

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/055 (2006.01)

G01R 33/20 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02146964.4

[45] 授权公告日 2008年8月6日

[11] 授权公告号 CN 100407989C

[22] 申请日 2002.10.29 [21] 申请号 02146964.4

[30] 优先权

[32] 2001.10.29 [33] DE [31] 10153320.9

[73] 专利权人 西门子公司

地址 联邦德国慕尼黑

[72] 发明人 格哈德·布林克 理查德·凯尔纳
克劳斯·路德维格

[56] 参考文献

US5492122A 1996.2.20

JP7-222725A 1995.8.22

DE4042212A1 1991.7.4

JP11-253416A 1999.9.21

JP5-317289A 1993.12.3

US5144238A 1992.9.1

JP8-38447A 1996.2.13

CN1144562A 1997.3.5

审查员 熊 茜

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 侯 宇 陶风波

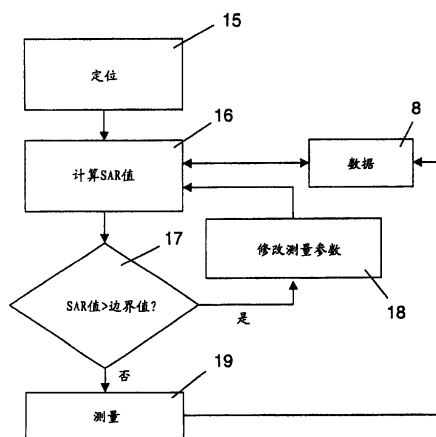
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

[54] 发明名称

计入功率历史的磁共振成像方法和装置

[57] 摘要

本发明涉及在遵守 SAR 边界值的情况下的磁共振成像方法。在磁共振层析摄影仪进行测量时，通过发送天线对患者射入高频脉冲，所产生的磁共振信号就地被分解，由接收天线测取，以为产生磁共振图像和/或磁共振谱而继续进行处理。在进行测量前，为测量所计划的参数确定当前 SAR 值，并在必要时修改这些参数，直至该 SAR 值处于边界值之内。在确定当前 SAR 值时，计入存储的数据，该数据包含患者在已进行过的测量中所承受的高频负荷随时间的变化过程，和用于确定已进行过的测量的高频负荷与计划的测量之间的时间间隔的信息。该方法可以更好地利用磁共振层析摄影仪的性能，特别是经济上感兴趣的，在遵守 SAR - 边界值的情况下提高检查患者的数量。



1. 一种用于建立磁共振层析摄影仪的参数的方法，利用该磁共振层析摄影仪对患者(5)通过至少一个发送天线(3, 4)射入高频脉冲序列以便进行测量，并且所产生的磁共振信号就地被分解，由至少一个接收天线(3, 4)测取，以便为产生磁共振图像或磁共振谱而继续进行处理，其中，在该方法中，在进行测量(19)之前，为计划的测量的参数确定当前 SAR 值，并修改这些参数，直至该当前 SAR 值处于 SAR 边界值之内，其特征在于：在确定该当前 SAR 值时，计入存储的数据(8)，该数据(8)包含患者(5)在已进行过的一次或多次测量中所承受的高频负荷随时间的变化过程，和用于确定已进行过的测量的高频负荷与计划的测量(19)之间的时间间隔的信息。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于：所述在测量(19)中患者(5)所承受的高频负荷是与时间相关进行测取的，并且被存储。

3. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于：对于起始时间和截止时间为恒定功率的测量，一次性测取高频负荷并加以存储。

4. 根据权利要求 1 至 3 中任一项所述的方法，其特征在于：修改作为测量(19)的参数重复率、和/或待测量的层数、和/或层厚、和/或高频脉冲序列的脉冲扫描角，和/或强制测量间歇的适当的持续时间，直至所述当前 SAR 值处于 SAR 边界值之内。

5. 根据权利要求 1 至 4 中任一项所述的方法，其特征在于：延长作为测量参数的测量时间，直至所述当前 SAR 值处于 SAR 边界值之内。

6. 一种用于实施上述权利要求之一所述的方法的磁共振装置，其具有一个第一单元(9)，用于纪录患者在一次测量中所承受的高频负荷随时间的变化过程，和一个第二单元(7)，用于在计入存储的数据(8)的情况下为计划的测量计算 SAR 值，该数据(8)包含患者(5)在已进行过的一次或多次测量中所承受的高频负荷随时间的变化过程，和用于确定已进行过的测量的高频负荷与计划的测量(19)之间的时间间隔的信息。

计入功率历史的磁共振成像方法和装置

技术领域

本发明涉及一种在遵守 SAR 边界值的情况下的磁共振成像方法。其中，对在磁共振层析摄影中待进行测量检查的患者至少通过一个发送天线发射高频脉冲序列，所产生的磁共振信号就地被分解，由至少一个接收天线测取，以便为产生磁共振图像或磁共振谱而继续进行处理，其中，在进行测量之前，为计划的测量参数确定当前 SAR 值，并在必要时修改这些参数，直至当前 SAR 值处于 SAR 边界值之内。本发明还涉及一种用于实施该方法的磁共振装置。

背景技术

磁共振层析摄影是一种获取检查对象体内图像的公知技术。为了实施磁共振层析摄影由一个基本磁场磁铁产生一个稳定的相对均匀的基本磁场。该基本磁场在拍摄磁共振图像时与由所谓的梯度线圈产生的、用于位置编码的、快速关断的梯度磁场相迭加。为了激发磁共振信号，利用一个或多个高频发送天线将高频脉冲序列射入检查对象。由这些高频脉冲所激发的磁共振信号由高频接收天线接收。基于在各个观察的测量区 (FoV 观察区) 所接收的、能够覆盖患者身体的一层或多层的磁共振信号，可以计算并显示出患者体内的层析图像。在磁共振层析摄影仪中将患者卧榻平移，就可以以这种方式产生患者全身从头至脚的层析图像。

对于现代磁共振层析摄影仪的主要要求是快速成像能力。这种要求一方面是出于经济上的考虑，以在每个时间间隔中检查尽可能多的患者；另一方面是由于某些医学课题要求快速成像以获得检查结果。其中一个例子是减少测量中由于患者运动而造成的运动虚像。

但是，快速成像所要求的高频发送脉冲或发送脉冲序列的高重复率也导致患者要承受更多的电磁辐射。法律规定了在磁共振成像中不能超越的这种 SAR 负荷 (SAR=Specific Absorption Rate 特别吸收率) 的边界值。由于现代磁共振层析摄影技术会使患者承受明显高得多的 SAR 值，因此，为

了进行测量须设置一个所谓的 SAR 监视器，以保证在测量时能遵守该边界值。这里除了全身 SAR 边界值外，还须注意对不同身体部位的特殊边界值，其中，重要的是须区分全身、身体部位和局部照射。

在 DE 4042212 A1 中描述了一种磁共振成像方法，其中，为了在实施测量时遵守 SAR 边界值，使主磁场在两个场强之间循环变化。

SAR 负荷一方面取决于各个患者的数据，另一方面取决于患者相对于发送天线的位置、发送天线的种类以及测量参数，如发送功率、重复率、脉冲序列的种类、待测量的层数以及这些层在患者身体中的位置。测量参数通常被综合在测量记录中。

为了避免在测量中超过法律规定的 SAR 边界值，SAR 监测器测量系统事实上辐射出的高频能量，以便当在给定时间间隔内所积聚的高频能量超过法定的界限时将该高频系统关闭。在每次测量之前，要进行附加预测，以确定计划的测量参数的 SAR 值。通过这种预测可以在准备阶段就了解到计划的测量超越 SAR 边界值的情况，为了遵守该边界值，在必要时可以改变测量纪录。预测是根据测量纪录中测量时间的每个在能量聚积到法律规定的 SAR 边界值的时间间隔内时刻来进行的。在每个时间间隔上该总能量不允许超过法律规定的上限，即当前 SAR 边界值。法律规定的边界值的能量是根据在一个几分钟的时间段内（如 5 或 15 分钟）发射出的高频能量的平均值确定的。

为了确定当前 SAR 值，目前所实施的预测除了使用患者数据外，还使用计划的测量参数，即测量纪录。但磁共振测量常常短于作为判断 SAR 边界值基础的平均时间。由于在许多情况下对患者要进行多种互不相关的检查，因此至今出于安全考虑，对于从检查开始前至仍处于当前 SAR 边界值的平均时间的时间间隔内的计划的测量，采用最大高频照射计算其当前 SAR 值。但这种保守的预测本身导致例如使在对患者进行的很短的一次测量中实际允许的能量吸收减少比值“记录运行时间/规定平均时间”。

发明内容

从这些现有技术出发，本发明要解决的技术问题是，提供一种在遵守 SAR 边界值的情况下的磁共振成像方法和装置，以便在磁共振成像时更好地利用磁共振层析摄影的性能。

本发明要解决的技术问题是通过一种在遵守 SAR 边界值的情况下的磁共振成像方法解决的，其中，在磁共振层析摄影仪进行测量时，对患者通过至少一个发送天线射入高频脉冲序列，所产生的磁共振信号就地被分解，由至少一个接收天线测取，以便为产生磁共振图像或磁共振谱而继续进行处理，其中，在进行测量之前，为计划的测量的参数确定当前 SAR 值，并在必要时修改这些参数，直至该当前 SAR 值处于 SAR 边界值之内。

本发明要解决的技术问题还通过一种用于实施上述方法的磁共振装置来解决，其具有一个第一单元，用于纪录患者在一次测量中所承受的高频负荷随时间的变化过程，和一个第二单元，用于在计入存储的数据的情况下为计划的测量计算 SAR 值，该数据包含患者在已进行过的一次或多次测量中所承受的高频负荷随时间的变化过程，和用于确定已进行过的测量的高频负荷与计划的测量之间的时间间隔的信息。

按照本发明的方法在为计划的测量确定当前 SAR 值时计入存储的数据，该数据包含患者在已进行过的一次或多次测量中所承受的高频负荷随时间的变化过程，和用于确定已进行过的测量的高频负荷与计划的测量之间的时间间隔的信息。如果已进行过的测量还处于平均时间之内，则对患者计算 SAR 值所需的平均时间内过去所承受的实际高频负荷加以考虑。其前提是，对每次测量的相应数据进行记录和存储。这些数据必须一方面包含患者所承受的高频负荷随时间变化的过程，另一方面能够由此确定从已实施的测量的任意时刻的高频负荷到计划的测量的任意时刻之间的时间间隔。这可以通过存储有关测到的高频负荷的绝对时间信息实现，或例如通过在各个独立测量之间的间歇的小时间间隔内记录的高频负荷，从测量数据的数目推测出时间间隔。

在这种情况下，所属的磁共振装置必须包含一个记录测量期间寄存在患者体内的高频功率随时间变化过程的单元。除了寄存功率也可分别记录发射功率和当前吸收功率，即患者吸收的功率和总发射功率之比。该比值随患者与发射线圈之间相对位置的变化而变化。此外，为了计算当前 SAR 值，该单元须设计成在确定该值时，计入存储的数据。

因此，在本方法中除了对纯计划的测量过程的预测，还包含了对测量前发生的过程的预测。从该预测中可将迄今为止的功率历史引入。对于计划的测量的每个任意时刻，可以考虑在过去的相应的 SAR 边界值所处的总

平均间隔。这种考虑本身又可以对测量的每个时刻进行。因此，对测量的过去和将来的预测将不再分离，而是作为统一的连续功率考虑。

上述方法的优点在于，对于确定当前 SAR 值不须再计入过去所记录的最大照射，而是考虑患者在过去所承受的实际高频负荷。因此，当过去的负荷较低时，可以在计划的测量中以较高的功率对患者进行照射，而不会超过 SAR 边界值。

附图说明

以下将结合附图参照一种实施方式对本发明方法以及相应的磁共振装置在不限制一般发明构思的情况下再次进行简要描述。附图为：

图 1 为在互不相关的测量中与时间相关的患者所承受的高频负荷的示意图；

图 2 为可实施本发明方法的磁共振层析摄影仪的原理构造的一个例子；以及

图 3 为按照一种本发明方法举例的实施方式的流程示意图。

具体实施方式

图 1 示出了在两个相互独立的测量中，患者随时间所吸收的高频功率。其过去为 10，将来为 11。这里，垂直线为当前时刻，对该时刻应确定计划的测量的当前 SAR 值。计划的测量的功率变化 12 记录在将来 11 中。在该图的时间轴以下显示了不同的时间间隔，在计算当前 SAR 值时要平均这些时间间隔上的高频功率。为了确保在计划的测量的所有时刻不超过 SAR 边界值，须将由箭头 13、14 示出的时间窗约从过去在测量开始前到将来计划的测量结束移动。这种移动须以足够小的时间步长进行，以使得在测量中对可能的超过 SAR 边界的情况进行识别。在图中用附图标记 13 表示的时间间隔（虚线箭头）或时间窗说明了过去尚有部分进入确定的 SAR 值中的状态。与此相反，时间间隔 14（实线箭头）完全落入将来。右边两个时间间隔的之和的总能量可以由预测很容易确定出来，其中，从测量纪录参数中在每个时间间隔上对已知的功率进行积分。然而，为了确定左边两个间隔中的总能量，须提供关于过去的吸收功率的信息。在现有技术中却不是这样，因此出于安全性考虑，过去的功率如在这样的时间间隔中的最大允许

平均功率。

现在的情况是，对患者辐射的高频能量没有达到法律规定允许的时间平均间隔里的最大能量，所以能够在接下来的测量中给与一个较高剂量的辐射，而不会超过在预先给定的时间间隔内所允许的平均的最大功率。由于上述方法的使用，可以更好利用磁共振装置对过去患者的功率信息进行存储和分析。

图 2 示出了可实施本发明方法的磁共振层析摄影仪的剖面示意图。图中仅示出了该装置的主要部件，即基本磁场磁铁 1、梯度线圈系统 2、高频发送天线 3 以及接收线圈 4。这里，还可以是一个纯粹的、为特殊诊断目的而优化的接收线圈，或者还可以是一个局部发送-接收线圈，例如经常用在光谱学应用中的接收线圈。此外还可看到躺在患者卧榻 6 上的患者 5，患者卧榻 6 可沿箭头所示方向在磁共振层析摄影仪中移动。在测量时，为了产生磁共振信号，通过构成为整体线圈的高频发送天线 3 将高频脉冲射入患者 5 体内。磁共振信号由接收线圈 4 或由也可作为接收器工作的高频天线 3 测取，并以各被探测的测量区域的两维磁共振图像的形式被显示。为了探测位于测量区之外的身体部位，将患者 5 和患者卧榻 6 向给定方向逐步移动一定的距离。

此外，图中示出了用于计算 SAR 值的所谓 SAR 监视器的单元 7。该单元 7 调用存储数据 8，该数据 8 包含患者 5 在已进行过的一次或多次测量中所承受的高频负荷随时间的变化过程，和用于确定已进行过的测量的高频负荷与计划的测量 19 之间的时间间隔的信息。该存储的时间过程对应了一个数组，正如在图 1 过去 10 所示的那样。在上述情况下，同样要存储预测量的起始和截止时间，以便能够确定每个时刻的高频负荷以及与计划的测量的时间间隔。

通过记录单元 9 在测量期间，将存储数据 8 和测量的起始和截止时间一起进行记录，记录单元 9 在固定小的时间间隔上存储实际的照射的高频负荷，以使存储的测量值的数量与确定的时间间隔相对应。

图 3 示出了按照一种实施方式实施本方法的流程图。其中，首先使患者按可使头部首先移入检查区域的方式躺在从检查区域中移出的患者卧榻 6 上（步骤 15）。紧接着在步骤 16 确定实际计划测量记录中的 SAR 值。在这种情况下，读取存储的数据 8，该包含患者 5 在已进行过的一次或多次测

量中所承受的高频负荷随时间的变化过程，和用于确定已进行过的测量的高频负荷与计划的测量（19）之间的时间间隔的信息。因此，步骤16通过对过去的患者的高频负荷确定出 SAR 值，只要该负荷仍然处于当前 SAR 值的平均间隔之中。

在确定了计划的测量参数的当前 SAR 值之后，将和 SAR 边界值进行比较，以便在超过该边界值时能够为了遵守边界值再一次改变参数（步骤17，18）。如果测量参数遵守了 SAR 边界值，则实现实施的测量19。该测量中，高频负荷的时间过程和绝对时间信息将一起再次存储在存储器8中。

参数的改变既可自动进行也可以通过使用者借助软件对话来完成。因为在一般的情况下有多种有意义的可能性来改变参数，所以显示了由使用者通过软件对话来进行选择。

因此，上述方法可将患者吸收的高频功率与时间一起进行记录，以此产生所谓的功率历史。该功率历史由在一段时间内实际吸收的高频功率值构成。在预测的情况下，该历史在将来计算功率值时随时间扩展。对此，当全部或仅仅部分处于过去或将来时，所有时间间隔的总能量同样可以计算出来。测量以前的能量情况现在不再是假设，而是能够将实际的功率过程计算出来。

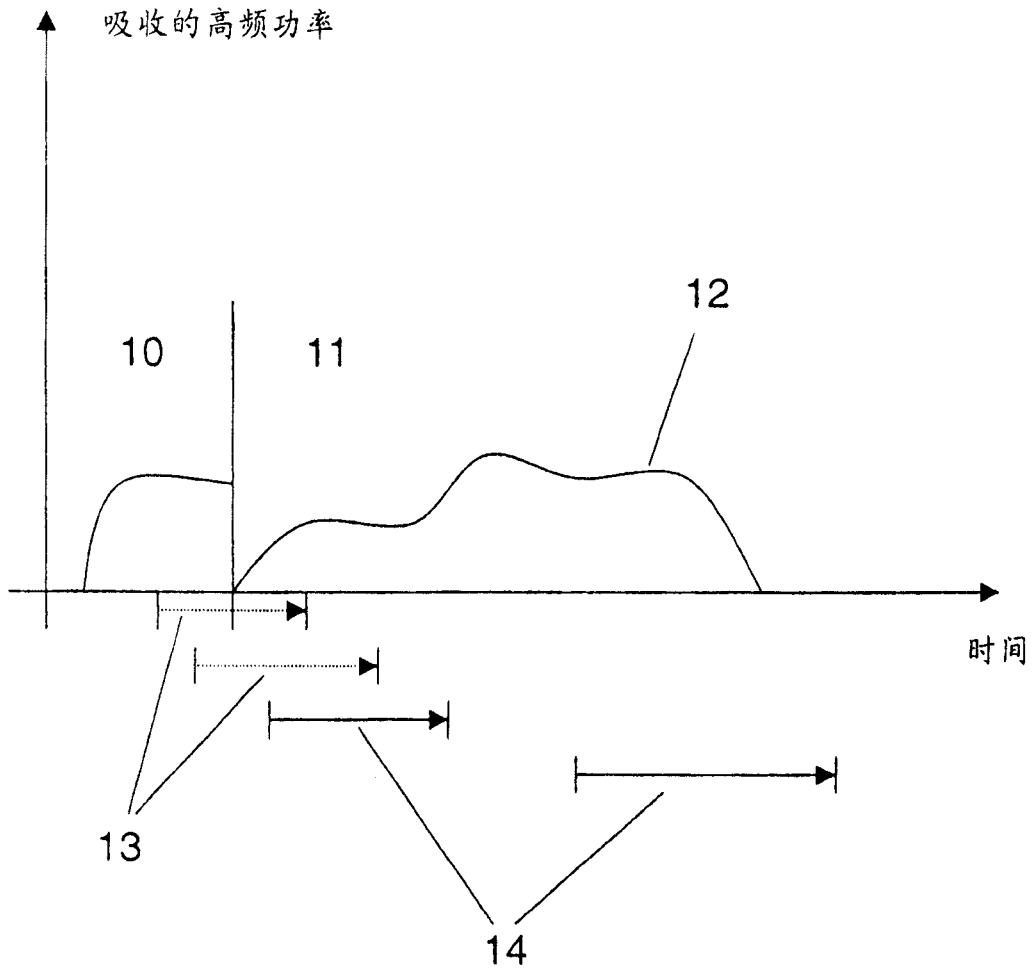


图 1

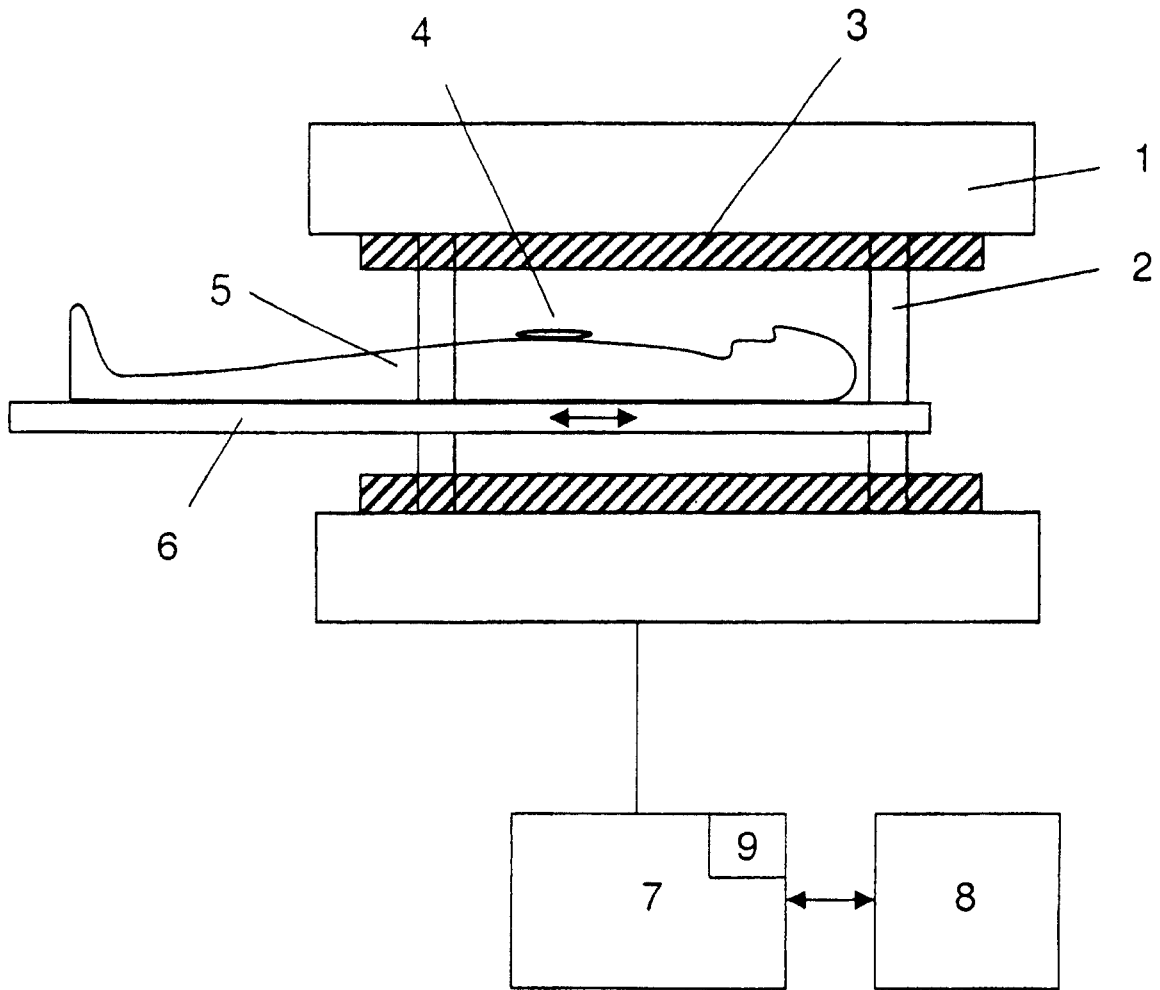


图 2

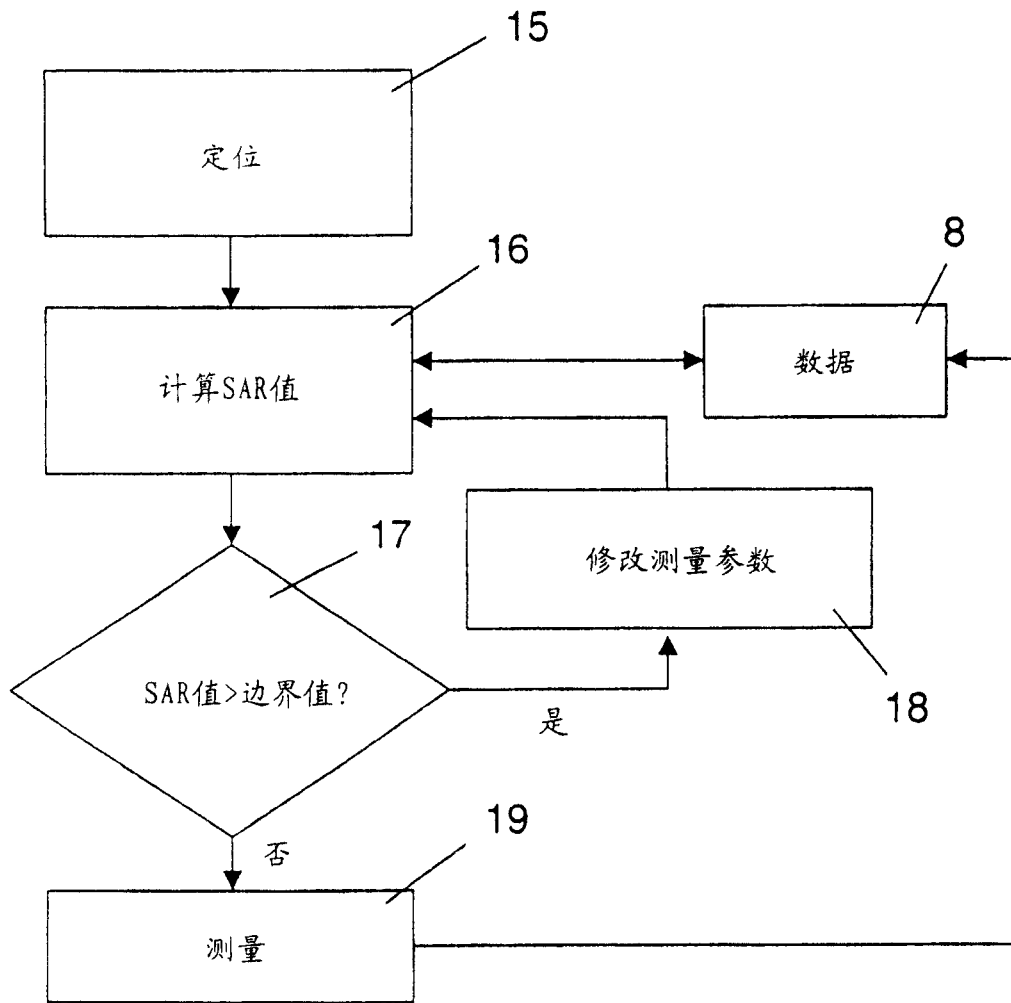


图 3