

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/145 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410019316.1

[45] 授权公告日 2007 年 6 月 6 日

[11] 授权公告号 CN 1319487C

[22] 申请日 2004.5.21

[21] 申请号 200410019316.1

[73] 专利权人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路 92 号

[72] 发明人 李 刚 林 凌 王 焱

[56] 参考文献

CN1384348A 2002.12.11

CN1365649A 2002.8.28

CN1442111A 2003.9.17

审查员 栾志超

[74] 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理
事务所

代理人 程毓英

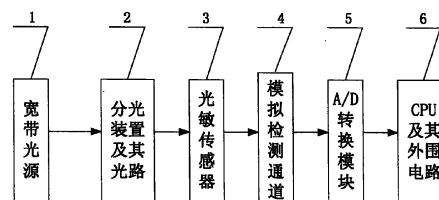
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 3 页

[54] 发明名称

动脉血液成份检测的空域分光差分光谱仪及
检测方法

[57] 摘要

本发明公开了一种测量准确、操作方便，并可同时测量多种组织成份的动脉血液成份检测的空域分光差分光谱仪，包括带宽是 600 ~ 1300nm 的宽带光源、分光装置及其光路、光敏传感器、模拟检测通道、A/D 转换模块、CPU 及其外围电路；所述分光装置及其光路包括分光器件和与其相配套的光路器件；所述分光器件采用光栅；所述光路包括宽带光源、第一聚光镜、被测人体组织、第二聚光镜、光栅和光敏器件阵列；所述光路输出的是光电脉搏波信号；若设置光调制挡板，则所述光路输出的是高频信号；所述信号经 A/D 转换模块转换成数字信号后由 CPU 处理，从而得到动脉血液中主要成分的含量。本发明中还公开了上述光谱仪的检测方法。



1. 一种用于动脉血液成份检测的空域分光差分光谱仪, 其特征在于: 包括顺序连接的宽带光源 (1)、分光装置及其光路 (2)、光敏传感器 (3)、模拟检测通道 (4)、A/D 转换模块 (5)、CPU 及其外围电路 (6);

所述宽带光源 (1) 采用带宽在 600~1300nm 的可见光乃至近红外光;

所述分光装置及其光路 (2) 包括分光器件和与其相配套的光路器件; 所述分光器件采用光栅 (12); 所述光路包括宽带光源 (1)、第一聚光镜 (7)、被测人体组织 (9)、第二聚光镜 (10)、光栅 (12) 和光敏器件阵列 (14); 所述光路输出的是光电脉搏波信号;

所述模拟检测通道 (4) 的作用是将光敏传感器 (3) 的输出信号转换成与 A/D 转换模块 (5) 匹配的电压信号, 所述模拟检测通道 (4) 包括光敏器件阵列 (14)、I/V 变换电路 (16)、滤波器 (19)、相敏检波 (25)、模拟开关 (17) 和 A/D 转换电路 (21); 所述滤波器 (19) 的通频带在 0.1~30Hz 之间;

所述光电脉搏波信号经 A/D 转换模块 (5) 转换成数字信号后由 CPU 进行数据特征提取及后期处理, 从而得到动脉血液中主要成分的含量。

2. 一种用于动脉血液成份检测的空域分光差分光谱仪, 其特征在于: 包括顺序连接的宽带光源 (1)、分光装置及其光路 (2)、光敏传感器 (3)、模拟检测通道 (4)、A/D 转换模块 (5)、CPU 及其外围电路 (6);

所述宽带光源 (1) 采用带宽在 600~1300nm 的可见光乃至近红外光;

所述分光装置及其光路 (2) 包括分光器件和与其相配套的光路器件; 所述分光器件采用光栅 (12); 所述光路包括宽带光源 (1)、光调制挡板 (15)、第一聚光镜 (7)、被测人体组织 (9)、第二聚光镜 (10)、光栅 (12) 和光敏器件阵列 (14); 所述光路输出的是高频信号;

所述模拟检测通道 (4) 的作用是将光敏传感器 (3) 的输出信号转换成与 A/D 转换模块 (5) 匹配的电压信号, 所述模拟检测通道 (4) 包括光敏器件阵列 (14)、I/V 变换电路 (16)、滤波器 (19)、相敏检波 (25)、抗混叠滤波器 (31)、模拟开关 (17) 和 A/D 转换电路 (21); 所述滤波器 (19) 的通频带中心频率在 20~2000Hz, 并且与光调制挡板 (15) 对光的调制频率一致, 所述滤波器 (19) 的通频带带宽在 20~200Hz;

所述高频信号经 A/D 转换模块 (5) 转换成数字信号后由 CPU 进行数据特征提取及后期处理, 从而得到动脉血液中主要成分的含量。

动脉血液成份检测的空域分光差分光谱仪及检测方法

技术领域

本发明涉及一种临床医学检验仪器及方法,特别涉及一种动脉血液成份测量仪器及方法。

背景技术

组织成份的无创检测,对于疾病的诊断和治疗,其重要性和巨大价值是毫无疑问。不仅如此,实现组织成份的无创检测,在信号传感、检测与处理也有极大的学术意义和价值。

1977 年美国科学家 Jobsis 首次报道了用近红外光观察成年猫脑内氧合血红蛋白、还原血红蛋白和细胞色素 c 的含量变化的实验结果,揭示了近红外光(700—1300 nm)在生物组织内较低的衰减率和用近红外光谱法无创监测组织血氧浓度的可行性。鉴于这一新的无创伤测量方法的极其诱人的应用前景,研究者们做了大量的动物的和人体的实验,从多方面验证了用近红外光谱法监测组织血氧浓度的临床意义。随后,英国 London 大学的 Delpy,美国 Duke 大学的 Jobsis,日本 Hokkaido 大学的 Tamura, Yamamoto, 以及日本 Omron 公司的 Shiga 等从 Lambert-Beer 定律出发,通过模型、动物以及人体实验,提出来若干种由吸光度变化推算组织的血氧浓度变化量的演算公式。在测量装置的开发上出现了用普通发光管 LED 取代激光光源的便携式组织血氧计。然而,由于目前的方法只能给出血氧浓度的变化量或变化趋势,且缺乏通用性,所以都未能进入临床应用。

80 年代,Dähne 首次提出了应用近红外分光法进行人体血糖浓度的无创伤测量的方法。近 15 年以来,美国的 Futrex 公司、Bio-control 公司、New-mexico 大学、Iowa 大学、西德的 Medscience 公司、日本的三井金属、日立制作所和松下电器等公司都在这方面进行了不懈的研究。研究方法大体可分为两类,一是利用糖的水溶液模型进行的研究,如美国的 Iowa 大学 Gray W. Small 的研究组;另一类是直接测量人体并与抽血测量的结果进行相关比对,如美国的 IMI 公司等。糖的水溶液模型研究虽在精确测试葡萄糖的分子吸收系数上取得重要进展,但因模型太简单,与人体间的差别太大而难以作为参考。而人体实验虽然可直接验证方法的有效性,但作为归纳定量方法基础的 Lambert-Beer 定律实际上并不适用于具有强散射特性的人体组织,因此测量的结果难以解释,且不具有通用性与重复性。从检测生物组织化学成份的角度来看,组织血氧浓度同血糖检测面临类似的问题。但是,由于血糖的吸收引起的吸光度变化信号比水分引起的吸光度变化信号要弱得多,目前,血糖的无创光检测技术的研究更多地集中于如何提高测量精度以检出由血糖含量变化引起的光信号的变化来。所以,尽管由于潜在的巨大经济利益,一些世界上著名大公司在过去的 20 年间投入了大量的资金进行开发,血糖的无创检测距离实际应用还有一段更

长的路要走。相对说来,血液其他成份的无创检测的经济价值要低一点,但难度却更大(由于相对含量低和吸收光谱重叠),国外的相关研究很少,主要集中在血乳酸、激素等成份的测量。而国内就几乎没人进行研究)。由于个体的差异和光谱重叠、测量条件(测量位置、环境温度和压力),即使是国际上已投入巨大人力和财力进行研究的组织血氧和血糖的测量仍然未进入临床实用(仅有脉搏血氧、即动脉血氧已普遍进入临床使用和发挥极其重要的作用),更不用说血液其他成份的无创检测。

中国专利公开号 1271562, 公开日 2000 年 11 月 1 日, 名称是《无创伤自测血糖仪》的中国发明专利申请文件中公开了一种无创伤自测血糖仪, 主要由红外光发射管构成的红外光源, 通光路部分、光电探测转换器、电通路部分及显示部分构成。显然, 采用单一波长的光源是不可能实现在体的无创动脉血糖含量测量的。

中国专利公开号 1222063, 公开日 1999 年 7 月 07 日, 名称为《确定血糖浓度的光学方法和装置》的中国发明专利申请中公开了一种用于测量受试者的血糖浓度的方法和装置, 其方法包括: a) 提供一个光图案, 该图案对第一视网膜系统比第二视网膜系统具有更大的刺激量, 导致第一: 第二的刺激比大于 1, 其中所说的光图案刺激随第一: 第二的刺激比变化的主观视觉特征, 和其中所说的第一视网膜系统和第二视网膜系统对所说的光图案的灵敏度随所说的受试者的血糖浓度变化; b) 使所说的受试者观察所说光图案的所说的主观视觉特征; 和 c) 使所说的受试者的血糖浓度和所说的主观视觉特征相关。显然, 该方法难以客观、定量地测量血糖含量。该专利申请文件中还公开了一种无创血糖测量仪。实现无创伤血糖测量有两种结构: (一) 在现有血糖计连接一探头, 探头内有氧电极、葡萄糖化酶, 探头与气泵连接, 将探头紧贴检测者手指, 手指上渗出的组织液与葡萄糖化酶作用, 血糖计即测得血糖浓度; (二) 有一受控的激光器, 红外光束经光栅、分光镜分成二束光, 一束经手指到达斩波器, 一束以参考池到达斩波器, 斩波器分别将两束光送至红外接收器, 红外接收器将信号送至微处理机, 微处理机结合数据库进行运算, 显示器显示测量结果。该发明专利申请通过皮肤渗出液的方法操作复杂、测量精度低、测量成份种类少、测量成本高。

显然, 采用上述现有技术中检测装置操作复杂, 测量精度低, 测量成份种类少, 测量成本高。

发明内容

为了克服上述现有技术中的不足, 本发明提供了一种测量准确、操作方便, 并可同时测量多种组织成份的方法及仪器。在本发明下述描述中涉及到的差分光谱法, 其概念是: 将一组在不同单色光下测得的光电脉搏波中, 包含有大量个体差异和系统误差信息的直流分量去除, 仅留存与脉动的血液有关的交流分量; 以所述交流分量的特征幅值表达光谱幅值。本发明中涉及到的空域分光法, 其概念是: 通过光栅, 空间域上进行分光, 可同时产生多组单色光。

为了解决上述的技术问题, 本发明用于动脉血液成份检测的空域分光差分光谱仪所采用技术方案是: 所述差分光谱仪包括宽带光源、分光装置及其光路、光敏传感器、模拟检

测通道、A/D 转换模块、CPU 及其外围电路；所述宽带光源采用带宽在 600~1300nm 的可见光乃至近红外光；所述分光装置及其光路包括分光器件和与其相配套的光路器件；所述分光器件采用光栅；所述光路包括宽带光源、第一聚光镜、被测人体组织、第二聚光镜、光栅和光敏器件阵列；所述光路输出的是光电脉搏波信号；若所述宽带光源与所述第一聚光镜之间设置光调制挡板，则所述光路输出的是高频信号；所述光电脉搏波信号或高频信号经 A/D 转换模块转换成数字信号后由 CPU 进行处理，从而得到动脉血液中主要成分的含量。

在本发明的差分光谱仪中，所述光敏器件的作用是进行光电转换，所述光敏器件采用下述装置之一：光敏管阵列、CCD 器件和砷镓铟光敏器件阵列。所述模拟检测通道的作用是将光敏器件的输出信号转换成与 A/D 转换模块匹配的电压信号，所述模拟检测通道包括光敏器件阵列、I/V 变换电路、滤波器、相敏检波、模拟开关和 A/D 转换器；所述滤波器的通频带在 0.1~30Hz 之间。另外，所述模拟检测通道包括光敏器件阵列、I/V 变换电路、滤波器、相敏检波、抗混叠滤波器、模拟开关和 A/D 转换器；所述滤波器的通频带中心频率在 20~2000Hz，并且与光调制挡板对光的调制频率一致，所述滤波器的通频带带宽在 20~200Hz。所述光敏器件阵列输出的信号经 I/V 变换、滤波和相敏检波，通过模拟开关切换到 A/D 转换器并转换成数字信号，所述模拟开关的切换频率与 A/D 转换器的切换频率一致。所述 A/D 转换模块的作用是将模拟电压信号转换成数字信号，并传递给所述的 CPU；所述 A/D 转换模块包括 A/D 转换器件及其接口电路；或所述 A/D 转换器集成在 CPU 电路中。所述 CPU 及其外围电路包括 CPU 芯片及其最小扩展系统、接口电路、输出电路及装置、人机对话模块和控制电路；所述 CPU 及其外围电路的作用是接收所述 A/D 转换模块传递的数字信号，并进行后期处理和必要的输出，同时对系统进行总体控制和人机对话过程。

本发明用于动脉血液成份检测的基于空域分光的差分光谱仪的测量方法包括以下步骤：第一步骤，连接好包括宽带光源、分光装置及其光路、光敏传感器、模拟检测通道、A/D 转换模块、CPU 及其外围电路所组成的利用空域分光方法、通过测量脉搏波来确定动脉血液成份的仪器；所述宽带光源采用带宽在 600~1300nm 的可见光乃至近红外光；将被测人体组织置于所述光路之中，形成的光路包括所述宽带光源、第一聚光镜、被测人体组织、第二聚光镜、光栅和光敏器件阵列；第二步骤，所述 CPU 控制所述宽带光源的出射光经过第一聚光镜，成为一束平行光入射到被测人体组织，出射光经过第二聚光镜送入光栅；所述光栅输出的信号有下列两种情形之一：输出包含光谱信息的脉搏波信号；或在所述宽带光源和所述第一聚光镜之间设置光调制挡板，则光栅输出的是高频信号；用光敏器件阵列将光栅输出的一组在空间分布的单色光进行光电转换；第三步骤，上述光敏器件阵列中的每个光电器件响应光栅的一条输出光谱的实时变化，其输出信号经 I/V 变换、滤波和相敏检波，输出对应于该波长入射光，然后通过模拟开关切换到 A/D 转换器分别将不同模拟检测通道的输出信号进行 A/D 转换，并送入 CPU 进行数据处理；第四步骤，首先，CPU 将对应不同波长信号的数据进行分离，将来自于同一模拟检测通道的 A/D 转换结果进行综合，生成脉搏波描记数列；然后，采用信号分析方法，提取每组数据的特征

幅值作为对应于每个入射光波长的光谱幅值组成差分光谱,其特征幅值利用由每个差分脉搏波的基波分量表示;或由每一组光点脉搏波的峰峰值表示,所述的差分脉搏波是光电脉搏波的交流分量;最终,通过光谱化学计量方法,从差分光谱中计算得到动脉血液中的主要成分的含量。

与现有技术相比,本发明差分光谱测量方法及仪器的有益效果是:由于本发明的差分光谱仪采用差分检测方法,能够去除由于个体差异引起的误差,因此,其测量准确、操作方便,并可同时测量多种组织成份。

附图说明

图1是本发明差分光谱仪的结构框图;

图2是本发明差分光谱仪中采用无挡板时的光栅检测光路示意图;

图3是本发明差分光谱仪中采用光调制挡板与光栅配合时的光路示意图;

图4是本发明差分光谱仪实施例一中采用光栅时的电气原理图;

图5是本发明差分光谱仪实施例二中采用光栅时的电气原理图;

图6是用本发明差分光谱仪进行测量时的工作流程图。

下面是本发明说明书附图中主要附图标记的说明。

- | | |
|--------------|---------------|
| 1——宽带光源 | 2——分光装置及其光路 |
| 3——光敏传感器 | 4——模拟检测通道 |
| 5——A/D 转换模块 | 6——CPU 及其外围电路 |
| 7——第一聚光镜 | 9——被测人体组织 |
| 10——第二聚光镜 | 12——光栅 |
| 14——光敏器件阵列 | 15——光调制挡板 |
| 16——I/V 变换电路 | 17——模拟开关 |
| 19——滤波器 | 21——A/D 转换电路 |
| 25——相敏检波电路 | 31——抗混叠滤波器 |

具体实施方式

下面结合附图对本发明用于动脉血液成份检测的基于空域分光的差分光谱仪及检测方法做进一步详细说明。

如图1至图5所示,本发明用于动脉血液成份检测的基于空域分光的差分光谱仪,包括宽带光源1、分光装置及其光路2、光敏传感器3、模拟检测通道4、A/D 转换模块5、CPU 及其外围电路6;所述宽带光源1采用带宽在600~1300nm的可见光乃至近红外光;所述分光装置及其光路2包括分光器件和与其相配套的光路器件;所述分光器件采用光栅12;所述光路包括宽带光源1、第一聚光镜7、被测人体组织9、第二聚光镜10、光栅12和光敏器件阵列14;所述光路输出的是光电脉搏波信号;若所述宽带光源1与所述第一聚光镜7之间设置光调制挡板15,则所述光路输出的是高频信号;所述光电脉搏波信号或高频信号经A/D 转换模块5转换成数字信号后由CPU进行处理,从而得到动脉血液中

主要成分的含量。

在本发明差分光谱仪中,所述光敏器件3的作用是进行光电转换,所述光敏器件可以采用光敏管阵列,还可以采用CCD器件或砷镓锗光敏器件阵列。

所述模拟检测通道4的作用是将光敏器件3的输出信号转换成与A/D转换模块5匹配的电压信号;如图4所示的实施例一中,所述模拟检测通道4包括光敏器件阵列14、I/V变换电路16、滤波器19、相敏检波25、模拟开关17和A/D转换器21;所述滤波器19的通频带在0.1~30Hz之间。如图5所示的实施例二中,所述模拟检测通道4包括光敏器件阵列14、I/V变换电路16、滤波器19、相敏检波25、抗混叠滤波器31、模拟开关17和A/D转换器21;所述滤波器19的通频带中心频率在20~2000Hz,并且与光调制挡板15对光的调制频率一致,所述滤波器19的通频带带宽在20~200Hz。

所述光敏器件阵列14输出的信号经I/V变换、滤波和相敏检波,通过模拟开关17切换到A/D转换器21并转换成数字信号,所述模拟开关17的切换频率与A/D转换器21的切换频率一致。所述A/D转换模块5的作用是将模拟电压信号转换成数字信号,并传递给所述的CPU;所述A/D转换模块5包括A/D转换器件及其接口电路;或所述A/D转换器集成在CPU电路中。所述CPU及其外围电路6包括CPU芯片及其最小扩展系统、接口电路、输出电路及装置、人机对话模块和控制电路;所述CPU及其外围电路6的作用是接收所述A/D转换模块5传递的数字信号,并进行后期处理和必要的输出,同时对系统进行总体控制和人机对话过程。

本发明用于动脉血液成份检测的基于空域分光的差分光谱仪的工作流程如图1和图6所示,由宽带光源1发出的光信号,经过由分光装置及其光路2、光敏传感器3、模拟检测通道4所组成的电路部分和光路部分转换;即,由宽带光源1发出的所需波长范围的光101;入射到第一聚光镜7,或经过光调制挡板15调制成高频信号后102;然后入射到第一聚光镜7,光经第一聚光镜聚7焦后,入射到被测人体组织9如标记103处所示;其出射光经第二聚光镜10聚焦后,由光栅12进行分光,产生在空间分布的一组单色光104。由光敏传感器3接收光栅12输出的单色光,并进行光电转换,如标记105处所示;所述光敏传感器3的输出信号通过相应的模拟检测通道4实现信号变换,转换成适合于A/D转换模块5的电信号,如标记106处所示;将所述电信号送入A/D转换模块5,并由A/D转换模块5将其转换成数字信号,如标记107所示;所述A/D转换模块5的输出数据将由以CPU为核心的数据处理系统进行后期处理。即,首先,将对应不同波长信号的数据分离,组成脉搏波描记数列108;其次,提取每一个差分光电脉搏波的幅值,组成差分光谱,其幅值可由每个差分脉搏波的基波分量表示;或由每一组光点脉搏波的峰峰值表示109;获得差分光谱后,即可通过光谱化学计量方法,从差分光谱中计算得到动脉血液中的主要成分的含量110。

用于动脉血液成份检测的基于空域分光的差分光谱仪的测量方法包括以下步骤:第一步,连接好包括宽带光源1、分光装置及其光路2、光敏传感器3、模拟检测通道4、A/D转换模块5、CPU及其外围电路6所组成的利用空域分光方法、通过测量脉搏波来确定动脉血液成份的仪器;所述宽带光源1采用带宽在600~1300nm的可见光乃至近红外

光；将被测人体组织 9 置于所述光路之中，形成的光路包括所述宽带光源 1、第一聚光镜 7、被测人体组织 9、第二聚光镜 10、光栅 12 和光敏器件阵列 14；第二步，所述 CPU 控制所述宽带光源 1 的出射光经过第一聚光镜 7，成为一束平行光入射到被测人体组织 9，出射光经过第二聚光镜 10 送入光栅 12；所述光栅 12 输出的信号有下列两种情形之一：输出包含光谱信息的脉搏波信号；或在所述宽带光源 1 和所述第一聚光镜 7 之间设置光调制挡板 15，则光栅 12 输出的是高频信号；用光敏器件阵列 14 将光栅 12 输出的一组在空间分布的单色光进行光电转换；第三步，上述光敏器件阵列 14 中的每个光电器件响应光栅的一条输出光谱的实时变化，其输出信号经 I/V 变换、滤波和相敏检波，输出对应于该波长入射光，然后通过模拟开关 17 切换到 A/D 转换器 21 分别将不同模拟检测通道 4 的输出信号进行 A/D 转换，并送入 CPU 进行数据处理；第四步，首先，CPU 将对应不同波长信号的数据进行分离，将来自于同一模拟检测通道 4 的 A/D 转换结果进行综合，生成脉搏波描记数列；然后，采用信号分析方法，提取每组数据的特征幅值作为对应于每个入射光波长的光谱幅值组成差分光谱，其特征幅值利用由每个差分脉搏波的基波分量表示；或由每一组光电脉搏波的峰峰值表示，所述的差分脉搏波是光电脉搏波的交流分量；最终，通过光谱化学计量方法，从差分光谱中计算得到动脉血液中的主要成分的含量。

尽管上面结合附图对本发明进行了描述，但是本发明并不局限于上述的具体实施方式，上述的具体实施方式仅仅是示意性的，而不是限制性的，本领域的普通技术人员在本发明的启示下，在不脱离本发明宗旨和权利要求所保护的范围情况下，还可以作出很多变形，这些均属于本发明的保护之内。

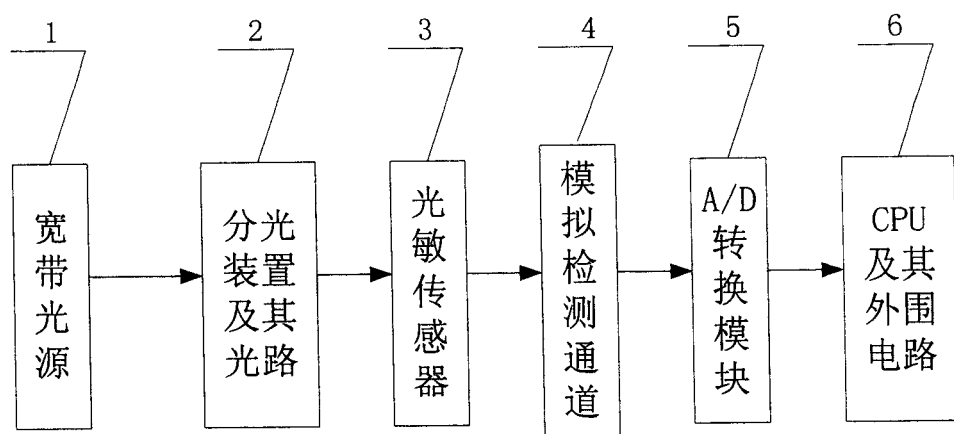


图1

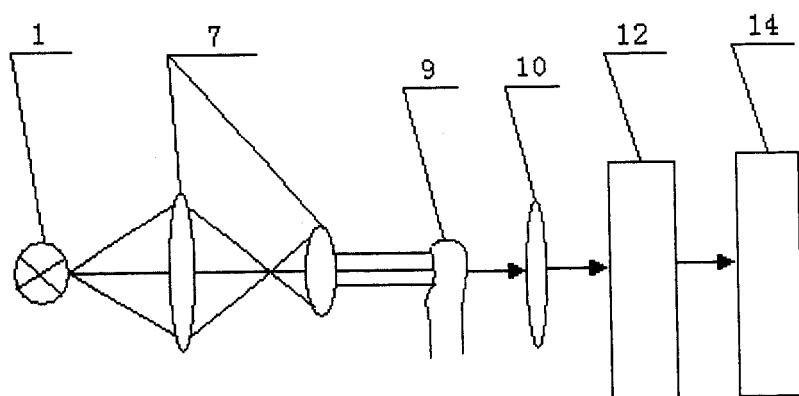


图2

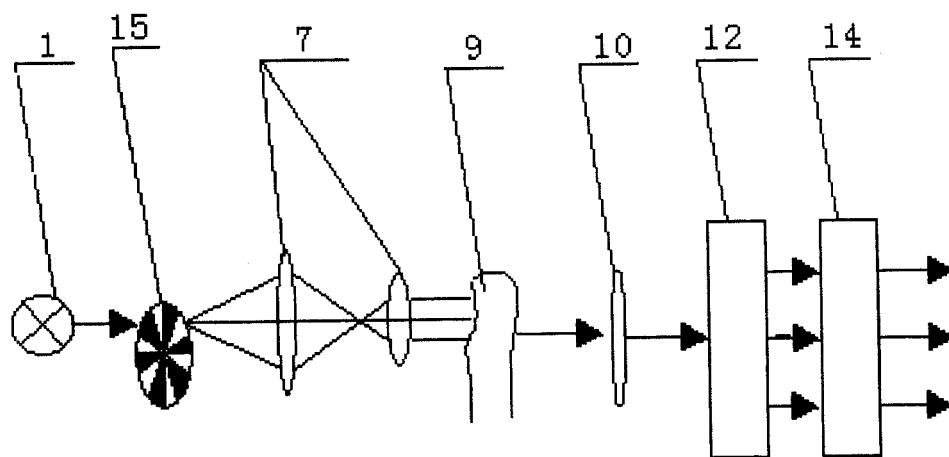


图3

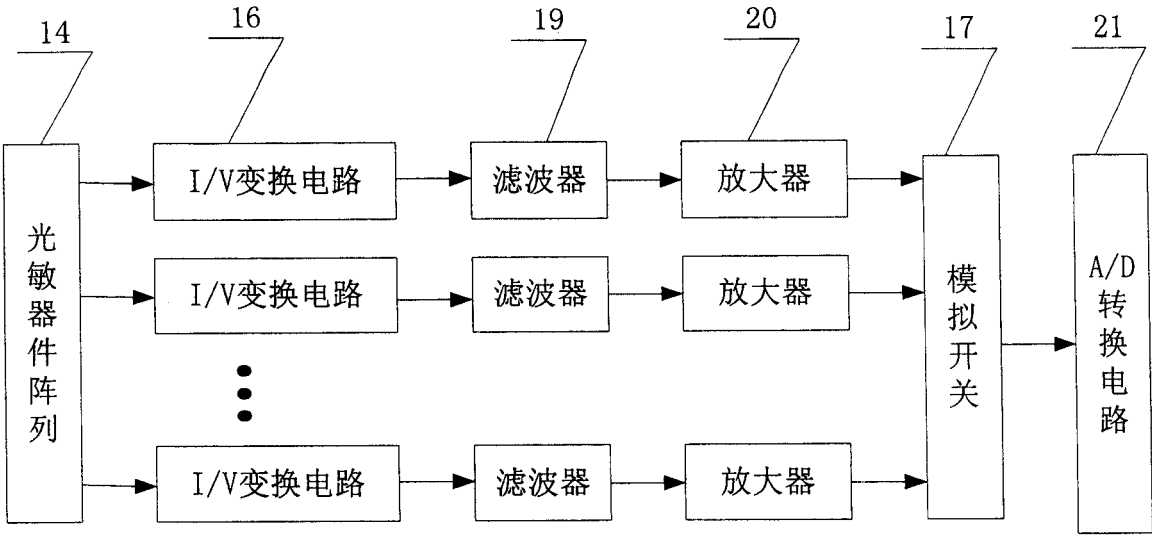


图4

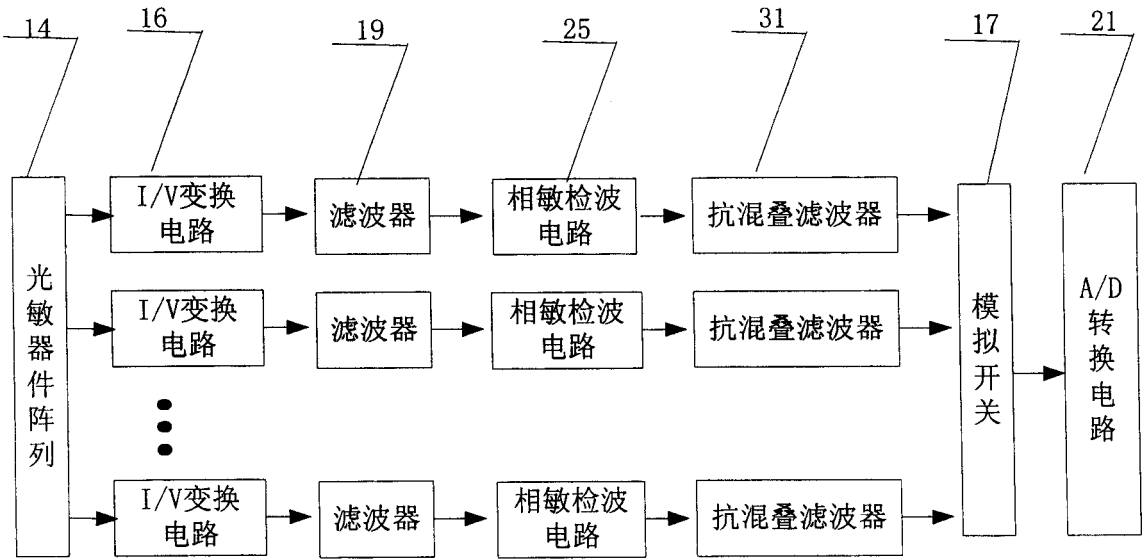


图5

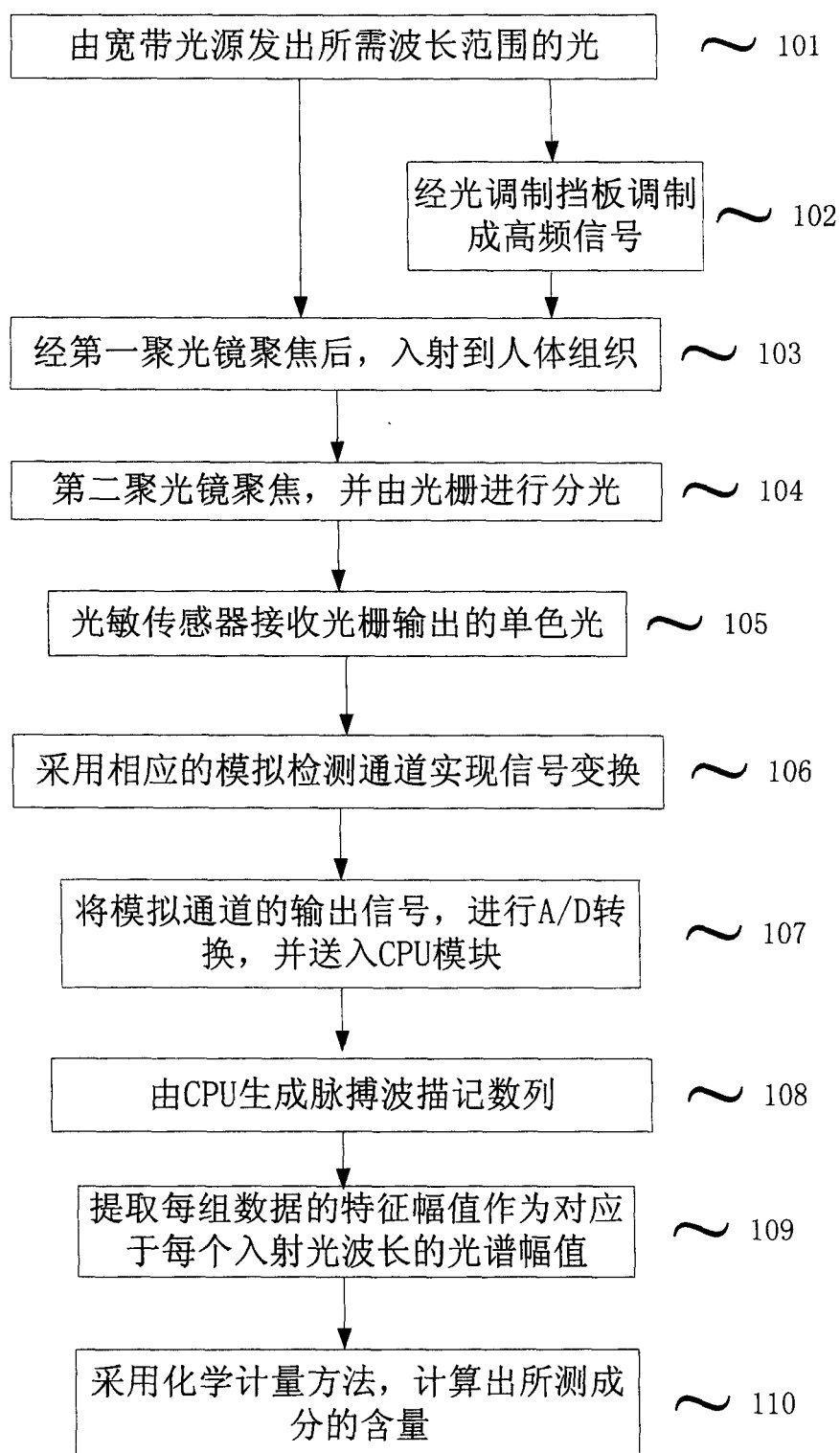


图6

专利名称(译)	动脉血液成份检测的空域分光差分光谱仪及检测方法		
公开(公告)号	CN1319487C	公开(公告)日	2007-06-06
申请号	CN200410019316.1	申请日	2004-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	李刚 林凌 王焱		
发明人	李刚 林凌 王焱		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/145 A61B5/024		
审查员(译)	栾志超		
其他公开文献	CN1579321A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种测量准确、操作方便，并可同时测量多种组织成份的动脉血液成份检测的空域分光差分光谱仪，包括带宽是600～1300nm的宽带光源、分光装置及其光路、光敏传感器、模拟检测通道、A/D转换模块、CPU及其外围电路；所述分光装置及其光路包括分光器件和与其相配套的光路器件；所述分光器件采用光栅；所述光路包括宽带光源、第一聚光镜、被测人体组织、第二聚光镜、光栅和光敏器件阵列；所述光路输出的是光电脉搏波信号；若设置光调制挡板，则所述光路输出的是高频信号；所述信号经A/D转换模块转换成数字信号后由CPU处理，从而得到动脉血液中主要成分的含量。本发明中还公开了上述光谱仪的检测方法。

