



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105796063 A  
(43)申请公布日 2016.07.27

(21)申请号 201610313917.6

(22)申请日 2016.05.13

(71)申请人 李瑞东

地址 272000 山东省济宁市任城区古槐路  
89号济宁医学院附属医院

(72)发明人 李瑞东 袁国珍

(74)专利代理机构 济宁宏科利信专利代理事务  
所 37217

代理人 樊嵩

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

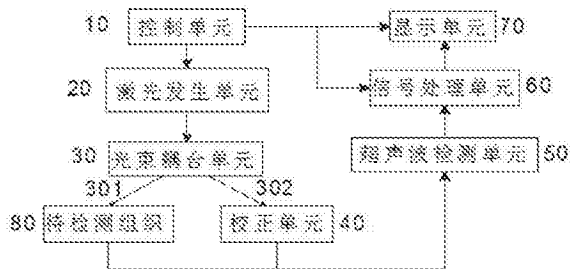
权利要求书1页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

肿瘤检测装置

(57)摘要

本发明公开了一种肿瘤检测装置及其校正方法,属于医疗器械技术领域。该装置包括激光发生单元,用于产生高频脉冲激光;光束耦合单元,用于将所述激光发生单元产生的激光束分成两路,分别为第一路激光和第二路激光;校正单元,所述校正单元包括用于接收所述第一路激光的标准热弹性材料;以及超声检测单元,用于检测标准热弹性材料以及待检测组织产生的超声波。校正单元接受第一路激光产生超声波压强,根据所述超声波压强值及标准热弹性材料的参数得出所述第一路激光的流量密度;根据第一路激光与第二路激光之间的比例关系得出第二路激光的流量密度,进而获得待检测组织的超声波压强。本发明解决了现有装置检测准确度低的技术问题。



1. 一种肿瘤检测装置,其特征在于:包括,激光发生单元,用于产生高频脉冲激光;光束耦合单元,所述光束耦合单元用于将所述激光发生单元产生的激光束分成两路,分别为第一路激光和第二路激光;校正单元,所述校正单元包括用于接收所述第一路激光的标准热弹性材料;以及超声检测单元,所述超声检测单元用于检测标准热弹性材料以及待检测组织产生的超声波。

2. 根据权利要求1所述的肿瘤检测装置,其特征在于:还包括控制单元,所述控制单元用于根据待检测组织性质选择所述激光束的脉冲宽度,所述待检测组织根据不同激光束的脉冲宽度产生具有不同压强值的超声波。

3. 根据权利要求1所述的肿瘤检测装置,其特征在于:所述控制单元还用于控制所述激光发生单元产生若干次不同脉冲宽度的激光束,所述标准热弹性材料根据不同激光束的脉冲宽度产生具有不同压强值的超声波,根据若干次超声波压强及标准热弹性材料的参数得出若干个第一路激光的流量密度,将若干个第一激光的流量密度取平均值得出最终的第一激光的流量。

4. 根据权利要求1所述的肿瘤检测装置,其特征在于:所述光束耦合单元将所述高频脉冲激光平均分为两路,所述第一路激光和第二路激光的流量密度相等。

5. 根据权利要求1所述的肿瘤检测装置,其特征在于:还包括信号处理单元及显示单元,所述信号处理单元用于将所述超声波压强值转换为电信号并生成超声波图像,所述显示单元用于显示所述超声波图像。

6. 根据权利要求1所述的肿瘤检测装置,其特征在于:所述光束耦合单元与所述校正单元封装成一体结构,所述激光发生单元与所述光束耦合单元通过光纤连接。

7. 根据权利要求1所述的肿瘤检测装置,其特征在于:所述标准热弹性材料为金属材料、半导体材料、碳基材料或聚合物材料,所述标准热弹性材料成型为薄膜结构。

8. 一种肿瘤检测装置的校正方法,其特征在于:其包括权利要求1所述的肿瘤检测装置,所述激光发生单元产生高频脉冲激光,经过光束耦合单元分为第一路激光和第二路激光,校正单元接受所述第一路激光,所述超声检测单元检测所述标准热弹性材料产生的超声波,并根据所述超声波压强值及标准热弹性材料的参数得出所述第一路激光的流量密度,并根据第一路激光与第二路激光之间的比例关系得出第二路激光的流量密度。

9. 根据权利要求8所述的肿瘤检测装置的校正方法,其特征在于:所述第一路激光和第二路激光的流量密度相等。

10. 根据权利要求8所述的肿瘤检测装置的校正方法,其特征在于:所述控制单元控制所述高频脉冲激光产生若干次不同脉冲宽度的激光,所述标准热弹性材料根据不同激光束的脉冲宽度产生具有不同压强值的超声波,根据若干次超声波压强得出若干个第一路激光的流量密度,将若干个第一路激光的流量密度取平均值得出最终的第一路激光的流量密度。

## 肿瘤检测装置

### 技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械领域,特别涉及一种肿瘤检测装置。

### 背景技术

[0002] 恶性肿瘤是目前治疗难度较大,威胁人类生命的疾病。但是如能在早期发现并及时治疗,可以大大提高病人的生存率。肿瘤的早期诊断包括影像学诊断比如:光声成像、光声断层成像、光声光谱显微镜成像等,其中,光声成像是一种无损的医疗成像技术,它是基于光声效应,使用纳秒量级的短脉冲激光(光信号)照射生物组织,生物组织吸收短脉冲激光后,引起快速的热弹性膨胀产生机械波,由此产生超声波(光声信号)。超声探测器接收产生的超声波并通过一定的算法进行反投影,即得到组织中的光吸收分布。因此,当以相同的光能量照射不同的材料时,各种不同的材料可以产生具有不同压强量值的超声波。医学研究表明:癌症患者早期会有部分肿瘤细胞进入血液系统,肿瘤细胞受到特定波段的激光照射后将光能转化成热能,肿瘤细胞受热膨胀时会发出一种特定波长的超声波,该超声波的频率和正常细胞的受热膨胀发出的超声波的频率不同。因此,通过检测到进入血液中的循环肿瘤细胞成为癌症早期发现的一个关键手段。

[0003] 然而,构成人体的许多材料具有低光能吸收系数,与高光能吸收系数的血液相比,低光能吸收系数的皮肤组织产生的声波的压强量值较小,因而,透过皮肤再对血液进行激光辐射后产生的超声波压强值较小,检测结果容易输入值的微小变化而受到较大影响。而将静脉取样在体外染色后再进行检测,取样染色过程往往会影响细胞在活体内的生理环境,其检测结果往往不够准确。因此,如何以人体为研究对象,进行在体、实时检测肿瘤细胞是一个迫在眉睫的问题。

### 发明内容

[0004] 为此,本发明所要解决的技术问题在于现有肿瘤检测装置检测准确性不高的问题,提供一种检测准确度较高的肿瘤检测装置。

[0005] 为解决上述技术问题,本发明的一种肿瘤检测装置,包括,激光发生单元,用于产生高频脉冲激光;光束耦合单元,所述光束耦合单元用于将所述激光发生单元产生的激光束分成两路,分别为第一路激光和第二路激光;校正单元,所述校正单元包括用于接收所述第一路激光的标准热弹性材料;以及超声检测单元,所述超声检测单元用于检测标准热弹性材料以及待检测组织产生的超声波。

[0006] 进一步地,上述肿瘤检测装置还包括控制单元,所述控制单元用于根据待检测组织性质选择所述激光束的脉冲宽度,所述待检测组织根据不同激光束的脉冲宽度产生具有不同压强值的超声波。

[0007] 进一步地,上述肿瘤检测装置中,所述控制单元还用于控制所述激光发生单元产生若干次不同脉冲宽度的激光束,所述标准热弹性材料根据不同激光束的脉冲宽度产生具有不同压强值的超声波,根据若干次超声波压强及标准热弹性材料的参数得出若干个第一

路激光的流量密度,将若干个第一激光的流量密度取平均值得出最终的第一激光的流量。

[0008] 进一步地,上述肿瘤检测装置中,所述光束耦合单元将所述高频脉冲激光平均分为两路,所述第一路激光和第二路激光的流量密度相等。

[0009] 进一步地,上述肿瘤检测装置还包括信号处理单元及显示单元,所述信号处理单元用于将所述超声波压强值转换为电信号并生成超声波图像,所述显示单元用于显示所述超声波图像。

[0010] 进一步地,上述肿瘤检测装置中,所述光束耦合单元与所述校正单元封装成一体结构,所述激光发生单元与所述光束耦合单元通过光纤连接。

[0011] 进一步地,上述肿瘤检测装置中,所述标准热弹性材料为金属材料、半导体材料、碳基材料或聚合物材料,所述标准热弹性材料成型为薄膜结构。

[0012] 本发明同时公开一种肿瘤检测装置的校正方法,其包括上述的肿瘤检测装置,所述激光发生单元产生高频脉冲激光,经过光束耦合单元分为第一路激光和第二路激光,校正单元接受所述第一路激光,所述超声检测单元检测所述标准热弹性材料产生的超声波,并根据所述超声波压强值及标准热弹性材料的参数得出所述第一路激光的流量密度,并根据第一路激光与第二路激光之间的比例关系得出第二路激光的流量密度。

[0013] 上述肿瘤检测装置的校正方法中,所述第一路激光和第二路激光的流量密度相等。

[0014] 上述肿瘤检测装置的校正方法中,所述控制单元控制所述高频脉冲激光产生若干次不同脉冲宽度的激光,所述标准热弹性材料根据不同激光束的脉冲宽度产生具有不同压强值的超声波,根据若干次超声波压强得出若干个第一路激光的流量密度,将若干个第一路激光的流量密度取平均值得出最终的第一路激光的流量密度。

[0015] 本发明的上述技术方案相比现有技术具有以下优点:

(1)由于现有的激光发生器出射的激光密度由于出厂误差等因素会出现一定偏差,因此,根据激光发生器产品标定激光密度及待检测组织产生的超声波压强值推导待检测组织的参数会有较大偏差;本发明的肿瘤检测装置包括一个校正单元,校正单元包括用于接收第一路激光的标准热弹性材料;使部分激光束照射已知的标准热弹性材料,根据标准热弹性材料产生的超声波压强值,计算得出激光束的激光密度;由于热弹性材料的高光能吸光性能,其产生的超声波压强较高,可以较为准确地得出第一路激光的流量密度,并根据第一路激光与第二路激光的关系得出第二路激光的流量密度;提高了肿瘤检测装置的检测准确性。

[0016] (2)为了进一步提高检测准确性,所述控制单元还用于控制所述激光发生单元产生若干次不同脉冲宽度的激光束,所述标准热弹性材料根据不同激光束的脉冲宽度产生具有不同压强值的超声波,根据若干次超声波压强及标准热弹性材料的参数得出若干个第一路激光的流量密度,将若干个第一激光的流量密度取平均值得出最终的第一激光的流量密度。通过上述取平均值的方式使第一路激光的流量密度更为精确。

[0017] (3)所述光束耦合单元与所述校正单元封装成一体结构,两者封装于一体可以在制造时较好地保证所述光束耦合单元的出光端与热弹性材料匹配,避免两者分体制造,安装时的误差导致第一路激光的出光面积与第二路激光的出光面积的比值与设定比值不一致的问题,进一步保证了检测准确性。

## 附图说明

[0018] 为了使本发明的内容更容易被清楚的理解,下面根据本发明的具体实施例并结合附图,对本发明作进一步详细的说明,其中

图1是本发明的肿瘤检测装置的系统原理图;

图2是本发明的肿瘤检测装置生成超声波图像方法的流程图。

[0019] 图中附图标记表示为:

10-控制单元,20-激光发生单元,30-光束耦合单元,301-第一路激光,302-第二路激光,40-校正单元,50-超声检测单元,60-信号处理单元,70-显示单元,80-待检测组织。

## 具体实施方式

[0020] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0021] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“中心”、“上”、“下”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。此外,术语“第一”、“第二”、“第三”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0022] 在本发明的描述中,需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0023] 此外,下面所描述的本发明不同实施方式中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0024] 本发明的肿瘤检测装置用于通过使用激光诱导超声波来确定患者体内是否形成了肿瘤。具有流量密度I的激光束照射待检测材料时,待检测材料可以吸收热能H,如下列等式1所示:

$$\text{等式1: } H = (1 - R) \cdot I \cdot \mu e^{\mu z} = (1 - R) \cdot I \cdot \mu e^{\mu z}$$

这里,R 代表待检测材料在特定光波长下的反射系数, $\mu$ 代表待检测材料在特定光波长下的吸收系数,z 代表沿与待检测材料表面相对于激光的表面垂直的方向的距离。

[0025] 此外,如等式2 所示,待检测材料处可以发生温度T 的变化,并且由于温度T 的变化,如等式3 所示,待检测材料的体积V 也可以变化。

$$\text{[0026] 等式2 : } \frac{k}{c^2} \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} + \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \nabla T) + H \quad \frac{k}{c^2} \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} + \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \nabla T) + H$$

$$\text{等式3 : } \frac{\partial^2}{\partial t^2} \left( \frac{\Delta V}{V} \right) = \beta \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} \quad \frac{\partial^2}{\partial t^2} \left( \frac{\Delta V}{V} \right) = \beta \frac{\partial^2 T}{\partial t^2}$$

这里,k 代表导热系数,C 代表热传播速度, $\rho$ 代表待检测材料的密度, $C_p$  代表待检测材料的比热, $\beta$ 代表相对于体积膨胀的相应的热系数。

[0027] 结果,如下列等式4 所示,待检测材料体积变化产生具有压强P 的声波。

$$[0028] \quad \text{等式4 : } \frac{1}{\rho} \left( \nabla^2 - \frac{1}{v_s^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) P = - \frac{\partial^2}{\partial t^2} \left( \frac{\Delta V}{V} \right) \quad \frac{1}{\rho} \left( \nabla^2 - \frac{1}{v_s^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) P = - \frac{\partial^2}{\partial t^2} \left( \frac{\Delta V}{V} \right)$$

这里,  $v_s$  代表声波的速度。通过上述等式1-等式4可以看出,激光诱导声波被产生为激光束的能量,被待检测材料及待检测组织吸收,并转化成压强。

[0029] 本发明即利用上述激光激发超声波原理而提出的。如图1所示为本发明的肿瘤检测装置,包括,激光发生单元20,光束耦合单元30、校正单元以及超声检测单元50。

[0030] 其中,激光发生单元20用于产生高频脉冲激光,所述光束耦合单元30用于将所述激光发生单元产生的激光束分成两路,分别为第一路激光301和第二路激光302;所述校正单元40包括用于接收所述第一路激光的标准热弹性材料;所述超声检测单元50用于检测标准热弹性材料以及待检测组织80产生的超声波。

[0031] 由于激光发生单元20出射的激光密度I由于出厂误差等因素会出现一定偏差,本发明通过增加一个校正单元40,使部分激光束照射已知的标准热弹性材料,根据标准热弹性材料产生的超声波压强值,计算得出激光束的激光密度;由于热弹性材料的高光能吸光性能,其产生的超声波压强较高,可以较为准确地得出第一路激光的流量密度,并根据第一路激光与第二路激光的关系得出第二路激光的流量密度;提高了肿瘤检测装置的检测准确性。

[0032] 由于不同脉冲宽度的激光产生的超声波压强值不同,且实验表明激光束的脉冲宽度越小,激光诱导声波的压强量值越大,优选的,激光束的脉冲宽度可以为纳秒级或皮秒级;本发明还包括控制单元10,其可以根据待检测组织性质选择所述激光束的脉冲宽度,所述待检测组织80根据不同激光束的脉冲宽度产生具有不同压强值的超声波。

[0033] 为了进一步提高检测准确性,所述控制单元10还用于控制所述激光发生单元20产生若干次不同脉冲宽度的激光束,所述标准热弹性材料根据不同激光束的脉冲宽度产生具有不同压强值的超声波,根据若干次超声波压强及标准热弹性材料的参数得出若干个第一路激光301的流量密度,将若干个第一激光301的流量密度取平均值得出最终的第一激光的流量密度。

[0034] 作为一种实施方式,所述光束耦合单元30将所述高频脉冲激光平均分为两路,这种方式可以在制造环节控制光束耦合单元30的出光面积,使通过光束耦合单元的所述第一路激光301和第二路激光302的流量密度相等,避免了中间换算环节导致的偏差。

[0035] 作为另一种可以实施的方式,由于人体的待检测组织的低光能吸收性能,还可以控制光束耦合单元30使第二路激光302的流量密度大于第一路激光301的流量密度,优选设置为整数倍。避免中间换算导致中间误差较大的问题。

[0036] 本发明的肿瘤检测装置还包括信号处理单元60及显示单元70,所述信号处理单元60用于将所述超声波压强值转换为电信号并生成超声波图像,所述显示单元70用于显示所述超声波图像。

[0037] 所述光束耦合单元30与所述校正单元40封装成一体结构,两者封装于一体可以在制造时较好地保证所述光束耦合单元30中第一路激光301及第二路激光302的出光面积,避免两者分体制造,在进行安装时导致的误差,进一步保证了检测准确性。

[0038] 所述激光发生单元20与所述光束耦合单元30通过光纤连接。所述标准热弹性材料

为金属材料、半导体材料、碳基材料或聚合物材料,且被成型为薄膜结构。例如,热弹性材料由Cr、Au、Al等金属,或碳纳米管或硅形成。

[0039] 本实施例还公开了上述肿瘤检测装置的校正方法,如图2所示,其包括以下步骤:

S100:所述激光发生单元产生高频脉冲激光,经过光束耦合单元分为第一路激光和第二路激光;

S110:校正单元接受所述第一路激光,所述超声检测单元检测所述标准热弹性材料产生的超声波压强,并根据所述超声波压强值及标准热弹性材料的参数得出所述第一路激光的流量密度,

S120:根据第一路激光与第二路激光之间的比例关系得出校正后的第二路激光的流量密度。

[0040] 由于激光发生单元出射的激光密度由于出厂误差等因素会出现一定偏差,本发明通过增加一个校正单元的方式,得出激光束的激光密度;由于热弹性材料的高光能吸光性能,其产生的超声波压强较高,可以较为准确地得出第一路激光的流量密度,并根据第一路激光与第二路激光的关系得出第二路激光的流量密度;提高了肿瘤检测装置的检测准确性。

[0041] 作为一种优选的实施方式,上述肿瘤检测装置的光束耦合器将所述激光束平均分为两路,第一路激光和第二路激光的流量密度相等,减少了中间换算步骤;进一步提高了检测准确性。

[0042] 进一步的,为了获得更为准确的第一路激光301的流量密度;所述控制单元10控制所述高频脉冲激光产生若干次不同脉冲宽度的激光,所述标准热弹性材料根据不同激光束的脉冲宽度产生具有不同压强值的超声波,根据若干次超声波压强得出若干个第一路激光301的流量密度,将若干个第一激光301的流量密度取平均值得出最终的第一路激光301的流量密度。

[0043] 本发明的肿瘤检测装置生成超声波图像方法在上述校正方法的基础上还包括以下步骤,如图2所示,

S130:待检测组织接受第二路激光302照射,并产生第二超声波;

S140:根据第二路激光302的流量密度以及第二超声波,形成超声波图像。

[0044] 根据超声波图像得出待检测组织的性质,由于肿瘤细胞受激光照射后形成一种特定波长的超声波,该超声波的频率和正常细胞的超声波的频率不同,可以准确地判断是否具有肿瘤细胞存在。

[0045] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

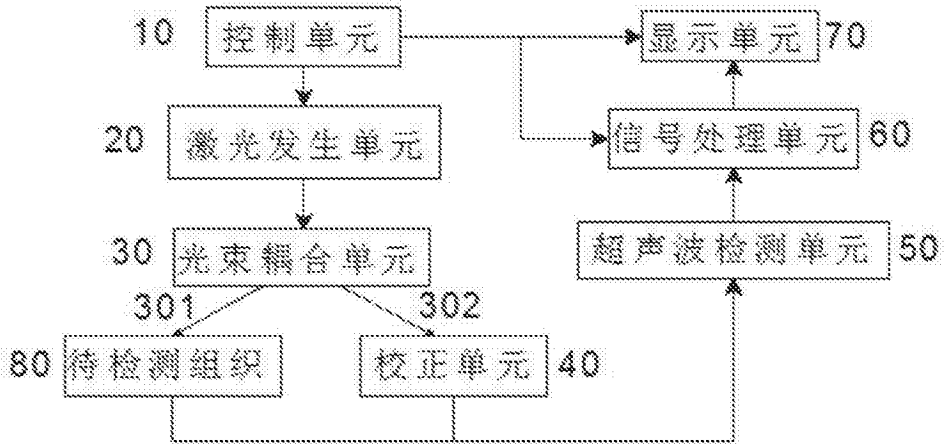


图1

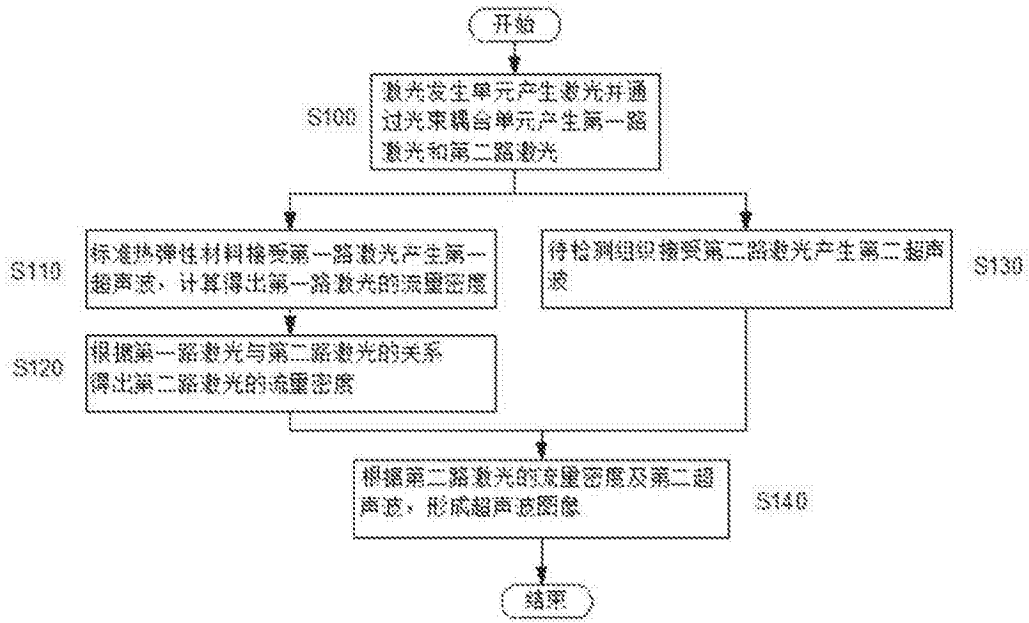


图2

专利名称(译)	肿瘤检测装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN105796063A</a>	公开(公告)日	2016-07-27
申请号	CN201610313917.6	申请日	2016-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	李瑞东		
申请(专利权)人(译)	李瑞东		
当前申请(专利权)人(译)	李瑞东		
[标]发明人	李瑞东 袁国珍		
发明人	李瑞东 袁国珍		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/4887 A61B5/7225 A61B8/085 A61B8/5207		
代理人(译)	樊嵩		
其他公开文献	CN105796063B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种肿瘤检测装置及其校正方法，属于医疗器械技术领域。该装置包括激光发生单元，用于产生高频脉冲激光；光束耦合单元，用于将所述激光发生单元产生的激光束分成两路，分别为第一路激光和第二路激光；校正单元，所述校正单元包括用于接收所述第一路激光的标准热弹性材料；以及超声检测单元，用于检测标准热弹性材料以及待检测组织产生的超声波。校正单元接受第一路激光产生超声波压强，根据所述超声波压强值及标准热弹性材料的参数得出所述第一路激光的流量密度；根据第一路激光与第二路激光之间的比例关系得出第二路激光的流量密度，进而获得待检测组织的超声波压强。本发明解决了现有装置检测准确度低的技术问题。

