



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106999157 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(21)申请号 201580048924.1

(22)申请日 2015.08.31

(30)优先权数据

14/484503 2014.09.12 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/047673 2015.08.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/040024 EN 2016.03.17

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 F.帕特鲁诺 S.沙林格尔

K.平托夫尔 W.小杜达 K-H.伦皮

L.范德维恩

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 姜冰 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

G06T 7/12(2017.01)

G06T 7/13(2017.01)

G06T 7/181(2017.01)

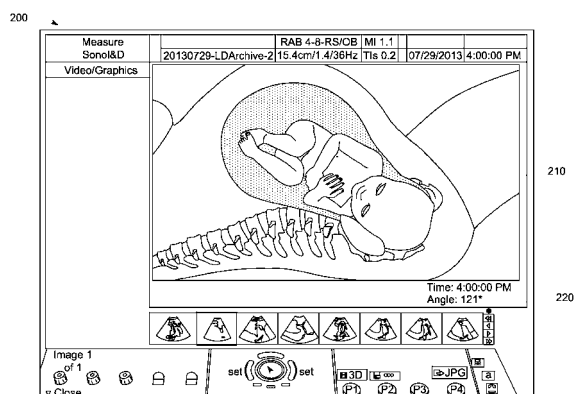
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

用于通过计算和显示超声测量和图形模型进行胎儿显像的方法与系统

(57)摘要

提供了用于胎儿显像的系统与方法。所述方法包含：由超声系统采集感兴趣区域的超声数据；以及由所述超声系统的处理器基于所采集的超声数据来计算胎儿测量(220)。所述测量可以是分娩进程测量，诸如进展角(AOP)测量或胎儿头部-会阴距离测量。所述方法进一步包含由所述处理器基于所述胎儿测量和所采集的超声数据中的一个或更多来生成图形模型(210)。例如，诸如胎儿和子宫结构的标准或普通模型可被访问。所述方法还包含在显示系统显示所计算的胎儿测量以及所生成的图形模型。



1. 一种用于胎儿显像的方法,所述方法包括:
由超声系统采集感兴趣区域的超声数据;
由所述超声系统的处理器基于所采集的超声数据来计算胎儿测量;
由所述处理器基于所述胎儿测量以及所采集的超声数据中的至少一个来生成图形模型;以及
在显示系统显示所计算的胎儿测量以及所生成的图形模型。
2. 依据权利要求1所述的方法,其中所述超声数据通过经会阴的超声成像被采集。
3. 依据权利要求1所述的方法,其中所述图形模型是三维图形模型。
4. 依据权利要求1所述的方法,其中所述胎儿测量是分娩进程测量。
5. 依据权利要求4所述的方法,其中所述分娩进程测量是进展角测量。
6. 依据权利要求5所述的方法,包括:
对所采集的超声数据应用对比度增强,以生成对比度增强图像;以及
通过以下步骤来生成与所述对比度增强图像中的耻骨分支和胎儿颅骨对应的图像像素的二进制表示:
对所述对比度增强图像应用曲度掩蔽,以生成曲度掩蔽输出图像,
对所述对比度增强图像应用皿度掩蔽,以生成皿度掩蔽输出图像;以及
将所述曲度掩蔽输出图像和所述皿度掩蔽输出图像进行组合。
7. 依据权利要求5所述的方法,包括自动选择所采集的超声数据中的耻骨分支和胎儿颅骨轮廓。
8. 依据权利要求7所述的方法,包括检测从所述耻骨分支的下部顶点延伸的线相切地相交于所述胎儿颅骨轮廓所在的切线点。
9. 依据权利要求8所述的方法,其中所述进展角测量按照沿所述耻骨分支所画的线与从所述耻骨分支的所述下部顶点延伸到所述切线点的线之间的角度来被计算。
10. 一种用于胎儿显像的系统,所述系统包括:
超声装置,包括:
探测器,配置成采集感兴趣区域的超声数据;
处理器,配置成:
基于所采集的超声数据来计算胎儿测量,以及
基于所述胎儿测量以及所采集的超声数据中的至少一个来生成图形模型;以及
显示系统,配置成显示所计算的胎儿测量以及所生成的图形模型。
11. 依据权利要求10所述的系统,其中所述胎儿测量是分娩进程测量。
12. 依据权利要求11所述的系统,其中所述分娩进程测量是进展角测量。
13. 依据权利要求12所述的系统,其中所述处理器配置成自动选择所采集的超声数据中的耻骨分支和胎儿颅骨轮廓。
14. 依据权利要求13所述的系统,其中所述处理器配置成检测从所述耻骨分支的下部顶点延伸的线相切地相交于所述胎儿颅骨轮廓所在的切线点。
15. 依据权利要求14所述的系统,其中所述处理器配置成按照沿所述耻骨分支所画的线与从所述耻骨分支的所述下部顶点延伸到所述切线点的线之间的角度来计算所述进展角测量。

16. 一种非暂态计算机可读媒体,已在在其上存储具有至少一个代码段的计算机程序,所述至少一个代码段可被机器执行以用于引起所述机器执行包括以下的步骤:

基于采集的超声数据来计算胎儿测量;

基于所述胎儿测量以及所采集的超声数据中的至少一个来生成图形模型;以及
显示所计算的胎儿测量以及所生成的图形模型。

17. 依据权利要求16所述的非暂态计算机可读媒体,其中所述胎儿测量是分娩进程测量。

18. 依据权利要求17所述的非暂态计算机可读媒体,其中所述分娩进程测量是进展角测量。

19. 依据权利要求18所述的非暂态计算机可读媒体,包括自动选择所采集的超声数据中的耻骨分支和胎儿颅骨轮廓。

20. 依据权利要求19所述的非暂态计算机可读媒体,包括检测从所述耻骨分支的下部顶点延伸的线相切地相交于所述胎儿颅骨轮廓所在的切线点。

21. 依据权利要求20所述的非暂态计算机可读媒体,其中所述进展角测量按照沿所述耻骨分支所画的线与从所述耻骨分支的所述下部顶点延伸到所述切线点的线之间的角度来被计算。

用于通过计算和显示超声测量和图形模型进行胎儿显像的方法与系统

[0001] 对相关申请的交叉引用/通过引用的结合

本申请要求对在2014年9月12日提交的美国申请No. 14/484,503的优先权,所述全部公开因此通过引用被结合。

技术领域

[0002] 本发明的某些实施例涉及超声成像。更具体地,本发明的某些实施例涉及用于基于图形模型和超声测量的胎儿显像(诸如分娩进程)的方法与系统。

背景技术

[0003] 超声成像是一种用于对人体内的器官和软组织进行成像的医疗成像技术。超声成像使用实时、非侵入高频声波来产生二维(2D)图像和/或三维(3D)图像。

[0004] 超声成像可通过允许对子宫颈扩张、胎儿先露、位置、以及下降的检查而在评估分娩的进程和/或其它的胎儿测量中是有帮助的。分娩的延长第二阶段是难产的一种类型,借此在子宫颈已经变得充分扩张之后,胎儿在未经产妇女中在三个小时之内尚未被接生或在经产妇女中在两个小时之内尚未被接生。经历分娩的延长第二阶段的妇女通常需要干涉,其牵涉有器械接生(使用产科钳或吸杯)或剖腹产术或失败的器械接生后跟随剖腹产术。

[0005] 在最近几年中,剖腹产术的比率已大幅增加。进程的失败和胎儿窘迫是对于执行外科接生或剖腹产术的两个最普遍的指示。剖腹产术关联着母体患病的风险,诸如膀胱损伤以及血肿,且不必要的剖腹产术最好被避免。

[0006] 当前,使用经阴道成像的胎儿下降的数字检查被认为是用于评估胎儿头部部位的“黄金标准”,但 this 方法是主观且不精确的,具有高的观察者之间可变性。最近的研究已表明经会阴的超声成像可允许对产道中胎儿头部下降的水平的客观量化。包含胎儿头部会阴距离以及测量“进展角”(AOP)的多个测量已被提出用来评估分娩进程。关于AOP,已被表明的是,分娩的第二阶段中AOP越大,则成功的辅助或自然接生的概率就越大。对于在直接的枕前位(occipitoanterior)位置中的胎儿的研究已表明,AOP很好地关联于选取自然阴道或器械接生或剖腹产术的决定。存在增长的证据建议AOP可构成用来评估分娩进程所适合的、客观的工具。

[0007] 在提高分娩室中临床工作流的健壮性(robustness)和精确性方面的早期努力组合了位置追踪技术与高级超声成像,以客观地确定胎儿头部部位。例如,由TRIG MEDICAL开发的LABORPRO通过在骨盆上人工地标记点或使用位置传感器来绘制母体骨盆。跟随其后,将已知的胎儿头部界标标记在超声图像上。所述两种标记使得LABORPRO能够确定胎儿头部相对于骨盆骨的空间位置。然而,LABORPRO中的系统并不是完全自动地工作的且要求人工交互。现有系统也不是以一种适合于按照非医疗人员的理解能力的方式来显示分娩进程或其它的胎儿测量信息。

[0008] 通过将此类系统与在本申请的其余部分中参考图来阐述的本发明的一些方面进

行比较,常规和传统途径的进一步限制以及劣势将对本领域中的技术人员变得显而易见。

发明内容

[0009] 提供了一种用于通过计算和显示超声测量以及图形模型来进行胎儿显像的系统 和/或方法,其大体上如在所述图的至少一个中被示出的和/或联系所述图中的至少一个被描述的,其在权利要求中更加彻底地被阐述。

[0010] 根据以下的描述以及图,本发明的这些以及其它优势、方面和新颖特征,以及其被示出的实施例的细节将更加充分地被理解。

附图说明

[0011] 图1是依照本发明的一实施例的、可操作用来基于图形模型和测量提供胎儿显像的示范超声系统的框图。

[0012] 图2示出依照本发明的一实施例的图形模型和超声测量的示范显示。

[0013] 图3是一流程图,其示出依照本发明的一实施例的、可被利用来基于图形模型和测量提供胎儿显像的示范步骤。

[0014] 图4是一流程图,其示出依照本发明的一实施例的、可被利用来执行进展角测量的示范步骤。

[0015] 图5是示出依照本发明的一实施例的示范的进展角测量的图像。

具体实施方式

[0016] 本发明的某些实施例可被发现在用于通过计算和显示超声图像测量以及图像模型来提供胎儿显像的方法与系统中。

[0017] 各种实施例包含提供胎儿显像的系统100与方法300。方法300能够包含由超声系统100来采集302感兴趣区域的超声数据。方法300可包含由超声系统100的处理器132、140来基于所采集的超声数据来计算304胎儿测量。方法300能够包含由处理器132、150来基于所采集的超声数据生成306图形模型。方法300可包含在显示系统134显示308所计算的胎儿测量220以及所生成的图形模型210。

[0018] 前面的发明内容以及某些实施例的以下详细描述在连同附带的图而被阅读时,将会更好地被理解。就所述图示出各种实施例的功能块的图解来说,功能块并不必要地指示硬件电路之间的划分。因而,例如,功能块(例如,处理器或存储器)中的一个或更多可被实现在单件硬件(例如,通用信号处理器或随机存取存储器的块、硬盘、或诸如此类)或多件硬件之中。类似地,程序可以是孤立的程序,可以是被结合作为操作系统中的子程序,可以是安装的软件包中的功能,以及诸如此类。应当被理解的是,各种实施例不被限制于图中所示的布置和手段(instrumentality)。还应当被理解的是,在不偏离本发明的各种实施例的范畴的情况下,实施例可被组合,或其它实施例可被利用、以及结构的、逻辑的、和电的改变可被做出。因此,以下详细描述不要以限制性的意义被采纳,且本发明的范畴由附带的权利要求和它们等同体来定义。

[0019] 在本文中使用时,以单数被记载并继以词语“一(a或an)”的元件或步骤应当被理解为不排除多个所述元件或步骤,除非此类排除明确地被声明。进一步地,对“一实施例”、

“一个实施例”、“一代表性实施例”、“一示范实施例”、“各种实施例”、“某些实施例”等的引用不旨在被解释为排除同样结合了被记载特征的其它实施例的存在。此外,除非明确声明了反义,“包括(comprising)”、“包含(including)”或“具有(having)”具有特定性质的元件或多个元件的实施例可包含不具有那个性质的其它元件。

[0020] 另外,在本文中使用时,措词“像素”也包含其中数据以“体素”来表示的本发明的实施例。因而,术语“像素”和“体素”二者可在本文档的各处可交替地被使用。

[0021] 同样在本文中使用时,术语“图像”广泛地既指代可视图像也指代表示可视图像的数据。然而,许多实施例生成(或配置成生成)至少一个可视图像。另外,在本文中使用时,措词“图像”被用来指代超声模式,诸如B模式、CF模式、和/或CF的子模式诸如TVI、Angio、B流、BMI、BMI_Angio,且在一些情况中还有MM、CM、PW、TVD、CW,其中“图像”和/或“平面”包含单个波束或多个波束。

[0022] 进一步地,在本文中使用时,术语处理器或处理单元指代能够实行对于本发明所需要的被要求演算的任何类型的处理单元,诸如单核或多核:CPU、图形板、DSP、FPGA、ASIC或其的组合。

[0023] 应当注意的是,本文中所描述的生成或形成图像的各种实施例可包含用于形成图像的处理,其在一些实施例中包含波束成形且在其它实施例中不包含波束成形。例如,图像能够在没有波束成形的情况下被形成,诸如通过将被解调的数据的矩阵与系数矩阵相乘,使得乘积是图像且其中该过程不形成任何“波束”。而且,图像的形成可使用可起源于多于一个的传送事件的通道(channel)组合(例如,合成孔径技术)来执行。

[0024] 在各种实施例中,用来形成图像的超声处理(例如,包含超声波束成形,诸如接收波束成形)在软件、固件、硬件或其的组合中被执行。图1中示出了依照各种实施例而形成的具有软件波束成形器架构的超声系统的一个实现。

[0025] 图1是依照本发明的一实施例的、可操作用来基于图形模型和测量提供胎儿显像的示范超声系统的框图。参考图1,示出有超声系统100。超声系统100包括传送器102、超声探测器104、传送波束成形器110、接收器118、接收波束成形器120、RF处理器124、RF/IQ缓冲器126、用户输入模块130、信号处理器132、图像缓冲器136、以及显示系统134。

[0026] 传送器102可包括适合的逻辑、电路、接口、和/或代码,其可以可操作用来驱动超声探测器104。超声探测器104可包括压电元件的二维(2D)或三维(3D)阵列。超声探测器104可包括传送换能器元件106的组,以及接收换能器元件108的组,其一般构成相同的元件。

[0027] 传送波束成形器110可包括适合的逻辑、电路、接口、和/或代码,其可以可操作用来控制传送器102,传送器102通过传送子孔径(sub-aperture)波束成形器114驱动传送换能器元件106的组来发射超声传送信号到感兴趣区域(例如,人、动物、地下洞穴、物理结构,以及诸如此类)中。被传送的超声信号可从感兴趣的对象中的结构(像血细胞或组织)被背散射,以产生回声。所述回声被接收换能器元件108接收。

[0028] 超声探测器104中的接收换能器元件108的组可以可操作用来将所接收的回声转换成模拟信号,经历由接收子孔径波束成形器116进行的子孔径波束成形、并随后被传达到接收器118。接收器118可包括适合的逻辑、电路、接口和/或代码,其可以可操作用来接收和解调来自接收子孔径波束成形器116的信号。被解调的模拟信号可被传达到所述多个A/D转换器122中的一个或更多。

[0029] 所述多个A/D转换器122可包括可以可操作用来将来自接收器118的被解调的模拟信号转换成对应的数字信号的适合的逻辑、电路、接口和/或代码。所述多个A/D转换器122被部署在接收器118和接收波束成形器120之间。然而，本发明在这一点上并不被限制。相应地，在本发明的一些实施例中，所述多个A/D转换器122可被集成在接收器118之内。

[0030] 接收波束成形器120可包括适合的逻辑、电路、接口和/或代码，其可以可操作用来执行数字波束成形处理以例如将从所述多个A/D转换器122接收的延迟的通道信号进行加总，并输出波束加总信号。所得的经处理信息可被转换回对应的RF信号。从接收波束成形器120输出的对应输出RF信号可被传达到RF处理器124。依照本发明的一些实施例，接收器118、所述多个A/D转换器122、以及波束成形器120可被集成成单个波束成形器（其可以是数字的）。

[0031] RF处理器124可包括适合的逻辑、电路、接口和/或代码，其可以可操作用来解调RF信号。依照本发明的一实施例，RF处理器124可包括可操作用来解调RF信号以形成I/Q数据对（其表示对应的回声信号）的复合解调器（未示出）。RF或I/Q信号数据可然后被传达到RF/IQ缓冲器126。RF/IQ缓冲器126可包括适合的逻辑、电路、接口和/或代码，其可以可操作用来提供对RF或I/Q信号数据（其由RF处理器124所生成）的临时存储。

[0032] 用户输入模块130可被利用来输入患者数据、外科器械数据、扫描参数、设置、配置参数、改变扫描模式以及诸如此类。在本发明的一示范实施例中，用户输入模块130可以可操作用来配置、管理和/或控制超声系统100中的一个或更多组件和/或模块的操作。在这一点上，用户输入模块130可以可操作用来配置、管理和/或控制传送器102、超声探测器104、传送波束成形器110、接收器118、接收波束成形器120、RF处理器124、RF/IQ缓冲器126、用户输入模块130、信号处理器132、图像缓冲器136、和/或显示系统134的操作。

[0033] 信号处理器132可包括适合的逻辑、电路、接口和/或代码，其可以可操作用来处理超声扫描数据（即，RF信号数据或IQ数据对）以用于生成用于在显示系统134上呈现的超声图像。信号处理器132可操作用来在所采集的超声扫描数据上执行依据多个可选择的超声模式的一个或更多处理操作。在本发明的一示范实施例中，信号处理器132可以可操作用来执行混合、运动追踪、和/或斑点追踪。被采集的超声扫描数据可在扫描时间段期间在接收到回声信号时实时地被处理。另外或备选的是，超声扫描数据可在扫描时间段期间临时被存储在RF/IQ缓冲器126中，且在实况或离线操作中不那么实时地被处理。

[0034] 超声系统100可以可操作用来按照适合于所讨论的成像情形的帧速率来连续地采集超声扫描数据。通常的帧速率范围从20到70，但可以更低或更高。所采集的超声扫描数据可按照能够与帧速率相同的（或更慢或更快）显示速率被显示在显示系统134上。图像缓冲器136被包含用于存储不被调度以立即进行显示的被采集超声扫描数据的经处理帧。优选的是，图像缓冲器136具有足够的容量用来存储至少若干秒值的超声扫描数据的帧。超声扫描数据的帧以某种方式被存储，该方式使得便于依据其的采集顺序或时间来进行其的检索。图像缓冲器136可被实施为任何已知的数据存储媒体。

[0035] 信号处理器132可包含胎儿测量处理模块140，胎儿测量处理模块140包括可以可操作用来计算与胎儿相对应的测量的适合的逻辑、电路、接口和/或代码。例如，该测量可涉及接生的进程、顶骨间径（BPD）、头围、腹围、肱骨长度、股骨长度、或任何适合的胎儿测量。接生的进程测量的示例包含胎儿头部-会阴距离测量、“进展角”（AOP）测量、进展的距离测

量、头部方向测量、胎儿头部旋转测量、或涉及评估分娩进程的任何适合的测量。测量可例如基于由超声探测器104所采集的超声扫描数据来自动地被计算和/或基于从用户输入模块130接收的用户输入和超声扫描数据来人工地被计算。胎儿测量在显示系统134被显示用于解释。

[0036] 信号处理器132可包含图形模型生成模块150,图形模型生成模块150包括适合的逻辑、电路、接口和/或代码,其可以可操作用来处理超声扫描数据以形成可被提供到图像缓冲器136和/或显示系统134的图形模型。图形模型可例如是三维(3D)图形模型。例如,图形模型生成模块150可访问(access)除了其它以外诸如胎儿和子宫的结构的标准或普通模型。所述标准或普通结构模型可被组合以形成基于胎儿测量和/或超声扫描数据的图形模型。作为一示例,标准或普通胎儿模型能够基于例如AOP测量来被定位在标准或普通子宫模型内,以生成示出分娩进展的图形模型。在一代表性实施例中,图形模型的表示在显示系统134上实时地被更新。在各种实施例中,图形模型可与实况超声图像并行显示。例如,图形模型的表示可与实况超声图像并排地被显示,或与实况超声图像在顶部/底部方位上被显示。

[0037] 图2示出依照本发明的一实施例的、图形模型210和超声测量220的示范显示200。参考图2,显示200可被呈现在诸如如图1中所示的显示系统134的显示装置上。显示200包括图形模型210和测量220。图形模型210可以是由如图1中所示的图形模型生成模块150所形成的图形模型。测量220可以是由如图1中所示的胎儿测量处理模块140所计算的测量。尽管所显示的测量220是AOP测量,但另外的和/或备选的测量可被显示。例如,测量220还可以是顶骨间径(BPD)测量、头围测量、腹围测量、肱骨长度测量、股骨长度测量、胎儿头部-会阴距离测量、进展的距离测量、头部方向测量、胎儿头部旋转测量、和/或涉及评估胎儿和/或分娩进程的任何适合的测量或测量的组合。进一步地,尽管所显示的测量220被示出在图形模型的右下角,但测量220能够另外和/或备选地定位在显示200上的任何地方,包含被覆盖在图形模型210上,使得所覆盖的信息将测量220识别在图形模型210上。例如,股骨长度测量可识别图形模型210中的股骨,且连同测量自身示出测量的开始点和结束点,使得观看显示200的医疗和/或非医疗人员可以快速地理解在图形模型210的上下文中的测量信息220。

[0038] 图3是一流程图,其示出依照本发明的一实施例的可被利用来基于图形模型和测量提供胎儿显像的示范步骤。方法300的技术效果是对胎儿测量220的计算和显示(图2中所示)以及图形模型210在诸如显示系统134(图1中所示)的显示装置上的表示。参考图3,示出有流程图300,其包括示范步骤302到308。本发明的某些实施例可省略所述步骤中的一个或更多,和/或以与所列出的顺序不同的顺序来执行所述步骤,和/或将下面所讨论的步骤中的某些进行组合。例如,在本发明的某些实施例中一些步骤可不被执行。作为进一步的示例,某些步骤可以以与下面所列出的所不同的时间顺序(包含同时地)来被执行。

[0039] 在步骤302中,超声系统100例如如以上关于图1所描述的一样来采集超声数据。超声系统100可例如执行经会阴的超声成像来采集数据。超声数据可表示例如在直接枕前位位置中的胎儿。在步骤304中,信号处理器132的胎儿测量处理模块140可基于在步骤302采集的超声数据来计算涉及胎儿的测量。胎儿测量处理模块140可自动地或部分地基于来自用户输入模块130的用户输入来计算测量。该测量可以是顶骨间径(BPD)测量、头围测量、腹围测量、肱骨长度测量、股骨长度测量、胎儿头部-会阴距离测量、AOP测量(例如,如下面参考图4所描述的)、进展的距离测量、头部方向测量、胎儿头部旋转测量、或涉及胎儿和/或评

估分娩进程的任何适合的测量。

[0040] 在步骤306中,信号处理器132的图形模型生成模块150可基于在步骤304所计算的胎儿测量和/或在步骤302所采集的超声数据来生成图形模型。图形模型可以是标准或普通子宫模型中的标准或普通胎儿模型的三维(3D)图形模型,其中胎儿模型基于例如AOP测量来关于子宫模型被定位。在步骤308中,超声系统100的显示系统134可显示例如如在图2中所示出的,在步骤304计算的测量以及在步骤306生成的图形模型。

[0041] 图4是一流程图,其示出依照本发明的一实施例的、可被利用来执行基于超声数据的“进展角”(AOP)测量的示范步骤。方法400的技术效果是由信号处理器132、140(图1中所示)进行的AOP测量的计算。参考图4,示出有流程图400,其包括示范步骤402到418。本发明的某些实施例可省略所述步骤中的一个或更多,和/或以与所列出的顺序不同的顺序来执行所述步骤,和/或将下面所讨论的步骤中的某些进行组合。例如,在本发明的某些实施例中一些步骤可不被执行。作为进一步的示例,某些步骤可以以与下面所列出的所不同的时间顺序(包含同时地)来被执行。

[0042] 方法400由以下步骤组成:自动检测耻骨分支以及胎儿颅骨轮廓,跟随其后找到从耻骨分支的下部顶点(右末端点)的线相切地相交于胎儿颅骨轮廓所在的点。最后,AOP按照沿耻骨分支所画的线与从耻骨分支的右末端点延伸到胎儿颅骨轮廓上的切线点的线之间的角度来被测量。

[0043] 更具体地,在步骤402中,对比度增强被应用到采集的超声扫描数据。尽管内衬(lining)耻骨分支和胎儿颅骨的组织是连续且连贯的实体,但它们在超声图像中由于若干因素而常常表现为脱节的,所述若干因素中的一些能够涉及组织对齐(超声波束被组织散射离开探测器)和组织闭塞(occlusion)。照此,过滤器(filter)跨这些空间不连续进行平滑,同时保持组织和其周围背景之间的对比度。例如,过滤器可被变换成各向异性扩散过滤器,其进一步被设计(formulate)成水平(level)设置功能。超声扫描数据被解释为一系列等强度轮廓,且在曲度驱动因素下,平滑发生在区域内而不跨区域边界发生,从而导致锐利边界被保存同时斑点被平滑。

[0044] 步骤402中所应用的对比度增强提高了胎儿颅骨和耻骨分支中的组织标识。在步骤404、406、和408中,增强图像被变换成对应于耻骨分支和胎儿颅骨的图像像素的二进制表示。除了耻骨分支和胎儿颅骨组织,其它的结构/噪声在对比度增强的过程中同样得到突显,且选择期望的解剖结构变得困难。

[0045] 在步骤404中,曲度掩蔽(curvature mask)被应用到对比度增强图像。如先前所提及的,耻骨分支和胎儿颅骨具有山脊状的外观以及因此高的曲度。局部(按像素的(pixel-wise))曲度能够基于以下公式从强度图像被估计:

$$I_c = \text{div} \left(\frac{\nabla I}{\|\nabla I\|} \right)$$

其中, I 是输入图像(对比度增强图像)且 I_c 是曲度变换之后获得的图像。如果点属于耻骨分支骨或胎儿颅骨头盖骨,则它相比其近邻将具有更高的强度,使得向量场向内指向该区域。因此,那个区域中的向量场的散度将具有负值,因为该区域是汇点(sink)。如果该区域不属于骨,理想地,散度应当为正,且该区域被称为源。因此,图像 I_c 被设置小于 $T(-0.3)$,

因为具有负值的区域表示所要求的解剖骨结构。较高的阈值降低过滤器响应,这导致所要求的分量的丢失或部分提取。较低的阈值导致大量的噪声分量,这使得所要求的结构的向下(down)选择变得困难。

$$I_{mc} = \begin{cases} 1, & \text{如果 } I_c < T \\ 0, & \text{否则} \end{cases}$$

[0046] 在步骤406中,皿度掩蔽(vesselness mask)被应用到对比度增强图像。皿度掩蔽计算对比度增强图像含有皿/山脊状结构的可能性。由于耻骨分支和胎儿颅骨与山脊相似,皿掩蔽很适合于分割(segment)这些解剖特征。在第一步骤中,来自步骤402的对比度增强图像采用一连串高斯第二散度过滤器进行卷积,且在每一个图像像素的响应以[2x2]矩阵被堆积以获得海塞矩阵(Hessian)。

$$\begin{aligned} D_{xx} &= H_{xx} * I, D_{yy} = H_{yy} * I, D_{xy} = H_{xy} * I, \\ D &= \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} \\ D_{yx} & D_{yy} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

[0047] 其中, I 是输入图像, H_{xx} 、 H_{yy} 和 H_{xy} 是第二散度高斯过滤器,*是卷积运算符,且 D 是通过对在每一个图像像素的过滤器输出 D_{xx} 、 D_{yy} 和 D_{xy} 进行堆积而形成的海塞矩阵。矩阵 D 的特征值的比值($=\lambda_1:\lambda_2$)是底层(underlying)结构的各向同性的量度。小比值指示拥有明确方位的山脊状特征,且因此展示强的各向异性。该各向异性能够通过将特征值的比值嵌入到如下面所表达的函数形式中来加以强调:

$$I_f = \exp\left(\frac{-(\frac{\lambda_2}{\lambda_1})^2}{\beta}\right) \left(1 - \exp\left(\frac{-(\lambda_1^2 + \lambda_2^2)}{c}\right)\right)$$

其中, I_f 是经过滤的输出, $b(=1)$ 和 $c(=450)$ 是常数。经过滤的输出在范围[0,1]中变化,其中接近一的值指示山脊状结构的强烈存在。由于解剖结构可按照不同的比例(scale)来显现其自身,该算法按照多个比例(例如,5个比例)被重复,且在每一个像素来自所有比例的最大输出被存储作为最终输出。最大比例值(例如,5)基于在特定分辨率的感兴趣皿(在该情况中是耻骨分支和胎儿颅骨)的宽度范围来被确定。如果感兴趣对象中的最大宽度在所选择的最大比例之下,则选择更高的最大比例值并不显著影响输出。然而,较高的最大比例值导致更多的计算并降低执行速度。另一方面,较低的最大比例值能够影响输出,因为具有大于最大比例的宽度的皿不能够达到最优响应。皿度掩蔽的输出通过选择阈值来被二进制化,以产出二进制图像 I_{fm} 。0.5的阈值可被选择以最大化掩蔽的响应,同时降低噪声分量的数量。较高的阈值可降低掩蔽响应,这导致所要求的皿的丢失或部分提取。较低的阈值导致大量的噪声分量,这使得所要求的皿的向下选择变得困难。

[0048] 在步骤408中,应用在步骤404的曲度掩蔽的输出和应用在步骤406的皿度掩蔽的输出被组合。耻骨分支和胎儿颅骨往往在皿度掩蔽的输出中不表现为清楚的实体,而是被连接到近邻的结构或噪声。另一方面,曲度掩蔽的输出给与它们清楚的外观;然而,它伴随有噪声伪像。为了修剪和移除噪声伪像,所述两个掩蔽的输出可通过像素到像素的与运算

被组合：

$$I_{comb} = I_{fm} \text{ AND } I_{me}$$

在步骤410中,所组合的掩蔽的输出 I_{comb} 中的被连接分量被注释有标记。每一个清楚的对象被给与独特的标识符或标记,而背景被设置为零。对象或被连接分量通常被定义为连接的、非零像素的集合,其中连接的两个像素意味着构成只包含它们之间的非零像素的路径是可能的。沿该路径的阶跃(step)可由8-连接的近邻函数来定义。在一实施例中,为了移除噪声分量,具有少于例如50个像素的所有连接的分量(对象)可被移除。

[0049] 在步骤412中,耻骨分支从输出的被连接分量所标记的图像的若干对象中自动地被选择。可基于以成像扫描平面中的耻骨分支尺寸、位点、呈现,以及耻骨分支解剖为前提的成本函数来做出挑选。联合囊(symphyseal capsular)组织内的耻骨分支的位点可通过探索式(heuristic)的途径(其识别图像的左上半部中的对象)来被确定。耻骨分支表现为高强度的对象,且通常比附近中的其它物体更加明亮。耻骨分支分量的向下选择中的另一潜在的鉴别者是分量关于横向分辨率的凹度(concavity)。

[0050] 尽管实际中耻骨分支和胎儿颅骨是连续且连贯的实体,但即使在对比度增强图像中,它们能够表现是不连续的。照此,候选分量的局部近邻中的脱节分量基于曲度的类似性来被组合。具有类似曲度的脱节分量导致较低的拟合误差。

[0051] 对表示耻骨分支的分量的最终选择是基于成本函数,该成本函数使用分量的长度、强度、皿度、和凹度。该选择被描述为:

$$R_c = \arg \max_{i \in 1, 2, \dots, N_r} (C_i + mV_i + mI_i + l_i)$$

其中, C_i 、 mV_i 、 mI_i 、 l_i 分别是第*i*个分量的凹度、平均皿度、平均强度、以及长度的量度, N_r 是在组合了位于成像扫描平面的左上半部中的脱节分量之后的分量的总数量,且 R_c 是所选择的耻骨分支分量。

[0052] 在步骤414中,鉴于在步骤412的耻骨分支选择,表示胎儿颅骨的前缘的分量从在步骤410的输出的被连接分量所标记的图像的若干对象中自动地被选择。类似于耻骨分支选择,表示胎儿颅骨的前缘的分量基于成本函数来被选择。该成本函数以胎儿颅骨解剖、其的位点、以及呈现为前提。胎儿颅骨被假定在耻骨分支的下面。胎儿颅骨表现为高强度的对象,且通常比附近中的其它对象更加明亮。在胎儿颅骨分量的向下选择中另一潜在的鉴别者是分量关于横向分辨率的凹度。在向下选择胎儿颅骨分量中遵循类似于耻骨分支选择的选择过程。脱节的分量被组合,且选择的做出使用成本函数:

$$H_c = \arg \max_{i \in 1, 2, \dots, N_h, \underbrace{i}_{\text{has to know } R_c}} (C_i + mV_i + mI_i + l_i)$$

其中, N_h 是处于搜索约束条件之内的分量的总数量,且 H_c 是所选择的胎儿颅骨分量。

[0053] 在步骤416中,在步骤414的胎儿颅骨选择之后输出的图像在在步骤418(如下面所描述的)检测图像中胎儿颅骨上的切线点之前被精炼。

[0054] 在步骤418中,检测胎儿颅骨上的切线点。切线点可以是耻骨分支的下部顶点

(右末端点)延伸的线相切地相交于胎儿颅骨轮廓所在的点。胎儿颅骨轮廓由多项式回归方程进行建模,表示为:

$$P = p_n x^n + p_{n-1} x^{n-1} + \dots + p_1 x + p_0,$$

其中, $n=2,3$,分别表示二次和三次回归模型。对于处于胎儿颅骨轮廓上的每一个点,计算两个斜率 s_1 和 s_2 。 s_1 是到在候选点的曲线 P 的切线的斜率且 s_2 是到该候选点的从耻骨分支的下部顶点延伸的线的斜率。最佳的拟合模型以及切线点通过比较所述两个斜率来被估计。其中所述两个斜率 s_1 和 s_2 具有最小的绝对差的点被表达为切线点。该计算被描述为:

$$(x_t, y_t) = \underset{(x_t, y_t) \in H_c, n \in \{2,3\}}{\operatorname{argmin}} \left\| (n p_n x_i^{n-1} + (n-1) p_{n-1} x_i^{n-2} \dots + p_1) - \left(\frac{(y_1 - y_2)}{(x_1 - x_2)} \right) \right\|_1.$$

其中, H_c 是胎儿颅骨轮廓, (x_2, y_2) 是右耻骨分支末端点,且 (x_t, y_t) 是计算的切线点。备选的是,在某些实施例中,切线点可基于例如在用户输入模块130的用户输入来人工地被选择。

[0055] AOP测量是沿耻骨分支所画的线与从耻骨分支(右末端点)的下部顶点(右末端点)相切地延伸到胎儿颅骨轮廓的线之间的角度。图5示出AOP的示例。在一示范实施例中,基于方法400计算的AOP测量可以是方法300的步骤304。AOP测量220可然后在步骤308中被显示(例如如图2中所示出的)。

[0056] 在本文中被利用时,术语“电路”指代物理电子组件(即,硬件)和可配置硬件的、被硬件执行的、和或以其它方式与硬件关联的任何软件和/或固件(“代码”)。在本文中使用,例如,特定处理器以及存储器可包括在执行代码的第一个或更多行时的第一“电路”,且可包括在执行代码的第二一个或更多行时的第二“电路”。在本文中被利用时,“和/或”意味被“和/或”所连结的列表中的项目中的任何一个或更多。作为示例,“x和/或y”意味三元素集合 $\{(x), (y), (x, y)\}$ 中的任何元素。作为另一示例,“x、y、和/或z”意味七元素集合 $\{(x), (y), (z), (x, y), (x, z), (y, z), (x, y, z)\}$ 中的任何元素。在本文中被利用时,术语“示范”意味担当非限制性示例、实例、或说明。在本文中被利用时,术语“例如(e.g.和for example)”引出一个或更多非限制性示例、实例、或说明的列表。在本文中被利用时,电路“可操作”用来执行功能,只要该电路包括用来执行该功能的必要硬件和代码(如果任何是必要的),而与是否该功能的执行被某个用户可配置设置所禁用,或未被启动无关。

[0057] 本发明的其它实施例可提供计算机可读装置和/或非暂态计算机可读媒体,和/或机器可读装置和/或非暂态机器可读媒体,所述装置和/或媒体在其上已存储具有可被机器和/或计算机执行的至少一个代码段的机器代码和/或计算机程序,从而引起该机器和/或计算机执行本文中所描述的用于通过计算和显示超声测量以及图形模型来提供胎儿显像的步骤。

[0058] 相应地,本发明可在硬件、软件、或硬件与软件的组合中被得到。本发明可在至少一个计算机系统中以集中式的方式被得到,或以分布式的方式(其中不同的元件跨若干个互连的计算机系统散布)被得到。适应于实行本文中所描述的方法的任何种类的计算机系统或其它设备是适合的。

[0059] 本发明还可被嵌入在包括了能够实现本文中所描述的方法的实现的所有特征以及在被加载到计算机系统中时能够实行这些方法的计算机程序产品中。本上下文中的计算

机程序意味旨在引起具有信息处理能力的系统来执行特定功能的指令的集合的任何表达(采用任何语言、代码或符号),其中执行特定功能或是直接进行的或是在以下中的任何一个或二者之后进行的:a)转换到另一语言、代码或符号;b)在不同的材料形式中复制。

[0060] 尽管本发明已参考某些实施例被描述,但将被本领域中的那些技术人员所理解的是,在不偏离本发明的范畴的情况下,各种改变可被做出且等同体可被替代。另外,许多修改可在不偏离本发明的范畴的情况下被做出,以使特定情形或材料适应于本发明的教导。因此,本发明旨在不被限制于所公开的特定实施例,而是本发明旨在将包含落入附带权利要求的范畴之内的所有实施例。

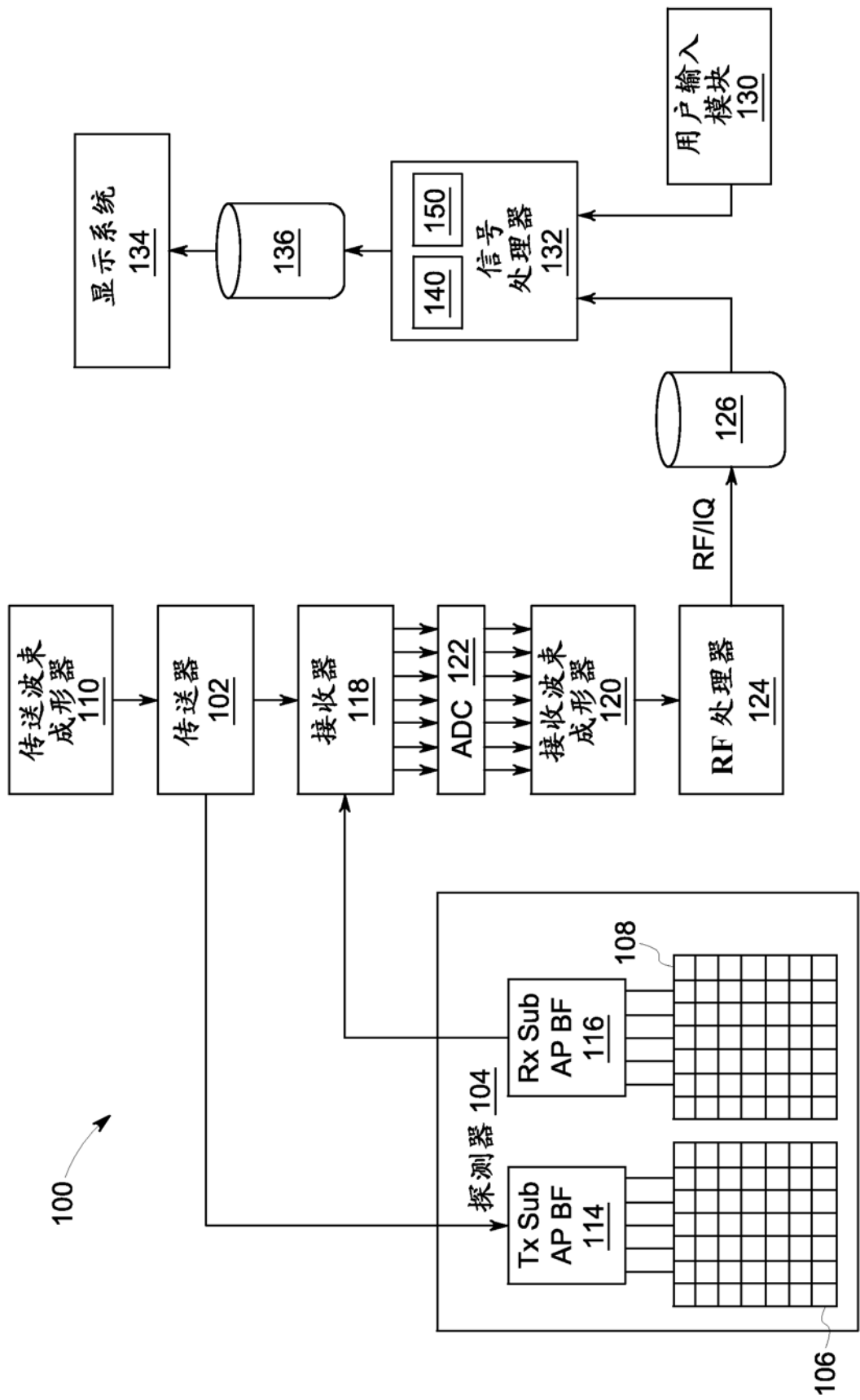


图 1

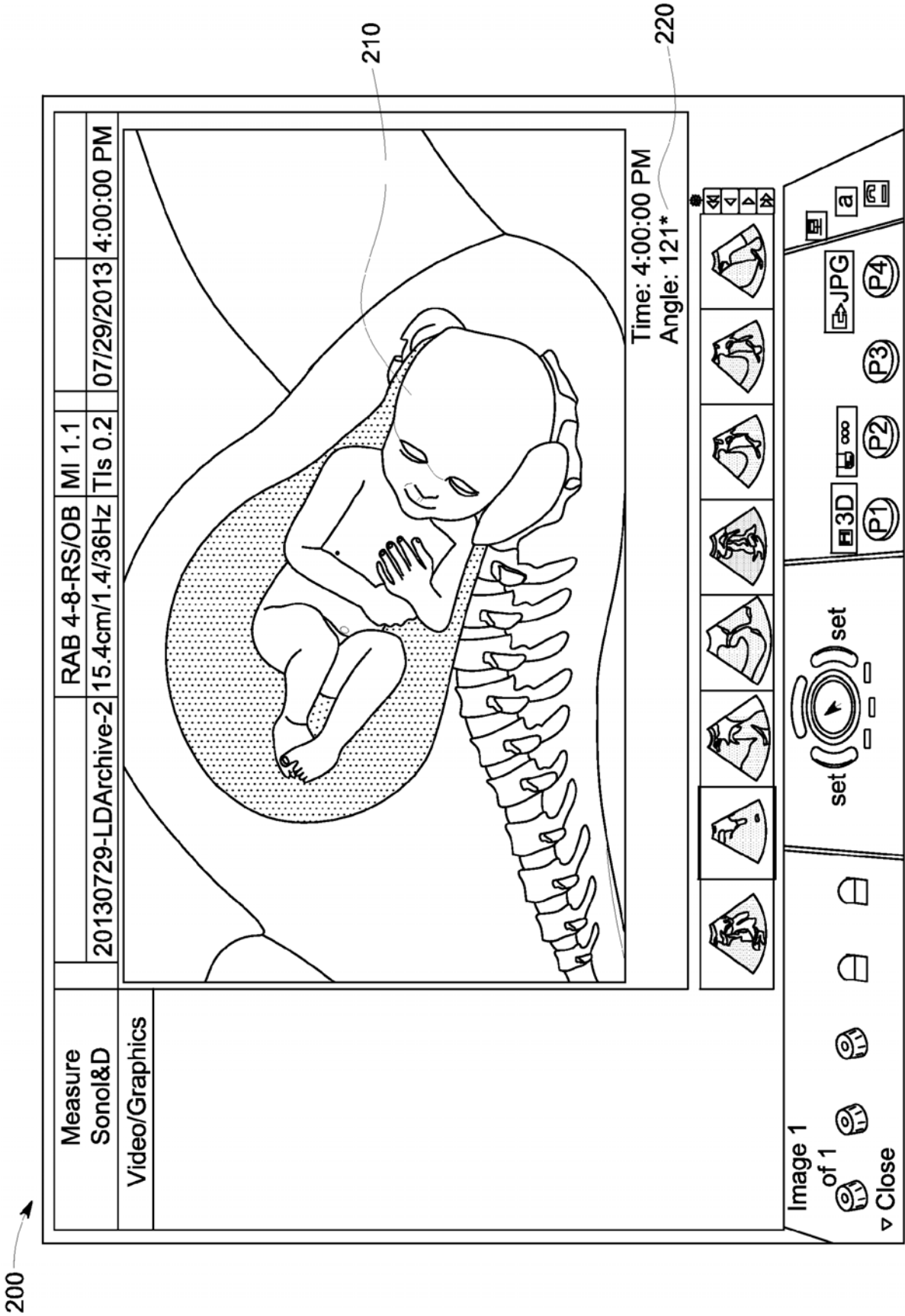


图 2

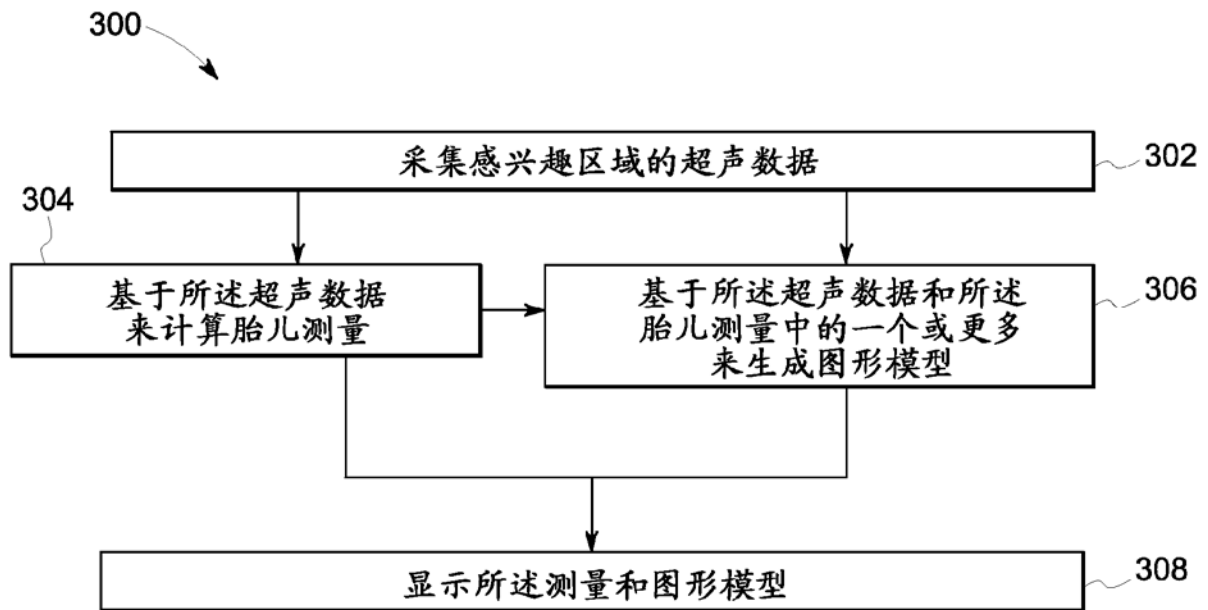


图 3

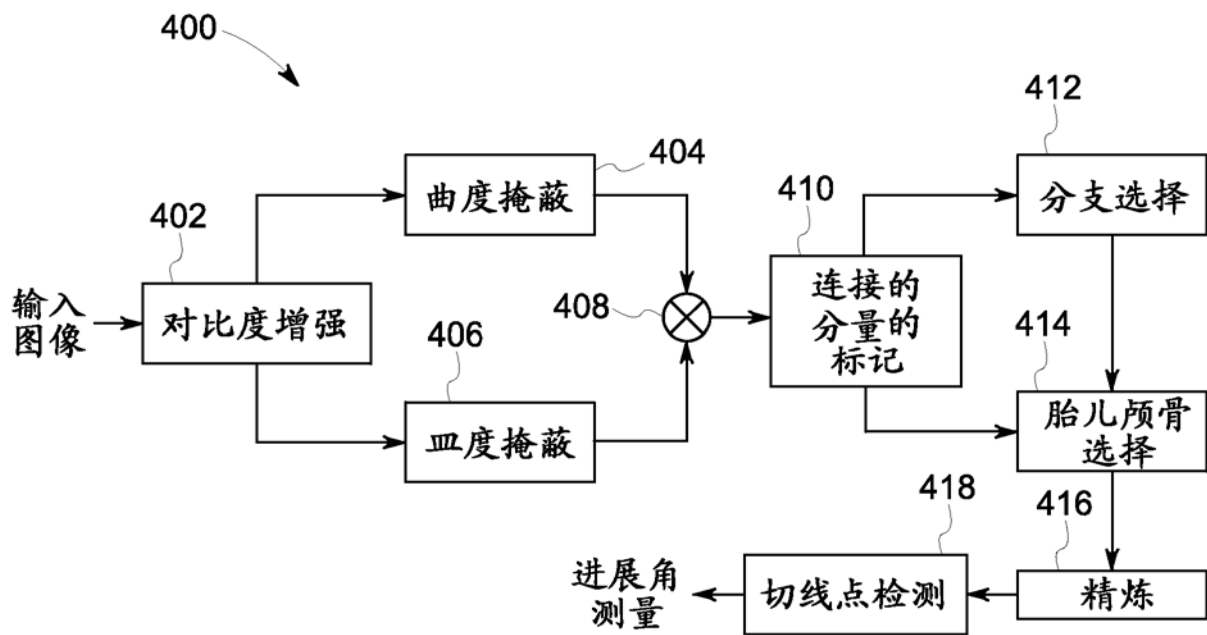


图 4

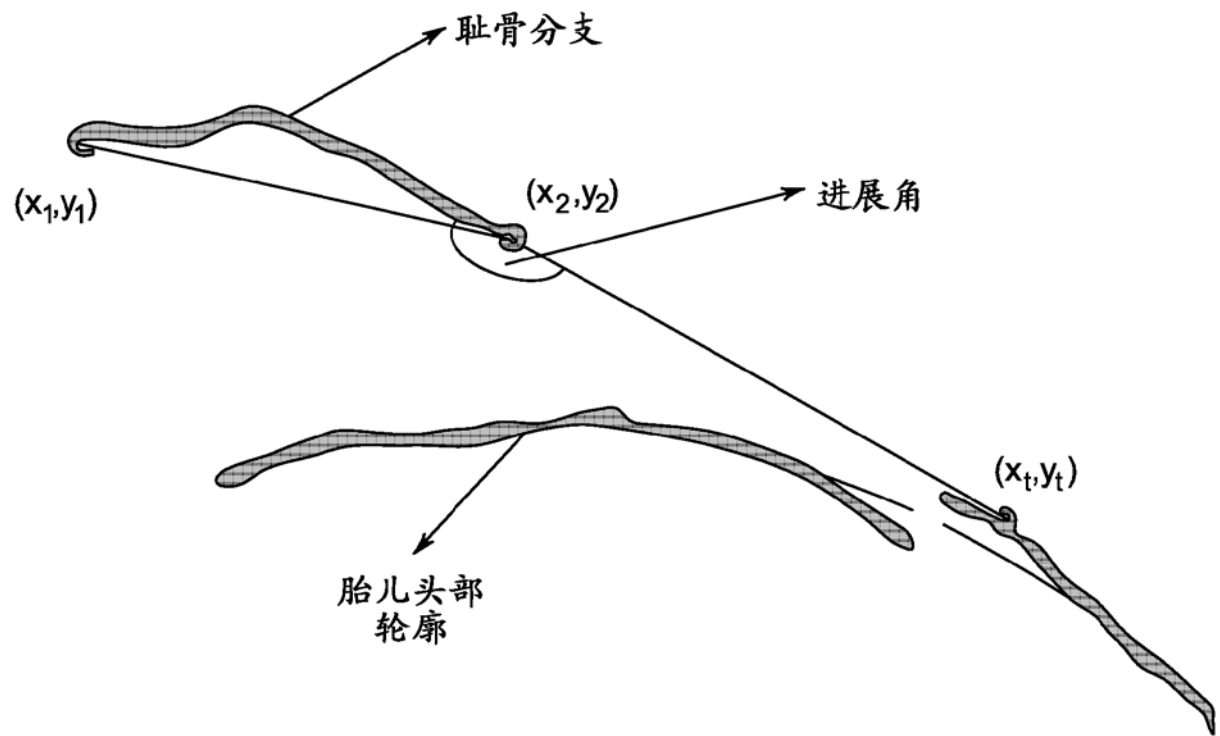


图 5

专利名称(译)	用于通过计算和显示超声测量和图形模型进行胎儿显像的方法与系统		
公开(公告)号	CN106999157A	公开(公告)日	2017-08-01
申请号	CN201580048924.1	申请日	2015-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	F 帕特鲁诺 S 沙林格尔 K 平托夫尔 W 小杜达 K H 伦皮 L 范德维恩		
发明人	F.帕特鲁诺 S.沙林格尔 K.平托夫尔 W.小杜达 K-H.伦皮 L.范德维恩		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/14 G06T7/12 G06T7/13 G06T7/181		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 G06T7/12 G06T7/13 G06T7/181 G06T2207/10132 G06T2207/20016 G06T2207/30008 G06T2207/30044 G06T2207/30101		
代理人(译)	姜冰 刘春元		
优先权	14/484503 2014-09-12 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了用于胎儿显像的系统与方法。所述方法包含：由超声系统采集感兴趣区域的超声数据；以及由所述超声系统的处理器基于所采集的超声数据来计算胎儿测量（220）。所述测量可以是分娩进程测量，诸如进展角（AOP）测量或胎儿头部-会阴距离测量。所述方法进一步包含由所述处理器基于所述胎儿测量和所采集的超声数据中的一个或更多来生成图形模型（210）。例如，诸如胎儿和子宫结构的标准或普通模型可被访问。所述方法还包含在显示系统显示所计算的胎儿测量以及所生成的图形模型。

