

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

A61B 6/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02149798.2

[43] 公开日 2003 年 6 月 11 日

[11] 公开号 CN 1422597A

[22] 申请日 2002.12.31 [21] 申请号 02149798.2

[71] 申请人 华南师范大学

地址 510630 广东省广州市天河区石牌

[72] 发明人 邢 达 傅洪波

[74] 专利代理机构 广州粤高专利代理有限公司

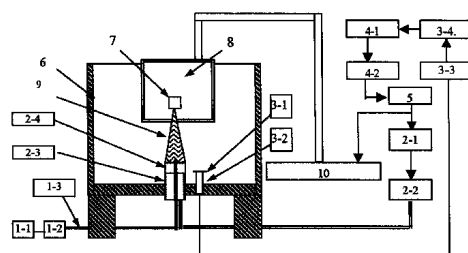
代理人 何燕玲

权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 2 页

[54] 发明名称 聚焦超声调制反射式光学层析成像方法及其装置

[57] 摘要

聚焦超声调制反射式光学层析成像方法，利用聚焦超声对入射到深层生物组织的激光进行调制和组织定位，用光学技术进行高灵敏度的检测技术和实时快速的傅里叶变换处理信号，可得到病变组织部位的层析图。入射激光与调制超声保持同轴，并且信号激发装置和信号收集装置同侧的反射式模式；一种聚焦超声调制的光学层析成像装置，由激光器、光偏振组件、超声组件、光电转换组件、信号显示和实时快速的傅里叶变换模块、计算机等部分连接组成。本发明具有无损伤，灵敏度高的优点，可显著提高对生物病变组织的诊断能力。



1、一种聚焦超声调制光学层析成像方法，其特征在于包括：

(1) 激光入射到生物组中；

(2) 超声聚焦到激光束通过的生物组织内形成一个尺寸大小相当于超声焦点的调制区域；

(3) 集来自超声调制区域的散射激光，通过光电转换，光信号转化为电信号；

(4) 实时快速傅里叶变换进行信号频谱分离，提取调制信号；

(5) 计算机处理信号并进行影像重建，获得生物组织的层析图像。

2、根据权利要求 1 所述的聚焦超声调制光学层析成像方法，其特征在于所述入射激光波长为 630nm—1000nm。

3、根据权利要求 1 或 2 所述的聚焦超声调制光学层析成像方法，其特征在于所述超声波频率范围在 0.5MHz—10MHz。

4、根据权利要求 1 或 2 或 3 所述的聚焦超声调制光学层析成像方法，其特征在于调制超声波和入射激光同轴。

5、根据权利要求 1 或 2 或 3 或 4 所述的聚焦超声调制光学层析成像方法，其特征在于信号激发和信号收集呈一种反射式几何布局。

6、根据权利要求 1 或 2 或 3 所述的聚焦超声调制光学层析成像方法，其特征在于利用光学偏振效应进行降噪处理。

7、实现权利要求 1 所述的方法所用的聚焦超声调制光学层析成像装置，

其特征在于由激光器、超声波发生器、光收集器、光电转换组件、示波器和内置的实时快速傅里叶变换模块、三维扫描组件、计算机构成，各构件的位置及连接关系如下：光收集器与光电转换组件通过光耦合连接；光电转换组件、示波器与内置的实时快速傅里叶变换模块、计算机依次电连接；计算机与超声波发生器、三维扫描组件通过电连接控制超声波发生器的发射和信号采集；光收集器接收经被测物体散射的激光，由光电转换组件转换为电信号，放大后再由示波器内置的实时快速傅里叶变换模块处理，并由计算机进行图像重建工作。

8、根据权利要求7所述的聚焦超声调制光学层析成像装置，其特征在于输送激光光纤穿过超声换能器中心的通光孔径向外发射激光。

9、根据权利要求7或8所述的聚焦超声调制光学层析成像装置，其特征在于输送激光光纤和收集反射被调制散射光的收集器处于检测物同一侧。

聚焦超声调制反射式光学层析成像方法及其装置

技术领域

本发明涉及生物医学影像技术，更准确地是聚焦超声调制反射式光学层析成像方法。

本发明还涉及实现上述光学层析成像方法的装置。

背景技术

目前，广泛运用的生物医学影像诊断技术，例如，X射线断层扫描（CT）、核磁共振成像等对人体组织有一定损伤，并且X射线断层扫描装置、核磁共振设备造价昂贵；虽然B型超声检测基本对人没有损伤，仪器造价也较低，但由于是组织界面反射成像，无法实现层析，分辨率也较低，对简单结构的体内组织，最好分辨率为几个毫米。并且在检查运动器官时分辨率进一步下降。虽然新的层析成像技术得到了广泛研究，特别是引人注目的纯光学影像层析技术。它是一种无损检测技术，不但光学探测精度较高，分辨率可达微米量级，而且可以进行功能成像，这对于区分活体生物组织内的病变组织具有重要意义，因为有些病变组织物理特性或外观与正常组织没有差别或差别很小，用常规成像检查方法无法观察，而用对生物组织的功能成像就可以区分正常组织与病变组织、良性病变与恶性病变，然而，由于生物组织对光线的强烈散射和吸收，目前该技术的水平只能达到对深度为毫米量级的浅层生物组织成像，很难达到对深层组织精确测量。

发明内容

本发明的目的在于针对现有技术存在的不足，提供一种适合医学影像的聚焦超声调制光学层析成像方法。采用了调制超声和激光同轴和反射式(即超声换能器和出射激光的光纤以及散射光的收集器处于样品同一侧)的几何模式，该几何模式比其他模式更方便、更实用；极大提高聚焦超声调制光学层析成像技术的发展，使之达到快速、灵敏、准确、方便对组织进行的成像检测目的。

本发明的目的还在于提供用于实现上述方法的聚焦超声调制光学层析成像装置。

本发明的聚焦超声调制光学层析成像方法包括：

- (1) 激光入射到生物组中；
- (2) 超声聚焦到激光束通过的生物组织内形成一个尺寸大小相当于超声焦点的调制区域；
- (3) 收集来自超声调制区域的散射激光，通过光电转换，光信号转化为电信号；
- (4) 用实时快速傅里叶变换进行信号频谱分离，提取调制信号；
- (5) 计算机处理信号并进行影像重建，获得生物组织的层析图像。

最佳方案如下：

为了减小生物组织的吸收，增大成像深度，所述激光最好采用波长630nm—1000nm 入射激光。

最佳医用超声频率范围在 0.5MHz—10MHz。

调制超声和激光同轴。

信号激发和信号收集呈一种反射式几何布局。

利用光学偏振效应进行降噪处理。

实现上述方法的装置由激光器、超声波发生器、光收集器、光电转换组件、示波器和内置的实时快速傅里叶变换模块、三维扫描组件、计算机构成，各构件的位置及连接关系如下：光收集器与光电转换组件通过光耦合连接；光电转换组件、示波器与内置的实时快速傅里叶变换模块、计算机依次电连接；计算机与超声波发生器、三维扫描组件通过电连接控制超声波发生器的发射和信号采集；光收集器接收经被测物体散射的激光，由光电转换组件转换为电信号，放大后再由示波器内置的实时快速傅里叶变换模块处理，并由计算机进行图像重建工作。

激光与超声波同轴，即输送激光光纤穿过超声换能器中心的通光孔径向外发射激光。

信号激发和信号收集呈一种反射式几何布局。即输送激光光纤和收集反射被调制散射光的收集器处于检测物同一侧。

利用光的偏振效应进行降噪处理，降噪处理装置包括起偏器和检偏器。

本发明与现有技术相比，具有下列优点：

1、结合了超声对生物组织具有较强的穿透能力及光学影像层析成像具有的高分辨、高灵敏性、无损伤等优点，不会对生物体产生放射性损伤，所以与传统的医学影像诊断方法相比具有无损伤、灵敏度强、分辨率高的优点，可显著提高对于生物组织的病变诊断能力；

2、采用实时快速傅里叶变换模块处理调制作用后的信号，可将复杂的时域信号转变为简明的频域信号，比较容易地获取成像所需的调制信号，显著

地提高了信噪比；

3、本方法的成像机理是基于超声对焦点处生物组织的参量的调制，当激光通过该焦点时，也因该处生物组织的参量的改变而被调制。光调制信号的差别反映了生物组织功能的差别，因此可用本方法对生物体多种组织参量进行功能成像，研究生物体内部的生命过程。例如研究组织的病变、血容积、血氧饱和度、血流速度、水的含量及肌肉组织的应力变化等。

4、本装置采用声光同轴和反射式的几何模式。这种设计是对各种聚焦超声调制的光学影像层析技术装置进行广泛调研后独创的，具有博采众长的集大成式的特点。这种设计对生物组织进行在体测量时更合理，更方便，从而更具有实用性。特别是一方面弥补了透射式模式(发射装置和接收装置在待测物两侧)在遇到厚组织时测量不精确的缺陷，另一方面也克服了一般聚焦超声调制的光学影像层析成像方法中由于声光垂直可能造成的在体测量时不方便的缺点。从远景看，这套测量系统更便于集成后在商用上技术推广。

附图说明

图 1 是本发明聚焦超声调制光学层析成像装置结构示意图；

图 2 是埋藏物在模拟介质中位置示意图；

图 3 是利用图 1 装置由实施例得到的埋藏物及模拟介质层析图。

具体实施方式

由图 1 可见，本装置由光源组件 1，超声波发生组件 2，光收集和光电转换处理组件 3，信号显示和实时傅里叶变换模块组件 4，计算机数据采集和成像系统 5，样品池 6、模拟介质和埋藏物 7、8、三维电动平移台 10 组成；光源组件 1 由激光器 1-1、产生偏振光的起偏器 1-2、光纤 1-3 构成。超声发

生组件由函数发生器 2-1, 功率放大器 2-2、超声换能器 2-2 (发射超声 9)、聚焦透镜 2-4 依次连接而成; 光收集和光电转换组件由检偏器 3-1, 光收集器 3-2、光电转换组件 3-3、信号放大器 3-4 构成。信号显示和实时傅里叶变换模块组件由示波器 4-1 和内置的实时快速傅里叶变换模块 4-2 组成。计算机数据采集和成像系统 5 由计算机和 GPIB 卡构成。

选用各构成连接组成本装置, 其中激光器 1-1 选用美国相干公司钛宝石环形激光器, 可发出波长为 600nm—1100nm 的单模红色激光和红外激光, 产生偏振光的起偏器 1-2 和检偏器 3-1 为普通商用型。函数发生器 2-1 选用美国 Tektronix 公司的 AFG320 型; 功率放大器 2-2 选用 ENI 公司的 2100L 型(放大增益 50dB, 带宽 10KHz—12MHz); 超声换能器 2-3 为一块圆盘压电晶体, 直径 32mm、厚 2 mm, 中心有一小孔供光纤(石英、单模, 芯径 1mm)穿过, 出射激光。换能器匹配一个的选用有机玻璃制成的球面凹透镜 2-4, 对超声 9 起会聚作用。透镜中心也有一小孔。光收集器 3-2 选用一根梯度率折射光纤; 光电转换组件 3-3 选用雪崩光电二极管模块 (APD, Hamamatsu, C5469)。它包括 APD 探测器, 高压供电、温控及信号放大的一个系统模块。光电流放大器 3-4 为一般商用型。示波器 4-1 为 Tektronix 公司生产的 TDS3032 型, 示波器内置实时快速傅里叶变换模块也是选用该公司的 TDS3FFT 型。计算机 5 采用 IBM686 型以上机型, 并配有 GPIB 卡。样品池 6 是用有机玻璃材料制成的圆柱形水槽, 槽内盛有清水作为超声耦合剂。三维电动平台 10 通过接口卡由计算机控制。生物组织模拟介质 8 由琼脂和清水, 再加散射介质 (INTRALIPID, 5%) 构成, 其约化散射系数控制为 10cm^{-1} , 吸收系数为 0.1cm^{-1} 。埋藏物 7 是一个立方体 ($8\text{mm}\times 8\text{mm}\times 8\text{mm}$), 除添加极少量黑色染料, 其它成

分和上述成分相同，这样就保证与周围介质有良好的光学与声学参数匹配，区别仅在于吸收。

实施例

工作过程如下：

(1) 激光器 1-1 发出波长为 632nm 的激光由起偏器 1-2 偏振后耦合进光纤 1-3 并由超声换能器 2-3 的中心孔入射到生物组织模拟介质中；

(2) 计算机 5 控制函数发生器 2-1 产生超声频率的电信号，输入到功率放大器 2-2，放大后驱动超声换能器 2-3 产生超声 9，本实施例所采用的超声波的频率为 1MHz；超声经过聚焦透镜 2-4 聚焦后对焦点附近的生物组织模拟介质进行调制，当激光束通过该区域时，也因该处生物组织的参量的改变而被调制；

(3) 含有调制信息（例如以超声频率变化的光强）的散射激光通过检偏器 3-1（排除组织界面反射光的噪声干扰）后，由光收集器 3-2 收集经光纤送到雪崩二极管模块 3-3 并转换为电信号，经放大器 3-4 放大；

(4) 被放大的电信号又送到示波器 4-1 和它内置的实时快速傅里叶变换模块 4-2 将信号显示并由时域信号转变为频域信号，可比较容易地获取散射激光中频率为 1MHz 调制信号；

(5) 由计算机 5 控制三维平台移动，可以实现层面扫描；测量相应层的多点调制信号，经过计算机 5 处理，可对生物组织模拟介质和埋藏物进行图像重建。

图 3 示出了采用本发明方法对生物模拟介质内的埋藏物的层析效果，其边缘分辨率由超声聚焦区的焦斑直径决定，由图 2、图 3 可见本发明方法较好地模拟出埋藏物的形状和位置。

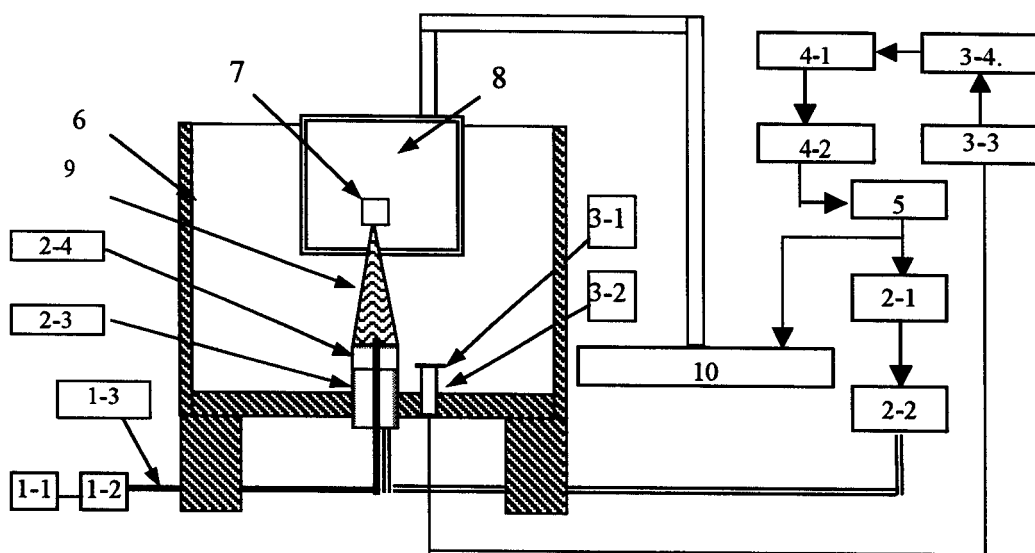


图 1

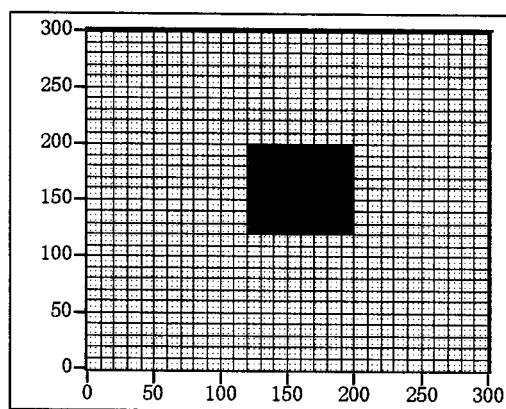


图 2 (单位 mm)

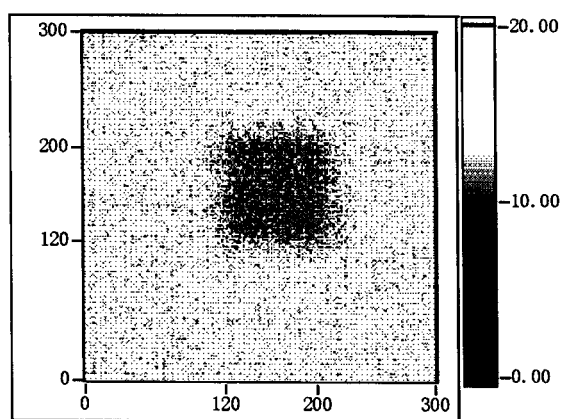


图 3 (单位 0.1mm)

专利名称(译)	聚焦超声调制反射式光学层析成像方法及其装置		
公开(公告)号	CN1422597A	公开(公告)日	2003-06-11
申请号	CN02149798.2	申请日	2002-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
[标]发明人	邢达 傅洪波		
发明人	邢达 傅洪波		
IPC分类号	A61B6/00 A61B8/00		
代理人(译)	何燕玲		
其他公开文献	CN1230125C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

聚焦超声调制反射式光学层析成像方法,利用聚焦超声对入射到深层生物组织的激光进行调制和组织定位,用光学技术进行高灵敏度的检测技术和实时快速的傅里叶变换处理信号,可得到病变组织部位的层析图。入射激光与调制超声保持同轴,并且信号激发装置和信号收集装置同侧的反射式模式;一种聚焦超声调制的光学层析成像装置,由激光器、光偏振组件、超声组件、光电转换组件、信号显示和实时快速的傅里叶变换模块、计算机等部分连接组成。本发明具有无损伤,灵敏度高的优点,可显著提高对生物病变组织的诊断能力。

