



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102908125 B

(45) 授权公告日 2014. 08. 13

(21) 申请号 201210425729. 4

(22) 申请日 2012. 10. 30

(73) 专利权人 中国人民解放军第四军医大学
地址 710032 陕西省西安市长乐西路 17 号

(72) 发明人 季振宇 董秀珍 史学涛 尤富生
付峰 刘锐岗 王威 王楠 马航

(74) 专利代理机构 西安恒泰知识产权代理事务
所 61216

代理人 李郑建

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/053 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 102106731 A, 2011. 06. 29, 全文.

WO 00/72750 A1, 2000. 07. 12, 全文.

WO 0164095 A2, 2001. 09. 07, 全文.

KR 10-2012-0043797 A, 2012. 05. 07, 全文.

宋凤娟等. 基于微创式电阻抗增敏测量的乳

腺癌模型电场分析. 《自然科学进展》. 2009, 第 19 卷 (第 09 期), 994-998.

季振宇等. 电阻抗扫描成像物理模型仿真实验研究. 《航天医学与医学工程》. 2005, 第 18 卷 (第 02 期), 130-134.

帅万钧等. 基于电阻抗断层成像技术的图像监护软件系统的设计与实现. 《中国医疗设备》. 2012, 第 27 卷 (第 3 期), 1-5.

Scholz B 等. On electrical impedance scanning-principles and simulations. 《Electromedica》. 2000, 第 68 卷 (第 1 期), 35-44.

审查员 高瑞玲

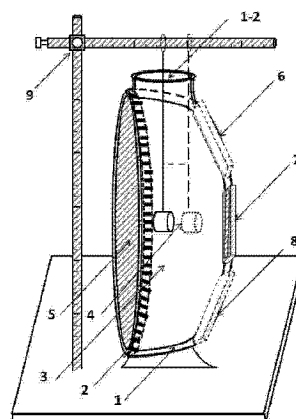
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

一种用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型

(57) 摘要

本发明公开了一种用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型, 由乳房外形仿体结构层、激励电极基层、检测电极阵列模块、检测电极替代片, 以及胸大肌组织仿体、乳腺组织仿体、癌变包块仿体、皮肤组织仿体等分离部件组成。所述的胸大肌组织仿体、乳腺组织仿体、癌变包块仿体和皮肤组织仿体, 其电阻抗特性均依据活性乳腺组织的电阻抗特性参数进行设置。本发明按照乳腺电阻抗扫描实际临床检测时的乳房状态进行设计, 且各仿体的电阻抗特性参数均依据活性组织参数进行设置, 可使仿真结果更接近实测结果, 同时本发明可以灵活设置仿真条件, 为深入开展乳腺电阻抗扫描成像科学研究提供一种有效的仿真工具。



1. 一种用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型,其特征在于,该乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型固定于具有刻度标尺(9)的支架台上,包括乳房外形仿体结构层(1)、激励电极基层(5)、检测电极阵列模块(7)、检测电极替代片(6、8),以及胸大肌组织仿体(2)、乳腺正常组织仿体(3)和癌变包块仿体(4),其中,乳房外形仿体结构层(1)、激励电极基层(5)、检测电极阵列模块(7)及检测电极替代片(6、8)进行密闭连接成为整体;而胸大肌组织仿体(2)、乳腺正常组织仿体(3)和癌变包块仿体(4)位于模型内部;

所述的乳房外形仿体结构层(1)采用半球形设计,逼真模拟乳腺电阻抗扫描检测时乳房的外形状状态,乳房外形仿体结构层(1)由支撑基座(1-1)进行支撑,上端留有开口(1-2);

所述的胸大肌组织仿体(2)紧贴激励电极基层(5)放置,胸大肌组织仿体(2)为固态导电介质,采用冷却的琼脂块制成,厚度 $1.5\text{cm} \sim 3\text{cm}$,电导率设置为 $1 \pm 0.2\text{S/m}$;

所述的乳腺正常组织仿体(3)采用葡萄糖溶液添加NaCl溶液的方法制备而成,溶液由乳房外形仿体结构层(1)的开口(1-2)处注入模型内部,形成乳腺正常组织仿体,电导率的调节范围为 $0.04\text{S/m} \sim 0.6\text{S/m}$;

所述的癌变包块仿体(4)是由镀银铜粉掺入硅橡胶制成的正方体或球体,电导率设置为 $0.25 \pm 0.05\text{S/m}$ 。

2. 如权利要求1的用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型,其特征在于,所述的乳房外形仿体结构层(1)为采用透明有机玻璃材料制成。

3. 如权利要求1所述的用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型,其特征在于,所述的检测电极替代片(6、8)采用可拆卸的方式固定于乳房外形仿体结构层(1)之上,与垂直方向的夹角为 30° 。

4. 如权利要求1所述的用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型,其特征在于,所述的检测电极阵列模块(7)与检测电极替代片(6、8)在乳房外形仿体结构层(1)上的连接位置可以互换,以此模拟检测电极阵列处于乳房表面不同位置时的检测情况。

5. 如权利要求1所述的用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型,其特征在于,所述的检测电极阵列模块(7)由检测电极阵列单元(7-1)和皮肤组织仿体(7-2)组成,为了确保皮肤组织仿体(7-2)和电极阵列单元(7-1)的良好接触,在皮肤组织仿体(7-2)和电极阵列(7-1)之间涂抹有耦合剂,并确保无气泡残留。

6. 如权利要求1所述的用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型,其特征在于,所述的激励电极基层(5)包括导电平板(5-1)和导线接头(5-2),导线接头(5-2)一端与导电平板(5-1)相连,另一端通过导线与激励电压源相连。

7. 如权利要求1所述的用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型,其特征在于,所述的刻度标尺(9)用于控制癌变包块仿体(4)在模型内的位置,包含有横向刻度调整标尺(9-1)、纵向刻度调整标尺(9-2)以及滑环(9-3)。

8. 如权利要求5所述的用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型,其特征在于,所述的皮肤组织仿体(7-2)由水凝胶制成的薄膜,水凝胶薄膜的电导率 $0.0125 \pm 0.005\text{S/m}$;水凝胶膜的厚度为 $0.3\text{mm} \sim 0.5\text{mm}$ 。

一种用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型

技术领域

[0001] 本发明涉及生物电阻抗成像研究领域,特别涉及一种用于乳腺电阻抗扫描成像研究的逼真物理仿真模型。

背景技术

[0002] 乳腺电阻抗扫描成像技术是近年来发展的一种新型功能成像技术,且具有无创、无辐射等特点。基于乳腺癌变组织和正常组织的电阻抗之间存在显著差异的生物物理学特性,乳腺电阻抗扫描成像技术采用平板阵列式电极对乳房表面进行检测,通过提取各单元之间的电流差异获得反映被测区域下组织电阻抗分布的二维灰度图像,该技术在乳腺癌早期检测、乳腺癌早期筛查中具有显著优势,应用前景广阔。

[0003] 乳腺电阻抗扫描成像技术通过对所提取的体表电流进行分析,进而推知电极覆盖区域下的乳腺组织电阻抗分布情况,属于“电磁场逆问题”的求解过程,如何精确求解是乳腺电阻抗扫描成像技术能否准确判别病变的关键。电磁场“正问题”的分析计算可为“逆问题”求解提供必要的先验信息,为此在研究过程中首先需要进行“电磁场正问题”的分析,即分析乳腺癌包块的大小、深度、生长情况对成像结果的影响。由于这些研究无法直接在人体上进行实验,所以通常需要引入仿真模型进行分析计算。目前研究中常见的仿真模型有计算机仿真模型和物理仿真模型,计算机仿真模型无需硬件数据采集系统配合使用,仅在计算机上就可以进行理论仿真分析,但是无法结合硬件数据采集系统逼真模拟实测环境。而物理模型的仿真研究可以将硬件数据采集系统、成像算法与仿真模型有机结合,更加逼近真实应用环境,能够更真实地模拟乳腺癌包块的状态对成像结果的影响,同时也可对硬件系统、成像算法进行综合评估。因此,物理模型研究是推进乳腺电阻抗扫描成像研究的关键环节。但是目前国内研究小组通常选择长方体或圆柱形物理模型模拟检测状态下的乳房外形,选择盐溶液模拟乳房组织,使用琼脂块模拟乳房内癌包块。这样的模型结构简单,无法模拟实际检测时乳房的形变状态;同时由于不包含皮肤层,无法模拟真实测量时皮肤与电极之间的接触阻抗;而且在构建乳房组织仿体、癌变包括仿体时,其电阻抗参数的设置也未按照活体组织实测电阻抗参数值进行设置;因此当前仿真模型的局限会导致仿真模拟的测量计算误差较大,不能满足深入开展乳腺电阻抗扫描成像仿真研究的需求。

发明内容

[0004] 针对目前乳腺电阻抗扫描成像仿真研究中所用物理模型存在结构简单、组织仿体电阻抗参数设计不合理和仿真度不高,以致不能深入开展逼近真实测量这一技术现状,本发明的目的在于,提出一种可逼真模拟乳房形态的边球形物理模型,该物理模型所模拟的各种组织仿体的电阻抗特性参数均来源于实测活性乳腺组织电阻抗参数。该模型可逼真模拟乳腺电阻抗扫描检测时的实际条件,为深入研究癌包块对乳腺电阻抗扫描检测结果的影响提供了一种有效的研究工具。

[0005] 为了实现上述任务,本发明采用如下的技术方案:

[0006] 一种用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型,其特征在于,该乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型固定于具有刻度标尺的支架台上,包括乳房外形仿体结构层、激励电极基层、检测电极阵列模块、检测电极替代片,以及胸大肌组织仿体、乳腺正常组织仿体和癌变包块仿体,其中,乳房外形仿体结构层、激励电极基层、检测电极阵列模块及检测电极替代片进行密闭连接成为整体;而胸大肌组织仿体、乳腺正常组织仿体和癌变包块仿体位于模型内部;

[0007] 所述的乳房外形仿体结构层采用半球形设计,逼真模拟乳腺电阻抗扫描检测时乳房的外形状态,乳房外形仿体结构层由支撑基座进行支撑,上端留有开口;

[0008] 所述的胸大肌组织仿体紧贴激励电极基层放置,胸大肌组织仿体为固态导电介质,采用冷却的琼脂块制成,厚度约 $1.5\text{cm}\sim 3\text{cm}$,电导率设置为 $1\pm 0.2\text{S/m}$;

[0009] 所述的乳腺正常组织仿体采用葡萄糖溶液添加 NaCl 溶液的方法制备而成,溶液由乳房外形仿体结构层的开口处注入模型内部,形成乳腺正常组织仿体,电导率的调节范围为 $0.04\text{S/m}\sim 0.6\text{S/m}$;

[0010] 所述的癌变组织仿体是由镀银铜粉掺入硅橡胶制成的正方体或球体,电导率设置为 $0.25\pm 0.05\text{S/m}$;

[0011] 所述的乳房外形仿体结构层为采用透明有机玻璃材料制成。

[0012] 所述的检测电极替代片采用可拆卸的方式固定于乳房外形仿体结构层之上,与垂直方向的夹角为 30° 。

[0013] 所述的检测电极阵列模块与检测电极替代片在乳房外形仿体结构层上的连接位置可以互换,以此模拟检测电极阵列处于乳房表面不同位置时的检测情况。

[0014] 所述的检测电极阵列模块由检测电极阵列单元和皮肤组织仿体组成,为了确保皮肤组织仿体和电极阵列单元的良好接触,在皮肤组织仿体和电极阵列之间涂抹有耦合剂,并确保无气泡残留。

[0015] 所述的激励电极基层包括导电平板和导线接头,导线接头一端与导电平板相连,另一端通过导线与激励电压源相连。

[0016] 所述的刻度标尺用于控制癌包块仿体在模型内的位置,包含有横向刻度调整标尺、纵向刻度调整标尺以及滑环。

[0017] 所述的皮肤组织仿体由水凝胶制成的薄膜,水凝胶薄膜的电导率 $0.0125\pm 0.005\text{S/m}$;水凝胶膜的厚度为 $0.3\text{mm}\sim 0.5\text{mm}$ 。

[0018] 进行仿真实验研究时,将该乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型与乳腺电阻抗扫描成像系统相连接。其中激励电极基层与硬件系统的激励输出连接,检测电极与硬件系统的检测模块相连。

[0019] 本发明实现的乳腺电阻抗扫描成像仿真模型,可以逼真模拟乳腺电阻抗扫描的临床实际检测条件,相比现有技术装置的优点和积极效果在于:

[0020] (1) 按照乳腺电阻抗扫描实际临床检测时的乳房状态设计模型,仿真度高。

[0021] (2) 模型按照乳房的组织结构及乳房离体活性组织的电阻抗参数,制作了乳腺组织、病变组织及乳房皮肤的仿体,可以使仿真结果更接近实测结果。

[0022] (3) 该模型设计了可调节装置,仿真实验时便于灵活设置仿真条件。同时可以反复长期使用,确保多次仿真研究时的条件一致性。

附图说明

- [0023] 图 1 是乳腺电阻抗扫描成像逼真物理仿真模型结构示意图。
- [0024] 图 2 是乳腺电阻抗扫描成像逼真物理仿真模型结构侧视图。
- [0025] 图 3 是激励电极面和乳房仿体的组合示意图。
- [0026] 图 4 是乳腺电阻抗扫描成像检测电极阵列板示意图。
- [0027] 图 5 是检测电极阵列替代板示意图。
- [0028] 图 6 是刻度支架示意图。
- [0029] 图 7 是利用乳腺电阻抗扫描成像物理仿真模型进行实验的示意图。
- [0030] 以下结合附图和发明人给出的实施例对本发明作进一步的详细说明。

具体实施方式

[0031] 为进一步说明本发明的特点、制作方法及优势特性,按照本发明的技术方案,本实施例给出一种用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型的具体结构、制作方法及应用进行说明。

[0032] 针对简单乳腺电阻抗扫描仿真物理模型的缺点,在充分考虑实际应用状态和仿真研究的需求下,申请人设计了近似乳房形状的半球形物理模型外形,同时引入活性乳腺组织的电阻抗特性参数,作为设计胸大肌组织仿体、乳房组织仿体、癌包块仿体、以及乳房皮肤仿体电阻抗参数的依据。同时在模型中设计了可变位置的测量电极阵列装配结构,可以有效模拟实际应用时检测电极阵列位置对检测结果的影响。为深入开展乳腺电阻抗扫描成像研究提供一种有效的仿真工具。

[0033] 乳腺电阻抗扫描成像检测时,受检者平躺且手握激励电极,操作者将检测电极阵列置于乳房表面进行信号检测。激励电极产生激励电压信号,检测电极阵列的电势为地电势,因此在激励电极和检测电极阵列之间形成电流场,电流通过手臂传递到胸大肌,穿透乳房组织后被检测电极接收。由于肌肉的导电性高于乳腺组织,所以胸大肌处的电压近似等于激励电极产生的电压。因此在进行乳腺电阻抗扫描成像仿真研究时国内外研究小组通常把胸大肌等效为位于乳房底面的平板式激励电极。

[0034] 参见图 1,基于乳腺电阻抗扫描成像的检测原理,对乳房内的检测电场进行等效分析,并结合实际临床应用时的检测状态,对模型的结构进行了逼真的设计。同时利用活性离体乳腺组织的电阻抗参数作为模型中各组织(乳腺正常组织、癌变组织、皮肤组织等)仿体的制备依据。本实施例所实现的乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型包括乳房外形仿体结构层 1、激励电极基层 5、检测电极阵列模块 7、检测电极替代片(6、8)以及胸大肌组织仿体 2、乳腺组织仿体 3 和癌变包块仿体 4,整个物理模型固定于具有刻度标尺 9 的支架台上。

[0035] 在本实施例中,乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型是由乳房外形仿体结构层 1、激励电极基层 5、检测电极阵列模块 7 及检测电极替代片(6、8)组合而成的整体,除乳房外形仿体结构层 1 上端留有开口 1-2,其余均密封性能良好,可防止注入其内的乳房正常组织仿体(溶液)渗出。

[0036] 在本实施例中,乳房外形仿体结构层 1 采用半球形设计,逼真模拟乳腺电阻抗扫

描检测时乳房的外形状态。乳房外形仿体结构层 1 由支撑基座 1-1 进行支撑,上端留有开口 1-2。参见图 2、图 3,从开口 1-2 处可以将胸大肌组织仿体 2、乳腺正常组织仿体 3 以及癌变包块仿体 4 置入其中。本实施例中的胸大肌组织仿体 2 为固态导电介质,且紧贴激励电极基层 5 放置。同时为了方便在实验过程中模拟不同大小、不同深度癌组织包块对检测结果的影响,本实施例中乳腺正常组织仿体 3 为液态导电介质,癌变包块仿体 4 为固态导电介质,在进行仿真模拟时,采用悬垂的方式将癌变包块仿体 4 置入乳腺正常组织仿体 3 内,参照刻度标尺 9 可以进行位置的调整。

[0037] 在本实施例中,乳房外形仿体结构层 1 为采用透明有机玻璃材料制成的近似半球形结构,以此模拟乳房在电阻抗扫描检测时的外形状态。乳房外形仿体结构层 1 基底直径设计为 12cm,基底距离检测电极阵列 7 的垂直距离设计为 7cm。检测电极替代片(6、8)与垂直方向的夹角设计为 30° ,也采用透明有机玻璃材料制成。

[0038] 在本实施例中,为了模拟实际应用时检测电极在乳房表面的位置,同时考虑乳房结构自身的对称性,设计了 3 种检测电极阵列接入位置,可以有效模拟临床实际检测时的电极位置。参见图 1、图 2,在实施仿真模拟实验时,检测电极阵列模块 7 在模型中可以在三个位置处任选其一进行安装。在图 1 中,检测电极阵列模块 7 位于乳房外形仿体结构层 1 的中心位置,此时检测电极替代片(6、8)(如图 5)分别安装在其余两个位置。实验时,也可以根据研究需要将检测电极阵列模块 7 安放在其它位置。

[0039] 在本实施例中,激励电极基层 5 与乳房外形仿体结构层 1 为两个相互独立的组件,在模型组装时采用密封连接方式相互连接,形成可以容纳组织仿体的容器。

[0040] 参见图 3,激励电极基层 5 包括导电平板 5-1 和导线接头 5-2,导电平板采用覆铜镀金 PCB 板制作,确保良好的导电性。导线接头 5-2 一端与导电平板 5-1 相连,另一端通过导线与激励电压源相连。

[0041] 在本实施例中,检测电极阵列模块 7 由检测电极阵列 7-1 和皮肤仿体 7-2 组成。其中检测电极阵列 7-1 的电极单元数为 8×8 个,按照乳腺电阻抗扫描成像的检测电极阵列制作方式进行加工。皮肤仿体 7-2 附着在电极单元阵列面上,以模拟实际测量时的皮肤。为了确保皮肤仿体和电极阵列单元的良好接触,在皮肤仿体 7-2 和电极单元之间涂抹耦合剂,并确保无气泡残留。耦合剂可以选择乳腺电阻抗扫描成像临床用的耦合剂。

[0042] 在本实施例中,刻度标尺 9 包含横向刻度调整标尺 9-1、纵向刻度调整标尺 9-2,以及滑环 9-3。采用绝缘的尼龙细线将癌变包块仿体 4 和滑环 9-3 连接起来,通过调节滑环的横向位置,可以改变癌变包块仿体 4 与检测电极阵列模块 7 之间的距离,以此模拟癌包块不同的生长深度。在保持滑环 9-3 横向位置不变的情况下,通过调节尼龙细线的长度可以癌变包块仿体 4 的纵向位置,以此模拟相同测量深度时,癌包块与检测电极相对位置变化时对检测结果的影响程度。

[0043] 在本实施例中,胸大肌组织仿体 2、乳腺正常组织仿体 3、癌变组织仿体 4、皮肤组织仿体 7-2 的电阻率参数设置均来自于活动离体组织电阻抗特性的实测参数,具体参数选择如下表所示:

[0044] 表 1:乳房内主要组织类型电阻抗特性参数

[0045]

乳房内主要 组织类型	电导率（测量频率范围 100Hz—100kHz）	
	测量值范围	实施例中模型取值
胸大肌组织	0.8S/m — 1.25S/m	$1 \pm 0.2\text{S/m}$
脂肪组织	0.03S/m — 0.06S/m	$0.05 \pm 0.01\text{S/m}$

[0046]

腺体组织	0.36S/m — 0.53S/m	$0.5\text{S} \pm 0.1\text{S/m}$
癌组织	0.18S/m — 0.35S/m	$0.25 \pm 0.05\text{S/m}$
皮肤组织	0.0065S/m — 0.025S/m	$0.0125 \pm 0.005\text{S/m}$

[0047] 在本实施例中,胸大肌组织仿体 2 采用冷却的琼脂块制成,琼脂粉加水进行搅拌,同时加入 NaCl 以调节电导率在 $1 \pm 0.2\text{S/m}$ 之间。在制备胸大肌仿体 2 时,先将乳腺电阻抗扫描检测物理模型的激励电极基层水平放置,然后将含有 NaCl 的琼脂粉水加热至 80 摄氏度后,注入乳腺电阻抗扫描检测物理模型内,冷却后的琼脂层厚度约 2cm,这种方式可以确保琼脂层与激励电极基层良好接触。

[0048] 在本实施例中,乳腺正常组织仿体 3 采用葡萄糖溶液添加 NaCl 溶液的方法制备。乳房按照组织类型可以分为腺体致密型乳房和脂肪型乳房,为了分别模拟癌包块在致密型乳房和脂肪型乳房的电阻抗扫描成像特征。我们分别按照乳房脂肪组织和腺体组织的电阻抗特性进行仿体电阻率的配制,电导率的分别调节为 $0.05 \pm 0.01\text{S/m}$ 和 $0.5\text{S} \pm 0.1\text{S/m}$ 。

[0049] 在本实施例中,癌变包块仿体 4 是由镀银铜粉掺入硅橡胶制成的电导率为 $0.25 \pm 0.05\text{S/m}$ 的正方体(或球体),规格按照边长 2mm 递进的设置,制成大小从 $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 2\text{mm}$ 到 $20\text{mm} \times 20\text{mm} \times 20\text{mm}$ 的不同规格癌包块仿体。

[0050] 在本实施例中,皮肤组织仿体 7-2 由水凝胶制成的薄膜,水凝胶薄膜的电导率 $0.0125 \pm 0.005\text{S/m}$ 。水凝胶膜的厚度约 $0.3\text{mm} \sim 0.5\text{mm}$,水凝胶的面积按照检测电极阵列模块的面积设计。

[0051] 参见图 7 是采用本实施例所述的逼真乳腺电阻抗扫描检测物理模型进行实验的示意图,图中所示物理模型的激励电极基层 5 以及检测电极阵列模块 7 分别与电阻抗扫描检测系统的激励输出和检测电极接口相连接。根据仿真研究需要,采用逼真乳腺电阻抗扫描检测物理模型可以使仿真测量条件更接近实际情况。

[0052] 需要说明的是,以上的实施例是便于理解本发明,本发明并不限于该实施例,本领域技术人员按照本发明技术方案所进行的修正、添加和替换,均应属于本发明保护的范围。

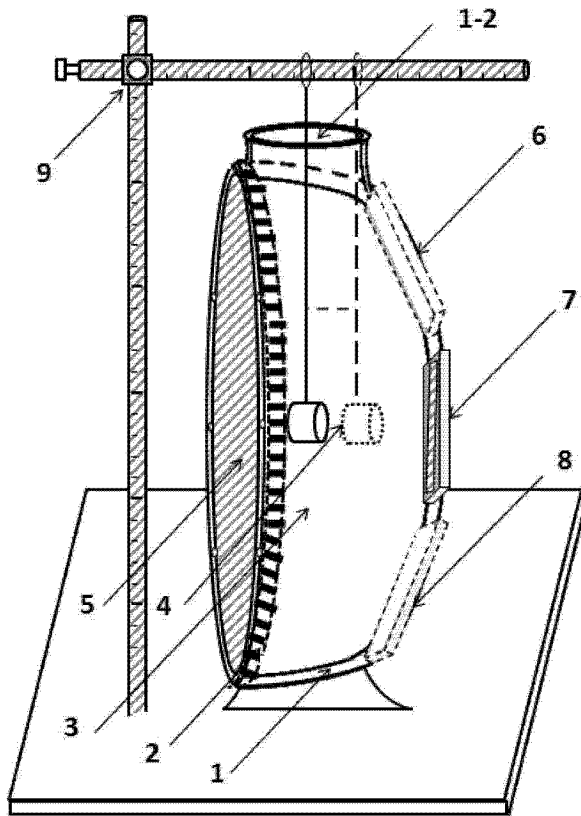


图 1

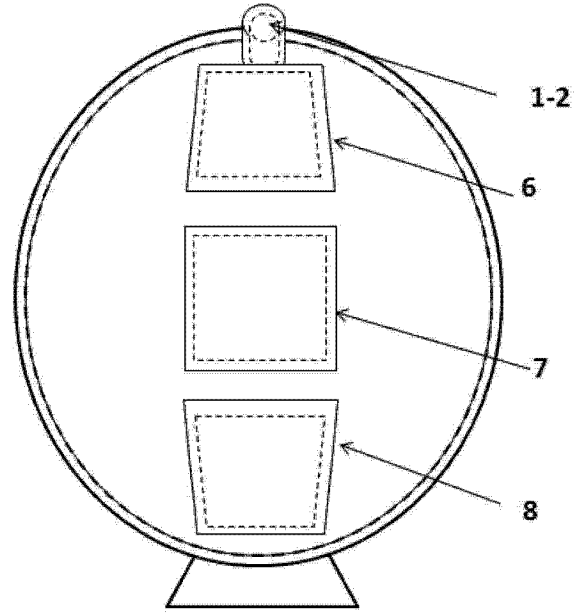


图 2

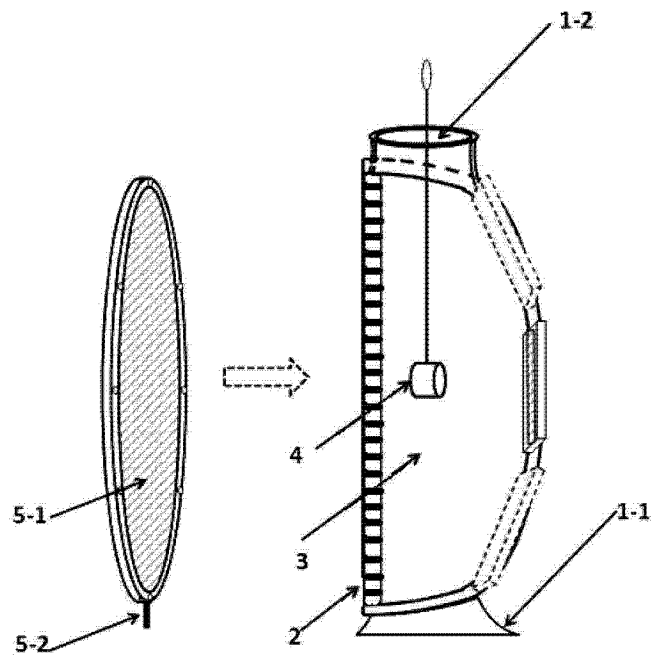


图 3

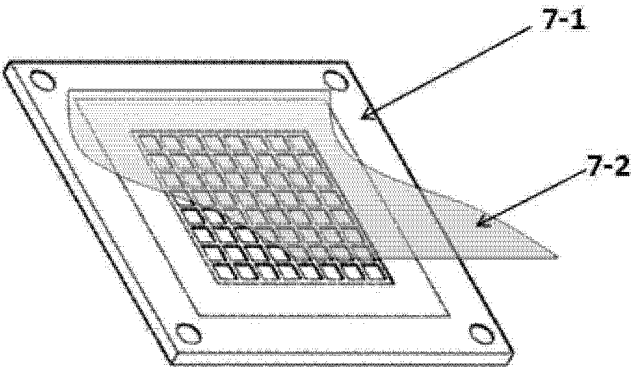


图 4

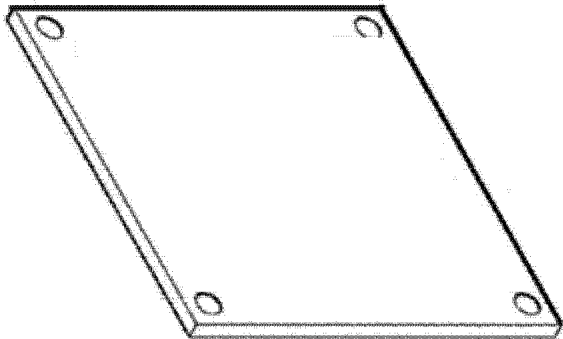


图 5

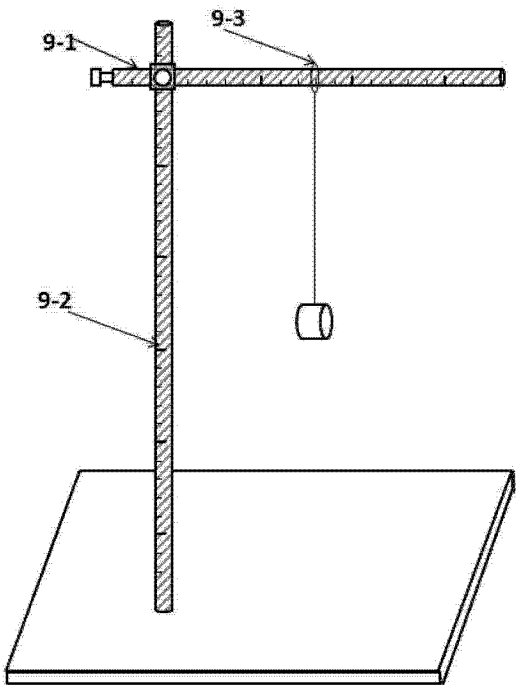


图 6

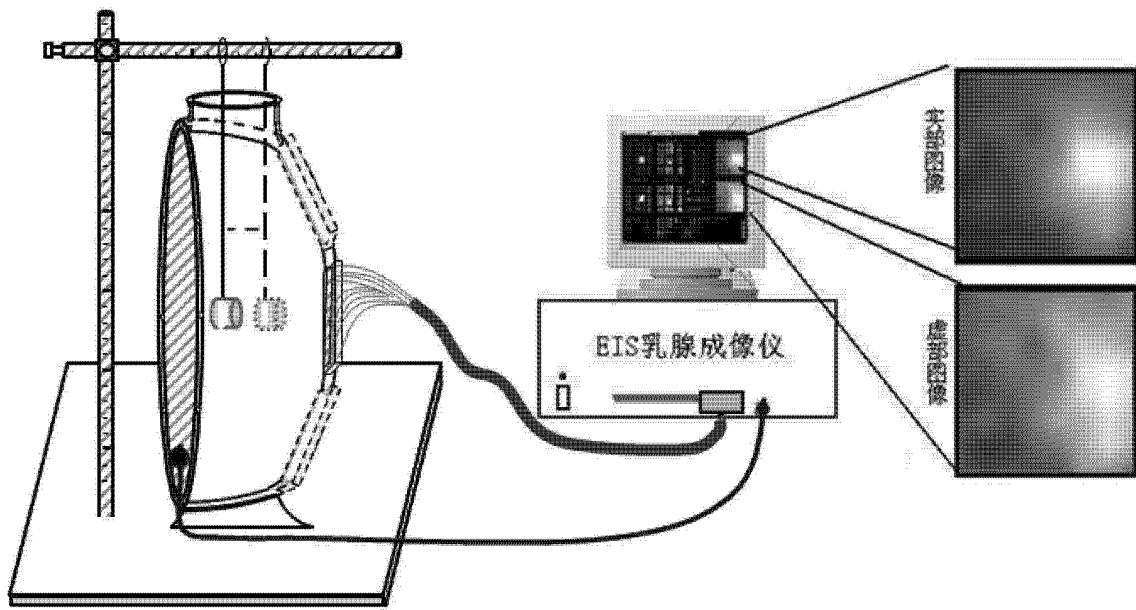


图 7

专利名称(译)	一种用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型		
公开(公告)号	CN102908125B	公开(公告)日	2014-08-13
申请号	CN201210425729.4	申请日	2012-10-30
[标]申请(专利权)人(译)	中国人民解放军第四军医大学		
申请(专利权)人(译)	中国人民解放军第四军医大学		
当前申请(专利权)人(译)	中国人民解放军第四军医大学		
[标]发明人	季振宇 董秀珍 史学涛 尤富生 付峰 刘锐岗 王威 王楠 马航		
发明人	季振宇 董秀珍 史学涛 尤富生 付峰 刘锐岗 王威 王楠 马航		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053		
其他公开文献	CN102908125A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于乳腺电阻抗扫描成像的逼真物理仿真模型，由乳房外形仿体结构层、激励电极基层、检测电极阵列模块、检测电极替代片，以及胸大肌组织仿体、乳腺组织仿体、癌变包块仿体、皮肤组织仿体等分离部件组成。所述的胸大肌组织仿体、乳腺组织仿体、癌变包块仿体和皮肤组织仿体，其电阻抗特性均依据活性乳腺组织的电阻抗特性参数进行设置。本发明按照乳腺电阻抗扫描实际临床检测时的乳房状态进行设计，且各仿体的电阻抗特性参数均依据活性组织参数进行设置，可使仿真结果更接近实测结果，同时本发明可以灵活设置仿真条件，为深入开展乳腺电阻抗扫描成像科学研究提供一种有效的仿真工具。

