



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108451543 A

(43)申请公布日 2018.08.28

(21)申请号 201710088292.2

(22)申请日 2017.02.17

(71)申请人 郝晓辉

地址 243000 安徽省马鞍山市马鞍山经济
技术开发区太白大道588号

(72)发明人 郝晓辉

(74)专利代理机构 南京知识律师事务所 32207

代理人 蒋海军

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

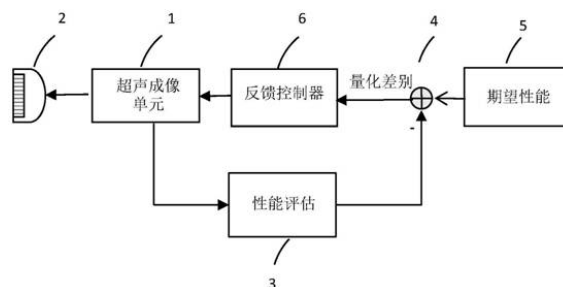
权利要求书6页 说明书16页 附图10页

(54)发明名称

自动化超声成像系统与amp;方法

(57)摘要

本发明详细描述了一个可以根据目标反射的原始及处理过的回波自动调节成像参数的超声成像系统及成像方法。自动调节是通过闭环负反馈控制系统迭代实现的。根据接收到的原始或处理过的超声回波计算的成像性能评估参数与代表期望最优成像性能的性能评估参数阈值比较,所得量化误差被用来计算对成像参数的调节。系统最终达到最优成像效果或者在达到最大迭代次数后终止迭代。



1. 一种超声成像系统,包括:

一个被设定为可以发射一到多个超声脉冲到人体的发射装置;

一个被设定为可以接收和处理一到多个人体超声回波的接收装置;

一个可以根据一到多个成像参数来设定发射装置发射一到多个超声脉冲到人体内并设定接收装置接收和处理一到多个人体内返回的超声回波的系统控制单元;

一个可以被设定来根据一个或多个超声回波来确定一个或多个成像性能评估参数的成像性能评估装置;

一个负反馈控制器,可被设定为:

接收一个或多个成像性能评估参数;

确定一个或多个性能评估参数与相应期望性能评估参数阈值的量化误差;并且

根据基于一个或多个性能评估参数量化误差的一个或多个数学函数调节一个或多个成像参数以使后续利用新的一个或多个成像参数产生的超声回波的成像性能测试评估值接近期望性能阈值;

一个可以被设定来存储性能评估参数期望阈值的存储器;以及

一个可以被设定来根据不同临床应用及不同成像模式设定成像性能评估装置和负反馈控制器的反馈控制架构设定与控制单元。

2. 权利要求1所述的超声成像系统,其特征在于:性能评估参数阈值中也包括了容忍误差范围,而负反馈控制器将被设定为根据一个或多个成像性能评估参数实际值与期望性能评估参数阈值的量化误差所决定的一个或多个数学物理公式来调节一个或多个成像参数以使该一个或多个量化误差最终落在相应的容忍误差范围内。

3. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中的负反馈控制器被设定为可以不断调节一个或多个成像参数直到一个或多个性能评估参数的实时值与对应的期望性能评估参数阈值的量化误差在容忍误差范围内或者这里的一个或多个成像参数已被调节了预先设定的次数。

4. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述的每一个性能评估参数阈值都代表了期望的图像性能的一个方面,而这一个或多个图像性能评估参数就代表了对现有成像性能的评估。

5. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述的不同成像模式包括了一个或多个不同的成像模式,对不同体格病人的成像,对人体不同部位器官的成像,以及不同的成像功能。

6. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述的反馈控制架构设定与控制单元存储了一系列不同的设定,每个设定都为性能评估单元定义了一组性能评估参数以及相应的性能评估流程,为负反馈控制器定义了控制逻辑,并且定义了一组性能评估参数阈值和相应误差范围,

这里所述控制逻辑包括了确定期望性能是否已达到的决策方式,以及在有多个期望性能要求情况下确定性能评估参数的重要性和优先顺序来满足多个期望性能的决策方式,

此控制逻辑还包含一些数学公式,其中至少有一些是计算所得量化误差的数学函数。

7. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述的反馈控制架构设定与控制单元可以设定负反馈控制器使之周期性的调节一个或多个成像参数来维持一个期望的成像性

能。

8. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述反馈控制架构设定与控制单元可被编程来对负反馈控制器发出指令,使负反馈控制器在接收到成像模式的改变或者一个成像控制的改变后开始接收计算出的性能评估参数并相应改变一个或多个成像控制参数。

9. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述性能评估参数包括了一个或多个下列参数:图像信噪比,图像细节分辨率,图像对比度分辨率,图像对比度分辨率的均匀性,图像细节分辨率的均匀性,血流灵敏度,脉冲多普勒灵敏度,连续波多普勒灵敏度,系统增益均匀性,成像帧频,或者造影剂成像灵敏度。

10. 权利要求2的超声成像系统,其特征在于:其中所述的容忍误差范围在正在应用的成像调节中定义了每个成像性能在所有成像期望性能中的重要性,此容忍误差范围与成像性能的重要性成反比。

11. 权利要求2的超声成像系统,其特征在于:其中所述的负反馈控制器可被设定为从对同一个成像参数的多个改变和调节要求中选择其中一个改变和调节,这个被选中的改变和调节要求对应的性能评估参数的容忍误差范围是所有多个改变和调节要求对应的性能评估参数的容忍误差中最小的。

12. 权利要求10的超声成像系统,其特征在于:其中所述的重要性是由优先级别定义的。

13. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述的性能评估参数可被分成多个相互独立的性能评估组,负反馈控制器则被设定为可分别单独调节每个评估组相应的一个或多个成像参数或者按照一定的优先级别来调节不同评估组对应的一个或多个成像参数使每个评估组的性能评估参数都能单独达到期望性能值。

14. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述的成像性能评估单元将性能评估参数划分为相互依赖的几个性能评估组,负反馈控制器则被设定为根据评估组间的依赖性所确定的顺序对每个评估组对应的一个或多个成像参数进行调节,最终使成像性能达到预期。

15. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述的存储单元被设定为可存储每一个性能评估参数阈值的容忍误差范围。

16. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述的性能评估参数阈值可以是事先确定的,可以是在用户处定义的,或者是系统根据实时的接收回波动态计算确定的。

17. 权利要求2的超声成像系统,其特征在于:其中所述的容忍误差范围是预先确定的,或者是在用户处确定,或者是系统根据实时接收到的回波动态计算得到的。

18. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述的负反馈控制器被设定为利用两个连续的实时性能评估参数与预设期望性能阈值的量化误差来确定成像参数的调节方向和大小,两个连续的量化误差之一是根据当前接收的超声回波计算出来的,另一个量化误差则是根据上一个接收到的超声回波计算出来的。

19. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述的一个或多个超声回波包括一个或多个波束成形前的每个通道的单通道射频数据,一个波束成形后的射频数据,一个解调后的同相与反相数据,以及一个经过后处理的数据。

20. 权利要求1的超声成像系统,其特征在于:其中所述的负反馈控制器进一步包含下

列单元：

一个多通道减法器，可以通过减法操作量化比较一系列实时计算的性能评估参数值与预先存储的性能评估参数阈值并输出确定的量化误差；

一个反馈控制单元根据确定的量化误差来决定是否期望的成像性能已经达到或者对一个或多个成像参数的进一步调节是必要的；

一个新的成像和处理参数生成单元，根据计算所得实时量化误差，通过实时量化误差相关的数学公式来改变和调节一个或多个成像参数以使根据下一步所得超声回波计算的一个或多个性能评估参数值趋近于相应的性能评估参数期望阈值；

这里所述反馈控制单元在超过一个性能评估参数被用来评估成像性能时，可根据性能评估参数的特征确定一个或多个成像参数的调节顺序。

21. 一种控制系统被用于一种超声成像系统，此超声成像系统包括：一个被设定为可以发射一到多个超声脉冲到人体的发射装置；一个被设定为可以接收和处理一到多个人体超声回波的接收装置；一个可以根据一到多个成像参数来设定发射装置发射一到多个超声脉冲到人体内并设定接收装置接收和处理一到多个人体内返回的超声回波的系统控制单元；

此控制系统包括如下部分：

一个可以被设定来根据一个或多个超声回波来确定一个或多个成像性能评估参数的成像性能评估装置；

一个负反馈控制器，被设定来进行一个或多个成像性能评估参数与相应的期望性能评估参数阈值的量化比较，并根据比较结果调节一个或多个超声成像系统中的成像参数以使根据应用新的成像参数成像所得超声回波计算的成像性能评估参数值趋近期望的成像性能评估参数阈值。

22. 一种超声成像系统，包括：

一个被设定为可以发射一到多个超声脉冲到人体的发射装置；

一个被设定为可以接收和处理一到多个人体超声回波的接收装置；

一个可以根据一到多个成像参数来设定发射装置发射一到多个超声脉冲到人体内并设定接收装置接收和处理一到多个人体内返回的超声回波的系统控制单元；

一个可以被设定来根据一个或多个超声回波来确定一个或多个成像性能评估参数的成像性能评估装置；

一个负反馈控制器，包括：

一个反馈控制单元被设定来可将一系列性能评估参数分为两个或多个性能评估组，在每个性能评估组对实时计算所得性能评估参数与相应性能评估参数阈值进行量化比较，并且根据相应的一个或多个性能评估参数的特点确定对每个性能评估组内及评估组间一个或多个成像参数进行调节的优先顺序；

一个由反馈控制单元控制的新成像和处理参数生成单元，此单元根据以计算所得实时性能评估参数与期望性能评估参数阈值的量化误差为输入的数学公式决定对成像参数的调节，使根据应用调节后的成像参数所产生的超声回波计算所得实时性能评估参数值在迭代中趋近相应的性能评估参数阈值；

一个设定来存储性能评估参数阈值的存储单元；

一个可以根据不同成像应用来设定成像性能评估单元，反馈控制单元，以及新成像和

处理参数生成单元的,可通过编程来设定的反馈控制架构设定与控制单元。

23. 权利要求22中的超声成像系统,其特征在于:其中所述的新成像及处理参数生成单元会根据基于现有超声回波下所得性能评估参数的量化误差与上一次改变成像参数前的超声回波下所得性能评估参数的量化误差的区别的数学函数来调节成像参数。

24. 权利要求22中的超声成像系统,其特征在于:其中所述对应一个或多个性能评估参数的特征包括了每个性能评估参数的重要性及性能评估参数间的相互依赖性。

25. 权利要求20中的超声成像系统,其特征在于:其中所述性能评估参数的特征包括了每个性能评估参数的重要性及性能评估参数的相互依赖性。

26. 权利要求1、21或22中的超声成像系统,其特征在于:其中所述的发射装置,接收装置,系统控制单元,成像性能评估装置,反馈控制器,可以是全部通过专用的模拟及数字硬件电路及相应软件组成的一体化超声成像系统,也可以是由部分专用硬件电路,部分通用硬件电路如计算机系统或智能型计算设备加上相应的软件系统组成的一体化超声成像系统;

此处的一体化超声成像系统可以是一个台式自动化超声成像系统,或者一个便携式自动化超声成像系统,或者一个掌上型自动化超声成像系统;

此处的专用模拟电路可以是由一个或多个专用大规模模拟集成电路芯片构成,专用数字电路可以是由一个或多个大规模数字集成电路构成,或者专用模拟和数字电路可以是由一个或多个大规模模拟数字混合集成电路芯片构成,形成集成在一个或多个大规模模拟和数字集成电路芯片上的自动化超声成像系统;

此处的专用模拟和数字硬件电路也可以和超声探头集成在一起,通过无线或有线方式与安装在通用硬件如计算机、掌上电脑、智能手机上的超声后处理及系统控制或者反馈控制软件构成由通用智能或计算设备与探头组成的有线或无线数据传输自动化超声成像系统。

27. 一种超声成像系统,由一个超声成像子系统,一个负反馈控制子系统构成;其中,超声成像子系统包括:

一个被设定为可以发射一到多个超声脉冲到人体的发射装置;

一个被设定为可以接收和处理一到多个人体超声回波的接收装置;

一个可以根据一到多个成像参数来设定发射装置发射一到多个超声脉冲到人体内并设定接收装置接收和处理一到多个人体内返回的超声回波的系统控制单元;

一个可以根据负反馈控制子系统的指令选择并准备向负反馈控制子系统发送实时超声数据,并从负反馈子系统接受指令和新的超声成像及处理参数并转送给系统控制单元的系统数据及控制接口单元;

一个可以通过无线方式或有线方式接收从负反馈控制子系统发来的超声成像及处理参数并将系统数据及控制接口单元准备的超声回波实时数据发送给负反馈控制子系统的数据传输接口单元。

负反馈控制子系统包括:

一个无线或有线数据传输接口单元,负责以无线或有线方式接收从超声成像子系统发送来的超声实时数据,并负责发送新的超声成像及处理参数及所需超声数据的控制指令给超声成像子系统;

一个可以根据实时超声回波数据计算一个或多个超声成像性能评估参数的性能评估单元;

一个多通道减法器,可以通过减法操作量化比较一系列实时计算的性能评估参数值与预先存储的性能评估参数阈值并输出确定的量化误差;

一个反馈控制单元根据确定的量化误差来决定是否期望的成像性能已经达到或者对一个或多个成像参数的进一步调节是必要的;

一个新的成像和处理参数生成单元,根据计算所得实时量化误差,通过实时量化误差相关的数学公式来改变和调节一个或多个成像参数以使根据下一步所得超声回波计算的一个或多个性能评估参数趋近于相应的性能评估参数期望阈值;

一个设定来存储性能评估参数阈值的存储单元;

一个可以根据不同成像应用来设定成像性能评估单元,反馈控制单元,以及新成像和处理参数生成单元的,可通过编程来设定的反馈控制架构设定与控制单元,此单元同时控制负反馈控制子系统中的有线和无线数据传输单元。

28. 权利要求27中的超声成像系统,其特征在于:其中所述超声成像子系统可以是一个台式超声成像系统,或者是一个便携式超声成像系统,或者是一个掌上型超声成像系统,或者是一个集成在超声探头上的无线或有线超声系统,或者是一个集成在一个或多个大规模集成电路芯片上的芯片超声系统。

29. 权利要求27中的超声成像系统,其特征在于:其中所述负反馈控制子系统可以是一个PC系统,也可以是一个私有或公用云计算系统。

30. 一种超声成像方法,其特征在于:

根据超声成像中的实时超声回波数据及相应的超声回波处理后数据通过一个或多个超声成像性能评估参数对超声成像的性能进行实时评估和检测;

比较一个或多个实时超声成像性能评估参数值与预先存储或实时计算的期望超声成像性能评估参数阈值,得到它们的量化差别;

根据一个或多个实时超声成像性能评估参数与期望性能评估参数阈值的量化差别,依据一个或多个判断逻辑判断超声系统期望成像性能是否得到满足;

在成像性能未达到期望性能要求且最大迭代次数未达到情况下,通过相应的一个或多个基于一个或多个实时性能评估参数与期望性能评估参数阈值量化差别的数学物理函数对超声成像及超声回波处理参数进行实时调节,并将新的超声成像及处理参数送往超声成像系统开始新的超声成像性能评估和参数调节迭代;

在成像性能满足期望性能要求或迭代次数达到最大次数的条件下,以现有成像参数进行常规成像。

31. 权利要求30中的超声成像方法,其特征在于:在使用其中的成像性能评估参数及其与期望性能评估参数阈值的量化差别评估成像性能和进行超声成像参数调节时,将定义不同性能评估参数对于临床超声诊断的重要性,并根据重要性的不同确定相应超声成像参数的调节顺序和判断期望性能是否得到满足。

32. 权利要求30中的超声成像方法,其特征在于:其中所述判断逻辑包括了确定一个期望性能是否已达到的决策方式,此决策方式在于判断这一个性能评估参数实时值与对应期望性能评估参数阈值的量化差别是否落在相应的容忍误差范围内;

该判断逻辑还包括在有多个期望性能要求情况下确定性能评估参数的重要性以及根据评估参数重要性所确定的优先顺序来满足多个期望性能的决策方式;

此判断逻辑还包含一些数学公式,其中至少有一些是计算所得量化误差的数学函数。

33. 权利要求30中的超声成像方法,其特征在于:其中所述的一个或多个基于一个或多个实时性能评估参数与期望性能评估参数阈值量化差别的数学物理函数包括了基于现有超声回波下所得性能评估参数与期望性能评估参数阈值的量化误差与上一次改变成像参数前的超声回波下所得性能评估参数与期望性能评估参数阈值的量化误差的区别的数学物理函数。

34. 权利要求30中的超声成像方法,其特征在于:其中所述的性能评估参数可被分成多个相互独立的性能评估组,每个评估组对应一个或多个成像参数;其中所述实时调节将按照一定的优先级别来调节不同评估组对应的一个或多个成像参数使每个评估组的性能评估参数都能单独达到期望性能值。

35. 权利要求30中的超声成像方法,其特征在于:其中所述的性能评估参数也可以划分为相互依赖的几个性能评估组,其中所述实时调节则根据评估组间的依赖性所确定的顺序对每个评估组对应的一个或多个成像参数进行调节,最终使成像性能达到预期。

36. 权利要求30中的超声成像方法,其特征在于:其中所述的期望性能评估参数阈值代表了期望的图像性能的一个方面,此阈值可以是事先确定的,可以是在用户处定义的,或者是系统根据实时的接收回波动态计算确定的。

37. 权利要求30中的超声成像方法,其特征在于:其中所述性能评估参数包括了一个或多个下列参数:图像信噪比,图像细节分辨率,图像对比度分辨率,图像对比度分辨率的均匀性,图像细节分辨率的均匀性,血流灵敏度,脉冲多普勒灵敏度,连续波多普勒灵敏度,系统增益均匀性,成像帧频,或者造影剂成像灵敏度。

38. 权利要求32中的超声成像方法,其特征在于:其中所述的容忍误差范围是预先确定的,或者是在用户处确定,或者是系统根据实时接收到的回波动态计算得到的。

自动化超声成像系统与方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,更具体地说,涉及一种自动化超声成像系统与方法。

背景技术

[0002] 当今,医疗超声技术的市场正快速从传统的放射科、心脏科、妇产科等专业科室转向更多的诸如急诊、麻醉、肌骨等新兴临床应用领域,医疗超声设备的全球年销售额已超过60亿美元,年复合增长率达到约8.5%。与CT,核磁共振,X光成像系统相比,超声设备具有价格低廉及使用安全的优势。近几年来,超声设备快速进入县,镇,村一级的诊所,并且全球超声厂家不断针对发展中国家开发适用于偏僻诊所或非中心地区的系统。其中,新兴市场销售的超声仪器台数已接近总销售的30%,复合年增长率超过12%,针对于农村诊所的超声市场更是以超过20%的速率快速增长。这一发展趋势给超声市场首先带来的是超声仪器使用用户的改变。有别于经过专门培训的超声医生或医疗超声技师,新兴的超声临床应用市场用户主要是从未或只经过很少培训的非超声专业各科临床医生。对于这些非超声专科的医生,传统超声仪器相对复杂和专业的操作控制成为他们进行诊断的主要障碍。

[0003] 作为一种机械波,超声在组织中的传播受到多种因素的影响。例如人体不同组织如皮肤、肌肉、脂肪、骨头等对超声波的散射和衰减程度有很大不同。超声波在上述不同组织中传播的速度也不相同,等等。这些因素使得超声波在人体组织中的传播受病人个体及同一个体不同部位的影响很大,因此不同个体及不同部位成像的效果有很大差别。传统的超声成像设备通常因此有一个包括大量控制键的操作面板,以允许医生在检查不同体格病人时调节超声的发射和接收参数,得到该病人体格下较好的图像效果。在困难病人,尤其是超声比较难以穿透的肥胖病人情况下,医生常常需要做很多调节,比如在B模式下需要调节发射频率,调节发射聚焦深度和聚焦范围,调节对比度,调节各深度下的增益等等,又比如在彩色血流模式下除了前述B模式下的调节,还需调节彩色血流的脉冲重复频率,壁滤波器的截止频率等等控制参数,这就需要医生对超声的物理特性及其与人体的相互作用非常了解,同时熟练掌握拥有多个(比如,大于20个)控制键的超声设备的成像控制调节。即使是熟练的超声医生,有时甚至也要花费5-10分钟来做参数调节,才能达到想要的效果。对于非超声专科的一般临床医生,由于缺乏系统的培训,对超声物理特性了解很少,又不熟悉复杂的超声操作面板控制,调节就更加困难。很多时候即使花费大量时间仍可能无法得到可供诊断的图像。因此提供在不同病人体格下不需要医生自己调节成像参数的自动化超声成像系统,对于一般临床医生甚至超声医生,都有非常大的临床意义。

[0004] 针对上述问题,目前超声公司有许多尝试。比如,许多高端超声成像系统设置了针对不同病人体格的预设参数。比如,预设参数通常分为:困难病人,正常病人和容易病人三种。医生可以根据病人体格胖瘦选择相应预设选项。然而,由于缺乏病例和所用人群样本有限,这些预设参数在很多情况下并不能满足要求,尤其是当病人的病理情况是超声公司未曾参考过的情况下,医生往往得不到满意的结果。又比如,有些超声公司试图采用超声从人

体反射回来的信息调整参数。其中已进入应用的一例是调整基于深度的增益。这项调整相对简单和容易,但是,如前所说,超声成像系统有很多参数,远不止增益一项,如何将这种调节方式扩展到整个超声成像系统的应用中,对于传统超声成像设备根据医生的参数调节进行成像的单向系统架构而言,成为不可实现的奢求。因此,虽然超声领域领先的企业都开始超声成像智能化方向市场的拓展,致力于将超声成像技术向非超声诊断科外的新兴临床应用领域及发展中国家非中心城市地区飞速扩展,超声成像的自动化、智能化仍然没有质的飞跃。

发明内容

[0005] 1. 发明要解决的技术问题

[0006] 为了让没有经过专业超声培训,不了解超声系统控制调节的临床医生能够自如使用超声设备,也为了让专业超声医生能够不必在面对超声困难病人时花费大量时间调节成像参数以获取可供诊断的超声图像,本发明提出了一种具有闭环负反馈控制技术的自动化超声成像系统。当医生使用该系统扫描不同人体,或同一人体不同部位时,或目标未变但成像条件发生变化时,此闭环负反馈控制超声成像系统将根据所收到的人体目标回声信号及预期的性能指标自动调节一个或多个成像参数,并根据调节结果以负反馈方式不断迭代直到系统在极短时间内在现有扫描目标体格下自动达到期望成像效果,使医生不必根据目标特性做复杂成像参数调节即可获得可供诊断超声图像。

[0007] 2. 技术方案

[0008] 为达到上述目的,本发明提供的技术方案为:

[0009] 在发明的一种实现方案中,通过闭环负反馈控制架构的超声成像系统实现自动调节超声成像效果达到期望成像性能的目标。闭环负反馈控制架构由以下部件组成:

[0010] 一个超声成像单元,该单元负责发射超声波进入目标体内,并接收目标组织反射的超声回波进行处理并显示结果;一个超声成像系统控制单元,该单元具体控制超声成像单元的成像;一个图像性能评估单元,此单元根据接收到的回波信号进行性能评估计算,计算出图像性能评估参数的具体值;一个性能比较单元,此单元比较期望性能值和根据回波计算出的实时成像性能指标,给出量化的差别;一个差别反馈控制单元,此单元根据现有指标与期望指标的量化差别计算出成像参数的具体调节方式和调节值,以期达到最终减少或消除现有成像效果与期望成像效果的量化差别的目的。计算出的调节参数及调节方案将发送给上面所述的成像系统控制单元,重新启动一个新的成像反馈迭代。这一过程不断反复直至图像达到期望性能或最大迭代次数已经达到。还有一个反馈控制架构设定与控制单元,用于在超声成像模式不同时重新设定上述反馈控制相关单元。

[0011] 3. 有益效果

[0012] 采用本发明提供的技术方案,与已有的公知技术相比,具有如下显著效果:

[0013] 本发明将闭环负反馈控制架构引入超声成像,使传统单向架构的超声成像系统成为其中的信号采集与执行机构,而增加的反馈控制相关部分则使超声成像从传统的由使用者手动调节转换为由系统自动化调节,从而将使用者从复杂的实时成像调节中解放出来。

[0014] 与传统超声成像设备和技术一旦设定成像参数成像效果即无法在没有人为干预的情况下改变相比,本发明的自动控制架构超声成像系统可以实时监测超声成像效果和质

量,并根据成像效果与预期成像效果的量化比较自动对成像参数作出调整,使超声系统在扫描不同体格人体或人体不同目标的情况下,无需人为干预,即可自动达到目标环境下的最佳成像效果。医生不再需要了解超声在组织中传播的物理特性,不再需要熟悉操作系统,不再需要根据临床应用中目标的不同对超声系统的成像控制参数进行复杂的调节,只需将超声探头放置于合适的目标声窗口,此系统将自动在极短时间内根据目标回波调节超声成像参数,使超声成像效果在目标身上达到此系统能达到的最佳效果。医生可以完全专注于图像的获取和病人的病理情况。

[0015] 本发明的闭环负反馈自动调节成像系统与传统超声成像设备不同,它不再需要内部开发人员和内部临床医生针对人群体格的不同及人体不同部位的特点花费大量研发时间和精力根据大量模特在不同临床应用下设定容易、一般、及困难等数个预设成像设定以供医生在使用时根据人体体格的偏瘦、中等、肥胖情况进行选择。本发明中,开发人员和临床医生只需预先确定并存储期望的最佳成像效果,系统将利用闭环负反馈控制架构在不同临床应用情况下自动根据人体体格进行成像调节,因而不再是利用数个设定来应付实际体格千变万化的人体,而是对每个不同体格的人体及人体每个不同应用都实时找出最佳效果,从而达到远远超出普通超声成像系统的成像效果。

[0016] 与有些超声成像设备试图根据人体的返回的信息在现有单向开环系统架构基础上对一个成像参数,通常是深度下的增益进行定性的调节相比,本发明的闭环负反馈控制架构的超声成像系统由于建立在量化闭环负反馈的基础上,可以同时系统超声成像的效果和质量,包括图像的信噪比、细节和对比度分辨率,深度下增益的一致性,分辨率的均匀性,血流的灵敏度等所有方面做全面的分析和评估,并且根据评估结果和期望效果的定量而非定性的不同通过相应的物理数学函数同时对几乎所有参与超声成像的系统参数,而不仅限于简单的深度下增益等变量进行定量的调节。因此,所得到的成像效果是某些超声设备所谓一键调节增益的技术无法比拟的。

[0017] 本发明对超声成像效果和质量的评估和调节是全面且彻底的,本发明在超声界第一次提出了基于多个性能评估参数的超声成像效果的评价体系,同时根据超声成像中不同成像参数对成像效果的影响可能相互独立也可能相互影响甚至相斥的特点提出了不同性能评估参数对临床重要性不同的概念。在上述基础上,本发明根据成像参数对成像效果的影响提出了相应的控制判断逻辑以及调节优先顺序。这些都使超声成像的自动化不再局限于现有市场上通过一两个功能键对增益和灰度的简单调节,而真正成为医生可以信赖的技术。

[0018] 针对超声成像模式和临床应用多样的特点,本发明创造性的提出不同模式和应用下反馈控制流程可以改变的方案,它使超声成像自动化真正能够面对实际中多样的临床应用,使超声真正能够进入自动化时代。

附图说明

[0019] 图1是负反馈闭环控制超声成像系统技术的一个概念原理示意图。

[0020] 图2是本发明一种实现方案下自动化超声系统原理框图。

[0021] 图3是闭环控制系统中自动B模式成像的具体原理框图。

[0022] 图4是本发明一种方案下当图像几何尺寸改变时B模式成像的自动化反馈控制流

程图。

[0023] 图5是自动血流成像模式调节的一种实现方案原理框图。

[0024] 图6是ROI区域变化情况下血流成像自动化的一个工作流程图。

[0025] 图7是针对声速改变的系统反馈控制环路原理框图。

[0026] 图8是针对声速变化的自动闭环反馈调节工作流程图。

[0027] 图9是本发明的一种具体实现方式的示意图。

[0028] 图10是本发明的一种具体实现方式的示意图。

具体实施方式

[0029] 为进一步了解本发明的内容,结合附图和实施例对本发明作详细描述。

[0030] 在超声成像中,对于图像质量的好坏,有些共性的理解。比如,在较深的组织中良好的信噪比,良好的图像细节分辨率,良好的图像对比度,图像细节分辨率和对比度从上到下,从左到右良好的均匀性,良好的彩色血流灵敏度,良好的多普勒灵敏度,快速的帧频,等等,还有很多其他的共性指标。绝大多数情况下,只有达到这些指标,才能获得可供诊断的超声图像。病人体格或目标组织的变化会迫使用户针对每一个特定目标进行很多在线成像超声控制调节以达到期望的图像性能获取图像进行诊断。如在背景介绍中所说,这就需要医生对超声的物理特性及其与人体的相互作用非常了解,同时熟练掌握拥有多个成像参数控制调节键的超声设备的成像控制调节。这需要专业的超声临床培训。即使如此,通常这些调节仍会花费些时间,当遇到困难病人时,甚至是很多时间。而未经专业超声培训的临床医生就将面临更大困难。为了让没有经过专业超声培训,不了解超声物理特性,不熟悉超声系统成像参数控制调节的临床医生能够自如使用超声设备,也为了让专业超声医生能够不必在面对超声困难病人时花费大量时间调节成像参数以获取可供诊断的超声图像,减少每一个病人检查需要的时间,本发明将闭环负反馈控制原理引入超声成像系统中,使系统无论在何种目标组织情况下都能自动无需医生手动调节操作即达到期望的图像性能。

[0031] 闭环反馈控制系统在工业界用途广泛。比如,在产品制造的质量控制,自动装配线,机械手控制,太空技术,交通系统,电力系统,机器人等很多领域都大量用到自动控制技术。在一个典型的闭环控制系统中,通常一个传感器被用来监测系统的输出并将测量数据发给控制器。控制器则连续调节系统输入参数以使控制误差达到最小(即维持系统参考输出)。系统实际输出表现的反馈可以让控制器在系统启动时快速达到期望的稳态响应,并且可以让控制器能够对系统运行中的干扰进行动态补偿。理想的反馈控制系统可在很短的过渡时间内消除期望输出和实际输出间的误差,有效消除任何运行中的外力造成的影响并达成用户期望的完美输出。

[0032] 下面给出本发明将闭环负反馈控制原理在超声成像系统中实现的具体方案。

[0033] 图1给出了闭环控制超声成像系统的原理框图。超声成像单元1是一常规意义的超声成像系统,它通过单元2,超声探头,向人体组织发送超声波并接收人体组织反射的回波,进行处理后得到最终的超声图像。所接收的超声回波除了在成像单元中进行处理外,也会被发送到图像质量评估单元3。在单元3,超声图像的质量将会得到详细评估。评估结果将被送到比较器单元4与事先存储的期望性能5进行比较。反馈控制单元6将根据比较器单元4所发的现时图像质量与期望图像质量的量化差别对超声成像单元中一个或多个成像参数自

动进行调节以达到预期的成像质量。整个环节构成了一个闭环负反馈控制架构。这个闭环负反馈控制架构允许上述负反馈控制过程迭代多次直至预期的成像质量得到满足或迭代次数超过所定域值。

[0034] 考虑到超声成像是实时系统,在一种实现方式下,反馈控制系统并不会像工业控制系统中那样对图像性能做连续的检测,而是定位于当系统成像条件发生重大改变时,通过反馈控制调节让系统能够以快速的响应时间达到期望的性能。当用户对系统做了一个或多个与图像控制有关的改变,如图像深度调节,图像频率调节,图像聚焦点数目的改变,图像聚焦点位置的改变,以及图像模式的改变,图像视窗的改变,多普勒采样窗口尺寸的改变,等等,或者用户针对目标开启了一个图像模式,如B模式,彩色血流模式,脉冲多普勒模式,4维成像模式,弹性成像模式,造影剂成像模式,双工或三工模式等的时候,自动控制流程就会被触发,超声系统会通过自控模式自动设置成像参数以达到在目前成像客体情况下期望的最优成像性能。这一反馈控制可能会包括一个选择合适的信噪比与相平衡的细节/对比度分辨率的迭代过程,也可能包括一个选择合适的血流脉冲重复频率(PRF)的迭代过程,或者包含一个寻找均匀且合适的增益及好的显示色调的迭代过程,再或者是一个选择合适的发射和接收频率的迭代过程,一个平衡聚焦点数量和帧频的迭代过程,等等。在每一个迭代过程中,系统都会分析原始及处理过的回声数据,以确定系统是否达到了期望的图像性能并据此相应调节图像参数。在另一种实现方式下,也可以通过时间控制触发系统对成像参数进行调节以满足期望性能要求。此方式下,每隔一段设定的时间,系统就会自动开始评估图像效果并进行相应调节。在又一种实现方式下,反馈控制系统将实时监测超声成像性能,当发现性能指标达不到期望性能时,即开启自动反馈调节过程。

[0035] 图2给出了本发明的一种实现方式下一个自动超声成像系统的详细框图。在此系统中,发射波形生成单元105生成发射波,再通过发射波束成形单元104实现不同通道的延迟,以实现在目标体内的聚焦。发射脉冲生成器103生成最终的发射脉冲并通过发射/接收转换器102将脉冲送到探头101。超声探头101将一个或多个超声脉冲信号发射入目标体内。从目标体内反射的一个或多个回波被同一超声探头接收并被送到系统的多个接收通道中。每个接收通道的信号先经过发射/接收转换器102,然后被送往前端模拟电路106被放大后由A/D转换器107转换成数字信号。接收波束成形器108再将多通道的数字射频信号对齐后相加得到聚焦后的射频信号。聚焦后的射频信号在接收中端处理器109中被解调,抽取,并被低通滤波,形成同相和正交信号(IQ数据)。接收后处理单元110对从接收中端处理器109输入的IQ数据进行必要的后处理产生不同模式下相应的图像数据。例如,在B模式图像情况下,接收后处理单元110将对数据进行包络检测,对数压缩,及其他图像增强处理。在彩色血流模式下,则对数据进行相位抽取,获得血流速度和方差信息。在脉冲多普勒模式下,则对数据进行傅立叶变换处理,4维模式下进行体积透视算法处理,或者在弹性模式成像下对数据进行斑点跟踪处理,以及在M模式下对数据做动态压缩处理等。接收后处理单元110的输出将被送往显示单元111进行显示。系统控制单元117负责向101到110的所有单元发送成像和后处理指令。同时,117单元也与用户界面130有双向指令交互。所有上述单元均为传统超声成像设备常规单元,因此在本发明中不再详述。

[0036] 在本发明所述系统中,某些特定成像性能评估参数(或简称为评估参数)将根据系统提供的实时数据进行计算得出。这里所述实时数据包括但不限于所列的这些:通过数

据总线118传递的波束成形前的多通道射频数据,或者是由数据总线119传送的波束成形后的射频数据,或者是由数据总线120传递的经中期处理的IQ数据。在本发明的另一种实现方式中,数据还可以是由数据总线121传送的进一步处理过的图像或血流、多普勒等后处理数据。以上这些数据被送到性能评估单元112,此单元依据以上数据对系统成像性能评估参数进行计算。成像性能评估参数代表了对于图像诊断较为重要的性能,比如,不同深度下的信噪比,系统增益分布,图像细节和对比度分辨率,血流灵敏度,图像细节及对比度的均匀性,血流溢出血管壁程度,图像帧频,等等。

[0037] 本发明的一种实现方式中,每一次这些评估参数被计算出来后,它们都会通过多通道减法器单元114与预先存储的成像性能参数阈值进行量化比较。这些阈值代表了期望的图像性能指标。反馈控制单元115检查比较器的结果,即实际性能和期望性能的量化差别, Δ parameters,以及系统已经完成的反馈迭代次数。其中量化差别 Δ parameters需要满足一些逻辑条件,如此差别需落在容许误差范围内, Δ parameters \in ($-\text{tolerances} \sim +\text{tolerances}$) 即 (负的容忍误差 \sim 正的容忍误差) 或者定义为量化差别的绝对值小于容忍误差 $|\Delta$ parameters| $<$ tolerances, 此时此闭环反馈系统才能达到稳态响应,才能判断系统已达到期望性能。这里,容忍误差是事先设定好的用来控制系统应在多大程度上达到期望性能的控制参数,它与上述期望成像性能参数阈值一起被存储在诸如查询表(LUT)或其他计算机可读存储媒介中构成期望性能阈值与容忍误差表113。如果逻辑条件未满足,量化差别 Δ parameters将被送往新的成像及处理参数生成单元116,在那里,一个或多个成像参数将被调节以达到量化差别 Δ parameters趋近于零进而系统成像性能达到期望指标的目的。成像性能评估单元112,期望性能阈值与容忍误差表113,多通道减法器单元114,反馈控制单元115,以及新的成像及处理参数生成单元116,合起来形成系统的闭环负反馈控制结构,它们与前述常规超声成像单元一起,形成自动化闭环负反馈控制超声成像系统。

[0038] 闭环负反馈控制系统能够自动对成像参数进行调节。假定对成像参数的变动使图像变坏,那么在迭代过程中,期望值与实际值的量化差别 Δ parameters将变得更大。反馈逻辑就会朝相反的方向改变该成像参数以使量化差别趋近于0,因而纠正上一次迭代中对该参数的错误改动。改变后的成像参数被新成像和处理参数生成单元116送往系统控制单元117。系统控制单元117然后把这些成像参数发送到对应的成像功能单元。比如,一个接收模拟控制单元的变化将被送往接收前端模拟电路106,一个发射脉冲幅度的变化将被送往发射脉冲生成器103,一个新的发射波形参数将被送往发射波形生成单元105,发射孔径的改变则将被送往发射波束成形单元104,接收孔径及加窗操作的改变将被送往接收波束成形器108,而接收后处理的变化则将被送往接收后处理单元110。系统然后将利用这些新的成像参数重新开始成像。新的接收回波,包括原始数据及处理过的数据,将根据反馈控制的要求被送往成像性能评估单元112,一个新的迭代过程将重新开始。这一负反馈迭代控制过程可以重复进行,直至以下两条件之一被满足:一,反馈控制的逻辑被满足,例如实际性能值和期望性能值的量化差别的绝对值小于容忍误差(i.e., $|\Delta$ parameters| $<$ tolerances),这意味着系统已达到稳态响应状态且期望的成像性能指标已经达到;二,反馈控制迭代次数达到最大允许次数,进一步的迭代只能导致微小而非质性的改变。

[0039] 这一闭环负反馈控制自动化超声成像系统有很多应用。在不同的应用中,反馈控制系统保持同样的系统架构。然而,架构中每个功能模块的细节定义,包括性能评估单元

112,期望性能阈值与容忍误差表113,多通道减法器单元114,反馈控制单元115,以及新的成像和处理参数生成单元116,都可以在不同应用下有专门的定义。更进一步,自动迭代调节流程也可以根据应用特别定义。在图2中,反馈控制架构设定与控制单元150就包含了(存储)一套多个不同的反馈控制设定,用于不同成像模式下的应用。这里,不同成像模式包括了自动B模式成像,自动M模式成像,自动四维体积模式成像,自动彩色血流模式成像,自动脉冲/连续多普勒成像,自动造影剂成像,以及自动弹性模量成像等。这些反馈控制设定也包括了对于不同病人种类的设定,比如在乳房检查中声速自动变化调节的设定;或者,还包括了一些先进成像方法中的参数自动调节。比如,对于空间复合成像中声束斜角的自动调节,或者在造影剂成像中系统输出功率的自动调节等等。当系统或用户决定要重新设定反馈控制环节的各处理单元时,系统控制会根据将要运行的应用向反馈控制架构设定与控制单元150发出指令以改变控制环节中从112到116中的一个或多个单元的设定。每一个特别的反馈控制设定都定位于满足一个或多个特别的成像性能指标,它们可以被联合在一起以顺序或并行的方式运行以满足整体的图像性能要求。当多个设定是必需的时候,系统会根据反馈控制架构设定与控制单元150中事先存储的控制指令决定这些设定的运行顺序和方式。

[0040] 反馈控制架构设定与控制单元150也用作反馈控制流程的启动单元。当用户改变成像系统的成像模式或某一个成像控制参数时,系统控制单元117检测到这一变化并将此信息发送给反馈控制架构设定与控制单元150,该模块然后将启动整个负反馈控制迭代流程。这些成像控制参数,比如深度,图像宽度,发射频率,聚焦位置,聚焦点数量,多普勒门径,血流脉冲重复频率,输出功率,时间增益等等,都对系统成像链条有很大影响。另外一种方式中,反馈控制流程也可以靠反馈控制架构设定与控制单元150内的时间控制来开启。

[0041] 在本发明的自动闭环负反馈控制流程中,性能评估单元112可能处理多个图像性能参数。每个性能评估参数都可以得到一个相应的量化差别 Δ parameter,对应一个或几个需要调节的成像参数,称为一个成像参数集合。对应不同性能评估参数的量化差别 Δ parameter的成像参数集合可能相互有部分重叠,也可能相互有干扰和相反效果的现象。当一个性能评估参数的量化差别 Δ parameter驱动某一个成像参数达到一个值时,另一个性能评估参数的量化差别 Δ parameter可能驱动这个成像参数到另外一个值。某种情况下,一个性能评估参数的量化差别 Δ parameter对一个成像参数的调节造成的图像效果的改变可能与另一个性能评估参数的量化差别 Δ parameter对另一个成像参数的调节造成的图像效果的改变相冲突。新的成像和处理参数生成单元116必须决定哪一个成像参数的调节,或者对哪一个成像参数进行调节是系统所期望的。为了做出这一决定,新的成像和处理参数生成单元116也需要判断每一个单独的成像性能参数对临床诊断的重要性。如果对同一个成像参数值有两个或多个调节对其修改,且修改方向相互冲突,控制系统会选择对于诊断而言最重要的成像性能评估参数发起的对此成像参数的调节。每一个成像性能评估参数对于诊断的重要性程度是通过对大量临床医生的调查归纳总结出来的。当有超过两个性能评估参数被计算时,反馈控制单元115也会检查性能评估参数的重要性。如在本发明的一个实现中有两个成像性能评估参数被用来评价图像性能,则两个评估参数与期望性能值的量化差别的绝对值都需要小于预先设定的容忍误差才能使反馈控制停止迭代修改的过程。在本发明的另一个实现中,如有三个成像性能评估参数被用来评估成像性能,参与反馈控制,则反

馈控制逻辑需要满足两个条件:1,三个性能评估参数中对于临床诊断最重要的评估参数必须满足其与期望参数阈值的量化差别小于容忍误差,即 $|\Delta \text{parameter}| < \text{tolerance}$ 的条件。2,三个性能评估参数中,至少有两个性能评估参数与期望性能的量化差别满足绝对值小于容忍误差即 $|\Delta \text{parameter}| < \text{tolerance}$ 的条件。

[0042] 在本发明的一种实现中,图像性能评估参数对临床诊断的重要性被定义为优先级并且该优先级和每一个评估参数相捆绑。评估参数对临床诊断的重要性越大,它的优先级就越大,在本发明的另一种实现中,每一个期望性能的容忍误差被用作该期望值对应的评估参数在临床诊断中的重要性的描述手段。该期望性能参数在诊断中重要性越大,对应的容忍误差越小。当两个或多个性能评估参数的量化差别都引起系统对同一成像参数的调节时,容忍误差较小,或最小的哪一个所对应的反馈调节将被选中。

[0043] 本发明的一种实现中,预先存储的性能评估参数期望阈值和量化差别容忍误差是公司内通过对大量模特的临床扫描经验值得到的,它们也必须能够满足让系统达到稳态响应的要求。有些值可以直接获得,更多的值是通过通过对内部临床医师选定的最佳成像效果进行分析得到的。然而,由于缺乏病例,这些内部确定的期望阈值和容忍误差并不一定必然代表最佳的图像质量。更进一步,真正的用户也许对图像质量好坏的判断和公司内的临床医师有不同观点,因而他们对于容忍误差的大小,以及期望性能参数的重要性,就会有不同看法。本发明的另一种实现中,期望性能阈值和容忍误差是在应用场合根据病人图像数据库按照特定的流程设定的。任何用户设定的期望阈值和容忍误差都可被存储起来并允许多通道减法器单元114和反馈控制单元115访问和操作。在另外一个本发明的具体实现中,有些期望性能阈值和容忍误差甚至可以根据实时获得的回声数据现场计算,比如后面要详细讲到的血流灵敏度的调节。

[0044] 当本发明的具体实现方式中出现多于3个图像性能评估参数时,系统将把这些性能评估参数分成2个或多个成像性能评估组,每个性能评估组最多含3个性能评估参数,并且,每一性能评估组有它自己对应的一些成像参数来调节成像性能。不同成像性能评估组所对应的成像调节参数互相不冲突且不重叠。此种情况下,系统将按顺序逐个逼近每个成像性能评估组的期望性能并最终达到系统的成像期望性能。根据上面所述的控制逻辑,每一个反馈控制迭代流程可以最多达到3个成像性能参数的期望指标。此例的一种实现方式中,不同的成像性能评估组评估指标相互独立。例如,在B模式和脉冲多普勒模式同时工作的双工模式下,期望的图像性能可以分为两组:B模式成像性能组包括B模式图像信噪比(SNR),B模式图像细节和对比度分辨率,B模式图像的均匀性;脉冲多普勒成像性能组包括:脉冲多普勒信号灵敏度,脉冲多普勒信号分辨率,等等。这两个成像性能评估组互相间没有依赖关系。系统可以以任何顺序运行反馈迭代控制流程最终达到同时满足B模式图像和脉冲多普勒模式成像期望性能的目的。在另一种具体实现中,一个成像性能评估组可能与另一个成像性能评估组间有依赖关系。比如,在彩色血流成像模式中,期望成像性能可以被划分为基本成像性能组,其中包括彩色血流信号的信噪比,血流图像的分辨率,血流图像的均匀性,以及一个血流成像性能组,其中主要包括血流的灵敏度及血流的混叠度等指标。然而,血流的灵敏度,除了与血流处理中的特别环节和参数如血流脉冲重复频率,壁滤波器选择等有关外,又很大程度上受到基本成像性能指标的影响,比如血流回声信号的信噪比就非常关键。这种情况下,系统先调节基本成像参数满足基本成像性能指标,再调节血流处理

中的特殊参数和环节以达到满足血流成像期望性能指标。

[0045] 在上述实现方式中,3个性能评估参数被选作分组所需参数数量,但是,应当可以理解的是,对具体成像模式而言,其他数量也有可能被选作分组所需参数数量。例如,也许是4个评估参数,而非3个,被用作每个参数评估组的参数上限。此情况下,控制逻辑将改为:至少3个性能评估参数的实际值与期望性能阈值的量化差别的绝对值应小于对应的容忍误差,即 $|\Delta \text{parameter}| < \text{tolerance}$,而且,这三个性能评估参数必须包含四个评估参数中对于临床诊断最重要的那个参数。两者都满足,或者迭代次数达到最大允许次数,反馈迭代才能终止。

[0046] 本闭环负反馈控制自动成像系统的大多数应用中,例如B模式成像,彩色血流模式成像,以及脉冲多普勒模式成像,给定实际成像性能值和期望性能阈值的量化差异 $\Delta \text{parameters}$,系统都能够采用预先设定好的定量或定性的办法调节成像参数以使 $\Delta \text{parameters}$ 趋近于零。在某些特定应用中,给定量化差别 $\Delta \text{parameters}$,并没有预先定义的定量或定性方法能够肯定驱使量化差别 $\Delta \text{parameters}$ 趋近于零。这种情况下,系统可以比较两次连续迭代过程所得期望性能指标与实际性能指标的量化差别值 $\Delta \text{parameters}(I_T)$ 和 $\Delta \text{parameters}(I_{T-1})$ 来调节成像参数以达到系统稳态响应,也即满足系统期望性能值。这里, $\Delta \text{parameters}(I_T)$ 是第T次迭代 I_T 所得性能评估参数的量化差别, $\Delta \text{parameters}(I_{T-1})$ 是前一次迭代即T-1次迭代 I_{T-1} 所得性能评估参数的量化差别。

[0047] 本发明所述的闭环负反馈控制结构和流程可被应用于所有超声成像模式,例如B模式,彩色血流模式,脉冲多普勒成像模式,连续多普勒成像模式,M模式,弹性成像模式,4维成像模式等等。更进一步,除了上面提到的成像参数,更多的成像参数在自动调节过程中都会被涉及到并可能会被改变。例如,在保持足够信噪比的前提下,系统输出功率可以尽可能调低。如前所述,系统总是可以重新设定反馈控制环节的架构以满足不同应用并保持架构转换的平滑过渡。比如,用户开始先做B模式成像,系统可以将自动B模式成像设定装载到反馈控制架构中,根据期望的性能进行反馈迭代调整达到现有目标情况下最优的B模式成像质量。如果之后用户又打开了彩色血流成像,则系统将把反馈控制架构重新设定为自动彩色血流成像模式并通过反馈迭代达到现目标下最优的彩色血流成像。所有这些设定都存储在反馈控制架构设定与控制单元150中。

[0048] 下面内容给出几个反馈控制环的具体实现例子。

[0049] 实施例1

[0050] 第一个例子是图3原理框图中所示的自动B模式成像反馈控制设定。当用户对B模式成像做出改变,比如改变图像的几何尺寸,改换成像的临床应用(如从血管应用转到小器官应用,或者从腹部应用转为妇产应用,等等),本发明所述系统将根据最开始的数帧图像数据对一个或多个成像性能评估参数,比如信噪比,图像分辨率,图像分辨率的均匀性,图像增益分布等进行检测,并以负反馈迭代逼近的方式对一个或多个成像参数如发射频率,接收带宽,发射和接收孔径,聚焦点数量,聚焦位置,图像增益等进行调节。在此设定中,成像性能评估参数对临床诊断的重要性从高到低排列如下:信噪比>图像均匀性>图像分辨率。如果用量化差别的容忍误差来定义重要性,则容忍误差按大小排列如下:图像分辨率>图像均匀性>信噪比。这一优先级别是根据大多数临床医师的偏好设定的。存储在期望性能阈值与容忍误差表113中的量化差别容忍误差会通过多通道减法器单元114被送到反馈控

制单元115及新成像和处理参数生成单元116。图3中,除了后处理后的回波数据,波束成形后的射频回波数据,中端处理后的IQ数据,以及后处理后的数据都可能被用于计算性能评估参数。三个性能评估参数,信噪比,图像细节/对比度分辨率,分辨率和增益的分布均匀性,都将在性能评估单元112中通过对后处理图像数据或波束成形后的射频回波数据处理得到。这三个性能评估参数值将被送往多通道减法器单元114与预先存储的期望性能阈值进行比较。计算出来的量化差别 ΔSNR , $\Delta \text{Resolution}$, $\Delta \text{uniformity}$ 将被输出到反馈控制单元115,在那里上面讲到的三个性能评估参数的判断逻辑将被应用。如果逻辑判断认为进一步的调节是必需的,则这些量化差别将被送往新的成像与处理参数生成单元116以对成像参数进行调节。

[0051] 图4给出了上述自动B模式成像系统在用户改变图像几何尺寸(如深度改变)时的工作流程200。当第一步201图像改变几何尺寸时,系统在步骤202中会加载基于现时临床应用的预先存储的设定成像参数,然后在步骤203中设定初始迭代因子,并启动反馈迭代。在步骤204中,系统开始常规成像并处理数据。所获图像的射频和IQ或后处理的实时回波数据在步骤205中被用来计算性能评估参数,即不同深度下的信噪比,不同深度下的细节和对比度,图像分辨率和增益的均匀性的值。紧接着的步骤206将比较这些性能评估参数的值与预先存储的期望性能阈值的量化差别 ΔSNR , $\Delta \text{Resolution}$, $\Delta \text{uniformity}$ 。在一种实现方式里,步骤205和206中性能评估参数的计算和比较没有特别的顺序。在另一种实现方式里,步骤205和206中的性能评估参数的计算和比较是顺序实现的。迭代次数因子在步骤205中自动加一。在步骤207中,反馈控制单元115将所计算的绩效评估参数实际值与期望阈值的量化差别与预设的容忍误差比较,步骤208和209则根据预定的控制逻辑来决定系统是否已达到期望的性能。预设的容忍误差是根据大量临床扫描实践确定的。

[0052] 本发明实现中的步骤207,208,209给出了上面所述的三个评估参数下的反馈控制逻辑的例子。在控制逻辑和容忍误差给定后,如果信噪比量化误差的绝对值小于信噪比的容忍误差,即 $|\Delta \text{SNR}| < \Delta \text{SNR_Tolerance}$, 并且,图像均匀性或图像分辨率中任一个的评估性能满足期望性能值允许范围,即步骤208中 $|\Delta \text{Uniformity}| < \Delta u_Tolerance$ 或步骤209中 $|\Delta \text{Resolution}| < \Delta \text{Res_Tolerance}$, 则系统认为成像性能达到预期。否则,进一步的成像参数调节是必需的。详细来说,当步骤207中发现信噪比的量化误差绝对值大于预设的容忍误差时,系统会直接转到步骤210来检查是否允许的最大迭代次数已经达到。反之,如果步骤207和208得到好的结果,或者是步骤207和209得到期望的结果,系统可以直接跳出迭代循环转向步骤213利用现有的成像参数开启常规成像模式。如果上述两种状况都未发生,则系统将转向步骤210检查最大允许迭代次数是否已经达到。在步骤210中,如果最大允许反馈迭代次数已经达到,则系统停止迭代转向步骤213。如果还未达到最大允许迭代次数,则新的成像与处理参数生成单元116将本着减小期望评估参数量化差别的目的重新计算成像参数,比如发射频率,发射和接收孔径等等。下面的段落详细介绍了信噪比,细节分辨率,细节分辨率的均匀性的计算以及当它们的期望值未满足时对应的图像调节。

[0053] 在本发明自动B模式成像控制流程的一种实现中,信噪比是根据所得图像中同一深度下的信号部分的平均强度与噪声部分的平均强度的射频数据计算的: $\text{SNR}_d = \text{Inten_norm}_d / \text{Inten_noise}_d$, 其中, Inten_norm_d 是深度d周围特定区域的平均信号强度, Inten_noise_d 是同样深度下噪声区域内噪声图像的平均强度。在另一种实现中,信噪比可以根据

对数压缩后数据来计算,即 $SNR_d = \log_norm_d - \log_noise_d$,这里 \log_norm_d 和 \log_noise_d 是对数压缩后信号和噪声平均强度。噪声区域和信号区域可以通过图像特征分析得到,或者,在另一种实现中,可以是来自不同成像条件下的图像。计算出的不同深度下(如6个)的信噪比 SNR_{d_m} 与相同深度下预先存储的信噪比期望阈值 $SNR_{threshold_d_m}$ 比较。所得信噪比的量化误差由6个深度的差别平均得到:

$$\Delta SNR = \frac{1}{6} \sum_{m=1}^6 (SNR_{d_m} - SNR_{threshold_d_m})$$

如 ΔSNR 是负值,则系统将降低发射和接收的中心频率以增加信噪比。系统并非随机任意改变发射/接收成像参数以期结果逼近预设的阈值。事实上,系统对参数的调节是基于所得信噪比的量化差别 ΔSNR ,例如, $\Delta SNR = -6\text{dB}$ 意味着信号强度至少要提高6dB才能系统信噪比的要求。假设

组织的衰减系数 α 是0.5dB/MHz/cm,则系统需要将发射频率降低如下数值: $\Delta f = \frac{\Delta SNR}{2d_0\alpha}$ 这里

d_0 是发射聚焦深度。这样新的发射频率将是: $f_{new} = f_0 - \Delta f$ 。接收中心频率也将相应改变。与之相反,如果 $\Delta SNR = 6\text{dB}$ 则意味着发射频率太低这可能导致系统的细节分辨率较差。这时系统将如上所述反向增加发射/接收频率以达到一个新的频率: $f_{new} = f_0 + \Delta f$ 。

[0054] 本发明自动B模式成像控制流程的一种实现方式中,选定深度(含发射聚焦深度)的图像细节分辨率由斑点尺寸(点函数)PSF_d定义,Resolution=PSF_d。性能评估单元112采用斑点相关方法计算点函数尺寸。在多通道减法器单元114,计算所得各深度下的PSF_d减去该深度下期望的PSF_{threshold},所得的量化差别 $\Delta PSF_d = PSF_d - PSF_{threshold}(d)$ 即 $\Delta Resolution$ 被送往反馈控制单元115及新的成像与处理参数生成单元116以调节成像参数。在发射聚焦深度,发射孔径控制参数F值可以根据点函数尺寸的量化差别重新计算如下:

$$F_{ix}^{new} = F_{ix}^{old} \cdot \left(1 - \frac{\Delta PSF_{foc}}{PSF_{foc}}\right)$$

本技术的一种实现中,细节分辨率均匀性的计算如下: $u = \frac{1}{M} \sum_{n=-M/2}^{M/2-1} \left(\frac{PSF_{n\Delta d}}{PSF_0}\right)$, $M \cdot \Delta d = 1/3 \cdot d$ 。这里,d是图像深度,PSF_{n Δ d}是在深度(n Δ d+focal_depth)处斑点的尺寸,PSF₀则是聚焦深度下斑点的尺寸。u值越小意味着越好的均匀性,而较大的u值则意味着较差的图像均匀性。在多通道减法器单元114,实际均匀性与期望均匀性阈值将相互比较,得到量化差别: $\Delta uniformity = u - u_{threshold}$ 。 $\Delta uniformity$ 将被用来调节发射孔径。例如,新的发射孔径可根据 $\Delta uniformity$ 计算如下: $F_{n+1} = (1 + \sqrt{\Delta uniformity})F_n$ 。这样,当 $\Delta uniformity > 0$ 时,发射孔径F值会增大,相应聚焦区域也将增大因而可得到更好的均匀性。

[0055] 为达到期望的性能,细节分辨率的均匀性和细节分辨率都将被用来调节发射孔径。如上面段落所述,两者对发射孔径的调节可能趋势正好相反。由于细节分辨率均匀性的临床重要性高于细节分辨率,当两个性能参数要求的孔径调节值不同时,细节分辨率均匀性所引起的孔径调节将被选中。图4中的步骤212中,系统将上述成像参数调节发往系统控制单元,然后回到步骤204重新开始新的迭代。这一流程将持续进行直到系统满足期望性能指标或者最大的迭代次数已经达到。

[0056] 实施例2

[0057] 另一个应用的例子是自动彩色血流成像。当用户打开彩色血流成像功能或者在彩色血流成像中移动血流关注窗口(ROI)时,系统将自动调节一个或多个血流成像参数以达到期望的性能。在此应用中,系统通过两个反馈控制迭代过程达到期望的彩色血流性能指标。第一个反馈控制迭代过程中,系统按照上述B模式下的自动调节方式对彩色血流图像质

量进行调节以满足彩色血流信噪比,彩色血流图像均匀性等的要求。在第二个迭代过程中,系统将通过反馈控制调节一个或多个血流成像参数如脉冲重复频率(PRF),壁滤波截至频率,壁滤波器等参数来达到期望的血流灵敏度要求。血流灵敏度(CSEN)是根据选定血流关注窗口中血流部分的面积与总的血流关注窗口大小 S_{ROI} 的比值: $CSEN = S_{color}/S_{ROI}$ 来定义。注意到CSEN是基于应用的。CSEN的期望值有两种定义方式。一种是在每个特别的应用中由临床扫描的多个结果的经验均值来定义。另一种是根据实时血管辨识结果来定义。在第二种方法中,系统将采用图像分割算法在实时采集到的B模式图像把血管从血流关注窗口内的周围组织中分离出来,然后依据血管应被填充的假设计算期望的CSEN: $CSEN_{threshold} = S_{vessel}/S_{ROI}$ 。由于分割算法可信性和准确性也有范围和程度,可以设定一个容忍误差来反映分割算法的精确度误差。第二种方法一般可用在大血管情况下因为大血管的图像分割比较容易。在多通道减法器单元114,期望的血流敏感度与实际的血流灵敏度间的量化误差被测量: $\Delta CSEN = CSEN - CSEN_{threshold}$ 。如果 $\Delta CSEN < 0$,血流的脉冲重复频率可能被降低,壁滤波的截至频率可能被下移以提高血流灵敏度。如果 $\Delta CSEN > 0$,则血流可能已经溢出了血管壁,则系统可以相应增大脉冲重复频率,并将壁滤波的截至频率上移以减少关注窗口内的血流像素。这里,脉冲重复频率的计算是基于 $\Delta CSEN$ 的:

$$PRF_{n+1} = PRF_n + \frac{\Delta CSEN}{CSEN_{threshold}} * \alpha * PRF_n \quad \alpha$$

是关联 $\Delta CSEN$ 和PRF的一个经验系数。图5给出了一个自动彩色血流成像应用例子的方块原理图。后处理中增加了模块124,它从接收后处理单元110得到实时B模式图像和血流关注窗口内数据,然后对B图像进行分割,得到关注窗口内的血管区域,以此计算出期望的血流灵敏度CSEN阈值并给定容忍误差范围。而后多通道减法器单元114根据实时血流灵敏度和实时计算的期望血流灵敏度得出它们的量化误差,再送往反馈控制单元115和新成像及处理参数生成单元116算出为减小量化误差需要进行的血流成像参数调整。如果分割算法没有得出有效的血管区域,则预先存储的基于应用的血流灵敏度CSEN可以拿来应用。

[0058] 图6给出了自动化彩色血流成像一种实现的细节流程220。它包含了两个反馈控制流程。彩色血流模式中的通用成像参数,如发射波形,发射/接收孔径控制(F值)等等,将在步骤222所示的反馈控制流程中先被调整,以满足血流成像的一般性要求,如对信噪比,图像分辨率,图像均匀性的要求等。步骤222中的反馈控制流程细节如图4中工作流程200所示。这里,血流成像被当作发射和接收限制在血流关注窗口的特殊B模式成像方式。系统将直接对血流关注窗口内的数据进行B模式相同的前端、中间及诸如:包络检测,对数压缩等的后处理,以便计算不同深度下的信噪比,分辨率以及图像均匀性的值。彩色血流成像中的期望成像性能阈值,如预先存储的不同深度下信噪比,图像分辨率,图像均匀性等,与B模式下同样参数的值是很不相同的。比如,彩色血流下信号的信噪比通常比B模式下同样深度的信噪比至少高10dB。当系统经反馈控制迭代达到要求的这些常规成像性能指标并处于稳态响应状态后,步骤223就会在此时开启常规血流成像模式。这将开启一个新的反馈控制迭代流程,在此迭代流程中期望的血流灵敏度CSEN将是迭代的目标。步骤224中,利用实时B模式数据和血流关注窗口,实时的期望血流灵敏度阈值可以被计算出来。如果图像分割没有成功,预先存储的基于临床应用的血流灵敏度阈值CSEN就会被调出。步骤225中,实时血流数据的血流灵敏度将被计算出来并在步骤226中与CSEN阈值比较。步骤227和228中,实际血流灵敏度与期望血流灵敏度的量化差别 $\Delta CSEN$ 及迭代次数将被检测以确定期望的血流成像

性能是否满足或最大迭代次数已经达到。如果两者均未满足,则系统在步骤229中调节血流的脉冲重复频率和壁滤波器的截止频率并在步骤230中将新的参数应用于血流成像。之后,系统重新返回步骤223开始新一轮反馈控制迭代。此过程将不断重复,直至系统满足期望的血流性能或者最大允许迭代次数已经达到。然后系统将运行至步骤231开始正常的血流成像。

[0059] 实施例3

[0060] 本发明所述的自动超声成像系统实际应用的又一个例子是乳房成像中声速的调节。乳房组织因其特有的组织不规则性与人体其他部位组织有很大不同。研究发现,乳房组织内声音的传播速度与其他部位组织很为不同。由于发射和接收波束成形都是建立在组织内恒定声速,即1540米每秒的前提条件下,声速的变化将严重影响波束成形的质量。对于自动超声成像系统,这个问题将被轻松解决,即使在扫描开始时乳房内的声速是未知的。

[0061] 图7给出了声速调节的反馈控制系统设定原理框图。在此应用中,深度d处的图像细节分辨率,即 PSF_d ,被用来作为调节声速的指标参数。性能评估单元112利用经过后处理的图像来计算 PSF_d 。图7中,多通道减法器单元114后面增加了延迟模块 Z^{-1} 123。此模块将把计算所得的细节分辨率量化差别 ΔPSF_d 延迟一个迭代流程。这样,第T次迭代和第T-1次迭代得到的量化差别 $\Delta PSF_d^{I_T}$ 和 $\Delta PSF_d^{I_{T-1}}$ 将同时被送往反馈控制单元115以确定声速调节的方向和大小,这里 $T \geq 2$ 。 I_T 在这里代表迭代次数。

[0062] 图8给出了声速自动调节的详细流程300。在步骤301中,系统事先设定一声速,例如1540米每秒,将量化差别 ΔPSF_d^0 初始化为0,并将迭代因子 I_T 设为0。步骤302中,系统启动乳房扫描成像并将迭代因子加一: $I_T = I_T + 1$ 。步骤303中,所得B模式图像将被送到性能评估单元112以计算深度d下此次迭代中的图像细节分辨率 $PSF_d^{I_T}$ 。之后,多通道减法器单元114将计算期望图像细节值与实际图像细节值的量化差别: $\Delta PSF_d^{I_T} = PSF_d^{I_T} - PSF_{threshold}(d)$,这里, $PSF_{threshold}$ 是期望图像细节的经验数据。步骤304中,系统检查这是否第一次反馈迭代($I_T = 1$),如是,在步骤305,系统将把声速减少一个预设的量 ΔS_0 , $S' = S - \Delta S_0$,而后返回步骤302开始一个新的迭代。如果不是第一次迭代($I_T \neq 1$),系统将检查是否 $|\Delta PSF_d^{I_T}| < Tolerance$ 并且是否最大允许迭代次数已经满足。如果任一条件满足,系统将跳出反馈迭代循环,直接到步骤312用现在的声速开始正常的成像。如果两条件均未满足,则在步骤309中,系统将比较步骤303中所得的两次迭代的量化差别 $\Delta PSF_d^{I_T}$ 和 $\Delta PSF_d^{I_{T-1}}$,其中 $\Delta PSF_d^{I_{T-1}}$ 是步骤306中延迟一次迭代的结果。然后,与步骤310和311一起,系统完成下列逻辑:

[0063] 如 $|\Delta PSF_d^{I_T}| < |\Delta PSF_d^{I_{T-1}}|$, then $\Delta S_{I_T} = \Delta S_{I_{T-1}} / 2$, $S^{I_T} = S^{I_{T-1}} - \Delta S_{I_T}$,

[0064] 如 $|\Delta PSF_d^{I_T}| > |\Delta PSF_d^{I_{T-1}}|$, then $\Delta S_{I_T} = -\Delta S_{I_{T-1}}$, $S^{I_T} = S^{I_{T-1}} - \Delta S_{I_T}$ 。

[0065] 这样新的声速 $S^{I_T} = S^{I_{T-1}} - \Delta S_{I_T}$ 就被计算出来,系统将跳回步骤302在此新的声速下开始新的反馈迭代。这个反馈迭代过程将持续进行直到量化误差 ΔPSF_d 的绝对值小于预先确定的容忍误差或者最大允许迭代次数已经达到。

[0066] 具体仪器实现

[0067] 本发明所述的闭环负反馈自动化超声成像系统硬软件,可以有不同的具体实现方

式。一种实现方式中,图1所示超声成像单元1与反馈控制系统的性能评估单元3,期望性能5,比较器单元4,以及反馈控制器单元6集成在同一超声成像系统中。详细来讲,如图9-a所示系统400中,超声前端模拟电路401是由图2所示自动超声成像系统中的发射波形生成器103,发射/接收转换器102,前端模拟电路106,A/D转换器107组成;图9-a所示超声中端处理数字电路402由图2中的发射波束成形单元104,发射脉冲生成器103,接收波束成形器108,射频信号接收中端处理器109组成;超声后处理及系统控制数字电路403由图2中的接收后处理单元110,以及系统控制单元117组成;反馈控制架构数字电路404则由图2中的性能评估单元112,多通道减法器单元114,期望性能阈值与容忍误差表113,反馈控制单元115,新成像及处理参数生成单元116,以及反馈控制架构设定与控制单元150组成。用户界面130,电源及其管理电路430,显示111也是系统组成部分之一。如上所说,这些模拟和数字电路可以集成在一个超声成像系统中,构成自动化超声成像系统。其中,前端模拟电路401是客户设计的专用电路,数字电路部分可以通过由大规模可编程逻辑器件及微处理器,如Intel CPU为主的专用数字电路及相应软件来实现。在另一种实现方式中,微处理器指嵌入式处理器,如ARM架构的微处理器单元,在又一种实现方式中,上面所述的各数字处理电路,如超声中端处理数字电路402、超声后处理及系统控制数字电路403、包括部分反馈控制处理电路,或者由大规模可编程逻辑阵列FPGA以专用硬件电路加相应软件的方式实现,或者通过对专用硬件电路中的高速信号处理芯片编程实现,另一部分不需要实时处理的单元如用户界面等则在通用硬件如PC计算机系统中通过软件实现。在又一种实现方式中,超声前端模拟电路401,超声中端处理数字电路402可以由专用模拟和数字硬件电路及相应软件实现,而超声后处理及系统控制数字电路403、反馈控制架构数字电路404则可在通用硬件系统如计算机或微处理器上通过软件编程实现。在又一种实现方式中,除了超声前端模拟电路401,其他部分,包括超声中端处理数字电路402,超声后处理及系统控制电路403,反馈控制架构数字电路404都可在通用硬件系统如计算机或微处理器上通过软件来实现。在再一种实现方式中,超声前端模拟电路401可以由一片或多片大规模模拟集成电路ASIC芯片实现,而其后的超声中端处理数字电路402、反馈控制架构数字电路404、超声后处理及系统控制数字电路403则可部分或全部集成到一个或多个大规模数字集成电路ASIC芯片中。或者,前端模拟电路与后续数字电路可以集成到一个或多个大规模模拟数字混合集成电路芯片中。这样,整个系统的硬件部分可以是由一个或多个模拟和数字芯片构成,加上专用或通用设备如智能手机,各类计算机提供的显示和用户界面,构成芯片上的超声系统。以上实现方式中,常规超声成像处理单元与反馈控制处理单元集成在同一包含专用硬件和通用硬件的硬软件系统中,与超声探头一起,构成自动化超声成像系统。其中,超声探头可以是常规的压电陶瓷或复合材料或单晶材料探头,也可以是由大规模集成电路构成的CMUT探头。此系统可以是台式超声系统,也可以是便携笔记本式超声系统,还可以是掌上型超声系统。

[0068] 在本发明的一种实现方式中,如图9-b所示,超声前端模拟电路401,超声中端处理数字电路402,前端控制数字电路409(系统控制电路的前端部分)以及反馈控制架构数字电路404,电源及其管理电路430等专用模拟及数字电路可以与超声探头101集成在一起,加上相应的配套软件,形成在超声探头内的自动化超声成像系统的前端部分420,如图9-c所示。其中,电池413和电源管理电路414组成电源及其管理电路430。此自动化超声成像系统的前端部分420通过有线或无线数据传输接口407与专用或通用外部设备组成的自动化超声成

像后端部分一起构成整个自动化超声成像系统。在采用无线数据传输方式时,此探头前端部分还包含电池413以及电源管理电路414。这里电池可以是锂电池或者其他形式的高能小体积电池。此自动化超声成像系统后端部分包括有线或无线数据传输接口408,超声后处理与系统控制电路403以及用户界面405,显示器406等,它可以是用户自己设计制造的台式、便携式或者掌上型装置,也可以是通用的智能设备,如手机,掌上电脑,台式或便携式计算机等。此实现方式的另一种形式中,自动化超声成像系统的前端部分也可以是只包含了前端模拟电路401,超声中端处理数字电路402以及无线或有线数据传输接口407。而系统的后端部分则包括了反馈控制架构数字电路404,超声后处理与系统控制电路403以及无线或有线数据传输接口408,用户界面和显示器405,406等。这两种实现中,无线数据传输可以是IEEE802.11ac及以上标准的接口,也可以是蓝牙无线接口或其他专用形式的无线传输接口通过天线411进行数据传输,有线数据传输可以是用户专用的传输线子系统,也可以是通用的如USB2.0或以上标准传输接口通过电缆412进行数据传输。

[0069] 考虑到负反馈控制系统对系统计算能力要求较高,在本发明的另一种实现方式中,常规超声成像系统的功能单元可以和负反馈控制系统的功能单元分开在不同的硬软件系统中实现,通过无线或有线的网络传送方式相互通讯。如图10所示,图中,单元500是常规超声成像系统501,超声探头502,显示器503加一个系统控制与数据接口504及无线或有线网络数据传输接口505。单元600则是负反馈控制子系统,包括了性能评估单元601,期望性能存储单元602,多通道减法器603,反馈控制单元604,新成像及处理参数生成器605,反馈控制架构设定与控制单元606,以及有线或无线数据传输接口607。单元500完成常规超声成像系统的所有成像及临床操作功能,除此外,其系统控制与数据接口504可以根据负反馈控制子系统600的指令负责将反馈控制子系统600需要的实时超声数据(射频或IQ或后处理后数据等)通过无线或有线数据传输接口505经无线方式或有线方式传送给反馈控制子系统600。系统控制与数据接口504同时通过无线或有线网络数据传输接口505接收从反馈控制子系统600传送过来的经反馈控制调节的新的系统成像及处理参数并送往超声成像系统501应用于下一步的超声成像中。单元600除了前面部分所述的负反馈控制相关功能单元601,602,603,604,605,606外,还包含有线或无线数据传输接口607,此接口负责接收从超声成像子系统500传递过来的实时超声成像回波数据(射频或IQ或后处理后数据),并将数据送往成像性能评估单元601,经反馈迭代处理后所得新的成像及处理参数会被发送到此接口,再由此接口通过无线或有线传输方式传送到超声成像子系统500。这里,反馈控制架构设定与控制单元606负责决定需要在超声成像子系统500及负反馈控制子系统600间传送的数据和控制指令。在一种实现方式中,无线数据传输可以是802.11ac或以上标准的wifi格式,此模式及以上标准允许最高到5G/秒或超过的传送速率,满足超声图像和超声成像参数的实时传输要求。在另一种实现方式中,无线数据传输也可以是其他专用或通用无线数据传送格式。在再一种实现方式中,数据传输可以通过网络Ethernet电缆来进行,或者通过USB2.0及以上接口进行。本发明中,超声系统单元500可以是台式系统,也可以是便携笔记本是超声系统,还可以是掌上型超声系统或者有线或无线集成了成像功能的超声探头系统。在另一种实现方式中,超声成像系统单元由一个或数个大规模数字集成电路构成。反馈控制单元600则可以是一台专用或通用PC系统,或者一台专用或通用服务器系统,或者是分布于网络的私有或公用分布式云计算系统。

[0070] 本发明详尽描述了一个闭环负反馈自动化超声成像系统,在闭环负反馈系统主架构不变的情况下,可以对系统细节有很多改变,这些改变都不能摆脱此发明的范畴。例如,尽管性能评估单元112,多通道减法器单元114,反馈控制单元115,新的成像与处理参数生成单元116,以及反馈控制架构设定与控制单元150在本发明中描述为分开的独立单元,实际实现中,这些功能模块的一部分或全部都可以在一个通用或特殊目标微处理器上通过一系列计算机可读存储单元的编程指令来实现,或者一部分在实际本地硬软件系统中实现,而另一部分通过私有或公用分布式云计算来实现。

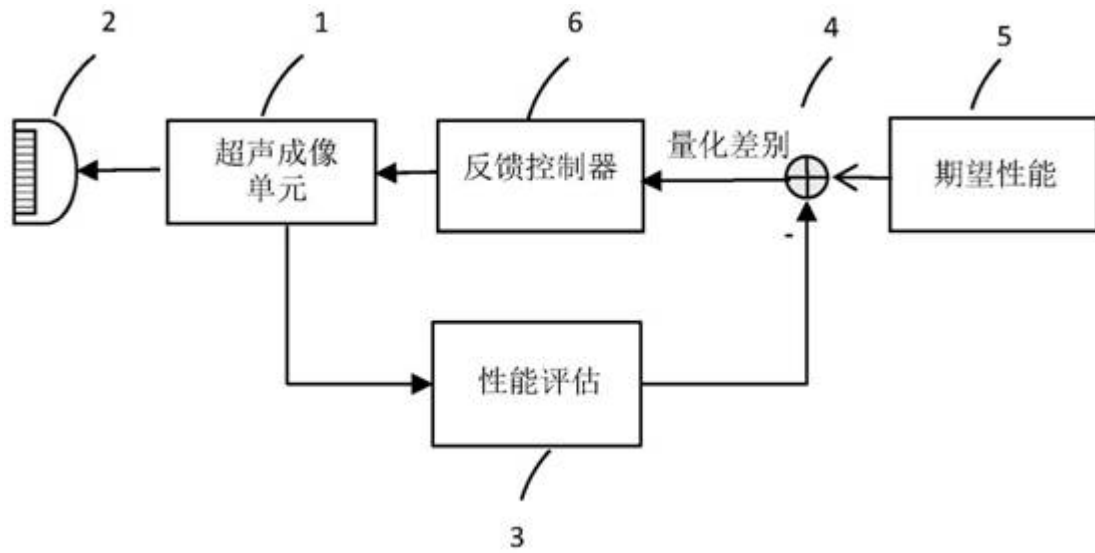


图1

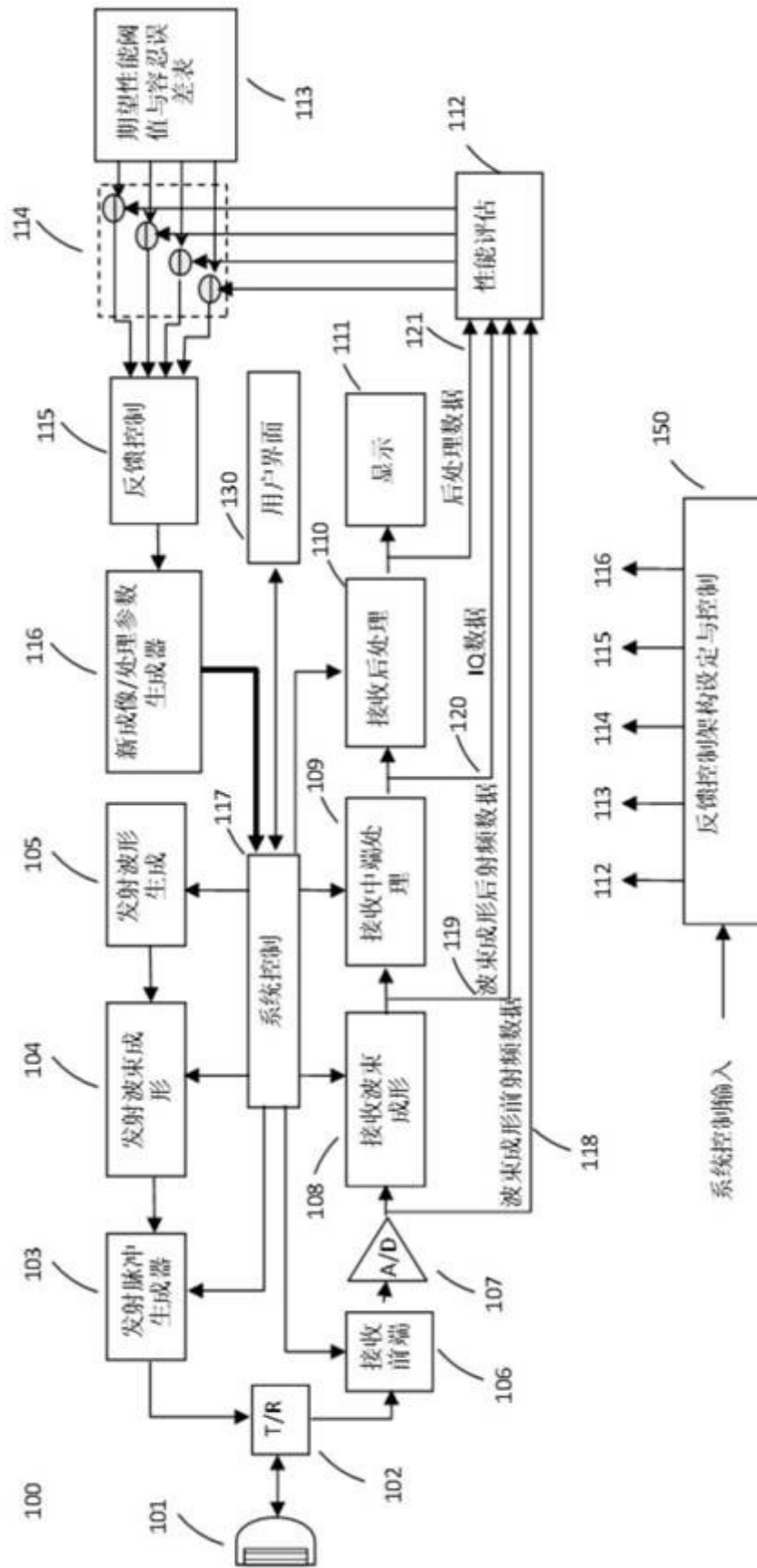


图2

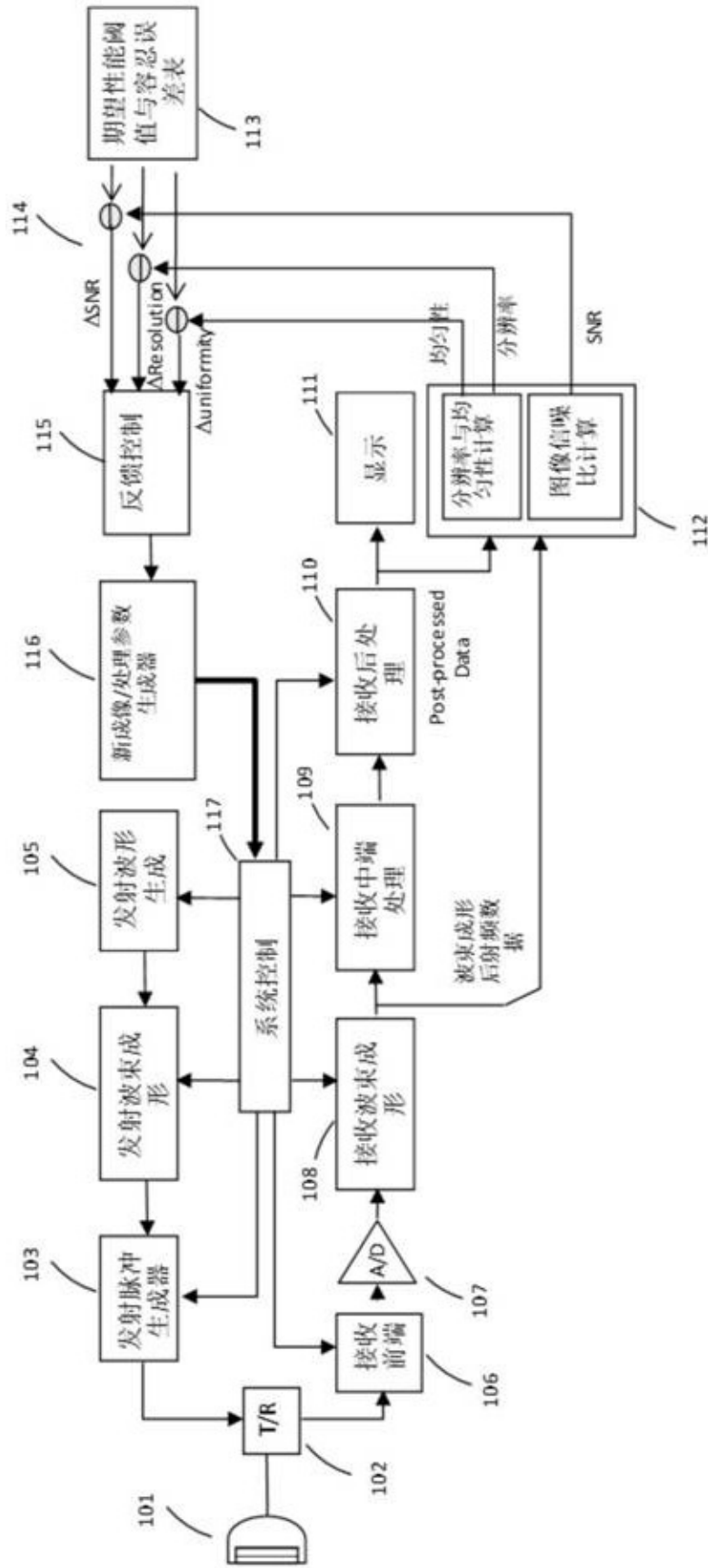


图3

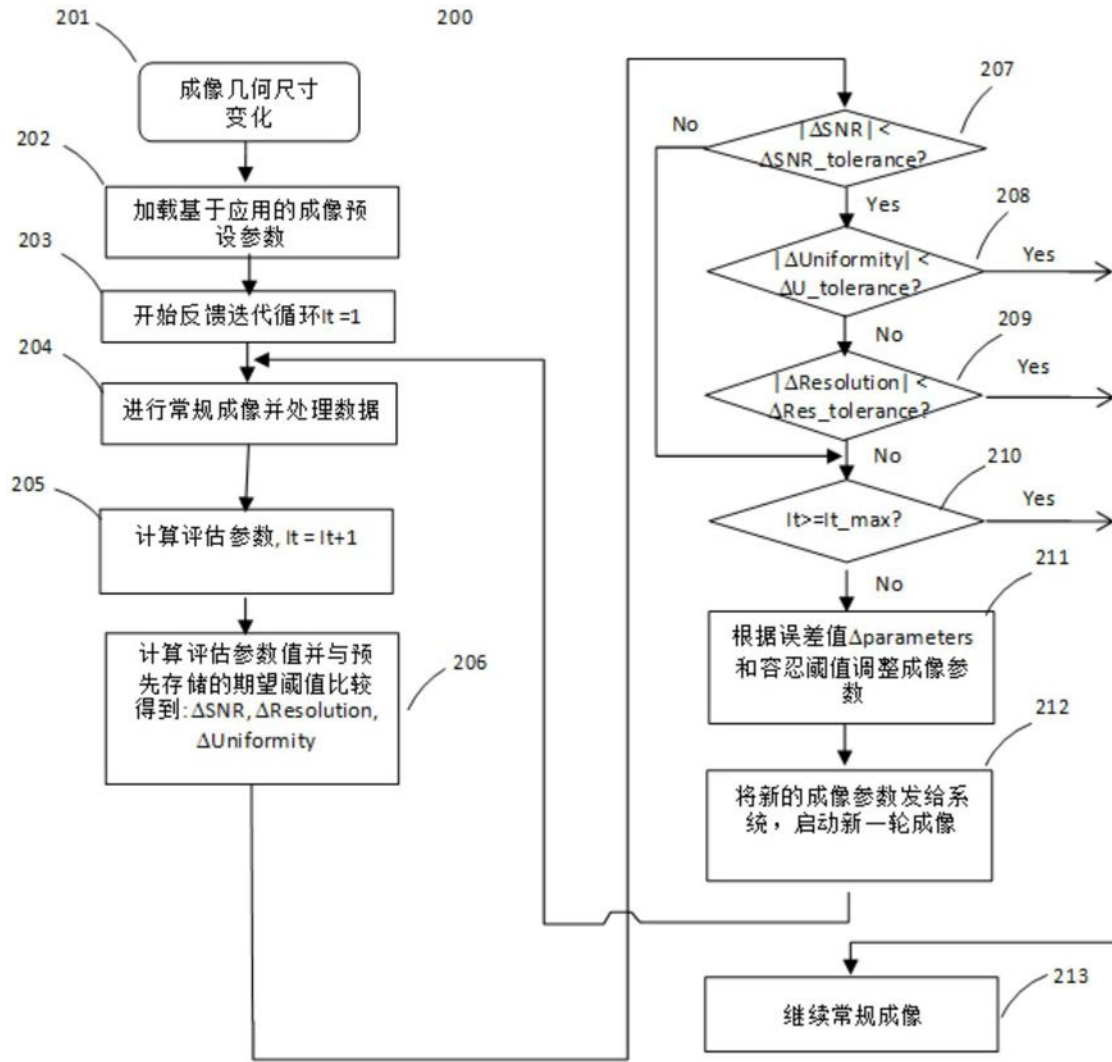


图4

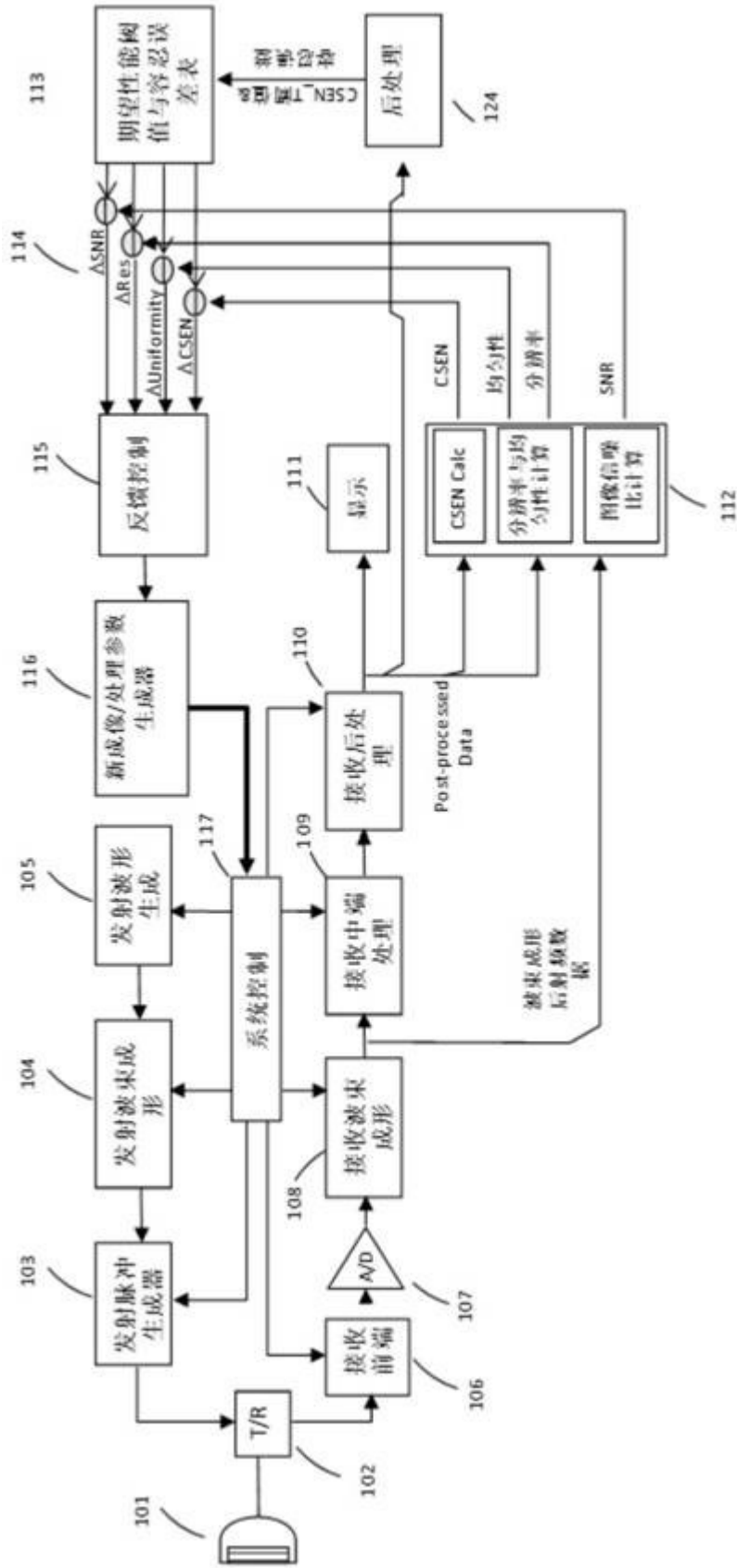


图5

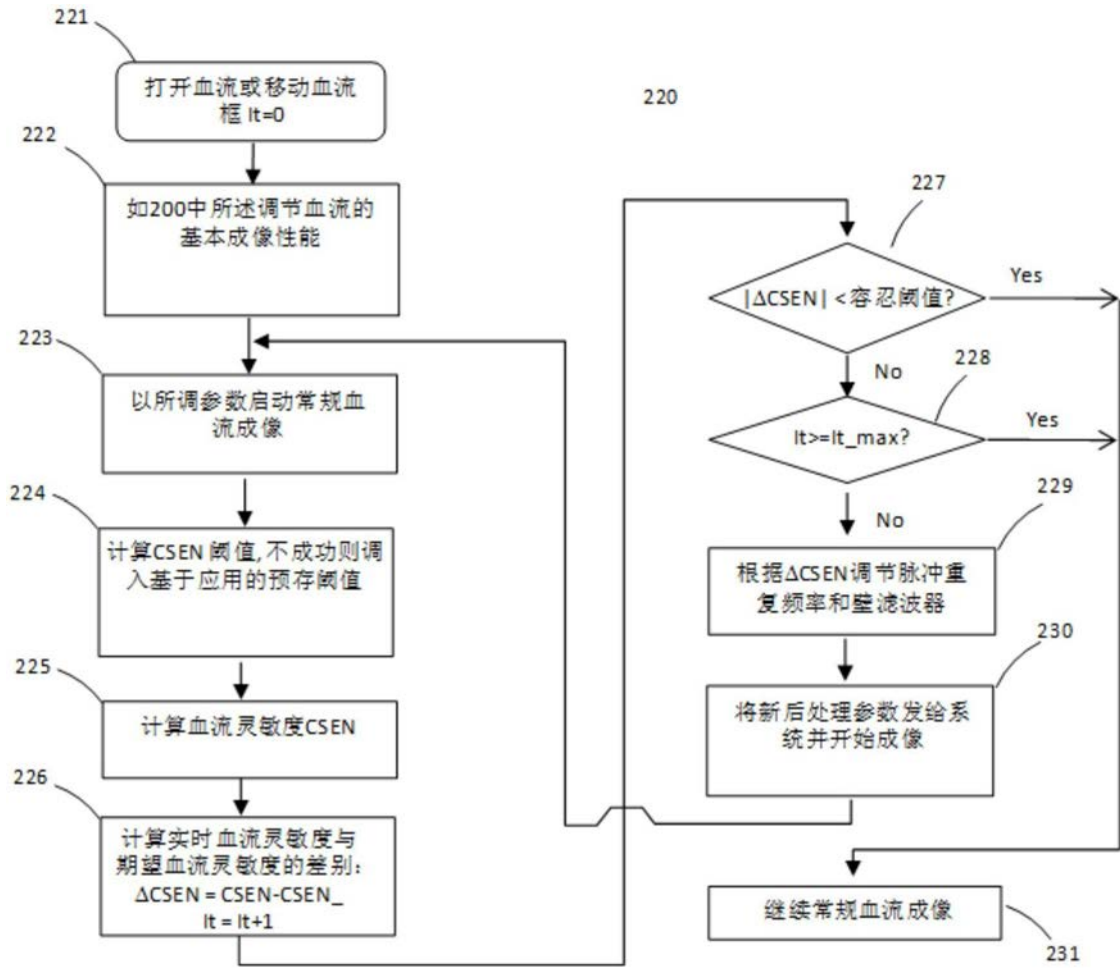


图6

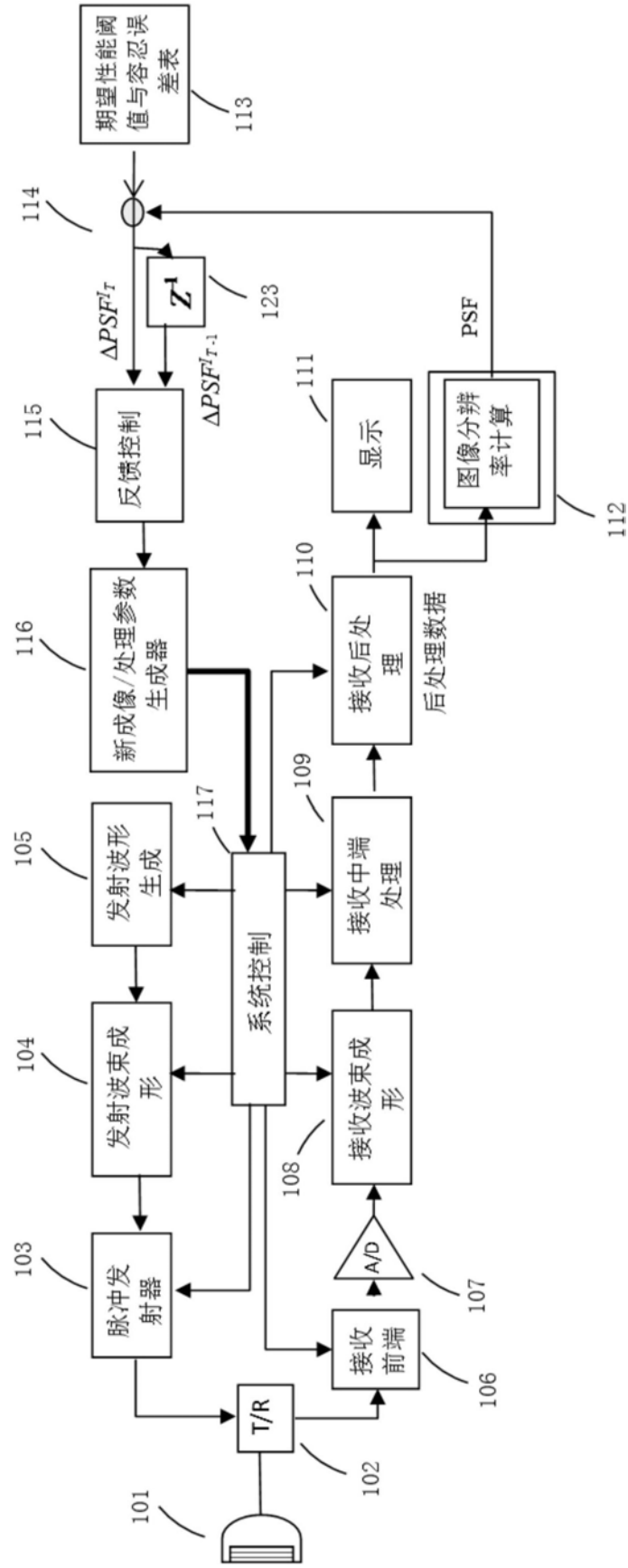


图7

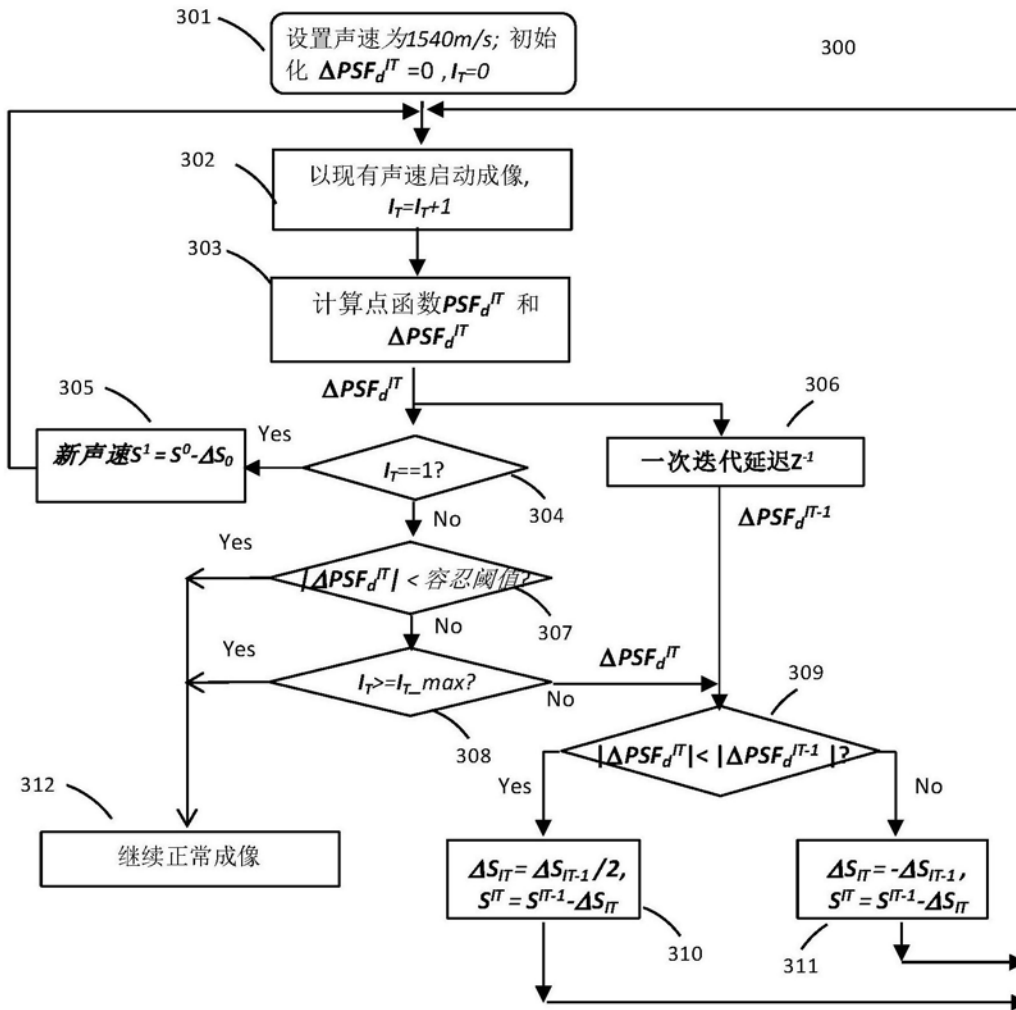


图8

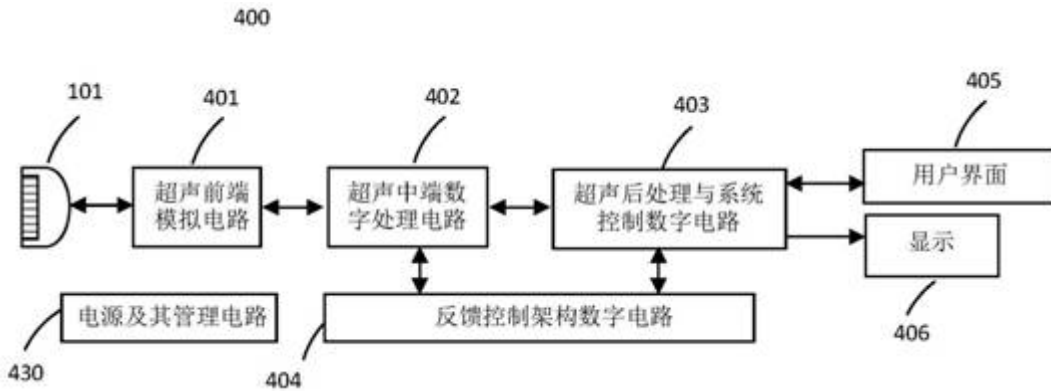


图9-a

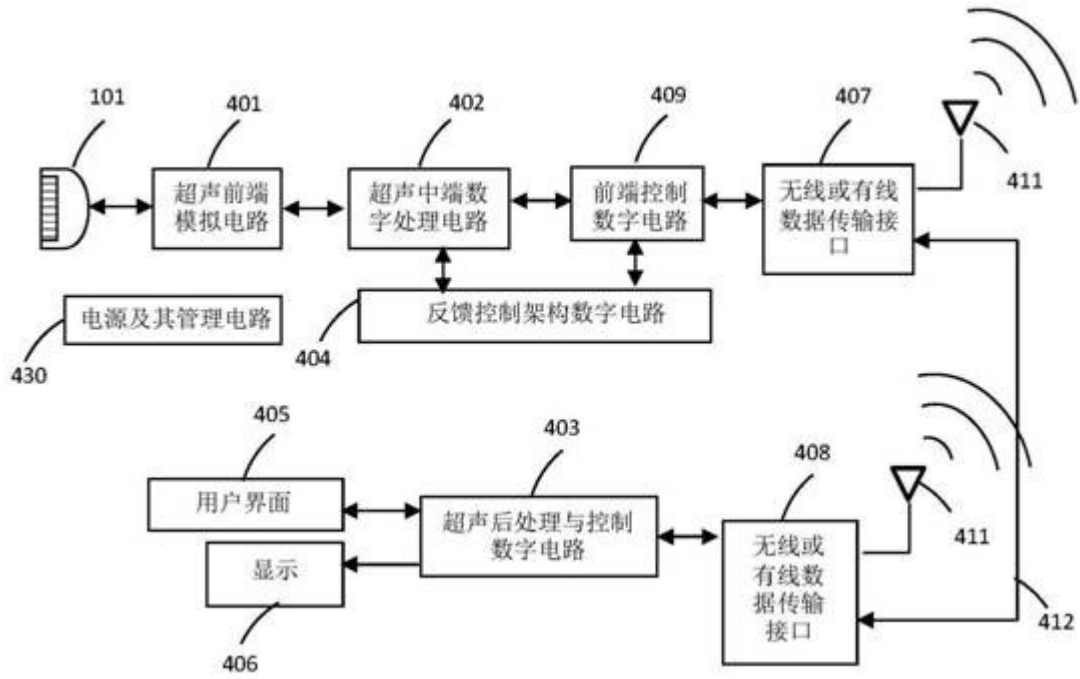


图9-b

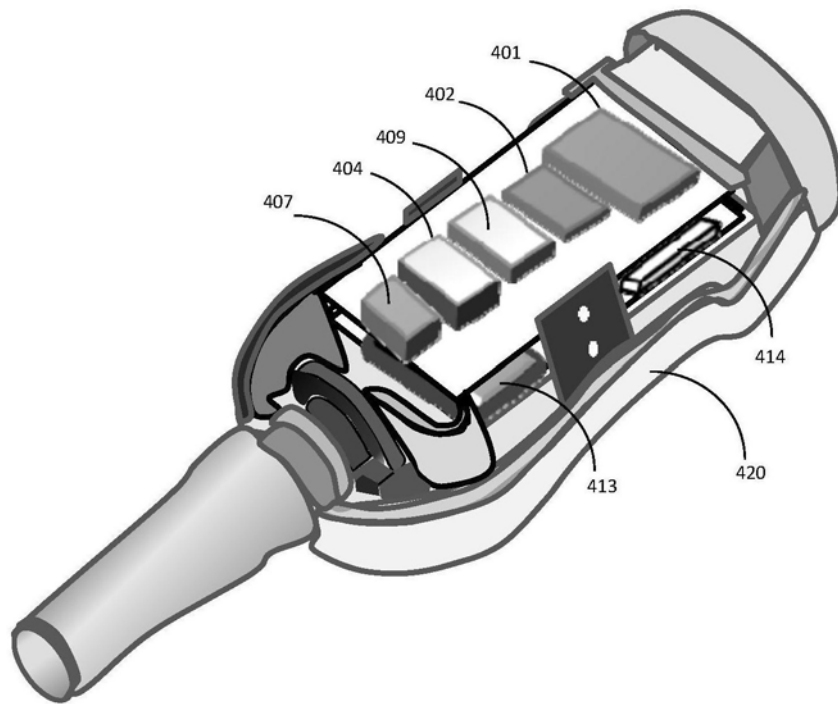


图9-c

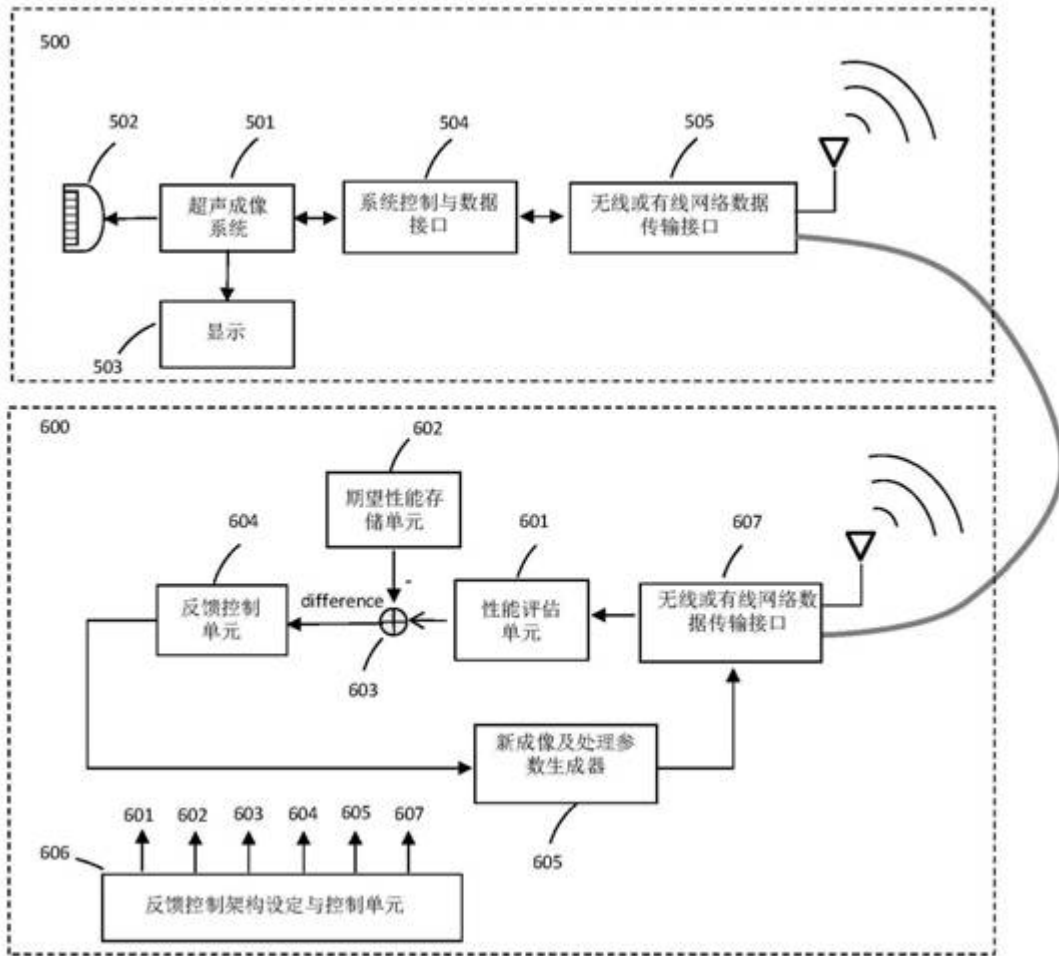


图10

专利名称(译)	自动化超声成像系统与方法		
公开(公告)号	CN108451543A	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN2017110088292.2	申请日	2017-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	郝晓辉		
申请(专利权)人(译)	郝晓辉		
当前申请(专利权)人(译)	郝晓辉		
[标]发明人	郝晓辉		
发明人	郝晓辉		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/5207 A61B8/54		
代理人(译)	蒋海军		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明详细描述了一个可以根据目标反射的原始及处理过的回波自动调节成像参数的超声成像系统及成像方法。自动调节是通过闭环负反馈控制系统迭代实现的。根据接收到的原始或处理过的超声回波计算的成像性能评估参数与代表期望最优成像性能的性能评估参数阈值比较，所得量化误差被用来计算对成像参数的调节。系统最终达到最优成像效果或者在达到最大迭代次数后终止迭代。

