 所述的探头，其特征在于，所述聚丁二烯系橡胶通过含有异氰酸酯化合物的硬化剂硬化。
5. 如权利要求 1 所述的探头，其特征在于，所述探头用于人体。

二维阵列超声波探头

相关申请的相互引用

本申请基于2008年2月18日申请的在先日本专利申请No. 2008-035829并要求其优先权；其中全部内容引入本文以作参考。

技术领域

本申请涉及一种二维阵列超声波探头，尤其涉及一种适用于医疗用的超声波探头。

背景技术

超声波探头被用于鱼群探测仪、生物体用超声波诊断装置等。超声波探头设有当超声波束传导到人体等时具有声学保护功能的表面保护层或声学透镜。

超声波探头包括一维排列振动单元的一维超声波探头和二维排列振动单元的二维超声波探头。

最近，人们希望开发一种能识别对象物的体积的高性能二维阵列探头。

在具有一维阵列的振动单元的一维阵列超声波探头中，为了聚焦由各个振动单元传导的超声波，在探头的外表面中形成凸状声学透镜。透镜通常由橡胶部分组成。超声波基本上沿一维探头的两个方向聚焦。在纵向（即，沿一维阵列的方向）上，通过延迟来自阵列中的各个单元的超声波的传导时间来进行聚焦。在垂直于纵向的方向上，通过使用凸状声学透镜来进行聚焦。透镜的声阻抗（ $AI = \text{声速} \times \text{密度}$ ）应制作成接近人体的声阻抗（约 1.5 MRayls）。然而，为获得凸面透镜的特点，优选使用具有 1000 m/s 以下声速的材料用于透镜，该材料的声速比人体的声速 1500 m/s 低。因此，具有 1.5 g/cm³ 以上的橡胶密度和 1000 m/s 的声速的材料被用于透镜。另一方面，在具有二维阵列的振动单元的二维阵列超声波探头中，可以电子聚焦由各个振动单元传导的超声波。通过延迟来自各个振动单元的超声波的传导时间，可沿阵列的 X 方向和 Y 方向进行电子聚焦。因此，不需要特意将用于阵列的表面层的材料的声速设置成低于人体的声速。需要使用其声速和密度尽可能接近人体的声速和密度的材料。因为，表面层通常被称为“声学保护层”。考虑到该特征，二维探头的表面层不同于上述一维探头的表面层。因此，需要开发新的材料用于二维探头的声学保护层。

可使用丁二烯橡胶作为声阻抗接近于人体的声阻抗的材料。另一例子为公开在 JP-A1996-615 (Kokai) 上的用作一维超声波探头的声学透镜的材料。

然而, 用于二维探头的表面保护层比用于一维探头的声学透镜更薄并更平坦。需要优化丁二烯系橡胶的机械强度以将其用于表面保护层。此外, 需要在生物适应性试验中获得较好的结果。生物适应性试验包括刺激性试验(皮内反应)、感应性试验、和细胞毒性试验。

发明内容

本发明的目的在于提供一种具有表面保护层的两维阵列超声波探头, 该表面保护层具有较高的对人体的相容性、较高的机械强度以及尤其低的细胞毒性。

为实现上述目的, 本发明的一个方面提供了一种具有二维超声波阵列和表面保护层的二维阵列超声波探头。二维超声波阵列将多个压电振动单元二维排列。表面保护层设置在二维阵列超声波探头的超声传导面的一侧上, 其包含聚丁二烯系橡胶。聚丁二烯系橡胶由 100 重量份的聚丁二烯和 1~5 重量份的甘油合成。

表面保护层可以进一步包含 5 重量份或更少的无机微粒。

表面保护层优选在 37 °C 下具有 50 度或更高的 Shore (肖氏) A 硬度、10 N/mm 或更高的抗扯强度、 $0.96 \text{ g/cm}^3 \sim 1.04 \text{ g/cm}^3$ 的密度和 $1450 \text{ m/s} \sim 1600 \text{ m/s}$ 的声速。

聚丁二烯系橡胶可通过包含异氰酸酯化合物的硬化剂硬化。

本发明中的二维阵列超声波探头由于较低的细胞毒性而对人体具有很好的相容性。

附图说明

图 1 所示为二维阵列超声波探头外形的透视图。

具体实施方式

下面将结合附图对本发明的实施方式进行说明。相同的附图标记表示同一部分。

图 1 所示为二维阵列超声波探头 10 外形的透视图。该二维探头 10 具有二维超声波阵列。压电振动单元 1 在探头 10 中二维排列。声学匹配层 2 和表面保护层 3 依次层叠在压电振动单元 1 的二维超声波阵列的超声传导面上。另一方面, 在位于该阵列的超声传导面的另一侧上的背面中设置背面构件 4。压电振动单元 1 具有压电体和一对在压电体的超声传导面和背面上形成的电极。背面上的电极经由贯穿背面构件 4 的互连线 5 与控制装置相连。超声

波传导面上的电极贯穿声学匹配层 2，并经由在声学匹配层 2 与表面保护层 3 之间形成的互连线（图中未显示）与控制装置相连。

下面对具有该结构的二维超声探头 10 的操作进行说明。在形成于各个压电振动单元 1 上的一对电极之间施加电压以使压电振动单元发生共振。该共振作用使振动单元 1 传导来自其超声传导/接收面的超声波。在接收时，压电振动单元因接收的来自超声波传导/接收面的超声波而振动，并且该振动被转换为电信号。在超声波探头 10 中，超声波因压电振动单元 1 的二维排列而可在所有方向上电子聚焦。

用于压电振动单元 1 的压电体是包含二元或三元系陶瓷的普通压电材料。压电体以二维矩阵方式排列。当使用压电振动单元 1 作为医疗用二维超声波探头时，选用电极面积为 $0.01 \sim 0.2 \text{ mm}^2$ 、厚度为 $0.2 \sim 0.6 \text{ mm}$ 的各个压电振动单元。将该尺寸的压电振动单元 1 进行排列以形成 $10 \times 10 \sim 100 \times 100$ 的二维阵列。当压电振动单元 1 的电极面积大于 0.2 mm^2 时，或者当二维阵列由超过 100×100 的压电振动单元 1 形成时，该阵列的超声波传导面变得太大。具有该较大超声波传导面的二维超声波探头 10 将不适用于循环器官用探头。这是因为用于循环器官的探头特别地经由两个相邻肋骨之间的间隙进行人体的医学检查。另一方面，考虑到加工精度，难以将各个振动单元的电极面积制造得小于 0.01 mm^2 。压电振动单元 1 的厚度由待使用的振动单元的种类以及待传导的超声波的波长确定。由少于 10×10 个压电振动单元 1 形成的二维阵列会导致无法进行高精度的诊断。

声学匹配层 2 在生物体与压电振动单元 1 之间进行声阻抗匹配。声阻抗介于生物体的声阻抗与压电振动单元 1 的声阻抗之间的材料将用于声学匹配层 2。包含不同材料的两个或以上的层可以进行层叠以形成用于匹配声阻抗的声学匹配层。

背面构件 4 设置在压电振动单元 1 的背面上。背部构件 4 使得由压电振动单元 1 的背面发射的超声波衰减，同时机械地支撑压电振动单元 1。为使超声波完全衰减，优选使用相对于待使用的超声波的波长具有充足厚度的背面构件 4。

下面对表面保护层 3 进行说明。

表面保护层 3 优选满足如下 6 个条件。

(1) 优选表面保护层 3 最小化来自生物体的超声波的反射。因此，表面保护层需要由其声阻抗 ($AI = \text{声速} \times \text{密度}$) 接近于生物体的皮肤的声阻抗的材料制成。生物体的皮肤的声阻抗在 37°C 下为 1.53 MRayls 。用于二维超声波阵列 10 的表面保护层 3 需要具有几乎与生物体相同的声速以及相同的密度。生物体的声速和密度分别为 1530 m/s 和 $0.96 \sim 1.04 \text{ g/cm}^3$ 。

(2) 表面保护层 3 是用于将来自超声波振动单元 1 的超声波向人体传递的路径，并且变

成超声波振动单元 1 用以接收被人体反射的超声波的路径。为使超声波振动单元 1 高灵敏度地传导/接收超声波, 表面保护层 3 需要由在工作频率下具有低衰减系数的材料制成。例如, 在 5 MHz 的频率和 37 °C 下, 衰减系数小于 5 dB/MHz, 或优选为小于 4 dB/MHz。

(3) 当使用二维超声波探头 10 时, 以相当高的压力将表面保护层 3 压在生物体上。表面保护层 3 通常包括橡胶。橡胶硬度的不足导致表面保护层的变形, 从而因用于超声波的焦点的偏移而降低图像质量。这要求用于二维阵列的表面保护层 3 的材料的肖氏 A 硬度在 37 °C 下为 50 度或更高, 或者优选为 60 度或更高。

(4) 表面保护层 3 优选具有较高的成型性, 并且特别地由具有较高的抗扯强度的材料制成。用于其主要工作频率为约 2~5 MHz 的二维超声波探头 10 的声学保护层 3 通常具有约 0.5~1.0 mm 的厚度。然而, 具有较低的抗扯强度的声学保护层 3 经常导致二维超声波探头 10 的断裂, 从而产生使电流经该层流入人体的危险。另一方面, 具有与人体一样低的声阻抗的材料通常倾向于具有较低的抗扯强度。因此, 优选开发具有 10 N/mm 或更高的抗扯强度的材料。

(5) 包括在该层内含有的添加剂的表面保护层 3 被要求对生物体是安全的。生物适应性必须被测试以检查安全性。生物适应性试验包括刺激性试验、皮内反应性试验、感应性试验、细胞毒性试验等。

(6) 用于表面保护层 3 的材料需要几乎不因加热或光照劣化, 即对声耦合胶、防腐剂是化学稳定的。甘油水溶液、乙醇、乙烯气体等通常被用作声耦合胶或防腐剂。考虑到对人体的安全性, 这些材料需要即使在潮湿环境下也保持较高的绝缘电阻。

具有与人体的声阻抗相近的声阻抗的丁二烯橡胶已引起人们的注意, 并且其特性已经被研究。结果是, 明显看出, 丁二烯橡胶的机械强度对于二维超声波探头是明显不充足的。人们进行了多次通过将无机颗粒分散在丁二烯橡胶中以提高其机械强度的试验。丁二烯橡胶的强度随无机颗粒的添加量的增加而提高, 但已经证明为获得充足的强度, 需要添加大量的无机颗粒, 于是丁二烯橡胶的声阻抗变得比人体的声阻抗高很多。

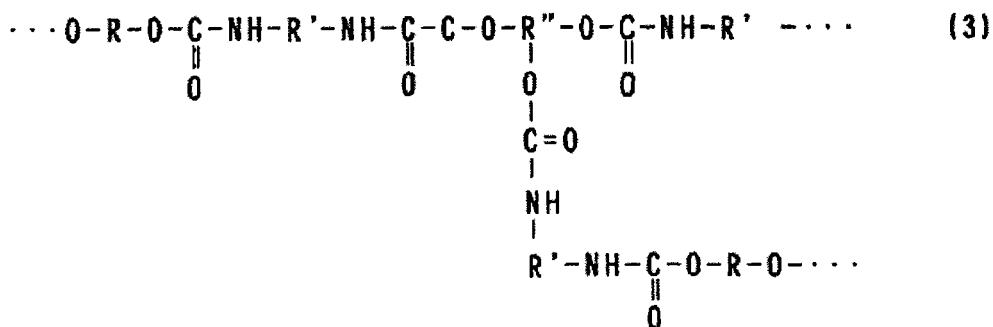
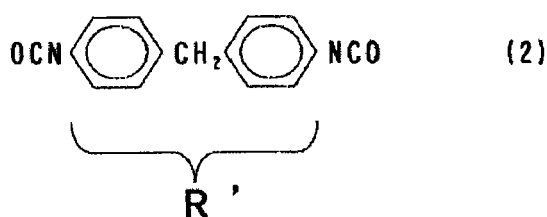
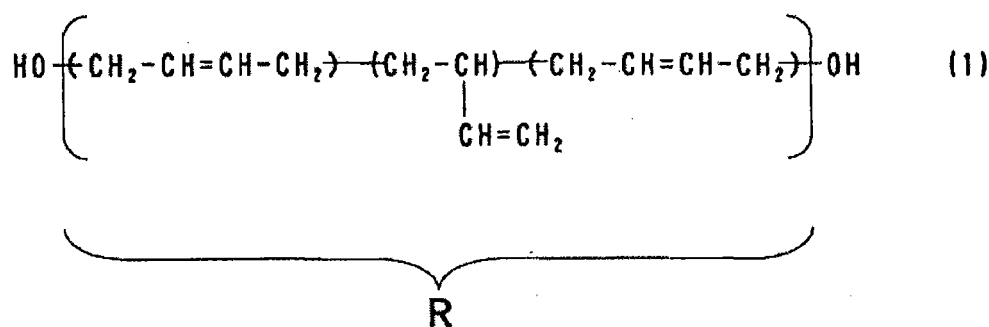
本发明人已经发现, 与通过添加颗粒制成的丁二烯橡胶相比, 通过甘油与聚丁二烯反应形成的聚丁二烯系橡胶仅有较小的声阻抗变化。他们还发现, 聚丁二烯系橡胶也具有较高的机械强度和生物适应性。

下面将对根据该实施方式的表面保护层 3 进行具体说明。

该实施方式中的表面保护层 3 是由 100 重量份的聚丁二烯与 1~5 重量份的甘油合成的聚丁二烯系橡胶。

将添加到聚丁二烯中的甘油的量减小到 1 重量份以下将导致具有该组合物的表面保护层 3 的硬度降低, 此时该表面保护层 3 具有 50 度或更低的肖氏 A 硬度。此外, 该表面保护层 3 的抗扯强度减小到 10 N/mm 或更小。因此, 为增加机械强度, 优选加入的甘油的量为 1 重量份或更多, 进一步优选为 2 重量份或更多。如果甘油的量超过 5 重量份, 那么声阻抗将增加到 1.65 MRayls 或更大。衰减系数也变得较高, 增加到 5 dB/cm/MHz 或更大。上述结果表明, 为增加对超声波的传导/接收效率, 优选加入的甘油的量为 5 重量份或更少, 进一步优选为 4 重量份或更少。

使用如化学式(1)所示的液态聚丁二烯使我们能视需要使用硬化剂比如化学式(2)所示的二苯甲烷二异氰酸酯(MDI)合成聚丁二烯系橡胶。此时获得的用于聚丁二烯系橡胶的化学式的一部分如化学式(3)所示。



[R" 是指化学式(3)中的 $-\text{CH}_2-\underset{|}{\text{CH}}-\text{CH}_2$]

由此获得的聚丁二烯系橡胶的肖氏 A 硬度、密度等可根据液态聚丁二烯的分子量、或硬化剂的添加量进行调节。例如，为获得在 37 °C 下具有 50 度的肖氏 A 硬度、0.96~1.04 的密度以及 1450~1600 m/s 的声速的聚丁二烯系橡胶，优选将液态聚丁二烯的数均分子量和硬化剂相对于聚丁二烯和甘油的总量的添加量分别调节为约 2000~4000 和约 20~40 wt%。

通过将无机颗粒分布在聚丁二烯系橡胶中可以提高表面保护层 3 的成型性和机械强度。随着无机颗粒的添加量的增加，表面保护层 3 的衰减系数将增加，或者表面保护层 3 的声阻抗将变得太高。上述结果说明，添加到聚丁二烯系橡胶的无机颗粒的量优选为 0.1~5 重量份。为改善无机颗粒在丁二烯系橡胶中的分散性或抑制表面保护层 3 的衰减系数的增加，还优选使用具有 5~100 nm 的平均粒径的无机颗粒，进一步优选使用具有 5~30 nm 的平均粒径的无机颗粒。通过假定颗粒的形状为球形的计算，可根据测定的颗粒的比表面 (m^2/g) 获得颗粒的平均粒径。无机颗粒的具体材料包括二氧化硅、氧化钛、氧化铝、氧化锌、二氧化锆、氧化铈、氧化镱、氧化铁、以及碳。

可以使用其表面用有机树脂涂覆的无机颗粒。至于有机树脂，通常可以使用硅酮树脂比如环聚二甲基硅酮和二甲基硅酮。在将无机颗粒浸入硅酮树脂槽中并接着将它们从槽中取出之后，将颗粒干燥以产生涂覆硅酮树脂的无机颗粒的粉末。可将涂覆硅酮树脂的无机颗粒捏合入丁二烯橡胶中。经捏合的颗粒的分散性可被提高以抑制表面保护层 3 的衰减系数的增加，进一步改善表面保护层 3 的成型性和强度。所需要的仅是将硅酮树脂的涂覆量相对于无机颗粒调节为 1~10 wt%。

表面保护层 3 还包含硫化剂。硫化剂包括，例如，己撑二异氰酸酯；2,2,4-三甲基己撑二异氰酸酯；脂肪系聚异氰酸酯比如赖氨酸甲酯二异氰酸酯、氢化二苯甲烷二异氰酸酯、异佛尔酮二异氰酸酯；脂环族聚异氰酸酯，比如氢化甲苯基二异氰酸酯、甲苯基二异氰酸酯(TDI)、二苯甲烷二异氰酸酯(MDI)、次萘基二异氰酸酯、苯二甲基二异氰酸酯、三苯甲烷三异氰酸酯；芳香系聚异氰酸酯比如三(4-异氰酸苯酯)硫代磷酸酯，以及由上述这些硫化剂中的一种或多种制成的组合物。

表面保护层 3 还可包含其他各种添加剂。例如，仅当添加剂比如有机填料和着色剂的量小于 1 wt%时，表面保护层 3 的上述各种特性未受较大的破坏。

实施例

下面结合实施例和对照例对本发明进行更具体地说明。

实施例 1~8 以及对照例 1~5

根据实施例 1~8 以及对照例 1~5 的聚丁二烯系橡胶被制备。液态聚丁二烯 (Idemitsu petrochemical 公司制造, Poly bd R-45HT, 80% 的 1,4-不饱和以及 20% 的 1,2-不饱和, 分子量 2800)、甘油和二苯甲烷二异氰酸酯 (MDI) 作为硬化剂被提供。根据表 1 所示的配方混合这些物质。表 1 所示的用重量份表示的各个比例是甘油、MDI 以及其他添加剂相对于 100 重量份的聚丁二烯的重量份。

在经氟处理的容器中, 将获得的混合物在 50 °C 下加热 24 小时, 接着在室温下将其硫化 100 小时以合成用于表面保护层 3 的材料。之后, 将混合物从容器中取出。

将混合的用于表面保护层 3 的材料加工成具有各种形状的测试试样以通过如下所述的方法对试样的如下特性进行评估。

1) 密度

用于表面保护层的各个材料被加工成 30 mm×30 mm×1 mm 的试样。分别在 25 °C 的空气中中和在水中获得的试样进行称重, 然后通过阿基米德 (Archimedes) 方法, 使用重量计算密度。

2) 声速和衰减系数

用于表面保护层 3 的各个材料被加工成 30 mm×30 mm×1 mm 的试样。

根据如下步骤导出声速。将试样放入保持 37 °C 的水中以将脉冲超声波从 5-MHz 的超声波探头中传导到试样上。使用另一 5-MHz 的超声波探头测定透过试样的波。在没有试样的相同的水中再一次传导脉冲超声波, 并且用相同的方法测定透过波形用于校准。

声速根据试样厚度以及在具有试样的水中和没有试样的水中测定的两个透过波形之间的时间差导出。声速 (C) 根据如下公式计算。

$$C = C_0 / [1 - C_0(\Delta t/d)]$$

C_0 和“d”分别代表水中的声速和试样厚度, Δt 代表透过水以及水中的试样的两个透过波形的第一波峰在峰肩的同一侧处首次与时间轴相交的两个交叉点之间的时间差。

在 37 °C 下测定衰减系数。试样厚度以及在具有试样的水中和在没有试样的水中测定的两个透过波形之间的强度差被用于按传统方式导出衰减系数。

3) 声阻抗 (AI)

AI 作为 37 °C 下测定的密度与声速的乘积被计算。

4) 硬度

用于表面保护层 3 的材料被加工成 10 mm 厚、50 mm 直径的试样。使用硬度计, 在 37 °C

下测定获得的试样的肖氏 A 硬度。

5) 抗扯强度

用于表面保护层 3 的材料被加工成具有根据 JIS6252 的 110 mm×25 mm×2 mm 的尺寸的月牙形试样, 并使用 INSTRON 测试机在 $n=5$ 处测定。使用传统方式对材料的抗扯强度进行测试。

6) 细胞毒性

细胞毒性按如下方法测试。

各个材料被精细地切割成约 2 mm×15 mm 的薄片。称取 2.5 g 的薄片并对各个材料进行 EOG-杀菌 (40 °C, 6 小时)。将薄片放入新的 M05 培养基中从而以 0.1 g/ml 的速率对待测试的各个材料进行培养。包含薄片的培养基在 CO₂ 培养箱 (5%的 CO₂, 37 °C) 中静置 24 小时, 从而提供各个材料的 100%的萃取原液用于测试。

在获得 100%的萃取原液之后, 马上用 M05 新鲜培养基稀释该溶液。于是制得具有各个浓度 (20、40、50、60、80、以及 100%) 的液体试样。选取各个 2 mL 的液体试样。

使用包含胎儿牛血清 (5 Vol%) 和丙酮酸钠 (1 mmol/L) 的 Eagle's MEM 培养基 (M05 培养基), 在 CO₂ 培养箱 (5%的 CO₂, 37 °C) 中培养 V79 细胞。

培养的 V79 细胞在经 0.25%的胰蛋白酶分离之后形成具有 10³ 个细胞/mL 的 V79 细胞浓度的悬浮液, 接着将 0.1 mL 的悬浮液 (100 个细胞) 分别注入在其各个孔中均具有 2 mL 的培养基的 6 个孔的基片中。经过 24 小时后, 将培养基从 6 个孔的基片中的各个孔中除去从而使 100 个细胞几乎 100%地粘附在 6 个孔的基片中的各个孔的内壁上。然后将 2 mL 的各个浓度的液体试样以及新鲜的 M05 培养基注入 6 个孔的基片中的各个孔中。也就是说, 各个孔中的培养基用 2 mL 的液体试样和新鲜的 M05 培养基代替。在上述替换之后, 将 6 个孔的基片培养 6 天。新鲜的 M05 培养基被用于阴性对照。

在培养 6 天后除去培养基, 用甲醇使各个孔中的 V79 细胞的培养停止。然后, V79 细胞用 10 vol%的吉姆萨氏 (Giemsa) 染液染色。使用多功能高速图像分析装置 (型号: -CA-11, SYSTEM SCIENCE 有限公司), 肉眼观察每个孔中的细胞的克隆。具有各个浓度的试样相对于阴性对照 (100%的新鲜的 M05 培养基) 的相对克隆效率 (%) 被计算, 从而获得 IC₅₀ 值。

测定的值如表 1 所示。

对照例 6

根据表 1 所示的对照例 6 中的配方制得硅酮橡胶, 接着用与上述实施例 1~8 以及对照例 1~5 相似的方法测定其特性。测定的结果一起记录在表 1 中。

参照例 1

使用具有根据表 1 所示的参照例 1 中的重量份的乙二醇代替甘油合成用于表面保护层的材料，并且用与实施例 1~8 以及对照例 1~5 相同的方法评估其特性。测定的这些值被一起包括在表 1 中。

表 1

	液态聚丁 二烯 重量份	甘油 重量份	硬化剂 (液态MDI) 重量份	添加剂 重量份	密度 g/cm ³	声速 m/s	声阻抗 Mray/s	衰减系数 dB/cm/MHz	肖氏 A 硬度 度	抗扯强度 N/mm	细胞毒 性试验 IC ₅₀
实施例 1	100	1	25	-	0.96	1540	1.48	2.1	50	10.5	<1.0
实施例 2	100	2	25	-	0.97	1532	1.49	2.6	55	13	<1.0
实施例 3	100	3	25	-	0.98	1530	1.50	3.1	58	16	<1.0
实施例 4	100	3.5	25	-	0.98	1529	1.50	3.5	60	18	<1.0
实施例 5	100	4	25	-	0.985	1532	1.51	3.9	61	21	<1.0
实施例 6	100	5	25	-	0.99	1540	1.52	4.8	63	22	<1.0
实施例 7	100	3	25	SiO ₂ =5	1.02	1525	1.56	3.7	65	22	<1.0
实施例 8	100	3	25	SiO ₂ =1	0.99	1532	1.52	3.1	58	19	<1.0
对照例 1	100	-	12.5	-	0.94	1590	1.49	1.8	42	8	<1.0
对照例 2	100	10	30	-	1.02	1625	1.66	7.2	72	22	<1.0
对照例 3	100	-	12.5	SiO ₂ =10	1.03	1479	1.52	5.2	45	9	<1.0
对照例 4	100	-	12.5	SiO ₂ =20	1.16	1464	1.70	5.9	48	14	<1.0
对照例 5	100	-	12.5	SiO ₂ =30	1.29	1453	1.87	7	52	15	<1.0
对照例 6	硅酮	-	-	-	1.5	1000	1.50	11	80	13	<1.0
参照例 1	100	乙二醇 =100	33	-	1.02	1545	1.58	4.9	88	28	28

注: SiO₂ 的平均直径为约 100 nm。

根据实施例的材料具有与人体相似的声速和密度，具体地说，具有 1.48~1.52 MRalys 的声阻抗、小至 4.8 dB/cm/MHz 或更小的衰减系数。

具有 50 度或更高的较高的肖氏硬度以及 10 N/mm 或更大的较高的抗扯强度的材料使我们能制造具有出色的可靠性的用于二维阵列超声波探头 10 的表面保护层。

相反地，对照例 1 中的没有甘油的丁二烯橡胶具有合适的低衰减系数，但具有不合适的较低的肖氏 A 硬度和抗扯强度，从而不适用于表面保护层 3。对照例 2 中的具有 10 重量份的甘油的丁二烯橡胶具有充足的硬度和强度，但不仅具有过高的衰减系数而且具有远离人体的声阻抗的过高的声阻抗。当添加通常使用的二氧化硅填料以增加硬度时，必须添加 30 wt% 以上的二氧化硅以使丁二烯橡胶的肖氏 A 硬度为 50 度以上。在该情况中，获得的橡胶倾向于具有高达 1.87 MRayls 或更大的声阻抗，从而不适用于本申请。由于液态丁二烯橡胶的粘度因添加的填料而有增加的倾向，故液体的加工性较差，于是添加的二氧化硅粉末经常在液体中沉淀，于是在一些情况中，均一性经常被破坏。

在甘油被用作硬化剂的实施例中， IC_{50} 的值为 1 或更小，并且与硅酮橡胶系材料中的 IC_{50} 值相等。然而，在其中使用乙二醇的参照例 1 中， IC_{50} 的值为 28，高于其余例子中的 IC_{50} 值。

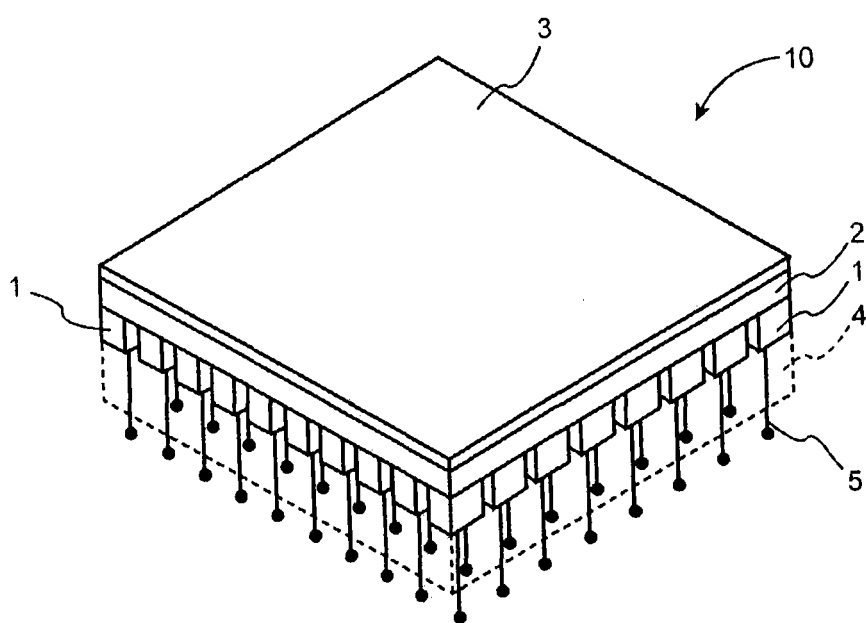


图 1

专利名称(译)	二维阵列超声波探头		
公开(公告)号	CN101513352A	公开(公告)日	2009-08-26
申请号	CN200910005777.6	申请日	2009-02-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
[标]发明人	山下洋八 山本纪子 逸见和弘		
发明人	山下洋八 山本纪子 逸见和弘		
IPC分类号	A61B8/00 B06B1/06 G01S7/523 G01S15/96		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/4483 B06B1/0622		
代理人(译)	丁利华		
优先权	2008035829 2008-02-18 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种二维阵列超声波探头，具有二维超声波阵列和形成于该阵列上的表面保护层。该二维超声波阵列将多个压电振动单元二维排列。该表面保护层由聚丁二烯系橡胶制成。该聚丁二烯系橡胶由100重量份的聚丁二烯和1~5重量份的甘油合成。

