

# ITALIAN PATENT OFFICE

Document No.

102012902055774A1

Publication Date

20131201

Applicant

POLITECNICO DI MILANO

Title

APPARATO MINIATURIZZATO PER VISIONE ENDOSCOPICA.

**Titolo: "APPARATO MINIATURIZZATO PER VISIONE  
ENDOSCOPICA"**

**CAMPO TECNICO**

5 La presente invenzione si riferisce ad un apparato miniaturizzato per visione endoscopica, in particolare ad una videocamera per endoscopia, per permettere la visione dell'interno di un corpo utilizzabile per esempio in campo medico per la 10 diagnostica e la chirurgia mini invasiva. Nel prosieguo della presente descrizione e nelle annesse rivendicazioni si userà, per comodità espositiva, il termine "endoscopio" per riferirsi ad un apparato miniaturizzato per visione endoscopica.

15 **PRECEDENTI DELL' INVENZIONE**

Gli endoscopi vengono generalmente inseriti in orifizi naturali o in aperture appositamente ricavate per permettere la visione dell'interno di un corpo.

In campo medico, gli endoscopi hanno la funzione 20 di consentire la visione dell'interno di cavità, per esempio addominali e toraciche, sia a scopo di diagnosi sia per visualizzare il campo operatorio. Nel 1806 Philip Bozzini costruì il prototipo di uno strumento che aveva lo scopo di visualizzare gli 25 organi interni del corpo umano ed in seguito ad

ulteriori evoluzioni tale strumento venne introdotto per la prima volta in un paziente nel 1853 da un urologo francese. Da quel momento in poi gli endoscopi hanno conosciuto una continua evoluzione, 5 dai più semplici ed invasivi gastroscopi costruiti intorno alla metà del secolo scorso, alla successiva introduzione delle fibre ottiche come componenti visive. I più recenti progressi in campo elettronico hanno ulteriormente migliorato gli endoscopi, e, ad 10 oggi, sono disponibili videocamere endoscopiche di dimensioni ridotte ed in grado di ingrandire ed illuminare adeguatamente la cavità da esplorare.

I più recenti endoscopi di questo tipo presentano un corpo sostanzialmente cilindrico, destinato ad 15 entrare nel corpo da esplorare, che porta a bordo un'ottica con fuoco e ingrandimento variabile. Le lenti dell'ottica hanno lunghezze tali da consentire la focalizzazione dell'immagine su un sensore esterno al corpo cilindrico (ed esterno al corpo del 20 paziente). La focalizzazione sul sensore esterno viene attuata collegando con fibre ottiche l'ottica ed il sensore. Le fibre ottiche consentono inoltre di portare al corpo cilindrico una adeguata illuminazione per illuminare la cavità da esplorare. 25 Le fibre ottiche sono inserite in un apposito canale

flessibile che le protegge durante l'uso. Per movimentare le lenti dell'ottica sono previsti attuatori, solitamente elettromeccanici, alimentati da opportuni alimentatori posti al di fuori del corpo

5 cilindrico.

Gli endoscopi, in particolare le videocamere per endoscopia, della tecnica nota, sebbene molto affidabili ed efficienti, presentano tuttavia alcuni inconvenienti.

10 Ad esempio, le fibre ottiche che collegano l'ottica con il sensore esterno non consentono di inserire l'endoscopio seguendo percorsi particolarmente tortuosi o presentanti raggi di curvatura troppo stretti, in quanto la flessibilità

15 delle fibre ottiche è limitata.

Ancora, la focalizzazione dell'immagine sul sensore remoto richiede lunghezze delle lenti particolarmente elevate (per le applicazioni in esame), portando ad endoscopi di dimensioni

20 longitudinali elevate.

Inoltre, l'uso di attuatori elettromeccanici per movimentare le lenti dell'ottica potrebbe, in alcuni casi, rilevarsi pericoloso per un paziente in quanto alcuni attuatori utilizzati in endoscopi noti hanno

25 tensioni di alimentazione intorno ai 40V (tensione

pericolosa se trasmessa agli organi interni di un paziente).

In questo contesto, il compito tecnico alla base della presente invenzione è quello di proporre un 5 endoscopio alternativo a quelli già noti nella tecnica nota.

In particolare, è scopo della presente invenzione mettere a disposizione un endoscopio di dimensioni ridotte, sia in termini di ingombri trasversali che 10 in termini di ingombri longitudinali.

Ulteriore scopo della presente invenzione è proporre un endoscopio in grado di poter essere introdotto in situ anche compiendo percorsi particolarmente tortuosi e presentanti raggi di 15 curvatura elevati.

Ancora scopo della presente invenzione è proporre un endoscopio di facile utilizzo.

Ulteriore scopo della presente invenzione è mettere a disposizione un endoscopio sicuro per il 20 paziente.

#### **RIASSUNTO DELL' INVENZIONE**

In accordo con la presente invenzione, il compito tecnico proposto e gli scopi specificati vengono raggiunti da un endoscopio in accordo con una o più 25 delle annesse rivendicazioni.

### **BREVE DESCRIZIONE DEI DISEGNI**

Le caratteristiche ed i vantaggi della presente invenzione risulteranno evidenti dalla seguente descrizione dettagliata di una forma di realizzazione, 5 data a titolo di esempio non limitativo con riferimento agli uniti disegni, nei quali:

- la figura 1 mostra una vista prospettica di un endoscopio in accordo con la presente invenzione;
- la figura 2 mostra una vista prospettica 10 dell'endoscopio di figura 1 con alcune parti asportate per meglio evidenziarne altre;
- la figura 3 mostra una ulteriore vista prospettica dell'endoscopio di figura 1 con alcune parti asportate per meglio evidenziarne altre,
- 15 - la figura 4 mostra una vista schematica di alcuni particolari dell'endoscopio di figura 1,
- le figure da 5 a 8 mostrano viste prospettiche di ulteriori particolari dell'endoscopio di figura 1;
- la figura 9 mostra uno schema a blocchi della 20 configurazione elettrica/elettronica dell'endoscopio in accordo con la presente invenzione;
- la figura 10 mostra un diagramma di flusso di una funzionalità di messa a fuoco di un oggetto target implementata nell'endoscopio in accordo con la 25 presente invenzione;

- la figura 11 mostra un altro diagramma di flusso di idoneo per il controllo dell'attuazione dell'ottica in accordo con la presente invenzione;

5 - la figura 12 mostra un altro diagramma di flusso di idoneo per il controllo dell'illuminazione in accordo con la presente invenzione.

#### **DESCRIZIONE DETTAGLIATA DELL'INVENZIONE**

Con riferimento alla figura 1, con 1 è stato complessivamente indicato un endoscopio in accordo 10 con la presente invenzione.

L'endoscopio 1 comprende un corpo di contenimento 2 sostanzialmente cilindrico predisposto ad essere inserito in un corpo da esaminare, un dispositivo ottico 3 di messa a fuoco e di zoom ottico contenuto 15 nel corpo di contenimento e organi di movimentazione 4 contenuti nel corpo di contenimento 2, attivi sul dispositivo ottico 3 e predisposti a movimentare parte del dispositivo ottico 3 per attuare messa a fuoco e zoom ottico.

20 È inoltre prevista un'unità di comando e controllo 8 configurata per ricevere segnali elettrici digitali rappresentativi di gradi di zoom ottico ed operativamente collegata agli organi di movimentazione 4 per attuare gli stessi in funzione 25 dei segnali rappresentativi di zoom ottico ricevuti.

L'endoscopio 1 comprende inoltre organi trasduttori 5 posti nel corpo di contenimento 2 a valle del dispositivo ottico 3 e predisposti a convertire un flusso ottico focalizzato dal dispositivo ottico 3 in un segnale elettrico rappresentativo dei gradi di zoom ottico.

In una forma di realizzazione gli organi trasduttori 5 si concretizzano in un fotodettore o fotosensore basato su tecnologia CMOS.

10 Ad esempio il CMOS si concretizza in un color CMOS noto commercialmente come OV2720, prodotto dalla Omnivision, le cui caratteristiche di fiche sono: full-hd 1080p e 30 fps. La dimensione dei pixel è 1.4um con tecnologia OmniBSI (Backside Illumination) 15 per un miglioramento della sensitività luminosa che risulta essere pari a 680 mV/(lux·s).

Si noti che nella presente descrizione e nelle annesse rivendicazioni, con i termini "a valle" e "a monte" ci si riferisce alla posizione relativa tra 20 due o più elementi relativamente al verso del flusso ottico (la radiazione elettromagnetica nel campo del visibile) entrante nell'endoscopio 1. In particolare a monte di un elemento significa disposto, rispetto al flusso ottico entrante nell'endoscopio, prima di 25 tale elemento; analogamente a valle di un elemento

significa disposto, rispetto al flusso ottico entrante nell'endoscopio, dopo tale elemento.

L'endoscopio 1 comprende inoltre organi di illuminazione 6 comprendenti almeno una sorgente 5 luminosa 7 disposta all'interno del corpo di contenimento 2.

Il corpo di contenimento 2 contiene i sopracitati componenti dell'endoscopio chiudendo gli stessi a tenuta di fluido all'interno del corpo di contenimento 2. In questo modo, l'endoscopio 1 può essere sterilizzato, tra un'applicazione e la successiva, ponendo il corpo di contenimento 2 (con tutti i componenti in esso contenuti) in autoclave. Il corpo di contenimento 2 è inoltre preferibilmente realizzato in materiale metallico, per esempio titanio.

Il dispositivo ottico 3, mostrato nel suo complesso in figura 1 e illustrato più in dettaglio nelle figure da 2 a 8, comprende un primo gruppo di lenti 8 predisposto a far convergere un flusso ottico in ingresso verso un secondo gruppo di lenti 9. Il secondo gruppo di lenti 9 è posto a valle del primo gruppo di lenti 8 ed è movimentabile dagli organi di movimentazione 4 per avvicinarsi ed allontanarsi dal primo gruppo ottico 8 e per modificare lo zoom ottico

complessivo. Il dispositivo ottico 3 comprende inoltre un terzo gruppo di lenti 10 posto a valle del secondo gruppo di lenti 9 anch'esso movimentabile dagli organi di movimentazione 4 per avvicinarsi ed 5 allontanarsi dal secondo gruppo ottico 9 e per regolare la messa a fuoco. Un quarto gruppo di lenti 11 è predisposto a focalizzare il flusso ottico proveniente dal terzo gruppo di lenti 10 sugli organi trasduttori 5. La distanza tra il primo 8 ed il 10 quarto gruppo di lenti 11 è immutabile, mentre il secondo 9 ed il terzo gruppo di lenti 10 sono mobili in avvicinamento ed allontanamento reciproco ed in avvicinamento ed allontanamento dal primo e quarto gruppo di lenti. Il dispositivo ottico 3, dotato dei 15 quattro gruppi di lenti sopra citati, consente di utilizzare l'endoscopio 1 in applicazioni in cui la distanza dal target da osservare è compresa tra circa 30mm fino a 300mm, con un angolo di vista compreso tra circa  $40^\circ$  e  $70^\circ$ , preferibilmente compreso tra  $50^\circ$  20 e  $60^\circ$ , e con profondità di campo di almeno 1,5cm su tutto il range di distanze. In questo modo, il dispositivo ottico 3 dotato di messa a fuoco e zoom ottico consente, ad esempio al chirurgo, di esplorare la cavità addominale senza dover avvicinare 25 fisicamente l'endoscopio al target di interesse,

evitando contatti indesiderati che potrebbero danneggiare i tessuti del paziente.

In particolare, il primo gruppo di lenti 8 ha il compito di focalizzare l'immagine sul secondo gruppo 5 di lenti 9 con un ampio angolo di apertura. Il secondo gruppo di lenti è mobile, movimentato dagli organi di movimentazione 4, ed il suo scopo è quello di variare la lunghezza focale dell'intero dispositivo ottico 3 in modo da variare l'angolo di 10 apertura oggetto senza però variare l'altezza dell'immagine. Poiché questa operazione comporta lo spostamento del piano immagine virtuale (il piano su cui viene focalizzato il flusso ottico), vale a dire più l'oggetto viene ingrandito (l'angolo di apertura 15 diminuisce) e più il piano immagine virtuale si avvicina al quarto gruppo di lenti 11, il terzo gruppo di lenti 10 è mobile (sotto l'azione degli organi di movimentazione 4) per riportare il piano immagine virtuale a coincidere con il piano immagine 20 fisico degli organi trasduttori. Si noti che il terzo gruppo di lenti 10 sposta il piano immagine virtuale senza variare il fattore di ingrandimento. Inoltre, secondo quanto descritto, variando lo zoom ottico, il terzo gruppo di lenti 10 è in grado, per effetto 25 degli organi di movimentazione 4, di riposizionare il

pano immagine virtuale nella corretta posizione. Il quarto gruppo di lenti 11, come detto, è fisso ed ha il compito di focalizzare l'immagine sugli organi trasduttori.

5 L'attuazione degli organi di movimentazione 4 consente di ottenere automaticamente (vale a dire senza l'intervento correttivo dell'utente) la corretta messa a fuoco.

Questa operazione di variazione della distanza  
10 oggetto con la conseguente messa a fuoco (vale a dire il corretto posizionamento del piano immagine virtuale) avviene attraverso un controllo ad anello chiuso, il quale controllo sarà descritto nel prosieguo.

15 Come mostrato in figura 4, il primo gruppo di lenti 8 è costituito da tre lenti e comprende un doppietto negativo 8a ed un menisco positivo 8b. Il primo gruppo di lenti 8 presenta una lunghezza focale positiva. Il secondo gruppo di lenti 9 è costituito  
20 da tre lenti e comprende un menisco positivo 9a ed un doppietto negativo 9b. Il secondo gruppo di lenti 9 presenta una lunghezza focale negativa. Il terzo gruppo di lenti 10 è costituito da tre lenti e comprende un menisco positivo 10a ed un doppietto  
25 positivo 10b. Il terzo gruppo di lenti 10 presenta

una lunghezza focale positiva. Il quarto gruppo di lenti 11 è costituito da quattro lenti e comprende un doppietto negativo 11a, un menisco negativo 11b ed un doppietto positivo 11c. Il quarto gruppo di lenti 11 5 presenta una lunghezza focale positiva. Le lenti di ogni gruppo di lenti sopra descritte sono in successione ordinata partendo da monte verso valle del flusso ottico in ingresso nel dispositivo ottico 3.

10 Come mostrato in figura 4, in ciascun gruppo di lenti, le lenti presentano diametri monotonamente decrescenti o uguali a partire dalla lente più a monte verso la lente più a valle, rispetto al flusso ottico in ingresso nel gruppo, o viceversa. In altre 15 parole, le lenti di ciascun gruppo di lenti sono tra di loro affiancate in modo tale che procedendo da monte a valle (o viceversa) si incontrano lenti aventi diametri uguali o decrescenti. Questa caratteristica consente l'inserimento delle lenti in 20 posizione operativa inserendo una lente di ciascun gruppo dopo l'altra partendo dalla lente più grande (in termini di diametro) fino alla più piccola. Tale modalità di posizionamento delle lenti è sicuramente molto agevole e semplice ed è tale da consentire 25 l'inserimento delle lenti di ciascun gruppo

nell'ordine funzionale corretto.

A tale proposito, l'endoscopio 1 comprende un corpo di alloggiamento 12, 13, 14, 15 per ciascun gruppo di lenti. Ciascun corpo di alloggiamento 5 comprende una pluralità di sedi 12a, 13a, 14a, 15a, ciascuna delle quali predisposta ad alloggiare e trattenere in posizione una lente del rispettivo gruppo di lenti. In particolare, le sedi di ciascun corpo di alloggiamento destinate a ricevere la lente 10 posta più a monte o più a valle, rispetto al flusso ottico in ingresso nel gruppo, comprendono uno spallamento di arresto 12b, 13b, 14b, 15b predisposto a ricevere in battuta una porzione superficiale della lente (figure da 5 a 8).

15 Preferibilmente, come illustrato in figura 5 il corpo di alloggiamento 12 per il primo gruppo di lenti 8 (d'ora in poi primo corpo di alloggiamento) comprende una flangia anulare 12c all'interno della quale è ricavata la sede 12b per alloggiare la lente 20 del primo gruppo di lenti 8 posta più a monte. Dalla flangia 12c si diparte un manicotto cilindrico 12d destinato ad ospitare le altre lenti del primo gruppo di lenti 8. Si noti che le lenti del primo gruppo presentano tutte lo stesso diametro. I doppietti 12a 25 del primo gruppo di lenti 8, così come i doppietti

degli altri gruppi di lenti sono tra di loro uniti tramite cemento ottico altamente trasparente. La flangia 12c comprende inoltre una pluralità di fori 12e ad asse parallelo allo sviluppo del citato 5 manicotto 12d destinati al collegamento dei corpi di alloggiamento tra di loro (come sarà dettagliato nel prosieguo).

Come illustrato in figura 6 il corpo di alloggiamento 13 per il secondo gruppo di lenti 9 10 (d'ora in poi secondo corpo di alloggiamento) comprende una flangia 13c all'interno della quale è ricavata la sede 13b per alloggiare la lente del secondo gruppo di lenti 9 posta più a valle. Anche le altre lenti del secondo gruppo di lenti 9 sono 15 alloggiate all'interno della flangia 13c. Si noti che la lente posta più a valle del secondo gruppo di lenti 9 (vale a dire la lente destinata ad essere ospitata nella sede 13b) presenta diametro inferiore rispetto a quella posta più a monte. La lente 20 intermedia tra le due ha lo stesso diametro di quella posta più a valle. Alla flangia 13c è raccordata una appendice 13d destinata a trattenere un componente di un sensore di spostamento 20 (meglio descritto nel prosieguo). La flangia 13c comprende inoltre una 25 pluralità di fori 13e destinati al collegamento dei

corpi di alloggiamento tra di loro (come sarà dettagliato nel prosieguo).

Come illustrato in figura 7 il corpo di alloggiamento 14 per il terzo gruppo di lenti 10 5 (d'ora in poi terzo corpo di alloggiamento) comprende una flangia 14c all'interno della quale è ricavata la sede 14b per alloggiare la lente del secondo gruppo di lenti 8 posta più a valle. Anche le altre lenti del terzo gruppo di lenti 10 sono alloggiate 10 all'interno della flangia 14c. Si noti che la lente posta più a valle del terzo gruppo di lenti 10 (vale a dire la lente destinata ad essere ospitata nella sede 14b) presenta diametro inferiore rispetto a quella posta più a monte. La lente intermedia tra le 15 due ha un diametro intermedio tra quello della lente a monte e quello della lente a valle. Alla flangia 14c è raccordata una appendice 14d destinata a trattenere il sopra citato componente del sensore di spostamento 20. La flangia 14c comprende inoltre una 20 pluralità di fori 14e destinati al collegamento dei corpi di alloggiamento tra di loro (come sarà dettagliato nel prosieguo).

Come illustrato in figura 8 il corpo di alloggiamento 15 per il quarto gruppo di lenti 11 25 (d'ora in poi quarto corpo di alloggiamento)

comprende una flangia anulare 15c all'interno della quale è ricavata la sede 15b per alloggiare la lente del quarto gruppo di lenti 11 posta più a valle. Dalla flangia 15c si diparte un manicotto cilindrico 5 15d destinato ad ospitare le altre lenti del quarto gruppo di lenti 11. Si noti che le prime tre lenti del quarto gruppo 11 presentano tutte lo stesso diametro, mentre la lente posta più a monte presenta diametro inferiore alle prime tre. La flangia 15c 10 comprende inoltre una pluralità di fori 15e ad asse parallelo allo sviluppo del citato manicotto 15d destinati al collegamento dei corpi di alloggiamento tra di loro (come sarà dettagliato nel prosieguo).

Preferibilmente, ciascun corpo di alloggiamento è 15 monolitico, vale a dire è realizzato di pezzo. I corpi di alloggiamento 12, 13, 14, 15 sono preferibilmente realizzati in materiale diamagnetico, per esempio in lega di alluminio 6061, vale a dire una lega di alluminio composta al 0,6% di silicio, al 20 0,25 di rame, al 1% di magnesio e al 0,2% di cromo.

Come sopra accennato, i corpi di alloggiamento sono tra di loro vincolati. In particolare, sono previste aste di guida 16 (figure 2 e 3) che vincolano tra di loro il primo corpo di alloggiamento 25 12 ed il quarto corpo di alloggiamento 15, in modo

tal<sup>e</sup> da trattenere gli stessi ad una prefissata distanza. Le aste di guida 16 si impegnano nei citati fori 12e e 15e delle flange del primo 12 e quarto corpo di alloggiamento 15. Le aste di guida 16  
5 impegnano inoltre scorrevolmente i fori 13e e 14e delle flange del secondo 13 e terzo corpo di alloggiamento 14. In questo modo, il secondo 9 ed il terzo gruppo di lenti 10 possono scorrere da e verso il primo 8 ed il quarto gruppo di lenti 11.  
10 Preferibilmente, le aste di guida 16 sono realizzate in politetrafluoroetilene (PTFE), per ridurre l'attrito tra le aste ed il secondo e terzo corpo di contenimento.

Gli organi di movimentazione 4 comprendono almeno  
15 un primo attuatore lineare piezoelettrico 17 attivo sul secondo gruppo di lenti 9 ed almeno un secondo attuatore lineare piezoelettrico 18 attivo sul terzo gruppo di lenti 10. Il primo 17 ed il secondo attuatore lineare 18 sono disposti all'interno del  
20 corpo di contenimento 2 a valle del quarto gruppo di lenti 11. In particolare, il primo 17 ed il secondo attuatore lineare piezoelettrico 18 sono attivi rispettivamente sul secondo 13 e sul terzo 14 corpo di alloggiamento. Il primo 17 ed il secondo attuatore  
25 lineare 18 comprendono rispettivi spintori 17a, 18a

attivi rispettivamente sul secondo corpo di alloggiamento 13 (preferibilmente sulla flangia 13c dello stesso) e sul terzo corpo di alloggiamento 14 (preferibilmente sulla flangia 14c dello stesso) per 5 muovere indipendentemente il secondo ed il terzo gruppo di lenti verso il primo gruppo di lenti. In altre parole, gli spintori 17a, 18a sono in grado di spingere i corpi di alloggiamento sui quali sono attivi verso il primo gruppo di lenti 8 e non sono in 10 grado di tirare gli stessi verso il quarto gruppo di lenti 11. A tale scopo, gli spintori 17a, 18a sono meccanicamente disaccoppiati dal secondo 13 e terzo 14 corpo di alloggiamento e trasmettono forze agli stessi dirette soltanto assialmente all'asse di 15 sviluppo degli spintori. In altre parole, l'accoppiamento tra gli spintori 17a, 18a ed i relativi corpi di alloggiamento e tale per cui gli spintori ed i corpi di alloggiamento si scambiano soltanto azioni assiali, senza la possibilità che 20 vengano trasmesse forze di taglio o coppie. Per consentire al secondo 13 e terzo corpo di alloggiamento 14 di muoversi in maniera controllata verso il quarto gruppo di lenti 11, gli organi di movimentazione 4 comprendono organi elastici 19 25 attivi tra il primo corpo di alloggiamento 12 e

rispettivamente il secondo 13 e terzo corpo di alloggiamento 14 per spingere indipendentemente il secondo 9 ed il terzo gruppo di lenti 10 verso il quarto gruppo di lenti 11. Tali organi elastici 19 agiscono in contrapposizione agli spintori 17a, 18a.

Pertanto, quando gli spintori 17a, 18a si muovono verso il primo gruppo di lenti 8 gli spintori esercitano una forza assiale maggiore di quella esercitata dagli organi elastici 19, muovendo il secondo 13 e/o il terzo corpo di alloggiamento 14 verso il primo gruppo di lenti 8. Quando gli spintori 17a, 18a si muovono verso il quarto gruppo di lenti 11 gli organi elastici 19 spingono il secondo 13 e/o il terzo corpo di alloggiamento 14 verso il quarto gruppo di lenti 11 mantenendoli in contatto con gli spintori. Gli organi elastici 19 sono guidati dalle sopra citate aste di guida 16 e, preferibilmente, sono molle lineari calzate sulle aste dei guida 16 preferibilmente realizzate in acciaio inossidabile.

Preferibilmente, il primo 17 ed il secondo attuatore lineare piezoelettrico 18 sono del tipo in cui lo spintore è un bullone filettato che viene spinto avanti ed indietro all'interno di un dado controfilettato composto da quattro piastre piezoelettriche stimolate attraverso segnali di

tensione modulate a frequenze soniche opportunamente sfasate ed invertite. Tale tipo di attuatore piezoelettrico lineare è conosciuto con il nome commerciale "squiggle".

5 L'endoscopio 1 comprende i sopra citati sensori di spostamento 20 (figura 1). Tali sensori 20 hanno la funzione di determinare la posizione relativa assunta dal secondo 13 e dal terzo corpo di alloggiamento 14 rispetto ad un riferimento fisso  
10 all'interno del corpo di contenimento 2. Preferibilmente, tali sensori 20 sono due encoder ad effetto Hall 20a (schematizzati in figura 9) ciascuno dei quali attivo sul secondo 13 o sul terzo corpo di alloggiamento 14. In particolare, ogni encoder 20a  
15 comprende un magnete (non illustrato nelle unite figure) solidale al secondo 13 o al terzo corpo di alloggiamento 14, preferibilmente solidale alle appendici 13d e 14d degli stessi, ed un trasduttore 20b (in grado di rilevare la variazione di flusso  
20 magnetico) reso solidale al corpo di contenimento 2.

La sorgente luminosa 7 degli organi di illuminazione 6 comprende Led posti in una porzione di estremità frontale 2a del corpo di contenimento 2 per illuminare l'ambiente esterno al corpo di  
25 contenimento. Tali Led 7 sono posti su una corona

circolare 21 posizionata a monte del primo gruppo di lenti 8. La corona circolare 21 integra il driver 7a per i Led 7. I Led emettendo un flusso luminoso complessivo compreso tra 180 e 350 lumen, 5 preferibilmente di circa 225 lumen. Gli organi di illuminazione 6 comprendono inoltre un fotosensore 22 posto nella porzione di estremità frontale 2a del corpo di contenimento 2. Preferibilmente, il fotosensore 22 è anch'esso posto sulla corona 10 circolare 21 la quale integra il driver del fotosensore 22.

Con riferimento ora alla figura 9, è illustrato uno schema a blocchi della configurazione elettrica/elettronica dell'endoscopio 1 ed, in 15 particolare, quando l'endoscopio 1 è in comunicazione di segnale con:

- un'unità esterna 23 di tipo computer sul quale risiede una interfaccia utente (non illustrata nelle figure) che, secondo un aspetto, consente ad un 20 operatore di controllare lo zoom ottico e digitale, l'illuminazione, ed alcune funzionalità degli organi trasduttori 5;
- un sistema di acquisizione e elaborazione 29 a sua volta in comunicazione di segnale con l'unità 25 esterna 23 di tipo computer.

Come si nota dallo schema a blocchi, l'unità di comando e controllo 8 dell'endoscopio 1 è alimentata ad una tensione di alimentazione Vdd e si interfaccia attraverso un adattatore di livello di tensione 24 ad un bus CAN 25 al fine di inviare/ricevere i segnali di controllo dall'unità esterna 23 sul quale risiede l'interfaccia utente.

L'unità di comando e controllo 8 è in comunicazione di segnale con i vari dispositivi 10 costituenti l'endoscopio 1, quali ad esempio gli attuatori piezoelettrici 17, 18, gli organi trasduttori 5, la sorgente luminosa 7, gli encoder 20a basandosi su protocollo digitale I<sup>2</sup>C.

Secondo un aspetto, l'unità di comando e controllo 8 si concretizza in un micro-controllore µC e nella memoria di tale micro-controllore è possibile memorizzati uno o più firmware idonei per:

- la codifica e decodifica dei pacchetti dati CAN,
- 20 - la codifica e decodifica della comunicazione interna basata su protocollo I<sup>2</sup>C così da gestire l'interoperabilità tra i vari dispositivi quali comando degli attuatori piezoelettrici, registrazione della posizione degli attuatori tramite gli encoder, 25 controllo dei LED di illuminazione, lettura del

livello di luminosità globale dell'ambiente, comando del CMOS per il controllo dello zoom digitale e della luminosità dell'immagine.

5 -la generazione di un segnale di clock per il sensore CMOS.

Secondo un aspetto il micro-controllore è in comunicazione di segnale per comandare e controllare i due attuatori piezoelettrici 17, 18 con due driver 26, 27, rispettivamente.

10 Secondo un aspetto il micro-controllore  $\mu$ C è in comunicazione di segnale, basata su protocollo  $I^2C$ , attraverso un opportuno driver 28, con gli organi trasduttori 5, ossia con il fotosensore CMOS, che risulta essere alimentato alla tensione di

15 alimentazione Vdd.

Secondo un aspetto il micro-controllore  $\mu$ C è in comunicazione di segnale, basata su protocollo  $I^2C$ , attraverso un opportuno driver 7a, con la sorgente luminosa 7 degli organi di illuminazione 6 che, nella

20 preferita forma di realizzazione.

In una forma di realizzazione la sorgente luminosa 7 è composta da LED e pertanto il driver 7a si concretizza in un driver per LED.

Secondo un aspetto, come si nota dallo schema a

25 blocchi, l'unità di comando e controllo 8

dell'endoscopio 1 si interfaccia con il sistema di acquisizione e elaborazione 29 attraverso, ad esempio, un segnale elettrico 30 di tipo Digital Video Port (o DVP).

5 Il sistema di acquisizione e elaborazione 29 comprende una scheda dotata di un Digital Signal Processor (o DSP) che è configurato per implementare:

- un primo algoritmo, di per sé noto ad un tecnico del settore e pertanto non descritto, in

10 grado di:

- decodificare il segnale elettrico DVP 30 in uscita dai trasduttori 5 (ossia dal sensore CMOS) via il micro-controllore dell'unità di comando e controllo 8 e

15 - codificare nello standard High Definition Multimedia Interface (HDMI) con il quale è possibile visualizzare l'immagine su uno schermo ad esempio ad alta definizione HD del computer 23;

- un secondo algoritmo di analisi in tempo reale 20 del contrasto dell'immagine, idoneo per pilotare il meccanismo di autofocus dell'apparato di visione;

- un terzo algoritmo di stabilizzazione digitale d'immagine dato che non è possibile fissare la posizione della telecamera.

25 In una forma di realizzazione la scheda dotata

del DSP 29 è comunicazione di segnale con il computer 23 tramite un'interfaccia USB ed il computer 23 si interfaccia al bus CAN 25 attraverso un "dongle" CANUSB 31.

5 Secondo una forma di realizzazione l'endoscopio 1 è configurato per ingrandire un oggetto (o target) posto ad una determinata distanza. In particolare, qualora vari la distanza si ha come conseguenza che si sposta il piano immagine virtuale di 10 focalizzazione. Pertanto più l'oggetto visualizzato dall'endoscopio si avvicina e più si allontana il piano immagine virtuale di focalizzazione.

Al fine di rifocalizzare l'immagine si può variare la posizione del terzo gruppo di lenti 10.

15 In una forma di realizzazione, questa operazione di variazione della distanza oggetto con la conseguente messa a fuoco può avvenire automaticamente con un controllo ad anello chiuso.

20 A tale fine, la messa a fuoco svolta dispositivo ottico 3 può avvenire secondo una funzionalità di compensazione meccanica (CM), in accordo alla quale la distanza di lavoro dell'oggetto target dal dispositivo ottico 3 è fissa e l'utente può effettuare un ingrandimento dell'oggetto target.

25 A tale fine il secondo gruppo di lenti 9 opera

l'ingrandimento ed il terzo gruppo di lenti 10  
compensa lo spostamento del piano immagine.

Le posizioni relative del secondo e del terzo  
gruppo di lenti 9, 10 sono definite da determinate  
5 curve descritte mediante delle look up table  
memorizzate nella memoria del micro-controllore  $\mu$ C.

Tali look up table contengono le posizioni del  
secondo e del terzo gruppo di lenti 9, 10 in  
relazione al fattore di ingrandimento che l'utente  
10 vuole ottenere.

Questo processo viene utilizzato ad esempio  
quando l'utente ha posizionato l'endoscopio 1 e vuole  
vedere dei dettagli maggiori (aumentare  
l'ingrandimento) oppure avere un campo di vista più  
15 ampio (diminuire l'ingrandimento).

Secondo un ulteriore aspetto, l'operazione di  
variazione della distanza oggetto con la conseguente  
messa a fuoco può avvenire mediante una funzionalità  
di autofocus (AF) che, con riferimento alla figura  
20 10, è implementata attraverso il secondo algoritmo di  
analisi in tempo reale del contrasto dell'immagine.

Infatti, tale secondo algoritmo è idoneo per  
pilotare il meccanismo di autofocus i vari gruppi  
ottici 8, 9, 10 e 11 garantendo la messa a fuoco  
25 dell'oggetto per un preimpostato fattore di

ingrandimento indipendentemente dalla distanza dall'oggetto target.

In particolare, dato che la distanza dell'oggetto target non è definita, una volta posizionato 5 l'endoscopio 1, tale messa a fuoco dell'oggetto target è implementata tramite un processo intermedio di elaborazione dell'immagine basato sulla massimizzazione del contrasto effettuata a bordo della scheda di elaborazione DSP 29.

10 Secondo un aspetto, il contrasto costituisce quindi la funzione obiettivo da massimizzare da parte del suddetto secondo algoritmo.

A tale fine, l'algoritmo considera l'immagine k-esima rilevata dagli organi trasduttori 5 (basta ad 15 esempio un canale cromatico quale il verde), sceglie una Region of Interest (ROI) e dei punti sparsi al suo interno e per ogni punto calcola la differenza della sua luminosità con quella dei pixel vicini. La somma di tali differenze costituisce un indice  $C_k$  del 20 contrasto dell'immagine k-esima blocco 31 dello schema di flusso di figura 10.

Tale indice  $C_k$  viene confrontato con valore di riferimento ottimale  $C_o$ , blocco 32.

25 Se i due valori  $C_k$  e  $C_o$  sono uguali, ramo SI del blocco 32, allora il contrasto dell'immagine è già

pari al suo valore ottimale, blocco 33, altrimenti, ramo NO del blocco 32,  $C_k$  viene confrontato con  $C_{k-1}$  dell'interazione precedente, blocco 34.

Se il contrasto è aumentato ( $C_k > C_{k-1}$ ), ramo SI  
5 del blocco 34, allora la direzione di spostamento è verso valori crescenti del contrasto, blocco 35.

Il DSP 29 elabora un comando per il motore autofocus che effettua uno spostamento ancora nella direzione dell'interazione precedente di un valore  
10 proporzionale alla differenza  $C_o - C_k$ .

Minore, infatti, è tale differenza e maggiore è il contrasto  $C_k$  e più è vicino il supporto alla posizione per la quale l'immagine risulti a fuoco.

La direzione dello spostamento verrà invertita,  
15 blocco 36, nel caso in cui il contrasto  $C_k$  risulti essere peggiorato ( $C_k < C_{k-1}$ ), ramo NO blocco 34.

L'operazione viene ripetuta finché il contrasto dell'immagine sia pari a quello ottimale, blocco 37.

Per quanto concerne i firmware memorizzati nella  
20 memoria del  $\mu$ C e da esso implementati, secondo un aspetto si ha che:

- il firmware idoneo per il controllo degli organi trasduttori 5, ossia del fotosensore CMOS, prevede che l'utente tramite l'interfaccia grafica  
25 residente sull'unità esterna 23 regoli lo zoom

digitale e/o la luminosità complessiva dell'immagine in uscita dal CMOS in funzione dei valori di zoom digitale o della luminosità dell'immagine desiderati dall'utente stesso;

5 - il firmware idoneo per il controllo dell'attuazione dell'ottica, anche con riferimento alla figura 11, prevede che l'utente di default, ad esempio, si trova nella modalità autofocus AF e può decidere di passare alla modalità manuale CM. Nel  
10 caso in cui si trovi in modalità AF, il micro-controllore  $\mu$ C svolge l'algoritmo AF (precedentemente descritto) o altrimenti comanda i motori 17,18 a muovere i rispettivi corpo di alloggiamento 13, 14 nelle posizioni appropriate;

15 - il firmware idoneo per il controllo dell'illuminazione, anche con riferimento alla figura 12, prevede che il micro-controllore  $\mu$ C legga un livello di illuminazione presente nell'ambiente in cui è disposto l'endoscopio 1 con l'ausilio degli  
20 organi trasduttori 5, ossia del fotosensore CMOS. In base al valore di luminosità impostato dall'utente, il firmware elabora e spedisce un comando per il driver 7a della sorgente luminosa 7, ossia dei LED, in modo da regolare la corrente erogata ai LED.

25 Ovviamente, un tecnico del ramo, allo scopo di

soddisfare esigenze contingenti e specifiche, potrà apportare numerose modifiche e varianti allo strumento ottico ed al sistema di visualizzazione prima descritti, tutte peraltro contenute nell'ambito 5 di protezione quale definito dalle seguenti rivendicazioni.

## RIVENDICAZIONI

### 1. Endoscopio comprendente:

- un corpo di contenimento (2) sostanzialmente cilindrico predisposto ad essere inserito in un corpo 5 da esaminare;
- un dispositivo ottico (3) di messa a fuoco e di zoom ottico contenuto in detto corpo di contenimento (2);
- organi di movimentazione (4) contenuti in detto 10 corpo di contenimento (2), attivi su detto dispositivo ottico (2) e predisposti a movimentare parte di detto dispositivo ottico (3) per attuare messa a fuoco e zoom ottico;
- organi trasduttori (5) posti in detto corpo di 15 contenimento (2) a valle di detto dispositivo ottico (3) e predisposti a convertire un flusso ottico focalizzato da detto dispositivo ottico (3) in un segnale elettrico;
- organi di illuminazione (6) comprendenti almeno una 20 sorgente luminosa (7) disposta all'interno del corpo di contenimento (2);
- un'unità di comando e controllo (8) predisposta per ricevere segnali rappresentativi di gradi di zoom ottico ed operativamente collegata a detti organi di 25 movimentazione (4) per attuare detti organi di

movimentazione (4) in funzione dei segnali rappresentativi di zoom ottico ricevuti;

- detto dispositivo ottico (3) comprendendo un primo gruppo di lenti (8) predisposto a far convergere un flusso ottico in ingresso verso un secondo gruppo di lenti (9), detto secondo gruppo di lenti (9) essendo posto a valle di detto primo gruppo di lenti (8) ed essendo movimentabile da detti organi di movimentazione (4) per avvicinarsi ed allontanarsi da detto primo gruppo ottico (8) e per modificare lo zoom ottico complessivo; un terzo gruppo di lenti (10) posto a valle di detto secondo gruppo di lenti (9) e movimentabile da detti organi di movimentazione (4) per avvicinarsi ed allontanarsi da detto secondo gruppo ottico (9) e per regolare il fuoco; un quarto gruppo di lenti (11) per focalizzare il flusso ottico proveniente dal terzo gruppo di lenti (10) su detti organi trasduttori (5); la distanza tra detto primo (8) e quarto gruppo di lenti (11) essendo immutabile.

2. Endoscopio secondo la rivendicazione 1, in cui detto secondo gruppo ottico (9) comprende un menisco positivo (9a) ed un doppietto negativo (9b) e presentando una lunghezza focale complessiva negativa.

3. Endoscopio secondo la rivendicazione 1 o 2, in

cui detto terzo gruppo di lenti (10) comprende un menisco positivo (10a) ed un doppietto positivo (10b) e presenta una lunghezza focale complessiva positiva.

4. Endoscopio secondo una qualsiasi delle 5 rivendicazioni precedenti, in cui detto primo gruppo di lenti (8) comprende un doppietto negativo (8a) ed un menisco positivo (8b) e presenta una lunghezza focale positiva.

5. Endoscopio secondo una qualsiasi delle 10 rivendicazioni precedenti, in cui detto quarto gruppo di lenti (11) comprende un doppietto negativo (11a), un menisco negativo (11b) ed un doppietto positivo (11c) e presenta lunghezza focale positiva.

6. Endoscopio secondo una qualsiasi delle 15 rivendicazioni precedenti in cui, in ciascun gruppo di lenti (8, 9, 10, 11), le lenti presentano diametri monotonamente crescenti o uguali a partire dalla lente più a monte verso la lente più a valle, rispetto al flusso ottico in ingresso nel gruppo, o 20 viceversa.

7. Endoscopio secondo una qualsiasi delle 25 rivendicazioni precedenti, comprendente un corpo di alloggiamento (12, 13, 14, 15) per ciascun gruppo di lenti (8, 9, 10, 11) avente una pluralità di sedi (12a, 13a, 14a, 15a) ciascuna delle quali predisposta

ad alloggiare e trattenere in posizione una lente del rispettivo gruppo di lenti.

8. Endoscopio secondo la rivendicazione 7, in cui le sedi (12a, 13a, 14a, 15a) di ciascun corpo di alloggiamento (12, 13, 14, 15) destinate a ricevere la lente posta più a monte o più a valle comprendono uno spallamento di arresto (12b, 13b, 14b, 15b) predisposto a ricevere in battuta una porzione superficiale della lente.

10 9. Endoscopio secondo la rivendicazione 7, comprendente aste di guida (16) attive su tutti i corpi di alloggiamento (12, 13, 14, 15); dette aste di guida (16) vincolando meccanicamente e inamovibilmente tra di loro il corpo di alloggiamento (12) del primo gruppo di lenti (8) ed il corpo di alloggiamento (15) del quarto gruppo di lenti (11) e vincolando scorrevolmente, tra di loro e rispetto agli altri corpi di alloggiamento, il corpo di alloggiamento (13) del secondo gruppo di lenti (9) ed il corpo di alloggiamento (14) del terzo gruppo di lenti (10).

15 10. Endoscopio secondo una qualsiasi delle rivendicazioni precedenti, in cui detti organi di movimentazione (4) comprendono almeno un primo attuatore lineare piezoelettrico (17) attivo sul

secondo gruppo di lenti (9) ed almeno un secondo attuatore lineare piezoelettrico (18) attivo sul terzo gruppo di lenti (9); detto primo (17) e secondo attuatore lineare (18) essendo disposti all'interno 5 di detto corpo di contenimento (2) a valle del quarto gruppo di lenti (11).

11. Endoscopio secondo la rivendicazione 10, in cui il primo (17) ed il secondo attuatore lineare (18) comprendono rispettivi spintori (17a, 18a) attivi 10 rispettivamente su un corpo di alloggiamento (13, 14) del secondo gruppo di lenti (9) e del terzo gruppo di lenti (10) per muovere indipendentemente il secondo (9) ed il terzo gruppo di lenti (10) verso il primo gruppo di lenti (8).

15 12. Endoscopio secondo la rivendicazione 11, in cui detti spintori (17a, 18a) sono meccanicamente disaccoppiati da detti corpi di alloggiamento (13, 14); detti spintori (17a, 18a) trasmettendo forze a 20 detti corpi di contenimento (13, 14) dirette soltanto assialmente all'asse di sviluppo degli spintori (17a, 18a).

13. Endoscopio secondo la rivendicazione 11 o 12, in cui detti organi di movimentazione (4) comprendono organi elasticci (19) attivi sul corpo di 25 alloggiamento (13, 14) del secondo gruppo di lenti

(9) e del terzo gruppo di lenti (10) per spingere indipendentemente il secondo (9) ed il terzo gruppo di lenti (10) verso il quarto gruppo di lenti (11).

14. Endoscopio secondo la rivendicazione 12 e 13, in  
5 cui detti organi elastici (19) agiscono in contrapposizione a detti spintori (17a, 18a) del primo (17) e del secondo attuatore (18); detti spintori (17a, 18a) essendo movimentabili da e verso detto primo gruppo di lenti (8).

10 15. Endoscopio secondo una qualsiasi delle rivendicazioni precedenti, in cui detti organi di illuminazione (6) comprendono Led (7) posti in una porzione di estremità frontale (2a) del corpo di contenimento (2) per illuminare l'ambiente esterno al  
15 corpo di contenimento (2); detti Led (7) emettendo un flusso luminoso complessivo compreso tra 180 e 350 lumen.

16. Endoscopio secondo la rivendicazione 15, in cui detti organi di illuminazione (6) comprendono un  
20 fotosensore (22) posto in una porzione di estremità frontale (2a) del corpo di contenimento (2).

17. Endoscopio secondo la rivendicazione 1, in cui un'unità di comando e controllo (8) è in  
25 comunicazione di segnale con un sistema di acquisizione e elaborazione (29) configurato per

implementare un algoritmo di analisi in tempo reale del contrasto dell'immagine, tramite un processo intermedio di elaborazione dell'immagine basato sulla massimizzazione del contrasto.

5   **18.** Endoscopio secondo la rivendicazione 17, in cui detto processo intermedio comprende le fasi di:

- fornire un'immagine k-esima rilevata dagli organi trasduttori 5,

- scegliere una ROI e dei punti sparsi all'interno di 10 detta immagine;

- calcolare per ogni punto calcola la differenza della sua luminosità con quella dei pixel vicini;

- sommare tali differenze per generare un indice del contrasto ( $C_k$ ) dell'immagine k-esima;

15   - confrontare tale indice del contrasto ( $C_k$ ) con un valore di riferimento ( $C_0$ ),

- massimizzare il contrasto di detta immagine acquisita in funzione di tale confronto.

**19.** Endoscopio secondo la rivendicazione 18, in cui 20 detta fase di confrontare comprende le ulteriori fasi

di:

- se detto indice del contrasto ( $C_k$ ) è differente al valore di riferimento ( $C_0$ ), detto indice ( $C_k$ ) viene confrontato con un indice del contrasto precedente 25 ( $C_{k-1}$ ) dell'interazione precedente e:

- qualora detto indice del contrasto ( $C_k$ ) è aumentato rispetto a detto indice del contrasto precedente ( $C_{k-1}$ ), ossia  $C_k > C_{k-1}$ , allora la direzione di spostamento di detti organi di movimentazione (4) è verso valori crescenti del contrasto.

**20.** Endoscopio secondo la rivendicazione 18, in cui detta fase di confrontare comprende le ulteriori fasi di:

- se detto indice del contrasto ( $C_k$ ) è differente al valore di riferimento ( $C_0$ ), detto indice ( $C_k$ ) viene confrontato con un indice del contrasto precedente ( $C_{k-1}$ ) dell'interazione precedente e:

- qualora detto indice del contrasto ( $C_k$ ) è diminuito rispetto a detto indice del contrasto precedente ( $C_{k-1}$ ), ossia  $C_k < C_{k-1}$ , allora la direzione di spostamento di detti organi di movimentazione (4) è verso valori decrescenti del contrasto.

**21.** Endoscopio secondo la rivendicazione 18 o 19, in cui detto sistema di acquisizione e elaborazione (29) elabora un comando per il motore autofocus (AF) che effettua uno spostamento nella direzione dell'interazione precedente di un valore proporzionale alla differenza tra valore di riferimento ( $C_0$ ) e detto indice del contrasto ( $C_k$ ).

## CLAIMS

### 1. An endoscope comprising:

- a substantially cylindrical housing (2), which is designed to be introduced into a body to be examined;
- 5 - an optical focusing and zooming device (3) contained in said housing (2);
- motion imparting members (4) contained in said housing (2), operating on said optical device (3) and designed to move part of said optical device (3) for 10 its focusing and zooming operation;
- transducer members (5) located in said housing (2) downstream from said optical device (3) and designed to convert an optical flow focused by said optical device (3) into an electric signal;
- 15 - lighting members (6) comprising at least one light source (7) located in the housing (2);
- a control and monitoring unit (8), which is designed to receive signals representative of optical zoom degrees and is operably connected to said motion 20 imparting members (4) to actuate said motion imparting members (4) according to the received optical zoom-representative signals;
- said optical device (3) comprising a first set of lenses (8) designed to cause an input optical flow to 25 converge toward a second set of lenses (9), said

second set of lenses (9) being located downstream from said first set of lenses (8) and being adapted to be moved by said motion imparting means (4) toward and away from said first optical set (8) and to 5 change the overall optical zoom; a third set of lenses (10) located downstream from said second set of lenses (9) and adapted to be moved by said motion imparting members (4) toward and away from said second optical set (9) and to adjust focus; a fourth 10 set of lenses (11) for focusing the optical flow from the third set of lenses (10) on said transducer members (5); the distance between said first (8) and fourth (11) sets of lenses being unchangeable.

**2.** An endoscope as claimed in claim 1, wherein said 15 second optical set (9) comprises a positive meniscus lens (9a) and a negative doublet lens (9b) and has an overall negative focal length.

**3.** An endoscope as claimed in claim 1 or 2, wherein said third set of lenses (10) comprises a positive 20 meniscus lens (10a) and a negative doublet lens (10b) and has an overall positive focal length.

**4.** An endoscope as claimed in any preceding claim, wherein said first set of lenses (8) comprises a negative doublet lens (8a) and a positive meniscus 25 lens (8b) and has a positive focal length.

5. An endoscope as claimed in any preceding claim,  
wherein said fourth set of lenses (11) comprises a  
negative doublet lens (11a) a negative meniscus lens  
(11b) and a positive doublet lens (11c) and has a  
5 positive focal length.

6. An endoscope as claimed in any preceding claim  
wherein, in each set of lenses (8, 9, 10, 11), the  
lenses have monotonically increasing or equal  
diameters, from the upstreammost lens to the  
10 downstreammost lens, relative to the input optical  
flow, or vice versa.

7. An endoscope as claimed in any preceding claim,  
comprising a holder (12, 13, 14, 15) for each set of  
lenses (8, 9, 10, 11) having a plurality of seats  
15 (12a, 13a, 14a, 15a), each designed to accommodate  
and hold a lens of the respective set of lenses in  
position.

8. An endoscope as claimed in claim 7, wherein the  
seats (12a, 13a, 14a, 15a) of each holder (12, 13,  
20 14, 15) which are designed to receive the  
upstreammost or downstreammost lens include a  
retaining shoulder (12b, 13b, 14b, 15b) which is  
designed to receive a surface portion of the lens  
abutting thereagainst.

25 9. An endoscope as claimed in claim 7, comprising

guide rods (16) operable on all the holders (12, 13, 14, 15); said guide rods (16) mechanically and unremovably restraining therebetween the holder (12) of the first set of lenses (8) and the holder (15) of 5 the fourth set of lenses (11) and slidably restraining therebetween and relative to the other holders, the holder (13) of the second set of lenses (9) and the holder (14) of the third set of lenses (10).

10 **10.** An endoscope as claimed in any preceding claim, wherein said motion imparting members (4) include at least one first linear piezoelectric actuator (17) operable on the second set of lenses (9) and at least one second linear piezoelectric actuator (18) 15 operable on the third set of lenses (9); said first (17) and second (18) linear actuators being arranged in said holder (2) downstream from the fourth set of lenses (11).

20 **11.** An endoscope as claimed in claim 10, wherein the first (17) and second (18) linear actuators include respective pushers (17a, 18a), operable on a holder (13, 14) of the second set of lenses (9) and the third set of lenses (10) respectively, to 25 independently move the second (9) and third (10) set of lenses toward the first set of lenses (8).

12. An endoscope as claimed in claim 11, wherein  
said pushers (17a, 18a) are mechanically disengaged  
from said holders (13, 14); said pushers (17a, 18a)  
transferring forces to said holders (13, 14) which  
5 are only axially directed, relative to the axis along  
which the pushers (17a, 18a) extend.

13. An endoscope as claimed in claim 11 or 12,  
wherein said motion imparting members (4) include  
elastic members (19), operable on a holder (13, 14)  
10 of the second set of lenses (9) and the third set of  
lenses (10), to independently push the second (9) and  
third (10) set of lenses toward the fourth set of  
lenses (11).

14. An endoscope as claimed in claims 12 and 13,  
15 wherein said elastic members (19) operate against  
said pushers (17a, 18a) of the first (17) and second  
(18) actuators; said pushers (17a, 18a) being adapted  
to be moved from and to said first set of lenses (8).

15. An endoscope as claimed in any preceding claim,  
20 wherein said lighting members (6) include LEDs (7)  
located in a front end portion (2a) of the housing  
(2), to illuminate the environment outside the  
housing (2); said LEDs (7) emitting an overall light  
flow ranging from 180 to 350 lumen.

25 16. An endoscope as claimed in claim 15, wherein

said lighting members (6) include a light sensor (22) located in a front end portion (2a) of the housing (2).

17. An endoscope as claimed in claim 1, wherein a  
5 control and monitoring unit (8) is in signal communication with an acquisition and processing system (29) which is designed to implement a real-time image contrast analysis algorithm, via an intermediate image processing process based on  
10 contrast maximization.

18. An endoscope of claim 17, wherein said intermediate process comprises the following steps:

- providing a  $k^{\text{th}}$  image detected by the transducer members 5,

15 - selecting a ROI and points distributed in said image;

- for each point, calculating the difference of its brightness from that of the neighboring pixels;

- summing such differences to generate a contrast  
20 index ( $C_k$ ) of the  $k^{\text{th}}$  image;

- comparing such contrast index ( $C_k$ ) with a reference value ( $C_0$ ),

- maximizing the contrast of said acquired image according to such comparison.

25 19. An endoscope of claim 18, wherein said step of

comparing comprises the following additional steps:

- if said contrast index ( $C_k$ ) is different from the reference value ( $C_0$ ), comparing said index ( $C_k$ ) with a previous contrast index ( $C_{k-1}$ ) of the previous

5 interaction and

- if said contrast index ( $C_k$ ) is increased as compared with said previous contrast index ( $C_{k-1}$ ), i.e.  $C_k > C_{k-1}$ , then the direction of motion of said motion imparting members (4) is toward increasing

10 contrast values.

**20.** An endoscope of claim 18, wherein said step of comparing comprises the following additional steps:

- if said contrast index ( $C_k$ ) is different from the reference value ( $C_0$ ), comparing said index ( $C_k$ ) with a previous contrast index ( $C_{k-1}$ ) of the previous

15 interaction and

- if said contrast index ( $C_k$ ) is decreased as compared with said previous contrast index ( $C_{k-1}$ ), i.e.  $C_k < C_{k-1}$ , then the direction of motion of said

20 motion imparting members (4) is toward decreasing contrast values.

**21.** An endoscope as claimed in claim 18 or 19, wherein said acquisition and processing system (29) processes a control for the autofocus motor (AF) that causes a

25 displacement in the direction of the previous

interaction by a value proportional to the difference between the reference value ( $C_0$ ) and said contrast index ( $C_k$ ).

FIG 1

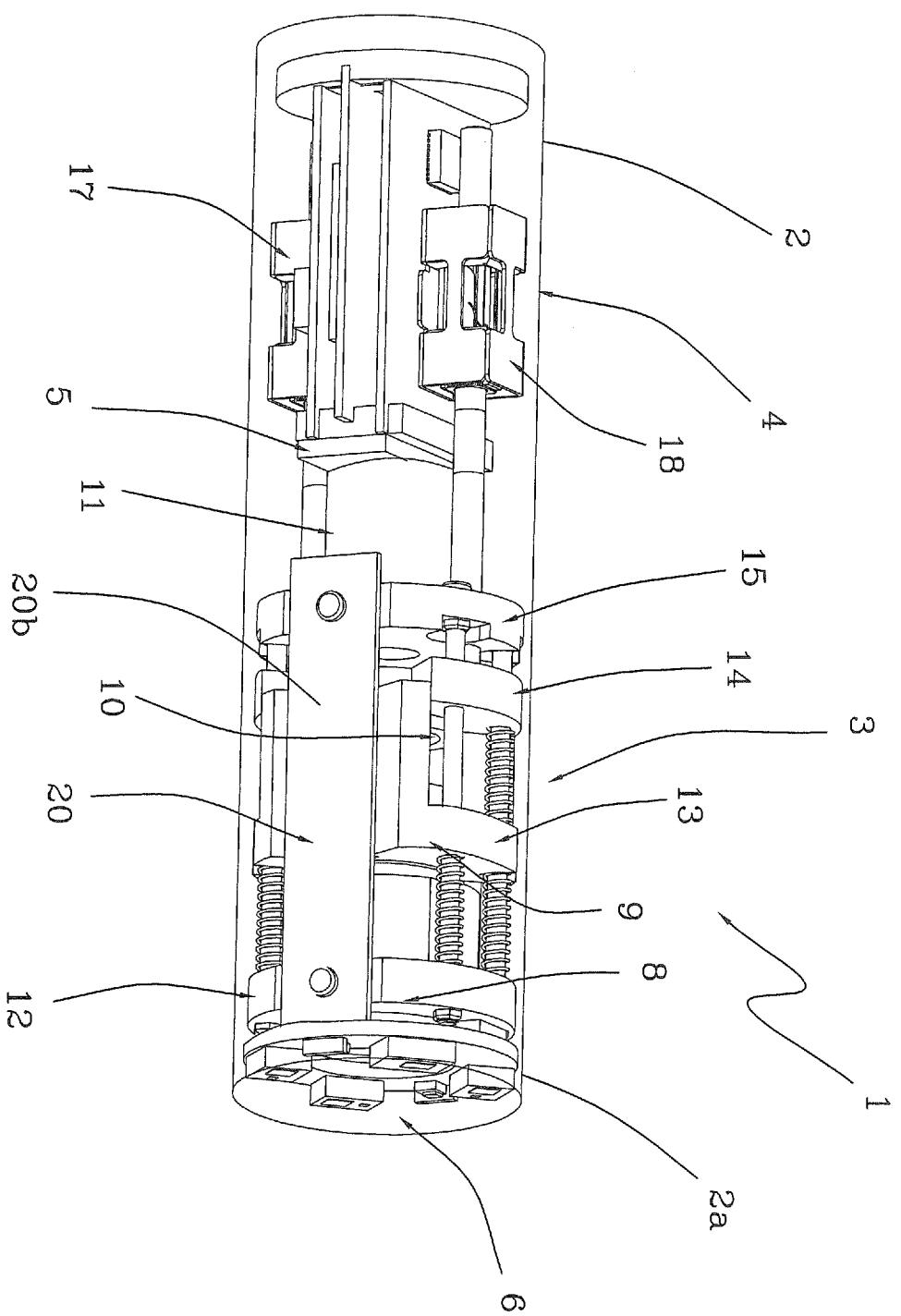


FIG 2

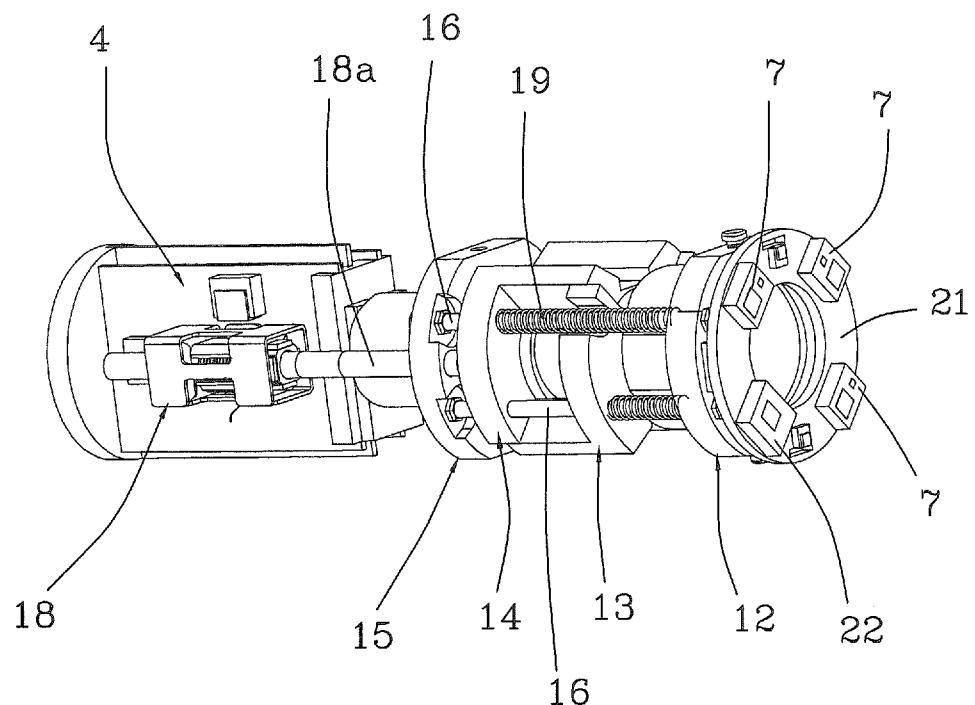


FIG 3

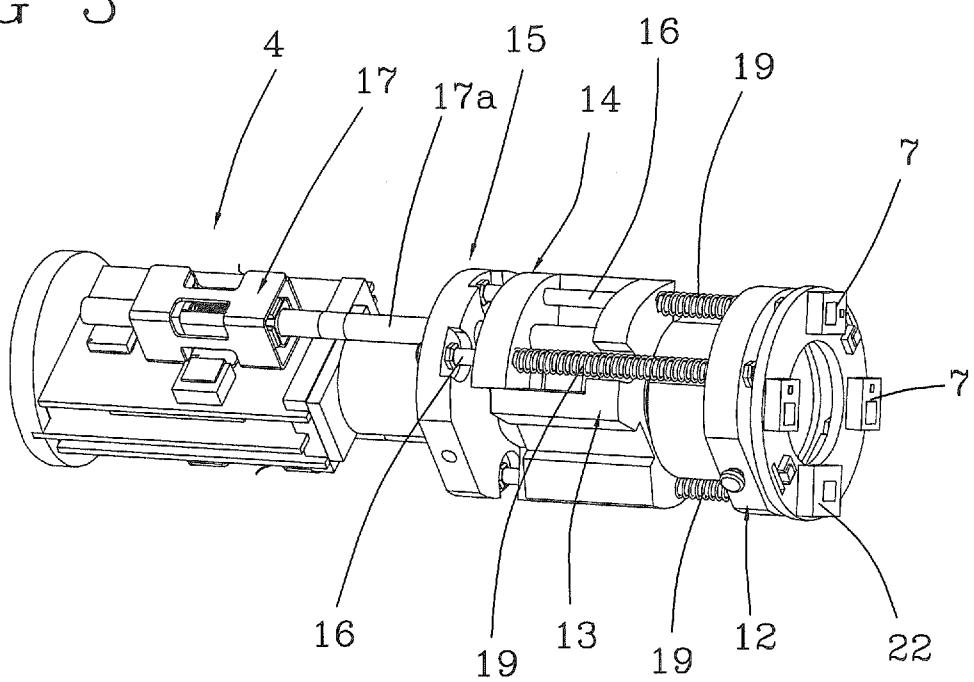


FIG 4

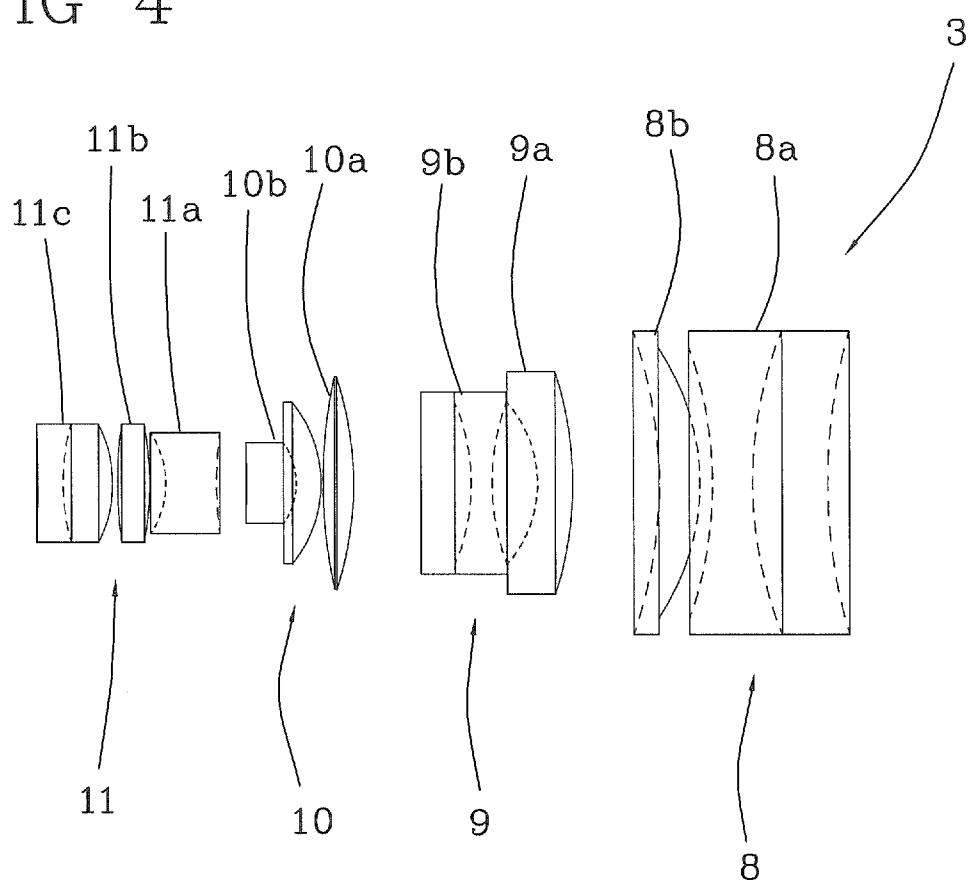


FIG 5

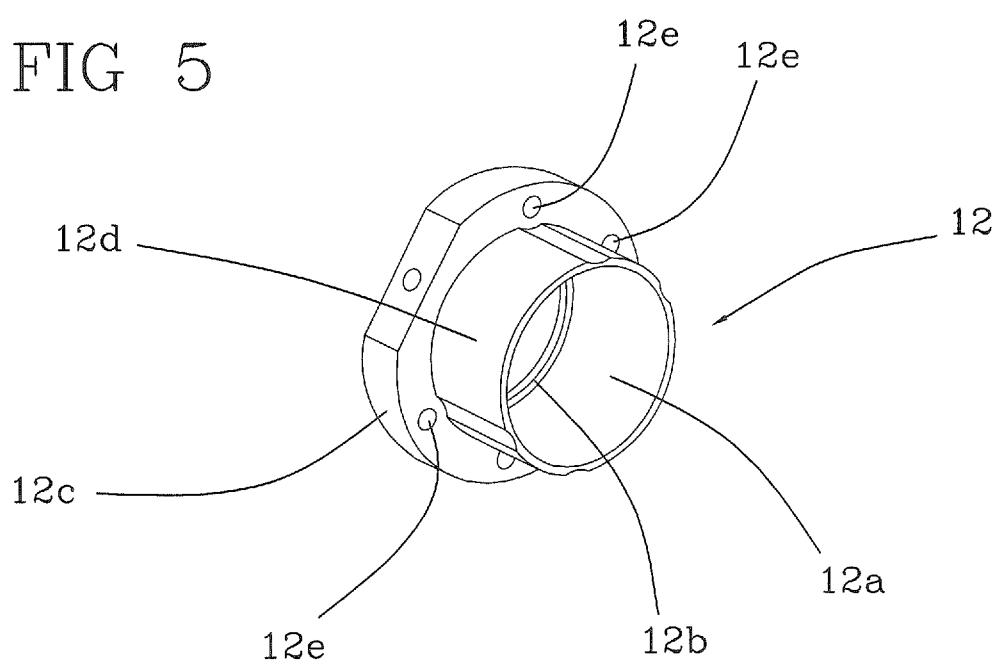


FIG 6

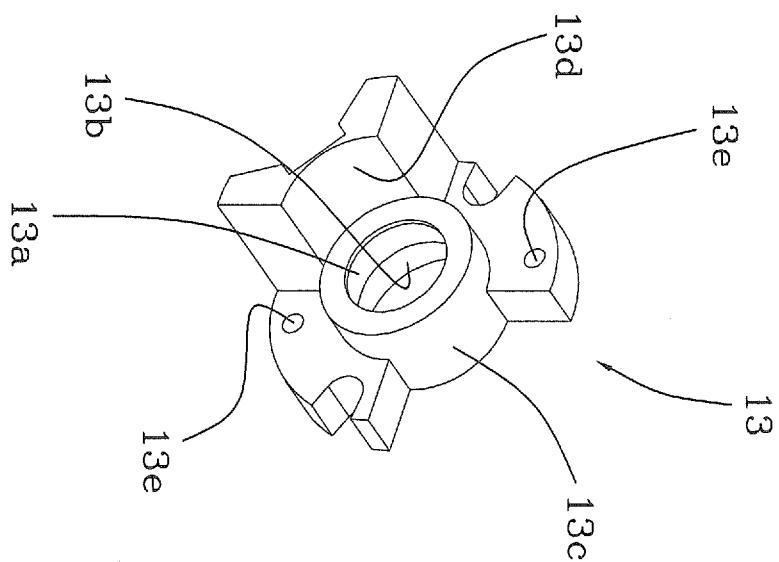


FIG 7

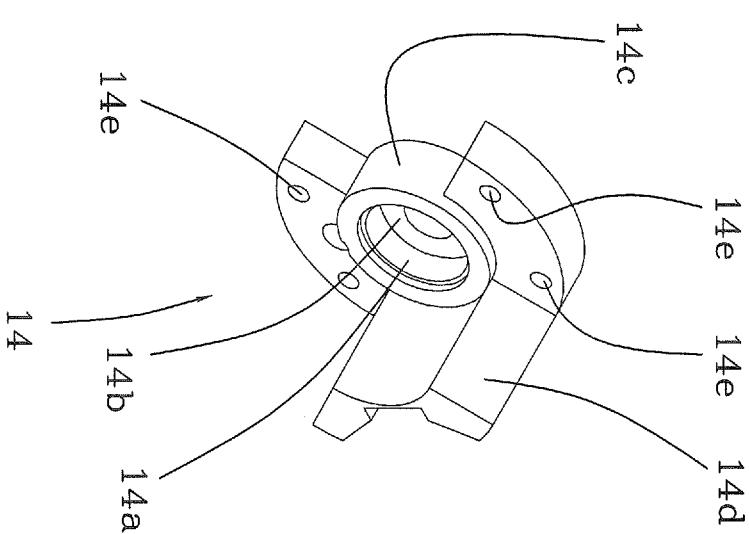


FIG 8

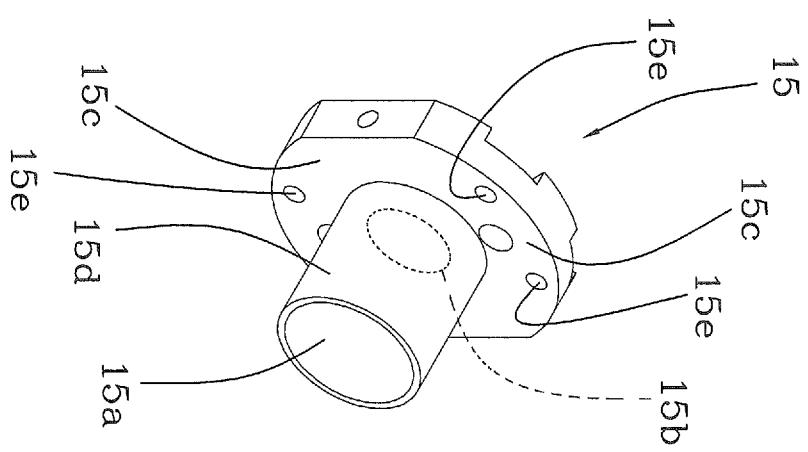


FIG 9

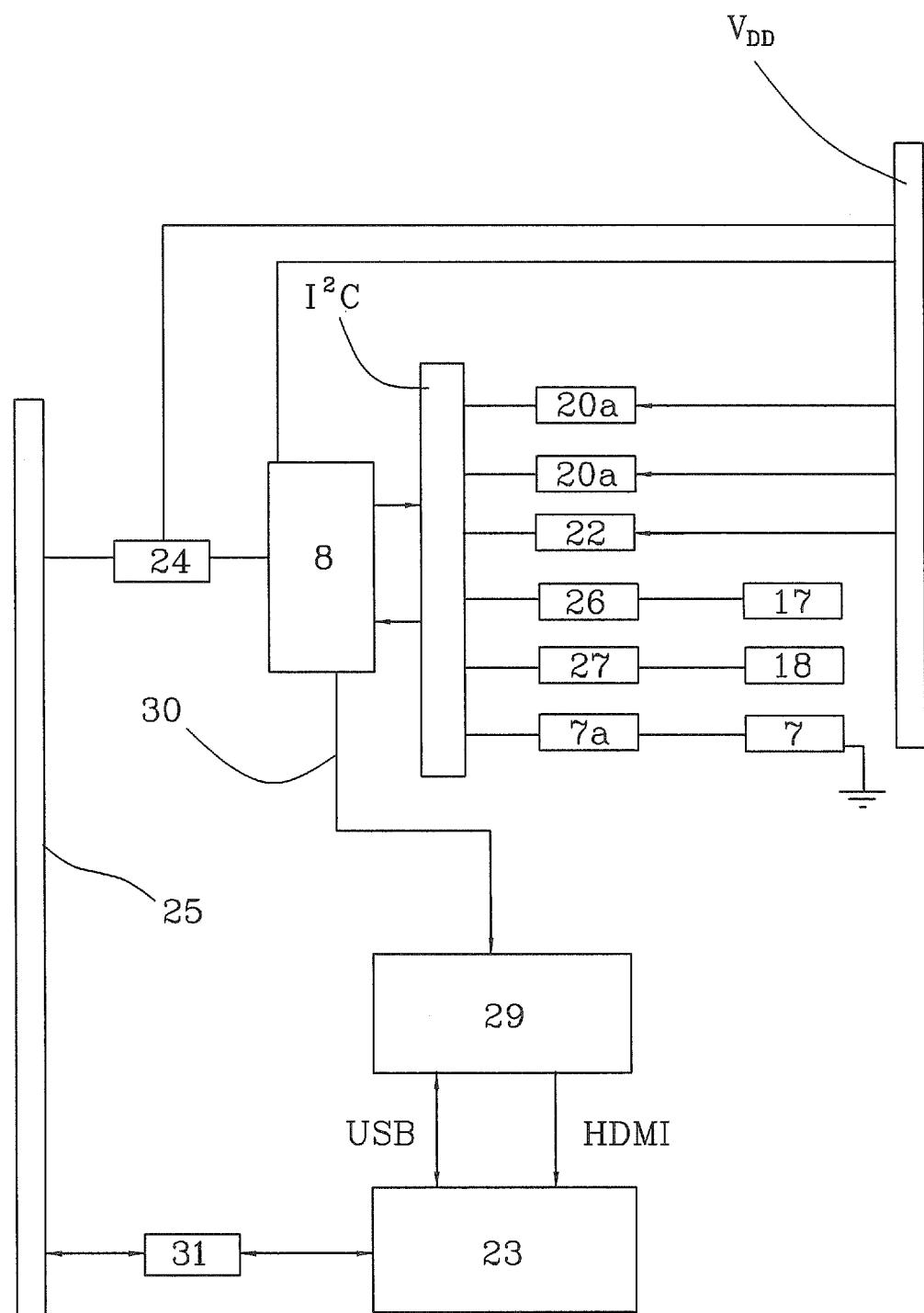


FIG 10

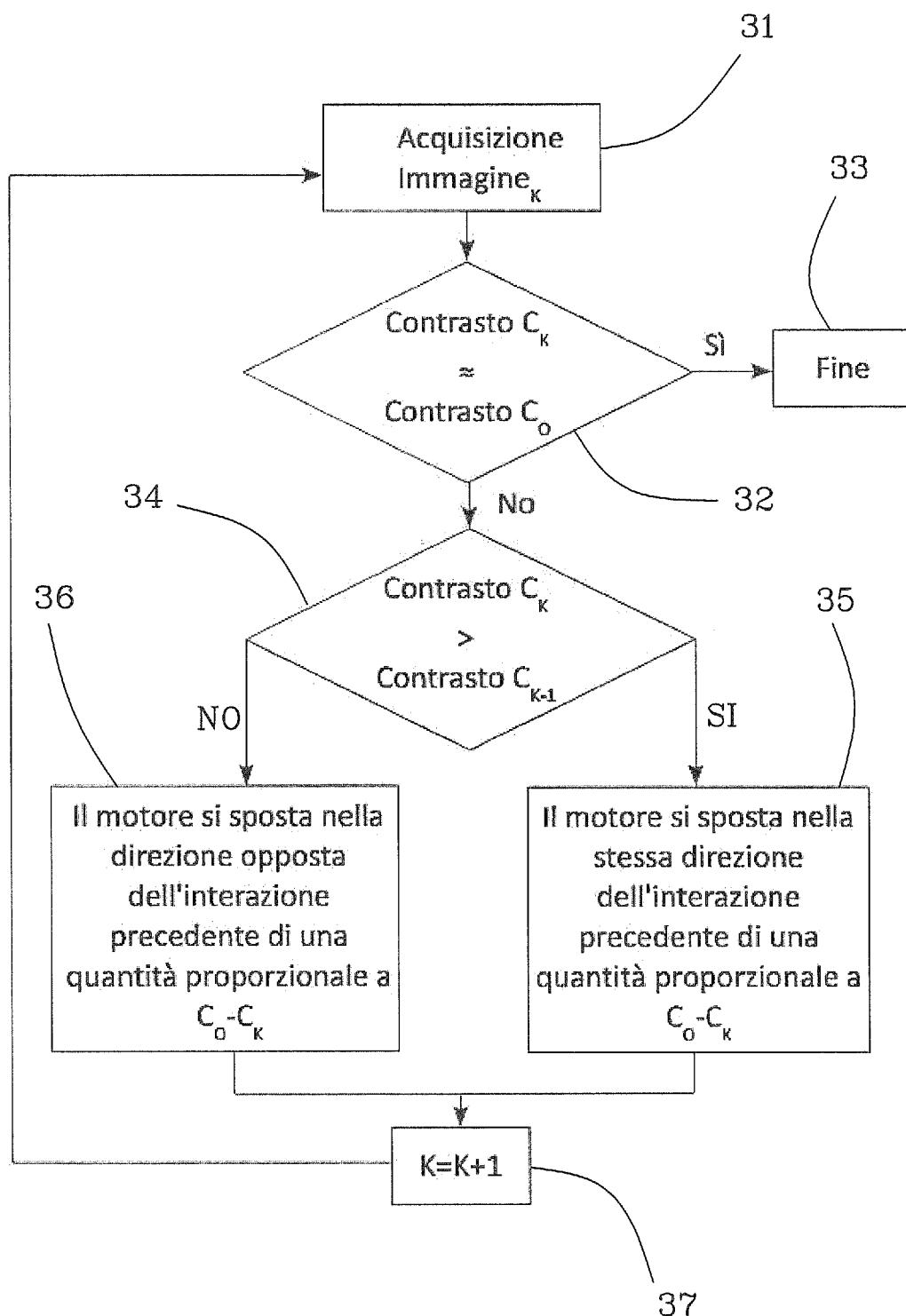


FIG 11

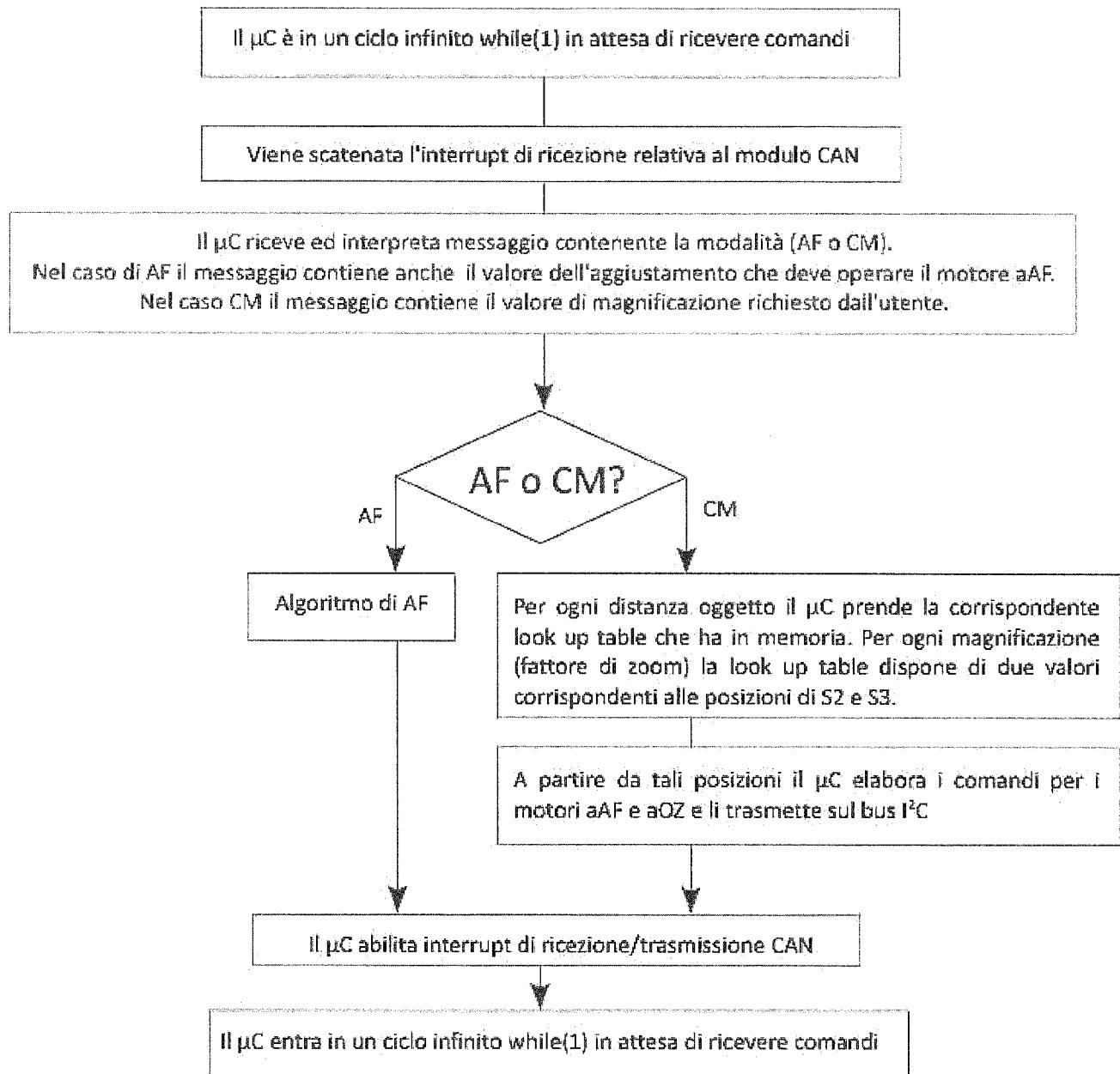


FIG 12

