

POLITECNICO DI MILANO

Facoltà di Ingegneria dei Sistemi

Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria Biomedica



**SVILUPPO E ANALISI DI UNA PIATTAFORMA
ROBOTICA MINIATURIZZATA PER IL CONTROLLO DI
UN SISTEMA OTTICO PER APPLICAZIONI DI
CHIRURGIA ENDOSCOPICA TRANSLUMINALE
ATTRAVERSO ORIFIZI NATURALI**

Relatore: Prof. Pietro Cerveri

Correlatore: Ing. Paolo Patete, Ing. Cynthia C. Zazzarini

Tesi di laurea di:

Michele Petrucci, Matr. 765549

Filippo Righetto, Matr. 765867

Anno Accademico 2011/2012

Introduzione

NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) è una tecnica che si inserisce nell'ambito della chirurgia mini invasiva. Essa prevede l'accesso al sito operatorio mediante un'incisione all'interno di un orifizio naturale attraverso il quale vengono inseriti gli strumenti chirurgici, eliminando così le complicazioni derivanti dalle aperture trans-addominali necessarie per interventi in laparoscopia, quali riduzione della probabilità di infezioni dovute a lesioni cutanee e diminuzione del rischio di laparoceli. Diverse problematiche di carattere clinico e tecnologico limitano l'utilizzo di questa tecnica, a partire dalla sicurezza dell'accesso transluminale (Figura 1). L'approccio più utilizzato è quello transvaginale, che rispetto all'approccio transgastrico garantisce un minor rischio di contaminazione batterica e l'operazione di sutura del sito d'accesso transluminale è più facile e sicura. L'approccio transanale è il meno utilizzato, per via dell'alto rischio di contrarre peritoniti.



Figura 1: (da sinistra a destra) approccio transgastrico, transvaginale, transanale.

A causa della scarsità di soluzioni tecnologiche proposte, la maggior parte delle operazioni NOTES eseguite in letteratura hanno seguito una procedura ibrida, che prevede l'utilizzo sia di endoscopi flessibili che di *trocars* addominali per assistenza laparoscopica. Per questo motivo i vantaggi teorizzati devono ancora trovare riscontro nella pratica, in ogni caso i risultati emersi dalle operazioni eseguite con questa tecnica sono comparabili con laparoscopia e laparotomia per quanto riguarda mortalità e probabilità di complicazioni post operatorie. Esiste una forte necessità da parte

dei chirurghi di disporre di una piattaforma specifica per interventi NOTES e la soluzione migliore potrebbe essere data da un sistema robotizzato. Le grandi aziende biomedicali sono state in grado di proporre solamente endoscopi modificati, che non rappresentano però una soluzione soddisfacente.

Materiali e metodi

In questo contesto si inserisce il progetto Snake, il cui obiettivo è lo sviluppo di un prototipo di un endoscopio chirurgico robotizzato per NOTES. Combinando l'analisi della letteratura all'esperienza portata dai medici dell'AIMS Academy dell'Ospedale Ca' Granda di Niguarda sono stati formulati i requisiti tecnologici della piattaforma.

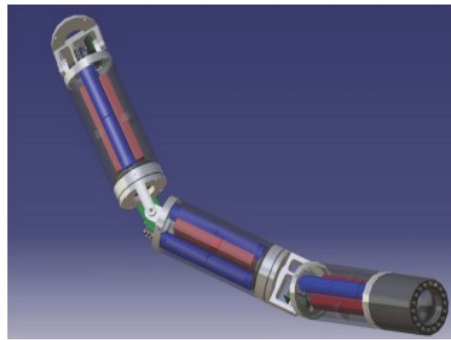


Figura 2: architettura modulare del robot.

Il corpo del robot è formato da una catena cinematica di moduli identici collegati in serie (Figura 2), ognuno dei quali si collega al successivo attraverso un giunto che consente un movimento di flessione longitudinale e di rotazione assiale, mentre l'end effector è costituito da una telecamera miniaturizzata distale (Figura 3) che deve essere in grado svolgere le seguenti funzioni: autofocus, zoom ottico e illuminazione della scena.

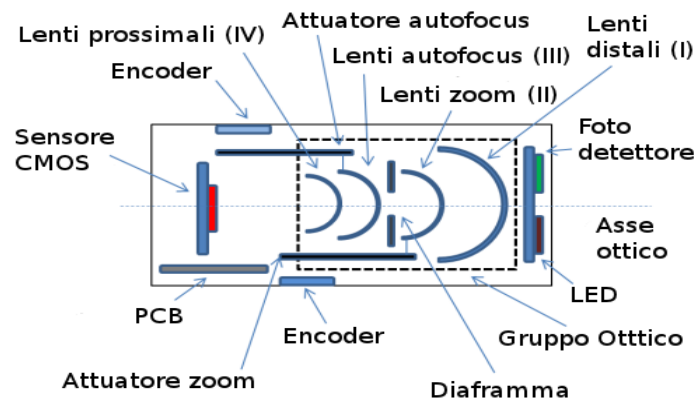


Figura 3: schema concettuale della telecamera.

Il presente lavoro di tesi si pone l'obiettivo di studiare e progettare la logica di controllo dei sistemi di illuminazione e di movimentazione dell'ottica. Il lavoro parte dalla scelta dei componenti che soddisfino i requisiti funzionali e dimensionali del dispositivo, per poi passare alla fase di progettazione delle schede elettroniche (Figura 4) integrate con il modulo robotico, rispettando i vincoli geometrici stabiliti.

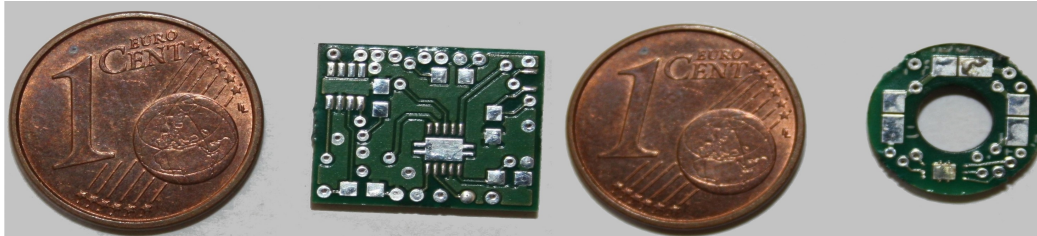


Figura 4: schede miniaturizzate.

A bordo della telecamera sarà presente un microcontrollore che si interfaccia con il calcolatore tramite un bus CAN e che controlla gli altri integrati tramite linea I2C. Il sistema di illuminazione è composto da 3 LED super luminescenti e da un fotodiodo, mentre il gruppo di attuazione prevede l'utilizzo di due motori piezoelettrici di tipo *squiggle* e dei relativi encoder ad effetto Hall per misurare lo spostamento dell'ottica. La logica di controllo implementa un feedback che consente di mantenere costante la luminosità a seconda delle caratteristiche dell'ambiente ed un controllo ad anello chiuso sulla posizione dei gruppi ottici, necessario per il funzionamento dell'autofocus e dello zoom ottico.

È stato realizzato un circuito stampato a geometria semplificata ed un supporto in plexiglass che simuli i gruppi ottici (Figura 5), per testare il corretto funzionamento dei sistemi di illuminazione ed attuazione e degli algoritmi di controllo in retroazione.

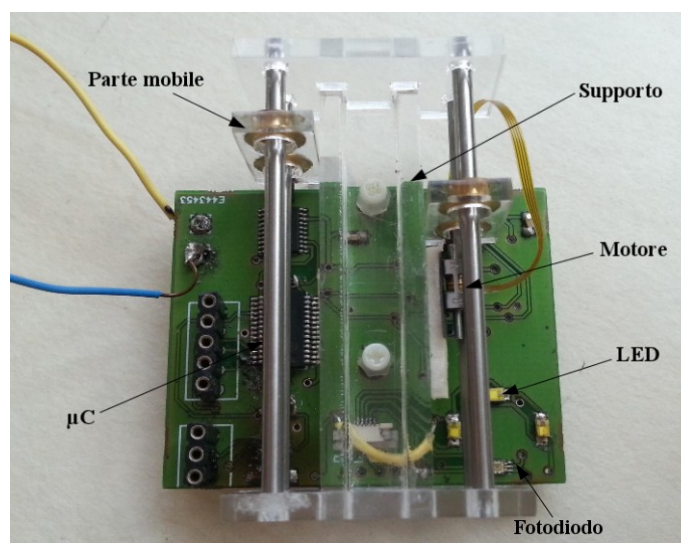


Figura 5: circuito stampato e supporto.

I protocolli di prova sviluppati mirano alla caratterizzazione completa dei componenti utilizzati e del funzionamento globale del sistema. Le prove riguardanti il sistema di illuminazione sono state effettuate utilizzando un set-up costituito da un contenitore (altezza 22 cm, larghezza 24 cm) al cui interno sono stati posti da un lato un pannello mobile e all'estremità opposta la board con i LED. Per il controllo automatico dell'illuminazione è stata implementata una legge di controllo proporzionale secondo la seguente equazione:

$$l_{i+1} = l_i \left(1 - k \frac{I_K - I_D}{I_K} \right) \quad (1)$$

che va ad agire sulla luminosità l della corona di LED in base alla differenza tra luminosità desiderata I_D e luminosità raggiunta all'iterazione k -esima I_K .

Gli algoritmi che implementano le funzioni di zoom ottico ed autofocus necessitano di un controllo in posizione molto fine, con una precisione richiesta nell'ordine dei 10 μm . L'attuatore piezoelettrico viene pilotato da un driver andando a scrivere un valore sul registro *Pulse Counter*. Quando un valore non nullo è scritto su questo registro, il driver comincia a generare i segnali di output. Ad ogni impulso di output il valore nel registro *Pulse Counter* viene decrementato e il movimento continua finchè questo rimane diverso da zero. L'avanzamento della vite dipende però dal carico e dalla tensione applicata, per questo è necessario, tramite un encoder magnetico, ottenere sperimentalmente una relazione tra numero di impulsi e spostamento rilevato. Basandosi su questi parametri il μC è in grado di calcolare il numero di impulsi necessari a raggiungere la posizione desiderata con il carico noto, che viene calcolato tramite la seguente equazione:

$$p_K = k \left((S_D - S_K) \frac{2047}{x_1} \right) \quad (2)$$

Risultati

I risultati dimostrano come i LED siano in grado di produrre una luminosità adeguata ai criteri di chirurgia endoscopica e, grazie ad un algoritmo di retroazione, riescano a controllare l'illuminazione della scena con un'accuratezza ed una frequenza elevate. In Figura 6 sono plottati i risultati di un test sul controllo ad anello chiuso su 3 diversi livelli di luminosità. Sono state effettuate delle prove al variare della distanza tra pannello e sorgente luminosa (4 e 30 cm) ed al variare del fattore k di (1). Gli step temporali corrispondono al tempo di lettura del fotodiode (16 ms), mentre un intervallo del 5% della luminosità desiderata, rappresentato dalle linee tratteggiate, è stato utilizzato come criterio di intervento della retroazione.

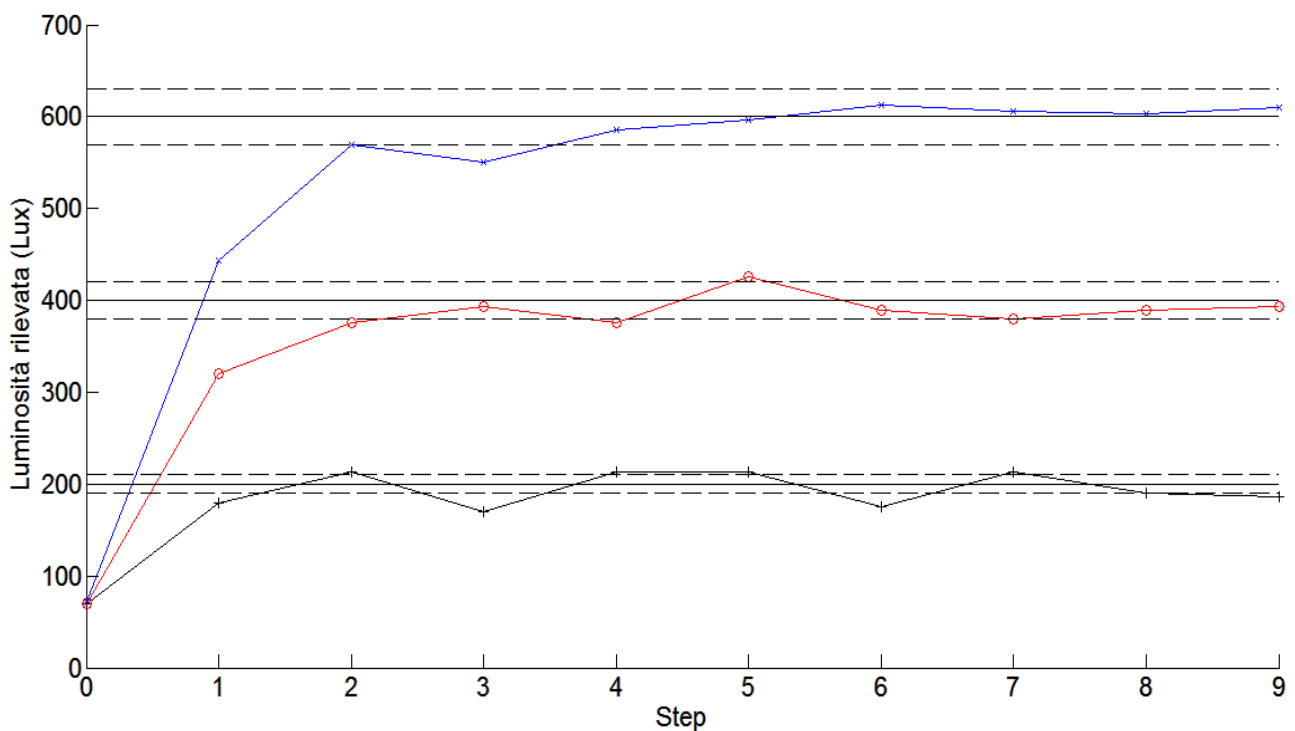


Figura 6: controllo ad anello chiuso della luminosità con una distanza della sorgente dal pannello di 30 cm e un fattore di proporzionalità k pari a 0.7.

I test dimostrano come la risposta del sistema ad un ingresso a gradino sia rapida e stabile nel tempo. Inoltre essa risulta indipendente sia dalle condizioni ambientali (distanza dal pannello), sia dal valore di illuminamento desiderato.

Confrontando i comandi di avanzamento inviati al motore con i valori di spostamento letti dall'encoder sono stati calcolati i parametri che consentono un controllo in posizione dell'attuatore. In Figura 7 sono plottati i risultati dei test che verificano in anello chiuso il corretto spostamento del motore (un valore 100 letto dall'encoder corrisponde a $48 \mu\text{m}$). Sono stati inviati i comandi per raggiungere 3 diverse posizioni (500, 1000, 1500, in termine di valore letto dall'encoder) e sono stati testati 3 diversi valori del parametro k di (2). Una tolleranza pari a valore desiderato $\pm 5 \mu\text{m}$, rappresentata dalle linee tratteggiate, è stata scelta come criterio di intervento dell'anello.

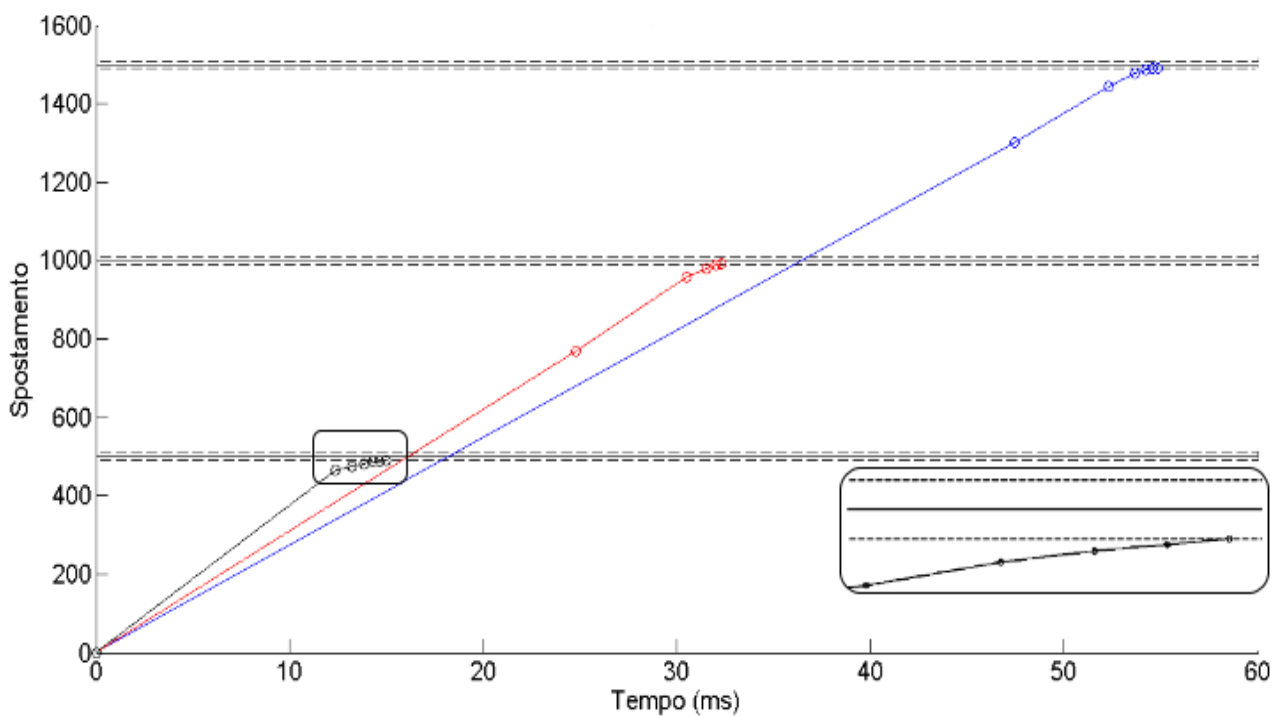


Figura 7: controllo in posizione con $k=0.75$. In basso a destra: ingrandimento degli ultimi 5 step necessari per entrare nella soglia.

Vengono infine comparati i risultati ottenuti con e senza l'intervento della retroazione in termini di accuratezza e precisione.

Discussioni

Il sistema sviluppato risulta essere un punto di partenza importante per lo sviluppo finale del progetto Snake in quanto fornisce componenti e schede miniaturizzate, che possono già essere integrate nella piattaforma robotica finale, grazie ai quali è possibile movimentare l'ottica con l'accuratezza necessaria ed illuminare il sito chirurgico in maniera efficace.

Il controllo sulla luminosità ambientale effettuato dal fotodiode rende indipendente la qualità dell'immagine dalla distanza tra sorgente luminosa e sito chirurgico.

Gli algoritmi di autofocus e zoom richiedono un posizionamento molto preciso e accurato dei gruppi ottici e i risultati dimostrano come il controllo in retroazione sugli attuatori consenta di ottenerlo. La funzione zoom della telecamera consente di rendere più nitida la visione del tessuto biologico senza costringere l'endoscopista a muovere avanti e indietro lo strumento chirurgico.

I requisiti tecnologici di ingombro e funzionalità previsti dalle specifiche del progetto sono stati rispettati, ma devono essere ancora implementati diversi aspetti perchè si possa avere un

prototipo di telecamera funzionante. Il passo immediatamente successivo è lo sviluppo dei supporti dei gruppi ottici (Figura 7), delle lenti e di tutti quei componenti necessari per assemblare la telecamera. Una volta realizzato il dispositivo tutte le considerazioni riguardanti la calibrazione dei motori dovranno essere riferite al carico applicato, ovvero le lenti dei gruppi ottici.



Figura 7: gruppi ottici della telecamera realizzati con una stampante 3D.

L'algoritmo di controllo della luminosità dei LED deve essere testato nell'ambiente biologico per valutare eventuali modifiche e devono essere effettuati degli studi sulla sterilizzabilità dell'intero modulo.

Per quanto riguarda la telecamera è pensabile anche un impiego in applicazioni industriali dove si richiede un sistema di ispezione visiva intelligente, in grado di effettuare un autofocus e un controllo automatico della luminosità, con alta qualità dell'immagine.

Introduction

NOTES (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) is a novel technique in the minimally-invasive surgery field. Its peculiarity is the access at the surgery site by means of an incision inside a natural orifice. Surgery tools are therefore inserted through the incision, eliminating the complications caused by the trans-abdominal openings, which are needed in case of laparoscopic surgeries, such as reduction of incisional hernias and decreased probability of infections due to skin lesions. Several clinical and technological issues limit the use of this technique, especially the security of the transluminal access (Figure 1). The trans-vaginal approach has gained the most popularity, because contamination through the vagina is less than trans-gastric and trans-anal approach. In addition, the closure of the incision in the vaginal wall is easier and more secure.



Figure 1: (left to right) trans-gastric, trans-vaginal, trans-anal approach.

The vast majority of NOTES procedures worldwide are performed in a hybrid fashion with a variable amount of laparoscopy tools. The most common surgical technique described is a hybrid approach, with umbelical laparoscopic assistance. Teoretical benefits of NOTES may not be demonstrated until the procedure is practised in a pure fashion. Anyhow, the results of NOTES operations which follow a hybrid approach, in terms of mortality and morbidity, appear acceptable, often comparing favourably to the gold standard techniques. Surgeons fell the urge of a specific platform for NOTES operations and the best solution might be a robotic system. Most of biomedical companies have only proposed modified endoscopes. These tools are, however, not a proper solution for this problem.

Materials and methods

The Snake project fits in with the above framework. The project aims at developing a surgical robotic endoscope prototype for NOTES. Combining the literature analysis and the experience brought by the surgeons of AIMS (Advanced International Mini-invasive Surgery) Academy of the Ca' Granda Hospital (Niguarda), the technologic requirements of the platform have been highlighted.

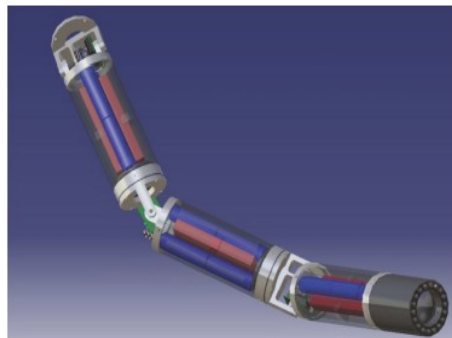


Figure 2: kinematic chain of modules.

The robotic body is made up by a kinematic chain of identical modules linked in series, (Figure 2) each one connected to the following one through a joint that allows a longitudinal flexion and an axial rotation movement. The end effector is a distal miniaturized camera (Figure 3) which performs the following routines: autofocus, optical zoom and lighting.

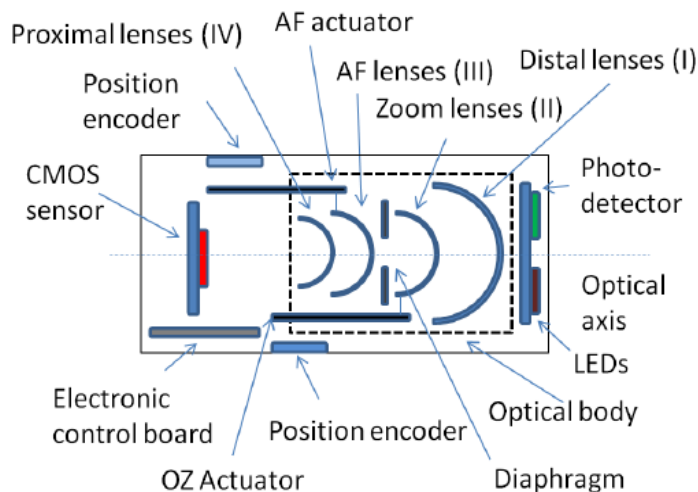


Figura 3: conceptual scheme of the camera.

The aim of this study is the design of the control logic of the lighting and of the optics movement systems. The present work schedules the choice of the components according to the

functional and dimensional requirements and the design of the electronic boards (Figure 4) to be eventually integrated within the robotic module, in respect to the geometrical constraints.

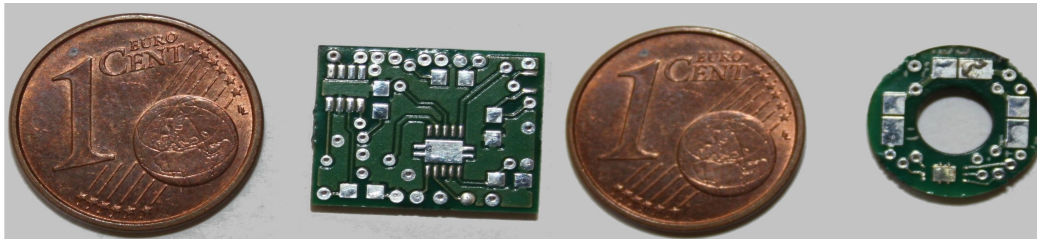


Figure 4: miniaturized PCBs.

A micro-controller, which is positioned on the camera, is interfaced to a computer through a CAN bus and controls the other components through a I2C line. The lighting system consists of three superluminescent LEDs and a photodiode. The actuation group is made up by two piezoelectric *squiggle* motors and by two Hall effect encoders used to measure the optics displacement. The control logics implement a feedback loop that keeps the brightness level constant, independently from the surrounding environment, jointly with a closed loop control on the optical groups position, needed for the autofocus and the optical zoom.

A simplified-geometry printed circuit board and a plexiglass support, that simulates the optical groups (Figure 5), are realized in order to test both the proper functioning of the lighting and the actuation systems and to validate the feedback algorithms.

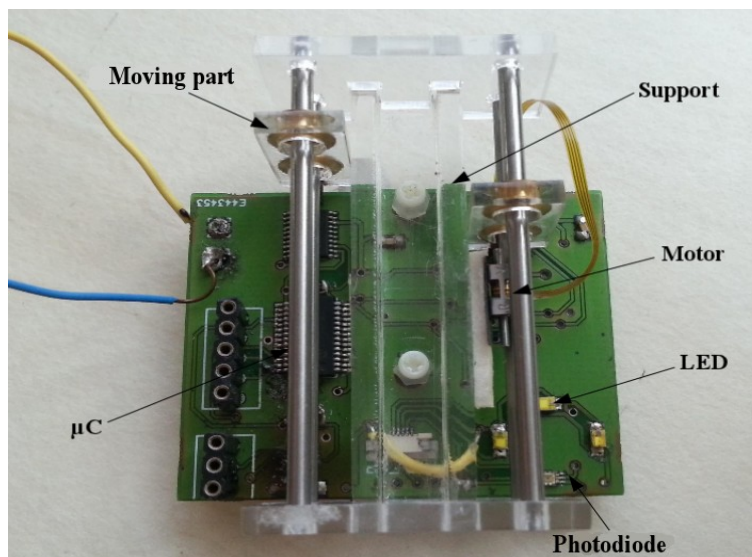


Figure 5: printed PCB and plexiglass support.

The proposed test protocols aim to the complete characterization of the components and of the whole functioning of the system. To test the illumination module and the closed loop control we used a box (height 22 cm, width 24 cm), with the PCB on one side and a mobile panel on the other

side. A proportional control law was implemented as:

$$I_{t+1} = I_t \left(1 - k \frac{I_K - I_D}{I_K} \right) \quad (1)$$

where k is a positive constant factor lower than 1.

The autofocus and zooming algorithms need to achieve exact ($\pm 10 \mu\text{m}$) and repeatable positioning. Motion is initiated by directing the driver to issue pulses to the motor. When a non zero value is written in *Pulse Counter* register, the driver begins generating pulses on the output pins. For each pulse, the specified pulse count is decremented. Pulse generation continues until the pulse count reaches zero. The amount of motion is dependent on supply voltage, applied frequency vs. actual resonant frequency and the load on the motor, therefore a relation between pulses and amount of motion is needed. The μC calculate the number of pulses needed to reach the desired position with the following equation:

$$p_K = k \left((S_D - S_K) \frac{2047}{x_1} \right) \quad (2)$$

Results

Results show that the LEDs are able to provide an adequate brightness to the endoscopic surgery criteria and that, thanks to the feedback algorithm, they are able to control the lighting of the scene with high accuracy and high frequency. The results of the closed loop illumination control are depicted in Figure 6. A relative threshold of the 5% between the measured and the desired illuminance values was used as stop criterion. The closed loop mechanism was tested for three different illumination levels (200, 400, 600 lux), two different tissue distance (4 and 30 cm) and three different values of parameter k of (1).

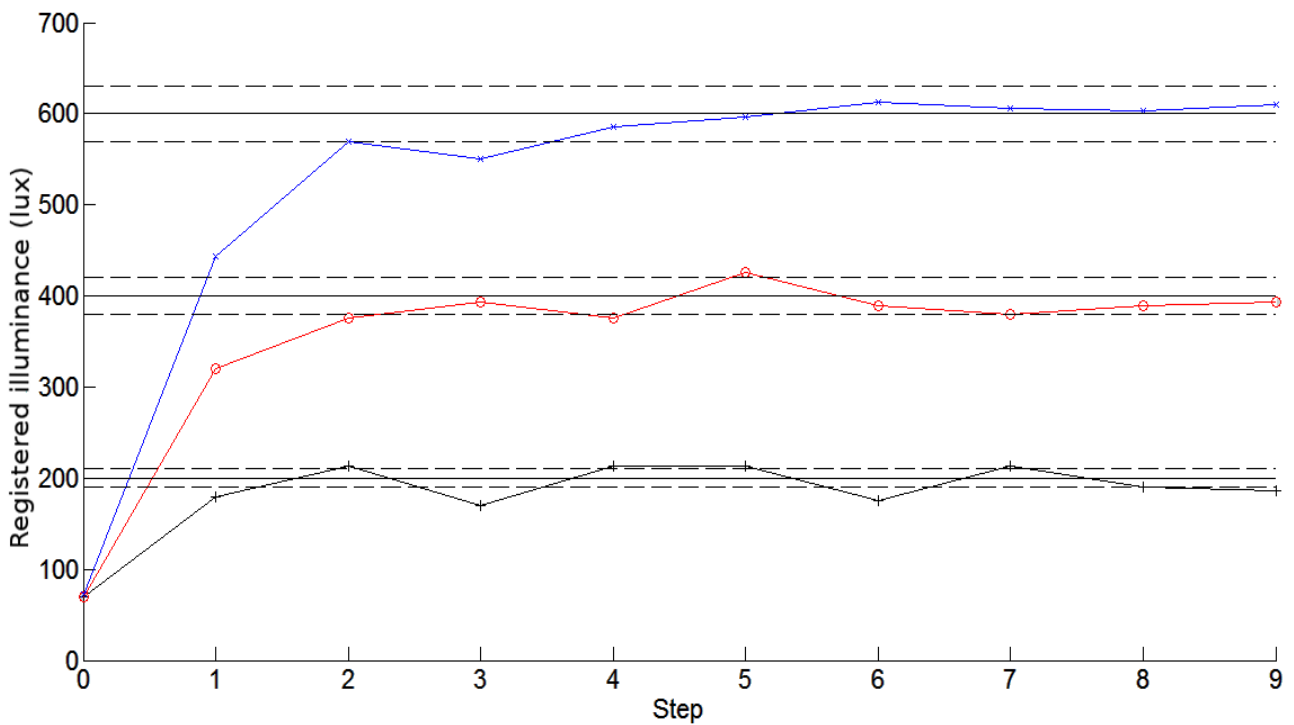


Figure 6: closed loop control results with illumination module to panel distance of 30 cm and $k=0.7$.

The tests demonstrated that the system response to a step input is quick, stable and independent both to the LEDs-panel distance and to the desired illuminance.

The parameters that allow the positioning control of the actuator are obtained by comparing the commands sent to the motor with the displacement values read from the encoder. Results drawn with and without the presence of the feedback control are then compared, in terms of accuracy and precision. The results of the closed loop for the correct positioning of the optical groups are depicted in Figure 7. A threshold of 5 μm between the measured and the desired illuminance values was used as stop criterion. The closed loop mechanism was tested for three different position (500, 1000, 1500, in terms of output value of the encoder), and three different values of parameter k of (2).

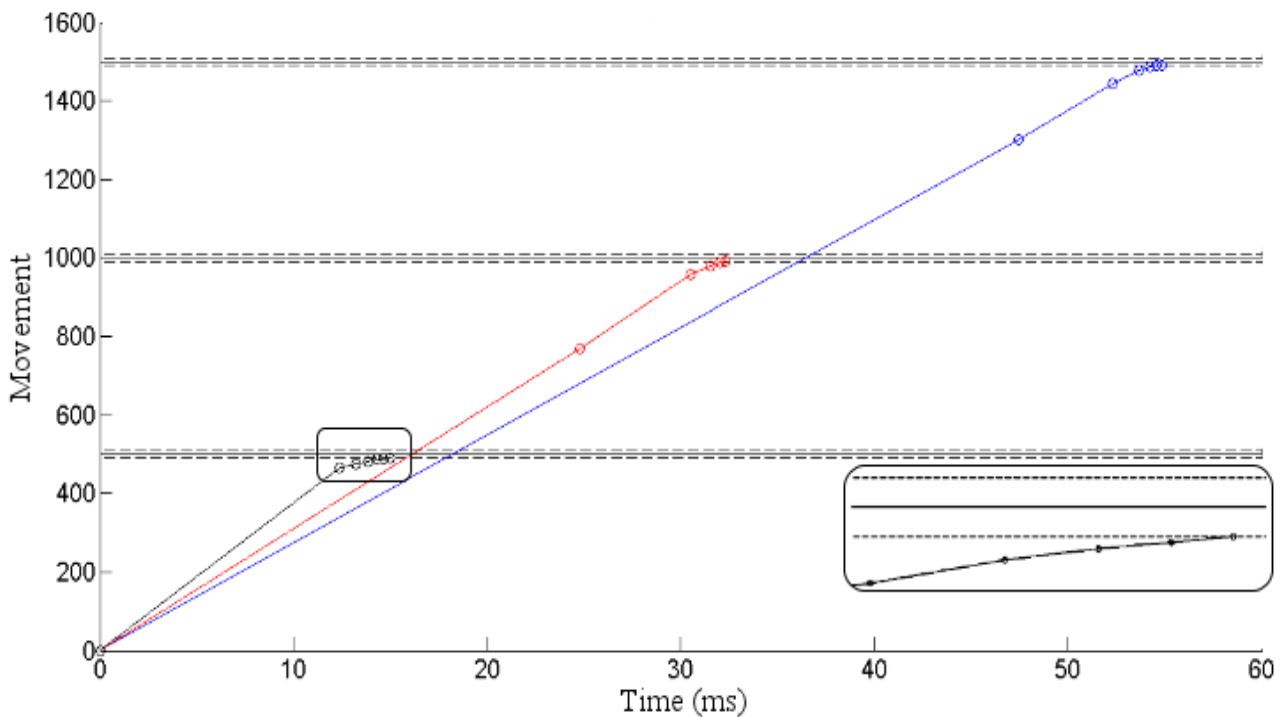


Figure 7: results of the closed loop positioning with $k=0.75$.

Results drawn with and without the presence of the feedback control are then compared, in terms of accuracy and precision.

Discussions

The developed system turns out as an important starting point for the final outcome of the Snake project, as it provides components and miniaturized boards which can be already integrated in the final robotic platform. Thanks to these it is possible to accurately move the optical groups and to properly illuminate the surgery site.

Algorithms of both auto-focusing and zoom demand an extremely accurate and precise positioning of the optics, which is obtained, as reported in the results, through closed-loop feedback controllers acting on the end effector. The zoom functionality of the camera allows a sharper image of the biological tissues, avoiding therefore unnecessary positioning adjustments of the endoscopic device by the operator.

Although the technical requirements of the project have been observed in terms of both dimension and functionality, several details must still be considered and implemented on the endoscopic camera for an initial working prototype. The next step of this project will deal with the design of the optics' housing (Figure 7), with the development of the lenses, and with the final

packing of the remaining components. Once built the final prototype, further analyses and the calibration of the device must be performed considering the actual resulting loads (in eg. the lenses of the optics).



Figure 7: optical groups realized with a 3D printer.

The algorithm for LEDs' brightness control should be tested in a proper biological environment, in order to evaluate possible changes. Analyses regarding the sterilizability of the whole device must be also performed.

Other different applications of the camera can be found in the industrial technology, where intelligent computer-vision inspection systems are needed, in order to provide an adaptative focusing and an automatic brightness control for high quality images.

Indice dei contenuti

CAPITOLO 1

INTRODUZIONE

1.1	Dalla chirurgia tradizionale a NOTES.....	1
1.2	Applicazione clinica della NOTES	3
1.3	Limiti e sfide	6
1.4	Ricerca e sviluppo per strumentazione NOTES.....	8
1.5	Limiti dei prototipi presenti in letteratura.....	12
1.6	Requisiti clinici e tecnologici.....	14
1.7	Tecnologie e sistemi per la robotica.....	15
1.7.1	Sistemi di attuazione	15
1.7.2	Sensori.....	20
1.8	Scopo della tesi.....	23

CAPITOLO 2

MATERIALI E METODI

2.1	Il progetto Snake.....	25
2.2	Architettura del robot modulare.....	26
2.3	Introduzione al sistema di visione.....	28
2.4	Concept del sistema di visione.....	30
2.5	Architettura del sistema di visione.....	32
2.6	Scelta dei Componenti.....	34
2.6.1	Microcontrollore.....	34
2.6.2	Transceiver.....	36
2.6.3	LED	37
2.6.4	Transistor.....	38
2.6.5	Fotodiode.....	38
2.6.6	Sistema di attuazione dell'ottica.....	39
2.6.7	Encoder magnetici.....	40
2.7	Design di PCB miniaturizzati.....	41
2.8	Sviluppo di una scheda di test	43
2.9	Firmware.....	47
2.9.1	Modulo ECAN	50
2.9.2	Driver ed attuatori piezoelettrici.....	51
2.9.3	Algoritmo per il controllo ad anello della luminosità.....	51
2.9.4	Algoritmo per il controllo ad anello dello spostamento degli attuatori.....	53
2.10	Protocolli di prova e set up sperimentali.....	55

CAPITOLO 3

RISULTATI

3.1 Relazione tra flusso luminoso dei LED e illuminamento rilevato dal fotodiodo..	60
3.2 Calibrazione del motore piezoelettrico	61
3.3 Calibrazione del Pulse Counter	62
3.4 Controllo ad anello chiuso dei LED.....	63
3.5 Controllo in posizione degli attuatori.....	68

CAPITOLO 4

CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

4.1 Sintesi e discussioni	73
4.1.1 Risultati ottenuti rispetto alle attese	74
4.1.2 Aspetti innovativi del lavoro	75
4.1.3 Problemi e limiti riscontrati e problematiche ancora aperte	76
4.2 Sviluppi futuri.....	77
4.3 Possibili modalità di integrazione nel sistema.....	78
4.3.1 Narrow band imaging.....	78

Glossario

Anastomosi: connessione naturale tra due strutture simili o chirurgica (generalmente tra organi cavi, come tratti intestinali o vasi sanguigni.).

Colecistectomia: ablazione chirurgica della cistifellea.

Morbosità: indice della statistica sanitaria che esprime la frequenza di una malattia in una popolazione. Riferito al risultato di un intervento chirurgico, è definito come il rapporto tra il numero di soggetti che hanno avuto complicazioni post-operatorie e la popolazione di pazienti sottoposta a quell'operazione.

Nefrectomia: asportazione chirurgica, parziale o totale, di un rene.

Parallasse: mancata percezione della profondità, causata dall'assenza di triangolazione.

Peritonite: infiammazione acuta o cronica del peritoneo.

Peritoneoscopia: metodo diagnostico per l'esame della cavità addominale mediante strumenti ottici inseriti attraverso la parete addominale.

Resezione gastrica: consiste nell'asportazione dei due terzi distali dello stomaco compreso il piloro e della prima parte del duodeno.

Sigmoidectomia: ablazione chirurgica del sigma, ultimo tratto del colon.

Triangolazione: situazione che si ha quando il sistema di visione e gli strumenti chirurgici si trovano ai vertici di un ipotetico triangolo.

Resezione a cuneo: resezione di un segmento triangolare a forma di cuneo.



Capitolo 1

Introduzione

1.1 Dalla chirurgia tradizionale a NOTES

La chirurgia laparoscopica è una tecnica che permette di eseguire gli interventi attraverso piccole aperture cutanee lunghe al massimo 1 cm, ben più ridotte di quelle usate nelle operazioni tradizionali [1] (Figura 1). Attraverso queste piccole incisioni vengono inserite la telecamera endoscopica e strumenti chirurgici come pinze e suturatrici (in numero da 1 a 3). Questo tipo di tecnica è comunemente denominata chirurgia mini invasiva (MIS, *mini invasive surgery*).

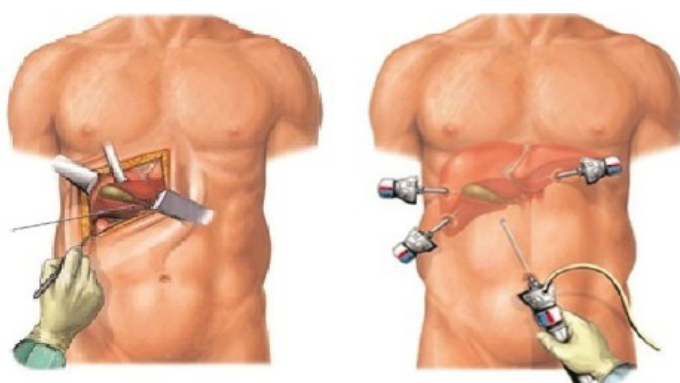


Figura 1: chirurgia tradizionale aperta (a sinistra) e chirurgia laparoscopica (a destra) .

I vantaggi della laparoscopia rispetto alla chirurgia tradizionale sono molteplici [2]:

- Riduzione delle perdite ematiche durante l'intervento.
- Diminuzione del dolore post-operatorio.
- Degenza post-operatoria inferiore e conseguente rapido recupero dell'attività quotidiana.
- Minor incidenza di complicanze polmonari e legate alla presenza di ferite.
- Immunosoppressione diminuita.
- Riduzione della probabilità di laparoceli sulle incisioni chirurgiche.
- Vantaggio estetico (assenza di grosse cicatrici).

L'avvento delle tecniche robotiche (Figura 2) ha ampliato ulteriormente gli orizzonti delle tecniche laparoscopiche in quanto questo tipo di tecnologie permette di eseguire gli interventi con una precisione di gran lunga superiore a quella raggiungibile dalla mano umana [3].



Figura 2: esempi di manipolatore robotico.

Lo sviluppo della robotica ha di fatto sancito il passaggio dalla MIS alla chirurgia robotica mini invasiva (MIRS).

L'ultima frontiera in fatto di chirurgia mini invasiva è rappresentata dalla tecnica NOTES (*Chirurgia Transluminale Endoscopica tramite Orifizi Naturali*), descritta per la prima volta nel 2004 [4].

L'idea alla base della NOTES è quella di una chirurgia senza cicatrici. L'accesso alla cavità peritoneale o toracica avviene attraverso orifizi naturali, il che riduce ulteriormente l'invasività dell'intervento rispetto alle tecniche laparoscopiche.

Questo innovativo approccio potrebbe eliminare definitivamente il rischio di complicanze dovute all'incisione della parete addominale [5].

Le tecniche NOTES verso le quali la ricerca si è diretta maggiormente negli ultimi anni sono gli approcci transvaginale, transgastrico e transanale [6] (Figura 3).

L'accesso da orifizi naturali comporta la necessità di effettuare un'incisione transviscerale nella parete vaginale, gastrica o rettale, per raggiungere il distretto anatomico interessato dall'operazione chirurgica [6].

I vantaggi introdotti da NOTES rispetto alla laparotomia tradizionale sono [5,7]:

- Assenza di cicatrici visibili.
- Minor necessità di analgesici e anestetici, data la diminuzione di dolore post operatorio.
- Diminuzione del tempo di recupero post-operatorio.
- Riduzione del rischio di infezioni. Le lesioni cutanee sono la causa più comune di infezioni batteriche e NOTES è eseguita senza incisioni transaddominali.
- Diminuzione del rischio di laparoceli.

- Possibilità di ridurre reazioni infiammatorie e complicazioni legate ad incisioni esterne.
- Minore invasività dell'operazione per soggetti obesi.

Nonostante gli evidenti vantaggi, la NOTES non è ancora lo standard nella pratica clinica [7].

Esistono infatti molte limitazioni sia di carattere tecnologico sia di protocollo che limitano l'espansione di questo approccio chirurgico (vedi § 1.3).



Figura 3: (da sinistra a destra) approccio transgastrico, transvaginale, transanale.

1.2 Applicazione clinica della NOTES

Dalla prima descrizione del concetto di NOTES [4], numerose squadre di ricercatori in tutto il mondo si sono dedicate allo sviluppo di questo tipo di procedura. Attualmente, le principali motivazioni che impediscono l'espansione su vasta scala di NOTES riguardano fondamentalmente la sicurezza dell'accesso transluminale e la carenza di strumentazioni dedicate [5]. Nell'approccio transgastrico la perforazione di strutture critiche che circondano l'esofago come l'aorta, il cuore e le vene polmonari, potrebbe causare serie complicazioni [7]. Un efficiente strumento per individuare punti d'accesso transluminali sicuri è rappresentato dall'EUS (*Endoscopic Ultra Sound*) [8-10], che permette di ottenere immagini intraoperatorie real time delle strutture fisiologiche. Questo metodo è già utilizzato ampiamente per interventi transtoracici, transvaginali, transcolonici e transgastrici[11].

La letteratura medica si sta arricchendo di importanti analisi su ampia casistica riguardanti operazioni NOTES su esseri umani con risultati incoraggianti [12]. Le operazioni eseguite con questa tecnica sono infatti comparabili con laparoscopia e laparotomia per quanto riguarda mortalità e probabilità di complicazioni post operatorie, a cui si sommano vantaggi estetici e di riduzione del tempo di recupero post intervento [12]. Esistono inoltre notevoli margini di sviluppo, sia dal punto

di vista del protocollo e del training dei chirurghi che dal punto di vista tecnologico.

Di seguito viene presentata una panoramica delle principali operazioni eseguite con NOTES presenti in letteratura clinica (Figura 4).

Le procedure più comunemente eseguite sono [12]:

- Asportazione chirurgica della colecisti.
- Asportazione chirurgica dell'appendice (se in presenza di appendicite acuta, cronica o cronicizzata o in caso di tumore).
- Peritoneoscopie transluminali.

Operazioni eseguite meno frequentemente sono: resezioni gastriche, nefrectomie e sigmoidectomie. L'approccio più utilizzato è quello transvaginale [12,13].

I principali vantaggi dell'approccio transvaginale rispetto all'approccio transgastrico sono [14]:

- Nessuna fuoriuscita di succhi gastrici, con conseguente minor rischio di peritoniti.
- Minor rischio di contaminazione batterica.
- Recupero più rapido del sito d'accesso transluminare.
- Nessuna limitazione nella dieta post operatoria.
- Possibilità di usare strumentazione rigida.
- In caso di colecistectomia è abbastanza difficile raggiungere il distretto anatomico interessato tramite l'approccio transgastrico.

L'approccio transanale è il meno utilizzato, a causa dell'alto rischio di contrarre peritoniti [15].

Allo stato attuale, le procedure NOTES sono divise in due categorie: approccio puro ed ibrido. Il primo si riferisce ad operazioni che prevedono l'assenza di incisioni transaddominali.

L'approccio ibrido utilizza anche degli strumenti laparoscopici per facilitare la procedura [6].

Un certo numero di autori ha presentato lavori su NOTES ad approccio puro, ma i risultati sono inconsistenti [12]. La maggior parte delle procedure NOTES eseguite in letteratura hanno seguito un approccio ibrido, con l'ausilio di un numero variabile di strumenti per laparoscopia [12].

Gli strumenti utilizzati in queste operazioni sono endoscopi rigidi, endoscopi flessibili a due canali e *trocars* addominali per assistenza laparoscopica.

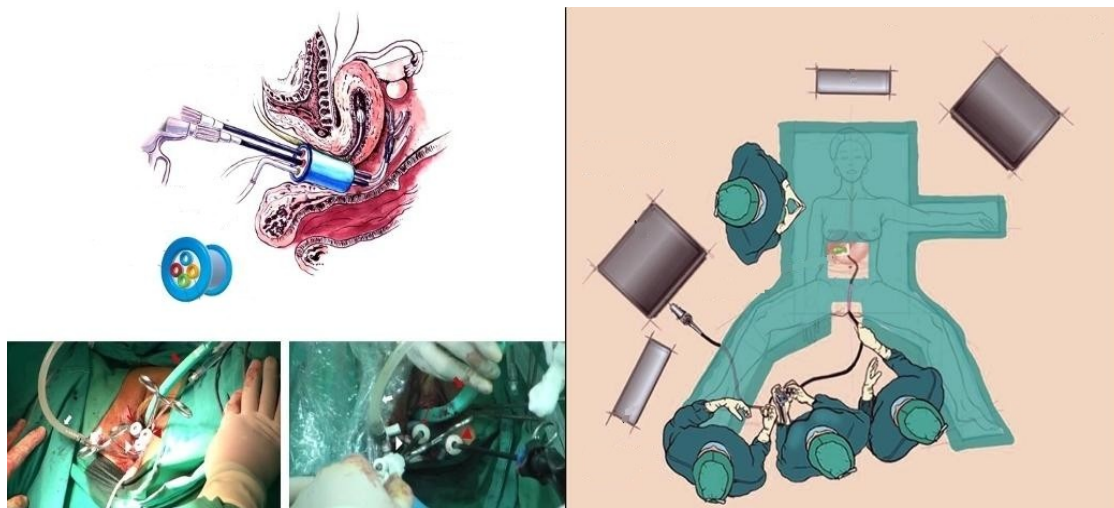


Figura 4: esempi di operazioni NOTES.

I risultati riportati per la NOTES transvaginale eseguita con approccio ibrido [16,17,18] mostrano una morbosità paragonabile a quella riportata come *golden standard* in interventi di laparoscopia. Il tempo operativo risulta più lungo rispetto alla chirurgia laparoscopica, mentre sono comparabili le complicazioni intra e post operatorie, il periodo di degenza e la dose di anestetici [19]. L'unica differenza, oltre al tempo operativo, è l'assenza di cicatrici visibili negli interventi NOTES.

I risultati dell'approccio transgastrico risultano significativamente peggiori in termini di morbosità rispetto all'approccio transvaginale [17].

Per quanto riguarda NOTES ad approccio puro [15, 17, 20-24], i tempi operativi risultavano significativamente maggiori di quelli degli interventi eseguiti con NOTES ad approccio ibrido. La strumentazione utilizzata era costituita da uno o più endoscopi flessibili a due canali. La complessità dell'intervento e l'inadeguatezza della strumentazione utilizzata ha determinato in alcuni casi [25] il fallimento dell'operazione e il conseguente passaggio ad un approccio laparoscopico.

Considerando la quantità di procedure eseguite, la moltitudine di tecniche usate e la varietà di centri internazionali che hanno sperimentato la tecnica NOTES, la morbosità e la mortalità sono comparabili e a volte migliori dei *golden standard* riportati in letteratura. L'operazione eseguita più frequentemente risulta essere la colecistectomia transvaginale, con risultati soddisfacenti. I problemi dell'approccio transgastrico riguardano principalmente la sicurezza dell'approccio transluminale e le difficoltà legate alla chiusura della gastrostomia [26]. Esistono inoltre, come già accennato, svariate motivazioni che portano a prediligere l'approccio transvaginale rispetto agli altri, tra cui il minor rischio di peritoniti e la maggior semplicità operativa.

Per questi motivi l'approccio transvaginale è attualmente quello più frequente e questo fa sorgere una serie di problematiche di carattere psicologico, riguardanti la percezione di questo tipo di operazioni da parte della popolazione. In un sondaggio su 300 donne a cui veniva chiesto il proprio parere su NOTES transvaginale, tre quarti delle intervistate appariva sfavorevole o neutrale rispetto alla prospettiva di un intervento vaginale. La principale perplessità era legata all'aspetto sessuale del post intervento e solo una minoranza era preoccupata dalle conseguenze estetiche di un intervento in laparoscopia o laparotomia [26]. Un altro studio su 540 soggetti [7] indaga invece la percezione generale della NOTES, evidenziando come molti pazienti (84.2%) sarebbero portati a scegliere questa tecnica nel caso in cui sia garantito che le complicanze siano uguali o minori rispetto all'intervento in laparoscopia. In particolare l'approccio preferito sarebbe quello transgastrico, come mostrato in Figura 5.



Figura 5: risultati del sondaggio effettuato sulla percezione generale dell'approccio NOTES.

1.3 Limiti e sfide

I potenziali benefici della tecnica NOTES la indicano come una nuova frontiera della chirurgia, tuttavia diversi problemi ne impediscono la diffusione su larga scala nella pratica clinica. Mancano studi sistematici su procedimenti, metodi e strumentazioni da utilizzare nella tecnica NOTES e non esistono, attualmente, piattaforme dedicate e pensate esclusivamente per questo tipo di procedura [5,7].

Nel 2005 fu istituito il NOSCART (*Natural Orifice Surgery Consortium for Assessment and Research*) per studiare e valutare le problematiche legate alla NOTES [26]. Le principali tematiche individuate sono:

- Sicurezza dell'approccio transluminale.

-
- Metodologie di chiusura dell'accesso transluminare.
 - Prevenzione di infezioni legate alla procedura.
 - Sviluppo di un dispositivo di sutura.
 - Orientamento spaziale all'interno della cavità peritoneale.
 - Sviluppo di una piattaforma dedicata.
 - Gestione delle complicazioni intraperitoneali.
 - Modalità di rimozione degli organi.

Gli interventi NOTES vengono effettuati adattando gli strumenti usati in endoscopia.

Gli endoscopi solitamente includono una telecamera per l'ispezione visiva e uno o più canali operativi nel quale possono essere inseriti piccoli strumenti (pinze da presa, forbici, elettrobisturi) per prelevare eventualmente del tessuto ed effettuare una biopsia.

Gli endoscopi in commercio si dividono in due categorie:

- Endoscopio rigido: è costituito da un tubo metallico di diametro da 5 a 8 mm, e lungo da 15 a 30 cm .
- Endoscopio flessibile: solitamente ha un diametro tra i 6 e i 10 mm e lunghezza tra 1 e 1.5 m.

I problemi introdotti dall'utilizzo di una strumentazione endoscopica per questo tipo di interventi sono [2]:

- Difficoltà nell'eseguire operazioni come afferramento, trazione, compressione e divisione dei tessuti con un endoscopio flessibile a due canali. La flessibilità dell'endoscopio, utile nell'attraversamento del lume intestinale, diviene uno svantaggio quando è necessario stabilizzare l'estremità distale per effettuare interventi precisi e sicuri.
- Problema della triangolazione: gli endoscopi a due canali permettono di usare solo due strumenti, paralleli e a breve distanza impedendo di ottenere una visione in profondità della scena.
- Numero di gradi di libertà insufficienti che non consentono al chirurgo sufficiente destrezza: gli endoscopi attuali consentono di muovere gli strumenti in avanti e indietro, di ruotarli e di aprirli e chiuderli con 3 gradi di libertà [32].
- Assenza di piattaforme multitasking in grado di fornire immagini, manipolare efficacemente i tessuti ed in grado di adattarsi ad operazioni attraverso diversi orifizi.

L'approccio puro, a causa delle problematiche elencate, è stato utilizzato raramente sugli

esseri umani [5].

La soluzione attualmente più utilizzata è quella di un approccio ibrido in cui vengono utilizzati uno o più endoscopi inseriti tramite orifizi e strumenti laparoscopici inseriti nella cavità addominale tramite incisioni. Gli strumenti laparoscopici forniscono la necessaria rigidità per effettuare operazioni chirurgiche, ma non sono adatti per applicazioni NOTES perché non sono dotati di sufficiente flessibilità. .

L'approccio ibrido rappresenta un passo intermedio necessario nello sviluppo di una chirurgia mini invasiva e *scarless*, in quanto pone le basi cliniche per consentire lo sviluppo di tecnologie e protocolli per rendere sempre più sicuro ed attuabile questo innovativo approccio chirurgico [30].

Il passaggio al NOTES puro sarebbe auspicabile in quanto limiterebbe il numero di accessi chirurgici e consentirebbe l'effettiva riduzione di dolore, ernie post operatorie ed infezioni dovute alle incisioni. Inoltre permetterebbe di massimizzare il vantaggio estetico [7].

I motivi che limitano l'utilizzo dell'approccio puro sono prevalentemente di carattere tecnologico.

Le grandi aziende biomedicali non sono ancora riuscite a soddisfare questa richiesta. Per il momento l'offerta commerciale si riduce a strumenti endoscopici adattati ad applicazioni per chirurgia mini-invasiva.

1.4 Ricerca e sviluppo per strumentazione NOTES

Negli ultimi anni si è visto un progressivo aumento nell'utilizzo di endoscopi flessibili per applicazioni NOTES in ambito clinico, soprattutto per interventi di colecistectomie e appendicectomie [12].

Gli strumenti utilizzati in queste operazioni sono stati inizialmente sviluppati per procedure diagnostiche e non sono adatti ad operazioni NOTES ad approccio puro (vedi § 1.3).

Per venire incontro alle richieste dei clinici i costruttori di endoscopi hanno progettato degli strumenti più adatti a queste operazioni chirurgiche limitandosi principalmente alla modifica dell'end effector, tralasciando gli aspetti di manovrabilità e controllo dell'intera piattaforma.

L'estremità distale degli endoscopi flessibili, dove sono posizionati gli strumenti chirurgici, può essere controllata attraverso dei cavi di acciaio mentre il resto del corpo rimane passivo [2].

Questo può essere ottenuto principalmente attraverso due tipologie di approccio. Nella prima il dispositivo è azionato direttamente dalle mani del chirurgo tramite delle manopole. Nella

seconda opzione viene interposto uno stadio intermedio comandato dal chirurgo tramite una piattaforma (MASTER), che usa degli attuatori per tirare i fili responsabili del movimento del manipolatore (SLAVE).

Il movimento, così come l'irrigidimento, di questi dispositivi viene ottenuto con una metodologia che mima l'attuazione muscolo-tendinea umana, denominata tecnica *cable driven*.

Di seguito verranno presentati una serie di dispositivi che cercano di superare i limiti degli endoscopi flessibili utilizzati in operazioni NOTES (vedi § 1.3).

Un nuovo prototipo di piattaforma endoscopica multifunzionale sviluppato dalla Olympus Corporation (Center Valley, USA) denominato EndoSAMURAI™ (Figura 6A) è stato utilizzato per un'operazione di resezione di intestino tenue *in vivo* di maiale [31].

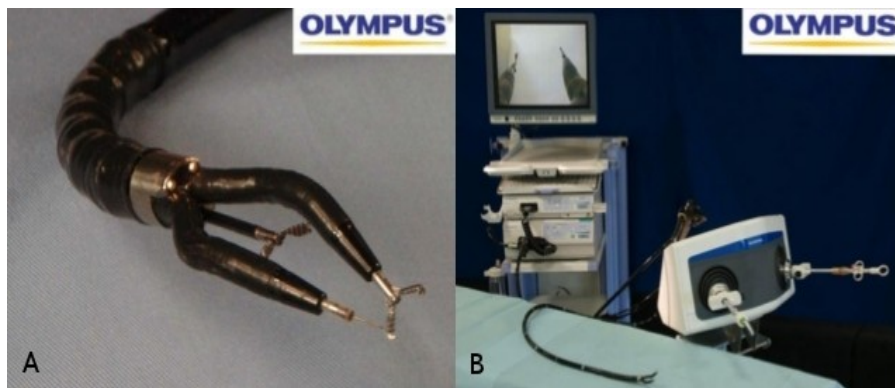


Figura 6: manipolatore (A) e piattaforma operativa (B) dell'EndoSAMURAI™.

Questo sistema è formato da un tubo flessibile tipico degli endoscopi e da due canali dove inserire gli strumenti dell'end effector. I sistemi di visione e di illuminazione seguono gli standard degli endoscopi tradizionali. I due bracci robotici, non essendo in linea con l'asse dell'ottica, forniscono una buona triangolazione. Il chirurgo utilizza la postazione di lavoro con entrambe le mani (Figura 6B) per manovrare gli end effector in maniera analoga alla chirurgia laparoscopica e osserva tali movimenti sul monitor. Un terzo braccio viene utilizzato solo per la ritrazione. La stabilità della piattaforma è garantita dalla rigidità del tubo.

I dati raccolti mettono in evidenza come la qualità dell'anastomosi intestinale (sutura che unisce due visceri cavi in modo da renderli comunicanti) effettuata con questa tecnica sia paragonabile a quella effettuata con suturatrice meccanica o con sutura manuale.

Va fatto notare come questo test sia stato ottenuto con il supporto di altri strumenti laparoscopici inseriti nell'addome tramite trocar, il che non consente di utilizzare il prototipo per applicazioni NOTES ad approccio puro.

Un ulteriore aspetto negativo è la necessità di avere due operatori (uno che si occupa di

manovrare gli end effector, l'altro che posiziona l'endoscopio nella maniera ottimale), che comporta problemi di coordinamento e aumenta i tempi di intervento.

In uno lavoro recente [29] sono state valutate le prestazioni di due prototipi in contrapposizione ad un tradizionale endoscopio flessibile a doppio canale (DCE).

Il primo è l'R-Scope, versione XGIF-2TQ 160R, sviluppato dalla Olympus Corporation (Center Valley, USA) (Figura 7B). Questo dispositivo ha due canali per altrettanti strumenti che si muovono uno in direzione verticale e l'altro orizzontale, ai quali sono stati aggiunti due sollevatori che garantiscono un grado di libertà extra per ciascuno strumento. In questo modo dovrebbe essere garantita la mobilità necessaria per compiere manovre complesse.



Figura 7: Direct Drive Endoscopic System della Boston Scientific Inc. (A) ed R-Scope della Olympus (B).

Il secondo dispositivo testato è il Direct Drive Endoscopic System (DDES), progettato dalla Boston Scientific Inc. (Natick, USA) (Figura 7A), che è formato da una guida flessibile in cui vengono inseriti un endoscopio per la visione di 5 mm di diametro e due strumenti con diametro di 4 mm. L'end effector è dotato di 5 gradi di libertà, altri due gradi di libertà sono dati dalla guida. Gli strumenti vengono comandati dall'esterno mediante due manopole. Questa soluzione garantisce indipendenza tra il sistema di visione e gli strumenti chirurgici, che possono muoversi nello spazio senza vincolare l'endoscopio responsabile della visione. L'innovazione principale del DDES è l'essere progettato secondo i principi del paradigma laparoscopico [32], in cui il chirurgo utilizza gli strumenti chirurgici mentre gli assistenti provvedono alla corretta visualizzazione della scena (Figura 8).



Figura 8: DDES durante un'operazione transluminale.

Il test eseguito consisteva in semplici operazioni di destrezza come afferrare un anello con un braccio meccanico, passarlo all'altro braccio ed infine riposizionarlo su un cuneo.

I risultati dimostrano come il coordinamento bimanuale, definito come la sinergia tra due diversi strumenti nell'esecuzione del movimento, sia migliore utilizzando il DDES rispetto all'R-Scope e al DCE. Anche la qualità dell'operazione è inferiore se viene utilizzato un DCE, in quanto in più occasioni si è persa la presa sull'anello.

Queste osservazioni portano alla conclusione che il DCE non fornisce adeguata coordinazione e precisione nel movimento [29].

Il secondo aspetto negativo riguarda l'insufficiente numero di gradi di libertà garantito dagli endoscopi tradizionali, che non consentono di ottenere un movimento indipendente attorno al sito chirurgico (vedi § 1.3).

Per quanto riguarda l'R-Scope, gli svantaggi principali risultavano essere un disorientamento video-spaziale, le dimensioni dello strumento e la sua flessibilità.

Questo studio dimostra i vantaggi del paradigma laparoscopico, rappresentato dal DDES, rispetto a quello endoscopico. Un'evoluzione ulteriore potrebbe essere la progettazione di un dispositivo che combini i vantaggi di un endoscopio flessibile (diametro piccolo, guida flessibile) con la manovrabilità garantita dalla tecnologia robotica.

Per tentare di risolvere queste problematiche è stato progettato un prototipo di robot chirurgico MASTER-SLAVE [33].

Il sistema è stato testato durante 5 operazioni su animali di dissezione sottomucosa endoscopica *in vivo* e due resezioni a cuneo di fegato di animale *in vivo*.

Il manipolatore (SLAVE) è formato da due bracci robotici con 9 gradi di libertà in totale (Figura 9), che comprendono un uncino cauterizzatore ed una pinza (Figura 10A). Una buona

triangolazione tra sistema di visione e strumenti chirurgici è ottenuta tramite due giunti (apertura/chiusura) che consentono di posizionare i *tools* ai vertici di un ideale triangolo insieme all'ottica.

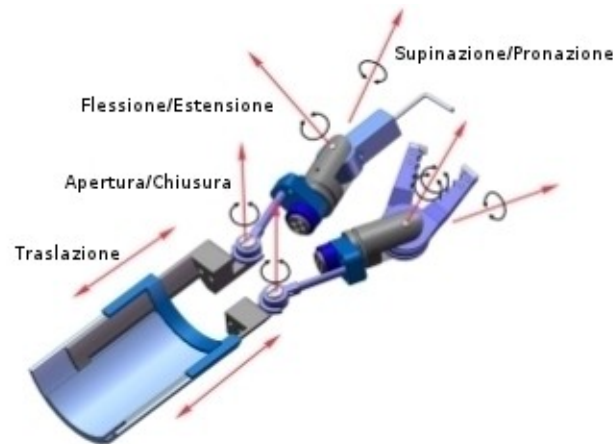


Figura 9: gradi di libertà del dispositivo MASTER-SLAVE.

La console (MASTER) è mostrata in Figura 10C. Questo modulo interpreta i movimenti del chirurgo ed invia dei segnali al sistema di attuatori (Figura 10B), che si occuperà di movimentare correttamente l'end effector.

Il movimento imposto dalle mani del chirurgo viene registrato dagli encoder e viene analizzato dal calcolatore. Questo consente l'implementazione di una funzione di *scaling*, che evita l'attuazione di movimenti bruschi ed indesiderati, e la rimozione dell'instabilità dovuta al tremore delle mani del clinico.

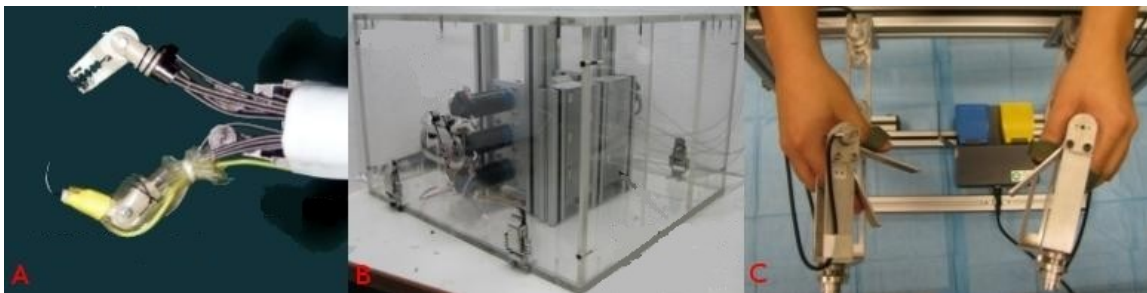


Figura 10: manipolatore distale (A), sistema di attuatori (B) e console MASTER (C).

Questo sistema non è comunque in grado di compiere operazioni complesse come colecistomie e non consente al chirurgo di avere una retroazione optica.

1.5 Limiti dei prototipi presenti in letteratura

La possibilità di operare all'interno della cavità peritoneale attraverso piccole incisioni in organi cavi rappresenta uno spostamento paradigmatico importante nell'ambito della chirurgia

generale. Dal punto di vista clinico questo approccio risulta essere conveniente, dato che elimina le incisioni addominali e promette di ridurre il dolore post operatorio, tuttavia i limiti tecnologici attuali non consentono di sfruttare a pieno i vantaggi di questa procedura. Per questa ragione la maggior parte delle operazioni vengono eseguite seguendo un approccio ibrido, che comporta l'utilizzo sia di un endoscopio flessibile a due canali sia di strumenti laparoscopici.

Una delle sfide maggiori che è stata affrontata e parzialmente risolta è il concetto di triangolazione tra sistema di visione e strumenti chirurgici. L'aver ridotto il numero di siti di accesso ha costretto i progettisti a posizionare gli strumenti sulla punta dell'endoscopio a distanza ravvicinata ed in linea con l'asse dell'ottica. Questo impedisce al chirurgo di eseguire operazioni di trazione e controtrazione per la mancanza della percezione della profondità [2]. Inoltre non permette di muovere gli strumenti mantenendo fissa la scena sull'area chirurgica. Utilizzando una guida flessibile dentro la quale vengono inseriti un endoscopio responsabile della visione e due *tools* chirurgici si ottiene la triangolazione necessaria e l'indipendenza tra ottica e manipolatore [32].

La maggior parte dei prototipi sviluppati negli ultimi anni si limitano ad una modifica dell'end effector degli endoscopi flessibili, il che non offre una soluzione definitiva al problema [2].

Le necessità espresse dal clinico dovrebbero indirizzare la ricerca verso lo sviluppo di una piattaforma multifunzionale, che possa essere utilizzata in maniera autonoma durante la singola operazione [29,32]. Nelle operazioni che seguono il modello endoscopico il chirurgo controlla la navigazione, il sistema di insufflazione di gas ed aggiusta l'endoscopio costantemente per visualizzare il sito chirurgico. Il suo assistente manipola gli strumenti ed è responsabile della loro sostituzione. Questa soluzione aumenta il carico di stress e lo sforzo mentale del chirurgo, aumentando il rischio di errori [32]. Per questi motivi è necessario sviluppare una piattaforma ergonomica che consenta ad una sola persona di gestire il dispositivo.

Un limite ulteriore riscontrato nell'analisi di alcuni prototipi [34] è il fatto che gli strumenti siano fissati sulla punta dell'endoscopio, obbligando il chirurgo a sfilare l'intero dispositivo inserito nel paziente per cambiarli.

Per via delle dimensioni ridotte dei canali nei dispositivi finora progettati, gli end effector utilizzati sono piccoli e deboli, il che pone un problema durante l'afferramento e la manipolazione dei tessuti [2].

Il problema della movimentazione può essere risolto andando ad aumentare il numero di gradi di libertà del dispositivo [29]. L'utilizzo di una piattaforma MASTER-SLAVE che utilizza un sistema di attuatori per la movimentazione degli strumenti è un passo in avanti che consente di

comandare in maniera più efficiente il manipolatore, ma è comunque legata ancora alla tecnica *cabl driven* che comporta un eccessivo ingombro riducendo così il numero di end effector utilizzabili [33].

1.6 Requisiti clinici e tecnologici

I laboratori di ricerca internazionali hanno prodotto numerosi studi che sottolineano la necessità dello sviluppo di una piattaforma concepita specificamente per applicazioni NOTES.

I progetti si concentrano soprattutto sui sistemi di movimentazione del dispositivo (che convergono spesso verso una soluzione robotizzata [35,36], sui sistemi di visione e sui sistemi di manipolazione dei tessuti (anch'essi preferibilmente robotizzati). Particolare attenzione viene dedicata anche allo studio degli aspetti legati all'ergonomia, ovvero l'interazione tra chirurgo e piattaforma.

I requisiti seguenti tracciano una linea guida per la definizione di una nuova piattaforma per operazioni transluminari:

- **Tecnologie robotiche:** per superare i limiti di manovrabilità degli endoscopi flessibili attualmente utilizzati è utile sviluppare un'architettura modulare movimentabile tramite attuatori meccanici. In questo modo ci si aspetta di ottenere un manipolatore con un maggior numero di gradi di libertà che consenta al chirurgo di svolgere operazioni complesse con destrezza e precisione (vedi § 1.5). Il sistema formato da polso e mano umana possiede 7 gradi di libertà, per questo sarebbe necessario sviluppare un dispositivo che possa ricreare questa caratteristica [3]. Una seconda conseguenza dell'utilizzo di attuatori è l'aumento della forza esercitabile nelle operazioni di trazione, compressione e taglio dei tessuti. Un sistema formato da più segmenti consentirebbe inoltre un grado di controllabilità della forma del dispositivo irraggiungibile con la strumentazione endoscopica. Questa tecnologia di attuazione permette al chirurgo di irrigidire il dispositivo a proprio piacimento.
- **Sistema di visione:** l'applicazione richiede immagini ad alta qualità, real time, illuminate in maniera adeguata e la possibilità di mettere a fuoco oggetti a diverse distanze tramite zoom ottico [8].
- **Triangolazione:** per risolvere il problema della parallasse (vedi § 1.5) bisogna evitare che gli strumenti chirurgici e l'ottica siano paralleli e a distanza ravvicinata.
- **Miniaturizzazione:** gli elementi di elettronica, meccanica ed ottica devono soddisfare stringenti specifiche dimensionali per potere essere inseriti nel corpo umano.

-
- **Ergonomia:** la chirurgia endoscopica non consente ad un solo operatore di eseguire l'intervento, il che richiede elevato sincronismo tra endoscopista ed il suo assistente. Questo aumenta i tempi operatori e la possibilità di errori umani (vedi § 1.5). Deve essere preso in considerazione lo sviluppo di una piattaforma che consenta ad una sola persona di effettuare l'intervento.
 - **Feedback multisensoriale:** il micro robot dovrebbe essere equipaggiato con sensori che permettano di monitorare la sua posizione spaziale, i parametri fisiologici all'interno del corpo (pH, pressione, umidità) e l'interazione in termini di forze e pressioni del dispositivo sui tessuti biologici [2]. Sull'end effector dovrebbero essere presenti dei sensori di forza per fornire all'operatore una retroazione aptica (vedi § 1.4).
 - **Sterizzabilità:** i componenti che interagiscono con il sistema biologico devono essere di materiali sterilizzabili.
 - **Piattaforma multitask:** bisogna dotare l'apparato modulare di un numero sufficiente di canali di lavoro e prevedere la possibilità di sostituire rapidamente gli strumenti chirurgici, senza dover sfilare l'intero dispositivo inserito nel paziente (vedi § 1.3).
 - **Protocollo:** per rendere la NOTES un'alternativa accettabile nella pratica clinica è necessario definire un protocollo per l'individuazione del percorso più sicuro di attraversamento degli organi interni.

1.7 Tecnologie e sistemi per la robotica

Dai requisiti formulati nel paragrafo precedente emergono le caratteristiche di una nuova piattaforma robotica per applicazioni NOTES, che dovrà essere necessariamente equipaggiata con attuatori che siano in grado di generare movimento e produrre forze per la manipolazione dei tessuti biologici. Il dispositivo dovrà integrare un certo numero di sensori per fornire informazioni sull'interazione tra dispositivo e sistema fisiologico.

1.7.1 Sistemi di attuazione

In questa applicazione sarà necessario l'utilizzo di attuatori miniaturizzati che avranno il compito di:

- Movimentare il robot.
- Manipolare i tessuti (afferramento, taglio, compressione).
- Regolare lo zoom ottico del sistema distale di visione.

Gli attuatori trasformano determinate forme di energia in energia meccanica. I principi di funzionamento sono molti e per ogni tipologia bisogna prendere in considerazione prestazioni, efficienza, semplicità di utilizzo, consumo di energia e miniaturizzazione.

Di seguito viene presentata una panoramica dei principi di attuazione maggiormente utilizzati in ingegneria, indicando pregi e difetti rispetto alla piattaforma robotica che deve essere sviluppata.

Attuatori elettromagnetici: trasducono una potenza d'ingresso di tipo elettrico in energia meccanica e sono composti da due parti, lo statore (parte fissa) e il rotore (parte mobile). Il principio fisico su cui si basano questi tipi di motori è formalizzato dalla legge di Faraday:

$$f.e.m. = \frac{-d\Phi_B}{dt}$$

In sintesi, facendo scorrere corrente all'interno di una spira immersa in un campo magnetico costante, ai lati opposti della stessa scorrerà una corrente di segno contrario. Le forze magnetiche indotte sui due segmenti risulteranno anch'esse opposte e ciò causa una coppia che farà ruotare la spira. Gli attuatori elettromagnetici si dividono in due principali categorie: motori in corrente continua (DC) e in corrente alternata (AC).

1. Motori in corrente continua (Figura 11):

- Motore a spazzole [37]: costituito da una parte che gira ed una che genera un campo magnetico fisso. Sul rotore sono presenti spire attraversate da corrente che portano alla generazione di forze di attrazione e repulsione con i magneti permanenti dello statore. La continuità della rotazione è ottenuta tramite un collettore a spazzole che inverte due volte al giro la direzione della corrente. In questo modo il campo magnetico generato non si allinea mai a quello dello statore. La velocità di rotazione dipende da tensione, corrente assorbita e carico applicato. I principali limiti di questa categoria di attuatori sono legati al collettore a spazzole che tende a consumarsi rapidamente, limita la massima velocità di rotazione raggiungibile e causa disturbi di tipo elettrico. Un altro limite è rappresentato dalla scarsa efficienza, dato che molta energia viene dispersa per effetto Joule.
- Motore *brushless*: il principio di funzionamento è lo stesso dei motori a spazzola, ma a differenza di questi la commutazione della corrente che circola nelle spire avviene elettronicamente e non per via meccanica (non c'è il collettore a spazzole). L'assenza di spazzole comporta grossi vantaggi, primo fra i quali l'aumento della vita attesa del

motore. Altri pregi di questi dispositivi rispetto a quelli visti in precedenza sono il minor rumore elettromagnetico, il basso ingombro rispetto alla potenza erogabile e l'elevata efficienza. Il costo di questa tipologia di motori è decisamente superiore rispetto a quelli a spazzola. Negli ultimi anni sono stati molto utilizzati in campo industriale, data la possibilità di ottenere movimenti precisi e veloci con ingombri decisamente contenuti. Sono dotati di sistemi di controllo sofisticati e programmabili i quali permettono grande versatilità, completo controllo del motore e diagnostica rapida in caso di malfunzionamento.

- Motore passo-passo: chiamato anche *stepper* è un motore a corrente continua, senza spazzole, in grado di suddividere la rotazione in un certo numero di passi discreti. Questo tipo di attuatore viene spesso utilizzato in applicazioni robotiche grazie alla sua precisione in termini di spostamento angolare e velocità di rotazione. I suoi principali pregi sono il costo contenuto, la possibilità di controllo digitale ad anello aperto (che li rende semplici da utilizzare), la robustezza, il basso momento d'inerzia e la stabilità nella posizione a rotore bloccato rispetto ai motori *brushless*. I difetti sono rappresentati dalla produzione di calore, dalle forti vibrazioni provocate a bassi regimi di frequenza e dalla velocità di rotazione massima intorno a 1000-1500 rpm. Per applicazioni di fascia alta si preferisce utilizzare motori *brushless*.



Figura 11: motori in corrente continua (DC). Da sinistra a destra: motore a spazzole, motore brushless, motore passo-passo.

2. Motori a corrente alternata:

- Motore sincrono: la sua velocità di rotazione è sincronizzata con la frequenza della rete elettrica. La sua limitata praticità ne limita l'applicazione ai campi in cui è richiesta velocità di rotazione precisa e stabile, come ad esempio l'industria della carta. Vengono anche utilizzati, data la buona precisione della frequenza della rete elettrica, in meccanismi temporizzatori quali timer di elettrodomestici.

-
- Motore asincrono: in questi attuatori, detti anche motori ad induzione, la velocità di rotazione dell'albero è minore della velocità di rotazione del campo magnetico generato dagli avvolgimenti di statore. Inoltre non c'è sincronismo tra le due velocità.

Attuatori idraulici, si dividono in 3 categorie:

- A pistone: costituito da due parti meccaniche, cilindro e pistone. Lo stelo scorre all'interno del cilindro per effetto della pressione esercitata da un fluido contenuto all'interno del cilindro. I difetti sono rappresentati dall'attrito e dalla necessità di sigillarli.
- A camera elastica: gli attuatori elastici sono composti da un tubo cilindrico al cui interno sono ricavate tre camere parallele e le cui pressioni vengono controllate separatamente. Una differente pressione nelle camere fa sì che il cilindro si pieghi nella direzione della camera a minore pressione. In questo tipo di tecnologia il problema dell'attrito è assente.
- A turbina: molto facili da realizzare, ma con lo svantaggio di avere un'efficienza ridotta e un attrito non trascurabile.

Il fluido che viene utilizzato è solitamente olio pressurizzato a 5-330 bar. Questo tipo di attuatori è in grado di produrre forze molto elevate e ampio range di movimento, ma presentano difficoltà nel controllo e dimensioni notevole. È improbabile che si riesca ad ottenere attuatori idraulici adeguatamente miniaturizzati per applicazioni micro robotiche.

Attuatori pneumatici: il principio di funzionamento è il medesimo di quelli idraulici, la differenza sta nel fluido utilizzato che in questo caso è rappresentato da un gas. Essendo il gas un fluido comprimibile, le forze generate e le velocità ottenibili sono inferiori rispetto ai dispositivi idraulici. Inoltre la comprimibilità dell'aria rende impossibile un controllo in posizione. L'utilizzo dell'aria compressa come vettore di energia comporta vantaggi quali la pulizia, l'anti deflagranza e l'insensibilità alle variazioni di temperatura. Questi dispositivi sono semplici ed economici e il loro principale difetto è rappresentato dalla scarsa controllabilità in posizione.

Leghe metalliche a memoria di forma (SMA): sono particolari leghe metalliche in grado di recuperare la propria forma dopo una deformazione tramite adeguato trattamento termico. Le leghe a memoria di forma sono caratterizzate da due fasi: martensite (stabile a basse temperature) e austenite (stabile ad alte temperature). Un attuatore a memoria di forma può essere controllato termicamente o elettricamente (riscaldamento per effetto Joule), consentendo l'azionamento di un dispositivo.

I principali vantaggi di un attuatore SMA sono rappresentati dalla semplicità di costruzione, installazione ed utilizzo (2 stati: on-off), dall'entità delle forze generabili, dai bassi costi associati e

dalle condizioni di lavoro pulite e silenziose. Risultano essere molto adatte ad applicazioni miniaturizzate, vista la possibilità di generare cavi sottilissimi, dell'ordine del micron. I problemi riguardano le basse prestazioni in termini di deformazione (10% della lunghezza) e di banda (1 Hz), la presenza di isteresi e la difficoltà del controllo in posizione. Il principale limite è quello della banda in quanto il recupero di forma, a causa della difficoltà nel disperdere il calore, può avvenire con una frequenza massima di 1 Hz e non esistono, attualmente, soluzioni che siano in grado di aumentarla.

Attuatori piezoelettrici : i materiali piezoelettrici hanno la peculiarità di generare una deformazione meccanica quando sono sottoposti ad una differenza di potenziale. Gli attuatori piezoelettrici vengono utilizzati per applicazioni in cui viene richiesto un notevole trasferimento di energia, una grande precisione nel posizionamento, elevata velocità di risposta, basso consumo e basse emissioni elettromagnetiche. Questo tipo di dispositivi richiedono solitamente tensioni molto elevate, nell'ordine dei 40 V. Per le loro caratteristiche vengono spesso utilizzati per movimentare le lenti delle macchine fotografiche.

- Motori *inchworm* (Figura 12): utilizzano attuatori piezoelettrici per muovere un'asta con precisione nanometrica. Il movimento in una direzione deriva dall'attivazione sequenziale di 3 elementi. Essi sono in grado di produrre un movimento di soli pochi micron, ma con un'elevata frequenza di attivazione (migliaia di Hz) si ottiene un movimento continuo.

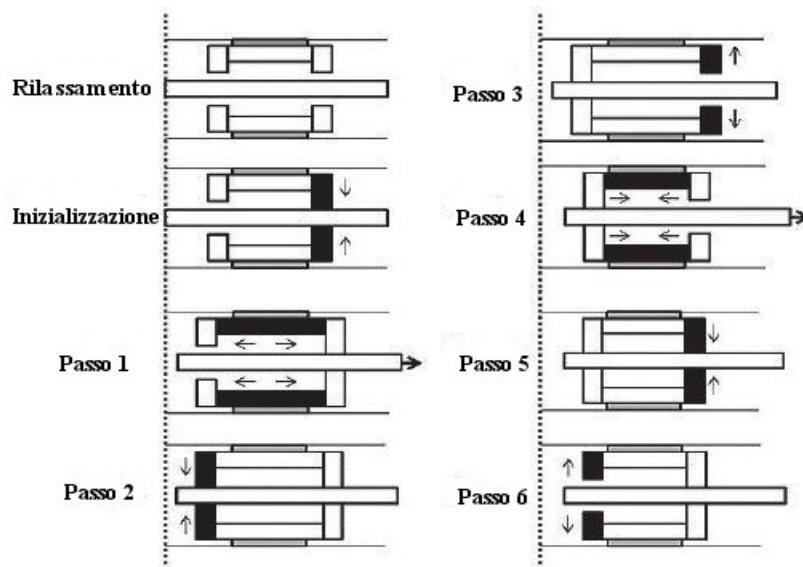


Figura 12: *inchworm*, ciclo di spostamento.

- *Squiggle* motor (Figura 13): movimentano una vite mediante vibrazioni ultrasoniche prodotte da attuatori piezoelettrici. I cristalli sono posti longitudinalmente sui quattro lati

della madre vite e, grazie ad una alimentazione coordinata, provocano lo scorrimento della vite. Il grande vantaggio di questi motori, soprattutto in applicazioni biomedicali dove la sicurezza è un fattore cruciale, è che sono in grado di lavorare a tensioni molto minori di 40 V. Il motore *squiggle* può essere alimentato fino a 2.8 volt, non ha necessità di ingombranti *boost* per amplificare la tensione e può perciò essere facilmente miniaturizzato. Grazie a queste caratteristiche si è deciso di includere nel progetto questo tipo di tecnologia, per movimentare le lenti del sistema di visione distale. Per una descrizione più approfondita si rimanda al capitolo 2.

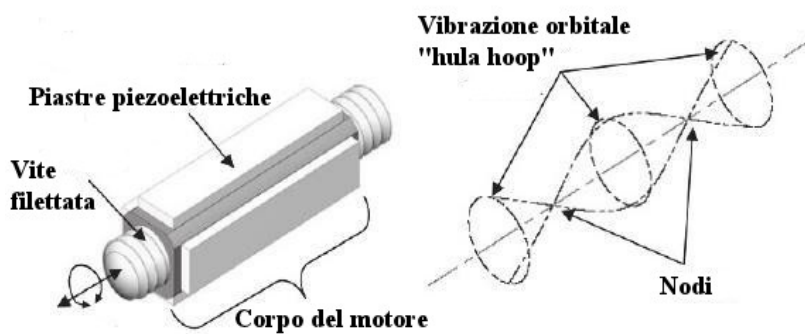


Figura 13: architettura di un motore piezoelettrico di tipo *squiggle*.

1.7.2 Sensori

La nuova piattaforma NOTES dovrà essere equipaggiata con un certo numero di sensori per:

- Fornire un feedback sulla posizione dei moduli (propriocezione).
- Garantire un feedback che permetta un controllo ad anello sulla luminosità dell'ambiente.
- Restituire informazioni sull'interazione tra dispositivo e ambiente fisiologico, soprattutto per evitare che vengano esercitate pressioni troppo elevate su tessuti biologici.
- Fornire informazioni sullo stato del sistema fisiologico.
- Consentire la visualizzazione della scena.

Serviranno sensori di movimento per la misura dello spostamento dei giunti dei bracci robotici, sensori di forza e pressione per misurare l'interazione del robot con i tessuti (sia dei giunti che dei manipolatori) ed un sensore di immagine per il sistema distale di visione. Potranno essere eventualmente utilizzati sensori di pH e di umidità, per fornire informazioni sui parametri fisiologici del sito chirurgico. Questi ultimi non sono stati inclusi nel progetto descritto in questa tesi.

Di seguito vengono elencate alcune tipologie di sensore per rilevare le grandezze in esame.

Sensori di posizione:

- Encoder magnetici: si basano sull'effetto Hall che consiste nella formazione di una differenza di potenziale sulle facce opposte di un conduttore elettrico dovuta a un campo magnetico perpendicolare alla corrente che scorre in esso. La tensione varierà dunque a seconda dell'angolo tra elemento sensibile e campo magnetico e sarà massima a 90 gradi. Esistono in commercio vari tipi di sensori magnetici che possono fornire uscite analogiche, digitali o PWM. Rispetto ad altri tipi di encoder, come quelli ottici, questa categoria di sensori ha una miglior risposta in frequenza, banda passante maggiore, dimensioni e peso inferiori e alta immunità a disturbi elettromagnetici esterni. Queste caratteristiche li rendono particolarmente adatti ad applicazioni micro robotiche e sono stati pertanto inclusi nel progetto. Per una descrizione del dispositivo utilizzato si rimanda al capitolo 2.

Sensori di forza e pressione:

- Estensimetrici: detti anche *strain gauge* sono sensori che rilevano deformazioni meccaniche trasformandole in variazioni di resistenza. Sono costituiti da un elemento sensibile (di materiale metallico o semiconduttore), la cui resistenza varia a seguito di deformazioni. Per misurare un segnale in uscita risulta evidente la necessità di alimentare il sensore. Siccome la resistenza varia anche a seconda della temperatura bisogna implementare un particolare condizionamento (ponte di Wheastone) per scongiurare gli effetti termici. In medicina trovano applicazioni in strumenti chirurgici sensorizzati o in dispositivi per la misura della pressione sanguigna.
- Capacitivi: molti sensori di pressione sfruttano la deformazione di una membrana. Nei sensori di tipo capacitivo la membrana costituisce una delle armature del condensatore. Un'eventuale pressione farà variare la distanza tra le armature e di conseguenza il valore della capacità. Questo tipo di sensore viene utilizzato anche nelle tecnologie *touchpad*. In medicina vengono utilizzati anche in applicazioni per chirurgia mini-invasiva.
- Fibra ottica: la pressione su una fibra ottica provoca una variazione delle modalità di riflessione della luce al suo interno. In medicina vengono spesso utilizzati per misurare la pressione sanguigna in punta di catetere. Applicazioni più complesse e raffinate permettono di ottenere sensori tattili che possono fornire una mappa della forza applicata. Questi sensori hanno grande sensibilità e forniscono un output semplice da processare, ma non sono ancora abbastanza resistenti per essere utilizzati con successo in applicazioni pratiche.

-
- Piezoresistivi: si basano sull'effetto piezoelettrico, ad una loro deformazione corrisponde una tensione proporzionale in uscita. Non necessitano di alimentazione e sono molto utilizzati nelle piattaforme di forza.
 - Sensori elettromagnetici: si basano anch'essi sull'effetto Hall descritto precedentemente. Ciò che si misura è uno spostamento a cui viene poi relazionata una pressione.
 - IR Skin: tecnologia sviluppata dalla NASA, è una pelle artificiale per robot in cui gli elementi sensibili sono formati da una moltitudine di piccoli sensori sensibili alla radiazione infrarossa.

Sensori di luminosità:

- Fotodiodo: è una giunzione attiva p-n che opera in polarizzazione inversa. Quando una radiazione luminosa incide sulla giunzione viene generata una corrente inversa proporzionale all'intensità luminosa. La risposta lineare di tale dispositivo lo rende applicabile come fotorilevatore in diverse applicazioni. Il dispositivo miniaturizzato utilizzato nel progetto sarà descritto nel secondo capitolo.
- LDR (*light dependent resistance*): sono sensori basati sulla variazione di resistenza di un semiconduttore a causa della radiazione ottica incidente. Si verifica un effetto fotoelettrico interno per cui maggiore è la radiazione incidente, maggiore sarà la conduttività del semiconduttore. La relazione tra resistenza e livello di illuminazione è fortemente non lineare e il range di frequenze luminose che possono rilevare è piuttosto limitato.

Sensori di umidità:

- Igrometri resistivi: la maggior parte degli isolanti elettrici mostrano una sensibile diminuzione di resistività all'aumentare del contenuto di acqua in essi presente. Se viene aggiunto un mezzo igroscopico (e.g. cloruro di litio, LiCl), la diminuzione di resistività risulta ancora maggiore. La misura della variazione di resistenza elettrica in funzione della variazione di umidità consente di avere così un igrometro resistivo.
- Igrometri capacitivi: la variazione di pressione di vapor d'acqua fa variare la permittività elettrica dell'aria, causando una variazione di capacità dipendente dall'umidità.
- Sensori a fibra ottica *cladding-based*: il *cladding* della fibra viene realizzato in un certo tratto con materiale polimerico e reagenti chimici selettivi in grado di assorbire la sostanza di cui si vuole misurare la concentrazione. Ciò determina variazioni dell'indice di rifrazione del *cladding* e quindi della luce trasmessa dalla fibra. Sensori di questo tipo possono essere utilizzati per la misura dell'umidità. La quantità di vapore assorbito dal *cladding* poroso

varia ovviamente con l'umidità del gas entro cui si trova la fibra.

Sensori di immagine (Figura 14):

- CCD: dispositivo integrato basato su tecnologia MOS in grado di generare immagini ad alta qualità accumulando e leggendo la carica indotta dall'interazione fra una matrice di elementi semiconduttori e la radiazione luminosa. Pixel di materiale semiconduttore accumulano carica libera se colpiti da fotoni (effetto fotoelettrico) e vengono letti in un processo sequenziale di *read-out* (circuiteria esterna) che trasforma la carica in tensione. Il *read out* limita la frequenza di acquisizioni delle immagini, in quanto richiede un certo tempo.
- CMOS: si basa sullo stesso principio di funzionamento del CCD, con la differenza che l'elettronica che trasforma la carica in tensione è sul pixel. Ogni pixel fornisce direttamente un segnale elettrico proporzionale all'intensità luminosa. Rispetto alla tecnologia CCD i sensori di immagine CMOS sono più economici e più veloci. La tecnologia che sta alla base del principio di funzionamento è relativamente recente, il che non consente ancora di ottenere immagini con qualità e risoluzione pari ai CCD.

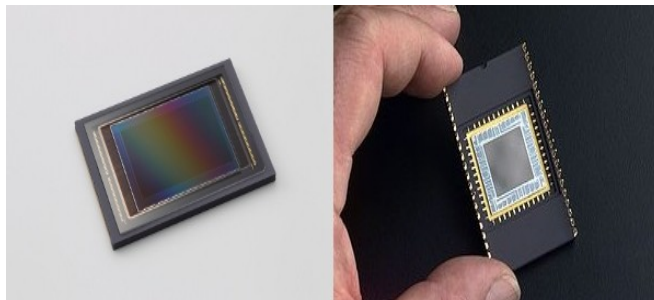


Figura 14: CMOS (sinistra) e CCD (destra).

1.8 Scopo della tesi

Nei precedenti paragrafi sono state analizzate le operazioni presenti in letteratura che seguono l'approccio NOTES e le tecnologie utilizzate durante questi interventi. Da queste sono stati estrapolati i limiti di tali dispositivi (per lo più endoscopi flessibili modificati per chirurgia mini invasiva) ed i requisiti per lo sviluppo di una nuova piattaforma specifica per interventi NOTES.

La definizione dell'architettura modulare del micro robot è frutto di uno studio precedente e verrà descritta nel primo paragrafo del secondo capitolo.

Il presente lavoro di tesi si è concentrato sull'analisi e sullo sviluppo del sistema elettronico di controllo e di gestione dell'ottica.

Da questo studio ci si aspetta la realizzazione di un circuito stampato (PCB) che integri:

-
- Un sistema di illuminazione in grado di fornire complessivamente 200 lumen, in linea con i criteri usati in endoscopia [47].
 - Un controllo a feedback che consenta di mantenere il livello di luminosità della scena costante a fronte di variazioni ambientali.
 - Un sistema di attuatori per muovere le lenti dell'ottica e regolare il livello di zoom dell'immagine.
 - Un controllo a feedback sugli attuatori, per verificare che le lenti vengano spostate in maniera sincrona.
 - Un sistema di comunicazione che gestisca la connessione tra calcolatore e microcontrollore e tra i vari integrati sulla scheda.

A questo devono seguire la scrittura dei firmware per la gestione degli integrati e l'implementazione software dell'interfaccia utente calcolatore.

Per concludere si dovrà procedere all'adozione di un opportuno set up sperimentale e alla verifica dei risultati attesi.

La tesi è perciò organizzata nei seguenti capitoli:

- Capitolo 2: descrive l'architettura del micro robot, la scelta dei componenti necessari ed il design del circuito stampato. Inoltre espone l'implementazione dei firmware per la gestione dell'intera scheda e del set up sperimentale.
- Capitolo 3: illustra i risultati ottenuti.

Un capitolo conclusivo sarà dedicato alla sintesi del lavoro svolto, alle conclusioni ed agli sviluppi futuri.

Capitolo 2

Materiali e metodi

2.1 Il progetto Snake

Alla luce delle problematiche descritte nel precedente capitolo risulta evidente la necessità di sviluppare una piattaforma specifica per l'esecuzione delle tecniche NOTES, in modo da poter sfruttare i numerosi vantaggi che questo approccio chirurgico può offrire.

Il progetto Snake si occupa proprio dello sviluppo di una piattaforma robotizzata per applicazioni NOTES, cercando di superare i limiti tecnologici che finora hanno scoraggiato le grandi aziende biomediche ad investire su apparecchiature specifiche per questo tipo di applicazioni.

L'idea di base di questo progetto, sviluppato in collaborazione con diverse Università (Università degli Studi di Genova, Università degli Studi de L'Aquila, Università degli Studi di Bergamo), è di proporre un robot modulare che mimi il movimento di un serpente. La letteratura scientifica presenta numerosi esempi di robot con questo tipo di caratteristiche [38] (Figura 15), cioè la capacità di ciascun elemento del "corpo" di seguire il percorso della "testa". Questo permette di pianificare un percorso, ad esempio per evitare ostacoli, impostando solo la traiettoria della testa del robot. Ciò risulta molto vantaggioso in ambito chirurgico, dove è di fondamentale importanza evitare il danneggiamento di strutture vitali appartenenti al distretto anatomico dove si sta svolgendo l'operazione. Basterebbe pianificare solo la traiettoria dell'end-effector ed il corpo eviterebbe gli ostacoli di conseguenza.

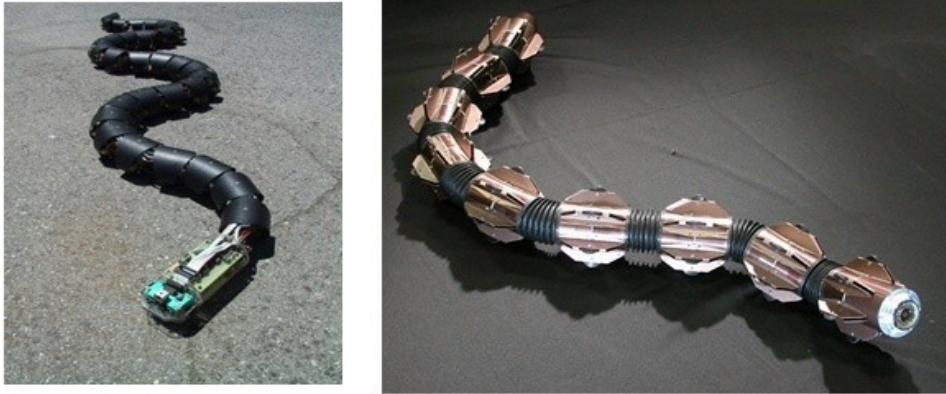


Fig. 15: esempi di snake-like robot.

2.2 Architettura del robot modulare

A partire dai requisiti tecnici e clinici descritti (vedi § 1.7) si è arrivati ad un concept di piattaforma per NOTES costituita da una catena cinematica di moduli identici collegati in serie (Figura 16).

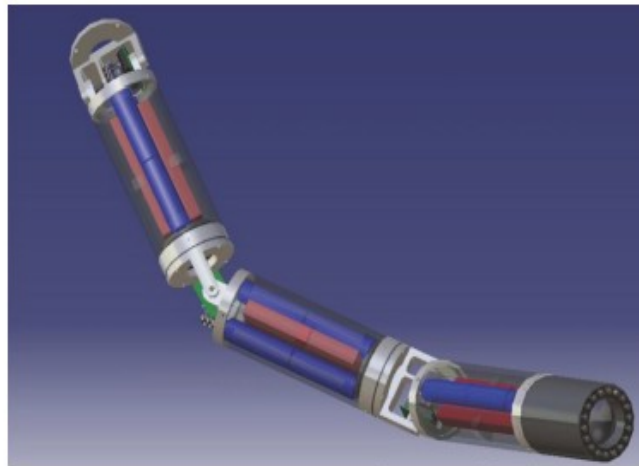


Figura 16: architettura modulare del robot.

L'end-effector del robot è dotato di strumenti chirurgici e di una telecamera per la visione. Questo tipo di configurazione permette al chirurgo di posizionare i manipolatori con maggior accuratezza rispetto ai sistemi basati su endoscopi flessibili e di irrigidire la catena cinematica secondo la volontà dell'utente [39]. Per quanto riguarda gli strumenti chirurgici l'idea è quella di dotare il dispositivo di due *tool*, uno a destra e uno a sinistra della telecamera, i quali sono chiusi lungo il corpo del robot durante l'inserimento della sonda per poi aprirsi una volta raggiunto il

distretto fisiologico interessato dall'operazione. Questo aspetto, come lo studio della cinematica del dispositivo, rientrano negli obiettivi futuri del progetto (vedi § 4.2).

Il concept del robot, del sistema di visione e la scelta dei componenti riguardanti la catena cinematica sono stati affrontati in precedenti lavori di tesi [40], di seguito se ne fanno dei brevi accenni per contestualizzare il presente elaborato.

Ogni modulo è di forma cilindrica (diametro 10 mm, altezza 40-50 mm) ed è collegato a quello successivo mediante un giunto dotato di due gradi di libertà (Figura 17):

- Rotazione assiale o torsione (360° intorno all'asse di simmetria del robot).
- Flessione longitudinale o bending ($\pm 90^\circ$ intorno ad un asse perpendicolare all'asse di simmetria del robot).

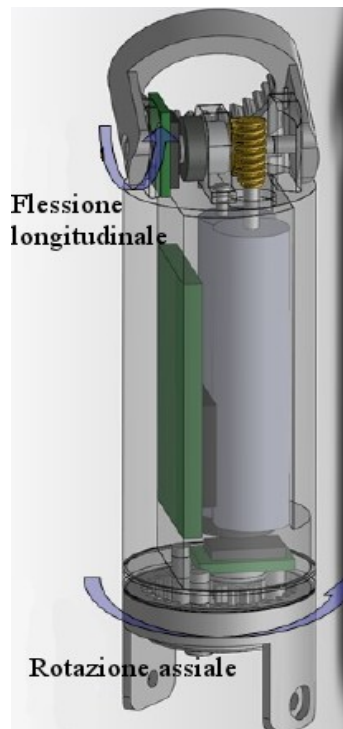


Figura 17: giunto trasversale e assiale.

Il dispositivo è progettato per essere inserito nella cavità addominale attraverso una singola incisione mentre la parte prossimale del robot viene connessa ad un macro-posizionatore.

Il numero di gradi di libertà dell'intero sistema dipende dal numero di moduli robotici identici connessi in serie. Connettendo 3 moduli è possibile ottenere un sistema con 6 gradi di libertà, come richiesto nelle specifiche del robot [41].

Ognuno dei moduli robotici che compongono il dispositivo possiede due micro motori elettrici di tipo *brushless* che vengono pilotati, mediante opportuni driver, da due microcontrollori

(Figura 18). Ciascun giunto è dotato di un encoder per la misura angolare della sua posizione. Ogni unità è equipaggiata con un sensore di forza miniaturizzato mono-assiale, per monitorare le interazioni del robot con i tessuti biologici, mentre la comunicazione con il PC avviene tramite un bus CAN. Allo stesso bus si collegano anche i microcontrollori che comandano gli end-effector (Figura 18).

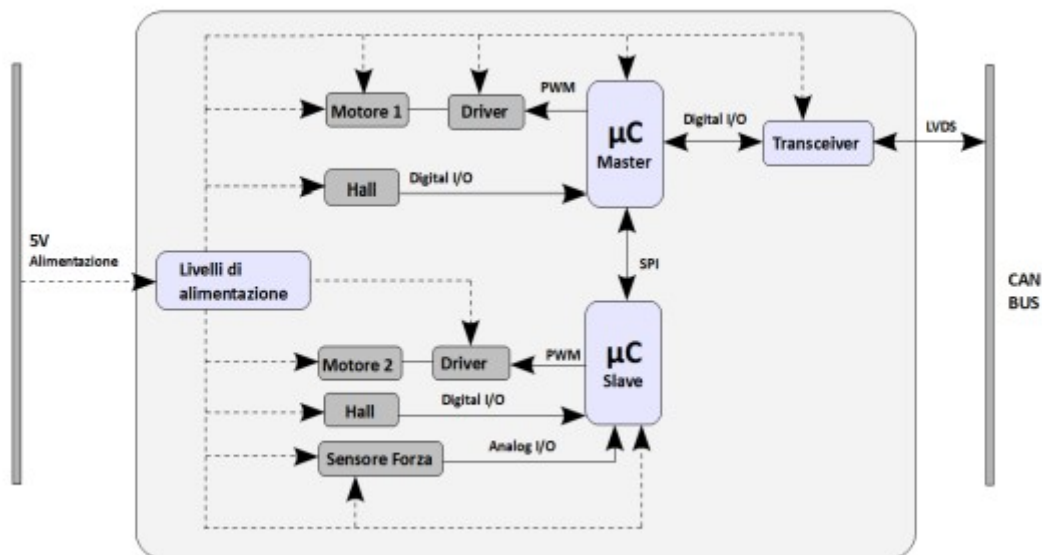


Figura 18: schema a blocchi del modulo robotico.

2.3 Introduzione al sistema di visione

Gli endoscopi standard utilizzano telecamere prossimali (il sensore d'immagine è all'esterno del corpo del paziente e l'immagine viene convogliata mediante fibre ottiche), con il grande vantaggio di non porre limiti sulle dimensioni dei sensori. In questo modo è possibile ottenere immagini ad elevata qualità e risoluzione.

Questo tipo di tecnologia risulta più adatto ad endoscopi rigidi in quanto le fibre ottiche, se curvate oltre un certo angolo, non sono più in grado di restituire l'immagine [2]. In un'applicazione robotica di questo tipo è evidente la necessità di un sistema di visione distale, possibilmente dotato di gradi di libertà propri, per permettere al chirurgo di osservare la scena da diverse angolazioni. Questo permetterebbe di ricreare con più facilità l'effetto di triangolazione che si ha quando il sistema di visione rappresenta il vertice di un triangolo dove gli altri due vertici sono gli strumenti.

La visione stereoscopica comporta numerosi vantaggi rispetto a quella monoculare: potrebbe migliorare la comprensione anatomica, la coordinazione occhio-mani e fornire dati

tridimensionali da cui sarebbe possibile estrapolare importanti informazioni riguardanti le superfici e la struttura volumetrica degli organi. Molti studi dimostrano come la visione stereoscopica riduca notevolmente gli errori di movimentazione [42,43].

Nonostante questi vantaggi bisogna considerare che la riproduzione di immagini stereoscopiche è molto complicata e si basa sulla differenza di immagini restituite da due telecamere che, in questo caso, sarebbero poste molto vicine e perciò darebbero un effetto di tridimensionalità molto ridotto.

Questo ha scoraggiato molti progettisti nell'includere questo tipo di tecnologia in applicazioni microrobotiche a scopo clinico.

Montare distalmente la telecamera introduce sfide dal punto di vista delle dimensioni del sensore, dell'ottica, dell'elettronica e del packaging. Per registrare immagini del tratto digestivo sono state sviluppate delle capsule miniaturizzate monouso denominate *pill cam* (Figura 19), ma le scarse performance (bassa risoluzione temporale, 2 Hz) e la mancanza di controllo di posizione le rende utilizzabili solo in diagnosi e non nell'assistenza chirurgica, dove la qualità dell'immagine e la visione real time rappresentano aspetti critici [2,44].



Figura 19: pill cam.

Per quanto riguarda il sistema di illuminazione le strade percorribili sono 2: LED o fibra ottica con sorgente luminosa esterna (p.e. lampada a xeno). La seconda soluzione risulta essere molto fragile e rischierebbe di rompersi in un dispositivo robotico [2] che deve essere in grado di piegarsi per attraversare i lumi e muoversi tra i visceri. Inoltre, con angoli di curvatura troppo elevati non sarebbe più in grado di veicolare la luce.

Per questi motivi le fibre ottiche non sono indicate come sistema di illuminazione per una micro-camera movimentabile con attuatori.

I LED possono essere montati sull'estremità distale della telecamera, sono in grado di fornire un'illuminazione comparabile con quella ottenibile con fibra ottica e sono disponibili in commercio in dimensioni molto ridotte. Per applicazioni di questo tipo si utilizzano LED

superluminescenti, dei semiconduttori optoelettronici basati sull'emissione spontanea amplificata [45].

Sarebbe infine altamente auspicabile dotare la telecamera di uno zoom per permettere al chirurgo di vedere nitidamente i tessuti vicini mentre opera e di esplorare la cavità addominale senza dover necessariamente avvicinarsi al punto di interesse.

2.4 Concept del sistema di visione

Preso atto delle specifiche, è stato progettato un sistema di visione costituito da una telecamera distale dotata di un sensore CMOS ad alta risoluzione, da un sistema di illuminazione formato da una corona di LED superluminescenti e da un sistema di movimentazione dell'ottica che consenta la messa a fuoco di oggetto vicini e lontani (fattore di zoom 3x) (Figura 20). Il dispositivo dovrà essere miniaturizzato, in quanto dovrà essere inserito nella cavità addominale attraverso una porta d'accesso del diametro massimo di 15 mm, e sarà dotato di una logica di controllo basata su microcontrollore.

L'ipotesi di dotare la piattaforma di un sistema di visione stereoscopica è stata scartata per le problematiche espresse nel precedente capitolo.

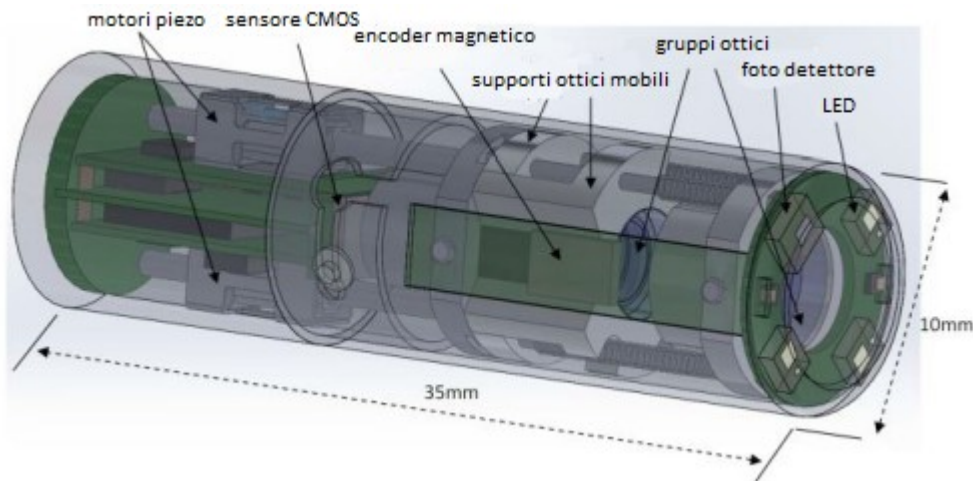


Figura 20: modulo contenente la telecamera.

Il concept geometrico (Figura 20) della telecamera è un cilindro di 35 mm di altezza e di 10 mm di diametro. Il design ottico (Figura 21) è stato sviluppato tenendo in considerazione le richieste standard della visione endoscopica: range di distanze compreso tra 50 e 200 mm, un campo di vista di di 50° ed una profondità di campo di 20 mm [46]. Il sistema di illuminazione dovrà essere in grado di erogare un flusso luminoso di 200 lm [47].

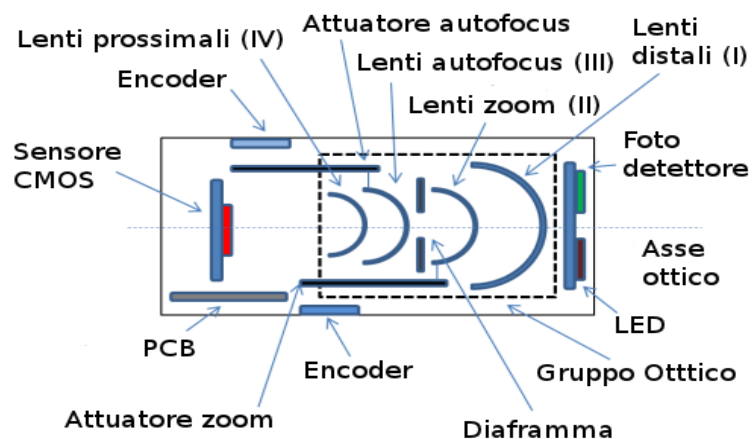


Figura 21: schema concettuale della telecamera.

La telecamera sarà costituita da:

- Un PCB a forma di corona circolare sulla quale saranno presenti 3 LED ed un fotodiodo.
- Un PCB con un microcontrollore, un transceiver CAN ed il circuito per l'alimentazione dei LED.
- Un sensore di immagine ad alta risoluzione.
- Ottica (Figura 22) formata da 4 gruppi di lenti, di cui 2 in movimento (lunghezza totale 13.5 mm).
- Due motori piezoelettrici, uno per l'autofocus e uno per lo zoom ottico.
- Due PCB con un encoder lineare ciascuno per il controllo in posizione dei motori.
- Un PCB con i componenti per il pilotaggio dei motori ed uno per il sensore di immagine.
- Una guida per l'ottica.
- Supporti meccanici.
- Telaio di rivestimento.

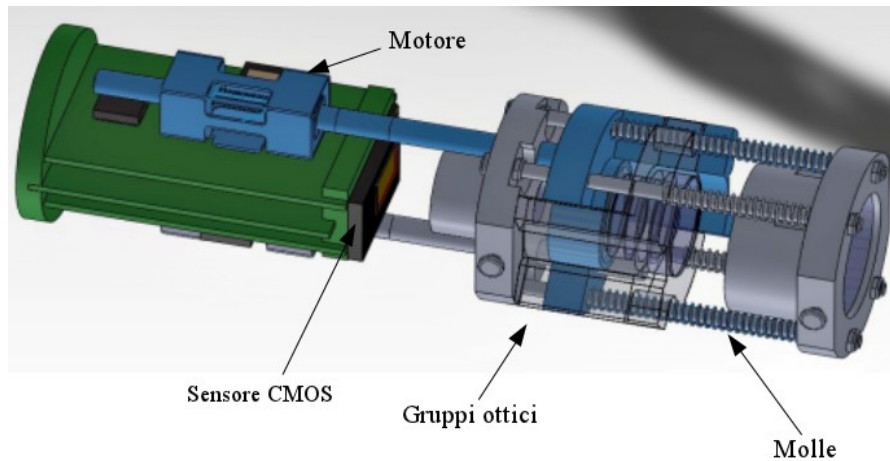


Figura 22: elementi dell'ottica.

All'esterno del corpo del paziente saranno presenti uno schermo LCD per la visualizzazione dell'immagine, un sistema di controllo master per la regolazione dello zoom e dell'illuminazione da parte dell'utente ed un processore di immagini.

La corona dovrà avere un diametro pari a 10 mm, mentre la board principale, sulla quale sarà presente il microcontrollore, sarà di forma rettangolare con dimensioni 10x15 mm. Inoltre dovranno essere presenti due PCB per i driver dei due motori e relativi condizionamenti.

Il progetto della telecamera dovrà affrontare gli aspetti hardware descritti finora, lo sviluppo del codice firmware e i test di validazione.

Oltre ai compiti descritti nel paragrafo 2.9, il firmware dovrà provvedere a:

- Implementazione di un algoritmo di autofocus.
- Controllo sensore di immagine.
- Stabilizzazione digitale dell'immagine.

2.5 Architettura del sistema di visione

La piattaforma robotica, le cui specifiche sono state definite nel precedente paragrafo, prevede una telecamera miniaturizzata in punta all'end effector. La scelta e la gestione del sensore di immagine CMOS esulano dagli obiettivi del presente progetto, per questo motivo gli aspetti di acquisizione dell'immagine non verranno discussi.

In Figura 23 si può visualizzare lo schema a blocchi del sistema di acquisizione dell'immagine.

trasferita è nulla, mentre al 100% la potenza corrisponde al valore massimo trasferibile per la particolare corrente di alimentazione, che viene fornita da un transistor posto tra il μC e i LED.

I LED sono connessi in parallelo e tutti i dispositivi sono alimentati da una tensione di 3.3V.

2.6 Scelta dei Componenti

2.6.1 Microcontrollore

Il μC è l'elemento fondamentale della logica di controllo e deve eseguire 3 macro compiti:

- Gestire tutte le comunicazioni all'interno della scheda e con il calcolatore.
- Comandare il sistema di attuazione e quello di illuminazione.
- Gestire il controllo a feedback dei motori e dei LED.

Al posto di utilizzare un driver per il pilotaggio dei LED, quest'ultimi sono controllati con un segnale PWM, in modo da risparmiare spazio sulla board (vedi § 2.7).

Esistono due modi per generare un segnale PWM: il primo (emulazione PWM software) consiste nello scrivere un codice che generi in uscita da un pin un'onda quadra con frequenza e *duty cycle* desiderati, il secondo (PWM hardware) prevede l'utilizzo delle periferiche apposite dei μC , i moduli PWM, per generare l'onda. Quest'ultimo è notoriamente il metodo più affidabile, ma non tutti i μC ne sono provvisti [50].

Sono state valutate varie soluzioni per quanto riguarda il modulo CAN che comprendono:

- 1) La scelta di un μC con interfaccia CAN.
- 2) L'utilizzo di un microcontrollore di dimensioni ridotte senza modulo CAN ed un convertitore CAN/SPI.

Lo schema a blocchi della seconda alternativa è riportato in Figura 24:

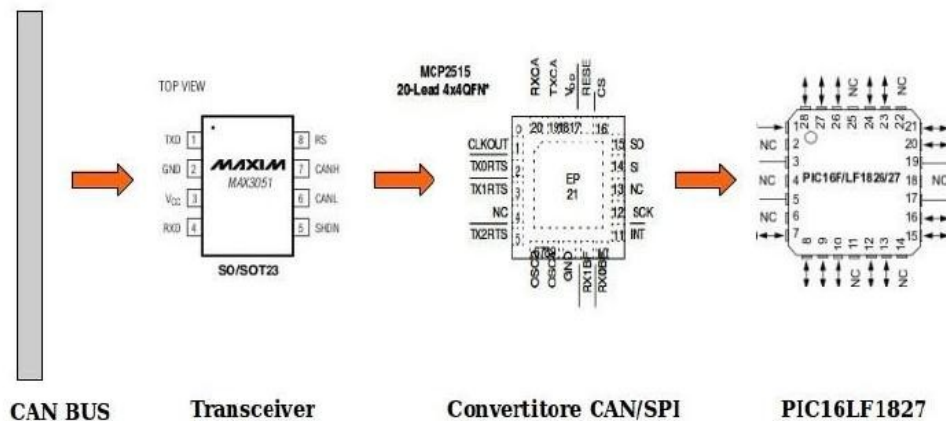


Figura 24: comunicazione CAN secondo l'alternativa numero 2.

Il dispositivo in questione è l'MCP2515 (dim. 4x4 mm), uno Stand-Alone CAN Controller con interfaccia SPI che riceve in ingresso i valori differenziali del CAN bus e restituisce sui pin di uscita il dato attraverso il protocollo di comunicazione *Serial Peripheral Interface*.

Il microcontrollore adatto ad essere usato insieme al convertitore è il PIC16LF1827. Oltre alle ridotte dimensioni (4x4 mm), consente l'implementazione dei protocolli I2C ed SPI su due pin diversi.

Avere due dispositivi piccoli rispetto ad un μC di dimensioni maggiori consentiva di ottimizzare lo spazio sulla scheda, soprattutto in relazione agli altri componenti.

In Figura 25 è schematizzata la linea di comunicazione della prima opzione:

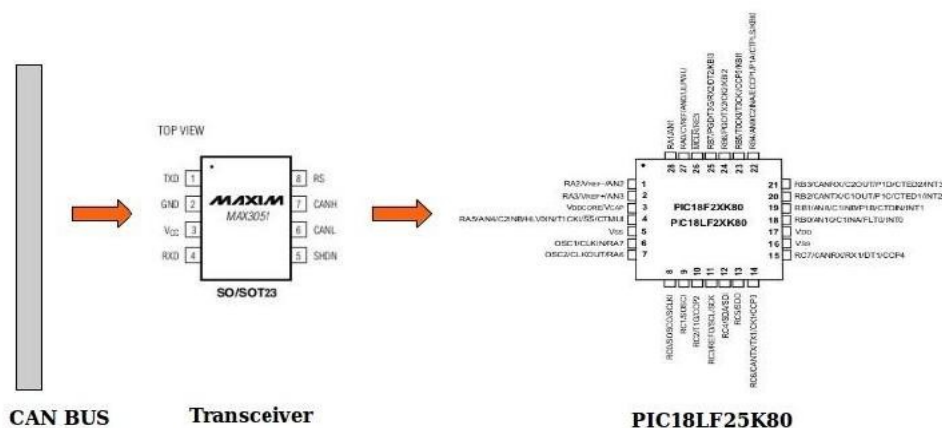


Figura 25: comunicazione CAN secondo l'alternativa numero 1.

La scelta del microcontrollore è ricaduta sul PIC18LF25K80 (dim. 6x6 mm), il quale possiede 28 pin, implementa i protocolli CAN/I2C, è dotato di un modulo PWM ed ha un clock

interno affidabile con una frequenza massima di 16 MHz che può essere ulteriormente aumentata tramite *Phase Locked Loop* [51].

I vantaggi di questa soluzione rispetto a quella che adotta anche il convertitore sono:

- Un'interfaccia CAN diretta con il calcolatore senza dover passare attraverso altri dispositivi ad eccezione del transceiver, con uno sbroglio della scheda più agevole.
- Un condizionamento minore, in quanto l'MCP2515 necessita di un condensatore per stabilizzare l'alimentazione e di un segnale di clock esterno.
- Un'area occupata paragonabile a quella richiesta dalla seconda alternativa.

Per questi motivi si è scelto di utilizzare il PIC18LF25K80 (Figura 26).

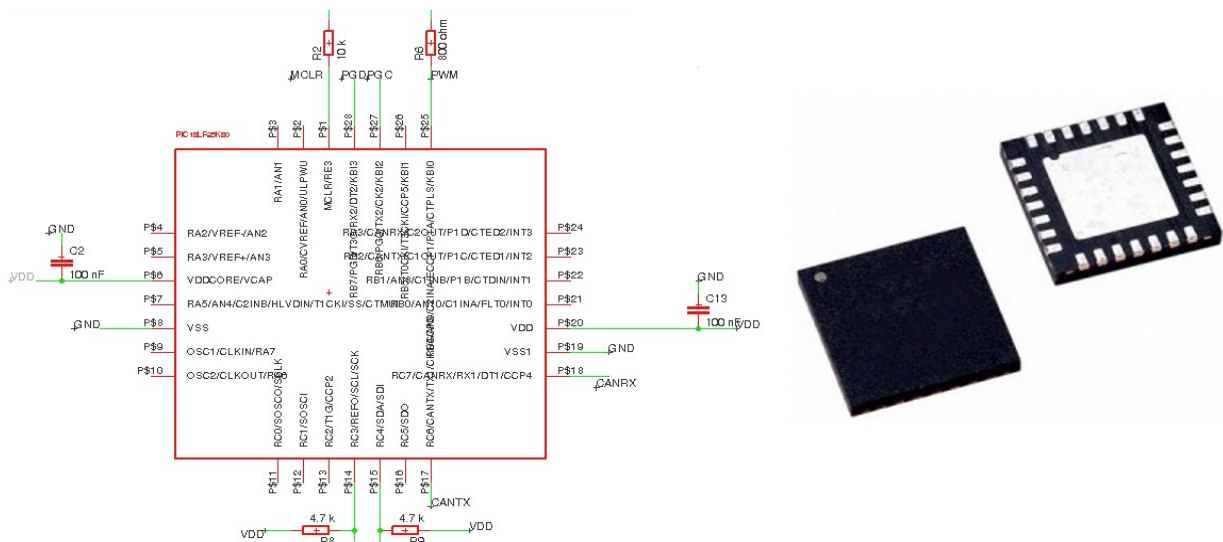


Figura 26: A sinistra: schematico Eagle© del PIC18LF25K80 e del suo condizionamento. A destra: rappresentazione grafica del PIC18LF25K80.

La necessità di utilizzare un clock interno con frequenza di oscillazione di almeno 8MHz, di valore intero ed il più precisa possibile è stata un fattore determinante nella scelta del μC oltre ai requisiti dimensionali.

2.6.2 Transceiver

Il dispositivo scelto è un MAX3051 (Figura 27) prodotto dalla Maxim© (San Jose, CA, USA), di dimensioni 5x3.9 mm. L'utilizzo di un transceiver è fondamentale in quanto si occupa della conversione del segnale differenziale del bus CAN in un segnale pronto per il μC e viceversa.

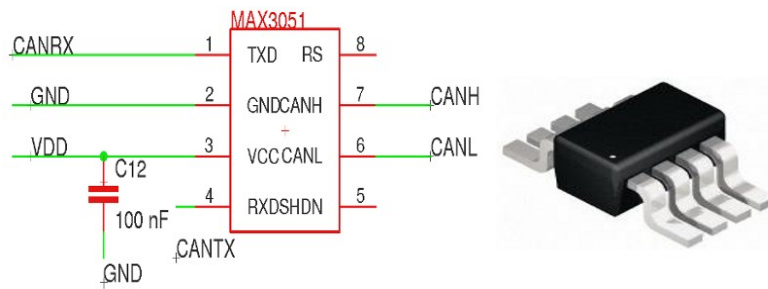


Figura 27: A sinistra: schematico Eagle© del MAX3051 e del suo condizionamento. A destra: rappresentazione grafica del MAX3051.

2.6.3 LED

La scelta dei LED è stata effettuata valutando due caratteristiche fondamentali: dimensioni del package e luminosità.

Sono stati presi in considerazione diversi dispositivi. Si è deciso di utilizzare i LED superluminescenti LUXEON® prodotti dalla Philips© (Amsterdam, Olanda) (Figura 28).

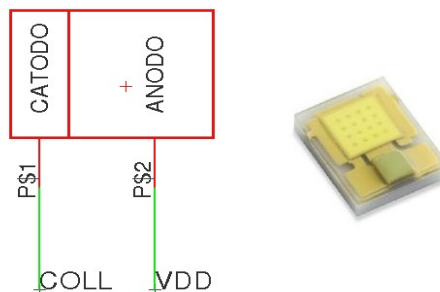


Figura 28: A sinistra: schematico Eagle© del LUXEON®. A destra: rappresentazione grafica del LUXEON®.

Questi componenti sono in grado di produrre 95 lumen se attraversati da una corrente di 350 mA [52] e presentano dimensioni ridotte (2x1.6 mm).

La luce bianca generata da questi LED superluminescenti ha uno spettro di potenza che copre interamente la regione del visibile (da 370 a 775 nm), come richiesto nelle specifiche del progetto.

I LED necessitano di una tensione di funzionamento tra 2.8 - 3.57 V ai loro capi e sono stati connessi in parallelo.

2.6.4 Transistor

Siccome il μC non è in grado di fornire abbastanza corrente (25 mA è la corrente massima in uscita da un pin) è stato utilizzato un transistor come amplificatore.

Il dispositivo scelto è il 2DD2652 della Diodes Inc. (Plano, US). La configurazione adottata è riportata in Figura 29, le resistenze sono state opportunamente dimensionate per ottenere una corrente di collettore pari a 1.03 A, il che fornisce ad ogni LED la corrente necessaria per ottenere un flusso luminoso di 95 lm. La resistenza di pull up da 1 k Ω è stata utilizzata per diminuire la dissipazione termica.

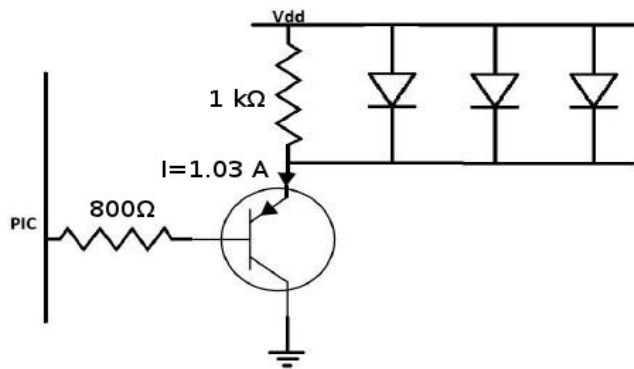


Figura 29: configurazione circuitale dei 3 LED in parallelo e del transistor.

In questo modo il range di illuminazione raggiungibile dai 3 LED spazia da 0 a 285 lumen.

2.6.5 Fotodiodo

La scelta del sensore di luminosità più adatto è ricaduta sul BH1715FVC prodotto dalla Rohm© (Kyoto, Giappone), dimensioni 3x1.6 mm (Figura 30).

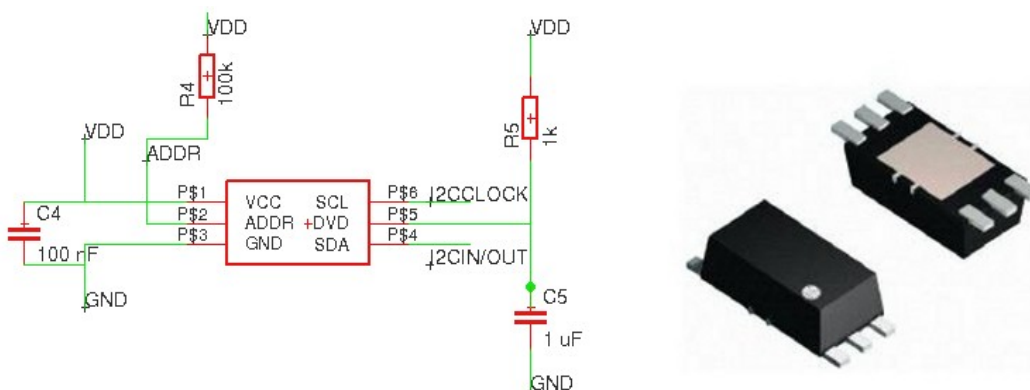


Figura 30: A sinistra: schematico Eagle© del BH1715FVC. A destra: rappresentazione grafica del BH1715FVC.

Il fotodiodo è dotato di interfaccia I2C ed è sensibile alla radiazione luminosa compresa tra 400 e 850 nm [53], adeguata alle esigenze del progetto.

2.6.6 Sistema di attuazione dell'ottica

Due dei quattro gruppi ottici vengono mossi da altrettanti motori piezoelettrici di tipo *squiggle*, descritti nel primo capitolo (vedi § 1.8.1). Il dispositivo scelto si chiama SQL-RV-1.8 ed è prodotto dalla Newscale Technologies (Victor, NY, USA). Le ridotte dimensioni (2.8x2.8x6 mm) ed i bassi consumi lo rendono particolarmente adatto per l'applicazione.

La gestione dell'attuatore è affidata ad un driver (dim. 1.8x1.8 mm), prodotto dalla stessa azienda, denominato NSD-2101 (Figura 31A).

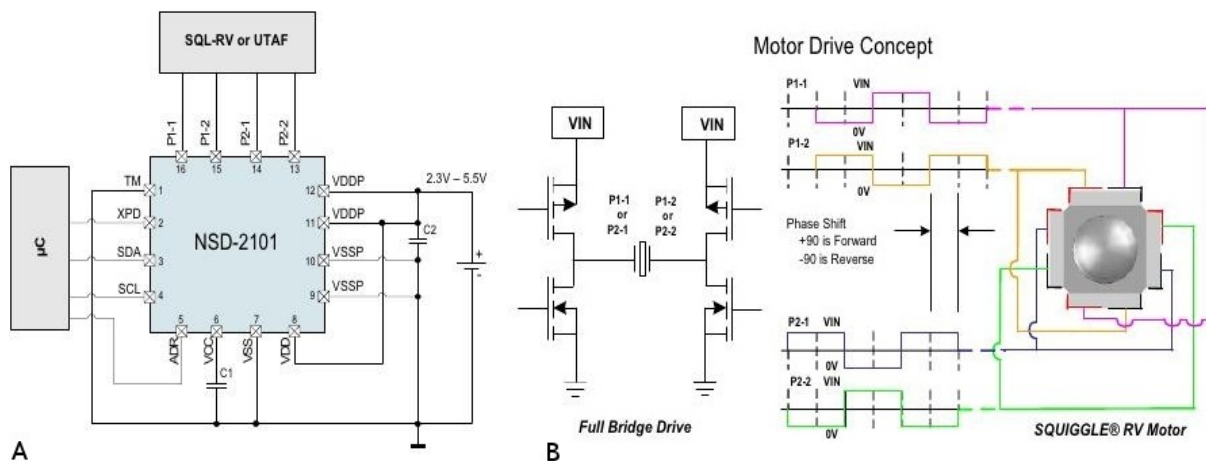


Figura 31: NSD-2101 (A), uscita del driver (B).

Il driver viene comandato dal μC tramite interfaccia I2C e controllato tramite ponte H (full o half bridge). Per una descrizione più approfondita dei registri I2C e delle operazioni di calibrazione necessarie si rimanda al paragrafo 2.9.2.

Il driver ha 4 uscite: P1-1, P1-2 (inverso di P1-1), P2-1, P2-2 (inverso di P2-1). P1 e P2 sono sfasati di un valore che viene impostato tramite un comando I2C, uno sfasamento di 90° tra le due fasi del segnale di uscita farà muovere la vite in avanti mentre uno sfasamento di -90° lo farà muovere in direzione opposta. Questi segnali si interfacciano con le quattro piastre piezoelettriche disposte longitudinalmente sui 4 lati della madrevite dell'attuatore, come ben visibile in Figura 31. Questa alimentazione coordinata degli elementi piezoelettrici del motore permette il movimento della vite.

Questo tipo di motore non può sopportare carichi o attriti in direzione diversa da quella di corsa, non è possibile accoppiare la sua vite ad un altro albero (attraverso ad esempio una ghiera) o ad un foro (attraverso un bullone). L'unico modo per evitare che il motore sia sottoposto a carichi tangenziali è che la vite spinga una superficie liscia. In questo modo il motore può solo spingere in avanti il carico e non è in grado di tirarlo indietro (Figura 22). Lo spostamento nella direzione opposta a quella di avanzamento sarà effettuato da due molle, le quali non dovranno esercitare una forza superiore a quella del motore. Per questo motivo il coefficiente di elasticità k deve essere minore di 0.1 N/mm ($F/2x$, con $x_{\text{max}} = 2.5\text{mm}$).

2.6.7 Encoder magnetici

Il dispositivo scelto per la misura dello spostamento delle lenti è l'encoder lineare ad effetto Hall NSE-5310 (Figura 32) prodotto dalla Newscale Technologies (Victor, NY, USA).

Un array di otto celle ad effetto Hall è utilizzato per rilevare lo spostamento incrementale di una barretta magnetica multipolare (lunghezza del polo pari a 1 mm) posizionata sopra il sensore. Il dispositivo fornisce lo spostamento assoluto all'interno di una coppia polare (pari a 2 mm), per questo è necessario implementare un algoritmo che restituisca il valore assoluto dello spostamento lungo l'intera lunghezza del magnete (vedi appendice, funzione *avanzamento_encoder()*). Inoltre, il magnete deve essere posto ad una distanza di 0.3 mm (± 0.2 mm) dall'integrato.

Il dispositivo fornisce il dato di posizione tramite 12 bit (il valore 4096 corrisponde quindi a 2 mm), ha una risoluzione di $0.488 \mu\text{m}$ e può comunicare con il μC tramite interfaccia I2C. In uscita viene restituita anche un'informazione sul valore dell'*Automatic Gain Control*, un guadagno che corregge (si incrementa all'aumentare della zona d'aria sopra il sensore) il valore del campo magnetico in base al vuoto d'aria tra magnete ed encoder. Questo consente, tramite un'opportuna procedura di zero tracking [54], di posizionare il magnete all'inizio di una transizione tra due poli ed avere quindi come prima lettura il valore 0.

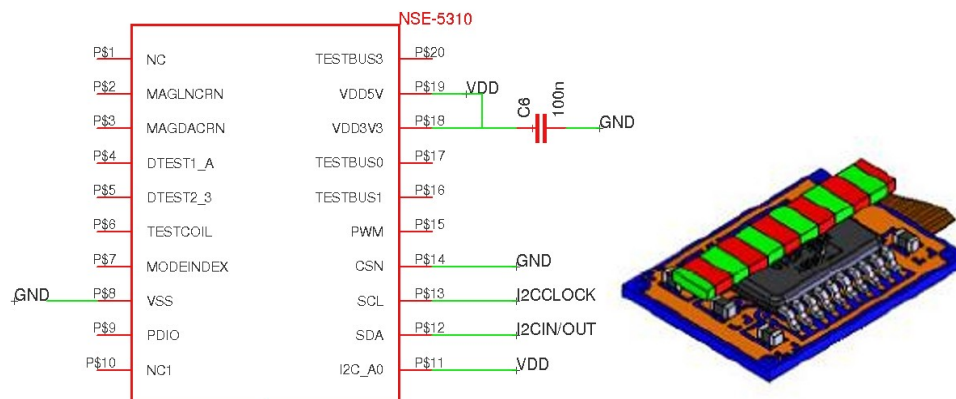


Figura 32: A sinistra: schematico Eagle© del NSE-5310. A destra: rappresentazione grafica del NSE-5310.

2.7 Design di PCB miniaturizzati

La scelta dei componenti è stata effettuata tenendo conto delle prestazioni dei dispositivi e soprattutto delle stringenti specifiche dimensionali. Come specificato nel paragrafo 2.4, l'intera telecamera dovrà essere contenuta in un cilindro di 35 mm di altezza e 10 mm di diametro (Figura 20). La scheda di controllo, sulla quale sono presenti il microcontrollore con relativi condizionamenti, il transceiver ed il circuito di potenza per i LED è di forma rettangolare, con dimensioni 10x15 mm.

Per quanto riguarda la corona montata sulla parte distale della telecamera, sulla quale saranno presenti 3 LED, il fotodiode e relativi condizionamenti, il diametro esterno non dovrà essere superiore a 10 mm, pari a quello della telecamera.

Per dimostrare come i componenti scelti consentano di soddisfare i requisiti dimensionali, sono stati realizzati i disegni del PCB. Le dimensioni del circuito stampato potrebbero essere diminuite ulteriormente prevedendo componenti BGA o ricorrendo a tecniche di ingegnerizzazione più avanzate. Nonostante le dimensioni ridotte dei componenti, non si è riusciti a ridurre il diametro esterno della corona oltre i 12 mm.

Per poter effettuare lo sbroglio delle piste, data l'esiguità dello spazio disponibile, è stato necessario utilizzare un approccio multistrato. In particolare gli strati utilizzati sono stati 4.

Di seguito sono riportati i disegni realizzati per scheda principale (Figura 33) e corona (Figura 34).

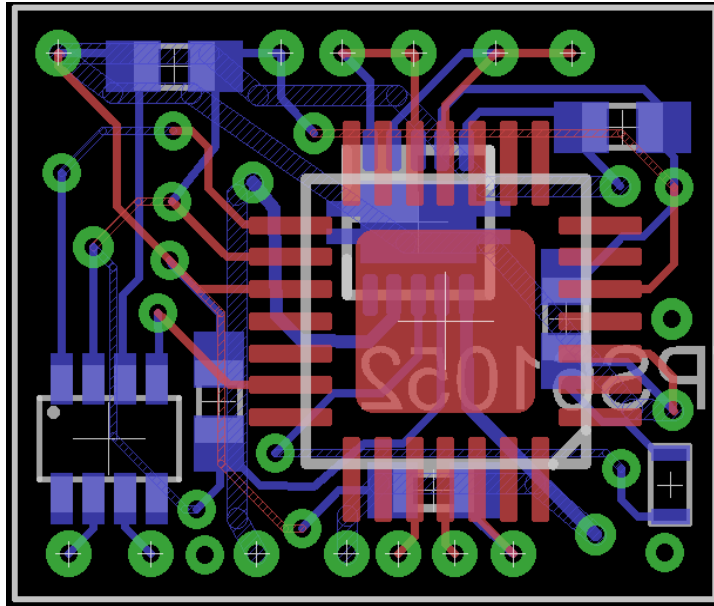


Figura 33: PCB miniaturizzato della scheda principale, 10x15 mm.

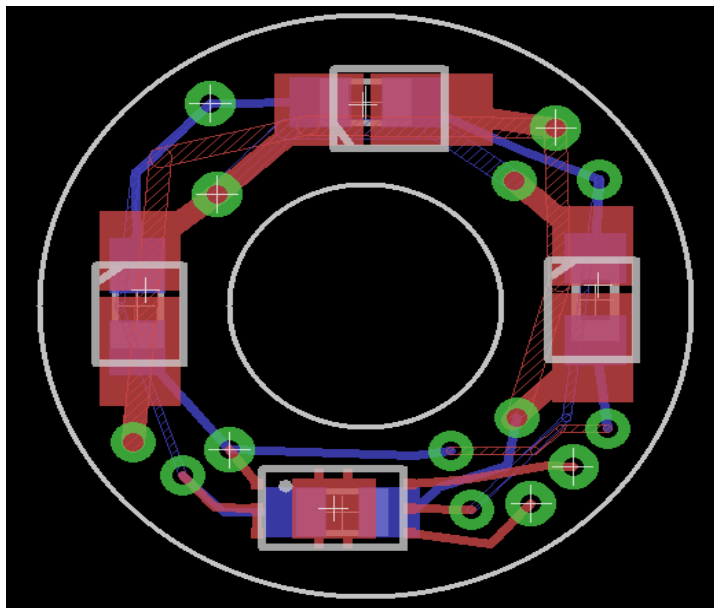


Figura 34: PCB miniaturizzato della corona, diametro esterno 12 mm.

Il circuito stampato è mostrato in Figura 35-36, dove è possibile apprezzare le dimensioni ridotte delle schede.

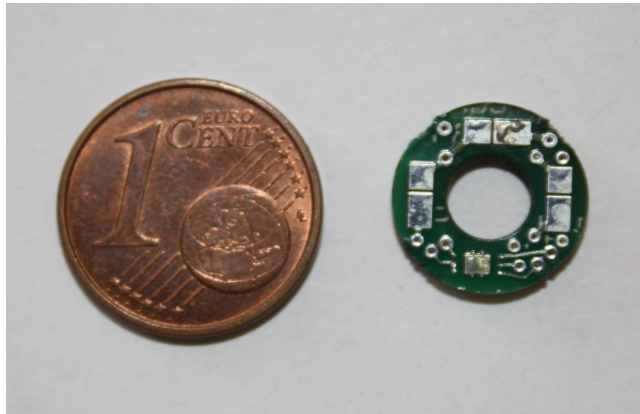


Figura 35: PCB della corona circolare.

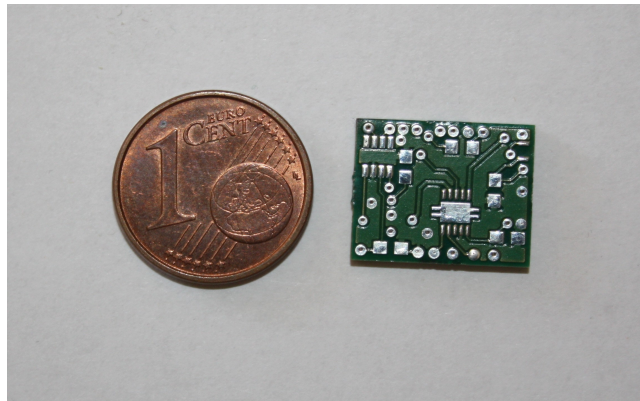


Figura 36: PCB della board principale.

2.8 Sviluppo di una scheda di test

Per effettuare uno studio di fattibilità si è deciso di realizzare il circuito precedentemente descritto su una scheda di prova, in modo da poter verificare e validare gli algoritmi di controllo ad anello, il pilotaggio di LED e motori senza i vincoli dimensionali presenti nel progetto.

Lo schematico realizzato comprende microcontrollore con relativo condizionamento, transceiver e transistor per amplificare la corrente (Figura 37), 3 LED e il fotodiodo (Figura 38), i driver per i 2 motori e 2 encoder (Figura 39). Sono inoltre presenti i connettori necessari alla comunicazione CAN e alla programmazione del microcontrollore.

Di seguito viene riportato lo schematico realizzato.

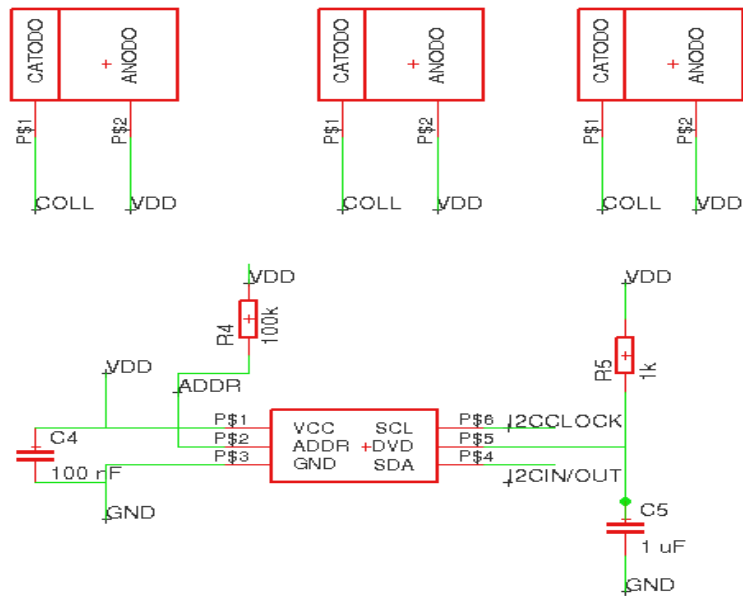


Figura 38: fotodiode e 3 LED.

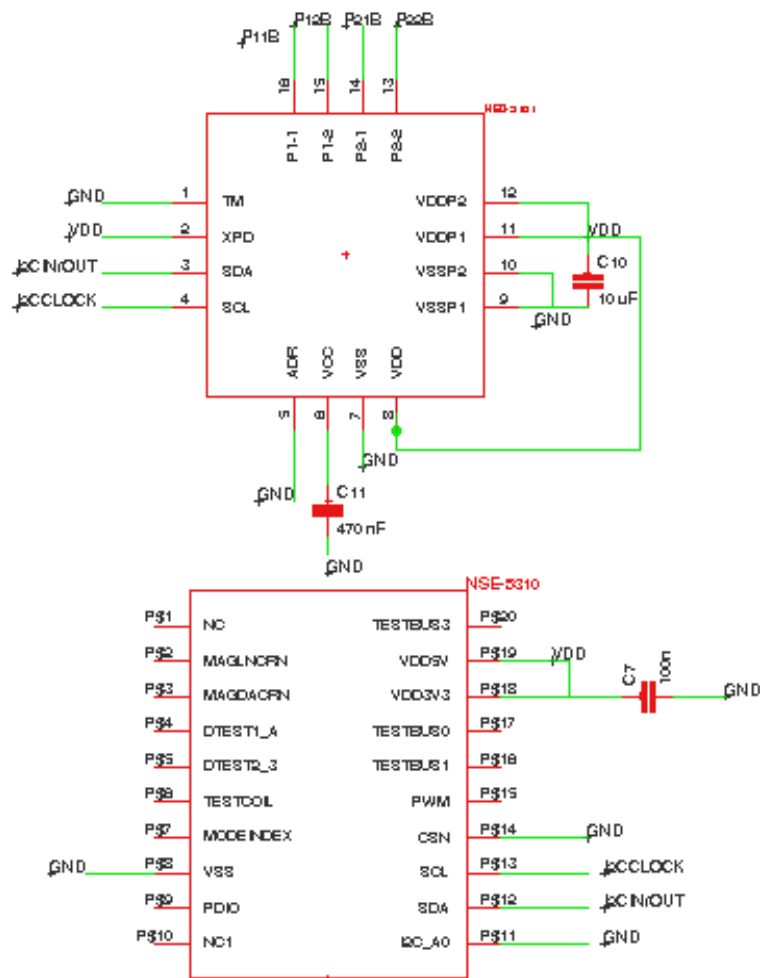


Figura 39: encoder magnetico, driver motori .

Il PCB realizzato non tiene conto delle specifiche dimensionali elencate nei precedenti capitoli, ma solo di quelle funzionali. In particolare, invece di posizionare i vari componenti su schede elettroniche diverse secondo la geometria definitiva, tutti i componenti sono stati posizionati sulla stessa board (Figura 40). I LED e il fotosensore formano una corona circolare in accordo con il design di partenza.

La scheda è stata dotata di connettori XF2L sviluppati dalla Omron (Kyoto, Giappone) per simulare il design e la configurazione geometrica delle board nell'applicazione definitiva.

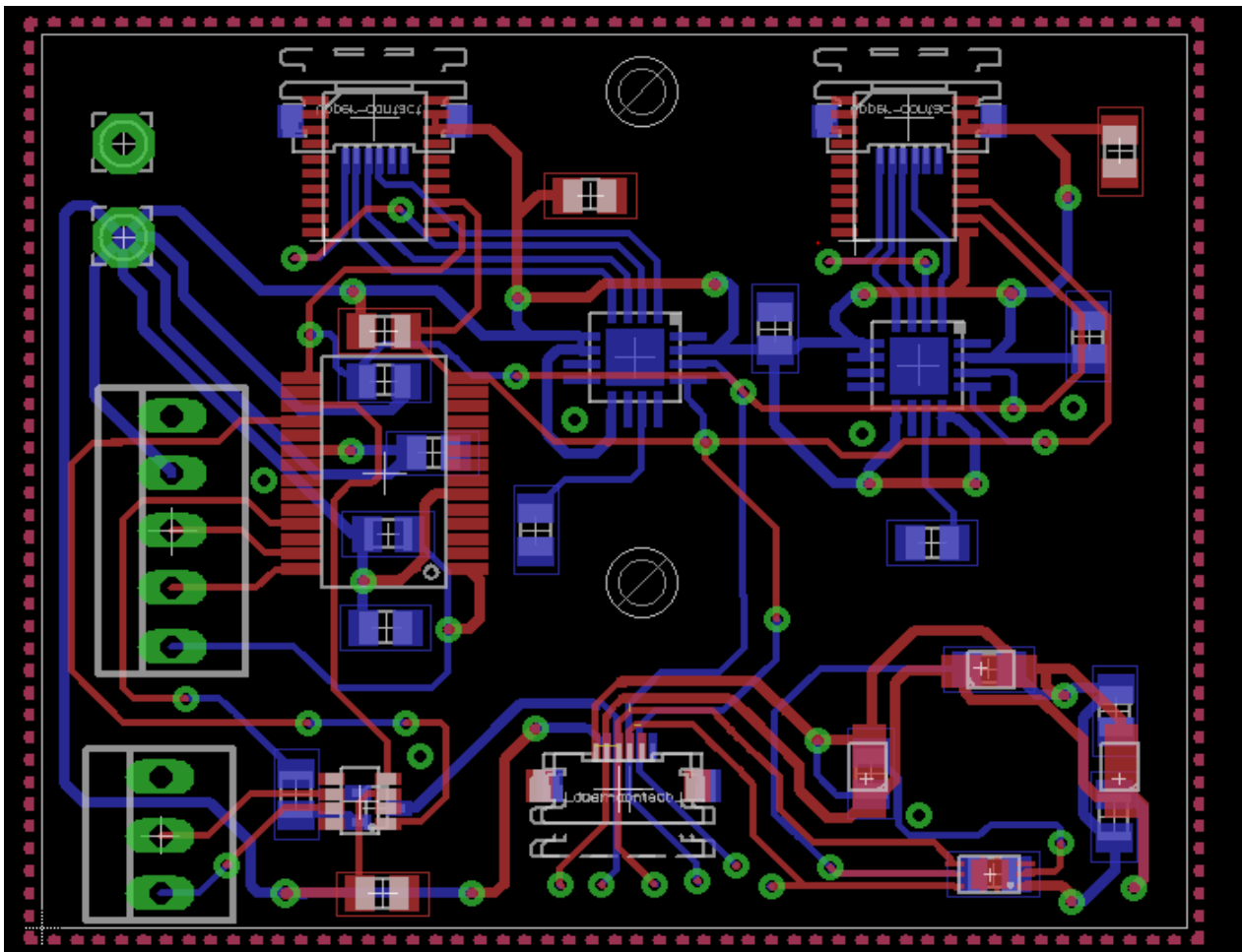


Figura 40: PCB a geometria semplificata.

Il circuito è stato stampato e sono stati saldati i vari componenti (Figura 41 e 42).

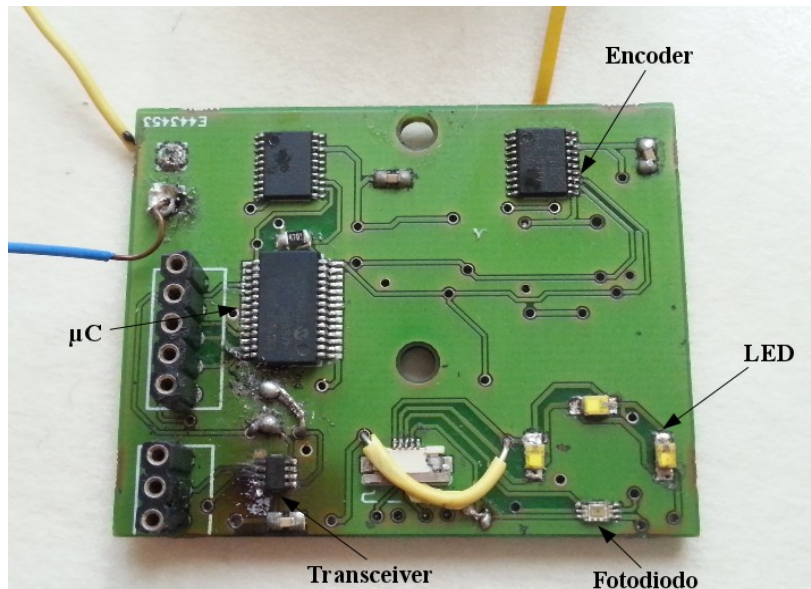


Figura 41: visione top della board.

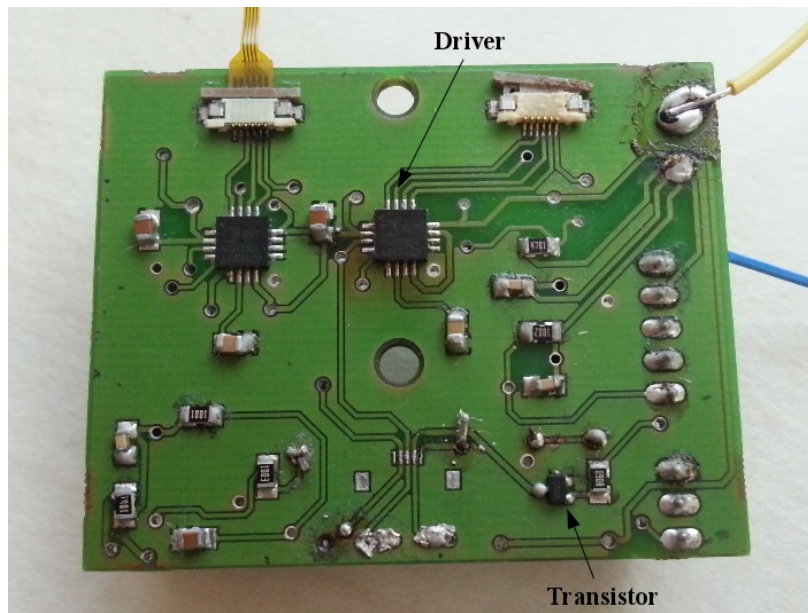


Figura 42: visione bottom della board.

2.9 Firmware

Le prime operazioni effettuate dal firmware implementato nel μC sono:

- Inizializzazione dell'oscillatore interno del pic ad una frequenza di clock di 16 MHz e delle porte del microcontrollore.
- Inizializzazione del modulo ECAN e dei moduli I2C ed EPWM.
- Configurazione del fotodiodo.

-
- Impostazione dei registri dei driver per il controllo degli attuatori e calibrazione di quest'ultimi attraverso un'operazione di *frequency tuning* (vedi § 2.9.2).

Successivamente alla fase di inizializzazione del sistema, ad ogni iterazione il μC verifica che la luminosità riflessa dall'ambiente sia pari a quella impostata dall'utente e, in caso contrario, modifica il *duty cycle* del segnale PWM che modula i LED secondo un'equazione opportuna. Il controllo ad anello chiuso consente di mantenere fisso il livello di luminosità della scena a fronte di cambiamenti nel volume dell'ambiente o nelle proprietà di riflessione del tessuto biologico (presenza di liquidi).

L'invio di un comando di variazione dello zoom o della luminosità dall'utente tramite interfaccia software comporta l'attivazione di una *Interrupt Service Routine* che svolgerà due operazioni principali:

- Aumentare/diminuire opportunamente il *duty cycle* del segnale PWM.
- Comandare tramite linea I2C i driver degli attuatori, i quali andranno a muovere le viti dei motori piezoelettrici.

La modifica del *duty cycle* avviene attraverso la funzione *modula(valore)* (vedi § 2.9.3). La relazione tra valore di luminosità dei LED (calcolato in lumen) ed illuminamento rilevato dal fotodiodo (calcolato in lux) dipende dalle condizioni ambientali (vedi § 3.4), il che rende problematica l'individuazione di una legge che leghi il flusso luminoso dei LED con il valore letto dal fotodiodo. Per questo motivo il comando inviato dall'utente va a modificare la variabile I_D (vedi § 2.9.3), espressa in lux, mentre la legge di controllo proporzionale (1) regolerà in maniera opportuna il *duty cycle*.

Gli algoritmi che implementano le funzioni di zoom ottico ed autofocus necessitano di un controllo in posizione molto fine, con una precisione richiesta nell'ordine dei 10 μm ed un'escursione massima di 2.5 mm. I motori *squiggle* sono dotati di eccellente risoluzione (vedi § 3.3), il che permette all'utente di muovere l'ottica in modo molto fine, con movimenti inferiori ad 1 μm . D'altro canto le prestazioni del motore variano a seconda del carico applicato e dell'attrito, perciò si rende necessario un sistema di controllo ad anello chiuso per effettuare un posizionamento preciso. Il μC , tramite i parametri ricavati dalla retta di calibrazione (vedi § 3.3), è in grado di calcolare il comando da inviare al driver per raggiungere la posizione voluta e, tramite l'encoder, implementa un controllo in retroazione che consente di correggere la stima effettuata.

Il flow chart del firmware è riportato in Figura 43:

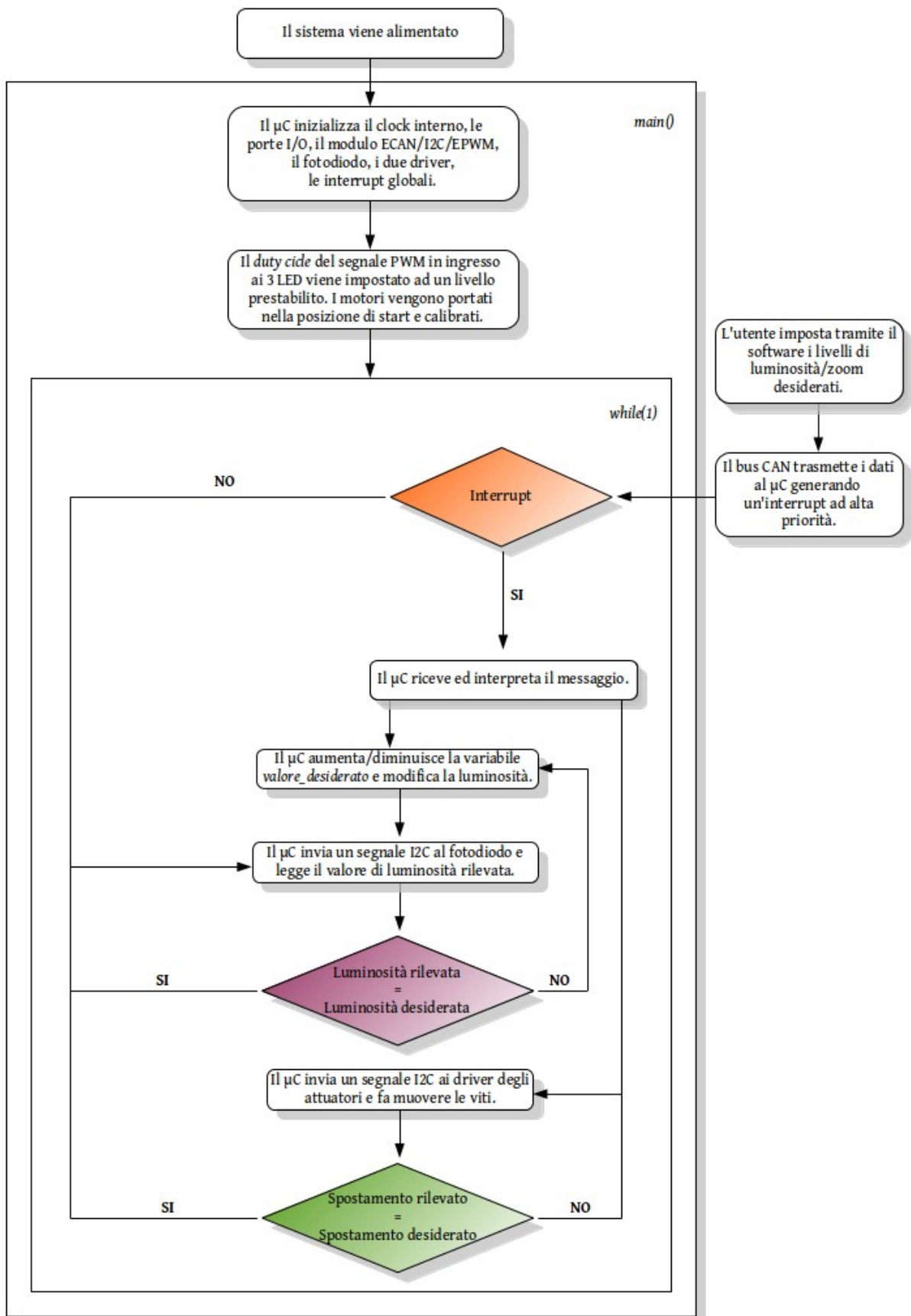


Figura 43: flow chart del firmware.

2.9.1 Modulo ECAN

Il Controller Area Network è uno standard seriale per bus di campo di tipo multicast, con elevata affidabilità, alta immunità ai disturbi e semplicità del cablaggio [48]. Alla linea sono connessi un certo numero di nodi, ognuno dei quali è in grado di trasmettere se il bus è libero. Ogni messaggio, come si può vedere nella tabella 1, possiede dei bit di identificazione, necessari per specificare chi sia il destinatario.

Quando un nodo trasmette un messaggio tutti i dispositivi connessi alla linea ricevono il dato e lo caricano in un apposito buffer denominato *Message Assembly Buffer*.

Il modulo CAN è dotato di un certo numero di buffer di ricezione ad ognuno dei quali sono associati un'acceptance mask ed uno o più acceptance filters. Attraverso questi ogni dispositivo può stabilire se il dato debba essere caricato nel buffer di ricezione oppure no. Una volta che il MAB ha ricevuto un dato, si confrontano acceptance mask/filters con il campo del messaggio costituito dai bit Identifier (Tabella 1) e, se c'è corrispondenza, il dato viene trasferito nel buffer corrispondente.

Bit n-esimo, maschera	Bit n-esimo, filtro	Bit n-esimo di identificazione del messaggio	Esito della comunicazione
0	X	X	Accettato
1	0	0	Accettato
1	0	1	Respinto
1	1	0	Respinto
1	1	1	Accettato

Tabella 1: tabella di verità per i bit di identificazione. Se il bit n-esimo della maschera è 1 allora si procederà al confronto tra il bit n-esimo di filtro e campo di identificazione. X: non importa.

Il protocollo CAN non prevede l'utilizzo di una linea di clock, perciò, perchè la comunicazione vada a buon fine, tutti i nodi della rete devono avere lo stesso bit rate.

Ogni bit può essere suddiviso in quattro segmenti temporali separati e non sovrapposti denominati sync segment, propagation segment, phase segment 1 e phase segment 2, che a loro volta sono formati da unità intere chiamate time quanta [51]. Settando i vari registri nella maniera opportuna si può impostare la lunghezza temporale nominale di ogni bit ovvero la bit rate, fino ad un massimo di 1 Mbit/s.

2.9.2 Driver ed attuatori piezoelettrici

Il μC inizializza i driver che comandano i motori tramite linea I2C andando a scrivere sui seguenti registri [55]:

- *Pulse Width*: imposta il *duty cycle* del segnale di output del driver.
- *Phase Shift*: definisce lo sfasamento tra le due fasi del segnale di output.
- *Hybrid Speed*: consente di variare la tensione vista dagli attuatori tra VDD (half bridge) e $2x$ VDD (full bridge).

Il movimento della vite è generato andando a scrivere un valore sul registro *Pulse Counter* (11 bit di memoria, valore massimo 2047). Quando un valore non nullo è scritto su questo registro, il driver comincia a generare i segnali di output ad una frequenza che viene impostata scrivendo sul registro *Period Counter*. Ad ogni impulso di output il valore nel registro *Pulse Counter* viene decrementato e il movimento continua finché questo rimane diverso da zero. Per ottenere il movimento è però necessario che la frequenza del segnale di uscita impostata dall'utente sia vicina ($\pm 2\text{KHz}$) alla frequenza di risonanza del motore ($\sim 172\text{KHz}$): più questi due valori sono comparabili più forza di spinta si potrà ottenere. L'avanzamento della vite dipende anche dalla tensione applicata e dal carico del motore. La velocità dell'attuatore dipende dai valori scritti nei registri *Pulse Width* e *Hybrid Speed* e può raggiungere i 16 mm/s in assenza di carico.

Ci sono fattori che possono influenzare la frequenza di risonanza dell'attuatore piezoelettrico come la temperatura, le tolleranze di produzione ed il montaggio del motore. Per cancellare questi effetti è necessario calibrare in frequenza i motori ad ogni accensione. Il driver seleziona un intervallo di frequenze, centrato sulla frequenza di utilizzo specificata, ed imposta automaticamente quella alla quale è stata registrata la prestazione migliore del motore.

2.9.3 Algoritmo per il controllo ad anello della luminosità

Il controllo sulla luminosità è basato sull'illuminazione I_K (misurata in lux) rilevata dal fotodiodo che viene comparata con il valore I_D (espresso in lux) impostato dall'utente. Il μC comanda in maniera opportuna i LED per minimizzare la differenza tra i due valori (Figura 44).

La modalità di rilevazione del fotodiodo è stata impostata a risoluzione bassa, il che

comporta una frequenza di misurazione di 62.5 Hz ed una risoluzione di 4 lx. In questo modo si può effettuare un controllo in retroazione più frequente rispetto alla modalità ad alta risoluzione.

Una legge di controllo proporzionale è stata implementata secondo la seguente equazione:

$$I_{t+1} = I_t \left(1 - k \frac{I_K - I_D}{I_K} \right) \quad (1)$$

dove k è una costante positiva minore di 1 che consente la convergenza dell'algoritmo. Un valore basso di k trasferirà sulla variabile di controllo variazioni contenute anche in presenza di una differenza rilevante tra I_K e riferimento I_D . La componente derivativa del controllore *Proportional Integral Derivative* dell'equazione (1) non è stata implementata per evitare overshooting indesiderati [56]. Una variazione anche minima di I_D si traduce infatti in una variazione a gradino dell'errore che, venendo derivato, trasferisce sulla variabile di controllo una componente impulsiva ovvero un'eccessiva escursione.

Una soglia di intervento del 5% tra luminosità rilevata e desiderata è stata scelta per evitare fluttuazioni troppo frequenti nella modulazione dell'intensità luminosa.

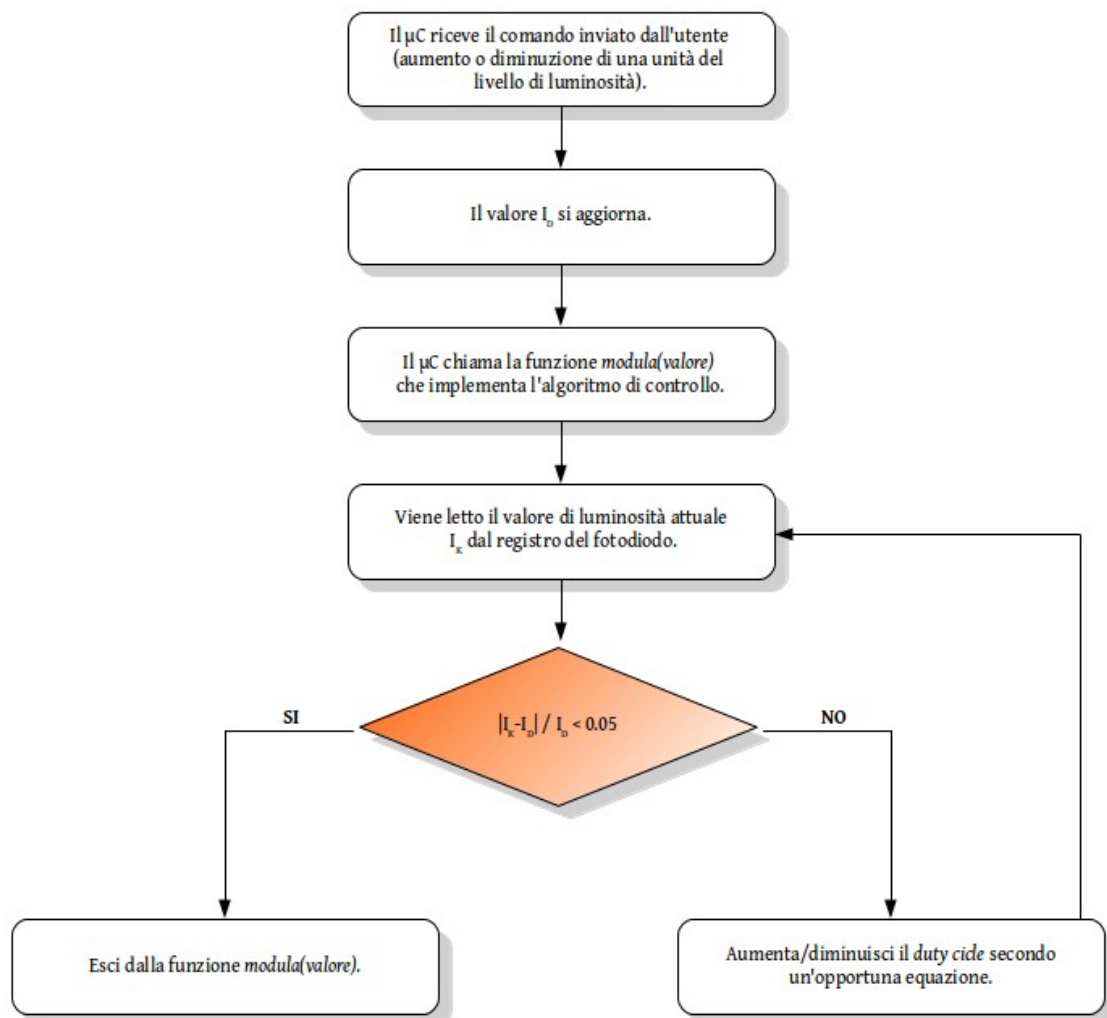


Figura 44: flow chart dell'algoritmo per il controllo della luminosità.

2.9.4 Algoritmo per il controllo ad anello dello spostamento degli attuatori

Come visto nel paragrafo 2.9.2, l'attuatore piezoelettrico viene pilotato andando a scrivere un valore sul registro *Pulse Counter*. L'avanzamento della vite dipende però dal carico e dalla tensione applicata, per questo è necessario, tramite un encoder magnetico, ottenere sperimentalmente una relazione tra numero di impulsi e spostamento rilevato (vedi § 3.3).

Ci sono vari fattori che possono inficiare l'accuratezza di posizionamento della lente (vedi § 2.9.2), a causa dei quali verrebbe meno il funzionamento degli algoritmi di autofocus e zoom ottico, che necessitano di un posizionamento delle lenti estremamente accurato. Durante i test effettuati (vedi § 2.10) si è visto come sia principalmente l'attrito a condizionare le prestazioni del motore, per

questo motivo si è deciso di implementare un algoritmo (Figura 45) di controllo della posizione che garantisca il raggiungimento del valore di spostamento desiderato.

Basandosi sulla relazione tra numero di impulsi e spostamento rilevato dall'encoder (vedi § 3.3), il μC , chiamando la funzione *arriva_posizione(valore desiderato)* (vedi appendice), è in grado di calcolare il numero di impulsi necessari a raggiungere la posizione desiderata con il carico noto. Una volta che la vite raggiunge una posizione inferiore ad x_1 , il massimo spostamento ottenuto scrivendo il valore massimo sul registro *Pulse Counter*, il numero di impulsi necessari per arrivare alla posizione desiderata viene calcolato con la seguente equazione:

$$p_k = k \left((S_D - S_K) \frac{2047}{x_1} \right) \quad (2)$$

dove k è un fattore proporzionale ≤ 1 , S_D è lo spostamento desiderato, S_K è lo spostamento raggiunto all'iterazione k -esima, e 2047 corrisponde al massimo valore che può essere scritto nel registro *Pulse Counter*.

Il valore x_1 utilizzato è pari al valore massimo misurato $+ 2 \cdot \sigma$, in questo modo si sottostima sempre il numero di impulsi necessari per raggiungere la posizione desiderata, evitando fenomeni di overshooting (garantito anche dal fattore $k < 1$). La soglia di intervento dell'anello è fissata a $\pm 5 \mu\text{m}$ di S_d .

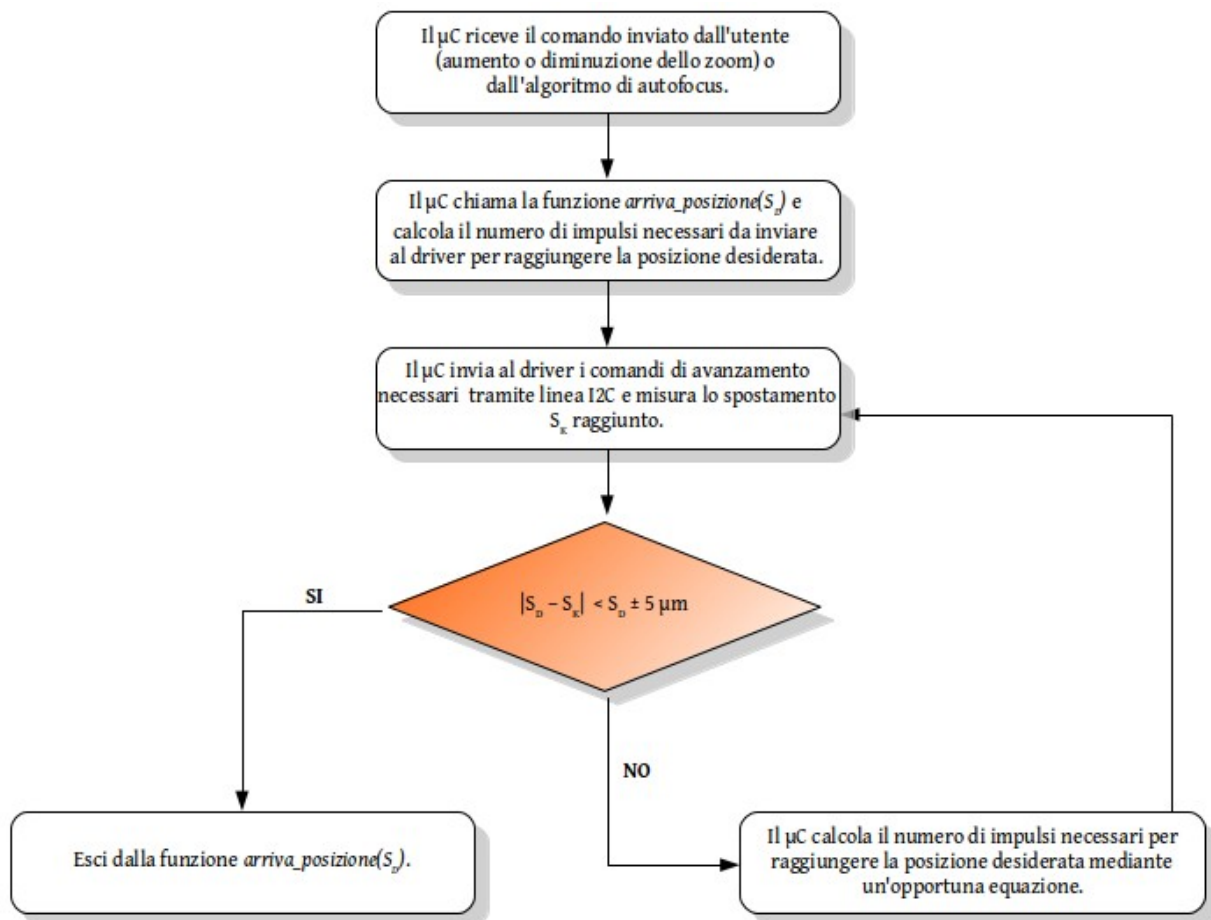


Figura 45: flow chart dell'algoritmo per il controllo in posizione dei motori.

2.10 Protocolli di prova e set up sperimentali

Una volta realizzato un prototipo a geometria semplificata (vedi § 2.8) comprendente tutti i componenti menzionati (vedi § 2.6) sono stati sviluppati protocolli di prova e relativi set-up sperimentali per testare il pilotaggio di LED ed attuatori e validare gli algoritmi di controllo.

I protocolli di prova sono stati pensati per:

- Ottenere una curva di calibrazione che legasse il *duty cycle* dei LED alla misura effettuata dal fotodiode, per verificare la linearità della relazione e per stabilire la sua eventuale dipendenza dalle condizioni ambientali.
- Validare l'algoritmo di controllo ad anello chiuso sulla luminosità.
- Verificare la linearità della curva che lega avanzamento della vite ed uscita dell'encoder.
- Trovare la relazione tra valore scritto nel registro *Pulse Counter* e spostamento rilevato

dall'encoder.

- Validare l'algoritmo di controllo in retroazione sullo spostamento del motore.

Le prove riguardanti il sistema di illuminazione sono state effettuate utilizzando un set-up costituito da un contenitore (altezza 22 cm, larghezza 24 cm, Figura 46) al cui interno sono stati posti da un lato un pannello mobile e all'estremità opposta la board con i LED. Sono state eliminate le fonti di illuminazione all'interno del laboratorio, in modo che l'uscita del fotodiode fosse influenzata solo dalla luce prodotta dai LED.



Figura 46: set up utilizzato per i test sull'illuminazione.

Per quanto riguarda l'ottenimento della curva di calibrazione del fotodiode il protocollo pensato consisteva nel misurare la sua uscita al variare dell'intensità luminosa prodotta dai LED con *duty cycle* variabile nel range 0-100%. Sono stati misurati 20 valori per ogni coppia *duty cycle* – distanza e sono stati plottati i valori medi. Il procedimento è stato ripetuto più volte, variando le condizioni ambientali allontanando ed avvicinando il pannello al dispositivo ed ottenendo una diversa curva per ogni distanza (4, 6, 8 e 30 cm). L'obiettivo di questa prova era verificare quanto il variare delle condizioni ambientali influisse sull'uscita del fotodiode. Risulta infatti evidente che più il pannello sia vicino al sensore più le sue caratteristiche di assorbanza e riflettanza influiscano sulla misura. Per valutare la linearità delle curve sono stati calcolati i coefficienti di correlazione lineare.

Per il test sulla retroazione è stato scelto il seguente protocollo: il *duty cycle* iniziale viene impostato al 3% e successivamente modulato dall'algoritmo (vedi § 2.9.3) per avere una luminosità

costante (200, 400, 600 lux). Le prove sono state effettuate a due distanze diverse (4 cm e 30 cm) e sono state testati 3 diversi valori per la costante k (0.4, 0.7 ed 1). Vengono valutati la frequenza massima di controllo della luminosità e le oscillazioni nelle misurazioni in termini di errore percentuale rispetto al valore desiderato.

Per simulare i gruppi ottici del modulo (Figura 21) è stato necessario progettare un supporto in plexiglass (Figura 47), dotato di una parte fissa vincolata alla scheda e di una parte mobile che simulasse l'ottica della telecamera. Come si può notare in Figura 47 e 48, i motori sono vincolati al corpo centrale del supporto e spingono due parti mobili alle quali sono incollati i due magneti.

Il test per ottenere la curva che lega l'avanzamento della vite con l'uscita dell'encoder prevedeva una serie di misure progressive a fronte dell'invio di 11 comandi di avanzamento, ciascuno dei quali comportava la chiamata della funzione *avanzamento_encoder()* (vedi appendice) per 3 volte. La curva di calibrazione è stata ottenuta mediando 12 prove sperimentali e sono stati riportati valor medi e deviazione standard. La linearità della curva è stata valutata tramite il calcolo del coefficiente di correlazione lineare.

La relazione tra valore scritto nel registro *Pulse Counter* e posizione rilevata dall'encoder è stata indagata andando a scrivere 4 diversi valori nel registro (corrispondenti al 100-75-50-25 % del valore massimo) e leggendo lo spostamento raggiunto. Vengono registrati 12 valori per ciascuna prova e vengono plottati i valori medi e deviazione standard, mentre la linearità della curva è stata valutata tramite il calcolo del coefficiente di correlazione lineare.

Per quanto riguarda il controllo ad anello chiuso sui motori il test consisteva nella chiamata della funzione *avanza_posizione(S_D)* (vedi appendice), tramite la quale si imponeva al motore di spingere la parte mobile del supporto fino al raggiungimento della posizione desiderata S_D (vedi § 2.9.4). Sono stati inviati dei comandi con 3 diverse distanze (1000, 1500, 2000, in termini di valore letto dall'encoder) e sono stati testati 3 diversi valori per la costante k (0.5, 0.75 ed 1). In questo modo si vuole dimostrare come sia possibile controllare in modo estremamente accurato il posizionamento dei gruppi ottici.

Sono state calcolate accuratezza e precisione del sistema non retroazionato su un campione di 20 prove e sono state confrontate con quelle del controllo ad anello chiuso.

L'accoppiamento meccanico tra aste e fori è stato progettato in modo da minimizzare l'attrito, scegliendo i materiali più opportuni. Sono state inoltre lubrificate le aste e, prima di effettuare le prove sperimentali, sono state pulite accuratamente le viti dei motori piezoelettrici utilizzando un solvente nitro, come consigliato dal datasheet. I magneti sono stati tagliati secondo le

specifiche previste [49].

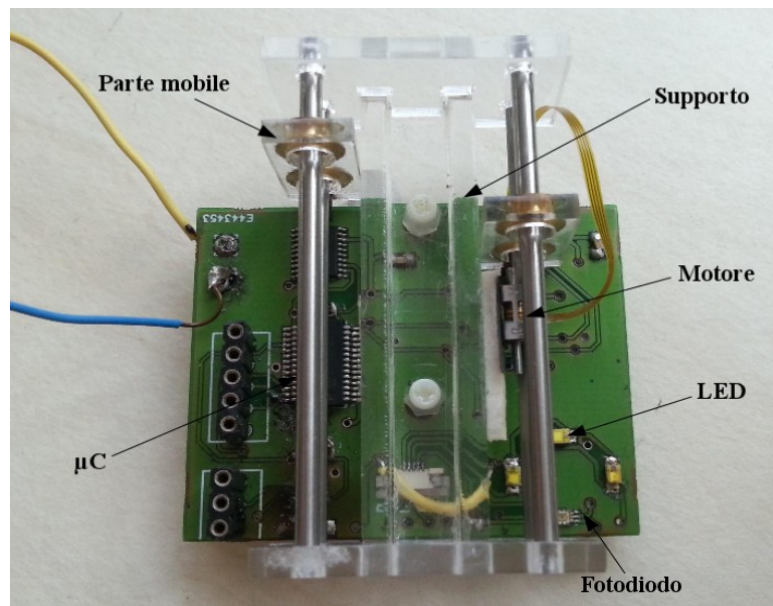


Figura 47: board con il supporto montato.

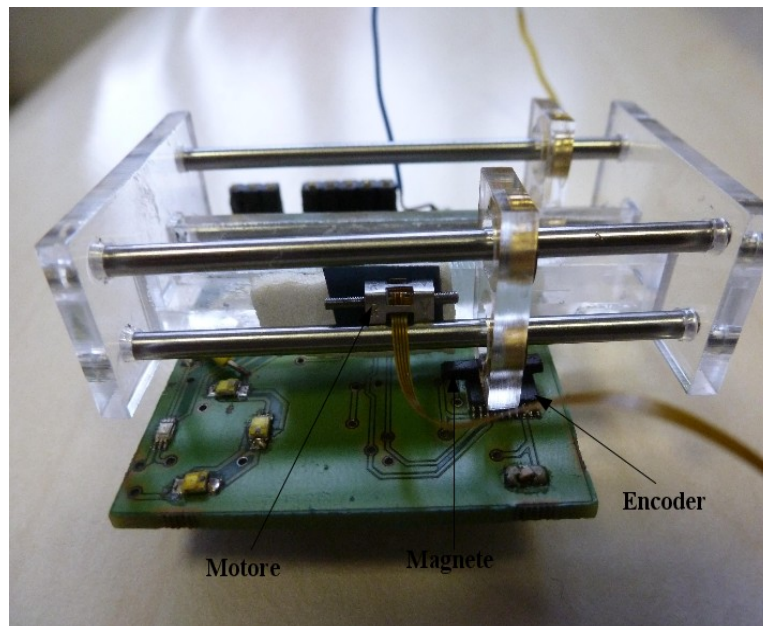


Figura 48: vista laterale della parte mobile del supporto.

Tra il motore ed il supporto è stato interposto uno strato di materiale biadesivo per consentire all'attuatore di spingere la parte mobile nel suo baricentro in modo da evitare la formazione di coppie.

Il calcolatore è collegato al bus CAN tramite un dongle USB denominato CANUSB (Figura 49) e prodotto dalla Lawicel Inc. (Tyringe, Svezia), che si può collegare direttamente alla linea

CAN.



Figura 49: CANUSB.

In Figura 50 è riportata l'interfaccia utente tramite la quale è possibile comunicare con il microcontrollore.

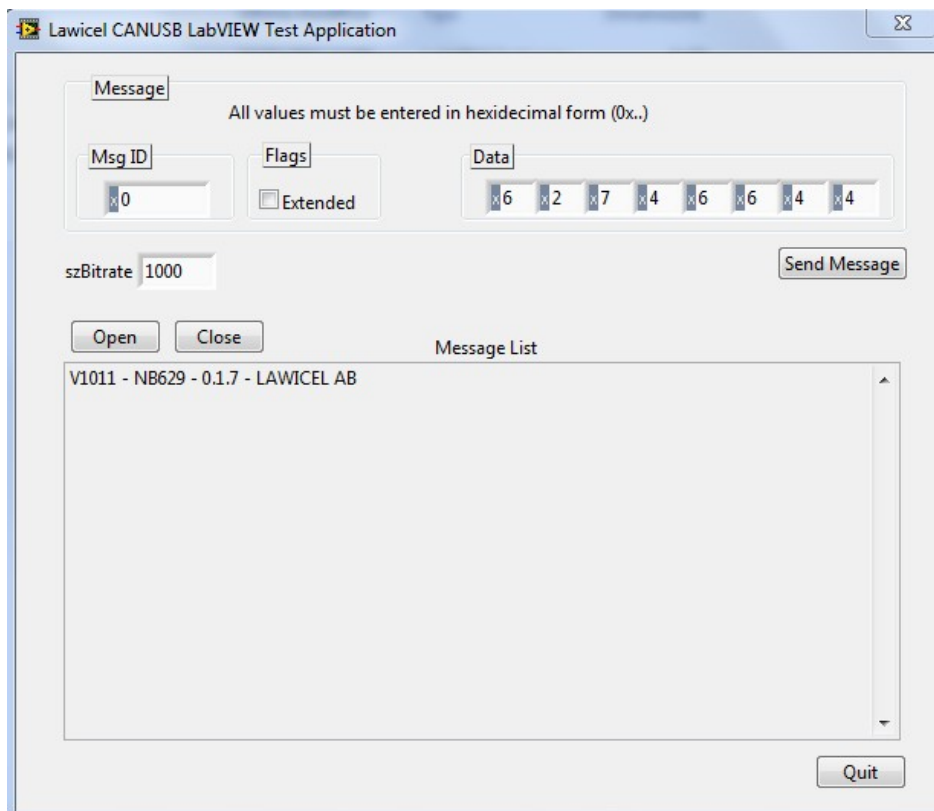


Figura 50: interfaccia Labview.

Capitolo 3

Risultati

3.1 Relazione tra flusso luminoso dei LED e illuminamento rilevato dal fotodiode

La relazione tra il *duty cycle* del segnale PWM che controlla il flusso luminoso erogato dai LED e il segnale rilevato dal fotodiode (Figura 51) risulta essere molto vicino alla linearità, come dimostrato dai coefficienti di regressione lineare riportati in Tabella 2.

Distanza	R ²	p-value
4cm	0,99700225	< 10 ⁻⁶
6cm	0,99920016	< 10 ⁻⁶
8cm	0,99960004	< 10 ⁻⁶
30cm	0,99880036	< 10 ⁻⁶

Tabella 2: coefficienti di correlazione lineare della relazione *duty cycle* – illuminamento rilevato al variare della distanza.

Il valore di luminosità rilevato dipende dalle condizioni ambientali (distanza del fotodiode dal pannello). In particolare la misura effettuata ad una distanza di 4 cm si discosta sensibilmente dalle altre: gli elevati valori di illuminamento rilevati rispetto alle altre distanze, a parità di flusso luminoso, dipendono dalla riflessione della luce da parte del pannello che insiste maggiormente sul fotodiode, aumentando la luce rilevata. A distanze maggiori ciò diventa meno influente sulla misura e si osservano differenze decisamente minori tra le rette a 6, 8, 30 cm.

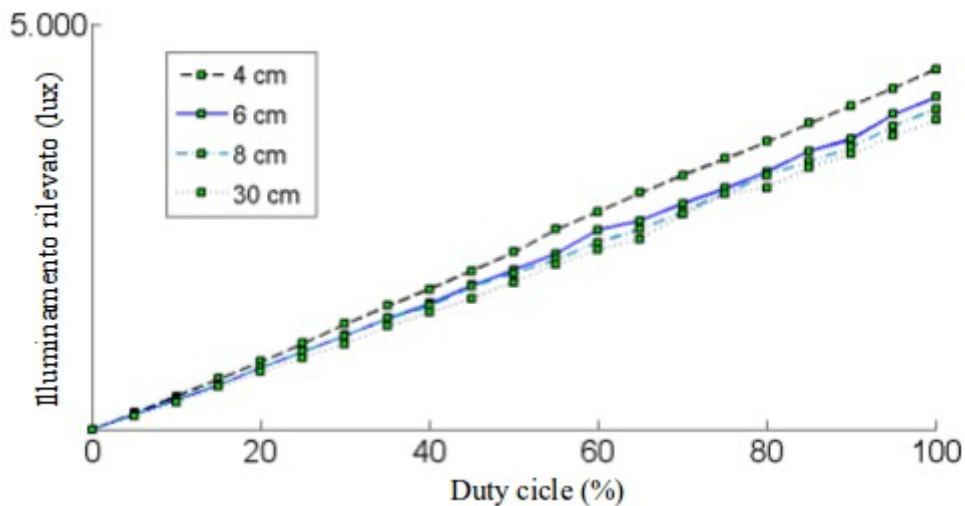


Figura 51: illuminamento registrato dal fotodiodo in funzione del duty cycle al variare della distanza tra sorgente e oggetto.

3.2 Calibrazione del motore piezoelettrico

La relazione tra una serie di comandi di avanzamento progressivi inviati dal microcontrollore al driver dei motori ed il segnale rilevato dall'encoder magnetico è rappresentata in Figura 52 e risulta essere prossima alla linearità (coefficiente di correlazione lineare = 0.999025, p-value < 10^{-6}). Ogni step temporale vale ~ 35.4 ms, mentre il valore di posizione 4000, in uscita dall'encoder, corrisponde a ~ 2 mm.

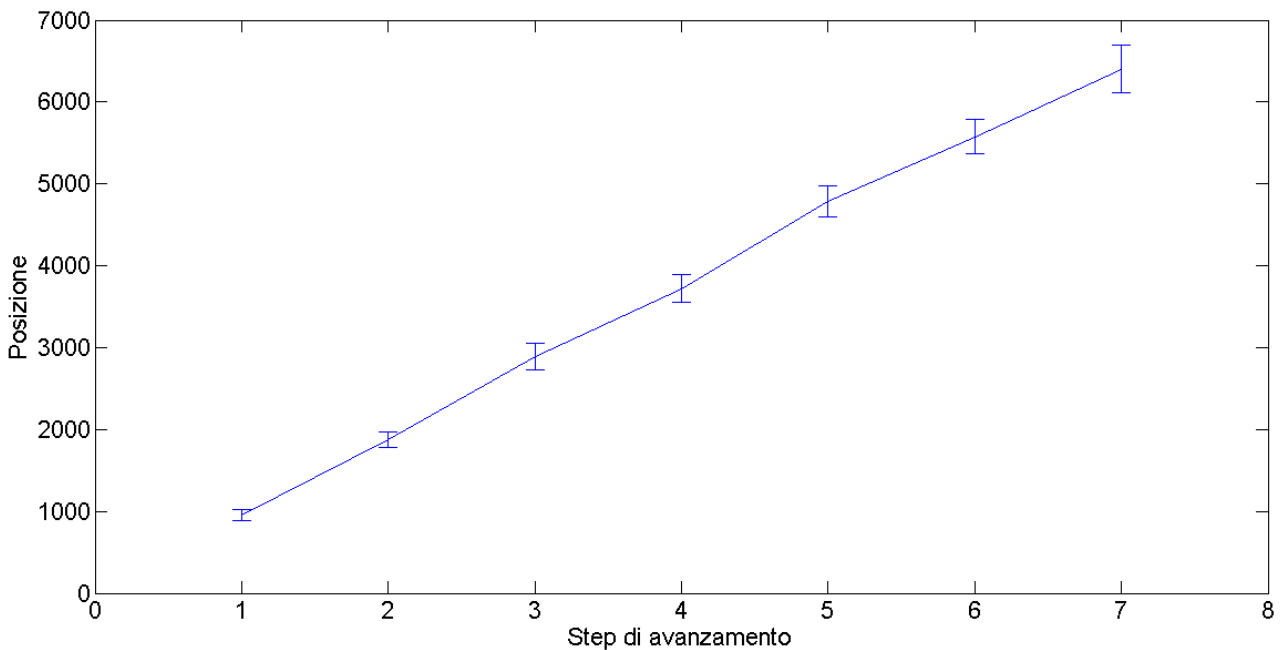


Figura 52: curva che esprime la relazione tra avanzamento della vite dell'attuatore e valore di spostamento rilevato dall'encoder.

L'escursione massima raggiunta è pari a ~ 3.02 mm, mentre la deviazione standard è coerente con i risultati del paragrafo 3.3. Questo è causato principalmente dalla presenza di attrito tra parte mobile del supporto ed asta. Altri motivi che possono rendere non ripetibile lo spostamento della vite a seguito dell'invio dello stesso comando di avanzamento sono la temperatura, l'umidità ambientale ed i sedimenti che si possono depositare sulla vite, riducendo così le prestazioni del motore. Inoltre, per ottenere misure di spostamento coerenti, la distanza tra magneti ed encoder deve essere di appena 0.3 mm ed un'impercettibile inclinazione della parte mobile del supporto può compromettere la misura.

3.3 Calibrazione del Pulse Counter

La relazione tra riempimento percentuale del registro *Pulse Counter* (100% corrisponde a 2047) e spostamento rilevato dall'encoder (100 corrisponde a 48 μm) (Figura 53) risulta essere pressochè lineare (coefficiente di correlazione lineare = 0,9698, p-value = 0,0152). La deviazione standard massima è di 13.1 μm , derivante in minima parte dal motore stesso [57] e in parte dall'attrito presente sull'asta, e suggerisce la necessità di un controllo ad anello chiuso sulla posizione, data l'accuratezza di posizionamento delle lenti richiesta dall'applicazione (± 10 μm rispetto alla posizione desiderata). Scrivendo il valore massimo nel registro *Pulse Counter* il motore si muove mediamente di una quantità di 147.4 μm (che corrisponde al valore 307 in uscita dall'encoder). Utilizzando questi dati è possibile implementare un controllo non retroazionato della posizione con un'accuratezza però inferiore a quella richiesta (vedi § 3.5), per cui sarà necessario implementare un controllo in retroazione sulla posizione.

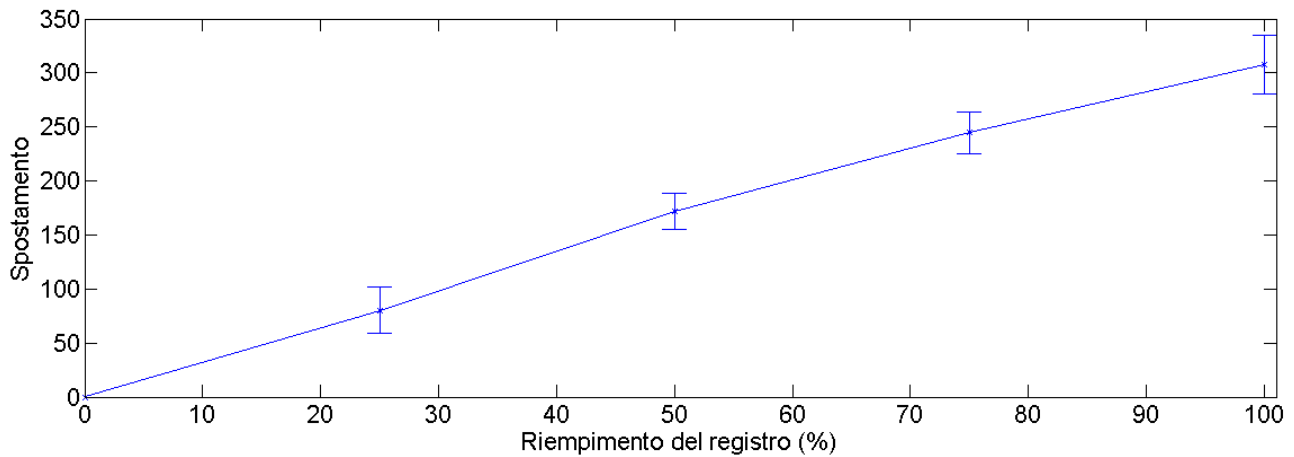


Figura 53: relazione tra valore scritto nel registro Pulse Counter e spostamento rilevato dall'encoder.

Scrivendo un valore inferiore a 20 nel registro non si registrava nessun incremento nell'uscita dell'encoder, per cui sembrava che il motore non si muovesse. In realtà, ripetendo il comando per 3 volte, la posizione rilevata aumentava di 1, ciò significa che in media il motore *squiggle* si muoveva di 160 nm ad ogni riempimento del registro.

3.4 Controllo ad anello chiuso dei LED

I risultati dei test sul controllo ad anello chiuso su 3 diversi livelli di luminosità (200, 400, 600 lux) sono illustrati in Figura da 54 a 59. Gli step temporali corrispondono al tempo di lettura del fotodiode in modalità a bassa risoluzione (16 ms), mentre un intervallo del 5% della luminosità desiderata, rappresentato dalle linee tratteggiate, è stato utilizzato come criterio di intervento della retroazione.

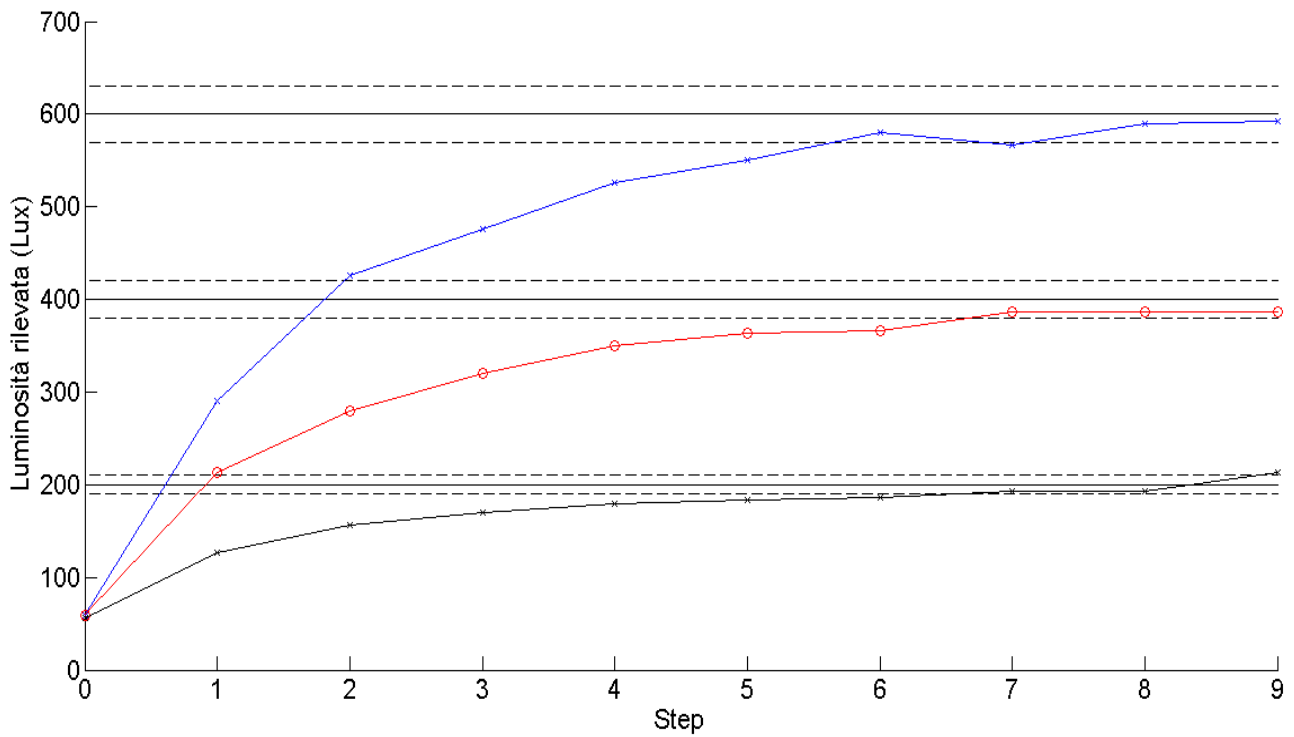


Figura 54: controllo ad anello chiuso con una distanza della sorgente dal pannello di 30 cm e un fattore di proporzionalità k pari a 0.4.

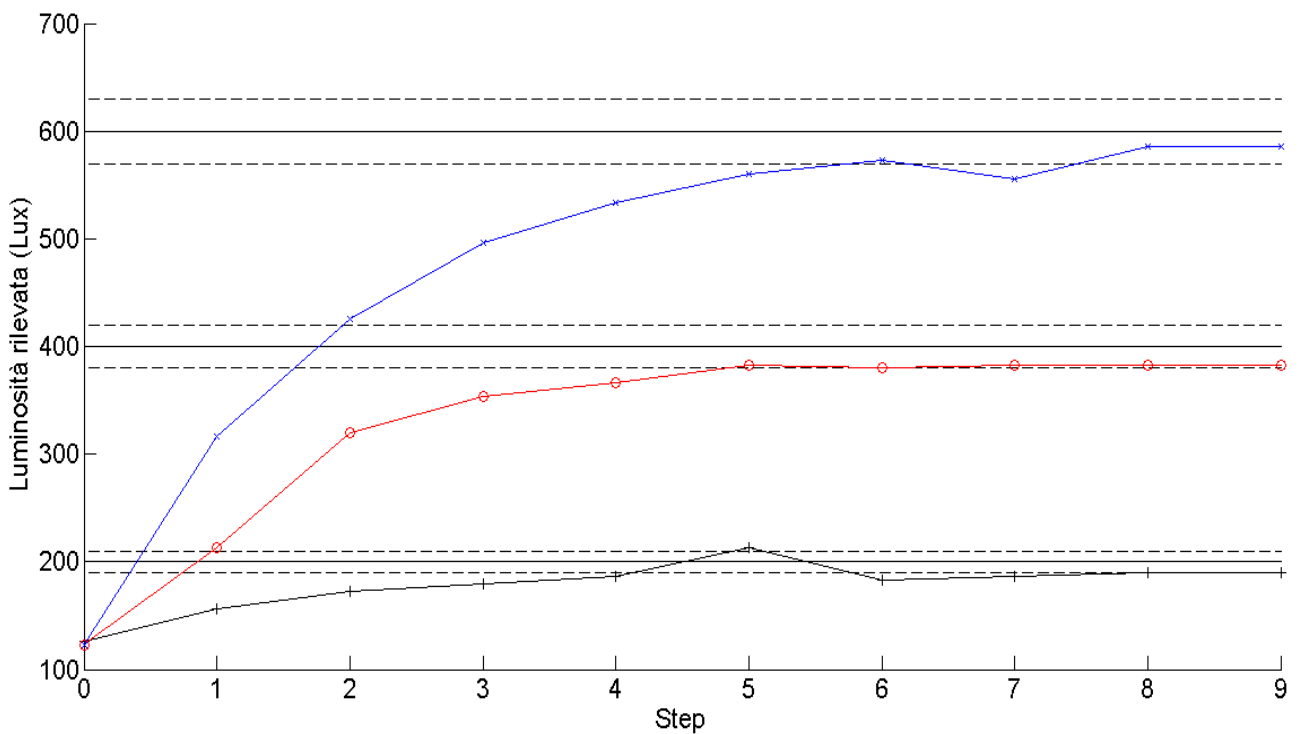


Figura 55: controllo ad anello chiuso con una distanza della sorgente dal pannello di 4 cm e un fattore di proporzionalità k pari a 0.4.

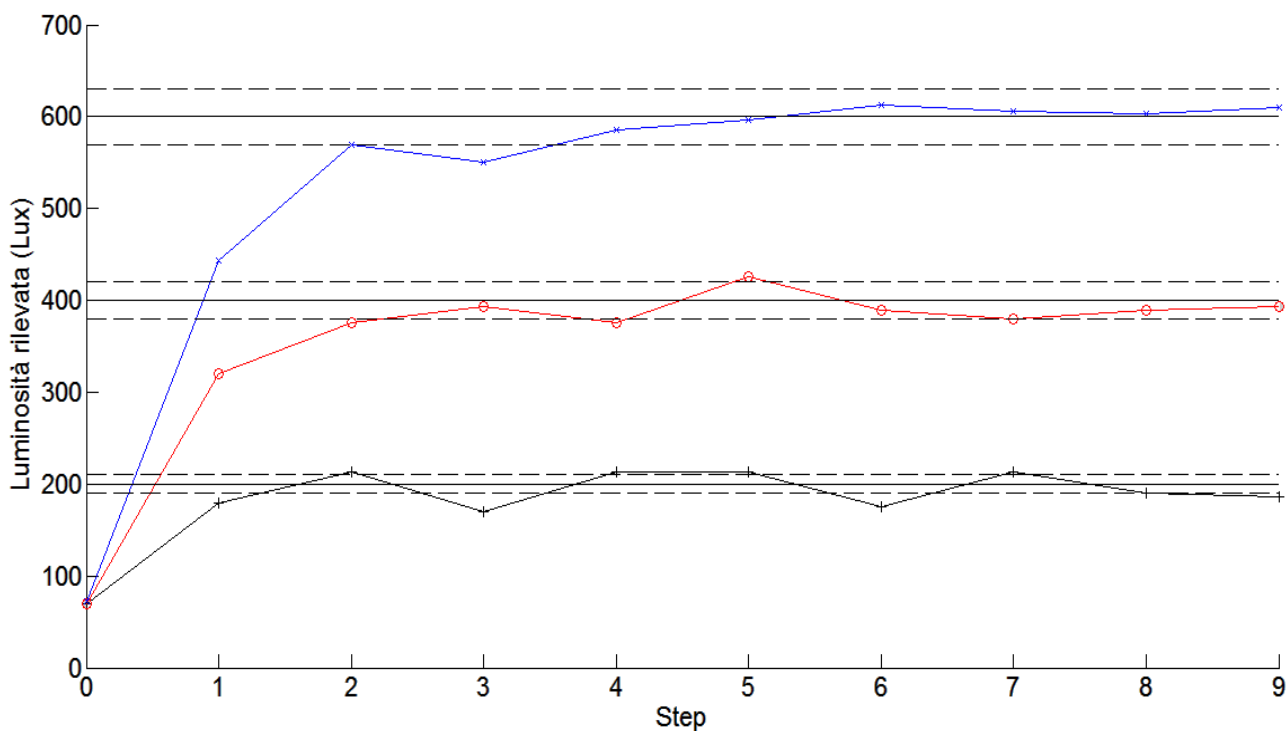


Figura 56: controllo ad anello chiuso on una distanza della sorgente dal pannello di 30 cm e un fattore di proporzionalità k pari a 0.7.

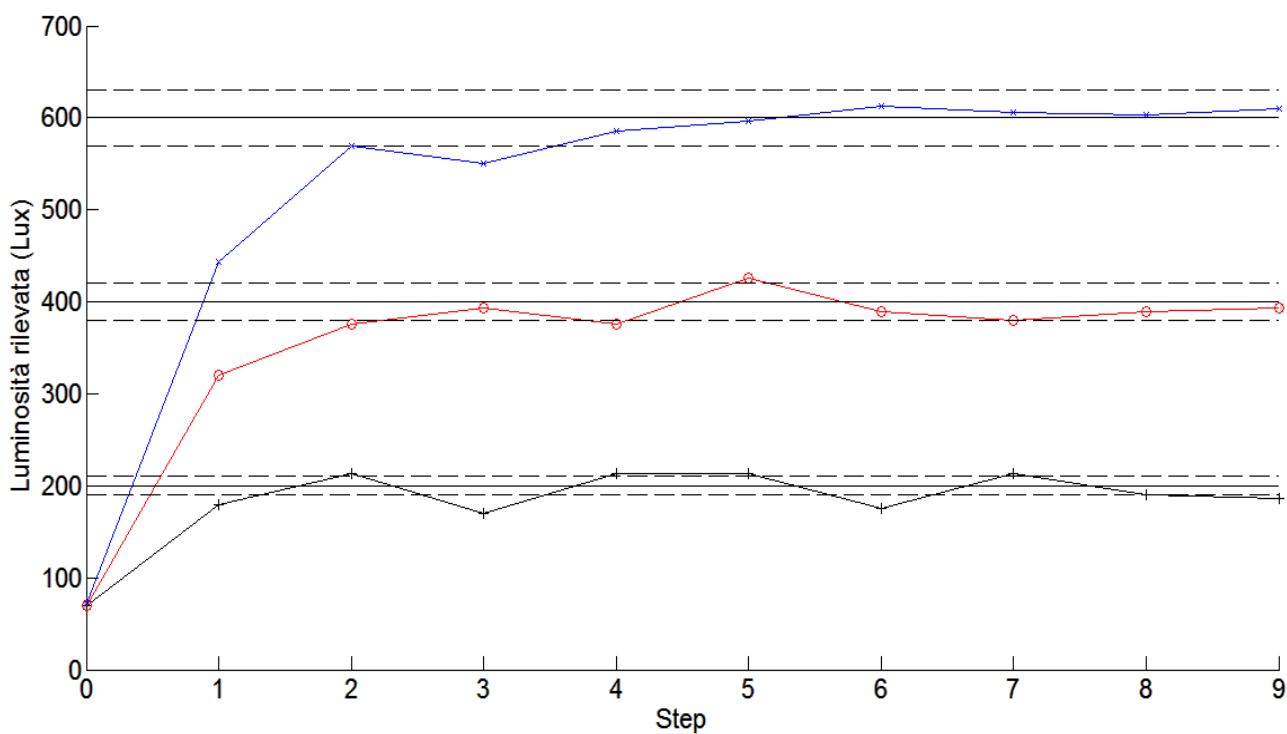


Figura 57: controllo ad anello chiuso con una distanza della sorgente dal pannello di 4 cm e un fattore di proporzionalità k pari a 0.7.

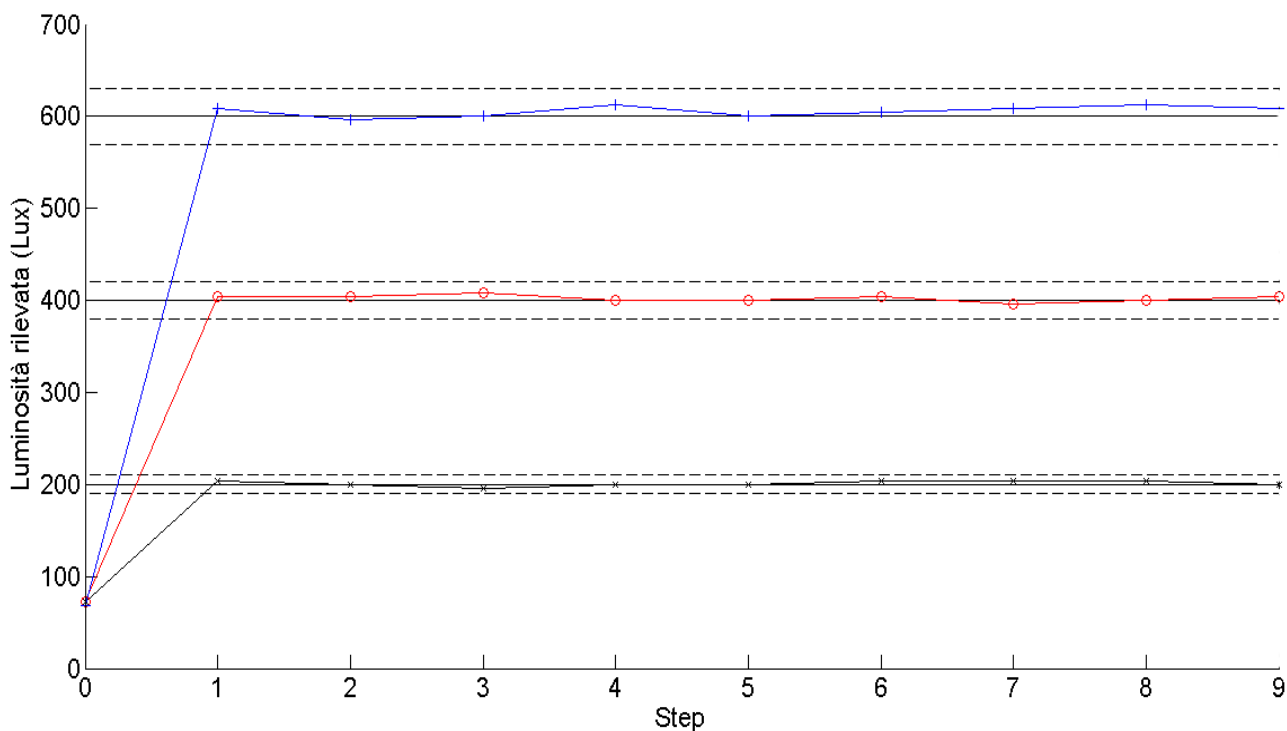


Figura 58: controllo ad anello chiuso con una distanza della sorgente dal pannello di 30 cm e un fattore di proporzionalità k pari a 1.

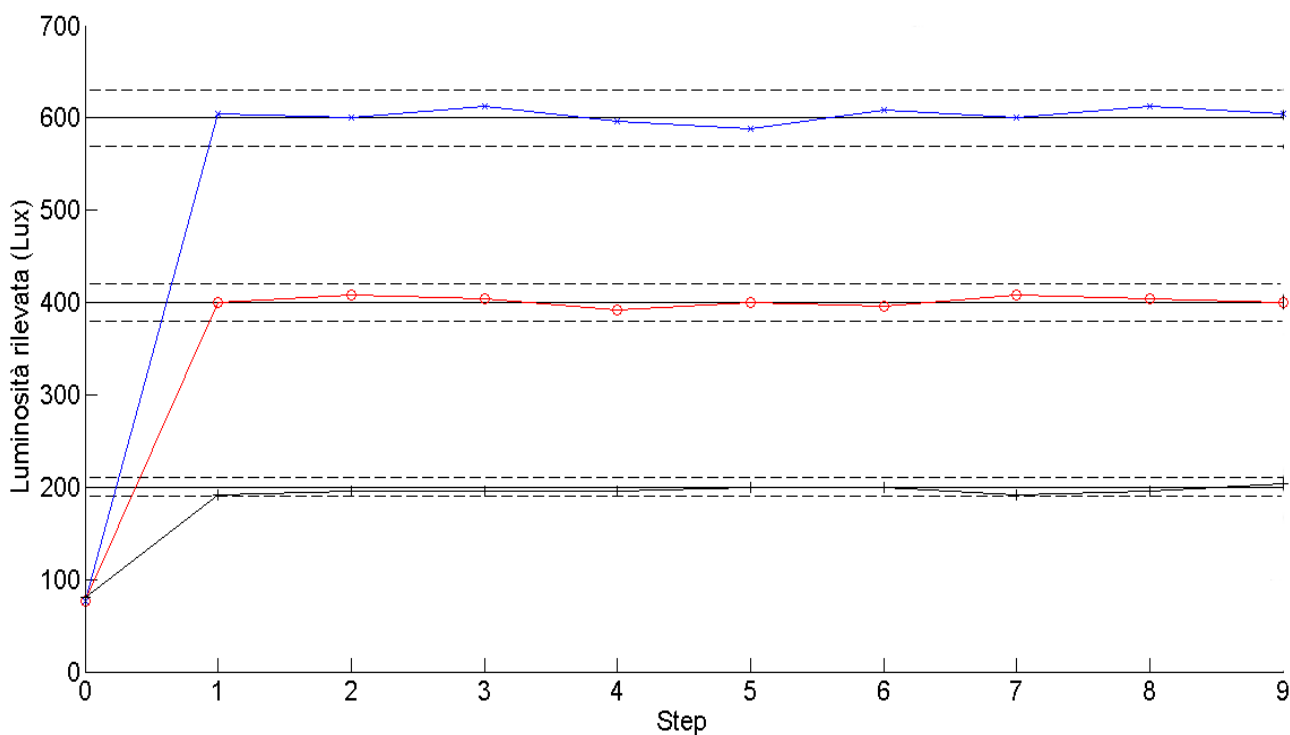


Figura 59: controllo ad anello chiuso con una distanza della sorgente dal pannello di 4 cm e un fattore di proporzionalità k pari a 1.

I test dimostrano come la risposta del sistema ad un ingresso a gradino (cambiamento della

luminosità desiderata I_D dall'utente) sia rapida e stabile nel tempo (Tabella 3). Inoltre, come si evince confrontando i grafici a diversa distanza, essa risulta indipendente sia dalle condizioni ambientali (distanza dal pannello), sia dal valore di illuminamento desiderato.

Considerando il fattore proporzionale k dell'equazione (1) pari a 0.7 (vedi § 2.9.3), il sistema riesce a raggiungere il valore di illuminazione ambientale desiderata in soli 3 passi che, considerando il tempo di acquisizione del fotodiodo pari a 16 ms e trascurando il tempo di elaborazione del microcontrollore, corrispondono ad una frequenza massima di controllo della luminosità pari a 20.83 Hz.

Con un valore di k pari a 0.4 il transitorio aumenta e la frequenza massima di controllo si riduce a 12.5 Hz. Dai grafici ottenuti con k inferiore a 1 si nota come il raggiungimento della soglia con un'accuratezza troppo bassa (Tabella 4 e 5) possa far uscire dall'intervallo di accettabilità il valore di luminosità letto durante le misurazioni successive per via della bassa risoluzione del fotodiodo (4 lux).

I risultati migliori sono ottenuti con $k=1$ e dimostrano come il valore di luminosità desiderato venga raggiunto in un solo step, con una frequenza massima di controllo di 62.5 Hz. L'errore percentuale è inferiore al 2% della luminosità desiderata, il che consentirebbe di abbassare la soglia di intervento dell'algoritmo. Nell'ambito di questa applicazione sarebbe però preferibile avere una risposta più lenta ad un ingresso a gradino in modo che, nel caso in cui l'ambiente cambiasse molto velocemente, la luminosità non vari troppo rapidamente.

Le oscillazioni del segnale rilevato dal fotodiettore sono dovute al regime a bassa risoluzione in cui lavora. A causa della minor criticità della riflettanza dell'ambiente le oscillazioni a 30 cm sono decisamente più ridotte. Nel caso il valore rilevato superi i livelli di tolleranza (5% del valore desiderato) evidenziati dalle rette tratteggiate, il microcontrollore cambia il *duty cycle* secondo l'equazione (1) e il valore rilevato rientra nell'intervallo desiderato in un solo passo temporale.

I valori di errore percentuale nelle Tabelle 3-4-5 sono stati calcolati sui valori di luminosità raggiunti una volta entrati nella soglia e sulle 10 misurazioni successive.

Distanza (cm)	Valore desiderato (lux)	Errore medio rispetto al valore desiderato una volta entrati nella soglia (%)
4	200	2
4	400	1
4	600	0.6
30	200	1.1
30	400	0.78
30	600	1.3

Tabella 3: valori dell'errore percentuale con $k=1$.

Distanza (cm)	Valore desiderato (lux)	Errore medio rispetto al valore desiderato dal 2° step in poi (%)
4	200	7.12
4	400	3.4
4	600	2.7
30	200	6.125
30	400	3.06
30	600	1.9

Tabella 4: valori dell'errore percentuale con $k=0.7$.

Distanza (cm)	Valore desiderato (lux)	Errore medio rispetto al valore desiderato dal 7° step in poi (%)
4	200	5.1
4	400	3.3
4	600	2.9
30	200	6.37
30	400	4.44
30	600	4.25

Tabella 5: valori dell'errore percentuale con $k=0.4$.

3.5 Controllo in posizione degli attuatori

I risultati dei test che verificano in anello chiuso il corretto spostamento del motore (un valore 100 letto dall'encoder corrisponde a $48 \mu\text{m}$) sono illustrati dalla Figura 60 alla 62. Sono stati inviati i comandi per raggiungere 3 diverse posizioni (500, 1000, 1500, in termine di valore letto dall'encoder) e sono stati testati 3 coefficienti k differenti. Una tolleranza pari a valore desiderato $\pm 5 \mu\text{m}$, rappresentata dalle linee tratteggiate, è stata scelta come criterio di intervento dell'anello.

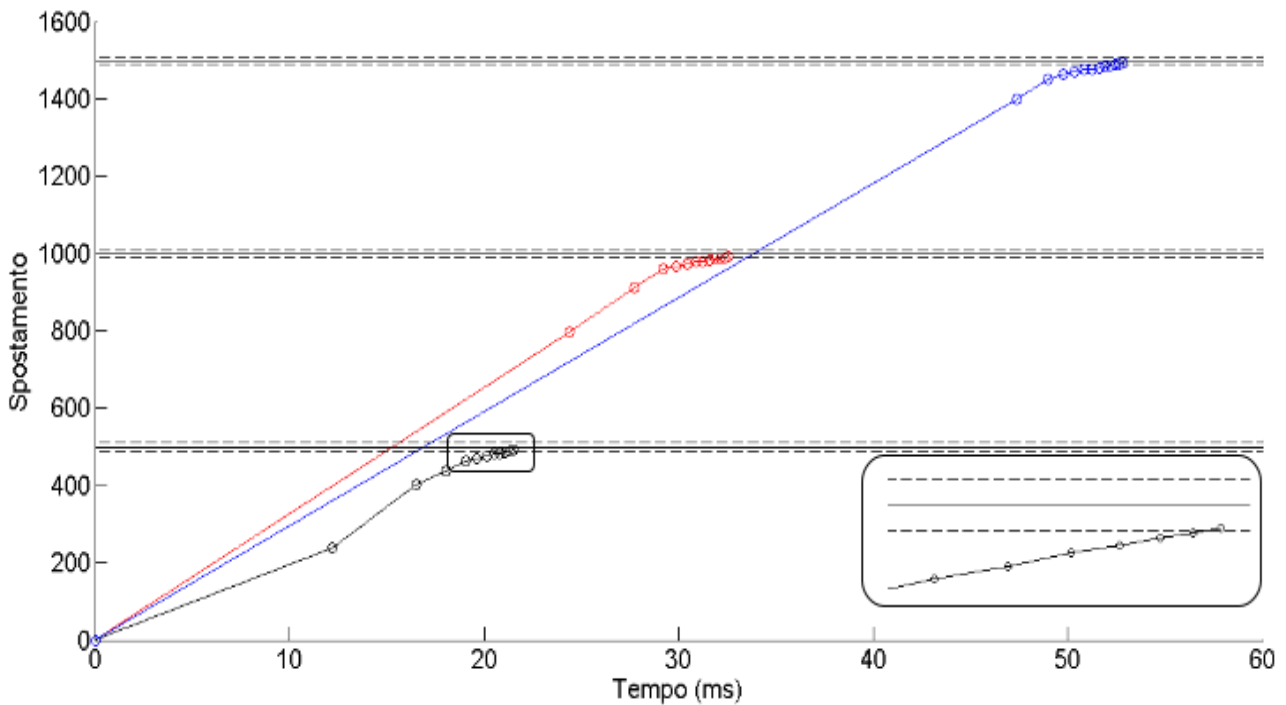


Figura 60: controllo in posizione con $k=0.5$. In basso a destra: ingrandimento degli ultimi 7 step necessari per entrare nella soglia.

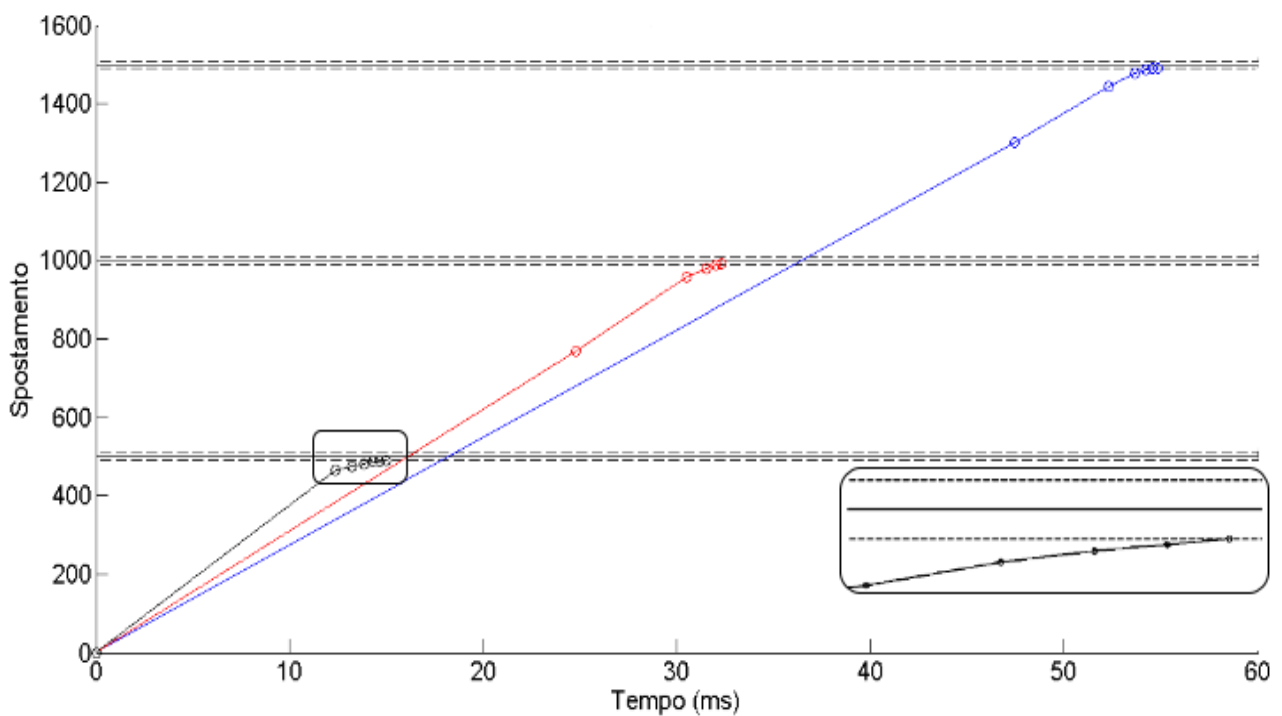


Figura 61: controllo in posizione con $k=0.75$. In basso a destra: ingrandimento degli ultimi 5 step necessari per entrare nella soglia.

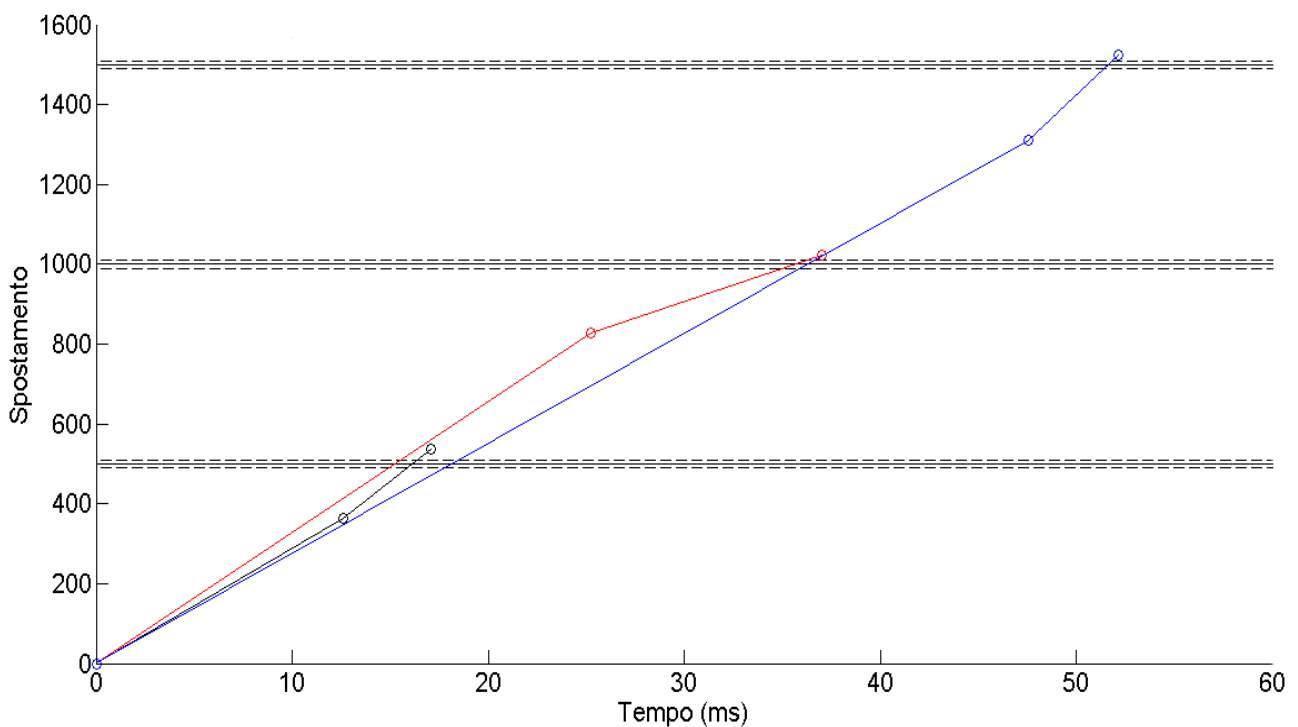


Figura 62: controllo in posizione con $k=1$.

Ad ogni step il μC calcola tramite (2) il numero di impulsi da inviare all'attuatore per raggiungere la posizione desiderata. I test effettuati con $k=0.75$ e $k=0.5$ dimostrano come il

controllo dello spostamento consenta di raggiungere il valore atteso con la precisione prevista (Tabella 6) e con un numero di iterazioni proporzionali al k utilizzato. La rapidità del sistema, se si trascurano i tempi di elaborazione del microcontrollore, dipende solo dal numero di impulsi inviati e dal conseguente tempo di azzeramento del registro *Pulse Counter*. Confrontando i risultati ad una distanza di 500 infatti, si vede come nel controllo con $k=0.5$, in cui la prima stima consente di arrivare alla posizione 240, si impieghino 21.49 ms per raggiungere il valore 491 contro i 14.96 ms del controllo con $k=0.75$, nel quale si raggiunge la posizione 466 con il primo comando. Questo dipende sia dal valore di k utilizzato sia dalla deviazione standard evidenziata nel paragrafo 3.3. Con $k=1$ il controllo in posizione andava oltre la soglia superiore e, poiché il sistema è sprovvisto di molle, non sono stati calcolati i valori di accuratezza e spostamento.

In Tabella 6 sono riportati i valori di precisione ed accuratezza del sistema retroazionato calcolati su 12 campioni. L'accuratezza è prossima allo 0, il che vuol dire che il sistema riesce sempre a raggiungere l'intervallo di $\pm 5 \mu\text{m}$ dal valore desiderato, e questo valore non cambia al variare della distanza. La precisione, intesa come distribuzione dei dati attorno al valore medio raggiunto, è molto alta e raggiunge valori nell'intervallo di 0.42-1.35 μm .

Distanza	k	Precisione (u.d.m. encoder)	Accuratezza rispetto al valore desiderato
500	0.5	0,894427191	0,0188
500	0.75	0,894427191	0,0188
1000	0.5	0,894427191	0,0094
1000	0.75	2,8324419275	0,00775
1500	0.5	0,447	0,0065
1500	0.75	1,14	0,0057

Tabella 6: valori di accuratezza e precisione per il sistema retroazionato.

Per dimostrare la necessità del controllo in retroazione per la presente applicazione sono stati calcolati i valori di accuratezza e precisione su 12 campioni, con un test per il raggiungimento della distanza 1000 e con un $k=1$ per la prova senza retroazione e con $k=0.75$ per il sistema retroazionato. Il controllo ad anello chiuso è, come ci si aspettava, molto preciso ed accurato (riga 5 della Tabella 6). Per quanto riguarda il controllo senza retroazione, i valori sono stati plottati in Figura 63, e si nota come la campana sia larga ($\sigma=71$, u.d.m. dell'encoder) e centrata su un valore troppo distante ($\mu=818$, u.d.m. dell'encoder) dal valore desiderato per gli standard del progetto.

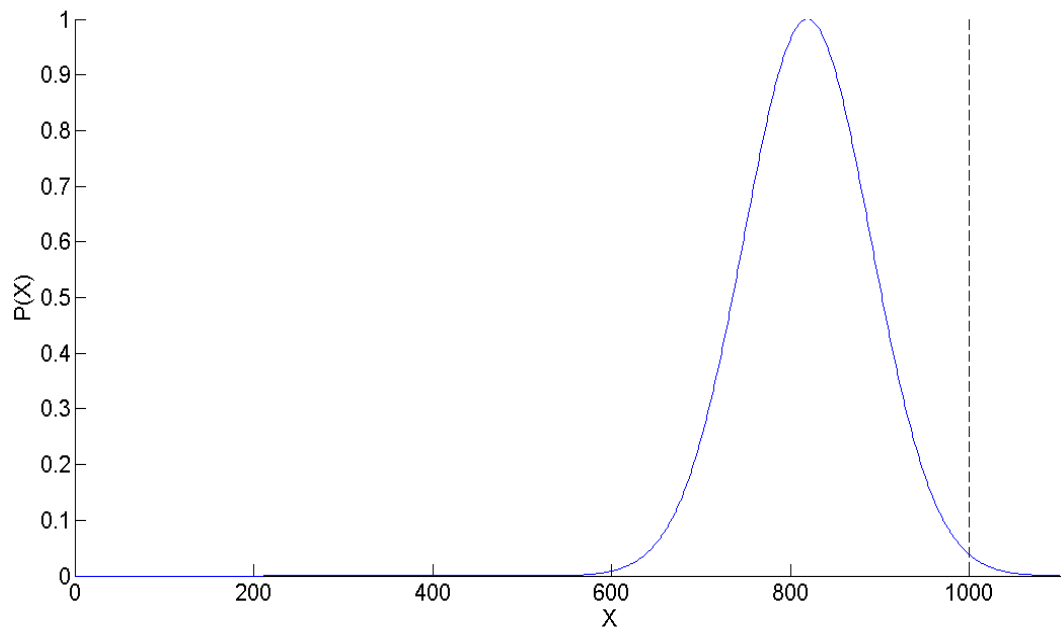


Figura 63: accuratezza (μ) e precisione (σ) del sistema non retroazionato.

Conclusioni e sviluppi futuri

4.1 Sintesi e discussioni

In questo lavoro di tesi è stata presentata una panoramica sullo stato dell'arte delle procedure NOTES in letteratura clinica, dalla quale emerge come questa tecnica possa rappresentare una nuova frontiera della chirurgia addominale, e specificando come l'assenza di una strumentazione adeguata rappresenti la principale limitazione all'espansione di questo approccio chirurgico nella pratica clinica (vedi § 1.3).

Viene fornita una descrizione mirata delle tecnologie che tentano di superare questi limiti, riportando esempi di prototipi di cui sono stati analizzati pregi e difetti (vedi § 1.4), dai quali sono stati formulati i requisiti di una piattaforma innovativa specifica per operazioni NOTES (vedi § 1.7) che sono stati riassunti in un concept di un dispositivo robotico modulare per chirurgia (vedi § 2.2).

Il progetto si sviluppa nella descrizione del sistema di visione, basato su una telecamera distale miniaturizzata (vedi § 2.4) che comprende un'illuminazione a LED e degli attuatori per movimentare i gruppi ottici responsabili del meccanismo di zoom e di autofocus. Sono stati inclusi sensori di posizione e luminosità per implementare un controllo ad anello chiuso su attuazione ed illuminazione. La funzione zoom consente di rendere più nitida la visione del tessuto biologico senza costringere l'endoscopista a muovere avanti e indietro lo strumento chirurgico. Il controllo sulla luminosità ambientale effettuato dal fotodiode rende indipendente la qualità dell'immagine dalla distanza tra sorgente luminosa e sito chirurgico.

I risultati hanno dimostrato la capacità del sistema di fornire un'illuminazione adeguata alle esigenze endoscopiche e la possibilità di pilotare efficacemente i motori *squiggle* dell'ottica tramite bus I2C, mentre i test sulle relazioni *duty cycle* – fotodiode ed avanzamento della vite dell'attuatore – encoder risultano essere prossimi alla linearità (vedi § 3.1, 3.2, 3.3). Il test sul controllo ad anello chiuso sul sistema di illuminazione ha dimostrato come la sua risposta ad un ingresso a gradino sia stabile e rapida, con una frequenza di controllo massima ottenibile di 62.5 Hz. Una frequenza di controllo troppo elevata potrebbe non essere desiderabile qualora si vogliano

evitare forti oscillazioni in presenza di rapide variazioni ambientali. I risultati mostrano come, impostando ad 1 il valore k di (1), sia possibile diminuire la soglia di intervento del controllo in anello chiuso. La funzione di autofocus e zoom richiede un posizionamento molto preciso e accurato dei gruppi ottici e i risultati dimostrano come il controllo in retroazione sugli attuatori consenta di ottenerlo (vedi §3.5). I motori *squiggle* sono caratterizzati da un'alta risoluzione di posizionamento (inferiore a $0.5 \mu\text{m}$) e di un sufficiente range di movimento (6 mm), in accordo con i requisiti operativi del sistema ottico (lo spostamento massimo dei gruppi ottici è di 2.5 mm). Diversamente dai comuni motori piezoelettrici, i motori *squiggle* sono alimentati da una tensione di 3.3V. Il comportamento del sistema non retroazionato, che sfrutta solo i parametri ottenuti dalla curva di calibrazione (vedi §3.3), non risulta avere sufficiente accuratezza e precisione (Figura 63). Variando il fattore k dell'equazione (2) la posizione desiderata viene raggiunta con un numero maggiore di iterazioni.

Tutte le considerazioni sugli attuatori vanno riferite alla piattaforma dove sono state svolte le prove, in quanto le prestazioni del motore dipendono dal carico che devono muovere, per questo motivo i test sulla calibrazione dovranno essere effettuati nuovamente una volta realizzato il modulo definitivo.

I requisiti tecnologici di ingombro e funzionalità previsti dalle specifiche del progetto sono stati rispettati, ma devono essere ancora implementati diversi aspetti perchè si possa avere un prototipo di telecamera funzionante.

4.1.1 Risultati ottenuti rispetto alle attese

Sono stati individuati e testati componenti elettronici che rispettassero gli stringenti requisiti funzionali e dimensionali formulati nel paragrafo 2.4. Uno degli aspetti importanti della presente invenzione riguarda la miniaturizzazione. I componenti individuati per i sistemi di attuazione dell'ottica e di illuminazione, comprensivi di condizionamenti, risultano avere un ingombro compatibile con le specifiche formulate. Alcuni componenti possono essere miniaturizzati ulteriormente scegliendo package diverso (*Ball Grid Array*) o attraverso un processo di ingegnerizzazione. Il requisito di dimensionare a 10 mm il diametro massimo dell'apparato vincola tutti gli stadi dello sviluppo a partire dalla fase di disegno meccatronico e di selezione dei componenti e dei materiali, fino alla fase di realizzazione meccanica e integrazione dei componenti.

Nella fase di prototipazione sono stati realizzati PCB miniaturizzati che rispettassero le

specifiche del progetto (vedi § 2.4). Perchè ciò fosse possibile è stato utilizzato un approccio multilayer, in cui lo sbroglio avviene su 4 strati.

I 3 LED sulla corona, connessi in parallelo tra loro, riescono a fornire un flusso luminoso ben superiore di quello minimo richiesto per applicazioni endoscopiche. Il fotodetettore è in grado di fornire al sistema misure della luminosità ambientale con una frequenza elevata, consentendo un controllo adeguato. La linearità della relazione di calibrazione del fotodiodo al variare delle condizioni ambientali ha consentito l'implementazione di una legge di controllo che permette una regolazione fine sulla luminosità ambientale.

I test effettuati hanno dimostrato come sia possibile controllare in anello chiuso la posizione dei gruppi ottici. Confrontando i risultati ottenuti, in termini di accuratezza e precisione, con quelli richiesti dall' algoritmo di autofocus [40] emerge come il sistema possieda prestazioni superiori a quelle richieste. Il lavoro ha dimostrato come sia possibile caratterizzare completamente il sistema di attuazione dell'ottica sia in presenza che in assenza della retroazione.

L'obiettivo prefissato era quello di verificare e implementare un sistema di controllo basato sul protocollo CAN per quanto riguarda la comunicazione con il calcolatore e sul protocollo I2C per i componenti a bordo della telecamera. Entrambi i protocolli si sono rivelati robusti ed adatti ad un'applicazione robotica di questo genere.

Per applicazione nel campo dei dispositivi biomedicali, l'elevata biocompatibilità di particolari materiali metallici (titanio), polimerici o fibre di carbonio, con buon grado di lavorabilità, limita i problemi derivati dal contatto con fluidi biologici.

La telecamera non è autoclavabile perché provvista di numerosi componenti elettronici al suo interno, la sterilizzazione può quindi avvenire solo mediante agenti chimici. La telecamera risulta sigillata, quindi la sua sterilizzazione coinvolge solamente la parte esposta all'esterno.

4.1.2 Aspetti innovativi del lavoro

Rispetto ai sistemi proposti attualmente dal mercato la piattaforma descritta presenta due idee innovative: architettura modulare movimentabile tramite attuatori meccanici, attuazione a rigidità variabile. Lo strumento chirurgico all'estremità del dispositivo può essere mosso e orientato con elevata destrezza.

Il sistema è costituito da una telecamera miniaturizzata con qualità superiori rispetto ai sistemi endoscopici attuali basati su camera distale e fibre ottiche, o camera prossimale ed elaboratore distale. Rispetto alle telecamere per endoscopia brevettate, l'invenzione incapsula tutti i

componenti a bordo; è completa di sensore HD, obiettivo zoom servo-attuato, sistema di illuminazione sensorizzato. Il vantaggio di avere tutti i componenti a bordo è che la telecamera funziona in modo indipendente e ha bisogno solo di un componente esterno costituito dalla scheda d'acquisizione. Il vantaggio di avere una telecamera distale è quello di poter montare il dispositivo su qualsiasi tipo di supporto, senza doversi preoccupare dell'angolo di piegatura e della fragilità delle fibre ottiche.

Negli endoscopi tradizionali sia il sensore d'immagine che la sorgente luminosa sono all'esterno dell'endoscopio stesso e collegati all'end effector tramite fibre ottiche. Si è deciso di non utilizzare fibre ottiche e di integrare tutte le funzioni all'interno di un unico dispositivo indipendente i cui segnali di ingresso e uscita fossero solo di tipo elettronico digitale.

Il principale vantaggio di questo tipo di approccio consiste nella possibilità di montare la telecamera su un qualsiasi tipo di supporto. Le fibre ottiche potrebbero non trasmettere la luce se venissero sottoposte ad angoli troppo elevati o torsioni, condizioni nelle quali potrebbero incorrere se fossero collegate ad esempio ad un manipolatore robotico. La disponibilità di sensori d'immagine e LED molto miniaturizzati con elevate prestazioni ha permesso di integrare le funzioni di imaging, zooming e illuminazione in un dispositivo di dimensioni molto ridotte.

Per quanto riguarda la telecamera è pensabile anche un impiego in applicazioni industriali dove si richiede un sistema di ispezione visiva intelligente, in grado di effettuare un autofocus e un controllo automatico della luminosità, con alta qualità dell'immagine.

4.1.3 Problemi e limiti riscontrati e problematiche ancora aperte

La principale difficoltà tecnica riscontrata nella fase di prototipazione dei PCB è stata la miniaturizzazione. Data l'esiguità dello spazio a disposizione, l'operazione di sbroglio richiede competenza ed esperienza, dalle quali dipende la qualità del risultato. Lo studio del supporto in plexiglass, necessario per simulare la meccanica dei gruppi ottici, si è rivelato problematico sia dal punto di vista dell'integrazione con i motori, in particolare riguardo alle specifiche di montaggio richieste [55], che dal punto di vista della minimizzazione dell'attrito tra parte mobile e fissa. Il taglio della barretta multipolare ed il suo posizionamento sopra l'encoder si sono rivelate critiche in quanto non si disponeva della strumentazione adeguata, per cui in futuro sarà necessario uno studio strutturale più approfondito. Durante la fase di test uno degli attuatori piezoelettrici si è

danneggiato, compromettendo le sue prestazioni meccaniche. Una problematica aperta riguarda perciò lo studio sull'affidabilità dei componenti per via della delicatezza dell'applicazione.

Una valutazione più approfondita dovrà essere effettuata sulla cablatura che collega le varie schede all'interno del modulo e sui connettori necessari.

4.2 Sviluppi futuri

Questo studio ha dimostrato il corretto funzionamento dei sistemi di attuazione, di illuminazione e di controllo presenti sulla scheda sviluppata .

Un evento riscontrato durante la fase di test è il surriscaldamento dei LED (che dovrà essere quantificato) e della resistenza da 800 Ω (vedi §2.6.4) per effetto Joule, a causa del quale sarebbe opportuno ridurre del 30-40 % la corrente erogata dal transistor, il che consentirebbe comunque di rimanere nel range di illuminazione richiesto da un intervento di endoscopia . In alternativa si potrebbe pensare di utilizzare una configurazione in serie per i LED per diminuire la corrente erogata, con l'aggiunta di un convertitore boost per ottenere un livello di tensione sufficiente ad accendere i LED (vedi §2.6.3). Questa soluzione, oltre all'aumento di ingombro sulla scheda, non garantirebbe la sicurezza dell'intervento visto che, se uno dei LED si dovesse bruciare, l'intero sistema di illuminazione verrebbe meno.

Il passo immediatamente successivo è lo sviluppo dei supporti dei gruppi ottici (Figura 64), delle lenti (Figura 21) e di tutti quei componenti necessari per assemblare la telecamera (Figura 20). Una volta realizzato il dispositivo tutte le considerazioni riguardanti la calibrazione dei motori (vedi §3.3) dovranno essere riferite al carico applicato, ovvero le lenti dei gruppi ottici.



Figura 64: gruppi ottici della telecamera realizzati con una stampante 3D.

L'algoritmo di controllo della luminosità dei LED deve essere testato nell'ambiente biologico per valutare eventuali modifiche e devono essere effettuati degli studi sulla sterilizzabilità

dell'intero modulo.

Gli aspetti che riguardano la movimentazione del giunto robotico non sono stati approfonditi e testati in questo lavoro e rientrano negli obiettivi futuri del progetto.

4.3 Possibili modalità di integrazione nel sistema

4.3.1 Narrow band imaging

Un'ipotesi di sviluppo del dispositivo descritto in questo lavoro è l'implementazione del metodo di acquisizione dell'immagine nota come *Narrow Band Imaging*. Questa tecnica permette di visualizzare nel dettaglio la morfologia della tonaca mucosa senza ricorrere all'applicazione di coloranti chimici esterni (richiesti per esempio dalla cromoendoscopia) [58,59,60].

La NBI si basa sul fenomeno ottico per il quale la profondità di penetrazione della luce dipende dalla sua frequenza, formalizzato dalla legge di Lambert-Beer:

$$I = I_0 \cdot e^{-ax} \quad (3)$$

dove x è la profondità di penetrazione e a è una costante dipendente dal materiale e dalla lunghezza d'onda della luce incidente.

Per aumentare il contrasto dei vasi sanguigni rispetto ai tessuti circostanti l'irraggiamento avviene a due lunghezze d'onda che corrispondono ai due picchi di assorbimento dell'emoglobina (Figura 65): $415\text{nm} \pm 30\text{nm}$ (luce blu) e $445\text{nm} \pm 30\text{nm}$ (luce verde).

I capillari più superficiali sono messi in risalto tramite la luce blu mentre quelli più profondi sono risaltati dal verde [61].

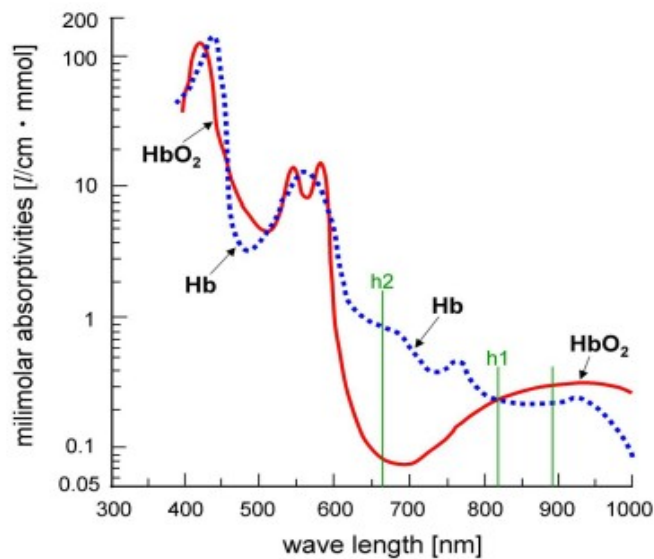


Figura 65: picchi di assorbimento dell'emoglobina.

La NBI, enfatizzando l'architettura vascolare, permette la rapida diagnosi di lesioni epiteliali precancerose e tumorali, grazie alla loro caratteristica ipervascolarizzazione; inoltre migliora la sicurezza degli interventi laparoscopici, abbassando il rischio di recisioni accidentali di vasi sanguigni.

A differenza dei dispositivi commerciali, dove l'NBI viene implementato ricorrendo a filtri, si potrebbero utilizzare dei LED a banda stretta anche se, data l'esiguità dello spazio a disposizione, non sarebbe possibile inserire sia LED blu che verdi. Il set-up sperimentale vuole testare se sia possibile utilizzare solamente LED blu e ricavare l'informazione del verde tramite i LED bianchi già presenti impiegando un normale pattern di Bayern sul sensore. In alternativa, delegando al chirurgo il controllo della luminosità, si potrebbe eliminare il fotodetettore e inserire LED verdi e blu (Figura 66).

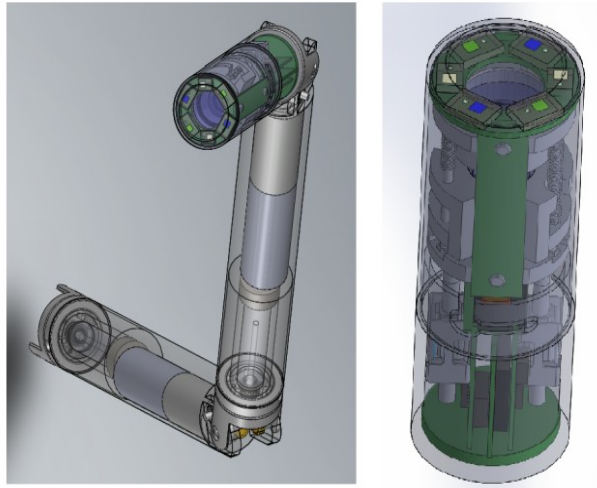


Figura 66: Design del sistema d'illuminazione con funzione NBI a bordo.

Le immagini acquisite con i LED bianchi e blu, opportunamente elaborate, sono mostrate in Figura 67, dalla quale si può notare un miglioramento del contrasto dei capillari superficiali nelle immagini acquisite con NBI rispetto a quelle a luce bianca.

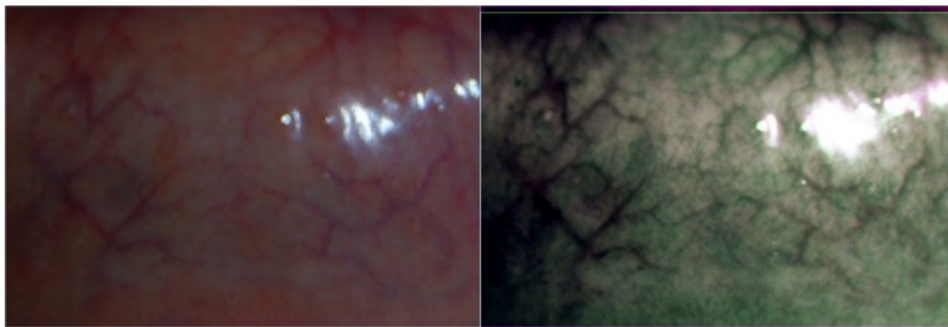


Figura 67: a sinistra l'immagine con luce bianca, a destra l'immagine NBI.

Dalle immagini ottenute utilizzando LED blu e verdi (Figura 68) è evidente come l'utilizzo di una sorgente a banda stretta anche per il colore verde renda più nitidi i vasi illuminati da queste lunghezze d'onda e quindi meglio riconoscibili.

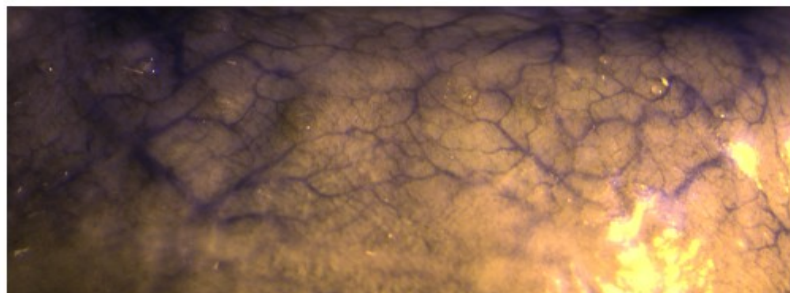


Figura 68: immagine NBI ottenuta con led blu e verdi.

Una terza opzione potrebbe essere quella di rendere svitabile la corona, in modo che si possa utilizzare, a seconda della necessità, un sistema di acquisizione a LED bianchi o uno dotato di LED colorati a banda stretta.

Questi risultati preliminari mostrano in parte i potenziali vantaggi che potrebbero derivare dalla tecnica NBI, i quali devono essere tuttavia ancora valutati e quantificati e ciò potrebbe rappresentare uno sviluppo futuro del progetto.

Riferimenti

- [1] <http://www.albanesi.it/salute/Interventi/laparoscopia.htm>
- [2] Cerveri P, Forgione A., Marchente M. Self propelled Instrument Carrier for surgery through natural orifices: Relevant technologies and trends.
- [3] Anthony R. Lanfranco, Andres E. Castellanos, Jaydev P. Desai, William C. Meyers. Robotic Surgery: A Current Perspective. *Ann Surg.* 2004 January; 239(1): 14–21.
- [4] Kalloo AN, Singh VK, Jagannath SB, Niiyama H, Hill SL, Vaughn CA, et al. Flexible transgastric peritoneoscopy: a novel approach to diagnostic and therapeutic interventions in the peritoneal cavity. *Gastrointest Endosc* 2004; 60: 114-117.
- [5] Demetrios N. Moris, Konstantinos J. Bramis, Eleftherios I. Mantonakis, Efstathios L. Papalampros, Athanasios S. Petrou, Alexandros E. Papalampros. Surgery via natural orifices in human beings: yesterday, today, tomorrow. *The American Journal of Surgery.* Volume 204, Issue 1, July 2012, Pages 93–102.
- [6] ZHANG Xiu-li, YANG Yun-sheng, SUN Gang, GUO Ming-zhou. Natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES) : current status and challenges. *Chinese Medical Journal* 2010;123(2):244-247.
- [7] Junqing Wang, Lu Zhang, Weize Wu. Current progress on natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES). *Frontiers of Medicine* , June 2012, Volume 6, Issue 2, pp 187-194.
- [8] Woodward T, McCluskey D 3rd, Wallace MB, Raimondo M, Mannone J, Smith CD. Pilot study of transesophageal endoscopic surgery: NOTES esophagomyotomy, vagotomy, lymphadenectomy. *J Laparoendosc Adv Surg Tech A* 2008; 18(5): 743 – 745.
- [9] Elmunzer BJ, Schomisch SJ, Trunzo JA, Poulouse BK, Delaney CP, McGee MF, Faulx AL, Marks JM, Ponsky JL, Chak A. EUS in localizing safe alternate access sites for natural orifice

transluminal endoscopic surgery: initial experience in a porcine model. *Gastrointest Endosc* 2009; 69(1): 108 – 114 .

[10] Fritscher-Ravens A, Ghanbari A, Cuming T, Kahle E, Niemann H, Koehler P, Patel K. Comparative study of NOTES alone vs. EUS- guided NOTES procedures. *Endoscopy* 2008; 40(11): 925 – 930.

[11] McGee MF, Marks JM, Onders RP, Chak A, Jin J, Williams CP, Schomisch SJ, Ponsky JL. Complete endoscopic closure of gastrotomy after natural orifice transluminal endoscopic surgery using the NDO Plicator. *Surg Endosc* 2008; 22(1): 214 – 220.

[12] Ross S Coomber, Mikael H Sodergren, James Clark, Julian Teare, Guang-Zhong Yang, Ara Darzi. Natural orifice transluminal endoscopic surgery applications in clinical practice. *World J Gastrointest Endosc.* 2012 Mar 16;4(3):65-74.

[13] Raffaele Pugliese, Antonello Forgione, Fabio Sansonna, Giovanni Carlo Ferrari, Stefano Di Lernia, Carmelo Magistro. Hybrid NOTES transvaginal cholecystectomy: operative and long-term results after 18 cases. *Langenbecks Arch Surg* (2010) 395:241–245.

[14] Juliane Bingener, Christopher J. Gostout. Update on Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery. *Gastroenterol Hepatol (N Y).* 2012 June; 8(6): 384–389.

[15] Pai RD, Fong DG, Bundga ME, Odze RD, Rattner DW, Thompson CC. Transcolonic endoscopic cholecystectomy: a NOTES survival study in a porcine model (with video). *Gastrointest Endosc.* 2006 Sep;64(3):428-34.

[16] Lehmann KS, Ritz JP, Wibmer A, Gellert K, Zornig C, Burghardt J, Büsing M, Runkel N, Kohlhaw K, Albrecht R, Kirchner TG, Arlt G, Mall JW, Butters M, Bulian DR, Bretschneider J, Holmer C, Buhr HJ. The German registry for natural orifice transluminal endoscopic surgery: report of the first 551 patients. *Ann Surg* 2010; 252: 263-270.

[17] Zorron R, Palanivelu C, Galvão Neto MP, Ramos A, Salinas G, Burghardt J, DeCarli L, Henrique Sousa L, Forgione A, Pugliese R, Branco AJ, Balashanmugan TS, Boza C, Corcione F, D'Avila Avila F, Arturo Gómez N, Galvão Ribeiro PA, Martins S, Filgueiras M, Gellert K, Wood Branco A, Kondo W, Inacio Sanseverino J, de Sousa JA, Saavedra L, Ramírez E, Campos J, Sivakumar K, Rajan PS, Jategaonkar PA, Ranagrajan M, Parthasarathi R, Senthilnathan P, Prasad

M, Cuccurullo D, Müller V. International multicenter trial on clinical natural orifice surgery NOTES IMTN study: preliminary results of 362 patients. *Surg Innov* 2010; 17: 142-158 .

[18] Masoomi H, Mills S, Dolich MO, Ketana N, Carmichael JC, Nguyen NT, Stamos MJ. Comparison of outcomes of laparo-scopic versus open appendectomy in adults: data from the Nationwide Inpatient Sample (NIS), 2006-2008. *J Gastrointest Surg* 2011; 15: 2226-2231.

[19] Zornig C, Siemssen L, Emmermann A, Alm M, von Walden-fels HA, Felixmüller C, Mofid H. NOTES cholecystectomy: matched-pair analysis comparing the transvaginal hybrid and conventional laparoscopic techniques in a series of 216 patients. *Surg Endosc* 2011; 25: 1822-1826 .

[20] Marescaux J, Dallemagne B, Perretta S, Wattiez A, Mutter D, Coumaros D. Surgery without scars: report of translumi-nal cholecystectomy in a human being. *Arch Surg* 2007; 142: 823-86; discussion 823-86.

[21] Gumbs AA, Fowler D, Milone L, Evanko JC, Ude AO, Ste-vens P, Bessler M. Transvaginal natural orifice transluminal endoscopic surgery cholecystectomy: early evolution of the technique. *Ann Surg* 2009; 249: 908-912.

[22] de Sousa LH, de Sousa JA, de Sousa Filho LH, de Sousa MM, de Sousa VM, de Sousa AP, Zorron R. Totally NOTES (T-NOTES) transvaginal cholecystectomy using two endo-scopes: preliminary report. *Surg Endosc* 2009; 23: 2550-2555.

[23] Palanivelu C, Rajan PS, Rangarajan M, Parthasarathi R, Senthilnathan P, Prasad M. Transvaginal endoscopic appen-ectomy in humans: a unique approach to NOTES--world's first report. *Surg Endosc* 2008; 22: 1343-1347.

[24] Bernhardt J, Gerber B, Schober HC, Kähler G, Ludwig K. NOTES case report of a unidirectional flexible appendec-tomy. *Int J Colorectal Dis* 2008; 23: 547-550.

[25] Rao GV, Reddy DN, Banerjee R. NOTES: human experience. *Gastrointest Endosc Clin N Am* 2008; 18: 361-70.

[26] Rattner D, Kalloo A; ASGE/SAGES Working Group. ASGE/SAGES Working Group on Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery. October 2005. *Surg Endosc*. 2006;20:329-333.

[27] Strickland AD, Norwood MG, Behnia-Willison F, Olak-kengil SA, Hewett PJ.

Transvaginal natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES): a survey of women's views on a new technique. *Surg Endosc* 2010; 24: 2424-2431.

[28] Kim MC, Kim KH, Jang JS, Kwon HC, Kim BG, Rattner DW. Patient perception of natural orifice transluminal endoscopic surgery in an endoscopy screening program in Korea. *Yonsei Med J.* 2012 Sep;53(5):960-7. doi: 10.3349/ymj.2012.53.5.960.

[29] Georg O. Spaun, Bin Zheng, Danny V. Martinec, Maria A. Cassera, Christy M. Dunst, Lee L. Swanstrom. Bimanual coordination in natural orifice transluminal endoscopic surgery: comparing the conventional dual-channel endoscope, the R-Scope, and a novel direct-drive system. *Gastrointestinal Endoscopy (2009) Volume 69, No. 6.*

[30] S. S. Garud, F. F. Willingham. Natural orifice transluminal endoscopic surgery. *Endoscopy* 2012; 44(09): 865-868.

[31] Karl-Hermann Fuchs, Wolfram Breithaupt. Transgastric small bowel resection with the new multitasking platform EndoSAMURAI for natural orifice transluminal endoscopic surgery. *Surg Endosc (2012) 26:2281–2287.*

[32] Christopher C. Thompson, Marvin Ryou, Nathaniel J. Soper, Eric S. Hungess, Richard I. Rothstein, Lee L. Swanstrom. Evaluation of a manually driven, multitasking platform for complex endoluminal and natural orifice transluminal endoscopic surgery applications. *Gastrointestinal Endoscopy (2009) Volume 70, No. 1.*

[33] S.J. Phee, S.C. Low, V.A. Huynh, A.P. Kencana, Z.L. Sun, K. Yang. Master And Slave Transluminal Endoscopic Robot (MASTER) for Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery (NOTES). 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6, 2009.

[34] Astudillo J.A., Sporn E., Bachman S., Miedema B.W., Thaler K. Transluminal endoscopic cholecystectomy: changing the paradigm. *EurSurg (2008). 40(3) 111–6.*

[35] E. Olthof, D. Nio, W.A. Bemelman. The learning curve of robot-assisted laparoscopic surgery. *Medical Robotics.* Published: January 1, 2008.

[36] David Canes, Amy C. Lehman, Shane M. Farritor, Dmitry Oleynikov, Mihir M. Desai. The

future of NOTES instrumentation: flexible robotics and in vivo minirobots. *Journal of Endourology* 2009;23(5):787-792.

[37] Giorgios Lazaridis: How DC motors works. www.youtube.com/user/pcbheaven.

[38] A.A. Transeth. Modelling and control of snake robots.

[39] “Strumenti micro robotici modulari innovativi per la chirurgia transluminale endoscopica” PRIN 2008 , prot. 2008KJWNNW.

[40] Cynthia C. Zazzarini. Concept, problematiche e design di un sistema robotizzato per chirurgia endoscopica transluminale attraverso orifizi naturali. Tesi di Laurea Magistrale, Politecnico di Milano, 2011.

[41] Cerveri P, Forgione A., Marchente M. Self propelled Instrument Carrier for surgery through natural orifices: Medical Background and needs.

[42] Herron DM, Lantis JC 2ns, Maykel J, Basu Schwaitzberg SD. The 3-D monitor and head-mounted display. A quantitative evaluation of advanced laparoscopic viewing technologies (1999). *Surg Endos* 13(8):751-5.

[43] Chan AC, Chung SC, Yim AP, Lau JY, Ng EK, Li AK. Comparison of twodimensional vs three-dimensional camera systems in laparoscopic surgery (1997). *Surg Endosc*. 11(5):438-40.

[44] Nakamura T, Terano A., Capsule endoscopy: past, present, and future. *J Gastroenterol*. 2008;43(2):93-9,2008.

[45] http://www.rp-photonics.com/superluminescent_diodes.html

[46] S. N. Shaikh, C. C. Thompson. Natural orifice transluminal surgery: Flexible platform review. *World J Gastrointest Surg* vol. 2, pp. 210-216,2010.

[47] L. L. Swanstrom, R. Kozarek, P. J. Pasricha, S. Gross, D. Birkett, P. O. Par, et al., Development of a new access device for transgastric surgery. *J Gastrointest Surg*, vol. 9, pp. 1129-1136, 2005.

[48] Galanti A., “BOSCH CONTROLLER AREA NETWORK”, 2005.

-
- [49] <http://www.ams.com/eng/Products/Magnetic-Position-Sensors/Linear-Incremental-Magnetic-Position-Sensors/NSE-5310/NSE-5310-Downloads/NSE-5310-Downloads>
- [50] Giannetti G., “PWM Tutorial”, 2004.
- [51] <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/409924/MICROCHIP/PIC18LF25K80.html>
- [52] <http://www.philipslumileds.com/products/luxeon-C>
- [53] <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/338081/ROHM/BH1715FVC.html>
- [54] Establishing an Absolute Zero Reference with the Tracker NSE-5310 Position Sensor. NewScale Technologies, version 1, July 2009.
- [55] <http://www.ams.com/eng/Products/Piezo-Motor-Drivers/SQUIGGLE-R-Motor-Drivers/NSD-2101>
- [56] Massimiliano Veronesi. Regolazione PID. Fondamenti teorici, tecnica di taratura, applicazioni di controllo. FrancoAngeli, 2011.
- [57] <http://www.ams.com/eng/Support/Design-Resources/Technical-Papers2/Micro-Miniature-Linear-Motors-and-their-Control>
- [58] Sharma P, Wani S, Bansal A, et al. A feasibility trial of narrow band imaging endoscopy in patients with gastroesophageal reflux disease. *Gastroenterology* Vol. 133, pp. 454-64, 2007.
- [59] Muto M, Katada C, Sano Y, et al. Narrow band imaging: a new diagnostic approach to visualize angiogenesis in superficial neoplasia. *Clin Gastroenterol Hepatol* , Vol.3, pp. 16-20, 2005.
- [60] Watanabe A, Taniguchi M, Tsujie H, Hosokawa M, Fujita M, Sasaki S. The value of narrow band imaging endoscope for early head and neck cancers, Vol. 138(4), pp. 446-454, 2008.
- [61] J.F. Rey, K. Kuznetsov, R. Lambert. Narrow Band Imaging: A wide field of possibilities. *The Saudi Journal of Gastroenterology* , Vol. 13, pp. 1-10, 2007.

Appendice

Firmware

```
#include <p18lf25k80.h>
#include <timers.h>
#include <math.h>
#include <i2c.h>
#include <delays.h>
#define k_fot 0.7
#define k 1
#define c 6.8

/* CONFIGURATION BITS: - CANTX and CANRX pins are located on RC6 and RC7,
respectively
                - Extended Instruction Set: disabled
                - WDT disabled
                - Oscillator: Internal RC oscillator */

// Dichiarazione prototipi

void init_clock(void);
void init_porte(void);
void init_I2C(void);
void init_epwm(void);
void High_Int_Event(void);
void init_CAN(void);
void init_interrupt(void);
void init_fotodiodo(void);
```

```

void Delay1KTCYx( unsigned char unit );
void set_dutycycle(int valore);
unsigned int leggi_fotodiodo(void);
void modula(unsigned int valore_desiderato);
int leggi_encoder2(void);
int leggi_encoder1(void);
void inizializza_motore1(void);
void inizializza_motore2(void);
void aumenta_zoom2(void);
void aumenta_zoom1(void);
void diminuisci_zoom1(void);
void diminuisci_zoom2(void);
void avanzamento_encoder2(void);
void arriva_posizione2(unsigned int posizione);
void correzione(unsigned int pulse);

// Assegna la High_Int_Event al vettore 0x08
#pragma code high_vector = 0x08
void high_interrupt (void) {
    _asm GOTO High_Int_Event _endasm
}

#pragma code
#pragma interrupt High_Int_Event

void High_Int_Event (void) {
    if(PIR5bits.RXB0IF == 1) { // Controllo: ricezione di un dato da parte di RXB0
        RXB0CONbits.RXFUL=0; // Clear del flag di ricezione di RXB0
        PIR5bits.RXB0IF=0; // Clear del flag di interrupt RXB0
        comando_utente=RXB0D0; // Leggi il comando inviato (1 byte) dal registro
                                RXB0D0
        INTCONbits.GIEH=1; // Riabilita interrupt priorit  alta
    }
}

```

```

    }
}

void main(void) {
    init_porte();
    init_clock();
    init_I2C();
    init_epwm();
    init_fotodiodo();
    init_CAN();
    init_interrupt();
    inizializza_motore1();
    inizializza_motore2();
    Delay1KTCYx(194);
    posizione_iniziale2=leggi_encoder2();
    Delay1KTCYx(194);

while(1) {

    modula(valore_desiderato);
    arriva_posizione2(spostamento_desiderato)

    }

}

void init_clock(void) {
    OSCCONbits.IRCF2=1; // Oscillatore interno a 16 Mhz
    OSCCONbits.IRCF1=1;
    OSCCONbits.IRCF0=1;
    OSCCONbits.SCS1=1;
}

```

```

void init_porte(void) {
    LATC=0x00;
    LATB=0x00;
    TRISCbits.TRISC3=1; // RC3 Input, SCK I2C
    TRISCbits.TRISC4=1; // RC4 Input, SDA I2C
    TRISCbits.TRISC6=0; // RC6 Output, CANTX
    TRISCbits.TRISC7=1; // RC7 Input, CANRX
    TRISBbits.TRISB4=0; // RB4 Output, EPWM
}

void init_I2C(void) {
    SSPCON1bits.SSPM3=1; // Imposto Master mode
    SSPCON1bits.SSPM2=0;
    SSPCON1bits.SSPM1=0;
    SSPCON1bits.SSPM0=0;
    SSPCON1bits.SSPEN=1; // Abilita la porta seriale e configura i pin SDA e SCK
    SSPADD=0b00100111; // Baud rate di 100 KHz
}

void init_epwm(void) {
    PR2=249; // PR2 = 0,001÷(4×(1÷16000000)×16)-1, ho un periodo di 0,001 s
    CCP1L=0b01111101; // Imposto il dutycycle a metà della durata del periodo. Il valore
    // massimo contenuto in CCP1L:CCP1CON<5:4> è (PR2+1)*4,
    // quindi 1000. 500 è 0111110100 in binario, in CCP1L ci sono
    // gli 8 MSB, in CCP1CON<5:4> i 2 LSB
    CCP1CONbits.DC1B1=0;
    CCP1CONbits.DC1B0=0;
    CCPTMRSbits.C1TSEL=0; // ECCP1 is based off of TMR1/TMR2
    T2CONbits.T2CKPS1=1; // Prescaler = 16
    T2CONbits.T2OUTPS3=0; // 1:1 Postcaler
    T2CONbits.T2OUTPS2=0;
}

```

```

T2CONbits.T2OUTPS1=0;
T2CONbits.T2OUTPS0=0;
T2CONbits.TMR2ON=1; // Abilita Timer2
CCP1CONbits.P1M1=0; // EPWM impostato come single output
CCP1CONbits.P1M0=0;
PSTR1CONbits.CMPL1=0; // P1A pin has the PWM waveform with polarity control from
                        CCP1M<1:0>
PSTR1CONbits.CMPL0=0;
PSTR1CONbits.STRA=1;
PSTR1CONbits.STRSYNC=0; // Output steering update occurs at the beginning of the
                        instruction cycle boundary
CCP1CONbits.CCP1M3=1; // Modulo impostato come EPWM, P1A active high
CCP1CONbits.CCP1M2=1;
CCP1CONbits.CCP1M1=0;
CCP1CONbits.CCP1M0=0;
}

```

```

void init_interrupt(void) {
    RCONbits.IPEN=1; // Enable priority levels on interrupts
    INTCONbits.GIEH=1; // Abilita interrupt priorità alta
    INTCONbits.GIEL=1; // Abilita interrupt priorità bassa
    PIE5bits.RXB0IE=1; // Abilità interrupt associata a RXB0
    IPR5bits.RXB0IP=1; // Alta priorità a RXB0
    PIR5bits.RXB0IF=0; // Clear del flag di interrupt RXB0
}

```

```

void init_CAN(void) {
    CANCONbits.REQOP=0b100; // Request Configuration Mode
    while(!CANSTATbits.OPMODE2); // Quando OPMODE2=1 (sono in Configuration
                                Mode) esco dal ciclo
    BRGCON1=0x00; // SJW = 1 Tq, Baud Rate Prescaler = 1 --> Tq =
                (2*1) / 16 MHz
}

```

```

BRGCON2=0b10010000; // SEG2PHTS=1 (lunghezza del Phase Segment 2 dipende
                        da BRGCON3); SAM=0 (bus campionato solo una
                        volta per Nominal Bit Time); Phase Segment 1 = 3 Tq;
                        Propagation Time = 1 Tq

BRGCON3bits.SEG2PH2=0; // Phase Segment 2 = 3 Tq --> Bit rate = 1 Mb/s
BRGCON3bits.SEG2PH1=1;
BRGCON3bits.SEG2PH0=0;
RXF0SIDH=0xFF; // 8 MSB degli 11 bit (tutti 1) di RXF0, filtro di
                identificazione associato al buffer RXB0

RXF0SIDLbits.SID2=1; // 3 LSB degli 11 bit (tutti 1) di RXF0
RXF0SIDLbits.SID1=1;
RXF0SIDLbits.SID0=1;
RXF0SIDLbits.EXIDEN=0; // Filtro RXF0 accetta solo messaggi con standard
                        identifier

RXM0SIDH=0x0; // 8 MSB degli 11 bit (tutti 1) di RXM0, acceptance mask
               associata al buffer RXB0

RXM0SIDLbits.SID2=0; // 3 LSB degli 11 bit (tutti 1) di RXM0
RXM0SIDLbits.SID1=0;
RXM0SIDLbits.SID0=0;
RXB0CONbits.RXM1=0; // RXB0 riceve messaggi con standard/extended identifier
RXB0CONbits.RXM0=0;
RXB0CONbits.RB0DBEN=0; // L'overflow di RXB0 non verrà scritto su RXB1
RXB0CONbits.FILHIT0=0; // Assegno RXF0 al buffer RXB0
RXB0CONbits.RXFUL=0; // Clear del flag di ricezione di RXB0
ECANCONbits.MDSEL1=0; // Legacy Mode [DEFAULT]
ECANCONbits.MDSEL0=0;
TXB0CON=0x03;
TXB0SIDH=0xFF;
TXB0SIDL=0xE0;
TXB0DLC=0x08;
CANCONbits.REQOP=0b000;
TXB0CONbits.TXREQ=0;

```

```

TXB0SIDH=0xFF;
TXB0SIDLbits.SID=0b111;
TXB0SIDLbits.EXIDE=0;
TXB0DLCbits.DLC=0b0010 ;
TXB0CONbits.TXREQ=0;
CIOCON=0x00;
CANCONbits.REQOP=0b000;          // Request Normal Mode 000, listen only 011

while(CANSTATbits.OPMODE2); // Quando OPMODE2=0 (sono in Normal Mode) esco
                             dal ciclo
}

void init_fotodiiodo(void) {
    StartI2C();
    IdleI2C();          // This Macro will be in a wait state until Start Condition Enable bit, Stop
                       Condition Enable bit, Receive Enable bit, Acknowledge Sequence,
                       Enable bit of I2C Control register and Transmit Status bit I2C Status,
                       register are clear. The IdleI2C function is required since the hardware I2C
                       peripheral does not allow for spooling of bus sequence. The I2C
                       peripheral must be in Idle state before an I2C operation can be initiated
                       or write collision will be generated
    WriteI2C(0b10111000); // Con ADDR alto, l'indirizzo del fotodiiodo è 1011100, ultimo bit di
                           write=0
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b00000001); // Power on
    IdleI2C();
    StopI2C();
    StartI2C();
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b10111000); // Con ADDR alto, l'indirizzo del fotodiiodo è 1011100, ultimo bit di
                           write=0
    IdleI2C();

```

```

    WriteI2C(0b00010011); // L-Resolution Mode
    IdleI2C();
    StopI2C();
}

void set_dutycycle(int valore) {
    CCPR1L=valore>>2;
    CCP1CONbits.DC1B1=valore>>1;
    CCP1CONbits.DC1B0=valore;
}

unsigned int leggi_fotodiodo(void) {
    unsigned char valore_fot1=0; // ReadI2C restituisce un unsigned char
    unsigned char valore_fot2=0;
    unsigned int byte_1;
        unsigned int byte_2;
    unsigned int valore_lux;
    StartI2C();
    IdleI2C();
    Delay1KTCYx(194);
    WriteI2C(0b10111001); // Indirizzo e bit per la lettura = 1
    IdleI2C();
    valore_fot1=ReadI2C(); // Leggo i MSBs dal fotodiodo
    byte_1=(unsigned int)valore_fot1;
    IdleI2C();
    AckI2C();          // This macro initiates positive acknowledgement condition and waits till
                        // the acknowledgement sequence is terminated, è richiesta dal fotodiodo
    IdleI2C();
    valore_fot2=ReadI2C(); // Leggo i LSBs dal fotodiodo
    byte_2=(unsigned int)valore_fot2;
    IdleI2C();
    NotAckI2C();      // Richiesta dal fotodiodo
}

```

```

IdleI2C();
StopI2C();
valore_lux=(byte_2+byte_1*256)/1.2; // Aggrego i due byte in un solo valore
return valore_lux;
}

void modula(unsigned int valore_desiderato) { // Controllo in anello chiuso del fotodiode
    int differenza=0;
    duty_cycle=30;
    set_dutycycle(duty_cycle);
    Delay1KTCYx(194); // Pausa di 12 ms
    valore_letto1=leggi_fotodiode();
    differenza=valore_letto1-valore_desiderato;
    if (fabs(differenza)>valore_desiderato*0.05) {
        duty_cycle=duty_cycle*(valore_letto1-k_fot*differenza)/valore_letto1;
    }
    duty_cycle=ceil(duty_cycle); // The smallest integer greater than or equal to x
    set_dutycycle(duty_cycle);
}

int leggi_encoder1(void) {
    int valore_enc1=0;
    int valore_enc2=0;
    int posizione=0;
    StartI2C();
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b10000001); // Indirizzo encoder con pin 11 basso è 1000000, più bit 1 finale
                          per lettura
    IdleI2C();
    valore_enc1=ReadI2C(); // Leggo gli 8 MSBs
    IdleI2C();
    AckI2C();
}

```

```

IdleI2C();
valore_enc2=ReadI2C(); // Leggo i 4 LSBs
IdleI2C();
AckI2C();
IdleI2C();
StopI2C();
valore_enc2=valore_enc2>>4;
posizione=valore_enc2 | (valore_enc1<<4);
return posizione;
}

```

```

int leggi_encoder2(void) {
    int valore_enc1=0;
    int valore_enc2=0;
    int posizione=0;
    StartI2C();
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b10000011); // Indirizzo driver con pin 11 alto è 1000001, più bit 1 finale per
                           lettura
    IdleI2C();
    valore_enc1=ReadI2C(); // Leggo gli 8 MSBs
    IdleI2C();
    AckI2C();
    IdleI2C();
    valore_enc2=ReadI2C(); // Leggo i 4 LSBs
    IdleI2C();
    AckI2C();
    IdleI2C();
    StopI2C();
    valore_enc2=valore_enc2>>4;
    posizione=valore_enc2 | (valore_enc1<<4);
    return posizione;
}

```

```
}
```

```
void avanzamento_encoder2(void){ // Definisci unsigned int "misura2" come var. globale
    int i=0; // Definisci unsigned int "incremento2" come var.
    // globale
    unsigned int valore0=0-; // Definisci unsigned int "posizione_iniziale2" come
    // var. globale
    unsigned int valore1=0;
    valore0=leggi_encoder2(); // Leggo posizione di partenza
    Delay1KTCYx(194);
    for(i=0;i<3;i++){ // Avanzamento di 3 unità
        diminuisci_zoom2();
        Delay1KTCYx(194);
    }
    Delay1KTCYx(194);
    valore1=leggi_encoder2(); // Leggo posizione di arrivo
    if(valore1<valore0){ // Se ho superato il valore 4096 (ho superato i
    // 2mm e riparto da 0), contatore++
        incremento2=incremento2+1;
    }
    misura2=4096*incremento2+valore1-posizione_iniziale2; // Salvo nella variabile globale
    // "misura2" la posizione in valore
    // assoluto del motore2. Sottraggo a
    // questo valore
    // "posizione_iniziale2", che è il
    // primo valore che misuro all'inizio
    // della prova così da effettuare
    // uno zero tracking via software

    misura1=misura1+1200;
    Delay1KTCYx(194);
}
```

```

void inizializza_motore1(void) { // ADR=0
    StartI2C();
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per
                           scrittura
    IdleI2C();
    WriteI2C(0x04);      // 2.Pulse Width (duty cycle)
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b00111110); // 3.Duty cycle è il 49,6% del periodo, deve essere minore del 50%
    IdleI2C();
    StopI2C();
    StartI2C();
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per
                           scrittura
    IdleI2C();
    WriteI2C(0x05);      // 2.Phase shift
    IdleI2C();
    WriteI2C(0x00);      // 3.By default, phase shift between waveforms is 25% of the period
    IdleI2C();
    StopI2C();

    StartI2C();
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per
                           scrittura
    IdleI2C();
    WriteI2C(0x06);      // 2.Period offset (offset added to the period counter to shift the
                           switching frequency)
    IdleI2C();
    WriteI2C(0x00);      // 3.Nessun offset del periodo [DEFAULT]

```

```
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per
                        scrittura

IdleI2C();
WriteI2C(0x07);        // 2.Hybrid Speed Register (average voltage as seen by the motor)
IdleI2C();
WriteI2C(0x00);       // 3.VDD (half bridge) [DEFAULT]
IdleI2C();
StopI2C();

// Frequency sweep calibration

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per
                        scrittura

IdleI2C();
WriteI2C(0x00);        // 2.Control register, trigger frequency calibration
IdleI2C();
WriteI2C(0x6B);       // 3.Enables sweep calibration using both motor phases
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per
                        scrittura

IdleI2C();
```

```
WriteI2C(0x01);          // 2.Period Counter, the period counter is used to define the
                          switching frequency of the motor

IdleI2C();
WriteI2C(0x91);         // 3.172,4khz, periodo 5.8 µsec
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per
                          scrittura

IdleI2C();
WriteI2C(0x02);          // 2.Pulse counter (high byte), sets the number of pulses the motor
                          should be active

IdleI2C();
WriteI2C(0x77);         // 3.Direzione forward (spinge il carico, raccomandato), DT=11, upper
                          3 bits of pulse count set (111)

IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per
                          scrittura

IdleI2C();
WriteI2C(0x03);          // 2.Pulse counter (low byte)

IdleI2C();
WriteI2C(0xFF);         // 3.Lower 8 bits of pulse count set, (11111111) --> 2047 pulses
IdleI2C();
StopI2C();

Delay1KTCYx(194);       // Pausa di 12 ms, clock di 62 ns, funzione aspetta x*1000 cicli con
```

$$x = 12 \text{ ms} / 62 \text{ ns} = 194000$$

// Frequency incremental calibration

StartI2C();

IdleI2C();

WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per
scrittura

IdleI2C();

WriteI2C(0x00); // 2.Control register, trigger frequency calibration

IdleI2C();

WriteI2C(0x67); // 3.Enables incremental calibration using both motor phases

IdleI2C();

StopI2C();

StartI2C();

WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per
scrittura

IdleI2C();

WriteI2C(0x01); // 2.Period Counter, the period counter is used to define the
switching frequency of the motor

IdleI2C();

WriteI2C(0x91); // 3.172,4khz, periodo 5.8 µsec

IdleI2C();

StopI2C();

StartI2C();

IdleI2C();

WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per
scrittura

IdleI2C();

WriteI2C(0x02); // 2.Pulse counter (high byte), sets the number of pulses the motor

should be active

```
IdleI2C();
```

```
WriteI2C(0x77); // 3.Direzione forward (spinge il carico, raccomandato), DT=11, upper  
3 bits of pulse count set (111)
```

```
IdleI2C();
```

```
StopI2C();
```

```
StartI2C();
```

```
IdleI2C();
```

```
WriteI2C(0b10101000); // 1.Indirizzo driver con ADR basso è 1010100, più bit 0 finale per  
scrittura
```

```
IdleI2C();
```

```
WriteI2C(0x03); // 2.Pulse counter (low byte)
```

```
IdleI2C();
```

```
WriteI2C(0xFF); // 3.Lower 8 bits of pulse count set, (11111111) --> 2047 pulses
```

```
IdleI2C();
```

```
StopI2C();
```

```
Delay1KTCYx(194); // Pausa di 12 ms, clock di 62 ns, funzione aspetta x*1000 cicli con  
x = 12 ms / 62 ns = 194000
```

```
}
```

```
void inizializza_motore2(void) { // ADR=1
```

```
StartI2C();
```

```
IdleI2C();
```

```
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per  
scrittura
```

```
IdleI2C();
```

```
WriteI2C(0x04); // 2.Pulse Width (duty cycle)
```

```
IdleI2C();
```

```
WriteI2C(0b00111110); // 3.Duty cycle è il 49,6% del periodo, deve essere minore del 50%  
(manuale squiggle)
```

```
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura
IdleI2C();
WriteI2C(0x05);        // 2.Phase shift
IdleI2C();
WriteI2C(0x00);        // 3.By default, phase shift between waveforms is 25% of the period
                        [DEFAULT]
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura
IdleI2C();
WriteI2C(0x06);        // 2.Period offset (offset added to the period counter to shift the
                        switching frequency)
IdleI2C();
WriteI2C(0x00);        // 3.Nessun offset del periodo [DEFAULT]
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura
IdleI2C();
```

```

WriteI2C(0x07);          // 2.Hybrid Speed Register (average voltage as seen by the motor)
IdleI2C();
WriteI2C(0x00);        // 3.VDD (half bridge) [DEFAULT]
IdleI2C();
StopI2C();

// Frequency sweep calibration

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura
IdleI2C();
WriteI2C(0x00);        // 2.Control register, trigger frequency calibration
IdleI2C();
WriteI2C(0x6B);       // 3.Enables sweep calibration using both motor phases
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura
IdleI2C();
WriteI2C(0x01);        // 2.Period Counter, the period counter is used to define the
                        switching frequency of the motor
IdleI2C();
WriteI2C(0x91);       // 3.172,4khz, periodo 5.8 µsec
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();

```

```

IdleI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura

IdleI2C();
WriteI2C(0x02);       // 2.Pulse counter (high byte), sets the number of pulses the motor
                        should be active

IdleI2C();
WriteI2C(0x77);      // 3.Direzione forward (spinge il carico, raccomandato), DT=11, upper
                        3 bits of pulse count set (111)

IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura

IdleI2C();
WriteI2C(0x03);       // 2.Pulse counter (low byte)

IdleI2C();
WriteI2C(0xFF);      // 3.Lower 8 bits of pulse count set, (11111111) --> 2047 pulses

IdleI2C();
StopI2C();

Delay1KTCYx(194);    // Pausa di 12 ms, clock di 62 ns, funzione aspetta x*1000 cicli con
                        x = 12 ms / 62 ns = 194000

// Frequency incremental calibration

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura

```

```
IdleI2C();
WriteI2C(0x00); // 2.Control register, trigger frequency calibration
IdleI2C();
WriteI2C(0x67); // 3.Enables incremental calibration using both motor phases
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura
IdleI2C();
WriteI2C(0x01); // 2.Period Counter, the period counter is used to define the
                switching frequency of the motor
IdleI2C();
WriteI2C(0x91); // 3.172,4khz, periodo 5.8 µsec
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura
IdleI2C();
WriteI2C(0x02); // 2.Pulse counter (high byte), sets the number of pulses the motor
                should be active
IdleI2C();
WriteI2C(0x77); // 3.Direzione forward (spinge il carico, raccomandato), DT=11, upper
                3 bits of pulse count set (111)
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
```

```

IdleI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura

IdleI2C();
WriteI2C(0x03);        // 2.Pulse counter (low byte)
IdleI2C();
WriteI2C(0xFF);       // 3.Lower 8 bits of pulse count set, (11111111) --> 2047 pulses
IdleI2C();
StopI2C();

Delay1KTCYx(194);    // Pausa di 12 ms, clock di 62 ns, funzione aspetta x*1000 cicli con
                        x = 12 ms / 62 ns = 194000
}

void aumenta_zoom2(void) {
    StartI2C();
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                            scrittura

    IdleI2C();
    WriteI2C(0x02);        // 2.Pulse counter (high byte), sets the number of pulses the motor
                            should be active

    IdleI2C();
    WriteI2C(0x77);       // 3.Direzione forward (spinge il carico, raccomandato), DT=11, upper
                            3 bits of pulse count set (111)

    IdleI2C();
    StopI2C();

    StartI2C();
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                            scrittura

```

```

IdleI2C();
WriteI2C(0x03);          // 2.Pulse counter (low byte)
IdleI2C();
WriteI2C(0xFF);        // 3.Lower 8 bits of pulse count set, (11111111) --> 2047 pulses
IdleI2C();
StopI2C();
}

void diminuisci_zoom2(void) {
    StartI2C();
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                           scrittura
    IdleI2C();
    WriteI2C(0x02);       // 2.Pulse counter (high byte), 37 è 0110111, bit D = 0 direzione
                           backward
    IdleI2C();
    WriteI2C(0x37);       // 3.37 è 0110111, bit D = 0 direzione backward
    IdleI2C();
    StopI2C();

    StartI2C();
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                           scrittura
    IdleI2C();
    WriteI2C(0x03);       // 2.Pulse counter (low byte)
    IdleI2C();
    WriteI2C(0xFF);       // 3.Lower 8 bits of pulse count set, (11111111) --> 2047 pulses
    IdleI2C();
    StopI2C();
}

```

```

void arriva_posizione2(unsigned int posizione) {
    int n=0, n1=0, n2=0, i=0;
    unsigned int valore0=0, valore1=0, posizione_retro_in=0, posizione_retro_fin=0,
    differenza=0, differenza1=0, pulse=0, pulse1=0, pulse2=0;
    valore0=leggi_encoder2();
    Delay1KTCYx(194);
    n=k*posizione/passaggio_standard;
    n=floor(n);
    for(i=0; i<n; i++){
        diminuisci_zoom2_full();
        Delay1KTCYx(194);
    }
    differenza= posizione- n*passaggio_standard;
    pulse=k*(differenza*c);
    pulse=floor(pulse);
    correzione(pulse);
    Delay1KTCYx(194);
    valore1=leggi_encoder2();
    if(valore1<valore0){
        incremento2=incremento2+1;
    }
    misura2=4096*incremento2+valore1-posizione_iniziale2;
    differenza=posizione-misura2;
    while (fabs(differenza)>10) {
        if(differenza>0)
            posizione_retro_in=leggi_encoder2();
            n=k*differenza/passaggio_standard;
            n=floor(n);
            for(i=0; i<n; i++){
                diminuisci_zoom2_full();
                Delay1KTCYx(194);

```

```

    }
        differenza1=differenza-n*passo_standard;
        pulse=k*(differenza1*c);
        pulse=floor(pulse);
        correzione(pulse);
        Delay1KTCYx(194);
        posizione_retro_fin=leggi_encoder2();
        misura2=misura2+(posizione_retro_fin-posizione_retro_in);
        differenza=posizione-misura2;
        Delay1KTCYx(194);
    }
}

void correzione(unsigned int pulse){
    unsigned int lsb=0;
    unsigned int msb=0;
    unsigned int hb=0;
    lsb=pulse<<8;
    lsb=lsb>>8;
    hb=pulse>>8;
    msb=hb + 48;
    StartI2C();
    IdleI2C();
    WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                           scrittura
    IdleI2C();
    WriteI2C(0x02);      // 2.Pulse counter (high byte), 37 è 0110111, bit D = 0 direzione
                           backward
    IdleI2C();
    WriteI2C(msb);      // 3.37 è 0110111, bit D = 0 direzione backward, 34 è 1024 impulsi, 32 è
                           512.
}

```

```
IdleI2C();
StopI2C();

StartI2C();
IdleI2C();
WriteI2C(0b10101010); // 1.Indirizzo driver con ADR alto è 1010101, più bit 0 finale per
                        scrittura
IdleI2C();
WriteI2C(0x03);        // 2.Pulse counter (low byte)
IdleI2C();
WriteI2C(0xFF);       // 3.Lower 8 bits of pulse count set, FF (11111111) --> 2047 pulses, 00 è
                        1024-512.
IdleI2C();
StopI2C();

}
```