



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102961166 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 13

(21) 申请号 201110289172. 1

(22) 申请日 2011. 08. 31

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 林峰 M·塞耶德-博洛福罗什

C·哈扎德

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 曲卫涛 朱海煜

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

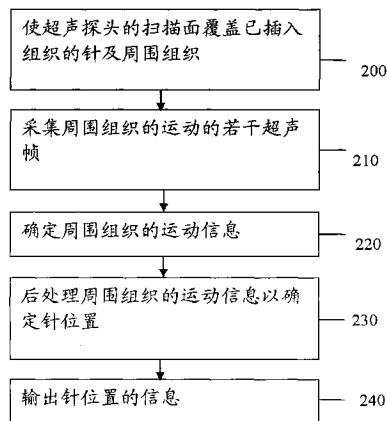
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称

用于检测和跟踪针的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于检测和跟踪针的方法,包括如下步骤:使超声探头的扫描面覆盖已插入组织的针及周围组织;采集周围组织的运动的若干超声帧;确定周围组织的运动信息;后处理周围组织的运动信息以确定针位置,以及输出针位置的信息。本发明的方法易于实现,不需要额外装置,因此与现有技术相比更具成本效益。同时,由于本发明的方法研究针以及周围组织的动态性而非仅限于针本身,因此对针稍微离开成像平面的情况也非常敏感。因此,本发明能实现更高的精确度。



1. 一种用于检测针的方法,包括如下步骤:
使超声探头的扫描面覆盖已插入组织的针及周围组织;
采集所述周围组织的运动的若干超声帧;
确定所述周围组织的运动信息;
后处理所述周围组织的运动信息以确定针位置,以及
输出所述针位置的信息。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,通过使针沿针的长轴方向往复运动来实现所述周围组织的运动。
3. 如权利要求 2 所述的方法,其特征在于,通过手来实现所述针沿针的长轴方向往复运动。
4. 如权利要求 2 所述的方法,其特征在于,通过振动器来实现所述针沿针的长轴方向往复运动。
5. 如权利要求 2 所述的方法,其特征在于,所述采集所述周围组织的运动的若干超声帧的步骤包括在使针沿针的长轴方向往复运动期间执行 B 型扫描并采集脉冲回波数据。
6. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述周围组织的运动信息包括所述周围组织的位移和应变。
7. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,所述确定所述周围组织的运动信息的步骤包括根据所述周围组织的位移或应变粗估针的位置。
8. 如权利要求 7 所述的方法,其特征在于,在所述根据所述周围组织的位移或应变粗估针的位置的步骤中,将所述周围组织的位移的最大值处或所述周围组织的应变的正负值之间的位置确定为针的位置。
9. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,在所述确定所述周围组织的运动信息的步骤中,使用多普勒方法确定所述周围组织的位移或应变。
10. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,在所述确定所述周围组织的运动信息的步骤中,在所述若干超声帧之间进行斑点追踪以确定所述周围组织的位移或应变。
11. 如权利要求 10 所述的方法,其特征在于,使用下列算法之一来执行所述斑点追踪: 1D 或 2D 互相关及求导、基于相位的迭代方法或光流。
12. 如权利要求 10 所述的方法,其特征在于,所述斑点追踪的输入是检测的振幅数据、波束形成的 RF 数据或解调的 RF 数据。
13. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,所述后处理所述周围组织的运动信息的步骤包括:
为帧中的每一波束将位移的绝对值最大处的位置识别为峰的位置;
滤除波束中的噪音波束和异常波束;
对峰值进行线拟合;
对峰值取阈值以实现位移的归一化;
对归一化的位移值执行线平滑处理;以及
对多个帧的位移值求平均值。
14. 如权利要求 13 所述的方法,其特征在于,所述后处理所述周围组织的运动信息的步骤还包括:在所述对归一化的位移值执行线平滑处理后,对图像执行上采样。

15. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述输出所述针位置的信息的步骤包括在输出显示图像上将针显示为有颜色的半透明线。

16. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述输出所述针位置的信息的步骤包括通过线的不同颜色或形状、显示器上的符号或文本以及来自扫描仪的语言警告来表示检测过程的状态。

17. 如权利要求 16 所述的方法,其特征在于,所述检测过程的状态包括:未进行有效的检测;刚完成有效的检测;已经完成有效的检测,目前在跟踪模式或失去关联,针位置丢失。

18. 一种用于跟踪针的方法,包括如下步骤:

使超声探头的扫描面覆盖已插入组织的针及周围组织;

采集所述周围组织的运动的若干超声帧;

确定所述周围组织的运动信息;

后处理所述周围组织的运动信息以确定针位置;

存储所述针位置的信息作为参考值;

使用斑点追踪判断当前斑点数据是否与所述参考值关联;

如果当前斑点数据不与所述参考值关联,则判断所述针位置丢失;

如果当前斑点数据与所述参考值关联,则判断所述针位置继续有效。

19. 如权利要求 18 所述的方法,其特征在于,通过使针沿针的长轴方向往复运动来实现所述周围组织的运动。

20. 如权利要求 19 所述的方法,其特征在于,通过手来实现所述针沿针的长轴方向往复运动。

21. 如权利要求 18 所述的方法,其特征在于,所述周围组织的运动信息包括所述周围组织的位移和应变。

22. 如权利要求 21 所述的方法,其特征在于,所述后处理所述周围组织的运动信息的步骤包括:

为帧中的每一波束将位移的绝对值最大处的位置识别为峰的位置;

滤除波束中的噪音波束和异常波束;

对峰值进行线拟合;

对峰值取阈值以实现位移的归一化;

对归一化的位移值执行线平滑处理;以及

对多个帧的位移值求平均值。

23. 如权利要求 22 所述的方法,其特征在于,所述后处理所述周围组织的运动信息的步骤还包括:在所述对归一化的位移值执行线平滑处理后,对图像执行上采样。

24. 如权利要求 18 所述的方法,其特征在于,所述方法还包括在判断所述针位置丢失后,重新设置所述针的位置和/或要求用户插入针重新开始针的检测过程。

用于检测和跟踪针的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像领域,具体而言,涉及一种用于检测和跟踪针的方法。

背景技术

[0002] 当通过非侵入方式发现异常组织区域、例如肿瘤时,通常需要进行组织诊断来确定合适的治疗方式。这需从患者身上移除足够的组织样本来进行病理分析。可通过各种方式,例如外科切除、细针穿刺活检来获得组织。除了活组织检测之外,可使用针来注射药剂,以便进行局部麻醉和相关治疗。

[0003] 借助超声成像可将针定位在人体内的期望位置。例如,为了对组织样本进行活组织检查,必须精确定位活检针以便针的尖端穿过要采样的组织。通过使用超声成像系统跟踪活检针,可将针引导到目标组织并插入所需深度。

[0004] 但在超声引导的活组织检查中的一个主要问题是在许多情况下难以检测到针。这是因为针很小且相对于超声波方向是倾斜的,所以超声波反射到不同的方向并且不能由超声探头接收。同时,在传统的 2D 成像模式中,针很容易离开成像平面并因此不能由超声波阵面捕获。

[0005] 已提出若干方法和装置来提高针的可见性。在欧洲专利 EP0952462 中,空间组合成像有助于提高针的可见性,这是因为在不同角度收集图像并且一些角度更接近垂直于针从而可从针得到更强的信号。在欧洲专利 EP1132049 中,将针尖故意弄粗,以便它以更宽的角度反射超声。在欧洲专利 EP0453251 中,将针附到振动器上并且使用多普勒方法检测针振动,从而定位针。

[0006] 但是,上述专利中也存在一些缺陷,其中所用到的一些装置结构复杂且造价昂贵,而另一些装置和方法在使用时难以操作。而且,上述专利的关注点都在于针本身,当针稍微离开成像平面时,便无法检测到针。因此,需要一种容易使用,并且在针稍微离开成像平面时,也能够检测到针的方法。

发明内容

[0007] 根据本发明的一个实施例,本发明涉及一种用于检测针的方法,包括如下步骤:使超声探头的扫描面覆盖已插入组织的针及周围组织;采集周围组织的运动的若干超声帧;确定周围组织的运动信息;后处理周围组织的运动信息以确定针位置,以及输出针位置的信息。

[0008] 根据本发明的一个实施例,通过使针沿针的长轴方向往复运动来实现周围组织的运动。

[0009] 根据本发明的另一个实施例,通过手来实现针沿针的长轴方向往复运动。

[0010] 根据本发明的又一个实施例,通过振动器来实现针沿针的长轴方向往复运动。

[0011] 根据本发明的再一个实施例,采集周围组织的运动的若干超声帧的步骤包括在使针沿针的长轴方向往复运动期间执行 B 型扫描并采集脉冲回波数据。

- [0012] 根据本发明的另一个实施例,周围组织的运动信息包括周围组织的位移和应变。
- [0013] 根据本发明的另一个实施例,确定周围组织的运动信息的步骤包括根据周围组织的位移或应变粗估针的位置。
- [0014] 根据本发明的另一个实施例,在根据周围组织的位移或应变粗估针的位置的步骤中,将周围组织的位移的最大值处或周围组织的应变的正负值之间的位置确定为针的位置。
- [0015] 根据本发明的另一个实施例,在确定周围组织的运动信息的步骤中,使用多普勒方法确定周围组织的位移或应变。
- [0016] 根据本发明的另一个实施例,在确定周围组织的运动信息的步骤中,在若干超声帧之间进行斑点追踪以确定周围组织的位移或应变。
- [0017] 根据本发明的另一个实施例,使用下列算法之一来执行斑点追踪:1D 或 2D 互相关及求导、基于相位的迭代方法或光流。
- [0018] 根据本发明的另一个实施例,斑点追踪的输入是检测的振幅数据、波束形成的 RF 数据或解调的 RF 数据。
- [0019] 根据本发明的另一个实施例,后处理周围组织的运动信息的步骤包括:为帧中的每一波束将位移的绝对值最大处的位置识别为峰的位置;滤除波束中的噪音波束和异常波束;对峰值进行线拟合;对峰值取阈值以实现位移的归一化;对归一化的位移值执行线平滑处理;以及对多个帧的位移值求平均值。
- [0020] 根据本发明的另一个实施例,后处理周围组织的运动信息的步骤还包括:在对归一化的位移值执行线平滑处理后,对图像执行上采样。
- [0021] 根据本发明的另一个实施例,输出针位置的信息的步骤包括在输出显示图像上将针显示为有颜色的半透明线。
- [0022] 根据本发明的另一个实施例,输出针位置的信息的步骤包括通过线的不同颜色或形状、显示器上的符号或文本以及来自扫描仪的语言警告来表示检测过程的状态。
- [0023] 根据本发明的另一个实施例,检测过程的状态包括:未进行有效的检测;刚完成有效的检测;已经完成有效的检测,目前在跟踪模式或失去关联,针位置丢失。
- [0024] 根据本发明的一个实施例,本发明涉及一种用于跟踪针的方法,包括如下步骤:使超声探头的扫描面覆盖已插入组织的针及周围组织;采集周围组织的运动的若干超声帧;确定周围组织的运动信息;后处理周围组织的运动信息以确定针位置;存储针位置的信息作为参考;使用斑点追踪判断当前斑点数据是否与参考值关联;如果当前斑点数据不与参考值关联,则判断针位置丢失;如果当前斑点数据与参考值关联,则判断针位置继续有效。
- [0025] 根据本发明的另一个实施例,通过使针沿针的长轴方向往复运动来实现周围组织的运动。
- [0026] 根据本发明的又一个实施例,通过手来实现针沿针的长轴方向往复运动。
- [0027] 根据本发明的另一个实施例,周围组织的运动信息包括周围组织的位移和应变。
- [0028] 根据本发明的另一个实施例,后处理周围组织的运动信息的步骤包括:为帧中的每一波束将位移的绝对值最大处的位置识别为峰的位置;滤除波束中的噪音波束和异常波束;对峰值进行线拟合;对峰值取阈值以实现位移的归一化;对归一化的位移值执行线平滑处理;以及对多个帧的位移值求平均值。

[0029] 根据本发明的另一个实施例,后处理周围组织的运动信息的步骤还包括:在对归一化的位移值执行线平滑处理后,对图像执行上采样。

[0030] 根据本发明的另一个实施例,跟踪针的方法还包括在判断针位置丢失后,重新设置针的位置和/或要求用户插入针重新开始针的检测过程。

[0031] 本发明的方法易于实现,不需要额外装置,因此与现有技术相比更具成本效益。同时,由于本发明的方法研究针以及周围组织的动态性而非仅限于针本身,因此对针稍微离开成像平面的情况也非常敏感。因此,本发明能够实现更高的精确度。

附图说明

[0032] 图 1 是根据本发明用于检测针的方法的实施例中针和周围组织的示意截面图;

[0033] 图 2 是图 1 所示实施例的用于检测针的方法的流程示意图;

[0034] 图 3A 和 3B 分别是针周围组织的位移和应变示意图;

[0035] 图 4 是后处理过程的流程图;

[0036] 图 5 是位移与灰度级的映射关系图;

[0037] 图 6 示出具有方向性的平滑处理;

[0038] 图 7 显示的是针位于成像平面时得到的超声图像以及相应的组织应变图;

[0039] 图 8 显示的是针稍微离开成像平面时得到的超声图像以及相应的组织应变图;以及

[0040] 图 9 是根据本发明用于跟踪针的方法的实施例的流程图。

具体实施方式

[0041] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅是本发明的一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0042] 图 1 是根据本发明用于检测针的方法的实施例中针和周围组织的示意截面图。本发明中所说的周围组织是指插入的针周围的组织。本发明中所说的组织是指人体或动物体组织,包括体内的液体或气体。如图 1 所示,附图标记 130 代表的是已插入组织的针。针的插入方向相对超声探头 100 发出的超声束 110 的方向倾斜。同时,由于用于活体组织检查的针通常体积很小,直接检测来自针本身的回波的方法难度很大,且可信度及准确度很低。因此,本发明的方法研究针以及周围组织 120 的动态性而非仅限于针本身。图 1 中的双向箭头代表针在其长轴方向上往复运动的情况,并表示由于针的运动而引起的针周围组织的运动。本发明中所说的针的长轴方向是指针主体所在的直线及其延长线的方向。针以及周围组织的动态性正是上面所述的本发明的研究对象。虽然图 1 显示的是针在长轴方向上的运动,但是这种运动不应理解为对本发明的限制。本领域技术人员可以理解这仅仅为针运动的其中一种。例如,用于活体组织检查的针还可能以插入点为圆心做旋转运动。

[0043] 基于物理摩擦原理,针周围的组织会在针的带动下随针运动。越靠近针的组织,其运动的幅度越大。在本发明的一个实施例中,可以用手沿针的长轴方向使针往复运动,从而使针周围的组织随针运动。在本发明的另一个实施例中,可使用振动器使针沿针的长轴方

向往复运动,从而使针周围的组织随针运动。振动器的结构设置可采用现有技术的设计,本文不详细介绍。

[0044] 下面结合附图 2 所示的本发明方法的流程图来进一步描述本发明的检测针的方法。如图 2 所示,本发明实施例的用于检测针的方法包括如下步骤:使超声探头的扫描面覆盖已插入组织的针及周围组织(步骤 200);采集周围组织的运动的若干超声帧(步骤 210);确定周围组织的运动信息(步骤 220);后处理周围组织的运动信息以确定针位置(步骤 230),以及输出针位置的信息(步骤 240)。在步骤 200,使超声探头的扫描面覆盖已插入组织的针及其周围组织。在本发明的一个实施例中,超声成像可以是 B 型超声显像检查(简称 B 超)。B 型超声显像检查是以不同辉度的二维切面黑白图像来显示组织器官及病变的位置、大小、形态和内部回声的特点,主要为临床提供病变的形态结构方面的信息。然后,如上文所述,通过手或振动器使针,例如沿针的长轴方向往复运动,并引起针周围的组织也产生运动。在步骤 210,在针周围组织运动期间,采集若干超声回波数据帧。

[0045] 然后在步骤 220,在采集的若干超声回波数据帧之间进行分析并确定针周围组织的位移或应变。在本发明的一个优选实施例中,使用斑点追踪法确定针周围组织的位移或应变。在数据帧之间进行斑点追踪以确定针周围组织的位移或应变。斑点追踪广泛用于超声图像分析应用,例如弹性、图像配准和运动校正中。与通常用于流量测量的多普勒方法相比,斑点追踪方法对于小的运动(精确到亚微米)更敏感,更适合慢的运动,并具有更好的分辨率,且其计算仅需要两个数据集(包大小为 2)。由于上述原因,本实施例优选使用斑点追踪显像技术用于针检测。

[0046] 斑点追踪是在应变及应变率显像的基础上发展而来的一种新技术。超声图像是由很多个小的像素构成。这些像素即自然的声学标记,它们是均匀分布于活检针周围组织内的稳定的声学斑点,与组织同步运动并且在相邻帧其形态没有发生很明显的改变。斑点追踪显像可以在连续帧中追踪每个斑点并计算出运动轨迹,从而定量显示组织的位移及应变。其中,应变是组织在力的作用下发生的形状改变,可由相应局部周围组织的位移数据导出。

[0047] 检测的振幅数据、波束形成的 RF 数据或解调的 RF 数据均可用作斑点追踪方法的输入。但是,与振幅数据相比,RF 数据在计算上更密集并且带有相位信息所以会提供更精确的结果。可使用下列算法之一来实现斑点追踪:1D 或 2D 互相关及求导、基于相位的迭代方法或光流等等。通过斑点追踪即可估计位移或应变(其中,应变可由位移导出)。

[0048] 如上所述,本发明优选使用斑点追踪法。但是,本领域技术人员可以了解本实施例同样可以使用多普勒方法来获得针周围组织的运动信息,例如针周围组织的位移或应变。使用多普勒方法来检测针的方法包括:使超声探头的扫描面覆盖已插入组织的针及周围组织;采集周围组织的运动的若干超声帧;使用多普勒方法检测帧之间的运动信息;后处理周围组织的运动信息以确定针位置;以及输出针位置的信息。本领域技术人员在阅读了本发明之后,结合多普勒成像的现有技术,会清楚理解使用多普勒方法通过跟踪针周围组织的运动来检测针,故在此不再详述。

[0049] 通过对上述斑点追踪或多普勒方法获得的针周围组织的位移或应变进行分析,可以粗估针的位置。下面结合图 3A 和 3B 说明沿超声束方向组织位移及组织应变(轴向分量)的实例。

[0050] 图 3A 和 3B 分别是组织位移和组织应变（纵轴）与轴向位置（横轴）的关系图。如上文所述，越靠近针的组织，其运动的幅度越大。轴向位置 0 是超声束与针相交的位置。在越邻近针处组织位移越大，且针两侧的应变的符号相反。该属性可用于估计针的位置。

[0051] 具体而言，可先获得位移 / 应变数据帧（作为轴向位置和超声束的函数的 2D 数据帧），再对数据帧进行分析算法。分析算法首先检测，与背景相比沿线是否有正在进行的运动，然后判断该线的定位和定向是否与针相似。如果是的话，基于位移的最大值或正和负应变之间的分界点来根据 2D 数据估计针位置。

[0052] 接下来，可对获得的组织位移或组织应变图像数据进行如图 4 所示的后处理，从而将针位置的原始估计进一步平滑或适配成线或曲线，来进一步精确确定针的位置。

[0053] 图 4 示出后处理过程的流程图。后处理的目的是从位移或应变图像数据获得针位置的信息或图像。图 4 示出一个示例实现，输入数据是位移数据帧。在本实施例中，后处理涉及如下操作：峰检测（步骤 410）、移除噪声和异常（步骤 420）、线拟合（步骤 430）、位移归一化（步骤 440）、线平滑（步骤 450）、上采样（步骤 460）和一致性处理（persistence）（步骤 470）。

[0054] 首先，在步骤 410 进行峰检测。对于帧中的每一波束，通过识别位移的绝对值的最大位置来识别峰的位置。可使用内插法或其它公知的方法得到子采样分辨率。

[0055] 然后，在步骤 420 移除噪声和异常。因为并不是每个波束都包含针信息，所以要设计智能算法来排除不可能包含针信息的波束以便不影响接下来的步骤 430 中的线拟合的精度。噪声波束是这样一种波束，它具有无明显峰的位移曲线。例如，曲线上下具有多个峰，或者峰值没有比沿曲线的平均位移高很多。异常波束是这样一种波束，它的峰位置明显不同于在它附近的具有有效针信息的波束的峰位置。异常可能是由位移或针检测的错误计算引起的。在步骤 420 排除了上述噪声波束和异常波束。

[0056] 所检测的针峰应在图像中显示为直线或具有微小曲率的线。1 阶线拟合或 2 阶线拟合可用于将峰位置建模为线或曲线，可通过本领域公知的 Hough 变换或线性回归实现线拟合，步骤 430。

[0057] 线拟合步骤后，进行步骤 440 的位移归一化。初始的针图像由步骤 420 处获得的一组针峰形成，每一个峰的值代表一个位移值。先定义软阈值。如图 5 显示，该软阈值可定义为最大位移的某个比例值，例如最大位移的 50%。基于该阈值将峰值重新映射到灰度级范围。灰度级范围可以是例如从 0 到 255。映射可以是如图 5 所示的线性映射。在一个实例中，阈值处的位移值映射到灰度级 0，最大位移“Max_Disp”映射到预定义的灰度级“Max_Gray”。Max_Gray 确定显示器上针的亮度，Max_Gray 可被定义为例如具有最大灰度级为 255 的 180。

[0058] 接下来，在步骤 450 进行线平滑。在上一个步骤中获得的针图像是一组离散的精细点。为了使其更像针，可进行平滑处理以将点连接成线。平滑处理可以是简单的二维低通滤波。或者为了使针图像更精致，沿针方向滤波更多的数据，而垂直于针的方向滤波更少的数据。在线拟合步骤期间能确定针方向。在图 6 中进一步说明了上述具有方向性的平滑处理，其中附图标记 610 表示要平滑的样本，附图标记 620 表示平滑范围中的样本，附图标记 630 表示长轴平行于 1 阶线的椭圆形平滑窗，附图标记 640 表示图像样本网格，附图标记 650 表示在要平滑的样本处的 1 阶针线拟合，附图标记 660 表示 2 阶针线拟合，附图标记 670

表示轴向轴。鉴于相关处理与现有技术类似,在此不再详述。滤波器的有效点扩散函数是具有沿针方向的长轴的椭圆形。

[0059] 可选的,在步骤 460 进行上采样操作。可将针图像进行向上采样到较高的分辨率以便看起来更平滑。可使用公知的线性内插或 2 阶内插完成上述上采样。

[0060] 由于针的运动是动态的,因此针的不同帧显示的信息质量可能不同。多帧平均法有助于使针看起来更一致。可通过简单的 FIR 或 IIR 滤波器来实现多帧平均(步骤 470)。为了提高性能,多帧平均可考虑每个帧的质量。帧的质量可通过线拟合误差和/或位移的幅度来量化。量化的帧的质量可作为一个权重来进行加权帧平均。

[0061] 通过上面的后处理过程,获得了针位置的图像。

[0062] 图 7 显示的是针位于成像平面中时得到的真实的超声图像以及相应的组织应变图。在生成的应变图像(右图)中清楚示出清晰的线条图形,并且估计针线(点虚线)在正和负应变之间。

[0063] 图 8 显示的是针稍微离开成像平面时得到的真实的超声图像以及相应的组织应变图,其中因为针稍微离开成像平面而在 B 型图像(左图)看不到针,但在生成的应变图像(右图)中可清楚看到针(点虚线)。由于同时清楚形成了交叉线,使得能够精确估计针位置。可见,本发明使用的方法可以精确计算出针的位置,即使针稍微离开了成像平面。

[0064] 斑点追踪方法可与现有技术的振幅方法组合以便更可信的检测针或进一步细调针位置,尤其是在临床应用中要求在 B 型图像中显示针从而验证针的位置时。

[0065] 在扫描时可实时重复检测过程。例如,每隔 0.5 秒激活该检测过程。如果识别出有效运动,则更新针位置。

[0066] 请再次参考附图 2,在步骤 240 输出后处理操作后的图像。根据本发明的一个实施例,可在显示器上显示图像。根据本发明的另一个实施例,可在打印机上打印图像。针的检测及跟踪根据针的不同方向来工作。如果针位于成像平面,则组织运动显示为直线的图形。如果针与成像平面垂直,则组织运动显示为点的图形。如果是 3D 成像,针的方向就变得不那么重要了。因此,本领域技术人员可轻易扩展上述方法以在 3D 空间中检测针。

[0067] 针在图像上显示为有颜色的半透明线。或者,如果感兴趣的位置仅仅是针尖,可只显示针尖。并排显示模式也是一种可选的显示图像的模式,其中在一侧显示没有针的图像而在另一侧显示具有针线或针尖的图像。还可用各种方式显示检测/跟踪的状态和质量。这些状态可包括:

- [0068] 1. 未进行有效的检测;
- [0069] 2. 刚完成有效的检测;
- [0070] 3. 已经完成有效的检测,目前在跟踪模式;
- [0071] 4. 失去关联,针位置丢失。

[0072] 上述各种方式可包括针线的不同颜色或不同的线形状、显示器上的符号或文本以及来自扫描仪的文字警告。检测/跟踪的质量可以为带有度量的显示。

[0073] 在 3D 模式中,算法可选择显示标准的 2D 图像(即针位于成像平面中)。在本发明的其中一个实施例中,可以设置一个稳定器功能,其用于当探针在周围移动时将针锁定在图像中。

[0074] 根据本发明的另一方面,本发明涉及一种用于跟踪针的方法。图 9 是根据本发明

用于跟踪针的方法的实施例的流程图。如图 9 所描述,在使用本发明的方法确定针的位置后,还可以在针停止运动时通过估计针周围组织的运动来间接跟踪针,识别针的位置是否仍然有效。附图 9 中的步骤 900-930 与附图 2 的针的检测方法中的相应步骤类似,在此不再赘述。在步骤 930 获得针位置的图像数据后,可以存储所获得的图像数据用作参考(步骤 940),并以此作为依据判断针的位置。如上文描述,斑点追踪显像可以在连续帧中追踪每个斑点并计算出运动轨迹,从而定量显示组织的位移及应变。如果在步骤 960 发现随时间变化斑点数据与先前存储的参考值毫无关联,则判断针位置丢失。在判断针位置丢失后,该算法可重新设置针的位置和 / 或要求用户插入针重新开始针的检测过程。相反,如果在步骤 970 发现当前斑点数据与参考值关联,则判断针位置继续有效。

[0075] 可以全自动的模式来检测及跟踪针。如果计算能力有限,可选的方法是使用户通过按键来启动检测。

[0076] 本发明提出的用于检测和跟踪针的方法容易使用,仅需要稍许的人力干预或者不需要人力干预(在采用振动器时)即可实现基本自动化的活检针检测及跟踪,并且因为关注的是针周围的组织而不是仅限于针本身,所以该方法对于针相对于成像平面的位置并不敏感,即使针稍微离开成像平面,该方法仍能可靠地检测针位置。

[0077] 以上所述仅为本发明的实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

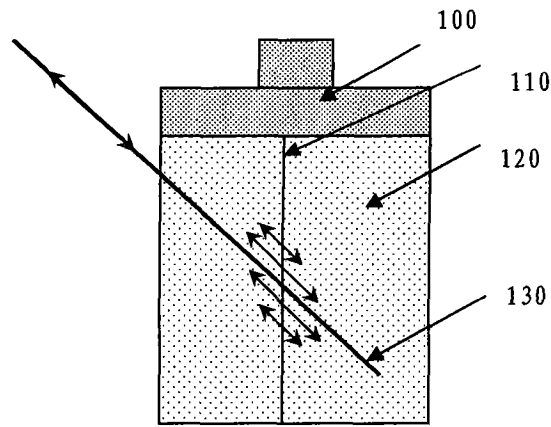


图 1

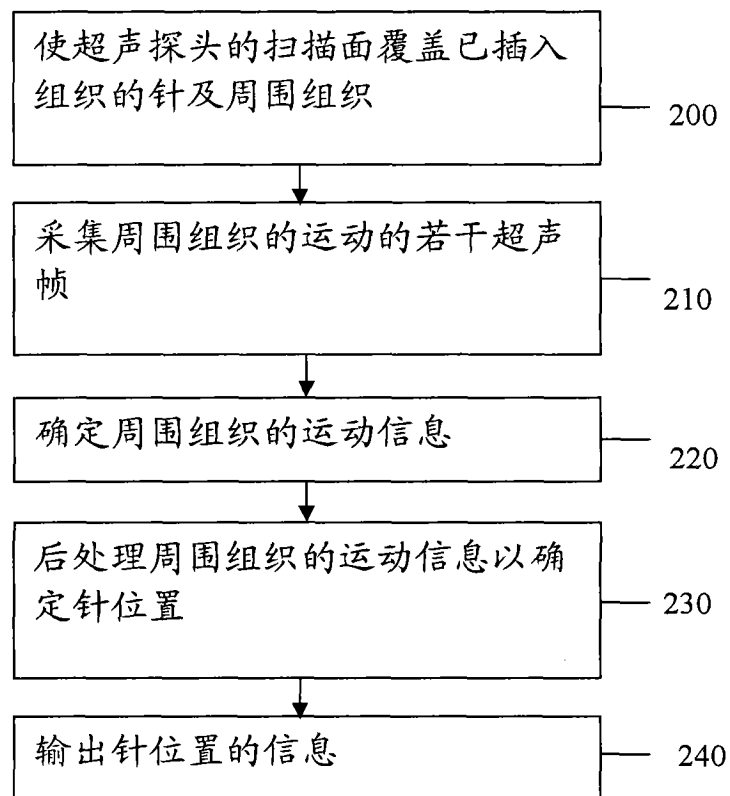


图 2

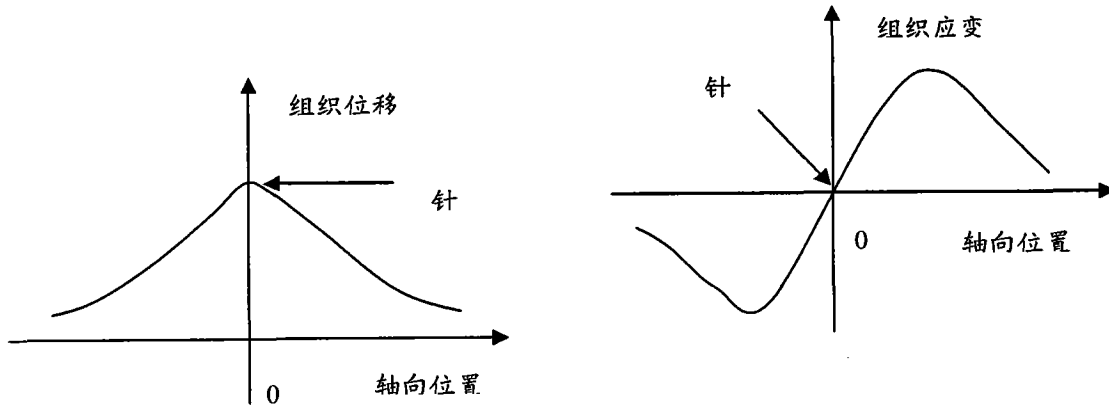


图 3A

图 3B

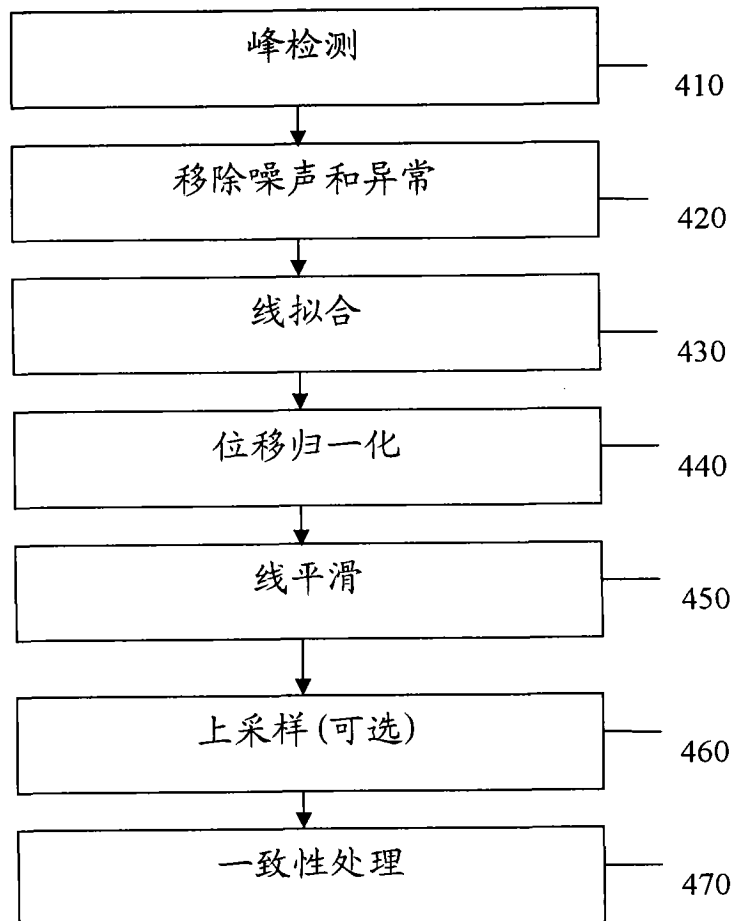


图 4

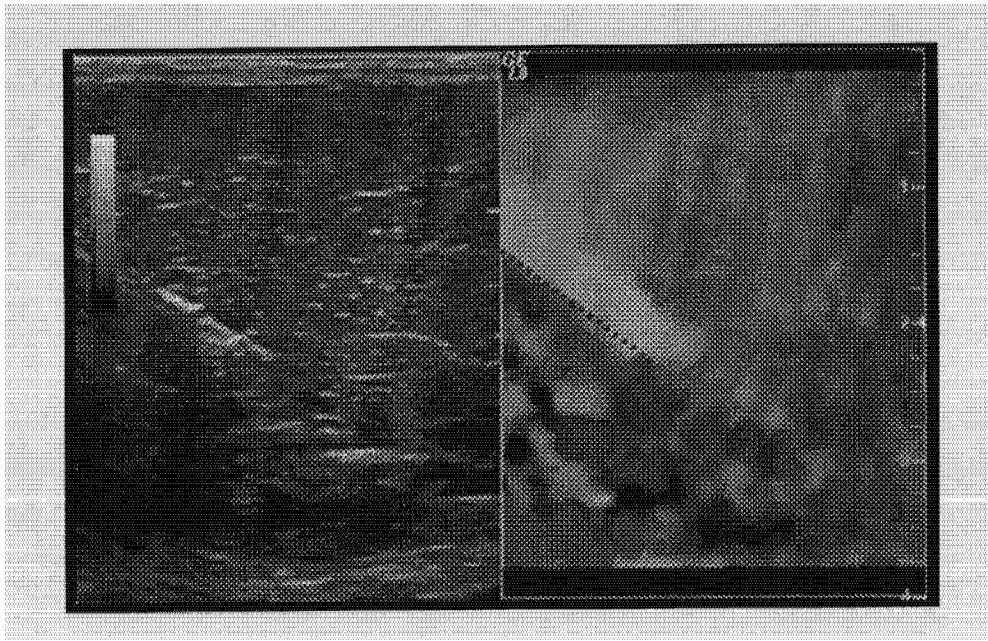


图 7

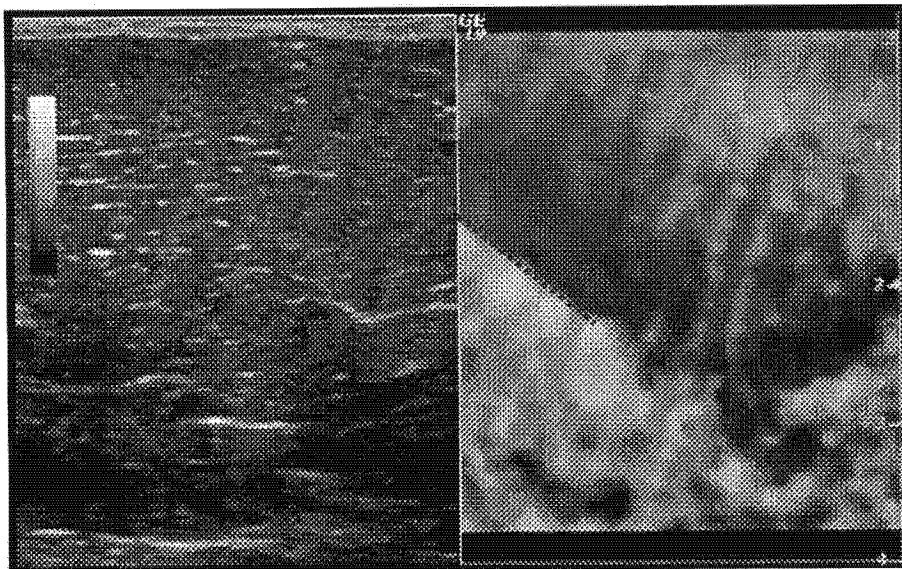


图 8

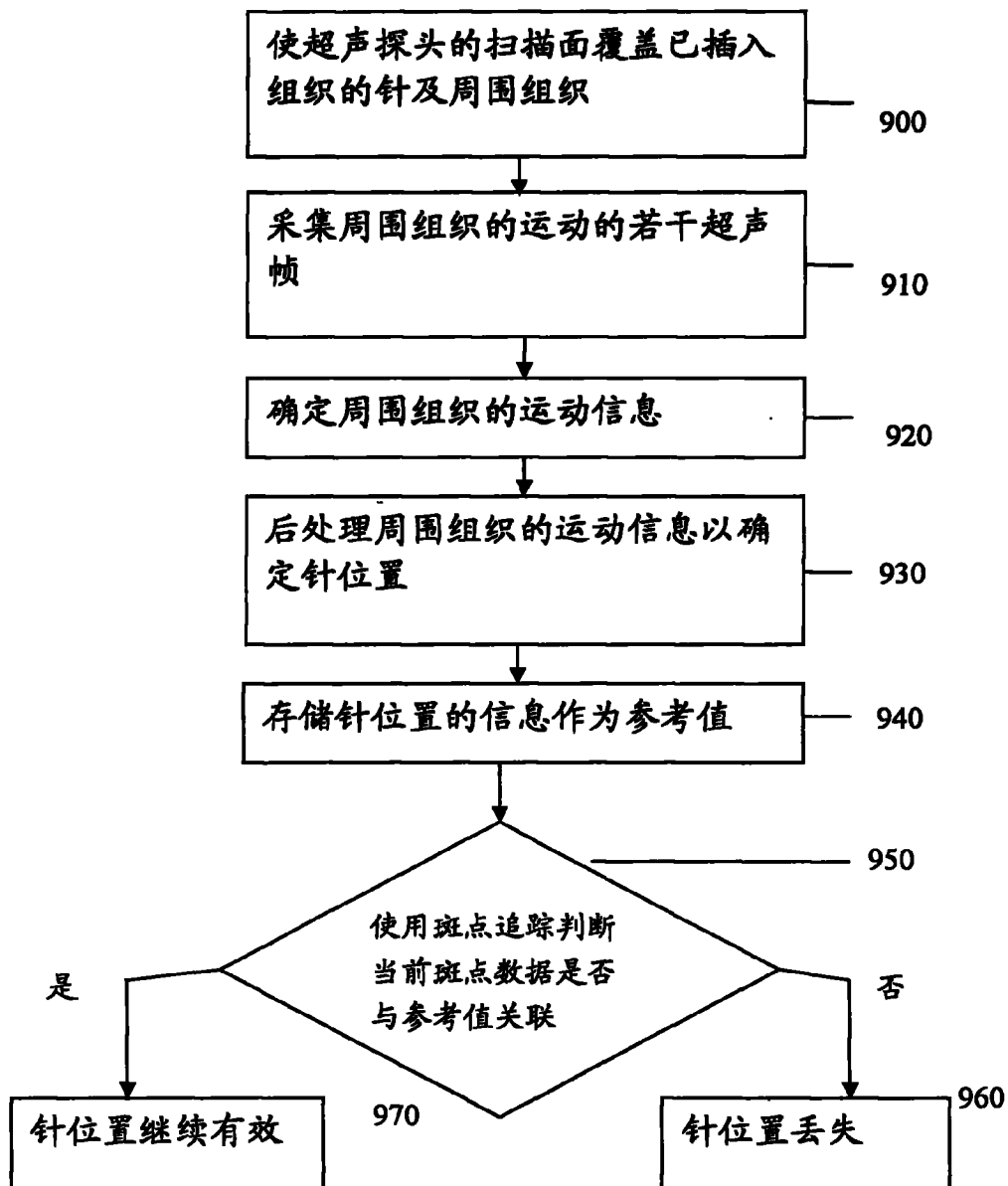


图 9