

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200680011979.6

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/06 (2006.01)

G06T 7/00 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

[45] 授权公告日 2010 年 1 月 27 日

[11] 授权公告号 CN 100584277C

[22] 申请日 2006.4.13

[21] 申请号 200680011979.6

[30] 优先权

[32] 2005.4.14 [33] EP [31] 05102960.1

[86] 国际申请 PCT/EP2006/061578 2006.4.13

[87] 国际公布 WO2006/108868 英 2006.10.19

[85] 进入国家阶段日期 2007.10.12

[73] 专利权人 伯拉考开发股份有限公司

地址 瑞士日内瓦

[72] 发明人 玛索·阿迪特 尼古拉斯·罗格宁

彼得·弗林京

[56] 参考文献

US2003/0114759A1 2003.6.19

US6419632B1 2002.7.16

US5743266A 1998.4.28

审查员 胡亚婷

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 秦 晨

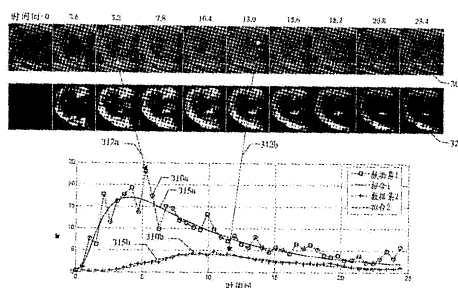
权利要求书 4 页 说明书 23 页 附图 8 页

[54] 发明名称

基于动画灌注成像的灌注评价

[57] 摘要

提出一种医学成像系统(100)。该系统包括提供记录的输入图像序列的工具(203-212)，每个输入图像提供使用造影剂灌注的身体局部在相应时刻的数字表示，每个输入图像包括多个观察值，每个观察值代表身体局部的相应部分，以及将至少一个观察值的输入图像中相应集合的每个序列与时间的模型函数相关联的工具(214-218)；该系统还包括在更多时刻产生计算图像序列的工具(225-233；705-740)，每个计算图像包括多个更多观察值，每个观察值由在相应更多时刻从关联模型函数计算的瞬时函数值确定，以及显示计算图像序列的工具(239-242)。



1. 一种医学成像系统（100）包括：

提供记录的输入图像序列的工具（203-212），每个输入图像提供使用造影剂灌注的身体局部在相应时刻的数字表示，每个输入图像包括多个第一观察值，每个第一观察值代表身体局部的相应部分，

将对应身体局部的至少一个部分的至少一个第一观察值的集合的输入图像中的每个序列与时间的模型函数相关联的工具（214-218），

其特征在于该系统还包括

在更多时刻产生计算图像序列的工具（225-233；705-740），每个计算图像包括多个第二观察值，每个第二观察值是基于在相应更多时刻由关联模型函数计算的第一瞬时函数值，以及

显示计算图像序列的工具（239-242）。

2. 根据权利要求1的系统（100），其中产生计算图像序列的工具（225-233；705-740）包括在输入图像中选择参考区的工具（705）；产生更多时刻的参考值序列的工具（715-730），每个参考值基于从与相应更多时刻的参考区的第一观察值相关联的模型函数中计算的第二瞬时函数值；以及根据第一瞬时函数值和相应更多时刻的参考值的组合设置每个第二观察值的工具（735-740）。

3. 根据权利要求2的系统（100），其中产生参考值序列的工具（715-730）包括根据相应更多时刻的第二瞬时函数值的平均值设置每个参考值的工具（725-730）。

4. 根据权利要求2的系统（100），其中设置每个第二观察值的工具（735-740）包括从相应更多时刻的第一瞬时函数值中减去参考值的工具（740）。

5. 根据权利要求 2 的系统 (100)，其中每个第一瞬时函数值和/或每个第二瞬时函数值对应于相应更多时刻的关联模型函数的值。

6. 根据权利要求 2 的系统 (100)，其中每个第一瞬时函数值和/或每个第二瞬时函数值对应于相应更多时刻的关联模型函数的积分。

7. 根据权利要求 1 的系统 (100)，其中产生计算图像序列的工具 (225-233) 包括将每个第二观察值设置为第一瞬时函数值的工具 (225)，第一瞬时函数值与相应更多时刻的关联模型函数的值相对应。

8. 根据权利要求 1 的系统 (100)，其中产生计算图像序列的工具 (225-233) 包括将每个第二观察值设置为第一瞬时函数值的工具 (225)，第一瞬时函数值与相应更多时刻的关联模型函数的积分相对应。

9. 根据权利要求 1 的系统 (100)，其中至少一个第一观察值的每一集合包括单个像素值、单个体素值、多个像素值或多个体素值。

10. 根据权利要求 1 的系统 (100)，其中用于关联的工具 (214-218) 包括线性化每个输入图像以使得其每个第一观察值与身体局部的相应部分中造影剂的浓度成比例的工具 (214)。

11. 根据权利要求 1 的系统 (100)，还包括：

通过将计算图像序列覆盖在输入图像序列上产生覆盖图像序列的工具 (505-550)，以及

显示覆盖图像序列的工具 (239-242)。

12. 根据权利要求 11 的系统 (100)，其中产生覆盖图像序列的工具 (505-550) 包括重置没有达到覆盖度阈值的每个第二观察值的工具 (505, 520-550)。

13. 根据权利要求 11 的系统 (100)，其中产生覆盖图像序列的工具 (505-550) 包括：

估计每个关联的质量的指标的工具 (510)，以及

重置相应指标没有达到拟合质量指数阈值的每个第二观察值的工具 (515, 520-550)。

14. 根据权利要求 1 的系统 (100)，其中产生计算图像序列的工具 (225-233) 还包括从关联模型函数中去除偏移量的工具 (225)。

15. 根据权利要求 1 的系统 (100)，其中产生计算图像序列的工具 (225-233) 还包括将多个预定义颜色与第二观察值的相应值范围相关联的工具 (230) 以及使用相应颜色表示代替每个第二观察值的工具 (227)。

16. 根据权利要求 1 的系统 (100)，其中提供输入图像序列的工具 (203-212) 包括丢弃输入图像中至少一个的工具 (212)。

17. 根据权利要求 11 的系统 (100)，其中输入图像序列的速率低于计算图像序列的速率。

18. 根据权利要求 17 的系统 (100)，其中产生覆盖图像序列的工具 (505-550) 包括将至少一个更多输入图像插入到输入图像序列中以便使用计算图像序列的速率均衡输入图像序列的速率的工具

(540)，每个计算图像覆盖在相应输入图像上。

19. 根据权利要求 1 的系统 (100)，其中提供输入图像序列的工具 (203-212) 包括从身体局部连续地采集输入图像的工具 (203)。

20. 根据权利要求 19 的系统 (100)，其中采集输入图像的工具 (203) 包括发送超声波并记录相应回波信号的工具 (110)。

21. 一种处理测量数据的方法 (200; 500; 700)，该方法包括步骤：

提供 (203-212) 记录的输入图像序列，每个输入图像在执行所述方法前的相应时刻从使用造影剂灌注的身体局部采集，每个输入图像包括多个第一观察值，每个第一观察值代表身体局部的相应部分，

将时间的模型函数与对应身体局部的至少一个部分的至少一个第一观察值的集合的输入图像中的每个序列相关联 (214-218)，

其特征在于步骤

在更多时刻产生 (225-233; 705-740) 计算图像序列，每个计算图像包括多个第二观察值，每个第二观察值是基于在相应更多时刻从关联模型函数计算的第一瞬时函数值，以及

显示 (239-242) 计算图像序列。

基于动画灌注成像的灌注评价

技术领域

本发明涉及医学成像领域。更特别地，本发明涉及动画灌注图像的显示。

背景技术

医学成像是医疗应用的装备领域中沿用已久的技术。特别地，该技术常用于血液灌注的评价，这在几种诊断应用中特别是在超声分析中得到应用。为此目的，将例如包括磷脂稳定的充气微泡的悬浮体的超声造影剂（UCA）注射到患者。造影剂用作有效的超声波反射体，使得它可以通过施加超声波并且记录引起的回波信号容易地检测。随着造影剂与患者中的血液以相同速度流动，它的痕迹提供关于分析的身体局部中血液灌注的信息。

典型地，通过在灌注过程期间采集表示身体局部的连续图像序列监控造影剂的流动。更详细地，图像的每个像素的值指示身体局部的相应部分的记录回波信号的强度。这样，图像序列描绘遍及身体局部的回波信号随着时间的演变。因此，该序列图像（例如显示在监控器上）的分析提供身体局部中血液灌注的定量指示。

但是，显示的图像质量经常非常差。实际上，图像的每个像素的值表现出大的时间变化。而且，图像中斑点颗粒不可避免的存在产生分散的图案。图像质量也受采集期间身体局部的任何运动而不利地影响。阻碍图像有效分析的另一个因素是叠加在有用信息上的背景回波信号。上面全部都使得建立灌注过程的正确评价非常困难；在任何情况下，获得的结果强烈依赖于采集和/或分析图像序列的操作员的技术。

已经进行了一些尝试以提高特定应用中图像的质量。例如，US-

B-6,676,606 提出便于身体局部中微小血管的识别的解决方案。为此目的，处理图像以减小每个图像相同的像素（例如与静止组织相关联的）的贡献，并且使得代替地从一个图像到另一个图像变化的像素（例如因移动的微泡）持续。这增强微血管结构的可视化。

另一方面，灌注过程的定量评价由参数分析技术提供。在该情况下，随着时间记录的回波信号的强度（对于每个单个像素或相邻像素组）由数学模型函数拟合。然后该模型函数可以用来计算指示身体局部各个部分的相应形态特征的不同灌注参数。该技术已经在 Wei, K., Jayaweera, A.R., Firoozan, S., Linka, A., Skyba, D.M., 和 Kaul, S., “Quantification of Myocardial Blood Flow With Ultrasound-Induced Destruction of Microbubbles Administered as a Constant Venous Infusion（使用作为恒定静脉输注注射的微泡的超声引起的破坏量化心肌血流）”，循环，Vol. 97，1998 中首次提出。例如，在所谓破坏-补充技术（其中造影剂由一瞬间的充足能量破坏，以便观察它在破坏之后的再次灌注）中，常见公认模型由（视频）回波信号的强度相对于时间的单指数函数 $I(t)$ 定义，具有一般的形式：

$$I(t) = A \cdot (1 - e^{-\beta t})$$

其中 A 是稳态振幅并且 β 是单指数函数的速度项（时间原点取作破坏瞬间之后即刻的时刻）。在该情况下，灌注参数是值 A 和 β ；这些值通常解释为分别与局部血容量和血流速度成比例的量，而值 $A\beta$ 解释为与流量成比例的量。

参数成像技术也常用于图表表示上述定量分析的结果。为此目的，通过将所选灌注参数的相应值指定到每个像素建立参数图像。典型地，使用相应颜色编码灌注参数的值的不同范围；如此获得的像素值然后覆盖在原始图像上。参数图像显示遍及分析下的身体局部的灌注参数的空间分布；这便于异常灌注（例如因病理状况）的身体局部的可能部分的识别。

但是，参数图像仅提供灌注参数值的静态表示。因此，这不允许灌注过程的直接直观感知，这通常由原始图像序列的回放而提供。

另一种方法在 US-A-2003/0114759 中提出。在该情况下，建立图像的多个单相序列；每个单相序列通过组合在不同心动周期的相应相位获取的所有图像而获得。对于图像的每个单相序列，如上由模型函数拟合相应像素值（或其组）；通过将所选灌注参数的相应值（从模型函数中计算）指定到每个像素而再次建立参数图像。如此获得的参数图像序列（对于心动周期的不同相位）可以连续地显示。所述文献也暗示了对于与心脏周期不强烈相关的其他器官（例如肝脏、肾脏、移植器官或身体的肢体）使用相同技术的可能性。在该情况下，上述程序应用于诊断过程的不同阶段；对于每个阶段，不同的参数图像同样地从图像的相应子序列产生（使用可以再次连续显示的这些参数图像）。在任何情况下，灌注参数仍然使用值 A ， β 及其组合（例如 $A \cdot \beta$ 或 A/β ）形成；作为选择，将灌注参数基于相应模型函数的误差或方差也是可能的。

上述解决方案提供在心脏周期（或者更一般地诊断过程）的不同阶段灌注变化的某种指示。然而，每个参数图像仍然基于静态地表示相应模型函数的固定灌注参数。

发明内容

以一般的形式，本发明基于表示动画灌注图像的想法。

特别地，本发明提供如在独立权利要求中陈述的解决方案。本发明的有利实施方案在相关权利要求中描述。

更具体地，本发明的一个方面提出一种医学成像系统（例如基于超声波扫描仪）。该系统包括提供记录的输入图像序列（例如，通过从存储设备中提取它们）的工具（means）。每个输入图像提供使用造影剂灌注的身体局部的数字表示（在相应时刻）；特别地，每个输入图像包括多个观察值（例如像素/体素值的矩阵），每个代表身体局部的相应部分。提供用于将输入图像中相应集合的每个序列（每个包括单个观察值或其组）与时间的模型函数（例如通过曲线拟合过程）相关联的工具。该系统还包括用于在更多时刻产生计算图像序列

的工具。每个计算图像包括多个更多观察值；这些更多观察值的每个由在相应更多时刻从关联模型函数计算的瞬时函数值确定。然后提供显示计算图像序列的工具（例如监控器）。

在本发明的一种实施方案中，在输入图像中选择参考区；然后根据每个（更多）时刻相应参考模型的瞬时函数值确定参考值序列。在该情况下，通过结合瞬时函数值和相应参考值设置不同分析区的每个（更多）观察值。

例如，根据（在相关时刻）参考区的瞬时函数值的平均值设置每个参考值。

有利地，通过从相应瞬时函数值中减去参考值而获得计算图像的每个观察值。

在提出的实现中，瞬时函数值（对于分析区和/或参考区）对应于相关时刻的关联模型函数的值。

在另一种实现中，相同的瞬时函数值对应于（在相关时刻）关联模型函数的积分。

在本发明的备选实施方案中，计算图像的观察值直接设置为瞬时函数值。如上，瞬时函数值可以对应于相关时刻的关联参考模型的值或积分。

关联模型函数的操作可以在单个像素值、体素值或其组的级别上执行。

进一步改进提出的解决方案的方法是线性化输入图像，以便使得它们的观察值与身体局部的相应部分中造影剂的浓度基本上成比例。

在本发明的优选实现中，该系统显示覆盖图像序列（其通过将计算图像序列覆盖在输入图像序列上而确定）。

作为进一步增强，重置计算图像中没有达到阈值的每个观察值（例如，重置为零）。

除此之外或作为选择，同样地重置拟合质量指数没有达到另一个阈值的观察值。

有利地，计算图像通过从模型函数中去除偏移量而产生。

作为另一种增强，使用颜色编码表示显示计算图像中的观察值。

在本发明的具体实施方案中，可以丢弃一个或多个输入图像（例如，当它们不适合进一步分析时）。

当输入图像序列具有低于计算图像序列的帧速率时，提出的解决方案特别有利。

优选地，在该情况下，一个或多个更多图像插入到输入图像序列中（例如，通过复制最近时刻的图像），使得每个计算图像可以覆盖在相应输入图像上。

在本发明的特定实施方案中，该系统也包括用于从身体局部连续采集输入图像的工具（例如成像探头）。

典型地，成像探头是超声波（线性或相位阵列）型。

本发明的另一方面提出一种相应的医学成像方法。

本发明的再一方面提出一种执行该方法的计算机程序。

本发明的又一方面提出一种实施该程序的产品。

附图说明

本发明的表征特征在附加权利要求中陈述。但是，本发明自身及其更多特征和优点将通过参考下面结合附随附图阅读的、仅作为非限制性指示给出的详细描述而最佳地理解，其中：

图 1 是根据本发明一种实施方案的解决方案可适用的超声波扫描仪的图示；

图 2 描绘可以用于实践根据本发明一种实施方案的解决方案的主要软件和硬件组件；

图 3 显示根据本发明该实施方案的解决方案的实例应用；

图 4 显示根据本发明相同实施方案的解决方案的另一种实例应用；

图 5 描绘可以用于实践根据本发明另一种实施方案的解决方案的主要软件和硬件组件；

图 6 显示根据本发明该实施方案的解决方案的实例应用；

图 7 描绘可以用于实践根据本发明再一种实施方案的解决方案的主要软件和硬件组件；以及

图 8 显示根据本发明该实施方案的解决方案的实例应用。

具体实施方式

特别地参考图 1，说明一种医学成像系统 100。特别地，系统 100 包括具有手持式发送接收成像探头 110（例如矩阵阵列型）的中央单元 105 的超声波扫描仪。成像探头 110 发送包括脉冲序列的超声波（例如具有 2-10MHz 的中心频率），并且接收由超声波的反向散射产生的射频（RF）回波信号；为此目的，成像探头 110 提供有允许以上述脉冲 - 回波模式使用成像探头 110 的发送/接收多路复用器。

中央单元 105 包括控制超声波扫描仪 100 的操作的电子电路（例如微处理器、工作存储器和硬盘驱动器）安装于其上的主板 115。而且，一个或多个子板（整个使用 120 表示）插在主板 115 上；子板 120 提供驱动成像探头 110 和处理接收的回波信号的电子电路。超声波扫描仪 100 也可以装备有读取可移除磁盘 130（例如软盘）的驱动器 125。监控器 135 显示与进行分析相关的图像。超声波扫描仪 100 的操作通过以常规方式连接到中央单元 105 的键盘 140 控制；优选地，键盘提供有用来操纵监控器 135 屏幕上的指针（图中没有显示）的位置的跟踪球 145。

超声波扫描仪 100 用来评价患者 155 的身体局部 150 中的血液灌注。为此目的，造影剂注射到患者 155；造影剂可以使用连续注射（通过泵）或者作为弹丸（典型地使用注射器用手）提供。适当的造影剂包括载液中气泡的悬浮体；典型地，气泡具有大约 0.1-5 μ m 的直径，以便允许它们通过患者 155 的毛细血管床。气泡通常通过将气体或其前体携带或封装到多种系统中而稳定，包括乳化剂、油、增稠剂、糖、蛋白质或聚合物；稳定的气泡称作充气微泡。微泡包括分散在水介质中并且由包括表面活性剂也就是两性分子材料例如磷脂的非

常薄的被膜限制在气体/液体分界面的气泡（在该情况下也称作微泡）。作为选择，微泡包括悬浮体，其中气泡由天然或合成聚合物形成的固体材料被膜围绕（在该情况下也称作微球或微囊）。另一种造影剂包括聚合物或其他固体的多孔微粒的悬浮体，其带有夹在微粒的孔中的气泡。微泡特别是微泡和微球的适当水悬浮体的实例及其制备在 EP-A-0458745，WO-A-91/15244，EP-A-0554213，WO-A-94/09829 和 WO-A-95/16467（在此引用其全部内容作为参考）中描述。包括充气微泡的商业超声造影剂是 Bracco International BV 制造的 SonoVue®。

放置成像探头 110 以与待分析的身体局部 150 的区域中患者 155 的皮肤接触。典型地，在保证造影剂已经充满身体局部 150 的预先确定时期（例如几秒）之后，施加具有高声能的一个或多个超声波脉冲（一瞬间）；声能必须足够（例如具有 1-2 的机械指数）以引起造影剂的显著部分（例如至少 50%）的破坏；这允许在破坏瞬间施加之后立刻测量的值与当身体局部由造影剂补充时测量的值之间的接收的回波信号的基本偏差的检测。然后施加具有低声能（例如 0.01-0.1 的机械指数）的一系列超声波脉冲，以便不引入造影剂的进一步破坏；身体局部 150 中造影剂的补充（或再次灌注）的观察提供关于局部血液灌注的信息。为此目的，连续地采集（例如以每秒 10-30 幅图像的速率）代表身体局部 150 的数字图像，以便跟踪灌注过程随着时间的演变。

现在移至图 2，可以用于实践根据本发明一种简化实施方案的解决方案的主要软件和硬件组件整个使用标号 200 表示。信息（程序和数据）典型地存储在硬盘上并且当程序运行时与操作系统和其他应用程序（图中没有显示）一起载入（至少部分地）工作存储器中。例如，程序可以从 CD-ROM 初始地安装到硬盘上。

特别地，驱动器 203 控制成像探头（图中没有显示）；例如，成像探头驱动器 203 包括用于产生施加到分析下的身体局部的（脉冲）超声波的发送波束形成器和脉冲发生器。从所述身体局部接收的相应

(RF) 回波信号提供到接收处理器 206。典型地, 接收处理器 206 预先放大 RF 回波信号并应用初步的时间增益补偿 (TGC); (模拟) RF 回波信号然后由模数转换器 (ADC) 转换成数字值, 并且通过接收波束形成器结合到聚焦的 RF 回波信号中。如此获得的 RF 回波信号优选地通过进一步的数字算法 (例如专用于基于造影剂的回波信号增强的算法) 和其他线性或非线性信号调节器 (例如波束形成后的 TGC) 处理。RF 回波信号然后解调, 对数压缩, 然后扫描转换成视频格式。该过程产生输入图像序列 SI_i 的注册, 其存储到相应存储库 209 中以供离线分析。每个输入图像包括灌注过程期间身体局部的数字表示。输入图像由观察值的矩阵 (例如 512 行和 512 列) 定义; 每个观察值包括由与身体局部的基本图像元素 (像素) 或体积元素 (体素) 相关的回波信号的声功率确定的值 (例如 0 至 255 之间)。

输入图像序列 SI_i 从存储库 209 中提取并提供到图像选择器 212。图像选择器 212 去除不适合进一步分析的输入图像 (如果有的话); 例如, 图像选择器 212 跳过不重合 (因患者的运动、他/她的呼吸周期或者成像探头的偶然移动) 和不能补偿其运动 (例如因为“非平面”运动) 的任何输入图像。

如此减少的输入图像序列 (使用 RSI_i 表示) 提供到运算器 214, 其逐个像素地线性化每个输入图像。更具体地, 线性化运算器 214 处理每个像素值以便使得它与造影剂的相应局部浓度直接成比例; 这通过提供与造影剂浓度成比例的回波功率信号的大量随机放置的散射体来反映声能散射的特性。例如, 可以通过应用反对数压缩 (以反转接收处理器 206 的应用效果), 然后平方如此获得的值来实现该结果 (如 WO-A-2004/110279 中描述的, 在此引用其全部内容作为参考)。该运算产生使用 SLI_i 表示的线性化输入图像序列。

线性化输入图像序列 SLI_i 提供到空间子采样器 215。空间子采样器 215 将每个线性化输入图像划分成与成像探头的空间分辨率相对应的单元; 每个单元包括一组相邻像素 (或体素), 例如沿着线性化输入图像的每个维度的 2 至 16 个。优选地, 通过估计可以在线性化

输入图像中识别的最小重要元素自动地确定空间分辨率（在超声波扫描仪的情况下包括典型地在输入图像中可见的斑点颗粒）；例如，该结果可以通过沿着每个维度的线性化输入图像序列 SLI_i 的波谱分析而实现。然后每个线性化输入图像由使用其像素值的平均值定义的单值表示线性化输入图像的每个单元（例如，通过应用低通滤波之后子采样线性化输入图像）的相应子采样图像代替。这产生子采样图像序列 SI_i ，其发送到曲线拟合处理器 218。

曲线拟合处理器 218 将子采样图像的每个单元与时间 (t) 的模型函数的实例相关联，其根据所表示的特定灌注过程而选择。模型函数的实例由一组参数值定义。参数值选择为最佳模拟单元值的相应序列的那些（使用众所周知的误差最小化算法）。曲线拟合处理器 218 因此产生参数矩阵 Ap ，其包含每个单元的这些参数的最佳值。

参数矩阵 Ap 然后输入到图像处理器 225，其由选择信号 Sel 控制。特别地设计图像处理器 225 用于根据选择信号 Sel 计算每个模型函数的不同类型的瞬时函数值（如下面详细描述）；这些瞬时函数值的实例是模型函数的实际值或其积分。图像处理器 225 也接收定义期望采样间隔 T_s 的值（例如，在 5-80ms 的范围内）。图像处理器 225 建立已处理图像序列 SI_p 。每个已处理图像与由采样间隔 T_s 定义的相应时刻相关联，与时刻 $t_j = j \cdot T_s$ 相关联的第 j 个已处理图像 ($j \geq 0$) 从灌注过程的时间原点开始。对于每个单元，已处理图像包括相应模型函数在相关时刻 t_j 的属性值。

已处理图像序列 SI_p 提供到量化器 227，其由启动信号 EN 控制。量化器 227 将单元连续值转换成相应离散值（例如，包括在所有单元的最低值和最高值之间均匀分布的 64 或 128 个级别）。量化器 227 也访问颜色查询表 230。颜色查询表 230 将所有可能级别与相应颜色表示（优选地随着级别增加而变亮）相关联；例如，每种颜色由访问调色板内包含其实际规格的位置的指数定义。量化器 227 通过声明信号 EN 而启用；在该情况下，它使用相应颜色表示代替已处理图像中的每个单元值。相反地，当量化器 227 被禁止时，已处理图像

序列 SIp 通过它而不做任何改变。

在任何情况下，已处理图像序列 SIp （已量化或最初建立的）提供到空间内插器 233。空间内插器 233 根据内插法（例如基于最近邻居、双线性或双三次技术）恢复实际尺寸的已处理图像（与输入图像的一个相对应）。更详细地，每个已处理图像转换成相应计算图像；为此目的，已处理图像中每个单元的值对于相应像素组而复制（最近邻内插法）并且可选地空间滤波（例如使用低通 2D 或 3D 空间滤波器）。如此获得的计算图像序列 SIc 表示灌注过程的动画；这些计算图像存储到存储库 236 中。

存储库 236 由播放器 239 访问，其也接收采样间隔 T_s （定义每对相邻计算图像之间的时间间隔）。另外，播放器 239 提供有根据计算图像序列 SIc 的期望再现速度选择的指数 X_s ；例如，速度指数 X_s 对于实时再现设置为 1，对于慢动作再现设置为低于 1 的值，或者对于快动作再现设置为高于 1 的值。播放器 239 以由 T_s/X_s 给出的间隔从存储库 239 中连续地提取计算图像。然后每个计算图像传递到监控驱动器 242 以供回放（根据该帧速率）。

上述解决方案的实例应用在图 3 中显示。特别地，该应用涉及不具有造影剂的任何故意破坏的弹丸注射。输入图像序列由超声波扫描仪在乳房肿瘤的灌注过程期间采集；该序列（在解调和对数压缩之后作为结果显示）使用 305 表示。输入图像以 0.52s 的间隔记录；为了清楚，图中显示的序列仅包括输入图像的子集（更具体地，每 2.6s 一个输入图像）。如可以看到的，输入图像序列 305 描绘回波信号在灌注过程期间随着时间的演变。更具体地，在造影剂注射之后的摄取阶段中，回波信号增加（随着造影剂摄取到身体局部中）直到大约时间 4s 时达到最大级别；然后回波信号开始在造影剂的排除阶段中（延伸超过几十秒）减小。相应线性化图像（图中没有显示）中单元值的每个序列表示回波功率信号，其随着时间的过去为身体局部的相应部分而记录。通过平均相应（线性化）像素值而获得的这些单元值的两个实例序列在图中对于由虚线箭头 312a 标识的单元使用 310a

(数据集₁)并且对于由虚线箭头 312b 标识的单元使用 310b (数据集₂)表示。

对于每个单元,相应值序列由适当模型函数的实例(由各自的参数值定义)拟合。在讨论的实例中,模型函数包括对数自然分布函数(也就是,自变量 t 的自然对数的自然分布函数):

$$B(t) = O + A \cdot \frac{e^{\frac{[\ln(t-t_0)-m_B]^2}{2s_B^2}}}{(t-t_0) \cdot s_B \sqrt{2\pi}} \quad \text{对于 } t-t_0 > 0, \text{ 以及}$$

$$B(t) = O \quad \text{对于 } t-t_0 \leq 0,$$

其中 t_0 表示依赖于灌注过程分析的时间原点选择的延迟, O 是偏移量参数并且 A 是振幅参数(其可以与相对局部组织血容量相关);另外,参数 m_B 和 s_B 分别是 t 的自然对数分布的平均值和标准偏差。与单元值序列 310a 和 310b 相关联的模型函数的图示在图中分别使用 315a (拟合₁)和 315b (拟合₂)表示。

在该情况下,瞬时函数值(其用来产生计算图像)对应于模型函数随着时间的值。更具体地,对于每个单元,通过估计随后时刻 t_j 的相应模型函数来计算各个值。然后每个作为结果的单元值序列表示如由各个模型函数定义的回波功率信号随着时间的演变(对于身体局部的相应部分),代替在灌注过程期间记录的实际回波功率信号(由线性化输入图像中相同单元的值序列提供)。如上所述建立的实例计算图像序列(在与输入图像相同的时刻)使用 320 表示。

如图中清楚显示的,计算图像序列 320 允许灌注过程,特别是它的图案和动态特性的强烈增强感知(与输入图像序列 305 相比较)。几个因素有助于该增强的感知。第一因素是由于每个单元中与造影剂的存在相关联的局部强度的时间平滑。第二因素是由于从一个单元到另一个单元相同强度的空间平滑(其去除斑点颗粒在时间方面的任何快速波动)。第三因素是由于输入图像中任何剩余或周期性运动的去除。实际上,对于每个单元,相应值根据定义在固定位置计算;因此,任何运动都可能降低模型函数的拟合质量,但是它不会作为计算图像序列 320 中的运动而出现。

优选地，通过去除偏移量参数 O 执行计算图像的每个单元的模式函数的估计。这有效地抑制计算图像中任何背景回波功率信号的作用。结果，实现灌注过程的动态特性的明显更清晰感知。

当它们以颜色显示时（如在建立计算图像的过程期间由指定到单元的颜色表示定义的）计算图像序列 320 的读取更加便利。在该情况下，每种不同颜色带有它自己的数量意义；例如，该值可以从监控器上接近计算图像序列 320 显示的色带（图中没有显示）中读出。

应当强调，采样间隔 T_s （定义计算图像序列的时间分辨率）的选择与输入图像的采集速率完全无关。因此，计算图像可以在任何时刻计算（即使当原始序列中没有输入图像可用时）；这样，优化采样间隔 T_s ，以便平滑计算图像的着色（允许灌注过程，特别是它的动态特性和空间分布的最佳可能感知）是可能的。

现在参考图 4，上述解决方案到相同输入图像序列 305 的实例应用对于另一种类型的瞬时函数值的选择（根据相应信号 Sel ）而显示。在该情况下，瞬时函数值对应于模型函数随着时间的积分。更具体地，对于每个单元，通过将模型函数 $B(t)$ 减去偏移量参数 O 从时间原点积分到随后时刻 t_j 计算各个值。使用 $BI(t_j)$ 表示的这些值代表与流过由单元表示的身体局部的部分的造影剂的量成比例的量：

$$BI(t_j) = \int_0^{t_j} [B(t) - O] dt。$$

对于由虚线箭头 312a 表示的单元和由虚线箭头 312b 表示的单元，该积分的瞬间值的图示在图中分别使用 415a (BI_1) 和 415b (BI_2) 表示。如上所述建立的实例计算图像序列（在与输入图像相同的时刻）使用 420 表示。

在该情况下，计算图像序列 420 提供任何关注属性随着时间的演变的动画表示。而且，如先前应用中指出的，计算图像序列 420 保证灌注过程的增强直观感知（由于时间平滑、空间平滑以及运动去除）。同样地，偏移量参数 O 的减去抑制任何背景回波功率信号的作用。另外，当它们以颜色显示时计算图像序列 420 的读出可以更加便利。

现在移至图 5，可以用于实践根据本发明另一种（更复杂）实施方案的解决方案的主要软件和硬件组件整个使用标号 500 表示（与图 2 中显示的元件相对应的元件使用相同的标号表示，并且为了简洁将省略它们的解释）。

在该情况下，由图像处理器 225（根据选择信号 Sel ）建立的已处理图像序列 SIp 提供到值屏蔽产生器 505；值屏蔽产生器 505 也接收单元值的预定义阈值 Th_v （例如，最大容许值的 0-5%）。值屏蔽产生器 505 创建值屏蔽序列 SM_v 。每个值屏蔽通过如果它的值严格高于阈值 Th_v 则指定逻辑值 1（到每个单元），否则指定逻辑值 0 从相应已处理图像获得。

同时，子采样图像序列 SI_s （来自空间子采样器 215）和参数矩阵 Ap （来自曲线拟合处理器 218）提供到质量评价器 510。对于每个单元，质量评价器 510 确定指示由模块 218 应用的曲线拟合过程的质量的拟合质量（ QOF ）指数；例如， QOF 指数可以定义为百分比：

$$QOF = 100 \cdot \left(1 - \frac{SSE}{SST} \right),$$

其中项 SSE 和 SST 如下计算。特别地，项 SSE 是子采样图像中的值与模型函数的相应（预测）值之间的差的平方和；换句话说，使用 S_i 表示与在时刻 t_i 采集的输入图像（其中 $i = 1 \dots N$ ）相对应的子采样图像中的单元值，并且使用 P_i 表示相同时刻 t_i 的模型函数的值，我们有：

$$SSE = \sum_{i=1}^N (S_i - P_i)^2.$$

项 SST 是子采样图像的相同值与它们的平均值（ AVG ）的差的平方和：

$$SST = \sum_{i=1}^N (S_i - AVG)^2, \text{ 其中 } AVG = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N S_i.$$

然后显然， QOF 指数越高，曲线拟合过程越准确（对于模型函数到可用信息的完美匹配，高达 100% 的理想值）。

质量评价器 510 因此产生质量矩阵 Aq ，其包括每个单元的相应 QOF 指数。质量矩阵 Aq 传递到质量屏蔽产生器 515，其也接收

QOF 指数的预定义阈值 Th_q (例如 40%-60%)。质量屏蔽产生器 515 将质量矩阵 Aq 转换成相应质量屏蔽 Mq ; 为此目的, 质量屏蔽产生器 515 指定逻辑值 1 (到每个单元), 如果它的 QOF 指数严格高于阈值 Th_q , 否则指定逻辑值 0。

乘法运算器 520 接收值屏蔽序列 SM_v (来自值屏蔽产生器 505) 和质量屏蔽 Mq (来自质量屏蔽产生器 515)。运算器 520 逐个单元地将每个值屏蔽乘以质量屏蔽 Mq , 以便产生相应 (总) 屏蔽序列 SM 。这样, 如果各个已处理图像的单元值低于阈值 Th_v , 或者如果相应 QOF 指数低于阈值 Th_q , 则如此获得的屏蔽的每个单元将具有逻辑值 0, 否则它将具有逻辑值 1。

屏蔽序列 SM 输入到另一个乘法运算器 525, 其也从图像处理器 225 接收已处理图像序列 SI_p 。运算器 525 逐个单元地将每个已处理图像乘以相应屏蔽, 以便获得屏蔽的已处理图像序列 SMI_p ; 结果, 每个屏蔽的已处理图像仅包括高于阈值 Th_v 并且其 QOF 指数同时高于阈值 Th_q 的相应已处理图像的单元值 (而其他单元值重置为 0)。屏蔽的已处理图像序列 SMI_p 然后提供到量化器 227, 以便如上所述从空间内插器 233 获得屏蔽的计算图像的相应序列 SMI_c 。

屏蔽序列 SM 也提供到反相器 530, 其产生反相屏蔽的相应序列 $\overline{SM}$ (通过交换逻辑值 0 和 1)。反相屏蔽序列 $\overline{SM}$ 然后提供到用于恢复实际尺寸的反相屏蔽 (对应于输入图像的一个) 的另一个空间内插器 535 (其与空间内插器 233 动作完全相同)。该过程产生内插的反相屏蔽序列 $\overline{SM}_i$ 。同时, 减小的输入图像序列 RSI_i (由图像选择器 212 产生) 提供到图像复制器 540 (除了线性化运算器 214 之外); 图像复制器 540 也接收采样间隔 T_s (定义每对相邻屏蔽计算图像之间的时间间隔)。当每对可用输入图像之间的时间间隔高于每对屏蔽计算图像时, 图像复制器 540 通过根据需要复制最近输入图像将一个或多个新图像添加到减小的输入图像序列 RSI_i , 以将输入图像的数目与计算图像的数目相匹配。该运算目的在于使得 (对于时刻 t_j 的每个屏蔽计算图像) 相应输入图像在相同时刻 t_j 采集或复制。如

此获得的同步的输入图像序列（使用 SI_t 表示）输入到乘法运算器 545，其也从空间内插器 535 接收内插的反相屏蔽序列 SM_i 。运算器 545 逐个像素地将每个同步输入图像乘以相应内插反相屏蔽，以便获得屏蔽的输入图像序列 SM_i 。

运算器 550 逐个像素地将每个屏蔽计算图像（来自空间内插器 233）和相应屏蔽输入图像（来自乘法运算器 530）相加，以便获得覆盖图像序列 SIO 。这样，输入图像的每个像素值由关联计算图像中的相应值覆盖，当且仅当后者具有有效值（也就是高于阈值 Th_v ）并且对应于拟合质量的可接受水平（也就是它的 QOF 指数高于阈值 Th_q ）时。覆盖图像序列 SIO 存储到存储库 236 中，然后提供到如前所述控制其回放的播放器 239。

这样，通过调节阈值 Th_v ， Th_q ，优化可视化质量且对原始图像具有最小影响是可能的。而且，应当注意，值屏蔽和/或质量屏蔽的应用可以通过仅仅将阈值 Th_v 或阈值 Th_q 分别设置为零而避免（以便获得不影响计算图像的相应全一屏蔽）。

现在参考图 6，显示上述解决方案到相同输入图像序列 305 的实例应用。特别地，上述计算图像序列 320 可以与相应屏蔽序列 605 相关联（通过设置阈值 Th_v 为已处理图像序列中最大值的 1% 并且设置阈值 Th_q 为 0）。计算图像（乘以相应屏蔽）在输入图像（乘以相应内插的反相屏蔽，图中没有显示）上的覆盖产生覆盖图像序列 610。如图中清晰显示的，输入图像仍然可见为背景；因此，提供灌注过程的增强直观感知。在这方面，应当注意阈值 Th_v 定义计算图像的覆盖度；因此，值的建议范围（0-5%）保持计算图像中的任何重要信息同时避免在没有严格必要时覆盖原始图像。结果，覆盖图像序列 610 提供灌注过程的增强直观感知（如在本发明的先前实施方案中陈述的），其现在融入分析下的身体局部的实际表示。

继续进行到图 7，可以用于实践根据本发明再一种实施方案的解决方案的主要软件和硬件组件整个使用标号 700 表示。为了简化，本发明的该实施方案的另外特征将参考图 2 中提出的结构描述（其中相

应元件使用相同标号表示并且省略它们的解释)；但是，相同的特征显然计划增加到上面参考图 5 描述的更复杂实现。

特别地，绘图模块 705 用来在由图像选择器 212 从存储库 209 中选择的输入图像的一个上定义参考区、定界区和分析区。参考区表示具有清晰特性的区域（例如，勾画认为健康的组织区）；另一方面，定界区定义灌注过程的研究区（ROI）（例如，勾画怀疑或已知为损伤的组织区），然而分析区定义在定界区中选择以供分析的区域。该操作产生参考屏蔽 Mr （对于参考区）、定界屏蔽 Md （对于定界区）以及分析屏蔽 Ma （对于分析区）。每个屏蔽 Mr ， Md 和 Ma 包括与输入图像具有相同尺寸的二进制值矩阵。在三个屏蔽 Mr ， Md 和 Ma 的每个中，它们相应区域内的二进制值指定为逻辑值 1，然而它们相应区域外的二进制值指定为逻辑值 0。

乘法运算器 710 接收输入图像序列 RSI_i （如上所述由图像选择器 212 减小）和定界屏蔽 Md 。运算器 710 逐个像素地将每个输入图像乘以定界屏蔽 Md ，以便将定界区外部的所有像素值重置为 0（而其他像素值保持不变）。如此更新的减小的输入图像序列（由主符号也就是 RSI_i' 区分）然后提供到线性化运算器 214，以便重复上述相同的运算。在该情况下，由图像处理器 225（对于整个定界区）建立的已处理图像序列 SI_p 优选地保存到相应存储库（图中没有显示）中；因此，相同的信息可以用于（如前所述）在相同定界区内绘制的不同分析区（而不需要重新计算它）。

参考屏蔽 Mr 和分析屏蔽 Ma 代替地由图像选择器 212 提供到简化的空间子采样器 715。特别地，空间子采样器 715 将参考屏蔽 Mr 和分析屏蔽 Ma 分别划分成子采样的参考屏蔽 Msr 和子采样的分析屏蔽 Msa （以与空间子采样器 215 子采样线性化图像类似的方法）；但是，在该情况下，子采样屏蔽 Msr 和 Msa 的每个单元值舍入，以保证它总是仅包含值 0 或 1。

平均值运算器 720 接收子采样的参考屏蔽 Msr 和子采样图像序列 SI_s （来自空间子采样器 215）。平均值运算器 720 产生平均值的

相应序列 SVa 。为此目的, 平均值运算器 720 逐个单元地将每个子采样图像乘以子采样的参考屏蔽 Msr 。对于每个子采样图像, 如此获得的值在缓冲区中相加; 然后通过将缓冲区的最终值除以子采样的参考屏蔽 Msr 中非零值的数目获得相应平均值; 这样, 每个平均值包括相应子采样图像中参考区的单元值的平均值。

另一个曲线拟合处理器 725 (与曲线拟合处理器 218 完全相同) 将平均值序列 SVa 与相关模型函数的实例 (由它的参数值定义) 相关联; 曲线拟合处理器 725 因此产生使用 Vp 表示的这些参数的最佳值 (对于整个参考区)。参数值 Vp 输入到评价器 730, 其也接收采样间隔 Ts (定义每对相邻已处理图像之间的时间)。评价器 730 产生参考值序列 SVr , 其与由图像处理器 225 建立的已处理图像序列 SIp 同步; 更具体地, 对于每个时刻 $t_j = j \cdot Ts$, 评价器 730 将参考值设置为由参数值 Vp 定义的模型函数的相应瞬时值。

并行地, 乘法运算器 735 接收子采样分析屏蔽 Msa (来自空间子采样器 715) 和已处理图像序列 SIp (来自图像处理器 225)。运算器 735 逐个单元地将每个已处理图像乘以子采样分析屏蔽 Msa , 以便产生相应分析图像序列 SIa ; 这样, 每个分析图像仅包括位于分析区 (由子采样分析屏蔽 Msa 定义的) 内部的相应已处理图像的单元值, 而其他单元值重置为 0。

减法运算器 740 接收彼此同步的分析图像序列 SIa (来自乘法运算器 735) 和参考值序列 SVr (来自评价器 730)。对于分析图像序列 SIa 中的每个时刻, 运算器 740 从相应分析图像的单元值的每个中减去参考值; 该运算产生由主符号 (也就是 SIp') 区分的相应更新的已处理图像序列; 已处理图像序列 SIp' 提供到量化器 227 以重复前述相同的操作。

本发明提出的实施方案有利地增强检查中的身体局部的分析区的灌注动态特性的差异, 与参考区的灌注动态特性相比较; 这极大地便于几种病理的识别。例如, 该方法对于肝病中动态血管图案 (DVP) 的增强表征特别有用。实际上, 几种肝病可以引起造影剂的不同灌注

动态特性，这通常与在正常实质中可以观察到的灌注动态特性不同。这些不同的动态特性可以例如在使用弹丸注射提供的造影剂的摄取和排除阶段中感知。

上述解决方案的实例应用在图 8 中显示。特别地，该应用再次涉及不具有造影剂的任何故意破坏的弹丸注射。输入图像序列由超声波扫描仪在具有高血管性转移的肝脏的灌注过程期间采集；在解调和对数压缩之后作为结果显示的该序列使用 805 表示（为了简化，仅说明每 3.2s 一个输入图像）。认为代表正常实质的参考区 810 由操作员在一个所选输入图像中绘制（并且在该实例中在每个其他输入图像中再现）；操作员也选择识别和限定怀疑的高血管性转移的分析区 815。

曲线 820（参考）表示通过平均参考区 810 中输入图像序列 805 的（线性化）像素值而获得的参考值序列。该参考值序列由适当模型函数的实例（包括讨论的实例中的对数自然分布函数）拟合；相应图示在图中使用 825（拟合参考）表示。该图也显示曲线 830（数据），其表示通过平均分析区 815 内由虚线箭头 832 标识的单元的相应线性化像素值而获得的实例单元值序列。该单元值序列由相同模型函数的另一个实例拟合，其图示在图中使用 835（拟合数据）表示。

在该情况下，计算图像通过计算（在每个单元）相应模型函数的值减去相同时刻的参考值而产生。例如，再次考虑由虚线箭头 832 标识的单元，期望值通过从模型函数 835 中减去模型函数 825 而计算；表示这些单元值序列的曲线在图中使用 840（拟合数据 - 拟合参考）表示。

如所示，运算的结果可以是正或负，取决于两个模型函数 825 和 835 的瞬时值。特别地，当模型函数 835 的值（对于分析区）与相应参考值基本上相同（也就是，与相同时刻参考区中的像素值的平均值相同）时，它们的差大约为零；相反地，当模型函数 835 的值高于相应参考值时差是正的，否则它是负的。然后如上所述获得的单元值根据双极调色板查询表 845 显示（在讨论的实例中为灰度级型）。因

此，当模型函数 835 的值与相应参考值基本上相同时，每个单元值处于中间的灰度级；另一方面，当模型函数 835 的值分别比相应参考值高或低时，像素较亮或较暗。如上所述建立的实例计算图像序列（与输入图像处于相同的时刻）使用 850 表示。

在讨论的实例中，高血管性转移早期（4s-9s）以较亮灰度级出现，随后（在大约 10s 之后）转向较暗级别。该行为明显与正常实质中的区域的行为不同，其中像素将保持在中间的灰度级。因此，根据本发明的本实施方案成像肝脏使得不同肝脏损伤的 DVP 比未处理而显示时更显而易见。

修改

当然，为了满足局部和特殊需求，本领域技术人员可以对上述解决方案应用许多修改和更改。特别地，虽然本发明已经参考其优选实施方案以一定程度的特殊性而描述，但是应当理解，形式和细节方面的各种删节、替换和改变以及其他实施方案是可能的；而且，结合本发明的任何公开实施方案描述的特定元件和/或方法步骤明显打算可以作为一般设计元素选择包括在任何其他实施方案中。

特别地，如果超声波扫描仪具有不同的结构或者包括其他单元，类似的考虑适用。另外，使用等价的造影剂或者身体局部可以另一种方法（具有或不具有破坏瞬间）灌注是可能的。同样地，图像可以具有不同的格式，或者像素可以使用其他值表示；作为选择，仅考虑像素值矩阵的一部分（或者更一般地，任何其他多个观察值）也是可能的。

而且，本发明的原理不应当局限于描述的模型函数；例如，在具有破坏瞬间的灌注过程中，由 S 形函数（如 WO-A-2004/110279 中描述的，在此引用其全部内容作为参考），或者由单指数函数（如由 Wei 等人在所述文献中描述的）等拟合相应单元值序列是可能的。

当然，将模型函数的适当实例与每个单元值序列相关联的任何其他等价技术是可行的（例如基于神经网络）。而且，即使本发明已经在前面具体参考可用信息的离线分析而描述，并不排除它的实时应

用。例如，在本发明的不同实现中，一旦允许有效曲线拟合的输入图像子集可用（例如，包括 7-12 个输入图像，例如 10 个）时，就处理输入图像。此后，输入图像的该子集的每个单元与所选模型函数的相应实例相关联；这允许计算第一计算图像（在过程开始），其优选地覆盖在第一输入图像上。如此获得的该第一计算图像现在可以如上显示，相对于相应输入图像的实际采集时刻具有略微的延迟（也就是，假设输入图像的采集速率等于 10Hz，在讨论的实例中在 $10/10\text{Hz}=1\text{s}$ 之后）。从现在开始，相同的操作对于采集的任何新输入图像连续地重复。为此目的，在过程每次重复时根据新的可用信息重新计算模型函数。该结果可以考虑到目前为止采集的所有输入图像而实现（从而提供最可能的准确度）；作为选择，曲线拟合过程总是仅适用于最后 10 个可用的输入图像（从而增加处理速度但是以减小的准确度为代价）。在两种情况下，模型函数优选地采取三次样条滤波或中值滤波的形式，以便使得曲线拟合过程的计算复杂度甚至对于实时应用仍是可接受的。

如果打印或者更一般地以任何其他形式显示计算图像（或覆盖图像），类似的考虑适用。

作为选择，使用不同程序选择参考区和/或分析区，或者根据其他标准选择参考区是可能的；而且，显然定界区的定义并不是严格必需，并且在一些实现中可以省略。此外，参考值可以使用等价的程序确定。例如，虽然合并参考区的像素值然后将作为结果的平均值序列与期望模型函数的适当实例相关联（如上所述）在计算上是有利的，但是可以考虑反转这些运算的次序的可能性。更详细地，参考区的所有单元值可以与相应模型函数相关联；对于每个时刻，估计这些模型函数，然后计算作为结果的值的平均值。

在任何情况下，没有什么阻止使用其他算法（例如通过使用相关、去卷积或波谱分析）将可用信息合并到参考值中。

而且，与分析区相关的瞬时函数值和参考值可以任何其他方法（例如，通过相加、相乘或相除）结合。

虽然在前述描述中已经参考了参考模型的具体瞬时函数值，但是这并不打算作为限制。例如，使分析区、参考区或二者的瞬时函数值基于关联模型函数的导数是可能的；而且，并不排除组合不同类型的瞬时函数值的可能性。类似的考虑适用于计算图像直接从模型函数的瞬时函数值产生（而不结合任何参考值）的本发明的实施方案。更一般地，本发明的解决方案也可以用来表示由从相关时刻的模型函数计算的任何瞬时函数值确定的任何其他属性或属性组合随着时间的演变。

可选地，空间子采样器可以将每个输入图像划分成大小不同的单元；例如，该结果通过多尺度分析技术（例如四叉树分解）实现。但是，由期望模型函数的拟合可以应用于任意大小的单元（小至单个像素/体素）上。

作为选择，在空间子采样和曲线拟合之前线性化输入图像的步骤可以省略，并且在该情况下可能不同的且更适合的模型函数可以在曲线拟合处理器中使用；另外，将运动补偿应用于输入图像序列以提高模型函数拟合的准确度是可能的。

如果计算图像使用等价算法覆盖在输入图像上，类似的考虑适用。在任何情况下，如上所述，直接显示计算图像（而不覆盖在输入图像上）的本发明的简化实施方案是可行的。

在本发明的另一种实施方案中，建立值屏蔽的阈值可以设置为不同的值，或者它可以基于计算图像中单元值的统计分析动态地确定。

作为选择，使用任何其他指标（例如，相应差的简单平均值）定义曲线拟合过程的质量是可能的；而且，在该情况下，建立质量屏蔽的阈值可以设置为不同的值（甚至动态地确定）。

而且，可以仅支持值屏蔽或质量屏蔽；在任何情况下，不排除将整个计算图像与输入图像直接求和（而不使用任何屏蔽）的可能性。

偏移量不从模型函数中去除的实现也在本发明的范围内。

如果已处理图像的单元值以任何其他数目范围（也是非线性分布）划分以便关联到相应颜色，类似的考虑适用；而且，应当注意，

这里使用的术语颜色也打算包括不同的色调，以及任何其他视觉线索。但是，本发明对于计算图像的黑白或灰度级表示具有同等的应用。

作为选择，被丢弃的输入图像的选择可以使用不同的算法实现（目的在于优化模型函数拟合的准确度）。在任何情况下，没有什么阻止将所有可用输入图像用于模型函数的拟合。

同样地，其他图像复制技术可以用于使用计算图像序列的一个均衡输入图像序列的速率，例如内插法、外推法或抽取。不背离本发明的原理，输入图像序列和计算图像序列可以具有任意时序。但是，计算图像在输入图像上的覆盖也可以独立于它们的时间同步性而实现。

在任何情况下，成像探头可以是不同的类型（例如线性、凸面或相控阵列型），或者输入图像可以使用另一种形态采集（例如使用基于多普勒的算法）。作为选择，医学成像系统包括超声波扫描仪和特殊计算机（或者任何等价的数据处理实体）；在该情况下，测量的数据从超声波扫描仪传送到计算机以进行处理（例如，通过可移除磁盘、存储钥匙或网络连接）。

在任何情况下，本发明的解决方案有助于在例如基于磁共振成像（MRI）或 X 射线计算断层分析成像（CT）的任何其他医学成像系统中使用。

如果程序（可以用来实现本发明的每个实施方案）以另一种方法构造，或者如果提供额外的模块或功能，类似的考虑适用；同样地，存储器结构可以是不同类型，或者可以使用等价实体（不一定包括物理存储介质）代替。而且，提出的解决方案有助于使用等价的方法（具有类似或额外的步骤，甚至以不同的次序）实现。在任何情况下，程序可以采取适合由任何数据处理系统或者与其结合使用的任何形式，例如外部或驻留软件、固件或微码（以目标代码或源代码）。而且，程序可以提供在任何计算机可用介质上；该介质可以是适合于包含、存储、通信、传播或传送程序的任何元件。这种介质的实例是固定磁盘（程序可以预先装载于其中）、可移除磁盘、磁带、卡、导

线、光纤、无线连接、网络、广播波等；例如，介质可以是电子、磁、光、电磁、红外线或半导体型。

在任何情况下，根据本发明的解决方案有助于使用硬件结构（例如集成在半导体材料的芯片中）或者使用软件和硬件的组合实施。

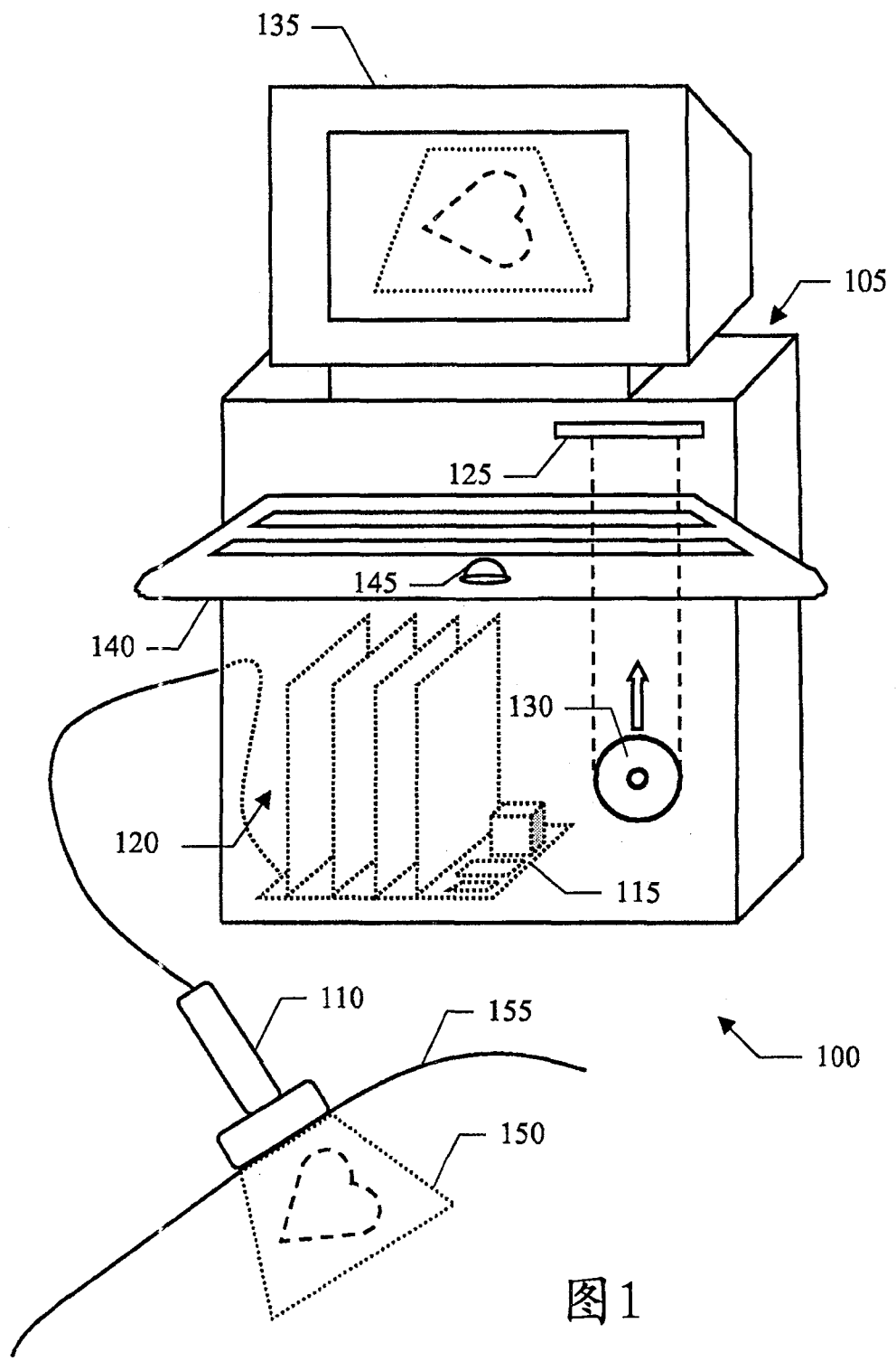


图 1

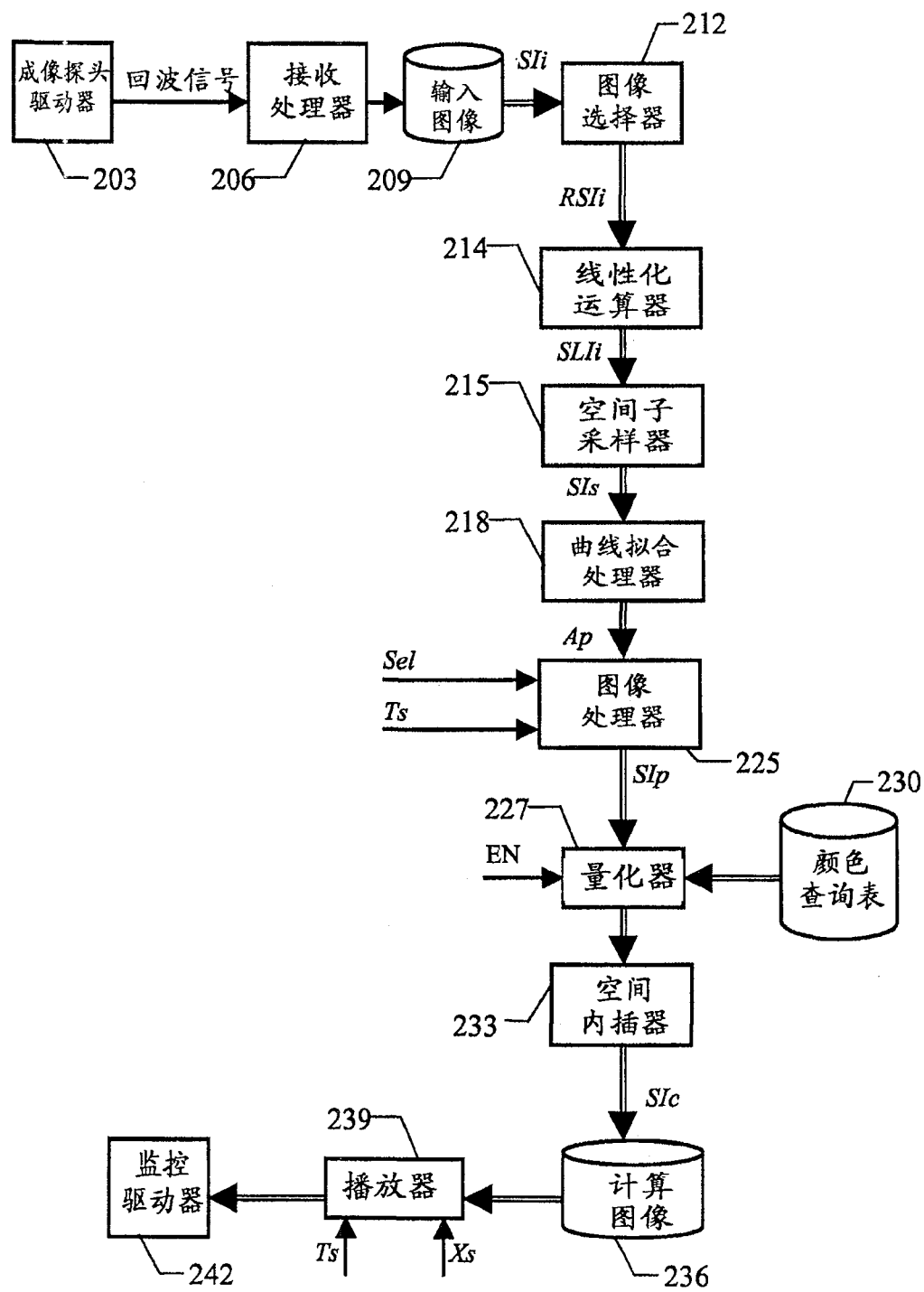
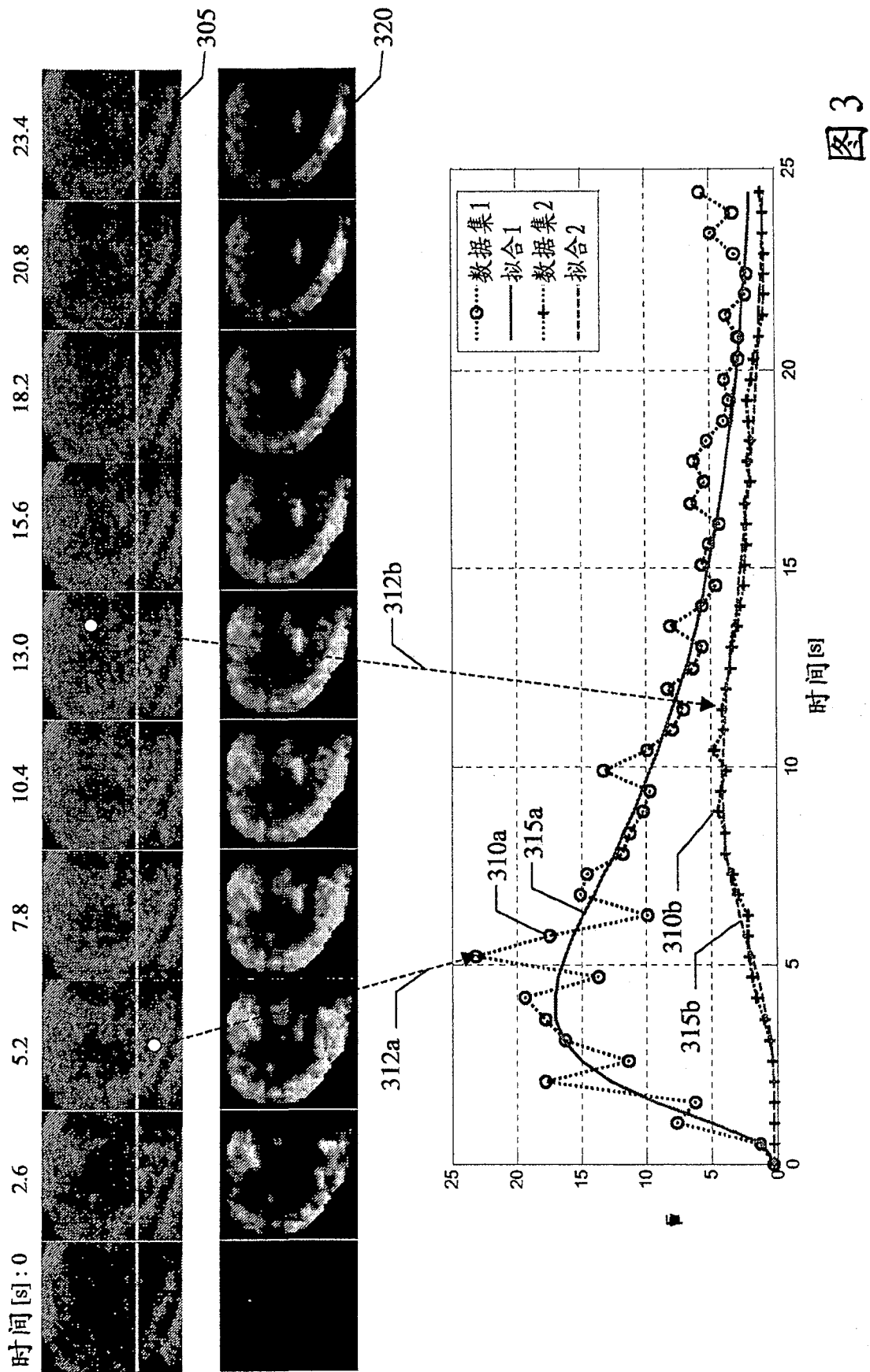


图 2

200



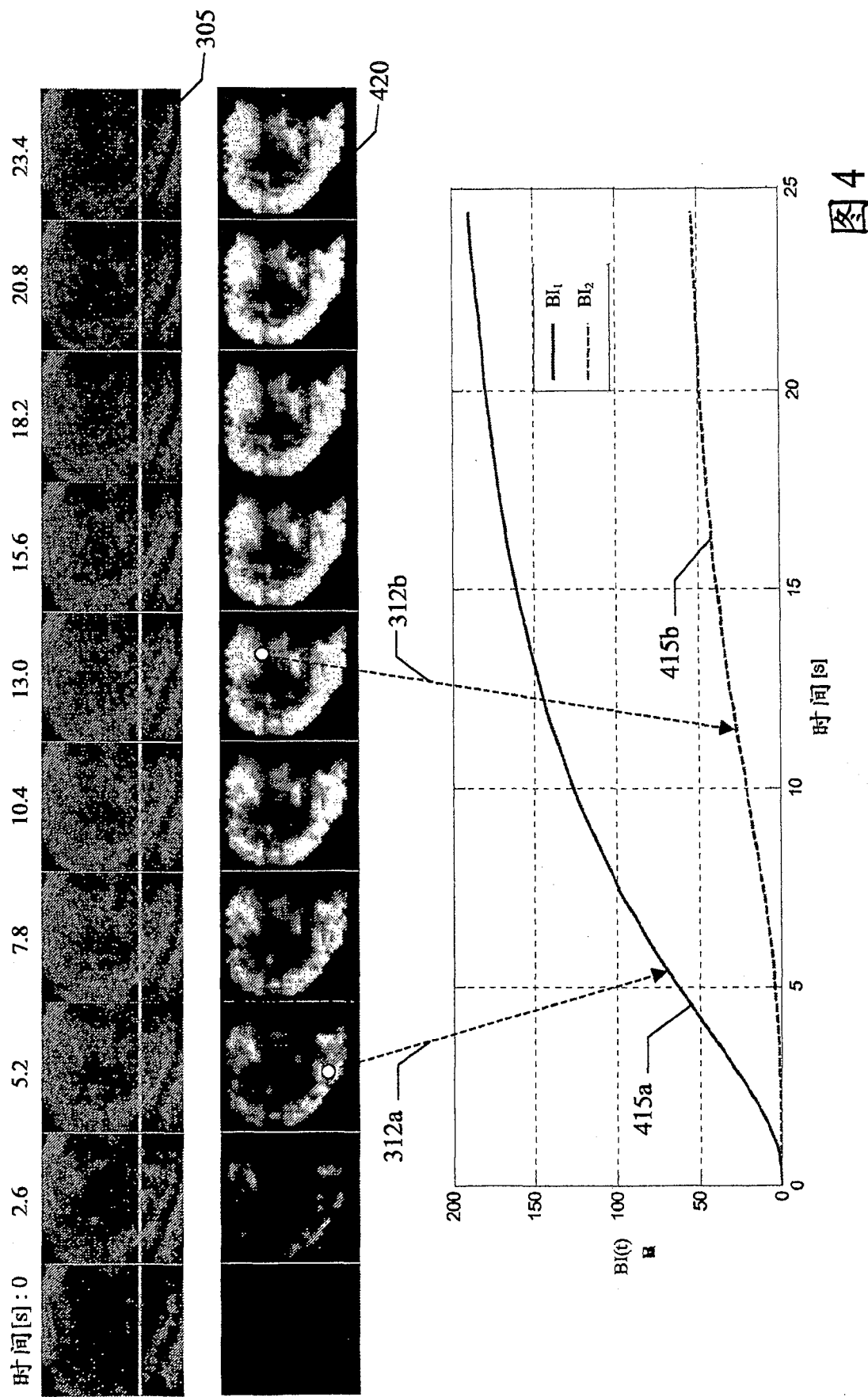


图4

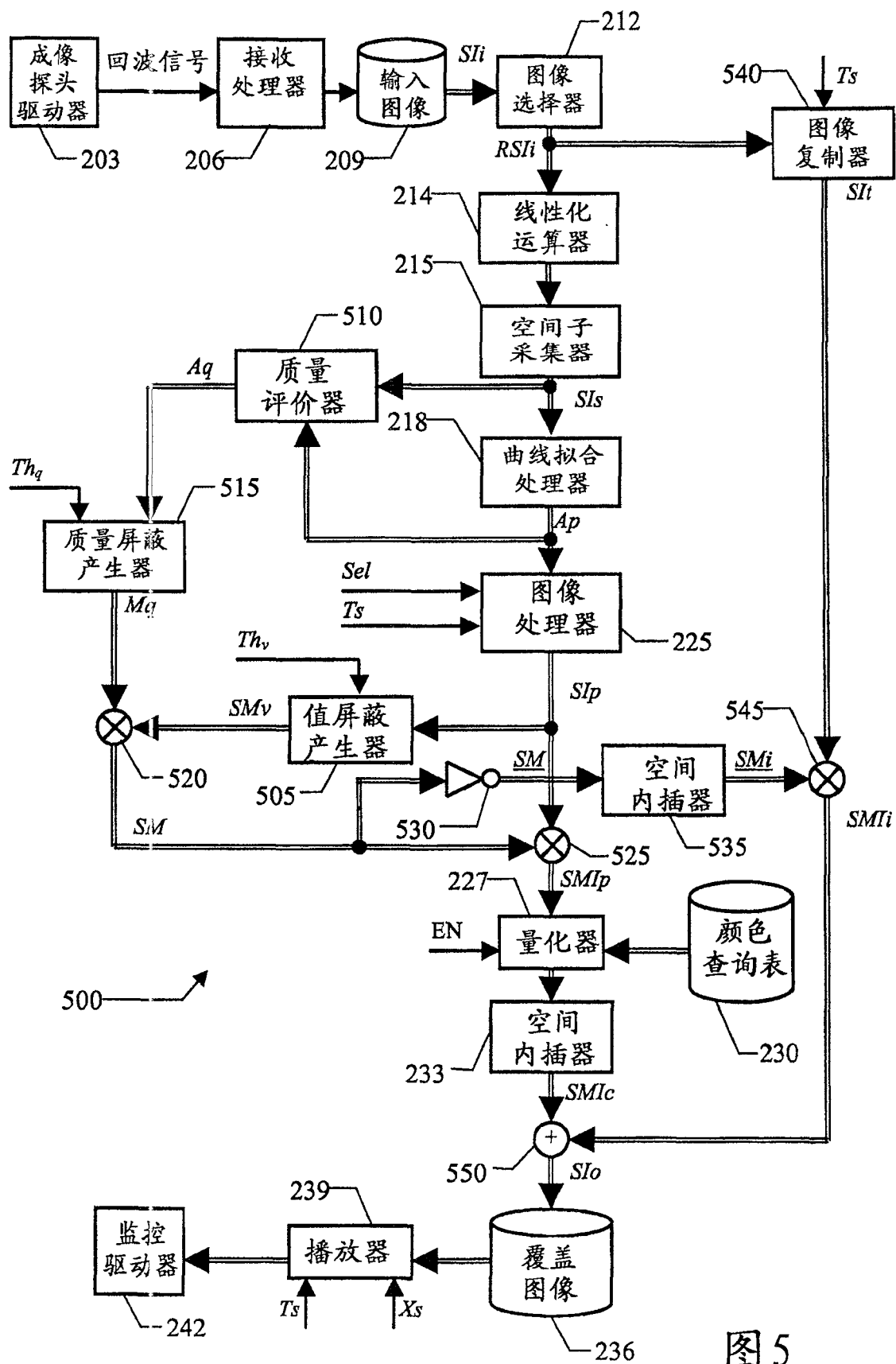


图5

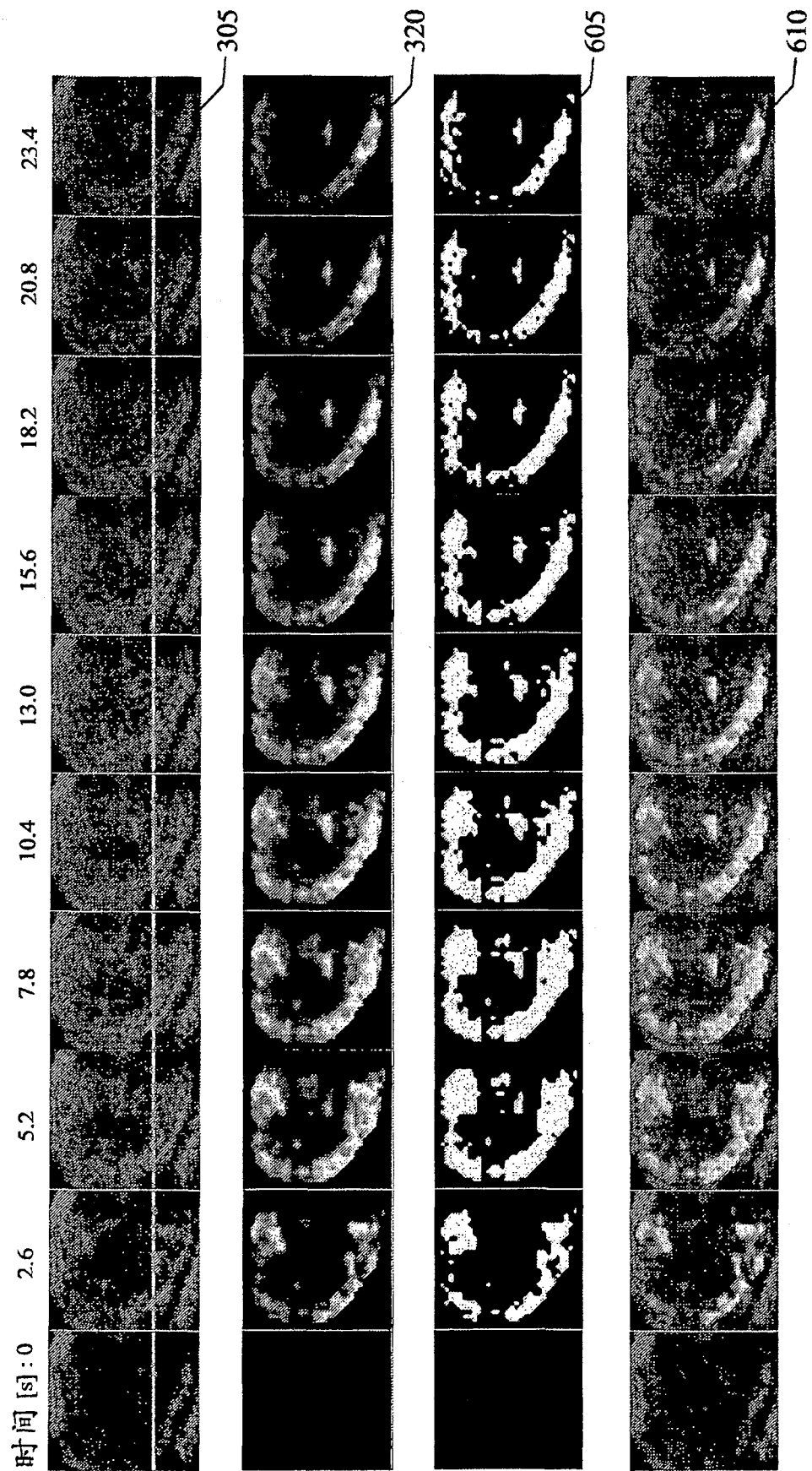
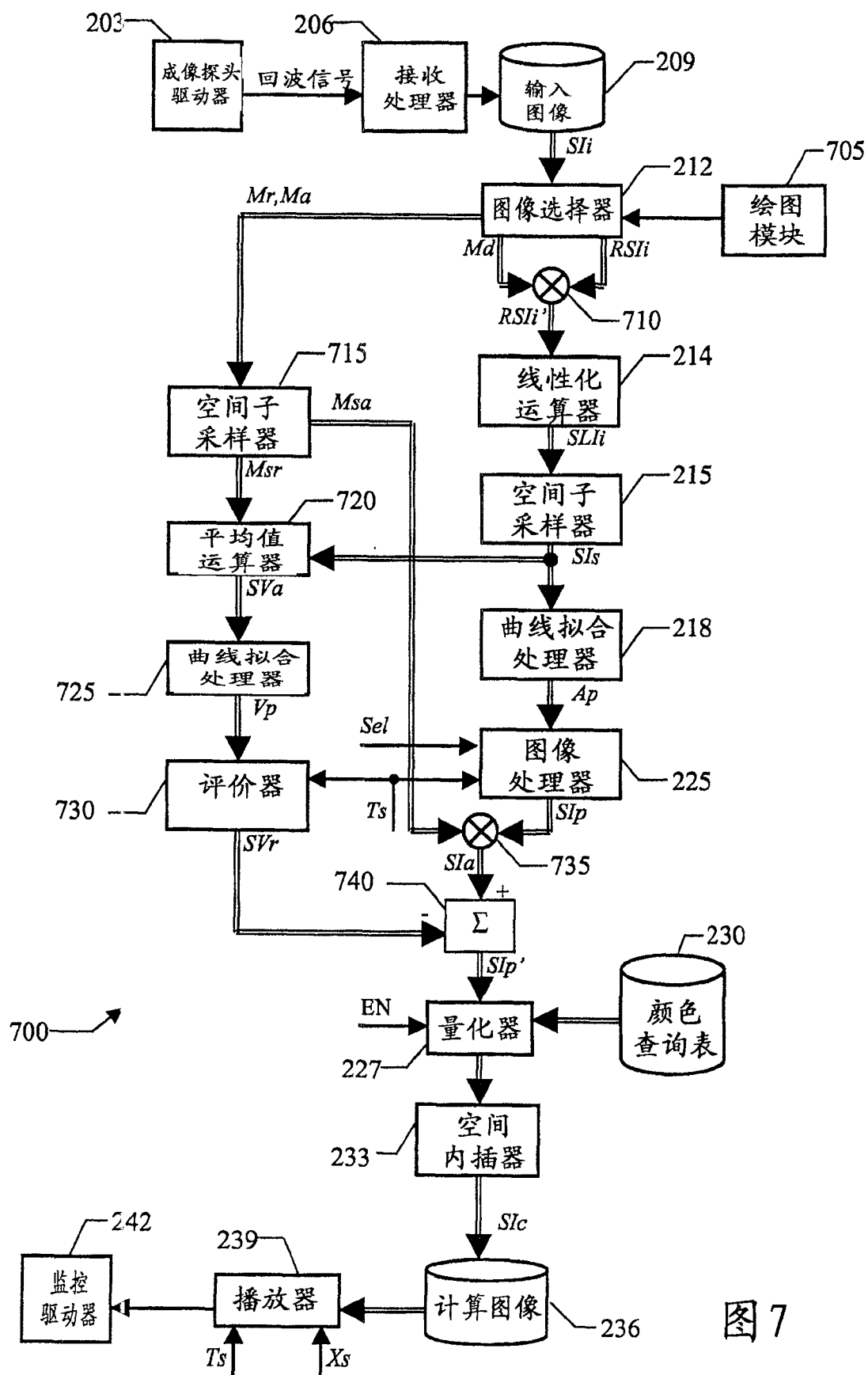


图6



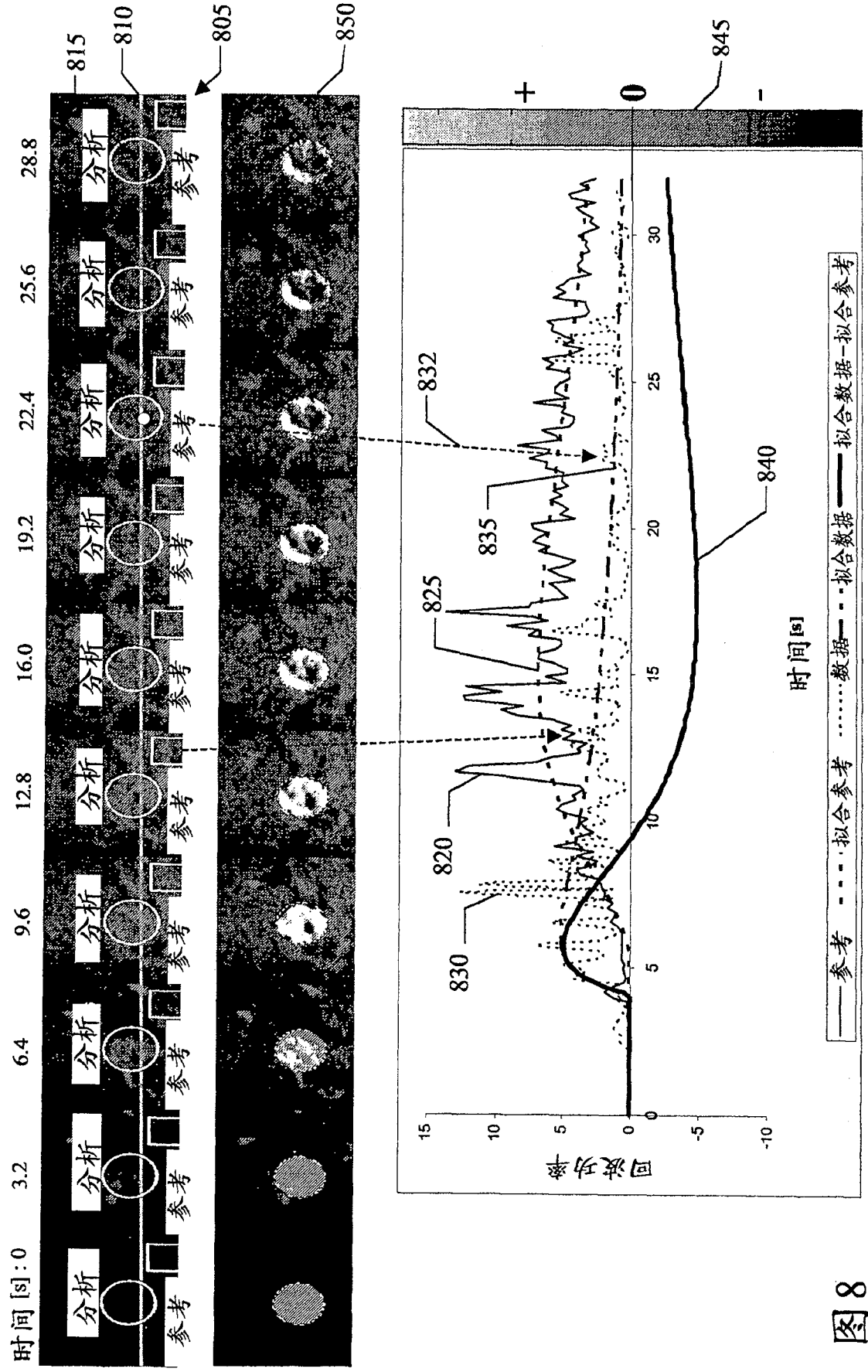


图8