



MINISTERO DELLO SVILUPPO ECONOMICO
DIREZIONE GENERALE PER LA LOTTA ALLA CONTRAFFAZIONE
UFFICIO ITALIANO BREVETTI E MARCHI

DOMANDA DI INVENZIONE NUMERO	102016000016976
Data Deposito	18/02/2016
Data Pubblicazione	18/08/2017

Priorità	DE102015002084
Nazione Priorità	DE
Data Deposito Priorità	18-FEB-15

Classifiche IPC

Titolo

Endoskop

P180024.IT

KST052 IT

Karl Storz GmbH & Co. KG

GRINTECH GmbH

Endoscopio

- 5 La presente invenzione si riferisce ad un endoscopio secondo il preambolo della rivendicazione 1.

Le tecniche di indagine endoscopica si sono affermate in numerosi campi di applicazione medica e veterinaria. In essi un endoscopio che presenta uno stelo oblungo con un sistema ottico di riproduzione viene inserito all'interno del corpo, ad esempio in una cavità interna
10 al corpo, per rilevare qui un'immagine di un campo oggetto e trasmetterla all'esterno del corpo rendendola in tal modo disponibile per l'osservazione o la valutazione. Vengono utilizzati sempre di più video-endoscopi che presentano un rilevatore di immagine elettronico atto a rilevare l'immagine del campo oggetto.

In molti casi un'analisi dei tessuti è indispensabile per una diagnosi sicura. A questo scopo
15 sono noti endoscopi a contatto che presentano un sistema ottico previsto per il contatto con tessuto da analizzare, che consente una produzione di immagini ad alta risoluzione. Per illuminare il campo oggetto la luce generata da una sorgente luminosa disposta nella zona prossimale dell'endoscopio viene di norma guidata, con l'ausilio di fibre ottiche, verso l'estremità distale dello stelo dell'endoscopio, dove esce sostanzialmente in direzione
20 assiale verso l'estremità distale. Data la distanza minima dal campo oggetto, negli endoscopi a contatto spesso non è possibile ottenere una copertura luminosa del campo

oggetto sufficientemente chiara e/o sufficientemente omogenea. Ciò vale in particolare per le analisi a fluorescenza, in una gamma di lunghezze d'onda corte una radiazione di eccitazione della fluorescenza venendo irradiata su una zona di tessuto da analizzare e la radiazione a fluorescenza emessa dal tessuto venendo osservata in una gamma di lunghezze d'onda più lunghe. Nel contempo, in molti casi di applicazione il diametro esterno ammesso per l'endoscopio è fortemente limitato ed è quindi necessaria una realizzazione miniaturizzata del sistema ottico di riproduzione delle immagini e del sistema di illuminazione.

In DE 10 2006 046 555 B4 è descritto un sistema di riproduzione ottica miniaturizzato con elevata risoluzione laterale e assiale, destinato in particolare ad applicazioni endoscopiche. Il sistema di riproduzione ottica miniaturizzato comprende una lente ottica omogenea, piano-convessa e refrattiva, che definisce con il proprio lato piano una superficie di ingresso piana del sistema ottico, una prima lente GRIN per la riduzione della divergenza del fascio luminoso trasmesso dal campo oggetto attraverso la lente refrattiva, e una seconda lente GRIN per l'adattamento del fascio luminoso trasmesso dalla prima lente GRIN ad un successivo sistema di trasmissione ottico ad un'unità di rilevamento. Il sistema di trasmissione presenta un diametro ridotto rispetto alla lunghezza di trasmissione ed è ad esempio realizzato come fascio flessibile di fibre ottiche o come ottica Relay rigida. Per l'accoppiamento della luce è disposta lungo l'asse ottico una sottile fibra di eccitazione. Per osservazioni a fluorescenza può essere disposto tra la prima e la seconda lente GRIN un elemento di deviazione realizzato sotto forma di separatore di fascio, il separatore di fascio presentando un rivestimento separatore di fascio di tipo dicroico, che lascia passare la luce di eccitazione in trasmissione e devia in riflessione la radiazione emessa dall'oggetto.

Da EP 1 545 290 B1 è noto un endoscopio atto ad illuminare e osservare campi oggetto all'interno di cavità, che presenta un'unità di illuminazione e un sistema di trasmissione delle immagini cui sono associati sul lato distale un obiettivo e sul lato prossimale un'ottica di oculare o di telecamera come sistema di osservazione. Sul lato prossimale, tra l'unità di illuminazione, il sistema di trasmissione delle immagini e il sistema di

osservazione, è inserito un elemento separatore ottico per polarizzazioni di luce complementari tra loro o gamme di lunghezze d'onda o polarizzazioni di luce, in modo che la luce di illuminazione generata dall'unità di illuminazione possa venire accoppiata nel sistema di trasmissione delle immagini.

- 5 Compito della presente invenzione è indicare un endoscopio che consenta un'illuminazione migliorata di un campo oggetto, in particolare di una zona di tessuto a contatto con una finestra distale dell'endoscopio, e una risoluzione il più possibile elevata e una produzione di immagini il più possibile senza perdite, e che sia nel contempo realizzato con un diametro il più possibile ridotto.
- 10 Questo compito viene risolto con un endoscopio secondo la rivendicazione 1.

Perfezionamenti vantaggiosi dell'invenzione risultano dalle rivendicazioni dipendenti.

- Un endoscopio secondo l'invenzione comprende uno stelo oblungo adatto in particolare all'inserimento in una cavità interna al corpo ovvero all'inserimento in uno stelo esterno inseribile in una tale cavità o in un tessuto umano o animale oppure in un canale operativo
- 15 di un endoscopio o di uno strumento endoscopico. Lo stelo è realizzato di preferenza con un diametro ridotto da circa uno a pochi millimetri e con una lunghezza invece sostanzialmente maggiore. Lo stelo può essere ad esempio adatto anche all'inserimento in un ago da biopsia. Di preferenza lo stelo è realizzato rigido ma può essere anche semirigido o flessibile.
- 20 In una zona di estremità distale dello stelo è disposto un obiettivo atto a riprodurre un campo oggetto in un piano immagine che è in particolare il primo piano immagine nel percorso della luce dell'ottica di riproduzione delle immagini. Il campo oggetto può essere una zona superficiale in una cavità interna al corpo, in cui è stato inserito lo stelo dell'endoscopio. Preferibilmente, il campo oggetto è una zona di un tessuto umano o
- 25 animale a contatto con una zona di estremità distale dello stelo, in particolare con una finestra di ingresso dell'obiettivo. Un endoscopio destinato all'osservazione di tessuto a contatto con la zona di estremità distale dello stelo viene anche designato "endoscopio a

contatto". A questo proposito si parla di "contatto" anche quando un campo oggetto o una zona di tessuto da osservare non è direttamente a contatto con una finestra di ingresso dell'obiettivo, ma presenta da questo una distanza ridotta ad esempio inferiore a circa 100 μm . L'endoscopio secondo l'invenzione è realizzato come endoscopio a contatto. In particolare, l'endoscopio secondo l'invenzione è realizzato in modo che il campo oggetto o un piano oggetto disposto ad una distanza inferiore a 200 μm , preferibilmente ad una distanza inferiore a circa 100 μm , davanti ad una superficie di ingresso dell'obiettivo, ad esempio davanti alla finestra di ingresso, venga riprodotto nel piano immagine. La presente invenzione può anche essere vantaggiosa nel caso di endoscopi non realizzati come endoscopio a contatto.

L'obiettivo comprende un separatore di fascio. Il separatore di fascio è disposto nel percorso della luce in ingresso nell'obiettivo dal campo oggetto davanti al piano immagine e può essere realizzato ad esempio come cubo separatore di fascio. Di preferenza il separatore di fascio è disposto in una zona del percorso della luce dell'obiettivo in cui il percorso della luce di osservazione, ossia il percorso della luce proveniente dal campo oggetto e riprodotta nel piano immagine, è approssimativamente parallelo. Il separatore di fascio presenta in particolare una superficie di separazione del fascio, obliqua rispetto ad un asse ottico dell'obiettivo, che separa il fascio.

L'endoscopio secondo l'invenzione presenta inoltre un rilevatore di immagine elettronico o un convertitore di immagine optoelettronico, che serve a rilevare l'immagine del campo oggetto generata nel piano immagine. L'endoscopio è quindi realizzato come video-endoscopio. Il rilevatore di immagine è in particolare collegabile tramite un cavo elettrico ad un dispositivo di alimentazione, visualizzazione e/o memoria allo scopo di attivare il rilevatore di immagine e visualizzare per un utente l'immagine rilevata del campo oggetto, che rappresenta ad esempio tessuto a contatto con la zona di estremità distale dello stelo, e metterla a disposizione per l'ulteriore elaborazione.

L'endoscopio comprende inoltre una guida ottica atta a trasmettere una radiazione di illuminazione da una zona prossimale dello stelo alla zona di estremità distale dello stelo.

La zona prossimale dello stelo può essere in particolare una zona di estremità prossimale dello stelo. Nella zona prossimale dello stelo può essere disposta una sorgente luminosa oppure questa può essere collegabile all'endoscopio, la sorgente luminosa potendo comprendere ad esempio una sorgente di luce bianca, ad esempio una lampada allo xeno, un diodo a superluminescenza, un diodo luminoso e/o una sorgente di luce laser, la cui luce viene accoppiata nella guida ottica. La guida ottica può essere formata da una o più fibre ottiche. Nell'ambito della presente invenzione, con "radiazione" si intende in particolare la luce visibile, ma anche radiazioni nella gamma spettrale dell'ultravioletto o dell'infrarosso. Anche l'espressione "luce" si riferisce qui sia alla luce visibile che alle gamme spettrali adiacenti.

Secondo l'invenzione, una superficie di sensore del rilevatore di immagine è disposta nel piano immagine dell'obiettivo allo scopo di rilevare l'immagine del campo oggetto generata dall'obiettivo. Il rilevatore di immagine è quindi disposto nella zona di estremità distale dello stelo; endoscopi di questo tipo vengono anche designati "endoscopi chip-on-the-tip". Il rilevatore di immagine può essere ad esempio un sensore CCD oppure un sensore CMOS.

Inoltre, secondo l'invenzione la guida ottica presenta una porzione di uscita, la porzione di uscita essendo disposta e realizzata per trasmettere almeno una parte della radiazione di illuminazione al separatore di fascio. Il separatore di fascio è disposto e realizzato per accoppiare almeno una parte della radiazione di illuminazione trasmessa dalla porzione di uscita al separatore di fascio in un percorso della luce dell'obiettivo per illuminare il campo oggetto.

Grazie al fatto che la superficie di sensore del rilevatore di immagine è disposta nel piano immagine dell'obiettivo e quindi nella zona di estremità distale dello stelo, viene reso possibile rinunciare ad un sistema ottico di trasmissione delle immagini. Si possono in tal modo evitare le perdite luminose che risulterebbero durante la trasmissione dell'immagine generata dall'obiettivo alla zona di estremità prossimale dell'endoscopio attraverso un tale sistema di trasmissione delle immagini, che comprende ad esempio lenti relè o un fascio

ordinato di fibre ottiche. Grazie alla disposizione secondo l'invenzione dell'obiettivo e del rilevatore di immagine è possibile ottenere un'elevata apertura numerica e quindi un'elevata risoluzione. Inoltre, grazie al fatto che una porzione di uscita della guida ottica e il separatore di fascio disposto nell'obiettivo sono realizzati per trasmettere almeno una parte della radiazione di illuminazione al campo oggetto, viene reso possibile accoppiare la radiazione di illuminazione nel percorso della luce dell'obiettivo e irradiarla da un asse ottico dell'obiettivo sul campo oggetto, ottenendo in tal modo un'illuminazione migliorata. In particolare, è in tal modo possibile ottenere una copertura luminosa più chiara e più omogenea del campo oggetto e quindi un'immagine più chiara e più omogenea. Inoltre, in tal modo è possibile raggiungere un grado di miniaturizzazione particolarmente elevato della zona di estremità distale dello stelo e realizzare lo stelo dell'endoscopio con un diametro molto ridotto, in particolare in caso di impiego di un rilevatore di immagine altrettanto miniaturizzato. Un endoscopio secondo l'invenzione può essere ad esempio realizzato in modo da poter essere inserito in un canale operativo di un altro endoscopio o di uno strumento endoscopico e utilizzato insieme a questo oppure integrato in uno strumento di questo tipo, ad esempio in una pinza per biopsia.

Secondo una forma di realizzazione preferita dell'invenzione, la porzione di uscita della guida ottica è realizzata per trasmettere almeno una parte della radiazione di illuminazione in una direzione assiale, e il separatore di fascio è realizzato per lasciar passare almeno una parte della radiazione di illuminazione in direzione assiale allo scopo di illuminare il campo oggetto e per deviare almeno una parte di una radiazione proveniente dal campo oggetto. Secondo questa forma di realizzazione, l'illuminazione del campo oggetto avviene quindi sostanzialmente senza deviazione, ossia la parte della radiazione di illuminazione trasmessa dalla porzione di uscita della guida ottica al separatore di fascio viene trasmessa in direzione dell'asse dell'endoscopio al separatore di fascio e viene fatta passare da questo almeno in parte in direzione assiale per illuminare il campo oggetto. La porzione di uscita della guida ottica può essere una superficie di estremità distale della guida ottica che è sostanzialmente perpendicolare all'asse longitudinale della guida ottica. In questa forma di realizzazione, il percorso della luce di osservazione comprende una deviazione, almeno una parte della radiazione di osservazione proveniente dal campo oggetto venendo deviata

dal separatore di fascio in direzione del rilevatore di immagine. Il rilevatore di immagine è disposto in questo caso in modo che la parte della radiazione in ingresso nell'obiettivo dal campo oggetto, deviata dal separatore di fascio, venga riprodotta sulla superficie di sensore. Il piano immagine dell'obiettivo può in questo caso essere disposto in particolare
5 in modo che la direzione normale del piano immagine sia perpendicolare all'asse longitudinale dell'endoscopio, ossia la superficie di sensore del rilevatore di immagine è disposta anch'essa con la propria direzione normale perpendicolare all'asse longitudinale. Il rilevatore di immagine è quindi alloggiato "sdraiato" nello stelo dell'endoscopio. In tal modo viene resa possibile una disposizione con un grado di miniaturizzazione
10 particolarmente elevato, in particolare in caso di impiego di un rilevatore di immagine con una superficie di sensore rettangolare con due bordi di lunghezza diversa. Inoltre, in tal modo viene resa possibile un'illuminazione sostanzialmente coassiale al percorso della luce di osservazione, che permette una copertura luminosa particolarmente chiara e uniforme del campo oggetto.

15 Secondo una forma di realizzazione particolarmente preferita dell'invenzione, la porzione di uscita della guida ottica è realizzata per deviare almeno una parte della radiazione di illuminazione da una direzione assiale in una direzione extra-assiale diretta verso il separatore di fascio. Il separatore di fascio è realizzato e disposto per deviare almeno una parte della radiazione di illuminazione trasmessa dalla porzione di uscita al separatore di
20 fascio in direzione del campo oggetto allo scopo di illuminare il campo oggetto, ossia la parte della radiazione di illuminazione deviata dal separatore di fascio viene accoppiata nel percorso della luce dell'obiettivo e trasmessa in direzione distale al campo oggetto. Inoltre, il separatore di fascio è realizzato in modo che almeno una parte della radiazione in ingresso dal campo oggetto nell'obiettivo sia realizzata in una direzione assiale verso il
25 rilevatore di immagine. Secondo questa forma di realizzazione, l'illuminazione del campo oggetto avviene quindi tramite una deviazione nella porzione di uscita della guida ottica e tramite un'ulteriore deviazione nel separatore di fascio, accoppiando in tal modo almeno una parte della radiazione di illuminazione in direzione assiale nel percorso della luce dell'obiettivo. D'altro canto, il percorso della luce di osservazione non viene deviato nel
30 separatore di fascio, ma il rilevatore di immagine è disposto in modo che la parte della

radiazione in ingresso nell'obiettivo dal campo oggetto, lasciata passare dal separatore di fascio, venga riprodotta sulla superficie di sensore. Il piano immagine dell'obiettivo può in questo caso essere disposto in particolare in modo che la direzione normale del piano immagine sia parallela all'asse longitudinale dell'endoscopio, ossia la superficie di sensore del rilevatore di immagine è sostanzialmente perpendicolare all'asse longitudinale. In tal modo viene resa possibile in maniera semplice un'illuminazione efficiente del campo oggetto e un'osservazione ad alta risoluzione.

Vantaggiosamente, la porzione di uscita comprende una superficie di deviazione obliqua rispetto ad un asse longitudinale della guida ottica e almeno parzialmente riflettente, ad esempio parzialmente a specchio, che è realizzata per deviare almeno una parte della radiazione di illuminazione verso il separatore di fascio. La superficie di deviazione può essere realizzata come superficie sostanzialmente piana la cui normale è in una direzione obliqua rispetto all'asse longitudinale dello stelo e quindi obliqua rispetto all'asse longitudinale della guida ottica.

Preferibilmente, la guida ottica comprende almeno una fibra ottica e la superficie di deviazione è una superficie di estremità obliqua dell'almeno una fibra ottica. In particolare, la guida ottica può comprendere proprio una guida ottica grazie alla quale la radiazione di illuminazione viene guidata dalla zona prossimale dello stelo alla zona di estremità distale, e la superficie di deviazione è una superficie di estremità rettificata obliqua della fibra ottica. In tal modo viene resa possibile in maniera particolarmente semplice una deviazione di almeno una parte della radiazione di illuminazione in direzione del separatore di fascio per l'accoppiamento nel percorso della luce dell'obiettivo. Preferibilmente, la superficie di estremità della fibra ottica è almeno parzialmente a specchio, cosicché almeno una parte della radiazione di illuminazione viene deviata mediante riflessione sulla superficie di estremità. Grazie al fatto che la superficie di deviazione è una superficie di estremità obliqua dell'almeno una fibra ottica, viene reso possibile in maniera semplice un grado di miniaturizzazione particolarmente elevato. Inoltre è possibile una produzione particolarmente economica, poiché non sono necessari altri elementi costruttivi con funzione di deviazione. Inoltre, di norma non è necessario rimuovere il mantello (cladding)

della fibra ottica, la trasmissione della parte della luce di illuminazione deviata sulla superficie di deviazione può invece avvenire attraverso il mantello poiché, dato l'angolo maggiore rispetto all'asse longitudinale della fibra ottica, non si verifica una riflessione totale sulla superficie limite tra il nucleo e il mantello. In alternativa, la porzione di uscita
5 della guida ottica può essere ad esempio realizzata come prisma di deviazione o cubo separatore di fascio.

In maniera particolarmente vantaggiosa, la superficie di deviazione della guida ottica e la superficie di separazione del separatore di fascio vengono formate ognuna da una superficie piana parallela all'altra. Preferibilmente, l'asse longitudinale dell' almeno una
10 fibra ottica della guida ottica nella zona di estremità distale della guida ottica si sviluppa parallelo all'asse longitudinale dello stelo nella zona di estremità distale dello stelo, cosicché le direzioni normali della superficie di deviazione della guida ottica e della superficie di separazione del separatore di fascio racchiudono con l'asse longitudinale dello stelo uno stesso angolo, che può essere ad esempio compreso nell'intervallo da circa
15 30° a circa 45° . Entrambe le superfici sono quindi oblique con lo stesso angolo rispetto all'asse longitudinale dell'endoscopio, le direzioni normali della superficie di deviazione della guida ottica e della superficie a specchio del separatore di fascio e gli assi longitudinali dello stelo e della fibra ottica essendo in un unico piano. In tal modo vengono rese possibili una deviazione della luce particolarmente efficace e una tipologia costruttiva
20 particolarmente compatta, nonché un grado di miniaturizzazione particolarmente elevato. In particolare, la superficie di deviazione della guida ottica e la superficie di separazione del separatore di fascio possono essere disposte in modo che un raggio di illuminazione sviluppantesi lungo l'asse longitudinale mediano della fibra ottica venga accoppiato approssimativamente nell'asse ottico dell'obiettivo. In tal modo è possibile realizzare
25 un'illuminazione coassiale che consente in maniera semplice una copertura luminosa particolarmente intensa e uniforme del campo oggetto.

Secondo una forma di realizzazione particolarmente preferita dell'invenzione, l' almeno una fibra ottica della guida ottica nella rispettiva zona di estremità distale si sviluppa sostanzialmente parallela allo stelo dell'endoscopio nella rispettiva zona di estremità

distale e la normale della superficie di deviazione della guida ottica forma con l'asse longitudinale della guida ottica o dello stelo un angolo maggiore di 0° e minore di 90° , preferibilmente tra 20° e 50° , ancor più preferibilmente tra 30° e 45° , in particolare di circa 30° o 45° . Almeno una parte della luce di illuminazione viene quindi riflessa con un angolo
5 preferibilmente compreso tra 40° e 100° , ancor più preferibilmente tra 60° e 90° , in particolare con un angolo di circa 60° o 90° rispetto all'asse longitudinale dell'endoscopio. Inoltre, secondo questa forma di realizzazione dell'invenzione la normale della superficie di separazione del separatore di fascio racchiude con un asse longitudinale dello stelo sempre un angolo preferibilmente compreso tra 20° e 50° , ancor più preferibilmente tra 30°
10 e 45° , in particolare di circa 30° o 45° , cosicché la parte della luce di illuminazione trasmessa dalla superficie di deviazione al separatore di fascio viene deviata sulla superficie di separazione del separatore di fascio dello stesso angolo come sulla superficie di deviazione della guida ottica, ad esempio sempre di circa 60° o 90° , e viene in tal modo trasmessa al campo oggetto in direzione distale sostanzialmente parallela all'asse
15 longitudinale dello stelo. In maniera particolarmente vantaggiosa, la superficie di deviazione della guida ottica e la superficie di separazione del separatore di fascio possono essere disposte in modo che un raggio di illuminazione sviluppantesi lungo l'asse longitudinale mediano della fibra ottica venga accoppiato approssimativamente nell'asse ottico dell'obiettivo e quindi coassialmente nel percorso della luce dell'obiettivo. In tal
20 modo vengono rese possibili una trasmissione particolarmente efficace della luce di illuminazione al campo oggetto e una copertura luminosa particolarmente chiara e uniforme del campo oggetto.

Secondo una forma di realizzazione preferita dell'invenzione, la superficie di deviazione della guida ottica è realizzata con separazione di fascio dicroica, ad esempio come
25 superficie di estremità obliqua, munita di un rivestimento dicroico, di almeno una fibra ottica della guida ottica. La superficie di deviazione della guida ottica è realizzata in particolare per lasciar passare una parte della radiazione di illuminazione, la parte della radiazione di illuminazione lasciata passare potendo ad esempio venire assorbita da un'altra guida ottica e trasmessa al campo oggetto. La parte della radiazione di
30 illuminazione trasmessa e trasferita al campo oggetto può ad esempio venire utilizzata per

un'illuminazione con luce bianca del campo oggetto, mentre la parte riflessa dalla superficie di deviazione verso il separatore di fascio può essere una radiazione di eccitazione della fluorescenza. In tal modo vengono create ulteriori possibilità di osservazione, le proprietà di separazione di fascio della superficie di deviazione ed eventualmente del separatore di fascio potendo essere scelte in modo che siano possibili sia un'osservazione della radiazione a fluorescenza che un'osservazione con luce bianca. A questo scopo il rilevatore di immagine può essere realizzato per distinguere tra diverse gamme di lunghezze d'onda, ad esempio come sensore di colore.

In alternativa o in aggiunta ad una realizzazione della superficie di deviazione della guida ottica con separazione di fascio, può essere presente un'altra guida ottica che è realizzata per trasmettere un'altra parte della radiazione di illuminazione dalla zona prossimale dello stelo alla zona di estremità distale dello stelo dell'endoscopio e consente ad esempio un'illuminazione supplementare con luce bianca. Anche in tal modo possono venire vantaggiosamente create ulteriori possibilità di osservazione.

Di preferenza, tra la porzione di uscita della guida ottica e il separatore di fascio è disposto un elemento di accoppiamento ottico atto a migliorare l'accoppiamento della parte della radiazione di illuminazione in uscita dalla porzione di uscita verso il separatore di fascio, nel separatore di fascio e quindi nel percorso della luce dell'obiettivo. L'elemento di accoppiamento ottico è costituito in particolare da un materiale trasparente che presenta un indice di rifrazione adattato all'indice di rifrazione della porzione di uscita della guida ottica e/o del separatore di fascio. L'elemento di accoppiamento può essere adiacente e contiguo alla porzione di uscita della guida ottica e al separatore di fascio e/o fissato alla porzione di uscita della guida ottica o al separatore di fascio. L'elemento di accoppiamento ottico può ad esempio comprendere una piastra pianparallela oppure essere costituito da una massa colabile trasparente. Preferibilmente, l'elemento di accoppiamento ottico presenta una superficie piana adiacente al separatore di fascio e una superficie cilindrica negativa adiacente alla porzione di uscita della guida ottica, in particolare alla zona di estremità distale di una fibra ottica della guida ottica. In tal modo possono venire evitate o almeno ridotte perdite luminose e effetti di rifrazione indesiderati durante l'uscita della

radiazione di illuminazione dalla guida ottica e durante l'accoppiamento della parte della radiazione di illuminazione in uscita dalla porzione di uscita nel separatore di fascio.

Vantaggiosamente, il separatore di fascio può essere realizzato come separatore di fascio prismatico, in particolare come cubo separatore di fascio, o anche come piastra separatrice di fascio. In tal modo viene resa possibile una costruzione compatta e robusta e una produzione semplice. In questo caso è possibile la produzione di un endoscopio con una piastra separatrice di fascio in maniera particolarmente economica, in particolare se la superficie di separazione ha un angolo di circa 45° rispetto all'asse ottico ovvero all'asse longitudinale dello stelo.

Secondo una forma di realizzazione preferita dell'invenzione, il separatore di fascio è realizzato come separatore di fascio polarizzante in modo che una parte di luce venga almeno prevalentemente riflessa con una prima polarizzazione sulla superficie di separazione e una parte di luce venga almeno prevalentemente lasciata passare dalla superficie di separazione con una polarizzazione complementare alla prima polarizzazione.

In particolare, la prima polarizzazione e la polarizzazione ad essa complementare possono essere polarizzazioni lineari perpendicolari tra loro. In questo modo viene reso possibile separare tra loro parti diversamente polarizzate della luce proveniente dal campo oggetto. Ciò risulta particolarmente vantaggioso se la radiazione di eccitazione polarizzata durante un'osservazione a fluorescenza viene irradiata sul tessuto da analizzare e viene osservata almeno in parte una radiazione a fluorescenza non polarizzata. La polarizzazione della radiazione di eccitazione può quindi venire scelta in modo che la radiazione di eccitazione venga riflessa dal separatore di fascio almeno prevalentemente in direzione del campo oggetto, tuttavia almeno una parte della radiazione a fluorescenza viene lasciata passare dal separatore di fascio in direzione del rilevatore di immagine. In tal modo, una parte consistente della radiazione di eccitazione riflessa o diffusa, che raggiunge l'obiettivo dal campo oggetto, può venire eliminata, e altrettanto una parte consistente della radiazione di eccitazione riflessa o diffusa, che si forma all'interno dell'obiettivo. In questo modo viene resa possibile un'osservazione della radiazione a fluorescenza perlopiù non disturbata e la qualità dell'immagine a fluorescenza rilevata può venire migliorata.

Secondo una forma di realizzazione particolarmente preferita dell'invenzione, il separatore di fascio è realizzato con separazione di fascio dieottrica e in particolare per trasmettere almeno una parte della radiazione di illuminazione in una gamma di lunghezze d'onda più corte al campo oggetto e per trasmettere almeno una parte della radiazione proveniente dal campo oggetto in una gamma di lunghezze d'onda più lunghe al rilevatore di immagine. Ciò risulta vantaggioso in particolare nel caso in cui l'endoscopio sia un endoscopio a fluorescenza e la guida ottica, la porzione di uscita della guida ottica e il separatore di fascio siano realizzati per trasmettere una radiazione di eccitazione della fluorescenza al campo oggetto e l'obiettivo e il rilevatore di immagine siano realizzati per rilevare una radiazione a fluorescenza generata dal tessuto presente nel campo oggetto. In questo caso la gamma di lunghezze d'onda più corte è la gamma di lunghezze d'onda di una radiazione adatta ad eccitare la fluorescenza e la gamma di lunghezze d'onda più lunghe quella della radiazione a fluorescenza generata dal tessuto. Il separatore di fascio può presentare a questo scopo una superficie di separazione con un rivestimento dieottrico, il rivestimento dieottrico potendo essere adattato ad almeno una modalità di fluorescenza da osservare o ad almeno una sostanza fluorescente. In tal modo viene reso possibile eliminare quasi del tutto la radiazione di eccitazione riflessa nel campo oggetto, che è tipicamente più chiara di determinati ordini di grandezza rispetto alla radiazione a fluorescenza debole e che la eclisserebbe in assenza di ulteriori misure, e permettere un'osservazione non disturbata della fluorescenza del tessuto. Secondo un'ulteriore forma di realizzazione dell'invenzione, il separatore di fascio può essere realizzato in maniera corrispondente sia dieottrico che polarizzante, consentendo in tal modo un ulteriore miglioramento della qualità dell'immagine a fluorescenza rilevata.

In un'altra maniera preferita, l'obiettivo può presentare un filtro atto a bloccare la radiazione di eccitazione della fluorescenza e a lasciar passare la radiazione a fluorescenza, disposto tra il separatore di fascio e la superficie di sensore del rilevatore di immagine. Il filtro può essere ad esempio realizzato come filtro fotoselettivo. Il filtro può essere disposto in una zona dell'obiettivo con un percorso della luce parallelo, il che risulta vantaggioso in particolare quando il filtro è un filtro a interferenza. È tuttavia anche possibile disporre il filtro in un'altra parte del percorso della luce dell'obiettivo tra la

superficie di separazione del separatore di fascio e la superficie di sensore del rilevatore di immagine, in particolare nella parte convergente del percorso della luce. In tal modo viene reso possibile un ulteriore miglioramento della separazione tra radiazione di eccitazione e a fluorescenza e un ulteriore miglioramento della qualità dell'immagine a fluorescenza rilevata.

In maniera particolarmente preferita, l'obiettivo comprende una o più lenti con indice graduato (GRIN). In tal modo vengono resi possibili una realizzazione particolarmente compatta dell'obiettivo con una risoluzione elevata e un montaggio particolarmente semplice dell'obiettivo. In particolare, l'obiettivo può comprendere una prima e una seconda lente GRIN, tra la prima e la seconda lente GRIN il separatore di fascio essendo disposto in una parte sostanzialmente parallela del percorso della luce dell'obiettivo. L'obiettivo può essere ad esempio realizzato proprio con due lenti GRIN di questo tipo e una lente piano-convessa disposta sul lato distale davanti ad esse. Una configurazione di questo tipo dell'obiettivo è ad esempio divulgata in DE 10 2006 046 555 B4, documento che viene così incorporato nella presente domanda a titolo di riferimento.

Di preferenza l'obiettivo è realizzato in modo che un ingrandimento sia compreso in un intervallo da circa 0,5 a 5. L'ingrandimento è in questo caso il rapporto tra le dimensioni dell'immagine, ossia le dimensioni dell'immagine proiettata sulla superficie di sensore del rilevatore di immagine, e le dimensioni dell'oggetto riprodotto. Un ingrandimento di questo tipo risulta in particolare vantaggioso per l'analisi di tessuti mediante endoscopi a contatto.

È ovvio che le caratteristiche citate in precedenza e quelle ancora da illustrare nel seguito sono utilizzabili non solo nella combinazione rispettivamente indicata, ma anche in altre combinazioni o da sole, pur senza allontanarsi dall'ambito della presente invenzione.

Ulteriori aspetti dell'invenzione risultano dalla seguente descrizione di un esempio di realizzazione preferito e dal disegno allegato. Nei disegni mostrano:

la figura 1 un sistema endoscopico con un endoscopio conformemente ad un esempio di realizzazione dell'invenzione in una rappresentazione globale schematica;

la figura 2 un obiettivo con un sistema di illuminazione di un endoscopio conformemente ad un primo esempio di realizzazione dell'invenzione in rappresentazione schematica;

5 la figura 3 un obiettivo con un sistema di illuminazione di un endoscopio conformemente ad un secondo esempio di realizzazione dell'invenzione in rappresentazione schematica;

la figura 4 la zona di estremità distale della guida ottica nell'esempio di realizzazione secondo la figura 3;

le figure da 5a a 5d la zona di estremità distale dell'endoscopio secondo la figura 3;

10 la figura 6 la zona di estremità distale di un endoscopio conformemente ad un terzo esempio di realizzazione dell'invenzione in forma schematica.

In figura 1 è rappresentato in forma schematica un sistema endoscopico che comprende un endoscopio 1 realizzato secondo un esempio di realizzazione dell'invenzione. L'endoscopio 1 presenta uno stelo oblungo 2 che nell'esempio di realizzazione illustrato è
15 realizzato con un tubo rigido 3; in alternativa un endoscopio secondo l'invenzione potrebbe presentare uno stelo semirigido o flessibile. La zona di estremità distale 2 è designata in figura 1 con il riferimento 4. L'endoscopio 1 comprende inoltre un manipolo 5 disposto all'estremità prossimale dello stelo 2, che rimane all'esterno del corpo durante un intervento endoscopico. All'interno dello stelo 2 è disposto un rilevatore di immagine
20 elettronico non rappresentato. Il manipolo 5 è collegato mediante un cavo elettrico 6 ad un dispositivo di alimentazione 7 che serve a comandare componenti elettronici all'interno dell'endoscopio 1 e ad elaborare e memorizzare l'immagine endoscopica rilevata dall'endoscopio 1. Al dispositivo di alimentazione 7 è collegato un monitor 8 atto a visualizzare l'immagine endoscopica per un utente. Il manipolo 5 è inoltre collegato
25 tramite un cavo in fibra ottica 9 ad un'unità sorgente luminosa 10. L'unità sorgente luminosa 10 comprende ad esempio una lampada allo xeno atta a generare la radiazione di illuminazione, che può servire sia per l'illuminazione con luce bianca che per

un'eccitazione della fluorescenza; può anche essere prevista ad esempio una sorgente di luce laser atta a generare la radiazione di eccitazione della fluorescenza e/o un diodo a superluminescenza. Il cavo elettrico 6 e il cavo in fibra ottica 9 possono essere collegati in maniera amovibile al manipolo 5 mediante mezzi di raccordo non rappresentati in figura 1.

- 5 L'endoscopio 1 è realizzato come endoscopio a contatto. Di seguito verranno descritte forme di realizzazione dell'endoscopio 1.

In figura 2 è rappresentata sotto forma di sezione longitudinale schematica la struttura interna della zona di estremità distale 4 dello stelo 2 dell'endoscopio 1 mostrato in figura 1 secondo una prima forma di realizzazione dell'invenzione, il tubo dello stelo 3 e una
10 bussola che circonda l'obiettivo non essendo mostrati in figura 2. Dal manipolo 5 alla zona di estremità distale 4 dell'endoscopio 1 si sviluppano all'interno dello stelo 2 una fibra di illuminazione 11 atta a trasmettere luce bianca e radiazione di eccitazione della fluorescenza e nella variante rappresentata della prima forma di realizzazione un'altra fibra di illuminazione 12 atta a trasmettere un'altra parte della luce di illuminazione all'estremità
15 distale dell'endoscopio 1. Nella zona prossimale dell'endoscopio 1, ad esempio nel manipolo 5, le guide ottiche 11, 12 sono collegate all'unità sorgente luminosa 10 o eventualmente a più unità sorgenti luminose. L'obiettivo 13 dell'endoscopio comprende una lente con indice graduato (lente GRIN) 14, un cubo separatore di fascio dicroico 15 e un filtro di osservazione della fluorescenza 16. All'estremità prossimale dell'obiettivo 13
20 un rilevatore di immagine elettronico 17 è disposto in modo che la superficie di sensore 18 del rilevatore di immagine 17, adiacente alla superficie distale del vetrino di copertura 19, si trovi nel piano immagine dell'obiettivo 13. Come rappresentato schematicamente in figura 2, la superficie di estremità distale della fibra ottica 11 è munita di una superficie di deviazione 20 parzialmente riflettente, obliqua di circa 45° rispetto all'asse longitudinale
25 della fibra ottica 11, che devia una parte della luce di illuminazione trasmessa dalla fibra ottica 11 di circa 90° da una direzione assiale in una direzione trasversale in direzione del cubo separatore di fascio dicroico 15. Il cubo separatore di fascio 15 presenta una superficie di separazione 21 anch'essa obliqua di circa 45° rispetto alla direzione longitudinale dell'endoscopio, che devia la luce di illuminazione riflessa dalla superficie di
30 deviazione 20 nuovamente in una direzione assiale e quindi sostanzialmente coassiale

all'asse longitudinale dell'endoscopio o all'asse ottico dell'obiettivo 13. All'estremità distale dell'endoscopio 1 la luce di illuminazione deviata dalla superficie di separazione 21 esce dall'obiettivo 13 per illuminare il campo oggetto 22. Il percorso della luce di illuminazione è indicato in figura 2 in maniera simbolica. La luce che entra dal campo
5 oggetto 22 nell'obiettivo 13 viene raccolta dalla luce GRIN 14 e focalizzata sulla superficie di sensore 18 del rilevatore di immagine 17. Il percorso della luce di osservazione dal campo oggetto 22 alla superficie di sensore 18 non è mostrato in figura 2 per una miglior comprensione. L'obiettivo 13 è predisposto per un ingrandimento da 0,5 a 5, ad esempio di circa 1 o circa 2.

- 10 Per un'osservazione della fluorescenza la superficie di deviazione 20 della fibra ottica 11 è munita di un rivestimento diecrico in modo tale che la radiazione di eccitazione della fluorescenza a onde corte venga riflessa perlopiù in direzione del cubo separatore di fascio 15. La superficie di separazione 21 presenta un rivestimento diecrico che riflette anch'esso la radiazione di eccitazione della radiazione a onde corte e la conduce quindi verso il
15 campo oggetto 22. La radiazione a fluorescenza generata da un oggetto presente nel campo oggetto 22, ad esempio tessuto umano o animale, viene lasciata passare dal rivestimento diecrico della superficie di separazione 21 e raggiunge in tal modo il rilevatore di immagine 17, dove si forma sulla superficie di sensore 18 un'immagine a fluorescenza del campo oggetto 22. Il rilevatore di immagine 17 rileva in questo caso, come anche negli
20 altri esempi di realizzazione descritti di seguito, l'immagine a fluorescenza e la conduce sotto forma di segnali elettrici al dispositivo di alimentazione 7 tramite il cavo di alimentazione e di segnale 23 guidato all'interno dello stelo 2 verso il manipolo 5 dell'endoscopio 1, nonché tramite il cavo elettrico 6 (vedere la figura 1).

Il rivestimento diecrico della superficie di deviazione 20 lascia passare una parte della luce
25 di illuminazione trasmessa dalla fibra ottica 11, cosicché questa parte della radiazione di illuminazione raggiunge un'altra fibra ottica 24. Attraverso questa la parte della radiazione di illuminazione lasciata passare viene condotta fino all'estremità distale 25 dell'endoscopio ed esce sotto forma di fascio di illuminazione 26 per illuminare il campo oggetto 22. Nell'esempio mostrato, la luce che attraversa la superficie di deviazione 20 è

adatta ad un'illuminazione con luce bianca. Nella variante della prima forma di realizzazione dell'invenzione, rappresentata in figura 2, tramite l'ulteriore fibra ottica 12 un'altra parte della luce di illuminazione, ad esempio anche luce bianca o una radiazione adatta ad una produzione di immagini a riflettanza alternativa, può venire guidata fino
5 all'estremità distale 25 dell'endoscopio e qui uscire per illuminare il campo oggetto 22. In un'altra variante di questo esempio di realizzazione, non illustrata, l'ulteriore fibra ottica 12 non è presente.

Come la radiazione a fluorescenza, anche la radiazione di eccitazione della fluorescenza diffusa o riflessa dall'oggetto, ossia dalla zona di tessuto da esaminare, verrebbe riprodotta
10 senza ulteriori misure dalla lente GRIN 14 sulla superficie di sensore 18 del rilevatore di immagine 17. Poiché la radiazione di eccitazione della fluorescenza presenta un'intensità sostanzialmente superiore alla radiazione a fluorescenza dell'oggetto, per osservare la radiazione a fluorescenza è necessario perlopiù eliminare la radiazione di eccitazione della fluorescenza. Ciò avviene attraverso la superficie di separazione 21 del cubo separatore di
15 fascio dicroico 15, che agisce in riflessione per la gamma di lunghezze d'onda della radiazione di eccitazione della fluorescenza e la elimina quindi dal percorso della luce dell'obiettivo 13. Per evitare la luce diffusa, l'obiettivo 13 può presentare una bussola, non rappresentata in figura 2, con un lato interno ad assorbimento luminoso. Per assorbire parti residue della radiazione di eccitazione della fluorescenza che attraversano eventualmente la
20 superficie di separazione 21, sul lato prossimale del cubo separatore di fascio 15 è disposto un filtro di osservazione della fluorescenza 16, che può essere ad esempio un filtro fotoselettivo assorbente nella gamma di lunghezze d'onda della radiazione di eccitazione della fluorescenza e trasmittente nella gamma di lunghezze d'onda della radiazione a fluorescenza. Dall'oggetto vengono inoltre riflesse ovvero diffuse nell'obiettivo le altre
25 parti della radiazione di illuminazione trasmesse dalla fibra ottica 24 ed eventualmente dall'ulteriore fibra ottica 12, che vengono riprodotte dalla lente GRIN 14 sulla superficie di sensore 18 del rilevatore di immagine 17. Il rilevatore di immagine 17 può essere in questo caso realizzato ad esempio come sensore di colore e consentire il rilevamento di immagini in diverse gamme di lunghezze d'onda.

In figura 3 è rappresentata una seconda forma di realizzazione dell'invenzione sempre in sezione longitudinale schematica della zona di estremità distale dello stelo, il tubo dello stelo e la bussola dell'obiettivo non essendo mostrati. L'obiettivo 27 rappresentato in figura 3 comprende, da distale a prossimale, una finestra distale eventualmente multistrato 28, una lente piano-convessa 29, una prima lente GRIN 30, un cubo separatore di fascio 31, una seconda lente GRIN 32 e un filtro di osservazione della fluorescenza 16 fissato alla superficie di estremità prossimale della seconda lente GRIN 32. Un rilevatore di immagine elettronico, non illustrato in figura 3, è disposto in modo che i raggi in uscita da un lato distale della finestra 28 vengano focalizzati sulla superficie di sensore 18 del rilevatore di immagine, di cui è mostrato in figura 3 solo il vetrino di copertura 19. Anche l'obiettivo 27 mostrato in figura 3 è previsto per l'impiego in un endoscopio a contatto, con il quale è possibile esaminare il tessuto a contatto con la finestra 28.

Per illuminare il tessuto la luce di illuminazione viene guidata attraverso una fibra ottica 33 dalla zona prossimale dell'endoscopio nella zona dell'obiettivo 27. La superficie di estremità distale della fibra ottica 33 è rettificata piana con un angolo di 60° rispetto all'asse longitudinale della fibra ottica ed è munita di un rivestimento a specchio. In tal modo la luce di illuminazione immessa viene riflessa ed accoppiata con un angolo di 60° rispetto all'asse longitudinale dell'obiettivo nel cubo separatore di fascio 31 la cui superficie di separazione 35 è parallela alla superficie di estremità distale della fibra ottica 33 ed inclinata sempre di un angolo $\alpha = 60^\circ$ rispetto all'angolo longitudinale dello stelo che si sviluppa parallelo all'asse ottico dell'obiettivo 27 o coincide con questo. In generale la superficie di estremità distale della fibra ottica 33 potrebbe essere rettificata piana con un angolo maggiore di 0° e minore di 90° rispetto all'asse longitudinale della fibra ottica 33, preferibilmente tra 40° e 70° , ancor più preferibilmente tra 45° e 60° , in particolare di circa 45° o 60° . Le normali di superficie della superficie di estremità distale della fibra ottica 33 e della superficie di separazione 35 racchiudono nella forma di realizzazione mostrata in figura 3 ciascuna un angolo di circa 30° rispetto all'asse longitudinale dello stelo. La radiazione di illuminazione che colpisce la superficie di separazione 35 viene quindi riflessa in direzione assiale distale e concentrata dalla prima lente GRIN 30 e dalla lente piano-convessa 29 su una piccola zona, ad esempio con un diametro di circa $250\ \mu\text{m}$, del

campo oggetto disposto sul lato distale della finestra 28. In figura 3 sono rappresentati a titolo illustrativo un raggio di illuminazione assiale 36 e due raggi marginali 37 nonché due raggi intermedi 38 del fascio di illuminazione. Come si evince, l'illuminazione del campo oggetto avviene dalla stessa direzione e in modo sostanzialmente coassiale al percorso della luce di osservazione.

Il percorso della luce in ingresso dal campo oggetto nell'obiettivo 27, ossia il percorso della luce di osservazione, è rappresentato in figura 3 con un raggio assiale 39, due raggi marginali 40 e due raggi intermedi 41. La struttura dell'obiettivo 27 con la lente piano-convessa 29 e le lenti GRIN 30, 32 consente un'elevata apertura elevata e quindi un'elevata risoluzione ad esempio da 1 a 5 μm . Per eliminare nel corso di osservazioni a fluorescenza la luce di eccitazione riflessa o retrodiffusa, è previsto sul lato prossimale dell'obiettivo 27 un filtro di osservazione della fluorescenza 16. Come descritto relativamente alla figura 2, la superficie di separazione 35 può presentare in aggiunta un rivestimento diecrico con separazione di fascio, che agisce in riflessione per la radiazione di eccitazione della fluorescenza e in trasmissione per la radiazione a fluorescenza. Anche per quanto riguarda l'illuminazione con luce bianca, il secondo esempio di realizzazione può essere realizzato come il primo.

Come indicato in figura 3, tra la zona di estremità distale della fibra ottica 33 e il cubo separatore di fascio 31 è disposto un elemento di accoppiamento sotto forma di una piastra 47 fissato al cubo separatore di fascio 31 e alla zona di estremità distale della fibra ottica 33. La piastra 47 è formata piana sul lato adiacente al cubo separatore di fascio 31 e cilindrica cava sul lato adiacente alla fibra ottica 33, ossia come lente cilindrica negativa. In tal modo vengono evitate o ridotte perdite di riflessione o una rifrazione nel percorso della luce dalla fibra ottica 33 al cubo separatore di fascio 31, in particolare un effetto lente cilindrica della zona di estremità della fibra ottica 33.

La zona di estremità distale della fibra ottica 33 è rappresentata ingrandita in figura 4. Come mostrato in figura 4, la superficie di deviazione 34 forma un angolo $\beta = 120^\circ$ con l'asse longitudinale 42 della fibra ottica 33. La superficie di deviazione 34 è rivestita a

specchio, cosicché la luce di illuminazione che colpisce in direzione assiale la superficie di deviazione 34 viene riflessa in una direzione diretta da obliqua a a prossimale, come indicato in figura 4 dalle frecce 43. La fibra ottica 33 comprende un nucleo fotoconduttivo 44 che ha ad esempio un diametro d di circa $105\text{ }\mu\text{m}$, e un mantello (cladding) 45 che lo circonda e ha ad esempio un diametro d' di circa $125\text{ }\mu\text{m}$. In corrispondenza della superficie limite tra il nucleo 44 e il mantello 45 si verifica la riflessione totale nel caso di angoli ridotti rispetto all'asse longitudinale 42. La luce di illuminazione riflessa in una direzione obliqua dalla superficie di deviazione 34 (freccia 43) attraversa anche il mantello 45, poiché con un angolo ad esempio di 60° rispetto all'asse longitudinale 42 non si verifica più alcuna riflessione totale. La guaina esterna 46 della fibra ottica 33 si estende nella zona di estremità distale per un tratto ad esempio di 5 mm .

La disposizione dei componenti schematicamente mostrati nelle figure 3 e 4 è rappresentato ancora in dettaglio nelle figure da 5a a 5d. Per illustrare il percorso della luce sono mostrati due raggi marginali 37 del fascio di raggi di illuminazione e due raggi marginali 40 del percorso della luce di osservazione nonché uno o più altri raggi. La finestra 28, la lente piano-convessa 29 e la prima lente GRIN 30 sono inserite in una prima bussola 48 che forma insieme ad una seconda bussola 49, in cui sono allegati il cubo separatore di fascio 31, la seconda lente GRIN 32, il filtro di osservazione della fluorescenza 16 e la zona di estremità distale della guida ottica 33, una bussola dell'obiettivo 50. La bussola dell'obiettivo 50 è inserita nel tubo dello stelo 3 dell'endoscopio e sporge da questo sul lato distale. Nell'esempio di realizzazione mostrato, il diametro esterno D della bussola dell'obiettivo 50 o della prima bussola 49 è approssimativamente di $1,4\text{ mm}$ e il diametro esterno D' del tubo dello stelo 3 approssimativamente di $1,6\text{ mm}$.

In figura 6 è mostrata la zona di estremità distale dello stelo di un endoscopio conformemente ad un terzo esempio di realizzazione dell'invenzione in forma schematica in sezione longitudinale. L'obiettivo 51 alloggiato nel tubo dello stelo 3 dell'endoscopio comprende in questa forma di realizzazione una lente GRIN 52 che forma insieme al lato distale la superficie di contatto 53 per il tessuto da esaminare. La lente GRIN 52 riproduce

insieme ad un'altra lente 54 il campo oggetto, formato dalla superficie di contatto 53, attraverso una superficie di separazione 55 con rivestimento parzialmente riflettente di un microprisma 56 sulla superficie di sensore di un rilevatore di immagine elettronico 57 disposto "sdraiato" nel tubo dello stelo 3. Una fibra di illuminazione 58 immette dalla zona
5 prossimale dell'endoscopio la radiazione di illuminazione che esce in direzione distale assiale attraverso la superficie di estremità distale 59 rettificata piana della fibra di illuminazione 58. La radiazione di illuminazione attraversa almeno in parte la superficie di separazione 55 e viene trasmessa attraverso la lente 54 e la lente GRIN 52 alla superficie di contatto 53. Per analisi a fluorescenza la superficie di separazione 55 può essere munita di
10 un rivestimento diecrico in modo da trasmettere la radiazione di eccitazione della fluorescenza trasferita dalla fibra di illuminazione 58 e da riflettere la radiazione a fluorescenza generata dal tessuto. Il terzo esempio di realizzazione può essere realizzato anch'esso come il primo per un'illuminazione con luce bianca. Gli elementi ottici dell'obiettivo e il rilevatore di immagine possono essere alloggiati in una bussola
15 dell'obiettivo (non mostrata).

Per una miglior comprensione non tutti i riferimenti sono rappresentati in tutte le figure. I riferimenti non spiegati relativamente ad una figura hanno lo stesso significato delle restanti figure.

Elenco dei riferimenti

	1	Endoscopio
	2	Stelo
	3	Tubo dello stelo
5	4	Zona di estremità distale
	5	Manipolo
	6	Cavo
	7	Dispositivo di alimentazione
	8	Monitor
10	9	Cavo in fibra ottica
	10	Unità sorgente luminosa
	11	Fibra ottica
	12	Fibra ottica
	13	Obiettivo
15	14	Lente GRIN
	15	Cubo separatore di fascio
	16	Filtro di osservazione della fluorescenza
	17	Rilevatore di immagine
	18	Superficie di sensore
20	19	Vetrino di copertura
	20	Superficie di deviazione
	21	Superficie di separazione
	22	Campo oggetto
	23	Cavo di alimentazione e di segnale
25	24	Fibra ottica
	25	Estremità distale
	26	Fascio di illuminazione
	27	Obiettivo
	28	Finestra
30	29	Lente

	30	Lente GRIN
	31	Cubo separatore di fascio
	32	Lente GRIN
	33	Fibra ottica
5	34	Superficie di deviazione
	35	Superficie di separazione
	36	Raggio assiale
	37	Raggio marginale
	38	Raggio
10	39	Raggio assiale
	40	Raggio marginale
	41	Raggio
	42	Asse longitudinale
	43	Freccia
15	44	Nucleo
	45	Mantello
	46	Guaina
	47	Piastra
	48	Bussola
20	49	Bussola
	50	Bussola dell'obiettivo
	51	Obiettivo
	52	Lente GRIN
	53	Superficie di contatto
25	54	Lente
	55	Superficie di separazione
	56	Microprisma
	57	Rilevatore di immagine
	58	Fibra di illuminazione
30	59	Superficie di estremità

Rivendicazioni

1. Endoscopio (1) con uno stelo oblungo (2), un obiettivo (13, 27, 51) disposto in una zona di estremità distale (4) dello stelo (2) per generare un'immagine di un campo oggetto (22) in un piano immagine, l'obiettivo (13, 27, 51) comprendendo un
5 separatore di fascio, e con un rilevatore di immagine (17, 56) atto a rilevare l'immagine del campo oggetto (22) e una guida ottica atta a trasmettere una radiazione di illuminazione da una zona prossimale alla zona di estremità distale (4) dello stelo (2),
caratterizzato dal fatto che l'endoscopio (1) è realizzato come endoscopio a contatto, dal fatto che una superficie di sensore (18) del rilevatore di immagine (17, 56) è
10 disposta nel piano immagine, e dal fatto che una porzione di uscita della guida ottica è realizzata per trasmettere almeno una parte della radiazione di illuminazione al separatore di fascio allo scopo di illuminare il campo oggetto (22).
2. Endoscopio (1) secondo la rivendicazione 1, **caratterizzato dal fatto che** la porzione di uscita è realizzata per trasmettere almeno una parte della radiazione di illuminazione
15 in una direzione assiale verso il separatore di fascio, e il separatore di fascio è realizzato per lasciar passare almeno una parte della radiazione di illuminazione in direzione assiale allo scopo di illuminare il campo oggetto (22) e per deviare almeno una parte di una radiazione proveniente dal campo oggetto (22) verso il rilevatore di immagine (17, 56).
- 20 3. Endoscopio (1) secondo la rivendicazione 1, **caratterizzato dal fatto che** la porzione di uscita è realizzata per deviare almeno una parte della radiazione di illuminazione verso il separatore di fascio e il separatore di fascio è realizzato per deviare almeno una parte della radiazione di illuminazione verso il campo oggetto (22) e per lasciar passare almeno una parte di una radiazione proveniente dal campo oggetto (22) in una
25 direzione assiale verso il rilevatore di immagine (17, 56).
4. Endoscopio (1) secondo la rivendicazione 3, **caratterizzato dal fatto che** la porzione di uscita comprende una superficie di deviazione almeno parzialmente riflettente obliqua rispetto ad un asse longitudinale (42) della guida ottica.
5. Endoscopio (1) secondo la rivendicazione 4, **caratterizzato dal fatto che** la guida
30 ottica comprende almeno una fibra ottica (11, 33) e la superficie di deviazione è una

superficie di estremità dell' almeno una fibra ottica (11, 33) obliqua rispetto all'asse longitudinale (42) della fibra ottica (11, 33).

- 5 6. Endoscopio (1) secondo la rivendicazione 4 oppure 5, **caratterizzato dal fatto che** la superficie di deviazione e una superficie di separazione (21, 35) del separatore di fascio sono parallele tra loro.
- 10 7. Endoscopio (1) secondo la rivendicazione 6, **caratterizzato dal fatto che** l' almeno una fibra ottica (11, 33) si sviluppa sostanzialmente parallela allo stelo (2) dell'endoscopio (1), e dal fatto che le normali di superficie della superficie di deviazione e della superficie di separazione (21, 35) racchiudono ognuna un angolo da circa 30° a circa 45° con un asse longitudinale dello stelo (2) dell'endoscopio (1).
- 15 8. Endoscopio (1) secondo una delle rivendicazioni da 4 a 7, **caratterizzato dal fatto che** la superficie di deviazione è realizzata con separazione di fascio dieottrica per lasciar passare almeno una parte della radiazione di illuminazione, e dal fatto che è prevista un'ulteriore guida ottica (24) atta a trasmettere la parte della radiazione di illuminazione lasciata passare per l'ulteriore illuminazione del campo oggetto (22).
- 20 9. Endoscopio (1) secondo una delle rivendicazioni precedenti, **caratterizzato dal fatto che** è prevista un'ulteriore guida ottica atta a trasmettere un'ulteriore radiazione di illuminazione alla zona di estremità distale (4) dello stelo (2) per l'ulteriore illuminazione del campo oggetto (22).
- 20 10. Endoscopio (1) secondo una delle rivendicazioni precedenti, **caratterizzato dal fatto che** tra la porzione di uscita e il separatore di fascio è disposto un elemento di accoppiamento ottico.
- 25 11. Endoscopio (1) secondo una delle rivendicazioni precedenti, **caratterizzato dal fatto che** il separatore di fascio è realizzato come separatore di fascio prismatico, in particolare come cubo separatore di fascio (15; 31) o come piastra separatrice di fascio.
12. Endoscopio (1) secondo una delle rivendicazioni precedenti, **caratterizzato dal fatto che** il separatore di fascio è un separatore di fascio polarizzante.
13. Endoscopio (1) secondo una delle rivendicazioni precedenti, **caratterizzato dal fatto che** il separatore di fascio è realizzato con separazione di fascio dieottrica.

14. Endoscopio (1) secondo una delle rivendicazioni precedenti, **caratterizzato dal fatto**
che tra il separatore di fascio e la superficie di sensore (18) del rilevatore di immagine
(17, 56) è disposto un filtro ottico (16).
15. Endoscopio (1) secondo una delle rivendicazioni precedenti, **caratterizzato dal fatto**
5 **che** l'obiettivo (13, 27, 51) comprende almeno una lente GRIN (14, 30, 32, 51).
16. Endoscopio (1) secondo una delle rivendicazioni precedenti, **caratterizzato dal fatto**
che un ingrandimento definito come rapporto tra dimensioni dell'immagine e
dimensioni dell'oggetto presenta un valore tra 0,5 e 5.

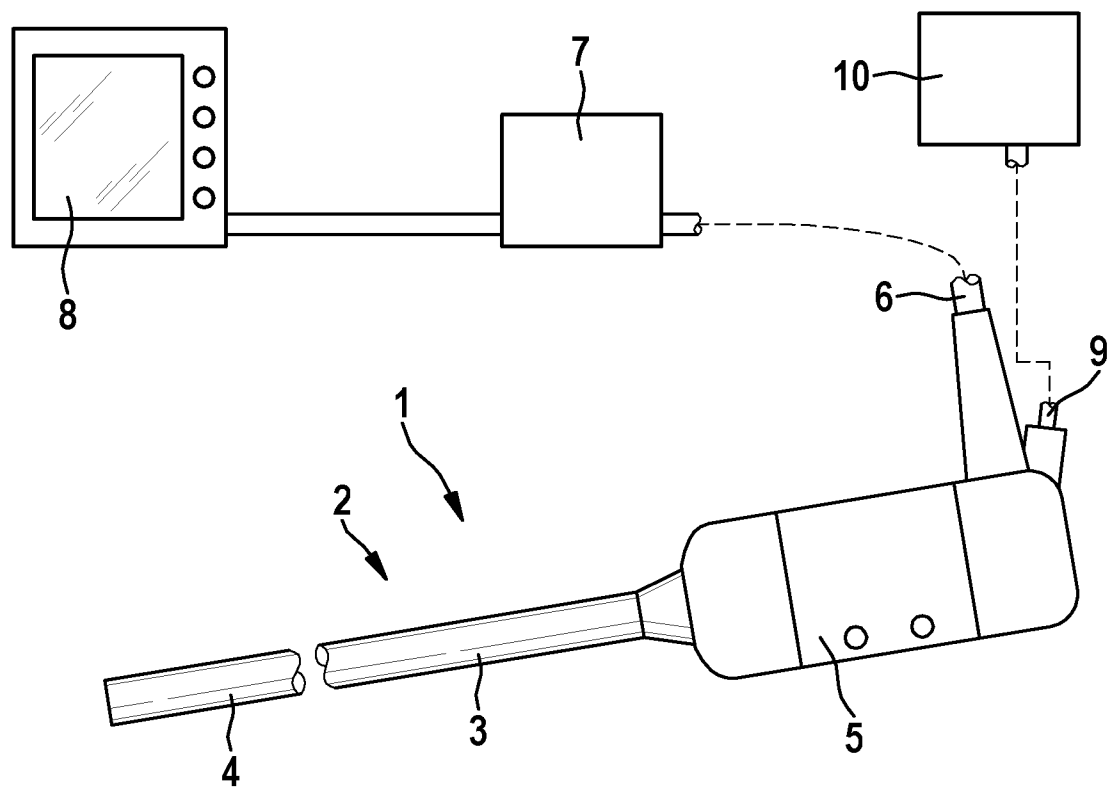


Fig. 1

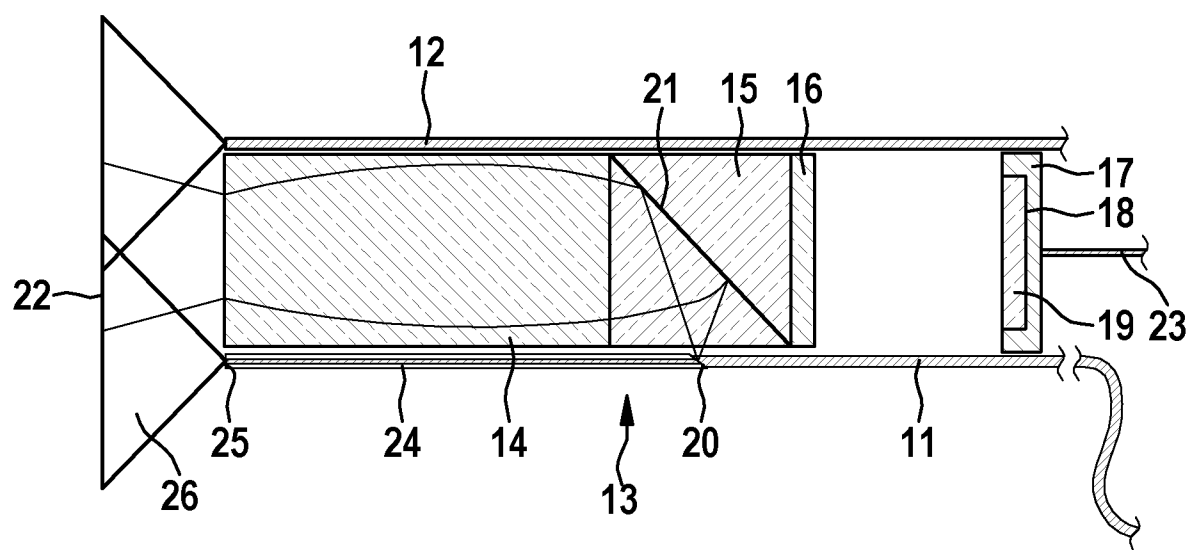
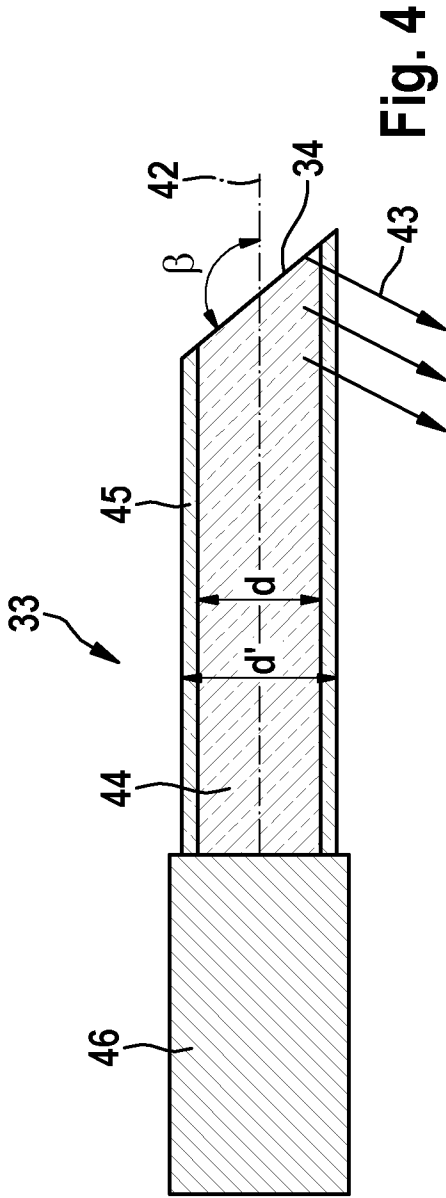
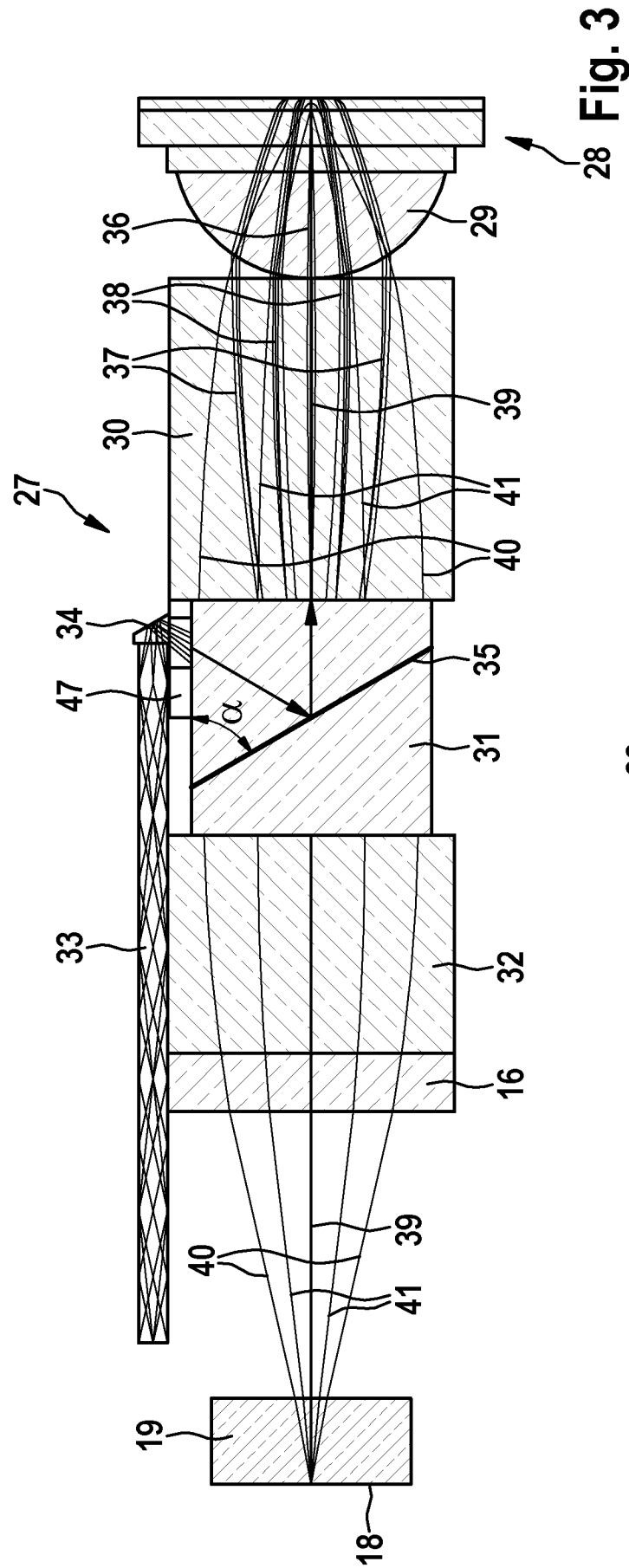


Fig. 2



3 / 4

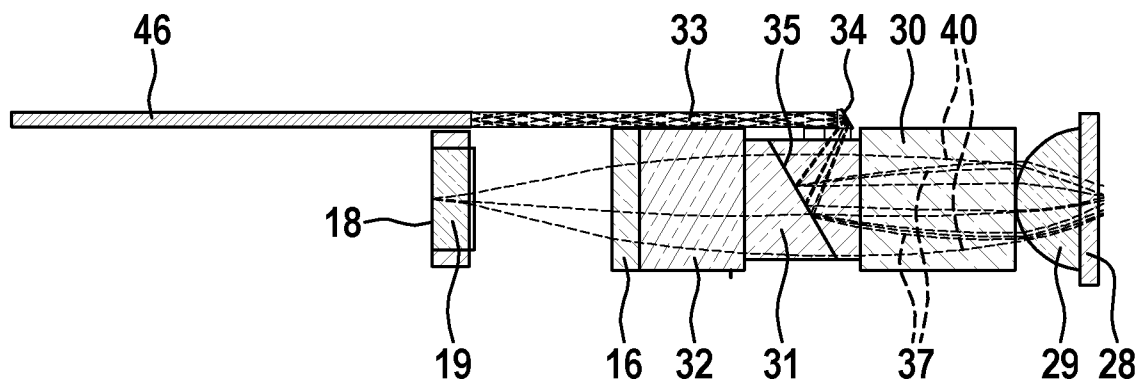


Fig. 5a

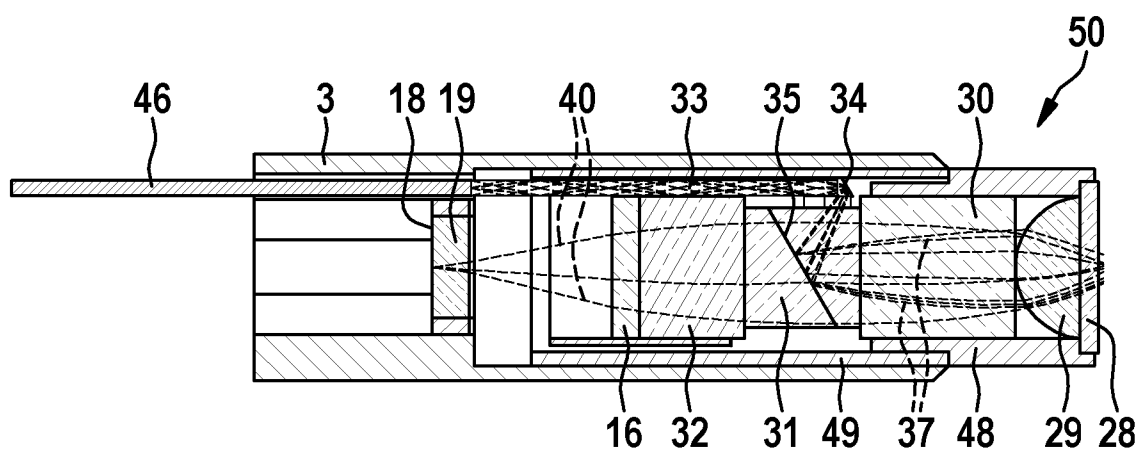


Fig. 5b

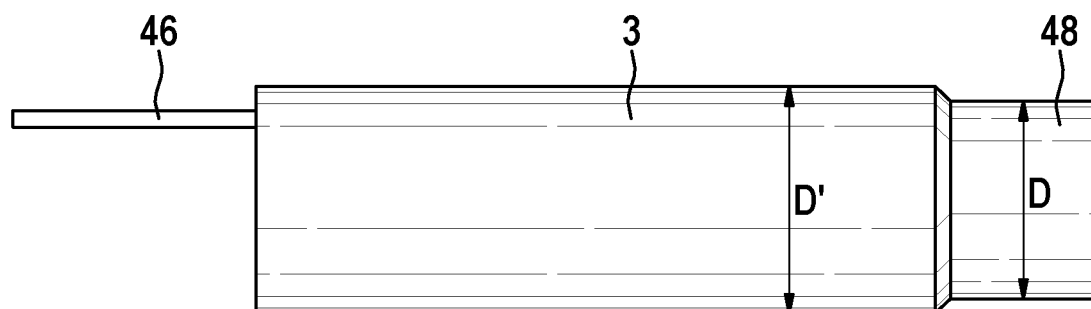


Fig. 5c

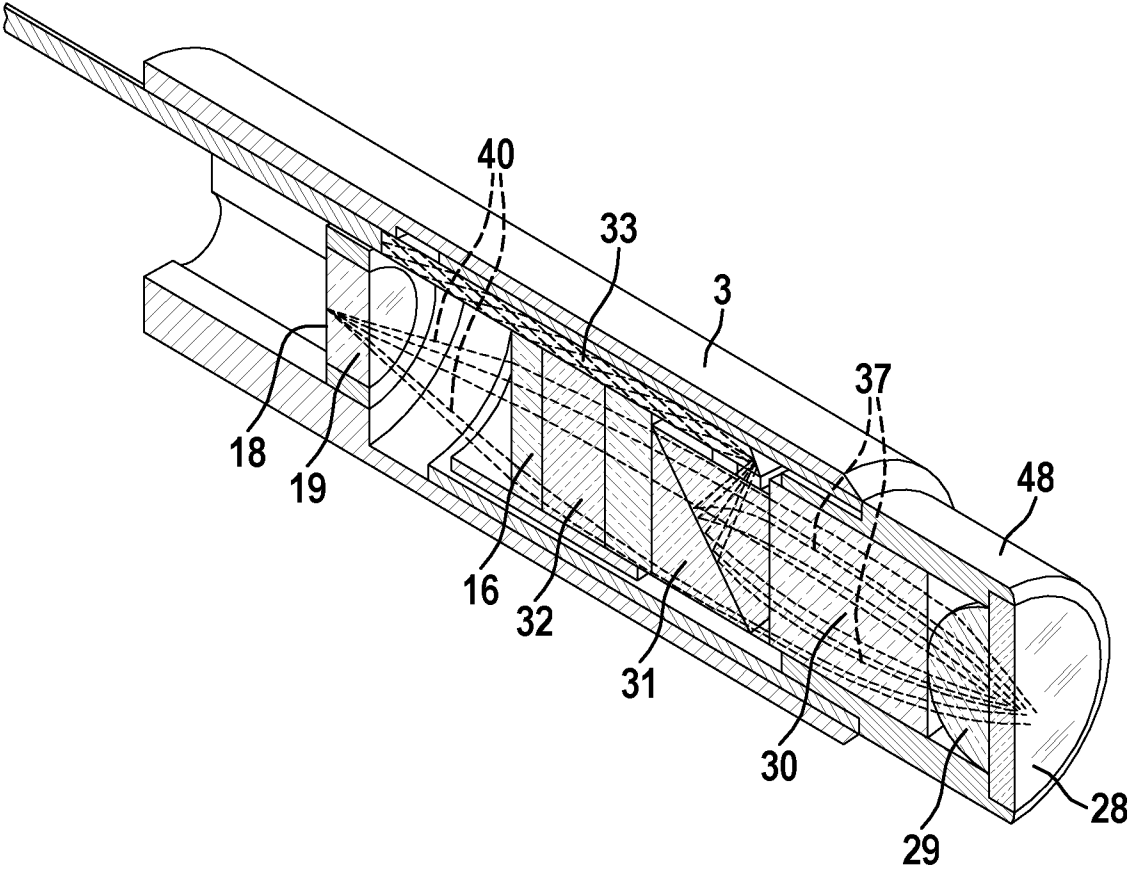


Fig. 5d

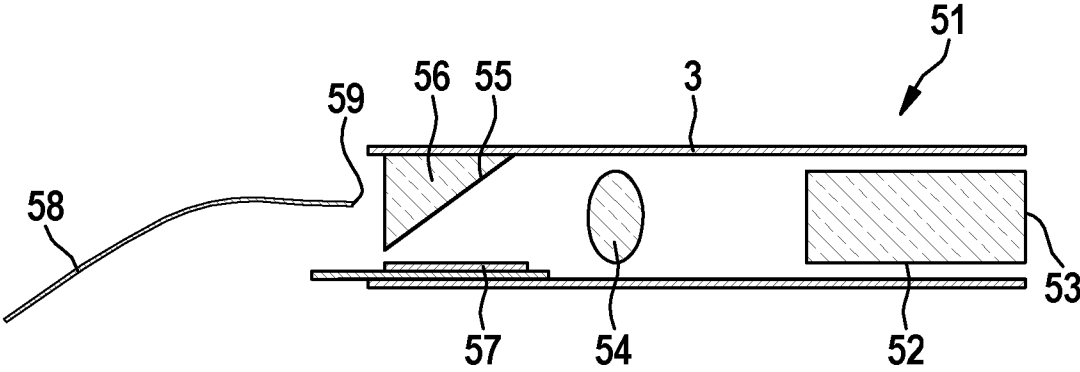


Fig. 6