



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 117582176 A

(43) 申请公布日 2024.02.23

(21) 申请号 202311009396.1

(22) 申请日 2023.08.10

(30) 优先权数据

102022120203.8 2022.08.10 DE

(71) 申请人 卡尔蔡司医疗技术股份公司

地址 德国耶拿

(72)发明人 C·豪格 T·施莫尔

N·赫克-登施拉格 J·史蒂芬

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

专利代理师 卢江 刘春元

(51) Int.Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 90/00 (2016.01)

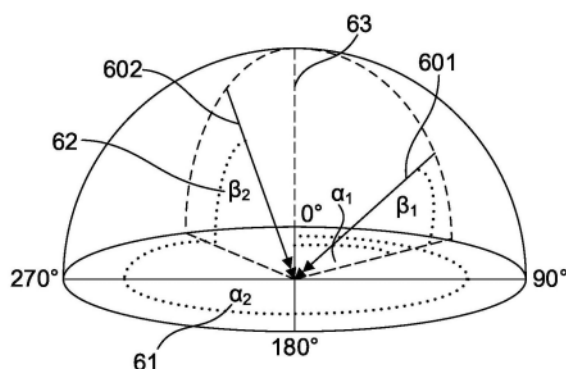
权利要求书2页 说明书16页 附图5页

(54) 发明名称

用于检测和可视化OCT信号的系统

(57) 摘要

本发明涉及一种用于检测和可视化OCT信号的系统(100),该系统具有OCT系统(10)和显示装置(30),该显示装置被设计成用于带时间解析地显示图像数据(32)。系统(100)还具有控制单元(40),该控制单元被配置成:操控OCT系统(10)以检测样本(65)的所选择的视场(66)的带时间解析的OCT信号(19),并且借助所检测到的带时间解析的OCT信号(19)和可预先给定的虚拟观察方向(60)来获取带时间解析的OCT图像(31),并且将带时间解析的OCT图像(31)呈现在显示装置(30)上。本发明还涉及一种用于检测和可视化OCT信号的对应的方法。



1. 一种用于检测和可视化OCT信号的系统(100),所述系统具有:
OCT系统(10);
显示装置(30),所述显示装置被设计成用于带时间解析地显示图像数据(32);以及
控制单元(40),所述控制单元被配置成:操控所述OCT系统(10)以检测样本(65)的所选择的视场(66)的带时间解析的OCT信号(19),并且借助所检测到的带时间解析的OCT信号(19)和可预先给定的虚拟观察方向(60)来获取带时间解析的OCT图像(31),并且将所述带时间解析的OCT图像(31)呈现在所述显示装置(30)上。
2. 根据权利要求1所述的系统(100),其中所述虚拟观察方向(60)由相对于所述OCT系统(10)的光轴(63)的方位角(61)和仰角(62)限定。
3. 根据权利要求1或2所述的系统(100),其中所述控制单元(40)被配置成获取所述带时间解析的OCT图像(31)作为三维的且从所述虚拟观察方向(60)透视的体积图像。
4. 根据前述权利要求之一所述的系统,其中所述系统(100)还具有被设计成用于检测用户输入的接口(50),并且基于用户输入来确定所述虚拟观察方向,和/或其中所述系统(100)还具有被设计成用于检测设备参数的设备接口(55),并且基于借助于所述设备接口(55)检测到的设备参数来确定所述虚拟观察方向。
5. 根据前述权利要求之一所述的系统(100),其中所述OCT信号(19)具有多个元组(191),所述元组各自具有所述样本(65)的体积元素(651)并且代表散射强度,其中所述显示装置(30)具有多个像素(33),并且其中所述控制单元(40)被配置成借助所述元组(191)、所述显示装置(30)的分辨率和所述虚拟观察方向(60)来获取OCT图像(31),使得特定的像素(33)与特定的体积元素(651)相对应。
6. 根据前述权利要求之一所述的系统(100),还具有:
手术显微镜系统(20),所述手术显微镜系统被设计成检测所述样本(65)的所选择的视场(66)的带时间解析的图像信号(23),
其中所述控制单元(40)还被配置成借助所检测到的带时间解析的图像信号(23)来获取相对应的视频图像数据(32),并且将所述视频图像数据(32)与所述带时间解析的OCT图像(31)同时或依次地呈现在所述显示装置(30)上。
7. 根据权利要求6所述的系统(100),其中所述控制单元(40)被配置成以相同的放大倍数、相同的视角和/或相同的立体角 α 将所述视频图像数据(32)和所述带时间解析的OCT图像(31)依次呈现在所述显示装置(30)上。
8. 根据权利要求6所述的系统(100),其中所述控制单元(40)被配置成以第一透明度值将所述视频图像数据(32)并且以第二透明度值将所述带时间解析的OCT图像(31)同时呈现在所述显示装置(30)上。
9. 根据前述权利要求之一所述的系统(100),
其中所述显示装置(30)被设计成用于呈现立体图像,并且
其中所述控制单元(40)被配置成:借助所述带时间解析的OCT信号(19)、所述虚拟观察方向(60)和立体角 α 来获取带时间解析的第一OCT图像(311)和带时间解析的第二OCT图像(312),并且将所述第一OCT图像(311)和所述第二OCT图像(312)立体地呈现在所述显示装置(30)上。
10. 根据权利要求9所述的系统(100),其中所述控制单元(40)被配置成基于借助所述

接口 (50) 检测到的用户输入来获取所述立体角 α 。

11. 根据权利要求9或10或权利要求6所述的系统 (100), 其中所述控制单元 (40) 被配置成借助所述手术显微镜系统 (20) 的光学参数来获取所述立体角 α 。

12. 根据权利要求11所述的系统 (100), 其中所述手术显微镜系统 (20) 具有立体相机 (21, 22), 所述立体相机具有沿第一光轴 (213) 布置的第一立体镜头 (211) 和沿第二光轴 (223) 布置的第二立体镜头 (221), 并且所述立体角 α 是所述第一光轴 (213) 与所述第二光轴 (223) 之间的角度, 并且其中所述控制单元 (40) 还被设计成借助所述立体相机 (21, 22) 的变焦级别和/或工作距离来获取所述立体角 α 。

13. 根据权利要求9至12之一所述的系统 (100), 其中所述控制单元 (40) 被配置成获取所执行的手术的阶段并且借助所执行的手术的阶段来获取所述立体角 α 。

14. 根据权利要求9至13之一所述的系统 (100), 还具有医疗技术器械 (70), 其中所述控制单元 (40) 被配置成: 获取所述医疗技术器械 (70) 的位置、类型和/或状态, 并且借助所述医疗技术器械 (70) 的位置、类型和/或状态来获取所述立体角 α 和/或所述虚拟观察方向 (60)。

15. 一种用于检测和可视化OCT信号的方法, 所述方法具有以下方法步骤:

借助于OCT系统 (10) 来检测 (S100) 样本 (65) 的所选择的视场 (66) 的带时间解析的OCT信号 (19), 其中所述OCT信号 (19) 具有多个元组 (191), 所述元组各自代表所述样本 (65) 的体积元素 (651) 和与所述体积元素 (651) 相对应的散射强度;

获取 (S200) 预先给定的虚拟观察方向 (60);

借助所述元组 (191)、显示装置 (30) 的分辨率和所述虚拟观察方向 (60) 来获取 (S300) 带时间解析的OCT图像 (31) 作为三维的且从所述虚拟观察方向 (60) 透视的体积图像; 以及
将所述带时间解析的OCT图像 (31) 呈现 (S400) 在所述显示装置 (30) 上。

16. 根据权利要求15所述的方法, 还具有以下方法步骤:

各自借助所述元组 (191)、所述显示装置 (30) 的分辨率、所述虚拟观察方向 (60) 和立体角 α 来获取带时间解析的第一OCT图像 (311) 和带时间解析的第二OCT图像 (312) 并且各自作为三维的且从所述虚拟观察方向透视的体积图像; 以及

将所述带时间解析的第一OCT图像 (311) 和所述带时间解析的第二OCT图像 (312) 呈现在所述显示装置 (30) 上。

17. 根据权利要求15或16所述的方法, 其中基于借助于接口 (50) 检测到的用户输入和/或基于借助于设备接口 (55) 检测到的设备参数来获取 (S200) 预先给定的虚拟观察方向 (60)。

18. 一种计算机程序, 所述计算机程序包括指令, 所述指令在由根据权利要求1至14之一所述的系统 (100) 的控制单元 (40) 实施时, 使得根据权利要求1至14之一所述的系统 (100) 实施根据权利要求15至17之一所述的方法。

用于检测和可视化OCT信号的系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种系统,该系统用于检测和可视化OCT信号、尤其是用于检测带时间解析的OCT信号以及用于可视化带时间解析的OCT图像形式的OCT信号。本发明还涉及一种用于检测和可视化OCT信号的方法。

背景技术

[0002] 技术辅助器件的使用是现代医疗的固定组成部分。现在,成像方法和机器人系统自然同样都被使用于外科手术和诊断中。在此,成像方法的使用可以实现呈现以及区分患者体内的各种结构并且从患者获得的图像数据可以有利地被用于诊断以及治疗方法和外科手术方法。

[0003] 例如,手术医生可以借助患者的图像数据更好地规划外科手术干预,并且还可以在执行干预时得到辅助。为了在执行外科手术干预时辅助手术医生,使用机器人可视化系统。这些可视化系统通常具有用于拍摄待手术区域的图像的至少一个相机,该至少一个相机由具有铰接结构的三脚架承载。三脚架允许通过相对于物体进行平移和/或旋转移动来对相机进行定位,以检测待手术区域的期望视场(field of view-FOV)的图像。在此,使用光学立体相机可以实现检测3D图像数据。

[0004] 除了例如借助被反射或散射回的可见光来检测期望的视场的表面信息之外,现在还存在用于检测视场的深度信息的方法。这些方法包括光学相干断层扫描(optical coherence tomography,OCT),它允许对在光学上透明的和/或反射性的物体进行三维显微成像并且因此允许拍摄所观察的视场中的生物组织的体积图像。光学相干断层扫描(OCT)大体上是使用具有较低相干长度的宽带光的干涉方法。因此,用于检测OCT数据的系统具有干涉仪和光谱宽度的中心波长大于1%的宽带光源。

[0005] 对OCT数据的检测可以依次或并行地进行。对OCT数据的依次检测例如通过以下方式进行,即,在分束器处将低相干的源光束分成样本光束和参考光束,这些光束通过干涉仪的两个臂被发送,其中在参考光路上布置有可移动的参考镜并且在物体光路中布置有待检查的物体。通过移动参考镜,可以设定物体光束与参考光束之间的程差并因此设定所测量的深度。借助于物体光路上的反射镜,使物体光束以二维的方式扫过样本,因此这使得可以实现对样本的三维扫描。

[0006] 在时域中对OCT数据(time domain OCT-TD OCT)进行检测时,光源 $\Delta\lambda$ 的光谱宽度与相干长度 L_c 相对应,其中 $L_c = \lambda^2 / \Delta\lambda$ 。OCT系统的轴向分辨率与所使用的光的相干长度 L_c 相对应,并表示沿光轴具有至少相干长度的距离的物体的分辨能力。例如,中心波长为800nm且光谱宽度为80nm的近红外范围内的光源具有7 μm 的相干长度,并且具有这样的光源的OCT系统因此具有约1-10 μm 的轴向分辨率。OCT系统的横向分辨率是由在物体光路上使用的光学器件决定的,尤其是由将光聚焦至待检查的物体的物镜决定的。

[0007] 对OCT数据的依次检测还可以在频域(frequency domain OCT-FD OCT,频域OCT)中实现,其中通常在使用可调谐光源(swept source OCT,扫频光源OCT)与使用色散检测器

(spectral domain OCT-SD OCT, 谱域OCT)之间进行区分。在sweptsource OCT中,激发光源(通常是激光器)的频率被调谐,由此使得即使在没有可移位的参考镜的情况下也可以使样本光束与参考光束之间的程差发生变化并且因此使所扫描的样本深度发生变化。在SD OCT中,同样使用宽带光源,然而干涉信号的频率分量在检测之前就被分离,例如被光栅分离。

[0008] 借助于OCT,可以检测生物组织的截面数据和体积数据,并且可以显著地为手术医生增加信息含量。因此,值得期待的是将OCT集成到手术显微镜中,以便能够呈现所期望的视场的表面的视频数据以及该视场的深度图像和/或截面图像。到目前为止,如果手术系统能够提供体积OCT图像,那么其拍摄时间相对较长并且此外出于时间和资源的原因,渲染仅限于后处理。因此,至今为止,还无法在手术期间实时给出体积图像。

[0009] 然而,随着OCT技术以及用于进行图形处理的处理器(GPU)的容量和速度的进一步进步,可以提供更快的OCT方法来进行术中成像。然而,由此可能实现的OCT体积图像的呈现可以实时实现用于呈现检测到的OCT信号的各种可能性,其中目前还没有对此可用的方法。尤其缺乏能够实现针对医疗应用或外科手术应用被优化的呈现OCT信号的形式。使用并非最佳的方法存在使用户负担过重或注意力分散的危险,这恰恰对手术医生而言会造成严重后果。

[0010] 本发明的目的是,克服或至少减小现有技术的缺点并且提供一种经改进的系统 and 一种经改进的用于检测和可视化OCT信号的方法。

发明内容

[0011] 根据本发明的目的通过独立专利权利要求的主题来实现。优选的改进方案是从属权利要求的主题。

[0012] 本公开的第一方面涉及一种用于检测和可视化OCT信号的系统、尤其是用于借助于医疗技术设备(例如手术显微镜)来检测和可视化这样的信号的系统。

[0013] 根据本公开的系统具有OCT系统。OCT系统优选地具有被设计成用于照亮样本的宽带光源。该光源优选地是可调谐激光器(swept source),例如宽带激光器、超连续激光器和/或超短脉冲激光器。在此,可调谐激光器可以在给定时间点是窄带光源,然而其中频可以有针对性地随时间变化或者可以由多个窄带光源构成。然而,还可以使用其他宽带源,例如超辐射发光二极管,例如FD-OCT。

[0014] OCT系统优选地还具有被设计成用于产生和叠合样本光束与参考光束的干涉仪,例如迈克尔逊(Michelson)干涉仪、马赫-泽纳(Mach-Zehner)干涉仪或科斯特(Köster)干涉仪。干涉仪优选地具有用于由来自宽带源的光产生和叠合样本光束与参考光束的分束器、参考光路和样本光路。此外,干涉仪优选地具有用于设定被检查的样本深度的器件。在此,根据测量方法,该器件可以是用于产生(如在SD-OCT中可沿参考光束移位的反射镜的)程差的器件、用于将具有特定程差的光分离的器件(如FD-OCT中的光栅)、或用于产生具有特定程差的光的器件(如在swept source-OCT中的可调谐光源)。

[0015] OCT系统还具有被设计成用于以样本光束扫描样本的扫描机构。扫描机构尤其被设计成用于使样本光束以二维的方式扫过样本。优选地,扫描机构是扫描镜,然而还可以使用其他的扫描机构,例如玻璃纤维扫描仪、棱镜扫描仪、帕尔默(Palmer)扫描仪等。在被提供用于全视野OCT的OCT系统中,可以省去扫描机构。

[0016] OCT系统还具有被设计成用于检测通过叠合样本光束和参考光束而产生的干涉图案的检测器。检测器例如是线型检测器、二维检测器阵列、光电检测器或色散检测器。检测器例如被设计为CCD或CMOS检测器。

[0017] 根据本公开的系统还具有被设计成用于带时间解析地显示图像数据的显示装置。显示装置优选地是一个或多个屏幕,例如手术显微镜的至少一个屏幕、在手术室中固定安装的屏幕、或头戴式显示器(Head-Mounted-Display,HMD),例如视频眼镜。屏幕优选地是支持4K和/或8K的屏幕和/或被设计成用于进行立体呈现的3D屏幕。

[0018] 根据本公开的系统还具有控制单元,该控制单元与OCT系统和显示装置相连接,尤其用于单向或双向数据传输。控制单元被配置成操控用于检测样本的所选择的视场(region of interest-ROI,感兴趣区)的带时间解析的OCT信号的OCT系统。样本例如是患者的手术区域,在眼科手术中尤其是眼睛。然而,样本还可以是任意其他手术区域,例如在神经外科手术中是脑组织、在耳鼻喉(HNO)手术中是位于耳鼻喉(HNO)区域的组织、或在牙科手术中是牙龈、牙石或牙神经。样本同样可以是任意其他组织或切片(在体内、在体外或在原位)。视场优选地由用户选择。优选地检测带时间解析的OCT信号,其方式为:产生光信号并且使其借助于干涉仪部分地作为样本光束被偏转至样本并且使其在干涉仪中与同样由光信号产生的参考光束进行叠合,以产生干涉图案。

[0019] 根据本公开的系统控制单元还被设计成:借助检测到的带时间解析的OCT信号和可预先给定的虚拟观察方向来获取带时间解析的OCT图像。OCT信号是干涉信号,其中对干涉信号的包络进行调制来对样本的反射特性进行编码。借助于扫描机构,可以以藉由程差所设定的样本深度以二维的方式来扫描样本。借助所使用的扫描机构、被用于选择或产生程差的器件(例如可沿参考光束进行调节的反射镜、检测器前方的光栅、或可调谐的宽带光源)和检测器的刷新速率,针对带时间解析的OCT信号得到时钟频率(图像刷新速率)。控制单元借助OCT信号来计算得出带时间解析的OCT图像,例如借助于体积渲染、光线追踪、和/或光线行进。为此,控制单元首先获取虚拟观察方向并且在借助于体积渲染、光线追踪、和/或光线行进获取OCT图像时考虑该虚拟观察方向。因此,通过根据本公开的系统,借助OCT信号和可预先给定的虚拟观察方向获取OCT图像,由此可以有利地使用由OCT系统提供的自由度来以透视的方式获取OCT图像。在此,虚拟观察方向在原则上与用户的实际观察方向不同。而是,虚拟观察方向表示用户以如下所述的方式可预先给定的和/或借助设备参数以如下方式可获取的空间方向,该空间方向用作OCT图像的计算基础。

[0020] 根据本公开的系统控制单元还被配置成在显示装置上呈现所获取的带时间解析的OCT图像。在此,有利地在虚拟观察方向上进行显示。在此,虚拟观察方向优选地是针对限定的时段所设定的。同样优选地,虚拟观察方向是以序列的形式设定的,并且例如在经过预先限定的时间之后自动地改变,即,在检测到预先限定的用户输入(例如操纵了脚踏板)时、在获取到医疗技术器械的状态或位置变化时、在获取到设备参数的变化时、和/或在识别到所执行的手术阶段改变时。同样优选地,虚拟观察方向连续地或非连续地跟随用户输入,例如借助用户的被检测到的实际观察方向。因此,例如可以检测到用户头部的倾斜,并且以对应的倾斜建立OCT图像并将其呈现在显示装置上。因此,根据本公开的系统可以有利地根据用户需求实现OCT信号的最佳可视化,由此最佳地利用OCT信号的潜力并且为用户提供最多的信息内容。

[0021] 在根据本公开的系统的一个优选的实施方式中,虚拟观察方向由相对于OCT系统的光轴的方位角和仰角限定。OCT系统的光轴在此优选地与根据本公开的系统(下文阐述的)手术显微镜系统的光轴相对应和/或优选地垂直于样本的表面。方位角优选地是指在与光轴垂直的平面上、优选地在样本表面的平面上的介于 0° 与 360° 之间的角度。方位角是平面角并且是在零点与虚拟观察方向到该平面的投影之间测得的。因此,方位角限定了狭义上的虚拟观察方向。优选地,仰角是指包含光轴的平面上、优选地在与样本表面正交的平面上的介于 0° 与 90° 之间的角度。仰角是平面角并且例如是在虚拟观察方向与样本表面之间测得的。因此,仰角限定垂直视角。

[0022] 在根据本公开的系统另一优选的实施方式中,控制单元被配置成获取带时间解析的OCT图像作为三维的且从虚拟观察方向透视的体积图像。除了以“正面(en-face)”图示、即以俯视图来呈现OCT图像,控制单元因此还可以实现以透视的方式呈现OCT信号。同样优选地,控制单元还被设计成以在样本的高度方向(所谓的B扫描)上的截面图的形式呈现OCT信号。有利地,将带时间解析的OCT图像呈现为三维的且从不同角度透视的体积图像可以实现,获得关于物体的最大的深度信息。尤其,来自不同虚拟观察方向(方位角和仰角)的鸟瞰图(俯视图,“正面”)的直接呈现和沿不同剖面线的截面图(B扫描)都是有意义的,例如以用于在干预的不同的阶段期间获得有关样本的各个相关信息。

[0023] 换言之,尤其在医疗(例如眼科)应用的情况下,最有意义的虚拟观察方向可以根据施用和手术(OP)情况而变化。因此可以有意义的是,首先从手术显微镜视频的技术观察方向(其中技术观察方向例如借助设备参数被获取)呈现带时间解析的OCT图像(4D-iOCT),以便为用户提供最好的视野。然而,在进一步的应用或手术过程中,其他的(例如侧向的)虚拟观察方向确保好得多的深度信息。因此,由此产生的视角还更接近肉眼所见的自然视角,并且因此还有利于显微外科手术工作。

[0024] 根据本公开的系统优选地具有用于检测用户输入的接口。接口优选地是手动开关或脚踏开关。同样优选地,接口是用于识别头部和/或眼睛运动或实际观察方向的器件,例如被集成在视频眼镜或头戴式显示器(HMD)中。接口还可以被设计成用于检测语音指令并且为此包括至少一个麦克风。同样优选地,该接口是键盘、操纵杆、鼠标、触摸屏或其组合。

[0025] 根据该优选的实施方式,控制单元还被设计成操控用于检测用户输入的接口。此外优选地,用户输入发生在例如借助于输出器件被输出给用户的输入请求之前。同样优选地,用户输入是来自多个预先限定的输入选项中的选择,这些预先限定的输入选项例如指定虚拟观察方向、将要执行的手术和/或将要执行的干预。同样优选地,用户输入是由用户在预先给定的范围内可自由定义的用户输入。同样优选地,控制单元被设计成,在用户输入时辅助用户,例如通过显示多个对话框以便有针对性地查询特定的用户输入。

[0026] 根据该实施方式,控制单元还被设计成借助用户输入来获取虚拟观察方向。因此,用户可以有利地有针对性地选择被认为是最佳的虚拟观察方向。特别优选地,例如在向用户发出对应的请求之后,借助于接口来检测指定方位角和仰角的用户输入。同样优选地,根据用户输入得出方位角和仰角,例如根据借助于头部控制和/或眼睛控制由用户直接指定的观察方向。

[0027] 替代性地或附加地,系统还具有被设计成用于检测设备参数的设备接口。设备接口优选地是用于连接手术显微镜系统的接口,如下文还将详细描述。同样优选地,然而设

备接口还是用于连接任意其他成像系统的接口。设备接口还可以是用于连接医疗技术器械的接口。同样优选地,可以藉由设备接口来连接用于追踪医疗器械或医疗技术器械的系统,其中追踪系统还可以是手术显微镜系统或其他成像系统。医疗技术器械例如是指针、探针、镊子、锥子、超声乳化尖端(Phako-Tip)、内窥镜、夹具的内窥LED等。根据该实施方式,控制单元优选地被配置成:与设备接口通信(尤其是双向通信),并且还操控用于检测借助于接口所连接的设备的设备参数的设备接口。

[0028] 根据该实施方式,控制单元还被设计成借助通过设备接口检测到的设备参数来获取虚拟观察方向。优选地,借助所连接的手术显微镜系统或其他成像系统的设备参数可以获取手术显微镜系统或其他成像系统的技术观察方向,并且虚拟观察方向可以等同于技术观察方向。这可以实现多模态图像采集和呈现,其中OCT图像的虚拟观察方向有利地与其他图像数据的(技术)观察方向一致。

[0029] 同样优选地,设备参数描述所连接的或借助于追踪系统所追踪的医疗技术(或所追踪的医疗)器械的位置、定位和/或状态,并且借助医疗技术(医疗)器械的位置、定位和/或状态来获取虚拟观察方向。因此,例如可以根据指针的位置(在必要时沿指针的纵向轴线)或根据夹具的状态来获取虚拟观察方向。在此,医疗技术器械的空间位置可以通过器械本身来获取和/或医疗器械或医疗技术器械的空间位置可以藉由追踪系统来获取。在此,医疗器械不一定要具有自己的电子设备,而是其特性可以例如仅通过追踪系统来获取,在必要时通过布置在医疗器械上的标记的辅助来获取。同样优选地,医疗技术器械的(图像)识别由用户输入启动,其中用户输入可以在器械本身上或其他地方进行。

[0030] 经设备接口接收到的、关于所连接的医疗技术器械的状态的设备参数优选地还包括对医疗技术设备的输入器件的操纵,因而在这种情况下设备参数同时还代表用户输入。同样优选地,一起考虑不同的设备参数,如医疗技术器械的位置(例如通过器械本身和/或追踪系统来获取)和对医疗技术器械的输入器件的操纵。因此,例如可以有利地根据器械的位置的顺序来检测虚拟观察方向的顺序。可以经设备接口、从器械本身或追踪系统接收描述医疗器械或医疗技术器械的设备参数。此外优选地,如上文所述,根据接收到的设备参数中得出虚拟观察方向的方位角和仰角。

[0031] 在根据本公开的系统的一个优选的实施方式中,OCT信号具有多个(第一)元组,这些元组各自包括(或代表)样本的体积元素和散射强度。样本的体积元素在此优选地由三个空间坐标(例如 x , y 和 z)代表并且例如可以被解释为样本体素。除了散射强度,元组还可以具有其他值。根据该实施方式,显示装置具有多个像素并且控制单元被配置成借助(第一)元组、借助显示装置的分辨率、以及借助虚拟观察方向来获取带时间解析的OCT图像,使得特定的像素与特定的体积元素相对应,即,特定的像素显示样本的特定的体积元素。换言之,控制单元获取显示装置的像素与样本的体积元素的指配关系。在此,该指配关系可以取决于其他设定,例如所使用的扫描机构的栅格分辨率,然而对于给定的设定选择(如虚拟观察方向、变焦级别和立体角)优选地随时间保持恒定。因此,控制单元实现了显示装置的像素与OCT信号或所获取的OCT图像之间的局部配准。

[0032] 此外优选地,控制单元被配置成借助OCT系统的检测参数来局部配准由OCT系统检测到的OCT信号。对信号的局部配准在此是指信号与参考坐标系(例如干预期间患者的坐标系)的正确联系,并且可以实现患者空间的坐标向信号空间的对应坐标的明确的映射

(Mapping)。配准信号优选地需要校准OCT系统。OCT系统的检测参数优选地具有校准参数。OCT系统的检测参数优选地考虑OCT系统的扫描机构和/或检测器。有利地,借助基于检测参数进行的局部配准,位于患者空间的限定坐标处的患者结构可以正确地、尤其以正确的彼此间的相对位置被呈现在OCT图像的图像空间中的对应坐标处。

[0033] 在根据本公开的系统的特别优选的实施方式中,该系统还具有手术显微镜系统,手术显微镜系统被设计成检测样本的所选择的视场的带时间解析的图像信号。手术显微镜系统优选地具有光学器件,尤其是用于检测被样本反射或散射回的光(例如可见光)的光学器件。光学器件例如包括物镜和目镜,然而此外可以包括其他的部件,尤其其他的透镜、反射镜、分束器和/或类似物。手术显微镜系统还具有图像传感器,该图像传感器被设计成用于检测样本的所选择的视场(region of interest-ROI)的带时间解析的图像信号。光学器件和图像传感器优选地被设计为集成的,例如作为手术显微镜的相机的部件。根据该实施方式,控制单元还被设计和配置成,获取与检测到的带时间解析的图像信号相对应的视频图像数据。带时间解析的图像信号尤其是被指配给样本的表面元素的多个信号,这些信号是依次或同时针对样本表面的特定栅格被检测的,其中栅格是由扫描机构和/或图像传感器确定的。带时间解析的图像信号还具有由扫描机构和/或图像传感器确定的时钟频率(图像刷新速率)。控制单元根据该图像信号产生具有适合于在显示装置上呈现的栅格(分辨率)和图像刷新速率的视频图像数据。控制单元还被配置成借助于显示装置来呈现视频图像数据。

[0034] 在根据本公开的系统中,图像信号优选地具有多个(第二)元组。在此,每个(第二)元组包括(或代表)样本的表面元素和至少一个灰度值。样本的表面元素在此优选地由两个横向空间坐标(例如x和y)代表并且例如可以被解释为样本像素。除了最后根据检测到的强度得出的灰度值之外,每个(第二)元组此外还可以记录颜色值,例如在借助于连接在图像传感器上游的滤色器检测不同颜色的强度时。根据该实施方式,控制单元还被配置成借助(第二)元组以及借助显示装置的分辨率来获取视频图像数据,使得特定的像素显示样本的特定表面元素。换言之,除了显示装置的像素与样本的体积元素的(第一)指配关系之外,控制单元还获取显示装置的像素与样本的表面元素的(第二)指配关系。在此,该(第二)指配关系可以取决于其他设定,例如手术显微镜系统的变焦级别,然而给定的设定优选地随时间保持恒定。(第二)指配关系优选地与(第一)指配关系相对应。因此,控制单元还实现显示装置的像素与手术显微镜系统的图像信号(视频图像数据)之间的局部配准。

[0035] 此外优选地,控制单元还被配置成借助手术显微镜系统的检测参数来局部配准由手术显微镜系统检测到的图像信号。配准信号优选地需要校准手术显微镜系统。因此,手术显微镜系统的检测参数优选地包括手术显微镜系统的校准参数和/或光学设定,例如所使用的光学器件(相机)的焦距和/或变焦级别。此外,检测参数优选地还包括手术显微镜系统的一组固有参数。固有参数在此决定了图像信号的坐标系与相关成像传感器的坐标系之间的关联。固有参数的类型在此尤其取决于所使用的成像传感器的类型,其中成像传感器在此是指实际上的传感器和所使用的光学器件。在根据蔡氏(Tsai)进行的相机校准的情况下,固有参数例如包括有效焦距、图像信号的图像主像点(畸变中心)的坐标、第一缩放因数和/或第一径向透镜误差系数(畸变系数)。径向替代于根据蔡氏进行的相机校准的上述固有参数,还可以使用其他的固有参数,例如根据张氏(Zhang)进行的相机校准(参见例如,,A

practical comparison between Zhang's and Tsai's calibration approaches", Li et al., Proceedings of the 29th International Conference on Image and Vision Computing New Zealand, November 2014 Pages 166-171, DOI:10.1145/2683405.2683443 [“张氏和蔡氏校准方法的实际比较”, Li等人, 第29届新西兰图像与视觉计算国际会议论文集, 2014年11月, 第166-171页, DOI:10.1145/2683405.2683443])。

[0036] 对OCT信号的局部配准连同对图像信号的局部配准一起可以有利地实现OCT图像和视频图像数据的产生和呈现, 使得所产生的带时间解析的OCT图像至少与所呈现的视频图像数据的区段相对应。优选地, 检测整个视场的OCT信号并且建立视场的至少一部分的OCT图像。同样优选地, 检测视场的某个区段的OCT信号并且建立该视场的这个区段的至少一部分的OCT图像。控制单元还被设计成, 将视频图像数据的这个区段的位置处的带时间解析的OCT图像呈现在显示装置上。优选地, 建立整个视场的视频图像数据和OCT图像并且将其相应地呈现在显示装置上。同样优选地, 产生视场的区段的OCT图像并且将其在与视场的该区段相对应的视频数据的位置处呈现在显示装置上。换言之, 将与样本的同一区段相对应的视频图像数据和OCT图像呈现在显示装置的同一位置处。因此, 根据本公开的系统可以实现使视频图像数据和OCT图像被无线地集成在显示装置上, 由此可以实现使用户更容易地观察多模态的图像数据。因此可以在不移动头部或眼睛的情况下观察多模态的图像数据, 这尤其在手术干预期间进行成像时对手术医生的注意力产生有利影响。

[0037] 系统的控制单元优选地被配置成同时将视频图像数据和带时间解析的OCT图像呈现在显示装置上。这可以特别有利地实现使用户同时考虑两个图像模态。然而, 为了能够区分不同的图像数据, 控制单元还优选地被配置成以第一透明度值呈现视频图像数据并且以第二透明度值呈现带时间解析OCT图像。在此, 第一透明度值和第二透明度值优选地不同。同样优选地, 第一透明度值和第二透明度值随时间变化。例如, 首先以0%的透明度呈现图像信号, 而以100%的透明度呈现OCT图像。随着时间的推移, 图像信号的透明度随后连续地从0%被设定至100%, 而同时OCT图像的透明度从100%被设定至0%。因此, 确保呈现视频图像与呈现OCT图像的之间的连续过渡。

[0038] 在根据本公开的系统的同样优选的实施方式中, 控制单元还被设计成借助于图像分析来局部配准视频图像数据和OCT图像。在此, 对图像数据的局部配准是指图像在共用的图像坐标系中的正确联系。因此, 借助图像数据进行的配准可以实现针对相同结构的尽可能一致的成像进行图像数据的相对联系。例如, 视频图像数据和OCT图像中的结构边界或组织边界可以借助于图像分析(例如边缘识别等)被识别并且被相互比较。然后, 这些结构可以通过平移移位、旋转和/或缩放在显示装置上产生彼此叠合。如上所述, 除了对检测到的信号进行局部配准外, 还优选地对图像数据进行局部配准。

[0039] 在根据本公开的系统的同样优选的实施方式中, 控制单元被配置成依次将视频图像数据和带时间解析的OCT图像呈现在显示装置上。换言之, 至少在显示装置的特定位置处, 在任一时间仅呈现视频图像数据和OCT图像中的一者。这可以有利地实现视频图像数据与OCT数据之间的清楚区分, 并且同样有利地在显示装置的不同位置处同时呈现不同的图像数据。

[0040] 特别优选地, 控制单元被配置成以相同的放大倍数、相同的视角和/或相同的立体角来呈现视频图像数据和带时间解析OCT图像。这可以在显示装置的同一位置处同时呈现

两个视频图像数据的情况下优选地实现两个图像数据的完美叠合并可以有利地实现以经优化的对比度进行呈现。在依次呈现的情况下,优选地在经局部配准的图像数据之间的过渡处以相同的放大倍数、相同的视角和/或相同的立体角进行呈现。因此,在呈现这些图像数据之间进行平滑的过渡。在视频图像数据中,仅可以呈现表面(俯视图)。这例如与“正面”OCT图像相对应。一旦从视频图像数据向OCT图像进行过渡,还优选地能够与放大倍数、视角和/或立体角进行适配,以便能够有利地实现具有最佳深度感知的经改善的视图。尤其可以从最初的“正面”视图切换至透视图(例如通过虚拟观察方向的连续过渡)或截面图(OCT-B扫描)。因此,在不同的阶段中有利地确保完美的视图。

[0041] 根据本公开的系统的另一优选的实施方式,显示装置优选地被设计成立体地呈现图像数据。显示装置优选地是被设计成用于呈现具有不同(例如正交)偏振的图像数据的、与偏振眼镜组合的显示装置。同样优选地,借助于滤色以及3D眼镜的组合来对立体图像数据进行编码。然而,显示装置还可以是3D屏幕,例如光场监视器等。根据该优选的实施方式,控制单元还被配置成:借助带时间解析的OCT信号、虚拟观察方向和立体角来获取带时间解析的第一OCT图像和带时间解析的第二OCT图像,并且将第一OCT图像和所述第二OCT图像立体地呈现在显示装置上。立体角在此对于在显示装置上进行图像可视化时的深度印象是决定性的。在立体相机中,立体角与立体相机的各个相机的光轴之间的角度相对应,并且因此与相机彼此间的距离和相机与物体(样本)的工作距离相关。

[0042] 在产生立体OCT图像时,这样的立体角被作为计算的基础,这可以使得能够可变地设定立体角。较大的立体角通常与较强的深度感知相对应(如人眼感知近处的物体时)并且小的立体角通常与小的深度感知相对应(如人眼感知远处的物体时)。因此,根据本公开的系统可以有利地实现以可变的深度印象呈现OCT图像。

[0043] 在根据本公开的系统的一个优选的实施方式中,控制单元被配置成基于借助于接口检测到的用户输入来获取立体角。因此用户、例如手术医生可以有利地个性化地对立体角进行适配,使得通过在获取立体角时考虑用户输入还可以有利地考虑主观偏好。

[0044] 在根据本公开的系统的另一优选的实施方式中,控制单元还被配置成借助手术显微镜系统的光学参数来获取立体角。在此,手术显微镜系统的光学参数以元数据的形式由根据本公开的系统控制单元检测或读取。因此,控制单元有利地始终得知手术显微镜系统的可变的和固定的光学参数。固定的光学参数在此优选地表征手术显微镜系统的部件,例如所使用的透镜、目镜等,并且可变的光学参数在此优选地表征可被设定的变量,例如视场、分辨率、光轴的倾斜度等。考虑到手术显微镜系统的光学参数,可以有利地实现以使图像数据最佳地彼此适配的方式来同时呈现OCT图像和视频图像数据以及同样以最佳的过渡来依次呈现OCT图像和视频图像数据。

[0045] 在根据本公开的系统的特别优选的实施方式中,手术显微镜系统具有立体相机,该立体相机具有沿第一光轴布置并且被设计成用于检测视场的第一图像信号的第一立体镜头(与第一图像传感器组合)和沿第二光轴布置并且被设计成用于检测视场的第二图像信号的第二立体镜头(与第二图像传感器组合)。因此,手术显微镜系统被设计成用于检测立体的带时间解析的图像信号。在此,手术显微镜系统的第一光轴和第二光轴相互围成某个角度,其中光轴之间的这个角度和样本与透镜之间的工作距离一起决定了在手术显微镜系统中进行立体图像检测的立体角。根据该实施方式,控制单元优选地被设计成根据手术

显微镜系统的立体角来确定用于获取第一OCT图像和第二OCT图像所基于的立体角。此外，控制单元优选地被设计成借助第一图像信号来获取第一视频图像数据，并且借助第二图像信号来获取第二视频图像数据。因此，该实施方式可以有利地实现以相对应的立体角来立体地呈现视频图像数据和OCT图像。有利地，这可以实现以最小偏差进行同时立体呈现以及以不同的图像模式（视频和OCT图像数据）之间的最佳过渡进行依次立体呈现。根据该实施方式，手术显微镜系统的光学参数至少是或至少包括手术显微镜系统的影响其立体角的参数。

[0046] 在同样优选的实施方式中，控制单元被设计成借助立体相机的变焦级别和/或工作距离来获取立体角。在此，立体相机的相机之间的距离优选地彼此固定，使得立体角仅与相机距样本的工作距离相关。该工作距离优选地可以借助变焦级别来获取，例如结合成像视场或标记的尺寸。如果立体相机的相机之间的距离是可变的，例如在相机可以通过相机移动被定位的情况下，优选地在获取立体角时还考虑相机之间的距离。根据该实施方式，控制单元优选地被设计成至少借助变焦级别和/或工作距离来获取手术显微镜系统的立体角，并且该立体角还被用于OCT图像。

[0047] 在同样优选的实施方式中，还与工作距离无关地考虑变焦级别。例如，在使用手术显微镜系统和较小的变焦值来呈现视场时，优选使用小的立体角。小的变焦值通常与大的视场相对应，其中通常不期望呈现强烈的深度印象。在使用手术显微镜系统和较大的变焦值来呈现视场时，优选使用大的立体角。大的变焦值与小的视场相对应，其中通常期望以强烈的深度印象进行细节呈现。因此，在高的放大倍数的情况下，有利地还提高了在呈现所获取的OCT图像时的深度印象。

[0048] 在根据本公开的系统的另一优选的实施方式中，控制单元被配置成获取所执行的手术的阶段并且借助所执行的手术的阶段来获取立体角。为此，控制单元优选地与存储器相连接，在该存储器中存储了经过训练的机器学习算法，例如神经网络（CNN）等。该算法已优选地借助于多个视频图像数据、和/或OCT图像或图像信号、和/或OCT信号被训练，在训练时它们已被指配了手术的对阶段作为分类。因此，经过训练的算法能够借助视频图像数据、和/或OCT图像或图像信号、和/或OCT信号独立地识别手术阶段作为分类。优选地，根据该实施方式，控制单元还被设计成选择与手术的所获取的阶段相对应的立体角。适合于手术的不同阶段的立体数据优选地被存储在存储器中的查找表（Look-up-Table, LUT）中或同样使用机器学习算法来获取。例如可以通过以下方式训练该算法，即：在训练期间给多个视频图像数据、和/或OCT图像或图像信号、和/或OCT信号指配手术的对阶段和/或对立体角作为一个或多个分类。

[0049] 在白内障手术中，手术阶段例如可以包括：静止状态、切开、眼科粘性手术设备（OVD）注射、囊袋切开术、水分离、超声乳化、冲洗/抽吸、人工晶状体植入、伤口闭合/润湿、非手术状态。在屈光手术中，手术阶段例如可以包括：无操作、对接、压平、眼睛固位/CG旋转、晶状体切割、晶状体侧面切割、角膜切割、角膜侧面切割、眼睛固位解除、转移至OPMI、OPMI定位、切口开放、平面确定、角膜床分离、晶状体床分离、晶状体移除和/或检查、擦拭、冲洗、裂隙灯、窥器移除。在牙科干预中，外科手术阶段例如可以包括：进入、根除、清创、干燥、封闭、恢复。应注意的是，这些阶段中的所有阶段或仅一些阶段可以是对应的手术的一部分，并且还可以存在另外的手术阶段和/或可以省略一些阶段。

[0050] 在根据本公开的系统的另一优选的实施方式中,该系统还具有医疗技术器械。医疗技术器械例如是探针、指针、镊子、锥子、超声乳化尖端、内窥镜、内窥LED等。

[0051] 根据该实施方式,控制单元还被配置成获取医疗技术器械的位置、类型和/或状态。在此,医疗技术器械的类型可以优选地借助用于连接医疗技术器械的设备接口、借助于追踪系统(例如通过识别目标ID)、和/或借助经用户接口进行的输入来实现。同样优选地,对被引入手术显微镜系统的视场中的医疗技术器械的类型的识别通过对视频图像数据的图像分析来进行,例如借助于分割和对象识别。医疗技术器械的位置优选地借助检测标记和/或包括多个标记的目标来获取,其中标记可以是医疗技术器械上的标识或结构。优选地借助于手术显微镜系统并且在必要时使用额外的光源(例如红外LED)和/或在配准/校准医疗技术器械之后(例如通过将医疗技术器械的尖端定位在限定的位置处)来检测标记和/或目标。

[0052] 优选地同样借助对视频图像数据的图像分析来获取被引入手术显微镜系统的视场中的医疗技术器械的状态。因此,例如借助图像数据来识别镊子是打开的还是闭合的。此外,可以由控制单元读取用于使状态发生变化的用户输入,例如用于激活超声乳化尖端的用户输入发出其状态发生变化的信号。此外,安装在医疗技术器械上的传感器可以检测其状态的变化(例如镊子闭合)并且将对应的传感器信号传输至控制单元。

[0053] 根据该优选的实施方式,控制单元还被配置成借助医疗技术器械的位置、类型和/或状态来获取用于获取立体OCT图像的立体角。特定类型和/或特定位置处的医疗技术器械的状态的切换优选地指示手术的特定阶段。因此,可以借助识别医疗技术器械的位置、类型和/或状态来选择针对该阶段最佳的呈现形式。除了立体角的选择之外,这在必要时还包括切换OCT图像数据的其他呈现参数,例如变焦级别、虚拟观察方向、所呈现的深度和/或截面方向。

[0054] 借助上述信息,控制单元例如能够自动地或基于用户输入来获取:所执行的干预是借助于镊子进行的膜剥离,并且在这种情况下还获取镊子相对于眼睛的距离或位置,并且根据上述获取结果来适配或设定呈现OCT图像的虚拟观察方向和/或立体角。在另一示例中,控制单元优选地能够自动地或基于用户输入来获取:所执行的干预是在视网膜下注射“泡(Bleb)”还是放置视网膜支架,并且基于此如下地适配虚拟观察方向和/或立体角,使得在对针或支架进行定位时为用户提供最佳辅助,例如通过选择具有大的深度印象(立体角)的透视图。

[0055] 根据本发明的控制单元的功能可以由电气或电子构件或部件(硬件)、由固件(ASIC)实施和/或通过实施适合的程序(软件)来实现。优选地,根据本发明的控制单元的功能通过硬件、固件和/或软件的组合来实现或实施。例如,根据本发明的控制单元的用于实施各个功能的各个部件被设计为单独集成电路或布置在公用集成电路上。

[0056] 根据本发明的控制单元的各个功能还优选地被设计为一个或多个进程,该一个或多个进程在一个或多个电子计算设备中的一个或多个处理器上运行并且在实施一个或多个计算机程序时产生。控制单元在此被设计成与其他部件(尤其是用户接口、OCT系统和显示装置)共同工作,以实现根据本发明的系统的在此所描述的功能。对本领域技术人员而言还显而易见的是:多个计算机(数据处理设备、控制单元、控制设备)的功能可以被组合、或可以被组合在单个设备中,或者特定数据处理设备的功能可以分散地存在于多个设备上,

以实现根据本发明的控制单元的功能。

[0057] 在根据本发明的系统的特别优选的实施方式中,该系统被集成在手术显微镜中。在此,手术显微镜优选地具有如上所述的OCT系统。此外优选地,手术显微镜具有用于用户输入的接口和显示装置或与显示装置相连接。优选地,手术显微镜还具有如上所述的手术显微镜系统,其中图像传感器和光学器件是相机、尤其是主观察相机或手术显微镜的外围环境相机的一部分。手术显微镜的控制单元优选地被设计为根据本发明的系统的控制单元并且尤其被设计成借助被存储在手术显微镜的存储器单元上的指令如下所述地执行根据本发明的方法。

[0058] 在本公开的范围内,手术显微镜在最广泛的意义上被理解为适合于在手术期间使用的显微镜。手术显微镜优选地具有支架,该支架允许手术区域与手术医生的头部运动无关地进行成像。此外,手术显微镜优选地具有至少一个分束器和至少两个目镜。替代性地,手术显微镜是没有目镜的纯“数字显微镜(Digiskop)”。同样优选地,手术显微镜具有至少一个成像传感器。此外优选地,手术显微镜具有主观察相机和外围环境相机。手术显微镜可以具有用于执行手术干预的运动学辅助器件或机器人辅助器件。替代性地,手术显微镜可以被称为医疗技术显微镜、在医疗上被许可的显微镜或医疗显微镜。

[0059] 本公开的另一方面涉及一种用于检测和可视化OCT信号的方法。该方法具有以下方法步骤:借助于OCT系统(如上所述)来检测样本的所选择的视场的带时间解析的OCT信号。在此,OCT信号具有多个元组,这些元组各自具有或代表样本的体积元素和与体积元素相对应的散射强度。该方法还具有以下步骤:获取预先给定的虚拟观察方向,以及借助元组、显示装置的分辨率和虚拟观察方向来获取带时间解析的OCT图像作为三维的且从虚拟观察方向透视的体积图像。在根据本公开的方法中,最后在显示装置上呈现带时间解析的OCT图像,作为从虚拟观察方向透视的体积图像。根据本公开的方法实现了与根据本公开的系统相同的优点,并且就此而言参考以上陈述。

[0060] 在根据本公开的方法的优选的施行方式中,该方法还具有以下步骤:获取带时间解析的第一OCT图像和带时间解析的第二OCT图像。在此,各自借助元组、借助显示装置的分辨率、借助观察方向并且附加地借助立体角来获取第一OCT图像和第二OCT图像,尤其各自作为三维的且从虚拟观察方向透视的体积图像。根据该施行方式,将带时间解析的第一OCT图像和带时间解析的第二OCT图像立体地呈现在显示装置上。这可以有利地实现以可变的虚拟观察方向和可变的立体角进行立体呈现。

[0061] 在根据本公开的方法的另一优选的施行方式中,该方法还具有以下步骤:基于借助于接口检测到的用户输入和/或基于借助于设备接口检测到的设备参数来获取预先给定的虚拟观察方向。

[0062] 根据本公开的方法的其他优选的施行方式与根据本公开的系统其他优选的实施方式相对应并且实现与这些实施方式相同的优点。

[0063] 本公开的另一方面涉及一种计算机程序,该计算机程序包括指令,这些指令在由如上所述的控制单元、优选如上所述的手术显微镜实施时,使得如上所述的系统或手术显微镜实施如上所述的根据本发明的方法。计算机程序优选地包括指令,这些指令在由如上所述的控制单元、优选手术显微镜实施时,使得如上所述的系统或手术显微镜如上所述地实施根据优选施行方式之一所述的根据本发明的方法。在此,根据本发明的计算机程序优

选地被存储在易失性存储器(例如RAM元件)中或非易失性存储介质(例如CD-ROM、闪存等)中。

[0064] 本发明的进一步优选的设计方案由从属权利要求中提及的其余特征和以下阐述的附图得出。除非在个别情况中另有说明,否则本申请中提到的本发明的各种实施方式可以有利地彼此组合。

附图说明

[0065] 下面借助附图在实施例中阐述本发明。在附图中:

[0066] 图1示出根据第一实施方式的系统的示意图;

[0067] 图2示出根据第二实施方式的系统的示意图;

[0068] 图3示出虚拟观察方向的示意图;

[0069] 图4示出根据虚拟观察方向将OCT信号可视化OCT图像的示意图;

[0070] 图5示出根据实施方式的样本和显示装置的示意图;

[0071] 图6示出根据另一个实施方式的显示装置和医疗技术器械的示意图;以及

[0072] 图7示出根据施行方式的方法的示意性流程图。

具体实施方式

[0073] 图1示出根据第一实施方式的用于检测和可视化OCT信号19的系统100的示意图。

[0074] 系统100具有OCT系统10,该系统具有宽带光源11、例如超辐射发光二极管。光源11的光被引导到具有可移动反射镜15和分束器14的干涉仪中。在分束器14中,光被分成样本光束12和参考光束13。样本光束12借助于扫描镜16扫过样本65,其中样本65的所选择的视场66的至少一个区段被扫描。参考光束13被偏转至可移动的反射镜15并被其反射回到分束器14。样本光束12与样本65相互作用、尤其与样本65的体积相互作用并被该体积散射返回到扫描镜16并且被该扫描镜偏转至分束器14。在那里,被散射返回的样本光束12和被反射的参考光束13产生叠合,其中由可移动的反射镜15来设定叠合的光束12、13之间的程差。如此产生的干涉图案17借助于检测器18、例如CCD检测器或CMOS检测器来检测。

[0075] 这样检测到的带时间解析的OCT信号19从检测器18被传输到控制单元40。控制单元40还借助于用户接口50接收关于期望的虚拟观察方向的用户输入,其中用户接口优选地是具有用于检测用户头部和/或眼睛运动的器件的HMD。替代性地或附加地,控制单元40接收藉由设备接口55连接的设备(例如手术显微镜系统20、其他成像系统或医疗技术器械70)的设备参数。此外,设备参数可以来自被连接至设备接口55的追踪系统(未展示),然而还可以表征医疗技术器械,例如其空间位置。

[0076] 控制单元40针对检测到的带时间解析的OCT信号19并基于预先给定的虚拟观察方向60获取带时间解析的OCT图像31,并且将带时间解析的OCT图像31传输至显示装置30以进行呈现。在此,虚拟观察方向60是藉由控制单元40借助向用户接口50的用户输入和/或基于借助于设备接口55获取到的设备参数决定的。为了阐述虚拟观察方向60,参考图3和图4的以下描述。

[0077] 图2示出根据第二实施方式的用于检测和可视化OCT信号19的系统100的示意图。相同的部件是用与在图1中相同的附图标记表示的,并且为了简洁起见省去了对这些部件

的重复描述。

[0078] 与图1的系统相比,图2的系统100的不同之处在于:该系统还具有手术显微镜系统20,该手术显微镜系统具有带第一光学器件211和第一图像传感器212的第一相机21和带第二光学器件221和第二图像传感器222的第二相机22。使用这些相机21、22中的每个相机,可以沿光轴检测样本65的视场66,使得结果是检测到立体图像信号23,该图像信号具有第一图像信号231和第二图像信号232。相机21、22例如是手术显微镜的被设计为立体相机的主观察相机的两个相机。

[0079] 根据图2的实施方式,控制单元40获取与检测到的立体图像信号23相对应的立体视频图像数据32,其中这两个相机21、22的光轴213、223之间的立体角 α 决定了借助立体图像信号23建立的立体视频图像数据32的深度印象或深度感知。在此,立体视频图像数据32具有与第一图像信号231相对应的第一视频图像数据321和与第二图像信号232相对应的第二视频图像数据322。除了相机21、22彼此间的距离,立体角 α 还取决于相机21、22与样本65之间的工作距离。

[0080] 在图2的系统100中以与参考图1已描述的相同方式来检测带时间解析的OCT信号19。然而,控制单元40借助OCT信号19获取与第一视频图像数据321相对应的第一OCT图像311和与第二视频图像数据321相对应的第二OCT图像312。在此,第一OCT图像311和第二OCT图像312例如是这样产生的,就像它们是以同一立体角 α 被检测到一样,如第一图像信号和第二图像信号231、232那样。然而,同样还可以通过借助于接口50检测到的用户输入来将OCT图像311、312的立体角设为相异的。第一视频图像数据和第二视频图像数据321、322与第一OCT图像和第二OCT图像311、312一起被同时或依次呈现在显示装置30上,其中OCT图像311、312与视频图像数据321、322之间的切换例如通过借助于接口50进行的输入来进行。

[0081] 图3示出虚拟观察方向60、尤其第一虚拟观察方向601和第二虚拟观察方向602的示意图。在此,这些虚拟观察方向601、602中的每个虚拟观察方向均由相对于OCT系统10的光轴63的方位角61和仰角62来限定。OCT系统10的光轴在此优选垂直于样本65的表面。方位角61是在与光轴63垂直的平面上的介于 0° 与 360° 之间的平面角。仰角62是在包含光轴63的平面上的介于 0° 与 90° 之间的平面角。仰角是平面角并且是在虚拟观察方向601、602与水平的(样本)平面之间测得的。在图3的图示中,第一虚拟观察方向601由约 45° 的第一方位角 α_1 和约 30° 的第一仰角 β_1 限定,并且第二虚拟观察方向602由约 315° 的第二方位角 α_2 和约 60° 的第二仰角 β_2 限定。

[0082] 图4示出根据虚拟观察方向60将OCT信号19可视化为OCT图像31的示意图。图4(A)在此示出来自具有第一方位角 α_1 的第一虚拟观察方向601的样本65的OCT图像31(样本“65”的图像),并且图4(B)在此示出来自具有第二方位角 α_2 的第二虚拟观察方向602的样本65的相异的OCT图像31(样本“65”的图像)。为了清楚起见,省去了对不同的仰角 β_1 和 β_2 的影响的展示。

[0083] 图5示出根据实施方式的样本65和显示装置30的示意图。在此,样本65具有多个体积元素651和多个表面元素652,其中特定的体积元素651与特定的表面元素652相对应。表面元素652的示例性选择是以阴影线展示的,并且多数体积元素651是以虚线示出的,而与阴影线表示的表面元素652相对应的四个体积元素152是以实线展示的。此外,双向箭头将这些体积元素651与相关联的表面元素652相连接。

[0084] 使用图1的系统100的OCT系统10尤其可以检测样本65的体积,其方式为:样本光束12的被样本散射的短波光经扫描镜16借助于干涉仪与参考光束13叠合。这样产生的且借助于检测器18作为带时间解析的OCT信号19被检测到的干涉图案17具有多个第一元组191,其中第一元组191的数量例如根据样本65上的用扫描镜16被扫描到的点的数量得出。在此,第一元组191中的每个第一元组与所展示的体积元素651中的一个体积元素相对应并且具有散射强度值 s_i 。通过相对于样本65(患者)的坐标系校准或配准OCT系统10,第一元组191中的每个第一元组还被指配有三个空间坐标 x_i, y_i, z_i 。在展示的示例中,第一元组191具有空间坐标 x_1, y_1, z_1 和散射强度值 s_1 。

[0085] 借助图2的系统100的手术显微镜系统20尤其可以检测样本65的表面,其方式为:被样本反射或散射返回的长波(可见)光经光学器件211、221被反射回相机21、22的图像传感器212、222。于是,借助于图像传感器212、222检测到的图像信号231、232各自具有多个第二元组233,其中第二元组233的数量各自根据相关联的图像传感器212、222的分辨率得出。在此,第二元组233中个的每个第二元组与所展示的表面元素652中的一个表面元素相对应,并且具有灰度值 g_i ,该灰度值与被反射回相应的图像传感器212、222的光的强度相对应。通过相对于样本65(患者)的坐标系校准或配准图像传感器212、222,第二元组233中个的每个第二元组还被指配有两个横向空间坐标 x_i, y_i 。在展示的示例中,第二元组233具有横向空间坐标 x_1, y_1 和灰度值 g_1 。

[0086] 在图5中还展示的显示装置30具有多个像素33,尤其42个像素,其中在水平方向上有7个像素并且在垂直方向上有6个像素。在展示的示例中,根据图像传感器212的分辨率通过有21个表面元素652的图像信号23得出对样本表面的检测,其中在水平方向上有7个表面元素652并且在垂直方向上有3个表面元素652。因此,在视频图像数据32中,在水平方向,一个像素33与一个表面元素652相对应,而在垂直方向上,两个像素33与一个表面元素652相对应。与阴影线展示的表面元素652相对应的像素33同样以阴影线展示,并且还通过箭头示出了指配关系。还如箭头所示,通过系统100的控制单元40,与表面元素652相对应的体积元素651的相关的OCT图像31还这样产生并且以相应的像素33被呈现,即,使得具有特定的表面元素652的视频图像数据32被呈现在特定的像素33上,并且具有与表面元素652相对应的体积元素651的OCT图像31同样被呈现在特定的像素33上。因此,对应的OCT图像31和视频图像数据32在显示装置30的同一位置处被呈现。

[0087] 在图6中展示了根据另一个实施方式的显示装置30的示意图。在此,如图2所示的系统100还具有医疗技术器械70,尤其是镊子70。在图6(A)中所展示的镊子70接近样本65的阶段中,以“正面”视图(俯视图)、即以(如图3展示的)90°的仰角以OCT图像31的形式在显示装置30上呈现打开的镊子70和样本65。一旦藉由控制单元40、借助传感器值和/或借助对OCT图像31的评估或在必要时借助视频图像数据32识别到:镊子70是闭合的并且镊子70的尖端与样本65的表面之间的垂直距离等于或小于预先确定的极限值 Δz_1 ,则控制单元40将从“正面”视图(俯视图)切换到另一虚拟观察方向60来借助于OCT图像31在显示装置30上呈现样本65以及必要时镊子70。尤其,控制单元40获取如图6(B)所示的OCT图像31,即仰角为约45°的透视体积图。在展示的示例中,使用镊子70来提起或提升样本65的表面的一部分。一旦藉由控制单元40、借助OCT图像31和/或视频图像数据32的传感器值识别到:镊子70是闭合的并且镊子70的尖端与在样本65的被提起或提升的表面之外的、样本65的表面之间的

垂直距离(例如横向间隔开最小距离)等于或大于预先确定的极限值 Δz_2 , 则控制单元40再次切换呈现OCT图像32的虚拟观察方向60。如图6(C)所示, 现在该OCT图像以侧向透视图(即仰角为几乎 0°)被显示在显示装置30上。因此, 通过有利地呈现检测到的OCT信号19而连续且客观地改善手术医生与手术显微镜的交互, 其方式为: 通过借助接口50检测到的用户输入来改进进行呈现的虚拟观察方向60。

[0088] 图7示出根据施行方式的方法的示意性流程图。该方法具有第一步骤S100: 借助于OCT系统10来检测样本65的所选择的视场66的带时间解析的OCT信号19, 其中OCT信号19具有多个元组191, 这些元组各自代表样本65的体积元素651和与体积元素651相对应的散射强度。该方法还具有第二步骤S200: 获取预先给定的虚拟观察方向60。在第三步骤S300中, 借助元组191、显示装置30的分辨率和虚拟观察方向60来获取带时间解析的OCT图像31作为三维的且从虚拟观察方向60透视的体积图像。最后, 在第四步骤S400中, 将带时间解析的OCT图像31呈现在显示装置30上。

[0089] 附图标记清单

[0090]	10	OCT系统
[0091]	11	宽带光源
[0092]	12	样本光束
[0093]	13	参考光束
[0094]	14	分束器(干涉仪)
[0095]	15	可移动的反射镜(干涉仪)
[0096]	16	扫描机构(扫描镜)
[0097]	17	干涉图案
[0098]	18	检测器
[0099]	19	带时间解析的OCT信号
[0100]	191	元组(OCT)
[0101]	20	手术显微镜系统
[0102]	21	第一相机
[0103]	211	第一光学器件
[0104]	212	第一图像传感器
[0105]	213	第一光轴
[0106]	22	第二相机
[0107]	221	第二光学器件
[0108]	222	第二图像传感器
[0109]	223	第二光轴
[0110]	23	带时间解析的图像信号
[0111]	231	第一图像信号
[0112]	232	第二图像信号
[0113]	233	元组(图像信号)
[0114]	30	显示装置
[0115]	31	OCT图像

[0116]	311	第一OCT图像
[0117]	312	第二OCT图像
[0118]	32	视频图像数据
[0119]	321	第一视频图像数据
[0120]	322	第二视频图像数据
[0121]	33	像素
[0122]	40	控制单元
[0123]	50	用户接口
[0124]	55	设备接口
[0125]	60	虚拟观察方向
[0126]	601	第一虚拟观察方向
[0127]	602	第二虚拟观察方向
[0128]	61	方位角
[0129]	62	仰角
[0130]	63	OCT系统的光轴
[0131]	65	样本
[0132]	66	视场
[0133]	651	表面元素
[0134]	652	体积元素
[0135]	70	医疗技术器械

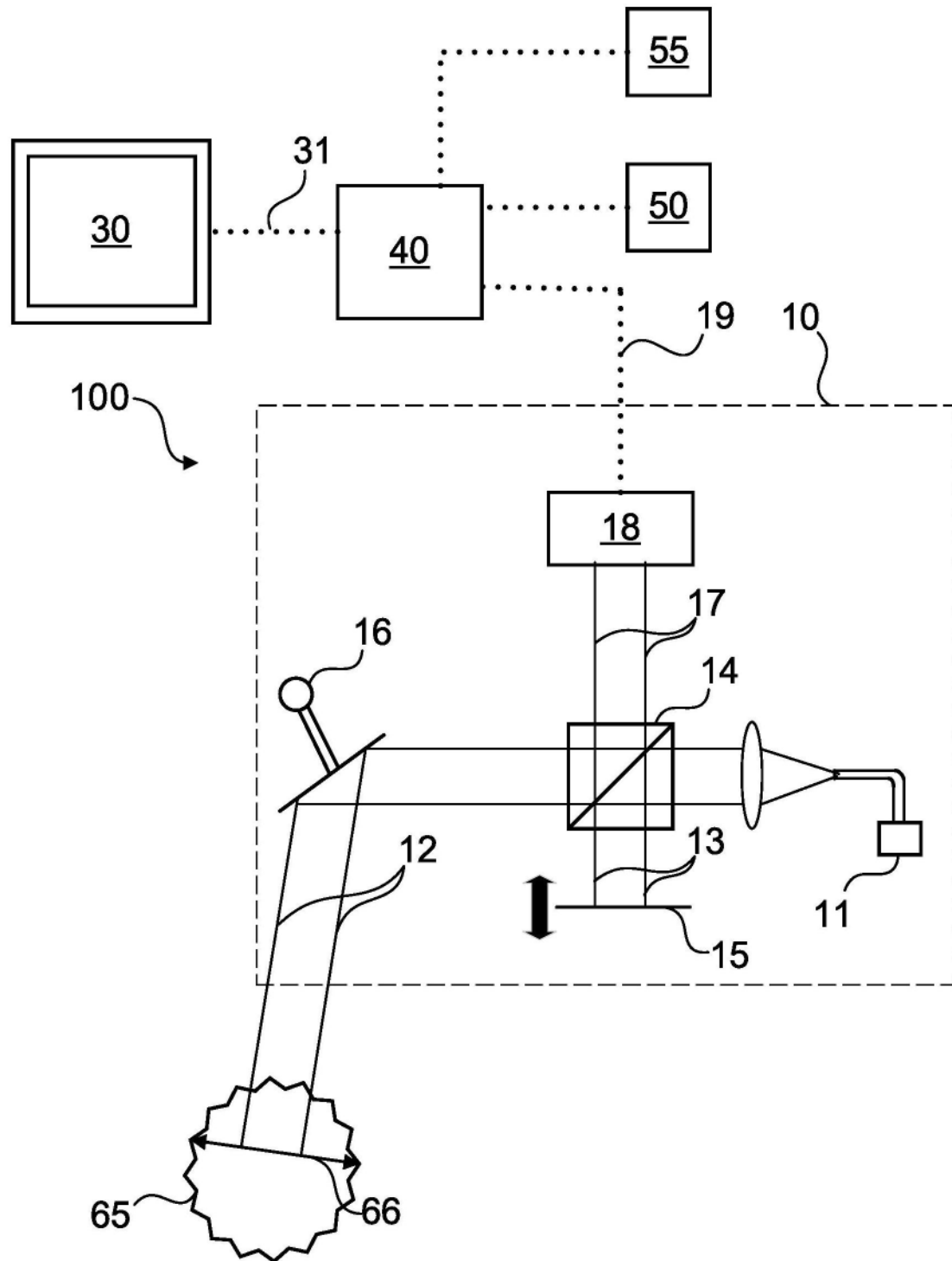


图1

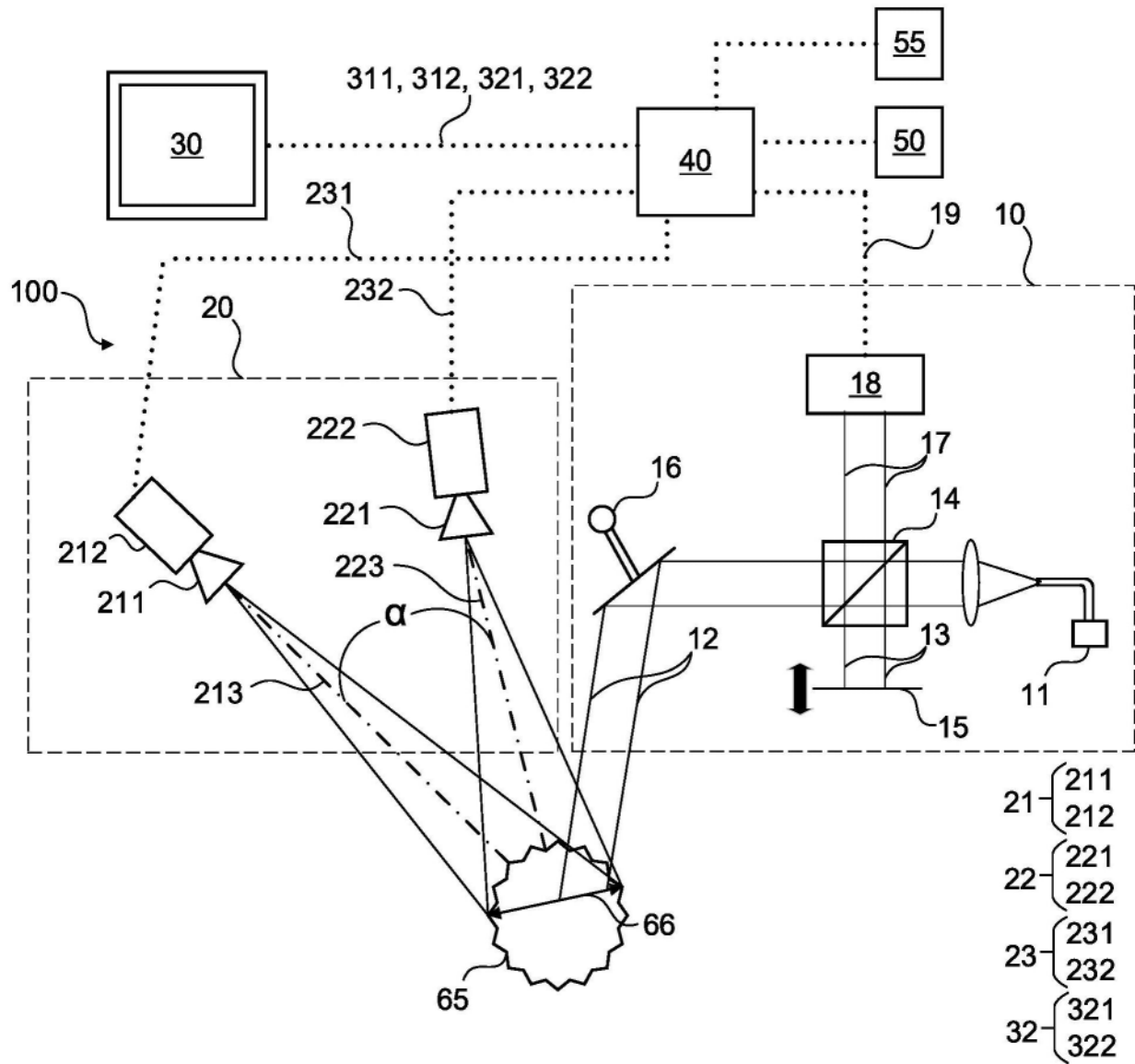


图2

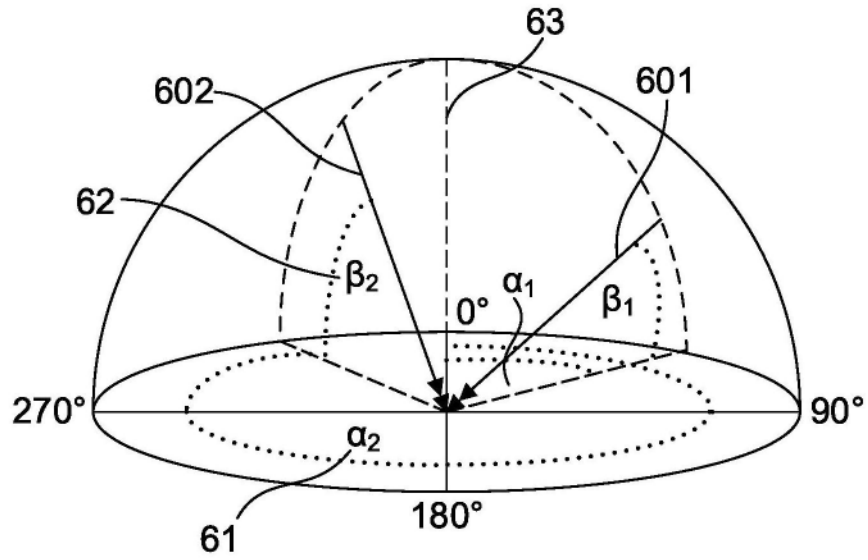


图3

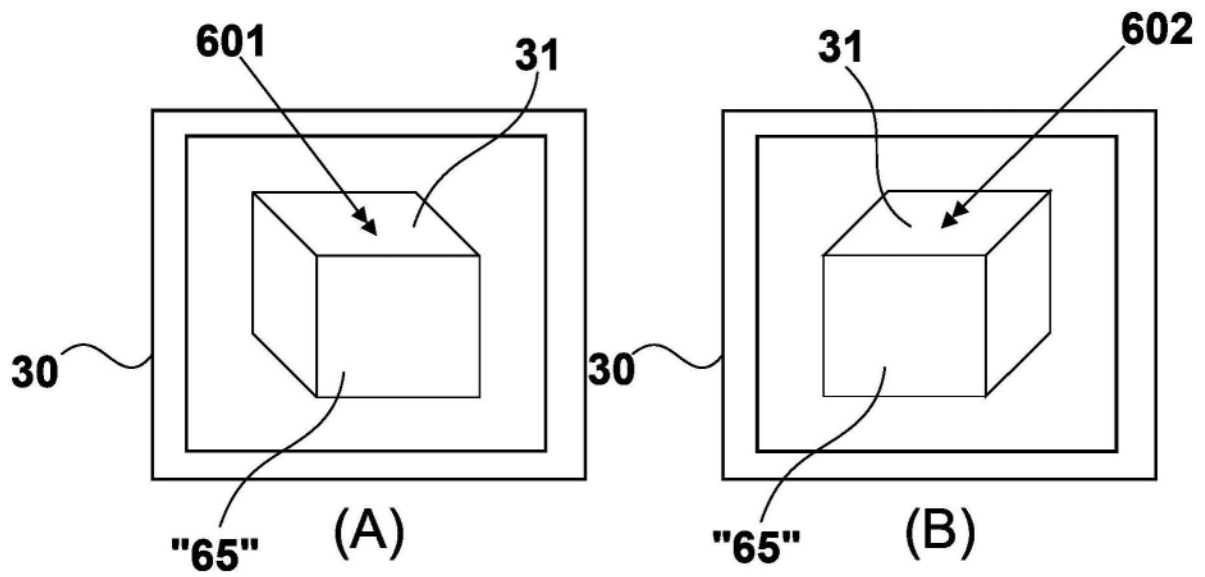


图4

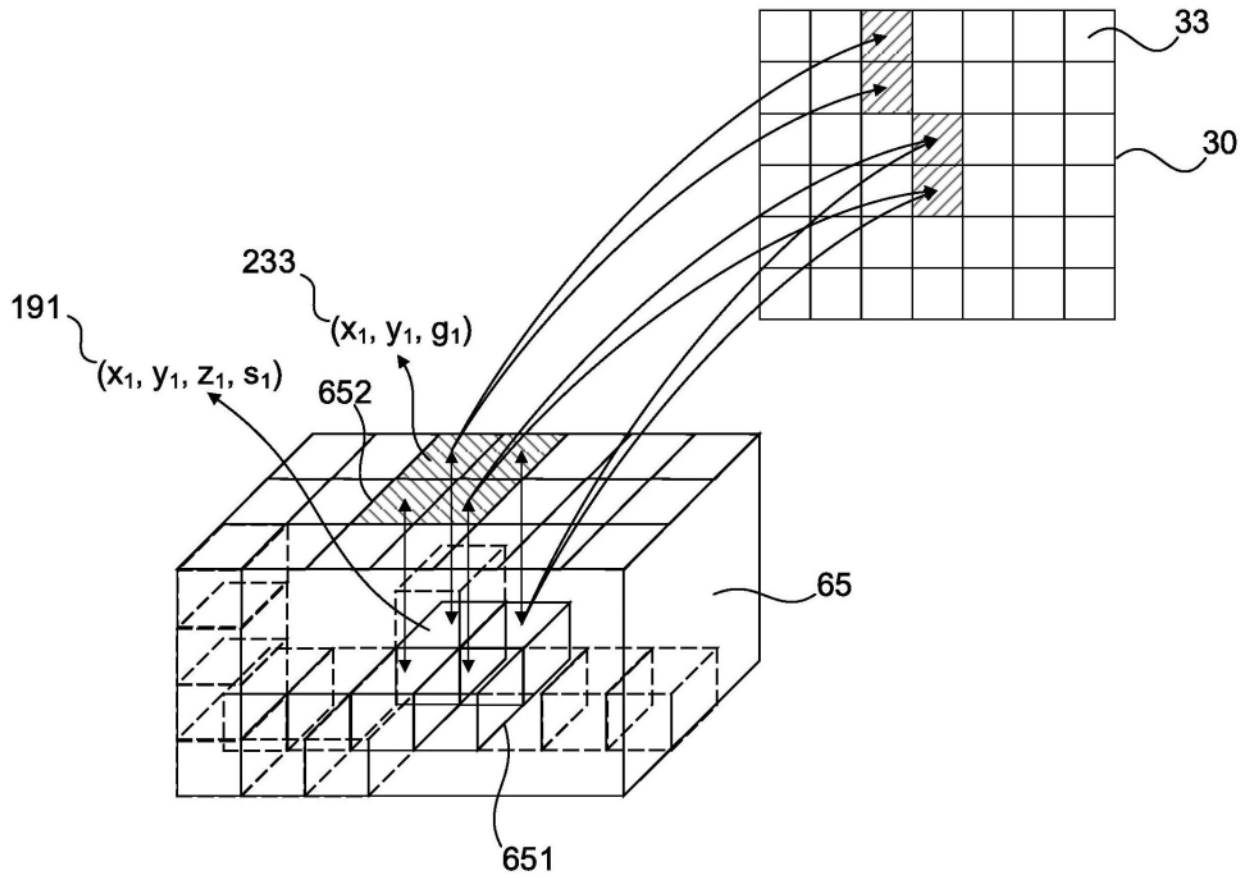


图5

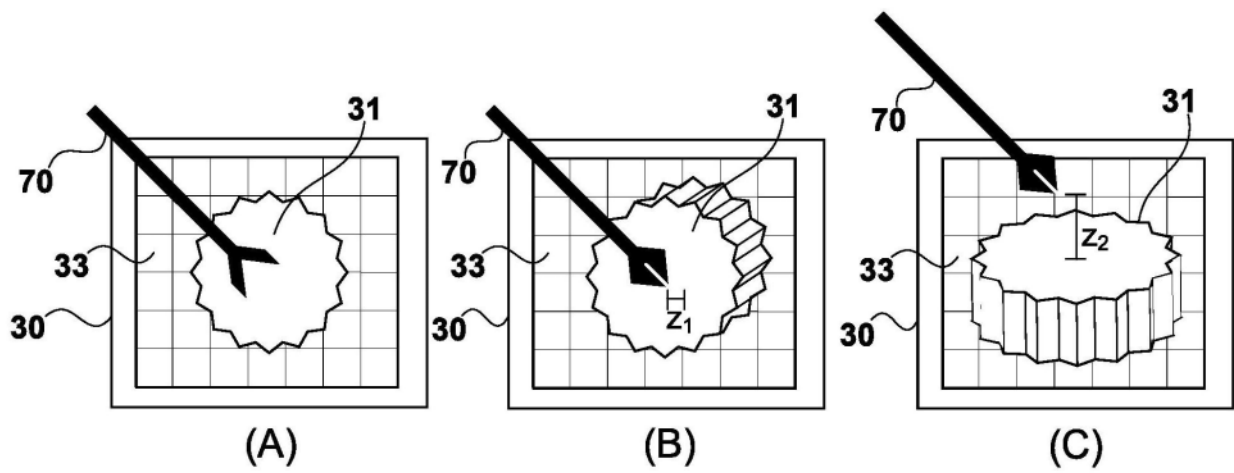


图6

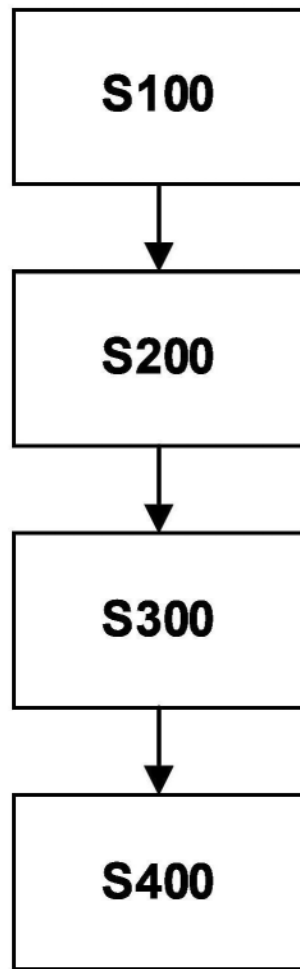


图7