

[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 03147510.8

[45] 授权公告日 2008 年 2 月 20 日

[11] 授权公告号 CN 100369579C

[22] 申请日 2003.7.9 [21] 申请号 03147510.8

[30] 优先权

[32] 2002. 7. 9 [33] DE [31] 10230877.2

[73] 专利权人 西门子公司

地址 联邦德国慕尼黑

[72] 发明人 威廉·霍格 格哈特·劳布

[56] 参考文献

US6377835 B1 2002.4.23

W00223210A 2002.3.21

US2002047698 A1 2002.4.25

CN1094938A 1994. 11. 16

审查员 孙晓静

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 马 莹 邵亚丽

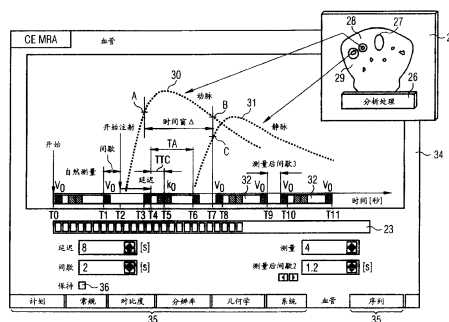
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 5 页

[54] 发明名称

断层造影设备的处理装置以及对测量进行图形计划的方法

[57] 摘要

本发明一般地涉及如在医学中为检查患者而应用的核自旋断层造影(同义词:磁共振断层造影, MRT)。在此,本发明特别涉及一种具有对造影剂支持的血管造影 MRT 测量进行图形计划装置的核自旋断层造影设备。



1. 一种核自旋断层造影设备的处理装置，其具有用于图形显示交互式用户界面（35）的装置（20）（21），通过该交互式用户界面可通过输入和/或选择参数对所述核自旋断层造影设备进行配置，其特征在于，其具有一血管卡片（34）形式的图形显示的所述用户界面，在该卡片上以动脉造影剂聚积的时间变化曲线（30）和静脉造影剂聚积的时间变化曲线（31）的形式图形地显示所准备的测试块测量的结果，并且还图形地按比例地按照与这些变化曲线的时间关系来设置测量方格（32），其中，这些测量方格（32）分别将要进行的磁共振测量过程的时间点和持续时间图形地显示，并且可相互相对地以及相对于静脉和动脉造影剂聚积变化曲线（30，31）移动，以便能够进行时间上优化的、基于图形的、造影剂支持的磁共振血管造影测量的测量计划。

2. 根据权利要求1所述的处理装置，其特征在于，所述测量方格（32）的移动通过鼠标或通过相应的输入窗口中输入值来进行。

3. 根据权利要求1所述的处理装置，其特征在于，可以借助时间进程块（23）来可视化磁共振测量的变化过程。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的处理装置，其特征在于，为了观察测量的变化过程，借助时间进程块（23）生成另一进程卡片（37）。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的处理装置，其特征在于，基于在测试块测量中拍摄的图像序列来计算标准偏差图像（25），并图形地进行显示，使得能够相对于总的图像序列来标示和分析处理动脉区域（28）和静脉区域（29）。

6. 一种用于通过核自旋断层造影设备对造影剂支持的血管造影 MRT 测量进行图形计划的方法，其中，该核自旋断层造影设备具有用于图形显示交互式用户界面的装置（20）（21），利用该用户界面可通过输入和/或选择参数来对所述核自旋断层造影设备进行配置，其特征在于，以血管卡片（34）的形式生成图形显示的所述用户界面，在该卡片上以动脉造影剂聚积的时间变化曲线（30）和静脉造影剂聚积的时间变化曲线（31）的形式图形地显示所准备的测试块测量的结果，并且还图形地按比例地按照与这些变化曲线的时间关系来设置测量方格（32），其中，这些测量方格（32）

分别将要进行的磁共振测量过程的时间点和持续时间图形地显示，并且可相互相对地以及相对于静脉和动脉造影剂聚积变化曲线（30，31）移动，以便进行时间上优化的、基于图形的、造影剂支持的磁共振血管造影测量的测量计划。

7. 根据权利要求6所述的方法，其特征在于，所述测量方格（32）的移动通过鼠标或在相应的输入窗口中输入值来进行。

8. 根据权利要求6所述的方法，其特征在于，可以借助时间进程块（23）来可视化所述测量的变化过程。

9. 根据权利要求6至8中任一项所述的方法，其特征在于，为了观察测量的变化过程，借助时间进程块（23）生成另一个进程卡片（37）。

10. 根据权利要求6至8中任一项所述的方法，其特征在于，借助于所述装置（20，21）根据在测试块测量中所拍摄的图像序列来计算标准偏差图像（25），并图形地进行显示，使得能够相对于总的图像序列来标示和分析处理动脉区域（28）和静脉区域（29）。

断层造影设备的处理装置以及对测量进行图形计划的方法

技术领域

本发明一般地涉及如在医学中为检查患者而应用的核自旋断层造影（同义词：磁共振断层造影，MRT）。在此，本发明特别涉及一种具有对造影剂支持的血管造影 MRT 测量进行图形计划装置的核自旋断层造影设备。

背景技术

MRT 以核自旋共振的物理现象为基础，它作为成像方法成功地应用在医学和生物物理中已有超过 15 年的历史。在这种检查方法中，对象被置于稳定的强磁场中。由此对象内原先无规则取向的原子的核自旋被校准。高频源可以将这种“校准”的核自旋激发为确定的振动。该振动在 MRT 中产生实际的、可由合适的接收线圈接收的测量信号。通过采用梯度线圈产生的非均匀磁场，可以对测量对象在所有三个空间方向上进行空间编码，这一般称为“位置编码”。

在 MRT 中数据的拍摄是在所谓的 k-域（同义词：频域）中进行的。在所谓的图像空间中的 MRT 图像借助傅立叶变换与 k-域中的 MRT 数据相关联。借助所有三个空间方向的梯度在 k-域上实现对对象的位置编码。在此，区分层选择（确定对象中的拍摄层，通常是 Z 轴）、频率编码（确定该层中的一个方向，通常为 x 轴）和相位编码（确定该层中的第二维，通常为 y 轴）。此外，通过沿 z 轴的相位编码可以将所选择的层再细分为其它层。

因此，首先要选择一个要激励的层，例如在 z 方向上，可能的话在 z 方向进行相位编码。通过相位编码和频率编码的组合，借助两个已经提到的正交梯度场对该断层中的位置信息进行编码，在该在 z 方向激励层的例子中，梯度场同样由已提到的 x 方向和 y 方向的梯度线圈产生。

为了测量待检查对象的整个断层，为相位编码梯度（例如 G_y ）的不同值重复成像序列（例如梯度回波序列，FLASH）N 次。在此，各激励高频脉冲之间的时间间隔称为重复时间 TR。核共振信号（例如梯度回波信号）在每个序列通路中都通过以 Δt 发出脉冲的 ADC（模拟数字转换器），以相等

间隔的时间间距 Δt 在具有读出梯度 G^* 的条件下同样扫描、数字化和存储 N 次。通过这种方式，可以获得逐行产生的具有 $N \times N$ 个数据点的数矩阵（ k 域中的矩阵或 k 矩阵）。由该数据组，可以通过傅立叶变换直接再现所观察断层的具有 $N \times N$ 个像素分辨率的 MR 图像（ $N \times N$ 个点的对称矩阵只是个例子，还可以产生非对称矩阵）。由于物理学的原因，在 k 矩阵中心区域的值主要包含有关对比度的信息，而 k 矩阵边缘区域的值主要包含有关变换后 MRT 图像分辨率的信息。

通过上述方式，可以在所有方向拍摄人体的断层图像。作为医学诊断中断层图像方法的 MRT 首先作为“非侵入”检查方法而与众不同。然而，特别是在血管造影拍摄中（即拍摄人体中的血管，特别是在供血器官中），自然 MR 成像的对比度受到限制，但是通过使用造影剂可显著减小这种限制。磁共振断层造影中造影剂的作用通常以对对比度起决定作用的参数的影响为基础，例如纵向或横向弛豫时间 T_1 或 T_2 。在医疗应用中，采用了三价钆 Gd^{3+} ，该元素具有缩短 T_1 的作用。通过化合在所谓的螯合络合物（DTPA，二乙撑三胺五乙酸）中，钆失去其毒性，因而 Gd -DTPA 一般可以应用于静脉内。选择直接导向心脏的静脉，心脏将造影剂最终分布到整个动脉系统中。对于常用序列（ T_1 加权自旋回波序列、梯度回波序列等），加速的 T_1 弛豫起到增强 MR 信号的作用，也就是在 MR 图像中对所涉及的组织有更为明亮的显示。通过这种方式，可以对例如头部、颈部、心脏或肾脏血管测量出清晰和对比度强的图像。

一种这类在磁共振断层造影中用造影剂支持的方法一般称为“对比度增强的血管造影”（英语：Contrast Enhanced MR Angiography, CE MRA）。造影剂支持的血管拍摄的质量主要取决于对描述测量特性的顺序步骤（Abfolgeschritt）的时间协调，这一般称为时序或造影剂时序。起决定作用的顺序步骤是：注射造影剂，测量持续时间以及测量 k 域矩阵的中部。为了获得尽可能好的拍摄对比度，要力争在测量 k 矩阵中部区域期间，在待拍摄的感兴趣区域中具有最大的造影剂浓度。由于这个原因，根据现有技术的对比度增强的血管造影是按以下方式进行的：

1. 首先，拍摄不同层的概貌图像（英语：Localizer），以便粗略确定感兴趣的血管系统的位置，并从中推导出最佳的拍摄断层。

2. 进行所谓的测试块测量（Test-Bolus-Messung），从中可获得感兴趣

区域（英语：Region of Interest, ROI）中造影剂聚积的时间变化曲线。为此，在时刻 T2（图 2），将很小剂量的造影剂（大约 2ml）注入静脉，接着（一般是每秒）测量位于 ROI 中的动脉的 MR 强度。在采用分析软件的前提下，可以显示出 ROI 中造影剂 30 的强度特性，如图 2 所示。从开始注射造影剂的时刻 T2 到造影剂聚积到足够浓度（A, B-通常是最大值的 75-80%）的时刻 T3，一般称为过渡时间（英语：Bolus Arrival Time, BAT）。使用者接着在 BAT 的基础上，计算相对于注入时刻 T2 或 T_{inj} 的时间延迟（英语：Delay）T4，即实际测量过程（例如各自旋回波序列或梯度回波序列）在此之后应该开始的时刻。为了计算延迟时间（图 2），使用者此时采用与区域相关的经验值或可信公式。可能采用的公式为：

$$\text{延迟} = \text{BAT} - \text{TA}/4$$

$$\text{延迟} = \text{BAT} + T_{inj}/2 - \text{TA}/2$$

$$\text{延迟} = \text{BAT} - \text{TTC} + 15\% \text{TA} \quad \text{等。}$$

在此，TA 为所采用的序列的总测量时间（英语：Acquisition Time, TA）T4 到 T6，TTC（英语：Time To Center）为序列开始后的时间 T5，此时测量 k 矩阵的中间行。如图 2 所示，延迟 T2 到 T4 在理想情况下这样选择或计算，即，使 TA 位于聚积的最大范围（A 和 B 之间的时间）内，此外在时间 TTC（T5）之后在 ROI 中的造影剂浓度最大时测量 k 矩阵的中间行。也就是说，测试块测量用于测量准备或时间计划，以便优化前视场（Vorfeld）中实际 CE MRA 测量的对比度。

3. 在测试块测量之后进行前对比度测量（Pre-Kontrstmessung），即不使用造影剂的 MR 测量。在这样的没有注射造影剂的自然拍摄中，拍摄了 ROI 中不感兴趣的、但在随后的造影剂拍摄（后对比度测量）中同样会被拍摄的组织。通过随后在图像平面上减去前对比度测量和后对比度测量，可以在 CE MRA 方法的最后一步中计算出该组织。

4. 在前对比度测量的最后，人工地使造影剂聚积为更高的剂量（约 20ml）。

5. 在计算或设定延迟时间之后，自动进行后对比度测量，即起始并运行所选择或设定的 MR 序列。

6. 在 CE MRA 的最后一步，在图像平面上用后处理（英语：Post-prozessing）的形式减去前对比度测量和后对比度测量所拍摄的图像。

如在上述步骤 1 到 6 中所述和此时进行的那样, CE MRA 测量的特征是极度确定的变化过程。测量过程的时间计划主要根据严格的公式进行, 而无需考虑其它生理因素。这可能导致测量不是在最佳时刻进行。如果测量开始得太早, 则包含对比度信息的 k 矩阵中心区域将在 ROI 中的造影剂聚积还未达到最佳的时刻被测量。其结果是, 由于以使测量无法使用的边缘振荡 (Kanten-Oszillation) (Gibbs 抖动) 形式出现的伪影, 使图像质量很差。如果测量开始得太迟, 则可能发生以下现象, 即, 已经在血管系统的静脉部分出现的造影剂聚积会导致图像中静脉与动脉的叠加, 因此这样的图像同样无法使用。

发明内容

因此, 本发明要解决的技术问题是, 使 MRT 设备的使用者能够简便及优化地进行造影剂支持的血管造影 MRT 测量的时间计划。

本发明的技术问题是通过一种核自旋断层造影设备的处理装置解决的, 其具有用于图形显示交互式用户界面的装置, 通过该交互式用户界面可通过输入和/或选择参数对所述核自旋断层造影设备进行配置, 其中, 其具有一血管卡片形式的图形显示的用户界面, 在该卡片上以动脉和静脉造影剂聚积的时间变化曲线的形式图形地显示所准备的测试块测量的结果, 并且还图形地按比例地按照与这些变化曲线的时间关系来设置测量方格, 这些测量方格分别将要进行的磁共振测量过程的时间点和持续时间图形地显示, 并且可相互相对地以及相对于静脉和动脉造影剂聚积变化曲线移动, 以便能够进行时间上优化的、基于图形的、造影剂支持的磁共振血管造影测量的测量计划。

与现有技术不同的是, 根据本发明, 在所述测试块测量中, 还考虑静脉造影剂聚积的时间变化曲线, 并将其图形地显示在所述测试块卡片中。

根据本发明, 测试块测量的分析处理可以这样简化, 即, 处理装置根据所拍摄的测试块测量的图像序列计算出标准偏差图像, 显示该图像, 并在该图像中标示出待处理的动脉和静脉区域, 并相对于总的图像序列进行分析处理。

为了能使测量时刻与造影剂流动的时间特性相一致, 根据本发明, 除了静脉和动脉造影剂聚积的变化曲线外, 按比例以测量方格 (Messbalken)

的形式图形地显示 MR 测量过程。

根据本发明的 CE MRA 测量的图形计划这样进行，即，测量方格可互相对地以及相对于静脉和动脉造影剂聚积变化曲线移动。

在此，根据本发明，以简单的方式通过鼠标或在相应的输入窗口中输入值来进行移动。

根据本发明，可以借助时间进程块（Zeitablauf-Balken）跟踪测量的变化过程。

在此优选的是，为了观察测量的变化过程，借助时间进程块生成另一个进程卡片（PROZESS-Karte）。

本发明的技术问题还通过一种用于通过核自旋断层造影设备对造影剂支持的血管造影 MRT 测量进行图形计划的方法来解决，其中，该核自旋断层造影设备具有用于图形显示交互式用户界面的装置，利用该用户界面可通过输入和/或选择参数对所述核自旋断层造影设备进行配置，其中，以血管卡片的形式生成图形显示的用户界面，在该卡片上以动脉和静脉造影剂聚积的时间变化曲线的形式图形地显示所准备的测试块测量的结果，并且还图形地按比例地按照与这些变化曲线的时间关系来设置测量方格，这些测量方格分别将要进行的磁共振测量过程的时间点和持续时间符号化图形地显示，并且可互相对地以及相对于静脉和动脉造影剂聚积变化曲线移动，以便进行时间上优化的、基于图形的、造影剂支持的磁共振血管造影测量的测量计划。

此外，根据本发明，还提供了一种计算机软件产品，当其运行在一与核自旋断层造影设备连接的计算装置上时，能够实现本发明的方法。

附图说明

下面借助附图描述的实施方式，详细解释本发明的其它优点、特征和特性。其中：

图 1 示出了核自旋断层造影设备的示意图；

图 2 示出了根据现有技术的、用于确定感兴趣区域中动脉造影剂聚积特性的测试块测量；

图 3 示出了根据本发明的、用于确定造影剂支持的血管造影 MR 测量的最佳测量区域的测试块卡片，该测量是在考虑静脉系统中时间延迟的造

影剂聚积的条件下进行的;

图 4 示出了以根据本发明的血管卡片形式的扩展的卡片, 其中, 一方面优化了对测试块测量的分析处理, 另一方面可以对造影剂支持的血管造影 MR 测量进行图形计划;

图 5 示出了根据本发明的进程卡片, 其中可以在其时间变化曲线中对图形计划的造影剂支持的血管造影 MR 测量进行跟踪。

具体实施方式

图 1 示出了核自旋断层造影设备的示意图, 根据本发明, 该设备的 MR 飞行时间 (Time-of-Flight) 血管造影拍摄具有改善的对比度性能。在此, 该核自旋断层造影设备的结构与常规断层造影设备结构一致。基本场磁 1 产生时间稳定的强磁场, 用于极化或校准对象检查区域内的核自旋, 该检查区域例如是人体的待检查部位。核自旋共振测量所需的基本磁场的高均匀性在球形的测量空间 M 中定义, 人体的待检查部位将送入该测量区域中。为了支持均匀性要求, 特别是消除不随时间变化的影响, 在合适的位置设置用铁磁材料制成的所谓填隙铁片。对于随时间变化的影响, 可以通过补偿线圈 2 消除, 该线圈由补偿供电装置 15 控制。

在基本场磁 1 中, 采用了圆柱形的梯度线圈系统 3, 其由 3 个部分绕组构成。每个部分绕组由一个放大器 14 供给电流, 用于分别在笛卡尔坐标系的各个方向上产生一个线性梯度场。在此, 梯度场系统 3 的第一部分绕组在 x 方向产生梯度 G_x , 第二部分绕组在 y 方向产生 G_y , 第三部分绕组在 z 方向产生梯度 G_z 。每个放大器 14 都包括一个数字模拟转换器, 由序列控制装置 18 控制, 用于及时产生梯度脉冲。

在梯度场系统 3 内有一个高频天线 4, 其将由高频功率放大器 30 给出的高频脉冲转变为交变磁场, 用于激励待检查对象或对象的待检查区域内的核以及对核自旋进行校准。通过高频天线 4, 还将由占主导地位的核自旋发出的交变场, 即通常由一个脉冲序列引起的核自旋回波信号转变为电压, 其中, 该脉冲序列是由一个或多个高频脉冲和一个或多个梯度脉冲组成的, 该电压通过放大器 7 送至高频系统 22 的高频接收信道 8。高频系统 22 还包括一个发送信道 9, 其中产生用于激励磁核共振的高频脉冲。在此, 根据设备计算机 20 预先给定的脉冲序列, 在序列控制装置 18 中数字化地将各高

频脉冲表示为复数序列。该数列分别作为实部和虚部通过输入 12 送至高频系统 22 的数字模拟转换器，并由该转换器送至发送信道 9。在发送信道 9 中，脉冲序列被向上调制为高频载波信号，其基频对应于测量空间中核自旋的共振频率。

发送运行和接收运行的转换通过发送-接收转接器 6 进行。高频天线 4 将用于激励核自旋的高频脉冲射入测量空间 M 中，并对结果回波信号进行扫描。相应获得的核共振信号在高频系统 22 的接收信道 8 中被相敏地解调，并分别通过模拟数字转换器转换为测量信号的实部和虚部。通过图像计算机 17，由这样获得的测量数据再现图像。对测量数据、图像数据和控制程序的管理通过设备计算机 20 进行。根据预先给定控制程序，序列控制装置 18 控制各期望的脉冲序列的产生以及对 k 域的相应扫描。尤其是，序列控制装置 18 控制梯度的及时通断、具有确定相位和振幅的高频脉冲的发送以及核共振信号的接收。高频系统 22 和序列控制装置 18 的时基由同步器 19 调节。通过包括键盘和一个或多个屏幕的终端 21 配置 MRT 设备、选择用于产生核自旋图像的相应控制程序，以及显示所产生的核自旋图像。

为了配置 MRT 设备，可以在终端 21 的显示屏上调用不同的卡片（英语：Pop-Up，弹出）。这些卡片由设备计算机 20 生成。在这些卡片中显示输入窗口，使用者可在其中输入测量参数值，并由此设置 MRT 设备。这些卡片根据主题分类。这样，例如有对比度卡片，其中除了其它还可以设定翻转角度（Flipwinkel）；常规卡片，其中可以输入例如回波时间、重复时间和层数；分辨率卡片，在其中可以配置 k 矩阵；序列卡片，在其中可以选择期望的序列类型（梯度回波序列、稳态自旋回波序列、True-Fisp、EPI、FLASH 等），等等。

根据本发明的一个方面，还为使用者同样提供了进行测试块测量的卡片。图 3 中示出了一张这样的测试块卡片 33。在该测试块卡片 33 中，首先作为对测试块测量分析处理（该分析处理由使用者借助分析处理软件进行）的结果，图形地显示在注入时刻 T2 后的造影剂聚积的变化曲线 30。此外，根据本发明，从该图形中自动确定过渡时间 T3（BAT 动脉）。本发明的另一方面在于，在该测试块卡片 33 中，还示出了静脉中造影剂聚积的变化曲线 31，以及还自动确定静脉的过渡时间 T7（BAT 静脉）。与根据现有技术的测试块测量（图 2）相反，在根据本发明的测试块卡片 33 中，示出了两

条造影剂聚积的变化曲线 30、31，其中将静脉中的造影剂聚积叠加到动脉造影剂聚积上。

静脉造影剂聚积对 CE MRA 测量可能产生的影响已经进行了说明：如果后对比度测量（TA）在时间上落在静脉系统中重要的造影剂聚积的区域中（延迟+TA > BAT 静脉），则在图像中动脉和静脉血管叠加在一起；这样的拍摄的图像无法使用。因此根据本发明，一般在 CE MRA 拍摄时应当在测量计划中考虑静脉造影剂聚积 31。为此，在测试块卡片 33 中，自动的分析处理提供两个过渡时间 T3、T7（BAT 动脉和 BAT 静脉），它们的时间差给出一个所谓的时间窗 Δ （T3 到 T7，即 A 和 C 之间的区域）。如果后对比度测量的测量时间 TA 小于该时间窗（TA < Δ ），则后对比度测量一般在注射后的时间

延迟 = BAT 动脉

开始（即 T3 = T4 成立）。如果后对比度测量的测量时间大于该时间窗（TA > Δ ），则有意义的是根据以下等式计算后对比度测量的开始：

延迟 = BAT 动脉 - TTC + $\Delta/2$ 。

通常，在动脉系统 30 和静脉系统 31 中都有造影剂聚积时间变化曲线，由此，时间窗 Δ 也依赖于各血液循环状况。血液循环状况一方面与患者有关（低血压），另一方面与病理学（由于发炎、淤积和挤压而使血管的供血不畅）以及区域有关（例如如果头颅内区域（头盖骨）的 Δ 约为 5 秒，则颈部血管和肺部血管的 Δ 约为 4 到 8 秒，而在肾脏和腹部动脉 Δ 则可达 10 秒，骨盆中血管的 Δ 可达到 20 至 30 秒，外围血管的 Δ 可达 60 秒，等等）。根据本发明，通过在 CE MRA 测量的前视场中实验地确定两个变化曲线 30、31，可以使测量计划分别适应于各所述状况。

图 4 以根据本发明的血管卡片 34 的形式示出了一个扩展的测试块卡片 33，其中，一方面根据本发明优化了对测试块测量的分析处理，另一方面可以根据本发明图形地计划造影剂支持的血管造影 MR 测量。

如上所述，这样进行测试块测量（动脉或静脉），即，在 T2 时刻注射小剂量的造影剂之后，拍摄一系列层图像（通常为每秒一幅）。根据现有技术的测试块测量的分析处理是这样进行的，使用者必须启动分析处理软件，该软件可以使他单独观察每幅图像。使用者必须通过比较各图像找出一动脉或静脉区域（根据强度变化），标出该区域，并用处理软件如图 2 或图 3

所示图形地显示所标示区域的强度变化曲线 30、31。

而在本发明中，测试块测量的分析处理是自动进行的，因此得到了简化。当在测试块测量中拍摄了断层的图像序列之后，根据本发明，在血管卡片 34 中为用户提供该图像序列的标准偏差(英语: Standard-Deviation, STD DEV) 图像 25。一幅这样的 STD DEV 图像 25 显示在图 4 的右上方。它可以例如通过设备计算机 20 产生，其中设备计算机求出序列中各图像的强度总和。图 4 中 STD DEV 图像 25 显示了一个穿过颈部的断层；气管 27 在其中显示为黑色区域，静脉 29 和动脉 28 显示为亮点。使用者必须（根据其解剖学知识）用圆圈标示动脉 28 和静脉 29。通过激活分析处理按钮 26，造影剂聚积的动脉和静脉变化曲线 30、31 被图形地显示在血管卡片 34 中。

根据本发明的简化之处在于，使用者不再需要进入分析处理软件（分析处理工具）以便在其中选择图像。在测试块测量结束之后，在血管卡片 34 的界面上会立即为他提供概貌图像 25，他可以在该图像中马上识别出重要的待标示的区域 28、29。血管标示也可以利用适当的算法自动进行。

在图 4 的血管卡片 34 中，实施了本发明的另一方面：在血管卡片 34 中，使用者可以图形地计划造影剂支持的血管造影 MR 测量。为此，在时间轴下面，以测量方块 32 的形式示出了各个测量，可以用对比度变化曲线 30、31 对这些测量进行时间上的协调。图 4 中的情况示出了 4 个测量方块 32，其互相之间分别具有不同的时间间隔。测量次数可以通过输入区“MESSUNGEN”（测量）确定。与现有技术相同，作为前对比度测量的第一次测量总是表示对感兴趣层的自然测量（无造影剂）。紧接着的后对比度测量则记录了造影剂影响下的同一层。

通过图 4 中显示为黑色的、直接在每次测量之前和之后通过预配置的声音文件给出的呼吸命令（Atemkoomandos）（VO，英语：Voice Output，声音输出），保证每次测量都在相同的身体姿势下进行，且待测量层的解剖状况也没有改变。在测量前的呼吸命令例如是：“深吸气-屏住呼吸”。在测量后的呼吸命令例如是：“继续正常呼吸”。

实际测量在所设定的 MR 序列过程中进行，该序列在标示为灰色的区域 TA 中被处理。在此，阴影区域表示一个在其中对 k 矩阵的中间行进行扫描的时间区域。该时间区域保证待拍摄图像的对比度。阴影区中部的划线

k_0 表示测量 k 矩阵中心的确切时刻。

通常,在所有测量中,时间长度 TA 都相同,但也可以选择不同的时间长度,以便能在不同的造影剂阶段产生例如不同的空间分辨率。在CE MRA实验之前,通过选择所有的序列参数(重复时间、回波时间、扫描率等),由使用者交互地通过其它卡片确定参数,因此在血管卡片中不能改变参数。这样的卡片35(计划(PROGRAMM)、常规、对比度、序列等)可以通过用鼠标点击在图4的下部区中示出的视场35调用。

根据本发明,借助血管卡片34的CE MRA测量的图形计划是这样进行的,即,使用者以测量方块32的形式对各次测量相互间、但主要是相对于造影剂聚积的变化曲线30、31进行设置。

后对比度测量($T6-T8$, $T9-T10$)之间的时间间隔可以在输入区“测量后间歇 x ”($x>1$, $x \in \mathbb{N}$)中给定,也可以用鼠标沿时间轴移动。在用鼠标移动的情况下,将在输入窗口中自动更新相应的值。

在自然测量和第一后对比度测量之间($T1$ 至 $T4$)的时间间隔由时间间隔PAUSE(间歇)($T1$ 至 $T2$)和DELAY(延迟)($T2$ 至 $T4$)组成。根据本发明,两个值都可以由使用者进行修改,而且可以通过手动也可以用鼠标将PAUSE(间歇)和DELAY(延迟)的值输入到图形下方的相应输入窗口中。PAUSE(间歇)例如可以通过点击并沿时间轴移动注射时刻来修改(这同时以移动造影剂变化曲线为条件)。DELAY(延迟)可以通过点击并移动第一后对比度测量的测量方块来修改。

理想的情况是,测量之间的时间间隔、尤其是前对比度测量和后对比度测量之间的时间间隔($T1$ 至 $T4$)应当尽可能短;患者应在测量期间保持在同一位置,并无论如何要避免可能的换位。然而,不同的原因要求在测量之间或在测量和注射时刻之间具有一定的时间间隔。DELAY(延迟)($T2-T4$)例如应当这样选择,即,第一后对比度测量的时间($TA=T4-T6$)位于时间窗 Δ (A 至 C 或 $T3-T7$)内,此外,对 k 矩阵中间行的测量(TTC,在 $T5$ 时)在动脉中最大造影剂聚积时进行。对患病严重或年老体弱的患者,需要在憋气之后给予其多次呼吸的机会,以便重新获得力气或恢复活力。出于这个原因,可以相应设定PAUSE(间歇),或激活保持按钮。如果通过点击激活保持按钮36,则根据本发明,CE MRA测量的测量过程在自然测量(在 $T1$ 时)之后停止。同时,根据本发明,继续按钮24显示在屏幕上,

其可以使使用者以注射时间 T2 继续 CE MRA。PAUSE (间歇) 可以随意扩大。

最后, 根据本发明, 使用者可以图形地跟踪 CE MRA 测量的过程。由于这个原因, 在血管卡片 34 中, 在图形区下面实现了一个时间进程方块 23 (英语: Progress-Bar, 进程条), 该方块将 CE MRA 测量的当前时刻可视化。根据本发明, 测量进程也可以显示在自身的卡片 37 上, 该卡片在自然测量开始时就出现在终端 21 的屏幕上。图 5 示出了这样的卡片 37, 根据本发明, 该卡片称为进程 (PROZESS) 卡片 37。如果在图 4 的血管卡片 34 中激活了保持按钮 36, 则有意义的是, 在进程卡片 37 中实现继续按钮 24, 以使使用者可以继续 CE MRA 测量。

下面用相应给出的优点总结了本发明的特征:

1. 在自身的卡片 33 中对测试块测量的结果进行图形显示, 以及自动确定过渡时间(BAT)简化并加速了用于对 CE MRA 测量时间协调的准备。
2. 考虑静脉系统 31 中造影剂聚积的时间变化过程可以 (通过确定时间窗) 改善 (第一) 后对比度测量的时间协调的命中可靠性 (Treffsicherheit)。
3. 自动产生标准偏差图像 25, 并由此加快了对测试块测量的分析处理。
4. 在显示造影剂聚积变化曲线 30、31 的同时以可移动测量方块 32 的形式将前和后对比度测量可视化, 可以以图形的方式并由此优化和可靠地计划 CE MRA 测量, 由此不需要使用严格的公式。
5. 通过时间进程块 23 显示测量的时间进程, 尤其是在自身的进程卡片 37 中, 可允许使用者在时间上精确地跟踪测量进程。

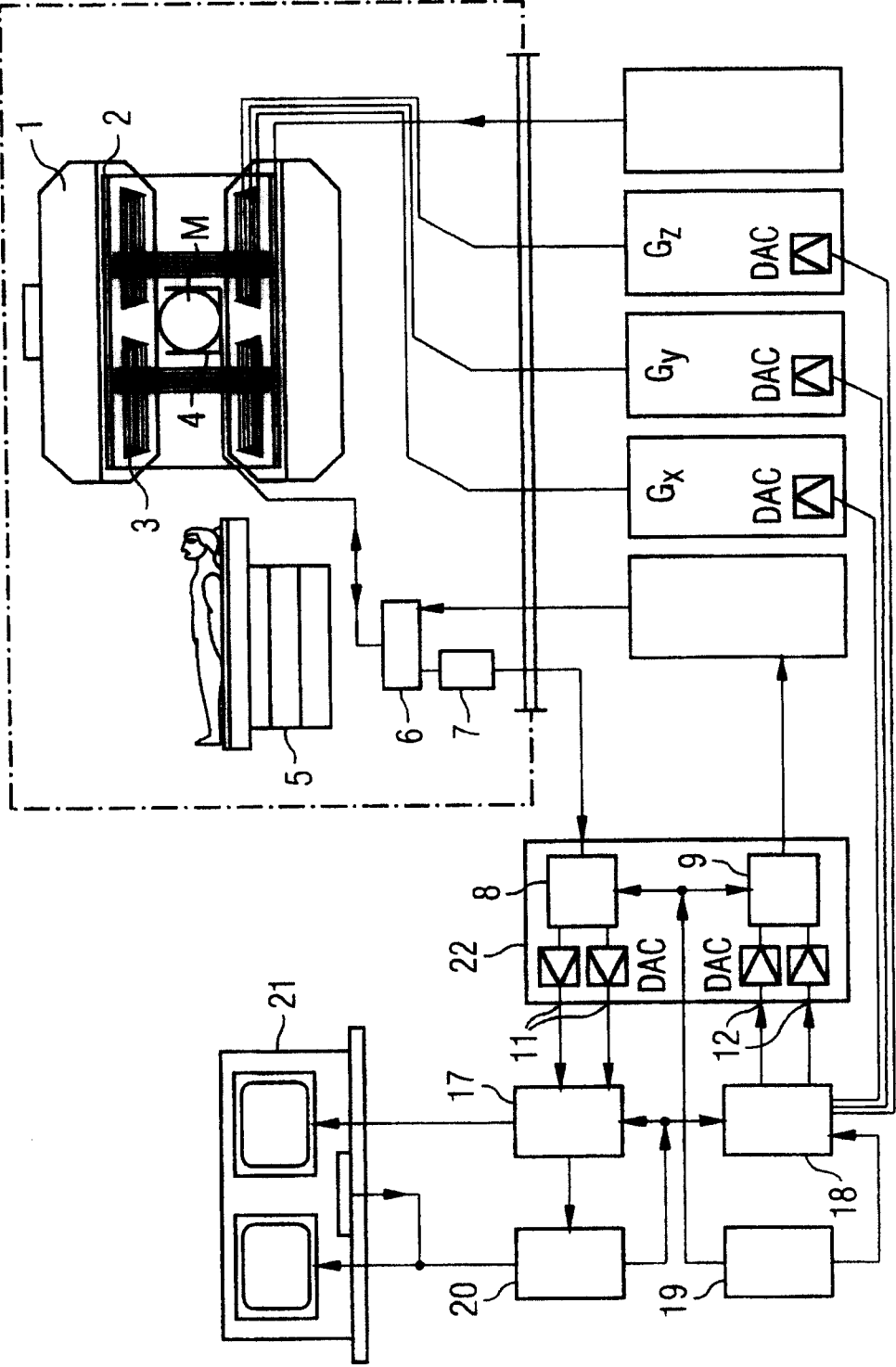


图 1

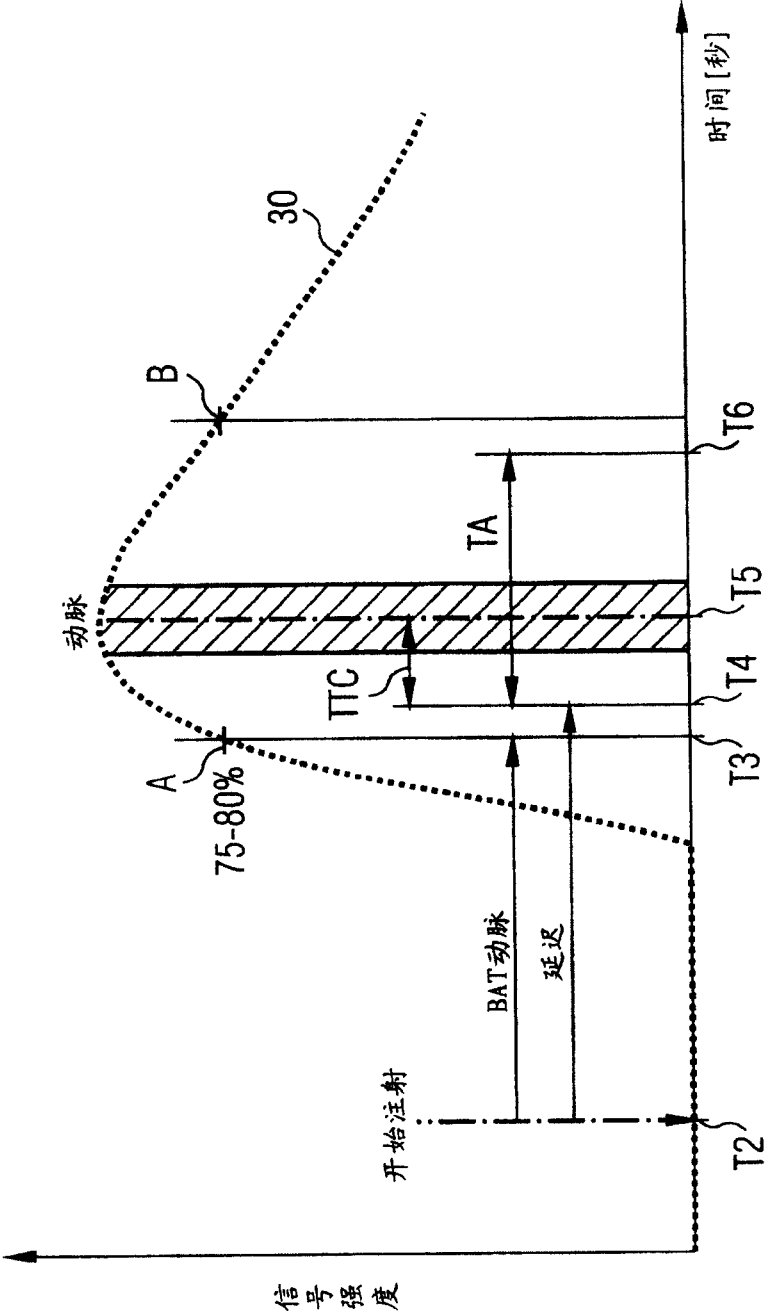


图 2

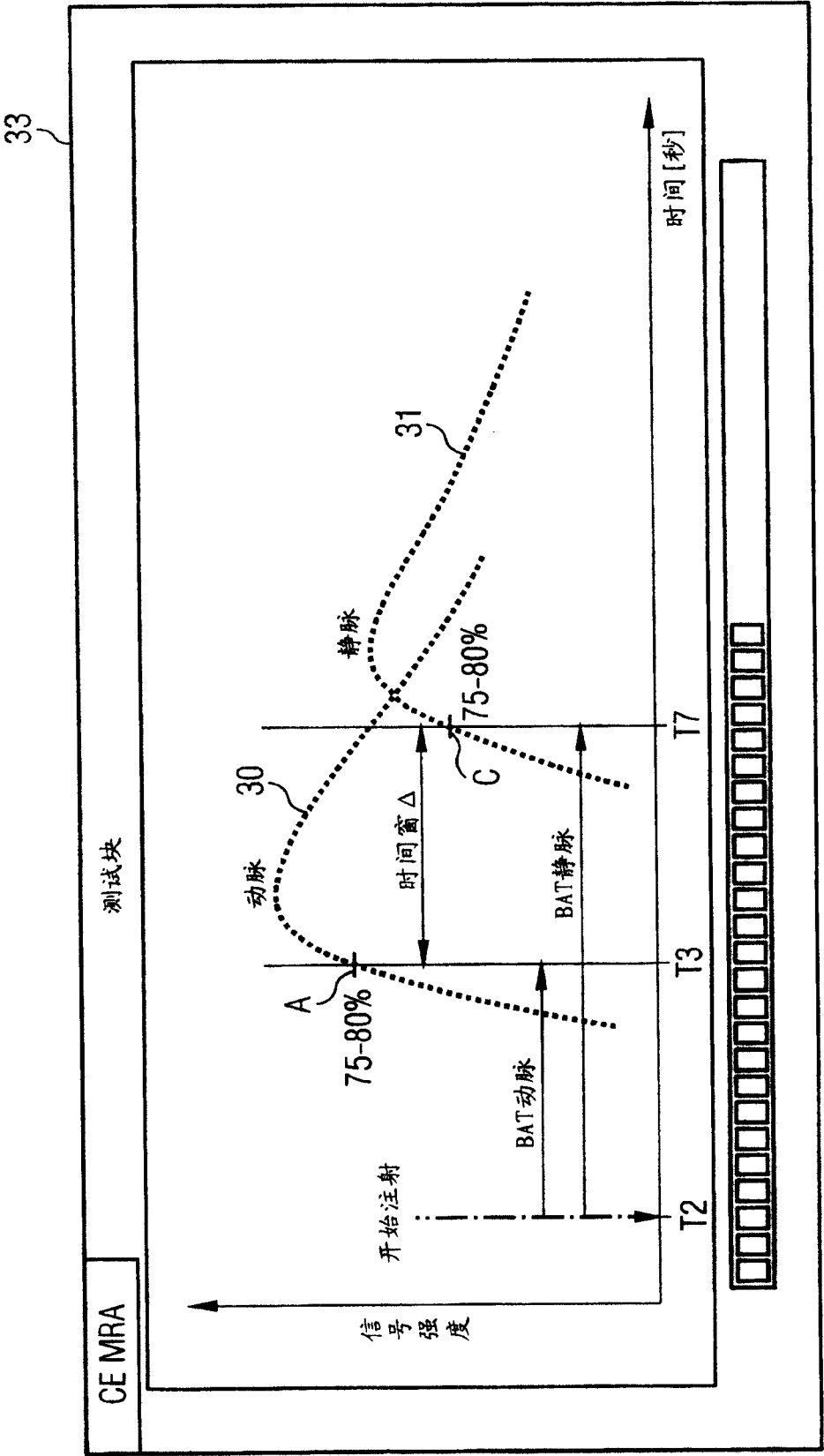


图 3

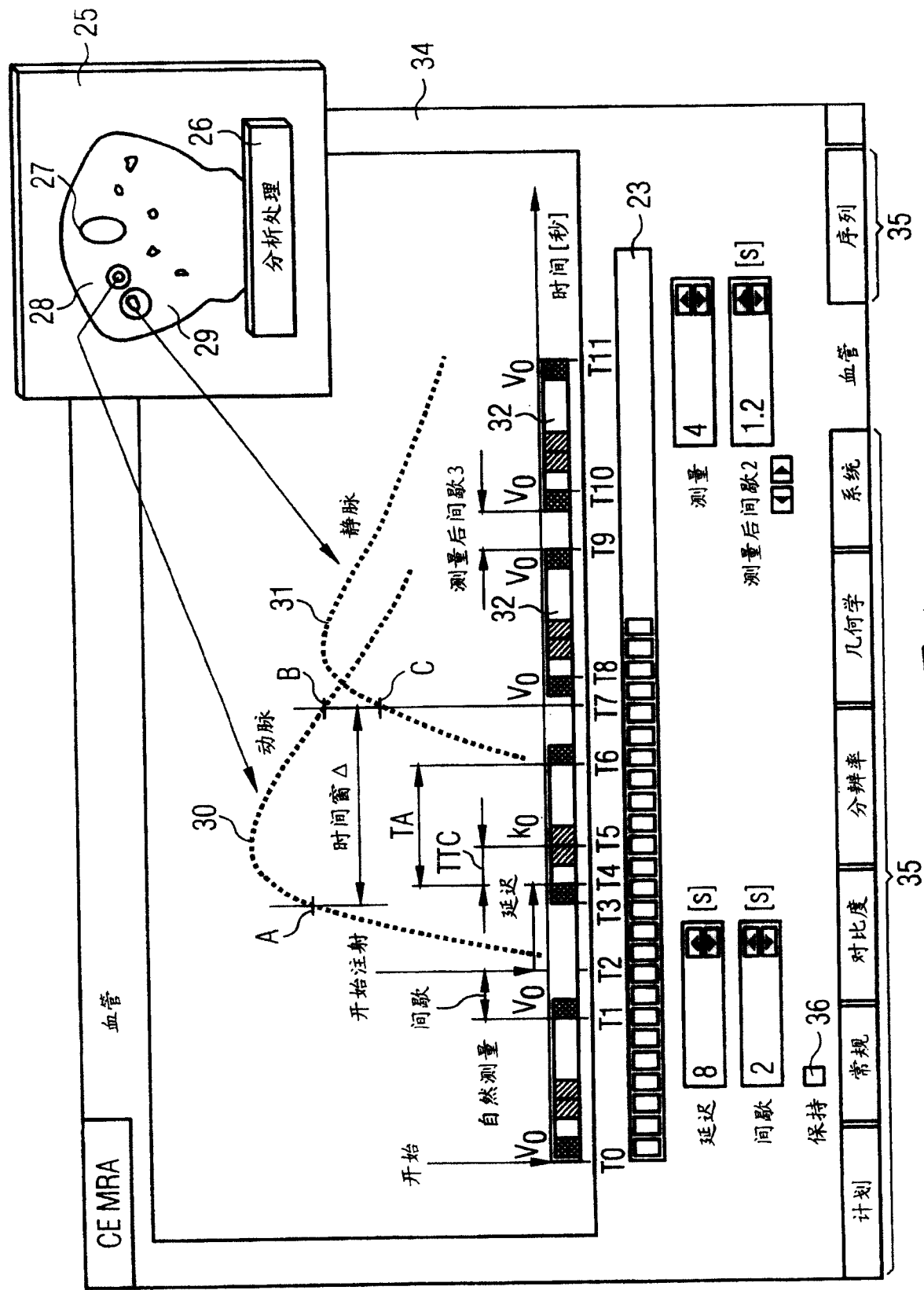


图 4

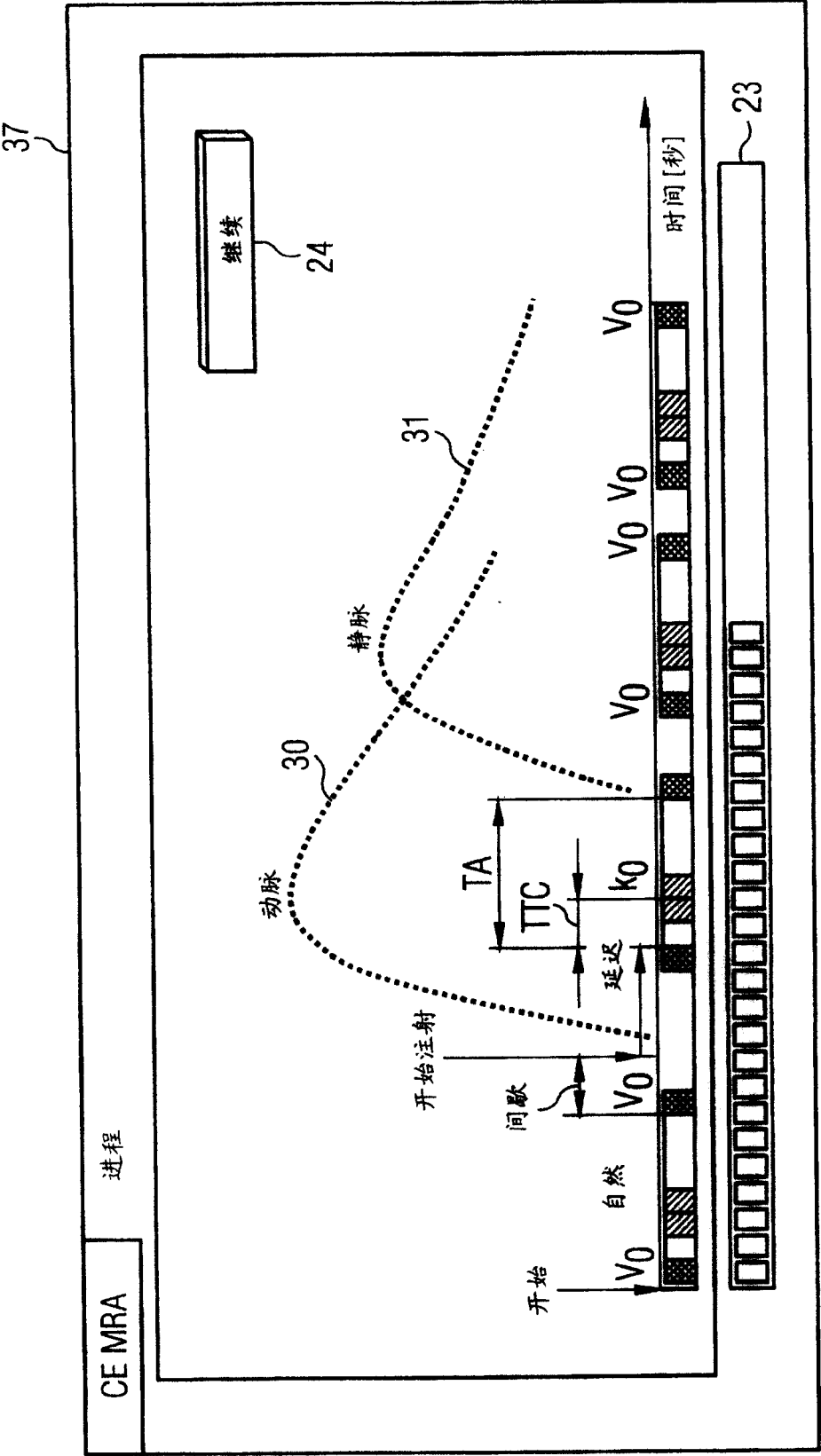


图 5