



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102144931 B

(45) 授权公告日 2013. 01. 30

(21) 申请号 201110088416. X

(22) 申请日 2011. 04. 10

(73) 专利权人 陈莉

地址 443000 湖北省宜昌市港窑路 23 号

(72) 发明人 陈莉 易君度

(74) 专利代理机构 宜昌市三峡专利事务所  
42103

代理人 成钢

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101732071 A, 2010. 06. 16, 权利要求 1,  
说明书第 3 页第 3-4 段.

CN 101559001 A, 2009. 10. 21, 全文.

CN 101984919 A, 2011. 03. 16, 说明书第

25-27 段, 32 段, 附图 1.

易行政等. 《肝脏类显微三维超声图像观察》. 《中国超声医学杂志》. 2008, 第 24 卷 (第 2 期), 152-154.

审查员 李澍歆

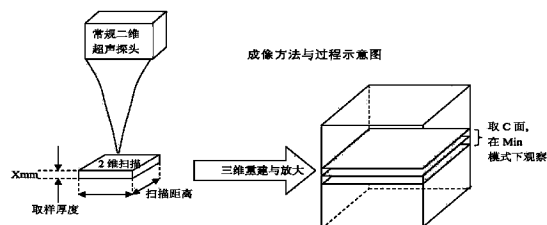
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 6 页

(54) 发明名称

一种类显微三维超声成像法

(57) 摘要

一种类显微三维超声成像的方法, 应用常规 B 超探头进行扫描目标, 图像放大 2-3 倍; 扫描方式为平行扫描与扇形扫描, 相邻的扫描线包涵超声波的侧向分辨性能; 在三维成像模式下, 应用合适的取样框厚度对形成三维图像进行取样; 选择三维图像的 C 面, 应用三维图像的最小模式, 将图像再次放大。本发明的成像方式突破了超声波的物理原理在应用上的限制, 使用 3—7MHz 的超声频率时, 可以观察到最小约 0.05mm 的实质组织的内部结构, 达到了类似显微镜观察的效果; 其全新的图像结构, 极大的丰富了超声图像的信息, 提高了图像分析的客观性与准确性, 为多种实质组织疾病的早期诊断及疗效观察提供了新的的依据。



1. 一种类显微三维超声成像法,其特征在于:包括以下步骤:

(1) 将屏幕 B 超图像比例放大,在三维模式下,应用常规腹部与浅表 B 超探头进行扫查目标;

(2) 匀速扫查被检查部位,相邻的扫描线包涵超声波的侧向分辨性能,得到 B 超图像;扫查方式为平行扫查与扇形扫查,相邻的扫描线包涵超声波的侧向分辨性能;

(3) 在三维模式下,应用合适的取样框厚度对形成三维图像进行取样;

(4) 选择三维图像的 C 面,应用三维图像的最小模式,将图像再次放大,完成成像,C 面是指物理学立体概念中由 Y 轴与 X 轴构成的平面。

2. 根据权利要求 1 所述的类显微三维超声成像法,其特征在于:经过(1)、(2)、(3)、(4)后图像所显示的实质组织内部结构的实际大小约 0.05mm,达到了类似低倍显微镜观察的效果。

3. 根据权利要求 1 所述的类显微三维超声成像法,其特征在于:所述步骤(1)中屏幕 B 超图像放大是将屏幕 B 超图像按图像与实际大小之比放大 2—3 倍。

4. 根据权利要求 1 所述的类显微三维超声成像法,其特征在于:所述的步骤(4)中的图像放大可由超声仪器的放大功能分步实现或由图像处理器或工作站协助完成。

5. 根据权利要求 1 所述的类显微三维超声成像法,其特征在于:所述的三维模式是超声仪器或相应的工作站所包含的三维模式。

6. 根据权利要求 1 所述的类显微三维超声成像法,其特征在于:所述的步骤(4)将图像放大是指按图像与实际大小之比将图像放大 20—40 倍。

## 一种类显微三维超声成像法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及影像医学领域,具体的说是一种使超声波图像达到类似低倍显微镜观察效果类显微三维超声成像法。

### 背景技术

[0002] 随着数字化技术的发展,使超声探测技术的多种分辨能力及显示特性都取得了长足的进步,通过各种组织的回声可获得更为丰富多彩的声像信息。但仍有一部分极有价值的声像学信息在二维超声检查时往往不能有效地反映出来。

[0003] 当前,三维超声对于胎儿,心脏等部位的检测,都是以立体观察为目的的三维超声应用,尚无应用类显微三维超声成像方法,以类似低倍显微镜观察的显示精度或图像分辨性能,对人体内部实质组织结构进行观察。现有各种无创医学检查技术手段仅能观察到人体实质组织内部约 3mm 的结构。其它如肝脏穿刺、肾脏穿刺的检查为有创检查、所显示精度较高、但费用较高,因有创不易反复检查及用于人群普查。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的是研制一种类显微三维超声成像法,通过这种成像法可利用三维超声无创的与类似低倍显微镜观察的精度,以特定的图像形式,得到实质组织内部结构图像。

[0005] 本发明的目的是这样实现的:一种类显微三维超声成像法,包括以下步骤:

[0006] (1) 将屏幕 B 超图像比例放大,在三维模式下,应用常规腹部与浅表 B 超探头进行扫查目标;

[0007] (2) 匀速扫查被检查部位,相邻的扫描线包涵超声波的侧向分辨性能,得到 B 超图像;

[0008] (3) 在三维模式下,应用合适的取样框厚度对形成三维图像进行取样;

[0009] (4) 选择三维图像的 C 面,应用三维图像的最小模式(Min),将图像再次放大;

[0010] (5) 经过(1)、(2)、(3)、(4)后图像所显示的实质组织内部结构的实际大小约 0.05mm,达到了类似低倍显微镜观察的效果;观察图像的结构、亮度与形态。

[0011] 所述步骤(1)中扫查方式为平行扫查与扇形扫查,相邻的扫描线包涵超声波的侧向分辨性能。

[0012] 所述步骤(2)中 B 超图像放大是将 B 超图像按图像与实际大小之比放大 2—3 倍。

[0013] 所述的步骤(4)中的图像放大可由超声仪器的放大功能分步实现或由图像处理器或工作站协助完成。

[0014] 所述的三维模式是超声仪器或相应的工作站所包含的三维模式。

[0015] 所述的步骤(4)将图像放大是指按图像与实际大小之比将图像放大 20—40 倍。

[0016] 本发明提供的类显微三维超声成像法,具有以下有益效果:

[0017] (1)类显微三维超声成像方式突破了超声波物理原理在作用方面的限制。既往,医学超声波检查由于超声波穿透性与分辨率等物理原理的相互限制的作用,能观察到人体内

肝脏等最小的结构或病变组织约为 3mm, 同样仪器与频率条件下, 以类显微三维超声成像, 检测肝脏等人体内部组织, 能够观察最小约 0.05mm 的实质组织结构, 达到类似低倍显微镜观察的效果, 也明显优于其他无创伤性医学检查方法, 如 CT, 磁共振等其它影像医学检查手段。

[0018] (2) 类显微三维超声成像可以无创的方式, 观察到以特殊形式显示约 0.05mm 人体实质组织内部结构, 达到了类似低倍显微镜检查的效果, 因此能够对肝小叶等进行相当仔细的观察。可依据肝小叶的一系列改变等判断各期肝纤维化, 使肝硬化之前的各期肝纤维化阶段得到及时的诊断, 进而为相应的诊疗提供了客观与准确的依据; 以当今医学诊疗水平, 绝大多数患者的病情可以得到控制或逆转, 不产生肝硬化, 从而有效遏制肝癌的发生。以类显微三维超声成像对人群进行普查, 对预防肝硬化与肝癌有重要意义与不可替代的作用。对某些肾脏、乳腺、子宫、肌肉等疾病都有独特诊断价值。

[0019] (3) 类显微三维超声成像可以无创的方式, 观察到以特殊形式显示约 0.05mm 人体实质组织内部结构, 达到了类似低倍显微镜检查的效果, 因此能够对肝小叶进行相当仔细的观察。可依据肝小叶的一系列改变等判断各期肝纤维化, 使肝硬化之前的各期肝纤维化阶段得到及时的诊断与诊疗, 以当今医学诊疗水平, 绝大多数患者的病情可以得到控制或逆转, 不产生肝硬化, 从而有效遏制肝癌的发生。以类显微三维超声成像对人群进行普查, 对预防肝硬化与肝癌有重要意义与不可替代的作用。对某些肾脏、乳腺、子宫、肌肉等疾病都有独特诊断价值;

[0020] 类显微三维超声成像法能够以类似低倍显微镜的观察效果, 无创的检查实质组织内部结构, 为更好的疗效观察与促进新的治疗手段产生积极与巨大作用。

#### 附图说明

[0021] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步说明。

[0022] 图 1 是本发明的成像方法与过程示意图。

[0023] 图 2 是本发明的成像原理图。

[0024] 图 3 为使用本发明方法临床检出的乙型肝炎第 2 期肝纤维化肝脏类显微三维超声图像。

[0025] 图 4 为使用本发明方法临床检出的乙型肝炎第 3 期肝纤维化肝脏类显微三维超声图像。

[0026] 图 5 为使用本发明方法临床检出的乙型肝炎第 4 期肝纤维化肝脏类显微三维超声图像。

[0027] 图 6 为使用本发明方法临床检出的代偿期乙型肝炎肝硬化肝脏类显微三维超声图像。

[0028] 图 7 为使用本发明方法临床检出的失代偿期乙型肝炎肝硬化肝脏类显微三维超声图像。

[0029] 图 8 为使用本发明方法临床检出的乙型肝炎肝硬化合并肝间隔内结节增生的肝脏类显微三维超声图像。

[0030] 图 9 为使用本发明方法临床检出的乙型肝炎肝硬化合并肝癌的肝脏类显微三维超声图像。

[0031] 图 10 使用本发明方法临床检出的健康人肾脏类显微三维超声图像。

### 具体实施方式

[0032] 本发明的工作原理如图 2 所示,应用常规腹部或浅表探头,在一个合理的范围内对被检查人体组织进行相对匀速扫描(平行或扇形扫描);相邻扫描线应包含超声波侧向分辨性能;;取样在一个合理的厚度范围;应用最小模式(Min)观察,图中,(a) 到 (e) 分别是沿图 2 (5) 中 Z 轴不同深度的 5 个切面,以设黑色表示亮度 100,白色表示亮度 1。对应每组(x, y) 坐标,三维数据中有五个像素亮度值分别来自(a) 到 (e) 五个切面。当沿 Z 轴作最小密度投影(MinIP)时,其投影图(f) 只取五个像素亮度中的最小值。所以白像素(最小值)都留下了,形成投影图(f)。图(f) 中的白十字其实是一种投影处理过程产生的图像,表明类显微三维超声图中的纹理是图像处理产生的一种特殊效果。适当的放大等图象处理。实现图像放大主要包括:B 超图像放大;计算机三维重建时单条扫描线的放大;三维超声图像形成后的整体放大,在这些因素的共同作用下,许多极有价值的声象学信息能够以特定的三维超声的方式有效的反映出来,其图象的显示人体内部实质组织的实际精度部分达到了低倍显微镜的效果,从而得到类显微三维超声图像,这些图像对完成类对诊断各期肝纤维化等当前一些世界性医学难题具有独特的应用价值。

[0033] 实施例:根据图 1—10 所示,类显微三维超声成像方法的步骤如下:

[0034] (1) 将屏幕 B 超图像放大 2—3 倍,在三维模式下,应用常规腹部与浅表 B 超探头进行扫描目标;

[0035] (2) 匀速扫描(平行扫描与扇形扫描),相邻的扫描线包涵超声波的侧向分辨性能;

[0036] (3) 在三维模式下(超声仪器或相应的工作站所包含的三维模式),应用合适的取样框厚度对形成三维图像进行取样;

[0037] (4) 选择三维图像的 C 面,应用三维图像的最小模式(Min),将图像再次放大;

[0038] (5) 经过再次放大得到的图像,可以通过观察图像的结构、亮度与形态,许多极有价值的声学信息能够以一定方式表现出来。

[0039] 不具备三维超声功能的 B 超仪器,可以通过相应的或特殊的工作站或图像处理器来协助完成以上(3)、(4)、(5) 步骤,达到或实现类显微三维超声成像;

[0040] 经过上述(1)、(2)、(3)、(4)、(5) 步骤,图像所显示的实质组织内部结构的实际大小约 0.05mm,达到了类似低倍显微镜观察的效果;

[0041] 所述步骤(1)中 B 超图像 2—3 倍的放大,是类显微三维超声成像放大处理的首次放大;

[0042] 所述步骤(2)中相邻扫描线包含侧向分辨性能的扫描是指一条扫描线本身具有自身的侧向分辨性能,控制类显微三维成像的扫描距离与扫描速度可使相邻扫描线所包含的侧向分辨性能序列性的结合;

[0043] 所述步骤(3)中在三维模式下应用厚度合适的取样框,包括应用超声仪器内的取样功能(一次取样或两次取样成像),以及在相应的或特殊的工作站或图像处理器中实现上述取样;合适的取样厚度是保持 C 面图像中所显示的人体实质组织内部结构的连续性所需要的最小厚度;

[0044] 所述步骤(4)中的 C 面是指物理学立体概念中由 Y 轴与 X 轴构成的平面;

[0045] 所述步骤(4)中的最小模式(Min)是类显微三维超声成像主要观察模式,其它模式只作参考;

[0046] 所述步骤(4)中的图像再次放大是指三维图像形成之后的放大,一般在20—40倍,部分超声仪器具有一定程度的放大功能,也可通过图像处理器或工作站完成;

[0047] 根据图3所示的乙肝第2期肝纤维化肝脏类显微三维超声图像,图中显示肝实质内索条状强回声,明显增厚,不规则,连接相邻肝实质。

[0048] 根据图4所示的乙肝第3期肝纤维化肝脏类显微三维超声图像,图中显示肝间隔回声不规则增厚,边缘毛糙,肝实质索条状回声明显增厚,不规则。

[0049] 根据图5所示的乙肝第4期肝纤维化肝脏类显微三维超声图像,图中显示多个肝实质内结节样回声,单个肝实质内结节样回声,对邻近结构形成挤压。

[0050] 根据图6所示的代偿期乙肝肝硬化肝脏类显微三维超声图像,图中显示多个肝实质融合,肝实质回声图像分布不均,肝间隙回声增大。

[0051] 根据图7所示的失代偿期乙肝肝硬化肝脏类显微三维超声图像,图中显示多个肝实质明显减少,肝实质回声图像分布不均,肝间隙回声增大。

[0052] 根据图8所示的乙肝肝硬化合并增生结节的肝脏类显微三维超声图像,图中显示肝实质融合,箭头处示增生结节图像。

[0053] 根据图9所示的乙肝肝硬化合并肝癌的肝脏类显微三维超声图像,图中显示肝实质融合,箭头处示低回声、边缘模糊、周围管壁被破坏的图像。

[0054] 根据图10所示的健康人肾脏类显微三维超声图像,图像显示大量的管径不一的官腔回声。

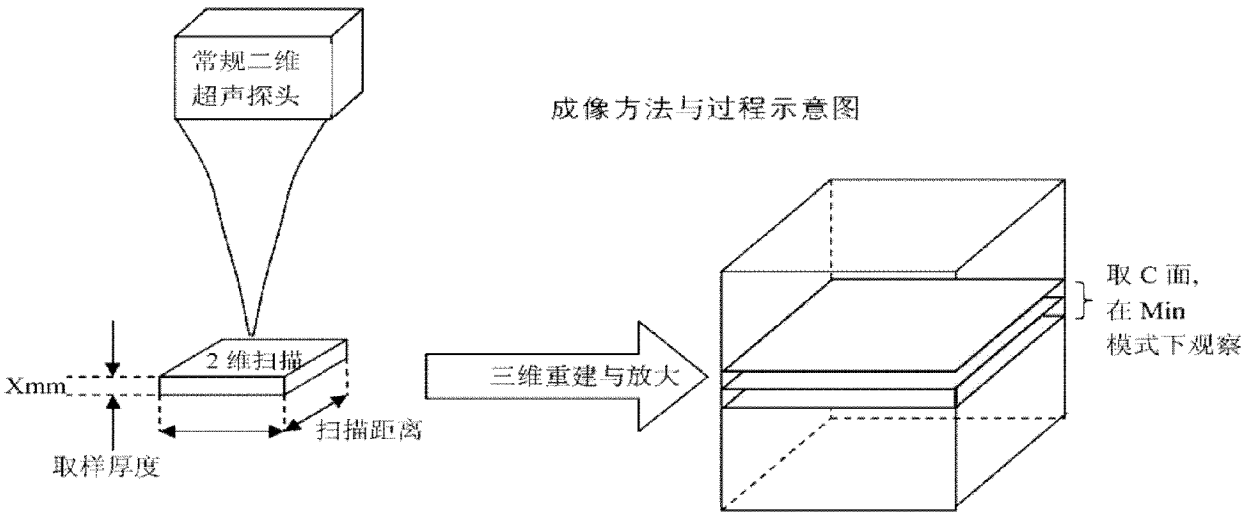


图 1

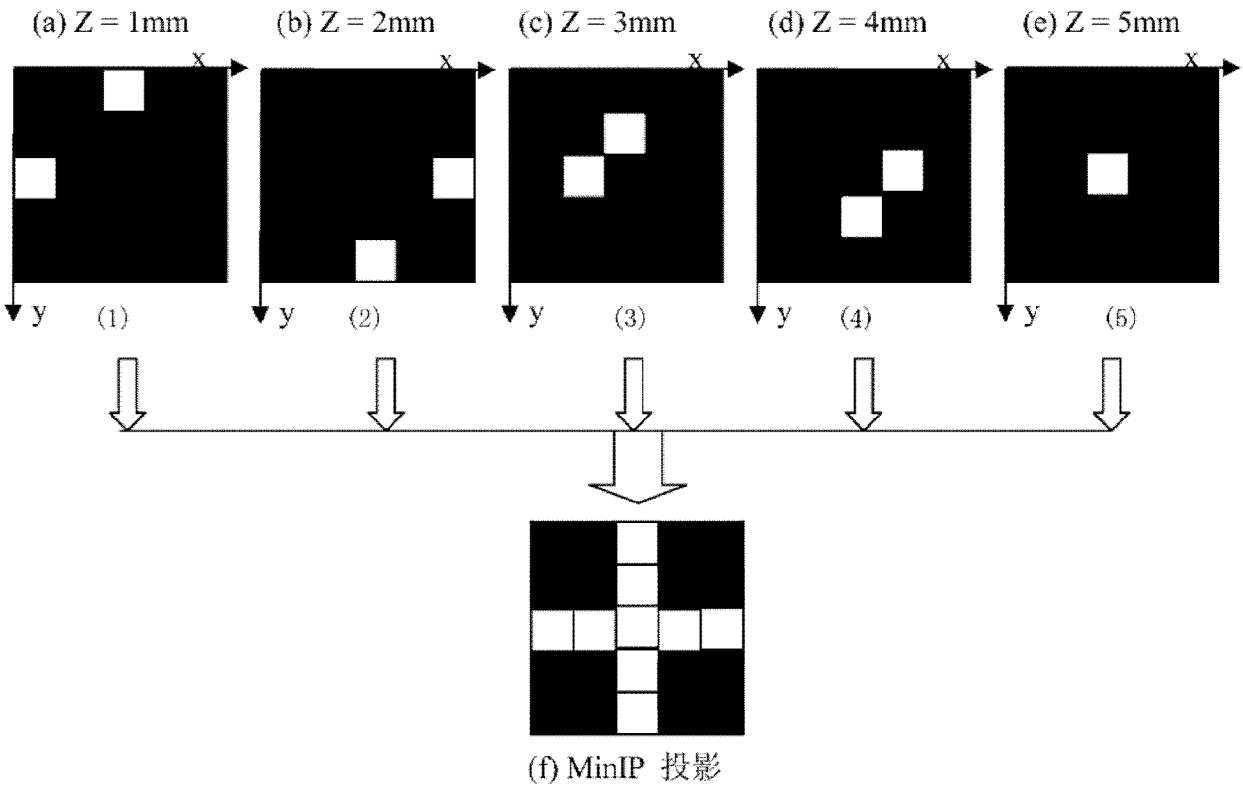


图 2

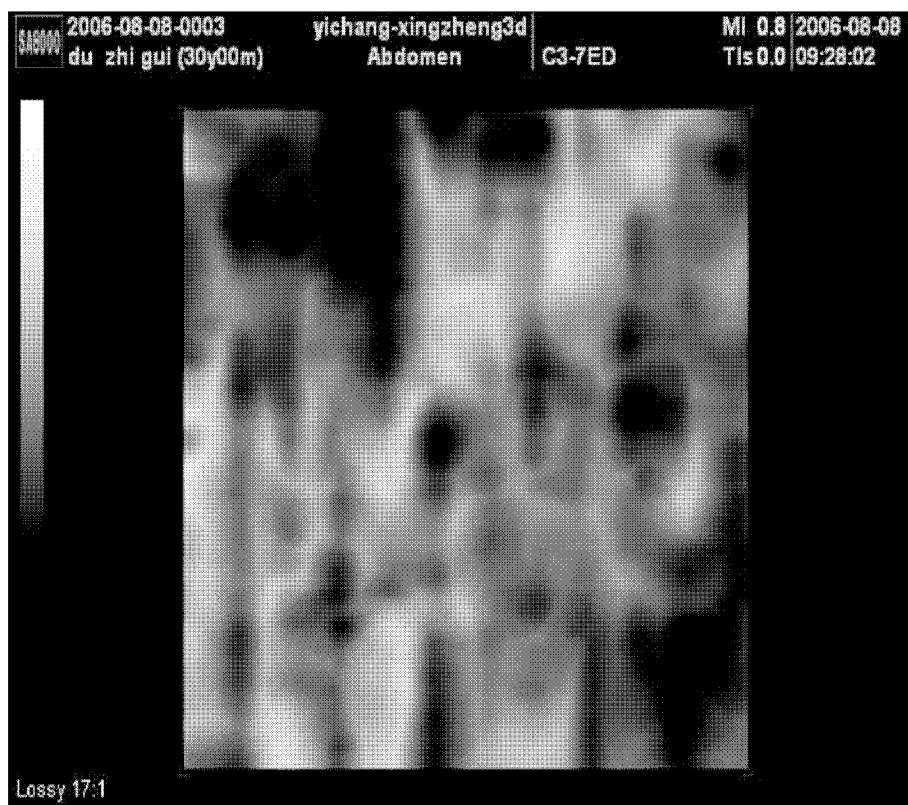


图 3

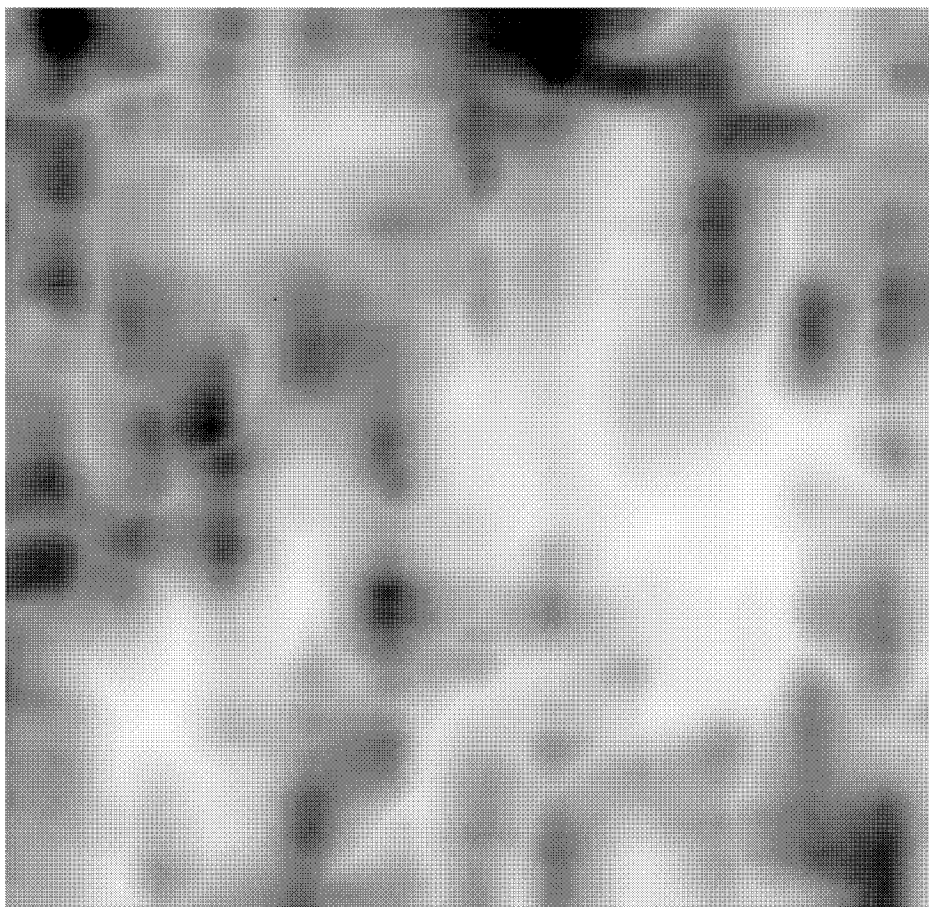


图 4

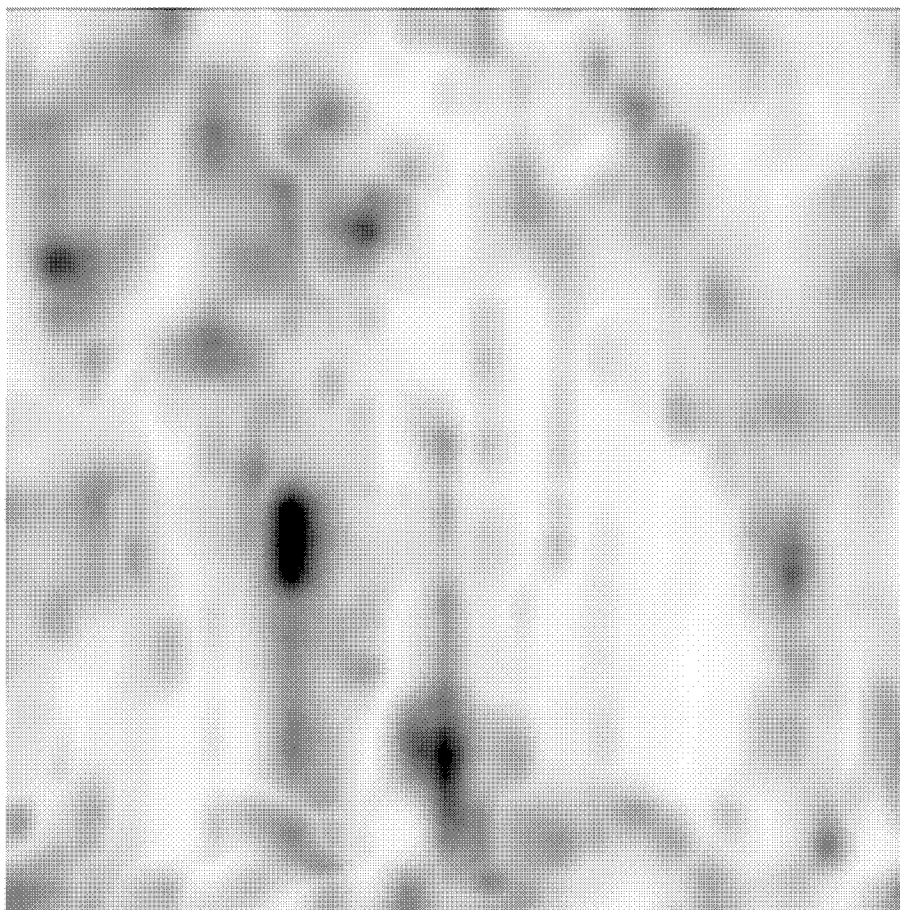


图 5

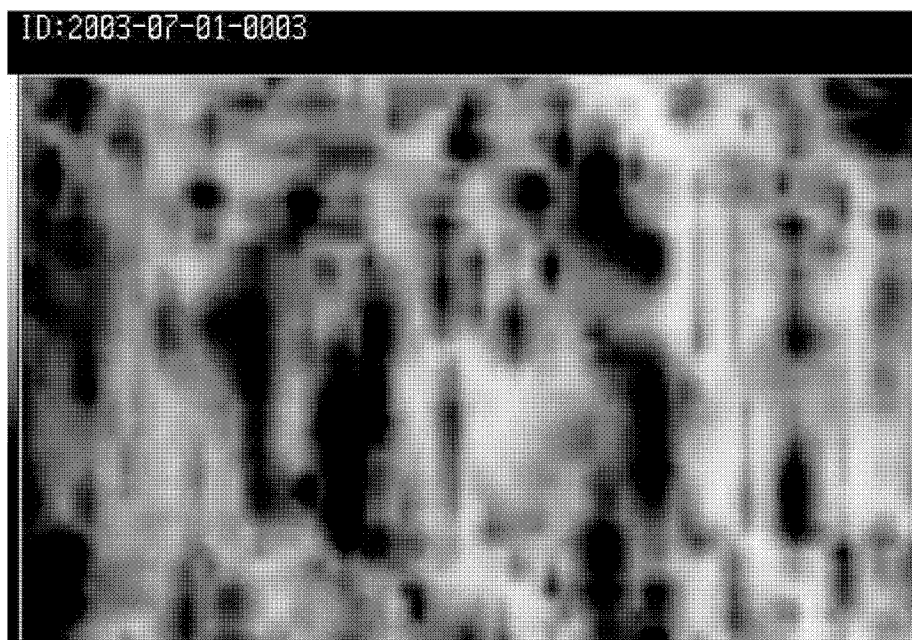


图 6

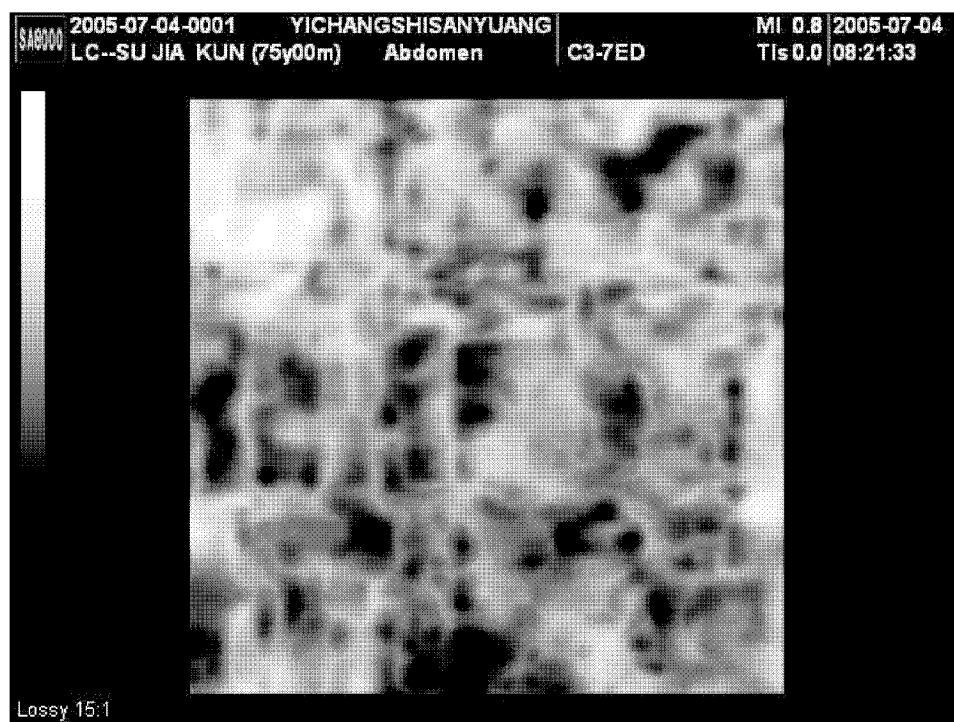


图 7

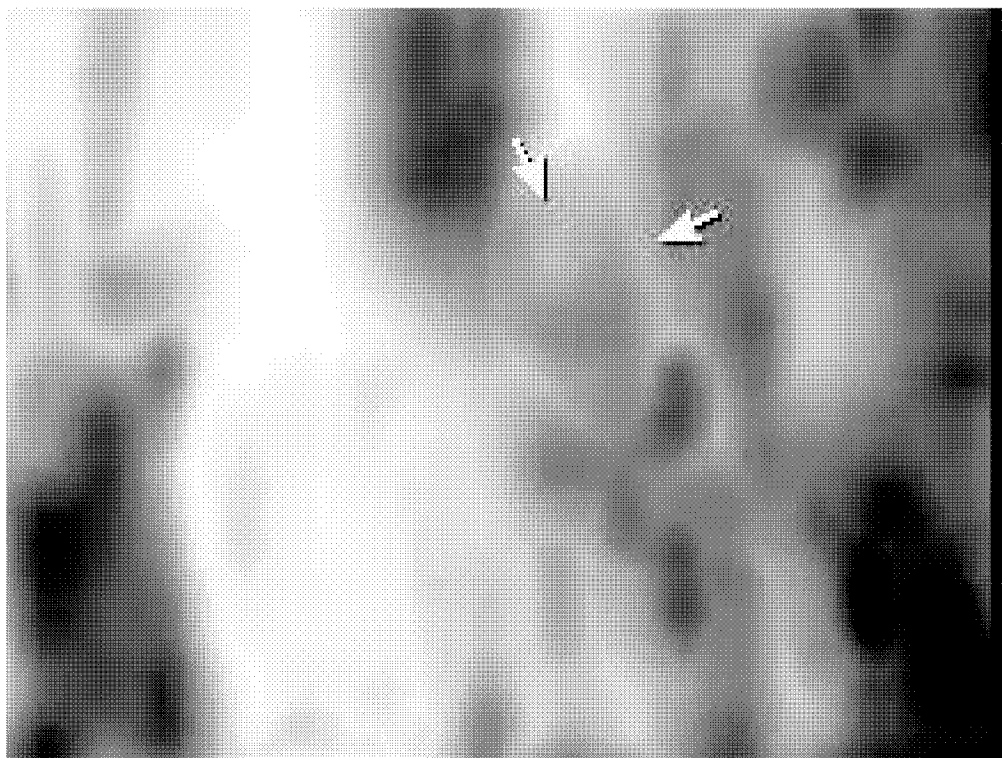


图 8

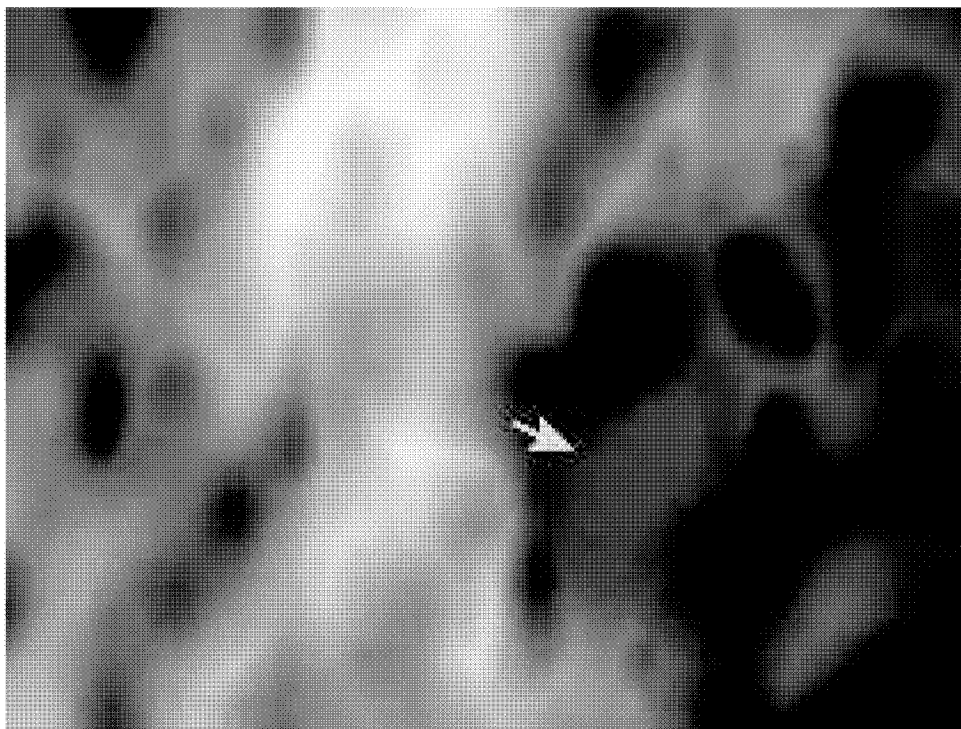


图 9

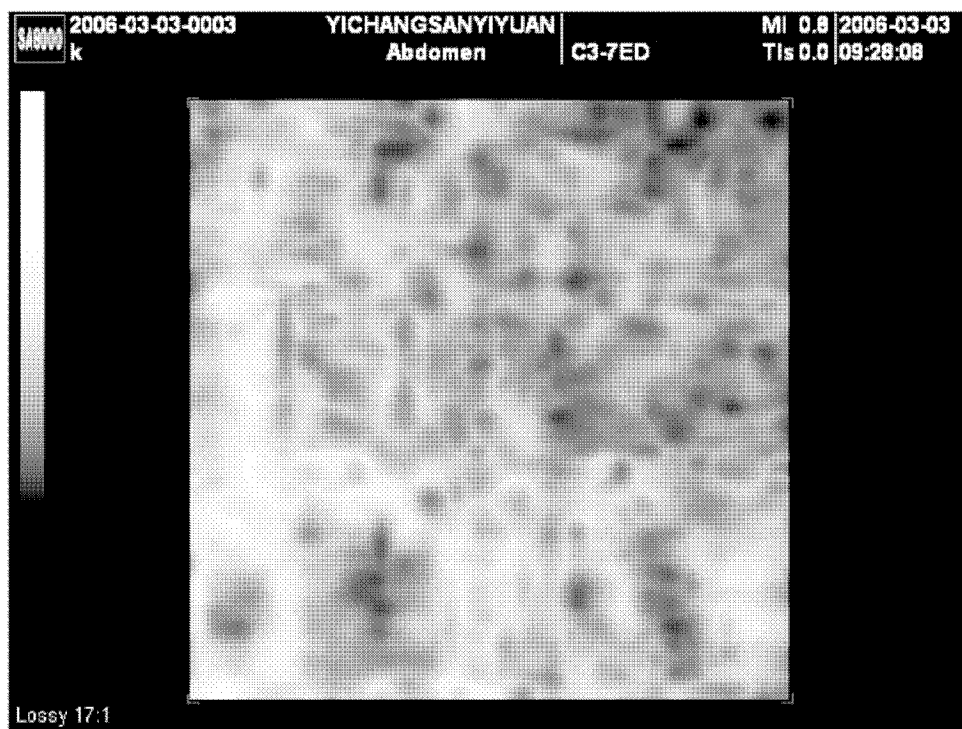


图 10

|                |                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种类显微三维超声成像法                                   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN102144931B</a>                   | 公开(公告)日 | 2013-01-30 |
| 申请号            | CN201110088416.X                               | 申请日     | 2011-04-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 陈莉                                             |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 陈莉                                             |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 陈莉                                             |         |            |
| [标]发明人         | 陈莉<br>易君度                                      |         |            |
| 发明人            | 陈莉<br>易君度                                      |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                       |         |            |
| 代理人(译)         | 成钢                                             |         |            |
| 其他公开文献         | CN102144931A                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

#### 摘要(译)

一种类显微三维超声成像的方法，应用常规B超探头进行扫查目标，图像放大2-3倍：扫查方式为平行扫查与扇形扫查，相邻的扫描线包涵超声波的侧向分辨性能：在三维成像模式下，应用合适的取样框厚度对形成三维图像进行取样：选择三维图像的C面，应用三维图像的最小模式，将图像再次放大。本发明的成像方式突破了超声波的物理原理在应用上的限制，使用3---7MHz的超声频率时，可以观察到最小约0.05mm的实质组织的内部结构，达到了类似显微镜观察的效果；其全新的图像结构，极大的丰富了超声图像的信息，提高了图像分析的客观性与准确性，为多种实质组织疾病的早期诊断及疗效观察提供了新的依据。

