



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135575 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680061172.7

(74)专利代理机构 北京尚诚知识产权代理有限公司 11322

(22)申请日 2016.09.15

代理人 龙淳

(30)优先权数据

2015-214383 2015.10.30 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.19

A61B 8/14(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/077257 2016.09.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/073197 JA 2017.05.04

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 高野桥健太 野口喜实 丰村崇

井上信康 小林正树

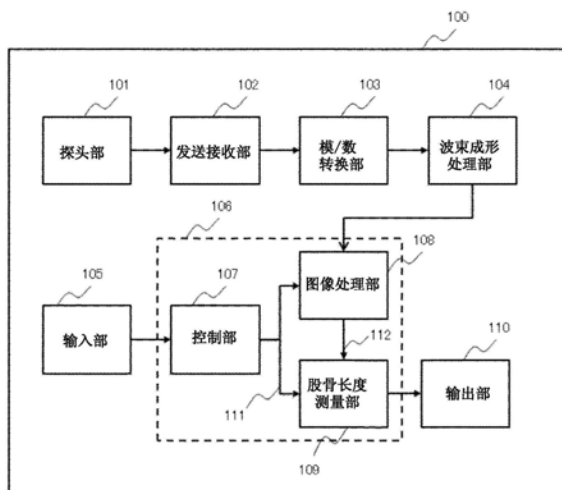
权利要求书2页 说明书8页 附图8页

(54)发明名称

超声波诊断装置和方法

(57)摘要

本发明提供一种准确地测量被检测体的股骨等长骨的长度的技术。包括基于从收发超声波的探头部(101)获取的信号生成被检测体的断层图像的图像处理部(108);从断层图像测量被检测体的股骨的长度的股骨长度测量部(109);和显示股骨长度测量部的测量结果的输出部(110),股骨长度测量部(109)测量描绘在断层图像上的股骨的角度,基于该角度测量股骨长度。通过进行基于股骨的角度的测量,能够更准确地测量股骨的长度。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:  
基于从收发超声波的探头部获取的信号生成被检测体的断层图像的图像处理部;  
从所述断层图像测量所述被检测体的长骨的长度的长骨长度测量部;和  
显示所述长骨长度测量部的测量结果的输出部,  
所述长骨长度测量部测量描绘在所述断层图像上的长骨的角度,基于所述角度测量长骨长度。
2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
还包括从用户接受修正输入的输入部,  
所述长骨长度测量部对所述长骨长度按照来自所述输入部的输入修正所述长骨长度。
3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
所述长骨长度测量部在判断为测量出的所述长骨长度是异常值的情况下对所述输出部输出警告。
4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
所述长骨长度测量部基于所述长骨的角度计算所述长骨的端点,基于计算出的所述端点之间的距离测量所述长骨长度。
5. 如权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
所述长骨长度测量部在所述断层图像上叠加所述端点与通过所述端点的线中的至少一者而将其输出至所述输出部。
6. 如权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
所述长骨长度测量部将所述端点附近的所述断层图像放大而得到放大断层图像,在所述放大断层图像上叠加所述端点与通过所述端点的线中的至少一者而将其输出至所述输出部。
7. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
所述长骨长度测量部包括:  
从所述断层图像中提取长骨区域的长骨提取部;  
从所述长骨区域推测所述长骨的角度方向推测部;和  
测量部,其设定基于所述长骨的角度搜索线,计算所述搜索线上的所述长骨区域的端点,计算该端点之间的距离,使所述搜索线移动并求出测量线,将所述测量线上的所述长骨区域的端点决定为测量点,基于所述测量点之间的距离计算所述长骨长度。
8. 一种具有处理部的超声波诊断装置的图像处理方法,其特征在于:  
所述处理部基于从收发超声波的探头部获取的信号生成被检测体的断层图像,测量描绘在所述断层图像上的长骨的角度,基于所述长骨的角度测量长骨长度并将其输出。
9. 如权利要求8所述的超声波诊断装置的图像处理方法,其特征在于:  
所述处理部按照来自用户的修正输入对测量出的所述长骨长度进行修正。
10. 如权利要求8所述的超声波诊断装置的图像处理方法,其特征在于:  
所述处理部在判断为测量出的所述长骨长度是异常值的情况下输出警告。
11. 如权利要求8所述的超声波诊断装置的图像处理方法,其特征在于:  
所述处理部基于所述长骨的角度计算所述长骨的端点,基于计算出的所述端点之间的距离测量所述长骨长度。

12. 如权利要求11所述的超声波诊断装置的图像处理方法,其特征在于:

所述处理部在所述断层图像上叠加所述端点与通过所述端点的线中的至少一者而将其输出。

13. 如权利要求11所述的超声波诊断装置的图像处理方法,其特征在于:

所述处理部将所述端点附近的所述断层图像放大而得到放大断层图像,在所述放大断层图像上叠加所述端点与通过所述端点的线中的至少一者而将其输出。

14. 如权利要求8所述的超声波诊断装置的图像处理方法,其特征在于:

所述处理部从所述断层图像中提取长骨区域,从所述长骨区域推测所述长骨的角度,设定基于推测出的所述长骨的角度搜索线,计算所述搜索线上的所述长骨区域的端点,计算该端点之间的距离,使所述搜索线移动并求出测量线,将所述测量线上的所述长骨区域的端点决定为测量点,基于所述测量点之间的距离计算所述长骨长度。

## 超声波诊断装置和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,涉及用于使用断层图像的长度测量的图像处理技术。

### 背景技术

[0002] 在使用超声波诊断装置的胎儿检查中,为了调查胎儿是否正常发育,有时使用断层图像测量股骨的长度。作为这样的测量股骨的长度的方法,有专利文献1中记载的技术。

[0003] 该专利文献中,记载了将包围对象物的矩形框的对角距离或长度决定为对象物图像的长度的方法。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:美国专利公开US20140112578A1

### 发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 专利文献1中,基于与股骨对应的矩形的对角线距离或长度测量股骨的长度。该方法利用与股骨对应的矩形,并非基于股骨的两端之间的长度进行测量,所以难以测量准确的股骨的长度。

[0009] 本发明目的在于,解决上述课题,提供能够更准确地测量股骨等长骨的长度的超声波诊断装置及其方法。

[0010] 用于解决课题的技术方案

[0011] 为了达成上述目的,本发明中提供一种超声波诊断装置,其结构为包括:基于从收发超声波的探头部获取的信号生成被检测体的断层图像的图像处理部;从断层图像测量被检测体的长骨的长度的长骨长度测量部;和显示长骨长度测量部的测量结果的输出部,长骨长度测量部测量描绘在断层图像上的长骨的角度,基于角度测量长骨长度。

[0012] 另外,为了达成上述目的,本发明中提供一种具有处理部的超声波诊断装置的图像处理部,处理部基于从收发超声波的探头部获取的信号生成被检测体的断层图像,测量描绘在断层图像上的长骨的角度,基于长骨的角度测量长骨长度并将其输出。

[0013] 发明效果

[0014] 根据本发明,通过进行基于股骨等长骨的角度测量,能够更正确地测量长骨的长度。

### 附图说明

[0015] 图1是表示各实施例的超声波诊断装置的一个结构例的框图。

[0016] 图2是表示实施例1的股骨长度测量部的结构的框图。

[0017] 图3是表示实施例1的股骨长度测量部中的测量方法的图。

- [0018] 图4是表示实施例1的股骨长度测量部中的测量方法的图。
- [0019] 图5是用于说明实施例1的股骨测量的方法的图。
- [0020] 图6是用于说明现有的股骨长度测量的一例的图。
- [0021] 图7是表示实施例2的股骨长度测量部中的一种测量方法的图。
- [0022] 图8是表示实施例2的股骨长度测量部中的其他测量方法的图。
- [0023] 图9是表示实施例1的使用输出部对用户呈现的画面的一例的示意图。
- [0024] 图10是表示实施例1的使用输出部对用户呈现的画面的其他例子的示意图。

### 具体实施方式

[0025] 以下,按照附图顺次说明本发明的各种实施例。另外,以下的实施例中举例示出股骨进行说明,但本发明不限于此,也能够应用于肱骨等其他长骨。此处,长骨指的是构成四肢等的细长形状的骨。另外,该情况下,以下实施例中的股骨长度测量部、股骨提取部等全部替换为长骨测量部、长骨提取部等。

#### [0026] 实施例1

[0027] 实施例1是超声波诊断装置的实施例,其结构是,包括基于从发送接收超声波的探头部获取的信号生成被检测体的断层图像的图像处理部;基于断层图像测量上述被检测体的股骨的长度的股骨长度测量部;和显示股骨长度测量部的测量结果的输出部,股骨长度测量部测量在断层图像中描绘出的股骨的角度,基于角度测量股骨长度。另外,实施例1是具有处理部的超声波诊断装置的图像处理方法的实施例,处理部基于从发送接收超声波的探头部获取的信号生成被检测体的断层图像,测量在断层图像中描绘出的股骨的角度,基于股骨的角度测量并输出股骨长度。

[0028] 图1是表示以实施例1为代表的本发明各实施例的超声波诊断装置结构的一例的框图。图1中的超声波诊断装置100包括由用于获取回波数据的超声波振子构成的探头部101;进行发送脉冲的控制和接收回波信号的放大的发送接收部102;将作为模拟信号的接收信号转换为数字信号的模/数转换部103;将来自多个振子的接收回波集中进行整相相加的波束成形处理部104;对来自波束成形处理部104的RF信号进行动态范围压缩、滤波处理和扫描变换处理,生成表现被检测体的截面的截面图像112的图像处理部108;测量在截面图像112中描绘出的股骨的长度的股骨长度测量部109;由触摸面板、键盘、轨迹球等构成的接受用户输入的输入部105;基于用户的输入在图像处理部108和股骨长度测量部109中设定参数111的控制部107;和由显示器等构成的将股骨长度的测量结果等对用户呈现的输出部110。其中控制部107、图像处理部108、股骨长度测量部109能够通过由作为通常的计算机的运算处理部的中央处理部(CPU)106执行的程序实现。

[0029] 以下,对图1的结构股骨长度测量部109进行说明。本实施例的股骨长度测量部从断层图像中提取股骨的区域,根据提取的股骨的区域推测股骨的角度,基于推测出的角度计算股骨的端点,基于计算出的端点之间的距离测量股骨长度。优选股骨提取部具有从断层图像中提取股骨的区域股骨提取部;基于股骨的区域检测股骨的角度方向推测部;和测量部,其设定基于股骨的角度搜索线,计算出搜索线上的股骨的区域端点,计算端点之间的距离,使搜索线移动并且基于距离最大的搜索线求出测量线,将测量线上的股骨区域的端点决定为测量点,基于测量点之间的距离计算股骨长度。

[0030] 图2是股骨长度测量部109的结构的一例。图2中的股骨长度测量部109包括从截面图像112中提取像是股骨的区域提取部201、基于提取的股骨区域的信息求出股骨整体的角度的方向推测部202、基于提取的股骨区域和推测出的股骨的角度测量股骨的长度的测量部203。接着对股骨长度测量部109的各功能模块进行说明。

[0031] 股骨提取部201在除去截面图像112中包含的噪声、将像素值归一化之后,将像素值较大、即回波强度较强的区域视为股骨,提取像是股骨的区域,最后将被噪声等隔断的股骨彼此连结来提取股骨区域。

[0032] 图3是说明股骨提取部201进行的流程的流程图。

[0033] 步骤301是对截面图像112的前处理,进行噪声的除去和像素值的归一化。噪声的除去例如用中值滤波器进行。在后述的二值化处理的步骤302中将像素值较大的区域视为股骨,所以优选事先除去作为较大的像素值出现的噪声。即,作为噪声除去方法,只要具有除去较大的像素值的噪声的效果,也可以使用中值滤波器以外的方法。另外,像素值的归一化通过应用以像素值直方图的最高和最低n%产生高光细节损失和阴影细节损失的方式设定的线性的查找表来进行。作为像素值的归一化方法,只要是在步骤302中能够正确地提取股骨区域的方法,也可以使用其他方法。

[0034] 另外,可以采用中值滤波器的滤波器尺寸和查找表的高光细节损失和阴影细节损失的程度等能够通过参数111而变更的结构,上述参数111是按照经由输入部105和控制部107输入的用户指示生成的。采用该结构的情况下,即使因为母体或胎儿的状况等而在截面图像112中描绘出的股骨不清晰的情况下,也能够通过修正参数而提取正确的股骨区域。

[0035] 步骤302是通过将步骤301中进行了前处理的截面图像用规定的阈值二值化,而分割为视为股骨的区域和其以外的二值化处理。阈值可以是固定的值,也可以基于步骤301中的滤波或归一化的方法和它们的参数决定,也可以与探头部101、发送接收部102、模/数转换部103、波束成形处理部104、图像处理部108的特性相应地决定,也可以与被检测体的妊娠周数和发育状况、母体的状态等相应地决定。另外,作为判别分析法,可以使用Nobuyuki Otsu,“A threshold selection method from gray-level histograms”,IEEE Trans.on Systems,Man and Cybernetics,9(1)等阈值的自动决定方法,根据截面图像求出适当的阈值。或者,也可以采用通过参数111能够变更阈值的结构,其中参数111是按照经由输入部105和控制部107输入的用户指示生成的。

[0036] 步骤303是通过将步骤302中提取的股骨区域连结,来提取正确的股骨区域的区域连结处理。具体而言,通过应用基于形态学运算的膨胀滤波和收缩滤波,来将被噪声隔断的区域连结。膨胀滤波和收缩滤波的应用次数可以是固定的,也可以采用通过参数111能够变更阈值的结构,其中参数111是按照经由输入部105和控制部107输入的用户指示生成的。在用本结构进行处理的情况下,能够与提取的股骨的隔断状况相应地进行适当的连结处理,能够提取更正确的股骨区域。

[0037] 股骨长度测量部109的方向推测部202推测股骨区域整体的角度。角度的推测方法可以考虑各种方法,此处说明使用二阶矩的方法。首先,根据下式求出股骨区域的x轴向的方差 $M_{2,0}$ 、y轴向的方差 $M_{0,2}$ 、xy轴向的方差 $M_{1,1}$ 。

[0038] [式1]

$$[0039] \quad M_{2,0} = \sum_{x,y} B(x,y)(x-\bar{x})^2$$

$$[0040] \quad M_{0,2} = \sum_{x,y} B(x,y)(y-\bar{y})^2$$

$$[0041] \quad M_{1,1} = \sum_{x,y} B(x,y)(x-\bar{x})(y-\bar{y})$$

$$[0042] \quad \bar{x} = \frac{1}{\sum_{x,y} B(x,y) \cdot 1} \sum_{x,y} B(x,y)x$$

$$[0043] \quad \bar{y} = \frac{1}{\sum_{x,y} B(x,y) \cdot 1} \sum_{x,y} B(x,y)y$$

[0044] 此处,  $B(x,y)$  是表达在步骤303中提取的股骨区域的函数,  $B(x,y)$  为1的情况下表示股骨区域, 为0的情况下表示非股骨区域。

[0045] 接着, 根据x轴向的方差  $M_{2,0}$ 、y轴向的方差  $M_{0,2}$ 、xy轴向的方差  $M_{1,1}$  用下式求出股骨区域的角度  $\theta$ 。

[0046] [式2]

$$[0047] \quad \theta = \frac{1}{2} \tan^{-1} \left( \frac{2 \cdot M_{1,1}}{M_{2,0} - M_{0,2}} \right)$$

[0048] 股骨长度测量部109的测量部203基于推测出的股骨的角度  $\theta$  检测股骨的两端作为测量点, 通过计算这些测量点之间的距离来测量股骨的长度。

[0049] 图4是说明测量部203进行的流程的流程图。另外, 图5是说明测量部203进行的测量处理的示意图, 示出了例如在能够在输出部10的显示器上显示的图像501中提取出股骨区域502时, 设定了后述的搜索线503的状态。另外, 搜索线503a表示在股骨区域502上设定有搜索线503时的状态。进而, 端点504和505是搜索线503a与股骨区域502的交点。以下, 参考图5同时说明图4的流程图。

[0050] 步骤401是设定搜索线503的位置和角度的处理。搜索线503的角度设定为用方向推测部202推测得到的股骨的角度  $\theta$ , 搜索线503的初始位置设定为通过图像的最上部、即左上角的线。通过后述的反复处理, 搜索线503在维持角度  $\theta$  的状态下使位置移动至通过图像的最下部、即右下角的位置, 从图像的上端扫描至下端。

[0051] 步骤402是通过计算搜索线503与股骨区域的交点来计算搜索线503上的股骨区域502的端点的处理。具体而言, 在搜索线503上从左端起向右方向、进而从右端起向左方向搜索, 将搜索线503最先到达股骨区域502的坐标分别作为左端点和右端点。例如, 搜索线处于搜索线503a的位置时, 检测左端点504、右端点505作为左右的端点。

[0052] 步骤403是计算上述步骤中得到的搜索线的端点之间的距离, 在例如对处理部即CPU106附加设置的省略图示的存储部等中保持的处理。端点之间的距离使用欧几里得距离计算。另外, 在步骤402中未求出端点的情况、即搜索线503上不存在股骨区域502的情况下, 距离设为零。

[0053] 步骤404是判断搜索线503是否已从图像的上端扫描至下端的处理。使搜索线移动

同时反复执行步骤401至403,直至全部扫描完成。

[0054] 步骤405是从步骤403中保持于存储部的全部的端点之间的距离的测量结果中搜索最长的距离的处理。本实施例中,将由步骤405判断为多条搜索线中距离最长的搜索线称为测量线,并且将对应的端点称为测量点。此时,搜索得到的最长的距离、即测量线的测量点之间的距离是股骨的表象上、即图像坐标上的长度。步骤405进而考虑图像处理部108中的截面图像生成方法、例如图像的放大率等来将股骨的表象上的长度换算为实际的股骨的长度,通过输出部110对用户呈现。

[0055] 另外,可以采用在步骤405中,股骨长度测量部109在计算出的实际的股骨长度明显偏离根据胎儿的妊娠周数计算出的标准值的情况下,通过输出部110对用户提出警告的结构。即,股骨长度测量部具备在判断为测量得到的股骨长度是异常值的情况下,能够对输出部输出警告的结构。通过对该测量得到的股骨长度与预先在省略图示的存储部等中保持的标准值进行比较而判断是否异常值的结构,用户能够得知是否正确地描绘出截面图像、测量结果是否妥当、胎儿有无异常等。

[0056] 通过以上详细叙述的本实施例的结构,基于截面图像中的股骨的角度检测股骨的长度,所以测量精度进一步提高。图6是为了比较而用于说明现有技术的测量方法的示意图。现有方法中计算与股骨502外接的矩形601,将矩形601的对角线602的长度视为股骨的长度。现有技术中,股骨被较粗地描绘并且倾斜时,存在对角线602的长度与股骨区域的长度不一致的情况、本例中对角线602中线段602a附近成为误差等情况,测量精度上存在问题。

[0057] 另一方面,本实施例的结构中,股骨的长度是以基于股骨的角度计算出的股骨的端部之间的距离为基准计算的,所以不会产生线段602a这样的误差,能够以更高的精度测量。另外,通过本实施例的结构实现的计算股骨的两端之间的距离的方法,是医师根据截面图像通过手动作业测量股骨的长度的情况下标准地使用的方法,与手动测量结果的一致性也有所提高。

[0058] 另外,股骨长度测量部109可以通过将步骤403中判断为测量线的搜索线503、判断为测量点的左端点504、右端点505的信息例如在截面图像112上叠加而可视化,通过输出部110对用户呈现。即,股骨长度测量部具有在断层图像上叠加端点或通过端点的线中的至少一者来对输出部输出的结构。

[0059] 图9是表示使用输出部110的显示器对用户呈现的画面的一例的示意图。在输出画面901上叠加截面图像112,在截面图像112中描绘出股骨903。此时,对于测量线503、判断为测量点的左端点504、右端点505,分别用线段和点在输出画面上叠加。如果采用该结构,则用户能够更直观地判断测量结果是否正确。

[0060] 另外,股骨长度测量部109可以通过将测量线503、判断为测量点的左端点504、右端点505的信息在将左端点504和右端点505的周边放大后的截面图像112上叠加而可视化,通过输出部110对用户呈现。即,股骨长度测量部可以具备将端点附近的断层图像放大得到放大断层图像,在放大断层图像上叠加端点或通过端点的线中的至少一者来对输出部输出的结构。

[0061] 图10是表示对用户呈现的画面的一例的示意图,示出了对于图9所示的画面进而叠加了放大图的状态。在输出画面1001中,与图9的输出画面901同样地描绘了截面图像

902、股骨903、测量线503、判断为测量点的左端点504、右端点505。对于该输出画面1001,进而也描绘左端点504的放大图1002和右端点504的放大图1003。左端点504的放大图1002是将左端点504附近的截面图像1006放大、并叠加了左端点504和测量线503的图,右端点的放大图1003是将右端点505附近的截面图像1005放大、并叠加了右端点505和测量线503的图。此时,左端点的放大图1002和右端点的放大图1003优选以股骨903、测量线503、左端点504、右端点505不会被遮挡的方式叠加。

[0062] 采用本结构,用户能够在观看股骨整体的同时,更详细地得知测量点即左右端点附近的情况,能够容易地判断测量结果是否正确。

[0063] 实施例2

[0064] 实施例2是进而具有从用户接受修正输入的输入部,股骨长度测量部能够对于股骨长度按照来自输入部的输入,修正股骨长度的结构的超声波诊断装置的实施例。即,本实施例是在实施例1中未输出期待的测量结果的情况下,用户能够容易地修正测量结果的实施例。参考图2、图7和图8,以下仅示出与实施例1相比存在变更的模块。

[0065] 本实施例中的股骨长度测量部109是与实施例1的图2大致相同的结构,但是变更为将按照通过输入部105和控制部107输入的用户指示生成的参数111对测量部203输入。本实施例中的测量部203首先用实施例1中已详细叙述的方法通过处理部即CPU106的程序处理自动测量股骨的长度后,与基于输入的参数111的来自用户的修正请求相应地修正测量结果。

[0066] 图7是说明本实施例中的测量部203进行的流程的流程图。步骤701进行实施例1中的测量部203的一系列处理。即,同样地从图4的流程图所示的处理的开始执行至结束。

[0067] 步骤702是对用户询问是否需要修正测量结果的处理。步骤702由输出部110对用户进行是否修正的询问,通过输入部105和控制部107接受用户的指示。如果用户指示无需修正的情况下,本流程结束,将使用自动测量701中测量出的当前时刻的测量线和测量点得到的测量结果确定为股骨的长度。

[0068] 步骤703是从用户接受使测量线移动的指示,设定新的测量线的位置的处理。例如,使用上下轴向的单轴摇杆作为输入部105,步骤703按照上下方向的指示设定测量线503的移动目标。步骤402和步骤403进行与用图4说明的实施例1相同的处理。

[0069] 通过以上结构,用户能够通过简单的操作变更测量线503的位置,并且基于步骤703中设定的测量线,在步骤402中,通过CPU106的程序处理,再次设定测量点即左端点504和右端点505的位置,再次计算股骨的长度,所以能够容易地修正测量结果。

[0070] 另外,股骨长度测量部109可以在步骤403后,使测量线503、测量点即左端点504、右端点505的信息与实施例1同样地可视化并对用户呈现。如果采用该结构,则用户能够在确认测量结果的同时使测量线、测量点移动,能够容易地修正测量结果。

[0071] 另外,在步骤703中,可以设定为能够由用户修正测量线的角度。例如,使用上下左右方向的两轴摇杆作为输入部105,步骤703能够按照上下方向的指示修正测量线的角度,按照左右方向的指示修正使测量线旋转时的中心位置。如果采用该结构,则用户能够简单地变更测量线的角度,并且在步骤402中,通过CPU106的程序处理,再次测定测量点即左端点504和右端点505,再次计算股骨的长度,所以能够容易且快速地修正测量结果。

[0072] 另外,步骤703中,可以设定为能够由用户修正测量线的长度。例如,使用上下左右

轴向的两轴摇杆作为输入部105,步骤703能够按照上下方向的指示选择要变更长度的左或右端点,按照左右方向的指示保持测量线的角度不变地使选择的端点延长或缩短。另外,在该结构中不实施步骤402。采用该结构,用户能够通过简单的操作容易地修正测量线503的长度。

[0073] 另外,可以对于图2的测量部203也变更为输入截面图像112,在步骤703中设定为能够由用户对测量线的长度进行半自动修正。

[0074] 图8是说明本结构中的测量部203进行的半自动修正流程的流程图。另外,图8中,步骤701、步骤702、步骤403与上述处理相同,省略了步骤402。

[0075] 步骤801使用上下左右轴向的两轴摇杆作为输入部105从用户接受指示。具体而言,按照摇杆的上下方向的指示选择要变更长度的左或右端点,按照左右方向的指示保持测量线的角度不变地使选择的端点延长或缩短。步骤801进而在用户修正了右端点的坐标后,从对测量部203输入的截面图像112中获取CPU106通过程序处理修正后的坐标的像素值,基于获取左端点的像素值进行修正。更具体而言,测量部203使用截面图像112,在左端点的周边的测量线上检索最接近右端点的像素值的像素值,将该坐标设为左端点的坐标即可。另外,如果用户修正的端点是左端点,则对于右端点同样地进行坐标的修正。

[0076] 采用该结构,能够使用输入的截面图像112,通过简单的操作容易地修正测量线503的长度,并且仅通过修正一个端点的坐标,另一个端点的坐标也被修正,所以能够更容易地修正测量线503的长度。

[0077] 另外,本发明不限于上述实施例,包括各种变形例。例如,上述实施例是为了易于理解地说明本发明而详细说明书的,并不限于必须具备说明的全部结构。另外,能够将某个实施例的结构的一部分置换为其他实施例的结构,也能够某个实施例的结构上添加其他实施例的结构。另外,对于各实施例的结构的一部分,能够追加、删除、置换其他结构。

[0078] 另外,按照上述各结构、功能、处理部、控制部等可以通过CPU解释、执行实现各功能的程序而用软件实现其一部分或全部进行了说明,但也可以例如通过在集成电路中设计等而用硬件实现。另外,实现各功能的程序、表、文件等的信息能够保存在省略了图示的作为计算机的存储部的存储器、硬盘、SSD(Solid State Drive:固态硬盘)等记录装置、或者IC卡、SD卡、DVD等记录介质中。

[0079] 附图标记说明

[0080] 100 超声波诊断装置

[0081] 101 探头部

[0082] 102 发送接收部

[0083] 102 模/数转换部

[0084] 104 波束成形处理部

[0085] 105 输入部

[0086] 106 中央处理部(CPU)

[0087] 107 控制部

[0088] 108 图像处理部

[0089] 109 股骨长度测量部

[0090] 110 输出部

- [0091] 111 参数
- [0092] 112、902、1005、1006 截面图像
- [0093] 201 股骨提取部
- [0094] 202 方向推测部
- [0095] 203 测量部
- [0096] 501 图像
- [0097] 502、903 股骨
- [0098] 503 搜索(测量)线
- [0099] 504 左端点
- [0100] 505 右端点
- [0101] 601 矩形
- [0102] 602 对角线
- [0103] 901、1001 输出画面
- [0104] 1002、1003 放大图。

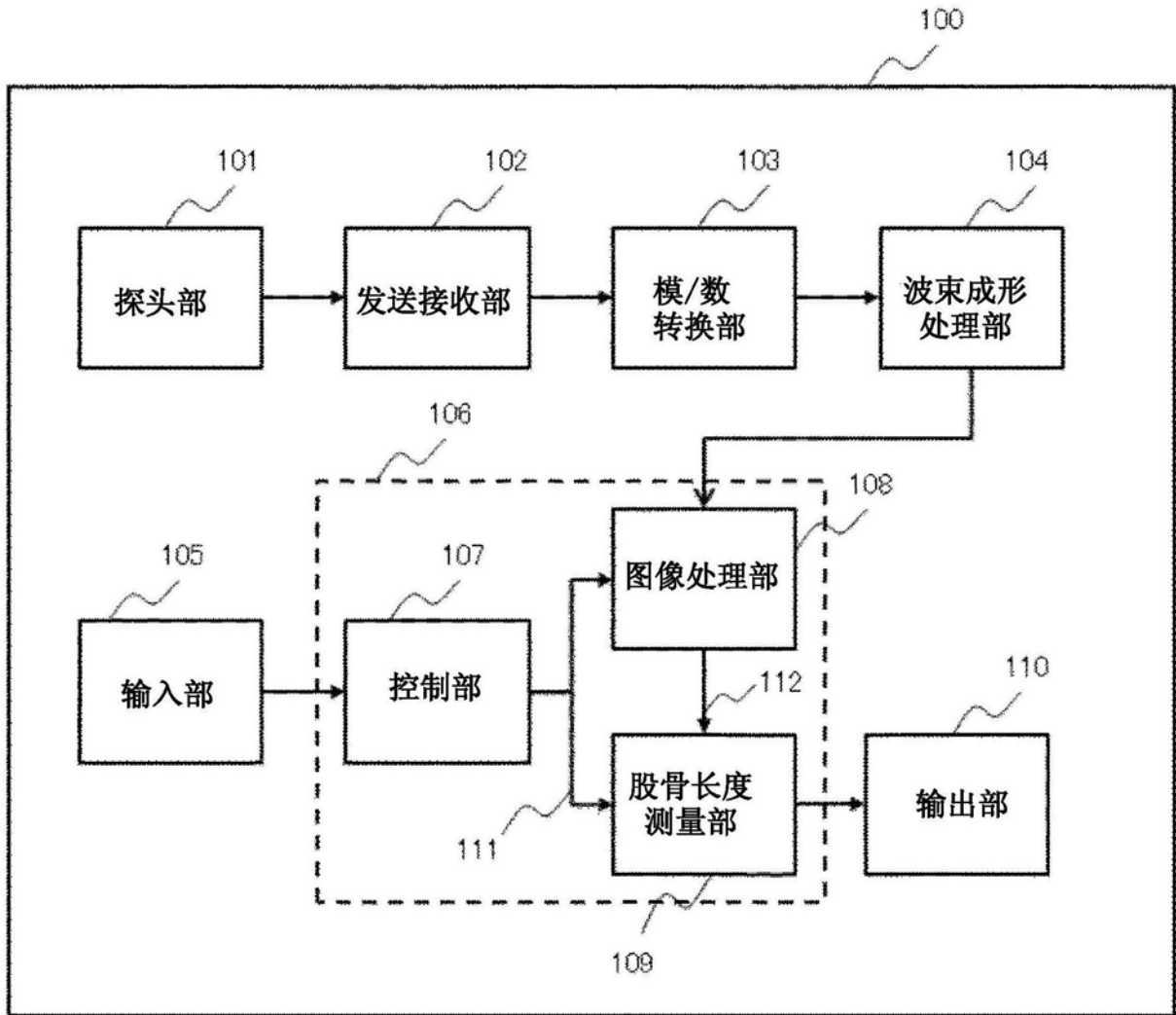


图1

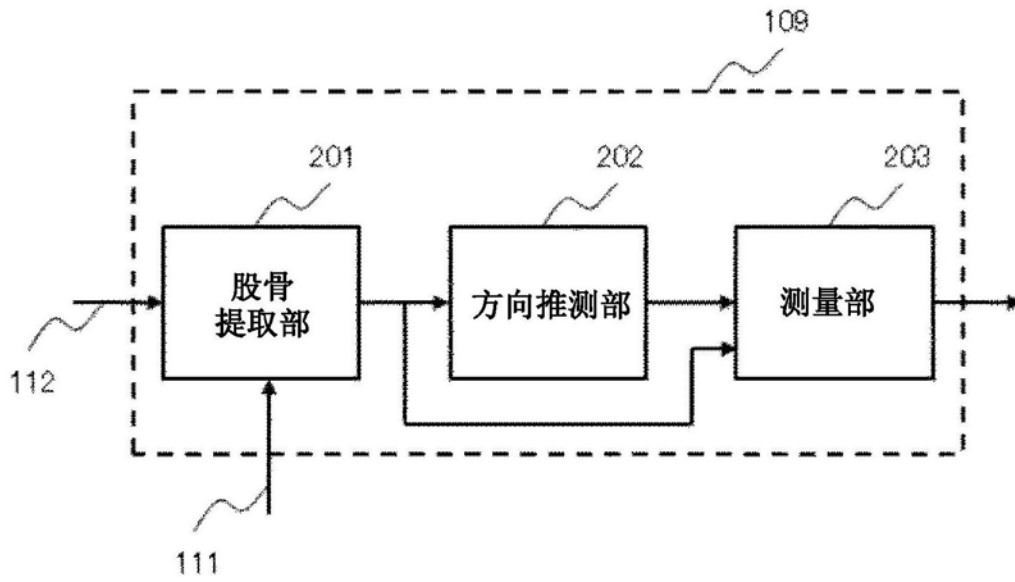


图2

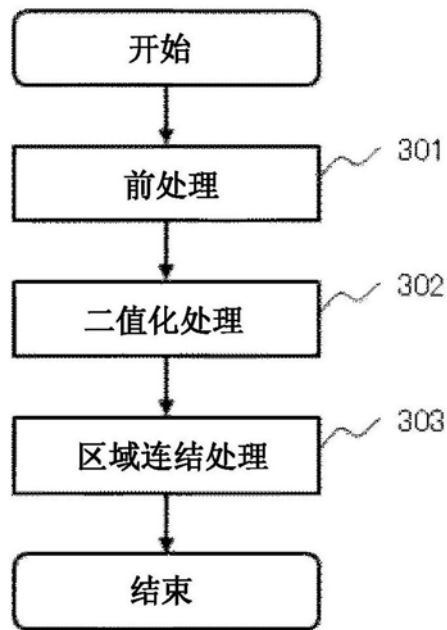


图3

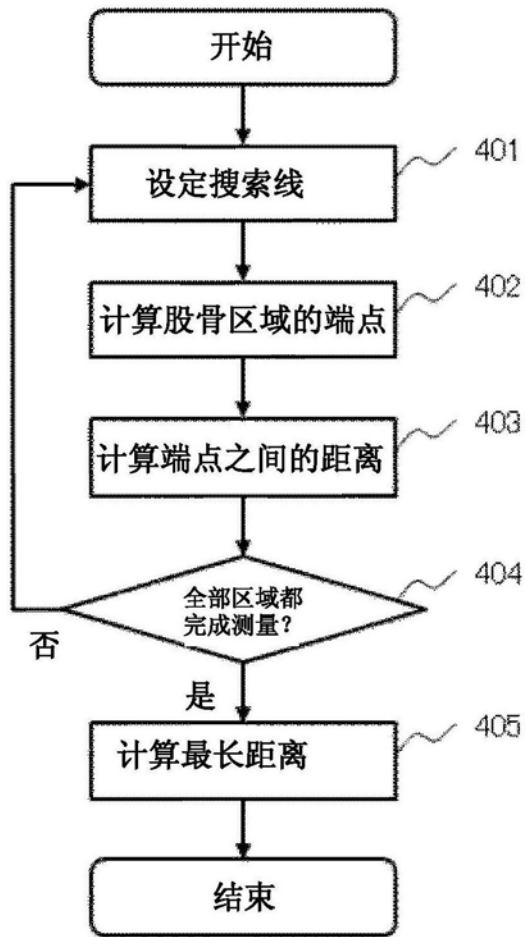


图4

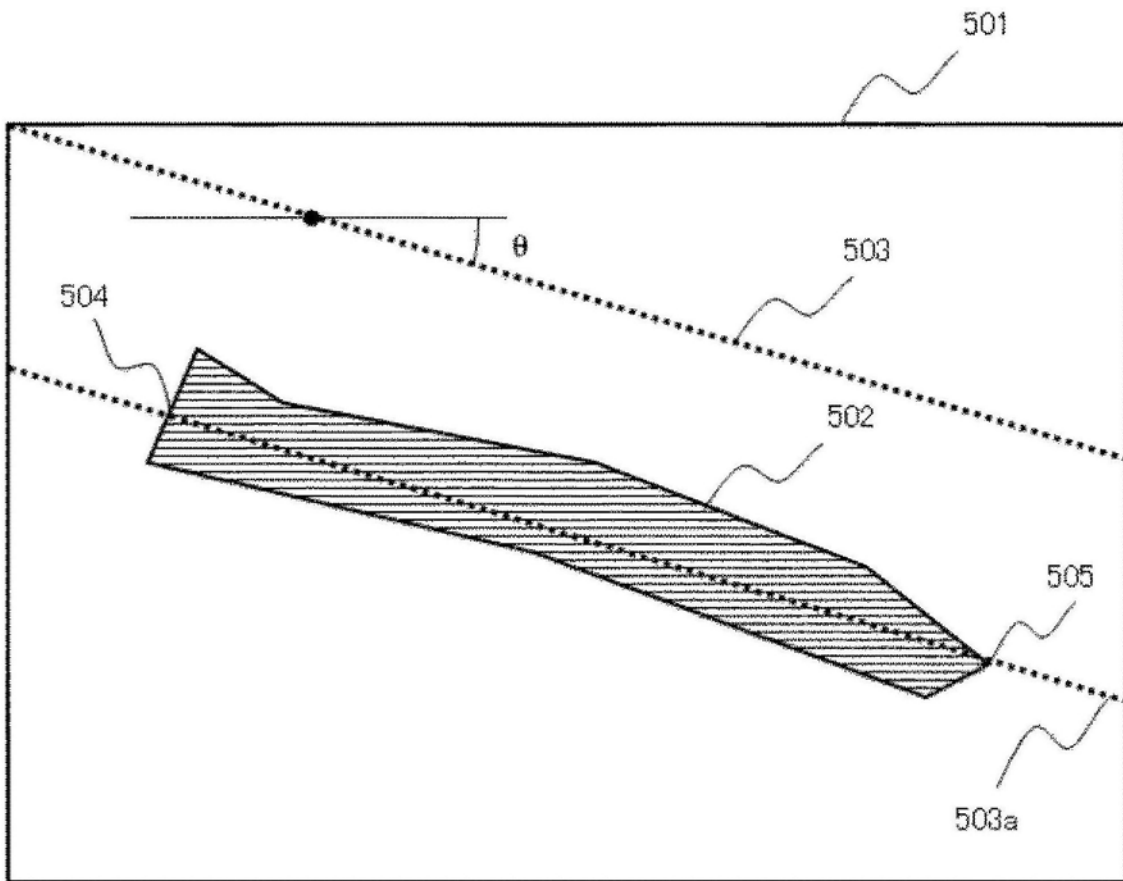


图5

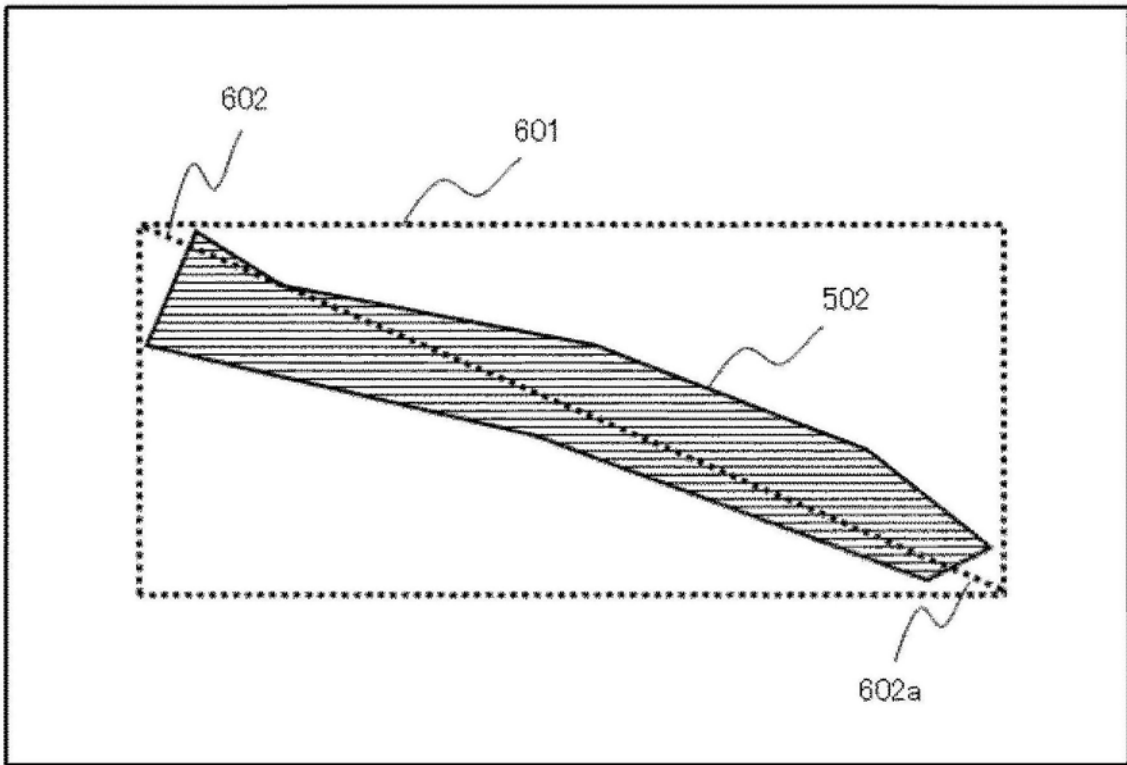


图6

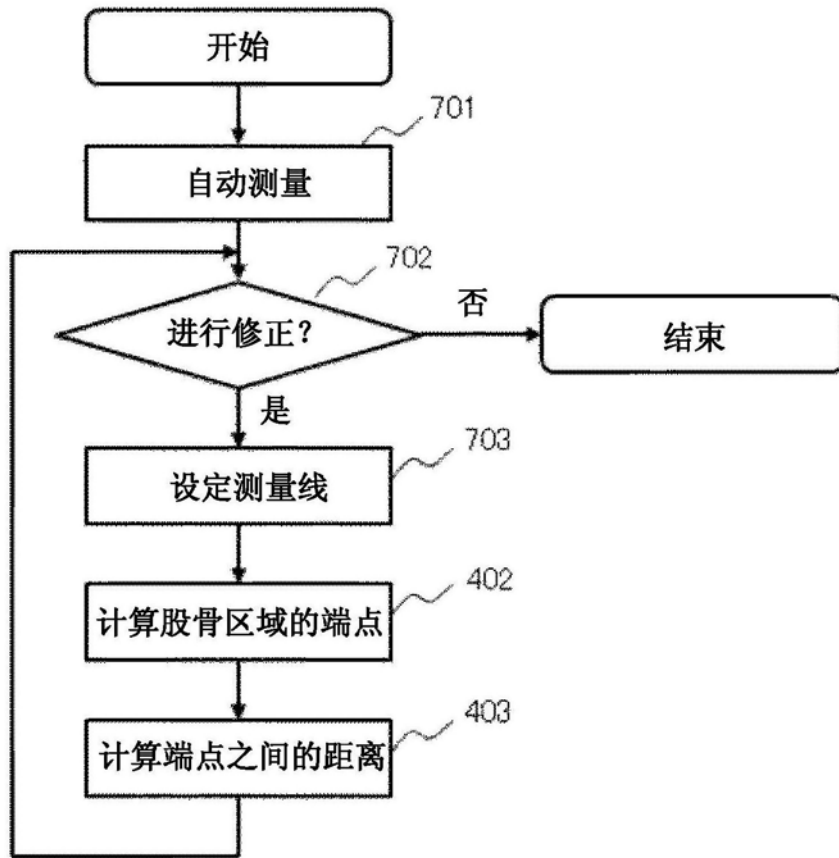


图7

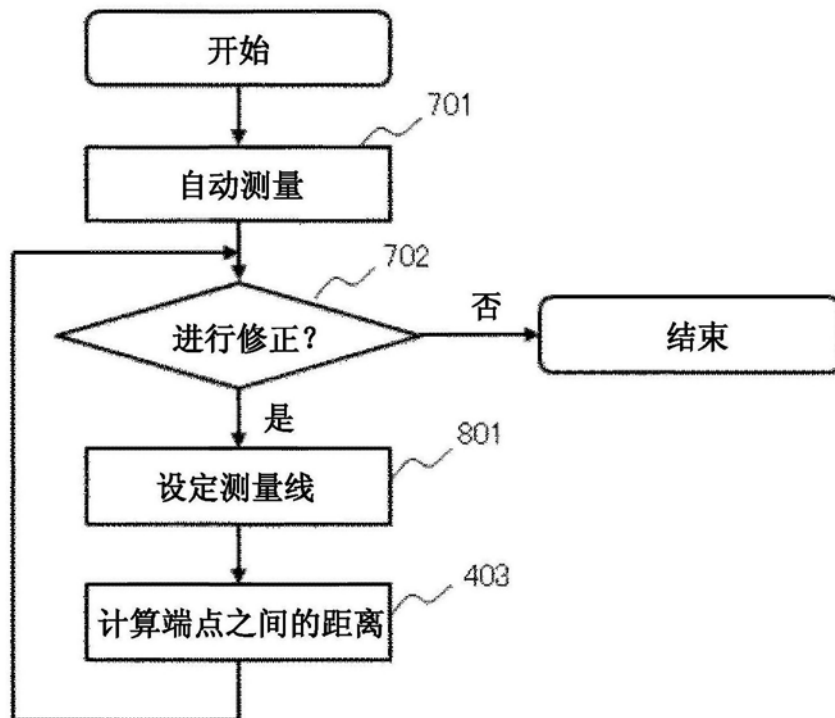


图8

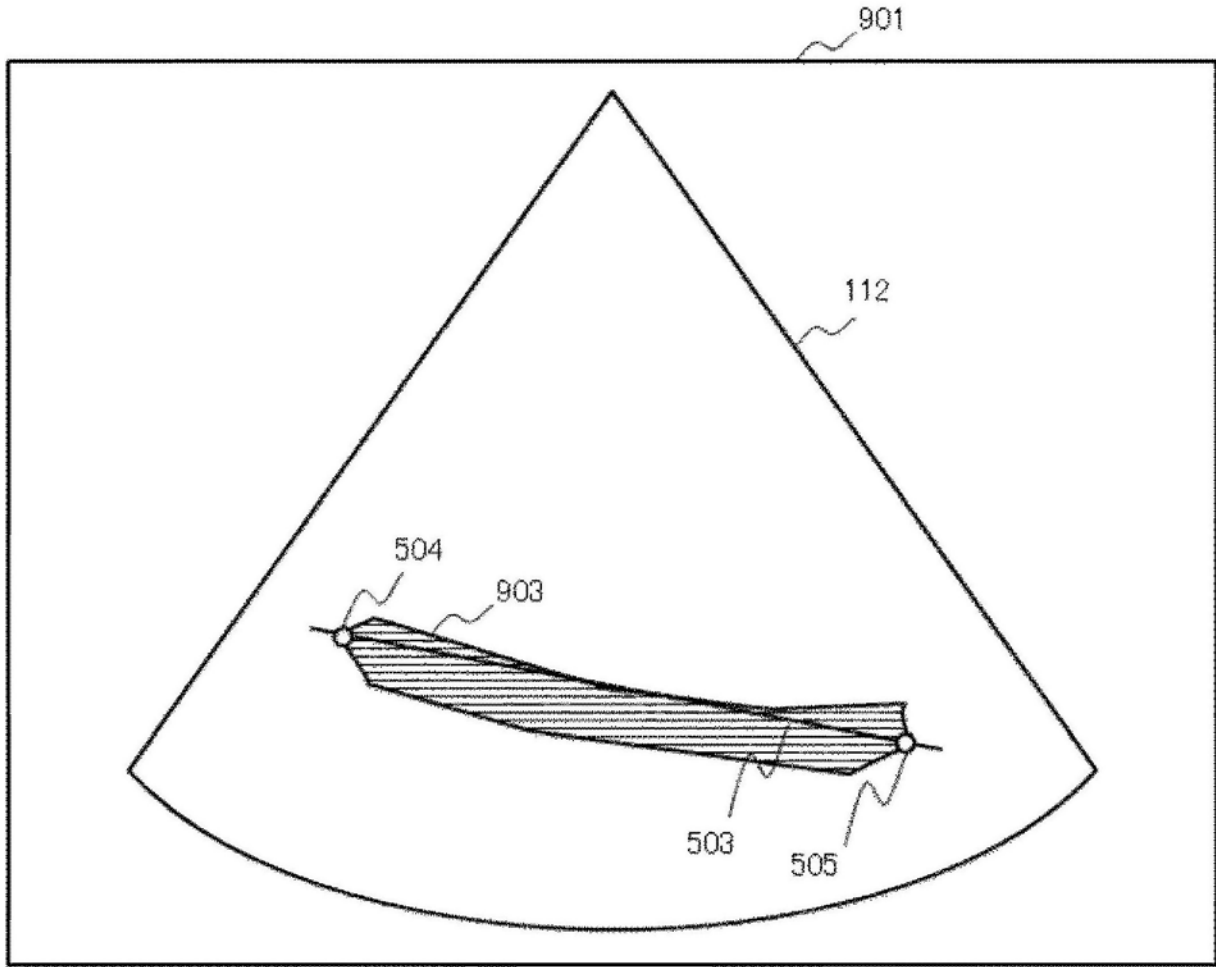


图9

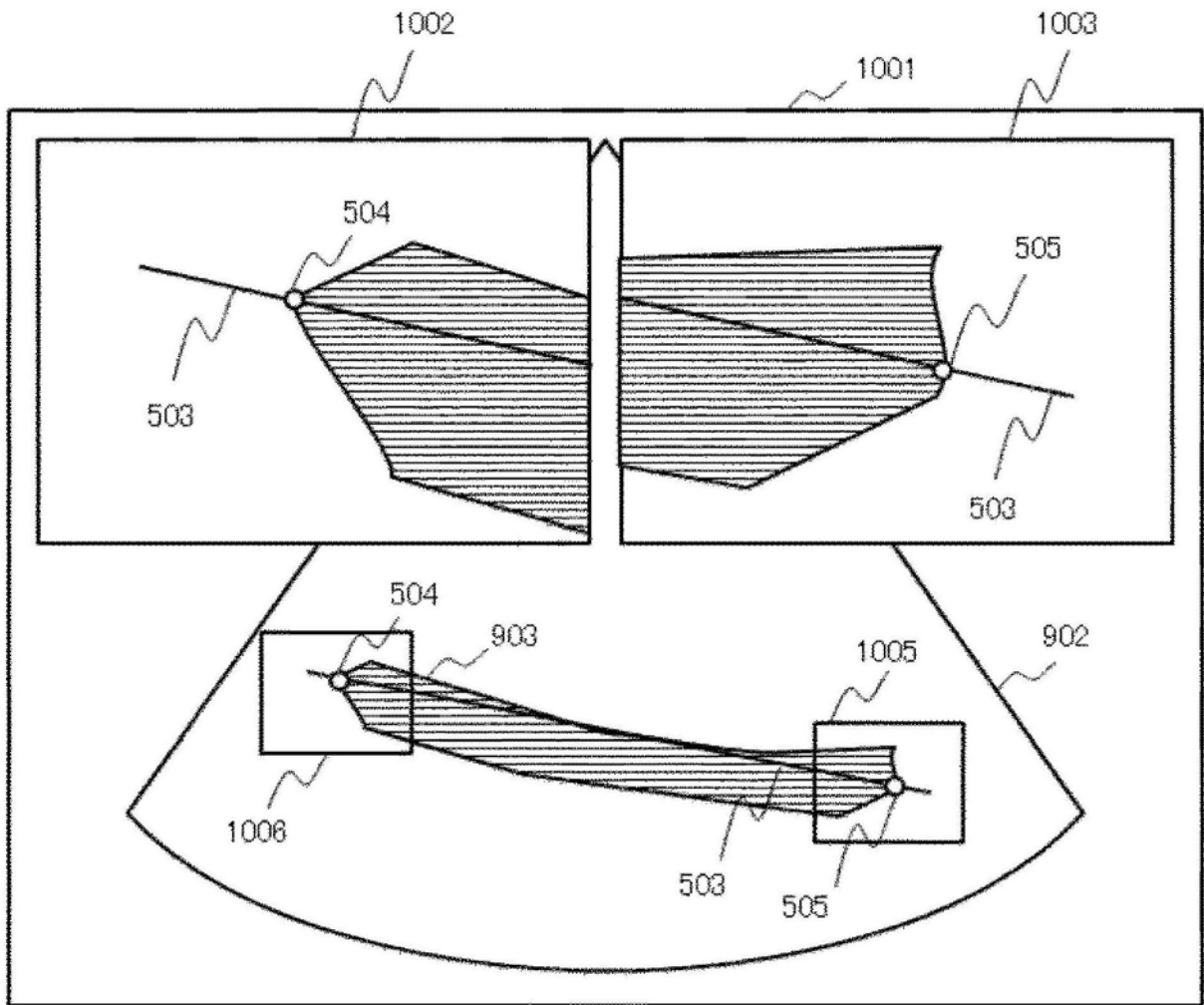


图10

专利名称(译)	超声波诊断装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN108135575A</a>	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680061172.7	申请日	2016-09-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	高野桥健太 野口喜实 丰村崇 井上信康 小林正树		
发明人	高野桥健太 野口喜实 丰村崇 井上信康 小林正树		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
优先权	2015214383 2015-10-30 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种准确地测量被检测体的股骨等长骨的长度的技术。包括基于从收发超声波的探头部(101)获取的信号生成被检测体的断层图像的图像处理部(108)；从断层图像测量被检测体的股骨的长度的股骨长度测量部(109)；和显示股骨长度测量部的测量结果的输出部(110)，股骨长度测量部(109)测量描绘在断层图像上的股骨的角度，基于该角度测量股骨长度。通过进行基于股骨的角度的测量，能够更准确地测量股骨的长度。

