



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104535539 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 22

(21) 申请号 201410808975. 7

(22) 申请日 2014. 12. 23

(71) 申请人 南京航空航天大学

地址 210016 江苏省南京市秦淮区御道街  
29 号

(72) 发明人 尹建华 吴曰超 张学喜 马坤  
毛之华

(74) 专利代理机构 江苏圣典律师事务所 32237  
代理人 贺翔

(51) Int. Cl.

G01N 21/552(2014. 01)

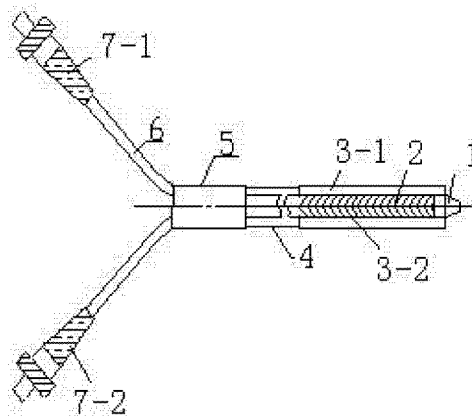
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54) 发明名称

中红外空心光纤 ATR 耦合探头

(57) 摘要

一种中红外 ATR 光纤耦合探头,属于生物医学光子学、分子光谱测定及装置技术领域。它包括 ATR 晶体探头(1)、入射光纤(2-1)、出射光纤(2-2)、手柄套(3)、双光纤保护层(4)、单光纤保护层(6)、连接套(5)、入射光纤跳线(7-1)、出射光纤跳线(7-2)。本发明通过采用中红外空心光纤和 ZnSe 晶体探头耦合的方法,并通过合理设计使其灵活、方便,可实现小面积单点探测和原位测量,同时又避免了光散射等因素引起的光谱变形,提高了红外光谱的质量,适于在体检测或活体检测,拓宽了 ATR 光谱测量技术在生物医学工程领域中的应用范围,在生物医学领域拥有广阔的应用前景。



1. 一种中红外 ATR 光纤耦合探头,其特征在於:

包括 ATR 晶体探头(1)、入射光纤(2-1)、出射光纤(2-2)、手柄套(3)、双光纤保护层(4)、单光纤保护层(6)、连接套(5)、入射光纤跳线(7-1)、出射光纤跳线(7-2);

所述 ATR 晶体探头(1)由 ZnSe 晶体材料制成,外形为削去锥尖的截头圆锥柱,即后段为圆柱,前段为截头圆锥;梯形的底部锥角为  $45-71^{\circ}$ ,上锥面直径为 0.5-1mm;

所述入射光纤(2-1)和出射光纤(2-2)前段并在一起并通过所述双光纤保护层(4)包裹;所述入射光纤(2-1)和出射光纤(2-2)前端与 ATR 晶体探头(1)耦合;

所述入射光纤(2-1)和出射光纤(2-2)后段分开并分别用单光纤保护层(6)包裹;所述入射光纤(2-1)和出射光纤(2-2)末端分别连接入射光纤跳线(7-1)、出射光纤跳线(7-2);

所述连接套(5)包裹在所述入射光纤(2-1)和出射光纤(2-2)分开处,且连接套(5)一直搭接到双光纤保护层(4)和单光纤保护层(6)上;

所述手柄套(3)安装在入射光纤(2-1)和出射光纤(2-2)前段且包裹住 ATR 晶体探头(1)的后段;

所述 ATR 晶体探头(1)的下锥面直径为  $2O \sim 2.1O$ ,  $O$ 为入射、出射光纤(2)的直径,单位为毫米;

所述入射光纤(2-1)、出射光纤(2-2)为中红外空心光纤,波长范围为。

2. 根据权利要求 1 所述的中红外 ATR 光纤耦合探头,其特征在於:

所述的 ATR 晶体探头为 ZnSe 晶体,底部锥角为  $70^{\circ}$ ,上锥面与下锥面直径分别为 0.75mm、2.5mm;

所述入射和出射光纤的内径、玻璃层外径和缓冲层外径分别为  $750 \mu\text{m}$ 、 $950 \mu\text{m}$  和  $1200 \mu\text{m}$ 。

## 中红外空心光纤 ATR 耦合探头

### 技术领域

[0001] 本发明属于一种在体检测生物组织和灵活监测化学反应的红外光谱测量方法及其专用装置,属于生物医学光子学、分子光谱测定及装置技术领域。

### 背景技术

[0002] 衰减全反射 (attenuated total reflection) 技术是光谱测试中新的应用较广泛的红外光谱测量技术。衰减全反射技术具有制样与清洗简单,无需预处理,不破坏样品,可测定少量含水和小颗粒样品,可消除光散射等因素影响,所测得的红外光谱质量高,不存在干涉条纹,特征谱带清晰不变形等优点(化学计量学方法与分子光谱分析技术,褚小立,化学工业出版社,第一版,196-203,208-210)。随着傅里叶红外光谱仪的发展和广泛应用,这种技术已经成为经常使用的红外样品测试的重要手段,被广泛应用于医药、生物医学、石化、材料、农林业、环境等多领域的定量和定性分析。

[0003] ATR 附件由光导入部件、ATR 晶体、光导出部件等几个部件组成。现有的 ATR 测量附件缺少灵活的光导入、导出部件,常用在中红外范围的(卤化银)多晶光纤和硫化玻璃光纤都有一定的测量缺陷:硫化玻璃光纤对中红外光谱传输范围较窄并含有毒性;卤化银多晶光纤则因其材料的感光特性而具有较差的化学稳定性。并且,ATR 晶体探头几何尺寸较大,很难达到我们要求的活体检测甚至在线和实时测量的要求,而在目前生物医学领域中采用红外波导传感器技术通过插入活检针或导管的方法进行在线和实时测量,以实现可视信息和红外光谱数据结合在一起用于微创医学(内窥镜)和开放手术,进而获得更丰富的组织信息的理念和技术恰是 21 世纪两种极具吸引力的理念和手术技术(一种高光通量红外 ATR 探头,CN 104062009A;一种检测生物体组织红外光谱的方法和装置,CN 1397794A;U Bindig, G Muller, Fibre-optic laser-assisted infrared tumour diagnostics (FLAIR). J Phys D: Appl Phys 2005 ;38, 2716 - 2731)。

[0004] 空心光纤具有无毒性和高的柔韧性及化学稳定性,若在其内壁镀上金属膜,则光在其中传播和反射时损耗较低且传输速率较高(C. Huang, S. Kino, T. Katagiri, et al, Remote Fourier transform-infrared spectral imaging system with hollow-optical fiber bundle. Appl Opt 2012 ;51, 6913-6916)。ATR 晶体探头可以极大地提高光谱成像的空间分辨率且能够有效地消除信息采集时的各类光散射和镜面反射等光学假象以及水分对红外光谱的影响。因此,通过采用空心光纤和晶体探头耦合的方法来进行衰减全反射测量可以很好的实现活体或在线实时检测的要求,在生物医学领域将极具应用前景。

### 发明内容

[0005] 本发明提供了一种操作灵活、方便,适于在体检测或活体检测的中红外空心光纤 ATR 耦合探头,扩大 ATR 光谱测量技术在生物医学工程领域中的应用范围。

[0006] 本发明所采用的技术方案是:一种中红外 ATR 光纤耦合探头,其特征在于:

[0007] 包括 ATR 晶体探头、入射光纤、出射光纤、手柄套、双光纤保护层、单光纤保护层、连接套、入射光纤跳线、出射光纤跳线；

[0008] 所述 ATR 晶体探头由 ZnSe 晶体材料制成，外形为削去锥尖的截头圆锥柱，即后段为圆柱，前段为截头圆锥；梯形的底部锥角为  $45-71^{\circ}$ ，上锥面直径为 0.5-1mm；

[0009] 所述入射光纤和出射光纤前段并在一起并通过所述双光纤保护层包裹；所述入射光纤和出射光纤前端与 ATR 晶体探头耦合；

[0010] 所述入射光纤和出射光纤后段分开并分别用单光纤保护层包裹；所述入射光纤和出射光纤末端分别连接入射光纤跳线、出射光纤跳线；

[0011] 所述连接套包裹在所述入射光纤和出射光纤分开处，且连接套一直搭接到双光纤保护层和单光纤保护层上；

[0012] 所述手柄套安装在入射光纤和出射光纤前段且包裹住 ATR 晶体探头的后段；

[0013] 所述 ATR 晶体探头的下锥面直径为  $20 \sim 2.10, 0$  为入射、出射光纤的直径，单位为毫米；

[0014] 所述入射光纤、出射光纤为中红外空心光纤，波长范围为  $2.9 \mu\text{m} - 10.6 \mu\text{m}$ 。

[0015] 作为优选，所述的 ATR 晶体探头为 ZnSe 晶体，底部锥角为  $70^{\circ}$ ，上锥面与下锥面直径分别为 0.75mm、2.5mm。

[0016] 作为优选，所述入射和出射光纤采用 HWEA7501200 型号的中红外空心光纤，其内径、玻璃层外径和缓冲层外径分别为  $750 \mu\text{m}$ 、 $950 \mu\text{m}$  和  $1200 \mu\text{m}$ 。该型号中红外空心光纤直线及弯曲最大损耗分别为 1dB/m 和 1.5dB。

[0017] 采用了中红外空心光纤，具有无毒性和高的柔韧性及化学稳定性，能够将红外光灵活的引出，同时又能保证红外光在传输过程中较低的光损耗，提高了获得红外光谱的质量。

[0018] 采用了以 ZnSe 晶体为材料的 ATR 晶体探头，既具有较高的折射率以保证实现衰减全反射又维持了对于样品的较深的穿透深度，可获得更深层的样品红外光谱信息。

[0019] ATR 晶体探头尺寸设计合理，使尽可能多的红外光在晶体表面全反射并被最大程度的接收，提高了红外光的利用率；晶体探头上锥面足够小，有利于实现小面积单点探测和原位测量，提高光谱探测的精准度。

[0020] 该耦合探头或技术采用中红外空心光纤及便携式手柄将红外光引出以方便对样品进行检测，并通过选用合适尺寸和材料的 ATR 晶体探头和中红外空心光纤耦合，在实现在体检测或活体检测的条件下，最大程度的保证红外光在传输过程中较低的光损失，使尽可能多的红外光在 ATR 探头上发生衰减全反射同时也能被最大程度接收，获得较深位置的光谱信息，提高所测红外光谱质量，使衰减全反射技术更好地应用到生物医学领域。

## 附图说明

[0021] 图 1：本发明实施的中红外空心光纤 ATR 耦合探头整体结构图；图中标号名称：1. ATR 晶体探头；2-1. 入射光纤；2-2. 出射光纤；3. 手柄套；4. 双光纤保护层；5. 连接套；6. 单光纤保护层；7-1. 入射光纤跳线；7-2. 出射光纤跳线；

[0022] 图 2：本发明实施的 ATR 探头晶体结构及光路示意图：a. 探头晶体下锥角；b. 光线在晶体圆锥面入射角；c. 光线在晶体上表面入射角；d. 探头晶体上锥面直径；

[0023] 图 3:本发明设计原理示意图:a. 探头晶体下锥角;x. 入射红外光与探头晶体台柱位移;d. 探头晶体上锥面直径;

[0024] 图 4:本发明实施的整体结构原理图。

### 具体实施方式

[0025] 请见图 1,本发明包括 ATR 晶体探头 1,入射光纤 2-1、出射光纤 2-2,不锈钢的手柄套 3,双光纤保护层 4 和单光纤保护层 6,连接套 5,入射光纤跳线 7-1、出射光纤跳线 7-2: ATR 晶体探头 1 与入射、出射光纤耦合;不锈钢制成的手柄套 3 从 ATR 晶体探头 1 台柱处将 ATR 晶体探头 1 和入射、出射光纤包裹,对探头和光纤有一定的保护作用,而且方便操作;入射、出射光纤在连接套 5 处分离,不锈钢制成的连接件对入射和出射光纤的分离部分起到了一定的支撑和保护作用;没有被不锈钢包裹的入射、出射光纤被双光纤保护层 4 保护,入射、出射光纤与耦合头通过光纤跳线相连接。

[0026] 请见图 4,本发明的具体实施结构图,将本发明应用到傅立叶变换红外光谱仪中,通过耦合头与光谱仪光路的耦合将红外光引出傅立叶红外光谱仪,使红外光在 ATR 晶体探头上发生衰减全反射,实现在体检测。

[0027] 本发明实施的关键在于对与光纤耦合的 ATR 晶体探头 1 的材料和几何参数进行了选择和设计。为了保证尽可能多的红外光在晶体表面全反射并被最大程度的接收,提高红外光的利用率,本发明通过详细的计算和分析对晶体探头的材料和几何参数进行选择和设计。

[0028] ATR 晶体探头 1 选择的晶体材料为 ZnSe 晶体。由于 ZnSe 晶体折射率为 2.4,样本折射率取普遍值 1.5,通过计算可看出,ZnSe 不仅能够满足全反射条件,且在与空气及样品的接触表面拥有很大的入射角余量,可以保证有更多的红外光得到利用,因此 ZnSe 晶体满足我们对 ATR 晶体探头 1 的材料要求。

[0029] 如图 2 所示,ATR 晶体探头 1 设计为截锥形,由于是与光纤耦合,因此晶体探头的几何参数需要参照与其耦合的光纤参数,下面以本发明具体实现的中红外空心光纤 ATR 耦合探头为例详述。该具体实现的中红外空心光纤 ATR 耦合探头采用的 HWEA7501200 型号中红外空心光纤,内径 0.75mm,外径 1.2mm。如图 1 所示,ATR 晶体探头的下锥面与入射、出射光纤 2 耦合,因此 ATR 晶体探头 1 的下锥面设计为 2.5mm。

[0030] 如图 2 所示,设 ATR 晶体探头 1 未知几何参数:下锥角为  $a$ ,上锥面直径为  $d$ 。由全反射临界角计算公式  $\sin a = n \cdot \sin 90^\circ$  及 ZnSe 晶体折射率 2.4 可得 ZnSe 晶体全反射临界角为  $36.68^\circ$ 。如图 2,由反射定律及角度关系可以看出: $\angle a = \angle b$ ,  $\angle c + 2\angle b = 180^\circ$ ,解得  $24.62^\circ < \angle a < 71.66^\circ$ 。同时考虑到  $2\angle b > 90^\circ$ ,所以  $45^\circ < \angle a < 71.66^\circ$ 。由全发射临界角定义只能确定  $\angle a$  的范围,还无法确定其他我们所要确定的参数,因此,需要通过其他要求来确定。随着中红外光束体探头圆柱表面位移  $x$  的减小,经过探头圆锥表面反射后的中红外光无法落到晶体探头的下锥面,通过反射定律可以列出关系

$$\text{式: } \tan(2a - 90^\circ) = \frac{\frac{2.5-d}{2} \tan a - x \tan a}{2.5 - \frac{2.5-d}{2} - x} \quad \text{公式中含有三个未知数,显然不能直接求解,因此}$$

采用试凑的方法对  $\angle a$  和下锥面直径  $d$  进行分析及计算。

[0031] 随着  $\angle a$  角度的增大,  $x$  数值逐渐减小。显然, 我们希望  $x$  值越小越好, 因此选择  $\angle a = 70^\circ$ 。然后验算  $d$  为不同值 (因为  $d$  要满足有较高位置分辨率的要求, 因此  $d$  的范围定为 0.5-1.0mm 之间) 时, 临界值  $x$  的大小, 这时候可利用有效红外光区域计算公式  $(1.25-x-d/2)$  来评估效果。显然该计算值越大越好, 代表有效范围越大, 经过试凑, 我们得出结论: 角度确定的前提下, 小圆半径取值越大,  $x$  取值越小, 计算值越大。但与此同时, 考虑到大圆边缘冗余及空芯光纤管壁厚度, 当  $x$  小于 0.275mm 时已经没有了意义, 综合这些考虑因素, 我们得出结论: 当小圆直径为 0.75mm 时, 效率最优。

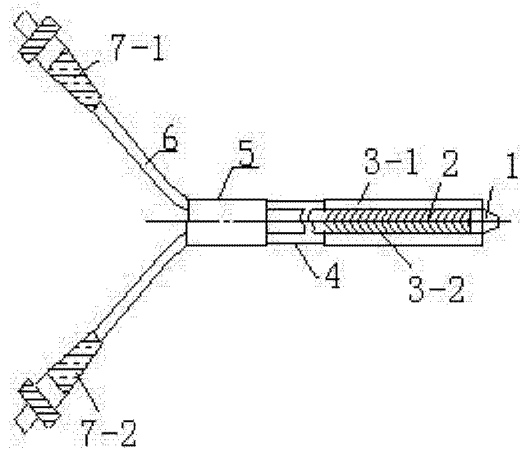


图 1

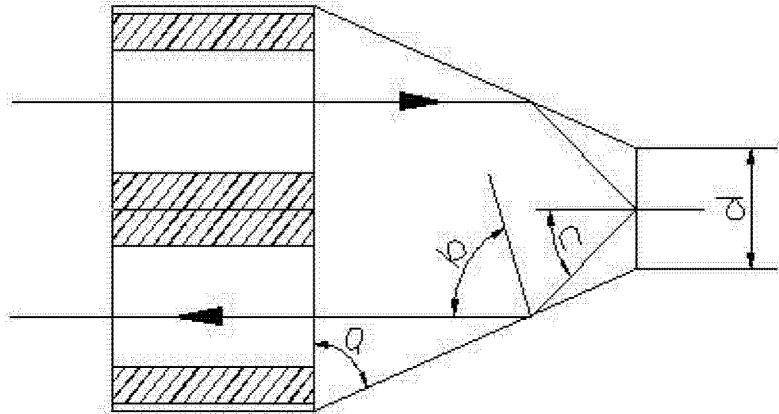


图 2

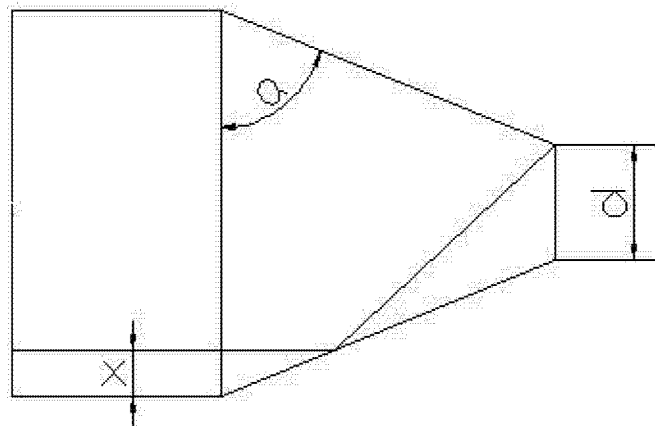


图 3

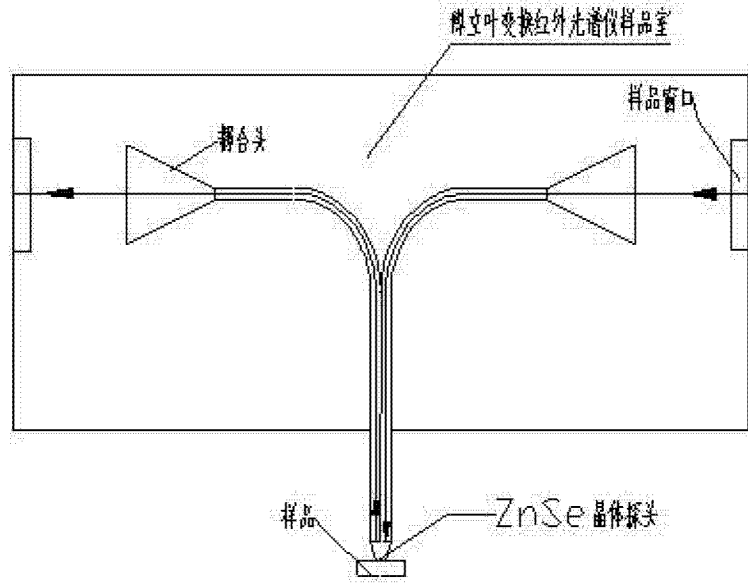


图 4