



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104825195 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201510272479. 9

(22) 申请日 2015. 05. 25

(71) 申请人 无锡海斯凯尔医学技术有限公司

地址 214000 江苏省无锡市新区太湖国际科技园大学科技园 530 大厦 B401 室

(72) 发明人 邵金华 孙锦 段后利

(74) 专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司 11205

代理人 张洋 黄健

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 6/03(2006. 01)

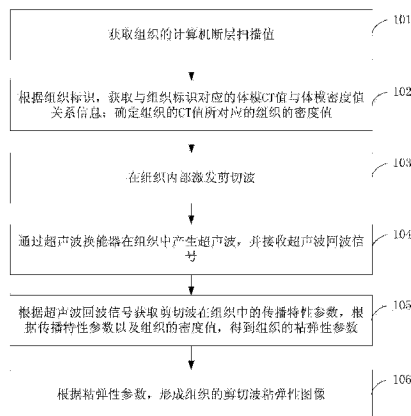
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

剪切波粘弹性成像方法及系统

(57) 摘要

本发明提供一种剪切波粘弹性成像方法及系统,其中,方法包括:获取组织的计算机断层扫描CT值;根据组织标识,获取与组织标识对应的体模CT值与体模密度值关系信息;确定组织的CT值所对应的组织的密度值;在组织内部激发剪切波;通过超声波换能器在组织中产生超声波,并接收超声波回波信号;根据超声波回波信号获取剪切波在组织中的传播特性参数,根据传播特性参数以及组织的密度值,得到组织的粘弹性参数;根据粘弹性参数,形成组织的剪切波粘弹性图像。从而改善了粘弹性参数检测的效果,为医生根据组织的剪切波粘弹性图像对组织进行病理判断提供了更加可靠的参考。



1. 一种剪切波粘弹性成像方法,其特征在于,包括:

获取组织的计算机断层扫描 CT 值;根据组织标识,获取与所述组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值关系信息;确定所述组织的 CT 值所对应的所述组织的密度值;

在所述组织内部激发剪切波;

通过超声波换能器在所述组织中产生超声波,并接收超声波回波信号;根据所述超声波回波信号获取所述剪切波在所述组织中的传播特性参数,根据所述传播特性参数以及所述组织的密度值,得到所述组织的粘弹性参数;根据所述粘弹性参数,形成所述组织的剪切波粘弹性图像。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述关系信息为所述体模 CT 值与所述体模密度值之间的线性比例系数或所述体模 CT 值与所述体模密度值之间的对应数值表。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其特征在于,所述根据组织标识,获取与所述组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值关系信息;确定所述组织的 CT 值所对应的所述组织的密度值包括:

根据所述组织标识,获取与所述组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值之间的线性比例系数,根据所述组织的 CT 值,计算得到所述组织的密度值;或者,根据所述组织标识,获取与所述组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值之间的对应数值表,根据所述组织的 CT 值,在所述数值表中查找所述组织的密度值。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述根据所述超声波回波信号获取所述剪切波在所述组织中的传播特性参数包括:

对所述超声波回波信号进行信号处理,确定所述组织的运动参数,所述运动参数包括:所述组织在所述剪切波作用下的位移信息和/或应变信息;根据所述运动参数计算得到所述剪切波的传播特性参数;所述传播特性参数包括:所述剪切波的传播速度和/或传播衰减系数;

所述信号处理包括:自时域互相关、谱互相关、平方误差和、斑点跟踪、尺度不变特征点跟踪、动态规划、零交叉跟踪、峰值搜索中的至少一种。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述根据所述粘弹性参数,形成所述组织的剪切波粘弹性图像包括:

根据预设粘弹性参数与颜色的映射关系,查找所述粘弹性参数对应的颜色编码,形成所述组织的剪切波粘弹性图像;所述映射包括:灰度映射、彩色映射;

所述粘弹性参数包括:剪切模量、杨氏模量、剪切弹性、剪切粘度、机械阻抗、机械松弛时间、各向异性。

6. 一种剪切波粘弹性成像系统,其特征在于,包括:

计算机断层扫描 CT 值检测装置、控制处理器、剪切波激发装置、超声波换能器、成像装置;

所述计算机断层扫描 CT 值检测装置与所述控制处理器连接,用于获取组织的计算机断层扫描 CT 值并发送所述组织的组织标识、所述组织的 CT 值到所述控制处理器;

所述控制处理器,用于根据所述组织标识,获取与所述组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值关系信息;确定所述组织的 CT 值所对应的所述组织的密度值;

所述剪切波激发装置与所述控制处理器连接,用于在所述组织内部激发剪切波;所述

超声波换能器与所述控制处理器连接,用于在所述组织中产生超声波并接收超声波回波信号;

相应的,所述控制处理器,还用于根据所述超声波回波信号获取所述剪切波在所述组织中的传播特性参数,根据所述传播特性参数以及所述组织的密度值,得到所述组织的粘弹性参数;

所述成像装置与所述控制处理器连接,用于根据所述粘弹性参数,形成所述组织的剪切波粘弹性图像。

7. 根据权利要求 6 所述的系统,其特征在于,

所述关系信息为所述体模 CT 值与所述体模密度值之间的线性比例系数或所述体模 CT 值与所述体模密度值之间的对应数值表。

8. 根据权利要求 6 所述的系统,其特征在于,

所述控制处理器,具体用于根据所述组织标识,获取与所述组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值之间的线性比例系数,根据所述组织的 CT 值,计算得到所述组织的密度值;或者具体用于根据所述组织标识,获取与所述组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值之间的对应数值表,根据所述组织的 CT 值,在所述数值表中查找所述组织的密度值。

9. 根据权利要求 6 所述的系统,其特征在于,

所述控制处理器,具体用于对所述超声波回波信号进行信号处理,确定所述组织的运动参数,所述运动参数包括:所述组织在所述剪切波作用下的位移信息和/或应变信息;根据所述运动参数计算得到所述剪切波的传播特性参数;所述传播特性参数包括:所述剪切波的传播速度和/或传播衰减系数;所述信号处理包括:自时域互相关、谱互相关、平方误差和、斑点跟踪、尺度不变特征点跟踪、动态规划、零交叉跟踪、峰值搜索中的至少一种。

10. 根据权利要求 6 所述的系统,其特征在于,

所述成像装置,具体用于根据预设粘弹性参数与颜色的映射关系,查找所述粘弹性参数对应的颜色编码,形成所述组织的剪切波粘弹性图像;所述映射包括:灰度映射、彩色映射;所述粘弹性参数包括:剪切模量、杨氏模量、剪切弹性、剪切粘度、机械阻抗、机械松弛时间、各向异性。

剪切波粘弹性成像方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于超声波医疗技术领域,具体是涉及一种剪切波粘弹性成像方法及系统。

背景技术

[0002] 剪切波粘弹性成像技术是通过剪切波检测对组织的粘弹性参数进行测量和成像的技术。

[0003] 现有技术中根据粘弹性组织中弹性模量 E 与剪切波传播速度 V_s 的关系求出该粘弹性组织的弹性模量: $E = 3\rho V_s^2$ 。其中, ρ 为组织密度,进而得到该粘弹性组织的弹性信息。但是,现有技术存在一个弊端:由于组织密度值不易获取,现有技术都为粘弹性组织设定一个固定的密度值(比如肝脏的密度值为 $1010\text{kg}/\text{m}^3$),但不同个体的组织密度存在差异(比如脂肪肝、肝纤维化),因此这种设置固定密度值的方法会与组织的实际密度之间存在偏差,从而影响组织粘弹性参数测量的精度,进行影响粘弹性参数成像后医生对组织病理的判断,延误治疗。

发明内容

[0004] 为了解决背景技术中提到的至少一个问题,本发明提供一种剪切波粘弹性成像方法及系统,通过获取个体组织的实际密度值,得到测量结果更加精准的组织粘弹性参数,克服了现有技术通过组织固定密度值得到组织粘弹性参数,精确性不高的技术缺陷,从而改善粘弹性参数检测的效果,为医生根据组织的剪切波粘弹性图像对组织进行病理判断提供了更加可靠的参考。

[0005] 本发明提供一种剪切波粘弹性成像方法,包括:

[0006] 获取组织的计算机断层扫描 CT 值;根据组织标识,获取与所述组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值关系信息;确定所述组织的 CT 值所对应的所述组织的密度值;

[0007] 在所述组织内部激发剪切波;

[0008] 通过超声波换能器在所述组织中产生超声波,并接收超声波回波信号;根据所述超声波回波信号获取所述剪切波在所述组织中的传播特性参数,根据所述传播特性参数以及所述组织的密度值,得到所述组织的粘弹性参数;根据所述粘弹性参数,形成所述组织的剪切波粘弹性图像。

[0009] 本发明还提供一种剪切波粘弹性成像系统,包括:

[0010] 计算机断层扫描 CT 值检测装置、控制处理器、剪切波激发装置、超声波换能器、成像装置;

[0011] 所述计算机断层扫描 CT 值检测装置与所述控制处理器连接,用于获取组织的计算机断层扫描 CT 值并发送所述组织的组织标识、所述组织的 CT 值到所述控制处理器;

[0012] 所述控制处理器,用于根据所述组织标识,获取与所述组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值关系信息;确定所述组织的 CT 值所对应的所述组织的密度值;

[0013] 所述剪切波激发装置与所述控制处理器连接,用于在所述组织内部激发剪切波;所述超声波换能器与所述控制处理器连接,用于在所述组织中产生超声波并接收超声波回波信号;

[0014] 相应的,所述控制处理器,还用于根据所述超声波回波信号获取所述剪切波在所述组织中的传播特性参数,根据所述传播特性参数以及所述组织的密度值,得到所述组织的粘弹性参数;

[0015] 所述成像装置与所述控制处理器连接,用于根据所述粘弹性参数,形成所述组织的剪切波粘弹性图像。

[0016] 本发明提供的剪切波粘弹性成像方法及系统,通过获取组织的 CT 值,并获取与组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值关系信息,确定出组织的密度值;再通过在组织内部激发出剪切波;通过超声波换能器发出并接收超声波回波信号以获取剪切波在组织中的传播特性参数,从而结合组织的密度值,得到组织的粘弹性参数,形成该组织的剪切波粘弹性图像。通过获取个体组织的实际密度值,得到测量结果更加精准的组织粘弹性参数,克服了现有技术通过组织固定密度值得到组织粘弹性参数,精确性不高的技术缺陷,从而改善粘弹性参数检测的效果,为医生根据组织的剪切波粘弹性图像对组织进行病理判断提供了更加可靠的参考。

附图说明

[0017] 图 1 为本发明剪切波粘弹性成像方法实施例一的流程图;

[0018] 图 2 为本发明剪切波粘弹性成像方法实施例二的流程图;

[0019] 图 3 为本发明剪切波粘弹性成像方法实施例三的流程;

[0020] 图 4 为本发明剪切波粘弹性成像系统实施例一的结构示意图。

具体实施方式

[0021] 图 1 为本发明剪切波粘弹性成像方法实施例一的流程图,如图 1 所示,该方法包括:

[0022] 步骤 101、获取组织的计算机断层扫描 (Computed Tomography, 简称 :CT) 值。

[0023] 生物组织的弹性变化常常与病理现象紧密相关,病变组织和正常组织在弹性或硬度上存在差异,医学上使用弹性模量来定量的衡量生物组织的弹性。而决定生物组织弹性模量的一个重要参数就是生物组织自身的密度值,但是目前医学技术还不能对生物组织进行活体检查以直接获得实际密度值,因此,现有技术中用于计算生物组织弹性模量的密度值为一固定值,这就造成了组织的密度值没有针对个体差异,进而利用该固定密度值计算得到的弹性模量精准度不高,从而不利于医生做出正确的病理判断。本发明采用间接获取生物组织实际密度值的方法,首先通过 CT 值检测装置对待检测的组织进行 CT 影像扫描,得到组织的 CT 值,再将该 CT 值发送到剪切波粘弹性成像系统的控制处理器中进行处理,以获得该组织的实际密度值。

[0024] 步骤 102、根据组织标识,获取与组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值关系信息;确定组织的 CT 值所对应的组织的密度值。

[0025] 控制处理器中存储有不同体模组织的 CT 值与密度值的关系信息,体模指根据不

同生物组织仿真出的模型,该模型可以完全表征实际生物组织的物理特性。例如:肝脏的体模、乳腺的体模等。此外,生物组织的 CT 值与密度值之间存在线性比例关系,也就是说,组织的 CT 值反映组织的密度,即组织的 CT 值越高相当于组织的密度越高,则可以通过密度已知的参考体模及体模的 CT 值来计算待检测组织的实际密度值。假设标定体模的密度为 ρ_1 ,其 CT 值为 H_1 ;待检测组织的 CT 值为 H ,则待检测组织的实际密度 ρ 可通过下式计算:
$$\rho = (H/H_1) \times \rho_1$$
,从而得到组织的实际密度值。其中,组织标识用于标识待检测组织的类型,组织的类型可以根据组织器官的类型,如肝脏、乳腺;进一步地,在器官类型中还可以细分为男性器官、女性器官或不同年龄阶段的器官类型等,组织标识所对应的体模类型具体可由技术人员根据需要自行设定,本申请对此不作限制。

[0026] 步骤 103、在组织内部激发剪切波。

[0027] 在组织内部激发剪切波的方式很多,例如:采用振荡发生装置根据设置的驱动激励参数产生驱动激励信号,该驱动激励参数包括:驱动激励信号的波形、占空比、幅度、频率等;通常信号频率为 20 ~ 5000Hz,优选的,低频信号频率 50Hz;在该驱动激励信号的作用下,振荡发生装置对组织表面进行振荡,以使组织内部激发出剪切波,组织在该振动波的传播方向上,即从组织表面深入组织内部的轴向上被推动,使激发出的剪切波在组织内沿轴向、横向(垂直于轴向)方向传播。或者通过超声波换能器发射超声波,以聚焦超声波在组织内部产生声辐射力。其中,剪切波的传播速度会受到组织的硬度或弹性影响,例如组织硬度高则剪切波的传播速度快,例如:组织的癌变会增加组织的弹性(硬度),因此可以通过确定组织剪切波的传播速度来诊断组织的病理状态。

[0028] 步骤 104、通过超声波换能器在组织中产生超声波,并接收超声波回波信号。

[0029] 为获取到组织剪切波的传播信息,采用超声波换能器向组织发射超声波,并采集所发射的超声波从有剪切波传播的被测组织处反射回的超声回波信号,以从该回波信号中获取剪切波的传播速度信息。

[0030] 步骤 105、根据超声波回波信号获取剪切波在组织中的传播特性参数,根据传播特性参数以及组织的密度值,得到组织的粘弹性参数。

[0031] 传播特性参数可以通过经验公式基于回波信号中获取到的剪切波在组织内传播的信息计算得到,再根据传播特性参数与之前得到的组织实际密度值计算得到组织的粘弹性参数。

[0032] 步骤 106、根据粘弹性参数,形成组织的剪切波粘弹性图像。

[0033] 根据从不同时刻剪切波传播的回波信号中获取到的粘弹性参数,再用颜色映射将组织的粘弹性参数值映射成灰度或彩色图像,形成反映组织剪切波粘弹性的图像,从而定位病变。

[0034] 本实施例的剪切波粘弹性成像方法,通过获取组织的 CT 值,并获取与组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值关系信息,确定出组织的密度值;再通过组织内部激发出剪切波;通过超声波换能器发出并接收超声波回波信号以获取剪切波在组织中的传播特性参数,从而结合组织的密度值,得到组织的粘弹性参数,形成该组织的剪切波粘弹性图像。通过获取个体组织的实际密度值,得到测量结果更加精准的组织粘弹性参数,克服了现有技术通过组织固定密度值得到组织粘弹性参数,精确性不高的技术缺陷,从而改善粘弹性参数检测的效果,为医生根据组织的剪切波粘弹性图像对组织进行病理判断提供了更加可靠

的参考。

[0035] 在上述实施例的基础上,进一步地,体模 CT 值与体模密度关系信息为:体模 CT 值与体模密度值之间的线性比例系数;或者为:体模 CT 值与体模密度值之间的对应数值表。相应的,步骤 102、根据组织标识,获取与组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值关系信息;确定组织的 CT 值所对应的组织的密度值,具体包括:

[0036] 根据组织标识,获取与组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值之间的线性比例系数,根据组织的 CT 值,计算得到组织的密度值。

[0037] 或者,包括:

[0038] 根据组织标识,获取与组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值之间的对应数值表,根据组织的 CT 值,在数值表中查找组织的密度值。

[0039] 具体的,生物组织的 CT 值与密度值之间存在线性比例关系,也就是说,组织的 CT 值反映组织的密度,即组织的 CT 值越高相当于组织的密度越高,则可以通过密度已知的参考体模及体模的 CT 值来计算组织的密度:假设标定体模的密度为 ρ_1 ,其 CT 值为 H_1 ;待检测组织的 CT 值为 H ,则待检测组织的实际密度 ρ 可通过下式计算: $\rho = (H/H_1) \times \rho_1$,从而得到组织的实际密度值。因此,可以先根据组织标识,获取到与组织标识对应的体模,例如:组织标识为女性肝脏标识,则对应到女性肝脏的体模信息,获取到该体模的 CT 值与密度值之间的线性比例系数 C ,即 $C = \rho_1/H_1$;再根据待检测组织实测的 CT 值 H ,计算得到该组织的实际密度值 $\rho = C \times H$ 。

[0040] 还可以建立各种体模 CT 值与体模密度值对应数值表,通过查表法,得到组织 CT 值所对应的组织实际密度值,查表法可以省去控制处理器进行运算的过程,加快处理速度。此外,还可以基于医护人员的经验值手动输入密度值等。

[0041] 进一步地,步骤 103、在组织内部激发剪切波,具体包括:

[0042] 通过振动器在组织外表面施加低频瞬时振动,以使组织内部激发剪切波。

[0043] 具体的,振动器可以包括:低频脉冲发生器、放大器;低频脉冲发生器与控制处理器连接,接收控制处理器发出的控制信号;放大器的一端与低频脉冲发生器连接,用于放大低频脉冲发生器产生的低频电信号;放大器的另一端与振动器触头连接,振动器触头用于与组织外表面接触,低频脉冲发生器发出的振动信号经过放大器放大,再经由振动器触头发出振荡波传递入组织内部,使组织内部振荡激发出剪切波。其中,低频脉冲发生器可以由正弦信号发生器电路构成,也可以是任何能够发出正弦低频激励信号的电路板,如微型声卡,低频脉冲发生器的具体构成由本领域技术人员根据现有发生器自行设计,本申请对此不作限定。低频脉冲发生器所产生的低频信号频率及振幅由控制处理器控制,通常信号频率为 20 ~ 5000Hz,优选的,低频信号频率 50Hz;放大器能把低频脉冲发生器发出的低频信号进行功率放大,使其在组织内能够激发出振动剪切波。或者,振动器还可以包括:低频振动驱动单元、电机;电机与低频振动驱动单元连接;低频振动驱动单元与控制处理器连接,用于接收控制处理器的驱动信号以使电机脉动机械运动。

[0044] 或者对组织表面进行振荡,以使组织内部激发剪切波,具体包括:通过扩音器在组织外表面产生声波,以使组织内部激发剪切波。

[0045] 具体的,通过扩音器在组织外表面产生声波振动,以激发组织内部运动产生剪切波。

[0046] 或者以聚焦超声波在组织内部产生声辐射力,以使组织内部激发剪切波,具体包括:通过超声波换能器发射超声波,超声波聚焦在组织内部,产生声辐射力,声辐射力推动组织运动,形成剪切波;其中,该超声波换能器和之前的“步骤 104、通过超声波换能器在组织中产生超声波,并接收超声波回波信号。”中的超声波换能器可以为同一个或不同的超声波换能器。

[0047] 具体的,产生声辐射力的超声波换能器既可以使用检测剪切波的超声波换能器,也可以使用与之不同的超声波换能器。声辐射力是由一定强度的超声波脉冲产生的辐射推动力,其被发射到组织内部,使组织在声辐射力的推动作用下产生位移,形成剪切波。

[0048] 图 2 为本发明剪切波粘弹性成像方法实施例二的流程图,在上述实施例的基础上,进一步地,如图 2 所示,步骤 105、根据超声波回波信号获取剪切波在组织中的传播特性参数具体包括:

[0049] 步骤 1051、对超声波回波信号进行信号处理,确定组织的运动参数。

[0050] 具体的,运动参数包括:组织在剪切波作用下的位移信息和/或应变信息。其中,信号处理包括:自时域互相关、谱互相关、平方误差和、斑点跟踪、尺度不变特征点跟踪、动态规划、零交叉跟踪、峰值搜索中的至少一种。同时,回波信号还需要进行滤波、放大、数字化以及波束成形等处理,以保证运动参数的精准度。

[0051] 步骤 1052、根据运动参数计算得到剪切波的传播特性参数。

[0052] 具体的,传播特性参数包括:剪切波的传播速度和/或传播衰减系数。根据组织在剪切波作用下产生的位移或应变(形变),根据经验公式计算得到剪切波的传播特性参数,再将剪切波的传播速度和/或传播衰减系数代入经验公式,得到组织的粘弹性参数,从而得到组织的病理信息。其中,位移可通过组织速度与时间的积分得到,应变可以通过对组织位移进行微分得到。例如:得到组织的剪切波传播速度为 V_s ,并根据 CT 值得到组织的密度为 ρ ,则根据杨氏模量 $E = 3\rho V_s^2$,得到该粘弹性组织的粘弹性参数 E 。

[0053] 图 3 为本发明剪切波粘弹性成像方法实施例三的流程,在上述实施例的基础上,进一步地,如图 3 所示,步骤 106、根据粘弹性参数,形成组织的剪切波粘弹性图像,具体包括:

[0054] 步骤 1061、根据预设粘弹性参数与颜色的映射关系,查找粘弹性参数对应的颜色编码。

[0055] 具体的,粘弹性参数包括:剪切模量、杨氏模量、剪切弹性、剪切粘度、机械阻抗、机械松弛时间、各向异性等。将预设的粘弹性参数与颜色之间建立一一映射关系,从而根据不同的粘弹性参数找到其所对应的颜色编码信息。

[0056] 步骤 1062、形成组织的剪切波粘弹性图像。

[0057] 具体的,映射包括:灰度映射、彩色映射。利用颜色映射,将组织的粘弹性参数映射成灰度或彩色图像的颜色编码,从而以图像的形式清晰显示组织各个焦点处的弹性信息。

[0058] 图 4 为本发明剪切波粘弹性成像系统实施例一的结构示意图,如图 4 所示,该系统包括:

[0059] 计算机断层扫描 CT 值检测装置 1、控制处理器 2、剪切波激发装置 3、超声波换能器 4、成像装置 5;

[0060] 其中,计算机断层扫描 CT 值检测装置 1 与控制处理器 2 连接,用于获取组织的计

计算机断层扫描 CT 值并发送组织的组织标识、组织的 CT 值到控制处理器 2；

[0061] 控制处理器 2, 用于根据组织标识, 获取与组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值关系信息; 确定组织的 CT 值所对应的组织的密度值;

[0062] 剪切波激发装置 3 与控制处理器 2 连接, 用于在组织内部激发剪切波;

[0063] 超声波换能器 4 与控制处理器 2 连接, 用于在组织中产生超声波并接收超声波回波信号;

[0064] 相应的, 控制处理器 2, 还用于根据超声波回波信号获取剪切波在组织中的传播特性参数, 根据传播特性参数以及组织的密度值, 得到组织的粘弹性参数;

[0065] 成像装置 5 与控制处理器 2 连接, 用于根据粘弹性参数, 形成组织的剪切波粘弹性图像。

[0066] 本实施例的剪切波粘弹性成像系统可以用于执行图 1 所示方法实施例的技术方案, 其实现原理和技术效果类似, 此处不再赘述。

[0067] 在上述实施例的基础上, 进一步地, 体模 CT 值与体模密度关系信息为: 体模 CT 值与体模密度值之间的线性比例系数; 或者为: 体模 CT 值与体模密度值之间的对应数值表。

[0068] 控制处理器 2, 具体用于根据组织标识, 获取与组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值之间的线性比例系数, 根据组织的 CT 值, 计算得到组织的密度值; 或者具体用于根据组织标识, 获取与组织标识对应的体模 CT 值与体模密度值之间的对应数值表, 根据组织的 CT 值, 在数值表中查找组织的密度值。

[0069] 进一步地, 剪切波激发装置 3 具体为振动器, 用于在组织外表面施加低频瞬时振动, 以使组织内部激发剪切波; 或者剪切波激发装置 3 具体为扩音器, 用于在组织外表面产生声波, 以使组织内部激发剪切波; 或者剪切波激发装置 3 具体为超声波换能器, 用于发射超声波, 超声波聚焦在组织内部, 产生声辐射力, 声辐射力推动组织运动, 形成剪切波; 其中, 该超声波换能器和之前的超声波换能器 4 可以为同一个或不同的超声波换能器。

[0070] 控制处理器 2, 具体用于对超声波回波信号进行信号处理, 确定组织的运动参数, 其中, 运动参数包括: 组织在剪切波作用下的位移信息和 / 或应变信息; 根据运动参数计算得到剪切波的传播特性参数; 传播特性参数包括: 剪切波的传播速度和 / 或传播衰减系数; 信号处理包括: 自时域互相关、谱互相关、平方误差和、斑点跟踪、尺度不变特征点跟踪、动态规划、零交叉跟踪、峰值搜索中的至少一种。

[0071] 成像装置 5, 具体用于根据预设粘弹性参数与颜色的映射关系, 查找粘弹性参数对应的颜色编码, 形成组织的剪切波粘弹性图像; 其中, 映射包括: 灰度映射、彩色映射; 粘弹性参数包括: 剪切模量、杨氏模量、剪切弹性、剪切粘度、机械阻抗、机械松弛时间、各向异性。

[0072] 本实施例的剪切波粘弹性成像系统可以用于执行图 1 ~ 3 所示方法实施例的技术方案, 其实现原理和技术效果类似, 此处不再赘述。

[0073] 本领域普通技术人员可以理解: 实现上述方法实施例的全部或部分步骤可以通过程序指令相关的硬件来完成, 前述的程序可以存储于一计算机可读取存储介质中, 该程序在执行时, 执行包括上述方法实施例的步骤; 而前述的存储介质包括: ROM、RAM、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0074] 最后应说明的是: 以上各实施例仅用以说明本发明的技术方案, 而非对其限制;

尽管参照前述各实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的范围。

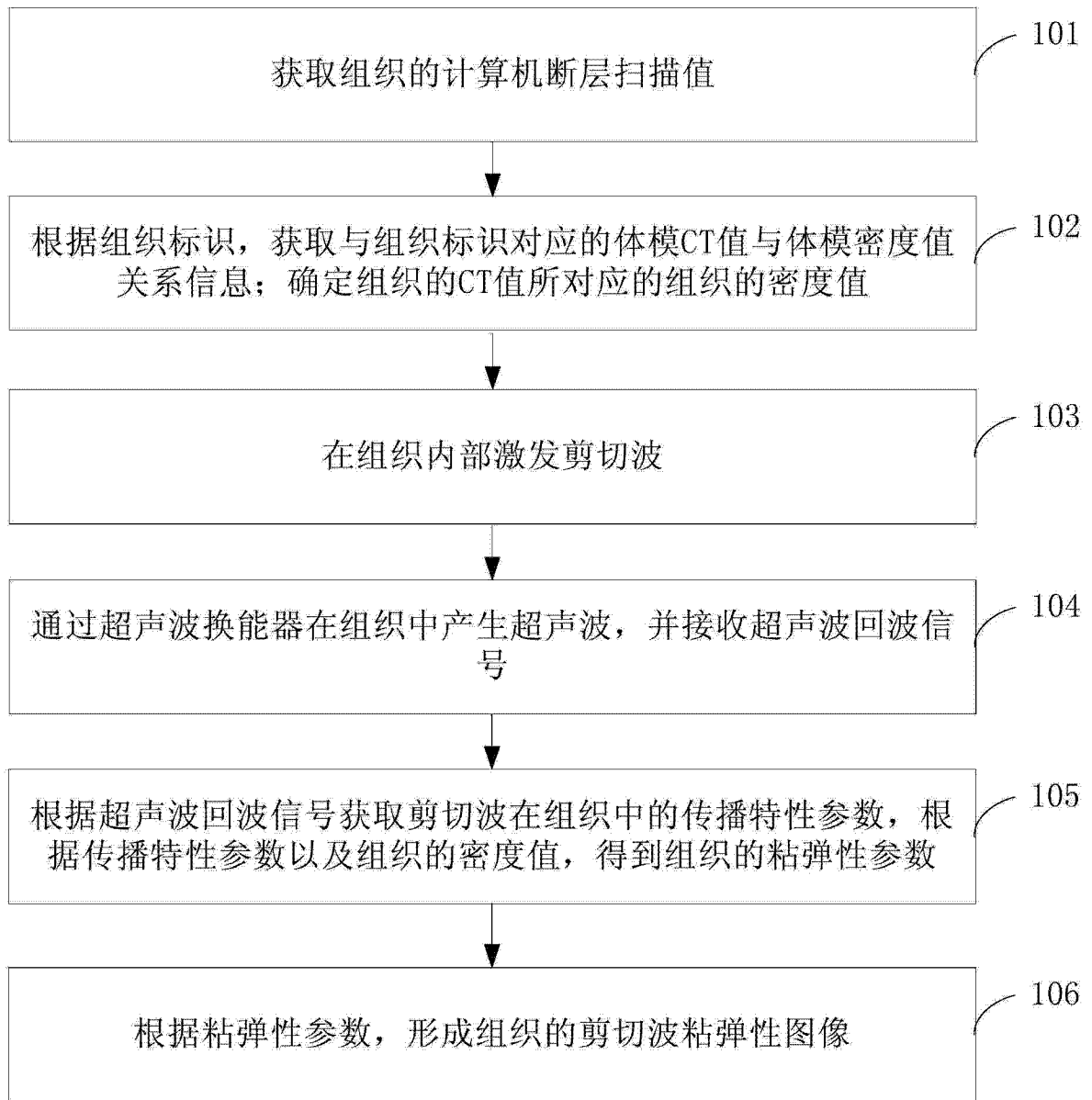


图 1

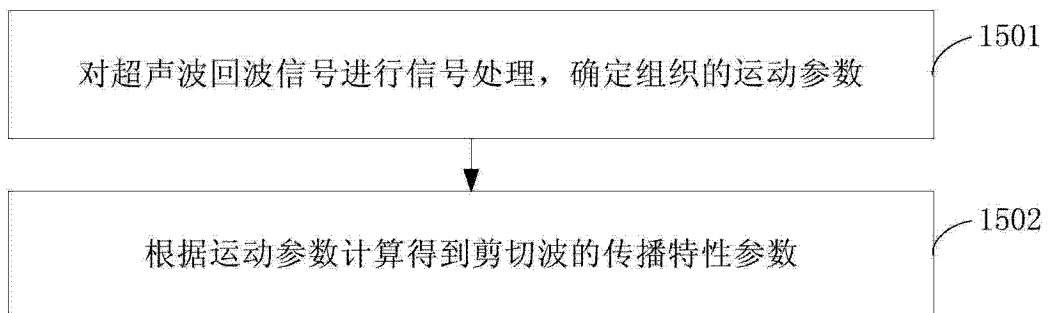


图 2

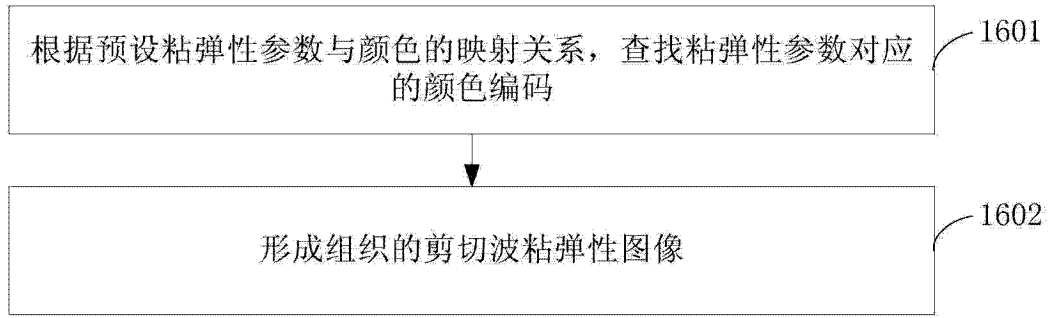


图 3

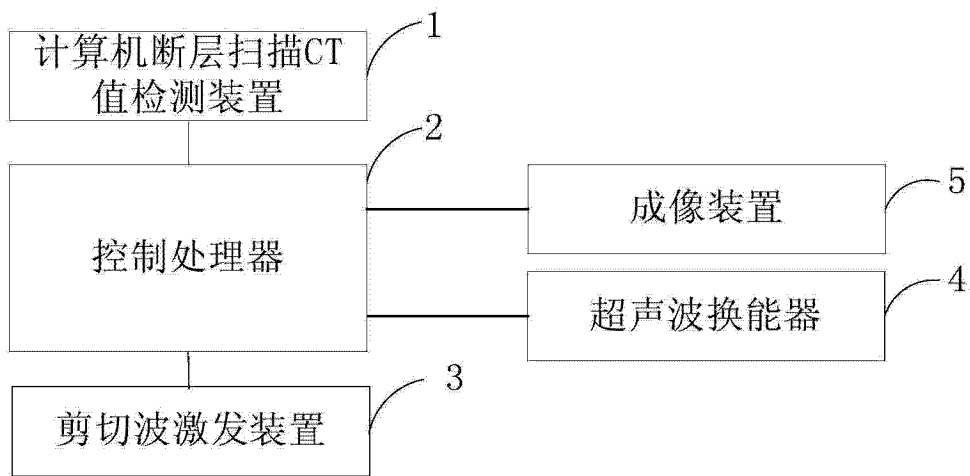


图 4

专利名称(译)	剪切波粘弹性成像方法及系统		
公开(公告)号	CN104825195A	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201510272479.9	申请日	2015-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	无锡海斯凯尔医学技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	无锡海斯凯尔医学技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡海斯凯尔医学技术有限公司		
[标]发明人	邵金华 孙锦 段后利		
发明人	邵金华 孙锦 段后利		
IPC分类号	A61B8/08 A61B6/03		
CPC分类号	A61B6/03 A61B8/08 A61B8/0858 A61B8/5261		
代理人(译)	张洋 黄健		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种剪切波粘弹性成像方法及系统，其中，方法包括：获取组织的计算机断层扫描CT值；根据组织标识，获取与组织标识对应的体模CT值与体模密度值关系信息；确定组织的CT值所对应的组织的密度值；在组织内部激发剪切波并通过超声波换能器在组织中产生超声波，并接收超声波回波信号；根据超声波回波信号获取剪切波在组织中的传播特性参数，根据传播特性参数以及组织的密度值，得到组织的粘弹性参数；根据粘弹性参数，形成组织的剪切波粘弹性图像。从而改善了粘弹性参数检测的效果，为医生根据组织的剪切波粘弹性图像对组织进行病理判断提供了更加可靠的参考。

