



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105232004 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 13

(21) 申请号 201510788892. 0

(22) 申请日 2015. 11. 16

(71) 申请人 华南师范大学

地址 510631 广东省广州市天河区石牌中山大道西 55 号

(72) 发明人 杨思华 王雅婷 邢达

(74) 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有限公司 44245

代理人 付茵茵 裘晖

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/107(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

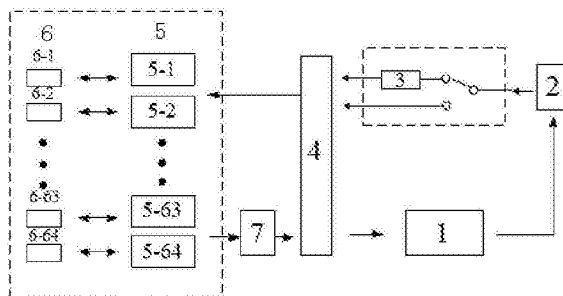
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置和成像方法

(57) 摘要

本发明涉及一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置包括计算机控制及成像系统、激光发射系统、延时模块、FPGA 控制及信号处理系统、数模转换器、超声接收 / 发射单元、手持式双模一体化探测器 ; 激光发射系统的脉冲触发分成两路, 一路直接与 FPGA 控制及信号处理系统相接触发光声信号采集, 另一路通过延时模块与 FPGA 控制及信号处理系统相接触发超声信号采集; 通过生成的光声图像和超声图像精确测量黑色素瘤的厚度。本发明还涉及一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像方法。本发明通过无损的方式可以精准的测量不同分期的黑色素瘤厚度, 体积小巧, 为临床快速检测提供了可能性, 属于光声和超声成像测量技术领域。



1. 一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,其特征在于:包括:计算机控制及成像系统、激光发射系统、延时模块、FPGA 控制及信号处理系统、数模转换器、超声接收/发射单元、手持式双模一体化探测器;计算机控制及成像系统与激光发射系统相接;激光发射系统的脉冲触发分成两路,一路直接与 FPGA 控制及信号处理系统相接触发光声信号采集,另一路通过延时模块与 FPGA 控制及信号处理系统相接触发超声信号采集;沿着信号的流向,FPGA 控制及信号处理系统、超声接收/发射单元、手持式双模一体化探测器、超声接收/发射单元、数模转换器、FPGA 控制及信号处理系统、计算机控制及成像系统依次设置。

2. 按照权利要求 1 所述的一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,其特征在于:所述

计算机控制及成像系统控制激光发射系统的运行,控制延时模块的启闭,接收光声/超声信号,实现实时成像;

激光发射系统发射激光;

延时模块将激光延迟用于超声成像模式;

FPGA 控制及信号处理系统控制超声接收/发射单元发射及接收信号并将光声/超声信号处理后返回计算机控制及成像系统;

超声接收/发射单元在光声成像模式下仅接收信号,在超声成像模式下发射和接收信号;

手持式双模一体化探测器与皮肤接触,发射信号至皮肤并接收皮肤反射的信号。

3. 按照权利要求 1 所述的一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,其特征在于:所述手持式双模一体化探测器包括:外壳和依次设置在外壳中的光纤束、线准直透镜、线聚焦透镜、超声探测器阵列;超声接收/发射单元与光纤束相接;超声探测器阵列接收皮肤反射的信号,将信号传送至超声接收/发射单元。

4. 按照权利要求 3 所述的一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,其特征在于:所述光纤束包括  $n$  条光纤,超声探测器阵列包括  $n$  组阵元片,超声接收/发射单元包括  $n$  组接收/发射电路,一条光纤和一组阵元片对应接入一组接收/发射电路; $n$  组接收/发射电路并联的接入 FPGA 控制及信号处理系统;其中  $n$  取正整数。

5. 按照权利要求 4 所述的一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,其特征在于:所述光纤束为多根光纤呈线性排列结构的多模光纤。

6. 按照权利要求 4 所述的一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,其特征在于:所述阵元片的数量为多组;每组阵元片的数量为两个,对称的设置照射皮肤的信号的两侧;同一侧的多个阵元片排成一列。

7. 按照权利要求 6 所述的一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,其特征在于:每个阵元片均与皮肤表面呈 5 度至 10 度角;同组的两个阵元片成八字形,八字形的大开口朝向皮肤。

8. 按照权利要求 3 所述的一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,其特征在于:所述线聚焦透镜的形状为长条形,凸面向下,焦长为 22-30 毫米。

9. 一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像方法,使用权利要求 1 至 8 中任一项所述的一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,其特征在于:包括如下步

骤：

a. 计算机控制及成像系统控制激光发射系统的运行，激光发射系统发射激光，同时为光声成像和超声成像提供触发信号，一路触发信号直接触发光声信号采集，即步骤 b，另一路触发信号经过延时模块触发超声信号采集，即步骤 c，实现光声成像和超声成像在同一采集部位的分步触发；

b. 激光经过 FPGA 控制及信号处理系统，经过超声接收 / 发射单元的信号放大，再通过手持式双模一体化探测器照射皮肤，手持式双模一体化探测器的超声探测器阵列接收皮肤反射的光声信号，将光声信号返回超声接收 / 发射单元变为电信号，电信号经数模转换器、FPGA 控制及信号处理系统后到达计算机控制及成像系统；其中 FPGA 控制及信号处理系统在光声成像模式下，通过超声接收 / 发射单元采集光声信号，用来进行光声成像重组，超声接收 / 发射单元仅工作于接收模式；

c. 激光经过延时模块和 FPGA 控制及信号处理系统激发超声接收 / 发射单元发射信号，信号激发手持式双模一体化探测器产生超声信号照射皮肤，手持式双模一体化探测器的超声探测器阵列接收皮肤反射的超声信号，将超声信号返回超声接收 / 发射单元变为电信号，电信号经数模转换器、FPGA 控制及信号处理系统后到达计算机控制及成像系统；其中，当 FPGA 控制及信号处理系统的控制开关选择超声成像模式时，FPGA 控制及信号处理系统控制超声接收 / 发射单元发射超声信号并采集超声信号，用来进行超声成像重组，超声接收 / 发射单元工作于接收 / 发射模式；

d. 计算机控制及成像系统包括含光声成像和超声成像的双模成像模式，生成光声图像和超声图像，通过两幅图像提供黑色素瘤厚度的测试结果。

10. 按照权利要求 9 所述的一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像方法，其特征在于：步骤 d 中，由超声图像指示表皮所在位置，由光声图像指示黑色素瘤上表面所在位置；当光声信号测量黑色素瘤下表面信号距离上表面信号大于 1.5mm，或光声信号下表面信号信噪比小于 6db 时，由超声图像指示黑色素瘤下表面位置，反之，则由光声图像指示黑色素瘤下表面位置。

## 一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置和成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及通过光声和超声成像测量黑色素瘤厚度的技术,具体的说,涉及一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置和成像方法。

### 背景技术

[0002] 黑色素瘤厚度是判断术后五年存活率的重要标准。黑色素瘤浸润厚度(Clark 等级)的增加与较差的预后有关。组织学判断治疗和预后主要通过显微镜观测黑素瘤组织学上的浸润深度而决定。组织学分级需要进行充分的活检。但是,活检会给病人带来痛苦并留下疤痕,并且,有损的切除有可能带来进一步的恶变。现阶段,无损测量黑色素瘤厚度的主要方法是超声成像,目前常用于黑色素瘤测量的高频超声,主频一般为 15-20Mhz,这种模式的超声成像深度较深(cm),但是对厚度小于 1.5mm,尤其是小于 0.75mm 的黑色素瘤,厚度统计误差较大。

[0003] 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。光声成像是基于组织吸收的成像,早期黑色素瘤虽然声阻抗与周围组织相差不大,但其内含有大量黑色素,可以得到高对比对高分辨率的光声结果。但光声成像对黑色素瘤的成像深度有限,因此,通过结合光声和超声成像,可以得到不同分期黑色素瘤厚度,同时,表皮与耦合剂的声阻抗差异较大,可以被超声成像清晰的呈现,从而提高黑色素瘤浸润深度检测的准确性。

### 发明内容

[0004] 针对现有技术中存在的技术问题,本发明的目的是:提供一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置和成像方法,能够实时快速、精准测量不同分期黑色素瘤的厚度。

[0005] 为了达到上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0006] 一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,包括:计算机控制及成像系统、激光发射系统、延时模块、FPGA 控制及信号处理系统、数模转换器、超声接收/发射单元、手持式双模一体化探测器;计算机控制及成像系统与激光发射系统相接;激光发射系统的脉冲触发分成两路,一路直接与 FPGA 控制及信号处理系统相接触发光声信号采集,另一路通过延时模块与 FPGA 控制及信号处理系统相接触发超声信号采集;沿着信号的流向,FPGA 控制及信号处理系统、超声接收/发射单元、手持式双模一体化探测器、超声接收/发射单元、数模转换器、FPGA 控制及信号处理系统、计算机控制及成像系统依次设置。

[0007] 计算机控制及成像系统控制激光发射系统的运行,控制延时模块的启闭,接收光声/超声信号,实现实时成像;激光发射系统发射激光;延时模块将激光延迟用于超声成像

模式 ;FPGA 控制及信号处理系统控制超声接收 / 发射单元发射及接收信号并将光声 / 超声信号处理后返回计算机控制及成像系统 ;超声接收 / 发射单元在光声成像模式下仅接收信号,在超声成像模式下发射和接收信号 ;手持式双模一体化探测器与皮肤接触,发射信号至皮肤并接收皮肤反射的信号。

[0008] 手持式双模一体化探测器包括 :外壳和依次设置在外壳中的光纤束、线准直透镜、线聚焦透镜、超声探测器阵列 ;超声接收 / 发射单元与光纤束相接 ;超声探测器阵列接收皮肤反射的信号,将信号传送至超声接收 / 发射单元。

[0009] 光纤束包括  $n$  条光纤,超声探测器阵列包括  $n$  组阵元片,超声接收 / 发射单元包括  $n$  组接收 / 发射电路,一条光纤和一组阵元片对应接入一组接收 / 发射电路 ; $n$  组接收 / 发射电路并联的接入 FPGA 控制及信号处理系统 ;其中  $n$  取正整数。

[0010] 光纤束为多根光纤呈线性排列结构的多模光纤。

[0011] 阵元片的数量为多组 ;每组阵元片的数量为两个,对称的设置照射皮肤的信号的两侧 ;同一侧的多个阵元片排成一列。

[0012] 每个阵元片均与皮肤表面呈 5 度至 10 度角 ;同组的两个阵元片成八字形,八字形的大开口朝向皮肤。

[0013] 线聚焦透镜的形状为长条形,凸面向下,焦长为 22-30 毫米。

[0014] 一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像方法,使用一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,包括如下步骤 :

[0015] a. 计算机控制及成像系统控制激光发射系统的运行,激光发射系统发射激光,同时为光声成像和超声成像提供触发信号,一路触发信号直接触发光声信号采集,即步骤 b,另一路触发信号经过延时模块触发超声信号采集,即步骤 c,实现光声成像和超声成像在同一采集部位的分步触发 ;

[0016] b. 激光经过 FPGA 控制及信号处理系统,经过超声接收 / 发射单元的信号放大,再通过手持式双模一体化探测器照射皮肤,手持式双模一体化探测器的超声探测器阵列接收皮肤反射的光声信号,将光声信号返回超声接收 / 发射单元变为电信号,电信号经数模转换器、FPGA 控制及信号处理系统后到达计算机控制及成像系统 ;其中 FPGA 控制及信号处理系统在光声成像模式下,通过超声接收 / 发射单元采集光声信号,用来进行光声成像重组,超声接收 / 发射单元仅工作于接收模式 ;

[0017] c. 激光经过延时模块和 FPGA 控制及信号处理系统激发超声接收 / 发射单元发射信号,信号激发手持式双模一体化探测器产生超声信号照射皮肤,手持式双模一体化探测器的超声探测器阵列接收皮肤反射的超声信号,将超声信号返回超声接收 / 发射单元变为电信号,电信号经数模转换器、FPGA 控制及信号处理系统后到达计算机控制及成像系统 ;其中,当 FPGA 控制及信号处理系统的控制开关选择超声成像模式时,FPGA 控制及信号处理系统控制超声接收 / 发射单元发射超声信号并采集超声信号,用来进行超声成像重组,超声接收 / 发射单元工作于接收 / 发射模式 ;

[0018] d. 计算机控制及成像系统包括含光声成像和超声成像的双模成像模式,生成光声图像和超声图像,通过两幅图像提供黑色素瘤厚度的测试结果。

[0019] 步骤 d 中,由超声图像指示表皮所在位置,由光声图像指示黑色素瘤上表面所在位置 ;当光声信号测量黑色素瘤下表面信号距离上表面信号大于 1.5mm,或光声信号下表

面信号信噪比小于 6db 时,由超声图像指示黑色素瘤下表面位置,反之,则由光声图像指示黑色素瘤下表面位置。

[0020] 总的说来,本发明具有如下优点:

[0021] 1. 通过无损的方式可以精准的测量不同分期的黑色素瘤厚度。

[0022] 2. 采用手持式双模一体化探测器,体积小,为临床快速检测提供了可能性。

[0023] 3. 光声、超声的双模成像模式,同时获得组织的光学特性和声阻抗信息。

[0024] 4. 采用线聚焦透镜线性聚焦光斑以及超声探测器阵列,较单个聚焦光斑以及单阵元探测器,速度更快,可以进行实时快速的双模成像。

[0025] 5. 阵元片与皮肤倾斜,通过物理聚焦,提高探测灵敏度。

## 附图说明

[0026] 图 1 是一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置的原理框图。

[0027] 图 2 是手持式双模一体化探测器的结构示意图。

[0028] 图 3 是手持式双模一体化探测器的光、声传输示意图。

[0029] 图 4a 是实施例一的超声成像图像。

[0030] 图 4b 是实施例一的光声成像图像。

[0031] 1 为计算机控制及成像系统,2 为激光发射系统,3 为延时模块,4 为 FPGA 控制及信号处理系统,5 为超声接收 / 发射单元,6 为手持式双模一体化探测器,7 为数模转换器。5-1, 5-2, …… ,5-64 为接收 / 发射电路。6-1, 6-2, …… ,6-64 为各组阵元片。

[0032] 61 为光纤束,62 为线准直透镜,63 为线聚焦透镜,64 为聚焦光束,65 为超声探测器阵列。

[0033] 11 指示模拟皮肤表面,12 指示模拟黑色素瘤上表面,13 指示厚度小于 1.5mm 的模拟黑色素瘤的标志下表面,14 指示厚度大于 1.5mm 的模拟黑色素瘤的标志下表面。

## 具体实施方式

[0034] 下面来对本发明做进一步详细的说明。

[0035] 一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置,包括:计算机控制及成像系统、激光发射系统、延时模块、FPGA 控制及信号处理系统、数模转换器、超声接收 / 发射单元、手持式双模一体化探测器。一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置采用现有的系统或模块重新排布连接而成,连接方式为:计算机控制及成像系统与激光发射系统相接;激光发射系统分成两路,一路直接与 FPGA 控制及信号处理系统相接触发光声信号采集,另一路通过延时模块与 FPGA 控制及信号处理系统相接触发超声信号采集;沿着信号的流向,FPGA 控制及信号处理系统、超声接收 / 发射单元、手持式双模一体化探测器、超声接收 / 发射单元、数模转换器、FPGA 控制及信号处理系统、计算机控制及成像系统依次设置。手持式双模一体化探测器采用现有的零部件重新排布连接而成。

[0036] 计算机控制及成像系统控制激光发射系统的运行,控制延时模块的启闭,接收光声 / 超声信号,实现实时成像。计算机控制及成像系统包括含光声成像和超声成像的双模成像模式,生成光声图像和超声图像,通过两幅图像提供黑色素瘤厚度的测试结果。

[0037] 激光发射系统用于产生激光,包含激光器、激光整形滤波元件以及光纤耦合装置。

其中激光器输出脉冲激光,经过激光整形滤波元件,由光纤耦合装置耦合进入光纤阵列。所述光纤阵列包含矩形阵列排布的光纤束。

[0038] 延时模块基于一个 555 芯片构成的延时电路,用于延时由激光器产生的外部触发,外部触发通过延时,触发超声信号的发射及采集。

[0039] FPGA 控制及信号处理系统包括信号调理与采集模块、动态随机存储器、Flash(闪存)、PXIe 控制器和 FPGA 控制器。其中 FPGA 控制器控制超声接收/发射单元发射及接收超声信号,信号调理与采集模块将输入的模拟信号转换成串行的数字信号后通过总线输入到 FIFO 模块,FIFO 模块将信号传输到主控制单元,将结果存储在内部 RAM 里面。FPGA 控制及信号处理系统是现有的设备,它是一种开发板,在上面写程序可以实现需要的功能,本发明中的 FPGA 控制及信号处理系统所达到的功能是现有的。

[0040] 数模转换器用于信号的转换,便于计算机控制及成像系统接收信号。

[0041] 超声接收/发射单元,包含 64 路并联的接入 FPGA 控制及信号处理系统的接收/发射电路。在光声成像模式下,接收/发射电路仅接收信号,作为放大电路信号的电路使用。在超声成像模式下,64 路接收/发射电路激励手持式双模一体化探测器产生并接收超声信号。

[0042] 手持式双模一体化探测器包括光纤束、线准直透镜、线聚焦透镜、超声探测器阵列、外壳。在外壳中,光纤束、线准直透镜、线聚焦透镜、超声探测器阵列依次设置。其中,光纤束包括 64 条光纤,超声探测器阵列包括 64 组阵元片,一条光纤和一组阵元片对应接入一组接收/发射电路。光纤束为 64 根光纤呈矩形阵列排列结构的多模光纤。线准直透镜用于准直光纤束出射的激光。线聚焦透镜用于将准直后的激光束聚焦成线性光源,线聚焦透镜的形状为长条形,凸面向下,焦长为 22-30 毫米。阵元片的数量为 64 组;每组阵元片的数量为两个,对称的设置照射皮肤的信号的两侧;同一侧的多个阵元片排成一列。每个阵元片均与皮肤表面呈 5 度至 10 度角;同组的两个阵元片成对称设置的八字形,八字形的大开口朝向皮肤,从而可将皮肤反射的信号聚拢收集。工作过程如下:激光经过光纤束导入,光纤束出射的激光,经过线准直透镜准直后,光束由线聚焦透镜聚焦为线光源照射组织表面,产生超声信号,经由超声探测器阵列接收,此时接收到的信号用于光声图像的重组;经过一段时间的延时后,超声探测器阵列发射超声并接收,此时接收到的信号用于超声信号的重组。如图 3 所示,聚焦光束照射组织表面,其中光焦点与探测器声焦点在同一平面上以提高光声信号检测的灵敏度。超声探测器阵列为对称放置的两行阵元片,对称位置的每两个阵元片分别为一组,每一组阵元片同时发射和接收信号。

[0043] 一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像方法,计算机控制及成像系统控制激光发射系统的开合,激光发射系统的外部触发(由时序控制自动选择通路)分为两路,如图 1 右侧的虚线框所示,通过控制开关选择通路,对光声信号或者超声信号的采集进行触发。其中,外部触发直接触发 FPGA 控制及信号处理系统,即图中所示开关选择下面通路,则为触发光声信号采集;外部触发通过延时模块,即图中开关选择上面通路时,触发 FPGA 控制及信号处理系统,则为触发超声信号采集。FPGA 控制及信号处理系统控制 64 路接收/发射电路,在光声模式下,接收/发射电路仅接收光声信号,作为放大电路信号的电路使用;在超声模式下,FPGA 控制及信号处理系统控制 64 路接收/发射电路激励超声探测器阵列产生并接收超声信号。在两种模式下,超声探测器阵列接收到声信号后转化的电信号都

通过数模转换器,接收进入 FPGA 控制及信号处理系统进行信号处理后传输进入计算机控制及成像系统。计算机控制及成像系统接收光声/超声信号,并进行图像重组,由超声图像指示表皮所在位置,由光声图像指示黑色素瘤上表面所在位置;黑色素瘤下表面位置的指示分为以下两种情况:当光声信号测量黑色素瘤下表面信号距离上表面信号大于 1.5mm,或光声信号下表面信号信噪比小于 6db 时,由超声图像指示黑色素瘤下表面位置,反之,则由光声图像指示黑色素瘤下表面位置。

[0044] 检测结果如图 4a 和图 4b 所示,超声图像指示表皮的位置,光声图像指示黑色素瘤上表面的位置,黑色素瘤下表面位置的指示以 1.5mm 为指标;在系统判定黑色素瘤厚度小于 1.5mm 时(即光声信号测量黑色素瘤下表面信号距离上表面信号小于 1.5mm),由光声成像提供黑色素瘤下表面位置;在系统判定黑色素瘤厚度大于 1.5mm 时,或光声信号下表面信号信噪比小于 6db 时,由超声成像指示黑色素瘤下表面位置。

[0045] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

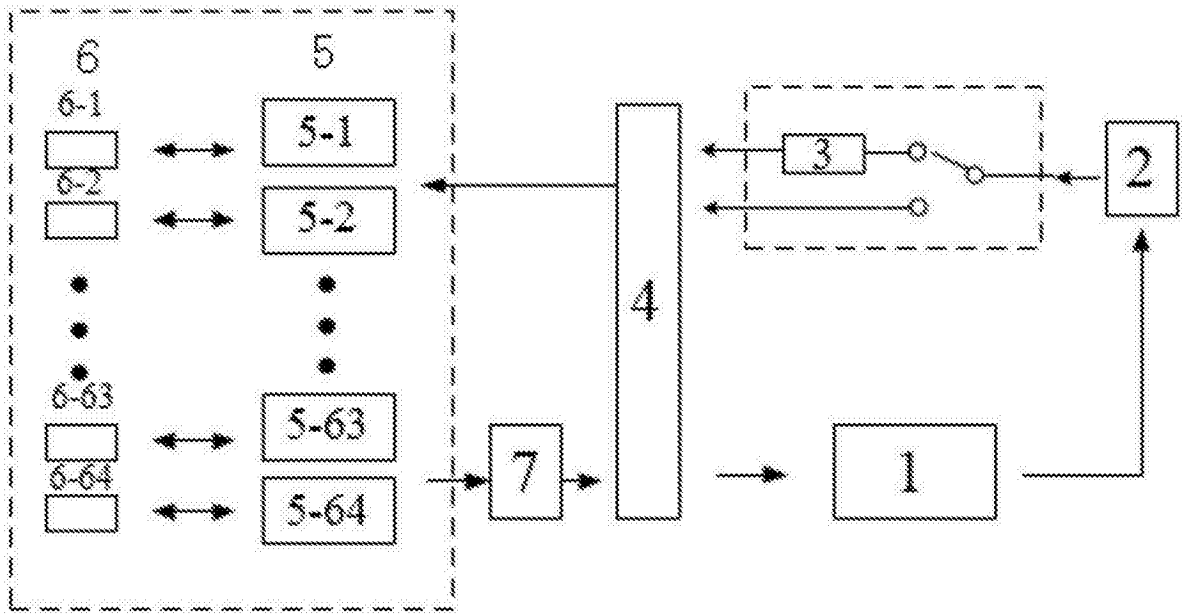


图 1

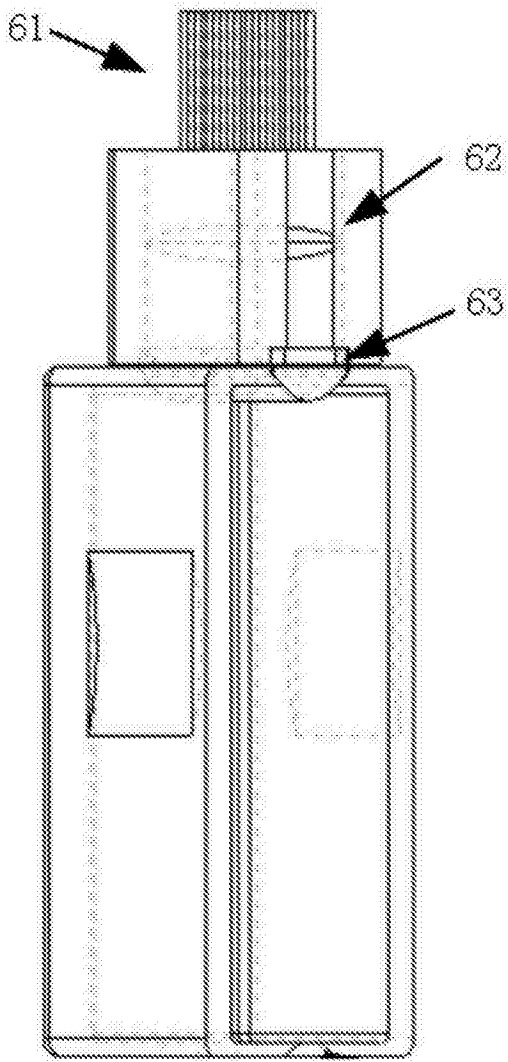


图 2

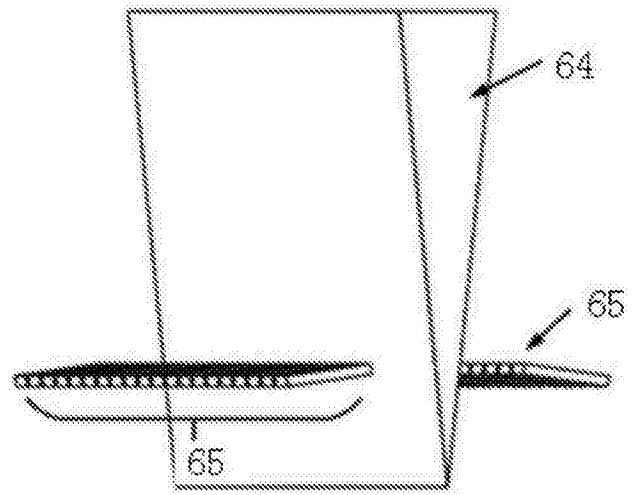


图 3

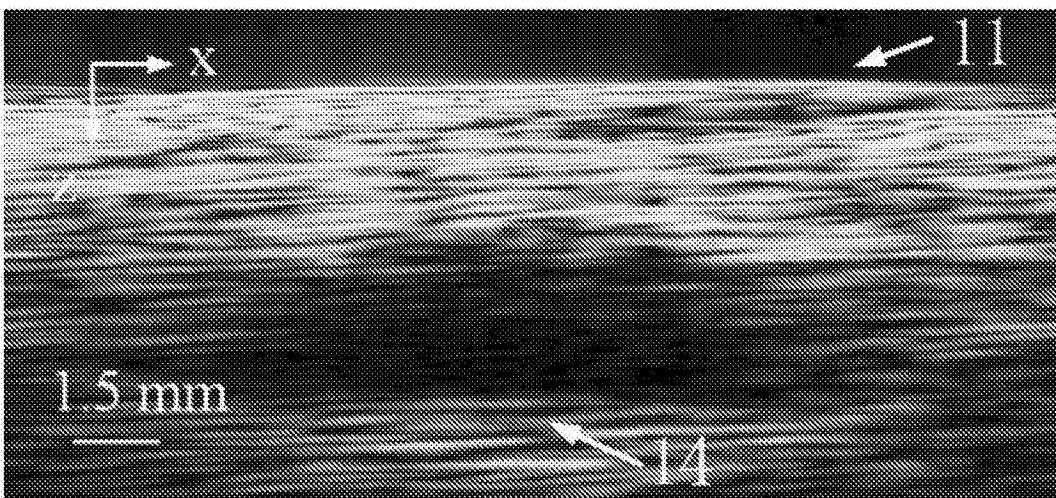


图 4a

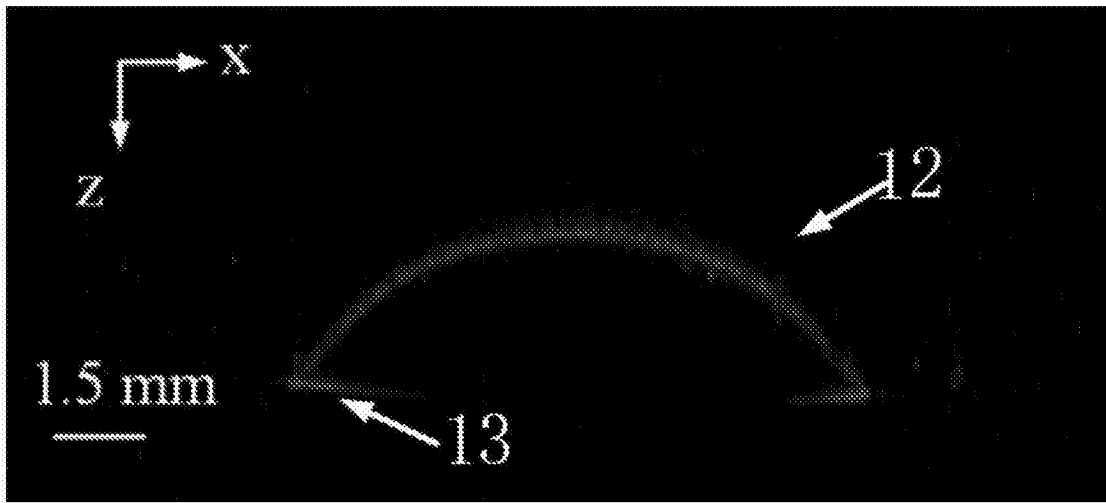


图 4b

专利名称(译)	一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置和成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN105232004A</a>	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	CN201510788892.0	申请日	2015-11-16
[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	杨思华 王雅婷 邢达		
发明人	杨思华 王雅婷 邢达		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/107 A61B8/00		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像装置包括计算机控制及成像系统、激光发射系统、延时模块、FPGA控制及信号处理系统、数模转换器、超声接收/发射单元、手持式双模一体化探测器；激光发射系统的脉冲触发分成两路，一路直接与FPGA控制及信号处理系统相接触发光声信号采集，另一路通过延时模块与FPGA控制及信号处理系统相接触发超声信号采集，通过生成的光声图像和超声图像精确测量黑色素瘤的厚度。本发明还涉及一种精准测量黑色素瘤厚度的光声超声联合成像方法。本发明通过无损的方式可以精准的测量不同分期的黑色素瘤厚度，体积小，为临床快速检测提供了可能性，属于光声和超声成像测量技术领域。

