

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1606965 B

(45) 授权公告日 2010.05.26

(21) 申请号 200410078999.8

审查员 颜涛

(22) 申请日 2004.09.17

(30) 优先权数据

2003-328602 2003.09.19 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

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 大嶋康典

(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 付建军

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 5749831 A, 1998.05.12, 全文.

US 5749364 A, 1998.05.12, 全文.

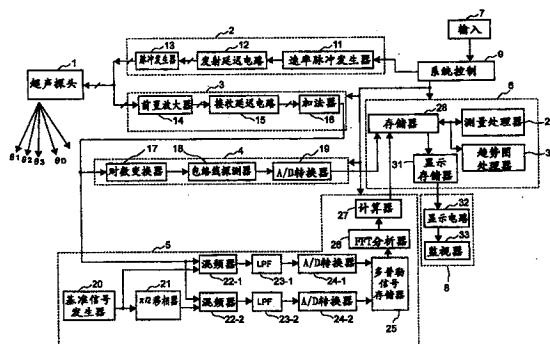
权利要求书 4 页 说明书 12 页 附图 11 页

(54) 发明名称

可显示医学趋势图与相关信息的设备

(57) 摘要

一种超声诊断设备，该超声诊断设备包括超声探头、图像处理器、测量处理器、图表处理器和显示器。超声探头有多个压电传感器，并被配置为进行声穿透并接收由声穿透所产生的回波信号。图像处理器与超声探头连接，并被配置为根据回波信号准备图像数据。测量处理器与图像处理器连接，并被配置为根据图像数据对预先确定的参数进行测量。图表处理器与测量处理器连接，并被配置为在声穿透和图像准备不止一次地进行时，根据测量结果准备趋势图。显示器与图表处理器连接，并被配置为显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上。



1. 一种超声诊断设备,包括:

超声探头,具有多个被配置为进行声穿透并接收由声穿透所产生的回波信号的压电传感器;

图像处理器,与超声探头连接并被配置为根据回波信号准备图像数据;

测量处理器,与图像处理器连接并被配置为关于预定参数对图像数据进行测量;

图表处理器,与测量处理器连接并被配置为在声穿透和图像准备不止一次地进行时,根据测量结果准备趋势图;

显示器,与图表处理器连接并被配置为显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上。

2. 根据权利要求 1 的设备,还包括:

输入单元,由用户操作并被配置为用于指定时间段,其中,显示器被配置为在对输入单元的指定作出响应时,显示指定时间段内的相关信息。

3. 根据权利要求 2 的设备,其中,输入单元包括被配置为在显示器上进行光标定位的用户操作装置,并且其中显示器显示由光标指定的时间段内的相关信息。

4. 根据权利要求 3 的设备,其中,在用户操作装置未做点击操作的情况下光标被定位于时间段上时,所显示的相关信息代表的是第一内容。

5. 根据权利要求 4 的设备,其中,在用户操作装置做单击操作的情况下光标被定位于时间段上时,所显示的相关信息代表的是与第一内容不同的第二内容。

6. 根据权利要求 5 的设备,其中,在用户操作装置做双击操作的情况下光标被定位于时间段上时,所显示的相关信息代表的是与第一和第二内容不同的第三内容。

7. 根据权利要求 1 的设备,还包括:

被配置由用户操作的输入单元,其中,显示器被配置为在对输入单元的第一输入操作作出响应时,显示被预定为初始时间段的相关信息。

8. 根据权利要求 7 的设备,其中,初始时间段是趋势图的最近时间段。

9. 根据权利要求 7 的设备,其中,响应于输入单元的第二输入操作,时间段发生变化。

10. 根据权利要求 1 的设备,还包括:

输入单元,被配置由用户操作并被配置为将相关信息的第一内容改变为相关信息的第二内容。

11. 根据权利要求 1 的设备,还包括:

键输入单元,被配置为由用户操作并被配置为指定时间段。

12. 根据权利要求 1 的设备,还包括:

键输入单元,被配置为由用户操作并被配置为将相关信息的第一内容改变为相关信息的第二内容。

13. 根据权利要求 1 的设备,还包括:

被配置为由用户操作的输入单元,其中,

显示单元被配置为显示时间段内的相关信息,该时间段在未使用输入单元的情况下被预定为初始时间段,而且,

在对输入单元作出响应时,时间段发生变化。

14. 根据权利要求 1 的设备,还包括:

触摸指令屏幕,与显示器连接并被配置为输入来自用户的第二信息,其中,响应于第二信息,时间段发生变化。

15. 根据权利要求 1 的设备,还包括 :

与显示器连接的触摸指令屏幕,该触摸指令屏幕被配置为根据用户对该触摸指令屏幕的触摸输入第二信息,其中,响应于第二信息,相关信息从第一内容改变为第二内容。

16. 根据权利要求 1 的设备,还包括 :

被配置为至少感知用户的位置和运动两者之一的传感器,其中,时间段随传感器而变化。

17. 根据权利要求 1 的设备,还包括 :

被配置为感知用户的传感器,其中,相关信息根据传感器从第一内容改变为第二内容。

18. 根据权利要求 1 的设备,还包括 :

鼠标单元,被配置为根据规定通过该鼠标单元的鼠标右键选定的时间段的信息来指定时间段,其中,显示器显示由该鼠标单元所指定的时间段内的相关信息。

19. 根据权利要求 1 的设备,其中,相关信息叠加在显示器上的趋势图上。

20. 根据权利要求 1 的设备,其中,相关信息与趋势图并行地显示在显示器上。

21. 根据权利要求 1 的设备,其中,预定参数是当超声探头向未出生胎儿进行声穿透时,用来测量未出生胎儿发育情况的参数。

22. 根据权利要求 1 的设备,还包括 :

与图表处理器连接的存储器,被配置为存储预定参数的正常值,其中,图表处理器被配置为根据正常值和测量处理器关于预定参数测得的测量值来准备趋势图。

23. 根据权利要求 1 的设备,其中,

图表处理器还被配置为根据测量处理器关于不同于预定参数的参数的测量结果准备第二趋势图,而且

第二趋势图与趋势图一起显示。

24. 根据权利要求 1 的设备,其中,将由测量处理器关于时间段内的预定参数所测得的测量值、时间段内预定参数的正常值以及声穿透日期中至少一项作为相关信息来显示。

25. 根据权利要求 1 的设备,其中,将由测量处理器关于与所述时间段相同的时间段内的不同于预定参数的参数所测得的测量值作为相关信息来显示。

26. 根据权利要求 1 的设备,其中,显示器被配置为在弹出窗口和工具提示窗口之一的区域内显示相关信息。

27. 根据权利要求 1 的设备,其中,显示器被配置为根据时间段内的图像数据将图像作为相关信息而显示。

28. 根据权利要求 1 的设备,还包括 :

输入单元,被配置为输入时间段的文本数据,其中,文本数据作为相关信息来显示。

29. 一种用于医学检查的医学成像设备,包括 :

采集单元,被配置为用于采集生物信息;

图像处理器,与采集单元连接并被配置为根据生物信息准备图像数据;

测量处理器,与图像处理器连接并被配置为关于预定参数对图像数据进行测量;

图表处理器,与测量处理器连接并被配置为在采集和图像准备不止一次地进行时,根

据所测量结果准备趋势图；

显示器，与图表处理器连接并被配置为显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上。

30. 一种显示对应于生物信息的数据的方法，包括：

采集多个生物信息；

根据多个生物信息准备多个图像数据；

关于预定参数对多个图像数据进行多次测量；

根据多个测量结果准备趋势图；以及

显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上。

31. 根据权利要求 30 的方法，还包括：

在趋势图上指定时间段；以及

显示趋势图的时间段内的相关信息。

32. 根据权利要求 30 的方法，其中，趋势图与相关信息的显示包括将相关信息叠加在趋势图上。

33. 根据权利要求 30 的方法，其中，趋势图与相关信息的显示包括将相关信息与趋势图并行显示。

34. 根据权利要求 30 的方法，其中，多个生物信息的采集包括在不同的时间采集未出生胎儿的生物信息。

35. 根据权利要求 30 的方法，还包括：

存储预定参数的正常值，其中，趋势图的准备包括根据正常值和多个测量值来准备趋势图。

36. 根据权利要求 30 的方法，还包括：

根据关于不同于预定参数的参数所测得的第二批多个测量值来准备第二趋势图；以及将第二趋势图与趋势图一起显示。

37. 根据权利要求 30 的方法，其中，将趋势图与相关信息一起显示包括，将相关信息作为趋势图时间段内的测量值、该时间段内预定参数的正常值以及生物信息采集日期中的至少一项而显示。

38. 根据权利要求 30 的方法，其中，将趋势图与相关信息一起显示包括，将相关信息作为不同于预定参数的参数所测得的测量值而显示。

39. 根据权利要求 30 的方法，其中，将趋势图与相关信息一起显示包括，在弹出窗口和工具提示窗口之一的区域内显示相关信息。

40. 根据权利要求 30 的方法，还包括：

输入趋势图时间段的文本数据；以及

将该文本数据作为相关信息来显示。

41. 一种超声诊断设备，包括：

超声探头，具有多个被配置为进行声穿透并接收由声穿透产生的回波信号的压电传感器；

图像处理器，与超声探头连接并被配置为根据回波信号准备图像数据；

测量处理器，与图像处理器连接并被配置为关于预定参数对图像数据进行测量；

图表处理器,与测量处理器连接并被配置为根据测量结果以及以前的测量结果准备趋势图;以及

显示装置,用于显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上。

42. 根据权利要求 41 的设备,其中,显示装置包括用于将时间段内的相关信息叠加到趋势图上的装置。

43. 根据权利要求 41 的设备,其中,显示装置包括用于将时间段内的相关信息与趋势图并行显示的装置。

44. 根据权利要求 41 的设备,其中,显示装置包括用于在趋势图上选择时间段的装置。

45. 根据权利要求 41 的设备,其中,显示装置包括用于选择相关信息类别的装置。

可显示医学趋势图与相关信息的设备

[0001] 交叉引用的相关专利申请

[0002] 本申请以 2003 年 9 月 19 日递交的申请号为 No. P2003-32862 的日本专利申请为基础, 并要求该专利申请的优先权, 该日本专利申请在此处被全文引用作为参考。

技术领域

[0003] 本发明涉及超声诊断设备, 该超声诊断设备根据该超声诊断设备所采集的信息显示趋势图, 本发明也涉及医疗成像设备, 该医疗成像设备根据该医疗成像设备所采集的信息显示趋势图, 本发明亦涉及能够根据医疗设备所采集的信息显示趋势图的设备。本发明还涉及显示医学趋势图的方法。

背景技术

[0004] 在一个典型的超声诊断设备内, 装在超声探头内的换能器生成射向病人身体的超声脉冲。换能器也接收由于发出超声脉冲而导致的从病人身体返回的回波信号。由于在病人身体组织之间的阻抗有差异, 所以就出现了回波信号。所接收到的回波信号作为超声图像显示在显示监视器上。由于超声诊断设备只需要简单而容易的操作, 例如, 将超声探头接触病人身体表面, 以采集超声图像 (例如, 实时二维超声图像), 超声诊断设备被广泛用于对病人各种器官的功能和 / 或形态诊断。

[0005] 超声脉冲回波技术和超声多普勒技术被作为超声诊断领域内的重大技术而开发。这两种技术大大促进了根据来自病人各种器官或血液细胞的回波信号获得病人身体信息方面的进步。最近, 通过超声脉冲回波技术所采集到的 B 模式图像和通过超声多普勒技术采集到的彩色多普勒图像 (即多普勒模式图像) 在超声成像诊断中频繁使用。

[0006] 超声诊断技术不会像使用 X 光时那样发生辐射病变, 所以对病人无害。由于此原因, 超声诊断技术尤其常用于产科。例如, 超声诊断设备一般用来观察未出生的胎儿, 例如在孕妇子宫内的胚胎或胎儿, 从而可对未出生的胎儿进行各种诊断和治疗。

[0007] 超声胎儿测量法作为一种观察未出生胎儿的超声诊断技术而为人所了解。超声胎儿测量法一般用于测量子宫内未出生胎儿的一种或多种器官的形状和大小。胎儿的血流状况也可以用超声胎儿测量法来测量。因此, 超声胎儿测量法被认为是观察未出生胎儿发育状况的重要诊断技术之一。

[0008] 在怀孕早期进行胎儿测量时, 可以在怀孕 4 至 6 周测量到妊娠囊 (GS)。妊娠囊由于受精卵植于子宫壁而在子宫内膜腔内形成。在怀孕 7 至 11 周时还可以测量到顶臀长度 (CRL)。顶臀长度即胚胎颅顶到臀部的长度, 因为在怀孕 7 至 11 周时胚胎本身已经可以辨认。而且, 在怀孕 12 至 20 周时可以测量二顶骨直径 (BPD), 二顶骨直径即胎儿头部轴向横断面的直径。

[0009] 在怀孕中期和晚期的胎儿测量中也可测量二顶骨直径。此外, 还可测量胎儿头部的枕骨前沿直径 (OFD)。腹围 (AC) 亦可测量。而且, 例如, 股骨长度 (FL), 即沿股骨长轴的长度也可测量。

[0010] 根据上述多项测量结果,就可诊断未出生胎儿的发育状态。各个测量部分(即各种参数)的测量结果(即测量值)按照时间顺序的变化情况一般以趋势图的形式显示在超声诊断设备的显示器上。

[0011] 最近,有人提出,这种趋势图可以与在测量中使用的超声图像一起显示在显示器的同一个屏幕上,从而可提高手术和诊断的效率。这种显示技术的一个实例在编号为 №. PH09-327457 的日本专利申请出版物中得到描述。根据该出版物,同时观察趋势图和超声图像是可能的。但是,当医生或技术人员等用户想要观看趋势图的每一个时间段内测量结果的详细信息和/或相关信息时,用户必须激活另一个显示功能,以显示详细的和/或相关的信息。

[0012] 例如,趋势图可包含测量结果的正常范围。除显示测量结果外还可显示该正常范围。当与参数之一有关的一个或多个测量结果明显超出正常范围时,用户就可能想要确定其原因是测量错误还是未出生胎儿的发育不正常。一种了解原因的好方法是将同一个未出生胎儿的一项参数的测量结果和另一项参数或其它参数的测量结果进行比较。而且,参照另一项参数或更多参数的趋势图也是有用的。如上所述,用户有必要独立地操作或激活显示功能以显示更多的测量结果和/或趋势图。换句话说,用户被要求进行许多操作以比较和参照病人的数据,而这样的操作对于用户来说是乏味和劳累的。

发明内容

[0013] 根据本发明的一个方面,提供了一种超声诊断设备,该超声诊断设备包括超声探头、图像处理器、测量处理器、图表处理器和显示器。超声探头有多个压电传感器。超声探头被配置为进行声穿透和接收由声穿透所产生的回波信号。图像处理器与超声探头连接,并被配置为根据回波信号准备图像数据。测量处理器与图像处理器连接,并被配置为根据图像数据对预先确定的参数进行测量。图表处理器与测量处理器连接,并被配置为在声穿透和图像准备不止一次地进行时,根据测量结果准备趋势图。显示器与图表处理器连接,并被配置为显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上。

[0014] 根据本发明的另一个方面,提供了一种用于医学检查的医学成像设备。该设备包括采集单元、图像处理器、测量处理器、图表处理器和显示器。采集单元被配置为用于采集生物信息。图像处理器与采集单元连接,被配置为根据生物信息准备图像数据。测量处理器与图像处理器连接,被配置为关于预定参数对图像数据进行测量。图表处理器与测量处理器连接,被配置为在采集和图像准备不止一次地进行时,根据测量结果准备趋势图。显示器与图表处理器连接,被配置为显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上。

[0015] 根据本发明的另一个方面,提供了一种用于显示的设备,该设备包括输入单元和显示器。输入单元被配置为输入趋势图以及输入该趋势图上时间段内的相关信息,该趋势图是根据医学设备不止一次地采集到的医学信息而准备的。显示器与输入单元连接,并被配置为显示趋势图及相关信息。

[0016] 根据本发明的另一个方面,提供了一种用于显示的设备,该设备包括输入单元、图表处理器和显示器。输入单元被配置为输入由医学设备不止一次地采集到的医学信息,并输入与采集时间段有关的相关信息。图表处理器与输入单元连接,被配置为根据医学信息准备趋势图。显示器与输入单元和图表处理器连接,被配置为显示趋势图及相关信息。

[0017] 根据本发明的另一个方面,提供了一种显示趋势图的方法。该方法包括采集生物信息和按生物信息准备图像数据。该方法还包括根据图像数据对预先确定的参数进行测量,以及在采集和图像准备不止一次地进行时,根据测量结果准备趋势图。该方法还包括显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上。

[0018] 根据本发明的另一个方面,提供了一种超声诊断设备,该设备包括超声探头,该探头中有多个被配置为进行声穿透和接收由声穿透所产生的回波信号的压电传感器。该超声探测设备也包括与超声探头连接、被配置为根据回波信号准备图像数据的图像处理器,还包括测量处理器,该测量处理器与图像处理器连接,并被配置为关于预定参数对图像数据进行测量。还提供了与测量处理器连接的图表处理器,该图表处理器被配置为根据测量结果以及以前的测量结果准备趋势图。此外,超声探测设备还包括用于显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上的装置。

[0019] 根据本发明的另一个方面,提供了计算机程序产品。该计算机程序产品包括计算机可用介质,该介质内含有记录在计算机可用介质内的计算机可读程序代码,当程序代码被执行时,就导致计算机根据采集到的多项生物信息准备多个图像数据。当程序代码被执行时,计算机也被导致关于预先确定的参数对多个图像数据进行多次测量,根据多个测量结果准备趋势图,并控制显示单元,使其显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上。

附图说明

[0020] 以下结合附图对本发明所做的详细说明,将有助于更好地理解本发明,从而真正做到对本发明更为全面的评价并受益于本发明的许多优点。

[0021] 图 1 是一幅根据第一实施例的超声诊断设备的框图。

[0022] 图 2 是一幅流程图,说明第一实施例中的数据采集和趋势图显示器的显示过程。

[0023] 图 3 是一幅流程图,说明在第一实施例中采集图像数据的过程。

[0024] 图 4 是说明二项骨直径测量值的图表。

[0025] 图 5 是说明二项骨直径趋势图的图表。

[0026] 图 6 是展示趋势图及相关信息的第一个实例的图表。

[0027] 图 7 是展示趋势图及相关信息的第二个实例的图表。

[0028] 图 8 是展示趋势图及相关信息的第三个实例的图表。

[0029] 图 9 是说明趋势图并行显示方式的图表。

[0030] 图 10 展示了在第一实施例中可用于指定时间段的鼠标。

[0031] 图 11 是第一系统框图,该系统包括图 1 的超声诊断设备和第一显示设备。

[0032] 图 12 是第二系统框图,该系统包括图 1 的超声诊断设备和第二显示设备。

[0033] 图 13 是第三系统框图,该系统包括图 1 的超声诊断设备和第三显示设备。

[0034] 图 14 是第四系统框图,该系统包括图 1 的超声诊断设备和第四显示设备。

具体实施方式

[0035] 现在请看附图,其中相同的参考号所指的是多张图中相同的或相应的部分。

[0036] 下面将把超声诊断设备作为医学成像设备的实例来说明。医学成像设备并不局限

于超声诊断设备,而可以是任何能采集生物信息的医学成像设备。医学成像设备可包括,例如,X 射线诊断设备、X 射线计算机断层造影设备、磁共振成像设备、核医学诊断设备以及内镜等。由这些设备产生的信息可包括在生物信息内。

[0037] 图 1 是一幅框图,该图所展示的是根据本发明一个实施例的超声诊断设备。该超声诊断设备包括内含多个压电传感器的超声探头 1,被配置为进行声穿透并接收由声穿透所产生的回波信号。该超声诊断设备也包括与超声探头 1 连接的图像处理器,该图像处理器被配置为根据回波信号准备图像数据,该图像处理器相当于,例如,B 模式处理单元 4。此外,该超声诊断设备还包括多普勒模式处理单元 5、存储器 28 和测量处理器 29,该测量处理器与图像处理器连接,被配置为关于预定参数对图像数据进行测量。趋势图处理器 30 与测量处理器 29 连接,并被配置为在声穿透和图像准备不止一次地进行时,根据测量结果准备趋势图。超声诊断设备还包括显示单元 8,该显示单元 8 与趋势图处理器 30 连接,并被配置为显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上。

[0038] 相关信息可以包括,但不局限于,涉及在各个时间段内的测量的附加的、补充的、辅助的、详细的和 / 或相关的信息。例如,相关信息可以包括测量处理器 29 内的测量所产生的实际测量值、测量的正常值、检查或声穿透的日期、由用户输入的文本数据和 / 或在一项或多项测量参数的每个时间段的测量中使用过或参照过的图像数据。相关信息也可包括一项或多项参数的变化信息。相关信息的内容可以定义为上述作为示范的各种信息的多个或多类别的一个组合。

[0039] 图 1 对超声诊断设备的详细组成说明如下。超声诊断设备包括超声探头 1、超声发射单元 2、超声接收单元 3、B 模式处理单元 4、多普勒模式处理单元 5、图像测量单元 6、输入单元 7、显示单元 8 和系统控制单元 9。

[0040] 超声探头 1 可以发射(即声穿透)超声脉冲,并且在超声探头 1 接触标本身体表面时,可以从标本接收由所发射超声脉冲产生的回波信号。标本可以是患者、孕妇、孕妇子宫内的未出生胎儿(胚胎或胎儿)等等。超声探头 1 顶端有多个呈一维排列的超声换能器。这些换能器由压电传感器单元组成,并在发射时将电脉冲转换成超声脉冲。而且,超声换能器在接收时,将超声脉冲转换成电脉冲。超声探头一般结构紧凑,重量轻,并通过电缆与发射单元 2 和超声接收单元 3 连接。医生或技术人员等用户可以根据所要诊断的部位选择超声探头 1 的类型,例如扇形扫描、线阵 - 扇形扫描或凸阵扫描型。在下文中,超声探头将按照扇形扫描型加以说明。

[0041] 超声发射单元 2 可以产生驱动信号,以生成超声脉冲。超声发射单元 2 包括速率脉冲发生器 11、发射延迟电路 12 以及脉冲发生器(pulsar)13。速率脉冲发生器 11 生成速率脉冲,这些速率脉冲用于确定对标本进行声穿透的超声脉冲的重复周期。所生成的速率脉冲被提供给发射延迟电路 12。发射延迟电路 12 被布置成延迟电路系统,该电路系统确定传输中超声波束的收敛距离和偏转角度。而且,发射延迟电路 12 还可包括多个独立的延迟电路。独立延迟电路的使用数量可确定为与发射时所使用的超声换能器数量相同。发射延迟电路 12 以一个延迟时间提供所生成的速率脉冲,以便使超声脉冲收敛到预定的深度。这是为了在发射时获得宽度较窄的超声波束。发射延迟电路 12 还以另一个延迟时间提供所生成的脉冲,以便按预定的方向发射超声脉冲。延迟了的速率脉冲被提供给脉冲发生器 13。脉冲发生器 13 被安排成驱动电路系统,可产生用于驱动超声换能器的高压脉冲。脉冲

发生器 13 可包括多个独立的驱动电路。像发射延迟电路 12 一样,独立驱动电路的使用数量可确定为与发射时所使用的超声换能器数量相同。

[0042] 超声接收单元 3 可以接收来自标本的超声回波信号。这些超声回波信号因超声脉冲对标本进行声穿透而产生。超声接收单元 3 包括前置放大器 14、接收延迟电路 15 以及加法器 16。前置放大器 14 放大已被超声换能器转换成电脉冲的信号,并获得电脉冲,该电脉冲具有更好的信噪比。接收延迟电路 15 以一个延迟时间提供前置放大器 14 的输出信号,以收敛来自标本预定深度上的超声回波信号(输出信号),从而获得宽度较窄的接收超声波束。接收延迟电路 15 还以另一个延迟时间提供输出信号,以便在预定方向上按顺序偏转超声波束,并在标本内进行扫描。接收延迟电路 15 将经过上述一次时间延迟和上述另一次时间延迟的输出信号提供给加法器 16。加法器 16 将多个输出信号相加,从而使多个输出信号作为一个超声数据信号输出。

[0043] B 模式处理单元 4 可以处理所述一个超声数据信号,从而准备 B 模式图像数据。B 模式处理单元 4 包括对数变换器 17、包络线探测器 18 和模数转换器(下文中统称为 A/D 转换器)19。对数变换器 17 用于对所述一个超声数据信号的振幅进行对数变换,从而在对比中突出这一种超声数据信号的微弱元素。从接受声穿透的标本接收到的信号振幅一般具有大于 80 分贝的宽动态范围。因此,为了以较窄的动态范围在电视监视器上显示从声穿透标本接收到的信号,就需要对信号进行振幅压缩,从而突出信号的微弱元素。包络线探测器 18 对已经进行了对数变换的所述一个超声数据信号的包络线进行探测。包络线探测器 18 还将已探测到包络线的信号的超声频率成分除去,以便只对已经与超声频率分开的信号的振幅进行探测。A/D 转换器 19 将包络线探测器 18 的输出信号转换成数字信号,该信号代表的是 B 模式信号。

[0044] 多普勒模式处理单元 5 可以对所述一个超声数据信号进行处理,以便准备多普勒频谱图像数据或其它类型的多普勒模式图像数据。多普勒模式处理单元 5 包括基准信号发生器 20、 $\pi/2$ 移相器 21、混频器 22-1 和 22-2、低通滤波器 23-1 和 23-2、A/D 转换器 24-1 和 24-2、多普勒信号存储器 25、快速傅里叶变换(下文统称为 FFT)分析器 26 以及计算器 27。多普勒模式处理单元 5 主要用于进行正交解调和 FFT 分析。

[0045] 所述一个超声数据信号被输入到混频器 22-1 的第一输入终端,而且也输入到混频器 22-2 的第一输入终端。基准信号发生器 20 的频率几乎与所述一个超声数据信号的中心频率相同。基准信号发生器 20 输出基准信号,该信号被直接送到混频器 22-1 的第二终端。该基准信号也被送到 $\pi/2$ 移相器 21。 $\pi/2$ 移相器 21 移动基准信号的相位并将经过 $\pi/2$ 移相处理的基准信号发送到混频器 22-2 的第二终端。混频器 22-1 和 22-2 的输出信号被送至低通滤波器 23-1 和 23-2。低通滤波器 23-1 清除基准信号频率与所述一个超声数据信号的频率之和的部分。从而,低通滤波器 23-2 就提取出基准信号频率与所述一个超声数据信号的频率之间的差异部分。同样,低通滤波器 23-2 清除经过 $\pi/2$ 移相处理的基准信号频率与所述一个超声数据信号的频率之和的部分。从而,低通滤波器 23-2 就提取出经过 $\pi/2$ 移相处理的基准信号频率与所述一个超声数据信号的频率之间的差异部分。

[0046] A/D 转换器 24-1 将低通滤波器 23-1 的输出转换成数字信号。同样,A/D 转换器 24-2 也将低通滤波器 23-2 的输出转换成数字信号。换句话说,A/D 转换器 24-1 和 24-2 将经过正交解调而产生的输出转换成数字信号。由正交解调产生的数字化输出在提供给 FFT

分析器 26 之前,被临时存储在多普勒信号存储器 25 内。FFT 分析器 26 对该数字化输出进行 FFT 分析。计算器 27 计算从 FFT 分析器 26 获得的频谱的中心频率和扩展频率等。

[0047] 图像测量单元 6 可根据在各时间段所采集到的图像数据进行测量,并可根据测量结果准备趋势图。

[0048] 图像测量单元 6 包括存储器 28、测量处理器 29、趋势图处理器 30 和显示存储器 31。存储器 28 可包含 B 模式图像存储区、多普勒模式图像存储区和趋势数据存储区。从 B 模式处理单元 4 获得的 B 模式图像数据以二维的方式存储在 B 模式图像存储区内,从而准备好了 B 模式图像数据。从多普勒模式处理单元 5 获得的多普勒模式图像数据按时间顺序的方式存储在多普勒模式图像存储区内,从而准备好了多普勒模式图像数据。如果标本是一个未出生胎儿,在趋势图处理器 30 内所准备的趋势图,以及胎儿发育过程中从过去到现在的各种测量数据,都被存储在趋势数据存储区内。各种测量数据可包括,例如,妊娠囊、顶臀长度、二顶骨直径、枕骨前沿直径、腹围及股骨长度等。曾在测量中使用的 B 模式图像数据和多普勒模式图像数据,也可以作为辅助信息存储在趋势数据存储区内。

[0049] 测量处理器 29 根据图像数据进行各种测量。例如,当 B 模式图像被显示在显示单元 8 上时,用户可通过输入单元 7 在所显示的图像上指定两点。测量处理器 29 就可测量这两点之间的长度。该长度可代表,例如,未出生胎儿器官的大小。此外,测量处理器 29 也可根据多普勒模式图像数据对胎儿的发育情况进行测量。在此情况下,可根据脐动脉内的血流进行测量。如果未出生胎儿是标本,则测量项目可以是,但不局限于,妊娠囊、顶臀长度、二顶骨直径、枕骨前沿直径、腹围及股骨长度等。后面将对这种测量作详细说明。

[0050] 趋势图处理器 30 包括中央处理器 (CPU) 和存储电路 (图 1 中未标出)。存储电路内存储了对应于各个预定妊娠阶段或妊娠周数的各种参数的正常范围或正常值。正常值可以包括各个参数在各个时间段内的正常范围的平均值、正常范围的上限值和正常范围的下限值。存储电路也可存储用于显示趋势图的软件。CPU 读出存储在存储电路内的正常值和存储在存储器 28 趋势数据存储区内的测量值。然后,CPU 根据存储在存储电路内的显示软件,按预先确定的格式准备测量值的趋势图。

[0051] 显示存储器 31 用于临时存储将作为图像显示在显示单元 8 上的图像数据以及其它信息,例如趋势图、测量值和正常值等。

[0052] 输入单元 7 可以包括操作面板上的键盘、跟踪球和鼠标等。用户可以操作输入单元 7,以确定标本的信息、图像显示模式、超声图像数据的采集条件、显示条件、测量参数以及测量标记等。输入单元 7 还可用于输入或选择各种指令,以便指示将预先确定时间段内的相关信息显示在趋势图上。

[0053] 显示单元 8 包括显示电路 32 和监视器 33。系统控制单元 9 控制显示存储器 31,以读出 B 模式图像数据、多普勒模式图像数据、趋势图、测量值以及其它必要的信息。显示电路 32 将一个或多个数据、图表、数值和信息叠加在其它一个或多个数据、图表、数值和信息之上。此处,叠加可意味着,例如,重叠或合成两个或两个以上的数据、图表、数值和信息。而且在叠加中也可包括以弹出窗口形式或工具提示窗口形式的显示。显示电路 32 将叠加的显示数据转换成模拟信号,并且还转换成电视格式。经过转换的数据被显示在监视器 33 上,例如 CRT(阴极射线管)、LCD(液晶显示器)式监视器上。

[0054] 系统控制单元 9 可包括 CPU 和存储器 (图 1 中未标出)。各种通过输入单元 7 输

入的信号和指令都存储在存储器内。CPU可以控制超声诊断设备的多个单元，并可进行超声诊断设备的全面控制，例如，根据通过输入单元 7 输入的各种信号和指令实施控制。系统控制单元 9 的存储器可以包括，例如，记录在存储器内的计算机可读程序代码，当该程序代码被执行时，就导致系统控制单元 9 控制测量处理器 29，使其关于预先确定的参数对多个图像数据进行多次测量，并且控制趋势图处理器 30，使其根据多项测量结果准备趋势图。计算机可读程序代码还可以导致系统控制单元 9 控制超声诊断设备所进行的任何其它过程。

[0055] 图 2 是流程图，所展示的是根据本发明的一个实施例，从采集数据直至显示趋势图与相关信息的步骤。

[0056] 在超声数据采集之前，用户可通过输入单元 7 输入一项或多项标本信息、图像显示模式、超声图像数据的采集条件以及参数。上述输入信息可设置并存储到系统控制单元 9 的存储器内。例如，显示模式可以被确定为显示 B 模式图像和多普勒频谱图像（步骤 S100）。

[0057] 在步骤 S100 确定了条件后，用户可以将超声探头 1 定位于孕妇标本的一个部位。如果标本是未出生胎儿，该部位可适合于未出生胎儿（胚胎或胎儿）的成像。详细的图像采集将参照图 3 加以描述，图 3 是展示图像数据采集步骤的流程图。

[0058] 当用户将超声探头 1 适当定位时，为采集第一个图像数据或第一帧图像的扫描就被启动（步骤 S210）。

[0059] 在超声发射中，速率脉冲发生器 11 使系统控制单元 9 所提供的控制信号实现同步。速率脉冲发生器 11 生成速率脉冲，这些速率脉冲用于确定对标本进行声穿透的超声脉冲的重复周期。所生成的速率脉冲被提供给发射延迟电路 12。发射延迟电路 12 以一个延迟时间提供所生成的速率脉冲，以便使超声脉冲收敛到预定的未出生胎儿的深度。这是为了在发射时获得宽度较窄的超声波束。发射延迟电路 12 还以另一个延迟时间提供所生成的速率脉冲，以便按第一（ $n = 1$ ）预定方向（ $\theta : \theta = \theta_1$ ）发射超声脉冲。为采集 B 模式图像数据，发射将在 N 个方向上进行，而多普勒频谱图像数据则根据在相应于未出生胎儿脐动脉的特定方向 θ_D 上进行的多次发射而采集。经延迟的速率脉冲被送至脉冲发生器 13。

[0060] 脉冲发生器 13 用脉冲驱动超声探头 1 内的超声换能器，以驱动超声换能器对驱动速率脉冲作出响应。因此，超声脉冲即通过孕妇的身体声穿透到未出生胎儿的体内。部分声穿透到未出生胎儿体内的超声波一般从未出生胎儿体内器官之间的组织或边沿反射，此处它们的声阻抗不同。而且，当部分超声波从诸如血流和心壁等运动的反射体反射时，其超声频率就发生了多普勒移位现象。

[0061] 从标本组织反射的超声波可以由超声换能器作为超声回波来接收。具体说，超声回波信号中的每一个都可以被超声换能器中的每一个所接收，这样就声穿透了导致每一个超声回波信号的超声波。所接收的超声回波信号被转换成电信号。经转换的电信号被前置放大器 14 放大。前置放大器 14 可包括多个放大单元。所要使用的放大单元数量可以被确定为与接收时所要使用的超声换能器的数量相同。接收延迟电路 15 接收经过前置放大的信号。在接收延迟电路 15 中，为进行接收，可使用与所用超声换能器数量相同的延迟电路。

[0062] 接收延迟电路 15 以一个延迟时间提供所接收的信号，以收敛来自预定深度上的回波信号（所接收的信号），从而获得宽度较窄的接收超声波束。接收延迟电路 15 还以另一个延迟时间提供所接收的信号，以便在预定方向（ $\theta = \theta_1$ ）上以很强的方向性接收超声

波束。接收延迟电路 15 将经过上述一次时间延迟和上述另一次时间延迟的所接收信号提供给加法器 16。所接收的信号从接收延迟电路 15 提供给加法器 16。加法器 16 将通过前置放大器 14 和接收延迟电路 15 提供的多个所接收信号相加（或统一）。这样，多个所接收的信号就作为一个 B 模式信号而输出到 B 模式处理器 4（步骤 S220）。

[0063] 在 B 模式处理器 4 内，对数变换器 17 对所述一个 B 模式超声数据信号进行对数变换。包络线探测器 18 对已经进行了对数变换的所述一个超声数据信号的包络线进行探测。所述一个被探测的超声数据信号由 A/D 转换器 19 转换成数字信号。该数字信号作为第一方向 B 模式图像数据被送往并存储在存储器 28 的 B 模式图像存储区内（步骤 S230-1）。

[0064] 另一方面，类似的超声发射和接收在特定方向 θ_D 上进行，以采集多普勒频谱图像数据。从而，来自特定方向 θ_D 上的多个接收到的信号即作为一个多普勒频谱数据信号输出到多普勒模式处理单元 5。在多普勒模式处理单元 5 内，对所述一个多普勒频谱数据信号进行正交解调。经解调的信号通过混频器 22-1 和 22-2 以及低通滤波器 23-1 和 23-2 被转换成综合信号。该综合信号被 A/D 转换器 24-1 和 24-2 转换成数字信号并存储在多普勒信号存储器 25 内（步骤 S230-2）。正如下面所要描述的，对于多普勒模式处理来说，利用超声波声穿透的扫描可以在同一个方向（ θ_D ）上进行多次。

[0065] 在步骤 S230-1 和 S230-2 上进行存储后，预定方向 θ 按照公式 ($\theta = \theta_1 + \Delta \theta$) 被改变为二预定方向。由于预定方向曾经是 θ_1 ，第二预定方向 θ 就变为 $\theta_1 + \Delta \theta$ （即 θ_2 ）。表示扫描方向编号的“n”也在逐一地增加（ $n = n+1$ ）。因此，第二预定方向（ $\theta = \theta_1 + \Delta \theta$ ）就变成第二（ $n = 2$ ）方向（步骤 S240）。然而，多普勒频谱数据的方向可保持在 θ_D 上。在步骤 S-230-1、S-230-2 和 S-240 所描述的过程不断重复直至“n”变成 N（步骤 S-250），以便使扫描在 N 个预定方向（从预定方向（ θ_1 ）到第 N 个预定方向（ $\theta_1 + (N-1) \Delta \theta$ ））上进行。在 N 个方向上为未出生胎儿进行的扫描实际上是实时地通过超声波的声穿透和超声回波信号的接收而进行的。在扫描期间，系统控制单元 9 控制发射延迟电路 12 和接收延迟电路 15，以按照 N 个预定方向改变它们的延迟时间。

[0066] 至于多普勒频谱数据，许多接收到的信号是在特定方向 θ_D 上获得的。为每一个接收到的信号都进行了在步骤 S230-3 所描述的处理，从而有许多数字综合信号被存储在多普勒信号存储器 25 内。FFT 分析器 26 基于许多存储在多普勒信号存储器 25 内的数字综合信号获得频谱。计算器 27 根据在两倍于脉冲速率的周期内所获得的多普勒频谱数据信号进行 FFT 分析，并按时间顺序形成多普勒频谱。计算结果作为多普勒频谱图像数据被送往并存储在存储器 28 的多普勒模式图像存储区内。

[0067] 系统控制单元 9 读出存储在存储器 28 的 B 模式图像存储区内的 B 模式图像数据，以及存储在存储器 28 的多普勒模式图像存储区内的多普勒频谱图像数据。系统控制单元 9 还读出辅助信息，例如附加于 B 模式图像数据和多普勒频谱图像数据的数值和特性。B 模式图像数据、多普勒频谱图像数据和辅助信息都被发送到显示存储器 31。在显示存储器 31 内，B 模式图像数据、多普勒频谱图像数据和辅助信息相互叠加。叠加后的图像数据在延迟电路 32 中被转换成模拟信号和电视格式。经转换的图像数据显示在监视器 33 上。根据选择，B 模式图像可以在没有多普勒频谱图像的情况下显示。叠加图像数据也可存储在存储器 28 中（步骤 S260）。

[0068] 在经过步骤 S260 的显示与存储后，即准备与第二图像数据有关的过程，从而使第

二图像,也就是第二 B 模式图像数据和第二多普勒频谱图像数据,将在预定的帧速率上被采集。

[0069] 在步骤 S220 至 S260 所描述的过程将不断重复直至用户停止超声扫描操作 (步骤 S270)。当用户停止超声扫描操作时,图像数据采集就结束 (步骤 S280)。作为步骤 S220 至 S270 过程重复的结果,叠加的图像在监视器 33 上按顺序作动画显示 (图 2 中的步骤 S200)。

[0070] 用户观察超声动画图像并选出一幅适合于胎儿发育测量的图像。例如,如果被测量的是二顶骨直径 (BPD),则能清楚显示大脑镰的图像就被选用。如有必要,用户可改变超声探头的位置和 / 或角度,以便获得这样的合适图像。为选择图像,用户操作输入单元 7,使超声动画图像定格在所选的图像 (或帧) (步骤 S300)。

[0071] 然后用户可利用输入单元 7 选择测量模式和标记二顶骨直径的两个端点。被标记的二顶骨长度就在测量处理器 29 内被测量。测量值被存储在存储器 28 的趋势数据存储区内 (步骤 S400)。图 4 所展示的是二顶骨直径测量值表的示例。二顶骨直径的测量值无论是否表格形式,都可按照与各个妊娠周区段或妊娠期的二顶骨直径正常平均值、二顶骨直径正常上限值和二顶骨直径正常下限值的关系而存储。上述平均值、上限值、和下限值可以用统计的方式计算或用回归公式计算,该公式是在对许多正常发育的未出生胎儿的测量中所积累的临床数据基础上形成的。一般情况下,上限和下限值可以确定为等值于二顶骨直径正常分布的 $\pm 3s/2$ 。正常二顶骨直径值,例如平均值、上限值和下限值可存储在趋势图处理器 30 内。作为对存储上述二顶骨直径测量值所作出的反应,与测量相对应的妊娠周的正常二顶骨直径值就从趋势图处理器 30 中读出,并与二顶骨直径测量值一并存入存储器 28 的趋势图存储区。

[0072] 图 4 中的表随着每周的重复测量而更新。例如,当测量在第 18 周进行时,二顶骨直径测量值“32 毫米”被存储并被添加到已经存有直至第 17 周的二顶骨直径值的表格中。

[0073] 测量了二顶骨直径后,就可用类似于二顶骨直径测量的方式,在测量处理器 29 内进行其它参数的测量,例如,顶臀长度 (CRL)、股骨长度 (FL)、枕骨前沿直径 (OFD)、CC 和腹围 (AC)。测量值被存储在存储器 28 的趋势图存储区内。这些测量可以在 B 模式图像数据的基础上进行。除以上测量外,测量处理器 29 还可以进行另一种根据多普勒频谱图像数据进行的测量。可利用输入单元 7 定格多普勒频谱动画图像,并选择适当的图像进行测量。测量可以根据定格的多普勒频谱图像数据进行,例如进行脐动脉血流测量。测量值存储在存储器 28 内。

[0074] 当完成了对所有参数的测量时 (步骤 S500),趋势图就在趋势图处理器 30 中准备就绪,并显示在监视器 33 上 (步骤 S600)。例如,响应于用户显示二顶骨直径趋势图的指令,基于输入指令的指令信号通过系统控制单元 9 被送至趋势图处理器 30。在趋势图处理器 30 内,二顶骨直径测量值被从存储器 28 的趋势图存储区内读出。二顶骨直径的正常值也被从趋势图处理器 30 内读出。趋势图处理器 30 根据读出的数值按照预定格式准备二顶骨直径趋势图。准备就绪的二顶骨直径趋势图存储在存储器 28 的趋势图存储区内,并如图 5 所示,通过显示器 31 和显示电路 32 显示在监视器 33 上。在图 5 中,水平线代表孕妇的妊娠周期或怀孕周数。垂直线则代表二顶骨直径的长度。每周都可获得的测量值均被标出,从而形成二顶骨直径的趋势图。在图 5 所示的趋势图中,Ba 表示二顶骨直径正常范围的上限值,Bb 表示二顶骨直径正常范围的下限值,而 Bc 表示二顶骨直径正常范围的平均值。

[0075] 用户可注意到,在第 18 周的时间段内,二顶骨直径测量值似乎超出了正常范围,即低于下限 Bb。这时用户可操作输入单元 7,以便使光标或指针移动并置于第 18 周时间段的二顶骨直径测量值的标记上。作为对上述将光标或指针定位于标记之上的指示的反应,如图 6 所示,与第 18 周时间段的测量值相关的信息以工具提示窗口或弹出窗口的形式显示在标记旁。相关信息可以包括,例如,二顶骨直径测量值、测量或检查(声穿透)时间、上限值和下限值。在图 6 中,相关信息叠加在趋势图上。不过,相关信息也可选择如图 7 所示的并行显示的形式。

[0076] 参考图 6 或图 7 所示的相关信息,用户可以确认,第 18 周时间段的二顶骨直径测量值超出了正常范围。用户还可以,例如,通过点击图上的标记获得进一步的信息。这种点击操作可以是单击。响应于点击操作,如图 8 所示,与第 18 周时间段的测量相关的信息以工具提示窗口或弹出窗口的形式显示在标记旁。相关信息可以是,例如,展示第 18 周时间段的所有或部分参数的测量值和正常值的表格。该表格可以在趋势图处理器 30 中准备。趋势图处理器 30 读出存储器 28 的趋势图存储区内的测量值,以及存储在趋势图处理器 30 或存储器 28 内的正常值。

[0077] 参考图 8 所示的相关信息,用户可以检查测量值超出正常范围的原因是测量错误还是未出生胎儿的发育异常。为进一步确认原因,用户可以双击图上标记。响应于该双击操作,多幅趋势图即显示在监视器 33 上。例如,如图 9 所示,二顶骨直径、顶臀长度、枕骨前沿直径和股骨长度的趋势图均作为相关信息并行显示。作为相关信息的趋势图参数可以提前确定。根据选择,用户可在双击之前利用输入单元 7 选择这些参数。趋势图处理器 30 读出存储在存储器 28 趋势图存储区内的所选择或预定参数的测量值,以及存储在趋势图处理器 30 或存储器 28 内的这些参数的正常值。趋势图处理器 30 根据读出的数值按照预定格式准备这些参数的趋势图。

[0078] 参考图 9 所示的相关信息,用户不仅能够看到二顶骨直径测量值的变化,也能看到其它参数测量值的变化。根据变化情况,用户可以对怀疑发育异常的未出生胎儿进行诊断(步骤 S700)。

[0079] 当利用趋势图和相关信息完成了对胎儿发育情况的诊断,则图 2 所示的过程就结束(步骤 S800)。相关信息的两项或多项不同内容可以同时与趋势图并行显示或叠加在趋势图上。

[0080] 根据上述实施例,趋势图是根据按时间顺序排列的预定参数测量值而准备的。用户可指定趋势图上的一个时间段。响应于该项指定,相关信息就叠加在趋势图上或者与趋势图并行显示。因此,用户不必再进行独立的显示相关信息的操作。这会导致检查或诊断效率的提高。而且,例如,如图 6 至图 9 所示,用户可以很容易地进行不同参数之间的测量值的比较,并且从各种角度分析测量值。而且根据实施例,诊断的精度也可得到改善。

[0081] 上述实施例虽然描述的是关于胎儿发育的测量,但也适用于其它目的的测量。而且,所描述的实施例可以各种方式进行修改。例如可不采用图 9 所示并行显示多幅趋势图的做法,而将一幅或多幅以上的趋势图叠加在另一幅趋势图上。和相关信息的情况一样,基于用于测量的图像数据的图像可与趋势图并行显示,也可叠加在趋势图上。

[0082] 可以不通过光标定位来指定时间段,而采用诸如图 10 所示的利用鼠标右键的方法。响应于鼠标右键的按动,妊娠周期表之一即可被显示。所列妊娠周期之一可选择用于

指定时间段。

[0083] 此外,根据选择,可使用触摸指令屏幕来指定趋势图的时间段或改变已经指定的时间段。也可用触摸指令屏幕将所显示的相关信息内容(例如图6中的显示内容)改变为其它内容(例如图8中的显示内容)。此外,采用诸如红外技术的传感器可以感知用户手指的位置和移动。可以根据被感知到的手指位置和移动来指定或改变时间段。也可用传感器来将所显示的相关信息内容(例如图6中的显示内容)改变为其它内容(例如图8中的显示内容)。此外,作为选择,还可使用键盘的按键输入方法来指定趋势图的时间段或改变已经指定的时间段。而且,按键输入也可用来将所显示的相关信息内容(例如图6中的显示内容)改变为其它内容(例如图8中的显示内容)。

[0084] 在未指定时间段的情况下,响应于输入操作而显示相关信息时,预定时间段内的相关信息可显示在监视器33上。作为最初的显示操作,可以在监视器33显示趋势图的同时,在没有通过输入单元7进行任何输入操作的情况下,显示预定时间段的预定初始相关信息内容。预定时间段可以是最近的时间段。

[0085] 在实施例的任何情况下和上述修改中,一旦初始时间段被指定或确定,用户就无须为在其它时间段继续进行显示而重复指定特定时间段,而只需按动预定的按钮或按键,即可在趋势图上进行时间段的转换。同样,通过按动预定按钮或按键,也可以转换相关信息的内容,例如图6、图8和图9所示的内容。预定的按钮可包括鼠标按钮。

[0086] 用户可以输入文本数据,以作为相关信息显示。虽然在本实施例的说明中,趋势图是根据按B模式图像数据和/或多普勒频谱图像数据进行的测量而准备的,但是趋势图也可以根据其它超声图像数据准备,例如,彩色多普勒图像数据或超声心电图(UCG)数据。相关信息显然也不只限于第18周的一个时间段,根据需要可以是任何时间段的相关信息。

[0087] 上述趋势图和相关信息的显示不只限于在超声诊断设备即医学成像设备上的应用,也适用于其它类型的显示设备,例如,工作站、个人计算机、显示终端、带显示功能的便携式设备,或任何带显示功能的其它设备。

[0088] 将参照图11至14对这种显示设备的一些实例加以说明。如图11所示,超声诊断设备110通过通信网络112向显示设备111输出趋势图和相关信息。通信网络112可以是任何类型的网络,例如有线网络、无线网络,或有、无线两者结合的网络。此处,通信网络112可包括用于连接超声诊断设备110和显示设备111的通信线。显示设备111包括接收机113、显示器114和输入单元115。接收机113作为输入单元而工作并通过通信网络112接收趋势图和相关信息。所接收的趋势图显示在显示器114上。显示器114也显示相关信息,例如,响应于输入单元115的输入操作而输入相关信息。因此,只要显示设备111通过通信网络112连接着超声诊断设备110,用户就可以在远方的位置上,例如在咨询室或用户家里,参照相关信息观察趋势图。

[0089] 在图12中,超声诊断设备120将趋势图与相关信息写入便携式存储盘(即存储介质)121。便携式存储盘121与超声诊断设备120是分开的并放置在显示设备122内。显示设备122包括磁盘驱动器123、显示器124以及输入单元125。便携式存储盘121放置在磁盘驱动器123内,趋势图与相关信息被从便携式存储盘121读出到该磁盘驱动器123内。磁盘驱动器123作为输入单元而工作,读出的趋势图在显示器124上显示。显示器124响应于输入单元125的输入操作,还显示相关信息。因此,即使显示设备122不直接与超声诊

断设备 120 连接,用户也可以在远方位置上,例如在咨询室或用户家里,参照相关信息观察趋势图。

[0090] 此外,如图 13 所示,超声诊断设备 130 通过通信网络 132 向显示设备 131 输出包含测量值在内的医学信息。通信网络 132 可以是任何类型的网络,例如有线网络、无线网络,或有、无线两者结合的网络。此处,通信网络 132 可包括用于连接超声诊断设备 130 和显示设备 131 的通信线。显示设备 131 包括接收机 133、趋势图处理器 134、显示器 135 和输入单元 136。接收机 133 作为输入单元而工作并通过通信网络 132 接收医学信息。趋势图处理器 134 存储相关信息,并根据所接收的医学信息准备趋势图。准备好的趋势图在显示器 135 上显示。显示器 135 响应于输入单元 136 的输入操作,还显示相关信息。因此,趋势图可以根据没有趋势图准备功能的常规超声诊断设备所输出的医学信息来准备。用户可以在远方位置上,例如在咨询室或用户家里,参照相关信息观察趋势图。如果显示设备 131 还包括测量处理器,则接收机 133 所要接收的医学信息不需要包括测量值,而只需包括用于测量的图像数据。

[0091] 在图 14 中,超声诊断设备 140 将包含测量值在内的医学信息写入便携式存储盘(即存储介质)141。便携式存储盘 141 与超声诊断设备 140 是分开的并放置在显示设备 142 内。显示设备 142 包括磁盘驱动器 143、趋势图处理器 144、显示器 145 以及输入单元 146。便携式存储盘 141 放置在磁盘驱动器 143 内,医学信息被从便携式存储盘 141 读出到磁盘驱动器 143 内。磁盘驱动器 143 作为输入单元而工作,而趋势图处理器 144 存储相关信息,并根据读出的医学信息准备趋势图。准备好的趋势图在显示器 145 上显示。显示器 145 响应于输入单元 146 的输入操作,还显示相关信息。因此,趋势图可以根据没有趋势图准备功能的常规超声诊断设备所输出的医学信息来准备。用户可以在远方位置上,例如在咨询室或用户家里,参照相关信息观察趋势图。如果显示设备 142 还包括测量处理器,则从便携式存储盘 141 读出的医学信息不需要包括测量值,而只需包括用于测量的图像数据。

[0092] 根据以上说明,可以对本发明做出许多修改和变更。因此,应该理解,在所附加的权利要求范围之内,本发明的实践可以采用不同于此处所具体描述的方式。

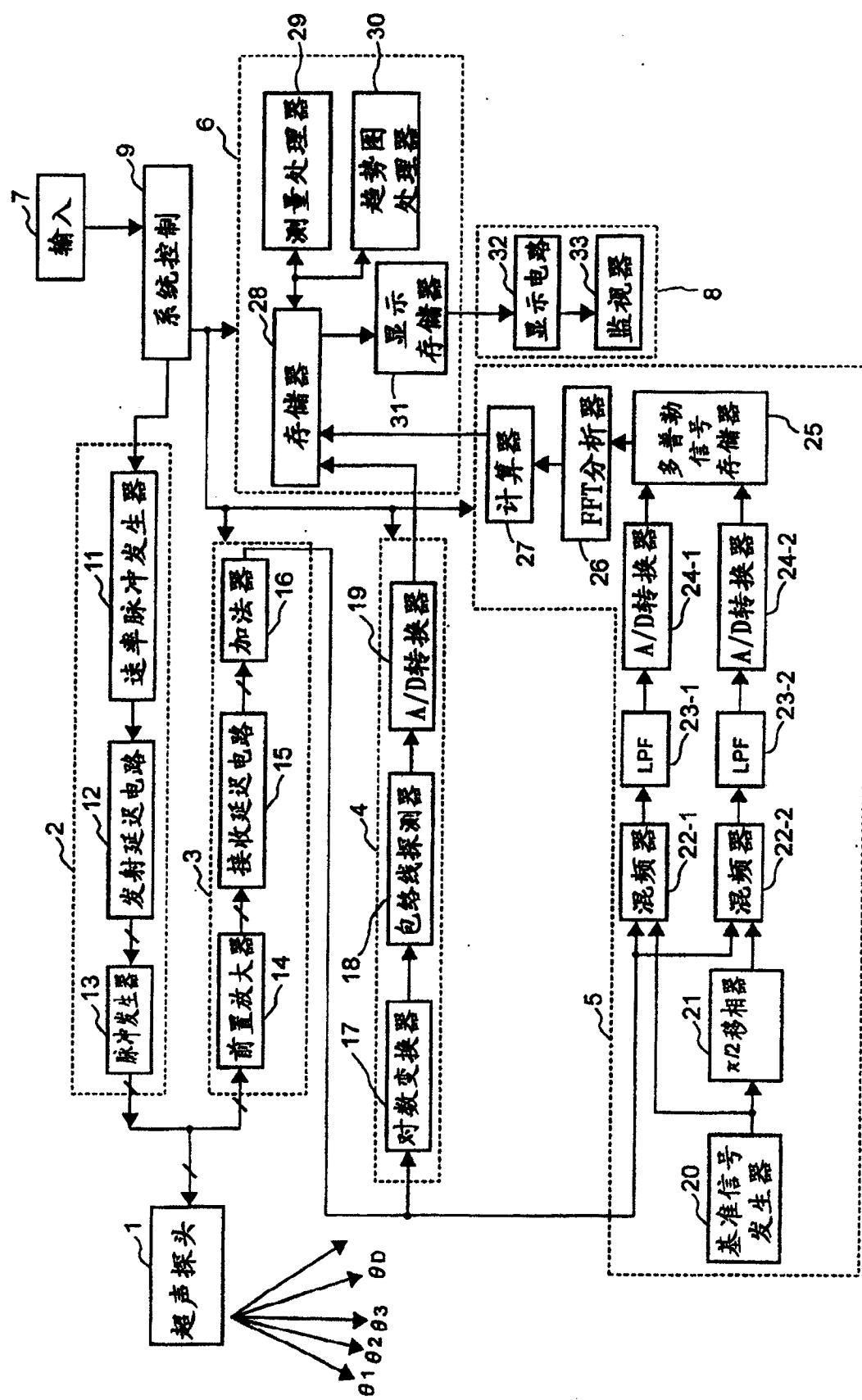


图 1

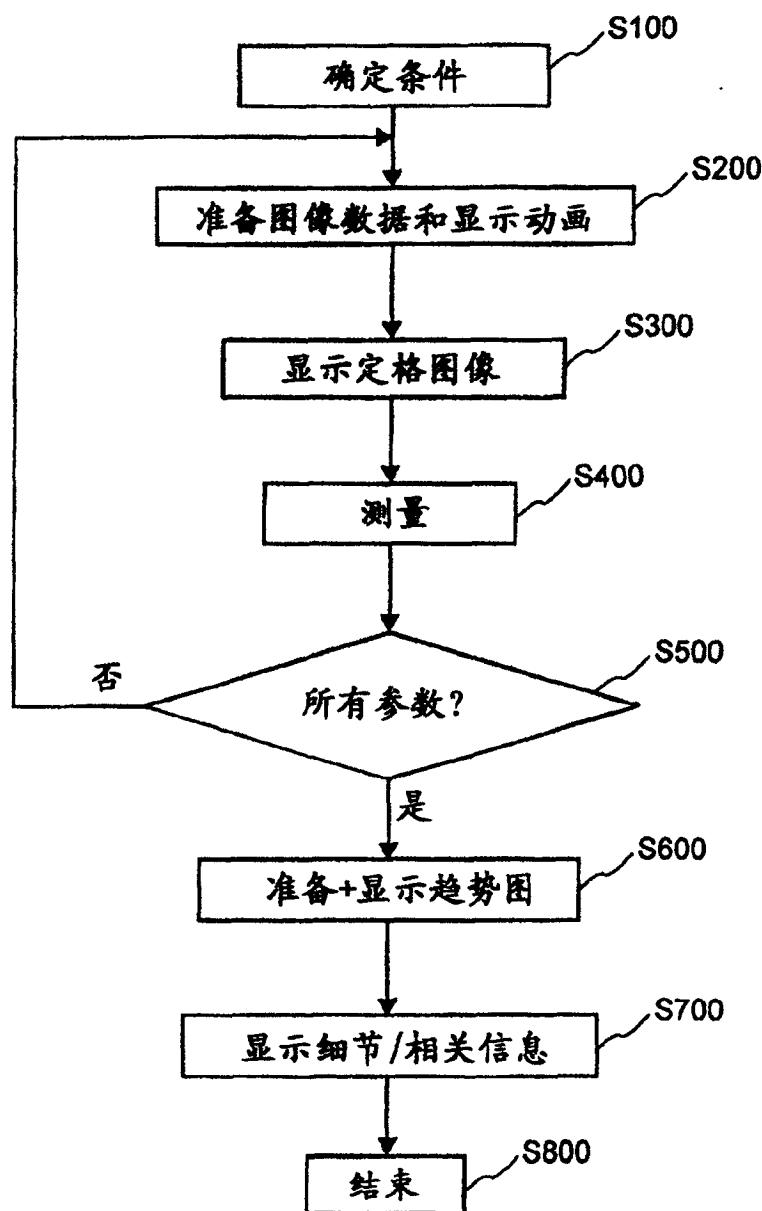


图 2

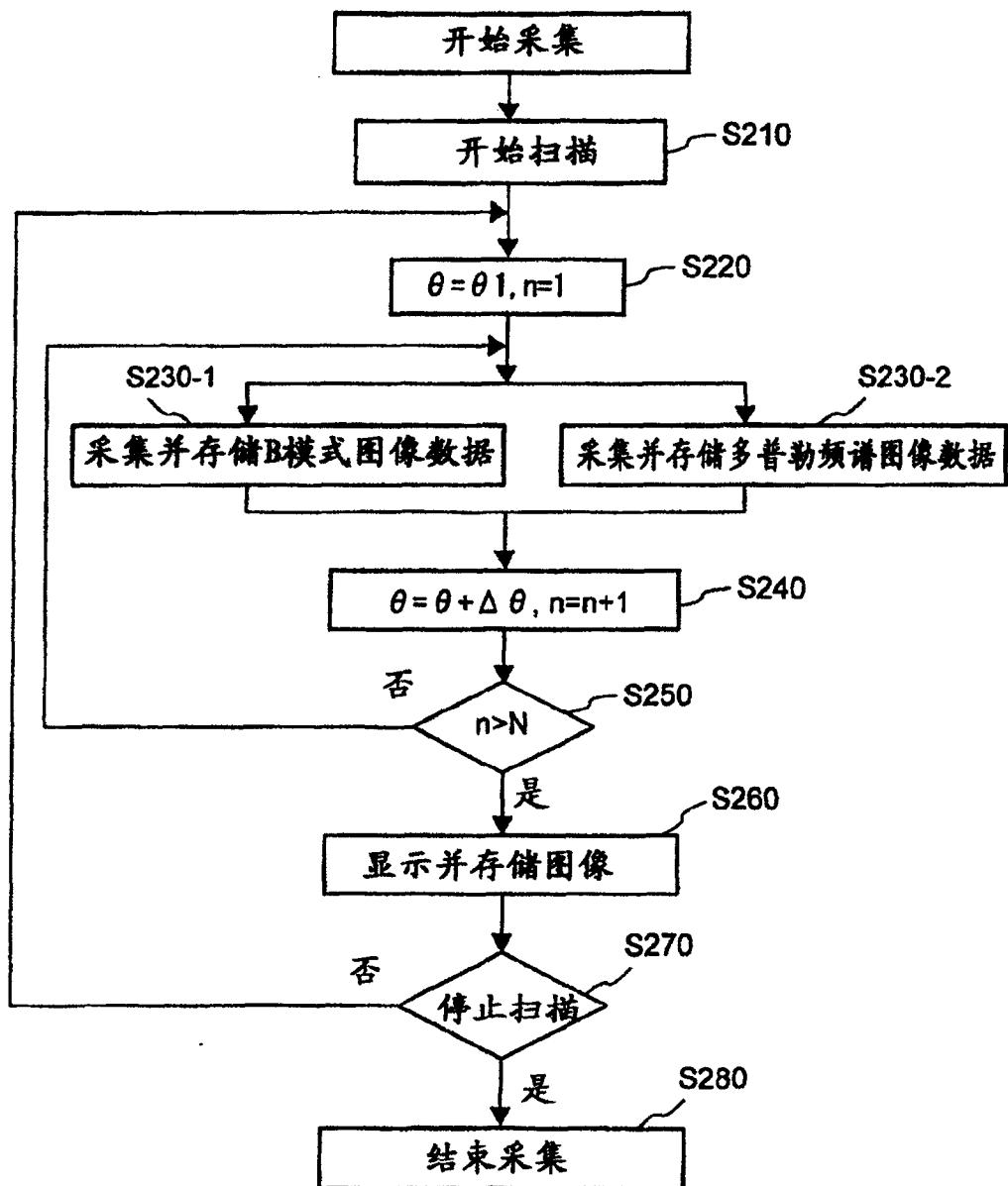


图 3

二顶骨直径

妊娠期	测量值	正常值	正常值上限	正常值下限
12周	21mm	19mm	23mm	16mm
13周	24mm	22mm	27mm	18mm
14周	26mm	26mm	30mm	21mm
15周	28mm	28mm	33mm	25mm
16周	30mm	32mm	36mm	28mm
17周	31mm	35mm	39mm	31mm
18周	32mm	38mm	43mm	34mm

图 4

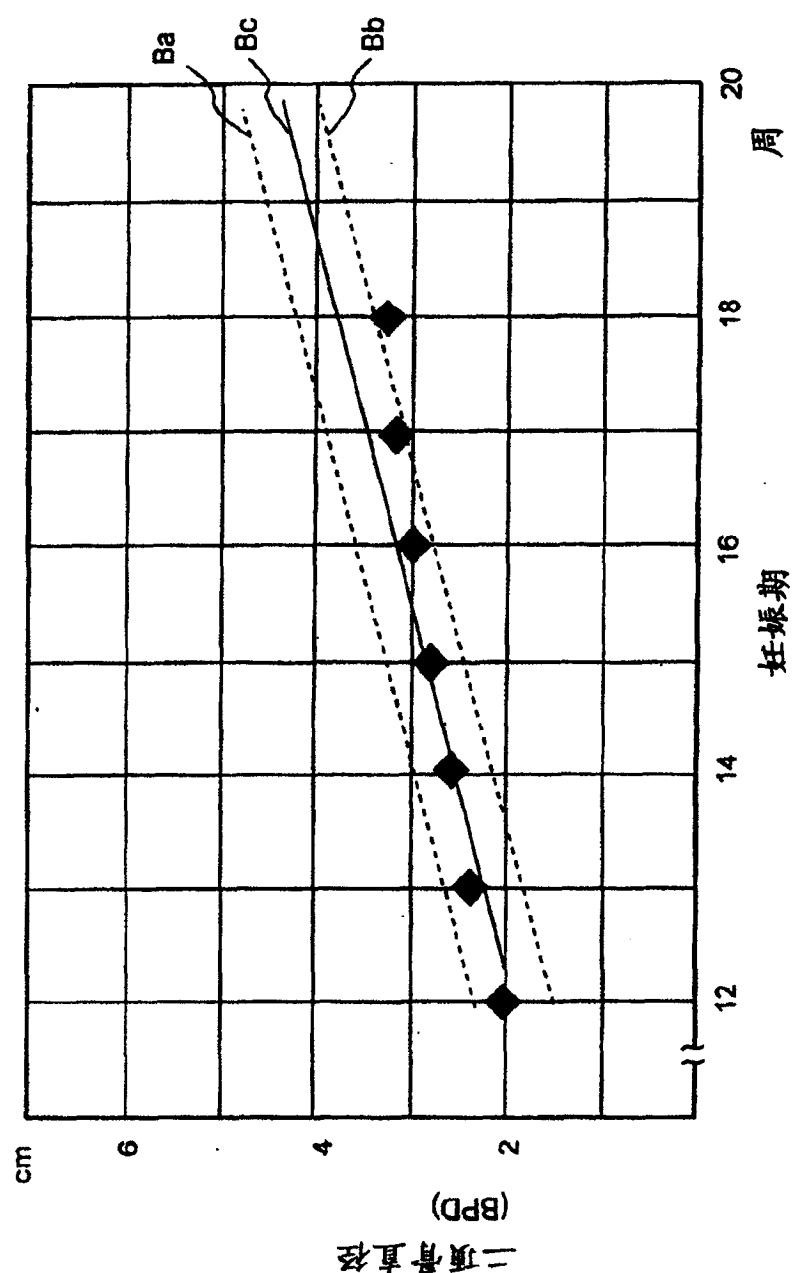


图 5

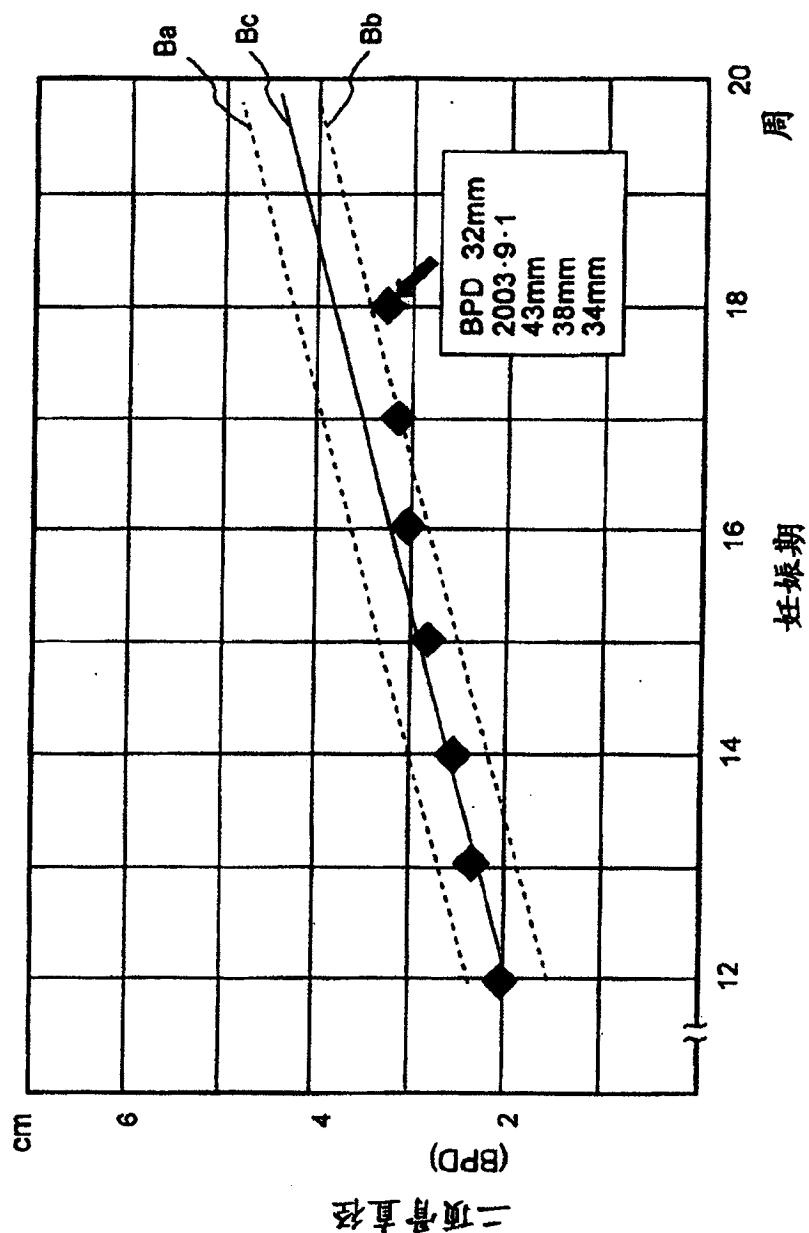


图 6

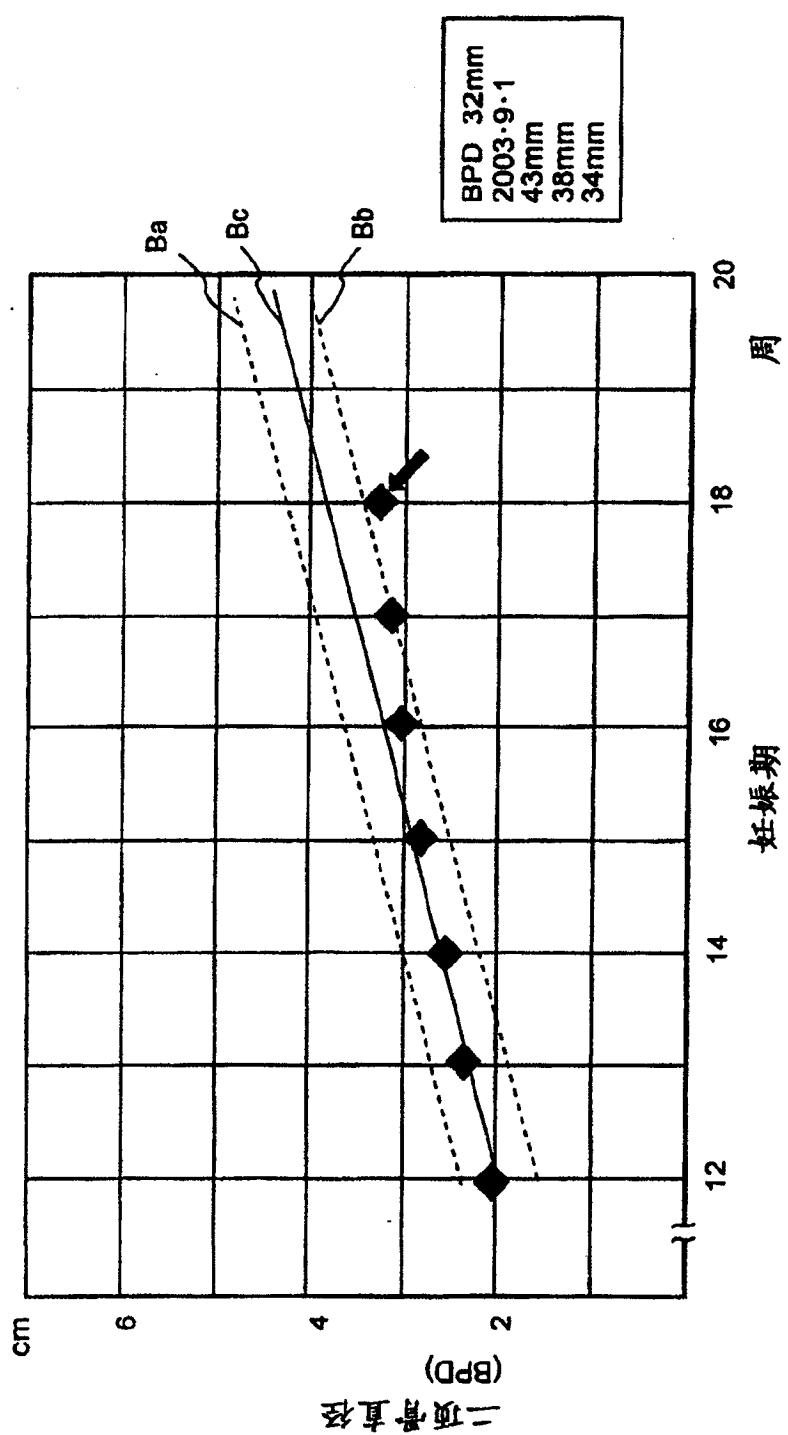


图 7

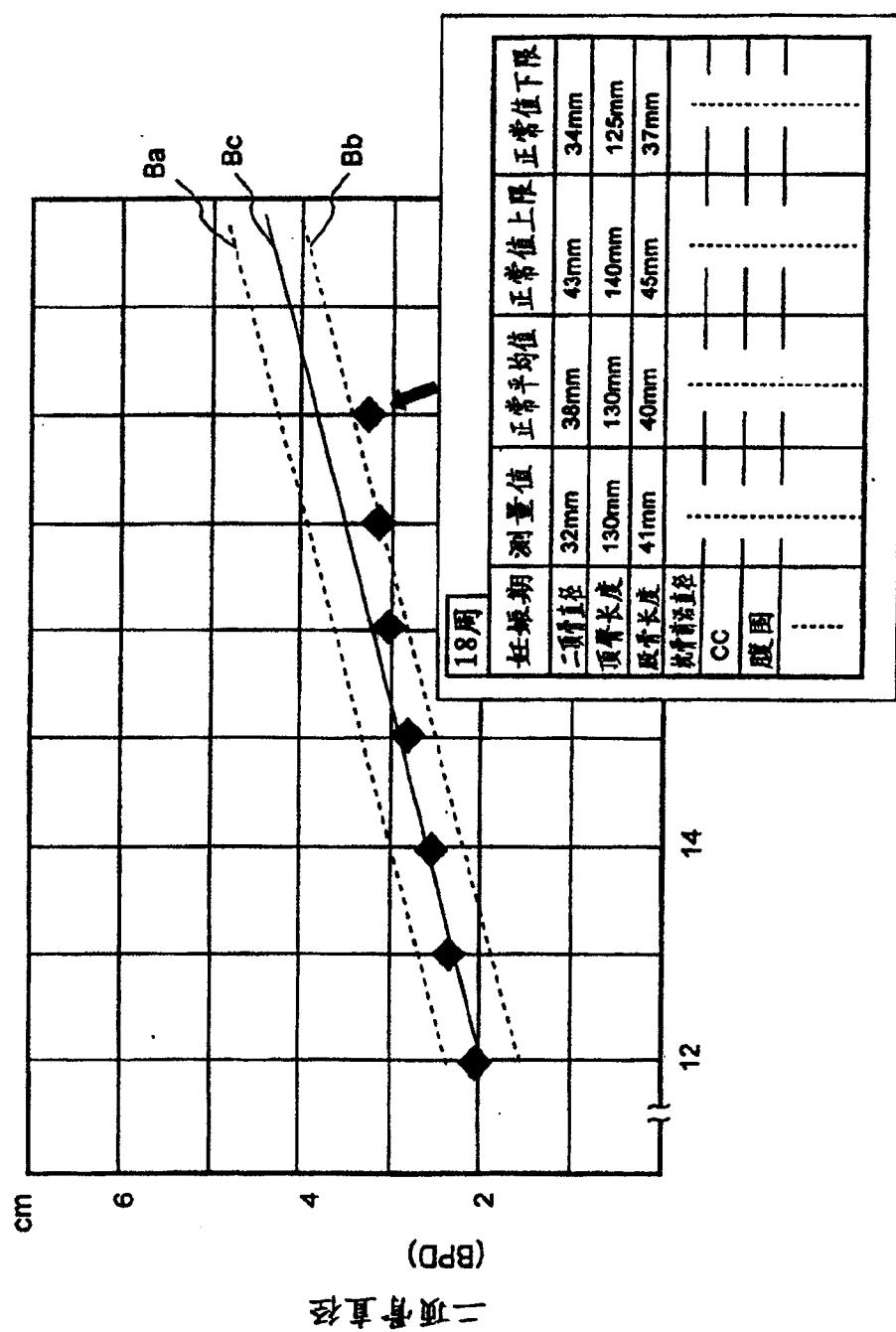


图 8

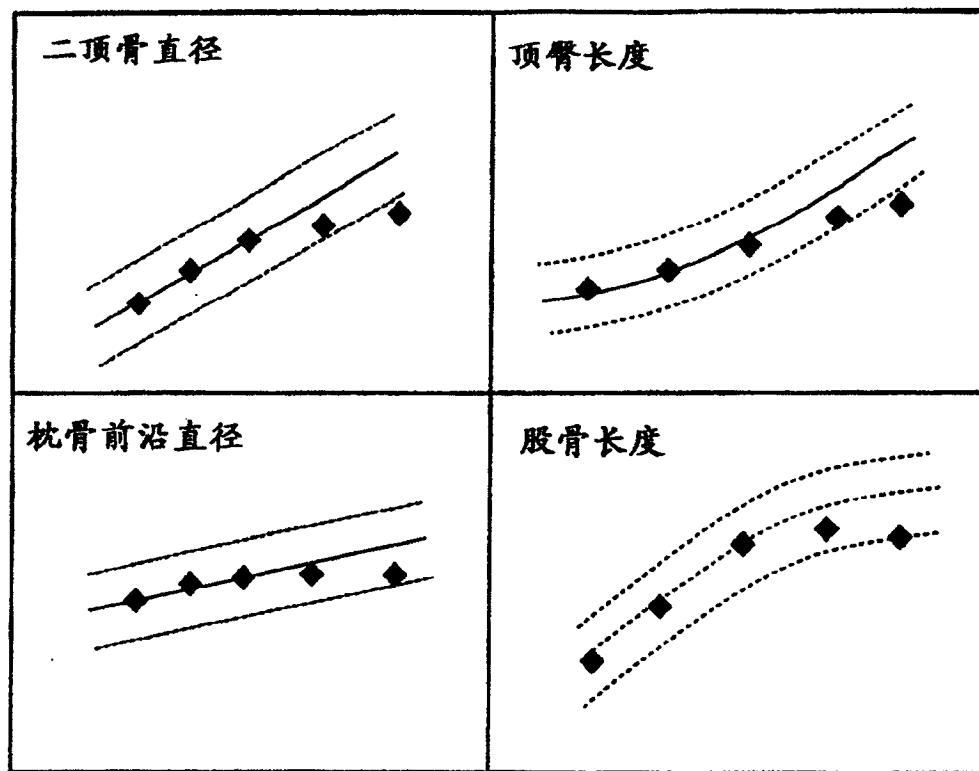


图 9

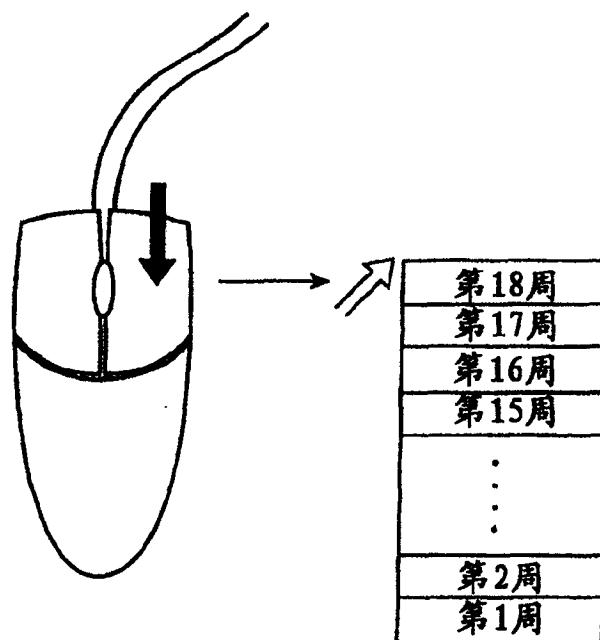


图 10

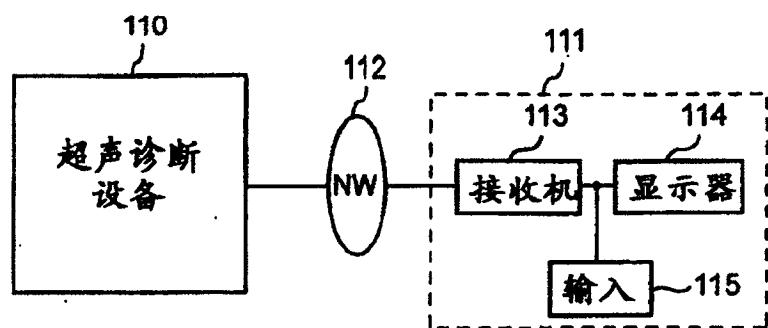


图 11

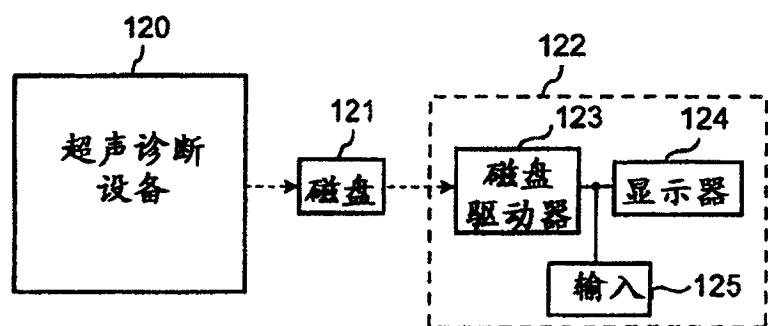


图 12

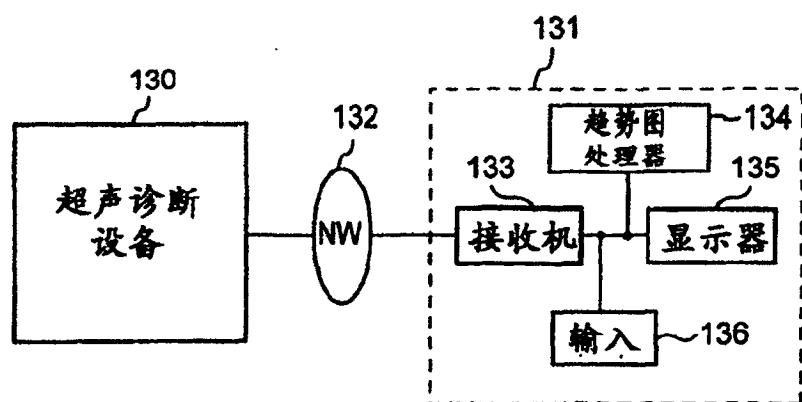


图 13

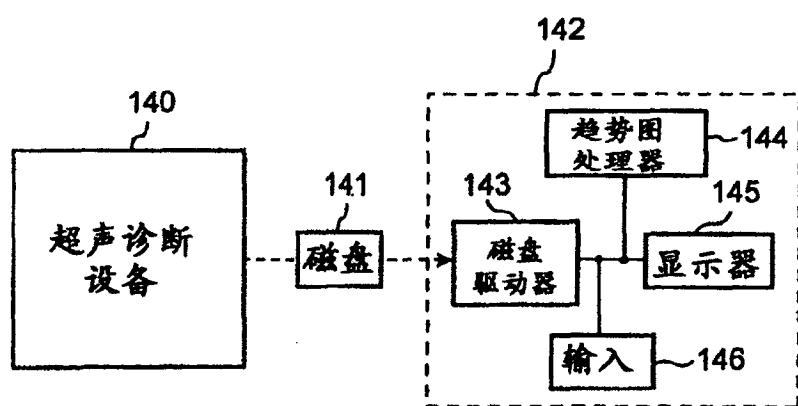


图 14

专利名称(译)	可显示医学趋势图与相关信息的设备		
公开(公告)号	CN1606965B	公开(公告)日	2010-05-26
申请号	CN200410078999.8	申请日	2004-09-17
[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	大嶋康典		
发明人	大嶋康典		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52034 G06F19/3406 A61B8/0866 G01S7/52073 A61B8/44 G16H40/63		
代理人(译)	付建军		
审查员(译)	颜涛		
优先权	2003328602 2003-09-19 JP		
其他公开文献	CN1606965A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断设备，该超声诊断设备包括超声探头、图像处理器、测量处理器、图表处理器和显示器。超声探头有多个压电传感器，并被配置为进行声穿透并接收由声穿透所产生的回波信号。图像处理器与超声探头连接，并被配置为根据回波信号准备图像数据。测量处理器与图像处理器连接，并被配置为根据图像数据对预先确定的参数进行测量。图表处理器与测量处理器连接，并被配置为在声穿透和图像准备不止一次地进行时，根据测量结果准备趋势图。显示器与图表处理器连接，并被配置为显示趋势图并将时间段内的相关信息显示在趋势图上。

