



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103181778 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 25

(21) 申请号 201110459516. 9

CN 101953695 A, 2011. 01. 26,

(22) 申请日 2011. 12. 31

CN 102178548 A, 2011. 09. 14,

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

WO 03083506 A1, 2003. 10. 09,

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦 1-4 层

CN 101513353 A, 2009. 08. 26,

CN 101219063 A, 2008. 07. 16,

审查员 张玲玲

(72) 发明人 黄勇 李庆鹏

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 何平

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 03083506 A1, 2003. 10. 09,

CN 101190135 A, 2008. 06. 04,

CN 101448460 A, 2009. 06. 03,

CN 1718164 A, 2006. 01. 11,

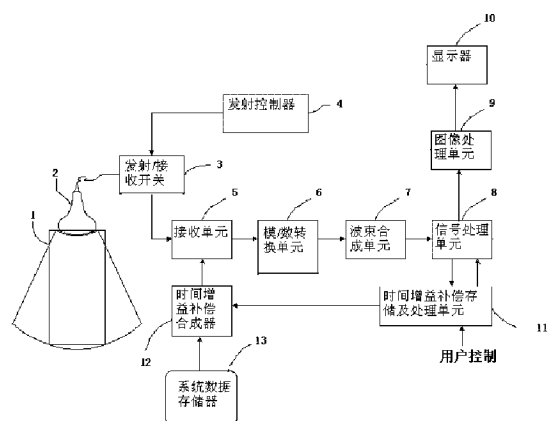
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

超声成像方法及系统

(57) 摘要

本发明涉及一种超声成像方法及系统。该超声成像方法包括：根据当前用户当前成像模式自动加载默认成像参数；接收用户输入的成像参数调节信号；根据所述成像参数调节信号对当前用户当前成像模式下的默认成像参数进行调节，获得调节后的成像参数；将调节后的成像参数与默认成像参数进行综合运算，得到更新成像参数；将该更新成像参数保存替换为当前用户当前成像模式的新的默认成像参数。本发明的超声成像方法及系统有简化用户操作的优点。



1. 一种超声成像方法,其特征在于,包括:

根据当前用户当前成像模式自动加载默认成像参数;

接收用户输入的成像参数调节信号;

根据所述成像参数调节信号对当前用户当前成像模式下的默认成像参数进行调节,获得调节后的成像参数;

将调节后的成像参数与默认成像参数进行综合运算,得到更新成像参数;

将该更新成像参数保存替换为当前用户当前成像模式的新的默认成像参数,且当下一次在当前用户当前成像模式下成像时,自动加载替换得到的该新的默认成像参数;

其中,将所述更新成像参数保存为当前用户当前成像模式的默认成像参数之前,还包括异常分析步骤,用于分析所获得的更新成像参数是否异常,并在出现异常时进入询问用户步骤及根据用户输入的确认信息决定是否将该更新成像参数保存为新的默认成像参数。

2. 如权利要求 1 所述的超声成像方法,其特征在于,将所述更新成像参数保存为当前用户当前成像模式的默认成像参数之前,还包括一参数保存启动步骤,当参数保存启动后,再进行更新成像参数的保存替换。

3. 如权利要求 1 所述的超声成像方法,其特征在于,所述默认成像参数为时间增益补偿曲线时,所述异常分析步骤包括:

获得用户输入的时间增益补偿曲线调节信号,该时间增益补偿曲线调节信号是通过电位器输出的 S 个电位器值,其中 S 为自然数且表示超声成像系统中时间增益补偿曲线可调的节点数;

对每相邻两节点的电位器值求差值;

如有任一差值超过一预设的阈值,则判定更新后的时间增益补偿曲线存在异常。

4. 如权利要求 3 所述的超声成像方法,其特征在于,进一步包括归一化处理步骤,将所述 S 个电位器值归一化处理分布在 -0.5 到 0.5 之间,并对归一化处理后相邻节点电位器的差值取绝对值,再判断该差值的绝对值是否超过预设的阈值。

5. 如权利要求 4 所述的超声成像方法,其特征在于,所述阈值为 0.5。

6. 如权利要求 1 或 2 所述的超声成像方法,其特征在于,所述综合运算是将所述调节后的成像参数与更新前的默认成像参数进行加权运算。

7. 如权利要求 6 所述的超声成像方法,其特征在于,所述默认成像参数为时间增益补偿曲线时,所述加权运算公式为:

$$\text{OutCurve}[i] = \text{SavCurve}[i]*(1-k) + \text{Curve}[i]*k$$

其中, i 表示成像深度; SavCurve[i] 表示以成像深度 i 为变化量的默认时间增益补偿曲线; Curve[i] 表示以成像深度 i 为变化量的用户调节后的时间增益补偿曲线; OutCurve[i] 表示以成像深度 i 为变化量的更新的时间增益补偿曲线; k 表示加权系数, k 的取值范围为 (0, 1]。

8. 如权利要求 7 所述的超声成像方法,其特征在于, k 的取值为 0.5。

9. 如权利要求 7 所述的超声成像方法,其特征在于,进一步包括一曲线扩展及存储步骤,当所述的成像深度小于系统内部成像深度时,通过插值运算将所述更新的时间增益补偿曲线 OutCurve[i] 扩展到对应系统内部成像深度范围的更新的内部时间增益补偿曲线并存储。

10. 如权利要求 7 所述的超声成像方法,其特征在于:将所述更新的时间增益补偿曲线 OutCurve[i] 保存为当前用户当前成像模式的默认时间增益补偿曲线之前,还包括一异常分析步骤,用于分析所获得的更新时间增益补偿曲线是否异常,如判断为异常,则进入用户手动修改加权系数 k 的子流程。

11. 如权利要求 10 所述的超声成像方法,其特征在于:所述对加权系数 k 的手动修改保存到下次及以后的调节,直到用户进行再一次的加权系数修改。

12. 如权利要求 1 或 2 所述的超声成像方法,其特征在于,所述默认成像参数为数字时间增益补偿。

13. 如权利要求 12 所述的超声成像方法,其特征在于,当对数字时间增益补偿进行调节时,将接收的数字时间增益补偿调节信号分解到模拟时间增益补偿并对模拟时间增益补偿进行调节。

14. 如权利要求 13 所述的超声成像方法,其特征在于,进一步包括一分解启动步骤,当接收到用户输入的分解启动信号后,再将所述的数字时间增益补偿调节信号分解到模拟时间增益补偿进行调节。

15. 如权利要求 13 所述的超声成像方法,其特征在于,所述将数字时间增益补偿调节信号分解到模拟时间增益补偿包括:载入当前用户当前成像模式的默认模拟时间增益补偿曲线,将默认模拟时间增益补偿曲线与调节后的数字时间增益补偿曲线相加作为更新后的模拟时间增益补偿曲线。

16. 如权利要求 15 所述的超声成像方法,其特征在于,所述默认模拟时间增益补偿曲线通过预存的对应各成像模式的参数以及如下函数计算得出:

$$\text{ATGC}[i] = \text{Depth}[i] * \text{At}[i] * f * 2 + \text{Base}$$

其中, i 表示某成像深度下的控制点, Depth[i] 表示该控制点对应的深度, At[i] 表示该控制点对应的衰减系数, f 表示超声波接受频率, Base 表示起始增益。

17. 如权利要求 1 所述的超声成像方法,其特征在于,所述默认成像参数为整体增益。

18. 如权利要求 1 所述的超声成像方法,其特征在于,所述方法进一步包括一键优化步骤,该一键优化步骤通过系统设置的对应控制键启动,当一键优化启动时,则将预存的优化成像参数调入当前用户当前成像模式,当用户对成像参数进行调节时,其所输出的更新成像参数同步更新并替换该预存的优化成像参数。

19. 一种超声成像系统,其包括一探头、一信号及图像处理装置与一显示装置,该探头发射超声波至成像目标,该信号及图像处理装置接收成像目标返回的超声波信号,并将其处理为可视的图像信息,该显示装置显示该图像信息,其特征在于,进一步包括一成像参数调节单元,该成像参数调节单元用于输入成像参数调节信号;该信号及图像处理装置存储多个用户多个成像模式下的对应默认成像参数,并根据当前成像参数调节信号对当前用户当前成像模式下的默认成像参数进行调节而获得调节后的成像参数,该信号及图像处理装置将该调节后的成像参数与默认成像参数进行综合运算,得到更新成像参数,将该更新成像参数保存替换为当前用户当前成像模式的新的默认成像参数,且下一次在当前用户当前成像模式下成像时自动加载替换得到的该新的默认成像参数;

其中将所述更新成像参数保存为当前用户当前成像模式的默认成像参数之前,所述信号及图像处理装置还分析所获得的更新成像参数是否异常,并在出现异常时进入询问用户

步骤及根据用户输入的确认信息决定是否将该更新成像参数保存为新的默认成像参数。

20. 如权利要求 19 所述的超声成像系统,其特征在於,所述成像参数调节单元包括 N 个用于调节数字时间增益补偿曲线的电位器,其中, N 为自然数。

21. 如权利要求 20 所述的超声成像系统,其特征在於,所述信号及图像处理装置包括数字时间增益补偿处理及存储单元和信号处理单元;所述数字时间增益补偿处理及存储单元存储默认的数字时间增益补偿曲线,并接收从所述电位器输入的调节信号,根据调节信号输出调节后的数字时间增益补偿曲线至信号处理单元;信号处理单元根据所述的调节后的数字时间增益补偿曲线及默认的数字时间增益补偿曲线综合运算生成更新数字时间增益补偿曲线,并将该更新数字时间增益补偿曲线返回至数字时间增益补偿处理及存储单元进行替换存储。

22. 如权利要求 21 所述的超声成像系统,其特征在於,所述综合运算为加权处理,加权运算公式为:

$$\text{OutCurve}[i] = \text{SavCurve}[i]*(1-k)+\text{Curve}[i]*k$$

其中, i 表示成像深度;SavCurve[i] 表示以成像深度 i 为变化量的默认时间增益补偿曲线;Curve[i] 表示以成像深度 i 为变化量的用户调节后的时间增益补偿曲线;OutCurve[i] 表示以成像深度 i 为变化量的更新的时间增益补偿曲线;k 表示加权系数,其取值范围为 (0, 1)。

23. 如权利要求 22 所述的超声成像系统,其特征在於,所述信号及图像处理装置进一步包括时间增益补偿合成单元和系统数据存储单元,所述系统数据存储单元存储多个用户多个成像模式下的默认的模拟时间增益补偿曲线生成参数,所述时间增益补偿合成单元根据当前用户当前成像模式及所述的生成参数,按照以下公式生成默认的模拟时间增益补偿曲线:

$$\text{ATGC}[i] = \text{Depth}[i]*\text{At}[i]*f*2+\text{Base}$$

其中, i 表示某成像深度下的控制点,Depth[i] 表示该控制点对应的深度,At[i] 表示该控制点对应的衰减系数, f 表示超声波接收频率,Base 表示起始增益。

24. 如权利要求 23 所述的超声成像系统,其特征在於,所述衰减系数随深度变化。

25. 如权利要求 23 所述的超声成像系统,其特征在於,该成像系统进一步包括一分解启动单元,当该分解启动单元开启后,所述的数字时间增益补偿处理及存储单元将数字时间增益补偿调节信号分解到该时间增益补偿合成单元。

26. 如权利要求 22 所述的超声成像系统,其特征在於,所述信号及图像处理装置进一步包括一异常分析单元,其获取电位器输出的 S 个电位器值并对每相邻两节点的电位器值求差值,如有任一差值超过一预设的阈值,则该异常分析单元判定更新的时间增益补偿曲线存在异常。

27. 如权利要求 22 所述的超声成像系统,其特征在於,所述信号及图像处理装置进一步包括异常分析单元,其获取电位器输出的 S 个电位器值,并对 S 个电位器值求方差或者标准差,当方差或者标准差超过一预定阈值时,则判定更新后的时间增益补偿曲线存在异常。

28. 如权利要求 19 所述的超声成像系统,其特征在於,所述系统进一步包括一键优化单元,其预存至少一优化成像参数,且当用户对默认成像参数进行调节时,该一键优化单元将预存的优化成像参数同步更新为所述的更新成像参数。

超声成像方法及系统

【技术领域】

[0001] 本发明涉及超声成像领域,尤其关于一种超声成像增益参数自动个性化设置的超声成像方法及系统。

【背景技术】

[0002] 超声检测是现代医学检测中很重要的一种无损检测手段。目前常见的超声成像系统有 B 型超声诊断仪、多普勒超声诊断仪等。超声二维图像 (B-mode, 俗称 B 超) 是利用体内组织回波特性实现成像的。超声系统通过换能器发射具有特定频率特性的超声波到需要检测的人体组织,并通过换能器接收经人体组织反射回的超声波。该超声波在组织中传播时,遇到组织边界将发生反射,形成较强的回波,而在均匀组织内回波信号主要来源于背向散射 (backscatter)。当人体结构发生异常变化,例如有结石或囊肿时,即会在组织中形成异常的反射边界和背向散射值。由于边界反射回波通常强度较大,散射回波强度相对较小并且不同散射值对应于不同的组织散射系数,利用超声波在组织中传播的这种特性,检测回波信号的强度并以灰度形式显示出来,即可形成具有诊断意见的 B 超图像,辨识出人体内的异常情况。

[0003] 超声波除了具有上述反射与散射特性,同时还具有衰减特性,典型的平均衰减值是 $0.5\text{dB}/\text{MHz}\cdot\text{cm}$,具体值与组织的成分及发射信号的中心频率相关。对于被测的不同人体来讲,因为个体差异的存在,所产生的衰减也会有所差别。为了弥补这种衰减,超声成像系统通常会以时间增益补偿 (Time Gain compensation, TGC) 的形式对回波信号进行幅度的补偿,即通过超声波返回时间辨别超声波的传播距离,并按照回波传播距离的大小分别给予不同程度的增益补偿 (或者衰减),使得不同深度的组织回声信号都得到充分的显示。

[0004] 这样一来,TGC 的设置就直接影响到图像的均匀性。在临床上,每个患者都有自己独特的组织构造情况,而超声波衰减系数是与组织构造相关联的,所以超声波在不同患者体内传播所产生的衰减情形也不一样。为了获得更好的图像显示,有的超声成像系统会针对不同人群设置不同的检查模式,例如成人腹部、成人心脏等。

[0005] 每个模式都配置了一组较优的默认参数,比如 TGC 曲线、增益 (Gain)、动态范围、图像增强等等,这些参数一般是设备出厂前由工程人员依据采集的临床数据进行统计分析后得出,一般具有广泛适用性,比如临床中 Gain 一般会在 $50\text{dB}-70\text{dB}$ 范围内,所以在通常选择这个范围的中间值 60dB 作为增益的默认参数。然而,采用默认参数获得的图像一般只是相对较优图像,而并不是超声系统所能达到的最优,要想在各种临床情况下获得用户所认为最优的图像,还需要用户手动进行参数的调节。例如,脂肪肝和正常肝的衰减系数相差达 2 倍,所以很多情况下医生仍然需要对增益或者 TGC 做精细调整,甚至需要通过调整动态范围来获得最优的成像效果。这无疑增加了医生的工作量,影响了诊断的效率,尤其在术中诊断等情况下,由于操作的不便利,这个问题会更明显。此外,因为各个用户都有自己特定的操作习惯,而且在不同环境下也会因为光线等因素对用户的影像而造成对图像的要求有所不同,这也需要用户根据自身情况跟所处环境对参数进行调节。例如,部分条件下需要远场

显示一定的噪声,如肝脏检查,其它情况可能需要空腔足够干净,如心脏检查。即使同样是肝脏,也存在某些医生期望远场显示噪声,而其他医生则希望完全不可见。

[0006] 另一方面,因为 TGC 和 Gain 的调节在临床上对图像影响最大,所以被调节的频率也是最高的。以 TGC 的调节为例,通过设备上由电位器构成的调节滑块对 TGC 进行人工调节,可以获得用户认为的最优 TGC 曲线,从而得到满意的图像。调节滑块初始位置一般设置在居中,以保持合理可调范围。然而由于电位器的值无法保存,在切换检查模式的过程中,每次载入的都是系统默认的 TGC 曲线,医生仍然要重复之前的调节动作,才能将其调整到符合自己使用习惯的最优曲线。如此一来,用户操作就显得十分繁琐。对于与 TGC 曲线类似的具有图像调节功能的其他成像参数,也或多或少有着类似操作不便的问题。

【发明内容】

[0007] 为了解决现有技术超声成像系统成像参数调节繁琐的技术问题,有必要提供一种成像参数调节操作更为简便的超声成像方法。

[0008] 同时,也有必要提供一种采用该超声成像方法的超声成像系统。

[0009] 为此,本发明提供如下技术方案:

[0010] 一种超声成像方法,包括:根据当前用户当前成像模式自动加载默认成像参数;接收用户输入的成像参数调节信号;根据所述成像参数调节信号对当前用户当前成像模式下的默认成像参数进行调节,获得调节后的成像参数;将调节后的成像参数与默认成像参数进行综合运算,得到更新成像参数;将该更新成像参数保存替换为当前用户当前成像模式的新的默认成像参数。

[0011] 一种超声成像系统,包括一探头、一信号及图像处理装置、一显示装置与一成像参数调节单元,该探头发射超声波至成像目标,该信号及图像处理装置接收成像目标返回的超声波信号,并将其处理为可视的图像信息,该显示装置显示该图像信息,该成像参数调节单元用于输入成像参数调节信号,该信号及图像处理装置存储多个用户多个成像模式下的对应默认成像参数,并根据当前成像参数调节信号对当前用户当前成像模式下的默认成像参数进行调节而获得调节后的成像参数,该信号及图像处理装置将该调节后的成像参数与默认成像参数进行综合运算,得到更新成像参数,并将该更新成像参数保存替换为当前用户当前成像模式的新的默认成像参数。

[0012] 另一种超声成像方法,包括:根据当前成像模式自动加载默认成像参数;接收用户输入的成像参数调节信号;根据所述成像参数调节信号对当前成像模式下的默认成像参数进行调节,获得调节后的成像参数;将当前成像模式下的默认成像参数替换为所述的调节后的成像参数。

[0013] 本发明的超声成像方法及超声成像系统,在当前成像模式下用户对系统默认加载的成像参数进行调节后,将调节后的成像参数或者调节后的成像参数与加载的默认成像参数综合运算后得到的更新成像参数存储为新的默认成像参数,在下次使用该成像模式时,系统自动加载经过用户干预得到的新的默认成像参数,从而可使用户省去许多不必要的重复操作,简化了成像流程。

【附图说明】

- [0014] 图 1 是本发明超声成像系统一较佳实施方式的系统组成框图；
- [0015] 图 2 是本发明一种实施方式的超声成像系统的 DTGC 控制面板及对应生成的增益补偿曲线的示意图；
- [0016] 图 3 是本发明一种实施方式的超声成像方法的流程示意图；
- [0017] 图 4 是应用本发明超声成像方法的一种多用户管理机制流程示意图；
- [0018] 图 5 是本发明超声成像方法一种实施方式中允许对 ATGC 进行修正的流程示意图。

【具体实施方式】

[0019] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0020] 本发明的主要目的,是提供一种超声成像方法及一种超声成像系统,在当前用户使用该系统对病人进行扫描成像时,首先系统自动加载当前成像模式的一套默认成像参数,在使用过程中用户对成像参数的调节会被系统记忆而作为下一次该用户启用该成像模式时系统加载的默认成像参数,如此一来便使得系统更为智能化、个性化,能减少一些不必要的操作,使得成像过程更为简洁。为了使得系统对用户调节的“记忆”更为合理,在获得用户调节后的成像参数时,系统还可以将获得的调节后的成像参数与原来的默认成像参数进行迭代运算,最终获得的便是作为新的默认成像参数的更新成像参数。迭代的过程可以通过参数的不同设置来获得不同的倾向性,比如想要更多保留初始默认成像参数的话,可以在迭代运算过程中利用加权系数偏重于默认成像参数来达到目的。本文实施方式主要以调节时间增益补偿作为示例,对于其他成像参数未做具体描述,但基于本发明的思想,本领域一般技术人员即可将所述实施方式轻易应用于其他类似情况。

[0021] 前文所述的当前用户,指的是登陆所述超声成像系统的可被识别的用户,诸如常见计算机或者类似系统中支持多用户登陆,各用户数据相互独立的情形类似,因此文中也不再详细描述。成像模式是指超声成像系统中可供用户选择的多种成像模式,诸如成人、小儿、肥胖、偏瘦等,当然也可以是其他性质的成像模式,比如腹部、血管等,此处也不再详细描述。以下实施方式中为了简便起见,在对成像参数调节、综合运算、替换等步骤的描述中,未在提及当前用户、当前成像模式,但应该能被理解,其均是在某一当前用户某一成像模式下进行的。

[0022] 本文中默认采用 dB 为各种增益参数的单位,包括总增益 Gain、模拟时间增益补偿 ATGC、数字时间增益补偿 DTGC 等,如将增益的单位换成倍数形式,则涉及到的相关运算公式根据单位的改变而相应修改。例如,两个增益相乘对应修改为相加。请参看图 1,是本发明超声成像系统一较佳实施方式的系统组成框图。该系统包括超声换能器 2(以下称为探头 2)、发射/接收开关 3、发射控制器 4、接收单元 5、模/数转换单元 6、波束合成单元 7、信号处理单元 8、图像处理单元 9、显示器 10、时间增益补偿存储及处理单元 11、时间增益补偿合成器 12 和系统数据存储器 13。该发射控制器 4 可输出特定的电信号,通过发射/接收开关 3 传递至探头 2,探头 2 中的压电阵元在电信号的激励下发出特定频率的超声波,超声波在待测组织区域 1 内传播后发生反射、散射而形成回波信号(echo)返回至探头 2。探头 2

接收这些回波信号,其压电阵元将接收到的回波信号转换为对应的回波电信号,并经发射/接收开关 3 以射频信号 (RF) 形式输出至接收单元 5。接收单元 5 根据时间增益补偿合成器 12 或者系统数据存储器 13 所提供的模拟时间增益补偿系数,对射频信号进行随深度变化的增益补偿,避免从各处返回的信号幅度因为超声波衰减产生的差异。完成模拟时间增益补偿后的射频信号经过 A/D 转换器 6 完成模拟到数字量化的转换,波束合成单元 7 则通过进行多通道数据的聚焦,实现多通道的波束合成。合成的回波信号经过信号处理单元 8 完成检波 (或称解调) 后,经过图像处理单元 9 进行对数压缩、动态范围调整、映射 (map) 变换、坐标转换形成二维超声图像后,即可送到显示器 10 中显示。所述特定的电信号是根据系统发射频率要求而设置,属于本领域常用技术,此处不再赘述。

[0023] 在本实施方式中,接收的电信号进入模/数转换之前,时间增益补偿合成器 12 调用系统数据存储器 13 中存储的参数,按照公式 (1) 生成增益补偿系数并输出到接收单元 5,对回波电信号进行时间增益补偿,即此处所进行的补偿是模拟时间增益补偿 (Analog Time Gain compensation, ATGC)。

$$[0024] \quad ATGC[i] = Depth[i]*At[i]*f*2+Base\dots\dots\dots (1)$$

[0025] 其中,上述增益补偿系数生成公式 (1) 中的 i 表示随深度变化的控制点, $Depth[i]$ 表示当前控制点 i 的深度,本实施方式中用 cm 为单位; $At[i]$ 代表当前控制点的衰减系数,大多数情况下是固定值不随深度变化,考虑到组织差异,部分情况下也可以随深度调整,单位是 $dB/Mhz \cdot cm$; 系数 2 是考虑到 2 倍的回波声程; f 是接收频率。如果衰减系数 $At[i]$ 随深度变化,则 f 可以设为固定值,当衰减系数 $At[i]$ 不随深度变化时,则 f 可以设置为随深度变化。如果接收频率 f 、衰减系数 $At[i]$ 都能随深度变化,在控制上的灵敏度会更高。 $Base$ 代表起始增益值,单位是 dB ,在某些实施例中也称作总增益 $gain$ 。在某些的实施方式中,也可以为每一种模式设置预存结果,将每一种模式下对应不同深度的预设 ATGC 存入系统数据存储器 13,并根据实际情况进行调用,这样就省略了前面所述的计算步骤。预设的 ATGC 可以根据临床统计并按照不同需求进行灵活设置。如果用户需要对增益补偿进行手动调节以影响成像效果,则可以通过设备上的控制面板 101 将调节信号发送到时间增益补偿存储及处理单元 11,该时间增益补偿处理及存储单元 11 输出对应的数字时间增益补偿信号到信号处理单元 8,对检波后的信号进行补偿,以对图像整体亮度进行修正,经 DTGC 处理后的信号再进入后续的对数压缩、动态范围调整等处理步骤。。此处的时间增益补偿是针对已经转换为数字信号的回波信号进行的,所以称为数字时间增益补偿 (Digital Time Gain compensation, DTGC)。数字时间增益补偿一般定位为用户可调的 (如前所述,在控制面板 101 上提供了实现该调节的调节滑块),一旦过饱和或者欠饱和,可以立即进行修正。

[0026] 请参看图 2,是本发明一种实施方式的超声成像系统的 DTGC 控制面板及对应生成的增益补偿曲线的示意图。该控制面板 101 包含多个调节滑块 102,图中是以典型的八个滑块作为示例。调节滑块 102 可以沿图中水平方向在一定范围内来回滑动,该调节滑块 102 与系统内部的电位器对应,当滑动调节滑块时,实际上是改变了系统内部设置的电位器的输出值,而电位器值的改变会相应使得增益补偿曲线改变。每个调节滑块 102 对应调整一个深度范围的时间增益补偿系数,即,按照测量深度对应划分为八个成像区间,每个调节滑块 102 相当于一个节点,所以每个成像区间的增益基数对应一个节点值。获得多个节点值之后,通过插值方式可以生成一条体现当前显示深度范围下增益与深度关系的平滑增益补

偿曲线 103, 从该曲线 103 即可获得各个深度对应的增益系数。通常, 调节滑块 102 仅仅是控制面板 101 的一部分, 控制面板 101 所包含的能实现其他图像调节或者信息输入 / 输出功能的其他按钮、按键等在此不进行描述。某些情况下, 适当的提高模拟时间增益补偿可以提高图像的信噪比, 但应确保其处于非饱和状态, 否则一旦饱和, 会对图像产生不可逆的损失, 因此对 ATGC 的修正对操作者的水平要求较高, 某些超声成像系统基于用户具体情况会设定为关闭对 ATGC 的调节。在本实施方式中, 该超声成像系统除了允许用户通过控制面板对 DTGC 进行修正, 同时也可以选择性的设置一个选择开关 (图未示, 可以增设在控制面板 101 上), 通过该选择开关可以选择是否将 DTGC 修正的人工干预作用分解到 ATGC。当选择开关打开时, 用户控制端通过时间增益补偿存储及处理单元 11 与时间增益补偿合成器 12 连通。如图 1 所示, 用户通过控制面板 101 输入的调节信号经过时间增益补偿存储及处理单元 11 处理后, 输出两路时间增益补偿调节信号, 该两路时间增益补偿调节信号分别输入该信号处理单元 8 和该时间增益补偿合成器 12。输入到信号处理单元 8 的调节信号对 DTGC 进行调节, 输入到时间增益补偿合成器 12 的信号对 ATGC 进行调节。调节信号可以通过改变输入到时间增益补偿合成器 12 的参数, 或者改变增益补偿系数生成公式获得调整后的 ATGC。请参看图 3, 是本发明一种实施方式的超声成像方法的流程示意图。该流程图综合了多种可选的步骤, 因此本发明保护范围不能以此流程为限, 具体请见后文详细说明。

[0027] 在用户手动设置了他认为合适的 DTGC 后, 启动存储功能, 对修改后的增益补偿曲线进行存储。存储功能的启动可以通过对应设置的键盘按键、触摸屏、菜单键来进行。启动存储处理流程后, 由相应的存储处理单元获取当前用户设置的增益补偿曲线。由于临床数据的不可预测性, 单次的结果往往具有局限性, 为了获得具有更广泛适用性的增益曲线, 接下来可以对 TGC 曲线进行综合处理或者综合运算, 通过对当前获取曲线与上次存储曲线进行加权计算获得本次待存储曲线。具体的综合处理方式可以按照以下的示例进行。定义一个加权系数 k , 可以用以下方式得到综合后的增益补偿曲线 $OutCurve[i]$, 即本次待存储增益补偿曲线:

$$[0028] \quad OutCurve[i] = SavCurve[i] * (1-k) + Curve[i] * k$$

[0029] i 代表随深度变化的控制点, $OutCurve[i]$ 代表当前次需要存储的 TGC 曲线或者下次启动时默认调用的初始 TGC 曲线, 也就是用户当前调节后经综合运算获得的更新成像参数; $SavCurve[i]$ 代表成像系统某一成像模式下默认的 TGC 曲线, 也就是本次成像操作默认加载的成像参数; $Curve[i]$ 代表当前用户对默认 TGC 曲线进行调节后获得的 TGC 曲线, 也就是调节后的成像参数; k 代表综合系数, 取值范围是 $[0, 1]$ 。当 k 取值为 1 则表示当前次调节获得的 TGC 曲线作为当前次曲线存储目标, 即表示忽略之前存储的默认成像参数, 每次调节后获得的成像参数作为下一次成像过程的默认加载成像参数。而 k 为 0 则表示更新存储功能关闭, 每次重新切换进入该成像模式时都使用系统默认 TGC 曲线。当 k 取值介于 0 与 1 之间时, 表示每次用户调节 TGC 曲线并启动存储功能时, 当前次的曲线存储目标为当前次调节获得的 TGC 曲线与上次存储在系统中的默认 TGC 曲线的加权结果。为了达到较好的优化度, k 的值可以根据实际的需要来调整。默认值可以取 $k = 0.5$, 存储结果是本次调节后 TGC 曲线以及上次存储的默认 TGC 曲线的平均综合。也可以取 $k = 0.3$, 使得存储目标更偏向于上次存储的默认 TGC 曲线, 可以保持更好的广泛适用性。还可以取 $k = 0.55$, 使得存储目标稍偏向于当前次用户调节后获得的 TGC 曲线, 即更偏向于保存用户个性化的设

置。所以,通过加权方式保存当前优化的结果,可以使当前次保存结果能同时保留此次优化值及 TGC 曲线的广泛适用性。

[0030] 通过存储步骤以及更新步骤,可以存储优化后的 TGC 曲线,并将下次待调用的默认初始 TGC 曲线更新为该优化后的 TGC 曲线(即更新成像参数)。通过重复上述调节与存储的步骤,可以实现一个迭代过程,通过多次加权综合,可以使系统增益曲线在图像优化与临床适用度之间获得当前使用环境的最优结果。

[0031] 在本发明另外一个实施方式中,还可以在 TGC 曲线存储步骤中增加一道异常分析步骤,将综合运算后的 TGC 曲线和系统预定的默认 TGC 曲线进行比较,以确定综合 TGC 曲线是否有突变以及整体偏移度。这个过程可以在可选的异常分析步骤中完成。具体来讲,首先获得用户调节的 S 个节点的电位器值,即获得控制调节滑块 102 所对应输出的值,如前所述, S 的典型值是 8,根据电位器的调节范围,将 S 个点的原始值做归一化处理,使其分布在 $[-0.5, 0.5]$ 范围内,得到 S 个归一化处理后的节点值 $V[n]$, $n = 1, 2, 3, 4, \dots, S$,再按以下步骤进行处理。

[0032] 首先,对 S 个数据进行差分处理,处理方法如下:

[0033] $\text{Diff}(n) = |V(n) - V(n+1)|$,

[0034] $\text{Diff}(n)$ 代表前后两个节点的绝对差值, $V(n)$ 及 $V(n+1)$ 代表相邻前后两个节点的节点值, n 取值范围为 $[1, S-1]$ 。

[0035] 接下来,通过异常判断步骤 205 对异常分析步骤 204 所得结果做阈值判断,若该曲线上存在任意一个 $\text{Diff}(n)$ 的值满足:

[0036] $\text{Diff}(n) > \text{ThD}$

[0037] 则表示该曲线存在异常,其中 ThD 是判断阈值,取值范围 $[0, 1]$,优选值是 0.5。

[0038] 以上只是一个判断异常的示例,还可以通过求节点值方差、标准差等其它参数后通过阈值判断。也可以不对节点值做归一化处理,直接以节点的原始值进行类似的处理,则取值范围和阈值范围都可以产生较大的变化。另外,还可以不通过节点计算,而是对插值后所形成的 TGC 曲线直接判断。

[0039] 若异常判断步骤显示曲线有异常即曲线存在剧烈变化区间,则表示此曲线存在不合理的可能。在绝大多数临床应用情况下,因为人体组织分布的特性,理想的 TGC 曲线应当是平滑的。接下来通过系统建立的异常询问步骤,由用户进行交互操作,例如弹出菜单或者对话框供用户选择是否要保存当前状态曲线,也可以允许用户修正曲线综合运算步骤中的综合系数。例如当判断曲线存在异常风险时弹出对话框,由用户选择是否修改综合系数。当用户选择修改综合系数时,则系统直接自动对综合系数减半,或者调出修改界面,让用户直接重新设定综合系数。综合系数的修正可以仅影响本次有异常可能的曲线,也可以一直沿用此系数直至下次用户修改。还可以增加一个询问是否对异常进行处理的步骤,当用户选择继续处理后系统才弹出异常处理菜单或者对话框,否则系统异常退出,不进行 TGC 曲线的更新,而是等待下一次调节。通过异常判断机制和综合系数修改机制的设置,可以降低单次特殊值可能产生的负面影响,避免用户不当调节对系统造成的不良影响。

[0040] 在另一实施方式中,系统还可以允许用户修改整体增益。仍然请参看图 3,增益修正步骤是一个可选的步骤,如果系统设定允许用户修改整体增益,则通过预置增益修正步骤直接修正当前模式下的预置(默认)整体增益值。预置增益修正步骤可以通过弹出对话

框提示用户输入或者选择调整整体增益的形式进行,也可以通过系统中设置的旋钮、按键等输入部件进行增益修正。

[0041] 如果允许用户修改整体增益,则在存储与更新步骤中将整体增益以及在之前步骤中获得的优化 TGC 曲线一并存储并更新为下次启动所默认的成像参数。

[0042] 在实际的超声系统中,当前显示深度范围与整个成像深度范围通常不一致,以上部分所描述的实施方式中,用户调节仅针对当前显示深度范围所对应的 TGC 曲线,也就是内部 TGC 曲线的其中一部分或者一个区间,所以用户调节 TGC 对后续产生的影响也仅是针对这一区间内,其他部分仍然保留了原来的值,从而用户的单次倾向性操作往往不能在整个成像深度内产生影响。因此,在本发明的另一实施方式中,在以上实施方式的基础上,将单次针对当前显示深度的调节所获得的 TGC 曲线扩展到整个成像深度内,再进行后续的异常处理、整体增益修正以及存储更新等步骤。

[0043] 在大部分超声成像系统中,由于开放给用户调节的 TGC 只是针对当前显示深度的,也就是用户通过 TGC bar 调节获得的往往只是当前显示深度的 TGC 曲线,即:

[0044] $Curve[i] i \in [1, N]$

[0045] 其中 i 代表随深度变化的控制点, N 表示控制点所属的当前显示深度。但是超声系统内部 TGC 曲线所对应的成像深度往往大于当前显示深度,即 $Curve[i]$ 只是系统内部 TGC 曲线的一部分,当前显示深度的 TGC 曲线 $Curve[i]$ 所对应的深度范围小于内部 TGC 曲线所对应的深度范围。根据前面所述的调节方法对 TGC 进行迭代更新之前,因此还需要根据系统的这一特点,生成一组对应整个成像深度的 TGC 值,以生成调节后的整个成像深度内的 TGC 曲线。其中可以采用的一种方法,是对调节后的当前显示深度范围内的 TGC 曲线进行插值得到系统成像深度范围内的 TGC 曲线。

[0046] 插值方法有很多,可以简单的用线性插值,也可以用复杂的样条插值等方法。此处仅以两点插值方法作为示例进行描述。对属于当前显示深度内(曲线 $Curve[i]$ 表示深度范围)的点,计算对应成像深度范围的时间增益修正值 $TGC'(i)$ 时,取曲线 $Curve[i]$ 上最临近的两点,根据深度进行加权计算。假设当前深度为 i ,曲线 $Curve[i]$ 上最临近两点深度分别为 $D1$ 、 $D2$,则两点的权值分别设置为 a 与 b ,其中 $a = |D2-i|/(|D2-i|+|D1-i|)$, $b = 1-a$ 。根据权值计算调节后成像深度范围内该点对应的增益值 $TGC'(i)$,得到 $TGC'(i) = a*TGC(D1)+b*TGC(D2)$ 。而对于超出当前显示深度的点,则根据系统中增益存储的形式是无单位的数值还是单位为 dB 的数值,分别对应取 1(倍数,无单位)或 0(单位 db),即修正值 $TGC'(i)$ 取值为 $Curve[N]$ 或者 0。

[0047] 确定了修正值后,就可以生成需要存储并更新到系统的 TGC 曲线。假设原来存储在系统的成像深度范围内的 TGC 曲线为 $TGC(i)$,则用户调节后存储更新的 TGC 曲线则为 $TGC(i)*TGC'(i)$ 或者 $TGC(i)+TGC'(i)$,二者选取哪一个取决于内部 TGC 的存储形式,具体来说则是当存储 TGC 存储形式为无单位的倍数形式,则更新为 $TGC(i)*TGC'(i)$,若存储形式为单位 dB 的数值,则更新为 $TGC(i)+TGC'(i)$ 。

[0048] 将此结果更新至系统后,即可使系统的内部设置达到预期值,达到超声成像系统向用户学习的目的,后续可为用户提供更为人性化的操作,不用再频繁操作调节滑块 102。

[0049] 下面提供一个作为示例的生成内部成像深度范围内 TGC 的方法。假定系统内部 TGC 为 $TGC[i]$,最大深度为 $D0mm$ (毫米单位,非字符,下同),当前系统的二次采样率为 SSR,

显示深度为 D1mm, 用户调节 TGC 曲线长度为 N, 则修正后曲线计算的示例性代码可类似如下描述:

```
[0050]
    for i = 1:M
Delta =  $\frac{D0}{D1} * 1$ 
    if Delta ≥ N
        TGC'(i) = Curve(N)
    else
        pos = fix(Delta);
        TGC'(i) = (Delta - pos)*Curve(pos + 1) + (1 - Delta + pos)* Curve(pos);
    end
    end
```

[0051] 另外, 本发明还提供一种超声成像系统, 其包含一种数据管理平台, 以对各用户各自的调节分别进行数据管理。请参看图 4, 是应用本发明超声成像方法的一种多用户管理机制流程图示意图。通过一个存储体 301 对系统的默认数据和不同的用户数据进行分别存储, 可支持的用户数量根据实际需要设定。各用户可通过用户登录入口 / 单元 302 进行平台登录。登陆后, 数据库调用 / 新建 / 管理单元 303 判断是否属于新建用户, 若是新建用户, 则直接调用工厂数据作为默认的参数。若属于系统中有记录的用户, 则调用该用户保存在相应的数据区 (比如 user1 数据区、user2 数据区等) 的数据, 同时该用户仍然可以新建数据体, 这样当用户不满意上一个结果, 但又不能确定可以获得更好的效果时, 可以直接建立一个新数据体, 重新优化, 然后通过数据管理调用不同的数据体, 来比较优化效果。

[0052] 当判断为载入非出厂数据时, 可以输出调节后的成像参数, 也可以是更新成像参数, 比如可以是, 也可以是, 可以根据实际需要选择。例如在系统具有一键优化功能 (iTouch) 时, 当使用一键优化操作时 (控制面板上可以有对应的一键优化按钮), 可以选择输出, 并直接以此作为优化的目标。而为系统更新默认成像参数时, 即可以输出更新成像参数作为存储目标, 也可以输出调节后的成像参数作为存储目标, 甚至还可以为此增加一个选择步骤, 由用户即时决定。

[0053] 在本发明的另一实施方式中, 还可以设定对 ATGC 进行修正, 使得系统在 RF 信号增益不足的情况下, 例如临床遇到高衰减病人时, 能通过修正 ATGC 提高图像信噪比。在超声成像系统中可以定义一个选择开关, 当此功能开放时, 可以将部分数字 TGC 结果分解到 ATGC 中, 从而对 ATGC 产生修正功能。关闭此功能时则不允许增益调整修正到 ATGC。一个作为示例的处理流程如图 5 所示, 是本发明超声成像方法一种实施方式中允许对 ATGC 进行修正的流程示意图。

[0054] 首先从数据存储器中载入当前场景 (即当前用户当前成像模式) 的 ATGC 或 ATGC 系数。前者是直接存储 ATGC 值的情况, 后面是存储 ATGC 计算系数而由系统计算 ATGC 值的情况 (前面有描述如何计算 ATGC)。再载入当前场景用户调节所得到的修正结果 TGC' (i), 如果增益、增益修正值以倍数表示时, 在 ATGC 修正步骤中对 ATGC 做如下运算, 得到运算结果后对原 ATGC 进行更新:

```
[0055] ATGCnew(i) = ATGC(i)*TGC' (i)
```

[0056] 如果增益以 dB 为单位,在步骤 403 中对 ATGC 按以下方式更新:

[0057] $ATGC_{new}(i) = ATGC(i) + TGC'(i)$

[0058] $ATGC(i)$ 表示用户调节前存储的系统内部的 ATGC 曲线, $TGC'(i)$ 表示用户通过 TGC 调节滑块 102 调整 TGC 而对内部增益产生的修正值,而 $ATGC_{new}(i)$ 表示用户调节后更新存储的 ATGC 曲线。如果需要对所有控制节点进行处理,而 ATGC 与 TGC' 的节点控制率不同的时候(也就是同一节点表示深度不同),还需要通过插值算法实现位置匹配。插值可以线性插值,也可以是多项式插值、样条插值。关于插值,可以参考前述的关于当前显示深度与成像深度的 TGC 曲线的插值处理。本领域技术人员可以根据实际情况,在本发明宗旨下使用各种方式实现位置匹配,因此此处不再赘述。

[0059] 在本发明的另一实施方式中,该超声系统还包括前面所说到的一键优化功能,即,通过设置一个优化键,在用户需要调节 TGC 的时候,只需按下该优化键,即可调出预先存储的优化 TGC 曲线作为当前的 TGC 曲线,从而代替繁琐的来回调节操作。优化 TGC 曲线初始值根据临床统计数据设置,并且用户在使用过程中每次使用调节滑块 102 调节 TGC 曲线并确认存储后,修改后的 TGC 曲线同时替代原来的优化 TGC 曲线,作为下一次使用一键优化的目标 TGC 曲线。这样一来,一键优化功能也能根据不同用户的使用习惯进行更新,达到更进一步优化 TGC 调节操作的目的,减少一键优化后对 TGC 再进行人工调节的操作,相对于存储固定优化 TGC 曲线的超声系统,本实施方式的具有一键优化功能的超声系统 TGC 调整更为人性化,操作更便捷。

[0060] 本发明的各实施例中可以包括各种步骤,这些步骤可以体现为可由通用或专用计算机(或其它电子设备)执行的机器可执行的指令。可选地,这些步骤可以由包括了用以执行这些步骤的特定逻辑电路的硬件元件执行或者由硬件、软件和/或固件联合执行。

[0061] 以上内容是结合具体的实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

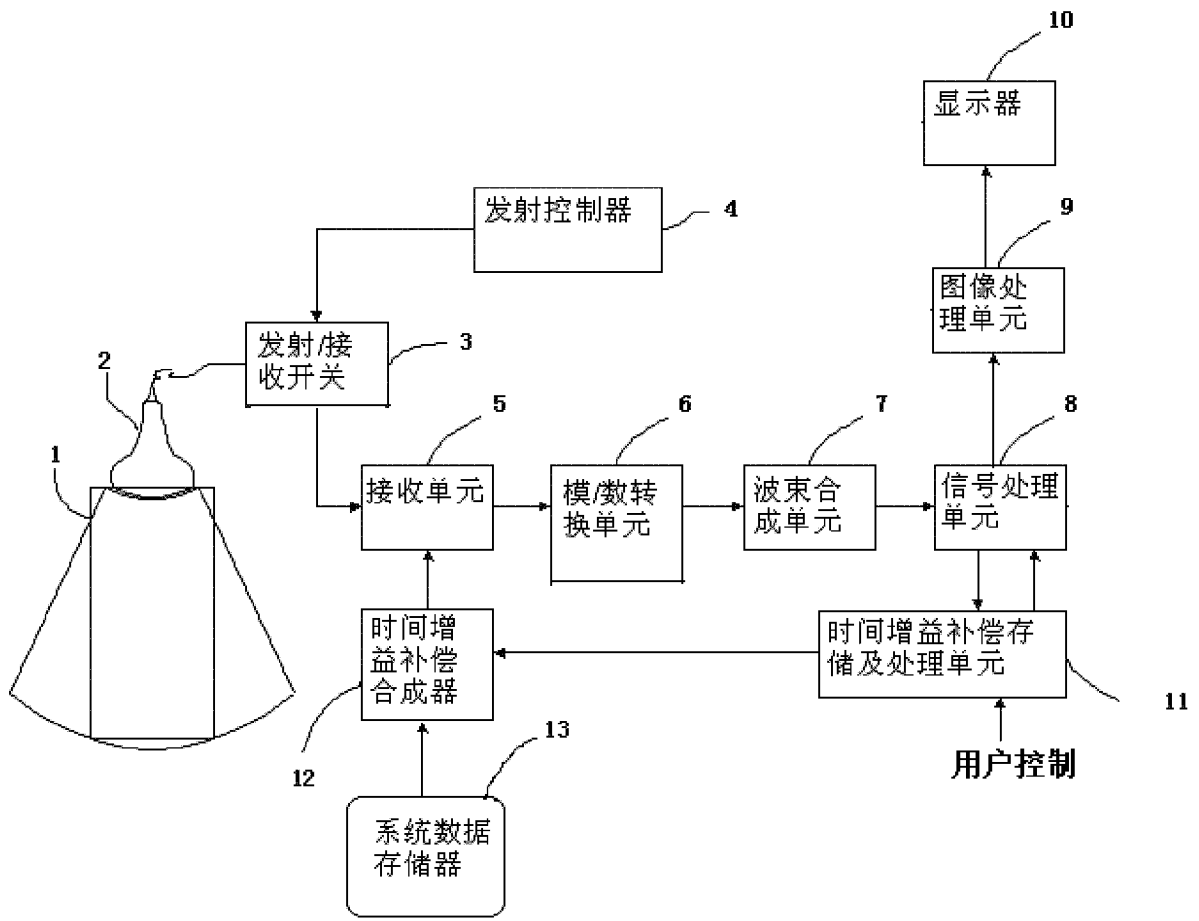


图 1

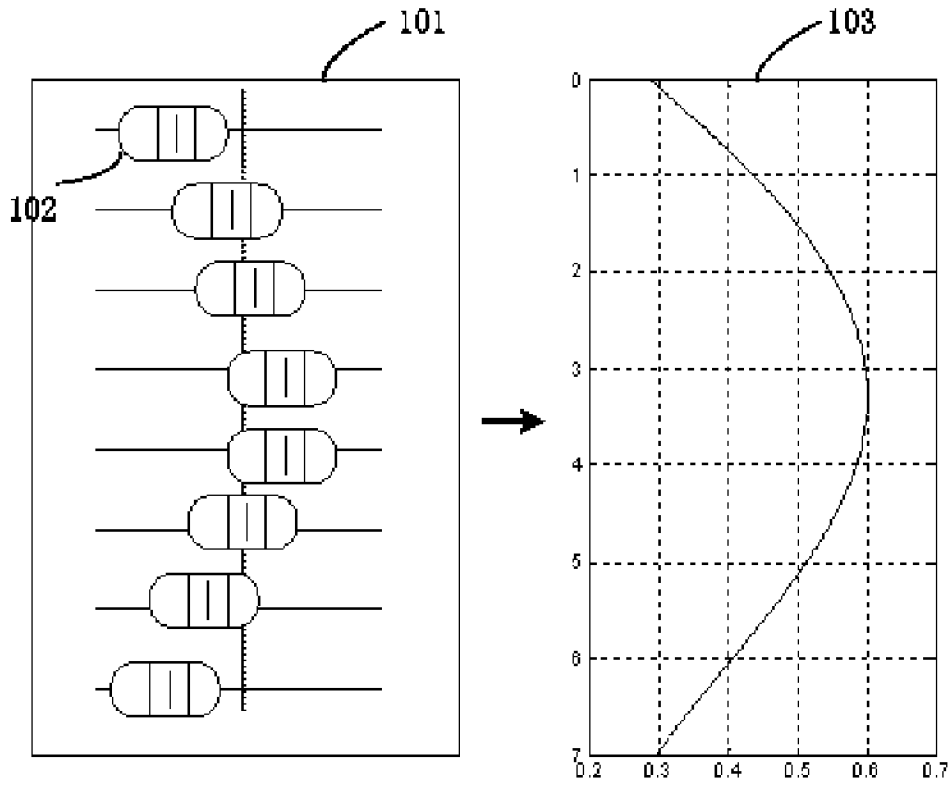


图 2

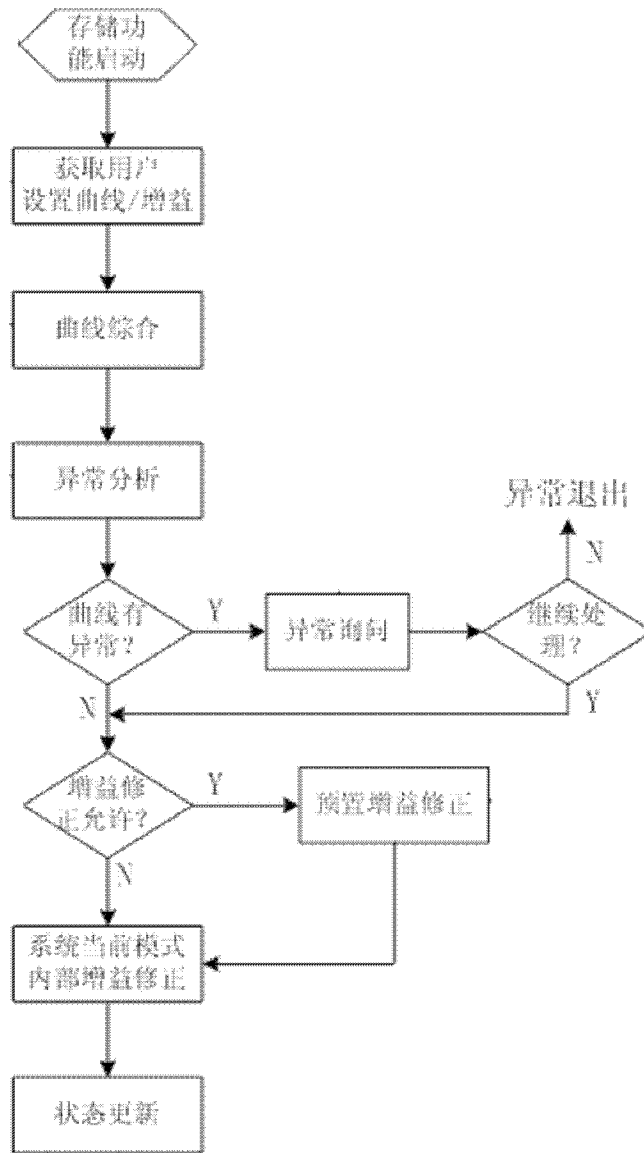


图 3

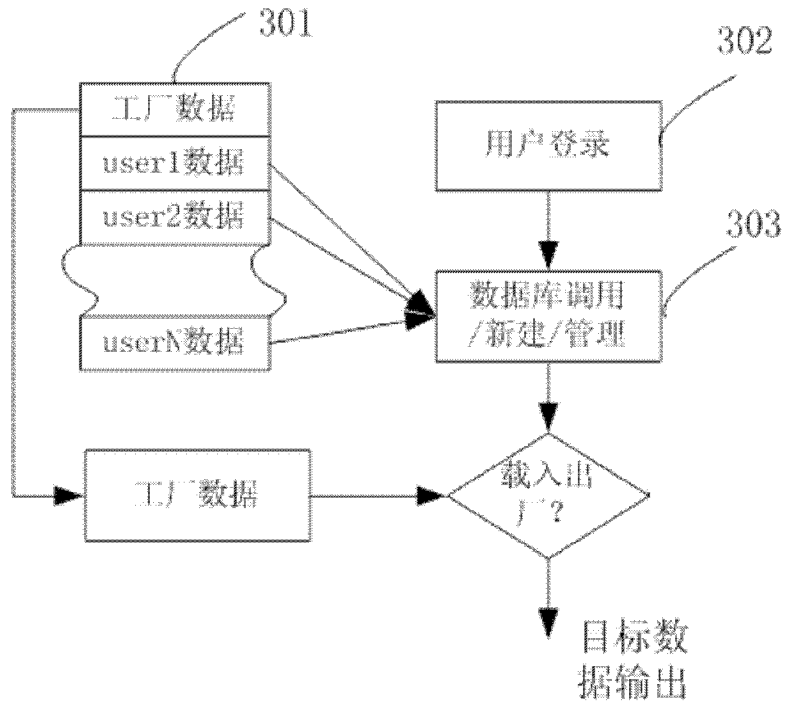


图 4

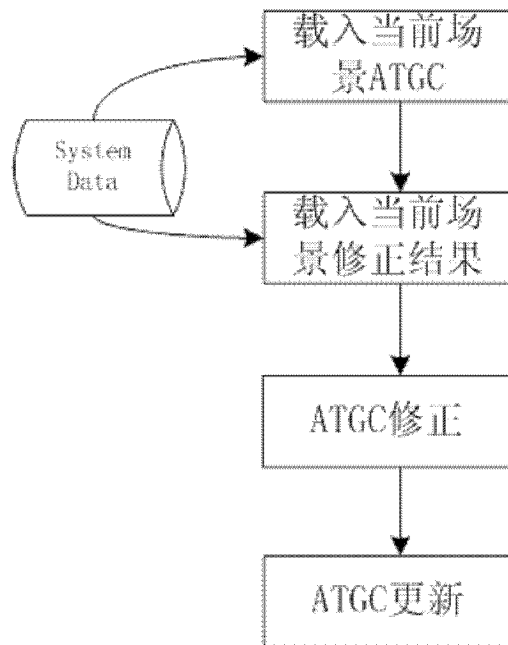


图 5

专利名称(译)	超声成像方法及系统		
公开(公告)号	CN103181778B	公开(公告)日	2016-05-25
申请号	CN201110459516.9	申请日	2011-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	黄勇 李庆鹏		
发明人	黄勇 李庆鹏		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	何平		
审查员(译)	张玲玲		
其他公开文献	CN103181778A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声成像方法及系统。该超声成像方法包括：根据当前用户当前成像模式自动加载默认成像参数；接收用户输入的成像参数调节信号；根据所述成像参数调节信号对当前用户当前成像模式下的默认成像参数进行调节，获得调节后的成像参数；将调节后的成像参数与默认成像参数进行综合运算，得到更新成像参数；将该更新成像参数保存替换为当前用户当前成像模式的新的默认成像参数。本发明的超声成像方法及系统有简化用户操作的优点。

