

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780036455.7

[51] Int. Cl.
G01N 29/24 (2006.01)
G01N 21/17 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
G01N 21/47 (2006.01)

[43] 公开日 2009年9月2日

[11] 公开号 CN 101523203A

[22] 申请日 2007.9.18

[21] 申请号 200780036455.7

[30] 优先权

[32] 2006.9.29 [33] EP [31] 06121524.0

[86] 国际申请 PCT/IB2007/053763 2007.9.18

[87] 国际公布 WO2008/038182 英 2008.4.3

[85] 进入国家阶段日期 2009.3.30

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 D·萨维里 L·詹科维克

A·阿南德

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 刘鹏 刘红

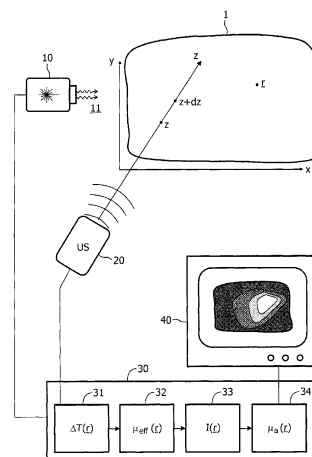
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 4 页

[54] 发明名称

光学吸收系数的超声确定

[57] 摘要

本发明涉及检查设备和方法，其用于确定物体(1)(例如患者的身体)中的光学系数，特别是确定光学吸收系数(μ_a)。所述设备包括超声扫描仪(20)，其用于在利用来自(例如激光器)光源(10)的加热光束(11)照射物体(1)之前和之后记录第一和第二脉冲回波。评价单元(30)基于所述第二和第一脉冲回波之间出现的表观位移确定由物体(1)内部的加热光束(11)造成的温度升高图($\Delta T(r)$)。此外，物体(1)内局部邻近的温度升高的评价允许确定有效散射系数图($\mu_{eff}(r)$)，根据该图可以计算物体(1)内部的光强分布($I(r)$)。最后，可以根据测量位置(r)处的光强和温度升高确定该位置处的希望的光学吸收系数(μ_a)。



1. 一种检查设备，用于确定物体(1)中的至少一个测量位置(r)的光学系数(μ_a)，包括：

- 光源(10)，其用于选择性地发送加热光束(11)到所述测量位置；

- 超声扫描仪(20)，其用于测量发送到所述测量位置的超声脉冲的脉冲回波；

- 评价单元(30)，其用于根据在将加热光束发送到所述测量位置之前和之后测量的脉冲回波确定所述测量位置处的光学系数(μ_a)。

2. 依照权利要求1的检查设备，

其特征在于，所述评价单元(30)包括用于确定在物体(1)中由加热光束(11)引起的温度升高的空间图($\Delta T(r)$)的温度映射模块(31)。

3. 依照权利要求1的检查设备，

其特征在于，所述评价单元(30)包括用于估计物体(1)中的有效光学散射特性的空间图($\mu_{\text{eff}}(r)$)的散射映射模块(32)。

4. 依照权利要求1的检查设备，

其特征在于，所述评价单元(30)包括用于确定所述测量位置处的加热光束(11)的光强($I(r)$)的强度估计模块(33)。

5. 依照权利要求1的检查设备，

其特征在于，所述光学系数包括光学吸收系数(μ_a)和/或光学散射系数(μ_s)。

6. 依照权利要求1的检查设备，

其特征在于，所述加热光束(11)仅包含给定光谱组成的光。

7. 依照权利要求1的检查设备，

其特征在于，光源(10)和超声扫描仪(20)具有平行的辐射方向。

8. 依照权利要求1的检查设备，

其特征在于，它包括用于将具有特定光吸收特性的对比剂注射到物体(1)中的注射设备。

9. 一种用于确定物体(1)中的至少一个测量位置(r)处的光学系数(μ_a)的方法，包括：

- 测量发送到所述测量位置的超声脉冲的第一脉冲回波；

- 将加热光束(11)发送到所述测量位置；

- 测量发送到所述测量位置的超声脉冲的第二脉冲回波;
- 根据所述第一和第二脉冲回波确定所述光学系数。

10. 依照权利要求 9 的方法,

其特征在于, 在物体 (1) 内部的多个位置处确定所述光学系数。

11. 依照权利要求 9 的方法,

其特征在于, 根据所述第一和第二脉冲回波确定物体 (1) 内部
的温度升高图($\Delta T(r)$)。

12. 依照权利要求 11 的方法,

其特征在于, 根据温度升高图($\Delta T(r)$)确定所述测量位置处 (r) 的加
热光束 (11) 的强度($I(r)$)。

13. 一种记录载体, 其上存储了用于确定物体 (1) 中的至少一个测
量位置 (r) 处的光学系数 (μ_a) 的计算机程序, 所述程序适于执行依照
权利要求 9 的方法。

光学吸收系数的超声确定

本发明涉及方法、记录载体和检查设备，其用于确定物体中的至少一个测量位置的光学系数，特别是光学吸收系数。

物体的光学吸收和散射特性包括有关物体的材料及其化学组成的有价值的信息。在生物组织中，它们允许例如确定功能结构以及病理生理状态和区域。因此，已经提出了若干种方法来测量物体内部的光学吸收系数（OAC）（参见 B.C. Wilson 等人的 "Indirect versus direct techniques for the measurement of the optical properties of tissues", *Photocem Photobiol.*, 46, 601-608 (1987)；A.A. Oraevsky 等人的 "Measurement of tissue optical properties by time-resolved detection of laser-induced transient stress", *Appl. Opt.* 36, 402 (1997)）。然而，这些技术中的每一种都具有限制其在实践中的使用的特定缺陷。

基于该背景，本发明的目的是提供用于可靠地确定物体中的至少一个特征光学系数，特别是确定生物组织中的 OAC 的手段。

这个目的是通过依照权利要求 1 的检查设备、依照权利要求 9 的方法以及依照权利要求 13 的记录载体来实现的。从属权利要求中公开了优选的实施例。

依照本发明的检查设备用于确定物体中的至少一个位置处的光学系数，例如确定光学吸收系数（OAC）和/或光学散射系数，其中所述位置在下文中称为“测量位置”。该设备包括以下部件：

- 光源，其用于选择性地加热光束发送到测量位置，其中术语“加热”应当表示光束在其被物体吸收时引起温度升高。光源特别地可以包括激光器，其允许产生具有确定的光谱组成和强度、发散最小的光束。

- 超声扫描仪，其用于测量发送到测量位置的超声脉冲的脉冲回波。本领域技术人员众所周知的是，超声扫描仪一般包括用于产生超声（US）脉冲的 US 发生器以及用于记录脉冲回波的 US 接收器，所述脉冲回波即超声脉冲从物体内部结构的反射。一般而言，US 发生器和 US 接收器通过顺序地作为发生器和接收器而工作的一个变换器（transducer）来实

现。

- “评价单元”，其用于根据分别在将加热光束发送到测量位置之前和之后测量的第一和第二脉冲回波确定测量位置处的感兴趣的光学系数。该评价单元一般通过具有专用硬件和/或软件的微型计算机来实现。应当指出的是，加热光束可以例如跟随有在其期间测量第二脉冲回波的没有光发射的时段，或者它可以例如由在第二脉冲回波的测量期间占优势的另外的光束（特别是具有与加热光束相同的特性）继续。

所述检查设备允许借助于超声扫描仪来确定材料的光学特性，其中光学特性和超声测量之间的联系是由于光的吸收而引起的热的产生。特别地，这种机制包括加热光束将在被研究的物体中引起温度升高，所述温度升高与材料的光学特性有关，特别是与 OAC 有关。这种温度升高反过来将在材料中引起声速的变化，所述声速的变化可以通过超声脉冲回波来检测。该设备的优点在于以下事实：它利用了不直接取决于要测量的光学特性的不同的物理质量（quality），即（超）声。

在本发明的一个优选的实施例中，所述评价单元包括用于确定在物体中由加热光束引起的温度升高的空间图的“温度映射模块”。根据定义，“空间图”应当指的是多个空间位置到关联数据（例如温度值）的数学映射，其中所述空间位置特别地可以位于线上或者位于二维区域中。优选地，该空间图包括加热光束在物体内部的完整路径。

在本发明的另一个发展中，所述评价单元包括用于估计物体中的有效光学散射特性的图的“散射映射模块”。“有效光学散射特性”一般概括了光在物体中的吸收和散射效应，并且因而确定了入射光束强度的多少将到达物体内部的目标位置。优选地，将所述散射映射模块与前述温度映射模块结合，因为可以根据光引起的温度升高（例如通过比较通过加热光束连续获得的具有相同光学特性的邻近位置的温度升高）推断所述有效光学散射特性。

依照本发明的另一个实施例，所述评价单元包括用于确定测量位置处的加热光束的光强的“强度估计模块”。优选地，所述模块还被设计成使得它允许不仅在一个位置，而且在加热光束通过物体的路径上的任何位置确定该强度。优选地，将所述强度估计模块与前述散射映射模块结合，因为加热光束路径上的有效光学散射特性的知识可以用来导出每个点处的光强。应当指出的是，一旦测量位置处的光强和温度升高已知，

那么可以容易地估计那里的光学吸收系数。

原则上，光源发射的光可以具有任何光谱组成。然而，优选地，光源发射的加热光束只包含给定光谱组成的光，例如或多或少锐利地以一个特定波长为中心的单色光。在这种情况下，可以研究感兴趣的光学系数的光谱依赖性和/或关注已知仅发生在特定波长处的效应。

在最一般的设置中，可以沿完全不同的独立的方向将加热光束和超声脉冲辐射到物体中。然而，优选地，将光源和超声扫描仪设置成使得它们具有平行的发射方向，即使得加热光束和超声脉冲沿着相同的方向行进。在这种情况下，超声扫描仪的测量将立即反映沿着光传播的路径的状况，这简化了感兴趣的光学系数的计算。

所述检查设备还可以包括用于将具有特定光吸收特性的对比剂注射到物体中的注射设备。该注射设备可以例如包括注射器，所述注射器具有用于确切地将对比剂输送到患者的血管系统中的关联装置。于是，由于对比剂的特定光学特性的原因，可以确定对比剂在物体内部的位置，这允许识别解剖结构和/或特定（病理或健康）组织成分。

本发明还涉及用于确定物体中的至少一个测量位置处的光学系数的方法，其中该方法包括以下步骤：

- 测量发送到测量位置的超声脉冲的第一脉冲回波。
- 将加热光束发送到测量位置。
- 在发送了加热光束之后，测量发送到测量位置的超声脉冲的第二脉冲回波。
- 根据第一和第二脉冲回波确定感兴趣的光学系数。

所述方法在总的形式上包括可以利用上述类型的检查设备执行的步骤。因此，对于有关该方法的细节、优点和改进的更多信息，参见前面的描述。

在所述方法的一个优选的实施例中，在物体内部的多个位置处确定感兴趣的光学系数，从而得到或多或少致密采样的（一维、二维或三维）空间图。

在所述方法的另一个实施例中，根据所述第一和第二脉冲回波确定物体内部的加热光束引起的温度升高图。该温度升高与所考虑的位置处的光学吸收系数和光强成正比。

在前述方法的另外的发展中，至少在测量位置处根据温度升高图确

定加热光束的强度。了解到达测量位置的光强允许根据测量的温度升高推断光学吸收系数。测量位置处的光强的确定特别地可以包括确定加热光束的路径上的有效光学散射特性，其反过来可以根据具有近似恒定的光学特性的小区域中的温度升高的比较来推导。

最后，本发明包括记录载体，例如软盘、硬盘或光盘（CD），其上存储了用于确定物体中的至少一个测量位置处的光学系数的计算机程序，其中所述程序适于执行前述类型的方法。

本发明的这些和其他方面根据以下描述的实施例将是清楚明白的，并且将参照这些实施例进行阐述。这些实施例将通过举例的方式借助于附图来进行描述，在附图中：

图 1 示出了依照本发明的检查设备的原理图，该检查设备包括激光光源、超声扫描仪和评价单元；

图 2 概括了与测量原理有关的数学表达式；

图 3 为用于确定物体中的光学吸收系数的典型检查过程的流程图；

图 4 在总览图（左上）和三个放大的窗口中示出了示例性脉冲-回波波形；

图 5 示出了根据图 4 的数据确定的相移与物体内部的深度的依赖关系。

附图中的相同附图标记表示相同或相似的部件。

当光波通过组织传播时，它既被衰减又被散射。衰减、散射和各向异性限定了辐射传输概念的扩散近似中的组织特性，其描述了强散射条件下的光传播。关联的吸收和散射系数依赖于照射的波长。对于可见和近红外（NIR）波长而言，生物组织的典型光学吸收系数（OAC）对于肌肉为 $2-11\text{cm}^{-1}$ ，对于血液为 $1-5\text{cm}^{-1}$ 并且对于表皮（epidermis）约为 40cm^{-1} 。散射系数对于表皮约为 140cm^{-1} 并且对于肌肉为 $200-500\text{cm}^{-1}$ 。已知 OAC 不仅给出有关组织性质的信息，而且给出有关它们的病理生理状态（例如血氧饱和度（hemoglobin oxygen saturation）、葡萄糖水平（ $\lambda=488\text{nm}$ ））的信息。此外，由于 OAC 的波长依赖性给出了介质中存在的化学成分的非非常特殊的识别标记（signature），因而对生物介质的 OAC 成像的映射方法对于功能成像会引起很大的兴趣。而且，利用要注

射到血液中的吸收非常特定的波长的特定于疾病的光学剂，病理区域的 OAC 通过使用这些化合物也可以具有相对于背景 OAC 的增强的对比度，从而允许深度成像。出于这些原因，一种用于测量物体中的 OAC 的可靠且可行的方法是高度希望的。

当光（特别是激光）应当用来研究活体组织的特性时，必须遵守规定特定波长下的最大允许激光强度的安全法规。例如，典型的限制是每脉冲 $20\text{mJ}/\text{cm}^2$ （对于超短激光），或者对于 532nm 激光波长的连续波（CW）而言，为 $0.2\text{W}/\text{cm}^2$ ，并且它在红外波长范围下增大，达到 $40\text{mJ}/\text{cm}^2$ （每脉冲）或者 1064nm 处为 $0.4\text{W}/\text{cm}^2$ （CW）。然而，应当指出的是，对于某些应用，已经展示了高得多的强度（例如高两个数量级）的安全使用。因此，前述附图不应当排除与本发明有关的更高强度的使用。

前述（允许）光能量水平导致被研究组织内通常为 $1\text{J}/\text{cm}^3$ 的一小部分的热沉积以及 1K （Kelvin）的一小部分到数 K 的温度升高。然后，该热量逐渐地从激光吸收热源扩散到周围组织。关于该光引起的温度升高，已知的是，对于正常体温（ 37°C ）以上的大约 $10\text{-}15\text{K}$ 的温度增加 ΔT ，生物组织（具有高的水含量）内的声速 v 随着温度的增加而升高。对于从正常体温起的小的升高（ $\Delta T < 10\text{K}$ ），所述依赖性依照图 2 的方程（1）几乎是线性的，其中 $v_0 \approx 1540\text{m/s}$ 是正常体温下声音的基线声速，并且 α_c 约为 $0.1\% \text{K}^{-1}$ 。该声学特征已经用来通过使用传统的脉冲-回波超声成像和弹性成像（elastography）启发的信号处理（参见 R. Seip, ES. Ebbini: “Noninvasive estimation of tissue temperature response to heating fields using diagnostic ultrasound”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 42, no.8, pp. 828-839, 1995）映射从参考基线起的温度升高。

基于上面的考虑，本文提出使用脉冲-回波超声（PEU）对激光引起的温度升高成像并且根据该温度升高推断感兴趣物体内的 OAC。假设温度升高图和 OAC 分布之间的关系在空间和时间上是线性的（假定激光强度是均匀的），那么 PEU 具有重构可能带有许多用于诊断目的的信息的 OAC 的图像的潜能。

图 1 示出了实现所提出的方法的检查设备的原理图。该设备用来研究物体 1 的光学特性，例如患者皮肤下面的组织区域的光学特性，其中绘制了用于参考目的的 x 、 y 坐标系统。为了简单起见，以下考虑将限

于通过物体的截面，但是可以容易地将它们推广到三维的情况。所述检查设备包括以下部件：

- 激光光源 10，其用于利用沿 x 方向传播的加热光束 11 照射物体 1。
- 超声扫描仪 20，其沿着 z 方向发射超声脉冲，在最一般的情况下，所述 z 方向相对于 x、y 坐标系可以是倾斜的并且特别地相对于光传播的方向是倾斜的。US 扫描仪 20 通常包括 US 变换器，其首先发射超声脉冲并且然后记录在特征行进时间之后从物体返回的该脉冲的回波（图 4 示出了通过这种超声扫描仪记录的示例性脉冲-回波波形）。
- 评价单元 30，例如工作站，超声扫描仪 20 以及可选地还有激光光源 10 耦合到该评价单元。评价单元 30 包括若干模块 31-34，这些模块 31-34 可以通过专用的硬件或者优选地通过计算机程序的合适例程来实现。
- 显示单元 40，例如计算机监视器，其用于显示测量结果，比如确定的光学吸收系数 OAC 的图。

在下文中，将参照图 2 中概括的数学表达式来解释所提出的测量方法的基本原理。依照所述辐射传输方法以及特别地依照所述扩散近似，组织内一定深度 x 处的加热光束的强度 $I(x, y)$ 与入射表面处的入射强度 I_0 有关，如方程 (2) 所示，其中假设完整的空间-时间强度 $I^*(x, y, t)$ 是空间和时间函数的乘积，并且其中针对空间部分假设了平面波构造 (configuration)。如方程 (3) 限定有效散射系数 μ_{eff} ，其中 μ_a 、 μ_s 和 g 分别为吸收、散射和各向异性系数，其在方程 (2) 中假设为常数。对于实际的组织，它们在空间上变化并且取决于光照波长。

如果光脉冲在时间上比温度扩散速度短得多，那么可以假设光照的时间依赖性 $f(t)$ 是瞬时的。另一个极端情况是当扩散过程在一定过渡时间之后稳定下来并且所述构造处于稳定状态时的连续波照射。

组织内的位置 $\underline{r} = (x, y)$ 处具有强度 $I(\underline{r})$ 的入射光束（参见图 1）只有一部分被吸收，其中吸收的能量密度 q_{laser} 与光学吸收系数 (OAC) μ_a 成比例。除了其空间分布之外，考虑吸收和照射光谱特性，吸收的能量 q_{laser} 由方程 (4) 给出，其在下文中由方程 (5) 近似。由于吸收的能量密度 q_{laser} ，每个吸收中心将表现为热源。

从这些热源得到的温度分布 $T(\underline{r}, t)$ 可以根据生物热 (bioheat) 方程 (6) 导出，其中 ρ 为密度， c 为比热， k 为热导率， q_{laser} 为光吸收项并

且 q_{pm} 为包含来自灌注 (perfusion) 和代谢活动的效应的项。对于短时间尺度而言, 最后的项 q_{pm} 不起重要的作用并且可以被忽略。假设时间 t 足够大, 以至于存在正在进行的热扩散过程, 针对置于非吸收组织内的单个球形吸收粒子的情况求解该方程, 给出方程 (7) 的温度分布。

对于比组织的特征扩散时间 (其约为数秒) 更小的短加热时间, 热传递方程 (6) 可以简化为方程 (8), 其中 t_{laser} 代表激光打开的时间并且 ΔT 代表引起的温度增加。已知所考虑的组织类型的值 ρ 和 c (例如根据 F. Duck: “Physical Properties of Tissue: A Comprehensive Reference Work”, Elsevier Science & Technology Books)、激光打开时间 t_{laser} 、测量位置 \underline{r} 处的激光强度 $I = I(\underline{r})$ 以及温度增加 ΔT (从超声数据测量), 根据方程 (8) 可以获得光学吸收系数 μ_a 。因此, 在下文中, 将解释可以如何确定缺失的 (missing) 数据, 即 (i) 温度增加 ΔT 以及 (ii) 激光强度 $I(\underline{r})$ 。

当加热组织区域时, 得到的温度变化 ΔT 导致声速的变化。结果, 来自加热区域的后向散射的超声回波 (在射频 RF 处) 经历时移, 并且假设整个介质中声音的标称恒定速度为 v_0 (典型地为 1540m/s), 那么可以将这些时移映射成表观位移 u 。在下文中, 将假设表观位移将仅取决于超声束的传播方向 z , 即 $u = u(z)$ 。US 脉冲从位置 z 行进到位置 $z + dz$ (参见图 1) 所需的时间 dt 由方程 (9) 描述。US 接收器将该时间 dt 解释成由具有恒定速度 v_0 的声音从移动的位置 $z + u(z)$ 行进到移动的位置 $z + u(z) + dz + du$ 所造成, 参见方程 (10)。结合方程 (9) 和方程 (10) 得到方程 (11), 从其中借助于方程 (1) 可以导出方程 (12)。无量纲量 $du(z)/dz$ 称为“温度引起的应变 (strain)”, 因为它是表观位移的空间梯度。该温度引起的应变是根据超声 RF 后向散射数据以本领域技术人员公知的方式测量的。脉冲回波斑点测量因而可以用来获得组织的温度图 $\Delta T(\underline{r})$ 。

此外, 脉冲回波提供了组织的几何形状和结构。组织的几何形状/结构及其温度增加图 $\Delta T(\underline{r})$ 还足以创建光学吸收和散射图。为此目的, 在方程 (13) 中考虑两个邻近位置 $\underline{I}_A = (x_A, y_A)$ 、 $\underline{I}_B = (x_B, y_B)$ 处的温度升高之比, 其中假设材料系数 μ_a 、 ρ 、 c 在这两个位置处近似相同 (例如, 如果 \underline{I}_A 和 \underline{I}_B 选自相同类型的组织)。因此, 出现在方程 (2) 中的有效散射系数 μ_{eff} 可以根据测量的温度升高 $\Delta T(\underline{I}_A)$ 、 $\Delta T(\underline{I}_B)$ 以及测量的距离

$(x_B - x_A)$ 导出。对于整个物体重复这个过程，得到有效散射系数图 $\mu_{\text{eff}}(\mathbf{r})$ 。

在下一个步骤中，可以通过借助于现在已知的有效散射系数 $\mu_{\text{eff}}(\mathbf{r})$ 对普遍方程 (2) 积分来确定到达位置 \mathbf{r} 处的加热光束的强度 $I(\mathbf{r})$ 。

最后，由于现在 ΔT 和 $I(\mathbf{r})$ 都已知，因而可以直接从方程 (8) 中计算位置 \mathbf{r} 处的 OAC μ_a 。

所述的光学吸收映射过程的基本步骤可以通过针对不同的变换器位置重复该基本过程而容易地扩展到多层组织的情况。一个特别简单的情况是在激光照射来自变换器侧的时候（即光传播沿着图 1 中的脉冲-回波线 z ）。由于脉冲-回波内在地提供了深度信息（以及因此上面所考虑的位置 \mathbf{r}_A 和 \mathbf{r}_B 之间的间隔），因而不需要已知组织的几何形状/结构以便找出 OAC 组织图。

图 3 示出了利用图 1 的检查设备基于上面解释的原理的典型测量过程的流程图。该过程在步骤 101 以可选地将作为对比剂的感光（photoactive）物质注射到感兴趣的身体体积中而开始。对比剂特别地可以以患者内的某种特定组织为目标。可能的对比剂的实例是吲哚花氰绿（indocyanine green）（ICG）和纳米粒子。

在下一个步骤 102 中，利用超声扫描仪 20 记录第一脉冲-回波信号，可选地可以在步骤 105 中根据该信号确定身体结构图像。

在步骤 103 中，在记录第一脉冲回波之后，利用初始强度为 I_0 的加热激光光束照射物体达脉冲持续时间 t_{laser} 。该加热光束将在物体的照射区域中引起关联的温度升高 ΔT 。在步骤 104 中，在所述照射之后，紧接着利用超声扫描仪 20 记录脉冲回波的第二图像。优选地，利用与步骤 102 的第一脉冲-回波图像相同的成像参数（扫描仪位置、频率、观察角等等）产生该图像。

在步骤 106 中，依照方程 (12) 评价在第二脉冲-回波图像中找出的相对于第一脉冲-回波图像的温度引起的应变 du/dz 以便导出局部温度升高 $\Delta T(\mathbf{r})$ 。这个步骤 106 在图 1 中示出的评价单元 30 的“温度映射模块”31 中实现。

在下一个步骤 107 中，温度图 $\Delta T(\mathbf{r})$ 以及可选地还有步骤 105 处获得的结构图像用来依照方程 (13) 确定有效散射系数图 $\mu_{\text{eff}}(\mathbf{r})$ 。该步骤在评价单元 30 的“散射映射模块”32 中实现。

基于有效散射系数图 $\mu_{\text{eff}}(\mathbf{r})$ ，在步骤 108 中整个物体的光强分布 $I(\mathbf{r})$

可以依照方程 (2) 基于给定的初始光强 I_0 以及加热光束的方向来确定。该步骤 108 在评价单元 30 的“强度映射模块”33 中实现。

在最后的步骤 109 中，借助于方程 (8) 根据先前获得的强度 $I(r)$ 和温度升高 $\Delta T(r)$ 确定 OAC 的希望的图 $\mu_a(r)$ 。该步骤在评价单元 30 的“OAC 映射模块”34 中实现。除了 OAC 之外或者可替换地，还可以确定其他的光学系数，比如散射系数 μ_s 。

总而言之，所描述的用于从超声脉冲-回波图像中获取光学吸收系数的方法包括以下基本的步骤：

1) 在光照曝光之前以及紧接在光照曝光之后，获取超声脉冲-回波图像，其中照射之前和之后的一个脉冲-回波线 (line) 足以用来获得沿着该线的 OAC。

2) 在属于共享相同 OAC 的组织截面的至少两个空间分离的点中识别温度的变化。

3) 根据前述点之间的温度变化比和它们的间隔，结合这些温度变化中的至少一个及其深度信息，获得光学吸收系数。这些相关点的最小的需要的间隔仅由温度采集过程分辨率决定。

图 4 示出了从浸没到水中的块形掺墨琼脂凝胶模型 (agar gel phantom) 获得的示例性脉冲-回波波形 (竖直轴: 相对单位; 水平轴: 脉冲行进时间 t)。在模型制造过程期间，墨水均匀地散布。脉冲式纳秒 Nd:YAG 激光器从模型的侧面发光，从而沿着超声脉冲-回波采集线提供均匀的照射，因为所述 US 变换器沿着垂直于光方向 (在图 1 中相应于垂直于 x 轴的 z 轴) 的模型边缘对准。在所示捕获的来自模型的回波 (左上图中)，激光照射之前和之后的两个信号大量重叠并且仅能在如图形 1、2 和 3 中所示的放大之后才被分辨。依照这些图形 1、2 和 3，照射之后的信号具有相 (时) 移 (相应于上面考虑的表观位移 u)。由于相移是累积的，因而该照射之后的信号在窗口 1 中覆盖照射之前的信号 (图形 1)，并且在较大的深度处逐渐地与它分离 (窗口 2 和 3)。激光照射沿着模型表面是均匀的，从而导致均匀的温度变化。因此，相移线性地增大/减小。图 5 在这个方面示出了沿着模型的长度 (水平轴，通过脉冲行进时间 t 测量) 的相移 Φ (竖直轴) 的近乎线性的下降。使用方程 (12)，这相应于在应用激光脉冲之后模型的温度升高 (假设对于模型而言， $\alpha_c = 0.001$)。曲线的斜率 $d\Phi/dt = -\alpha_c \omega_0 \Delta T$ (其中

$\omega_0 = 2\pi \cdot 10 \text{ MHz}$)指示模型中针对2cm的加热区的大约1.7K的温度增加。

最后,应当指出的是,在本申请中措词“包括”并没有排除其他的元件或步骤,“一”或“一个”并没有排除复数,并且单个处理器或者其他单元可以实现若干装置的功能。本发明存在于每一个新颖的特有特征以及特有特征的每一种组合之中。而且,权利要求中的附图标记不应当被视为对它们的范围的限制。

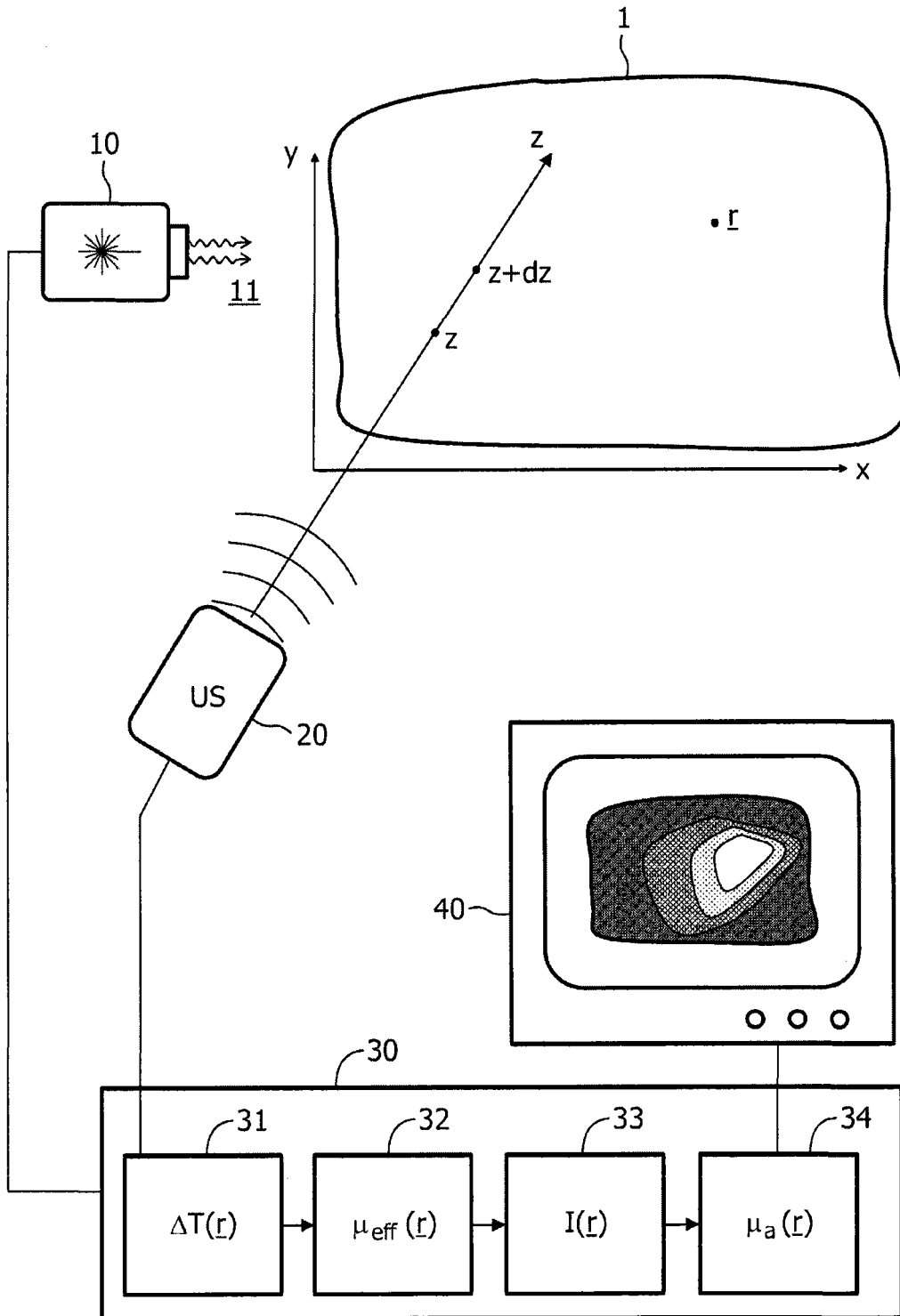


图 1

$$v=v_0 \cdot (1 - \alpha_c \Delta T) \quad (1)$$

$$I^*(x,t) = I(x) \cdot f(t) = I_0 \exp(-\mu_{\text{eff}} x) \cdot f(t) \quad (2)$$

$$\mu_{\text{eff}} = \sqrt{3\mu_a (\mu_a + \mu_s(1-g))} \quad (3)$$

$$q_{\text{laser}} = \int \mu_a(r, \lambda) I(r, \lambda) d\lambda \quad (4)$$

$$q_{\text{laser}} = \mu_a(r) I(r, t) \quad (5)$$

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \nabla T) + q_{\text{laser}} + q_{\text{pm}} \quad (6)$$

$$T(r,t) \propto \exp(-r^2/kt)/(kt)^{3/2} \quad (7)$$

$$\rho c \Delta T = \mu_a \cdot I(r) \cdot t_{\text{laser}} \quad (8)$$

$$dt = v(z) \cdot dz \quad (9)$$

$$dt = v_0 \cdot [(z+u(z)+dz+du)-(z+u(z))] \quad (10)$$

$$\frac{v(z)}{v_0} = 1 + \frac{du}{dz} \quad (11)$$

$$\Delta T = - \frac{1}{\alpha_c} \frac{du(z)}{dz} \quad (12)$$

$$\frac{\Delta T(r_A)}{\Delta T(r_B)} = \frac{(\mu_a/\rho c)_A I(r_A) t_{\text{laser}}}{(\mu_a/\rho c)_B I(r_B) t_{\text{laser}}} = \frac{I(r_A)}{I(r_B)} = \exp(\mu_{\text{eff}} (x_B - x_A)) \quad (13)$$

图 2

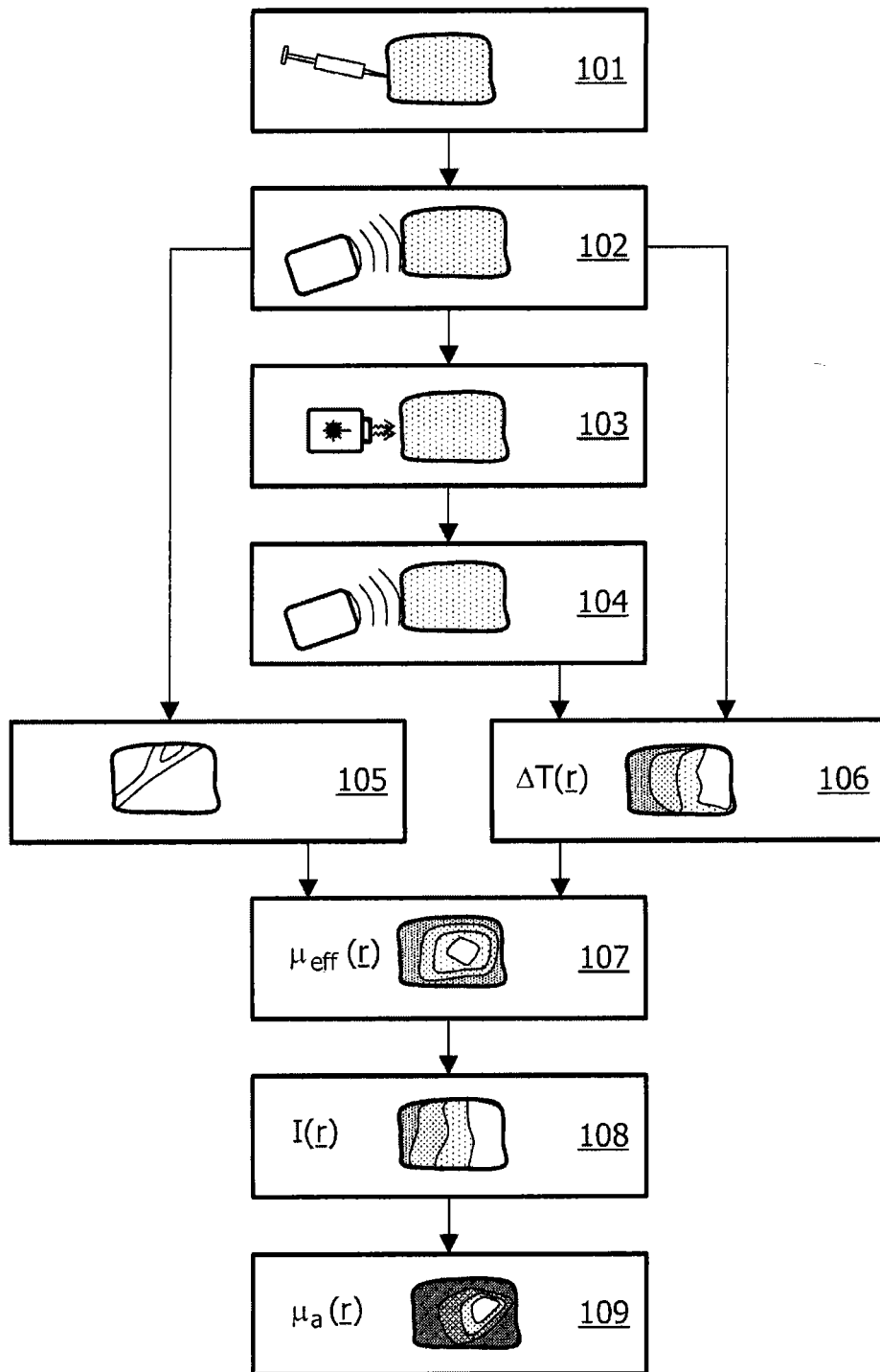


图 3

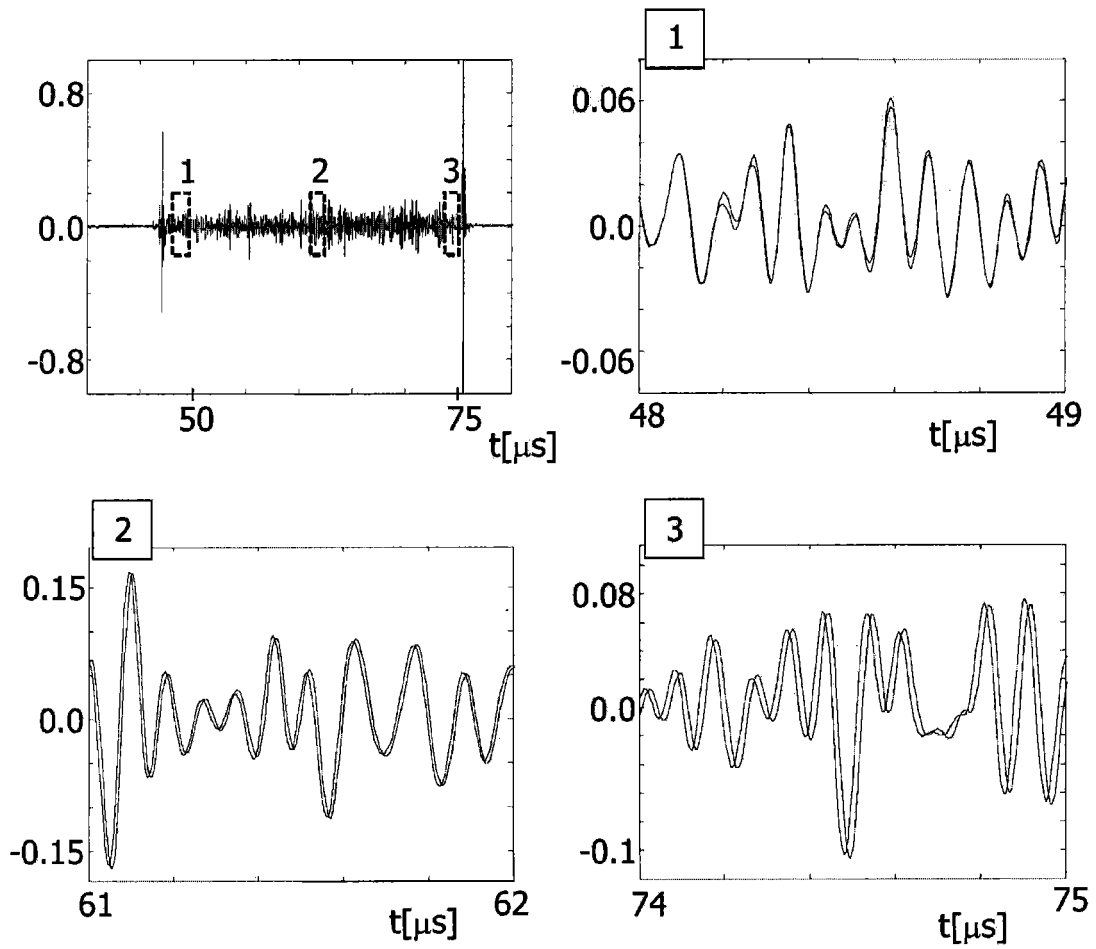


图 4

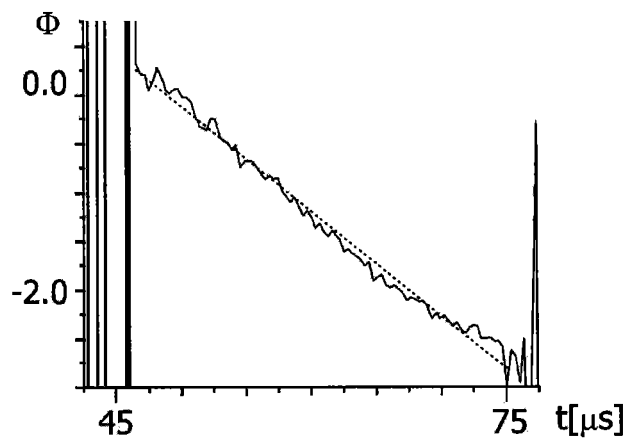


图 5

专利名称(译)	光学吸收系数的超声确定		
公开(公告)号	CN101523203A	公开(公告)日	2009-09-02
申请号	CN200780036455.7	申请日	2007-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	D萨维里 L詹科维克 A阿南德		
发明人	D·萨维里 L·詹科维克 A·阿南德		
IPC分类号	G01N29/24 G01N21/17 A61B5/00 G01N21/47		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B8/08 G01N21/1702 G01N2291/02475 G01N29/2418 G01N21/4795 A61B5/0095 G01N2021/1706 G01N2291/02466		
代理人(译)	刘鹏 刘红		
优先权	2006121524 2006-09-29 EP		
其他公开文献	CN101523203B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及检查设备和方法，其用于确定物体(1)(例如患者的身体)中的光学系数，特别是确定光学吸收系数(μ_a)。所述设备包括超声扫描仪(20)，其用于在利用来自(例如激光器)光源(10)的加热光束(11)照射物体(1)之前和之后记录第一和第二脉冲回波。评价单元(30)基于所述第二和第一脉冲回波之间出现的表观位移确定由物体(1)内部的加热光束(11)造成的温度升高图($\Delta T(r)$)。此外，物体(1)内局部邻近的温度升高的评价允许确定有效散射系数图($\mu_{eff}(r)$)，根据该图可以计算物体(1)内部的光强分布($I(r)$)。最后，可以根据测量位置(r)处的光强和温度升高确定该位置处的希望的光学吸收系数(μ_a)。

