



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102090902 B

(45) 授权公告日 2015. 12. 09

(21) 申请号 201010586737. 8

G06T 3/40(2006. 01)

(22) 申请日 2010. 12. 09

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

CN 101589966 A, 2009. 12. 02, 说明书第 6 页
第 10 行至第 9 页倒数第 7 行, 附图 1-6.

279732/2009 2009. 12. 09 JP

EP 1336376 A1, 2003. 08. 20, 全文.

268483/2010 2010. 12. 01 JP

JP 特开 2007-151983 A, 2007. 06. 21, 全文.

(73) 专利权人 株式会社东芝

审查员 赵实

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 赤木和哉 小笠原胜 郡司隆之

松永智史 小林丰

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 6/00(2006. 01)

A61B 6/03(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

A61B 1/00(2006. 01)

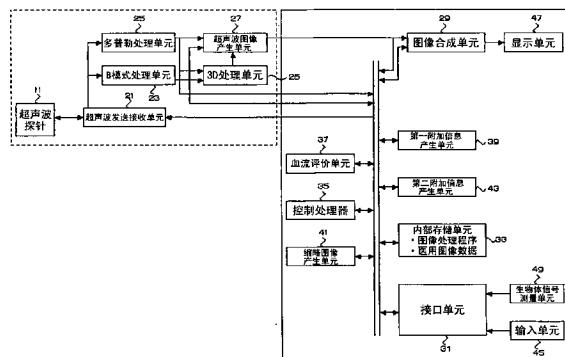
权利要求书3页 说明书11页 附图16页

(54) 发明名称

医用图像装置、医用图像处理装置的控制方法和超声波图像处理装置

(57) 摘要

本发明所要解决的技术问题是提供一种产生操作者可以迅速且容易地把握临床信息的缩小图像。本实施方式的医用图像装置包括取得医用图像的医用图像取得单元、取得与所述医用图像有关的附加信息的附加信息取得单元、生成缩略合成图像的缩略合成图像生成单元以及显示所述缩略合成图像的显示单元, 所述缩略合成图像包括以第一显示倍率缩小后的所述医用图像和以第二显示倍率缩小后的所述附加信息。



1. 一种医用图像装置, 显示医用图像, 其特征在于, 包括 :

附加信息取得单元, 取得对所述医用图像附加的第一附加信息;

缩略合成图像生成单元, 将以第一缩小倍率缩小所述医用图像后得到的缩略图像与以第二缩小倍率缩小所述第一附加信息的一部分后得到的第二附加信息合成, 生成缩略合成图像; 以及

显示单元, 显示所述缩略合成图像, 并显示合成所述医用图像和所述第一附加信息而成的完整大小合成图像,

其中, 第一缩小倍率是比第二缩小倍率低的值, 所述缩略合成图像中的第二附加信息与所述缩略合成图像中的医用图像相比被相对较大地显示。

2. 根据权利要求 1 所述的医用图像装置, 其特征在于, 还包括 :

输入单元, 受理输入操作; 以及

存储单元, 存储所述医用图像;

在将所述医用图像存储到所述存储单元的输入操作或从所述存储单元读取所述医用图像的输入操作被执行时, 所述缩略合成图像生成单元生成所述缩略合成图像。

3. 根据权利要求 1 所述的医用图像装置, 其特征在于,

还包括受理输入操作的输入单元;

所述附加信息是基于所述输入操作被输入的与所述医用图像有关的字符信息。

4. 根据权利要求 1 所述的医用图像装置, 其特征在于,

所述附加信息是表示了基于生物体信号的时间相位的字符信息、或心电波形、或与使用了所述医用图像的测量有关的信息。

5. 根据权利要求 1 所述的医用图像装置, 其特征在于,

所述附加信息是表示了被检体的所述医用图像的摄影位置的象形符。

6. 根据权利要求 1 所述的医用图像装置, 其特征在于,

所述医用图像是 X 射线图像、或 CT 图像、或 MR 图像、或超声波图像、或 PET 图像、或内窥镜图像、或这些医用图像的 3D 图像、或这些医用图像的动态图像、或组合这些医用图像后的图像。

7. 一种医用图像装置的控制方法, 该医用图像装置取得医用图像, 其特征在于, 所述控制方法包括 :

取得对所述医用图像附加的第一附加信息的步骤;

以第一缩小倍率缩小所述医用图像的步骤;

以第二缩小倍率缩小所述第一附加信息的一部分后得到第二附加信息的步骤;

将以第一缩小倍率缩小所述医用图像后得到的缩略图像与所述第二附加信息合成, 生成缩略合成图像的步骤; 以及

显示所述缩略合成图像, 并显示合成所述医用图像和所述第一附加信息而成的完整大小合成图像的步骤,

其中, 第一缩小倍率是比第二缩小倍率低的值, 所述缩略合成图像中的第二附加信息与所述缩略合成图像中的医用图像相比被相对较大地显示。

8. 根据权利要求 7 所述的医用图像装置的控制方法, 其特征在于, 还包括 :

受理输入操作的步骤; 以及

在所述输入操作被执行时向存储装置存储所述医用图像的步骤；

在执行了存储所述医用图像的步骤时,执行生成所述缩略合成图像的步骤。

9. 根据权利要求 7 所述的医用图像装置的控制方法,其特征在于,还包括：

受理输入操作的步骤;以及

在所述输入操作被执行时从存储装置读取所述医用图像的步骤；

在执行了读取所述医用图像的步骤时,执行生成所述缩略合成图像的步骤。

10. 根据权利要求 7 所述的医用图像装置的控制方法,其特征在于,

还包括受理输入操作的步骤；

所述附加信息是基于所述输入操作被输入的与所述医用图像有关的字符信息。

11. 根据权利要求 7 所述的医用图像装置的控制方法,其特征在于,

所述附加信息是表示基于生物体信号的时间相位的字符信息、或心电波形、或与使用了所述医用图像的测量有关的信息。

12. 根据权利要求 7 所述的医用图像装置的控制方法,其特征在于,

所述附加信息是表示了被检体中的所述医用图像的摄影位置的象形符。

13. 根据权利要求 7 所述的医用图像装置的控制方法,其特征在于,

所述医用图像是 X 射线图像、或 CT 图像、或 MR 图像、或超声波图像、或 PET 图像、或内窥镜图像、或这些医用图像的 3D 图像、或这些医用图像的动态图像、或组合这些医用图像后的图像。

14. 一种超声波图像处理装置,基于从超声波探头发送的超声波扫描被检体而得到的回波信号,来生成超声波图像,其特征在于,包括：

附加信息生成单元,生成对所述医用图像附加的第一附加信息；

缩略合成图像生成单元,将以第一缩小倍率缩小所述医用图像后得到的缩略图像与以第二缩小倍率缩小所述第一附加信息的一部分后得到的第二附加信息合成,生成缩略合成图像;以及

显示单元,显示所述缩略合成图像,并显示合成所述医用图像和所述第一附加信息而成的完整大小合成图像,

其中,所述第一缩小倍率是比第二缩小倍率低的值,所述缩略合成图像中的第二附加信息与所述缩略合成图像中的超声波图像相比被相对较大地显示。

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,还包括：

输入单元,受理输入操作;以及

存储单元,存储所述超声波图像；

在将所述超声波图像存储到所述存储单元的操作被执行时,所述缩略合成图像生成单元生成所述缩略合成图像。

16. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,还包括：

输入单元,受理输入操作;以及

存储单元,存储所述超声波图像；

在将所述超声波图像存储到所述存储单元的输入操作或从所述存储单元读取所述超声波图像的输入操作被执行时,所述缩略合成图像生成单元生成所述缩略合成图像。

17. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,

还包括受理输入操作的输入单元；

所述附加信息是基于所述输入操作被输入的与所述超声波图像有关的字符信息。

18. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

所述附加信息是表示了基于生物体信号的时间相位的字符信息、或心电波形、或与使用了所述医用图像的测量有关的信息。

19. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

所述附加信息是表示了所述超声波探头在被检体上的接触位置的象形符。

20. 根据权利要求 14 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

所述超声波图像是 B 模式图像、或多普勒图像、或组织弹性图像、或 M 模式图像、或这些超声波图像的 3D 图像、或这些超声波图像的动态图像、或组合这些超声波图像后的图像。

医用图像装置、医用图像处理装置的控制方法和超声波图像处理装置

[0001] 相关申请的交叉引用：

[0002] 本申请基于且要求日本专利申请号 No. 2009-279732 的优先权，该申请于 2009 年 12 月 12 日提交，且全部内容在这里通过参考方式包含。

技术领域

[0003] 这里描述的实施例总体来说涉及医用图像装置、医用图像处理装置的控制方法和将缩略图像与临床信息一起显示的超声波图像处理装置。

背景技术

[0004] 医用图像装置是用于处理在医疗图像处理中使用的医用图像的装置。医用图像装置例如有，超声波图像处理装置、X 射线图像处理装置、X 射线 CT 处理装置、磁共振影像装置、核医学图像处理装置、内窥镜图像处理装置、医用图像处理装置（用于处理医用图像的工作站或 PACS 装置）等。

[0005] 即使是在医用图像装置中超声波图像处理装置也具有可实时显示、装置小型、装置价格低、没有 X 射线辐射而安全性高等各种优点。另外，超声波图像处理装置具有能够利用超声波多普勒法使血流成像这样的优点。因此，超声波图像处理装置在心脏、腹部、乳腺、泌尿器、妇产科等各种领域中使用。

[0006] 本说明书中，作为医用图像装置的一例，举出超声波图像处理装置来加以说明。超声波图像处理装置在显示医用图像时，首先超声波图像处理装置取得超声波图像，并将超声波图像保存在内部的存储装置中。接着，超声波图像处理装置取得与超声波图像有关的临床信息。该临床信息有例如超声波图像的心时间相位。下面，将该临床信息称作第一附加信息。接着，超声波图像处理装置合成作为完整大小图像的超声波图像和该第一附加信息，而生成完整大小合成图像。

[0007] 超声波图像处理装置在显示器上显示该完整大小合成图像。此外，超声波图像处理装置在显示器上显示将该完整大小合成图像缩小后的缩小图像。缩小图像是在检索该完整大小图像时使用的图像。图 15 是在显示器上显示缩小图像的例子。

[0008] 在取得被检体心脏的超声波图像时，首先，超声波图像处理装置经多次心搏取得多幅超声波图像。接着，超声波图像处理装置分别对多幅超声波图像取得第一附加信息，而生成多个完整大小合成图像。接着，超声波图像处理装置缩小各个完整大小合成图像，而生成每个多个的缩小图像。超声波图像处理装置排列多幅缩小图像而显示在显示器上。操作超声波图像处理装置的操作者选择排列显示的缩小图像中的 1 个。由此，超声波图像处理装置将选出的缩小图像的完整大小合成图像显示在显示器上。

[0009] 但是，现有的医用图像装置中存在如下这种问题。即，缩小图像上显示的第一附加信息在缩小图像内缩小后加以显示。该缩小倍率与完整大小图像相对缩小图像的缩小率相同。如图 15 所示，第一附加信息在缩小图像内以小尺寸来加以显示。因此，操作者很难从

缩小图像中读取第一附加信息。

[0010] 操作者在读取第一附加信息时,操作者需要一幅一幅地选择多幅缩小图像,并将完整大小合成图像一幅一幅地显示在显示器上。该操作的操作量多,还花费了时间。该操作对操作者的负担大。

发明内容

[0011] 本发明所要解决的技术问题是产生操作者可迅速且容易地把握临床信息的缩小图像。

[0012] 本发明的医用图像处理装置的一方式是一种显示医用图像的医用图像装置,包括:附加信息取得单元,取得对所述医用图像附加的第一附加信息;缩略合成图像生成单元,将以第一缩小倍率缩小所述医用图像后得到的缩略图像与以第二缩小倍率缩小所述第一附加信息的一部分后得到的第二附加信息合成,生成缩略合成图像;以及显示单元,显示所述缩略合成图像,并显示合成所述医用图像和所述第一附加信息而成的完整大小合成图像,其中,所述第一附加信息是与所述医用图像有关的临床信息,第一缩小倍率是比第二缩小倍率低的值,所述缩略合成图像中的第二附加信息与所述缩略合成图像中的医用图像相比被相对较大地显示。

[0013] 本发明的医用图像处理装置的控制方法的一方式是医用图像装置的控制方法,该医用图像装置取得医用图像,所述控制方法包括:取得对所述医用图像附加的第一附加信息的步骤;以第一缩小倍率缩小所述医用图像的步骤;以第二缩小倍率缩小所述第一附加信息的一部分后得到第二附加信息的步骤;将以第一缩小倍率缩小所述医用图像后得到的缩略图像与所述第二附加信息合成,生成缩略合成图像的步骤;以及显示所述缩略合成图像,并显示合成所述医用图像和所述第一附加信息而成的完整大小合成图像的步骤,其中,第一缩小倍率是比第二缩小倍率低的值,所述缩略合成图像中的第二附加信息与所述缩略合成图像中的医用图像相比被相对较大地显示。

[0014] 本发明的超声波图像处理装置的一方式是根据通过从超声波探头发送的超声波扫描被检体而得到的回波信号来生成超声波图像的超声波图像处理装置,包括:附加信息生成单元,生成对所述医用图像附加的第一附加信息;缩略合成图像生成单元,将以第一缩小倍率缩小所述医用图像后得到的缩略图像与以第二缩小倍率缩小所述第一附加信息的一部分后得到的第二附加信息合成,生成缩略合成图像;以及显示单元,显示所述缩略合成图像,并显示合成所述医用图像和所述第一附加信息而成的完整大小合成图像,其中,所述第一缩小倍率是比第二缩小倍率低的值,所述缩略合成图像中的第二附加信息与所述缩略合成图像中的超声波图像相比被相对较大地显示。

[0015] 发明的效果:

[0016] 根据本发明,可以产生操作者可迅速且容易地把握临床信息的缩小图像。

附图说明

[0017] 图1是表示超声波图像处理装置的结构框图;

[0018] 图2是表示使用与超声波图像有关的临床信息来产生缩略图像用的临床信息的顺序的流程图;

[0019] 图 3 是表示合成作为完整大小图像的超声波图像和 1 次心搏的 ECG 波形后的完整大小合成图像的例子的图；

[0020] 图 4 是表示合成图 3 的超声波图像和 ECG 波形后的缩略合成图像的例子的图；

[0021] 图 5 是表示合成作为完整大小图像的超声波图像和多次心搏的 ECG 波形后的完整大小合成图像的例子的图；

[0022] 图 6 是表示合成图 5 的超声波图像和表示时间相位的字符串后的缩略合成图像的例子的图；

[0023] 图 7 是表示将作为完整大小图像的超声波图像、多次心搏的 ECG 波形和所见合成后的完整大小合成图像的例子的图；

[0024] 图 8 是表示合成图 7 的超声波图像和所见后的缩略合成图像的例子的图；

[0025] 图 9 是表示合成作为完整大小图像的超声波图像、多次心搏的 ECG 波形和与多普勒波形的测量有关的字符串后的完整大小合成图像的例子的图；

[0026] 图 10 是表示合成图 9 的超声波图像和与多普勒波形的测量有关的字符串后的缩略合成图像的例子的图；

[0027] 图 11 是表示合成作为完整大小图像的超声波图像和象形符 (pictogram) 后的完整大小合成图像的例子的图；

[0028] 图 12 是表示合成图 11 的超声波图像和象形符后的缩略合成图像的例子的图；

[0029] 图 13 是表示在第五变形例中产生缩略图像用的临床用信息的顺序的流程图；

[0030] 图 14 是表示排列通过本发明生成的缩略合成图像加以显示的例子的图；

[0031] 图 15 是排列通过现有技术生成的缩略合成图像后加以显示的例子的图；

[0032] 图 16 是表示医用图像处理装置的结构框图。

[0033] 符号说明

[0034] 11 超声波探头, 21 超声波发送接收单元, 23B 模式处理单元, 25 多普勒处理单元, 263D 处理单元, 27 超声波图像产生单元, 29 图像合成单元, 31 接口单元, 33 内部存储单元, 35 控制处理器, 37 血流评价单元, 39 第二附加信息产生单元, 41 缩略图像产生单元, 43 第一附加信息产生单元, 45 输入单元, 47 显示单元, 49 生物体信号测量单元

具体实施方式

[0035] 本实施方式中，提供一种医用图像装置，该医用图像装置具有取得医用图像的医用图像取得单元、取得与所述医用图像有关的附加信息的附加信息取得单元、生成缩略合成图像的缩略合成图像生成单元和显示所述缩略合成图像的显示单元，所述缩略合成图像包括以第一显示倍率缩小后的所述医用图像和以第二显示倍率缩小后的所述附加信息。

[0036] 下面，根据附图来说明本实施方式。在以下的说明中对具有大致相同功能和结构的构成要素，添加同一附图标记，仅在需要的情况下进行重复说明。

[0037] 本实施方式中，作为医用图像装置的例子描述超声波图像处理装置。但是，本实施方式的医用图像装置不仅限于超声波图像处理装置。本实施方式的医用图像装置有例如，超声波图像处理装置、X 射线图像处理装置、X 射线 CT 装置、磁共振影像装置、核医学图像处理装置、内窥镜图像处理装置、和医用图像处理装置（用于处理医用图像的工作站或 PACS 装置）等。

[0038] 图 1 表示本实施方式的超声波图像处理装置的框图。如该图所示,本超声波图像处理装置具有超声波探头 11、超声波发送接收单元 21、B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 25、3D 处理单元 26、超声波图像产生单元 27、图像合成单元 29、接口单元 31、内部存储单元 33、控制处理器 35、血流评价单元 37、第一附加信息产生单元 39、缩略图像产生单元 41、第二附加信息产生单元 43、输入单元 45、显示单元 47 和生物体信号测量单元 49。

[0039] 超声波探头 11 具有含有压电陶瓷等的压电振子。压电振子是彼此交换音响信号和电信号的设备。超声波探头 11 的前端排列多个压电振子,1 个压电振子构成 1 个信道。本实施方式中,超声波探头 11 也可以是排列了 1 个信道的压电振子来扫描二维空间的设备,也可以是通过机械摇动 1 个信道的压电振子或排列多个信道来扫描 3 维空间的设备。

[0040] 超声波发送接收单元 21 具有率脉冲产生器、发送延迟电路、脉冲发生器、放大器电路、A/D 转换器、束形成器和加法器。率脉冲产生器以预定的速率频率重复产生用于形成发送超声波的率脉冲。发送延迟电路为了在每个信道中束状收敛超声波,还为了决定超声波的发送定向性,而将延迟时间提供给率脉冲。脉冲发生器以由该率脉冲决定的定时,向压电振子输出驱动脉冲。放大器电路按每个信道来放大压电振子收集到的回波信号。A/D 转换器将作为模拟信号的回波信号转换为数字信号。束形成器为了决定接收定向性,而向作为数字信号的回波信号提供延迟时间。加算器对所提供的回波信号加上来自控制处理器 35 的延迟时间。

[0041] B 模式处理单元 23 接收超声波发送接收单元 21 输出的回波信号。B 模式处理单元 23 通过对回波信号进行对数放大处理、包络线检波处理,而生成 B 模式数据。B 模式数据是用亮度表现回波信号的强度的数据。B 模式处理单元 23 将所生成的 B 模式数据输出到超声波图像产生单元 27。

[0042] 多普勒处理单元 25 接收超声波接收单元 21 输出的回波信号。多普勒处理单元 25 通过对回波信号进行多普勒处理,来生成多普勒数据。所谓多普勒处理是指,对速度信息进行频率分析,并进行基于多普勒效果的血流或组织的平均速度、离差、功率等的计算的处理。多普勒处理单元 25 将所生成的多普勒数据输出到超声波图像产生单元 27。

[0043] 3D 处理单元 26 在超声波探头 11 扫描了 3 维空间的情况下,将 B 模式处理单元 23 输出的 B 模式数据和多普勒处理单元 25 输出的多普勒数据映射到 3 维空间,而生成体数据。

[0044] 超声波图像产生单元 27 使用 B 模式处理单元 23 输出的 B 模式数据、多普勒处理单元 25 输出的多普勒数据与 3D 处理单元 26 输出的体数据,生成作为完整大小图像的医用图像。例如超声波图像产生单元 27 将 B 模式数据映射到二维空间,而生成二维的 B 模式图像。此外例如超声波图像产生单元 27 将多普勒数据映射到二维空间,而生成二维的多普勒图像。此外例如超声波图像产生单元 27 将体数据从投影方向投影到二维空间,而产生二维的投影图像。此外例如超声波图像产生单元 27 提取位于 3 维空间中的某个平面上的体数据,映射到二维空间,从而产生二维的断层像。此外例如超声波图像产生单元 27 对体数据进行体绘制,而产生 3 维的绘制图像。本实施方式中,将 B 模式处理单元 23 输出的 B 模式数据、多普勒处理单元 25 输出的多普勒数据与 3D 处理单元 26 输出的 3D 数据总称为原始数据。超声波图像产生单元 27 使用经多个时刻连续取得的原始数据,而产生 B 模式图像、体图像、3D 图像的动态图像。

[0045] 超声波图像产生单元 27 产生的医用图像并不限于这里列举的医用图像。例如,超声波图像产生单元 27 也可提取回波信号的高次谐波而产生 THI 图像。另外,例如超声波图像产生单元 27 也可产生将某个区域上的回波信号的时间变化映射到二维空间后形成的 M 模式图像。

[0046] 接口单元 31 与输入单元 45、连接于超声波图像处理装置的外部的存储单元、生物体信号测量单元 49 进行信号的输入输出。接口单元 31 向网络连接于超声波图像处理装置的终端或外部连接于超声波图像处理装置的存储单元输出用于操作控制处理器 35 的程序、作为完整大小图像的医用图像、第一附加信息。

[0047] 血流评价单元 37 使用多普勒处理单元 25 输出的多普勒数据,生成追踪最高流速的追踪波形。血流评价单元 27 使用多普勒处理单元 25 输出的多普勒数据与生物体信号测量单元 49 输出的心电波形,来决定追踪波形中的 E 波 (early diastolic flow) 和 A 波 (atrial contraction flow) 的时间相位。血流评价单元 27 根据得到 E 波或 A 波的时间相位时的追踪波形的振幅,来测量 E 波和 A 波的振幅比 (E/A) 或 DcT (deceleration time)。

[0048] 第一附加信息产生单元 39 生成第一附加信息,该第一附加信息是与超声波图像产生单元 27 输出的医用图像、或从内部存储单元 33 读取的医用图像有关的临床信息。例如,所谓临床信息是指心电波形、心音波形、脉波波形、呼吸曲线等身体信息。此外例如所谓临床信息是指取得医用图像后的时间相位的信息。此外例如所谓临床信息是指血流评价单元 37 取得的图像处理参数或测量值。此外例如所谓临床信息是指示意地表示在医用图像上添加的被检体的形状后的象形符 (体标记 body mark) 或与医用图像有关的文本 (注释)。

[0049] 缩略图像产生单元 41 以第一缩小倍率缩小由超声波图像产生单元 27 产生的医用图像而产生缩略图像。缩略图像产生单元 41 除了由超声波图像产生单元 27 产生的医用图像之外,也可以由内部存储单元 33 中存储的医用图像、或从网络连接于超声波图像处理装置的终端输出的医用图像产生缩略图像。在由超声波图像产生单元 27 产生的医用图像是动态图像的情况下,缩略图像产生单元 41 以第一缩小倍率缩小动态图像而产生动态图像的缩略图像。

[0050] 第二附加信息产生单元 43 使用第一附加信息产生单元 41 输出的第一附加信息、或从内部存储单元 33 读取的第一附加信息,来产生用于在缩略图像上附加的第二附加信息。第二附加信息产生单元 43 取得第一附加信息的一部分,并以第二缩小倍率缩小所取得的第一附加信息,而产生第二附加信息。第二缩小倍率是与第一缩小倍率不同的倍率。其结果,以第一缩小倍率缩小后的缩略图像与以第二缩小倍率缩小后的第二附加信息成为相对不同的显示倍率。第二缩小倍率也可以是 1 倍。即,第二附加信息产生单元还可产生与第一附加信息相同的显示倍率的第二附加信息。

[0051] 第二附加信息是直接表示第一附加信息中含有的临床信息的信息。第二附加信息产生单元 43 在将医用图像存储在内部存储单元 33 时产生第二附加信息。第二附加信息产生单元 43 也可在从内部存储单元 33 读取医用图像时产生第二附加信息。第二附加信息产生单元 43 通过输入到输入单元 45 的输入操作,设置何时产生第二附加信息。

[0052] 控制处理器 35 是具有作为信息处理装置 (计算机) 的功能并控制超声波图像处理装置的动作的控制单元。控制处理器 35 从内部存储单元 33 读取用于产生医用图像的控

制程序或用于产生附加信息的控制程序，并在自身具有的存储器上展开，从而执行与各种处理有关的运算・控制等。

[0053] 图像合成单元 29 合成超声波图像产生单元 27 输出的医用图像与第一附加信息产生单元 39 输出的第一附加信息，而产生完整大小合成图像。此外，图像合成单元 29 将所产生的完整大小合成图像输出到显示单元 47。图像合成单元 29 合成缩略图像产生单元 41 输出的缩略图像与第二附加信息产生单元 43 输出的第二附加信息，而产生缩略合成图像。图像合成单元 29 将所产生的缩略合成图像输出到显示单元 47。

[0054] 内部存储单元 33 存储执行医用图像的生成・显示用的控制程序、原始数据、医用图像、第一附加信息、第二附加信息、完整大小合成图像、缩略合成图像。内部存储单元 33 用于存储实现从第一附加信息产生第二附加信息并添加到缩略图像上的功能的专用程序。内部存储单元 33 的数据可输出到经接口单元 31 网络相连的终端或存储单元。

[0055] 生物体信号测量单元 49 包括例如心电图描绘器、心音计、脉波计、呼吸传感器等测量生物体信号的设备。心电图描绘器将心脏的电现象的时间变化作为心电波形 (ECG 波形) 加以检测。心电图描绘器使用接口单元 31 向内部存储单元 33 输出心电波形，将心电波形作为第一附加信息输出到第一附加信息产生单元 39。心音计将传到被检体的体表面的心脏的瓣膜或血管形成的振动音的时间变化作为心音波形 (PCG 波形) 加以检测。心音计使用接口单元 31 向内部存储单元 33 输出心音波形，将心音波形作为第一附加信息输出到第一附加信息产生单元 39。脉波计将因心脏的收缩而将血液向大动脉起始部压出时产生的血管内的压力变化的时间变化作为脉波波形加以检测。脉波计使用接口单元 31 向内部存储单元 33 输出脉波波形，将脉波波形作为第一附加信息输出到第一附加信息产生单元 39。呼吸传感器将例如被检体腹部的运动的时间变化作为呼吸曲线加以检测。呼吸传感器使用接口单元 31 向内部存储单元 33 输出呼吸波形，将呼吸波形作为第一附加信息输出到第一附加信息产生单元 39。

[0056] 输入单元 45 与接口单元 31 相连。输入单元 45 具有取得来自操作者的各种指示、条件、关心区域的设置指示、各种图像质量条件设置指示用的各种开关、按钮、跟踪球、鼠标、键盘。例如，若用户操作输入单元 45 的冻结 (FREEZE) 按钮，则终止扫描，超声波图像处理装置暂时停止处理。

[0057] 显示单元 47 根据从图像合成单元 29 输出的信号，显示完整大小合成图像或缩略合成图像。

[0058] (缩略合成图像用的附加信息产生功能)

[0059] 接着，说明超声波图像处理装置具有的缩略用附加信息产生功能。该功能是将直接表示与医用图像有关的临床信息的缩略图像用的附加信息作为第二附加信息产生的功能。并且该功能是合成所产生的第二附加信息和医用图像的缩略图像而产生缩略合成图像的功能。

[0060] 以下，说明基于缩略用附加信息产生功能的处理。图 2 是表示缩略用附加信息产生功能的处理的流程图。作为例子，说明超声波图像处理装置产生与心电波形同步的 B 模式图像，超声波图像处理装置产生 B 模式图像的完整大小合成图像和缩略合成图像的动作。产生的图像除了 B 模式图像之外，还可以是多普勒图像、M 模式图像、THI 图像、3D 图像、或动态图像。医用图像的产生除了心电波形之外，还可以与心音波形、脉波波形、呼吸

曲线同步进行。医用图像的产生也可不取同步地进行。

[0061] 首先,超声波图像处理装置的操作者通过输入单元 45 进行患者信息的输入、发送接收条件、产生第二附加信息的定时的设置、生成缩略图像时的第一缩小倍率、生成第二附加信息时的第二缩小倍率的设置。存储单元 33 存储所设置的患者信息、发送接收条件、产生第二附加信息的定时、第一缩小倍率、第二缩小倍率。

[0062] 接着,操作者使超声波探头 11 的超声波发送接收面在被检体的表面移动。接着,控制处理器 35 以与心电波形同步的定时来进行超声波的发送接收。控制处理器 35 在心搏多次搏动的期间,进行超声波的发送接收(步骤 S11)。超声波发送接收单元 21 将接收到的回波信号输出到 B 模式处理单元 25。B 模式处理单元 25 使用回波信号来产生 B 模式数据,并将 B 模式数据输出到超声波图像产生单元 27。超声波图像产生单元 27 使用 B 模式数据产生作为完整大小图像的医用图像。生物体信号测量单元 49 将心电波形作为第一附加信息输出到第一附加信息产生单元 39。

[0063] 接着,图像合成单元 29 产生将作为完整大小图像的医用图像和第一附加信息合成后的完整大小合成图像。图像合成单元 29 将所产生的完整大小合成图像输出到显示单元 47(步骤 S12)。

[0064] 控制处理器 35 在经输入单元 45 接收到保存完整大小合成图像的指示时(步骤 S13),第二附加信息产生单元 43 产生以第二缩小倍率缩小第一附加信息后的第二附加信息(步骤 S14)。

[0065] 第二附加信息产生单元 43 也可在读取内部存储单元 33 中存储的医用图像时产生第二附加信息。也可以在内部存储单元 33 上设置的任意的定时产生第二附加信息。

[0066] 第二附加信息产生单元 43 也可截出从第一附加信息产生单元 39 输出的心电波形中的一部分,而作为第二附加信息产生。

[0067] 在内部存储单元 33 存储完整大小合成图像时,显示单元 47 将存储的完整大小合成图像作为静止图像加以显示(步骤 S15)。图 3 表示显示单元 47 将完整大小合成图像作为静止图像加以显示的情形。图 3 中, Ifc 表示完整大小合成图像。 USf 表示作为完整大小图像的医用图像。 fii 表示第一附加信息。

[0068] 在内部存储单元 33 存储完整大小合成图像时,缩略图像产生单元 41 以第一缩小倍率缩小作为完整大小图像的医用图像,而产生缩略图像(步骤 S16)。接着,图像合成单元 29 使用缩略图像和第二附加信息,产生缩略合成图像。图像合成单元 29 将所产生的缩略合成图像输出到显示单元 47(步骤 S17)。

[0069] 图 4 表示显示单元 47 显示缩略合成图像的情形。图 4 中, Ithc 表示缩略合成图像。 Ith 表示医用图像的缩略图像。 Sii 表示第二附加信息。 L 表示缩略合成图像在纵方向的 3 分之 1 的位置。 Ai 表示产生作为完整大小图像的医用图像时的第一附加信息。图 4 中的第二附加信息占据缩略合成图像中的下方 3 分之 1 的区域。此外,第二附加信息相对于缩略合成图像的大小可通过基于输入单元 45 的操作者的输入来加以改变。

[0070] 接着,控制处理器 35 使完整大小合成图像和缩略合成图像相对应地存储到内部存储单元 33 中(步骤 S18)。

[0071] 在通过操作者进行停止扫描的操作之前,控制处理器 35 重复进行步骤 S12 到步骤 S18 的处理,图像合成单元 29 产生多个缩略合成图像。显示单元 47 排列显示图像合成单元

29 产生的多个缩略合成图像。图 14 表示显示单元 47 排列显示缩略合成图像的情形。图 15 表示在现有技术中显示单元排列显示将完整大小合成图像缩小后的医用图像的情形。通过比较图 14 和图 15 的医用图像,能够明确在有无本说明书的缩略图像用附加信息产生功能的情况下不同。即,图 15 中显示的医用图像中,由于医用图像的心时间相位被较小地显示,所以操作者把握心时间相位有困难。另一方面,由于图 14 显示的缩略合成图像中,第二附加信息相对于缩略图像被相对较大地显示,所以对操作者来说可容易把握心时间相位。

[0072] (第一变形例)

[0073] 接着,使用图 2 来说明本实施方式的第一变形例。与第一实施方式不同的是,第二附加信息产生单元 43 代替心电波形而将表示心时间相位的字符串作为第二附加信息产生。此外,第一变形例中第二附加信息占缩略合成图像中的 16 分之 1。

[0074] 图 2 的流程图的步骤 S13 中,控制处理器 35 在经输入单元 45 接收到保存完整大小合成图像的指示时(步骤 S13),第一附加信息产生单元 39 将表示使用心电波形产生完整大小图像后的心时间相位的字符串作为第一附加信息产生。接着,第二附加信息产生单元 43 产生以第二缩小倍率缩小第一附加信息后的第二附加信息(步骤 S14)。若例如心电波形中的以 R 波为中心的 $\pm 100\text{ms}$ 的范围内存在产生了完整大小图像的时间相位,则第一附加信息产生单元 39 产生 ED(End Diastole) 这样的字符串。另一方面,若在心电波形中的从 R 波经过 200ms 后的时间相位和从 R 波经过 400ms 后的时间相位的范围内存在产生了完整大小图像的时间相位,则第一附加信息产生单元 39 产生 ES(End Systole) 这样的字符串。

[0075] 第一附加信息产生单元 39 读取预先在内部存储单元 33 中存储的字符串的组,并作为第一附加信息产生字符串。字符串的组是“ED”和“ES”等。内部存储单元 33 中存储的字符串也可由输入单元 45 加以设置。

[0076] 控制处理器 35 对于步骤 S14 之后的处理,进行与第一实施方式的处理相同的处理。图 5 表示显示单元 47 显示完整大小合成图像的情形。图 6 表示显示单元 47 显示缩略合成图像的情形。图 6 中, A16 表示 16 等分缩略图像后的区域。Sii 表示第二附加信息。

[0077] (第二变形例)

[0078] 接着,使用图 2 说明本实施方式的第二变形例。与第一实施方式的不同在于,第二附加信息产生单元 43 代替心电波形而将表示所见的字符串作为第二附加信息产生。此外,第二变形例中第二附加信息占缩略合成图像中的 16 分之 1。

[0079] 图 2 的流程图的步骤 S13 中,在控制处理器 35 经输入单元 45 接收到保存完整大小合成图像的指示时(步骤 S13),第一附加信息产生单元 39 将通过输入单元 45 输入的表示所见的字符串作为第一附加信息产生。接着,第二附加信息产生单元 43 产生以第二缩小倍率缩小第一附加信息后的第二附加信息(步骤 S14)。第一附加信息产生单元 39 也可读取预先在内部存储单元 33 中存储的字符串的组,来产生第一附加信息。

[0080] 控制处理器 35 对于步骤 S14 之后的处理,进行与第一实施方式的处理同样的处理。图 7 表示显示单元 47 显示完整大小合成图像的情形。图 7 中, fii 表示第一附加信息。图 8 表示显示单元 47 显示缩略合成图像的情形。图 8 中, Sii 表示第二附加信息。

[0081] (第三变形例)

[0082] 接着,使用图 2 来说明本实施方式的第三变形例。与第一实施方式的不同在于,第

二附加信息产生单元 43 代替心电波形而将从多普勒数据取得的测量值作为第二附加信息产生。此外,第三变形例中,第二附加信息占缩略合成图像中的 16 分之 1。

[0083] 在图 2 的流程图的步骤 S13 中,在控制处理器 35 经输入单元 45 接收到保存完整大小合成图像的指示时(步骤 S13),血流评价单元 37 从多普勒数据将流速等的血流信息作为测量值取得,并输出到第一附加信息产生单元 39。第一附加信息产生单元 39 在取得测量置后,将测量值作为第一附加信息产生。接着,第二附加信息产生单元 43 产生以第二缩小倍率缩小第一附加信息后的第二附加信息(步骤 S14)。

[0084] 控制处理器 35 对步骤 S14 之后的处理,进行与第一实施方式的处理同样的处理。图 9 表示显示单元 47 显示完整大小合成图像的情形。USf 表示 2 个完整大小图像。2 个完整大小图像是 B 模式图像和多普勒图像。Fii 表示第一附加信息。图 10 表示显示单元 47 显示缩略合成图像的情形。Sii 表示第二附加信息。Fiith 表示以第一缩小倍率缩小后的心电波形。

[0085] (第四变形例)

[0086] 接着,使用图 2 来说明本实施方式的第四变形例。与第一实施方式的不同在于第二附加信息产生单元 43 代替心电波形,将象形符作为第二附加信息产生。第四变形例中,第二附加信息占缩略合成图像中的 4 分之 1。

[0087] 图 2 的流程图的步骤 S13 中,控制处理器 35 在经输入单元 45 接收到保存完整大小合成图像的指示时(步骤 S13),第一附加信息产生单元 39 将象形符作为第一附加信息产生。象形符是表示被检体上的扫描位置的图。接着,第二附加信息产生单元 43 产生以第二缩小倍率缩小第一附加信息后的第二附加信息(步骤 S14)。

[0088] 控制处理器 35 对于步骤 S14 之后的处理,进行与第一实施方式的处理同样的处理。图 11 表示显示单元 47 显示完整大小合成图像的情形。Fii 表示第一附加信息。图 12 表示显示单元 47 显示缩略合成图像的情形。Sii 表示第二附加信息。第二附加信息表示缩略合成图像中的下方 3 分之 1 的区域。此外,第二附加信息的缩小倍率可以通过基于输入单元 45 的操作者的输入来加以改变。缩略合成图像中的第二附加信息的显示位置或象形符的种类可通过基于输入单元 45 的操作者的输入来改变。

[0089] (第五变形例)

[0090] 接着,使用图 13 来说明本实施方式的第五变形例。与第一实施方式的不同在于,缩略图像产生单元 41 代替静止图像而产生动态图像的缩略图像。

[0091] 图 13 的流程图的步骤 S21、S22 的处理与第一实施方式中说明的 S11、S12 的处理相同。图 13 的流程图的步骤 S23 中,控制处理器 35 在经输入单元 45 接收到将预定期间的完整大小合成图像作为动态图像保存的指示时(步骤 S23),超声波图像产生单元 27 将所指示的期间的动态图像输出到图像合成单元 29 和缩略图像产生单元 41。第一附加信息产生单元 39 将动态图像再现期间的心电波形作为第一附加信息产生。接着,第二附加信息产生单元 43 产生以第二缩小倍率缩小第一附加信息后的第二附加信息(步骤 S24)。

[0092] 在内部存储单元 33 将完整大小合成图像作为动态图像加以存储时,显示单元 47 重复显示所存储的动态图像(步骤 S25)。在内部存储单元 33 将完整大小合成图像作为动态图像存储时,缩略图像产生单元 41 以第一缩小倍率缩小作为完整大小图像的动态图像,并将缩略图像作为动态图像产生(步骤 S26)。

[0093] 控制处理器 35 对于步骤 S27 之后的处理, 进行与第一实施方式中说明的 S17、S18 的处理相同的处理。将显示单元 47 显示的缩略合成图像作为动态图像显示。

[0094] 缩略图像产生单元 41 产生缩略图像时, 也可以代替动态图像而提取动态图像的某个时间相位的静止图像, 并缩小所提取的静止图像来产生缩略图像。提取静止图像的时间相位例如是开始保存作为完整大小图像的动态图像后的时刻或操作者经输入单元 45 加以指定的时间相位。

[0095] (效果)

[0096] 若总结第一实施方式和各变形例的效果, 则如下这样。根据本实施方式的缩略用附加信息产生功能, 图像合成单元 29 将第二附加信息与缩略图像合成后, 产生缩略合成图像。第二附加信息是直接表示与医用图像有关的临床信息的信息。例如第二附加信息是心电波形、心音波形、脉波波形、呼吸曲线、表示时间相位的字符串、表示所见的字符串、表示使用了多普勒数据的测量值的字符串、象形符等。缩略图像产生单元 41 以第一缩小倍率缩小完整大小图像后产生缩略图像, 另一方面, 第二附加信息产生单元 43 以第二缩小倍率缩小第一附加信息后产生第二附加信息。第一缩小倍率是比第二缩小倍率低的值。因此, 在缩略合成图像中, 第二附加信息相对缩略图像被较大地显示。操作者通过视觉识别添加了第二附加信息后的缩略合成图像, 可以容易且迅速地把握与缩略合成图像有关的临床信息。

[0097] 操作者在使完整大小合成图像显示在显示单元 47 上时, 从显示单元 47 中排列显示的缩略合成图像中读取第二附加信息, 并根据第二附加信息选择缩略合成图像。显示单元 47 将与所选出的缩略合成图像对应的完整大小合成图像显示到显示单元 47。通过该操作, 操作者不需要将多个完整大小合成图像依次显示在显示单元 47 上来搜索目标的完整大小合成图像。若比较图 14 所示显示单元 47 排列显示缩略合成图像的例子 (CIthc) 和图 15 所示基于现有技术的显示单元 47 缩小且排列显示完整大小合成图像的例子 (RIfc), 则可明确该事实。根据本实施方式, 操作者可以在参考医用图像时提高操作性, 可减轻操作负担。

[0098] (对各种医用图像装置的适用)

[0099] 本实施方式记载的缩略用附加信息产生功能除了超声波图像处理装置以外还可适用于拍摄医用图像用的各种医用图像装置。例如在通过 X 射线图像处理装置、X 射线 CT 装置、磁共振影像装置、核医学图像处理装置、内窥镜图像处理装置等实现缩略用附加信息产生功能的情况下, 也可以将图 1 的构成图中的单点划线内的构成要素替换为医用图像装置各自的图像产生装置。例如在将缩略用附加信息产生功能适用于 X 射线图像处理装置的情况下, 单点划线内的构成要素可以由 X 射线产生单元、X 射线检测单元和 X 射线图像产生单元构成。

[0100] 本实施方式所记载的缩略用附加信息产生功能可适用于医用图像处理装置 (用于处理医用图像的工作站或 PACS 装置)。图 16 表示实现缩略用附加信息产生功能用的医用图像处理装置的结构。图 16 中, 将医用图像装置 51、存储单元 52、服务器 53 等经网络与医用图像处理装置连接。图 16 中的医用图像处理装置与图 1 中的超声波图像处理装置的不同在于, 图 16 中医用图像处理装置代替拍摄医用图像的构成要素而具有医用图像取得单元 50。医用图像取得单元 50 从网络连接于医用图像取得单元 50 的医用图像装置 51、存储单元 52 或服务器 53 中取得作为完整大小图像的医用图像和第一附加信息。

[0101] 医用图像取得单元 50 将所取得的医用图像输出到缩略图像产生单元 41，并将第一附加信息输出到第二附加信息产生单元 43。缩略图像产生单元 41 缩小医用图像取得单元 50 取得的作为完整大小图像的医用图像，来产生缩略图像。另一方面，第二附加信息产生单元 43 缩小医用图像取得单元 50 取得的第一附加信息，来产生第二附加信息。之后的图像合成单元 29 进行的缩略合成图像和完整大小合成图像的产生处理与第一实施方式中描述的处理相同。第一附加信息除了由医用图像取得单元 50 取得之外，也可由第一附加信息产生单元 39 产生。

[0102] 各实施方式涉及的各功能可以通过将执行该处理的程序安装在工作站等计算机上，并在存储器上展开程序来加以实现。这时，还可以将能够使计算机执行该方法的程序存储在磁盘、光盘、半导体存储器等存储媒体上来加以发布。

[0103] 可以通过在上述实施方式中公开的多个构成要素的适当组合，来形成各种发明。例如，也可以从实施方式所示的所有构成要素中删除几个构成要素。进一步，也可适当组合涉及不同实施方式的构成要素。

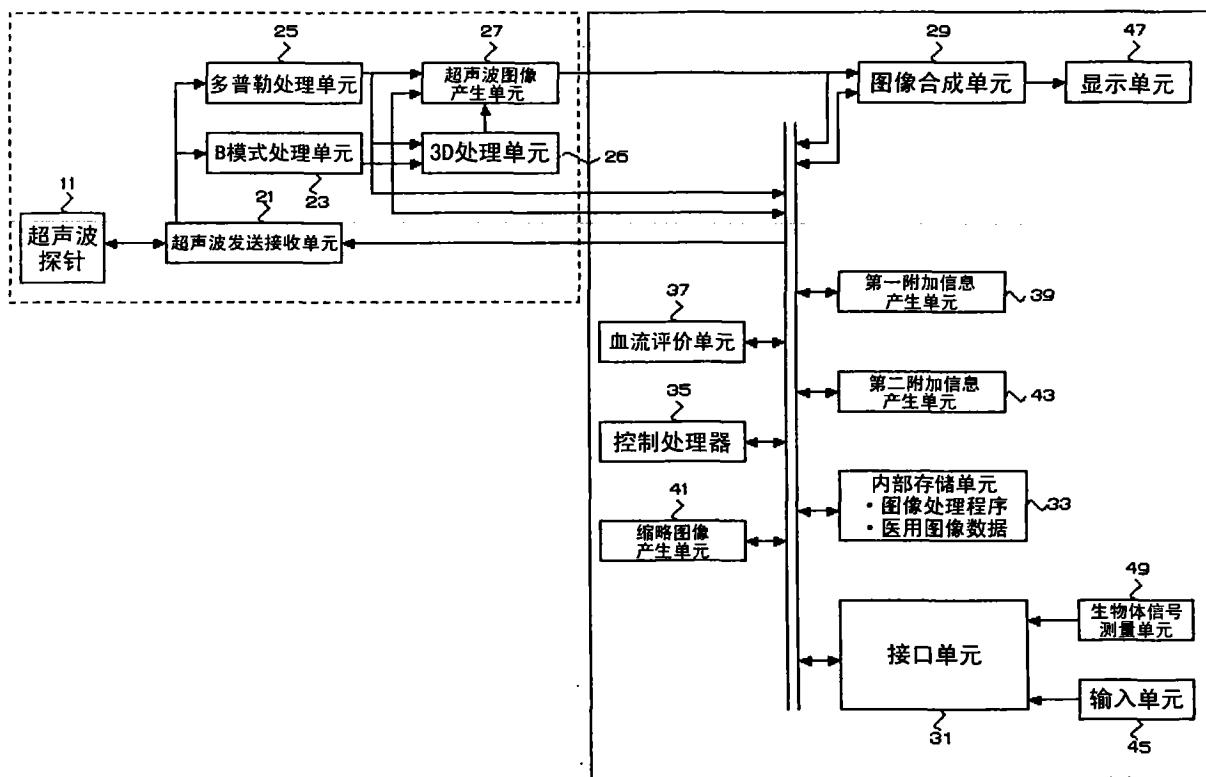


图 1

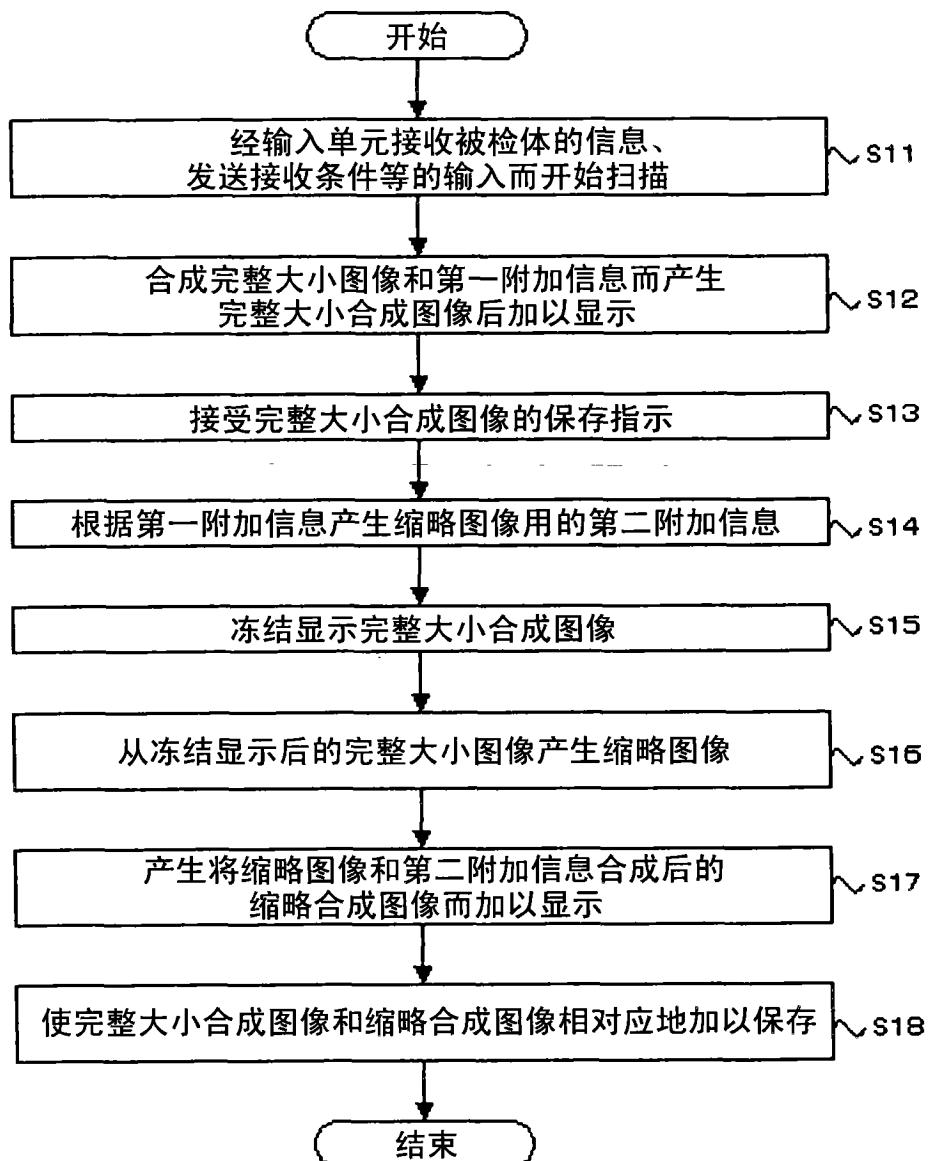


图 2

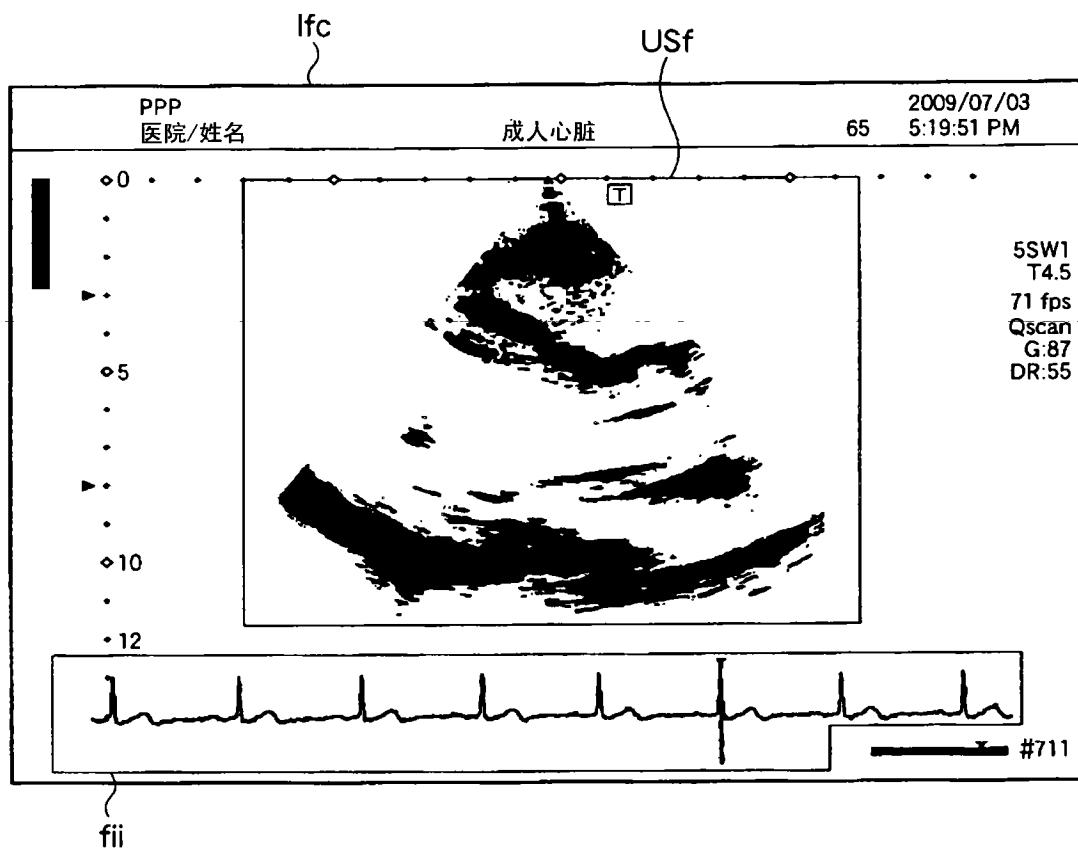


图 3

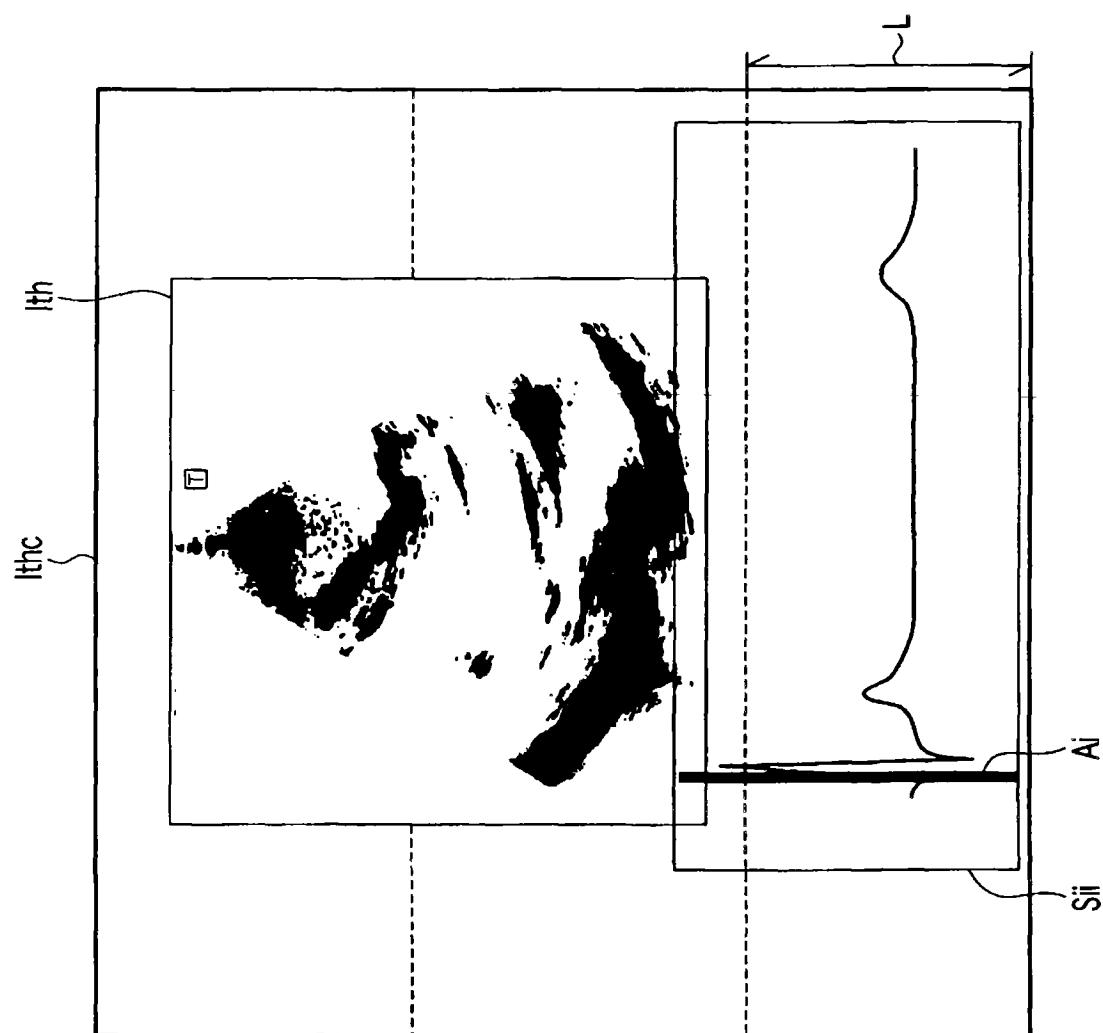


图 4

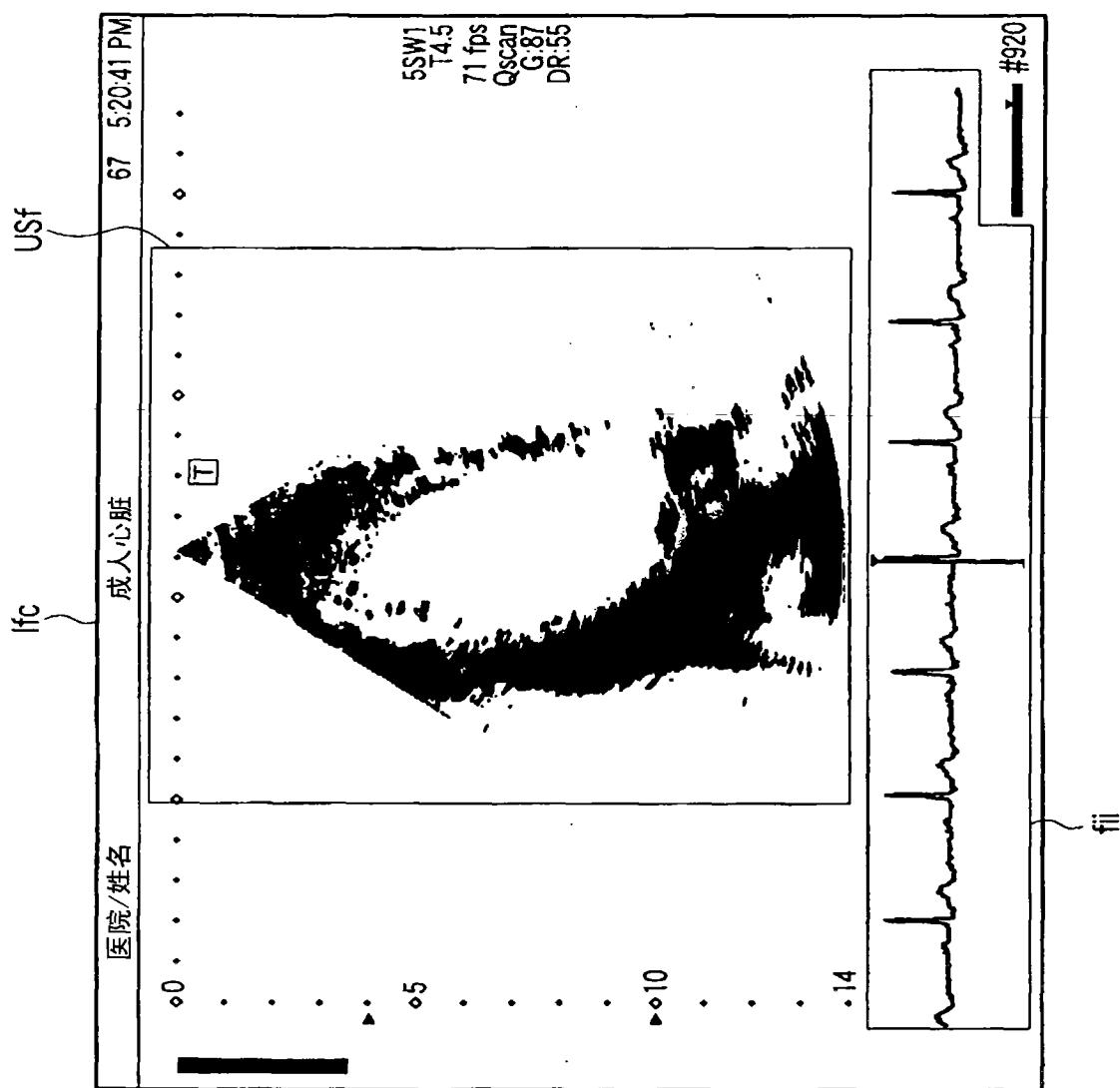


图 5

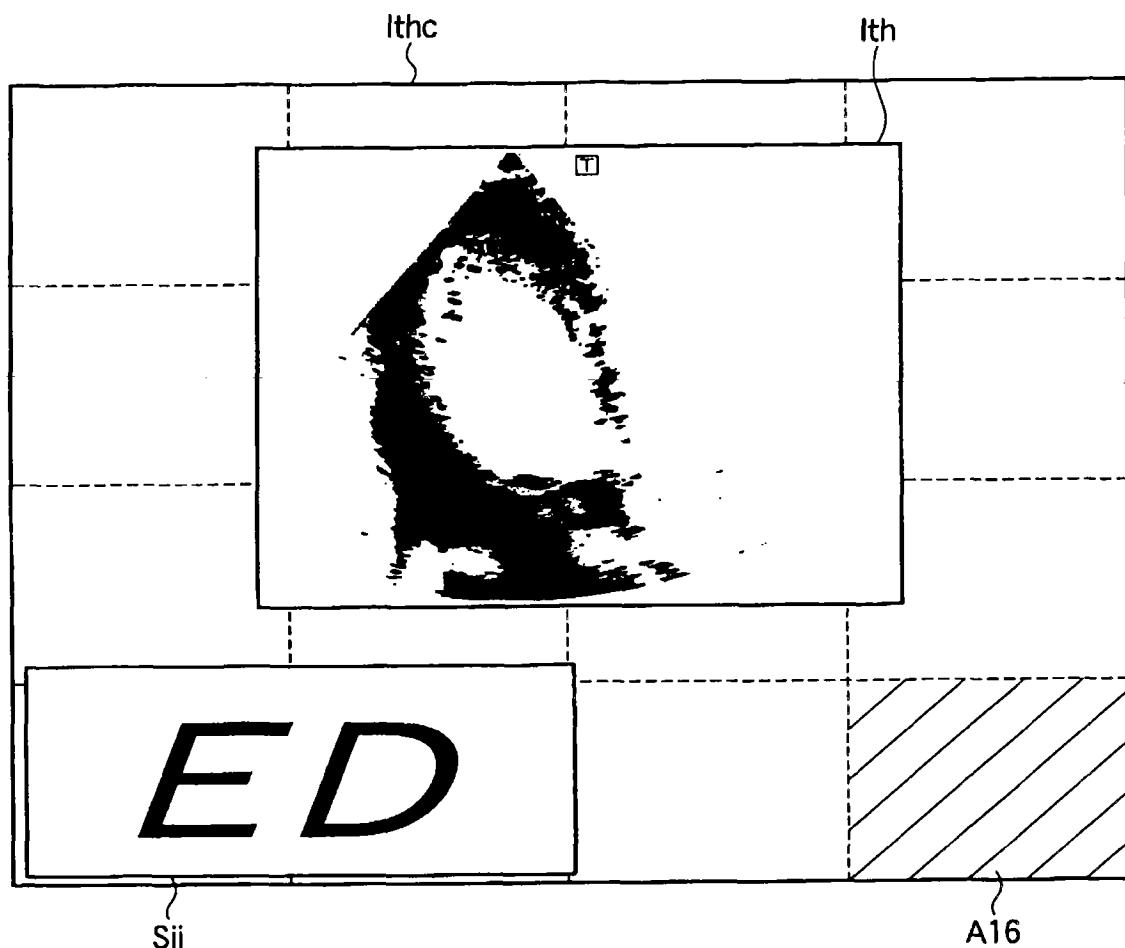


图 6

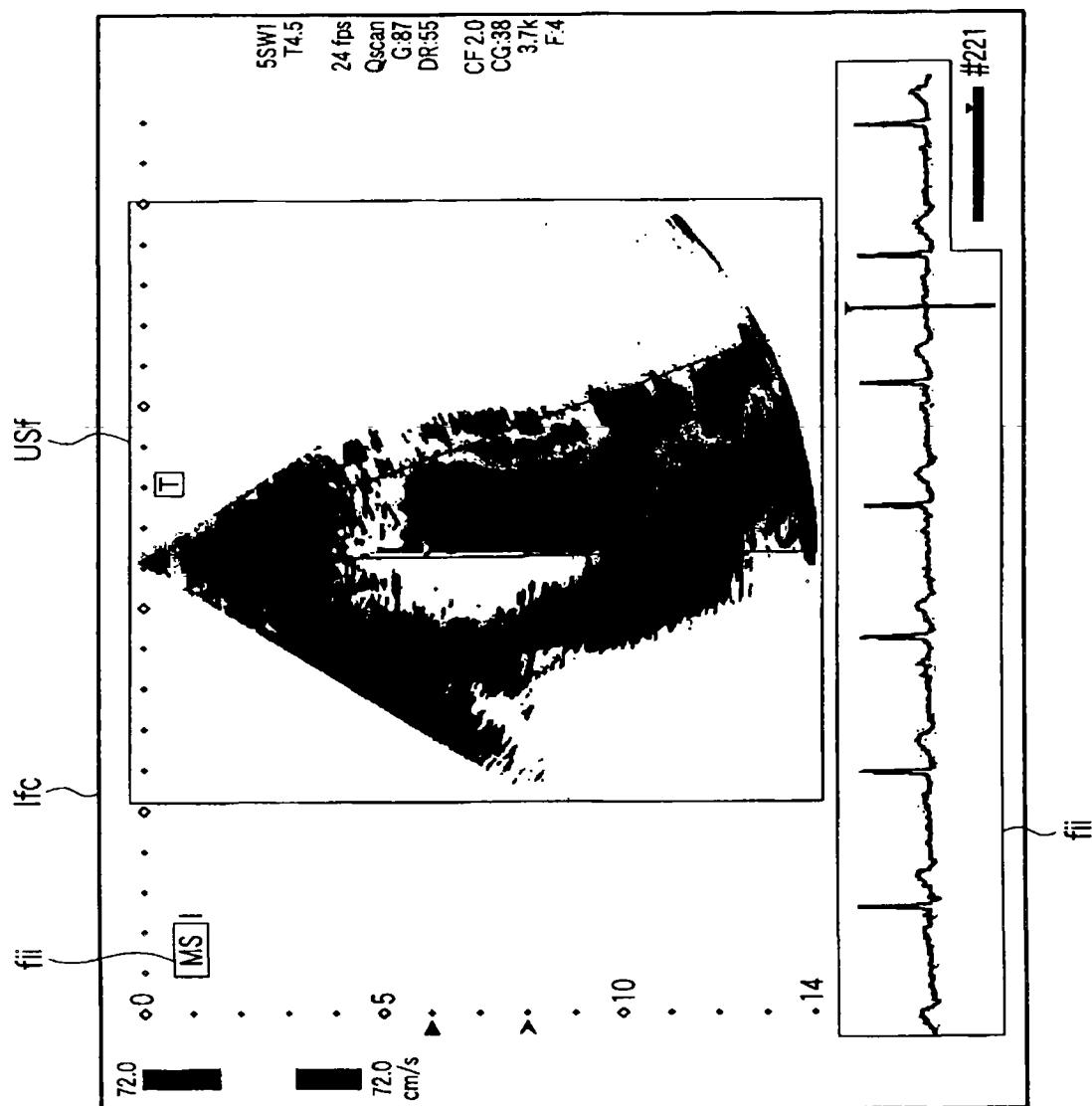


图 7

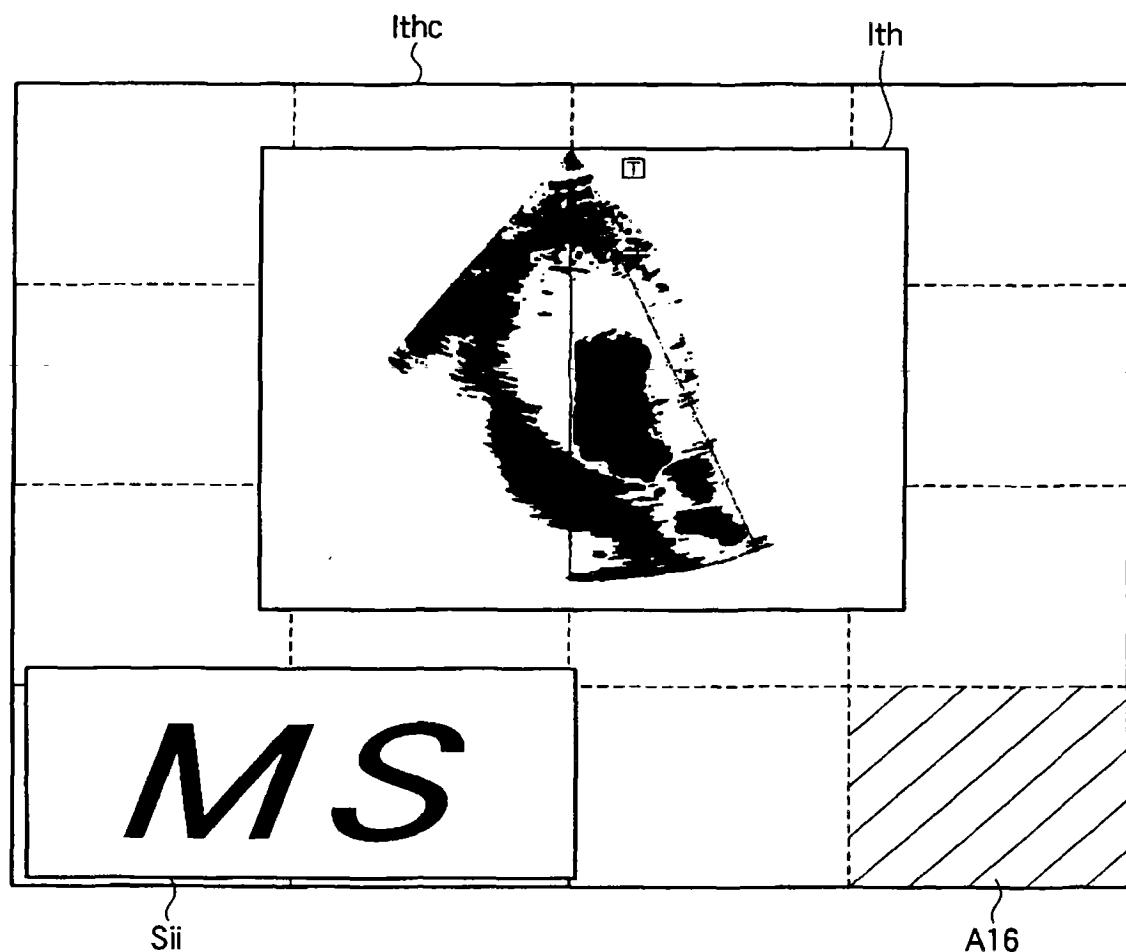


图 8

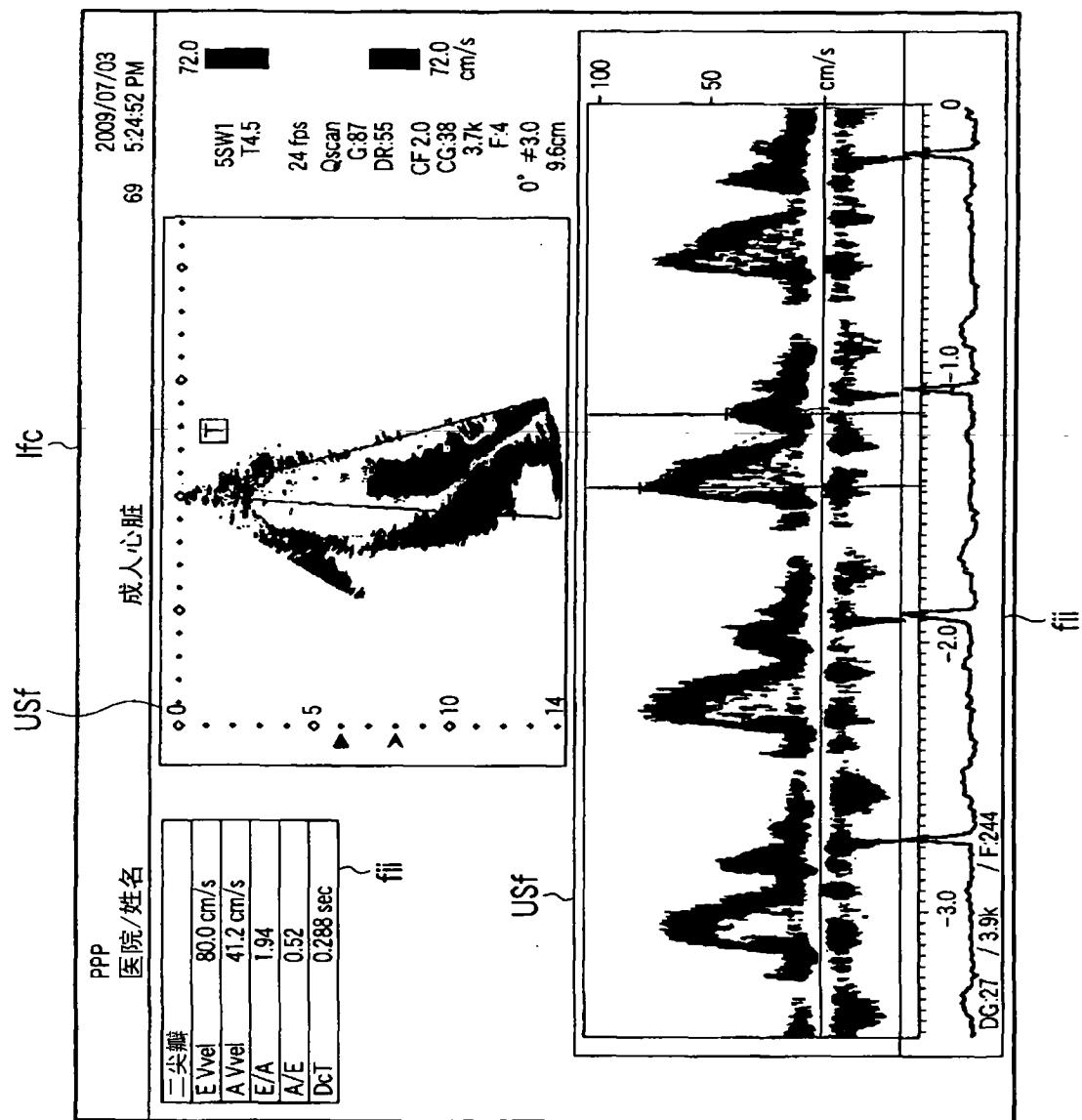


图 9

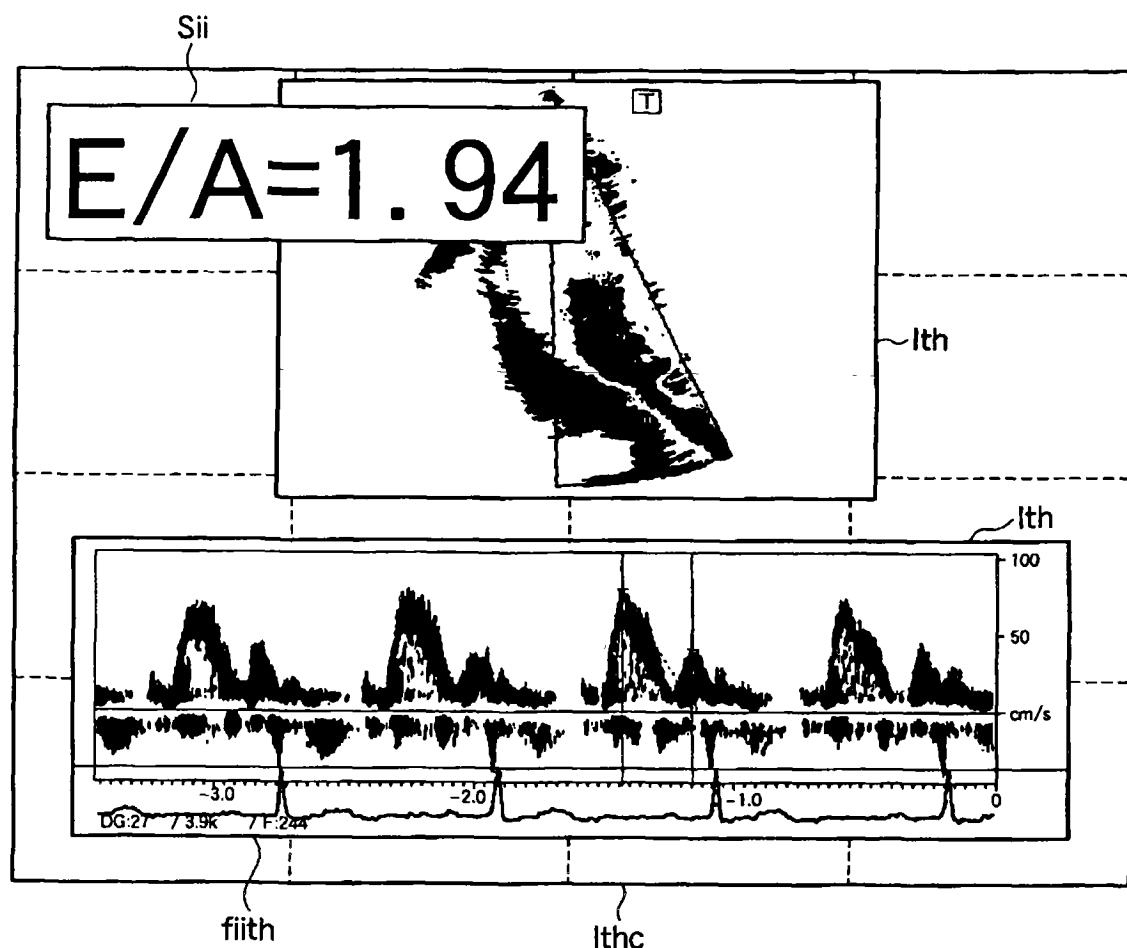


图 10

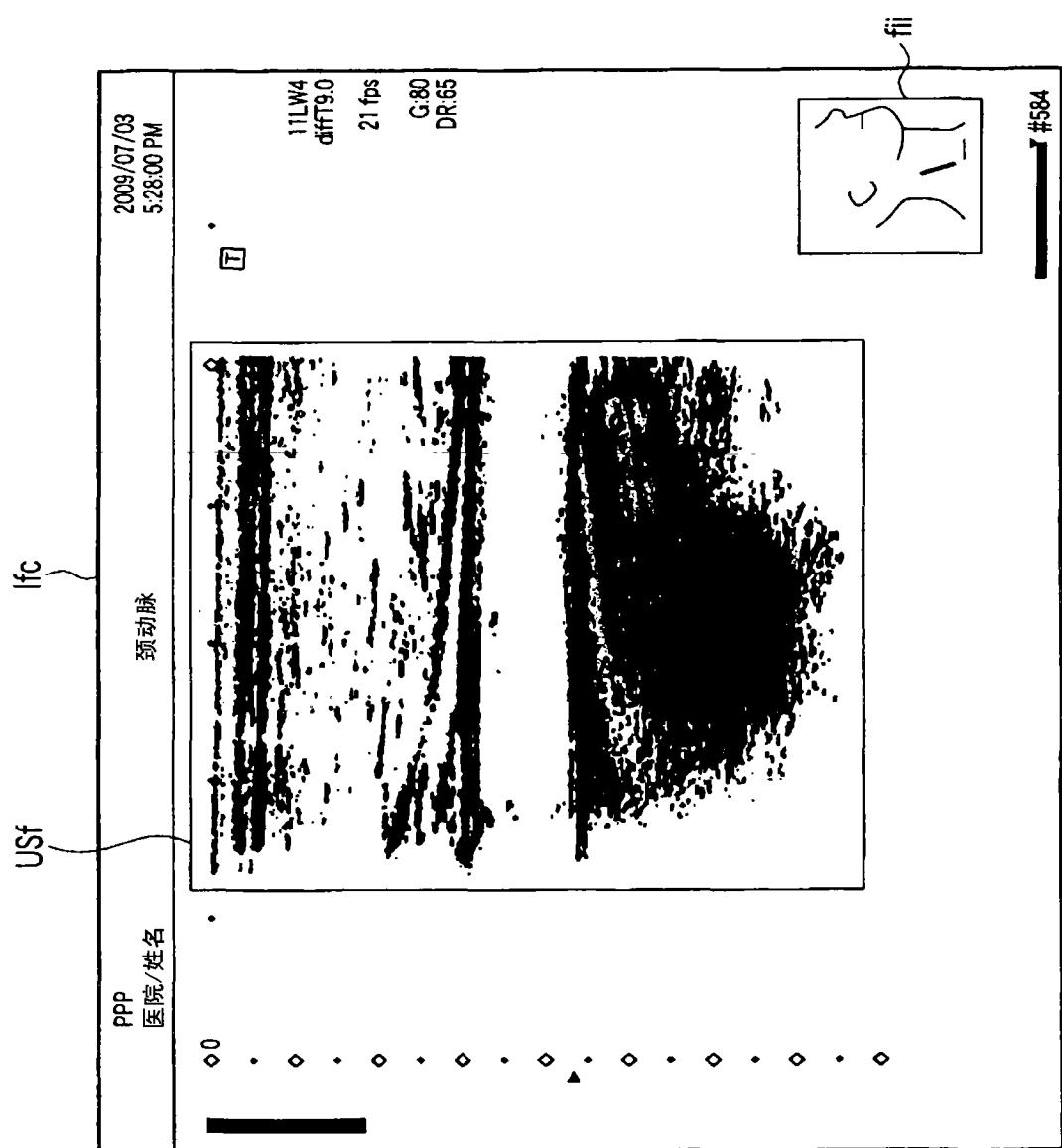


图 11

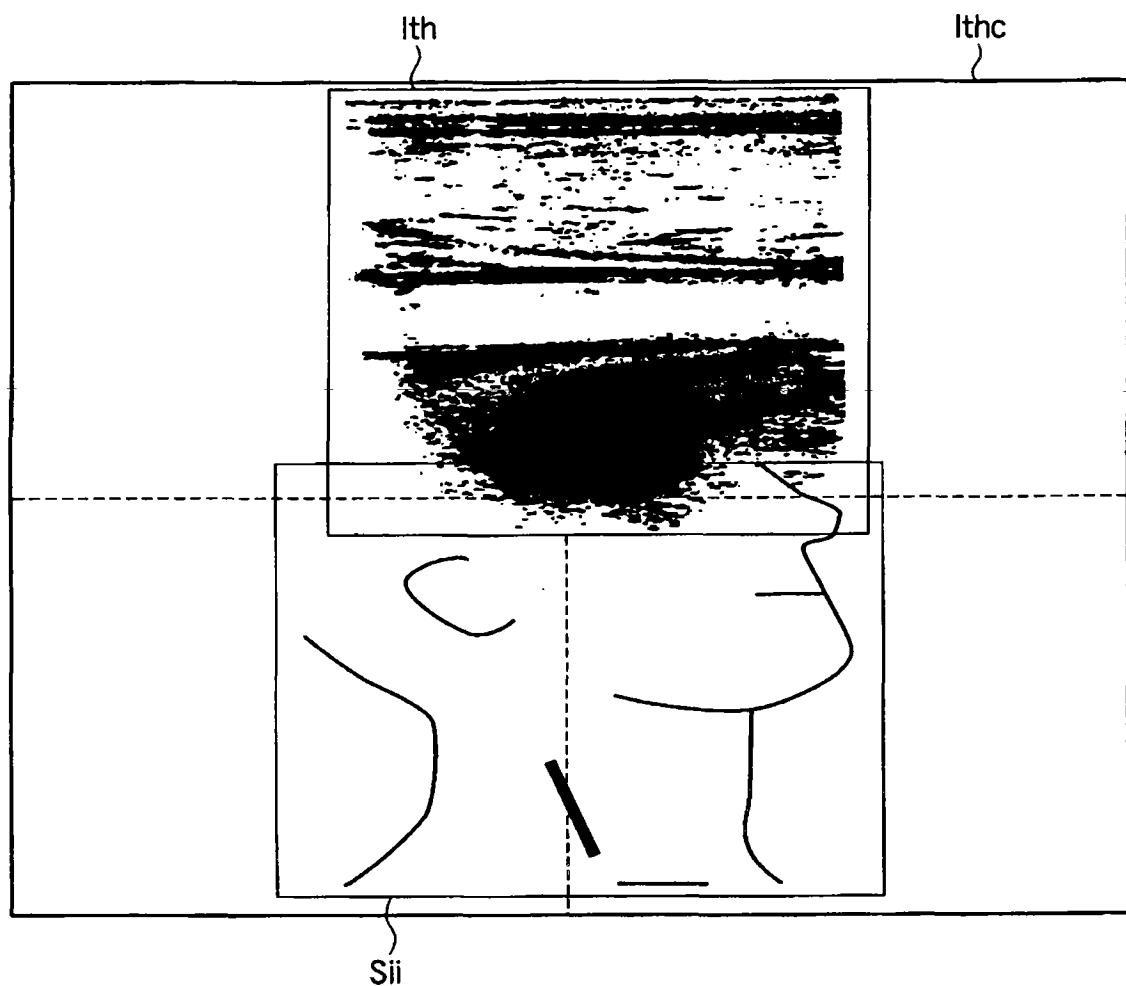


图 12

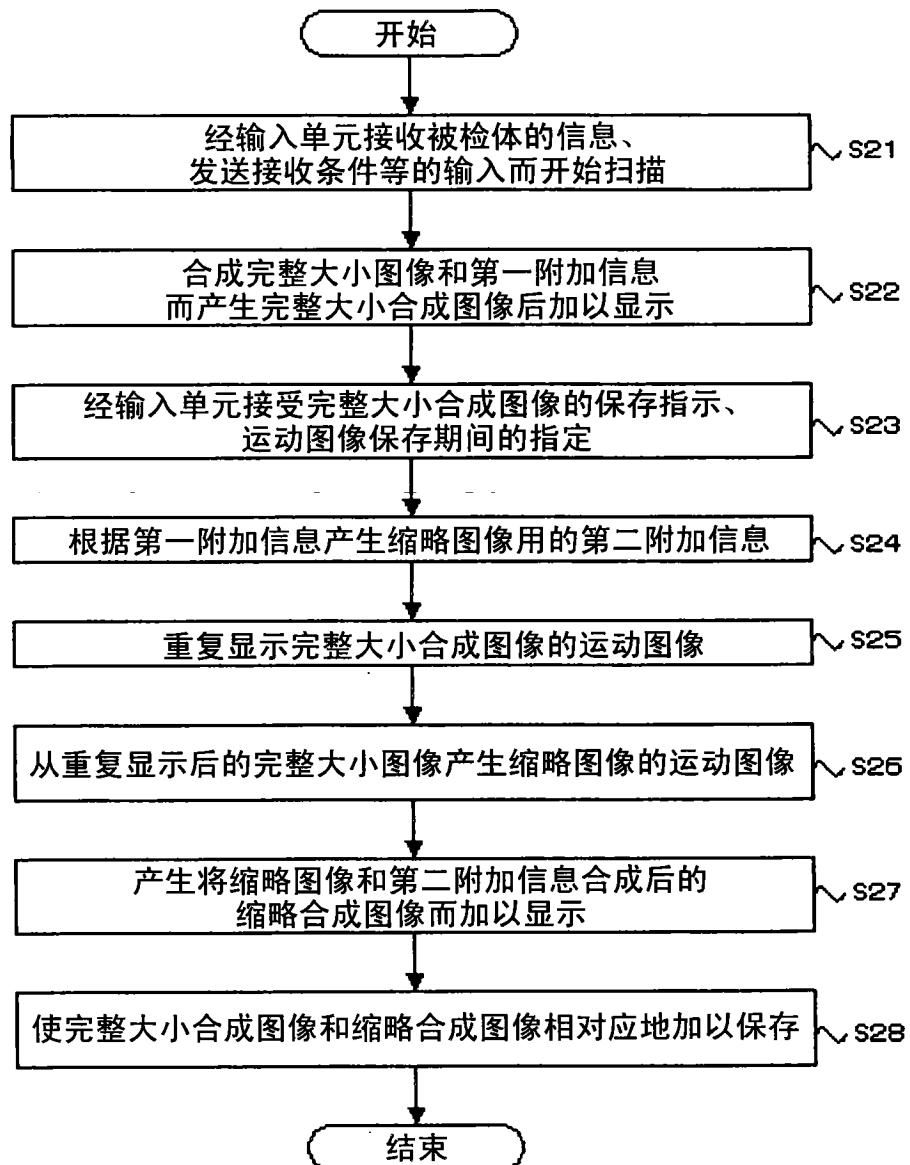


图 13

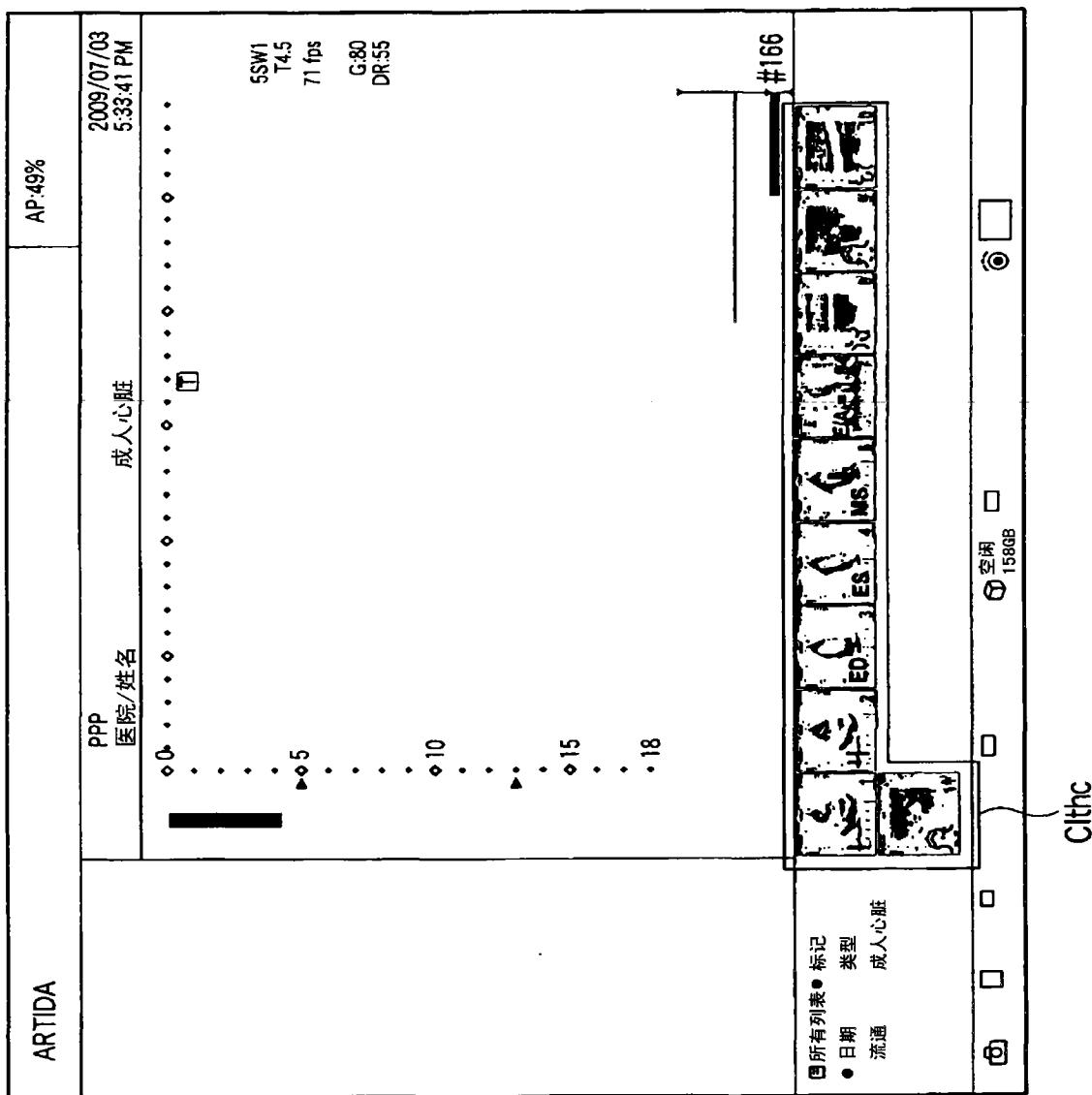


图 14

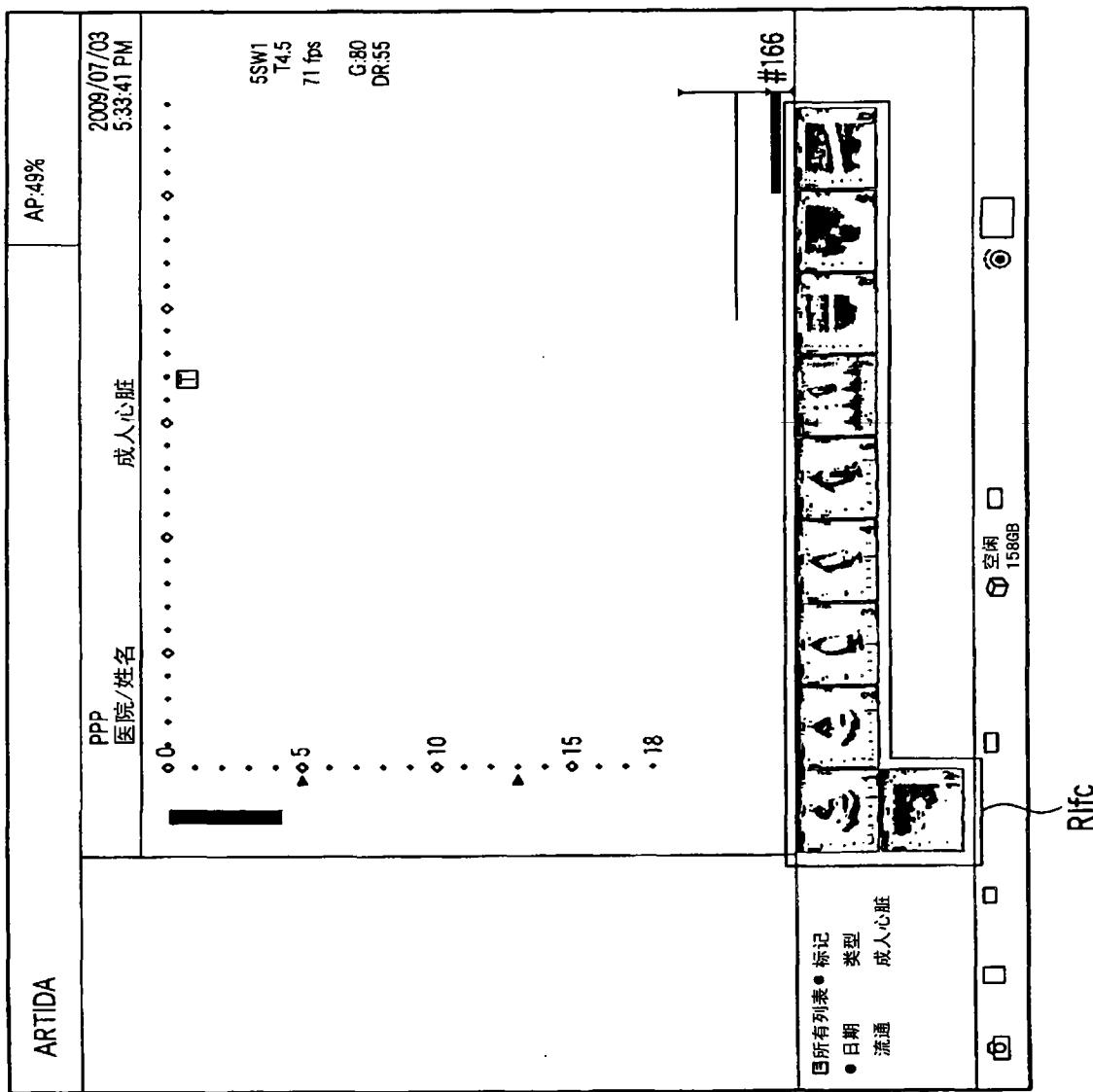


图 15

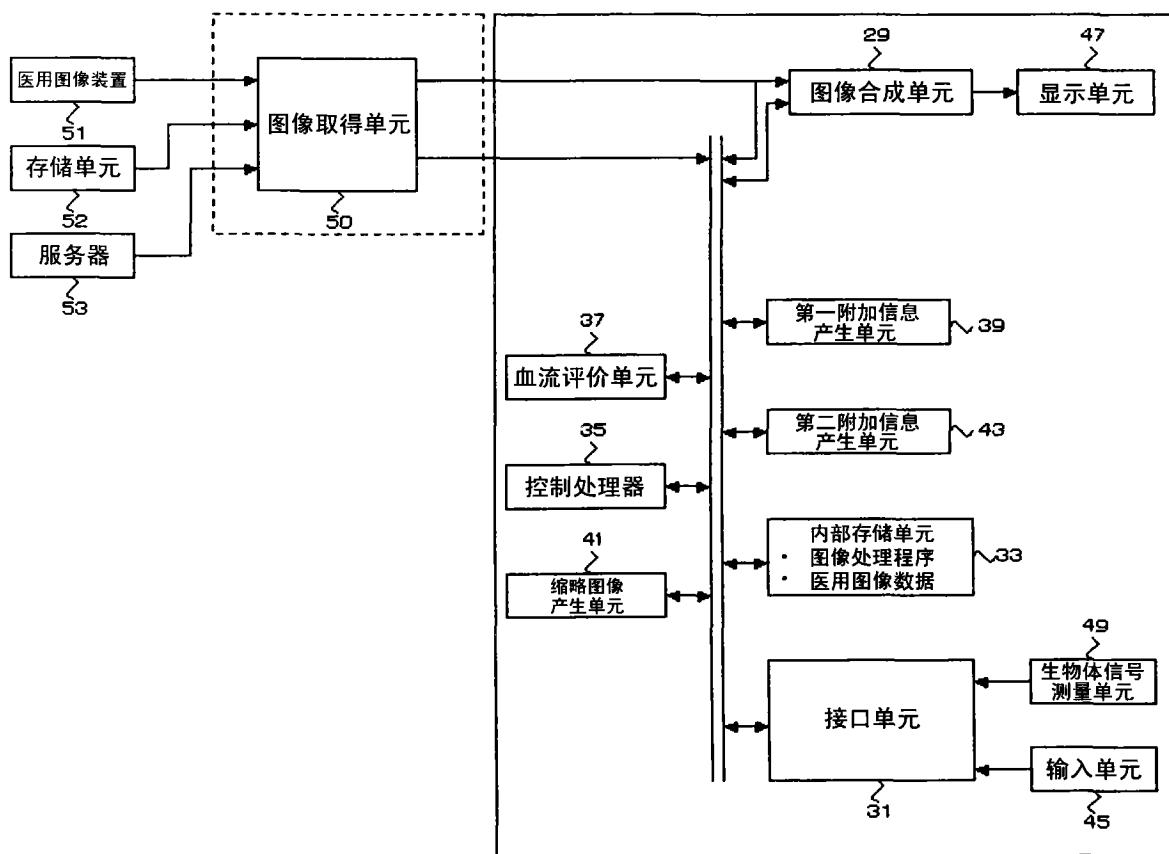


图 16

专利名称(译)	医用图像装置、医用图像处理装置的控制方法和超声波图像处理装置		
公开(公告)号	CN102090902B	公开(公告)日	2015-12-09
申请号	CN201010586737.8	申请日	2010-12-09
[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	赤木和哉 小笠原胜 郡司隆之 松永智史 小林丰		
发明人	赤木和哉 小笠原胜 郡司隆之 松永智史 小林丰		
IPC分类号	A61B8/00 A61B6/00 A61B6/03 A61B5/055 A61B1/00 G06T3/40		
CPC分类号	G06F19/321 A61B6/507 A61B8/00 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/462 A61B8/463 A61B8/483 G16H30/20 G16H30/40 A61B8/5292 G06T7/0012		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
审查员(译)	赵实		
优先权	2009279732 2009-12-09 JP 2010268483 2010-12-01 JP		
其他公开文献	CN102090902A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明所要解决的技术问题是提供一种产生操作者可以迅速且容易地把握临床信息的缩小图像。本实施方式的医用图像装置包括取得医用图像的医用图像取得单元、取得与所述医用图像有关的附加信息的附加信息取得单元、生成缩略合成图像的缩略合成图像生成单元以及显示所述缩略合成图像的显示单元，所述缩略合成图像包括以第一显示倍率缩小后的所述医用图像和以第二显示倍率缩小后的所述附加信息。

