



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101346104 B

(45) 授权公告日 2010.12.08

(21) 申请号 200680048599. X
 (22) 申请日 2006.12.01
 (30) 优先权数据
 102005062238.0 2005.12.22 DE
 (85) PCT申请进入国家阶段日
 2008.06.20
 (86) PCT申请的申请数据
 PCT/EP2006/011537 2006.12.01
 (87) PCT申请的公布数据
 W02007/079835 DE 2007.07.19
 (73) 专利权人 卡尔蔡司医疗技术股份公司
 地址 德国耶拿
 (72) 发明人 R·伯格纳 I·科施米德尔
 W·比斯曼
 (74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
 72001

代理人 卢江 刘春元

(51) Int. Cl.
A61B 8/10 (2006.01)
A61B 3/10 (2006.01)
A61B 3/103 (2006.01)
A61B 3/107 (2006.01)
A61B 3/13 (2006.01)
A61B 3/18 (2006.01)
A61B 3/00 (2006.01)
G01S 15/89 (2006.01)
G01S 15/02 (2006.01)
A61F 9/008 (2006.01)

审查员 黄长斌

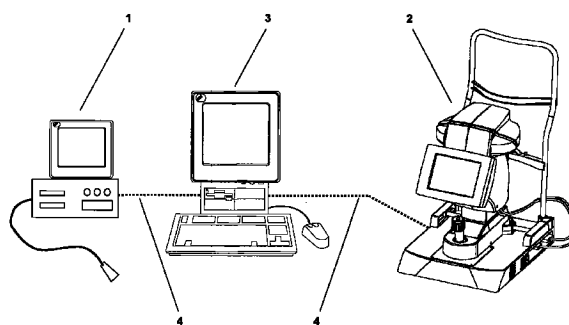
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 2 页

(54) 发明名称

确定眼睛的生物测定数据的眼科测量系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种眼科测量系统,利用该眼科测量系统能够确定眼睛的生物测定数据。用于在手术前确定替换晶状体或附加晶状体或折射干预的范围内确定眼睛的生物测定数据的本发明眼科测量系统包括基于超声的测量设备 (1) 以及光学测量设备 (2) 和分析单元 (3) 的组合,其中由分析单元 (3) 将光学测量设备 (2) 和 / 或基于超声的测量设备 (1) 的测量值用于确定眼睛的生物测定数据。本发明的技术方案被设置用于即使在困难的条件下也以高的可靠性和精度确定眼睛的生物测定数据。但是附加地也可以进行角膜散光计和 / 或测厚计测量。不同测量系统的组合因此能够实现现在一个测量位置上完整地检查或诊断患者,使得既不需要使患者移位,也不需要重复其它的测量。



1. 用于在手术前确定替换晶状体或附加晶状体或折射干预的范围内确定眼睛的生物测定数据的眼科测量系统,包括基于超声的测量设备(1)以及光学测量设备(2)和分析单元(3)的组合,其中,由所述分析单元(3)将所述光学测量设备(2)和/或所述基于超声的测量设备(1)的测量值用于确定眼睛的生物测定数据,其中,基于短相干方法的光学测量设备或 Scheimpflug 摄像机被用作光学测量设备(2)。

2. 按照权利要求1的眼科测量系统,其中,IOLMaster®被用作基于短相干方法的光学测量设备。

3. 按照权利要求1或者2的眼科测量系统,其中,将由所述分析单元(3)所获取的两个测量设备的测量值用于互相校准,其中使用样品眼睛。

4. 按照权利要求1或者2的眼科测量系统,其中,所述测量系统被构造为具有两个单独的测量设备的工作站,其中通过数据连接(4)来传输测量数据。

5. 按照权利要求1或者2的眼科测量系统,其中,两个测量设备被集成到一个设备中。

6. 按照权利要求1或者2的眼科测量系统,其中,所述测量系统具有通向另外的设备的连接和/或数据线路(4)。

7. 用于在手术前确定替换晶状体或附加晶状体或折射干预的范围内确定眼睛的生物测定数据的方法,其中,将基于超声的测量设备(1)和/或光学测量设备(2)的测量值输送给分析单元(3),由所述分析单元(3)根据这些测量值借助已知的公式和计算方法来确定要植入的晶状体的参数,其中,将所获取的两个测量设备(1,2)的测量值用于晶状体常数的优化。

8. 按照权利要求7的方法,其中,将两个测量设备(1,2)的测量值输送给所述分析单元(3),由所述分析单元(3)借助已知的公式和计算方法来确定要植入的晶状体的参数并且将这些测量值互相比较。

9. 按照权利要求7或者8的方法,其中,将所获取的两个测量设备(1,2)的测量值用于互相校准,其中使用样品眼睛。

10. 按照权利要求7或者8的方法,其中,由相应的测量设备(1或2)的分析单元(3)进一步处理两个单独的测量设备(1,2)的测量数据,并通过数据连接(4)将测量结果传输给相应地另一个测量设备(2或1)。

确定眼睛的生物测定数据的眼科测量系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种眼科测量系统,利用该眼科测量系统可以确定眼睛的生物测定数据。

背景技术

[0002] 为了确定眼睛的生物测定数据,存在一系列已知的方法和测量设备。例如在存在晶状体混浊(白内障)的情况下,在为了更换眼睛晶状体而进行手术干预之前,需要确定眼睛的不同的生物测定参数。为了在手术之后确保尽可能最佳的视力,需要以相应高的精度来确定这些参数。借助所建立的公式和计算方法来根据所确定的测量值选择合适的替代晶状体。

[0003] 最重要的要测定的参数尤其是轴长(直至视网膜的距离)、角膜曲率和角膜折射率、以及前腔的长度(直至眼睛晶状体的距离)。在不同的眼科设备上或借助专门优化的生物测定测量设备,可以相继获取这些测量值。

[0004] 为了确定这些参数,首先超声测量设备和基于短相干方法的光学测量设备得以实现。

[0005] 在超声测量设备中,存在按照所谓的“A扫描”原理或按照“B扫描”原理工作的两种不同的实施形式。A扫描只提供在轴向上的测量,而在B扫描的情况下进行在横向上的附加的测量。超声方法基本上要求与眼睛的直接接触。

[0006] 在DE 42 35 079C2中,为此说明了一种用于检查眼睛、尤其是人眼的装置,该装置基本上是具有与眼睛匹配的形状的截锥形支架,该支架在内部拥有用于分析声(超声)信号的探针。在此,探针相对于支架的中心轴倾斜地被布置,并且适合于脉动信号的发送和接收。

[0007] 利用超声测量设备确定眼睛的生物测定数据的特定缺点一方面在于较低的精度,另一方面在于与眼睛直接接触的必要性。在此情况下,测量值可能由于眼睛的凹陷而失真。通过经由用水充满的被置于眼睛上的漏斗将超声波引导到眼睛中的浸液操作的应用,虽然可以减小这些缺点,但是该测量方法的主要缺点继续存在。

[0008] 这些主要缺点一方面在于总是包含传播传染病的风险的与眼睛直接接触的必要性,并且另一方面需要为了测量值确定而麻醉眼睛。为了正确地选择替代晶状体,应确保在确定生物测定数据时相应地对准眼睛的视轴。为此在超声设备中应设置专门的装置,因为视轴的对准不自动进行。

[0009] 类似于借助声信号重建结构过渡的图像的超声设备,在基于短相干方法的光学测量设备中,将结构过渡的光学图像示出为二维深度断层图像(Tiefenschnittbild)。在此情况下,所谓的OCT方法(OCT=光学相干断层扫描)作为短相干测量方法已得以实现,在该OCT方法中借助干涉仪将时间上不相干的光用于反射和漫射材料的距离测量。

[0010] OCT方法的基本原理基于白光干涉测量,并借助干涉仪(大多为迈克耳逊(Michelson)干涉仪)来比较信号的传播时间。在此情况下,将具有已知的光学路径长度的

臂 (= 参考臂) 用作测量臂的参考。来自两个臂的信号干涉产生图案, 从该图案中可以读出 A 扫描 (单个深度信号) 之内的相对的光学路径长度。在一维扫描方法中, 于是类似于超声技术, 在一个或两个方向上横向地引导射束, 由此可以记录平面 B 扫描或三维断层图像 (C 扫描)。在此, 以对数灰度值或错误色值 (Falschfarbenwert) 来表示各个 A 扫描的幅度值。例如对于由 100 个单个 A 扫描组成的 B 扫描来说需要 1 秒钟的测量时间。

[0011] OCT 方法的测量分辨率由所采用的光源的所谓的相干长度决定, 并且典型地为大约 $15 \mu\text{m}$ 。由于它特别适合于检查光学上透明的介质, 该方法在眼科学中广泛推广。

[0012] 在眼科学中所采用的 OCT 方法中, 两种不同的类型已得以实现。为了确定测量值, 在第一种类型中, 在长度上改变参考臂, 并连续测量干涉的强度, 此时不考虑光谱。该方法被称为“时域”方法。而在另一种被称为“频域”的方法中, 为了确定测量值, 考虑光谱并检测各个光谱分量的干涉。因此一方面谈及及时域中的信号, 而另一方面谈及频域中的信号。

[0013] “频域”方法的优点在于简单和快速的同时测量, 其中可以确定关于深度的完整的信息, 而不需要活动的部件。这提高稳定性和速度。

[0014] OCT 方法的大的技术优点是深度分辨率与横向分辨率的去耦。与显微镜方法不同, 因此可以检测要检查的对象三维结构。纯反射的并且因此无接触的测量能够实现活组织 (活体) 的显微图像的生成。

[0015] 由于作用原理的高的选择性, 可以检测 (纳瓦以下的) 很小的信号, 并将该信号分配给某个深度。因此该方法适合于检查光敏组织。OCT 方法的采用受电磁辐射进入检查对象中的依赖于波长的渗透深度以及受依赖于带宽的分辨率限制。

[0016] 在目前通常的生物测定测量设备的情况下, 在设备中处理测量值, 并对要使用的替换晶状体提出建议。这些建议依赖于被用于计算的公式和可用的 (取决于制造商的) 晶状体的类型。存在以下可能性或必要性, 即使手术后的结果通过常数的优化进入计算公式, 以便考虑在手术时的各种影响以及所采用的测量技术。在数据库和软件程序中管理、分析和存储所有的测量值、数据和公式。这些解决方案部分地被集成在网络中, 各种各样的其它应用可以与它们相关联。

[0017] 在基于短相干方法的光学测量设备中使用按照双射束方法的干涉仪原理。该方法是无接触的, 并以目前最高的精度工作。例如在 DE 19812 297C2、DE 103 60 570A1 和 WO 2004/07 1286A1 中说明了基于该测量原理的解决方案。

[0018] 在超声设备的情况下所提及的缺点通过该光学方法被避免, 尤其是应突出高的精度 (干涉仪) 和患者友好性。但是这里被证明是不利的是, 约 10 至 20% 的患者不能被测量, 因为例如在密集的白内障情况下的散射过强地削弱测量信号, 并且由于在眼睛处要遵守的极限值, 不能任意地提高激光功率。在这些情况下也可能的是, 患者不再能够察觉到固定点, 并且测量变得困难。

[0019] 在两种方法中, 在某些病理变化的情况下, 可能附加地导致在测量值获取时的各种问题。由于这些对测量的负面影响, 在选择合适的替换晶状体时决定错误的风险上升。

发明内容

[0020] 本发明所基于的任务在于开发一种解决方案, 利用该解决方案, 现有技术的缺点被避免, 并且即使在困难的条件下也能够以高的可靠性和精度来确定眼睛的生物测定测量

数据。

[0021] 根据本发明,通过独立权利要求的特征来解决该任务。优选的改进方案和扩展方案是从属权利要求的主题。

[0022] 本发明的技术方案被设置用于在手术前确定替换晶状体或附加晶状体或折射干预的范围内确定眼睛的生物测定数据,其中即使在困难的条件下也能够以高的可靠性和精度确定测量值。附加地可以利用所建议的解决方案确定前腔和眼睛晶状体的位置、人眼的角膜的正面的形状(角膜散光计测量)、以及角膜的厚度(测厚计测量)。

附图说明

[0023] 以下借助实施例来更详细地说明本发明。为此

[0024] 图 1 展示一种作为基于超声的测量设备以及基于短相干方法的光学测量设备的耦合的眼科测量系统,以及

[0025] 图 2 展示一种集成有基于超声的测量设备以及基于短相干方法的光学测量设备的眼科测量系统。

具体实施方式

[0026] 用于在手术前确定替换晶状体或附加晶状体或折射干预的范围内确定眼睛的生物测定数据的本发明眼科测量系统包括基于超声的测量设备以及光学测量设备和分析单元的组合。在此,由分析单元将光学测量设备和 / 或超声测量设备的测量值用于确定眼睛的生物测定数据。

[0027] 在此情况下,作为光学测量设备,可以使用 Scheimpflug 摄像机或者基于短相干方法的光学测量设备、诸如 IOLMaster® (卡尔蔡司医疗技术股份公司 (Carl Zeiss Meditec AG))。利用 Scheimpflug 摄像机可以生成前面的眼睛部分的 2D 图像并且测量在眼睛的该区域内的距离,而 IOLMaster® 用于精确地确定轴长、前腔深度和角膜折射率。

[0028] 在一种有利的技术扩展方案中,将由分析单元所获取的两个测量设备的测量值用于互相校准,其中优选地使用样品眼睛 (Musteraugen)。优选地,通过将分析单元与两个测量设备相连接的数据连接来实现测量值的为此所需要的传输。

[0029] 在另一种技术扩展方案中,两个测量设备被集成在一个设备中,由此眼科测量系统变得紧凑并且能够更好地操作。此外,这具有可以共同使用像 PC、监视器、以及输入和输出单元那样的某些系统部件的优点。

[0030] 图 1 中所示出的基于超声的测量设备 1 (用于显示前面的和 / 或后面的眼睛部分的声像产生方法) 和基于短相干方法的光学测量设备 2 (用于示出前面的和 / 或后面的眼睛部分的光学图像产生方法) 的组合在此情况下是一种特别有利的眼科测量系统,其中优选地将卡尔蔡司医疗技术股份公司的 IOLMaster® 用作光学测量设备 2。利用该眼科测量系统可以全面地诊断或解释不曾预料到的或不清楚的结果。优选地由分析单元 3 根据所确定的测量值确定并分析所检查的眼睛的 2D 或 3D 图示。通过将分析单元 3 与两个测量设备 1 和 2 相连接的数据连接 4 来实现测量值的为此所需要的传输。

[0031] 与此不同,图 2 展示一种集成有基于超声的测量设备以及基于短相干方法的光学测量设备的眼科测量系统。

[0032] 有利地,可以在手术前确定替换晶状体或附加晶状体或折射干预的范围内将由眼科测量系统所确定的眼睛的生物测定数据转发给被布置在治疗之后的诸如手术显微镜的另外的设备。

[0033] 在用于在手术前确定替换晶状体或附加晶状体或折射干预的范围内确定眼睛的生物测定数据的本发明方法中,将基于超声的测量设备和 / 或光学测量设备的测量值输送给分析单元,由分析单元根据这些测量值借助已知的公式和计算方法来确定要植入的晶状体的参数。

[0034] 将由分析单元借助两个测量设备的测量值所确定的生物测定数据互相比较。这具有能够识别并修正可能的错误测量的优点。在两个测量设备的测量值之间存在较大的差值时,总是有意义的是,制作眼睛的 2D 图示,以便能够确定有错误的测量结果的原因。这种差值的可能的原因可以是视网膜脱离或葡萄肿。在人工晶状体眼的情况下,也可能在不同的测量方法中出现伪差 (Artefakt),这些伪差在错误的解释时可能导致有错误的测量结果。

[0035] 此外,为了提高安全性和精度,有利的是,将所获取的两个测量设备的测量值用于互相校准,其中优选地使用样品眼睛。也可以将所获取的两个测量设备的测量值用于晶状体常数的优化。

[0036] 在本方法的另一种扩展方案中,由相应的测量设备的分析单元进一步处理两个单独的测量设备的测量数据,并通过数据连接将测量结果传输给分别另一个测量设备。

[0037] 利用本发明解决方案,提供用于确定眼睛的生物测定数据的眼科测量系统和方法,利用其即使在困难的条件下也能够以高的可靠性和精度确定测量值。通过该组合,可以至少部分地补偿不同测量方法的存在的具体缺点,而不失去这些测量方法的优点。在相应的无接触的测量值确定时光学测量方法的很高的精度与在诸如密集的白内障的困难条件下基于超声的测量方法的使用可能性一样得到保持。通过两种方法的测量值的比较,可以附加地提高测量值的可靠性和精度。

[0038] 不同测量系统的组合因此能够实现在一个测量位置上完整地检查或诊断患者,使得既不需要使患者移位,也不需要重复约期 (Wiederholungstermin) 的其它的测量。

[0039] 通过确定眼睛的大量不同的生物测定数据,能够实现患者的视力的表征的改进,并且要由此导出的替代晶状体或折射的附加晶状体的选择变得更可靠。

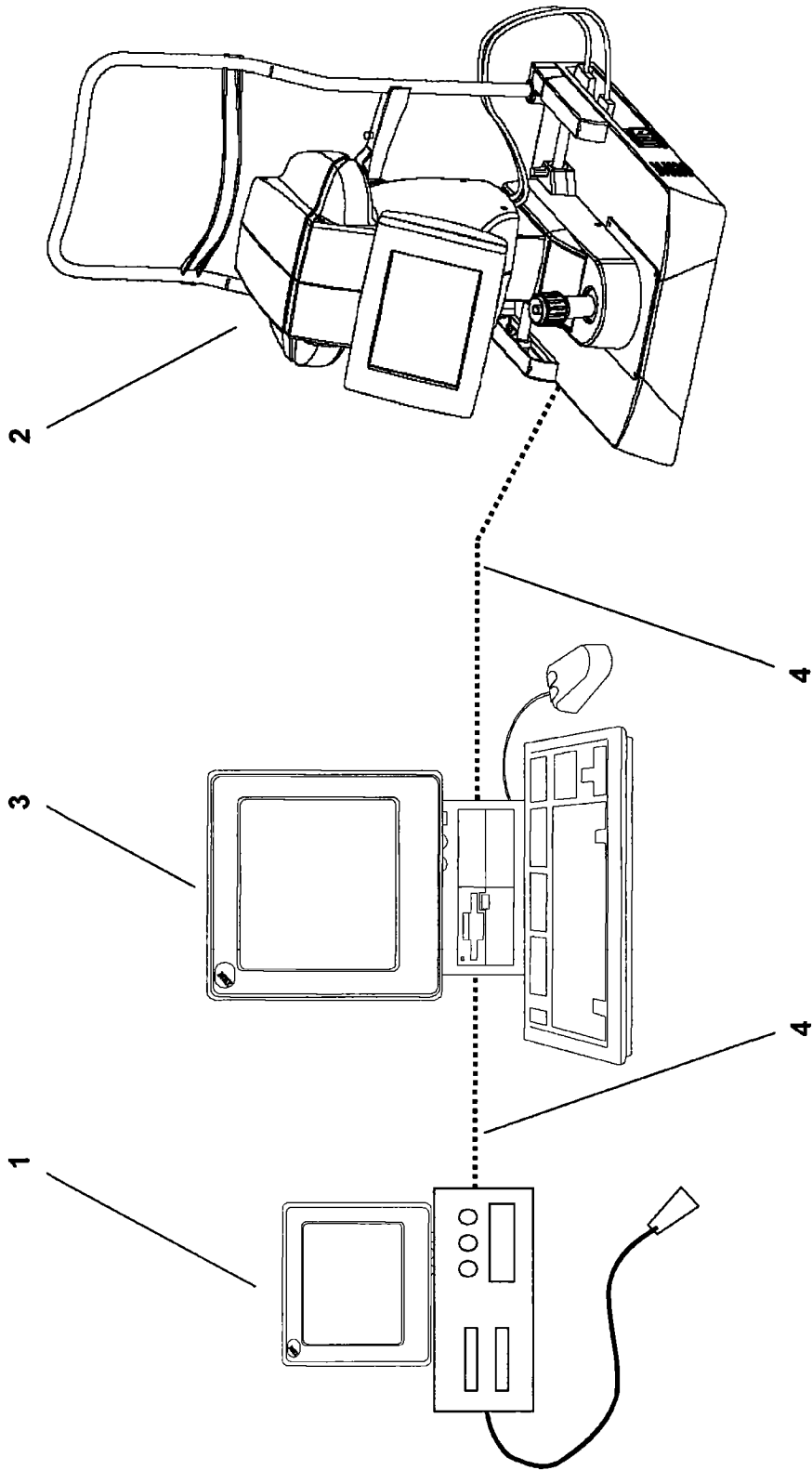


图 1

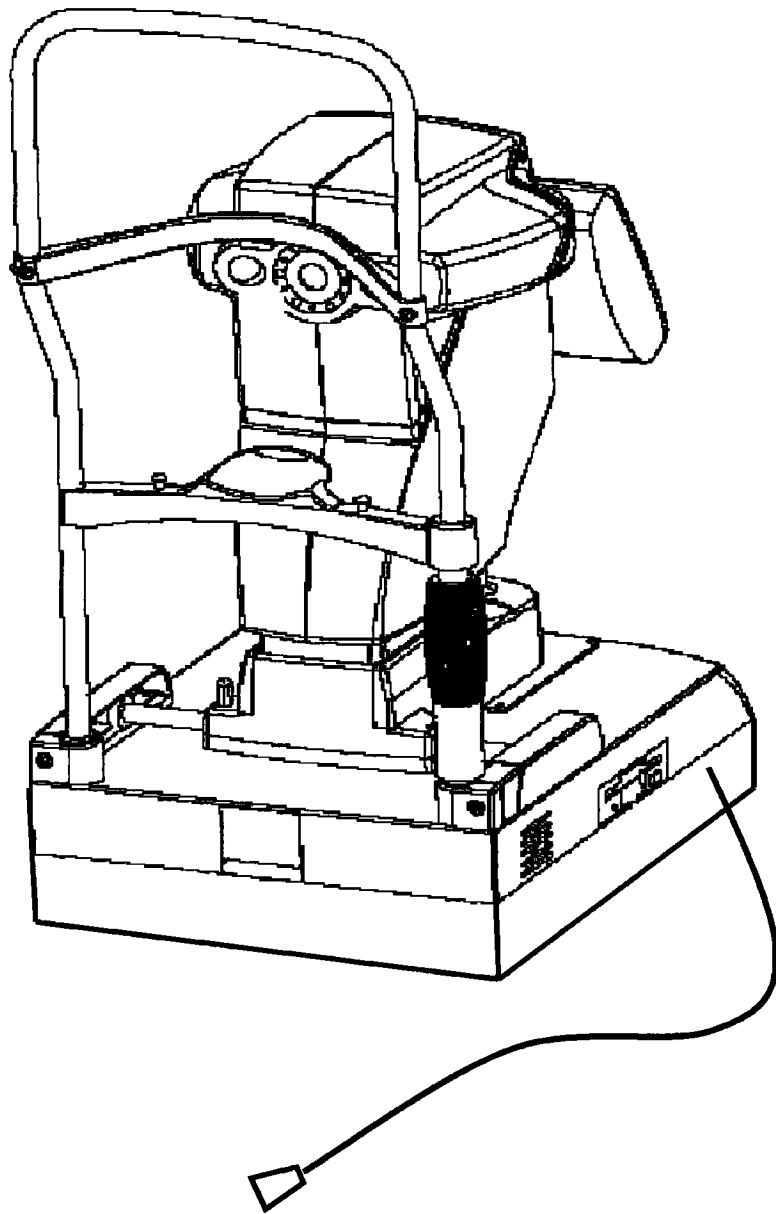


图 2

专利名称(译)	确定眼睛的生物测定数据的眼科测量系统和方法		
公开(公告)号	CN101346104B	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200680048599.X	申请日	2006-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司医疗技术股份公司		
申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司医疗技术股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司医疗技术股份公司		
[标]发明人	R·伯格纳 I·科施米德尔 W·比斯曼		
发明人	R·伯格纳 I·科施米德尔 W·比斯曼		
IPC分类号	G01S15/02 A61F9/008 G01S15/89 A61B3/18 A61B3/103 A61B3/13 A61B3/107 A61B8/10 A61B3/10 A61B3/00		
CPC分类号	A61B3/102		
代理人(译)	卢江 刘春元		
审查员(译)	黄长斌		
优先权	102005062238 2005-12-22 DE		
其他公开文献	CN101346104A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种眼科测量系统，利用该眼科测量系统能够确定眼睛的生物测定数据。用于在手术前确定替换晶状体或附加晶状体或折射干预的范围内确定眼睛的生物测定数据的本发明眼科测量系统包括基于超声的测量设备(1)以及光学测量设备(2)和分析单元(3)的组合，其中由分析单元(3)将光学测量设备(2)和/或基于超声的测量设备(1)的测量值用于确定眼睛的生物测定数据。本发明的技术方案被设置用于即使在困难的条件下也以高的可靠性和精度确定眼睛的生物测定数据。但是附加地也可以进行角膜散光计和/或测厚计测量。不同测量系统的组合因此能够实现在一个测量位置上完整地检查或诊断患者，使得既不需要使患者移位，也不需要重复约期的其它的测量。

