



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103415259 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201280011510. 8

(22) 申请日 2012. 02. 27

(30) 优先权数据

11156819. 2 2011. 03. 03 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 09. 03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/050886 2012. 02. 27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/117328 EN 2012. 09. 07

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 C·穆热诺 G·J·恩霍尔姆

I·A·J·科斯凯拉 M·O·科勒

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

A61N 7/02(2006. 01)

G01H 5/00(2006. 01)

A61B 5/107(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

A61B 6/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1297527 A, 2001. 05. 30,

CN 1732031 A, 2006. 02. 08,

US 5522869 A, 1996. 06. 04,

US 2008/0132785 A1, 2008. 06. 05,

US 2006/0079816 A1, 2006. 04. 13,

CN 1968656 A, 2007. 05. 23,

CN 101273896 A, 2008. 10. 01,

US 2008/0275339 A1, 2008. 11. 06,

审查员 孙晓彤

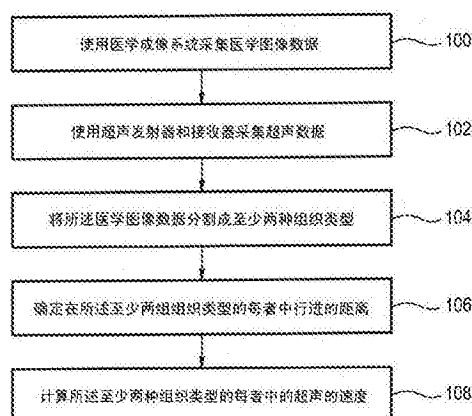
权利要求书3页 说明书18页 附图13页

(54) 发明名称

计算至少两种组织类型中超声的速度

(57) 摘要

一种医学设备(400),包括用于采集描述沿至少两条路径(606,1114)的超声的速度(304,306)的超声数据(476)的超声发射器(444,602)和接收器(446,604)系统(600)。所述医学设备还包括用于采集医学图像数据(468)的医学成像系统(402)和包含使所述处理器采集(100,200)医学图像数据的指令(490,492,494,496,498,500,502,504)的存储器(464)。所述指令还使所述处理器采集(102,202)超声数据。所述指令还使所述处理器将所述医学图像数据分割(104,204)成至少两种组织类型(434,436,610,612,708,710)。所述指令还使所述处理器确定(106,206)对应于所述受试体内的至少两条路径的至少两个距离。所述指令还使所述处理器计算(108,208)至少两种组织类型中的超声的速度。



1. 一种医学设备 (400), 包括:

- 超声发射器 (444、602) 和接收器 (446、604) 系统 (600), 其用于采集超声数据 (476), 其中, 所述超声数据描述沿受试体 (430、1100) 中的至少两条路径 (606、1114) 的超声的速度 (304、306);

- 医学成像系统 (402), 其用于采集描述所述受试体中的所述至少两条路径的医学图像数据 (468);

- 存储器 (464), 其包含机器可执行指令 (490、492、494、496、498、500、502、504); 以及

- 处理器 (458), 其用于控制所述医学设备并且被配置为:

- 使用所述医学成像系统采集 (100、200) 所述医学图像数据;

- 使用所述超声发射器和接收器系统采集 (102、202) 所述超声数据;

- 对所述医学图像数据进行分割 (104、204), 识别至少两种组织类型 (434、436、610、612、708、710);

- 确定 (106、206) 在所述受试体中的针对所述受试体中的所述至少两条路径中的每者的至少两个距离, 其中, 所述至少两个距离等于由所述超声发射器和接收器系统生成的超声在所述至少两种组织类型中行进的距离;

- 根据所述超声数据并且根据针对所述至少两条路径中的每者的所述至少两个距离来计算 (108、208) 在所述至少两种组织类型中的每者中的超声的速度, 其中, 所述医学设备还包括用于对所述受试体之内的目标区 (440) 进行声波处理的高强度聚焦超声系统 (404), 其中, 所述高强度聚焦超声系统包括用于生成超声能量的超声换能器, 其中, 所述超声换能器包括多个超声换能器元件 (432、802、1102), 其中, 所述多个超声换能器元件中的每者的相位是能控制的; 其中, 所述处理器还被配置为根据经分割的医学图像数据 (470) 和所述至少两种组织类型中的每者中的所述超声的速度来计算 (210) 一组换能器元件相位 (482)。

2. 根据权利要求 1 所述的医学设备, 其中, 所述医学设备包括箱 (424), 其中, 所述箱具有用于接收超声传导液体 (426) 和所述受试体的部分 (430) 的开口 (423), 其中, 所述部分包含所述目标区, 其中, 所述超声发射器和接收器系统适于主要在穿过所述箱的第一平面 (450) 之内发射和接收超声, 并且其中, 所述第一平面处于所述开口的下方, 其中, 所述多个超声换能器元件处于第二平面 (452) 的下方, 其中, 所述第二平面处于所述第一平面的下方。

3. 根据权利要求 2 所述的医学设备, 其中, 所述超声换能器聚焦在所述第二平面的上方。

4. 根据权利要求 2 所述的医学设备, 其中, 所述超声换能器聚焦在所述第二平面的下方。

5. 根据权利要求 2、3 或 4 中的任一项所述的医学设备, 其中, 所述至少两条路径穿过所述受试体。

6. 根据权利要求 5 所述的医学设备, 其中, 所述处理器被配置为:

- 使用所述超声发射器和接收器系统采集基线超声数据, 其中, 沿穿过所述超声传导液体的至少两条基线路径来采集所述基线超声数据, 其中, 所述基线超声数据包括超声幅度测量结果, 其中, 所述超声数据包括超声幅度测量结果; 并且

- 计算针对所述至少两种组织类型中的每者的衰减值,其中,所述衰减值是根据所述超声数据和所述基线超声数据的所述超声幅度测量结果并且根据针对所述至少两条路径中的每者的所述至少两个距离来计算的。

7. 根据权利要求1到4中的任一项所述的医学设备,其中,所述医学设备还包括用于对所述受试体和 / 或所述超声发射器和接收器系统进行定位的定位系统,其中,所述处理器被配置为:

- 在所述经分割的医学图像数据中识别骨组织 (712);并且
- 对所述受试体和 / 或所述超声发射器和接收器系统进行定位,使得所述至少两条路径从所述骨组织反射开并被所述接收器系统接收。

8. 根据权利要求1到4中的任一项所述的医学设备,其中,所述处理器被配置为根据针对所述至少两条路径中的每者的所述至少两个距离来计算在所述至少两种组织类型中的每者中的超声衰减。

9. 根据权利要求1到4中的任一项所述的医学设备,其中,所述处理器被配置为:

- 根据所述一组换能器元件相位生成超声控制信号 (484),其中,所述超声控制信号使所述高强度聚焦超声系统对所述目标区进行声波处理;并且
- 将所述超声控制信号发送至所述高强度聚焦超声系统。

10. 根据权利要求9所述的医学设备,其中,所述医学成像是用于从成像区采集磁共振数据的磁共振成像系统,其中,所述目标区处在所述成像区之内,其中,所述处理器被配置为:

- 沿从所述超声换能器到所述目标区生成的路径来采集磁共振温度测定数据;
- 根据所述经分割的医学图像数据和所述磁共振温度测定数据来计算一组温度补偿的换能器元件相位;并且
- 根据所述一组换能器元件相位来生成温度校正的超声控制信号;并且
- 将所述温度校正的超声控制信号发送至所述高强度聚焦超声系统。

11. 根据权利要求1到4中的任一项所述的医学设备,其中,所述医学成像是如下中的任一项:磁共振成像系统 (406)、计算机断层摄影系统和诊断超声系统。

12. 一种操作医学设备的方法,其中,所述医学设备包括用于采集超声数据 (476) 的超声发射器 (444、602) 和接收器 (446、604) 系统 (600),其中,所述超声数据描述沿受试体 (430、1100) 中的至少两条路径 (606、1114) 的超声的速度 (304、306);其中,所述医学设备还包括用于采集描述所述受试体中的所述至少两条路径的医学图像数据 (468) 的医学成像系统 (402),其中,所述方法包括如下步骤:

- 使用所述医学成像系统采集 (100、200) 所述医学图像数据;
- 使用所述超声发射器和接收器系统采集 (102、202) 所述超声数据;
- 将所述医学图像数据分割 (104、204) 成至少两种组织类型 (434、436、610、612、708、710);

- 确定 (106、206) 超声在所述受试体中的针对所述受试体中的所述至少两条路径中的每者的至少两个距离,其中,所述至少两个距离对应于由所述超声发射器和接收器系统生成的超声在所述至少两种组织类型中行进的距离;并且

- 根据所述超声数据并且根据针对所述至少两条路径中的每者的所述至少两个距离

来计算 (108、208) 在所述至少两种组织类型中的每者中的超声的速度,其中,所述医学设备还包括用于对所述受试体之内的目标区 (440) 进行声波处理的高强度聚焦超声系统 (404),其中,所述高强度聚焦超声系统包括用于生成超声能量的超声换能器,其中,所述超声换能器包括多个超声换能器元件 (432、802、1102),其中,所述多个超声换能器元件中的每者的相位是能控制的;其中,所述方法还包括根据经分割的医学图像数据和所述至少两种组织类型中的每者中的所述超声的速度来计算 (210) 一组换能器元件相位。

13. 一种操作医学设备的装置,其中,所述医学设备包括用于采集超声数据 (476) 的超声发射器 (444、602) 和接收器 (446、604) 系统 (600),其中,所述超声数据描述沿受试体 (430、1100) 中的至少两条路径 (606、1114) 的超声的速度 (304、306),其中,所述医学设备还包括用于采集描述所述受试体中的所述至少两条路径的医学图像数据 (468) 的医学成像系统 (402),所述装置包括:

- 用于使用所述医学成像系统采集 (100、200) 所述医学图像数据的模块;
- 用于使用所述超声发射器和接收器系统采集 (102、202) 所述超声数据的模块;
- 用于将所述医学图像数据分割 (104、204) 成至少两种组织类型 (434、436、610、612、708、710) 的模块;
- 用于确定 (106、206) 超声在所述受试体中的针对所述受试体中的所述至少两条路径中的每者的至少两个距离的模块,其中,所述至少两个距离对应于由所述超声发射器和接收器系统生成的超声在所述至少两种组织类型中行进的距离;并且
- 用于根据所述超声数据并且根据针对所述至少两条路径中的每者的所述至少两个距离来计算 (108、208) 在所述至少两种组织类型中的每者中的所述超声的速度的模块,并且
- 用于控制包括用于生成超声能量的超声换能器的高强度聚焦超声系统的模块,所述超声换能器包括多个超声换能器元件 (432、802、1102),其中,所述多个超声换能器元件中的每者的相位是受到控制的,并且根据经分割的医学图像数据和所述至少两种组织类型中的每者中的所述超声的速度来计算 (210) 一组换能器元件相位。

计算至少两种组织类型中超声的速度

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像,尤其涉及使用超声和医学成像来计算组织中超声的速度。

背景技术

[0002] 可以使用来自聚焦超声换能器的超声有选择地处置身体内部的区域。超声波是作为高能机械振动传输的。这些振动在受到阻尼时将诱发组织发热,而且还能够导致空化作用。所述组织发热和空化作用两者都能够用于在临床环境中对组织进行破坏。然而,利用超声对组织进行加热比空化作用更易于控制。能够使用超声处置对组织进行消融,从而有选择地杀死癌细胞的区域。这种技术已经被应用于子宫肌瘤的处置,并且其降低了子宫切除术的必要性。能够以较低的功率或者以脉冲模式使用超声有选择地向某一区域递送基因材料或药物。

[0003] 为了执行超声治疗,能够使用聚焦超声换能器将超声聚焦到特定的处置体积上。通常将所述换能器安装在能够传输超声的诸如脱气水的介质之内。然后,使用致动器调整超声换能器的位置,并由此调整接受处置的组织区域。

[0004] 美国专利申请 US 2004/0122323 示出了一种用于对穿过组织的超声能量进行聚焦的系统和用于对组织区域进行成像的成像器。采用相位和幅度校正因子使所述超声能量聚焦。相应的校正因子将补偿各种组织类型之内的各组织类型的声音速度的变化。通过对图像进行分析并从图像识别组织特征来确定这些校正因子。

发明内容

[0005] 本发明在独立权利要求中提供了一种医学设备、一种方法和一种计算机程序产品。在从属权利要求中给出了实施例。

[0006] 在通过高强度聚焦超声(HIFU)对乳腺癌进行处置的过程中,超声行进通过若干种介质,诸如,分别以超声波速 $1451 \pm 36\text{m/s}$ 和 $1538\text{m/s} \pm 22\text{m/s}$ 为特征的皮下脂肪和腺组织。在射束路径之内,这两种组织类型的 1cm 的厚度的变化将诱发 210° 的相位像差(aberration),其足以使射束散焦。HIFU 处置经常与磁共振成像(MRI)结合,从而对肿瘤进行定位、规划处置以及监测高热流程。

[0007] 也可以在组织波速和衰减的先验知识的基础上使用由 MRI 或另一成像模态提供的解剖学图像来处理相位和幅度像差补偿。然而,乳房组织波速(用于计算重聚焦的基本参数)取决于患者和年龄。本发明的实施例可以提供一种通过在医学成像系统内增加超声发射器和接收器而在处置之前或者在处置期间表征组织类型的波速和衰减的设备和/或方法。使用超声发射器和接收器测量超声传播时间和沿若干方向的衰减,而解剖学图像则提供每种组织类型沿这些方向的表征。因而通过结合两种数据获得了波速和衰减值。那些在高热之前或者在高热期间快速获得的组织表征将改善射束重聚焦,从而获得更高的处置效率和准确性。

[0008] 通过 MR 引导的 HIFU 对乳腺癌进行处置最近显示出了进入临床实践的极大的可能

性。然而,由于还存在着相当大的对处于超声射束的远场内的胸廓、心脏和肺造成不希望的组织损伤的风险,阻碍了广泛的临床接受。本发明的实施例可以提供一种使用具有横向主射束方向的换能器设计来规避这些风险的方式。另外,射束近场中的较低的能量密度允许对更大的肿瘤进行处置,而不会超过安全范围从而导致皮下组织层的不希望的温度升高。

[0009] 大孔径换能器设计的焦点的质量对非均匀传播介质的影响更为敏感。由于从声学的角度来讲乳房组织是由腺体组织、脂肪组织和纤维组织构成的复杂结构,这些组织表现出的声传播速度的变化高达 6%,使用这样的设计通常得到很差的射束。

[0010] 本发明的实施例可以提供重新建立射束质量的校正函数。穿越颅骨的 HIFU 消融系统的设计就遇到了类似的问题,在所述系统中,使用高分辨率 CT 成像作为校正函数的计算的基础,所述校正函数假定对于所有患者而言类似的组织声学特性。然而,这些方法不能够直接转用到乳房组织上,因为这些方法被优化为表征和校正由通过骨组织的射束传播导致的像差。另外,多种模态的使用(CT 和 MRI)诱发了与系统可用性、工作流程持续时间和图像配准相关的问题。因此,允许使用以 HIFU 对乳腺癌进行最佳非侵入性处置的大孔径换能器设计的关键是表征临床相关时间范围内的乳房组织的声学性质的有效的、非侵入性的方法。

[0011] MR 成像表现出了优越的软组织对比度,并且因此能够以高空间分辨率绘制出异质组织结构。可以采用这一信息与不同乳房组织类型的活体内波速测量的预定义表格的组合来处理重聚焦方法。然而,这一方法存在限制,因为皮下脂肪、腺组织的波速取决于患者和年龄。

[0012] 有人已经提出了飞行时间超声断层摄影平台,来对乳房组织的波速量化。然而,所得到的测量需要长扫描时间(对于物品而言为每切片 9min/s),并且其对比度和空间分辨率局限于超声的现有技术水平。本发明的实施例可以通过使表征超声组织特性的机构与一种或若干种成像模态(除了超声波速测量之外)相结合而使得针对 HIFU 处置的组织异质性补偿更具患者特异性。

[0013] 能够使用与患者的解剖学图像结合的超声发射器和接收器来表征超声波速以及超声衰减。可以使用一种成像模态或者结合若干种成像模态来获得解剖学图像,所述成像模态诸如是:

- [0014] • 磁共振成像(MRI)
- [0015] • 辐射摄影
- [0016] - 荧光透视检查
- [0017] - 投影辐射摄影(X 射线)
- [0018] • 核医学
- [0019] - 闪烁照相
- [0020] - SPECT
- [0021] - 正电子发射断层摄影(PET)
- [0022] • 光声成像
- [0023] • 乳房热敏成像法
- [0024] • 断层摄影
- [0025] - 线性断层摄影

- [0026] - 复式断层摄影
- [0027] - 厚层断层摄影法
- [0028] - 矫正角膜学(OPT 或 OPG)
- [0029] - 计算机断层摄影(CT)
- [0030] - 计算机轴向断层摄影(CAT)

[0031] • 超声检查法

[0032] 所述超声发射器和接收器能够测量传播延迟和跨若干组织层的衰减。另外,另一成像模态能够沿超声的传播方向提供下述特征的量化:

[0033] • 每一组织层的厚度

[0034] • 组织密度分布

[0035] • 温度分布

[0036] 超声发射器和接收器测量与另一成像模态的结合能够在处理最佳重聚焦所必需的患者特异性的基础上改善每种组织类型的超声波速和衰减的评估。

[0037] 就本发明的实施例而言,可以在患者筛查阶段期间、在规划阶段期间、或者在 HIFU 处置过程中在没有显著的流程延迟的情况下即时地(on the fly)处理组织表征。超声回波的采集需要数毫秒,其比大部分其他医学成像模态的采集时间少得多。另外,如果将每个系统集成到同一平台中并且如果将采集系统设计为避免相互之间存在的干扰,那么能够在使用其他成像模态的同时执行超声回波的采集。此外,也可以按照任何顺序单独采集数据,并在采集到所有必需的数据之后将其结合到一起,以用于处理步骤。

[0038] 由于例如可以重新使用最初为了对处置进行规划而采集的 MRI 图像来处理选定目标区域的像差校正,因而可以不将相关的采集持续时间看作是额外的持续时间。

[0039] 然而,在同一会话期间同时或者顺次测量解剖学特性(即组织厚度)以及采集超声回波是有益处的:它们将自动处于同一参考系中。如果在两个不同的会话期间单独测量组织厚度和回波采集的测量结果,那么必须在两次测量过程中完全确定患者位置,从而对用于评估飞行时间和解剖学信息的超声回波互配准。

[0040] 乳腺癌的处置是本发明的实施例的很好的应用,因为能够使超声发射器和接收器具有相互面对的取向,从而容易地沿直线表征乳房组织。另外,利用大孔径换能器的乳腺癌处置对组织像差更为敏感,这使得这一应用愈发重要。

[0041] 文中使用的“计算机可读存储介质”包含可以存储能够由计算装置的处理器执行的指令的任何有形存储介质。可以将所述计算机可读存储介质称为非暂时计算机可读存储介质。也可以将所述计算机可读存储介质称为有形计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质还可以能够存储数据,所述数据能够被所述计算装置的处理器访问。计算机可读存储介质的范例包括,但不限于:软盘、磁硬盘驱动器、固态硬盘、闪速存储器、USB 优盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘和处理器的寄存器堆。光盘的范例包括紧致磁盘(CD)和数字通用盘(DVD),例如 CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW 或 DVD-R 盘。计算机可读存储介质一词还指计算机装置能够通过网络或通信链路进行访问的各种类型的记录介质。例如,可以通过调制解调器、互联网或者局域网检索数据。

[0042] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是能够由处理器的直接访问的任何存储器。计算机存储器的范例包括,但不限于:RAM 存储器、

寄存器和寄存器堆。

[0043] “计算机储存器”或“储存器”是计算机可读存储介质的范例。计算机储存器可以是任何非易失计算机可读存储介质。计算机储存器的范例包括,但不限于:硬盘驱动器、USB 优盘、软盘驱动器、智能卡、DVD、CD-ROM 和固态硬盘驱动器。在一些实施例中,所述计算机储存器还可以是计算机存储器,反之亦然。

[0044] 文中使用的“处理器”涵盖了能够执行程序或机器可执行指令的电子部件。在提及包括“处理器”的计算装置时,应当将其解释为可以包含不只一个处理器或处理核。例如,所述处理器可以是多核处理器。处理器还可以指处于单个计算机系统之内的或者分布于多个计算机系统之中的处理器的集合。还应当将计算装置一词解释为可以是指每者均包括一个或多个处理器的计算装置的集合或网络。很多程序的指令都是由多个处理器执行的,这些处理器可以处于同一计算装置之内,甚至可以跨多个计算装置分布。

[0045] 文中使用的“用户接口”是允许用户或操作人员与计算机或计算机系统交互的接口。也可以将“用户接口”称为“人接口装置”。用户接口可以向操作人员提供信息或数据,并且/或者从操作人员接收信息或数据。用户接口可以使计算机接收到来自操作人员的输入,并且可以将来自计算机的输出提供给用户。换言之,所述用户接口可以允许操作人员控制或操纵计算机,并且所述接口可以允许计算机指示操作人员的控制或操纵的效果。数据或信息在显示器或图形用户界面上的显示是向操作人员提供信息的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触控板、指示杆、图形输入板、操纵杆、游戏键盘、网络摄影、耳机、变速杆、方向盘、踏板、有线手套、跳舞毯、遥控器和加速度计的数据接收均为能够从操作人员接收信息或数据的用户接口部件的范例。

[0046] 文中使用的“硬件接口”包含能够使计算机系统的处理器与外部计算装置和/或设备交互和/或对其进行控制的接口。硬件接口可以允许处理器向外部计算装置和/或设备发送控制信号或指令。硬件接口还可以使处理器与外部计算装置和/或设备交换数据。硬件接口的范例包括,但不限于:通用串行总线、IEEE 1394 端口、并行端口、IEEE 1284 端口、串行端口、RS-232 端口、IEEE-488 端口、蓝牙连接、无线局域网连接、TCP/IP 连接、以太网连接、控制电压接口、MIDI 接口、模拟输入接口和数字输入接口。

[0047] “医学图像数据”涵盖了使用医学成像系统采集的一维、二维或三维空间数据。文中使用的“医学成像系统”涵盖了适于采集有关患者的身体结构的信息并构建一维、二维、三维医学图像数据集的设备。能够使用医学图像数据构建用于供医生进行分析的可视化表示。可以使用计算机或控制器执行这一可视化。

[0048] 文中将磁共振(MR)数据定义为在磁共振成像扫描过程中由磁共振设备的天线记录的原子自旋发射的射频信号的测量结果。文中将磁共振成像图像定义为磁共振成像数据内包含的解剖学数据的重建一维、二维或三维可视化。能够使用处理器或计算机执行这一可视化。磁共振图像是一种示范性的医学图像数据。

[0049] 文中使用的“超声数据”涵盖了描述穿过对象传输的超声射束的数据。所述超声数据可以包括如下项的任意组合,所述项不限于:发射器的发射时间、所发射的超声的频率、接收器的接收时间、发射与接收之间的延迟、发射幅度、反射幅度以及接收器测得的超声的幅度。例如,如果超声受到骨骼或者其他硬组织结构弹回或震开,那么反射的幅度和延迟可能尤其重要。

[0050] 文中使用的“超声的速度”包含描述穿过固体或液体介质传播的超声的速度的量。超声的速度一词与下述词语是同义词：超声波速、声音速度、音速、声速、超声速度和超声速。

[0051] 文中使用的“超声窗口”包含能够发射超声或能量的窗口。通常将薄膜或膜片用作超声窗口。例如，超声窗口可以由 BoPET（双轴取向聚对苯二甲酸乙二醇酯）薄膜构成。

[0052] 在一个方面中，本发明提供了一种医学设备，其包括用于采集超声数据的超声发射器和接收器。所述超声数据描述沿受试体中的至少两条路径的超声的速度。所述超声发射器发射超声，并且所述接收器系统接收超声。例如，能够通过超声发射器发射超声脉冲，并且然后由超声接收器对超声脉冲进行接收。可以由超声接收器确定接收到的超声脉冲的幅度和 / 或延迟。

[0053] 所述医学设备还包括用于采集描述受试体中的至少两条路径的医学图像数据的医学成像系统。所述医学设备还包括用于控制所述医学设备的处理器。所述医学设备还包括包含机器可执行指令的存储器。

[0054] 机器可执行指令的执行使处理器使用所述医学成像系统采集医学图像数据。例如，所述处理器可以向所述医学成像系统发送控制信号，其对所述医学成像系统加以控制以采集医学图像数据。机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述超声发射器和接收器系统采集超声数据。医学图像数据和超声数据的采集顺序是不相关的。例如，可以首先采集医学图像数据，可以首先采集超声数据，或者可以同时采集医学图像数据和超声数据。

[0055] 机器可执行指令的执行还使所述处理器将医学图像分割成至少两种组织类型。医学图像数据可以描述受试体的解剖特征。在医学图像数据中识别或者分割至少两种不同的组织类型。可以使用标准的分割方法对医学图像数据进行分割。例如，可以识别医学图像数据的解剖学数据中的界标。在另一范例中，将可变形模型拟合至所述医学图像数据。所述机器可执行治疗的执行还使所述处理器确定针对受试体中的至少两条路径的每者在受试体中的至少两个距离。所述至少两个距离对应于超声发射器和接收器系统生成的超声在至少两种组织类型中行进的不同距离。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器根据超声数据以及至少两条路径中的每者的至少两个距离来计算超声在至少两种组织类型中的每者中的速度。

[0056] 这一实施例尤其有利，因为可以使用其准确地确定受试体的多种组织类型中的声音速度或超声速度。例如，如果受试体的一部分包含不只一种组织类型，那么可以预见到在所述不同类型的组织中声音的速度是不同的。通过准确地确定在不同的组织区域中的超声的速度，可以使超声更加准确地聚焦。与宽孔径换能器的情况一样，当各个相控阵列换能器元件的射束路径存在很大不同时，这种做法尤其有价值。沿多条路径发射超声，并且之后使用医学图像数据确定超声在不同组织类型中的每者内行进了多长时间和多大距离。对这些距离的了解与对超声用了多久穿越每条路径的了解相结合允许计算超声的速度。例如，超声数据可以包含超声发射器发射的超声脉冲与接收器接收的超声脉冲之间的延迟。

[0057] 所述实施例也可以是有利的，因为组织内的超声的速度可能具有诊断价值。

[0058] 在另一实施例中，所述超声发射器和接收器系统具有第一坐标系。所述医学成像系统具有第二坐标系。所述第一坐标系与所述第二坐标系配准。这一做法是有利的，因为能够使由医学成像系统和超声发射器和接收器系统采集的数据相关。这允许将数据合并到

一个公共坐标系中,这是准确确定声音速度所必需的。

[0059] 在另一实施例中,所述医学设备还包括用于对受试体内的目标区进行声波处理的高强度聚焦超声系统。所述高强度聚焦超声系统包括用于生成超声能量的超声换能器。所述超声换能器包括多个超声换能器元件。所述多个超声换能器元件中的每者的相位是能控制的。例如,可以通过交流电源驱动每一超声换能器元件。提供给多个超声换能器元件中的每者的电源的相位和 / 或幅度可以是能控制的。

[0060] 所述指令的执行还使所述处理器根据经分割的医学图像数据和至少两种组织类型中的每者中的超声的速度来计算一组换能器元件相位。例如,如果希望对特定位置进行声波处理,那么可以在经分割的医学图像数据中识别出这一位置。对高强度聚焦超声换能器的位置与相对于两种组织类型的超声的速度之间的关系的了解允许为一组换能器元件中的每者选择适当的相位,从而使所述高强度聚焦超声适当地聚焦。如果不这样做,目标区中的相位可能受到不同组织类型中具有各种不同的超声速度的影响。这一实施例尤其有利,因为其允许将聚焦超声更加准确地聚焦到目标区中。

[0061] 在另一实施例中,所述医学设备包括箱(tank)。所述箱具有用于接收超声传导液体和受试体的部分的开口。例如,所述箱可以是利用超声传导液体填充的器皿或容器。文中使用的超声传导液体包含适于传输超声能量的任何液体。例如,其可以是凝胶、油或水。利用超声传导液体部分填充所述箱,并且之后将受试体的部分插到箱内。所述部分包含目标区。所述超声发射器和接收器系统适于主要在穿过所述箱的第一平面内发送和接收超声。主要是指将所述超声发射器和接收器系统的发射器和接收器布置为使所述超声发射器生成的超声大部分通过所述第一平面行进。将大部分超声生成为使其通过所述第一平面行进。所述第一平面处于所述开口的下方。所述多个超声换能器元件处于第二平面的下方,其中,所述第二平面处于所述第一平面的下方。

[0062] 在另一实施例中,使所述超声换能器聚焦到所述第二平面之上。这一实施例是有利的,因为所述超声换能器向上聚焦,并且可以聚焦到箱的顶部或者箱外。

[0063] 在另一实施例中,使所述超声换能器聚焦到所述第二平面的下方。在这一实施例中,在所述声波处理区域之上采集超声数据。

[0064] 在另一实施例中,所述至少两条路径穿过受试体。

[0065] 在另一实施例中,所述指令的执行还使所述处理器使用所述超声发射器和接收器系统采集基线超声数据。沿通过所述超声传导液体的至少两条基线路径来采集所述基线超声数据。所述基线超声数据包括超声幅度测量结果。所述超声数据包括超声幅度测量结果。所述指令的执行还使所述处理器计算至少两种组织类型中的每者的衰减量。根据所述超声数据和所述基线超声数据的超声幅度测量结果并且根据至少两条路径中的每者的至少两个距离来计算衰减值。能够使用这一信息计算每一组织类型中的衰减。

[0066] 在另一实施例中,所述医学设备还包括用于对受试体和 / 或超声发射器和接收器系统进行定位的定位系统。所述指令的执行还使所述处理器在经分割的医学图像数据中识别骨组织。所述指令的执行还使所述处理器对受试体和 / 或超声发射器和接收器系统进行定位,使得所述至少两条路径从被所述骨组织反射开并被接收器系统接收。例如,可以将所述处理器连接至机械致动系统,所述机械致动系统将操纵所述超声发射器和接收器系统的位置。或者,所述处理器可以能够控制患者定位系统,所述患者定位系统能够控制受试体的

位置。在这一实施例中,超声进入受试体并受到骨骼反射。例如,在这样的实施例中,可以相对于与受试体接触的超声窗口来定位所述发射器和接收器。这一实施例可以是非常有利的,因为能够在超声不能通过的受试体的附近区域来确定通过组织的超声速度和 / 或组织内的超声衰减。例如,使超声射束穿过胸廓将是很难的。

[0067] 在另一实施例中,所述指令的执行还使所述处理器根据至少两条路径中的每者的至少两个距离来计算至少两种组织类型中的每者中的超声衰减。

[0068] 在另一实施例中,所述指令的执行还使所述处理器根据一组换能器元件相位生成超声控制信号。文中使用的超声控制信号是能够控制所述高强度聚焦超声系统的命令和 / 或信号。所述超声控制信号使所述高强度聚焦超声系统对目标区进行声波处理。所述指令的执行还使所述处理器向所述高强度聚焦超声系统发送超声控制信号。

[0069] 在另一实施例中,所述医学成像系统是用于从成像区采集磁共振数据的磁共振成像系统。所述目标区处在所述成像区之内。所述指令的执行还使所述处理器沿从超声换能器到目标区生成的路径来采集磁共振温度测定数据。所述指令的执行还使所述处理器根据经分割的医学图像数据和磁共振温度测定数据来计算一组温度补偿的换能器元件相位。

[0070] 所述指令的执行还使所述处理器根据所述一组换能器元件相位来生成温度校正的超声控制信号。所述指令的执行还使所述处理器向所述高强度聚焦超声系统发送温度校正的超声控制信号。这一实施例尤其有利,因为可以对通过至少两种组织类型的超声的速度进行温度补偿。身体组织的温度保持相对恒定,然而在使用高强度聚焦超声系统对目标区加热时,可能会发展出区域或热点。另外,目标区之内的声波处理点也可能发热并改变超声的速度。这可能导致轻微的散焦。超声换能器的近场中的发热也可能导致散焦。

[0071] 在另一实施例中,所述医学成像系统是磁共振成像系统。在这一实施例中,所述医学图像数据可以是一组磁共振图像数据。所述磁共振成像系统可以采集磁共振数据,然后将其重建成磁共振图像数据。

[0072] 在另一实施例中,所述医学成像系统是计算机断层摄影系统。

[0073] 在另一实施例中,所述医学成像系统是诊断超声系统。

[0074] 在另一实施例中,所述至少两条路径是通过受试体的多条或大量路径。然后采用统计学方法准确地确定通过受试体内的至少两种组织类型的超声的幅度和 / 或速度。

[0075] 在另一方面中,本发明提供了一种操作医学设备的方法。所述方法还可以提供一种计算机实施的方法。所述医学设备包括用于采集超声数据的超声发射器和接收器系统。所述超声数据描述了沿受试体中的至少两条路径的超声的速度。所述医学设备还包括用于采集描述受试体内的至少两条路径的医学图像数据的医学成像系统。所述方法包括使用医学成像系统采集医学图像数据的步骤。所述方法还包括使用超声发射器和接收器系统采集超声数据的步骤。所述方法还包括将医学图像数据分割成至少两种组织类型的步骤。所述方法还包括确定针对受试体中的至少两条路径中的每者而言超声在受试体中的至少两个距离的步骤。所述至少两个距离对应于超声发射器和接收器系统生成的超声在至少两种组织类型中行进的距离。所述方法还包括根据超声数据以及至少两条路径的每者的至少两个距离来计算至少两种组织类型的每者中的超声的速度的步骤。

[0076] 所述医学设备还包括用于对受试体内的目标区进行声波处理的高强度聚焦超声系统。所述高强度聚焦超声系统包括用于生成超声能量的超声换能器。所述超声换能器包

括多个超声换能器元件。所述多个超声换能器元件中的每者的相位和 / 或幅度是能控制的。所述指令的执行还使所述处理器根据经分割的医学图像数据和至少两种组织类型中的每者中的超声的速度来计算一组换能器元件相位和 / 或幅度。

[0077] 在另一方面中,本发明提供了一种包括机器可执行指令的计算机程序产品,所述指令由控制医学设备的处理器执行。例如,可以将所述计算机程序产品存储到计算机可读存储介质上。所述医学设备包括用于采集超声数据的超声发射器和接收器系统。所述超声数据描述沿受试体内的或者通过受试体的至少两条路径的超声的速度。所述医学设备还包括用于采集描述受试体内的至少两条路径的医学图像数据的医学成像系统。

[0078] 所述指令的执行使所述处理器使用医学成像系统采集医学图像数据。所述指令的执行还使所述处理器使用超声发射器和接收器系统采集超声数据。所述指令的执行还使所述处理器将医学图像数据分割成至少两种组织类型。所述指令的执行还使所述处理器确定针对受试体中的至少两条路径中的每者而言超声在受试体中的至少两个距离。所述至少两个距离对应于由超声发射器和接收器系统生成的超声在至少两种组织类型中行进的距离。所述指令的执行还使所述处理器根据超声数据和至少两条路径中的每者的至少两个距离来计算至少两种组织类型中的每者内的超声的速度。

附图说明

[0079] 在下文中,将参考附图仅通过举例的方式描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0080] 图 1 示出了说明根据本发明的实施例的方法的流程图;

[0081] 图 2 示出了根据本发明的实施例的方法的另一实施例;

[0082] 图 3 示出了图示说明人类乳房中的不同组织类型的超声波速的差的曲线图;

[0083] 图 4 图示了根据本发明的实施例的医学设备;

[0084] 图 5 示出了图 4 的实施例的高强度聚焦超声系统的更加详细的图示;

[0085] 图 6 示出了根据本发明的实施例的超声发射器和接收器系统的范例;

[0086] 图 7 示出了根据本发明的另一实施例的超声发射器和接收器系统;

[0087] 图 8 示出了根据本发明的实施例的超声换能器元件的布置的等角视图;

[0088] 图 9 示出了图 8 的实施例的超声换能器元件的布置的顶视图;

[0089] 图 10 示出了图 8 的实施例的超声换能器元件的布置的侧视图;

[0090] 图 11 图示了与根据本发明的实施例的高强度聚焦超声系统的超声换能器相关的超声发射器和接收器系统的相对位置;

[0091] 图 12 图示了与根据本发明的另一实施例的高强度聚焦超声系统的超声换能器相关的超声发射器和接收器系统的相对位置;

[0092] 图 13 图示了与根据本发明的另一实施例的高强度聚焦超声系统的超声换能器相关的超声发射器和接收器系统的相对位置;

[0093] 图 14 图示了与根据本发明的另一实施例的高强度聚焦超声系统的超声换能器相关的超声发射器和接收器系统的相对位置;以及

[0094] 图 15 图示了与根据本发明的另一实施例的高强度聚焦超声系统的超声换能器相关的超声发射器和接收器系统的相对位置。

[0095] 附图标记列表

[0096]

400	医学设备
402	磁共振成像系统
404	高强度聚焦超声系统
406	磁体
408	腔膛
410	磁场梯度线圈
412	磁场梯度线圈电源
414	射频线圈
416	收发器
418	成像区
420	受试体
422	受试体支撑物
423	开口
424	箱
426	液体
428	液面
430	受试体的部分
432	超声换能器元件
434	脂肪组织
436	腺组织
438	超声路径

[0097]

440	目标区
442	声波处理体积
444	超声发射器
446	超声接收器
448	超声射束
450	第一平面
452	第二平面
454	计算机系统
456	硬件接口
458	处理器
460	用户接口
462	计算机储存器
464	计算机存储器
466	磁共振数据
468	磁共振图像数据
470	图像分割
472	热图
474	距离数据
476	超声数据
478	脉冲延迟数据
480	幅度数据
482	换能器元件相位
484	超声控制信号
486	超声的速度
490	控制模块
492	脉冲序列
494	磁共振成像系统控制模块
496	图像模块
498	高强度聚焦超声控制模块
500	图像分析模块

[0098]

502	速度计算模块
504	衰减计算模块
600	超声发射器和接收器系统
602	发射器
604	接收器
606	路径
608	超声传导液体
610	第一组织类型
612	第二组织类型
700	超声发射器和接收器系统
702	发射器
704	接收器
706	超声传导液体
708	第一组织类型
710	第二组织类型
712	骨组织
714	超声路径
716	超声路径
800	等角视图
802	超声换能器元件
804	超声路径
806	组织结构
808	声波处理体积
900	顶视图
1000	侧视图
1100	受试体
1102	超声换能器元件
1104	治疗超声路径
1 106	声波处理体积
1108	受热区域

[0099]

1110	发射器
1112	接收器
1114	通过受试体的路径

具体实施方式

[0100] 在这些附图中具有类似附图标记的元件要么是等价的元件,要么执行相同的功能。如果元件功能相当,那么前面论述过的元件在后面的附图中将未必再对其进行论述。

[0101] 图 1 示出了图示说明根据本发明的实施例的方法的流程图。在步骤 100 中,使用医学成像系统采集医学图像数据。接下来,在步骤 102 中,使用超声发射器和接收器采集超声数据。可以按照任何顺序或者彼此同时地执行步骤 100 和 102。接下来,在步骤 104 中,将医学图像数据分割成至少两种组织类型。在步骤 106 中,确定在至少两种组织类型的每者中的行进距离。可以通过跟踪由超声发射器和接收器生成的超声行进的至少两条路径的距离来进行这一操作。最后,在步骤 108 中,计算在所述至少两种组织类型的每者中的超声的速度。根据所述超声数据以及针对至少两条路径在至少两种组织类型的每者中的行进距离来进行所述计算。所述超声数据可以包含所述发射器和接收器对超声的发送和接收之间的延迟的相关信息。

[0102] 图 2 示出了根据本发明的实施例的方法的另一实施例的流程图。步骤 200-208 对应于图 1 的步骤 100-108。在步骤 200 中,使用所述医学成像系统采集医学图像数据。在步骤 202 中,使用超声发射器和接收器采集超声数据。针对通过受试体的至少两条路径采集数据。在步骤 204 中,将医学图像数据分割成至少两种组织类型。通过受试体的路径的数量应当至少与组织类型的数量一样大。在步骤 206 中,确定在至少两种组织类型的每者中行进的距离。在步骤 208,计算至少两种组织类型的每者中的超声的速度。在步骤 210 中,计算一组换能器元件相位。在步骤 212 中,使用一组换能器元件相位生成超声控制信号。在步骤 214 中,将超声控制信号发送至高强度聚焦超声系统。

[0103] 图 3 示出了图示说明人乳房中的不同组织类型的超声波速的差的曲线图。x 轴上是温标。所述温标是相对于正常身体内核温度以摄氏度量度的。y 轴 302 以米 / 秒示出了波速或超声速度。具有附图标记 304 的线是乳房脂肪中的超声的速度。具有附图标记 306 的线是腺组织中的超声的速度。在这一曲线图中能够看出,乳房脂肪 304 和腺组织 306 的速度是不同的。随着温度的升高,所述差异也变大。

[0104] 为了说明使超声测量机构与解剖学图像以外的其他图像类型结合的可能性以及使若干种成像模态结合到一起的可能性,我们可以考虑波速与温度的相关性。

[0105] 对于大多数生物组织而言,在截至 50°C 的温度范围内声速以大约 $2.2\text{ms}^{-1}\text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ 的速度随着温度升高。与之不同的是,对于间质组织中的脂质而言,速度随温度降低,对于人类乳房脂肪而言,以 $-3.1\text{m}/(\text{s}^{\circ}\text{C})$ 的估算斜率降低。

[0106] 曾有文献报道,在无高热的情况下,乳房腺体和乳房脂肪的速度分别是 1538m/s 和 1451m/s。因而,图 3 基于文献给出了函数温度升高中的波速,对于腺体组织和脂肪组织而言,其分别假定 $2.2\text{mms}^{-1}\text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ 和 $-3.1\text{ms}^{-1}\text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ 的恒定斜率。脂肪和腺体组织之间的波速差异伴随着 +16.4°C 的温度升高以因子 2 从 87m/s 升高到 174m/s。

[0107] 由于被设计为补偿乳房组织中的声学像差的相位校正是波速的函数,因此其也是温度的函数。在 16.4°C 的典型高热过程中,乳房组织之间的波速差异以因子 2 升高,因而针对温度的调整进行温度分布的量化似乎与不存在高热的情况下对波速的初始量化具有同样的必要性。

[0108] 根据本发明的方法的实施例可以包括测量乳房组织内的温度分布以进行波速量化调整。也可以利用基于质子共振频率偏移的一项或若干项温度测绘(尤其是对于腺组织而言)和/或基于 T1、T2 或 T2* (star) 弛豫变化的热图(尤其是对于脂肪组织而言)来测量空间温度分布。

[0109] 为了实现对每种组织类型的波速的温度相关性的患者特异性调整,可以通过在声波处理和超声测量之间快速切换或者在不发生干扰的情况下同时执行两操作而与治疗流程同时执行超声测量。能够使用即时采集的热图和超声测量结果实时估算每种组织类型的超声组织特性。例如,可以在将每一组织层细分成具有类似的温度的较小区域的情况下重新使用先前的方程。因此,针对每次出现温度变化获得了每一小区域内的波速和衰减。然而,大量的小区域将需要大量的超声发射器和接收器。为了保持这一系统简单,一种求解这一方程的备选方式可以是对与超声测量结果最佳匹配的每一种组织类型的波速的适当温度相关性进行迭代搜索。

[0110] 图 4 示出了图示说明根据本发明的实施例的医学设备 400 的图解。在这一实施例中,医学设备 400 包括磁共振成像系统 402 和高强度聚焦超声系统 404。

[0111] 图 5 示出了高强度聚焦超声系统 404 的更加详细的图示。在这一实施例中使用磁共振成像系统 402。磁共振成像系统 402 旨在起到例示作用。在其他实施例中也可以使用其他医学成像系统。例如,可以利用计算机断层摄影系统和诊断超声系统来代替磁共振成像系统 402。将图 4 和图 5 放到一起说明。

[0112] 磁共振成像系统 402 包括磁体 406。磁体 406 是圆柱形超导类型磁体并且具有贯穿其的腔膛 408。磁体 406 具有利用超导线圈的液氮冷却低温恒温器。也可能使用永磁体或电阻性磁体。也可能使用不同类型的磁体,例如,也可能使用分裂圆柱形磁体和所谓的开放磁体两者。分裂圆柱形磁体与标准圆柱形磁体类似,只是低温恒温器分裂成了两个部分,从而允许访问磁体的等平面,这样的磁体可以例如与带电粒子束治疗结合使用。开放磁体可以具有两个磁体部分,所述两个部分中的一个处于另一个之上,其间具有大到足够容纳受试体的空间;所述两个部分的布置与亥姆霍兹线圈的布置类似。开放磁体是普遍使用的,因为其对受试体造成限制更少。在所述圆柱形磁体的低温恒温器内有超导线圈的集合。在圆柱形磁体的腔膛 408 内有成像区 418,在成像区中,磁场强,并且具有足以执行磁共振成像的均匀性。

[0113] 在所述磁体的腔膛内,还有磁场梯度线圈 410,其用于采集磁共振数据,并对磁体 406 内的成像区 418 之内的磁自旋进行空间编码。将磁场梯度线圈 410 连接至磁场梯度线圈电源 412。磁场梯度线圈 410 旨在起到代表性作用。典型的磁场梯度线圈 410 包含三个独立的线圈组,它们用于沿三个正交的空间方向进行空间编码。磁场梯度电源 412 向磁场梯度线圈供应电流。提供给磁梯度场线圈 410 的电流是作为时间的函数加以控制的,并且可以使其坡变或者形成脉冲。

[0114] 射频线圈 414 与成像区 418 相邻,其用于操作成像区 418 之内的磁自旋的取向,并

且用于接收来自同样处于成像区 418 之内的自旋的射频发射。射频天线可以包含多个线圈元件。也可以将射频线圈称为信道、天线和射频天线。射频线圈被连接至射频收发器 416。可以使用单独的发射和接收线圈以及单独的发射器和接收器来替代射频线圈 414 和射频收发器 416。应当理解,射频线圈 414 和射频收发器 416 只是代表性的。所述射频天线还旨在表示专用发射天线和专用接收天线。类似地,收发器 416 也可以表示单独的发射器和接收器。

[0115] 受试体 420 被安置在磁体 406 的腔膛 408 之内的受试体支撑物 422 上。受试体 420 的部分处在成像区 418 之内。高强度聚焦超声系统 404 具有箱 424。利用超声传导液体 426 填充箱 424。由标记 428 指示液体或液面的顶部。受试体 420 的部分 430 通过受试体支撑物 422 和箱 424 中的开口 423。部分 430 伸展并被超声传导液体 426 局部围绕。在这一范例中,两个超声换能器元件 432 被示为处在液体 426 之内。受试体 420 的部分 430 为乳房。存在两个组织区域:脂肪组织 434 区域和腺组织 436 区域。虚线 438 描绘了从超声换能器元件 432 通过液体 426、通过脂肪组织 434 并且通过腺组织 436 到位于目标体积 440 之内的声波处理体积 442 的超声路径 438。

[0116] 在所述超声换能器元件之上是超声发射器 444 和超声接收器 446。超声射束 448 从超声发射器 444 行进至超声接收器 446。存在由虚线指示的第一平面 450 和第二平面 452。超声发射器 444 和超声接收器 446 主要处在第一平面 450 之内。超声主要穿过所述第一平面行进。还存在第二平面 452。第二平面 452 处于第一平面 450 的下方。超声换能器元件 432 处于第一平面 452 的下方,但是声波处理体积 442 处于第二平面 452 的上方。这一实施例是有利的,因为其允许直接测量紧密靠近声波处理体积的乳房组织之内的超声的速度。实际上,在一些实施例中,声波处理体积 442 主要位于第一平面 450 中。平面 450 当然是二维空间。超声射束 448 和声波处理体积 442 是三维体积。如果某一平面截穿所述体积的一部分,那么本文中使用的所述体积主要处于该平面内。

[0117] 高强度聚焦超声系统 404、磁场梯度线圈电源 412 和收发器 416 被示为连接至计算机系统 454 的硬件接口 456。硬件接口 456 连接至处理器 458。处理器 458 还连接至用户接口 460、计算机存储器 462 和计算机存储区 464。

[0118] 计算机存储器 462 被示为包含由磁共振成像系统 402 采集的磁共振数据 466。存在从磁共振数据 466 重建的磁共振图像数据 468。磁共振图像数据 468 是医学图像数据的范例。磁共振图像数据 468 的图像分割 470 也存储在计算机存储器 462 之内。图像分割 470 包含描述至少两种组织类型 434、436 的位置的信息。在所述计算机存储器之内有热图 472。所述热图是从磁共振数据 466 重建的。所述磁共振数据包括磁共振温度测定数据。所述计算机存储器还被示为包含距离数据 474。所述距离数据描述超声射束 448 穿过第一和第二组织类型 434、436 行进的距离。第一组织类型是脂肪组织 434,而第二组织类型是腺组织 436。所述计算机存储器被示为包含超声数据 476。所述超声数据是由超声接收器 446 采集的数据。

[0119] 所述计算机存储器被示为包含从超声数据 476 提取的脉冲延迟数据 478 和幅度数据 480。脉冲延迟数据 478 描述从发射器 444 行进至接收器 446 的超声射束 448 中的延迟。幅度延迟数据 480 描述从发射器 444 到接收器 446 的幅度变化。所述计算机存储器还被示为包含超声控制信号 484。所述超声控制信号包含用于操作高强度聚焦超声系统 404 的指

令。所述计算机存储器还被示为包含使用脉冲延迟数据 478 和距离数据 474 计算的超声速度 486。距离数据 474 和幅度延迟数据 480 可以用于计算两种组织类型 434、436 中的超声衰减。

[0120] 计算机存储器 464 被示为包含控制模块 490。控制模块 490 包含用于控制医学设备 400 的操作和功用的计算机可执行代码。计算机存储器 464 还被示为包含脉冲序列 492，其包含由磁共振成像系统 402 执行以采集磁共振数据 466 的操作。还有磁共振成像系统控制模块 494，其使用脉冲序列 492 来控制磁共振成像系统 402。计算机存储器 464 还被示为包含图像模块 496。图像模块 496 包含用于将磁共振数据 466 重建成磁共振图像数据 468 和 / 或用于从磁共振图像数据 468 执行和生成图像分割 470 的计算机可执行代码。图像模块 496 还可以包含用于从磁共振数据 466 生成热图 472 的计算机可执行代码。

[0121] 计算机存储器 464 还被示为包含高强度聚焦超声控制模块 498。所述高强度聚焦超声控制模块 498 包含用于控制高强度聚焦超声系统 404 的操作和功能的计算机可执行代码。所述高强度聚焦超声控制模块 498 适于生成超声控制信号 484。计算机存储器 464 还被示为包含图像分析模块 500。所述图像分析模块能够使用图像分割 470 和磁共振图像数据 468 来计算距离数据 474。

[0122] 计算机存储器 464 还被示为包含速度计算模块 502 和衰减计算模块 504。所述速度计算模块包含适于从距离数据 474 和脉冲延迟数据 478 计算超声速度 486 的计算机可执行代码。衰减计算模块 504 包含用于使用幅度数据 480 和距离数据 474 来计算超声衰减的计算机可执行代码。

[0123] 图 6 示出了根据本发明的实施例的超声发射器和接收器系统 600 的范例。在该图中示出了四个发射器 602。接收器 604 处于每一发射器 602 的对面。利用 606 指示的虚线跟踪从发射器 602 到接收器 604 的路径。路径 606 穿过超声传导液体 608、第一组织类型 610 和第二组织类型 612。为了确定第一和第二组织类型 610、612 中的速度，医学成像系统可以采集处于与路径 606 所在的相同的平面内的医学图像数据。能够针对每条路径计算在超声传导液体 606、第一组织类型 610 和第二组织类型 612 中行进的距离。通过确定从发射器 602 到接收器 604 的传输之间的延迟能够计算出超声传导液体和每种组织类型 610、612 中的波速。

[0124] 在任何 MR-HIFU 处置之前，患者经受各种类型的医学检查，以确立诊断。这一筛查阶段对于相对于其他处置类型预测 HIFU 治疗的成功而言是很关键的。能够使用超声组织特性的表征手段与筛查成像模态（除了超声波速测量以外）的结合使用来改进处置选项。

[0125] 对于乳腺癌的 HIFU 处置而言，了解组织的波速和形状是很重要的，因为这样能够仅在有限的值范围内校正所产生的相位像差。因而，以通过先前描述的方法获得的组织模型为基础的声场模拟能够为通过 HIFU 对患者进行处置的可能性做出答复。

[0126] 对于这样的筛查过程而言，能够将超声测量机构集成到独立于 HIFU 系统的合并了一种和若干种成像模态（除了超声波速测量以外）的系统内，以便利用与先前描述的方法相同的方法来确定超声波速和每种组织类型的衰减。

[0127] 例如，能够将图 6 中描述的结构插入到通常用于检测乳腺癌的 MRI 乳房造影术轨道台内。MRI 乳房造影术轨道台相当于图 4 和图 5 所示的受试体支撑物 442。在这种情况下，能够将超声发射器和接收器放置为在 MR 线圈接收器环之间传播声波。

[0128] 一旦在患者筛查步骤中对每种组织类型的超声波速和衰减做出了量化并且该患者适于进行 HIFU 处置,就能够将所得到的组织的表征再次用于处置过程。由于每种组织的超声波速和衰减在筛查日和治疗日在很大的概率上是相同的,因而仅需对经分割组织层进行配准或者对组织层进行新的分割,以处理相位和强度校正,使之适用于使射束重新聚焦。当然,如有必要,在想要确保超声波速和衰减测量的可靠性的情况下,可以在治疗日重新采集所述测量结果。然而,如果那些测量很耗时,而且在筛查步骤中已经采集了,那么可以在治疗日避免对超声波速和衰减进行新的量化,以降低总的处置持续时间。

[0129] 磁共振高强度聚焦超声(MR-HIFU)平台能够包括超声发射器/接收器系统,其负责对由 MRI 分割的组织体积的波速进行量化。在图 6 所示的范例中,这一系统包括放置在附接至刚性环上的 4 个接收器的前面的 4 个发射器构成,从而沿 4 个方向表征乳房组织。

[0130] 超声脉冲的发射和接收提供了沿每一方向 i 的超声行进时间 T_i 和压力幅度 P_i 。类似地,也能够先前的系统校准步骤中根据乳房与换能器之间的耦合介质仅使用水或者仅使用油来完成 T_i^{Ref} 和 P_i^{Ref} 的量化。沿一条线的测量持续时间是快速的,因为经过 15cm 的距离的超声行进时间大约为 0.1ms。因此,能够在不会给治疗流程持续时间带来显著延迟的情况下出于求平均的目的重复测量。这样的求平均提高了延迟和压力幅度的测量的准确性。

[0131] MR 图像的分割算法提供了对脂肪组织 F、腺组织 G 和水 W 的描绘。跨每种介质表面从发射器延伸至接收器的线的交叉提供了长度 L_i^W 、 L_i^F 、 L_i^G 的量化。然而,对 L_i^W 的量化是非强制性的。

[0132] 行进时间根据如下线性方程通过水、脂肪和腺体介质的波速 C^F 、 C^G 、 C^W 和衰减 A^F 、 A^G 、 A^W 相互联系。

$$[0133] \quad \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^W & L_1^F & L_1^G \\ L_2^W & L_2^F & L_2^G \\ L_3^W & L_3^F & L_3^G \\ L_4^W & L_4^F & L_4^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1/C^W \\ 1/C^F \\ 1/C^G \end{bmatrix} \text{ 和 } \begin{bmatrix} T_1^{\text{Ref}} \\ T_2^{\text{Ref}} \\ T_3^{\text{Ref}} \\ T_4^{\text{Ref}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^W & L_1^F & L_1^G \\ L_2^W & L_2^F & L_2^G \\ L_3^W & L_3^F & L_3^G \\ L_4^W & L_4^F & L_4^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1/C^W \\ 1/C^F \\ 1/C^G \end{bmatrix}$$

[0134] 两方程的相减消去了长度 L_i^W , 其使得乳房组织波速的量化更加准确。通过 MRI 对长度 L_i^W 的测量结果由于换能器附近的与磁化率场的急剧变化相关的图像失真的原因而变得不准确。 T_i^{Ref} 和 T_i 之间的传播时间的差异对应于两个类似的波形的比较,可以通过互相关非常精确度估计所述波形。

$$[0135] \quad \begin{bmatrix} T_1 - T_1^{\text{Ref}} \\ T_2 - T_2^{\text{Ref}} \\ T_3 - T_3^{\text{Ref}} \\ T_4 - T_4^{\text{Ref}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^F & L_1^G \\ L_2^F & L_2^G \\ L_3^F & L_3^G \\ L_4^F & L_4^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1/C^F - 1/C^W \\ 1/C^G - 1/C^W \end{bmatrix}$$

[0136] 其结果是通过前述方程的反演而获得了波速 C^F 和 C^G :

$$[0137] \quad \begin{bmatrix} 1/C^F \\ 1/C^G \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1/C^W \\ 1/C^W \end{bmatrix} + \left[\begin{bmatrix} \sum_i L_i^F L_i^F & \sum_i L_i^F L_i^G \\ \sum_i L_i^F L_i^G & \sum_i L_i^G L_i^G \end{bmatrix} \right]^{-1} \times \begin{bmatrix} \sum_i L_i^F (T_i - T_i^{\text{Ref}}) \\ \sum_i L_i^G (T_i - T_i^{\text{Ref}}) \end{bmatrix}$$

[0138] 根据如下线性方程通过水、脂肪和腺体介质的衰减 α^F 、 α^G 和 α^W ，以及发射的压力幅度 P_0 使类似的各个压力幅度相互联系：

$$[0139] \quad \begin{bmatrix} \ln(P_1/P_0) \\ \ln(P_2/P_0) \\ \ln(P_3/P_0) \\ \ln(P_4/P_0) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^W & L_1^F & L_1^G \\ L_2^W & L_2^F & L_2^G \\ L_3^W & L_3^F & L_3^G \\ L_4^W & L_4^F & L_4^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \alpha^W \\ \alpha^F \\ \alpha^G \end{bmatrix} \text{ 和 } \begin{bmatrix} \ln(P_1^{Ref}/P_0) \\ \ln(P_2^{Ref}/P_0) \\ \ln(P_3^{Ref}/P_0) \\ \ln(P_4^{Ref}/P_0) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^W & L_1^F & L_1^G \\ L_2^W & L_2^F & L_2^G \\ L_3^W & L_3^F & L_3^G \\ L_4^W & L_4^F & L_4^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \alpha^W \\ \alpha^F \\ \alpha^G \end{bmatrix}$$

[0140] 两方程相减消去了长度 L_i^W 和压力幅度 P_0 ，其使得组织衰减的量化更加准确。

$$[0141] \quad \begin{bmatrix} \ln(P_1/P_1^{Ref}) \\ \ln(P_2/P_2^{Ref}) \\ \ln(P_3/P_3^{Ref}) \\ \ln(P_4/P_4^{Ref}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^F & L_1^G \\ L_2^F & L_2^G \\ L_3^F & L_3^G \\ L_4^F & L_4^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \alpha^F - \alpha^W \\ \alpha^G - \alpha^W \end{bmatrix}$$

[0142] 其结果是通过前述方程获得了波速 α^F 和 α^G ：

$$[0143] \quad \begin{bmatrix} \alpha^F \\ \alpha^G \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha^W \\ \alpha^W \end{bmatrix} + \left[\begin{bmatrix} \sum_i L_i^F L_i^F & \sum_i L_i^F L_i^G \\ \sum_i L_i^F L_i^G & \sum_i L_i^G L_i^G \end{bmatrix} \right]^{-1} \times \begin{bmatrix} \sum_i L_i^F \ln(P_i/P_i^{Ref}) \\ \sum_i L_i^G \ln(P_i/P_i^{Ref}) \end{bmatrix}$$

[0144] 能够使这种方法一般化以表征 2 种以上的组织类型，直到组织类型的数量小于等于测量方向的数量为止。然而，在方向的数量大于组织类型的数量时，例如，这一范例具有 2 种组织类型和 4 个方向，此时将获得更高的组织特征测量准确性。

[0145] 图 7 示出了根据本发明的实施例的超声发射器和接收器系统 700。在这一范例中，有单个发射器 702 和多个接收器 704、超声传导液体区域 706、第一组织类型 708、第二组织类型 720 和骨骼组织 712。超声从发射器 702 通过超声传导液体、第一组织类型 708、第二组织类型 710 沿路径 714 行进。然后，所述超声受到骨骼 712 的反射。虚线 716 示出了回到接收器 704 的超声的路径。能够使用在路径 714 和 716 的平面内采集的医学图像数据来计算在所述超声传导液体、第一组织类型 708 和第二组织类型 710 内行进的距离。可以将其与超声的发射 702 和不同接收器 704 对其接收之间的延迟结合使用，以计算超声在所述组织类型中的波速。

[0146] 可以考虑备选方法，其使用超声在骨骼上的反射来表征其他身体区域内的皮下脂肪和肌肉。在骨转移以及肝肾恶性肿瘤的处置过程中将频繁地遇到骨骼结构。

[0147] 图 8、图 9 和图 10 示出了超声换能器元件 802 的布置的等角视图 800、顶视图 900 和侧视图 1000。小圈中的每者是单个超声换能器元件。虚线 804 示出了通往声波处理体积 808 的超声路径。形状 806 通过三个不同的视图 800、900 和 1000 示出了相同的组织结构以供参考。

[0148] 图 11-15 示出了与高强度聚焦超声系统的超声换能器相关的超声发射器和接收器系统的不同构造。

[0149] 在图 11 中，区域 1100 表示受试体。其示出了两个超声换能器元件。利用 1104 标记的箭头和周围的锥形区域示出了治疗超声 1104 的路径，在该路径中，将所述超声聚焦到受试体 1100 的声波处理体积 1106 之内。围绕声波处理体积 1106 存在受热区域 1108。在

这一实施例中,使超声换能器元件 1102 向上聚焦。在位于超声换能器元件 1102 之上的平面中,存在用于沿穿过受试体的路径 1114 传输超声脉冲的发射器 1110 和接收器 1112。在这一实施例中,在受试体 1100 与发射器 1110 之间存在空间,在受试体 1100 与接收器 1112 之间也存在空间 1116。

[0150] 图 12 示出了非常类似的实施例,只是在这一实施例中不存在任何空间。发射器 1110 与受试体 1100 直接接触。接收器 1112 也与受试体 1100 直接接触。在前面的图 11 所示的实施例中,可以使用凝胶垫或者其他类似的超声传导介质来填充空间 1116。

[0151] 在图 13 所示的实施例中,超声换能器元件 1102 仍然具有与它们在图 11 和 12 中所具有的相同的关系。然而,在这一实施例中,没有单独的发射器 1110。超声换能器元件 1102 起着图 11 和 12 所示的发射器 1110 的作用。有两个接收器 1112,其现在处于沿治疗超声 1104 的路径的位置上。

[0152] 在图 14 中,示出了具有不同的构造的超声换能器元件。在这一实施例中,超声换能器元件 1102 被示为处于受试体 1100 的侧面。治疗超声 1104 的路径再次聚焦到受试体 1100 之内的声波处理体积 1106。受热区域 1108 围绕声波处理体积 1106。治疗超声 1104 离开区域 1108 并传播至接收器 1112。与图 13 所示的实施例一样没有发射器。超声换能器元件 1102 起着发射器 1110 的作用。

[0153] 图 15 所示的实施例与图 14 所示的类似。在这一实施例中,有两个超声换能器元件 1102。这些元件处于受试体 1100 的相邻侧面。通过两超声换能器元件 1102 将治疗超声 1104 的路径聚焦到声波处理体积 1106。而且,在这一实施例中,由超声换能器元件 1102 替代发射器。接收器 1112 处于每一超声换能器元件 1102 上。通过受试体 1114 的路径等同于治疗超声 1104 的路径。

[0154] 尽管在附图和上述说明中详细图示说明和描述了本发明,但是应当将这样的图示说明和描述看作是说明性或者示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0155] 通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域技术人员能够在对所要求保护的本发明的实践中理解并实施针对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,单数冠词“一”或“一个”不排除复数。单个处理器或其他单元可以完成权利要求中列举的若干项的功能。在互不相同的从属权利要求中记载某些措施不表示不能有利地采用这些措施的组合。可以将计算机程序存储/分布在适当的介质中,例如,所述介质可以是光存储介质或者与其他硬件一起提供的或者作为其他硬件的部分的固体介质,但是,也可以使所述计算机程序通过其他形式分布,例如,通过互联网或者其他有线或无线电信系统。不应将权利要求中的附图标记推断为有限制范围的作用。

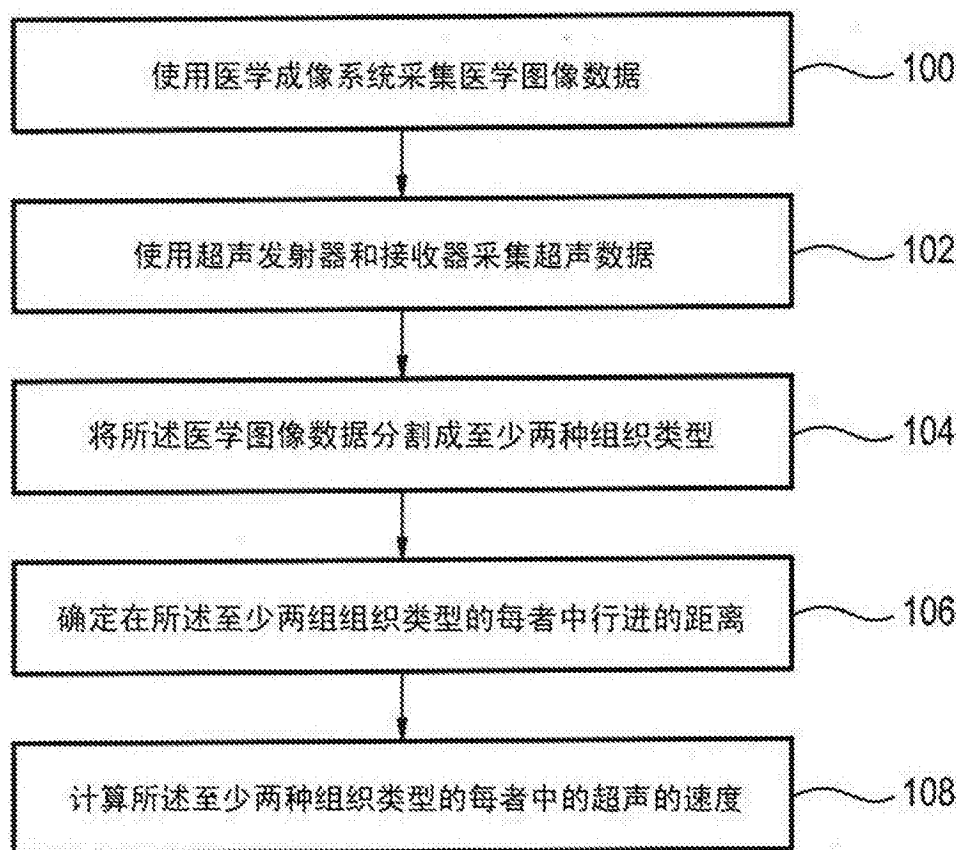


图 1

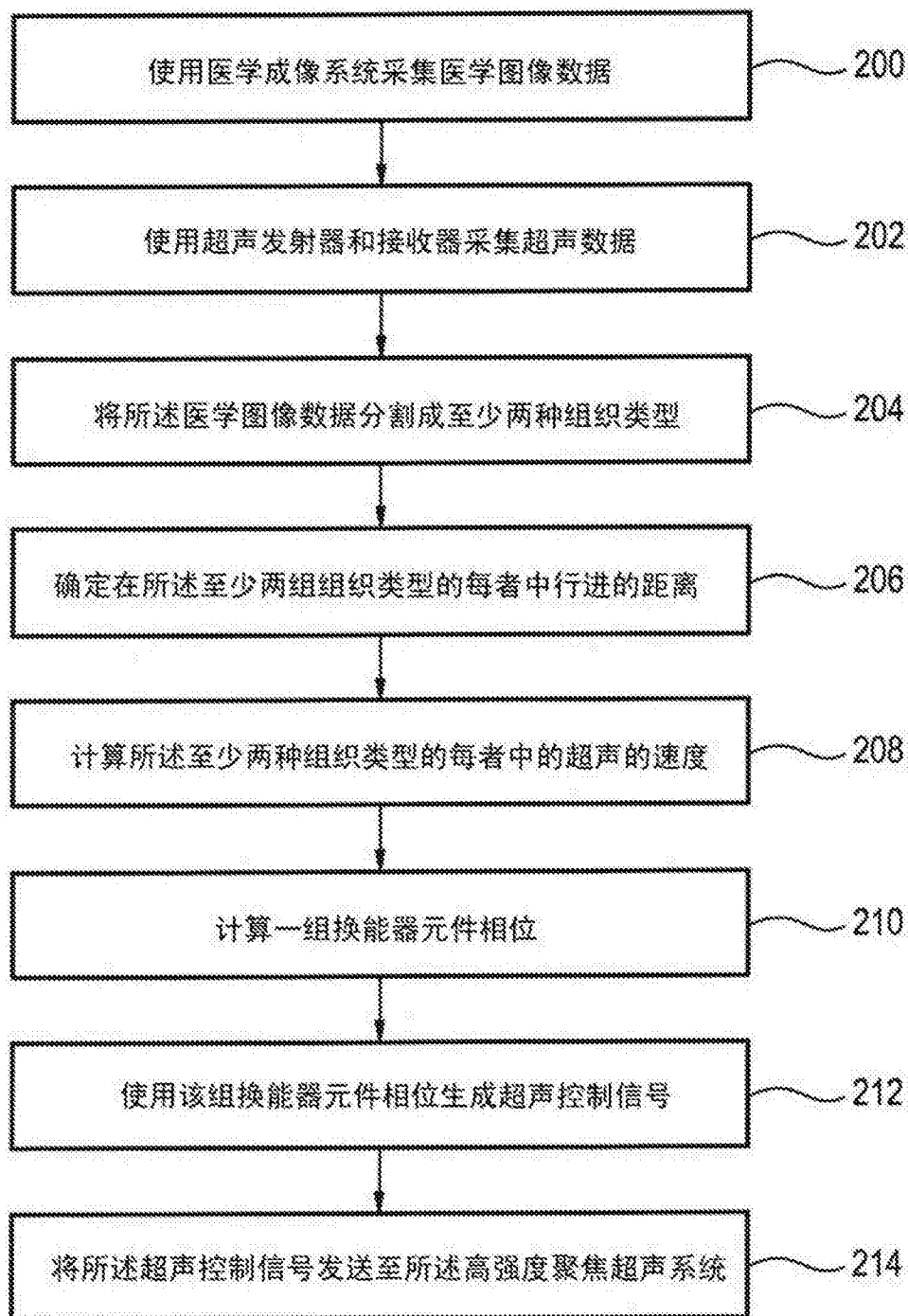


图 2

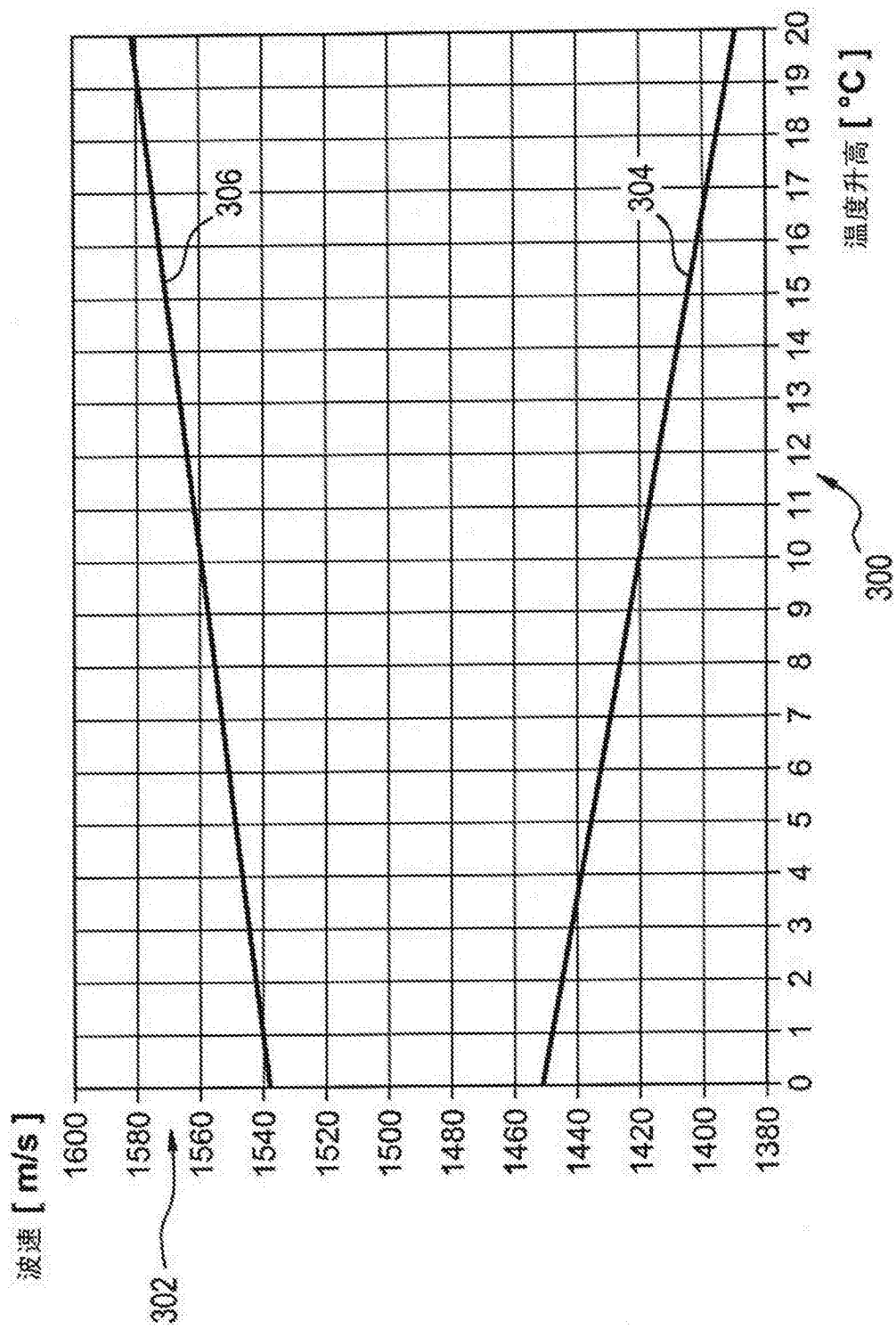


图 3

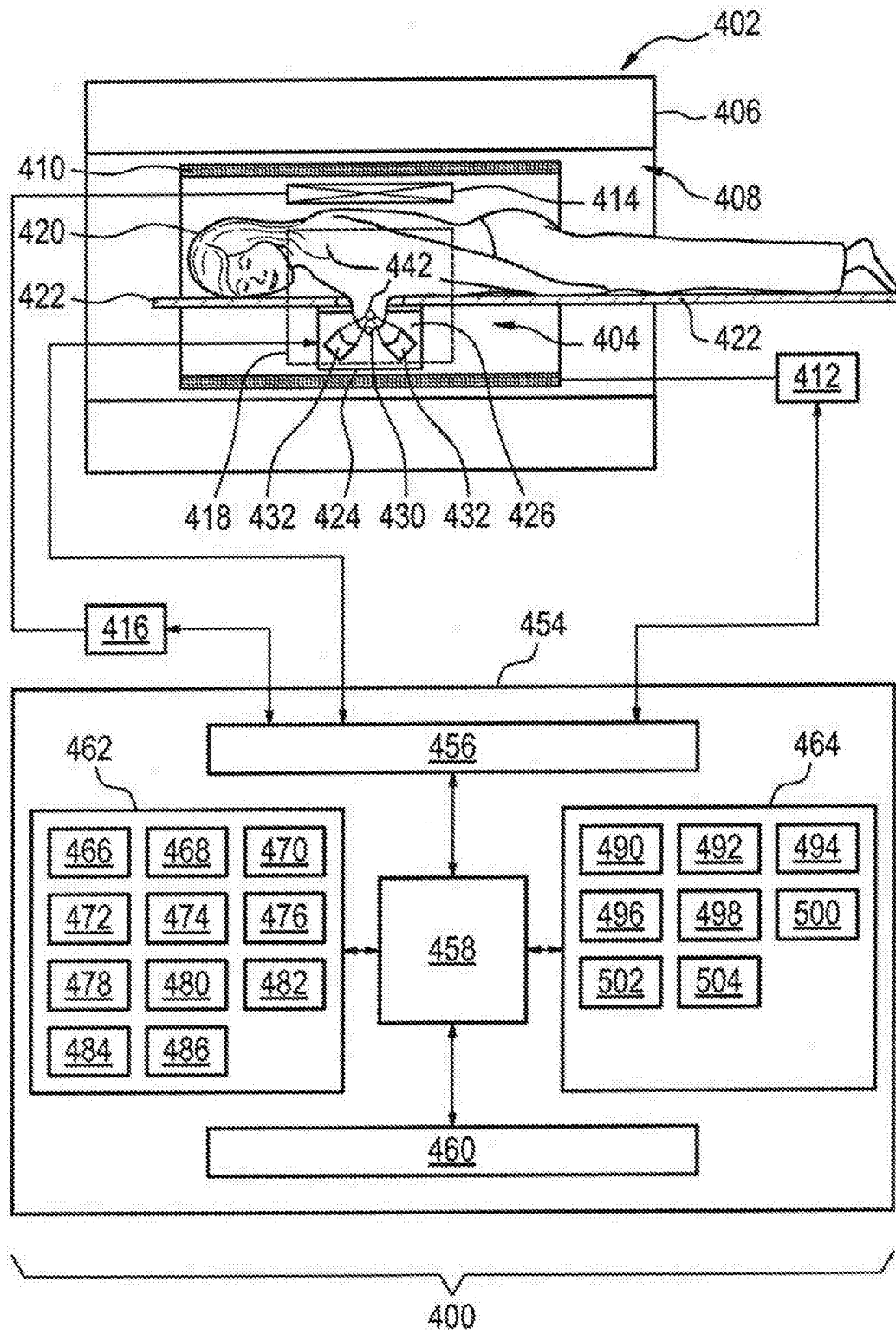


图 4

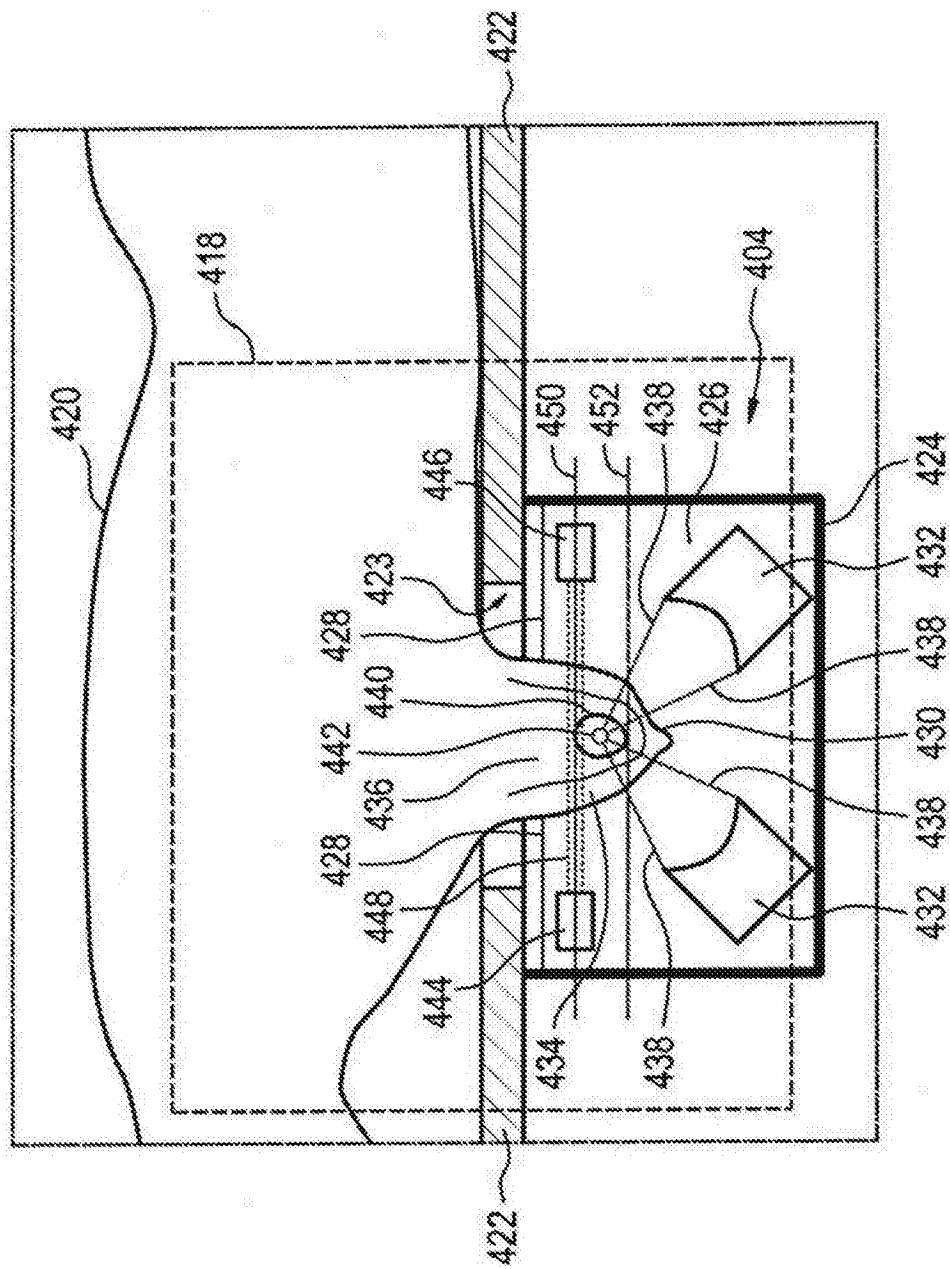


图 5

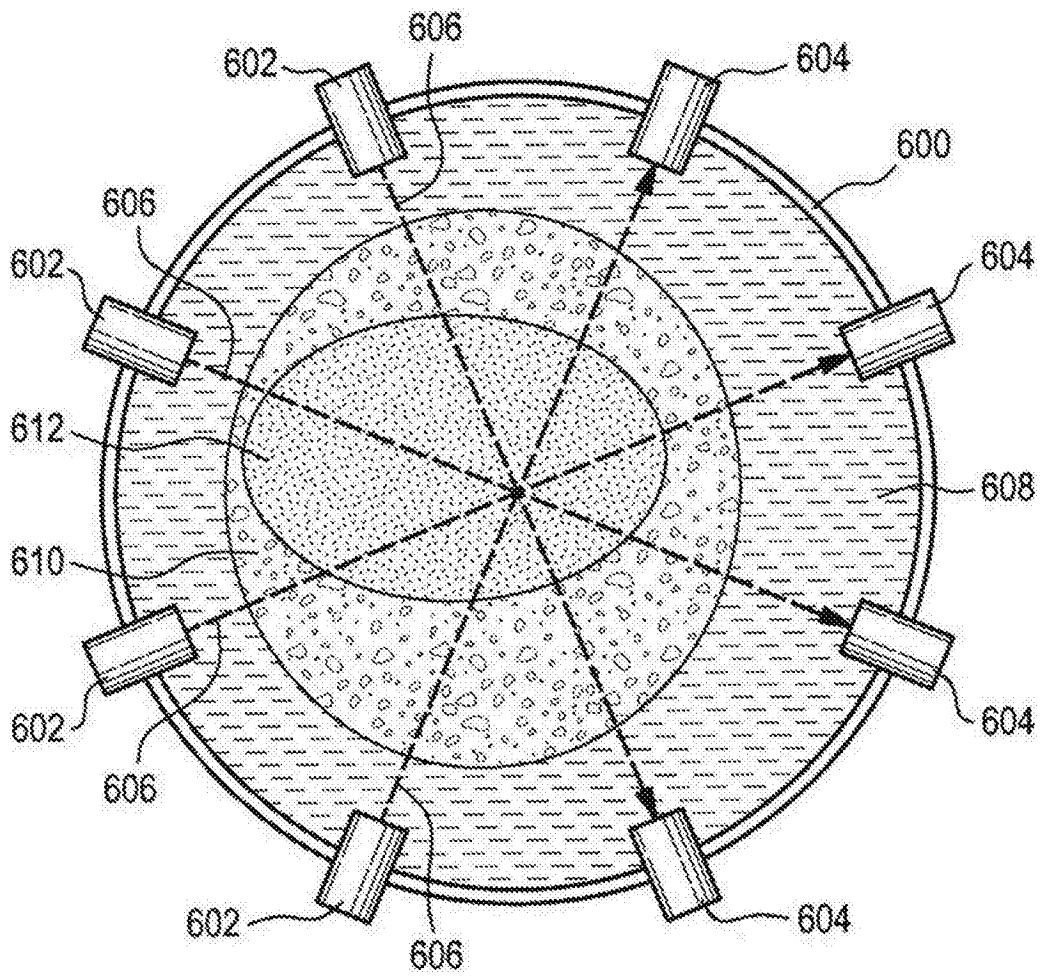


图 6

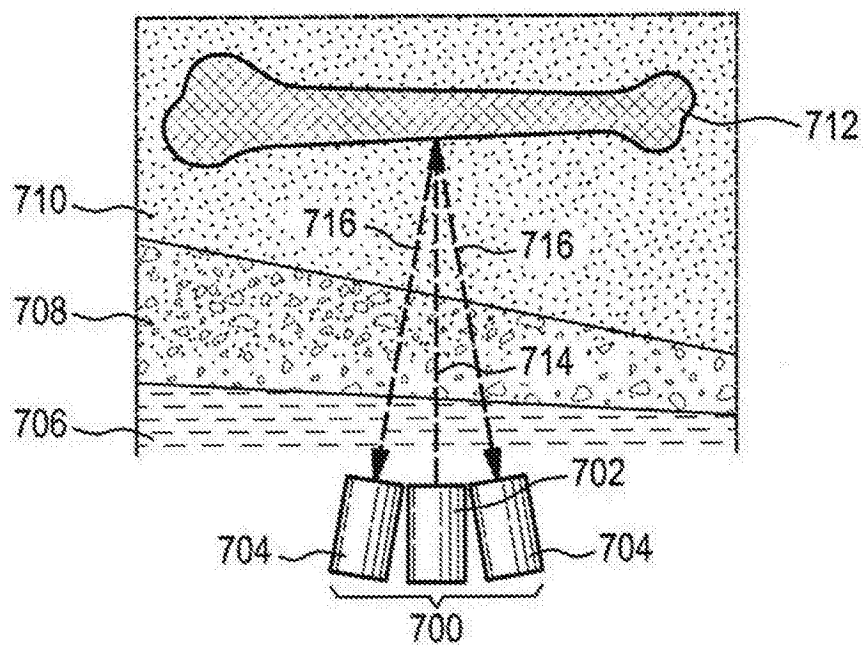


图 7

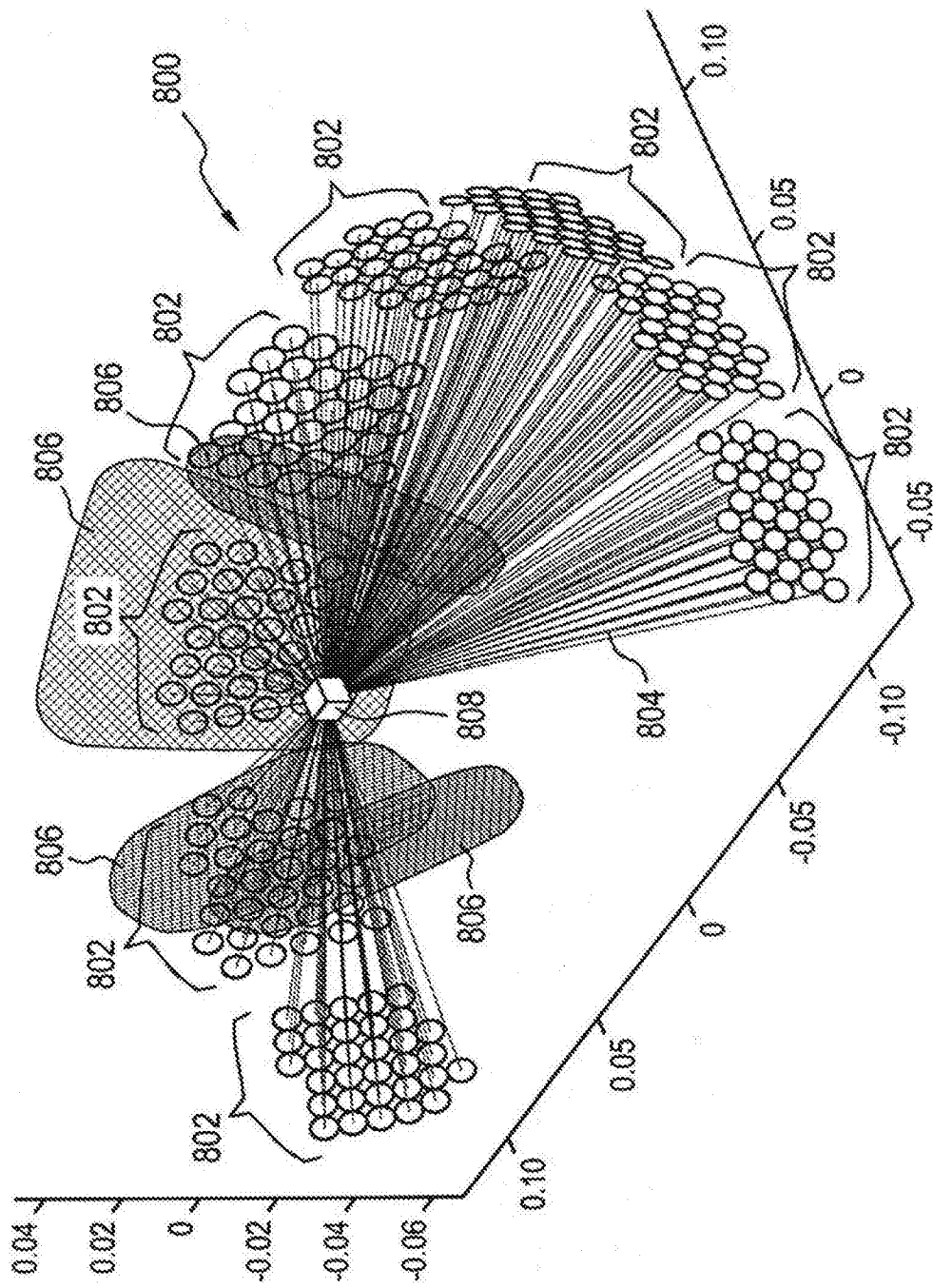


图 8

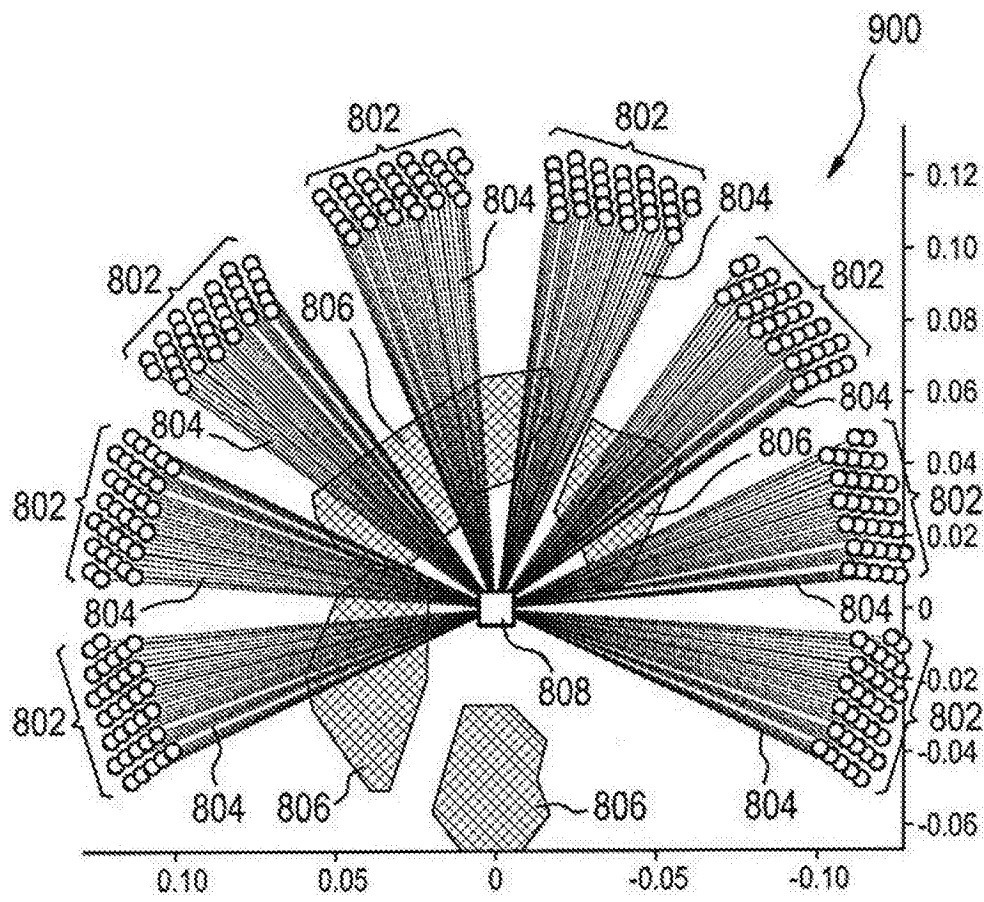


图 9

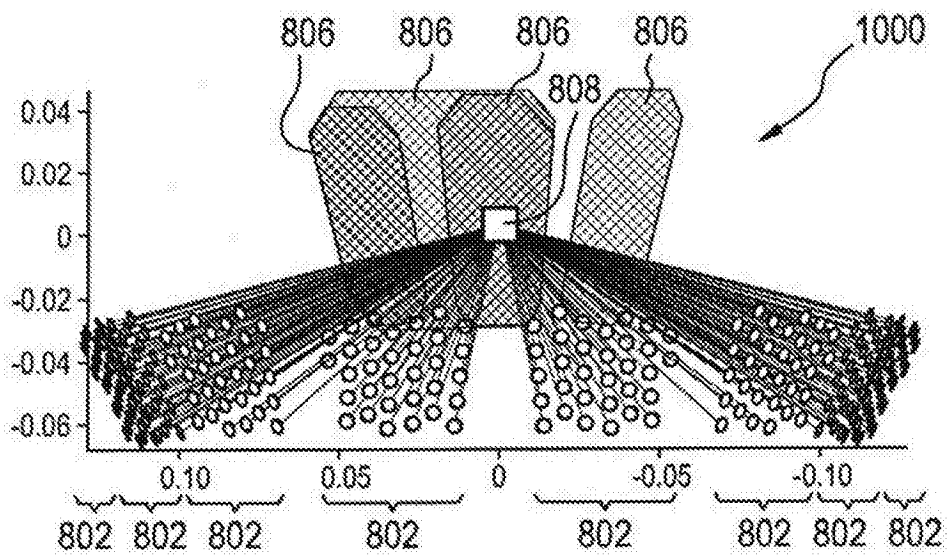


图 10

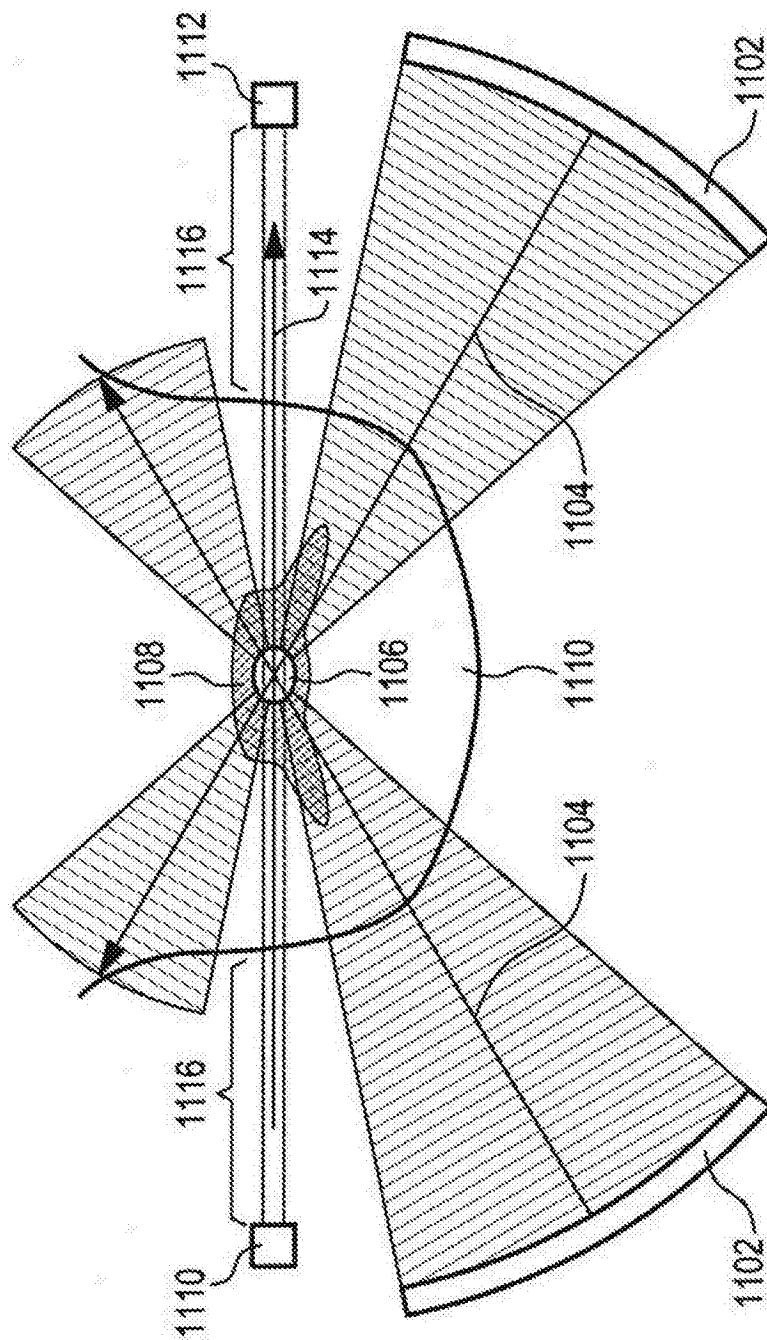


图 11

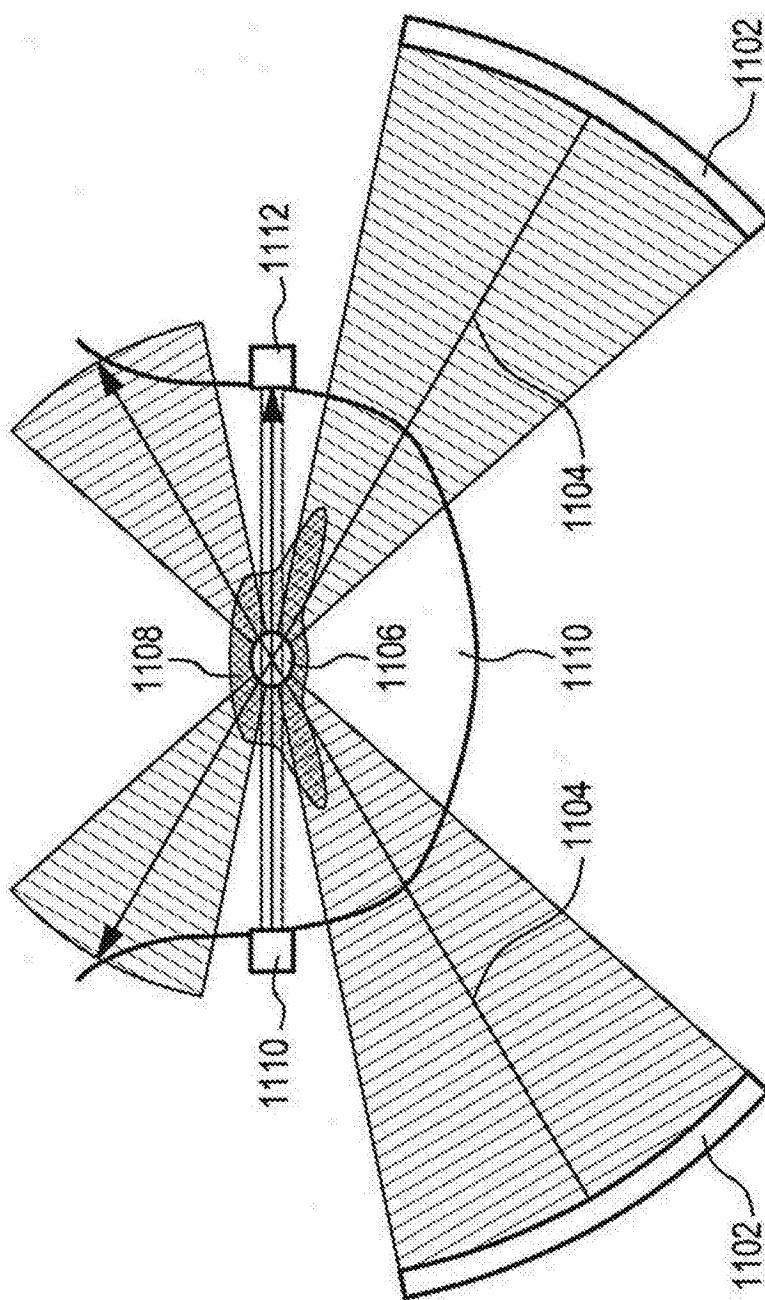


图 12

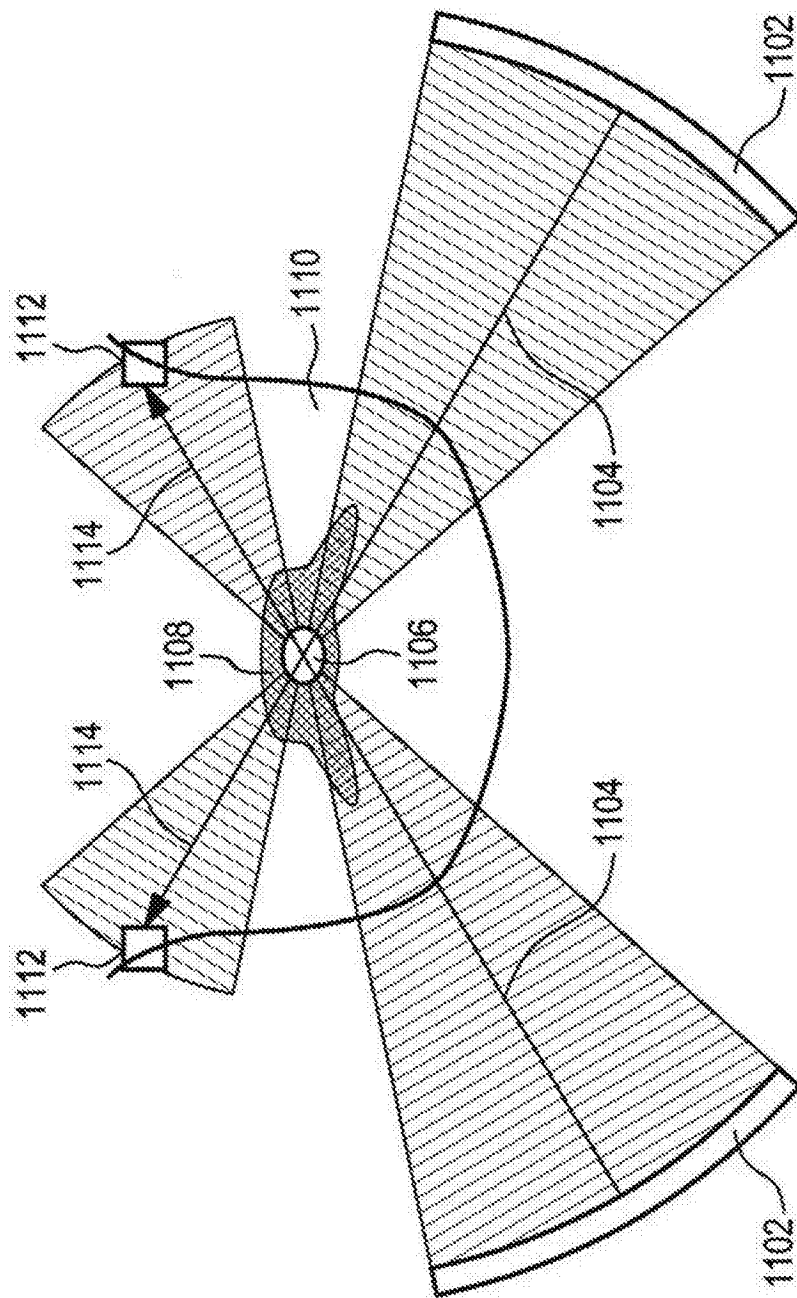


图 13

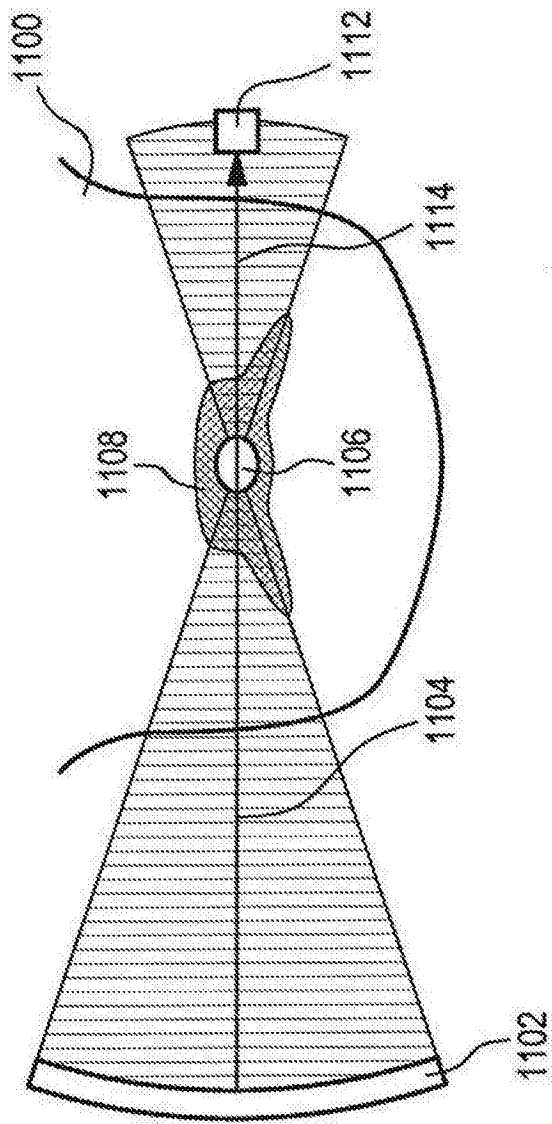


图 14

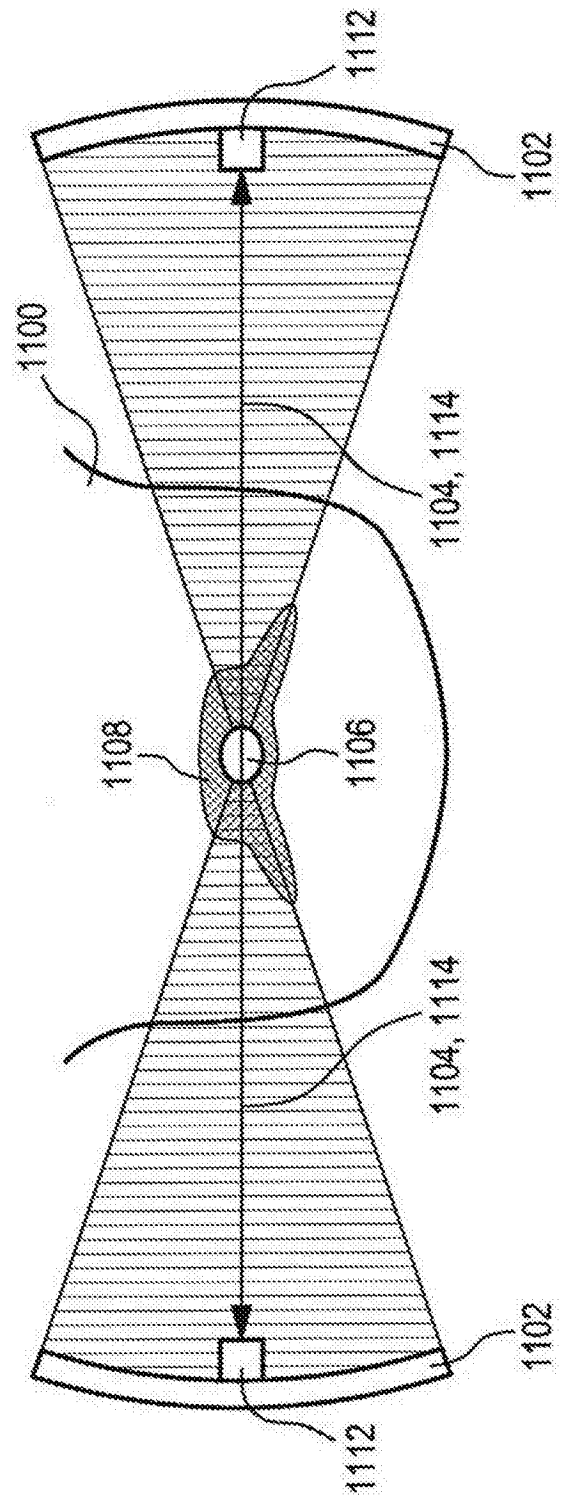


图 15

专利名称(译)	计算至少两种组织类型中超声的速度		
公开(公告)号	CN103415259B	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	CN201280011510.8	申请日	2012-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	C穆热诺 GJ恩霍尔姆 IAJ科斯凯拉 MO科勒		
发明人	C·穆热诺 G·J·恩霍尔姆 I·A·J·科斯凯拉 M·O·科勒		
IPC分类号	A61B8/08 A61N7/02 G01H5/00 A61B5/107 A61B5/055 A61B6/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/055 A61B5/1075 A61B6/50 A61B6/5247 A61B8/0825 A61B8/0858 A61B8/406 A61B8/4494 A61B8/585 A61B2562/0204 A61B2562/046 A61N7/02 A61N2007/0078 A61N2007/0095 G01H5/00		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	孙晓彤		
优先权	2011156819 2011-03-03 EP		
其他公开文献	CN103415259A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种医学设备 (400) , 包括用于采集描述沿至少两条路径 (606、1114) 的超声的速度 (304、306) 的超声数据 (476) 的超声发射器 (444、602) 和接收器 (446、604) 系统 (600) 。所述医学设备还包括用于采集医学图像数据 (468) 的医学成像系统 (402) 和包含使所述处理器采集 (100、200) 医学图像数据的指令 (490、492、494、496、498、500、502、504) 的存储器 (464) 。所述指令还使所述处理器采集 (102、202) 超声数据。所述指令还使所述处理器将所述医学图像数据分割 (104、204) 成至少两种组织类型 (434、436、610、612、708、710) 。所述指令还使所述处理器确定 (106、206) 对应于所述受试体内的至少两条路径的至少两个距离。所述指令还使所述处理器计算 (108、208) 至少两种组织类型中的超声的速度。

