



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101791232 A

(43) 申请公布日 2010.08.04

(21) 申请号 201010107205.1

(22) 申请日 2010.01.29

(30) 优先权数据

2009-019673 2009.01.30 JP

2009-274673 2009.12.02 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 大内启之 桥本新一 阿部康彦

川岸哲也

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 吕林红

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

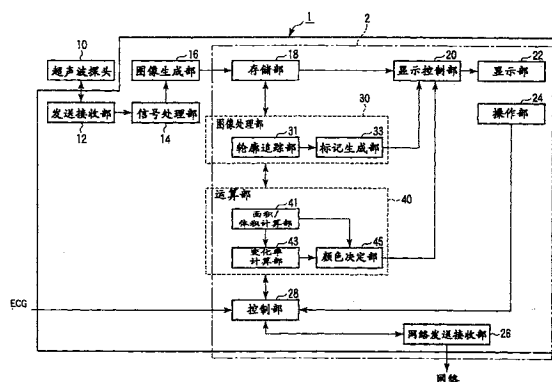
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声波诊断和图像处理装置、医用图像诊断
和处理装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置以及医用图像处理装置，取得三维地构成在各时相成为诊断对象的组织的各点的位置坐标信息，使用该位置信息计算出用于评价成为诊断对象的组织的运动的定量值，并且将该定量值以规定的形态输出。因此，由于没有将通过三维追踪取得的壁运动信息转换成二维信息，而是使用三维位置坐标信息计算出用于运动评价的定量值，所以能够提供精度更高的医疗信息。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

数据取得单元,对包含被检体的规定部位的三维区域进行超声波扫描,取得时间序列的体数据;

追踪单元,接受针对上述时间序列的体数据中的规定时相的体数据的、组织的轮廓的设定,通过图案匹配来追踪其它时相的体数据的、构成上述轮廓的各点的位置;和

运算单元,根据通过追踪求出的、构成上述轮廓的各点的位置,针对每个时相计算使用了上述轮廓的局部面积以及局部体积中的至少一方的定量值。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运算单元根据通过上述追踪取得的、每个时相的构成上述轮廓的各点的位置,针对每个时相计算上述规定部位的局部面积,并且根据上述每个时相的局部面积计算面积变化率,作为上述定量值。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述规定部位为心脏;

上述运算单元计算心脏内膜以及心脏外膜的至少一方上的局部面积。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述规定部位为心脏;

上述运算单元计算心脏内膜与心脏外膜之间的局部面积。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运算单元根据通过上述追踪取得的、每个时相的构成上述轮廓的各点的位置,针对每个时相计算上述规定部位的局部体积,并且根据上述每个时相的局部体积计算体积变化率,作为上述定量值。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述规定部位为心脏;

上述运算单元计算心脏内膜与心脏外膜之间的局部体积。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述时间序列的体数据是通过对上述规定部位进行压力的施加、压力的释放而取得的;

上述规定部位为上述被检体的浅表区域。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述运算单元利用基于解剖学基准的单位来计算用于评价上述规定部位的定量值。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

图像生成单元,针对上述每个时相生成根据上述定量值分配了色彩的彩色图像;和
显示单元,显示上述彩色图像。

10. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具备:

存储单元,存储通过对包含被检体的规定部位的三维区域进行超声波扫描而取得的时间序列的体数据;

追踪单元,接受针对上述时间序列的体数据中的规定时相的体数据的、组织的轮廓的设定,通过图案匹配追踪其它时相的体数据的、构成上述轮廓的各点的位置;和

运算单元,根据通过追踪求出的、构成上述轮廓的各点的位置,针对每个时相计算使用

了上述轮廓的局部面积以及局部体积中的至少一方的定量值。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述运算单元根据通过上述追踪取得的、每个时相的构成上述轮廓的各点的位置,针对每个时相计算上述规定部位的局部面积,并且根据上述每个时相的局部面积计算面积变化率,作为上述定量值。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述规定部位为心脏;

上述运算单元计算心脏内膜以及心脏外膜的至少一方上的局部面积。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述规定部位为心脏;

上述运算单元计算心脏内膜与心脏外膜之间的局部面积。

14. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述运算单元根据通过上述追踪取得的、每个时相的构成上述轮廓的各点的位置,针对每个时相计算上述规定部位的局部体积,并且根据上述每个时相的局部体积计算体积变化率,作为上述定量值。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述规定部位为心脏;

上述运算单元计算心脏内膜与心脏外膜之间的局部体积。

16. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述时间序列的体数据是通过对上述规定部位进行压力的施加、压力的释放而取得的;

上述规定部位为上述被检体的浅表区域。

17. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述运算单元利用基于解剖学基准的单位来计算用于评价上述规定部位的定量值。

18. 根据权利要求 10 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,还包括:

图像生成单元,针对上述每个时相生成根据上述定量值分配了色彩的彩色图像;和
显示单元,显示上述彩色图像。

19. 一种医用图像诊断装置,其特征在于,具备:

数据取得单元,取得与包含被检体的规定部位的三维区域相关的时间序列的体数据;

追踪单元,接受针对上述时间序列的体数据中的规定时相的体数据的、组织的轮廓的设定,通过图案匹配追踪其它时相的体数据的、构成上述轮廓的各点的位置;和

运算单元,根据通过追踪求出的、构成上述轮廓的各点的位置,并且针对每个时相计算使用了上述轮廓的局部面积以及局部体积中的至少一方的定量值。

20. 一种医用图像处理装置,其特征在于,具备:

存储单元,存储与包含被检体的规定部位的三维区域相关的时间序列的体数据;

追踪单元,接受针对上述时间序列的体数据中的规定时相的体数据的、组织的轮廓的设定,通过图案匹配追踪其它时相的体数据的、构成上述轮廓的各点的位置;和

运算单元,根据通过追踪求出的、构成上述轮廓的各点的位置,针对每个时相计算使用了上述轮廓的局部面积以及局部体积中的至少一方的定量值。

超声波诊断和图像处理装置、医用图像诊断和处理装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请享受 2009 年 1 月 30 日提交的日本专利申请 No. 2009-019673、2009 年 12 月 2 日提交的日本专利申请 No. 2009-274673 的优先权利益,这两个日本专利申请的全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明涉及能够取得心壁运动信息等组织运动信息的超声波诊断装置和使用该超声波诊断装置取得的组织运动信息来进行图像处理的超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置以及医用图像处理装置。

背景技术

[0004] 超声波诊断只需通过将超声波探头接触体表这样简单的操作,就能够以实时显示的方式得到心脏跳动或胎儿活动的样态,并且安全性高可以进行反复检查。除此之外,系统规模比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断装置小,移动到病床旁边的检查等也可以容易地进行,可以说是简便的诊断方法。在该超声波诊断中所使用的超声波诊断装置根据其所具备的功能的种类而各有不同,现在正在开发一种单手便可携带的小型超声波诊断装置,超声波诊断没有 X 射线等那样被辐射的影响,也可以在产科或上门医疗服务等领域中使用。

[0005] 一般来讲,对于心脏的心肌等生物体组织,客观并且定量地评价其功能对其生物体组织的诊断来说是非常重要的。近年来,提出通过上述的超声波诊断装置取得心脏的图像数据、根据该图像数据进行定量评价的方法。例如在日本特开 2002-059160 号公报中,提出通过追踪图像的散斑图案来求出组织的位移或者形变等运动信息的方法。该方法是使用图像的散斑图案进行图案匹配,被称为散斑追踪 (SpeckleTracking)。在近几年,不只是对于二维的断层图像的追踪,也能够进行对于三维的体数据的三维追踪。在以评价心脏的心肌作为具体例子的情况下,通过使用三维超声波诊断装置对心脏发送超声波来对每个心动时相取得体数据。然后,通过三维的散斑追踪进行图案匹配,从而能够针对每个心动时相求出内膜与外膜的位移。然后,根据各心动时相的内膜以及外膜的位移能够求出各心动时相的心肌的形变 (Strain) 或者速度 (Velocity) 等。通过求出这些壁运动信息进行心肌的壁运动的评价。

[0006] 但是,通过以往的三维追踪求出的上述 (形变 (Strain) 或者速度 (Velocity)) 那样的壁运动参数是二维的参数,从通过三维追踪求出的三维的壁运动信息变换为二维的信息。因此,无法通过三维追踪向用户充分地提供计算出的三维的壁运动信息。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于:提供一种根据通过三维追踪计算出的三维的心脏内外膜面位置信息等组织位置信息,计算出心脏内膜面或者心脏外膜面的局部面积或心脏内外膜间的局部体积,并且用作壁运动信息,从而能够进行精度高的三维的并且定量的壁运动评价的

超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置以及医用图像处理装置。

[0008] 根据本发明的一个方面,提供一种超声波诊断装置,具备:数据取得单元,对包含被检体的规定部位的三维区域进行超声波扫描,取得时间序列的体数据;追踪单元,接受针对上述时间序列的体数据中的规定时相的体数据的、组织的轮廓的设定,通过图案匹配来追踪其它时相的体数据的、构成上述轮廓的各点的位置;和运算单元,根据通过追踪求出的、构成上述轮廓的各点的位置,针对每个时相计算使用了上述轮廓的局部面积以及局部体积中的至少一方的定量值。

[0009] 根据本发明的另一个方面,提供一种超声波图像处理装置,具备:存储单元,存储通过对包含被检体的规定部位的三维区域进行超声波扫描而取得的时间序列的体数据;追踪单元,接受针对上述时间序列的体数据中的规定时相的体数据的、组织的轮廓的设定,通过图案匹配追踪其它时相的体数据的、构成上述轮廓的各点的位置;和运算单元,根据通过追踪求出的、构成上述轮廓的各点的位置,针对每个时相计算使用了上述轮廓的局部面积以及局部体积中的至少一方的定量值。

[0010] 根据本发明的另一个方面,提供一种医用图像诊断装置,具备:数据取得单元,取得与包含被检体的规定部位的三维区域相关的时间序列的体数据;追踪单元,接受针对上述时间序列的体数据中的规定时相的体数据的、组织的轮廓的设定,通过图案匹配追踪其它时相的体数据的、构成上述轮廓的各点的位置;和运算单元,根据通过追踪求出的、构成上述轮廓的各点的位置,并且针对每个时相计算使用了上述轮廓的局部面积以及局部体积中的至少一方的定量值。

[0011] 根据本发明的另一个方面,提供一种医用图像处理装置,具备:存储单元,存储与包含被检体的规定部位的三维区域相关的时间序列的体数据;追踪单元,接受针对上述时间序列的体数据中的规定时相的体数据的、组织的轮廓的设定,通过图案匹配追踪其它时相的体数据的、构成上述轮廓的各点的位置;和运算单元,根据通过追踪求出的、构成上述轮廓的各点的位置,针对每个时相计算使用了上述轮廓的局部面积以及局部体积中的至少一方的定量值。

附图说明

[0012] 图1为表示第1实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

[0013] 图2为表示按照第1实施方式的三维运动信息计算功能的处理(三维运动信息计算处理)的流的流程图。

[0014] 图3为表示构成利用初始轮廓指定的心脏内外膜的三维轮廓的各点(构成点)的位置的一个例子的图。

[0015] 图4为用于说明使用了构成三维轮廓的各点的坐标信息的心脏内膜面的局部面积计算的图。

[0016] 图5为表示第2实施方式的三维运动信息计算处理的流的流程图。

[0017] 图6为表示第3实施方式的三维运动信息计算处理的流的流程图。

[0018] 图7为表示第4实施方式的三维运动信息计算处理的流的流程图。

具体实施方式

[0019] 以下,参照附图说明本发明的第1实施方式至第4实施方式。另外,在以下说明中,对具有大致相同功能以及结构的结构要素附加同一个符号,只在需要的情况下进行重复说明。

[0020] (第1实施方式)

[0021] 图1为表示第1实施方式的超声波诊断装置的结构框图。如该图所示,本超声波诊断装置11具备:超声波探头10、发送接收部12、信号处理部14、图像生成部16、存储部18、显示控制部20、显示部22、操作部24、网络发送接收部26、控制部28、图像处理部30、运算部40。以下,针对各个结构要素的功能进行说明。

[0022] 超声波探头10根据来自超声波发送接收部12的驱动信号产生超声波,具备将来自被检体的反射波变换为电信号的多个超声波振子(压电振子)、设置在该压电振子上的匹配层、以及抑制超声波从该压电振子向后方传播的背衬材料等。如果从该超声波探头10向被检体P发送超声波,则该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次被反射,作为回波信号被超声波探头10接收。该回波信号的振幅,依赖于发生反射的不连续面上的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲在移动着的血流或心脏壁等的表面被反射时的回波,由于多普勒效应而依赖于移动体的超声波发送方向的速度分量,受到频移。

[0023] 另外,在本实施方式、第2、第3实施方式中为了具体化说明,假设超声波探头10为二维矩阵状地排列了超声波振子的二维阵列探头。但是,不仅仅拘泥于该例,超声波探头10也可以采用例如通过手动或者机械动作能够摇摆扫描的一维阵列探头。

[0024] 发送接收部12具备未图示的触发发生电路、延迟电路及脉冲发生电路等。在脉冲发生电路中,以规定的额定频率 f_r Hz(周期 $1/f_r$ 秒)反复发生用于形成发送超声波的额定脉冲。另外,在延迟电路中,将针对每个通道将超声波会聚成束状并决定发送指向性而所需的延迟时间提供给各额定脉冲。触发发生电路在基于该额定脉冲的定时,向探头10施加驱动脉冲。

[0025] 并且,发送接收部12具备未图示的放大电路、A/D变换器以及加法器等。在放大电路中将通过探头10取入的回波信号针对每个通道放大。在A/D变换器中,对被放大的回波信号提供决定接收指向性所需的延迟时间,然后在加法器中进行加法处理。通过该加法运算,强调来自与回波信号的接收指向性相对应的方向的反射分量,利用接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的综合性波束。

[0026] 信号处理部14从发送接收部12接收回波信号,并实施对数放大、包络线检波处理等,生成以亮度的明暗来表现信号强度的数据。该数据被发送到图像生成部16,作为通过亮度表示反射波的强度的B模式图像而显示在显示部22上。并且,信号处理部14根据从发送接收部12接收到回波信号,对速度信息进行频率解析,提取多普勒效应带来的血流、组织、造影剂回波分量,并对多点求出平均速度、分散、功率等血流信息。

[0027] 图像生成部16一般情况下将超声波扫描的扫描线信号列变换成以电视等为代表的一般视频格式的扫描线信号列(扫描转换),生成作为显示图像的超声波诊断图像。

[0028] 存储部18保存例如冻结(freeze)图像和与该冻结图像之前的多个帧相对应的超声波图像。通过将该存储部18中存储的图像进行连续显示(电影(cine)显示),也能够显示出超声波运动图像。存储部18存储冻结图像、被指示保存的图像、过去取得的图像等。进而,存储部18存储着:规定的扫描序列、用于实现后述的三维运动信息计算功能的专用

程序、用于执行图像生成、显示处理的控制程序、诊断信息（被检体 ID、医师意见等）、诊断草案、发送接收条件、体表标记生成程序、以及其他数据组。

[0029] 显示部 22 根据来自扫描转换器 25 的视频信号，将生物体内的形态学信息（B 模式图像）、血流信息（平均速度图像、分散图像、功率图像等）、以及它们的组合作为图像显示出来。

[0030] 操作部 24 与装置本体 11 连接，具备：用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域（ROI）的设定指示、各种画质条件设定指示、后述的波束合成数以及利用波束数的输入指示等取入该超声波诊断装置 1 中的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。例如，操作者如果操作了操作部 24 的终止按钮或 FREEZE 按钮，则超声波的发送接收就会终止，该超声波诊断装置处于暂停状态。

[0031] 控制部 28 具有作为信息处理装置（计算机）的功能，控制本超声波诊断装置 1 的动作。控制部 28 从存储部 18 读出用于实现后述的三维运动信息计算功能的专用程序、用于执行规定的图像生成 / 显示等的控制程序，并在存储器上展开，执行与各种处理有关的运算 / 控制等。

[0032] 网络发送接收部 26 是与网络连接相关的接口。由该装置取得的超声波图像等的的数据或解析结果等，可以由网络发送接收部 26 通过网络传输至其他装置。

[0033] 图像处理部 31 具备轮廓追踪部 31、标记生成部 33。轮廓追踪部 31 通过进行时相不同的体数据之间的图案匹配，针对每个时相的体数据等追踪三维地构成作为心壁轮廓等的诊断对象的组织的各点的位置。标记生成部 33 根据经由操作部 23 等的指示对各时相的体数据的期望的位置或者区域设定标记。

[0034] 运算部 40 具备面积 / 体积计算部 41、变化率计算部 43、颜色决定部 45。面积 / 体积计算部 41 根据三维地构成在各时相应该追踪的组织的各点的位置坐标信息，计算出面积、体积等用于评价该组织的运动的定量值。变化率计算部 43 计算出从基准时相（例如初始时相）到期望的时相的面积或者体积的变化率。颜色决定部 45 针对各位置决定与面积等的变化率的大小相对应的颜色。

[0035] （三维运动信息计算功能）

[0036] 其次，说明本超声波诊断装置 1 具备的三维运动信息计算功能。该功能是取得三维地构成在各时相成为诊断对象的组织的各点的位置坐标信息，使用该位置信息计算出用于评价成为诊断对象的组织的运动的定量值，并且将该定量值以规定的形态输出。另外，在本实施方式以及第 2、第 3 实施方式中，为了具体化说明，对以心脏作为诊断对象的情况进行说明。但是，不仅仅拘泥于该例，只要是需要进行运动评价的组织，什么样的脏器、部位作为诊断对象都可以。

[0037] 图 2 为表示按照第 1 实施方式的三维运动信息计算功能的处理（三维运动信息计算处理）的流程图。参照该图说明三维运动信息计算处理的内容。

[0038] 首先，针对与某被检体相关的心脏的期望的观察部位或者心脏全体等，收集经过至少一个心跳以上的期间的时间序列的体数据（以下，称作“时间序列体数据组”）（步骤 S1）。即，针对与某被检体相关的心脏的期望的观察部位，通过心尖通路（approach）使用二维阵列探头，来收集以某时刻为基准的时间序列（至少一个心跳）的体数据。

[0039] 然后，控制部 28 根据经由操作部 24 的指示对规定时相的体数据设定初始轮廓

(步骤 S2)。即,经由操作部 24 指定期望的心动时相。响应于该指定,控制部 28 通过对该时相的体数据实施 MPR 处理 (Multi Planer Reconstruction, 多平面重建) 生成 MPR 图像 (任意剖面的图像数据), 并且将该图像显示在显示部 22 上。在显示出的 MPR 图像上,除了心脏的内膜和外膜之外,还显示出乳头肌和腱索等。操作者一边观察显示出的 MPR 图像,一边经由操作部 24 指定心脏的内膜轮廓,使其不包含在心脏的体数据上显示出的乳头肌和腱索。通过在该时相的其他多个 MPR 图像上执行这样的指定,在体数据上设定内膜的三维轮廓。并且,对于外膜也同样地通过在该时相的多个 MPR 图像上经由操作部 24 指定心脏的外膜轮廓而设定。

[0040] 由操作者指定了规定的心动时相的三维轮廓后,轮廓追踪部 31 通过使用了散斑图案的 2 个体数据之间的图案匹配,针对在各心动时相取得的每个体数据,如图 3 所示那样求出构成由初始轮廓指定的心脏内外膜的三维轮廓的各点 (构成点) 的位置。然后,轮廓追踪部 31 在时间上追踪内外膜的三维轮廓的构成点,并且取得各时相的内膜与外膜的三维轮廓的构成点的坐标信息 (步骤 S3)。

[0041] 然后,面积/体积计算部 41 根据构成各心动时相的内膜与外膜的三维轮廓的各点的坐标信息,求出例如心脏内膜面的局部面积 (步骤 S4)。面积如图 4 所示那样根据构成三维轮廓的各点的坐标信息计算出来。例如,使用根据 3 边的长度计算出三角形的面积的海伦公式也可以计算出心脏内膜的局部面积。海伦公式是将 3 边的长度分别设为 a、b、c 时根据以下的公式 (1) 计算出面积 S 的公式。另外, a、b、c 可以根据构成三维轮廓的各点的坐标信息计算出来。

[0042] 【公式 1】

$$[0043] \quad S = \{s(s-a)(s-b)(s-c)\}^{1/2} \quad (1)$$

[0044] 在此, $s = (a+b+c)/2$ 。

[0045] 然后,变化率计算部 43 根据计算出的面积计算出从初始时相的面积的变化率 (步骤 S5)。如果将时相 t 的面积设为 S(t), 则面积变化率通过计算 $\{S(t)-S(0)\}/S(0)$ 的值能够求出来。

[0046] 然后,颜色决定部 45 决定与面积变化率的大小相对应的颜色。显示控制部 20 使用各心动时相的各位置的坐标信息和表示对该位置分配的颜色信息,将其与体图像、MPR 图像、极映射 (Polar-Map) 图像等重叠,并且在显示部 22 上对面积变化率进行彩色显示 (步骤 S6)。在该彩色显示中,例如以冷色系的颜色 (例如蓝色) 来表现面积变化率的符号“+”、以暖色系的颜色 (例如红色) 来表现“-”、以亮度 (或者色调也可以) 来表现变化量的大小。于是,在充分保持了心脏的泵功能的正常心肌中,由于内膜面的面积在收缩期减少,所以显示暖色系的颜色,并且到收缩末期为止其亮度逐渐增加,在扩张早期其亮度急速地减少。另一方面,如果诱发心肌缺血而出现收缩能力低下的部位,则由于该区域中的面积变化率降低,所以收缩期的亮度的增加程度与正常心肌相比较小,并且在收缩末期的暖色系的亮度变低。在扩张能力低下的部位中,与正常心肌相比扩张早期的亮度的减少比例变小。由此,收缩能力异常部位以及扩张能力异常部位能够容易并且三维定量地与正常心肌区别开来。

[0047] (效果)

[0048] 根据本超声波诊断装置,取得三维地构成在各时相成为诊断对象的组织的各点的

位置坐标信息,使用该位置信息计算出用于评价成为诊断对象的组织的运动的定量值,并且将该定量值以规定的形态输出。因此,由于没有将通过三维追踪取得的壁运动信息变换成二维信息,而是使用三维位置坐标信息计算出用于运动评价的定量值,所以能够提供精度更高的医疗信息。

[0049] (第2实施方式)

[0050] 其次,说明本发明的第2实施方式。在本实施方式的超声波诊断装置1中,根据构成各心动时相的心脏内膜与心脏外膜的三维轮廓的各点的坐标信息,求出心脏内膜与心脏外膜之间的局部体积。

[0051] 图5为表示本实施方式的三维运动信息计算处理的流程的流程图。在与第1实施方式中的处理(图2中表示的处理)相比较的情况下,步骤S14、步骤S15的内容不同。以下,说明步骤S14、步骤S15的内容。

[0052] 面积/体积计算部41根据构成各心动时相的心脏内膜与心脏外膜的三维轮廓的各点的坐标信息,求出例如心脏内膜面与心脏外膜面之间的体积(步骤S14)。体积是与第1实施方式相同地,根据构成三维轮廓的各点的坐标信息计算出来。也可以采用例如能够计算出四面体的体积的以下公式。将四面体的4个顶点O、A、B、C的坐标分别设为O(0,0,0)、A(x₁, y₁, z₁)、B(x₂, y₂, z₂)、C(x₃, y₃, z₃)时,四面体OABC的体积V成为以下的公式(2)。

[0053] 【公式2】

$$[0054] \quad V = \frac{1}{6} \begin{vmatrix} x_1 & y_1 & z_1 & 1 \\ x_2 & y_2 & z_2 & 1 \\ x_3 & y_3 & z_3 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \text{的绝对值}$$

[0055] (2)

[0056] 由于O、A、B、C的各点是构成三维轮廓的各点的坐标信息,所以能够通过上述公式(2)计算出体积。并且,也可以在求出各边的长度之后采用空间的海伦公式计算出体积。

[0057] 然后,变化率计算部43根据计算出的体积来计算出从初始时相的体积的变化率(步骤S15)。如果将时相t的体积设为V(t),则体积变化率通过计算{V(t)-V(0)}/V(0)的值能够求出来。

[0058] 然后,颜色决定部45决定与体积变化率的大小相对应的颜色。显示控制部20使用各心动时相的各位置的坐标信息和表示分配给该位置的颜色的信息,使其与体图像、MPR图像、极映射(Polar-Map)图像等重叠,并且在显示部22上对体积变化率进行彩色显示(步骤S16)。

[0059] 根据以上所述的结构,取得三维地构成在各时相成为诊断对象的组织的各点的位置坐标信息,使用该位置信息作为运动的器官的运动信息,求出心脏内膜面与心脏外膜面之间的局部体积,并且据此运算其变化率。因此,与第1实施方式相同地,由于没有将通过三维追踪取得的壁运动信息变换成二维信息,而是使用三维位置坐标信息计算出用于运动评价的定量值,所以能够提供精度更高的医疗信息。

[0060] (第3实施方式)

[0061] 其次,说明本发明的第3实施方式。在本实施方式的超声波诊断装置1中,根据构成各心动时相的心脏内膜与心脏外膜的三维轮廓的各点的坐标信息,求出心脏内膜面与心脏外膜面之间的局部面积。

[0062] 图6为表示本实施方式的三维运动信息计算处理的流程的流程图。在与第1实施方式中的处理(图2中表示的处理)相比较的情况下,步骤S24、步骤S25的内容不同。以下,说明步骤S24、步骤S25的内容。

[0063] 面积/体积计算部41根据构成各心动时相的心脏内膜与心脏外膜的三维轮廓的各点的坐标信息,求出心脏内膜面与心脏外膜面之间的局部面积(步骤S24)。面积是与第1实施方式相同地,采用例如根据3边的长度计算出三角形的面积的海伦公式,计算出心脏内膜面与心脏外膜面之间的局部面积。

[0064] 然后,变化率计算部43根据计算出的面积计算出从初始时相的面积的变化率(步骤S25)。另外,与第1实施方式相同地,如果设时相 t 的面积为 $S(t)$,则面积变化率通过计算 $\{S(t)-S(0)\}/S(0)$ 的值能够求出来。

[0065] 然后,颜色决定部45决定与心脏内膜面和心脏外膜面之间的局部面积变化率的大小相对应的颜色。显示控制部20使用各心动时相的各位置的坐标信息和表示被分配给该位置的颜色的信息,将其与体图像、MPR图像、极映射(Polar-Map)图像等重叠,并且在显示部22上彩色显示局部的面积变化率(步骤S26)。

[0066] 根据以上所述的结构,取得三维地构成在各时相成为诊断对象的组织的各点的位置坐标信息,使用该位置信息作为运动的器官的运动信息,求出心脏内膜面与心脏外膜面局部之间的面积,并且据此运算其变化率。因此,与第1、第2实施方式相同地,由于没有将通过三维追踪取得的壁运动信息变换成二维信息,而是使用三维位置坐标信息计算出用于运动评价的定量值,所以能够提供精度更高的医疗信息。

[0067] (第4实施方式)

[0068] 其次,说明本发明的第4实施方式。在本实施方式的超声波诊断装置1中,在根据通过将被检体的浅表部位作为诊断对象并且使用二维阵列探头对浅表组织施加和释放压力而产生的变化,来进行评价局部区域的弹性(硬度)的弹性诊断(弹性成像)的情况下,适用第1至第3实施方式的三维运动信息计算处理。另外,在本实施方式中,为了具体化说明,对将第1实施方式的三维运动信息计算处理适用于弹性诊断的情况进行说明。

[0069] 图7为表示本实施方式的三维运动信息计算处理的流程的流程图。

[0070] 首先,针对某被检体的浅表部位,在使用二维阵列探头施加压力的同时收集时间序列的体数据(步骤S31)。然后,控制部28根据经由操作部24的指示,对规定时相的体数据的全部区域或者关心区域设定格子状或者环状的初始轮廓(步骤S32)。轮廓追踪部31通过使用散斑图案(时相不同)的2个体数据之间的图案匹配,针对在各时相取得的每个体数据求出构成所设定的初始轮廓的各点(构成点)的位置。然后,轮廓追踪部31在时间上追踪初始轮廓的构成点,并且取得各时相的轮廓的构成点的坐标信息(步骤S33)。

[0071] 面积/体积计算部41根据构成各心动时相的轮廓的各点的坐标信息求出轮廓的面积(步骤S34)。另外,面积是与第1实施方式相同地,采用例如根据3边的长度计算出三角形的面积的海伦公式能够计算出来。变化率计算部43根据计算出的面积计算出从初始时相的面积的变化率(步骤S35)。

[0072] 颜色决定部 45 决定与轮廓的面积变化率的大小相对应的颜色。显示控制部 20 使用各心动时相的各位置的坐标信息和表示被分配给该位置的颜色的信息,将其与体图像、MPR 图像、极映射 (Polar-Map) 图像等重叠,并且在显示部 22 上彩色显示局部的面积变化率 (步骤 S36)。

[0073] 根据以上所述的结构,在弹性诊断中,取得三维地构成在各时相成为诊断对象的组织的各点的位置坐标信息,使用该位置信息求出关心区域等的初始轮廓的面积,并且据此运算其变化率。因此,与第 1 至第 3 实施方式相同地,由于没有将通过三维追踪取得的壁运动信息转换成二维信息,而是使用三维位置坐标信息计算出用于运动评价的定量值,所以能够提供精度更高的医疗信息。由此,由于例如恶性肿瘤部位比正常部位硬,所以面积变化率比正常部位小地被显示出来,因此正常部位与恶性部位的判别变得容易。

[0074] 另外,本发明并不只限于上述实施方式,在实施阶段阶段,在不脱离其宗旨的范围内可以对构成要素变形并具体化。作为具体的变形例,例如各实施方式的各功能通过将执行该处理的程序安装于工作站等计算机上并在存储器上将它们展开来实现。这时,使计算机能够执行该方法的程序也可以在磁盘 (软盘 (注册商标)、硬盘等)、光盘 (CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等记录媒体中存储并发布。

[0075] 并且,在上述各实施方式中,举例说明采用使用超声波诊断装置取得的涉及至少 1 个心跳以上的心脏的动画数据来执行按照上述运动信息计算功能的处理的情况。但是,本发明的技术思想并不限于该例。例如,即使采用使用以 X 射线计算机断层摄影装置、磁共振成像装置等为代表的超声波诊断装置以外的医用图像诊断装置取得的涉及至少 1 个心跳以上的心脏的动画数据,也能够执行按照上述各实施方式的运动信息计算功能的处理。进而,也可以将通过这些医用图像诊断装置取得的图像数据传输至 PC 或者工作站等计算机,而与医用图像诊断装置分离地进行。

[0076] 另外,通过适当地组合上述实施方式所示的多个构成要素,能够形成各种发明。例如,也可以从实施方式所示的全部构成要素中删除几个构成要素。进而也可以适当地组合不同的实施方式中的构成要素。

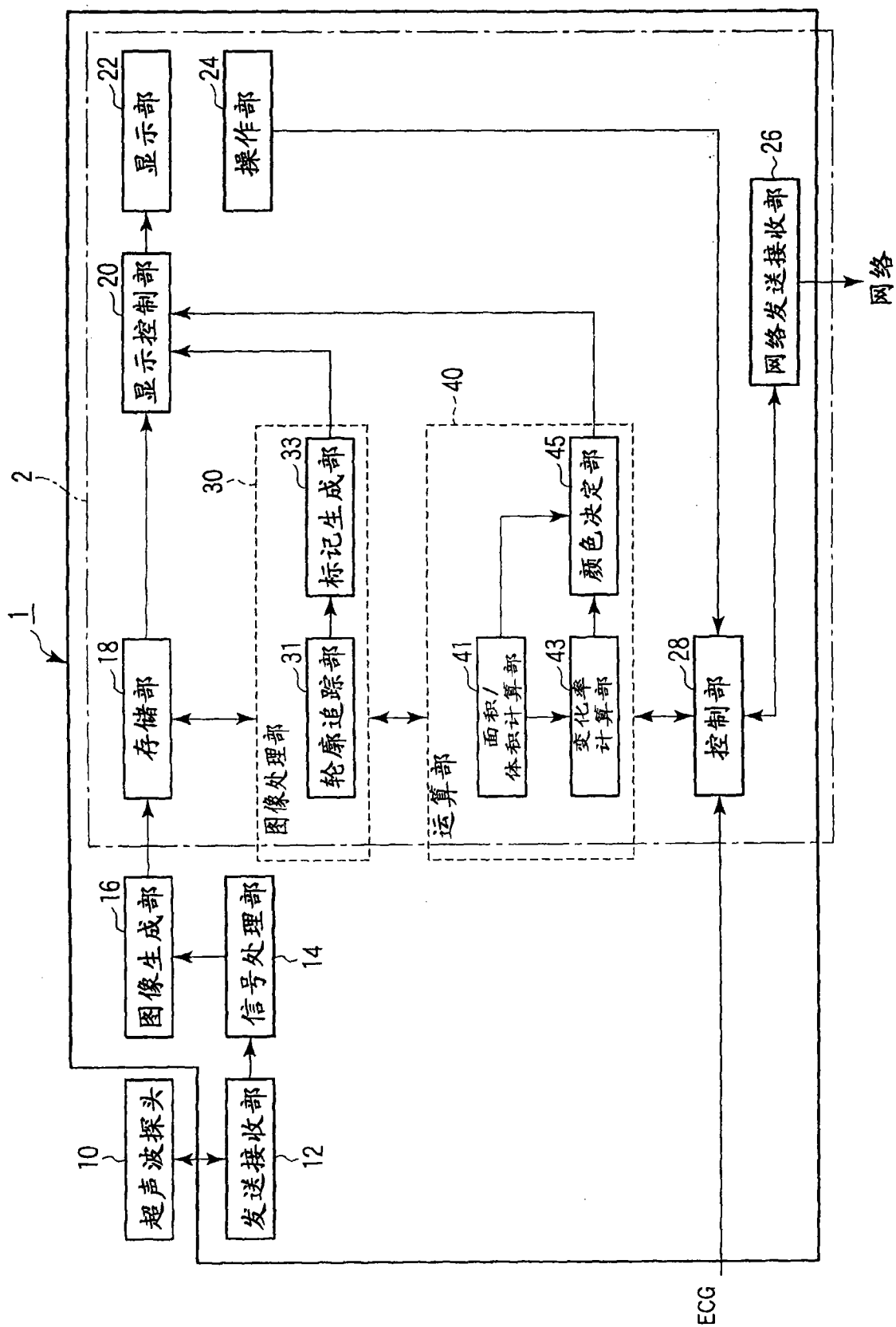


图 1

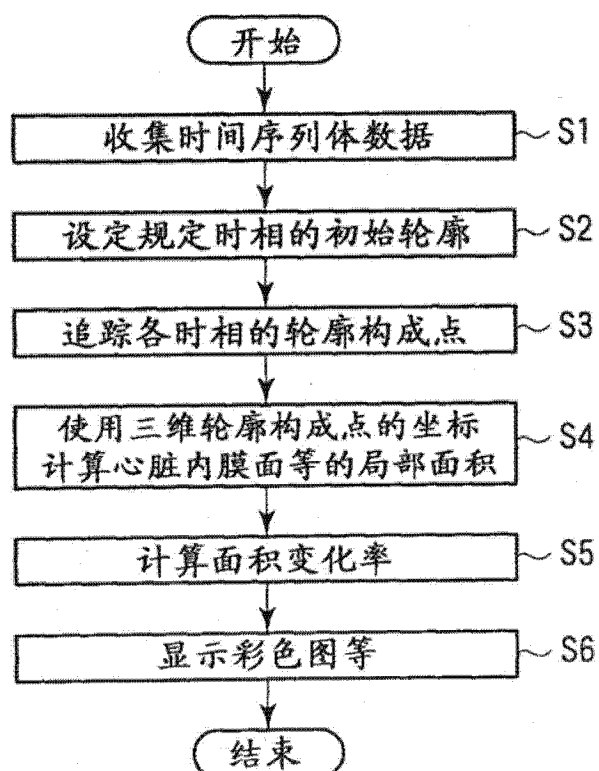


图 2

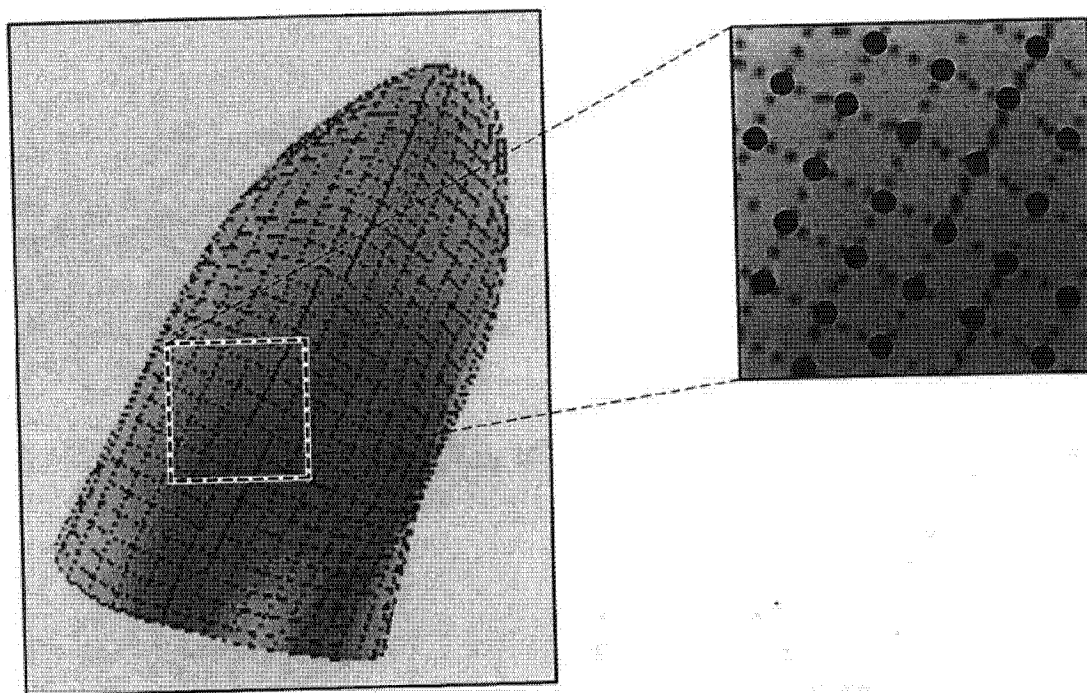


图 3

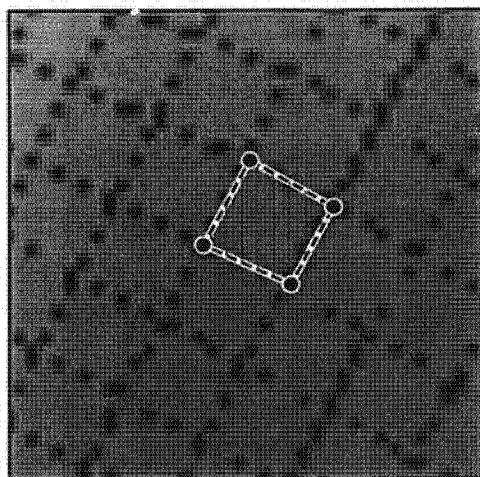


图 4

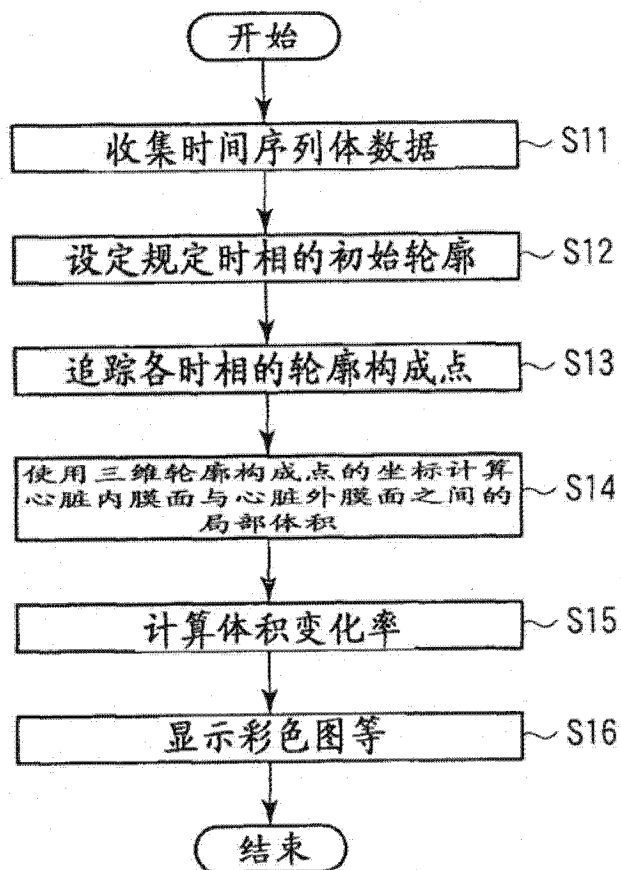


图 5

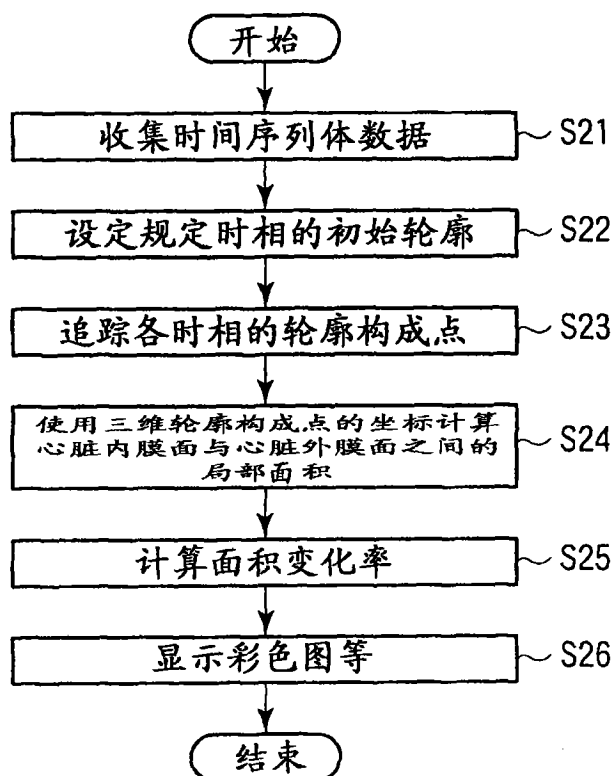


图 6

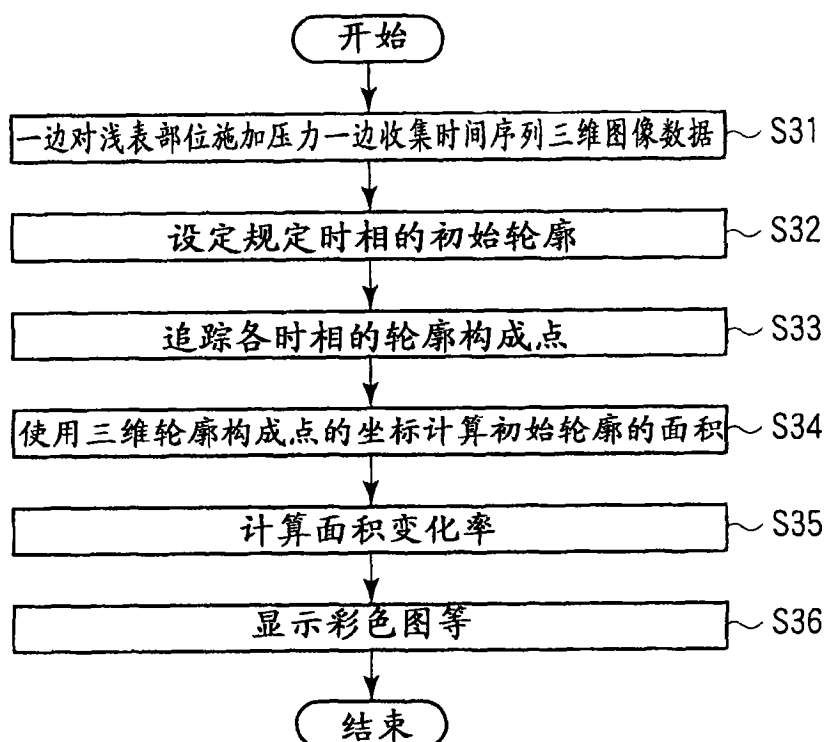


图 7

专利名称(译)	超声波诊断和图像处理装置、医用图像诊断和处理装置		
公开(公告)号	CN101791232A	公开(公告)日	2010-08-04
申请号	CN201010107205.1	申请日	2010-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	大内启之 桥本新一 阿部康彦 川岸哲也		
发明人	大内启之 桥本新一 阿部康彦 川岸哲也		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/483 A61B8/5223 G06F19/00		
优先权	2009019673 2009-01-30 JP 2009274673 2009-12-02 JP		
其他公开文献	CN101791232B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置以及医用图像处理装置，取得三维地构成在各时相成为诊断对象的组织的各点的位置坐标信息，使用该位置信息计算出用于评价成为诊断对象的组织的运动的定量值，并且将该定量值以规定的形态输出。因此，由于没有将通过三维追踪取得的壁运动信息变换成二维信息，而是使用三维位置坐标信息计算出用于运动评价的定量值，所以能够提供精度更高的医疗信息。

