



UNIVERSITÀ DI PISA

Facoltà di Ingegneria

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Specialistica

Studio, progettazione e realizzazione del sistema di
controllo
wireless per capsula endoscopica con locomozione attiva

Candidato

Marco Domenichini

Relatori:

Prof. Ing. Paolo Dario

Prof.ssa Arianna Menciassi

Dr. Ing. Pietro Valdastri

Indice

1	Introduzione	4
2	L'apparato digerente	7
2.1	L'organizzazione anatomica dell'apparato digerente	8
2.1.1	Struttura del canale digerente	9
2.1.2	L'anatomia dello stomaco	11
2.1.3	L'anatomia dell'intestino tenue	12
2.1.4	L'anatomia dell'intestino crasso	14
2.2	Fisiologia dell'apparato digerente	15
2.2.1	Motilità dello stomaco	16
2.2.2	Motilità dell'intestino tenue	17
2.2.3	Motilità dell'intestino crasso	18
2.3	Le patologie del colon	19
2.3.1	Il cancro del colon-retto	20
2.3.2	La colite ulcerosa	23
2.3.3	Il morbo di Crohn	24
3	I dispositivi endoscopici - Stato dell'arte	27
3.1	Tecniche endoscopiche wired	27
3.1.1	La procedura endoscopica tradizionale	27
3.1.2	Endoscopi tradizionali	29
3.1.3	Endoscopi robotici	33

3.2	Tecniche endoscopiche wireless	39
3.2.1	Capsule con locomozione passiva	39
3.2.2	Capsule con locomozione attiva	42
3.3	Le capsule con locomozione a zampe	49
3.3.1	La capsula a 4 zampe	50
3.3.2	La capsula a 8 zampe	56
3.3.3	La capsula a 12 zampe	59
3.4	Ottimizzazione del gait - Stato dell'arte	61
4	Controllo wireless per capsule con locomozione a zampe	65
4.1	Lo standard IEEE 802.15.4 e la tecnologia Zigbee	65
4.2	Componenti interni	69
4.2.1	Microcontrollore e sistema telemetrico	69
4.2.2	Modulo di locomozione	71
4.2.3	Power supply	80
4.3	Componenti esterni	81
4.3.1	Interfaccia PC	81
4.3.2	Dongle	83
4.4	Architettura firmware	84
4.5	Modellizzazione del gait	94
4.5.1	Modello di gait generation	94
4.5.2	Codice di programmazione della capsula per il gait generation	96
4.6	Applicazione del modello di gait generation al gait ottimizzato	98
5	Procedure sperimentali	100
5.1	Consumo di potenza	100
5.2	Prove su simulatore in lattice	103
5.3	Prove ex-vivo	104
6	Risultati	107
6.1	Consumo di potenza	107
6.2	Prove nel simulatore in lattice	116
6.3	Prove ex-vivo	117
6.4	Applicazione del modello di gait generation al gait ottimizzato	123

7	Conclusioni e sviluppi futuri	124
7.1	Conclusioni	124
7.2	Sviluppi futuri	126
7.2.1	Miniaturizzazione dell'elettronica	126
7.2.2	Riduzione dell'ingombro - Fonti energetiche alternative	127
7.2.3	Integrazione del modulo di visione	127
7.2.4	Integrazione del sensore di posizione	128
7.2.5	Validazione medica della soluzione bimodulare	129
	Bibliografia	130

Capitolo 1

Introduzione

Il problema medico

Il progetto entro cui si colloca questo lavoro è nato dall'esigenza di migliorare e potenziare le tecniche diagnostiche e interventistiche per la risoluzione di malattie a carico dell'apparato digerente, grazie a dispositivi robotici che consentono di effettuare test sempre meno invasivi e fastidiosi per il paziente. In particolare, il presente lavoro di tesi ha come oggetto lo studio e la realizzazione del sistema di controllo wireless di una capsula endoscopica a locomozione attiva sviluppata presso il laboratorio CRIM della Scuola Superiore Sant'Anna. Si tratta di un dispositivo robotico utilizzabile in ambito medico nella diagnosi precoce del cancro del colon-retto e delle altre patologie che interessano il tratto gastrointestinale (TGI). La capsula rappresenta un'innovazione nel settore endoscopico perché è dotata di due set di zampe metalliche che le conferiscono la capacità di muoversi attivamente all'interno del colon, mentre i dispositivi attualmente in commercio si spostano nel tratto intestinale per mezzo di locomozione passiva, sfruttando la peristalsi.

A partire da un prototipo alimentato a cavi, e da studi precedentemente condotti sulla realizzabilità di un sistema di comunicazione wireless per guidare la capsula [1], è stato messo a punto un sistema di controllo senza fili, basato sulla tecnologia Zigbee. Lo Zigbee è un protocollo di comunicazione wireless a basso consumo di potenza e low cost, compatibile con lo standard IEEE 802.15.4.

La realizzazione di un dispositivo endoscopico robotico con locomozione attiva comporta la risoluzione di numerosi problemi connessi alla complessità del distretto da esplorare, alla richiesta energetica di cui un dispositivo wire-

less necessita, unitamente all'esigenza di effettuare l'esame diagnostico con la minima invasività possibile. Di seguito le principali caratteristiche del dispositivo in esame:

- le **dimensioni** della capsula devono essere compatibili con quelle del tratto di intestino da analizzare e devono allo stesso tempo essere tali da poter permettere al paziente la deglutizione;
- è necessaria un'opportuna **sorgente di energia** che alimenti la capsula per il tempo necessario a svolgere l'intero esame diagnostico. Tale requisito rappresenta un aspetto critico dell'intero progetto, in quanto le dimensioni delle batterie crescono con l'aumentare della loro capacità di erogazione di corrente;
- il test diagnostico non deve arrecare danni di alcun tipo al paziente per cui è necessario l'utilizzo di materiali **biocompatibili** e un meccanismo di locomozione che non causi lesioni alla mucosa intestinale;
- il dispositivo robotico deve essere solido, **affidabile** e perfettamente controllabile dall'esterno, in modo che il chirurgo possa condurre esami ripetibili ed attendibili.

La realizzazione di un dispositivo in grado di condurre esami diagnostici del tratto gastrointestinale risulta di cruciale importanza nella pianificazione di un programma di screening globale, che coinvolga la popolazione a maggior rischio di contrarre il tumore o, più in generale, tutti i cittadini oltre i 50 anni di età.

Nello sviluppo delle linee guida circa lo screening di tumori, lo Screening and Prevention Editorial Board ha usato le seguenti definizioni [2]:

- lo screening ha la funzione di individuare tumori in fase asintomatica;
- i risultati positivi riscontrati nei test o nelle procedure di screening hanno spesso la funzione di individuare i pazienti a maggior rischio di contrarre la malattia e che quindi richiedono controlli successivi;
- la diagnosi è la conferma della presenza della malattia effettuata in seguito all'analisi istologica di biopsie del tessuto, avvenuta durante la fase di controlli post-esame.

Benché la maggior parte dei test di screening sia non invasiva o minimamente invasiva, alcuni test comportano dei rischi di complicazioni sia immediate (perforazione dell'intestino durante colonoscopia) sia a lungo termine (potenziale sviluppo di neoplasie in seguito ad esposizione a radiazioni durante colonoscopia virtuale). Un altro aspetto allarmante è rappresentato dai falsi positivi, che possono dare origine ad ansietà oppure condurre il medico ad effettuare test invasivi non necessari, con tutte le complicazione connesse. Infine test che danno origine a falsi negativi possono condurre il paziente a non dar peso a eventuali sintomi, col l'effetto che la patologia non viene diagnosticata in fase precoce, ma con un ritardo che potrebbe risultare eccessivo. Per questi motivi, la messa a punto di una tecnica non invasiva e allo stesso tempo efficace e in grado di individuare neoplasie nella loro fase asintomatica, potrebbe rivoluzionare la metodologia di prevenzione dei tumori, riducendo sensibilmente la mortalità dovuta a tali patologie.

Capitolo 2

L'apparato digerente

Tutti gli esseri viventi devono trarre dall'ambiente in cui si trovano i principi nutritivi necessari per accrescere e rinnovare le proprie strutture e per fornire l'energia ai processi vitali. Gli organismi animali, a differenza di quelli vegetali, possono ottenere questi principi solo dalle sostanze organiche degli alimenti di cui si nutrono. Tuttavia, soltanto in rari casi i principi nutritivi si trovano negli alimenti nella forma e nella concentrazione necessarie per una loro diretta utilizzazione da parte delle cellule. Gli alimenti devono quindi essere preliminarmente elaborati affinché i principi che essi contengono diventino assorbibili e possano passare nei liquidi organici per essere utilizzati nei tessuti. Tale elaborazione costituisce la digestione degli alimenti. Nell'apparato digerente gli alimenti vengono opportunamente triturati, rimescolati, idratati e sottoposti all'azione di succhi contenenti enzimi capaci di scindere le sostanze alimentari, generalmente costituite da molecole molto complesse, in molecole semplici facilmente assorbibili e utilizzabili.

Gli organismi animali si alimentano solitamente in modo intermittente per l'occasionale reperibilità del cibo e per la necessità di svolgere numerose attività (movimento, difesa, scambi con l'ambiente) spesso non compatibili con la contemporanea assunzione del cibo; questa avviene perciò per pasti intervallati da periodi interprandiali più o meno lunghi di digiuno. Poiché la richiesta nutritiva dei tessuti è continua e deve essere costantemente soddisfatta, il canale digerente, grazie alla capacità e distensibilità di molte sue parti svolge anche una funzione di serbatoio degli alimenti ingeriti; da questo serbatoio essi passano gradualmente alla digestione enzimatica ed all'assorbimento. Ciò ha un importante significato funzionale, poiché contribuisce a rendere costante nel tempo l'effettivo apporto nutritivo ai tessuti [3].

2.1 L'organizzazione anatomica dell'apparato digerente

Le fondamentali parti anatomiche che compongono l'apparato digerente dell'uomo sono nell'ordine: la bocca, la faringe, l'esofago, lo stomaco e l'intestino (Fig. 2.1).

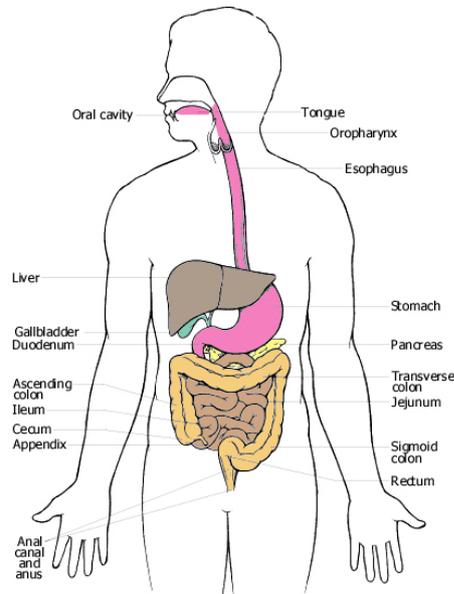


Figura 2.1: Schema dell'apparato digerente

Nello stomaco si distinguono un fondo, un corpo, e un antro pilorico; la sua configurazione sacciforme e le ampie pliche della sua mucosa, ricoperta di ghiandole, rendono lo stomaco atto ad accogliere e ad elaborare una quantità molto variabile di alimenti. L'intestino comprende due tratti: l'intestino tenue e l'intestino crasso. L'intestino tenue si divide a sua volta in duodeno, digiuno ed ileo mentre il crasso è costituito da cieco, colon, sigma e retto. La superficie interna (luminale) di tutto il tenue è provvista di numerose pliche e completamente tappezzata di sporgenze microscopiche digitiformi: i villi intestinali. Nell'intestino avviene la maggior parte dei processi digestivi degli alimenti e soprattutto l'assorbimento delle sostanze nutritive. La lunghezza totale del tubo digerente dell'uomo è di circa 8 metri. La motilità del canale digerente è dovuta alla presenza di muscolatura di tipo liscio, fatta eccezione per la bocca, la faringe e la prima parte dell'esofago dove è striata di tipo scheletrico. Lungo il canale gastroenterico sono disposti alcuni sfinteri in corrispondenza dei quali la muscolatura circolare è più sviluppata e con-

sente, quando viene contratta o rilasciata, di chiudere od aprire il lume del canale, quindi di regolare il passaggio del contenuto dall'uno all'altro tratto dell'apparato. Essi sono il cardias, interposto tra l'esofago e lo stomaco; il piloro, tra lo stomaco e il duodeno; la valvola ileo ciecale, tra l'ileo e il cieco e lo sfintere anale, al termine del retto. La secrezione dei succhi digestivi è affidata a numerose ghiandole, molte delle quali sono distribuite nella mucosa che ricopre la superficie interna del canale digerente, come le ghiandole gastriche e le ghiandole intestinali, altre configurate anatomicamente come veri e propri organi annessi. Tra queste ultime devono essere ricordate:

- le ghiandole salivari, che versano il loro secreto (la saliva) nel cavo orale;
- il pancreas, organo comprendente una parte esocrina che partecipa ai processi digestivi con il suo secreto (il succo pancreatico), versato nel lume duodenale. Il pancreas comprende anche una parte endocrina (le isole di Langerhans) produttrice di importanti ormoni (insulina e glucagone) regolatori del metabolismo glucidico;
- il fegato, organo in cui avvengono importanti e complesse funzioni metaboliche. Esso partecipa direttamente ai processi digestivi producendo un secreto (la bile) che viene versato con il succo pancreatico nel lume duodenale.

2.1.1 Struttura del canale digerente

Sebbene la struttura del canale digerente differisca notevolmente nei diversi tratti essa è tuttavia riconducibile, almeno per la sua porzione gastrointestinale, ad uno schema generale (Fig. 2.2).

Una sezione trasversa del canale in questa porzione mette infatti in evidenza la costante presenza nella sua parete di 4 strati (o tuniche) istologicamente diversi. Si incontrano partendo dalla superficie esterna verso quella interna del canale:

- la **sierosa**, una membrana che avvolge la superficie esterna di tutti i visceri addominali.
- la **tunica muscolare**, uno strato molto sviluppato di muscolatura liscia (di tipo viscerale) disposta in almeno due strati fondamentali: uno

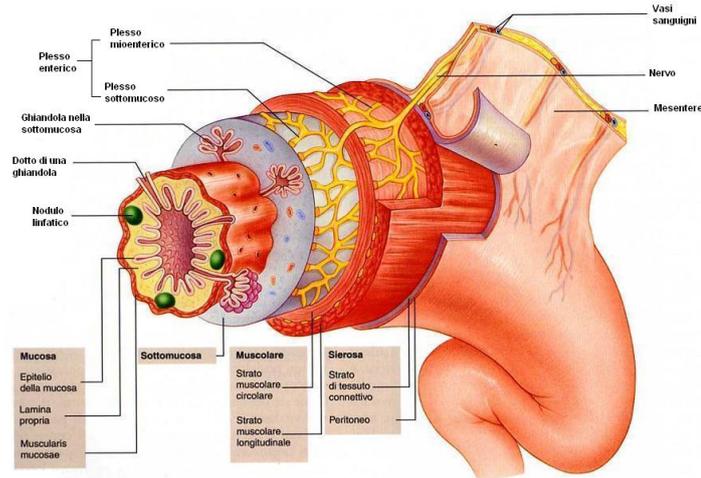


Figura 2.2: Disegno (a) e micrografia (b) della sezione della parete intestinale (1. mucosa, 2. sottomucosa, 3. tunica muscolare, 4. sierosa, 5. peritoneo)

circolare interno ed uno longitudinale esterno che differiscono come dice il loro nome, per l'orientamento delle fibre che lo compongono. Con la loro contrazione, i due strati muscolari determinano, rispettivamente, costrizione anulare o accorciamento del tratto interessato;

- la **tela sottomucosa**, costituita da tessuto connettivo lasso che sottende la mucosa e le ghiandole ad essa connesse. E' riccamente vascolarizzata comprende una sottile lamina muscolare chiamata muscularis mucosae. Il connettivo lasso della sottomucosa conferisce alla mucosa ampia possibilità di movimento rispetto agli strati sottostanti e consente la formazione di pliche nella mucosa stessa quando la muscularis mucosae si contrae;
- la **mucosa**, uno strato di natura epiteliale che riveste la superficie luminale del canale e le cui caratteristiche istologiche variano notevolmente nelle diverse porzioni del canale gastroenterico. Si tratta per la maggior parte di epitelio monostratificato a cellule cilindriche le cui particolarità citologiche (reticolo endoplasmatico, apparato di Golgi, mitocondri, microtubuli, microvilli membranali ecc.) sono diversamente sviluppate in relazione alle due fondamentali funzioni delle cellule mucosali: secretoria e assorbente. Le cellule dell'epitelio posano su una sottile membrana basale che le separa da uno strato connettivale ricco di fibre di collagene chiamato lamina propria, attorniato da una complessa rete di capillari

sanguigni e linfatici, e di fibre nervose. Le cellule epiteliali della mucosa, che sono tipicamente di tipo secernente nello stomaco, divengono prevalentemente di tipo assorbente nel tenue e coerentemente modificano le loro particolarità citologiche. Lungo tutto il canale alimentare si trovano, insieme agli elementi cellulari della mucosa, numerose cellule secernenti muco (dalle quali deriva il nome stesso dell'epitelio). La mucosa di tutto il tratto gastroenterico è caratterizzata da un continuo ricambio dei suoi elementi cellulari; questo ricambio è particolarmente rapido nell'intestino tenue, nella cui mucosa gli elementi cellulari vengono rinnovati completamente nel giro di pochi giorni.

2.1.2 L'anatomia dello stomaco

Lo stomaco (Fig. 2.3) è un viscere sacciforme posto tra l'esofago e l'intestino, situato all'interno cavità addominale immediatamente al di sotto del diaframma.

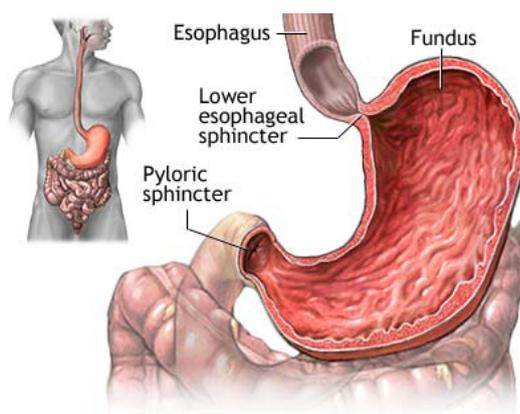


Figura 2.3: Lo stomaco

Esso è costituito da tre regioni anatomiche: il fondo, che è la parte cefalica dello stomaco ed ha forma di cupola, il corpo che è la parte mediana, e l'antro pilorico, che è la porzione caudale del viscere, spesso delimitato dal corpo da un'incisura. La cavità gastrica è collegata al duodeno per mezzo del canale pilorico, in corrispondenza del quale la muscolatura della parete gastrica forma un anello con carattere di sfintere: il piloro.

Nello stomaco si distinguono anche un margine mediale o piccola curvatura ed un margine laterale o grande curvatura, dai quali partono lamine peritoneali che formano i legamenti dello stomaco; questi lo connettono agli organi vicini.

ni e contengono i vasi ed i nervi gastrici. L'esofago sbocca nello stomaco in corrispondenza del cardias all'inizio della piccola curvatura, al limite tra il fondo e il corpo dello stomaco. La tunica muscolare dello stomaco, interamente costituita da tessuto muscolare liscio di tipo viscerale, è molto sviluppata; in essa figurano strati in cui le fibrocellule sono diversamente orientate: uno strato longitudinale più esterno, uno circolare ed uno situato più internamente. La superficie esterna dello stomaco è interamente ricoperta dalla sierosa peritoneale, mentre la cavità interna è rivestita dalla mucosa gastrica. Questa presenta, a viscere vuote, ampie pliche, che tendono a scomparire all'aumentare del grado di riempimento. Introflessioni di minor rilievo suddividono la superficie mucosa in piccole aree, dette areole mucosali.

2.1.3 L'anatomia dell'intestino tenue

Il tenue (piccolo intestino) ha una lunghezza di circa 6 metri e presenta un diametro di 2.5 cm (Fig. 2.4).

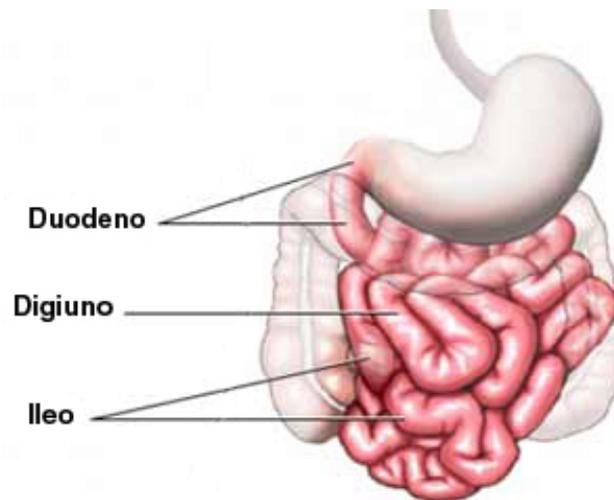


Figura 2.4: L'intestino tenue

Il primo tratto del tenue è il duodeno, che prende origine con una dilatazione, chiamata bulbo duodenale, situata immediatamente a valle del piloro. Il duodeno è breve, sprovvisto di meso, e disposto ad ansa attorno alla testa del pancreas. In esso sboccano i dotti pancreatici di Wirsung e di Santorini, che versano nel lume duodenale il succo pancreatico secreto dal pancreas esocrino, ed il coledoco, che vi versa la bile secreta dal fegato. Il tratto successivo è il digiuno, il cui inizio è anatomicamente riconoscibile per

la presenza del meso nella sua prima ansa (ansa di Traitz) che fa seguito al duodeno. Più difficile è invece la distinzione tra digiuno ed ileo, l'ultima porzione del tenue: il confine tra i due tratti intestinali è infatti abbastanza arbitrario, non essendovi particolarità anatomiche che lo definiscano. Si ritiene che digiuno ed ileo costituiscano ognuno circa la metà dell'intero tratto intestinale.

La parete del tenue presenta i caratteristici strati (sieroso, muscolare, sottomucoso e mucoso) del tubo gastroenterico; particolare interesse assume la mucosa del tenue, poiché nelle sue strutture avvengono i due più importanti processi della funzione intestinale: la secrezione del succo enterico e l'assorbimento dei prodotti della digestione. Lungo tutto il tenue la mucosa è sempre ripiegata in ampie pliche che mutano continuamente di posizione e di profondità per effetto delle contrazioni della muscolaris mucosae e della lassità del connettivo sottomucosale. La superficie mucosale del tenue è interamente ricoperta di sporgenze digitiformi della lunghezza di circa 1 mm chiamati villi intestinali (Fig. 2.5).



Figura 2.5: Micrografia dei villi intestinali

I villi sono molto numerosi ($\frac{1040}{mm^2}$) e sono più abbondanti nel duodeno e nel digiuno che nell'ileo. La funzione di queste estroflessioni mucosali è quella di incrementare la superficie di assorbimento delle sostanze nutritive e si stima che la loro presenza aumenti mediamente l'estensione della superficie della mucosa di circa 8 volte. La superficie esposta è ulteriormente accresciuta dalla presenza di microvilli che sono microscopiche digitazioni presenti sugli enterociti, le cellule dell'epitelio intestinale. Tra i villi sono disposte inflessioni dell'epitelio mucosale che hanno carattere di ghiandole tubulari e

funzione secretoria. La mucosa intestinale è soggetta ad un continuo e rapido rinnovamento, e il ciclo vitale di un enterocita è di circa 2-3 giorni.

2.1.4 L'anatomia dell'intestino crasso

Il colon inizia a partire dallo sfintere ileo-ciecale nella fossa iliaca destra e termina all'altezza della terza vertebra sacrale, finendo nel retto, insieme al quale costituisce l'intestino crasso (Fig. 2.6).

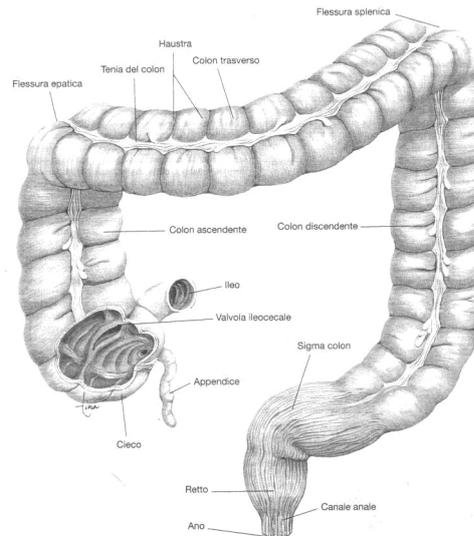


Figura 2.6: L'intestino crasso

La lunghezza del colon è stata stimata a 142 cm in media, con ampie variazioni da 99 a 198 cm. La lunghezza del colon ascendente e di quello discendente è pressoché costante, in media 20 cm e 22 cm rispettivamente. Il colon incornicia da tre lati il tenue, e, rispetto al piccolo intestino, presenta un diametro maggiore, benché esso diminuisca dal cieco al sigma passando da 6 cm a circa 2,5 cm. L'intestino crasso si differisce dagli altri organi del tratto gastrointestinale anche per il modo in cui i diversi strati tipici del canale digerente sono disposti nella sua parete. La sua muscolatura ha caratteristiche particolari, infatti nel cieco e nel colon sono molto sviluppati tre grossi fasci muscolari longitudinali, le tenie, che decorrono lungo tutta la loro lunghezza. Lo stato di contrazione delle tenie, unitamente all'alternarsi nella muscolatura circolare di zone anulari di contrazione e di rilasciamento, conferiscono al colon il tipico aspetto, caratterizzato da una serie di dilatazioni sacciformi (haustra), separate da solchi.

Per quanto riguarda la mucosa, essa non presenta villi ma possiede numerosissimi solchi (le cripte di Lieberkühn) secernenti muco.

2.2 Fisiologia dell'apparato digerente

L'apparato digerente svolge la funzione di processare le sostanze nutritive contenute nel cibo ingerito, al fine di fornire energia all'organismo. Il processo di digestione avviene lungo tutto il tubo digerente, dalla bocca sino all'estremità inferiore del colon, e comprende inizialmente meccanismi di scissione meccanica e chimica, in seguito processi di assorbimento dei nutrienti e di recupero di sostanze liquide. La digestione meccanica avviene dapprima all'interno della bocca, prima dell'ingestione del cibo, e consiste nello sminuzzamento degli alimenti per mezzo dei denti, fino a trasformarli in bolo alimentare.

La digestione chimica avviene invece ad opera di succhi gastrici ed altri fluidi secreti dallo stomaco e dall'intestino, e ha come effetto la trasformazione delle sostanze alimentari nei loro componenti principali. In particolare le tre principali tipologie di molecole organiche assunte attraverso la dieta, proteine, carboidrati e grassi, vengono rispettivamente scissi in amminoacidi, zuccheri semplici (mono o disaccaridi) e acidi grassi e glicerolo. La digestione chimica avviene principalmente nello stomaco e nell'intestino tenue, mentre l'assorbimento delle sostanze nutritive e dei liquidi impiegati dall'organismo durante la digestione ha luogo principalmente nel tratto intestinale (tenue e crasso). In ciascun tratto dell'apparato digerente i processi chimici e meccanici della digestione assumono caratteri particolari. Nella cavità orale avvengono la masticazione e l'insalivazione degli alimenti e la loro trasformazione in bolo che progredisce nel canale digerente. In relazione alla complessa meccanica della masticazione e della deglutizione, la bocca e la faringe possiedono una muscolatura di tipo scheletrico che le rende capaci di movimenti molto precisi e rapidi. Nella faringe e nell'esofago avviene la deglutizione che fa progredire il bolo fino allo stomaco. Oltre ad un'ulteriore elaborazione meccanica degli alimenti, nello stomaco avvengono processi chimico-enzimatici che trasformano il bolo in chimo. La digestione meccanica avviene ad opera di una robusta muscolatura liscia, mentre quella chimica si attua per azione del succo gastrico. Nell'intestino tenue viene portata a compimento la definitiva

digestione enzimatica delle sostanze alimentari ad opera di processi chimici, sempre associati a movimenti, che trasformano il chimo in chilo. Nel duodeno la digestione chimica è svolta dall'azione del succo pancreatico e della bile, che confluiscono in questo tratto intestinale; segue il fondamentale processo dell'assorbimento dei principi nutritivi che il chilo contiene, cioè il loro trasferimento nel sangue e nella linfa.

Nell'intestino crasso infine, accanto ai movimenti che determinano la progressione del contenuto residuo, avviene il riassorbimento idrico e salino che porta alla trasformazione in feci dei residui alimentari non assorbibili. È necessario infatti tener presente che, nel corso dei processi digestivi, gli alimenti vengono fortemente diluiti dal grande volume dei succhi gastrici e ciò avviene perché solo a questa condizione i principi nutritivi possono essere agevolmente assorbiti. Al termine della digestione deve perciò avvenire il recupero quasi totale dell'acqua contenuta nei residui alimentari per evitarne la perdita con le feci, che vengono poi espulse tramite la defecazione [3].

2.2.1 Motilità dello stomaco

Vi sono notevoli differenze nelle caratteristiche motorie delle diverse parti dello stomaco. Il fondo presenta una motilità minore delle altre parti; esso è soprattutto caratterizzato da contrazioni durature propagate, che hanno quindi carattere tonico. Il tono del fondo gastrico varia ampiamente in relazione al riempimento ed allo svuotamento del viscere ed è infatti prevalentemente correlato con la funzione di serbatoio dello stomaco. Il corpo ha una motilità maggiore, la sua muscolatura è sede di ritmiche contrazioni che possono essere, a seconda delle fasi della digestione, locali (di rimescolamento) oppure propagate (di propulsione) ed aumentare di intensità fino ad assumere carattere di onde peristaltiche. La motilità del corpo è quindi correlata principalmente con la funzione di rimescolamento e di propulsione dello stomaco. L'antro pilorico possiede una motilità particolarmente elevata, caratterizzata da contrazioni sia locali che propagate; ad esso giungono, divenendo molto intense, le onde peristaltiche che originano nel corpo. L'attività motoria dell'antro contribuisce anch'essa al rimescolamento del chimo ma è soprattutto importante nel produrre il suo passaggio nel duodeno. Essa è perciò soprattutto correlata con la funzione propulsiva dello stomaco.

La pressione che lo stomaco è in grado di esercitare sul cibo presente al suo interno può raggiungere il valore di 30 mmHg [4].

2.2.2 Motilità dell'intestino tenue

Il rimescolamento e la progressione del chilo nell'intestino tenue sono rispettivamente determinati dai movimenti di segmentazione e dai movimenti propulsivi o peristaltici (Fig. 2.7).

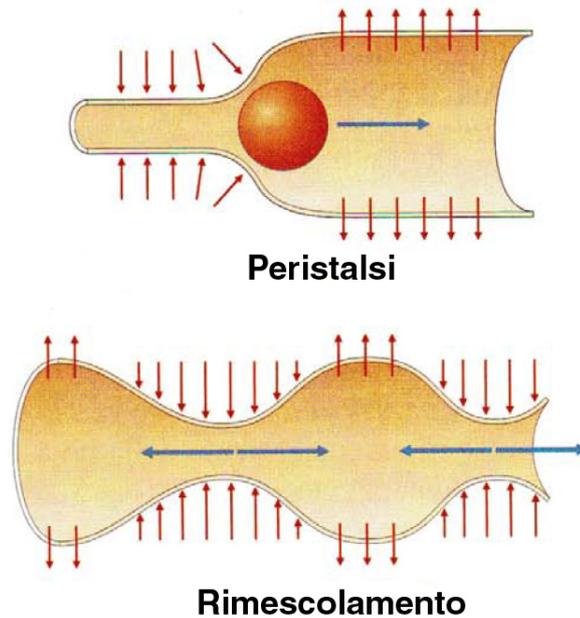


Figura 2.7: I movimenti dell'intestino tenue

I movimenti di segmentazione sono generati dallo stabilirsi, lungo un tratto intestinale, di zone anulari di contrazione alternate a zone di rilasciamento. Tali zone, che occupano distanze relativamente brevi (1-2 cm), si alternano in modo che quelle contratte vengono successivamente rilasciate e viceversa, con una frequenza di circa 7 cicli di contrazione ogni minuto. Il contenuto dell'intestino viene così segmentato in piccole porzioni che vengono ciclicamente sospinte avanti e indietro, e contemporaneamente rimescolate. Il continuo formarsi delle valvole conniventi ed i movimenti dei villi contribuiscono al rimescolamento del chilo ed a garantire il suo intimo contatto con la superficie della mucosa. I movimenti propulsivi sono caratterizzati da una zona di contrazione anulare che progredisce per un breve tratto, sospingendo avanti una porzione di chilo: essi hanno quindi carattere di moto peristaltico. I movimenti propulsivi procedono nel tenue solo per pochi cm, poi si estin-

guono per comparire in regioni diverse, in modo apparentemente casuale, con l'effetto di determinare sempre una progressione del contenuto intestinale in direzione aborale. I movimenti peristaltici possono sviluppare una forza pari a circa 2-3 N [5].

La velocità media di questa progressione è relativamente bassa, per cui il chilo impiega molte ore (da 3 a 5 nell'uomo) per passare dal duodeno alla fine dell'ileo. Non di rado i movimenti propulsivi possono essere localmente retrogradi e ciò contribuisce al rimescolamento, del chilo, oltre che contribuire alla neutralizzazione dell'acidità gastrica in seguito allo svuotamento dello stomaco, favorendo il reflusso del liquido alcalino duodenale.

2.2.3 Motilità dell'intestino crasso

Il contenuto intestinale viene spinto dai movimenti propulsivi dell'ileo fino alla valvola ileo-cecale. Il tratto di ileo immediatamente a monte di questa valvola è provvisto di un anello muscolare, con carattere di sfintere, che è costantemente in uno stato di lieve contrazione ed impedisce al contenuto dell'ileo di fluire nel cieco continuamente. La valvola ileo-cecale è inoltre provvista di lembi rivolti verso il cieco, per cui consente il flusso in direzione aborale, ma non in senso opposto; in questo modo viene impedito che il contenuto cecale, ricco tra l'altro di flora batterica, possa refluire nel tenue. Il passaggio del chilo attraverso la valvola ileo-cecale avviene ad intermittenza, seguendo i movimenti peristaltici dell'ileo; infatti all'arrivo di ogni onda peristaltica lo sfintere della valvola si rilascia e il chilo entra in piccole quantità successive nel cieco.

Lungo tutto il colon sono riconoscibili i due fondamentali movimenti del canale digerente: i movimenti di rimescolamento ed i movimenti propulsivi (Fig. 2.8).

I primi prevalgono nella parte prossimale del colon, i secondi prevalgono invece nella parte media e distale. I movimenti di rimescolamento consistono nell'alternarsi di anelli di contrazione della muscolatura circolare in zone diverse che hanno lo scopo di rinnovare e rendere più frequente il contatto del contenuto del crasso con la mucosa, favorendo così i processi di assorbimento. I movimenti propulsivi del colon possono determinare piccoli movimenti anterogradi o retrogradi, oppure dare origine a spostamenti del chilo per tratti

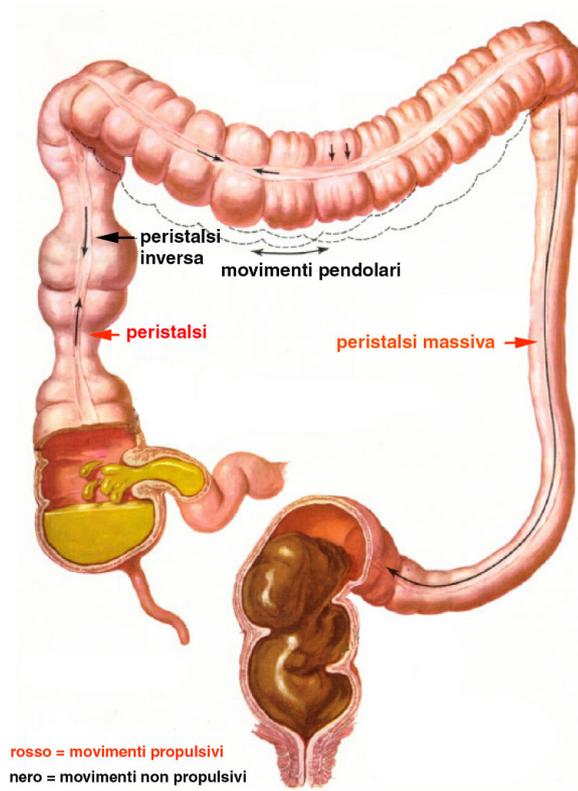


Figura 2.8: I movimenti del colon

di colon di maggior lunghezza (movimenti di massa). Tali movimenti, che rappresentano la caratteristica motilità del colon, sono radi e si ripetono solo 3-4 volte al giorno. Il chilo inizia a passare nel cieco dopo circa 8 ore da un pasto, e tende ad accumularvisi anche per la presenza di una considerevole attività antiperistaltica nel colon ascendente. Il tempo richiesto per percorrere la restante parte dell'intestino crasso, fino all'espulsione delle feci, è strettamente variabile e può andare, nei diversi soggetti, da una decina di ore fino a parecchi giorni [3].

2.3 Le patologie del colon

L'analisi del tratto intestinale effettuata mediante l'utilizzo di capsule endoscopiche, permette la diagnosi di patologie gravi che possono ridurre la qualità della vita del paziente che ne è affetto o, in alcuni casi, causarne la morte. In particolare, poiché la capsula oggetto di studio è dedicata all'ispezione del colon, questo paragrafo fornisce una breve descrizione delle principali patologie che interessano il grande intestino.

2.3.1 Il cancro del colon-retto

Il carcinoma colorettales è tra i tumori più diffusi al mondo e colpisce allo stesso modo sia gli uomini che le donne di età superiore ai 50 anni (Fig. 2.9, 2.10).

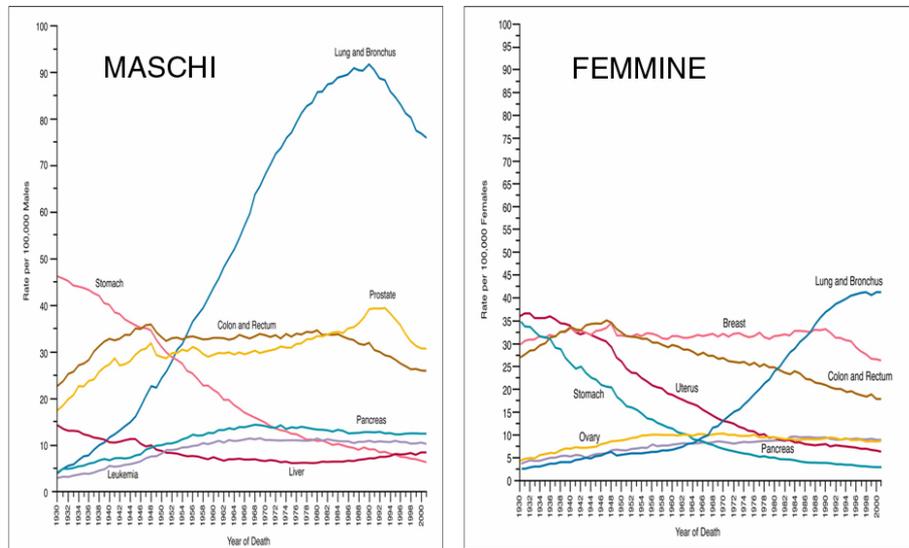


Figura 2.9: Decessi dovuti alle varie tipologie di cancro nella popolazione americana [6]

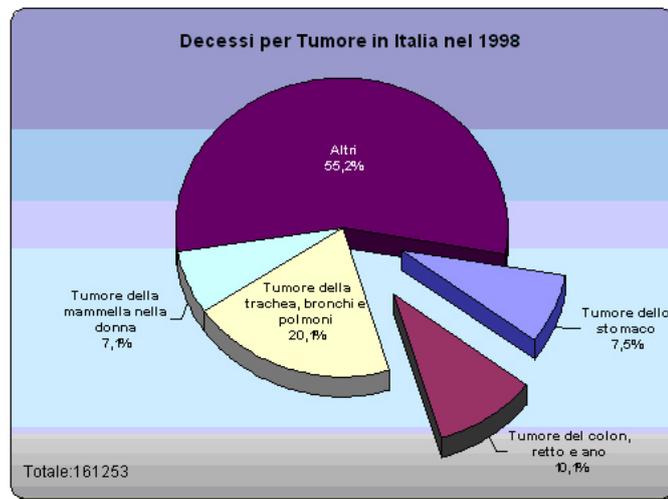


Figura 2.10: Distribuzione dei tumori in Italia nel 1998 [7]

Negli ultimi anni la ricerca ha compiuto numerosi progressi nella ricerca contro il cancro del colon, diminuendo il numero dei decessi e garantendo una migliore qualità della vita dei pazienti colpiti da questa malattia.

Le cause precise del carcinoma colorettales sono tuttora sconosciute sebbene alcuni studi evidenzino l'esistenza di determinati fattori di rischio che incre-

mentano la possibilità che un individuo sviluppi questo tipo di tumore. Tali fattori sono:

- **età.** Il carcinoma coloretale colpisce le persone in età avanzata; tale malattia è più comunemente diffusa tra uomini e donne di età superiore ai 50 anni. Nonostante ciò, il cancro del colon-retto può interessare persone più giovani e, in rari casi, persino gli adolescenti;
- **dieta.** La malattia sembra essere associata a diete ricche di grassi e calorie e, allo stesso tempo, povere di fibre. Il ruolo dei fattori legati alla dieta nello sviluppo del cancro è attualmente oggetto di ricerca;
- **polipi.** I polipi sono neoplasie benigne che si formano sulle pareti interne del colon e del retto e sono piuttosto comuni nelle persone di età superiore ai 50 anni. Benché essi siano tumori benigni, che non generano recidive né metastasi, alcune forme di polipo aumentano il rischio di sviluppare il carcinoma coloretale nel soggetto colpito. La poliposi familiare, una patologia rara ed ereditaria, provoca la formazione di centinaia di polipi nel colon-retto. I polipi, se individuati in tempo, possono essere rimossi in modo semplice e in via definitiva, mentre se vengono lasciati proliferare degenerano quasi sicuramente in cancro (Fig. 2.11) e la loro rimozione diventa molto complessa. Questa considerazione sottolinea l'importanza di uno screening periodico del tratto gastrointestinale, al fine di prevenire l'insorgere di neoplasie maligne;
- **anamnesi.** Secondo i ricercatori, le donne con storia di cancro dell'utero, della mammella o dell'ovaio sono soggette ad un rischio più elevato di sviluppare il cancro coloretale. Inoltre, una persona colpita in passato da questa malattia è a rischio di recidiva;
- **storia familiare.** I parenti di primo o secondo grado (genitori, figli, fratelli o sorelle) di una persona colpita da cancro coloretale hanno maggiori possibilità di contrarre questa forma tumorale, in particolare se il parente ne è stato colpito in giovane età. Inoltre il rischio aumenta ulteriormente all'aumentare del numero dei membri della famiglia che hanno contratto la malattia;

- **colite ulcerosa.** La colite ulcerosa è un'inflammatione del rivestimento del colon. Questa malattia incrementa il rischio della persona colpita di sviluppare il cancro del colon-retto.

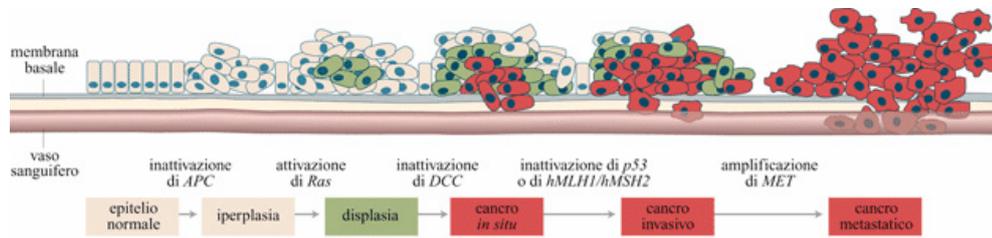


Figura 2.11: Evoluzione del processo neoplastico

Coloro che presentano almeno uno dei fattori di rischio precedentemente descritti dovrebbero iniziare una serie di visite di controllo e sottoporsi a test specifici per seguire un programma di screening del cancro del colon-retto. I test diagnostici hanno lo scopo di individuare polipi, neoplasie o altre anomalie, persino in soggetti asintomatici. Di seguito sono elencati i test che vengono utilizzati frequentemente.

- La verifica della presenza di **sangue occulto** nelle feci (Haemocult) viene effettuata poiché alcuni tipi di tumore o polipo possono talvolta sanguinare. Questo test è in grado di rivelare tracce di sangue anche minime;
- la **sigmoidoscopia** è un esame del retto e del tratto inferiore del colon (colon sigmoide) effettuato tramite sigmoidoscopio, uno strumento endoscopico dotato di un apparato illuminante;
- la **colonoscopia** è un esame del retto e dell'intero colon effettuato tramite colonoscopio, talvolta fornito di utensili attivi per effettuare interventi chirurgici (biopsie, asportazione di polipi, suture);
- il **clisma con bario** a doppio contrasto è un esame che prevede una serie di radiografie del colon e del retto. Il paziente è sottoposto a clistere contenente una miscela di bario che evidenzierà il colon e il retto nella radiografia;
- l'**esame digitale rettale** è un esame in cui il medico, dopo aver indossato un guanto lubrificato, introduce nel retto un dito per tastare la

presenza di anomalie. Tuttavia, questo test è utilizzato principalmente per il controllo della prostata.

2.3.2 La colite ulcerosa

La colite ulcerosa [8] è una malattia infiammatoria cronica a carico della mucosa del tratto intestinale, in particolare l'ultimo segmento del piccolo intestino, l'ileo, e il colon. La parete intestinale appare segnata da formazioni ulcerose superficiali che possono degenerare in vere e proprie perforazioni o in formazioni neoplastiche (dopo 10 anni circa), nel caso in cui la colite ulcerosa si presenti in forma estesa (Fig. 2.12).

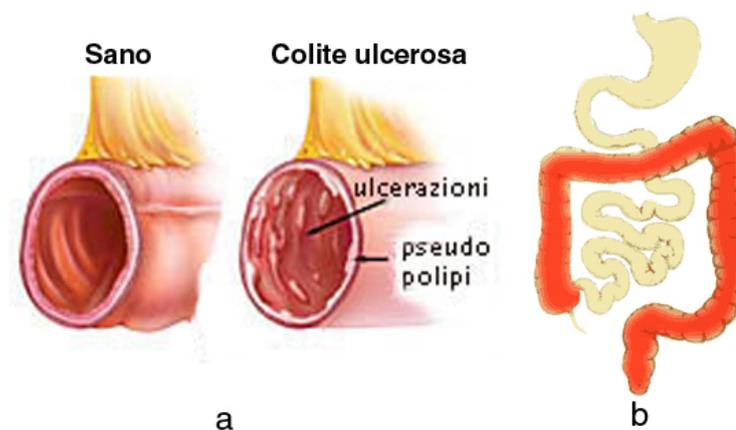


Figura 2.12: (a) Confronto tra parete intestinale sana e parete affetta da colite ulcerosa (b) Zone colpite dalla colite ulcerosa

Il sintomo con cui si manifesta tale patologia è la diarrea ematica, cioè l'emissione di sangue rosso vivo che può precedere la defecazione, oppure presentarsi indipendentemente da essa. Solitamente la diarrea è abbondante, con un numero elevato di scariche giornaliere e con segni di spossatezza fisica, inappetenza, febbre.

I sintomi dipendono dalla sede e dalla estensione della malattia. Il più frequente è il dolore addominale che tipicamente assume carattere crampiforme con possibile irradiazione anche ai quadranti alti dell'addome e, talora, posteriormente al dorso. Come conseguenza della perdita cronica di sangue, l'alterazione ematologica caratteristica è l'anemia, che si associa ad una riduzione del ferro e della ferritina. Gli esami del sangue pertanto possono soltanto dare motivo di sospettare la presenza della colite, ma non di diagnosticarla. Le altre alterazioni degli esami di laboratorio sono legate alla infiammazione

del colon e dipendono dallo stadio della malattia. Ne consegue che se la malattia è in fase di accensione riscontreremo aumento della VES, aumento dei globuli bianchi e, se ricercati, aumento di alcuni indici di infiammazione (PCR, Alfaunoglicoproteina acida). Tuttavia i segni obiettivi che il medico può evidenziare sono aspecifici e riferibili potenzialmente a qualunque malattia addominale. Talora, in caso di accensione flogistica della malattia, si possono rilevare segni di peritonismo.

La diagnosi strumentale viene effettuata esclusivamente con la colonoscopia che consente una visione diretta della mucosa del colon e, soprattutto, di effettuare biopsie multiple della mucosa colica. La diagnosi di malattia e la sua stadiazione dipendono, infatti, dalla valutazione istologica, fondamentale per differenziare la colite ulcerosa dal morbo di Crohn a localizzazione colica.

2.3.3 Il morbo di Crohn

Il morbo di Crohn [8] è una malattia infiammatoria cronica che può colpire l'intestino in ogni sua parte anche se ha una localizzazione preferenziale nell'ileo e nel colon. A differenza della colite ulcerosa, esso può coinvolgere l'intera struttura intestinale e non soltanto la mucosa. La parete intestinale risulta ispessita, mentre lo strato mucoso a contatto con il lume presenta una forma ad acciottolato con lesioni che si presentano come incisioni profonde (Fig. 2.13).

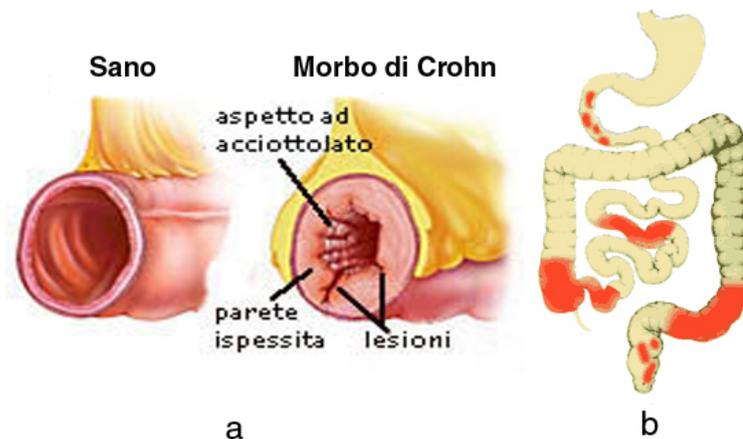


Figura 2.13: a. Confronto tra parete intestinale sana e parete affetta da morbo di Crohn
b. Zone colpite dal morbo di Crohn

Il sintomo con cui si rende clinicamente manifesta è la diarrea abbondante, associata a fenomeni di spossatezza ed inappetenza. Come nel caso

della colite ulcerosa, il dolore addominale è uno dei sintomi più frequenti indipendentemente dalla sede. Un altro sintomo che si accompagna al dolore è la nausea, talora seguita dal vomito. Caratteristicamente si può riscontrare anemia, riduzione del ferro, aumento della VES, aumento dei globuli bianchi e l'aumento di alcuni indici di infiammazione (PCR, Alfaunoglicoproteina acida). Il calo ponderale è un sintomo che può accompagnare questa malattia quando vi è un coinvolgimento di un tratto intestinale esteso, tanto da determinare un malassorbimento di macro e micronutrienti. Ciò succede nelle fasi di attività della malattia ed è causa di deficit vitaminici, di calcio, magnesio, proteine ecc. In questi casi la malnutrizione può essere così manifesta da provocare malessere generale, stanchezza e disturbi della memoria. I segni obiettivi che il medico può evidenziare sono aspecifici e riferibili potenzialmente a qualunque malattia addominale. La diagnosi strumentale dipende dalla localizzazione della malattia: se è interessato il tratto colico, la diagnosi è effettuata attraverso la colonoscopia e le biopsie della mucosa. Se invece è coinvolto il piccolo intestino, la diagnosi è effettuata attraverso un esame radiologico che si chiama Rxgrafia Tenue Selettivo. Recentemente la Risonanza Magnetica Nucleare (RMN) sta dimostrando di avere una buona sensibilità diagnostica associata ad una scarsa invasività [9]. È stato condotto uno studio di comparazione di tre diverse tecniche mediche per la diagnosi del morbo di Crohn nell'intestino tenue: la risonanza magnetica, la fluoroscopia e l'endoscopia mediante capsula. Su 27 pazienti sospetti malati, il morbo di Crohn è stato diagnosticato in 25 pazienti (93%) dalla capsula endoscopica, in 21 (78%) dalla RMN e in 7 (su 21, 33%) dalla fluoroscopia. Inoltre l'esame diagnostico effettuato con la capsula è risultato essere più sensibile della risonanza magnetica (la capsula endoscopica ha rilevato 13 dei 14 pazienti realmente malati contro gli 11 riscontrati dalla RMN, mentre su 13 pazienti non ancora accertati malati, la capsula ha fornito 12 esiti positivi, mentre la RMN soltanto 10). Queste due tecniche sono da considerare complementari nella diagnosi del morbo di Crohn nel piccolo intestino, in quanto l'endoscopia capsulare, a differenza della RMN, è in grado di individuare piccole lesioni della mucosa, mentre la risonanza magnetica può rilevare la presenza di lesioni extraluminali. Infine è importante sottolineare che la risonanza magnetica può essere condotta anche se il canale digerente è congestionato,

mentre la capsula endoscopica necessita una fase di pulitura dell'intestino, precedente all'esame diagnostico.

Un'altra tecnica di colonoscopia virtuale è ottenuta attraverso l'imaging mediante tomografia computerizzata (CT). In [10] tale tecnica viene messa a confronto con l'esame colonoscopico tradizionale. Dallo studio condotto è emerso che entrambe le tecniche riescono a riconoscere le formazioni neoplastiche nel loro stadio avanzato ma la colonoscopia virtuale non è in grado di individuare con precisione lesioni di piccola entità. È stato infine dimostrato che tali procedure possono essere usate insieme, nel senso che l'esame mediante CT può essere utilizzato come screening per facilitare la colonoscopia ottica interventistica.

Capitolo 3

I dispositivi endoscopici - Stato dell'arte

3.1 Tecniche endoscopiche wired

3.1.1 La procedura endoscopica tradizionale

L'endoscopia gastrointestinale è una tecnica medica che viene utilizzata da oltre trent'anni, a partire dall'invenzione di fibroscopi flessibili, avvenuta agli inizi degli anni '70. Inizialmente era utilizzata per esami diagnostici relativi esclusivamente al primo tratto dell'apparato digerente, poi l'endoscopia è stata estesa all'esplorazione della porzione intestinale inferiore.

La procedura da seguire per effettuare un esame endoscopico differisce a seconda della porzione di TGI oggetto di indagine. Nel caso di un'endoscopia delle vie digestive superiori, l'esame deve essere eseguito a sei o più ore dall'ultimo pasto, in modo che lo stomaco non contenga tracce di cibo. Solitamente viene somministrato al paziente un leggero sedativo ed un anestetico locale per attenuare il moto riflesso della faringe. Nel caso della colonoscopia sono necessari uno o due giorni di dieta liquida, seguita dalla somministrazione di un energico purgante ed eventualmente da clisteri. Il procedimento standard di un'endoscopia si articola attraverso cinque fasi fondamentali:

- inserzione dell'endoscopio nell'opportuno orifizio e insufflazione di aria per estendere la cavità da esplorare;
- individuazione del lume del condotto e avanzamento della sonda all'interno del TGI sino al raggiungimento dell'area da analizzare;
- analisi della zona di interesse (e somministrazione di un eventuale trattamento chirurgico);

- ritorno graduale all'orifizio di ingresso;
- estrazione dello strumento.

Nonostante si serva di orifizi naturali, l'endoscopia è una tecnica comunque invasiva per l'uomo e può dare origine a complicanze, la maggior parte delle quali risultano prevedibili [11], [12]. Esse sono:

- complicanze relative alla sedazione;
- complicanze cardio-polmonari;
- complicanze relative a esami diagnostici specifici per una determinata porzione dell'apparato digerente (primo tratto, stomaco, dotti pancreatici, colon);

L'analisi delle complicanze è limitata al solo esame colonoscopico, poiché tale specifico segmento del TGI è di maggior interesse nello studio condotto in questo lavoro di tesi. La colonoscopia deve essere effettuata da un medico esperto, che tenga di conto della predisposizione del paziente a subire danni durante il test (fattori come sesso, età, storia clinica influenzano la probabilità di andare incontro a complicazioni).

La preparazione pre-endoscopica dell'intestino può essere mal tollerata, in quanto i liquidi da ingerire possono determinare disagi soprattutto nei pazienti anziani. Nel caso di assunzione della soluzione di poli-etilenglicol (PEG), è necessario bere 4 litri di liquido e questo causa senso di gonfiore, nausea e persino vomito; viceversa l'utilizzo della soluzione di sodio-fosfato è meglio tollerata grazie al minor volume da ingerire, ma può avere effetti collaterali che si manifestano in una diminuzione del volume intravascolare e nel presentarsi di iperfosfatemia, che in rarissimi casi può condurre alla morte.

Anche la fase di sedazione può condurre a complicanze, poiché vengono somministrati benzodiazepine e oppioidi, due sedativi che agiscono sinergicamente, causando un abbassamento del ritmo respiratorio, con conseguente possibile ipoventilazione e ritenzione di CO₂ all'interno dei tessuti. La sedazione risulta quindi una fase molto critica perché gli effetti di tali farmaci aumentano il rischio di arresto respiratorio.

Il dolore è la complicazione più frequente che subentra durante lo svolgersi

dell'esame diagnostico. In particolare esso può essere causato da un'eccessiva insufflazione di aria o dalla formazione di loop che tendono il mesentere causando dolore. Infatti se il colonoscopista non riesce a far progredire correttamente lo strumento lungo il lume intestinale, è possibile che esso sovradeformi l'intestino causando dolore al paziente (Fig. 3.1).

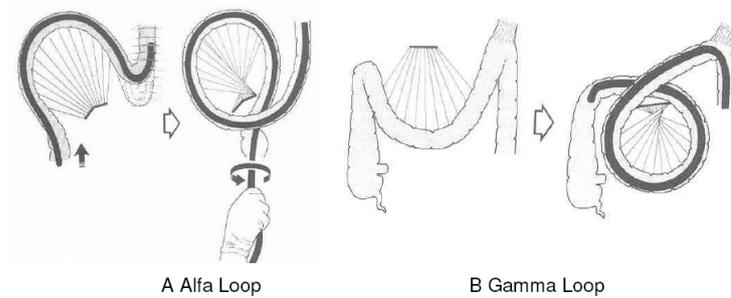


Figura 3.1: Sollecitazioni eccessive del colon: A. alfa loop B. gamma loop

Se tale sensazione è associata a nausea è necessario interrompere l'esame, perché è indice di un'eccessiva distensione delle strutture che circondano l'intestino.

3.1.2 Endoscopi tradizionali

L'endoscopia è una pratica medica estremamente diffusa sia nel settore diagnostico che in quello interventistico. Gli strumenti che vengono utilizzati in questi settori, benché accomunati da principi di funzionamento analoghi, sono ormai sempre più specifici per la funzione a cui sono dedicati. Lo schema di controllo degli endoscopi tradizionali di fig. 3.2 mostra che il chirurgo interagisce direttamente con il sistema di visione e con l'interfaccia dello strumento che a sua volta agisce sul paziente.

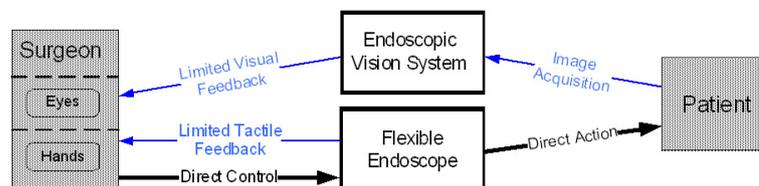


Figura 3.2: Schema di controllo di un endoscopio flessibile

I feedback provenienti dallo strumento sono limitati a causa della risoluzione della telecamera, delle difficoltà associate ad un campo visivo limitato

e del fatto che il ritorno di forza non è diretto ma mediato dal tubo di inserzione.

I dispositivi tradizionali per la diagnosi di malattie dell'apparato digerente sono gli endoscopi rigidi, gli endoscopi semirigidi e gli endoscopi flessibili. Le prime due tipologie di endoscopio non vengono più utilizzate, se non per esaminare brevissimi tratti del tubo digerente. Gli endoscopi attualmente utilizzati sono costituiti da alcuni elementi fondamentali (Fig. 3.3) [13]:

- un **cordone ombelicale** connesso alla sorgente di luce e al distributore pneumatico e idraulico;
- un'**interfaccia di controllo** con la quale il chirurgo può controllare l'endoscopio;
- un **tubo di inserzione** dotato del sistema di visione, che verrà inserito all'interno del corpo attraverso orifizi naturali. La dimensione del tubo varia molto a seconda del tipo di endoscopio: la lunghezza può andare da 30 cm fino ad 2 metri, mentre il diametro varia dai 4 mm del gastroscopio pediatrico, sino ai 13 mm dei colonoscopi più grandi.

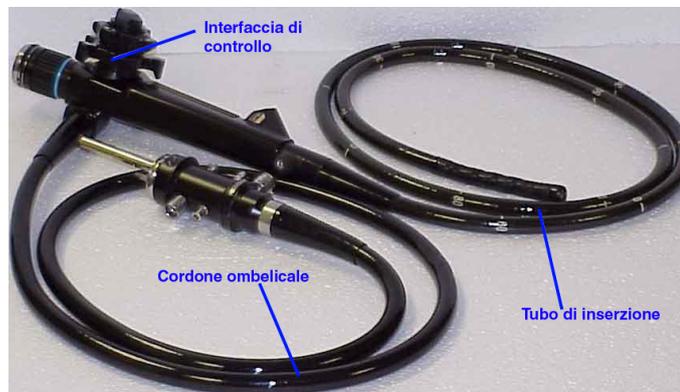


Figura 3.3: Endoscopio flessibile

Gli endoscopi flessibili a fibre ottiche (EFO) sono largamente utilizzati per l'esplorazione delle parti alte e di quelle basse del canale alimentare. Gli strumenti oggi in commercio sfruttano, sia per la trasmissione della luce all'interno della cavità esplorata che per la ricezione delle immagini, la capacità dei fasci di fibre ottiche di riflettere totalmente un raggio luminoso quando questo incontra una struttura ad indice di rifrazione più basso (camicia esterna). La luce necessaria all'illuminazione del distretto da indagare

viene condotta da fasci incoerenti di fibre ottiche, mentre fasci coerenti, la cui disposizione all'ingresso del tubo è uguale a quella in uscita, in modo da mantenere la stessa posizione reciproca, consentono la trasmissione dell'immagine. Essa viene visualizzata all'interno di un oculare, dotato di una ghiera per la regolazione della messa a fuoco. Il fibroscopio, oltre ai fasci di fibre ottiche, possiede un canale, cosiddetto operativo, utilizzabile per inserire strumenti chirurgici e cateteri, ed un altro condotto per insufflare aria (o CO₂) o per il pompaggio di acqua.

Attraverso l'interfaccia di controllo il chirurgo può comandare tutte le funzionalità dello strumento che variano molto a seconda della complessità dell'endoscopio. Le funzioni di base permettono il controllo del getto di acqua e dell'insufflazione di aria; alcuni endoscopi sono dotati di un sistema robotico che consente di flettere la parte terminale del tubo di inserzione, indirizzando il campo visivo in particolari zone (Fig. 3.4).

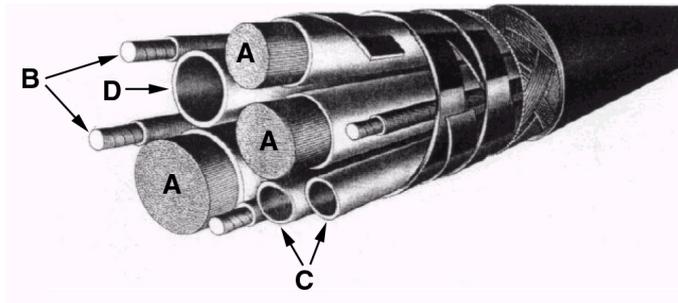


Figura 3.4: End effector di un endoscopio: A. fasci di fibre ottiche B. tiranti di acciaio per l'orientazione della punta C. canali per l'insufflazione di aria e per il pompaggio di acqua D. canale operativo per biopsie e aspirazioni

I fibroscopi disponibili in commercio possono essere classificati, in base all'orientazione del modulo di visione, in apparecchi a visione frontale, a visione laterale ed a visione obliqua, ciascuno dei quali è finalizzato a specifiche esigenze diagnostico-operative. In particolare, gli apparecchi a visione frontale sono utilizzati in nella maggior parte degli esami diagnostici, mentre la visione laterale consente l'analisi di una papilla ed il suo incannulamento (l'endoscopia interventistica delle vie biliari viene effettuata con uno strumento a visione laterale).

Un'altra categoria di endoscopi flessibili è rappresentata dai videoscopi, che rispetto ai fibroscopi sono caratterizzati da un differente modulo di visione, che sfrutta una piccola telecamera CCD o CMOS posta sulla punta dello strumento. Le immagini registrate dalla videocamera vengono inviate a un

calcolatore e visualizzate su un monitor. Tali endoscopi nascono dall'esigenza di migliorare la qualità dell'immagine, unita alla necessità di minimizzare le dimensioni del tubo di inserzione. I vantaggi che i videoendoscopi presentano rispetto ai fibroscopi sono di seguito elencati:

- migliore qualità dell'immagine in termini di potere risolutivo;
- l'immagine non è più visibile esclusivamente attraverso l'oculare, ma direttamente su un monitor. Ciò determina notevoli vantaggi in quanto la posizione del medico è più comoda rispetto all'utilizzo di un fibroscopio, e inoltre tale soluzione rende possibile a più chirurghi di osservare contemporaneamente le immagini endoscopiche;
- i videoscopi hanno una maggiore stabilità meccanica dei fibroscopi, poiché le fibre ottiche sono molto fragili e tendono a rompersi spesso;
- è possibile salvare, analizzare e inviare ad altri computer una grande quantità di immagini endoscopiche;
- necessitando di un'illuminazione meno intensa, il video endoscopio permette una migliore visualizzazione dei dettagli rispetto al EFO.

Le tecniche endoscopiche, oltre ad avere un ruolo determinante nella diagnosi di patologie del tubo digerente, possono dare la possibilità al medico di eseguire piccoli interventi chirurgici. Per questo motivo molti endoscopi possono essere equipaggiati con particolari strumenti, adatti per specifici task chirurgici [14]. Tali accessori, che possono essere montati e smontati durante la stessa seduta endoscopica, sono mostrati in Fig. 3.5 e vengono di seguito elencati:

- le **anse per polipectomia** vengono utilizzate per la rimozione di polipi di grandi dimensioni. Sono costituite da un filo metallico chiuso ad anello che viene fatto passare attorno al polipo che, attraverso una corrente ad alta frequenza, viene tagliato a livello del gambo. La corrente induce anche la cicatrizzazione del tessuto circostante;
- le **pinze per biopsia** sono in grado di rimuovere polipi di dimensioni ridotte o tagliare piccole parti di tessuto neoplastico;

- le **sonde ad ultrasuoni** permettono di ottenere immagini transrettali della prostata, di determinare la profondità dei carcinomi rettali e valutare la diffusione di metastasi anche agli organi adiacenti, evitando l'utilizzo di metodologie più invasive;
- l'**elettrodo per elettrocoagulazione** causa la cicatrizzazione del tessuto col quale esso viene messo a contatto, grazie all'elevata corrente dalla quale esso è percorso;
- le **pinze** per l'estrazione di corpi estranei sono costituite da tre aghi ricoperti di teflon e ritraendosi all'interno di un catetere, intrappolano l'oggetto da prendere. Esistono anche pinze a morso di alligatore, che consentono prese più fini;
- le **forbici** servono per tagliare il filo da sutura o per effettuare piccole recisioni di tessuto;
- il **papillotomo** è un particolare strumento utilizzato per la rimozione della papilla di Vater, situata nel duodeno poco oltre la valvola pilorica, durante l'endoscopia inerventistica delle vie biliari, chiamata anche ERCP (Endoscopic Retrograde CholangioPancreatography);
- in seguito all'asportazione di polipi, un **cestello** metallico viene utilizzato per raccogliere e rimuoverne i resti;
- le **clip** per suture sono delle pinzette metalliche che vengono rilasciate dall'endoscopio in prossimità di una zona da suturare.

3.1.3 Endoscopi robotici

Negli ultimi quindici anni sono stati compiuti notevoli sforzi per il miglioramento dei dispositivi endoscopici, sia dal punto di vista delle prestazioni, sia da quello del comfort per il paziente. Molti studi mirano a rendere gli endoscopi capaci di assecondare le curve e le pieghe dell'intestino, non solo agendo sulla flessibilità e la cedevolezza dei materiali, ma soprattutto garantendo un'autonomia di moto. A tale scopo, gli endoscopi robotici hanno una caratteristica comune: la parte terminale del tubo di inserzione è attuata e controllabile dall'esterno. Il vantaggio di questo accorgimento consiste nel

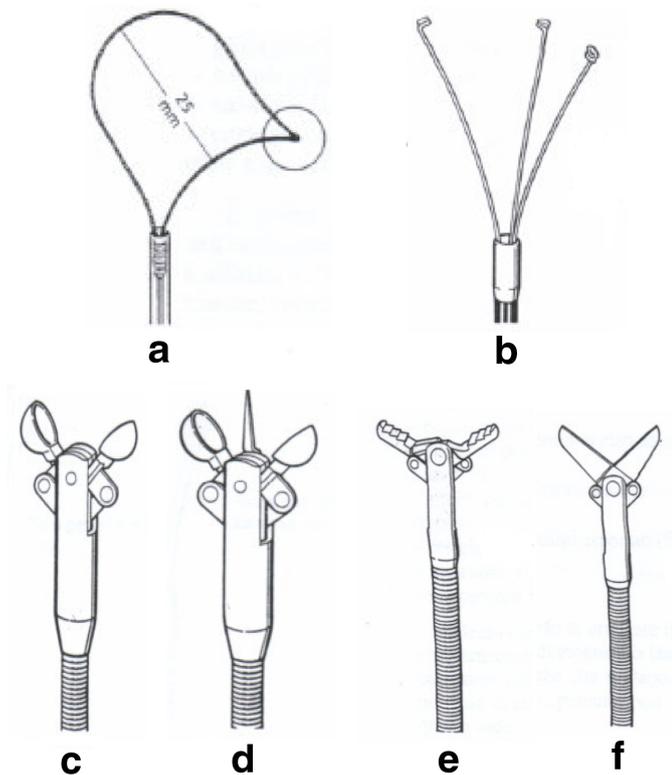


Figura 3.5: Accessori di un endoscopio: a. ansa per polipectomia, b. pinze per la rimozione di polipi, c. pinze per biopsia, d. pinza per biopsia con ago, e. pinze a morso di alligatore per la rimozione di corpi estranei, f. forbici flessibili

poter superare in modo più agevole un ostacolo o una stenosi, grazie al fatto che l'attuazione è locale e quindi consente un controllo più fine e preciso della posizione dell'end effector. Inoltre questa soluzione fa sì che la procedura diagnostica sia meno dolorosa rispetto all'utilizzo di endoscopi flessibili tradizionali, in quanto la forza non viene trasmessa dal medico all'end effector attraverso il tubo di inserzione, ma viene sviluppata direttamente a livello distale. L'end effector è collegato all'alimentazione e all'interfaccia uomo-macchina attraverso alcuni cavi molto meno rigidi ed ingombranti del tubo di inserzione, indicabili come cavi di servizio. Lo schema di controllo degli endoscopi robotici differisce da quello degli endoscopi flessibili in quanto il chirurgo agisce su un'interfaccia di controllo che, attraverso collegamenti filati, comanda l'unità situata all'interno del paziente, secondo un'architettura master-slave (Fig. 3.6).

Un esempio di dispositivo robotico è rappresentato dall'endoscopio sviluppato da J. Burdick (Fig. 3.7) [15].

Esso sfrutta la locomozione inchworm (vermiforme), è composto da vari

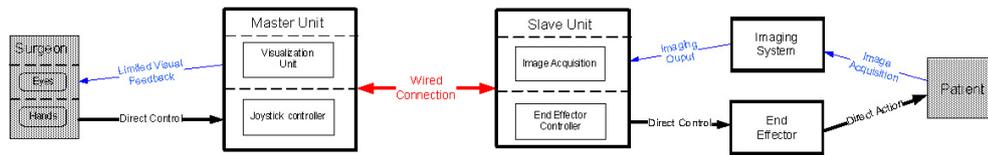


Figura 3.6: Schema di controllo di un endoscopio robotico

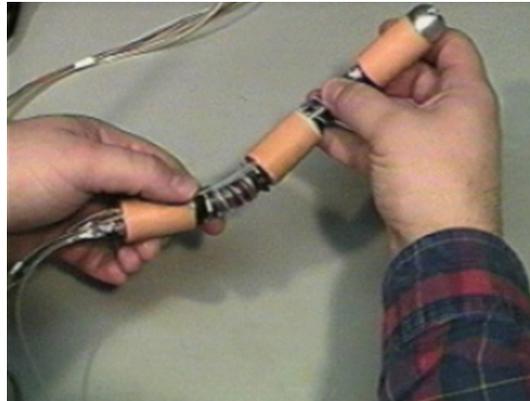


Figura 3.7: L'endoscopio sviluppato da Burdick

segmenti collegati tra loro da snodi flessibili mentre il sistema di locomozione utilizza palloni gonfiabili in gomma e soffietti pneumatici come attuatori. I palloni, incollati sulla superficie di ogni segmento, hanno una funzione di ancoraggio e, una volta gonfiati, aderiscono alle pareti dell'intestino permettendo al robot di esercitare la forza necessaria per il moto senza che si verifichi scivolamento (Fig. 3.8).

Ogni segmento del dispositivo è unito da un soffietto pneumatico che si espande o si ritrae a seconda della pressione interna, in modo da distanziare o avvicinare le due parti del robot separate dal segmento centrale. Tutti gli attuatori sono controllati da valvole a solenoide miniaturizzate contenute all'interno del dispositivo e sono controllate dall'esterno mediante una rice-trasmittente. Una volta inserito nel colon, il robot si muove autonomamente attraverso il lumen mediante una locomozione inchworm: alcuni palloni si gonfiano aderendo al tessuto, poi gli altri palloni (sgonfi) vengono fatti avanzare mediante l'espansione dei soffietti; il passo successivo consiste nel far dilatare i gripper prima sgonfi, svuotare gli altri e ritrarre i soffietti per far avanzare ancora i palloni che non aderiscono al tessuto. Tale serie di movimenti viene ripetuta ciclicamente per far avanzare il robot, mentre, per farlo retrocedere, basta invertirne l'ordine. A seconda del numero di segmenti che costituiscono il robot, il tipo di movimento può variare anche considerevol-

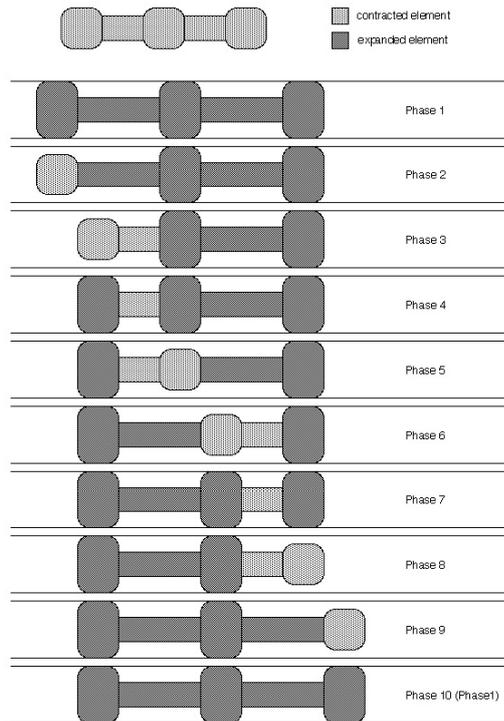


Figura 3.8: Schema di funzionamento del dispositivo sviluppato da Burdick

mente, a causa del diverso numero di gradi di libertà a disposizione. Burdick ha testato uno dei suoi prototipi nell'intestino di maiale e sta sviluppando un nuovo endoscopio modulare per eseguire delle prove di locomozione in vivo. L'obiettivo principale è l'ulteriore riduzione dell'ingombro dovuto alle valvole, le cui dimensioni costituiscono il problema principale per la miniaturizzazione dell'intero robot. W. Walter [16] ha sviluppato un Colonscopio autonomo simile, nel funzionamento, a quello di Burdick. In questo caso i palloni gonfiabili sono utilizzati per far aderire il dispositivo alle pareti dell'intestino mentre l'avanzamento è attuato spingendo e ritraendo una barra flessibile. La barra è fissata al pallone in testa mentre la guaina che la contiene è solidale alla coda dello strumento. Un cilindro pneumatico muove alternativamente la barra dentro la guaina per produrre il moto di tipo inchworm del robot. Poiché il movimento della barra è attuato dall'esterno, il dispositivo risulta complessivamente più resistente ed affidabile rispetto a quelli presentati precedentemente. Possono sorgere però problemi d'attrito tra la barra e le pareti dell'intestino che potrebbero ostacolare l'avanzamento del robot. Infatti, quando la barra viene spinta in avanti, il dispositivo slitta se la resistenza offerta dal tessuto è maggiore dell'aderenza ottenuta con i

palloni. Inoltre, se l'escursione della barra è eccessiva, essa si può piegare per effetto del carico di punta.

Nel 1997 P. Dario della Scuola Superiore Sant'Anna di Pisa ha sviluppato, nell'ambito del progetto europeo MUSYC un microsistema robotico per colonscopia in grado di muoversi all'interno dell'intestino mediante locomozione inchworm (Fig. 3.9) [17], [18], [19].

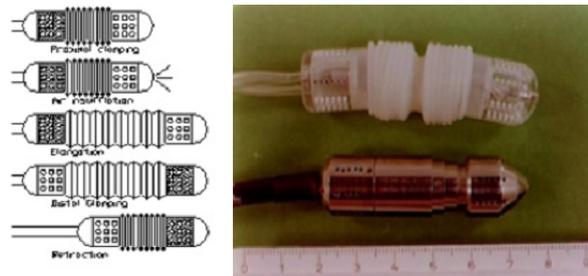


Figura 3.9: L'endoscopio sviluppato da Dario

Il robot è costituito da tre segmenti attuati pneumaticamente: clamper di coda, soffiutto, clamper di testa. I due clamper hanno la funzione di bloccare il dispositivo alle pareti del tessuto mentre il soffiutto provvede all'elongazione o alla contrazione del robot. Se si crea una depressione all'interno dei clamper, i fori presenti sulla superficie attirano e risucchiano il tessuto al loro interno e, grazie alla forza d'attrito che si genera, il robot è in grado di fissarsi alle pareti dell'intestino. Inizialmente sia il clamper di coda che il soffiutto sono soggetti ad una depressione in modo tale da bloccare la coda e ritrarre il soffiutto. Dopo aver insufflato aria dalla testa per aprire il lumen, genericamente collassato, il soffiutto è pressurizzato ed il robot si allunga. Una volta allungato il robot, il clamper di testa viene attivato, quello di coda disattivato e infine viene contratto di nuovo il soffiutto. La ripetizione ciclica delle fasi descritte consente al robot di avanzare o regredire all'interno dell'intestino. Un'altra versione del dispositivo (Fig. 3.10) integra tutti gli elementi normalmente presenti in un endoscopio: una telecamera CCD, un fascio di fibre ottiche per l'illuminazione, un canale per biopsie e uno per l'alimentazione di aria e acqua. Il minirobot ha un diametro di 25 mm per una lunghezza di 170 mm ed è collegato al distributore con una coda di 1.6 m.

L'ultima versione di questo endoscopio, l' ϵ -Worm (Fig. 3.11a), è stata realizzata dalla ditta Era Endoscopy ed è caratterizzata da un'elevatissima

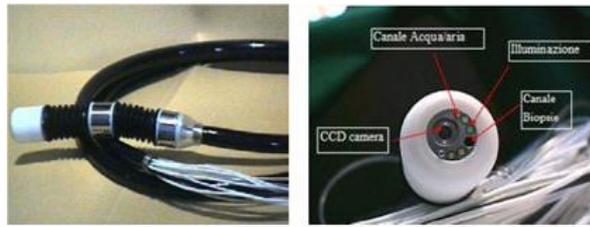


Figura 3.10: L'endoscopio realizzato ed un particolare dell'end-effector

flessibilità che consente allo strumento di adattarsi alla forma dell'intestino, evitando così l'eccessiva deformazione del colon, il suo perforamento e il dolore che ne deriva [20].

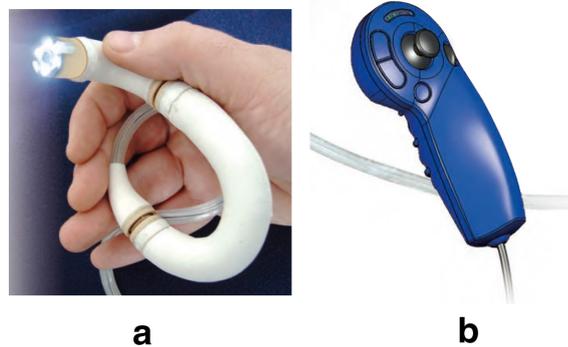


Figura 3.11: a. L'endoscopio ε -Worm b. Interfaccia di controllo

La testa dell'endoscopio robotico ε -Worm è dotata di telecamera CMOS, di un sistema di illuminazione fredda e può ruotare, in modo da garantire una visione ottimale, sia in fase di avanzamento, sia in fase di estrazione. Lo strumento viene guidato dal medico attraverso un joystick (Fig. 3.11b) e sfrutta il sistema di locomozione inchworm (Fig. 3.12).

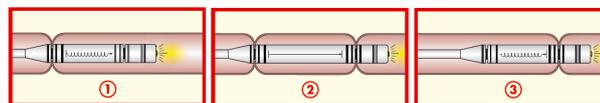


Figura 3.12: Fasi di locomozione di ε -Worm

L' ε -Worm permette di eseguire endoscopie indolori e sicure in assenza di sedazione e con una minima insufflazione di aria. Esso rappresenta quindi un'ottima alternativa all'endoscopia tradizionale, poiché annullando i rischi di perforazione del colon e evitando le complicazioni dovute alla sedazione, garantisce una qualità delle immagini ottima. Attualmente il dispositivo è

in fase di test clinici comparativi, in cui i pazienti si sottopongono sia al test tradizionale, sia a quello effettuato tramite il dispositivo robotico.

3.2 Tecniche endoscopiche wireless

3.2.1 Capsule con locomozione passiva

Le capsule endoscopiche wireless (WCE) sono composte da un rivestimento esterno che include al suo interno una telecamera, un sistema di illuminazione (costituito da 6 LED), la circuiteria elettronica e le batterie. Questi dispositivi diagnostici sono controllati dal medico attraverso un'interfaccia che comanda l'unità attiva grazie ad un sistema di comunicazione wireless (Fig. 3.13).

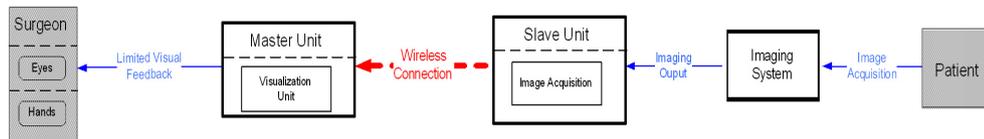


Figura 3.13: Schema di controllo della capsula endoscopica

Il feedback ricevuto è esclusivamente visivo, anche se in futuro sarà possibile integrare a bordo della capsula uno o più strumenti miniaturizzati per eseguire interventi chirurgici durante il test diagnostico. La Given (GastroIntestinal-VideoENdoscopy) Imaging Ltd ha sviluppato un modello chiamato PillCamTMSB [21], [22] (Fig. 3.14), in grado di acquisire immagini dell'intestino tenue con una risoluzione di 0.1 mm, allo scopo di fornire uno strumento utile alla diagnosi di patologie che riguardano questo tratto del tubo digerente. La capsula, che fornisce immagini con una frequenza di $2 \frac{\text{frame}}{\text{s}}$, ha un diametro di 11 mm, è lunga 26 mm e pesa 3.7 g. Il suo volume complessivo è di 2 cm^3 .

Il sistema complessivo è costituito da tre unità:

- la **capsula M2ATM** monouso che viene ingerita e che, dopo aver passivamente percorso il tratto gastrointestinale, viene espulsa;



Figura 3.14: La capsula endoscopica passiva M2A

- il sistema **Data Recorder** che, fissato al paziente attraverso una cintura, riceve circa 50.000 immagini dalla capsula grazie a un sistema di sensori posizionati sul paziente;
- la **Rapid™ Workstation** equipaggiata con software operativo che elabora i dati e produce un video con le immagini dell'intestino tenue. Essa permette inoltre la memorizzazione e l'elaborazione delle immagini.

La Given Imaging ha inoltre messo in commercio nel 2004 la capsula PillCam™ ESO (Fig. 3.15), un dispositivo per l'esplorazione dell'esofago, dotato di due telecamere montate sui lati opposti della capsula poste in testa e in coda alla capsula.

Tale soluzione risulta particolarmente utile nell'indagine del tratto esofageo, visto che il tempo di permanenza della capsula al suo interno è molto ridotto, ed è quindi necessario acquisire immagini con maggior frequenza. Nell'ottobre 2005 la Olympus Corporation [23] ha lanciato in Europa Endo-Capsule, una capsula passiva per l'endoscopia del piccolo intestino dotata di telecamera CCD (Fig. 3.16).

Si tratta di un dispositivo usa e getta, le cui dimensioni sono le stesse delle PillCam™; ha una profondità di campo che arriva sino a 2 cm, è dotata di



(a) *PillCam™ SB*



(b) *PillCam™ ESO*

Figura 3.15: PillCam™_{SB} e PillCam™_{ESO}



Figura 3.16: Endocapsule della Olympus

un'autonomia di otto ore e possiede un sistema di autoaggiustamento della luminosità.

Nel 2006 altri due prodotti sono stati lanciati sul mercato: la capsula OMOM [24], sviluppata dal Chinese Chongqing Jinshan Science and Technology Group Co., Ltd., e la PillCam™_{Colon} (Fig. 3.17) della ditta Given Imaging. La capsula OMOM è lunga 25.4 mm, ha un diametro di 11 mm e pesa 5 g. Essa è dotata di una telecamera CMOS che ha una risoluzione di 0.1 mm e una profondità di campo di 3 cm. La capsula PillCam™_{Colon} è specifica per l'esplorazione dell'intestino crasso, possiede una telecamera per ogni estremità ed è alimentata a batterie.

Essa presenta delle differenze tecniche rispetto ai precedenti prodotti della Given Imaging: è leggermente più lunga, ha una profondità di campo maggiore e ciascuna telecamera fornisce 4 immagini al secondo.



Figura 3.17: PillCamTMCOLON

3.2.2 Capsule con locomozione attiva

Le capsule endoscopiche passive non sono dotate di un sistema autonomo di locomozione e questa limitazione influisce molto quando un distretto corporeo non è facilmente esplorabile. Sarebbe infatti opportuno poter controllare la capsula in modo da guidarla nelle zone di maggior interesse, che non vengono visualizzate dalla capsula quando questa è spinta esclusivamente dal movimento peristaltico. Per questa ragione, negli ultimi anni, la ricerca nel campo dell'endoscopia wireless si è focalizzata sulla possibilità di dotare tali dispositivi di un sistema di locomozione attiva, in modo da permettere una indagine più accurata del tratto gastrointestinale di interesse. Ci sono due possibili soluzioni per dotare la capsula di movimentazione autonoma [25]:

- l'approccio **esterno**, che prevede lo sviluppo di un dispositivo (indossabile dal paziente) in grado di muovere la capsula;
- l'approccio **interno**, che mira invece alla miniaturizzazione e alla integrazione del sistema di locomozione all'interno della capsula.

Capsule con locomozione attiva esterna

Il primo sistema di locomozione esterno alla capsula sviluppato, sfrutta l'interazione tra campi magnetici. La Olympus Corporation [23] ha messo a punto una capsula endoscopica capace di muoversi avanti, indietro e ruotare, grazie alle forze dovute alla presenza di campi magnetici esterni (Fig. 3.18).

E' inoltre possibile includere un magnete permanente all'interno della capsula, al fine di ottenere maggiori forze di interazione [82]. Anche la RF Norika [26] ha messo a punto un dispositivo endoscopico wireless in grado di muoversi se stimolato da campi magnetici esterni, generati da un sistema alloggiato in un giacchetto indossabile. Carpi et al. [27] hanno proposto una

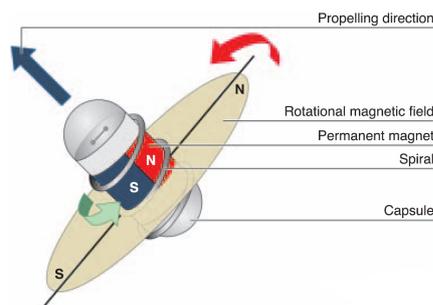


Figura 3.18: Principio di funzionamento del sistema di locomozione esterno messo a punto dalla Olympus

soluzione alternativa che prevede di equipaggiare la capsula con un guscio magnetico, in modo da ottenere un maggior controllo del dispositivo (Fig. 3.19).

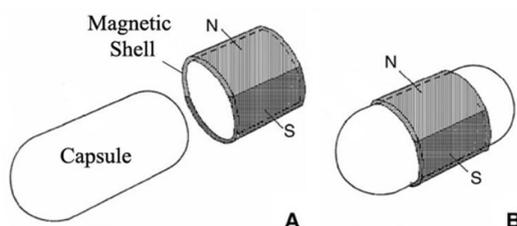


Figura 3.19: Disegno del guscio magnetico ideato da Carpi et al.

Questa soluzione è particolarmente vantaggiosa perché è economica ed è facilmente applicabile alle capsule commerciali, evitando modifiche della struttura interna. In generale, le tecniche di locomozione magnetica necessitano di una parziale insufflazione del colon, perché la forza che si riesce a sviluppare col magnete esterno non è sufficiente a dilatare le pareti intestinali o a far procedere la capsula attraverso zone che presentano impedimenti di vario genere.

Un approccio completamente diverso è stato proposto da Mosse et al. [28], che ha proposto di muovere o arrestare la capsula, inducendo la contrazione della muscolatura del colon attraverso degli elettrodi montati sulla capsula (Fig. 3.20).

I test effettuati su capsule ovoidali hanno evidenziato che l'elettrostimolazione indotta dall'esterno, può determinare una contrazione della muscolatura liscia che permette al dispositivo endoscopico di progredire all'interno del colon con una velocità di $6 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$. Tale tecnica di locomozione non permette un controllo preciso della posizione della capsula, in quanto la contrazione

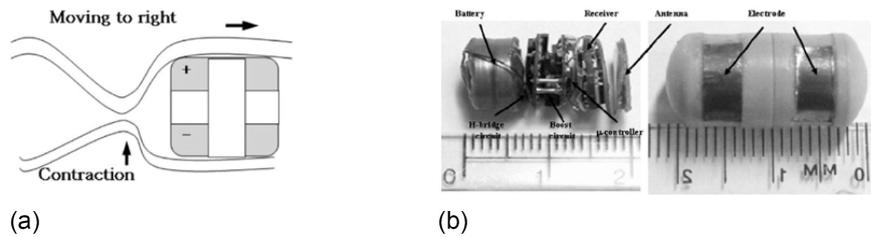


Figura 3.20: Principio di locomozione basato su elettrostimolazione del colon (a) e prototipo (b)

indotta nel tessuto, può avere un effetto non prevedibile sull'avanzamento del dispositivo.

Capsule con locomozione attiva interna

Il sistema di locomozione interna risulta il metodo più efficiente per ottenere il grado di flessibilità necessario per effettuare agevolmente l'esame endoscopico. Ad esso però sono associate delle specifiche molto restrittive in termini di ingombro. Le dimensioni globali del sistema, infatti, non possono superare dei valori massimi, dettati dal fatto che la capsula deve essere facilmente ingeribile dal paziente. Diventa pertanto difficoltoso riuscire a integrare all'interno del dispositivo una batteria adeguata, il meccanismo di locomozione e eventuali sensori per un controllo a ciclo chiuso, oltre agli elementi presenti nelle capsule passive.

Per far fronte a queste esigenze, svariati meccanismi di locomozione sono stati ideati. Park et al. [29] hanno ideato un sistema di locomozione ispirato al movimento del remo del canoista (Fig. 3.21). La capsula che hanno sviluppato è dotata di sei zampe retrattili che permettono il fissaggio alla parete intestinale, mentre il meccanismo di locomozione comprende due cilindri (interno ed esterno), il motore e una madrevite su cui ingrana il cilindro interno. In figura 3.22 viene mostrato il principio di locomozione.



Figura 3.21: La capsula di Park et al.

A partire dalla situazione iniziale (1), l'azionamento del motore determina dapprima la fuoriuscita delle zampe (2) e in seguito lo spostamento del

cilindro interno verso la coda della capsula (3). Una volta raggiunto il fine corsa (4), il motore viene azionato al contrario e ciò determina la ripiegatura delle zampe all'interno del corpo della capsula (5), l'avanzamento del cilindro interno (6) e quindi il ripristino della configurazione di partenza (1).

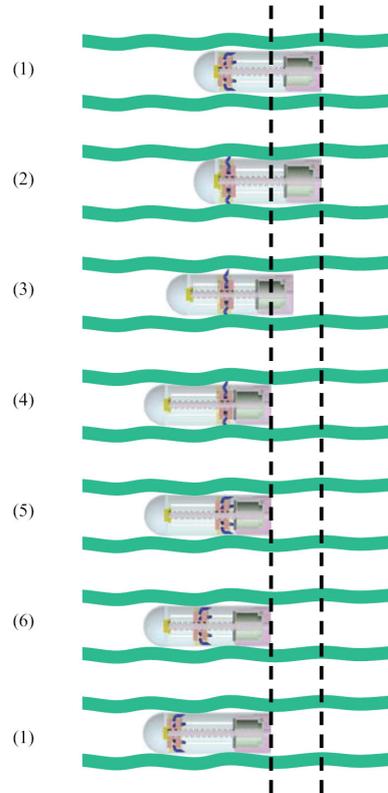


Figura 3.22: Ciclo di locomozione

Il diametro esterno della capsula misura 13 mm, mentre la lunghezza totale è 30 mm. Questo dispositivo è in grado di percorrere il piccolo intestino con una velocità media di $2.7 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$.

Un altro meccanismo di locomozione è stato proposto sempre da Byunkyu Kim et al. [30], [31]. I dispositivi ideati si ispirano al meccanismo inchworm: un clamber posto in coda alla capsula permette l'avanzamento del sistema, mentre un clamber di testa consente il ripristino della posizione di partenza, senza che la capsula retroceda. Entrambi i prototipi realizzati (Fig. 3.23, Fig. 3.24) sono alimentati a batterie e attuati da motori che azionano delle molle fabbricate con leghe a memoria di forma.

L'attivazione ciclica e alternata dei motori, coordinata con il meccanismo di clamping, fa sì che il robot avanzi all'interno del tratto intestinale. L'adesione alla parete del lume avviene per mezzo di microuncini del diametro

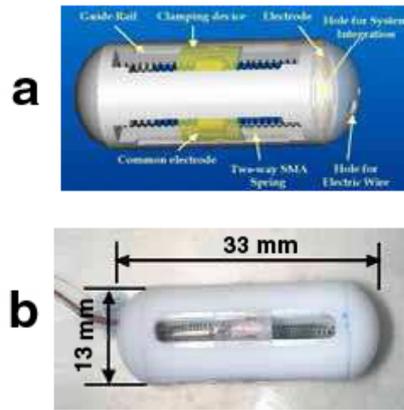


Figura 3.23: Disegno CAD (a) e prototipo (b) della capsula inchworm sviluppata da Byung Kyu et al.

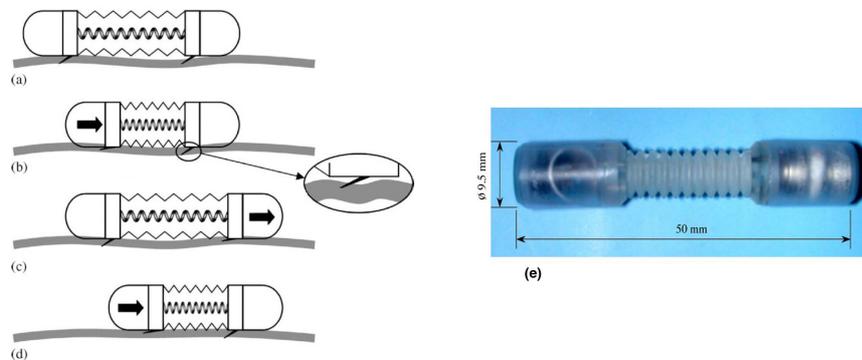


Figura 3.24: Altro prototipo di capsula inchworm (e) e ciclo di locomozione (a-d)

di $180 \mu\text{m}$, ispirati alla struttura degli uncini presenti sulle zampe di alcuni insetti. Queste due tecniche di locomozione non generano coppie adeguate per permettere un efficiente avanzamento della capsula, a causa della ridotta dimensione delle zampe. Tale aspetto risulta più evidente nel caso del primo prototipo analizzato, nel quale le piccole zampe retrattili possono non aderire al meglio alla parete intestinale, soprattutto nelle zone in cui il diametro del lume aumenta.

Un sistema di locomozione molto interessante è stato proposto da Ikeuchi et al. [32]: si basa sul moto generato dalla rotazione di una vite a filettatura obliqua a contatto con la parete intestinale (Fig. 3.25).

La forza che si genera è di natura idrodinamica e può raggiungere intensità di 1 N, nel caso in cui ci sia uno stretto contatto tra il sistema e la superficie di contatto. Anche in questo caso l'ottimizzazione del contatto tra il dispositivo e la parete del colon è un aspetto molto delicato che potrebbe compromettere

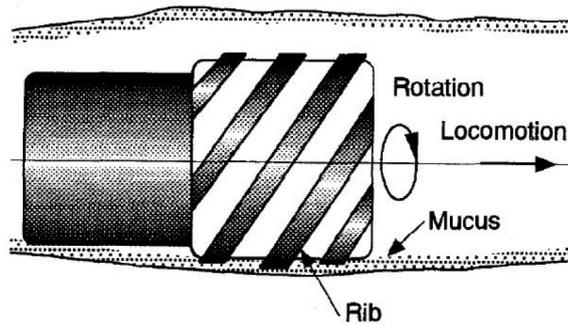


Figura 3.25: Disegno del sistema di locomozione proposto da Ikeuchi et al.

l'efficienza di locomozione.

Un altro meccanismo di locomozione integrabile in una endocapsula è stato proposto da Karagozler et al. [33]. Esso è costituito da due set di tre zampe e possiede due gradi di libertà (Fig. 3.26).

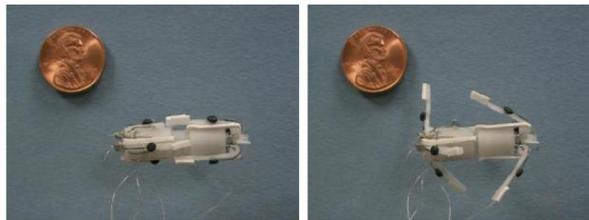


Figura 3.26: Il prototipo di capsula realizzato da Karagozler et al.

Il meccanismo di attuazione è connesso ad un cilindro contenente una molla che opera in antagonismo a due cavi di lega a memoria di forma, ciascuno dei quali è connesso a un set di zampe. La dinamica del gait prevede l'attuazione alternata dei due cavi che consentono lo spostamento reciproco segmenti della capsula: quando un cavo non è in tensione, la molla spinge il segmento solidale al set di zampe non attuato causando la distensione della zampe stesse; allo stesso tempo, il cavo attuato mantiene la molla in compressione e di conseguenza le zampe risultano parallele al corpo della capsula (Fig. 3.27).

Il sistema di locomozione proposto è dotato anche di un particolare meccanismo di ancoraggio, che consiste in uno strato di silicone adesivo micro-sagomato posto alle estremità delle zampe. Questa soluzione, ispirata alla morfologia del gecko, facilita l'adesione delle zampe alla parete del tratto intestinale. I test condotti hanno dimostrato che il prototipo di capsula è in grado di muoversi con una velocità di $0.5 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$. Il meccanismo di attuazione

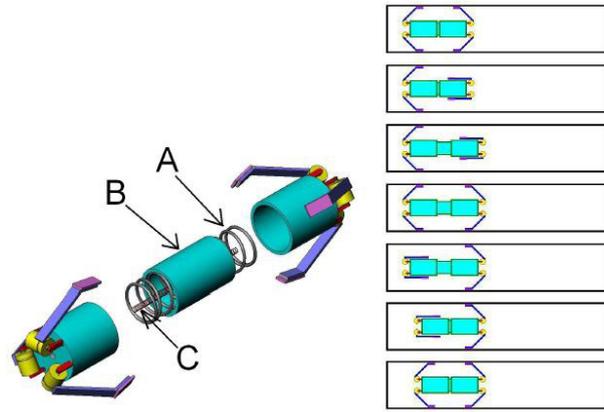


Figura 3.27: Disegno CAD della capsula e schema del gait

basato su SMA non risulta particolarmente efficiente e veloce, in quanto è necessario attendere che il cavo, dopo l'attuazione, riacquisti la sua temperatura iniziale e quindi la propria forma. Questo aspetto genera anche un altro problema connesso alla necessità di dissipare calore.

Li et al. [34] hanno ideato un sistema di locomozione ispirato alle cilia che rivestono alcuni tratti dell'apparato digerente. La figura 3.28 mostra l'unità di base del meccanismo che è composta da due cilia, le quali, inizialmente chiuse, generano il movimento se attuate alternativamente.

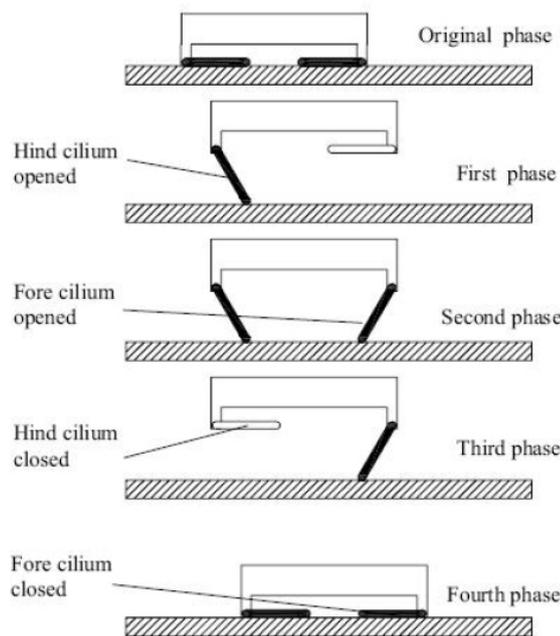


Figura 3.28: Disegno dell'unità di base del meccanismo di locomozione

La capsula robotica realizzata per testare l'efficienza di questa soluzione è

lunga 35 mm, ha un diametro di 15 mm e comprende sei unità di locomozione, ciascuna delle quali misura 15 mm x 5.2 mm x 4.5 mm (Fig. 3.29).

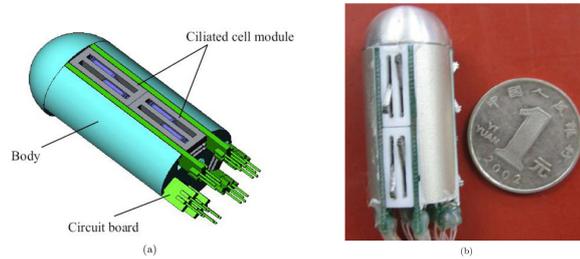


Figura 3.29: Disegno CAD (a) e fotografia (b) del prototipo realizzato da Li et al.

Le cilia sono attuate da due molle a memoria di forma che agiscono come muscoli antagonisti. I test in vitro hanno evidenziato che la capsula è in grado di muoversi ad una velocità di $24 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$, sebbene con una scarsa efficienza, probabilmente dovuta al ridotto numero di cilia di cui è dotato il prototipo utilizzato nei test. Potrebbe essere utilizzato un maggior numero di cilia, ma questa soluzione risulterebbe molto più dispendiosa dal punto di vista energetico.

3.3 Le capsule con locomozione a zampe

Tra tutte le tecnologie descritte nel capitolo precedente, la locomozione interna, e in particolare quella a zampe, sembra essere una soluzione molto efficiente per l'esplorazione del tratto gastrointestinale. Per far spostare un dispositivo robotico all'interno di un ambiente scivoloso è infatti necessario ottimizzare il processo di adesione alla parete intestinale e mettere a punto una sequenza di attivazione delle zampe tale da massimizzare l'efficienza di locomozione, tenendo conto della necessità di ridurre al minimo il rischio di ledere il tessuto biologico. Per questi motivi, i parametri fondamentali nella messa a punto del sistema di locomozione sono il numero di zampe, la loro posizione sul corpo della capsula, la forma che devono avere per poter interagire al meglio con la parete mucosa e il meccanismo di attuazione [5]. L'utilizzo di un numero elevato di zampe consente una migliore distribuzione delle forze di contatto, riducendo il contributo di ciascuna zampa e di conseguenza lo stress per il tessuto. Allo stesso tempo tale soluzione permette una dilatazione maggiore della parete del canale digerente che, durante questi

test diagnostici, si presenta collassata. Diventa perciò fondamentale che il sistema robotico riesca a massimizzare la visibilità all'interno della zona di interesse, al fine di permettere l'esplorazione di aree poco accessibili come quelle situate sotto i ripiegamenti della mucosa, attraverso l'acquisizione di immagini di buona qualità.

Le caratteristiche fondamentali di che deve possedere una capsula endoscopica con locomozione a zampe sono di seguito elencate [25]:

- almeno due set di zampe posti alle due estremità della capsula. Il set di zampe posteriore deve generare la forza propulsiva per spingere la capsula in avanti, mentre quello anteriore ha la funzione di stabilizzare la posizione del dispositivo durante la fase di chiusura delle zampe posteriori e di distendere la parete intestinale;
- l'efficienza di locomozione dipende dal numero di gradi di libertà attivi, anche se all'aumentare di questi, cresce la complessità del sistema rendendolo non realizzabile a causa dell'elevatissima richiesta energetica. Pertanto, almeno un grado di libertà deve essere attivo per azionare il set di zampe responsabile della propulsione della capsula. Inoltre è opportuno dotare ciascuna zampa di un grado di libertà passivo, in modo che essa sia più flessibile e più adattabile ai diversi diametri del tratto di intestino da investigare;
- la forza sviluppata dalle zampe deve essere sufficiente a dilatare le pareti intestinali collassate. Tale forza è stata stimata pari a 0.25 N [stefanini 2006].

Nei paragrafi successivi verranno descritti sia i prototipi di capsula a zampe realizzati presso la Scuola Superiore Sant'Anna, sia il relativo sistema di controllo implementato.

3.3.1 La capsula a 4 zampe

La struttura complessiva è lunga 40 cm, ha un diametro di 12 cm e comprende al suo interno il modulo di visione, un motore e i meccanismi (Fig. 3.30).

La capsula è dotata di un solo set di zampe (Leg Set, LS) posto in coda al dispositivo che fornisce la forza necessaria all'avanzamento, mentre un



Figura 3.30: La capsula a 4 zampe

palloncino gonfiabile evita lo scivolamento e permette di dilatare il lume intestinale. Le zampe sono costruite con una lega a memoria di forma, il NiTiNol, un materiale superelastico altamente deformabile. Il modulo di visione è costituito da una telecamera CMOS (lunghezza 10 mm, diametro 9 mm) avente una risoluzione di 510 x 492 pixel, e da 4 LED a luce bianca che forniscono una illuminazione uniforme dell'ambiente circostante.

La scelta del motore è stata dettata dall'esigenza di sviluppare una forza in grado di distendere la parete del colon, pari a circa 3 N [5]. L'attuatore utilizzato è il Namiki SBL04-0829, un motore brushless in corrente continua sviluppato dalla Namiki Precision Jewel Co., Ltd (Tokyo, Japan) [35]. Esso è dotato di un riduttore planetario a 4 stadi (PG04-337) integrato nel motore stesso (il rapporto di riduzione è pari a 1/337), ma non è provvisto di sensori di posizione. Un'ulteriore incremento del rapporto di riduzione si verifica non appena l'albero motore viene connesso al meccanismo connesso alle zampe (Fig. 3.31).

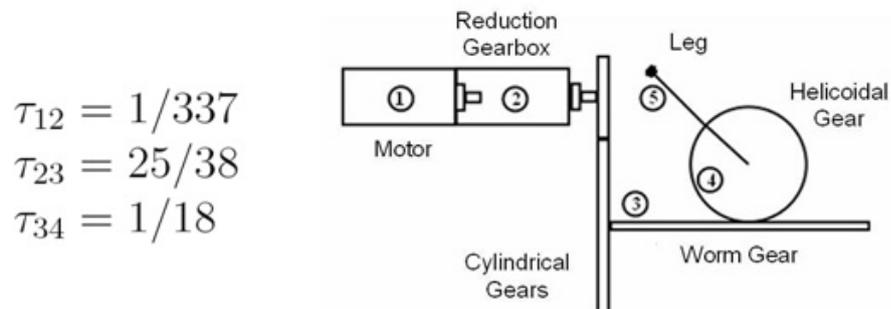


Figura 3.31: Rapporti di riduzione dovuti ai vari stadi del meccanismo

Il motore Namiki, le cui caratteristiche sono riassunte in figura 3.32, è stato scelto in base a specifiche relative alle dimensioni e alla coppia in grado di generare in uscita. Infatti, la forza che ciascuna zampa deve sviluppare a

livello della punta è pari a circa 0.5 N, e ciò necessita di una coppia sviluppata dal motore di 5-10 mNm.

Nominal voltage	3V	No-load current	26mA
Gearhead reduction ratio	337 : 1	No-load output speed	80rpm
Gearhead stages number	4	Output stall torque	10.6mNm
Max output power	0.02W	Gearhead length	9.4mm
Max motor efficiency	25%	Total length	17.4mm
Max permissible force	5N	Total weight	1030mg

Figura 3.32: Specifiche tecniche del motore brushless Namiki

Per equipaggiare un dispositivo endoscopico con un modulo di locomozione a zampe, è infatti necessario ottenere delle coppie elevate in uscita dal motore perché esso sviluppi la forza necessaria alla dilatazione delle pareti intestinali e, allo stesso tempo, l'esigenza di miniaturizzare l'intera struttura impone dei forti limiti sulle dimensioni dei componenti. Il sistema di attuazione comprende, oltre al motore appena descritto, un meccanismo composto da una vite senza fine posta in uscita dell'albero motore e accoppiata con 4 ruote dentate elicoidali sulle quali alloggianno le zampe (Fig. 3.33).

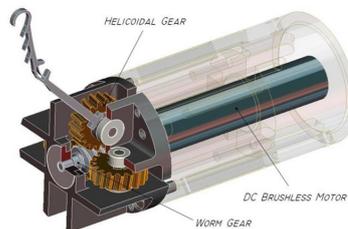


Figura 3.33: Disegno del meccanismo di attuazione della capsula a 4 zampe

Questa particolare struttura meccanica risulta molto compatta, ha un sistema di trasmissione che permette un'elevato rapporto di riduzione e, allo stesso tempo, una buona resistenza all'inversione del moto dell'attuatore (non backdrivable). Quest'ultima caratteristica è molto importante in termini energetici perché permette di non alimentare il motore al termine dell'apertura delle zampe, in quanto il meccanismo impedisce alla forza delle pareti intestinali di causarne la richiusura. Allo stesso tempo, questo aspetto potrebbe rappresentare un problema in termini di sicurezza nel caso di blocco del sistema, dal momento che sarebbe preferibile che le zampe aperte si richiudessero passivamente, per non rischiare di ledere il tessuto in seguito a movimenti non previsti.

Sistema di controllo

Le caratteristiche principali del sistema di controllo per un dispositivo in grado di esplorare ambienti non strutturati come il TGI sono la velocità di reazione della capsula ad un comando esterno e la robustezza del sistema stesso, che deve minimizzare i rischi dovuti a comportamenti imprevisti del dispositivo. La reattività del sistema si può ottenere attraverso un controllo ad anello aperto che offre al tempo stesso il vantaggio di ridurre l'ingombro, visto che non richiede l'integrazione di alcun sensore. Tuttavia, tale soluzione può risultare non ottimale in quanto la mancanza di un feedback sensoriale non permette di avere un controllo completo sulla posizione delle zampe.

Il motore è controllato dal driver (Fig 3.34) fornito dalla Namiki Precision Jewel Co., Ltd. (Tokyo, Japan) le cui dimensioni però, pari a 34.4 mm x 19.6 mm x 3 mm, non ne permettono l'integrazione all'interno della capsula.

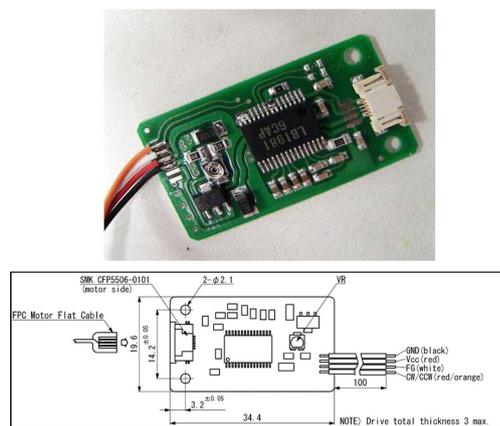


Figura 3.34: Foto e schema circuitale del driver per il motore Namiki

Il controllo avviene sfruttando tre segnali: due input permettono di scegliere la direzione e la velocità di rotazione, un segnale di output invece, fornisce il numero di impulsi di tensione proporzionale all'angolo corrispondente alla rotazione del rotore. Il driver è programmato per commutare le fasi in modo da ottenere la massima coppia in uscita. La commutazione avviene monitorando la forza elettromotrice indotta sugli avvolgimenti statorici (Back Electro-Motive Force, BEMF). Nel capitolo successivo tale tecnica di controllo verrà analizzata più in dettaglio, in merito al processo di miniaturizzazione del driver dei motori.

Il driver si interfaccia con una scheda di acquisizione National Instruments 6062: un canale D/A è utilizzato come output per settare la velocità del

motore, un canale digitale viene usato come uscita per definire la direzione di rotazione, e un altro canale digitale input è invece dedicato al conteggio degli impulsi. In figura 3.35 è mostrato lo schema semplificato del sistema di controllo.

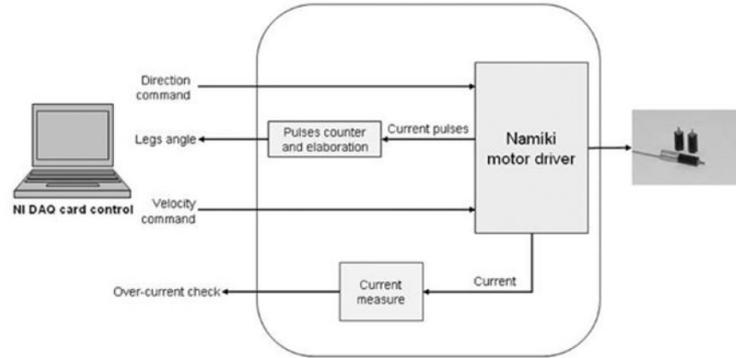


Figura 3.35: Schema del sistema di controllo

Lo studio condotto per la progettazione della capsula endoscopica con locomozione a zampe ha fornito la relazione che intercorre tra il numero di impulsi di corrente rilevati nel punto comune ai tre avvolgimenti del motore, e l'angolo di spostamento delle zampe [25]. Sono state ottenute le seguenti relazioni di tipo lineare:

$$n = k\vartheta_g + off \quad (3.1)$$

$$\vartheta_g = \tau\vartheta_m \quad (3.2)$$

dove n è il numero di impulsi, k è la sensibilità, ϑ_g è l'angolo spazzato dalle zampe, ϑ_m è lo spostamento angolare del motore e τ il rapporto di trasmissione. Queste equazioni sono state utilizzate per la messa a punto di una strategia di controllo a ciclo aperto: la velocità di rotazione del motore e quindi delle zampe sono impostabili, mentre il motore gira finché un contatore non raggiunge il valore di impulsi, associato all'angolo di rotazione desiderato in base all'equazione 3.1. La scheda di acquisizione, a sua volta, è connessa al PC per permettere al software utilizzato per la realizzazione dell'interfaccia grafica, l'utilizzo dei segnali acquisiti.

L'interfaccia grafica è stata implementata col software LabVIEW 7 (National Instruments) e permette l'azionamento periodico delle zampe in base ai valori angolari impostati (Fig. 3.36).



Figura 3.36: HMI per il controllo della capsula a 4 zampe

La presenza di alcuni LED fornisce all'utente un feedback circa la posizione raggiunta dalle zampe (la completa apertura o chiusura delle zampe viene notificata dall'accensioni di LED specifici), mentre un indicatore numerico tiene il conto degli impulsi registrati. Il programma è in grado di far fronte anche a situazioni di eccessiva sollecitazione del motore: poiché è stata riscontrata una leggera deriva nella posizione angolare delle zampe, dopo un numero assegnati di cicli il programma provvede a correggere questa deviazione.

La capsula è stata oggetto di test in vitro condotti su un segmento di colon suino fissato ad una struttura di supporto. Durante i test, nei quali sono state testate le 4 tipologie di zampe costruite (Fig. 3.37), la capsula doveva procedere all'interno del colon per un minuto, mentre la distanza percorsa è stata utilizzata per stabilire la velocità media. L'alimentazione è stata fornita alla capsula mediante un sottile cavo elettrico.

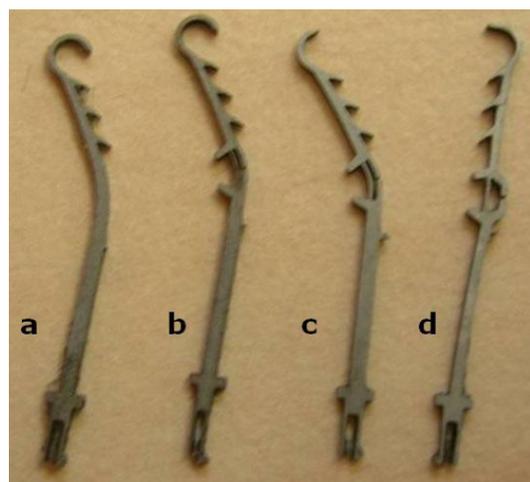


Figura 3.37: HMI per il controllo della capsula a 4 zampe

I risultati ottenuti mostrano che le zampe C consentono una locomozione

più efficiente rispetto alle altre, raggiungendo, durante una prova, la velocità di $41 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$, a fronte di una velocità media di $30 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$. Tuttavia gli esperimenti condotti hanno evidenziato la tendenza della capsula a retrocedere quando le zampe vengono richiuse lungo il corpo, anche se veniva utilizzato il palloncino come meccanismo anti scivolamento.

3.3.2 La capsula a 8 zampe

La capsula a 8 zampe nasce in seguito ai limiti relativi al moto retrogrado indesiderato mostrati dal prototipo con un solo LS. La soluzione a questo problema è rappresentata dall'introduzione di un meccanismo di ancoraggio efficiente che, oltre a impedire lo scivolamento all'indietro della capsula, interferisca il meno possibile con la fase propulsiva del ciclo di locomozione.

Il nuovo prototipo di capsula (Fig. 3.38) [25] comprende due motori brushless Namiki descritti nel paragrafo precedente che conferiscono al dispositivo due gradi di libertà attivi, in modo da poter attuare indipendentemente i due LS. Come già accennato, i set di zampe sono poste alle due estremità della capsula e ricevono il moto grazie ad un sistema di trasmissione costituito da ruote dentate cilindriche e da una vite senza fine, che a sua volta ingrana con 4 ruote dentate elicoidali solidali alle zampe (Fig. 3.39).

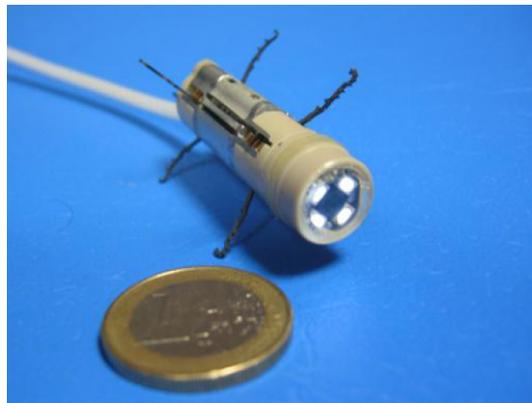


Figura 3.38: Fotografia della capsula a 4 zampe

La struttura meccanica e il sistema di trasmissione sono analoghi a quelli presenti nel prototipo a 4 zampe, con la sola differenza che nel corpo della capsula alloggiavano due motori anziché uno. Nonostante questo, la capsula misura complessivamente 12 mm di diametro e 40 mm di lunghezza e integra al suo interno lo stesso sistema di visione precedentemente descritto.

Le zampe sono state progettate tenendo conto delle diverse funzioni che i LS

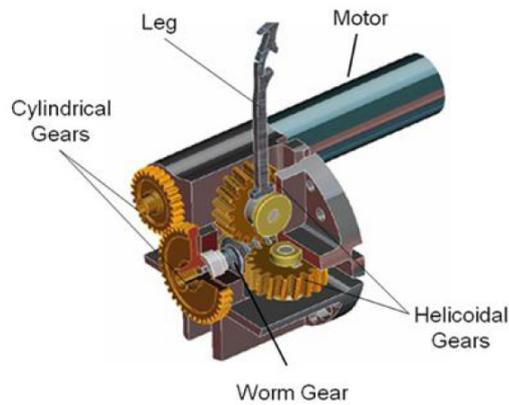


Figura 3.39: Meccanismo di attuazione del LS posteriore

devono svolgere. La figura 3.40 mostra i design ideati per massimizzare le prestazioni della capsula, sia durante la fase propulsiva, che durante la fase che segue, che consiste nel bloccaggio della capsula lungo la parete del colon.

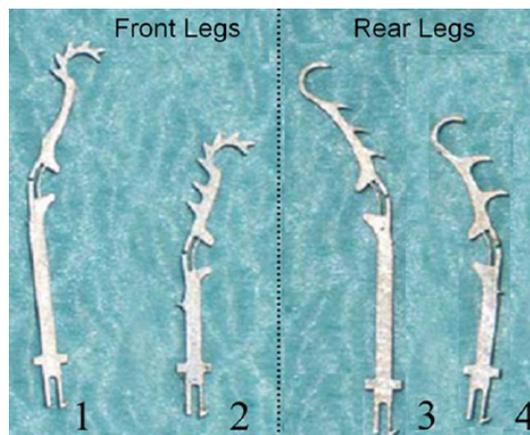


Figura 3.40: I LS della capsula a 8 zampe

Le zampe hanno un'ottima resistenza alle forze esercitate dalla parete intestinale e, allo stesso tempo, permettono un adattamento a diversi diametri del tubo digerente. Questa particolare capacità è anche favorita dal giunto passivo elastico presente anche nelle zampe della capsula descritta in 3.3.1, che permette di diminuire lo sforzo sulla struttura della zampa. Dalla figura 3.40 si nota la differenza tra i 2 LS: le zampe anteriori sono dotate di miniuncini per aumentare l'attrito con la parete intestinale durante la fase di chiusura delle zampe posteriori. Per quanto riguarda le diverse dimensioni considerate, da prove sperimentali è emerso che le zampe lunghe sono più funzionali dal punto di vista dell'efficienza di locomozione, ma sono più soggette a rottura, rispetto a quelle di lunghezza inferiore.

Sistema di controllo

Per mettere a punto un controllo di tipo feed-forward, è stata effettuata una procedura di calibrazione analoga a quella descritta in 3.3.1 così da definire una relazione tra il numero di impulsi e la posizione del rotore (e quindi delle zampe).

L'interfaccia grafica realizzata per il controllo della capsula a 8 zampe è mostrata in figura 3.41.

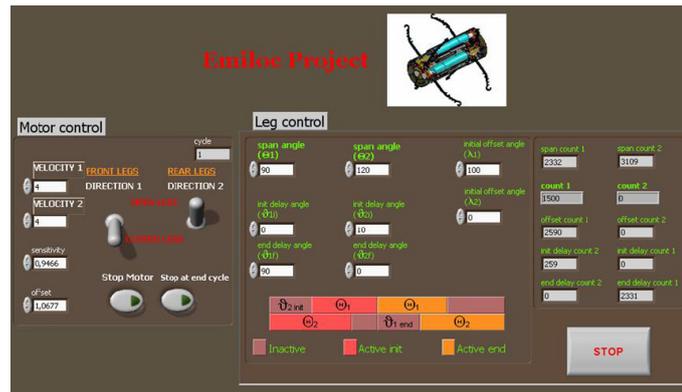


Figura 3.41: HMI per il controllo della capsula a 8 zampe

Essa consente di settare il valore di 6 angoli e in tal modo impostare una particolare sequenza di attuazione dei LS, che permette alla capsula di muoversi secondo un determinato gait pattern. Il significato di ciascun angolo e le strategie di locomozione messe a punto verranno analizzati in seguito.

Sono stati infatti condotti svariati test in vitro e in vivo per stabilire quali fossero i valori ottimali degli angoli e per valutare l'efficienza di locomozione della capsula all'interno del tratto intestinale. Durante le prove la capsula era alimentata a cavi. I risultati hanno evidenziato che la combinazione migliore di zampe prevede l'utilizzo di LS di uguale lunghezza, perché così è possibile ottenere un'adeguata adesione alla parete del colon. Lo studio sull'ottimizzazione del gait rivela che l'angolo spazzato dalle zampe posteriori per ottenere un'efficiente spinta propulsiva è di 120° , mentre il LS anteriore deve aprirsi di 90° per consentire alla capsula di scivolare indietro il meno possibile durante la chiusura del LS posteriore.

I test in vivo hanno dimostrato che la capsula a 8 zampe riesce a muoversi efficacemente all'interno del colon, senza causare alcuna lesione alla mucosa intestinale: la velocità maggiore, raggiunta con la configurazione ottimale, è

pari a $37 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$.

3.3.3 La capsula a 12 zampe

Come precedentemente sottolineato, per ottimizzare il gait è necessario che la capsula sia munita di due set di zampe in modo da ottimizzare sia la fase propulsiva che quella di ancoraggio alla parete, per evitare che la capsula retroceda. Oltre al numero di zampe, un'innovazione rispetto ai prototipi precedenti (a 4 o 8 zampe) introdotta con la capsula a 12 zampe è rappresentata dal meccanismo di attuazione. Le zampe infatti non ruotano più intorno ad un fulcro solidale alla capsula, ma la loro rotazione è eccentrica ed è azionata dallo spostamento di una slitta lungo una madrevite, connessa al motore attraverso una ruota dentata.

La capsula a 12 zampe [5] è costituita da oltre 70 elementi che comprendono 1 corpo, 12 zampe, 12 portazampa, 10 boccole, 4 tappi, 4 ruote dentate, 2 slitte filettate, 2 madreviti e 2 motori Namiki (Fig. 3.42).



Figura 3.42: Fotografia della capsula endoscopica a 12 zampe e dei suoi componenti

Il corpo è costruito in alluminio, è lungo 25 mm e ha un diametro di 12 mm (Fig. 3.43). Esso contiene al suo interno il meccanismo, i motori che lo attuano e gli altri componenti. Al fine di ottenere un'elevata precisione di fabbricazione, il corpo è stato realizzato mediante CNC micromachining (macchina KERN).

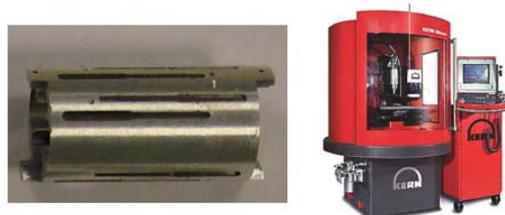


Figura 3.43: Il corpo della capsula e la macchina KERN

La capsula si muove all'interno del tratto gastrointestinale grazie alle zampe, che consentono il contatto con la mucosa e, attraverso la forza che imprimono su di essa, determinano l'avanzamento del dispositivo. Prove a fatica condotte sulle zampe hanno evidenziato che esse sono in grado di sopportare 150 cicli di piegamenti, dalla posizione di riposo fino al fine corsa. Inoltre resistono molto bene anche alle deformazioni locali che sono molto significative: le fibre esterne del giunto flessibile raggiungono deformazioni fino al 7% (Fig. 3.44, [36]).

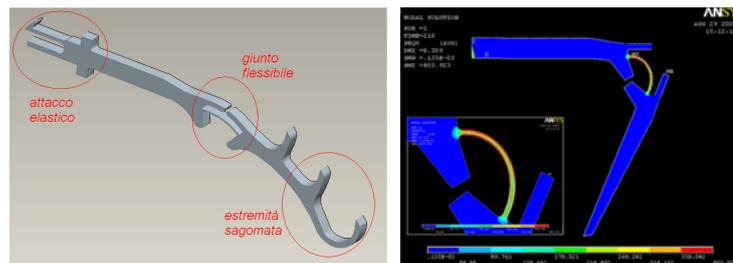


Figura 3.44: Design della zampa e simulazione Ansys delle deformazioni

Le zampe alloggiano, attraverso un sistema elastico, all'interno di una cavità rettangolare presente nella struttura dei portazampa (Fig. 3.45). L'altra estremità del portazampa è connessa alla slitta filettata attraverso un giunto rotoidale, in modo da convertire il movimento lineare della slitta con quello angolare delle zampe. Tale conversione di moto avviene grazie ad una cavità lineare praticata lungo il portazampa, che permette la rotazione dell'intera struttura.



Figura 3.45: Disegno del portazampe ottenuto col software PRO-E

La slitta, a sua volta, è connessa ad una vite attraverso una coppia elicoidale che riceve il moto da un sistema di ruote dentate collegate all'albero motore (Fig. 3.46).

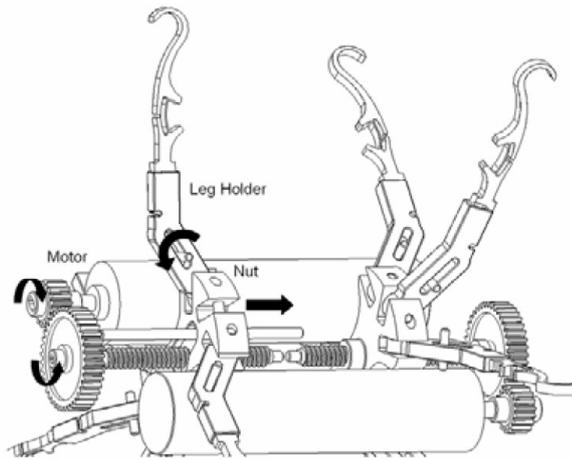


Figura 3.46: Meccanismo di attuazione della capsula a 12 zampe

3.4 Ottimizzazione del gait - Stato dell'arte

Il gait (o andamento) è, secondo Alexander [37]: *uno schema di locomozione caratteristico, relativo a un determinato intervallo di velocità e descritto da grandezze che variano in maniera discontinua durante il passaggio da un gait di locomozione ad un altro*. Definire un gait significa assegnare dei valori ai parametri che caratterizzano il modello associato ad un particolare tipo di locomozione. Considerando la strategia di locomozione inchworm precedentemente descritta, il solo parametro da impostare è la lunghezza di allungamento che determina l'avanzamento del robot, dal momento che il meccanismo di clamping viene azionato sempre allo stesso modo. Regolando la lunghezza di avanzamento invece, l'operatore può controllare il movimento del dispositivo lungo il tubo digerente. Nel caso di locomozione a zampe invece, la complessità del controllo del gait aumenta, perché si ha un maggior numero di gradi di libertà da gestire. Un esempio è rappresentato dai robot esapodi per i quali il gait pattern può essere rappresentato attraverso dei diagrammi come quelli mostrati in Fig. 3.47: le linee più spesse rappresentano la fase di appoggio di ciascuna zampa, in funzione del tempo.

Come si nota, per questo tipo di robot vengono proposti due possibili strategie di locomozione, una delle quali prevede l'appoggio di almeno tre zampe, mentre l'altra si basa su un appoggio più stabile garantito da un numero di zampe non inferiore a 4. Un altro esempio in cui emerge il problema della definizione e ottimizzazione del gait per un robot esapode è illustrato in [38]. In questo lavoro sono stati individuati 23 configurazioni di appoggio

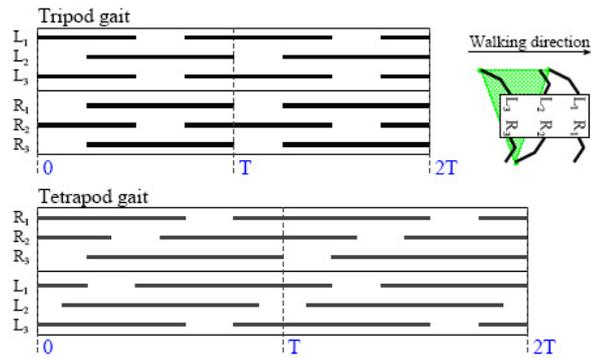


Figura 3.47: Disegno del robot esapode e schema di locomozione

e i diversi tipi di gait vengono generati considerando le possibili transizioni da uno stato ad un altro.

Un'altra categoria di robot molto studiata comprende i robot umanoidi e, più in generale, i dispositivi dotati di due zampe. [39] hanno utilizzato il metodo Genetic Algorithm Optimized Fourier Series Formulation (GAOFSFT) che si basa sull'ottimizzazione dei coefficienti della serie di Fourier associata ai movimenti dell'anca e del ginocchio, attraverso un algoritmo genetico. Modificando due parametri, la lunghezza e la frequenza del passo, la tecnica GAOFSFT permette di generare gait pattern stabili simili a quelli umani, in grado di far camminare il robot su terreni piani o in pendenza. Grazie alla facilità con cui si possono variare i requisiti del gait, questo meccanismo di ottimizzazione consente un adattamento molto rapido all'ambiente circostante anche in presenza di perturbazioni. Nel lavoro presentato da [40] viene invece presentato una tecnica di ottimizzazione basata sulla Particle Swarm Optimization (PSO), un metodo di risoluzione di sistemi in spazi multidimensionali, che sfrutta teorie di interazione sociale (visto che non era molto chiaro posso anche toglierlo). In [41] viene invece proposto una strategia di ottimizzazione del gait per un robot a 4 zampe, che sfrutta sistemi intelligenti basati su reti neurali. L'architettura della rete implementata è chiamata multi layer perceptron ed è costituita da un numero variabile di neuroni arrangiati in tre strati. Essa viene istruita fornendo gli ingressi e l'uscita desiderata, dopodiché, attraverso la tecnica di discesa del gradiente, vengono ottimizzati i parametri della rete che sarà poi in grado di rispondere correttamente a stimoli non conosciuti.

Nella realizzazione di robot progettati per muoversi su terreni di diversa

natura, uno degli aspetti fondamentali di cui tener conto è la stabilità. Essa è una caratteristica molto importante nello studio del gait, infatti è necessario che il robot mantenga uno stato di equilibrio durante la locomozione, in modo da non compiere movimenti non previsti ed evitare così le cadute. Esistono due tipi di stabilità: quella statica e quella dinamica. La stabilità statica si ha quando la proiezione del centro di gravità si trova all'interno dell'area di supporto (superficie delimitata dai punti di appoggio) in ogni istante della camminata. La stabilità statica caratterizza un tipo di locomozione scarsamente efficiente in termini di velocità, perché questo tipo di stabilità è ottenibile solo se la locomozione è lenta e i fenomeni inerziali sono trascurabili. Viceversa, un sistema di locomozione si dice dinamicamente stabile quando il raggiungimento dell'equilibrio è permesso dal movimento stesso del corpo e non può prescindere da questo: un bilanciamento di tipo dinamico non può quindi essere attuato a basse velocità di avanzamento e gli effetti inerziali del moto diventano cruciali. Alcuni autori definiscono talvolta la stabilità dinamica come una caduta controllata del corpo: esso è lasciato libero di cadere, sotto l'azione della forza di gravità o di altre forze esterne, per brevi periodi di tempo, fino a quando un nuovo posizionamento del piede (o dei piedi) ne interrompe la caduta e ne varia il moto. Il tipo di bilanciamento da adottare in un dispositivo robotico è spesso condizionato dal gait di locomozione utilizzato: ad esempio nel caso di un gait di locomozione lento, come il tetrapod, è sufficiente adottare una stabilità di tipo statico, mentre nei gait di locomozione veloci, come il tripod, è necessario realizzare un bilanciamento di tipo dinamico. Da notare inoltre che sebbene la stabilità dinamica risulti senz'altro più complessa dal punto di vista del controllo, tale strategia di bilanciamento permette di realizzare robot con prestazioni notevolmente superiori rispetto a quelli staticamente stabili, sia in termini di velocità che di adattabilità ai diversi tipi di terreni [42].

Nel caso della capsula a 4 zampe, e in generale in tutti i robot dotati di un solo LS, il gait prevede l'alternarsi della fase di apertura con quella di chiusura. Un robot con due set di zampe ha invece una maggiore stabilità e una efficienza di locomozione migliore, anche se questi vantaggi implicano una maggior difficoltà di controllo. In questo caso infatti le zampe devono muoversi con una certa sincronia, così da permettere al dispositivo di muoversi in avanti.

Per questo motivo lo sviluppo di un gait pattern efficiente è un aspetto molto importante nella realizzazione di un robot dotato di locomozione attiva interna. Il controllo della capsula a 4 zampe è stato implementato settando il valore dell'angolo spazzato dalle zampe (span angle, α_1), definendo il tempo durante il quale le zampe restano aperte, e un tempo di attesa prima di aprirsi nuovamente una volta richiuse. Si potrebbe in aggiunta definire un secondo angolo per impostare un valore di offset, in modo da evitare che il LS si chiuda completamente prima di iniziare una nuova fase di apertura. La capsula a 8 zampe richiede invece una strategia di controllo più complessa: è stato definito un ulteriore angolo α_2 per indicare lo span angle del secondo set di zampe, sono stati identificati due angoli che descrivono il ritardo tra l'apertura e la chiusura dei due LS (β_1, β_2) e infine sono stati introdotti altri due parametri, λ_1, λ_2 , per evitare che le zampe si chiudano completamente. Nel seguito sarà presentato un modello matematico generico nel quale verranno definiti alcuni parametri per la descrizione di un qualsiasi gait pattern per una capsula con due LS.

Capitolo 4

Controllo wireless per capsule con locomozione a zampe

4.1 Lo standard IEEE 802.15.4 e la tecnologia Zigbee

ZigBee [43] è il nome di un'alleanza commerciale nata per sviluppare sistemi wireless per applicazioni che richiedano basso data rate, ma che possano prevedere reti con un gran numero di nodi, a partire dal protocollo IEEE 802.15.4 [44]. Identificare ZigBee con lo Standard IEEE 802.15.4 non è del tutto corretto, anche se di fatto spesso succede. Il progetto ZigBee intende partire da tale protocollo, che definisce gli aspetti di livello più basso, e sviluppare dei livelli superiori, proponendosi esso stesso come standard per arrivare ad applicazioni complesse e a prodotti commerciali di uso comune. Le caratteristiche dello IEEE 802.15.4, per quanto dichiarato nel documento stesso, sono:

- basso data-rate (250 kb/s massimo);
- bassissima complessità;
- bassissimo costo;
- connessioni a corto raggio, tipicamente 10 m, senza escludere la possibilità che tale distanza possa essere superata, a secondo delle applicazioni;
- bassissimi consumi di potenza.

Le connessioni tra i dispositivi andranno a creare una rete (Low Rate Wireless Personal Area Network, LR-WPAN), così definita:

- bit rate di 250, 40 o 20 kb/s;
- configurazione a stella o diretta (peer to peer), eventualmente combinabili per formare architetture complesse;
- indirizzo a 16 bit o a 64 bit, in modalità estesa;
- allocazione di Guranteed Time Slots (GTS) per la gestione di comunicazioni complesse;
- utilizzo della portante per individuare eventuali collisioni e accesso sicuro al canale;
- basso consumo energetico;
- misura dell'energia sul canale;
- misura della qualità del collegamento;
- 16 canali nella banda intorno ai 2450 MHz, 10 in quella intorno ai 915 MHz, 8 per quella intorno agli 868 MHz.

Un dispositivo compatibile con lo standard è classificabile come FFD (Full Function Device) o RFD (Reduced Function Device). Gli RFD sono pensati per applicazioni semplici, implementano solo alcuni aspetti dello standard e devono essere connessi a un FFD.

Una rete prevede la connessione di almeno due dispositivi, dei quali un FFD deve sempre agire da coordinatore della rete stessa. Le topologie di base per le reti sono riportate in figura 4.1.

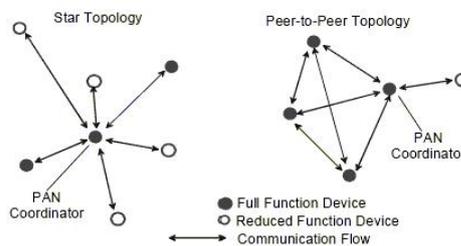


Figura 4.1: Topologia di rete a stella e peer to peer

Nelle reti a stella tutti i dispositivi sono connessi al coordinatore della rete, in quelle peer to peer ogni FFD è connessa con ogni altra FFD presente

nella sua sfera d'azione, pur rimanendo indispensabile la presenza di un coordinatore.

Questa seconda topologia permette di costruire reti estremamente complesse, dotate di diversa capacità di connettività.

I dati che si devono trasmettere, fra due dispositivi vengono raggruppati in pacchetti di byte. Esistono varie tipologie di frame di informazione:

- il beacon frame è usato per scambiare segnalazioni utili per gestire la comunicazione nonché la fase di formazione della rete;
- il data frame è usato per la trasmissione effettiva dei dati;
- l'acknowledgment frame è usato per segnalare la corretta ricezione di un frame;
- il command frame è usato per trasmettere dei comandi per un altro dispositivo.

Le modalità di trasferimento possono prevedere i beacons abilitati o meno. Nel primo caso è sempre il coordinatore ad iniziare il trasferimento, inviando un beacon e, qualora un dispositivo debba trasmettere dei dati, può farlo dopo la ricezione del beacon. Il coordinatore risponde con un acknowledgment, se richiesto.

Se invece il dispositivo si aspetta di ricevere dati, invia un comando specifico (al quale il coordinatore risponde con un acknowledgment, se richiesto) e i dati. Il dispositivo può a sua volta inviare un acknowledgment (figura 4.2).

Esiste anche la modalità, più semplice, in cui i beacons siano disabilitati. In questo caso un dispositivo che voglia trasmettere dei dati, li invia e può ricevere dal coordinatore un acknowledgment.

Se invece deve ricevere dei dati invia una richiesta al coordinatore, il quale risponde con un acknowledgment, se richiesto, a cui fa seguire i dati. L'acknowledgment di risposta è opzionale (figura 4.3).

La robustezza della trasmissione è garantita da alcune caratteristiche. La prima è il Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance (CSMA-CA), che definisce il protocollo per evitare collisioni tra dispositivi sul canale. Essa consiste nell'ascoltare se è presente una portante sul canale. Se esso è libero, la trasmissione può avvenire, se è occupato il dispositivo aspetta per

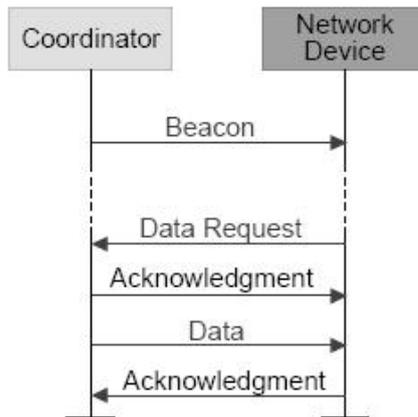


Figura 4.2: Meccanismo di comunicazione con l'utilizzo di beacon

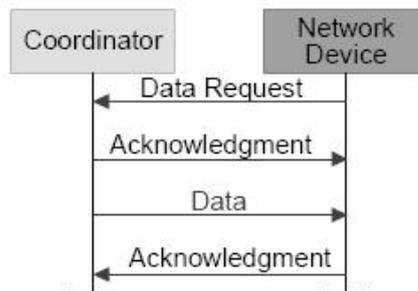


Figura 4.3: Meccanismo di comunicazione senza l'utilizzo di beacon

un tempo casuale e ripete l'accesso.

Una seconda è costituita dall'uso dell'acknowledgment. Qualora esso sia stato richiesto e non arrivi, il dispositivo può ripetere la trasmissione. Tale pacchetto non richiede il CSMA-CA.

Un'ultima considerazione importante da fare riguarda il confronto tra l'alleanza Zigbee e lo standard Bluetooth.

Bluetooth nasce prima di Zigbee, per applicazioni con bit rate abbastanza elevato (1 Mb/sec), dato che sono collocate in banda vocale e audio e per il trasferimento di dati digitali fra diversi sistemi di elaborazione (PC, palmare, cellulare, ecc.). È pensato per collegare pochi dispositivi, massimo otto, con reti a stella, ma spesso le applicazioni si riducono alla connessione di due dispositivi. È progettato per funzionare in modo continuo, una sua caratteristica importante è la rapidità di connessione, cioè la velocità con cui un dispositivo si accorge della presenza di un altro e si prepara a stabilire il collegamento. Per ottimizzare questo aspetto i dispositivi Bluetooth devono

restare accesi durante tutto il periodo di funzionamento, quindi la latenza non costituisce un problema ed infatti si arriva a tempi di wake up di 3 s. Tuttavia il riconoscimento di tutti i dispositivi della rete può arrivare anche a 20 s, contro i soli 2 ms necessari per accedere al canale. Questa caratteristica di continuità di funzionamento porta anche conseguenze sull'alimentazione che deve essere a batteria ricaricabile o, ovviamente, fissa.

Quanto detto permette di individuare immediatamente come Bluetooth risultati poco ottimizzati o assolutamente inadatto ad applicazioni di monitoraggio o attuazione a bassissima frequenza, ma alta ripetitività, come processi industriali, l'automazione della casa, o tutte quelle applicazioni in cui potrebbe essere utile non limitare il numero dei nodi della rete.

Così ZigBee si presenta al mercato come una soluzione che vuole essere ottimizzata per queste applicazioni: rinuncia ad un alto bit rate, prevede la possibilità di costruire reti complesse e facilmente riconfigurabili, anche in modo autonomo, garantisce tempi di risveglio dell'ordine dei 15 ms, e di enumerazione dei dispositivi in rete dell'ordine delle decine di ms, aumentando leggermente i tempi di accesso al canale. Queste caratteristiche permettono di sviluppare applicazioni in cui i vari nodi siano spenti o in modalità basso consumo per la maggior parte del tempo.

Zigbee risulta pertanto la soluzione ottimale nella realizzazione di una rete di dispositivi diagnostici controllati da un coordinatore. Attraverso il coordinatore, il medico ha accesso al controllo di ciascuno di questi dispositivi attraverso un'unica postazione di comando.

4.2 Componenti interni

La capsula a zampe è un dispositivo diagnostico dotato di componenti meccanici ed elettronici (Fig. 4.4).

In questo paragrafo verranno descritti nel dettaglio i componenti necessari per ottenere il controllo wireless del dispositivo.

4.2.1 Microcontrollore e sistema telemetrico

Il componente elettronico principale presente all'interno del tender è il modulo RC2300 della Radiocrafts [45], costituito dal microcontrollore CC2430 della Texas Instruments opportunamente progettato per implementare reti

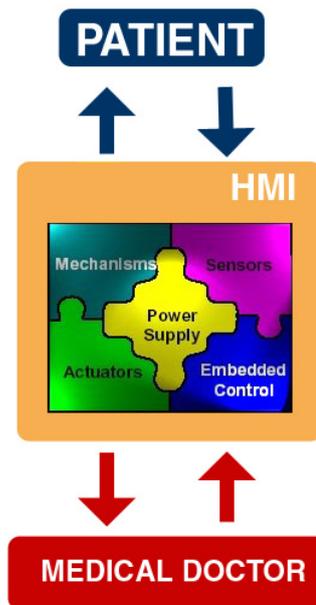


Figura 4.4: Schema meccatronico di un dispositivo chirurgico

di dispositivi basate sullo standard IEEE 802.15.4 e facilmente adattabili al protocollo ZigBee. Il CC2430 (Fig. 4.5) è un system on chip che combina un ricetrasmittitore RF CC2420 con un microcontrollore 8051, 32/64/128 kB di memoria flash, 8 kB di RAM ed altre importanti caratteristiche.

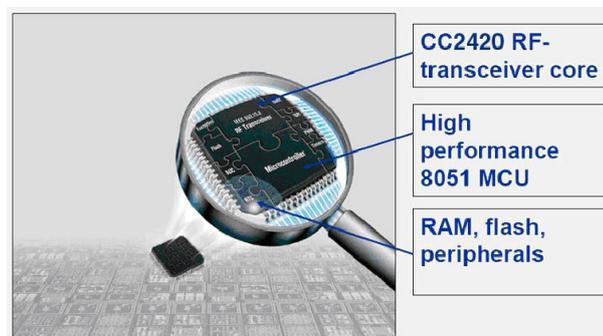


Figura 4.5: Il CC2430 e i suoi componenti interni

Il CC2430 è altamente utilizzato per le applicazioni dove è richiesto un consumo di energia estremamente basso, possibile sfruttando varie modalità operative. Il sistema è caratterizzato da:

- alte performance e basso consumo di potenza per il microcontrollore 8051;
- ricetrasmittitore RF con frequenza portante a 2,4 GHz, compatibile con lo standard IEEE 802.15.4;

- eccellente sensibilità;
- robustezza rispetto alle interferenze;
- 32, 64 o 128 KB memoria flash programmabile interna;
- basso consumo di corrente (Rx: 27 mA, Tx: 27 mA);
- consumo di corrente di 0.5 μ A nella modalità a bassa potenza;
- le transizioni molto veloci dalle modalità a bassa potenza alle modalità attive permettono un consumo medio di potenza estremamente basso nei sistemi con duty cycle ridotto;
- range di tensione di alimentazione compreso tra 2,0 V e 3,6 V;
- sensore per il monitoraggio della temperatura;
- possibilità di monitorare lo stato della batteria;
- watchdog timer;
- ADC con un massimo di 8 ingressi e risoluzione massima di 12 bit;
- 1 timer IEEE 802.15.4 MAC, un timer a 16 bit e due timer a 8 bit;
- supporto hardware per la compilazione;
- 21 pin di I/O, 2 in grado di erogare fino a 20 mA;
- dimensioni ridotte 7x7 mm;
- funzione PWM.

Per ulteriori specifiche tecniche si rimanda al datasheet [46].

4.2.2 Modulo di locomozione

Principio di funzionamento

Il modulo di locomozione è costituito da due motori brushless Namiki SBL04-0829 descritti nel paragrafo 3.3.1 (Fig. 4.6) e da un driver di controllo, che, come detto, non si trova a bordo della capsula ma all'interno del modulo aggiuntivo, connesso con la capsula stessa. Il motore utilizzato comprende

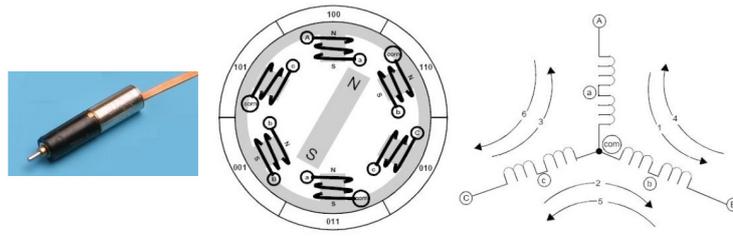


Figura 4.6: Foto e schema del motore brushless Namiki e rappresentazione elettrica

un rotore a magnete permanente ad una coppia di poli e uno statore costituito da tre avvolgimenti sfasati di 120° .

Alimentando due fasi allo stesso tempo e lasciando la terza flottante, si chiude il circuito formato dagli avvolgimenti e si ottiene un campo magnetico orientato in una determinata direzione. Il rotore, immerso nel campo magnetico statorico, tende ad allinearsi a questo e comincia a ruotare. Prima che avvenga l'allineamento, si induce la commutazione di due fasi in modo che quella flottante venga alimentata e una delle due fasi attive al passo precedente risulti flottante. Poiché sono presenti tre fasi, dopo sei step il rotore ha compiuto un giro completo e il ciclo di attuazione può nuovamente cominciare (Fig. 4.7).



Figura 4.7: I sei step del ciclo di attuazione del motore

La descrizione della struttura meccanica è stato trattato nel paragrafo 3.3.3.

Strategie di controllo

Lo spazio a disposizione all'interno della capsula è un aspetto molto importante da considerare anche quando si affronta il problema del controllo elettronico dell'attuazione. Inizialmente nessun sensore di posizione è stato integrato all'interno della capsula, la strategia di attuazione implementata non sfrutta alcun tipo di feedback e il ciclo di controllo è ad anello aperto. Come prima soluzione quindi, il motore brushless è stato pilotato come un motore a passi: viene generato un campo rotante statorico all'interno del quale è immerso il rotore, ma non sono note né la posizione né la velocità di questo

ultimo. Tuttavia, l'applicazione per cui la scheda viene realizzata richiede un controllo in posizione sul motore, dal momento che si vuole impostare l'angolo di apertura delle zampe. Poiché sono noti i rapporti di riduzione tra i diversi stadi (25/230508), è possibile associare all'angolo desiderato un determinato numero di giri del motore.

Recentemente è stata implementata una strategia di controllo che permette di ottenere informazioni sulla posizione del rotore, analoga a quella utilizzata dai driver forniti dalla Namiki. Mediante questa tecnica è possibile commutare l'alimentazione delle fasi nel momento opportuno, in modo da sottoporre il rotore alla maggior coppia possibile. Tale strategia di controllo si basa sulla rilevazione della tensione indotta dal rotore negli avvolgimenti statorici (Back Electro-Motive Force, BEMF) [47].

Poiché il campo rotorico è costante in modulo e variabile in direzione e verso, la derivata del flusso magnetico, cioè la BEMF, a regime risulta periodica e di ampiezza proporzionale alla velocità di rotazione del motore ω . Le 3 fasi di statore sono disposte in maniera simmetrica, sfasate di 120° tra loro e pertanto i tre segnali d'onda indotti dal movimento del rotore in ciascuna armatura, risultano di uguale ampiezza e sfasati anch'essi di 120° tra loro. Inoltre, dal momento che la BEMF è proporzionale alla derivata del flusso magnetico generato dal rotore, essi si annullano quando il rotore è allineato con la fase in questione, e hanno un massimo positivo o un minimo negativo quando il rotore è ortogonale alla fase considerata. La BEMF può essere letta acquisendo il segnale di voltaggio presente sulla fase flottante rispetto al nodo comune ai tre avvolgimenti o rispetto a massa: quando il rotore è allineato alla fase non alimentata il suo valore si annulla nel caso che il riferimento sia il nodo comune, oppure eguaglia la metà della tensione di alimentazione ($V_{CC}/2$) nel caso che la BEMF sia prelevata rispetto a massa. Bisogna fare attenzione al fatto che, in realtà, le resistenze dei 3 avvolgimenti sono uguali solo nominalmente e che i MOS introducono delle piccole cadute di tensione; questo comporta piccole oscillazioni rispetto al valore ideale $V_{CC}/2$. Questa tecnica di commutazione, che si chiama Zero-Crossing Detection (ZC), permette di cambiare l'alimentazione delle fasi nel momento in cui i campi magnetici in gioco interagiscono nel modo più vantaggioso possibile.

Il massimo valore medio di coppia si ottiene quando lo sfasamento θ tra il

campo di rotore e quello di statore varia, all'interno di un sesto di periodo, in un range ampio 60° intorno al valore $\theta = 90^\circ$ (controllo 120° - 60°). Pertanto, in questo caso, lo sfasamento massimo è di 120° e si verifica a commutazione appena avvenuta, mentre un istante prima della commutazione successiva, l'angolo θ è pari a 60° . Esiste anche un'altra tecnica di controllo delle commutazioni, chiamata 150° - 90° , che mantiene i due campi sfasati di un angolo che oscilla tra 150° e 90° .

L'utilizzo della BEMF permette di realizzare un controllo sensorless che non necessita di trasduttori per ottenere il feedback di posizione, sfruttando gli attraversamenti per zero (da cui il nome ZC) della BEMF indotta nelle tre fasi di statore dal movimento del rotore. Nei diagrammi di temporizzazione nelle figure 4.8 e 4.9, in ciascun $T_{1/6}$ la fase flottante di turno presenta uno ZC della BEMF esattamente a metà del $T_{1/6}$, nel caso di pilotaggio 120° - 60° , oppure alla fine del $T_{1/6}$, per il pilotaggio 150° - 90° .

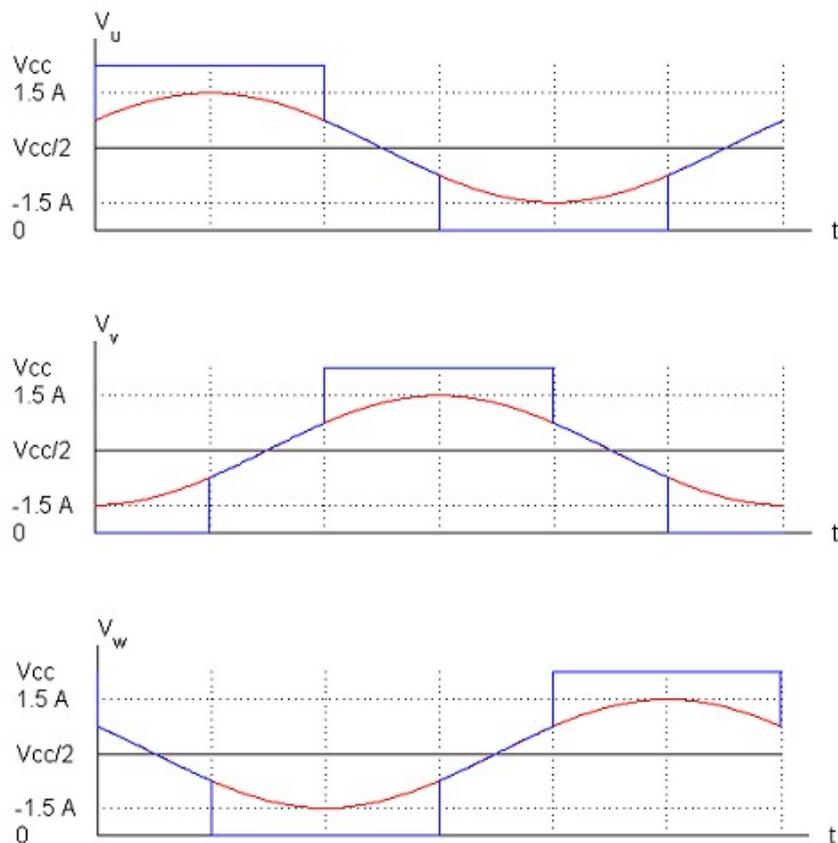


Figura 4.8: Diagrammi di temporizzazione per il pilotaggio 120° - 60° . In rosso è raffigurata la BEMF

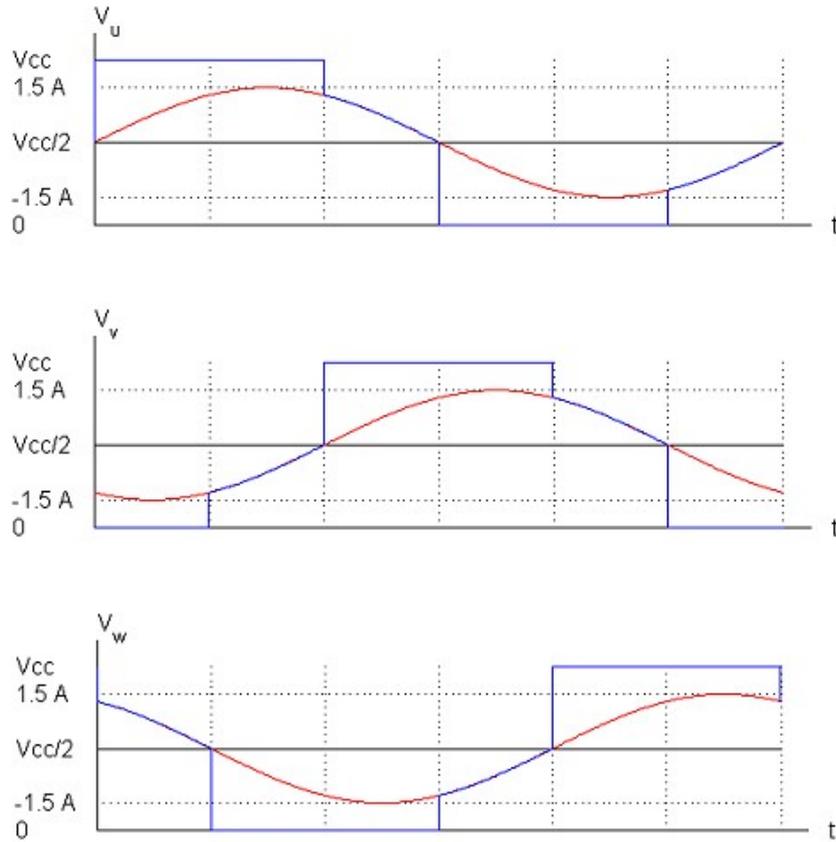


Figura 4.9: Diagrammi di temporizzazione per il pilotaggio 150° - 90° . In rosso è raffigurata la BEMF

Questo evento può essere utilmente impiegato per effettuare la commutazione delle fasi. Nel caso di pilotaggio 120° - 60° si misura l'intervallo di tempo che intercorre tra l'ultima commutazione e lo ZC, ossia il $T_{1/12}$, poi si aspetta un tempo uguale e si impone la commutazione. Nel caso di pilotaggio 150° - 90° , invece, si ordina una commutazione non appena si individua lo ZC. Questo metodo è più semplice da implementare del precedente ma alcune simulazioni hanno evidenziato che esso permette di ottenere una coppia motrice leggermente inferiore. Tuttavia, sperimentalmente è stato verificato che esso è un metodo molto efficiente e non richiede di risorse aggiuntive in termini computazionali, al contrario del pilotaggio 120° - 60° che necessita il calcolo del tempo da attendere prima di comandare una nuova commutazione.

Il metodo di controllo basato sulla BEMF si sta affermando da qualche anno come standard nel pilotaggio dei BLDCM poiché non richiede l'utilizzo di sensori di posizione ingombranti, costosi e che necessitano di manuten-

zione. Esso, però, presenta alcune difficoltà allo start-up, in condizioni di carico variabile e/o intenso. Infatti a velocità bassa o nulla la BEMF ha un valore troppo basso per poter essere misurata adeguatamente e usata per il feedback di posizione. Un altro problema riguarda la massimizzazione della coppia motrice all'avviamento, mentre a regime il metodo dello ZC garantisce la sostanziale ortogonalità tra i campi di rotore e di statore. Il firmware con cui è programmato il microcontrollore della capsula, comprende un interrupt che comanda i valori dei PIN in modo da commutare ciclicamente le fasi. Tale interrupt si genera ogni volta che il timer 1 va in overflow e dal periodo impostato per il timer dipende la velocità di attivazione dei motori. La fase di avviamento è critica perché pone un limite inferiore al valore del periodo del timer, infatti se la frequenza con cui il programma avvia l'interrupt è troppo elevata (1.1 kHz), il rotore non riesce a seguire il campo statorico e il motore non funziona correttamente. Il pilotaggio del motore consta tipicamente di tre fasi:

1. Fase di allineamento: si alimenta una coppia di fasi nota e si aspetta un tempo sufficiente, che dipende dai parametri meccanici del motore, affinché il rotore si allinei al campo di statore che si è generato. In tal modo si rimuove l'incertezza sulla posizione iniziale del rotore;
2. Blind Start-Up: si pilota il motore in catena aperta per un numero di commutazioni sufficiente a portarlo in rotazione a una velocità maggiore della minima alla quale la BEMF ha un'ampiezza ben misurabile. Quale sia tale velocità o tale ampiezza dipende dall'elettronica utilizzata per analizzare la BEMF e dall'entità dei disturbi da cui le misure sono affette. La maggior parte dei metodi di start-up sono brevettati. Questo tipo di avviamento può essere problematico in condizioni di carico variabile e/o intenso;
3. commutazione dell'alimentazione in modo che il campo statorico si inverte (rotazione di 180°) in modo da far acquistare inerzia al rotore;
4. utilizzo del metodo dello ZC per la commutazione delle fasi secondo il pilotaggio 150° - 90° .

Per tenere conto del piccolo offset introdotto dalla resistenza intrinseca di ciascun avvolgimento, può essere effettuata una fase di calibrazione. Si

alimenta il campo di statore e si attende un tempo sufficientemente lungo affinché il rotore si allinei in quella data posizione: ripetendo diverse misure della tensione del terminale flottante di turno e calcolandone la media per filtrare il rumore, si ottiene una stima del massimo offset relativo a quel particolare step.

Alternativamente si possono trascurare queste piccole oscillazioni e ottenere un controllo più flessibile in termini di adattabilità a diverse condizioni di funzionamento del motore.

Realizzazione dei componenti hardware

Il circuito di base utilizzato per comandare un motore è mostrato in figura 4.10.

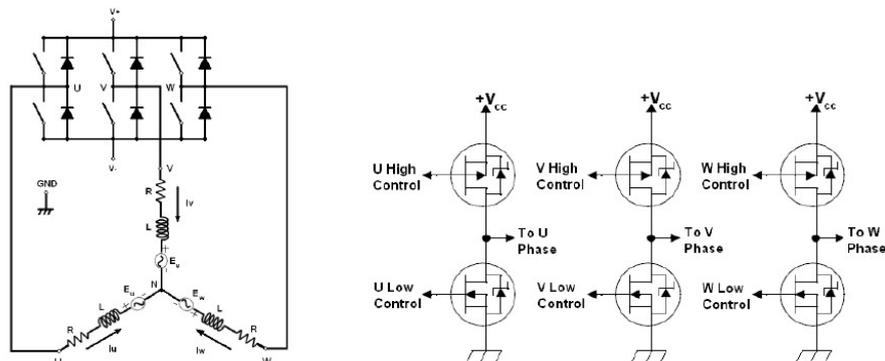


Figura 4.10: I tre set di MOSFET per il controllo dei motori brushless

Esso sfrutta sei transistor ad effetto di campo che agiscono da pulsanti per alimentare le fasi statoriche in modo da ottenere i tre stati possibili: alto, basso e flottante. Viene attivato in una fase solo l'interruttore alto e nell'altra solo quello basso, lasciando gli altri quattro interruttori aperti. Questa architettura hardware e questo pilotaggio permettono di alimentare solo 6 posizioni del campo di statore, sfasate tra loro di 60° . Mentre lo statore si muove a scatti, il campo di rotore può raggiungere tutte le posizioni angolari e ha un movimento continuo. I transistor sono incorporati due a due nel componente elettronico IRF7509 della International Rectifier, mostrato in figura 4.11.

Attraverso una porta a 8 pin I/O è possibile pilotare i gate dei MOSFET e in tal modo alimentare sequenzialmente le fasi statoriche. Il CC2430 è dotato di due porte di I/O e pertanto è in grado di controllare entrambi i

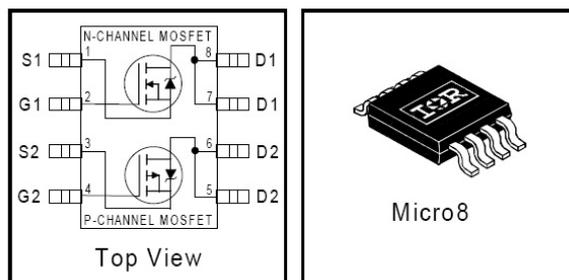


Figura 4.11: Il componente IRF7509

motori presenti all'interno della capsula. È stato realizzato un driver per il controllo del motore in grado di interfacciarsi con la scheda SmartRF04EB (Fig. 4.12).

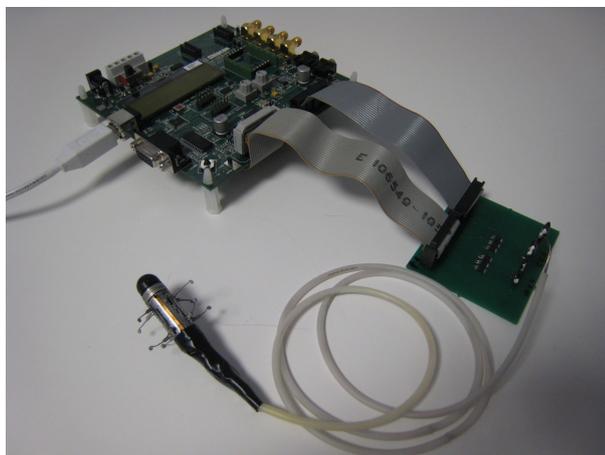


Figura 4.12: La scheda SmartRF04EB connessa al driver e alla capsula

Lo schema di connessioni è stato sviluppato col software Eagle 4.1 della CadSoft e in seguito stampato su una scheda rigida (Fig. 4.13).

Infine sono stati saldati sulla scheda i componenti MOSFET IRF7509, i connettori per alimentare le fasi dei motori e quelli per collegare il driver alla scheda SmartRF04EB attraverso cavi strip a doppia fila. Questa configurazione di funzionamento prevede l'utilizzo di cavi e non è utilizzabile in modalità wireless, dal momento che l'alimentazione viene fornita attraverso un collegamento USB con il PC. Pertanto tale componente hardware è stato realizzato per valutare e mettere a punto il funzionamento dei motori.

Per integrare il driver all'interno della capsula è stato necessario miniaturizzare il circuito, ridisegnarne lo schema in modo da ottimizzare lo spazio richiesto per le connessioni tra i componenti e stamparlo su una scheda di dimensioni ridotte. La prima versione del driver miniaturizzato è costituita

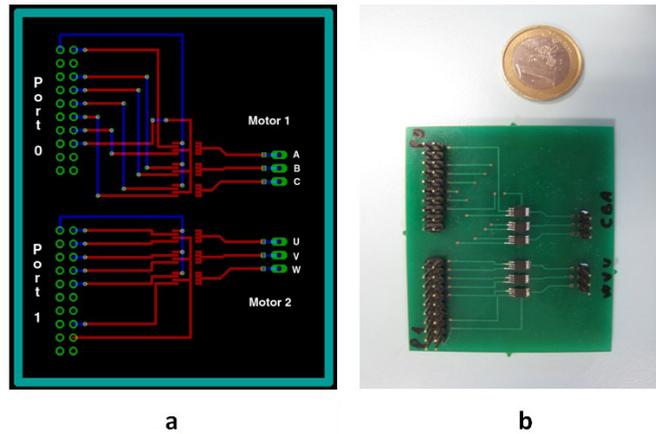


Figura 4.13: Lo schema circuitale realizzato con Eagle (a) e stampato su una scheda rigida (b)

da 4 componenti IRF7503 (per un totale di 8 NMOS), da 8 resistenze e da un microcontrollore di tipo C8051F300 [48]. Tale soluzione però non permette l'azionamento wireless dei motori, che quindi devono essere alimentati a cavi. La versione successiva è mostrata in figura 4.14a e consente un controllo wireless del sistema di attuazione, in quanto è utilizzato unitamente al dispositivo RC2300 (Fig. 4.14b).

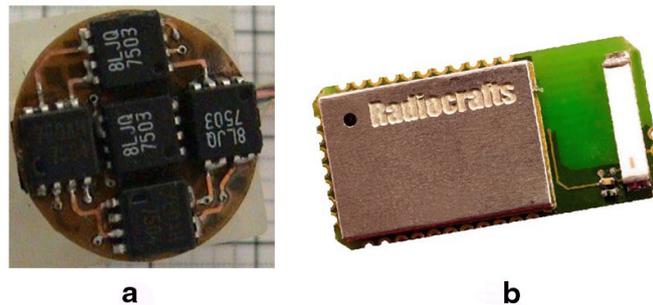


Figura 4.14: a. Seconda versione del driver miniaturizzato, b. modulo RC2300

Con questi due componenti è possibile comandare 2 motori brushless oppure 3 motori brushed.

Il lavoro di miniaturizzazione dei componenti elettronici ha portato alla realizzazione di una scheda dedicata all'alloggiamento del sistema telemetrico, del microcontrollore e del driver per comandare i motori. Nella versione finale, al posto del componente IRF7509, ne sono stati utilizzati due di dimensioni inferiori pari a 2 mm x 2 mm, contenenti ciascuno 6 MOSFET. Inoltre, a bordo è integrato il componente CC2510, le cui dimensioni sono 6 mm x 6 mm, inferiori rispetto a quelle della versione precedente, il CC2430,(7

mm x 7 mm). In questo modo è possibile ridurre l'ingombro del sistema telemetrico e del sistema globale, in quanto il modulo RC2300 (12.7 mm x 25.4 mm x 2.5 mm) e i driver Namiki (34.4 mm x 19.6 mm x 3 mm) sono sostituiti con una piccola scheda (Fig. 4.15) di dimensioni analoghe a quella del driver miniaturizzato precedentemente descritto ($\varnothing = 10.8$ mm, altezza = 2.5 mm). La scheda potrà controllare 2 motori brushless oppure 6 motori DC brushed.

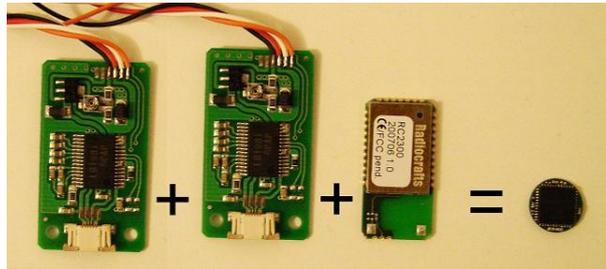


Figura 4.15: Miniaturizzazione dell'elettronica

In questa configurazione la scheda non sarà in grado di sfruttare la lettura della BEMF al fine di ottimizzare la commutazione delle fasi, a causa dell'indisponibilità di PIN che forniscano tale tipo di feedback.

4.2.3 Power supply

La locomozione a zampe è molto dispendiosa dal punto di vista energetico, vista l'entità della coppia da sviluppare a livello della punta della zampa per dilatare la parete e per spingere la capsula in avanti (circa 3 N [5]). Alimentando la capsula a cavi, non ci sarebbe stata la necessità di incorporare una sorgente di energia al suo interno. Tuttavia è evidente che la sorgente energetica a bordo della capsula è un componente essenziale, dal momento che essa è un dispositivo endoscopico wireless e pertanto deve poter funzionare autonomamente.

La batteria da integrare nel dispositivo deve essere in grado di erogare una corrente massima necessaria per l'attivazione dei motori, inoltre il voltaggio deve essere compatibile con l'alimentazione necessaria al funzionamento del microcontrollore e dei motori.

Si rimanda al paragrafo 6.1 dove sono riportati i risultati ottenuti dalle prove effettuate per valutare il consumo di potenza della capsula, che hanno permesso di effettuare la scelta della batteria opportuna.

4.3 Componenti esterni

Il sistema diagnostico complessivo comprende, oltre alla capsula, altri dispositivi hardware e software essenziali per il controllo attivo. Tali elementi sono necessari per direzionare il flusso di informazioni dall'utente alla capsula posta all'interno del tratto gastrointestinale e viceversa. Il medico ha la possibilità di comandare l'endocapsula, attraverso un'interfaccia uomo-macchina (HMI) ed eventuali periferiche di controllo, per ottenere immagini endoscopiche. L'HMI è implementata da un PC con un software installabile che, comunicando tramite una porta USB con un dispositivo appositamente progettato, permette lo scambio di informazioni con la capsula mediante comunicazione a radiofrequenza (Fig. 4.16).

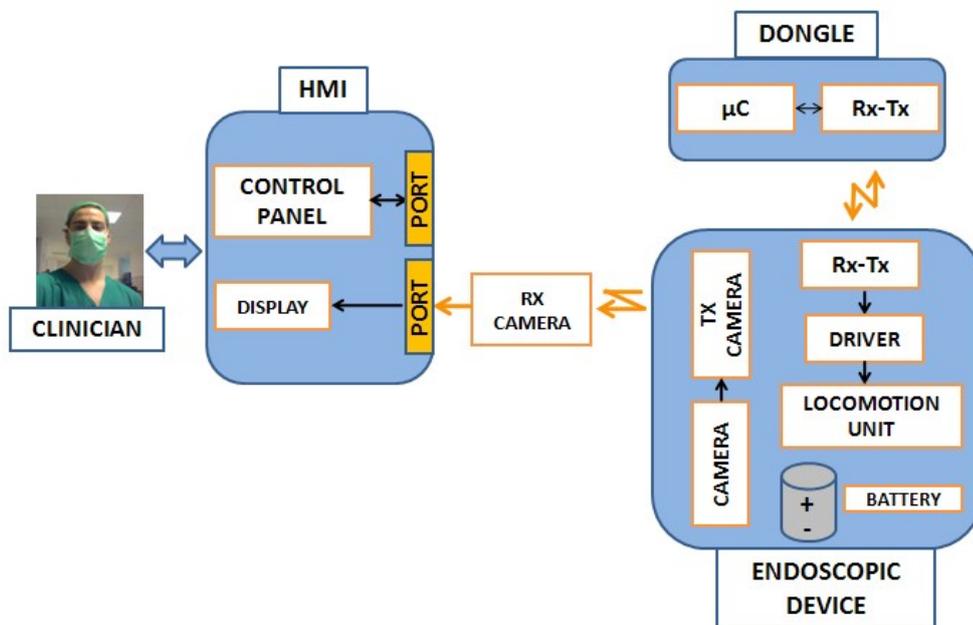


Figura 4.16: Architettura hardware del sistema diagnostico capsulare

4.3.1 Interfaccia PC

Il sistema progettato è a tutti gli effetti un dispositivo diagnostico che pertanto deve poter essere utilizzato dal personale medico in modo efficace e immediato.

Uno dei problemi più comuni nella progettazione di nuovi dispositivi medici è infatti l'accettazione delle innovazioni da parte del medico. Talvolta si preferisce utilizzare le tecnologie e i metodi tradizionali, soprattutto nei casi

in cui i tempi di intervento risultano ampliati, a fronte di prestazioni non sensibilmente migliori.

All'interno di questa problematica si colloca la progettazione di una HMI che permetta al medico di effettuare la procedura diagnostica mantenendo il controllo attivo del dispositivo, in modo da non perdere la destrezza propria degli strumenti tradizionali.

L'HMI sviluppata per il controllo della capsula a zampe è stata realizzata per mezzo del software LabVIEW 8.2 della National Instruments, un linguaggio di programmazione visuale, e tiene conto delle esigenze ingegneristiche consentendo allo stesso tempo al medico una facile accessibilità ai comandi, così che egli possa teleoperare attivamente il dispositivo diagnostico situato all'interno del paziente (Fig. 4.17).

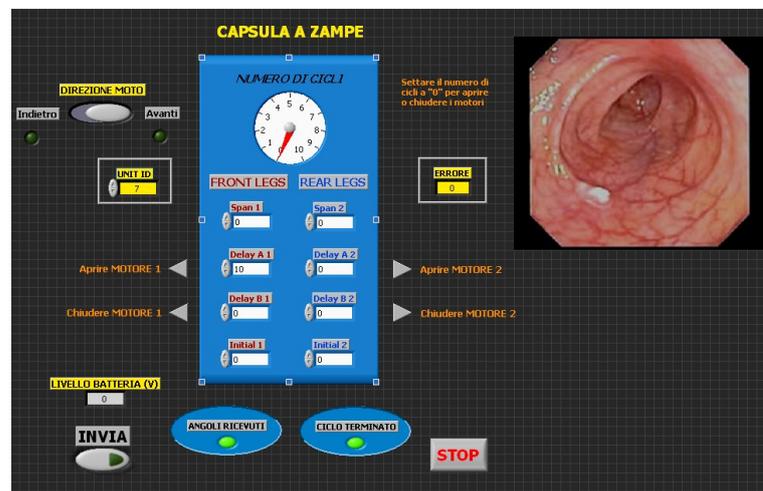


Figura 4.17: Interfaccia grafica per il controllo della capsula a zampe

L'interfaccia permette di settare una serie di parametri di controllo, conoscere lo stato di autonomia delle batterie e fornire il feedback visivo proveniente dalla telecamera di cui la capsula è provvista. Esistono due versioni dell'interfaccia che si differenziano nel modo di guidare la capsula: il medico può decidere il numero di cicli di gait da compiere e la direzione in cui procedere, oppure può comandare un interruttore settando solo la direzione del moto. Finché essa si mantiene costante, la capsula procede lungo tale direzione; non appena l'interruttore viene premuto, essa comincia a procedere nel senso opposto. È possibile inoltre agire su un singolo LS, determinandone l'apertura o la chiusura, completa o parziale, indipendentemente dall'altro LS. Questo può essere utile nel ripristinare la configurazione di partenza nel

caso in cui si verificano errori e l'inizio di un nuovo ciclo porterebbe all'eccessiva sollecitazione di un motore (ad esempio, se la capsula dovesse concludere un ciclo con un LS aperto o chiuso più del dovuto in seguito ad un imprevisto, l'ulteriore attivazione della capsula potrebbe far sì che il LS si apra o si chiuda di un angolo troppo elevato). Inoltre, due spie segnalano all'utente se i parametri sono stati correttamente ricevuti e l'istante in cui la capsula termina di compiere i cicli impostati.

Infine, attraverso il feedback visivo, si chiude il ciclo di controllo in base al quale, dalle informazioni visive ottenute, il medico può impartire un ulteriore comando per muovere la capsula in una determinata direzione o mantenerla nella posizione in cui è giunta (Fig. 4.18).

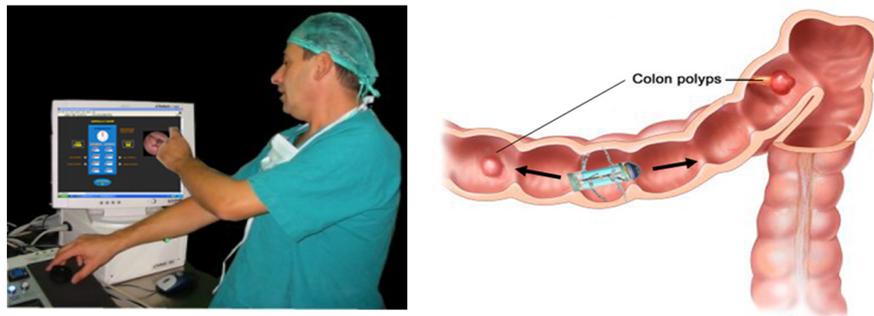


Figura 4.18: Attraverso l'interfaccia grafica il medico guida la capsula all'interno del colon

4.3.2 Dongle

Il dongle è un dispositivo hardware utilizzato in questa architettura per realizzare un controllo wireless della capsula endoscopica a partire dai comandi impostati mediante HMI. Esso comprende al suo interno il modulo RC2300 descritto precedentemente, integrato col dispositivo FT232R USB/UART. Quest'ultimo è un'interfaccia USB-seriale a basso voltaggio di alimentazione (Fig. 4.19).



Figura 4.19: I componenti del dongle

Per le specifiche tecniche si rimanda al datasheet del prodotto disponibile sul sito della FTDI Ltd [49].

Il dongle si interfaccia al PC e permette di inviare al modulo di telemetria (RC2300) presente all'interno della capsula i parametri provenienti dall'interfaccia LabVIEW. Inoltre può ricevere eventuali dati dal dispositivo remoto, che le invia al dongle mediante comunicazione a radiofrequenza.

I flussi di dati PC-dongle e dongle-capsula sono entrambi bidirezionali: il primo avviene per mezzo di cavo USB, mentre il secondo è wireless.

4.4 Architettura firmware

Il microcontrollore del sistema integrato è stato programmato in linguaggio C usando il software IAR Embedded Workbench 7.3 (IAR Systems AB, Svezia). Dal momento che il sistema complessivo è costituito da tre differenti dispositivi hardware programmabili (interfaccia grafica, dongle e capsula), è stato necessario mettere a punto una strategia di comunicazione per gestire il flusso delle informazioni tra PC, dongle e capsula.

Emerge così la complessità del sistema globale, che integra tre dispositivi e due differenti linguaggi di programmazione (LabVIEW e C), che devono essere opportunamente sincronizzati per garantire la continuità del flusso di dati. Tali dispositivi non sono disposti gerarchicamente, ma comunicano reciprocamente attraverso due connessioni bidirezionali: PC-dongle e dongle-capsula. La prima connessione è garantita da un collegamento fisico per mezzo di cavo USB, mentre la seconda si svolge in modalità wireless alla frequenza di 2,4 GHz. È stata precedentemente dimostrata in vivo l'efficacia della comunicazione wireless da un dispositivo posto all'interno del tratto gastrointestinale porcino ad un ricetrasmittitore remoto. Nonostante la frequenza di lavoro sia vicina a quella di risonanza della molecola di acqua, la comunicazione è avvenuta correttamente da tutte le aree del tratto digerente (faringe, esofago, stomaco, intestino tenue e crasso) utilizzando una potenza di trasmissione al di sotto dei limiti massimi consentiti dalla normativa internazionale [1].

L'interfaccia grafica è stata implementata in modo da inviare al dongle un comando costituito da un carattere ASCII, che abilita la corrispondente subroutine, e tutti i parametri necessari per compiere il task richiesto dall'utente.

Come strategia di controllo della corretta trasmissione, il dongle risponde re-inviando il comando ricevuto (echo) e segnalando all'utente in tempo reale l'esito della comunicazione.

Una volta ricevuto il comando e valutata la sua correttezza, il dongle attende che la capsula sia disponibile a stabilire la comunicazione e, una volta che questa è avvenuta, invia in modalità wireless il comando sotto forma di un array di byte che comprende la codifica del comando stesso e i parametri ad esso correlati.

La capsula è normalmente in stand-by in modo da ridurre il consumo energetico a pochi μA . A intervalli regolari di tempo di un secondo essa si pone in modalità operativa per inviare al dongle la richiesta di comando e stabilire così la connessione per ricevere i dati da esso provenienti. I dati ricevuti determinano l'esecuzione della subroutine specifica presente nel codice di programmazione della capsula, la quale attiva gli attuatori e i sensori in base al comando ricevuto. Al termine di queste operazioni la capsula comunica all'utente, per mezzo dell'interfaccia grafica, l'esito dell'azione svolta (Fig. 4.20).

Di seguito verrà analizzato più dettagliatamente il codice di programmazione. Il ruolo dell'HMI, e quindi del PC, è quello di convertire le intenzioni dell'utente in segnali da inviare al dispositivo remoto. L'utente ha la possibilità di inserire i parametri direttamente dall'interfaccia, controllare la direzione del moto, acquisire lo stato della batteria e informazioni dai sensori. L'interfaccia, attraverso il programma che la caratterizza, svolge una serie di azioni al fine di codificare i dati in ingresso in un array di byte che comprende tutte le informazioni necessarie all'esecuzione del rispettivo comando. La HMI cerca di stabilire una comunicazione con il dongle; se questa non avviene genera un messaggio di errore visualizzabile da led virtuali e indicatori dedicati. Se invece l'informazione è trasferita al dongle con successo, viene visualizzato un feedback positivo in maniera analoga. Completata questa prima fase con esito positivo, la HMI attende informazioni dal dongle riguardo alla comunicazione con la capsula.

Il CC2430 a bordo del dongle è programmato in C ed è il nodo centrale per le comunicazioni fra utente e capsula. Dovendo implementare una strategia di comunicazione wireless, oltre che seriale, è necessario impostare alcuni

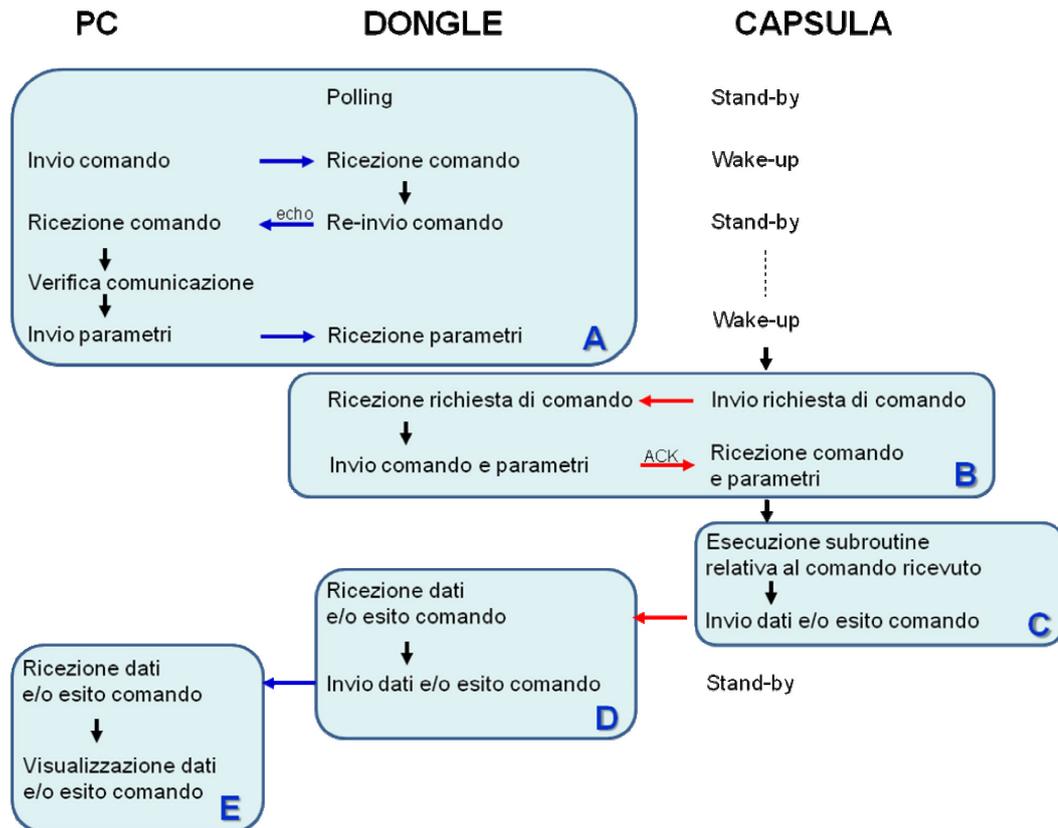


Figura 4.20: Schema concettuale di comunicazione tra PC, dongle e capsula. Le frecce in blu indicano la comunicazione seriale, le frecce in rosso la comunicazione wireless

parametri quali la frequenza e la potenza di trasmissione e il numero identificativo del modulo per mezzo del quale avviene la discriminazione fra i vari dispositivi. Per evitare interferenze è possibile in modo simile lavorare su canali frequenziali differenti, allocati nella banda portante attorno ai 2.4 GHz. In aggiunta è necessario inizializzare la comunicazione seriale e via radio e il clock principale utilizzato dal microcontrollore (Fig. 4.21).

```

SET_MAIN_CLOCK_SOURCE(CRYSTAL); //settaggio clock principale
initUART(); //inizializzazione comunicazione seriale

TXCTRL=0xFF; //inizializzazione potenza di trasmissione
myAddr = ADDRESS_REC; //inizializzazione radio
radioInit(2405000, myAddr); //abilitazione interruzione

INT_GLOBAL_ENABLE(INT_ON);
  
```

Figura 4.21: Comandi per l'inizializzazione del clock, della porta seriale e della comunicazione radio

Finché l'utente non decide di terminare il programma non viene inviato un carattere di uscita e il dongle si mette in attesa di un comando che attivi una determinata subroutine, e dei parametri ad essa associati. Alla ricezione dell'array, il dongle comunica che la trasmissione è avvenuta con

successo riscrivendo sulla porta seriale il comando ricevuto, l'echo (FASE A di figura 4.20). A questo punto è in grado di rispondere alla richiesta di comando della capsula, alla quale invia i parametri funzionali e il comando per l'esecuzione della subroutine corrispondente (FASE B di figura 4.20). Per controllare se la trasmissione sia stata eseguita con successo, il dongle attende di ricevere dalla capsula un pacchetto di conferma (acknowledgment, ACK) dell'avvenuto trasferimento di dati. Il dongle infine invia alla HMI l'esito della comunicazione con la capsula (FASE D di figura 4.20): un messaggio di errore viene segnalato se la capsula non è presente oppure non ha risposto per problemi di trasmissione o di alimentazione; viceversa un feedback positivo verrà segnalato (FASE E di figura 4.20) quando la capsula avrà terminato le operazioni richieste, contemporaneamente all'invio delle informazioni stesse (FASE C di figura 4.20).

Il codice di programmazione del microcontrollore della capsula prevede una fase di inizializzazione del protocollo di comunicazione wireless del tutto simile a quello del dongle. In aggiunta alcuni pin del CC2430 vengono configurati come uscite per il controllo dei motori e vengono definite e abilitate specifiche interruzioni per gestire sia la fase di stand-by che l'attivazione degli attuatori. La capsula è normalmente in stand-by per consentire una efficace gestione delle risorse energetiche. Il CC2430 permette di operare in diversi regimi di consumo energetico, durante i quali alcune periferiche rimangono attive e altre vengono spente. I tempi di transizione da una modalità ad un'altra sono molto veloci e questo permette di passare dallo stand-by (power mode 2) alla completa attivazione del dispositivo (power mode 0) in 120 μ s (Fig. 4.22).

```
#pragma vector=ST_VECTOR
__interrupt void powermodes_ST_IRQ(void) {

    IRCON &= 0x7F;
    SLEEP &= 0xFC;

}
```

Figura 4.22: Subroutine di interruzione relativa all'overflow dello sleep timer. Tale subroutine è necessaria per uscire dalla modalità sleep (PM2) e passare in modalità attiva (PM0)

Ogni secondo la capsula entra nella modalità attiva e invia una richiesta al dongle che, in base alle istruzioni fornite dall'utente, risponde o meno a tale richiesta. L'intervallo di tempo di 1 secondo può essere modificato dall'utente a seconda del trade-off tra tempo di latenza e consumo energetico (durata della batteria). Se la capsula non riceve alcun comando entro un tempo stabilito (3 cicli di ricezione della durata di attesa complessiva di 75 ms), ripristina la modalità a risparmio energetico. In caso contrario avvia la subroutine corrispondente al comando ricevuto, utilizza i parametri inviati dal dongle ed esegue le istruzioni del codice, in modo da svolgere l'azione desiderata dall'utente. Le operazioni da svolgere prevedono generalmente l'attivazione dei motori e l'invio delle informazioni provenienti dai sensori integrati e dalla telecamera.

Di seguito si riporta un esempio pratico di implementazione di tale architettura, nel quale verrà evidenziato il flusso di informazioni PC-dongle-capsula con riferimento esplicito al codice utilizzato. La subroutine analizzata permette di ottenere informazioni dal sensore di temperatura integrato nel CC2430 a bordo della capsula.

L'utente, attraverso l'interfaccia grafica, ha la possibilità di inserire il numero identificativo del dispositivo con cui intende comunicare al fine di acquisire il valore di temperatura dal sensore. Il comando desiderato viene codificato in ambiente LabVIEW e inviato alla porta seriale del dongle per mezzo della porta USB. Quando il sistema invia il carattere B che identifica la subroutine di acquisizione della temperatura per mezzo del blocco *Send String*, tale carattere viene letto dal dongle attraverso la funzione *uartLeggi()* e memorizzato nella variabile *c* (Fig. 4.23). Le macro e altre funzioni utilizzabili per dialogare con il CC2430 presente nel dongle tramite il FTDI 232R, sono implementate in una libreria LabVIEW resa disponibile dalla casa produttrice FTDI.

Il comando letto dal dongle viene da quest'ultimo nuovamente scritto sulla porta seriale (funzione *printf()*) per verificare la correttezza della comunicazione. Il programma LabVIEW procede con le istruzioni successive se i due caratteri coincidono, inviando alla porta seriale il codice identificativo (ID) del dispositivo che si desidera controllare ed altri eventuali parametri. Il dongle utilizza la variabile *c* per eseguire le istruzioni relative al **case B**,

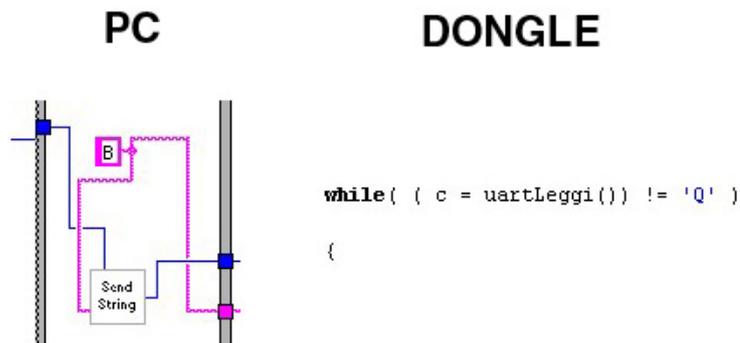


Figura 4.23: Comunicazione PC-dongle: il blocco *Send String* e l'istruzione *uartLeggi()*

elemento del costrutto **switch** (Fig. 4.24). Il dongle, come prima istruzione della subroutine legge l'ID in modo da individuare il dispositivo con il quale dovrà scambiare dati.

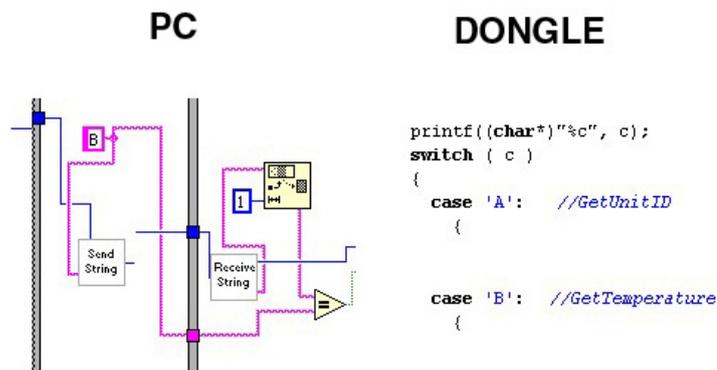


Figura 4.24: Il PC confronta il carattere inviato con quello ricevuto (echo) e, se corrispondono, il programma esegue le istruzioni successive

Dall'istante in cui viene accesa, la capsula si attiva ogni secondo e invia al dongle un carattere R, che corrisponde alla richiesta di comando, attraverso la funzione *radioSend()*. Il dongle riceve la richiesta per mezzo di *radioReceive()*.

La funzione *radioSend()* ha come parametri il puntatore al primo elemento della lista dei byte da inviare, la dimensione di tale lista, l'indirizzo del dispositivo al quale è indirizzata la comunicazione (dongle) e l'eventuale richiesta di acknowledgment (Fig. 4.25). L'acknowledgment è un meccanismo di verifica della corretta ricezione da parte del destinatario. Se questa non avviene correttamente, la *radioSend()* restituisce FALSE. Se questo non avviene la *radioSend()* restituisce FALSE.

La funzione *radioReceive()* ha come parametri l'indirizzo dell'allocazione di

memoria del primo elemento dell'array ricevuto, la sua lunghezza, un tempo entro il quale la funzione di ricezione è attiva e l'indirizzo dell'allocazione di memoria dove verrà salvato il codice identificativo del mittente (sender).

CAPSULA	DONGLE
<pre> while (1) { stop=FALSE; while (!stop) { stop = radioSend(sendREQ, sizeof(sendREQ), ADD_REC, D0_ACK);} } </pre>	<pre> count = 0; sender = ADDRESS_REC; while (!(sender == indirizzo)&(count < RETRIES)) { res = radioReceive(&receiveBuffer, &length, attesa, &sender); if (!(sender == indirizzo)) (count++); if (!res) (count = RETRIES); } </pre>

Figura 4.25: Comunicazione wireless tra dongle e capsula: le funzioni *radioSend()* (con richiesta di acknowledgment) e *radioReceive()*

Nel caso analizzato il dongle non deve inviare altri parametri alla capsula oltre il carattere che individua la subroutine, identificata con il medesimo carattere B, presente all'interno del codice di programmazione della capsula stessa. Per il controllo degli attuatori, invece, viene data all'utente la possibilità di impostare i parametri necessari attraverso l'interfaccia grafica, ricevendo eventualmente informazioni circa lo stato della batteria. Utilizzando la *radioSend()*, il dongle provvede ad inviare alla capsula tali informazioni, lette dalla porta seriale attraverso la *uartLeggi()* e memorizzate in un array di byte.

La capsula, che si trova in modalità attiva ed ha già stabilito una comunicazione con il dongle, riceve l'array di parametri attraverso la *radioReceive()* al fine di utilizzarli nella subroutine relativa al comando ricevuto (Fig. 4.26).

DONGLE	CAPSULA
<pre> BYTE sendB[]=(c); stop = FALSE; count=0; while (!(stop)&(count<RETRIES)) { stop = radioSend(sendB, sizeof(sendB), remoteAddr, D0_ACK); if (!stop) (count++); } </pre>	<pre> res=FALSE; count=0; while (!(res)&(count<RETRIES)) { res = radioReceive(&receiveBuffer, &length, REC_TIMEOUT, &sender); if (!res) (count++); } </pre>

Figura 4.26: Il dongle crea l'array con i parametri (ricevuti dalla HMI) da inviare alla capsula che li riceve

Il codice di programmazione del CC2430 nella capsula genera un array di byte contenente l'informazione richiesta dall'utente (la temperatura misurata dal sensore integrato) e provvede ad inviarlo al dongle per mezzo di una *radioSend()*. Quest'ultima comunicazione è controllata dal meccanismo di acknowledgment precedentemente descritto (Fig. 4.27).

CAPSULA

```
BYTE sendT[] = {getTemp()};
stop=FALSE;
count=0;
while (!(stop)&(count<RETRIES))
{ stop = radioSend(sendT, sizeof(sendT), sender, DO_ACK);
  if (!stop)
  {count++;}
}
```

DONGLE

```
count = 0;
sender = ADDRESS_REC;
while (!(sender == indirizzo)&(count<RETRIES))
{ res =radioReceive(&receiveBuffer, &length, 500, &sender);
  if (!(sender == indirizzo))
  {count++;}
  if (!res)
  {count=RETRIES;}
}

if ((res)&(sender == remoteAddr))
{
  printf((char*)"%x", *(receiveBuffer));
}
```

Figura 4.27: La capsula invia il dato di temperatura al dongle che lo scrive sulla seriale

Il dongle a sua volta invia al PC l'informazione ricevuta dalla capsula utilizzando la *printf()*. La HMI utilizza il blocco *Receive String* per acquisire l'informazione e visualizzarla sull'interfaccia (Fig. 4.28).

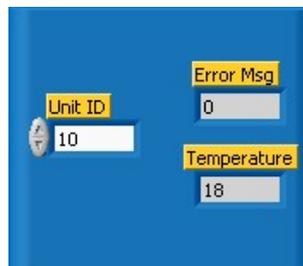


Figura 4.28: La HMI legge dalla seriale il valore di temperatura ricevuto dalla capsula e lo visualizza sull'interfaccia grafica

Alla fine del ciclo la capsula entra in stand-by (power mode 2) e dopo un secondo un timer dedicato genera l'interrupt che ripristina lo stato di attività (power mode 0).

Prima del nuovo ciclo lo scambio del carattere S fra PC e dongle permette la sincronizzazione dell'esecuzione dei due codici.

Tutti i livelli della comunicazione tra i dispositivi, PC-dongle-capsula, sono controllati da un sistema di generazione di errori che vengono visualizzati sull'interfaccia. La definizione di tali errori permette di comprendere quale operazione non è stata eseguita correttamente o se una comunicazione non è andata a buon fine. In particolare, gli errori possibili sono di seguito riportati:

- errore 0: tutte le comunicazioni sono andate a buon fine;
- errore 1: la comunicazione tra PC e dongle per via seriale non è avvenuta correttamente;

- errore 2: si è stabilita una comunicazione con un dispositivo diverso da quello con il quale si voleva comunicare;
- errore 3: durante la comunicazione capsula-dongle supervisionata dall'acknowledgment, esso non viene ricevuto correttamente;
- errore 4: il dispositivo remoto non trasmette correttamente in quanto non presente, spento, o non funzionante;

In figura 4.29, 4.30, 4.31 si riportano i diagrammi di flusso delle operazioni svolte dai tre componenti. Per motivi di spazio, i diagrammi sono riportati in pagine diverse, ma tra di loro esiste una corrispondenza in parallelo, come evidenziato dalla figura 4.20.

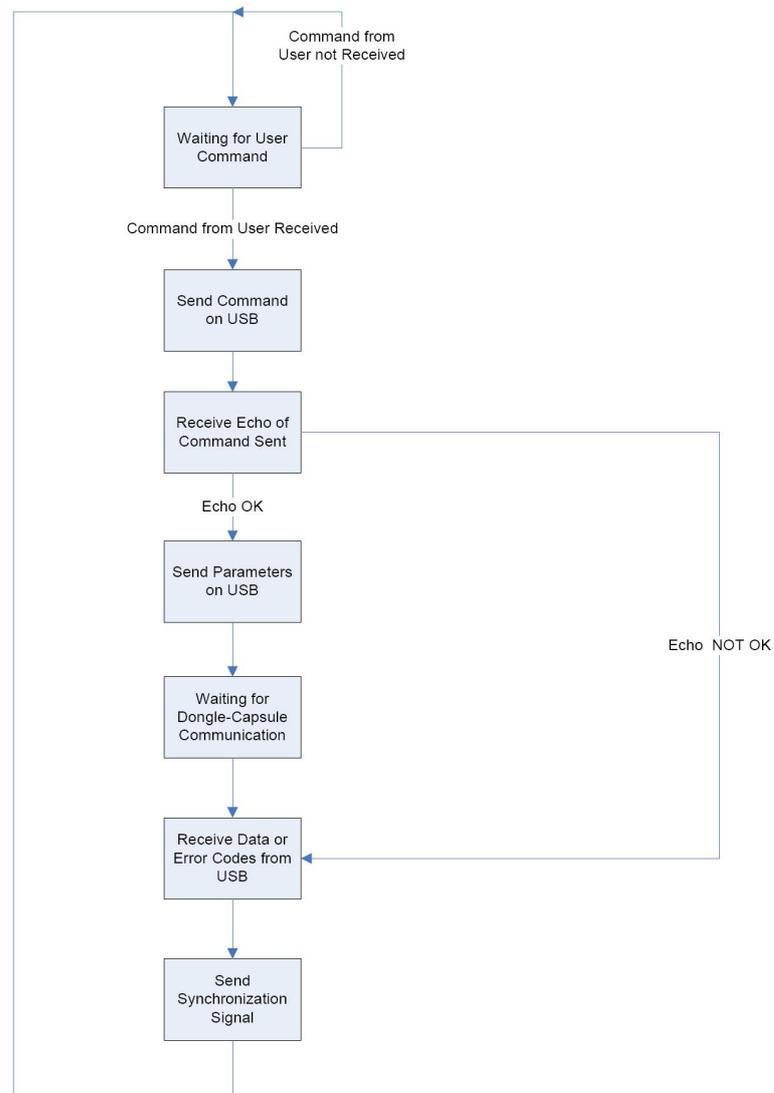


Figura 4.29: Diagramma di flusso delle operazioni svolte dal PC

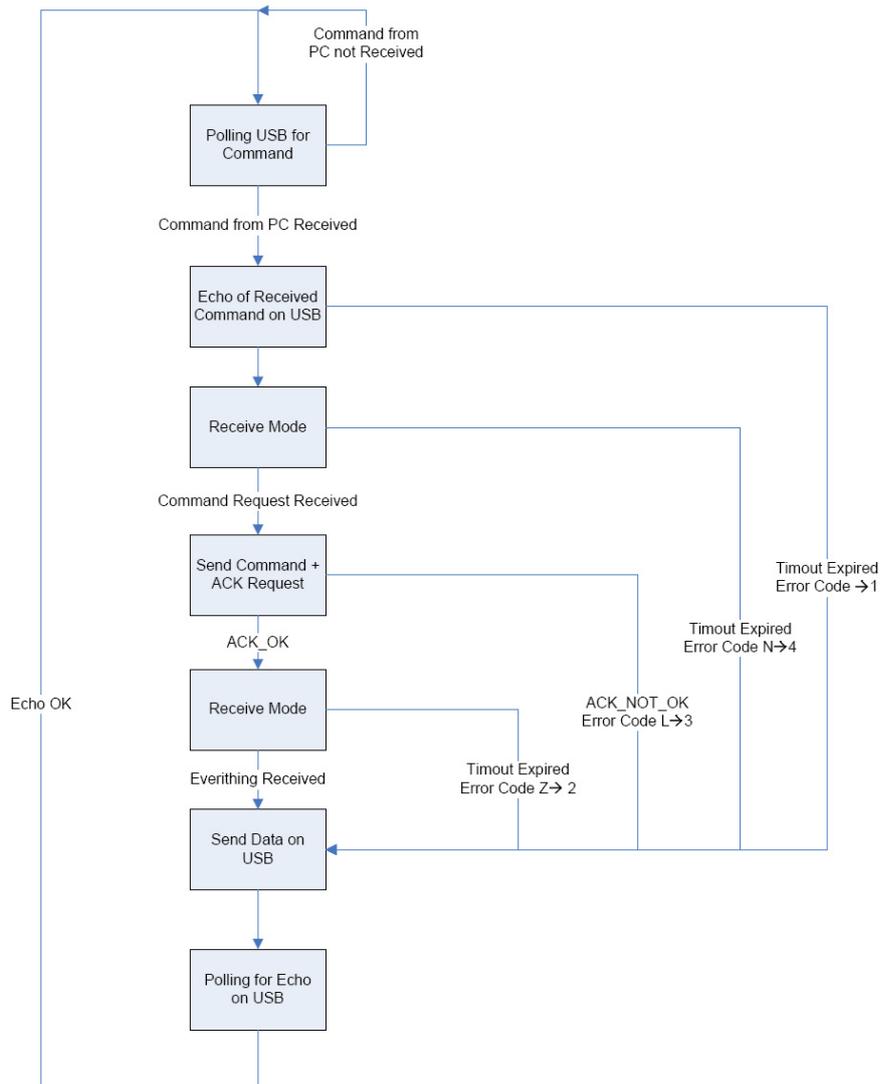


Figura 4.30: Diagramma di flusso delle operazioni svolte dal dongle

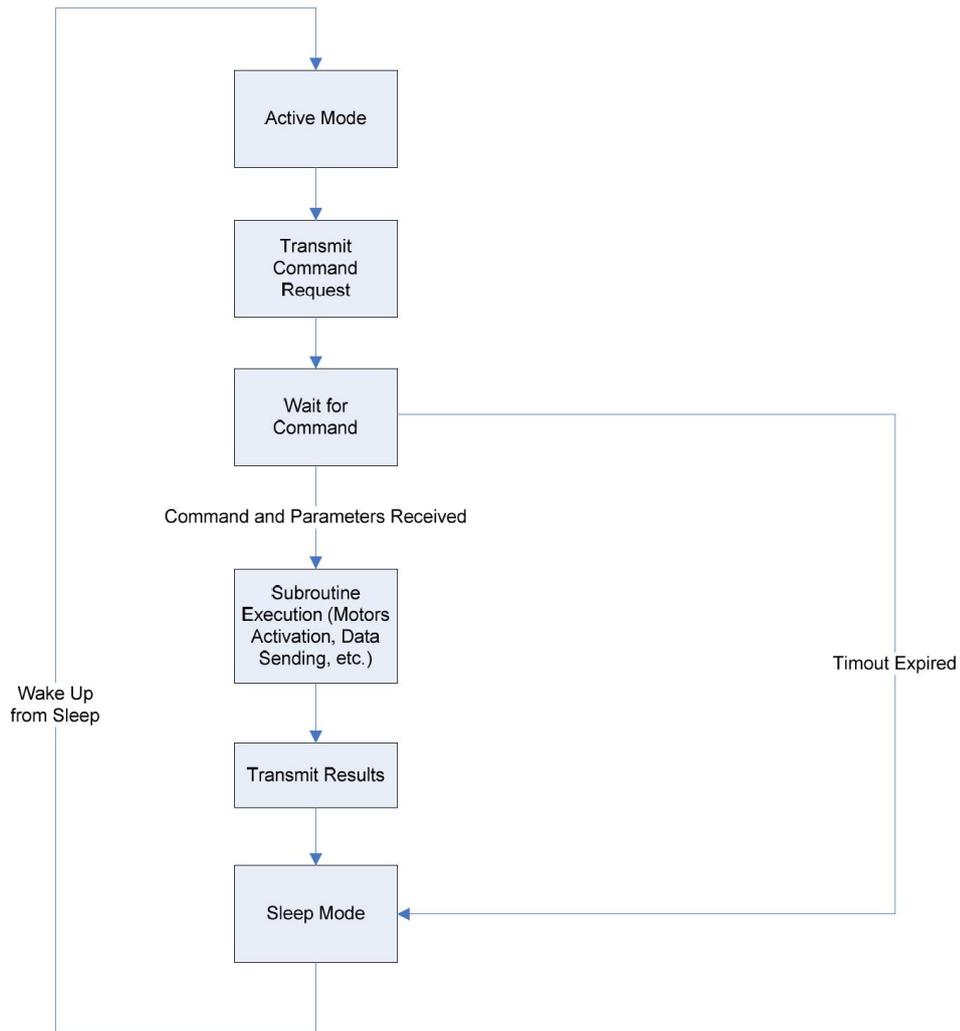


Figura 4.31: Diagramma di flusso delle operazioni svolte dalla capsula

4.5 Modellizzazione del gait

La modellizzazione del gait consiste nello sviluppo di un metodo generale per descrivere attraverso alcuni parametri il pattern di locomozione di un dispositivo a zampe. In particolare, in questo paragrafo dapprima viene presentato un modello matematico utilizzabile per tutti i dispositivi dotati di zampe, e successivamente viene descritto il principio di funzionamento del codice di programmazione della capsula relativo all'attivazione dei motori.

4.5.1 Modello di gait generation

Il movimento ciclico di un LS può essere definito attraverso 5 parametri:

1. **angolo di span** (α): individua l'angolo spazzato dal LS ogni volta che il motore corrispondente viene attivato;
2. **angolo di offset** (λ): permette di arrestare il LS prima della completa richiusura;
3. **tempo di attesa** (ϕ): tempo che intercorre tra la fine dell'apertura del LS e l'inizio della fase di chiusura;
4. **tempo di attesa** (θ): tempo che intercorre tra la fine della chiusura del LS e l'inizio della fase di apertura;
5. **tempo di shift** (τ): considerando come condizione iniziale quella in cui il LS è richiuso all'interno della capsula ed è in procinto di aprirsi, questo parametro permette di impostare una configurazione di partenza diversa, spostando lungo l'asse temporale la sequenza di movimento del LS.

La figura 4.32 mostra il grafico angolo/tempo per un LS, mentre la pendenza delle rette identifica la velocità (v) di apertura e chiusura del LS.

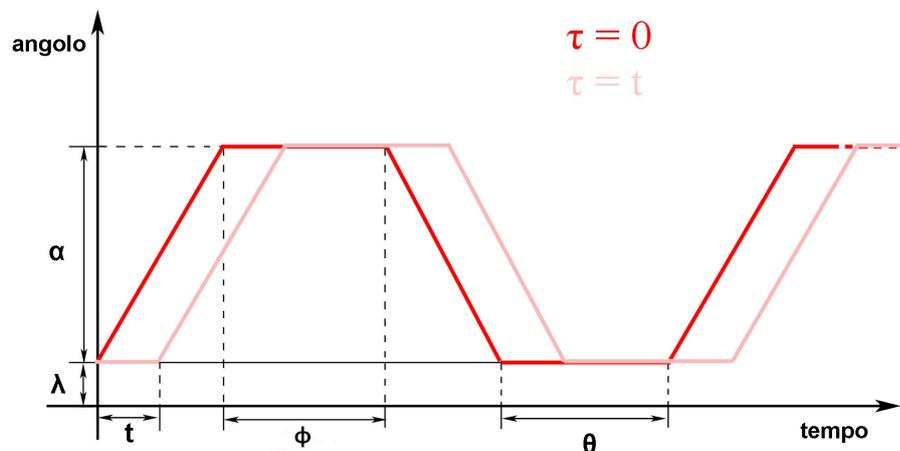


Figura 4.32: Grafico dell'attivazione di un generico LS

La velocità viene considerata un parametro costante e pari a $20 \frac{\circ}{s}$. L'angolo α , insieme all'angolo λ , determina il range angolare descritto dal movimento delle zampe: λ identifica il limite inferiore, mentre il valore $\lambda + \alpha$ rappresenta il massimo angolo di apertura. I tempi di attesa ϕ e θ servono per stabilizzare la posizione corrente della capsula e assumono un significato

maggiore nel caso in cui il dispositivo sia dotato di due o più LS, dal momento che permettono di definire la sincronizzazione tra questi.

Come detto, la configurazione iniziale prevede che il LS sia richiuso lungo il corpo capsula. In questo caso $\tau = 0$ e l'attivazione del motore determinerà l'apertura delle zampe. Se $\tau < 0$ significa che il grafico è spostato verso sinistra e il LS parte da una situazione di parziale (o totale se $\tau = -\alpha/v$) apertura e all'inizio del ciclo esso comincia a chiudersi. Viceversa, per valori di τ positivi, è possibile far sì che il LS inizia il ciclo con un'attesa. Quando $\tau \neq 0$ o $\lambda \neq 0$ è necessaria una fase di settaggio dell'angolo iniziale, prima che il ciclo completo di attivazione del motore si ripeta.

Attraverso questo modello è possibile definire il gait di un qualunque dispositivo a zampe, impostando per ciascun LS i parametri sopra descritti. Tuttavia questo modello, pur descrivendo in modo generale e completo l'attivazione di un LS, non è intuitivamente applicabile in un programma di controllo da implementare via software. Quando si hanno due o più LS da gestire, infatti, è più semplice definire dei parametri che stabiliscano una connessione tra essi, piuttosto che descrivere singolarmente il moto di ciascun LS. Pertanto, nell'implementazione di un sistema di controllo, risulta più vantaggiosa una codifica del gait che tenga conto in modo più diretto della sincronizzazione dei due LS, come quella descritta nel paragrafo precedente.

4.5.2 Codice di programmazione della capsula per il gait generation

A partire dal lavoro riportato in [25] è stato scritto in linguaggio C un programma che, ricevendo i parametri impostati dall'utente attraverso l'interfaccia realizzata mediante il software LabVIEW (vedere paragrafo 4.4), permette alla capsula di muoversi in base al gait richiesto. I parametri impostati dall'utente sono 6:

1. gli angoli di span α_1 e α_2 determinano la distanza angolare percorsa dalle zampe;
2. gli angoli di ritardo β_1 e β_2 permettono di sincronizzare il movimento dei due LS;

3. gli angoli di offset λ_1 e λ_2 con i quali è possibile evitare la completa chiusura dei LS per ragioni di risparmio energetico;

In aggiunta sono stati definiti i tempi di attesa δ_1 (prima che il LS posteriore inizi a chiudersi) e δ_2 (prima dell'inizio di un nuovo ciclo) che stabilizzano la posizione della capsula. Tali valori sono impostabili ma considerati costanti e pari a 1 s.

Uno dei gait tipici è rappresentato in figura 4.33.

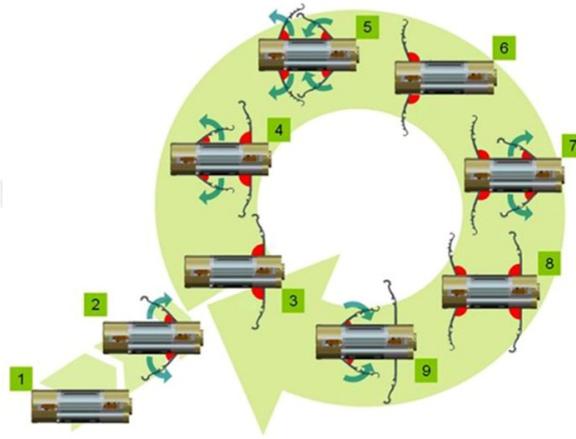


Figura 4.33: Schema del ciclo caratterizzante un gait tipico

La prima fase del gait consiste nell'apertura del LS anteriore dell'angolo λ_1 (la stessa cosa avviene per il LS posteriore nel caso in cui $\lambda_2 \neq 0$). In seguito il LS posteriore si apre di un angolo α_2 mentre il LS anteriore inizia la propria fase di chiusura (disegni 3-5). È possibile impostare un ritardo tra queste due fasi attraverso il valore del parametro β_1 . In particolare, se esso ha un valore positivo, il LS anteriore inizia a chiudersi e dopo che ha spazzato un angolo β_1 comincia la fase di apertura del LS posteriore. Viceversa, se β_1 è negativo l'ordine di attivazione dei due LS è invertito rispetto al caso precedente.

I disegni 4 e 5 rappresentano la fase propulsiva, durante la quale la capsula procede in avanti all'interno del tratto intestinale. L'avanzamento avviene in seguito alla chiusura del LS anteriore e alla contemporanea apertura del LS posteriore. Alla fine di questa fase è necessario ripristinare la configurazione iniziale (disegno 3) così che la capsula sia in grado di cominciare un nuovo ciclo di locomozione. Il LS anteriore si apre dell'angolo α_1 (disegno 7) e si raggiunge così la posizione nella quale entrambi i LS sono aperti (disegno

8), dopodiché il LS posteriore si chiude dell'angolo α_2 (disegno 9). Analogamente a quanto detto prima, è possibile assegnare un valore all'angolo β_2 per controllare il ritardo tra l'apertura del LS anteriore e la chiusura di quello posteriore. Infatti, la configurazione mostrata nel disegno 8 può essere raggiunta soltanto se il LS anteriore si apre completamente prima che quello posteriore inizi a chiudersi. In questo caso β_2 deve essere pari a $+\alpha_1$. Questa condizione è stata posta ogni volta perché se il LS posteriore deve chiudersi quando il LS anteriore è ancora in fase di apertura, può succedere che la capsula retroceda. Ciò accade perché le zampe anteriori hanno la funzione principale di ancorare la capsula alla parete intestinale, così da evitare che la richiusura del LS posteriore faccia forza su di essa e spinga la capsula in direzione contraria a quella desiderata. Al termine della fase di chiusura del LS posteriore, il ciclo comincia nuovamente.

4.6 Applicazione del modello di gait generation al gait ottimizzato

Riprendendo i parametri definiti nel paragrafo 4.5.2, è necessario dapprima stabilire che la configurazione di inizio ciclo prevede il LS anteriore aperto dell'angolo di span α_1 più quello di offset λ_1 , e quello posteriore aperto dell'angolo λ_2 . Da questa situazione si ha che i movimenti possibili sono la chiusura del LS anteriore o l'apertura di quello posteriore. Queste due fasi possono essere contemporanee ($\beta_1 = 0$) oppure una delle due può cominciare prima dell'altra ($\beta_1 \neq 0$) e in questo caso il segno di β_1 stabilisce quale delle due è in anticipo. Dopo questa fase propulsiva, il LS anteriore si apre del proprio angolo di span mentre il LS posteriore si chiude di α_2 . L'angolo β_2 regola il ritardo tra l'attivazione dei due LS durante la fase di ripristino della configurazione iniziale.

I parametri α e λ definiti nel modello (paragrafo 4.5.1) hanno lo stesso significato di quelli utilizzati nel software, pertanto assumono il solito valore. Resta da stabilire una relazione tra i parametri impostabili β_1 , β_2 , δ_1 e δ_2 con i tempi ϕ e θ definiti nel modello.

Con riferimento alle figure 4.34 e 4.32 il modello descritto verrà applicato al gait ottimizzato, per correlare i parametri scelti con quelli che descrivono il modello teorico.

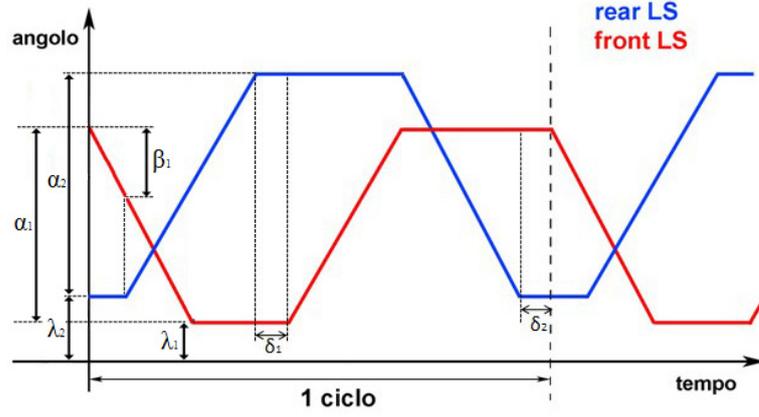


Figura 4.34: Grafico di un gait generico per un sistema a due LS

In particolare, per il LS anteriore si ha:

$$\phi_1 = \frac{\alpha_2}{v} + \delta_2 \quad (4.1)$$

$$\theta_1 = \frac{\alpha_2 - (\alpha_1 - \beta_1)}{v} + \delta_1 \quad (4.2)$$

$$\tau_1 = \frac{\alpha_1}{v} + \frac{\alpha_2 - (\alpha_1 - \beta_1)}{v} + \delta_1 \quad (4.3)$$

per il LS posteriore:

$$\phi_2 = \frac{\alpha_1}{v} + \delta_1 \quad (4.4)$$

$$\theta_2 = \frac{\beta_1}{v} + \delta_2 \quad (4.5)$$

$$\tau_2 = \frac{\beta_1}{v} \quad (4.6)$$

Capitolo 5

Procedure sperimentali

Questo capitolo è dedicato alla descrizione dei metodi con cui sono stati condotti i test sperimentali per valutare il consumo energetico del dispositivo e per ottimizzare il funzionamento della capsula in termini di efficienza di locomozione.

5.1 Consumo di potenza

Durante i test di valutazione del consumo di potenza sono stati messi a punto due set-up di misurazione: uno per effettuare misure sul consumo della capsula in stand-by e durante la fase di rice-trasmissione, uno per rilevare la corrente in seguito all'azionamento dei motori.

Nel primo caso il modulo RC2300 è stato connesso all'oscilloscopio Tektronix TPS 2024 mediante una resistenza da $10\ \Omega$ e sono stati acquisiti i grafici di tensione ai capi di tale resistenza. Tale valore di resistenza ha permesso di ottenere segnali ben leggibili, mentre resistenze di grandezza inferiore hanno condotto a risultati affetti da troppo rumore.

L'altro set-up è costituito dal componente hardware SOC-BB (Battery Board), mostrato in figura 5.1, connesso all'oscilloscopio attraverso una resistenza da $1\ \Omega$, utilizzata per non sottrarre troppa corrente ai motori (Fig. 5.2).

La tensione misurata ai capi della resistenza viene divisa per il valore della resistenza stessa ottenendo così la quantità di corrente assorbita dalla scheda.

Per valutare l'assorbimento di potenza durante la fase di wake-up è stato acquisito il tracciato relativo al passaggio dallo stand-by alla modalità attiva, durante la quale la capsula invia tre richieste di comando. Al termine del terzo impulso ritorna in modalità a basso consumo.



Figura 5.1: Il componente SOCBB con CC2430EM

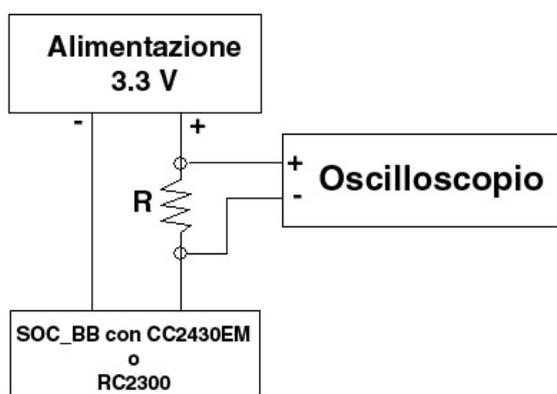


Figura 5.2: Schema delle connessioni per le misure di potenza

La quantificazione della corrente assorbita e quindi della potenza consumata dalla capsula durante la sua fase attiva, comprendente anche l'attuazione dei motori, è stata effettuata facendo compiere alla capsula le seguenti operazioni:

- A - 10 richieste di comando;
- B - invio dell'identificativo;
- C - invio della temperatura;
- D - invio del livello di batteria;
- E - settaggio degli angoli iniziali;
- F - 10 cicli di gait ottimizzato;
- G - ripristino configurazione iniziale con i LS chiusi.

Durante la loro attivazione, i motori giravano a vuoto, senza avere un carico applicato. La misura della corrente media è stata ottenuta inserendo i dati acquisiti con l'oscilloscopio nell'equazione:

$$I_m = \frac{\sum I \cdot t}{\sum t} \quad (5.1)$$

È stata infine valutata la durata complessiva delle batterie contando i cicli completi che la capsula compie prima dell'esaurimento della sorgente energetica.

Un'ulteriore prova effettuata su un supercapacitore da 3.3 F ha avuto lo scopo di valutare l'efficacia dell'integrazione all'interno del tender di un condensatore con una capacità di 2 F, unitamente ad un sistema in grado di assorbire potenza dall'esterno, attraverso accoppiamenti magnetici.

Attualmente è infatti in corso uno studio per dotare la capsula, o un qualunque dispositivo endoscopico wireless, di un modulo di alimentazione esterna [50]. Il sistema complessivo comprende un avvolgimento esterno che, se alimentato, stabilisce un accoppiamento magnetico con tre bobine presenti all'interno del dispositivo wireless, fornendo potenza. Questi tre avvolgimenti sono disposti ortogonalmente l'uno rispetto all'altro, in modo da essere orientati secondo i tre assi spaziali. In questo modo, qualunque sia l'orientazione della capsula, l'accoppiamento con l'avvolgimento esterno sarà sempre ottimale (Fig. 5.3).

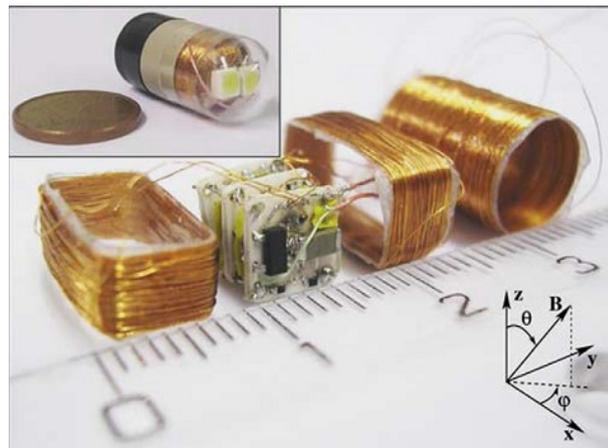


Figura 5.3: I tre avvolgimenti da alloggiare all'interno del dispositivo wireless

Per poter essere integrati all'interno della capsula endoscopica, le dimensioni dei due avvolgimenti prismatici sono 5.75 mm x 7.8 mm x 10.3 mm e 5.3 mm x 7.8 mm 12 mm, mentre quello cilindrico ha un diametro di 5 mm e

una lunghezza di 12 mm. All'interno dell'avvolgimento cilindrico alloggianno le altre due bobine e l'elettronica dedicata, mentre il volume complessivo è 1 cm³.

L'alternativa di utilizzare tre avvolgimenti esterni e uno interno non è stata altrettanto efficiente, pertanto per applicazioni di endoscopia wireless è opportuno dotare il dispositivo di tre avvolgimenti in ricezione, in grado di fornire una potenza di 150-200 mW.

L'energia trasferita al dispositivo può essere direttamente utilizzata per applicazioni che richiedono basso consumo (invio di immagini verso l'esterno, semplici attività di ricetrasmisione) oppure può essere immagazzinata all'interno di un supercondensatore, in grado di restituirla quando è richiesta. Per l'attivazione dei motori della capsula a zampe potrebbe essere utile avere a disposizione una quota di energia in grado di sviluppare picchi elevati di corrente. Nell'avviamento dei motori, infatti, le correnti di spunto sono maggiori di quelle a regime e ciò rende questa fase molto dispendiosa dal punto di vista energetico.

Il condensatore usato ha un diametro di 12 mm, una lunghezza di 22 mm ed è stato utilizzato solo per valutare l'autonomia che esso è in grado di fornire alla capsula. In particolare, è stato registrato con l'oscilloscopio il tracciato relativo al transitorio di carica del capacitore, che in seguito è stato utilizzato per azionare la capsula. Durante il test, il condensatore agisce in parallelo ad un generatore di corrente che eroga 50 mA di corrente, per simulare il contributo della sorgente energetica wireless.

5.2 Prove su simulatore in lattice

Per valutare l'efficienza di locomozione della capsula sono state effettuate delle prove utilizzando un tubo di lattice lungo 23 cm e avente un diametro di 33 mm (Fig. 5.4).

Il tubo è stato fissato ad un'apposita struttura di sostegno che lo mantiene in tensione ed è stato valutato il tempo impiegato dalla capsula per percorrere 16 cm all'interno del condotto.



Figura 5.4: Banco di prova con tubo di lattice

5.3 Prove ex-vivo

Sono stati condotti anche test ex-vivo per testare la capsula in un ambiente più simile possibile a quello in cui dovrà operare, al fine di ottenere una validazione più significativa del prototipo. Un segmento di intestino tenue porcino è stato fissato alla struttura di supporto utilizzata anche nel banco di prova precedentemente descritto ed è stato mantenuto in tensione. Questo accorgimento è stato preso per evitare che il tessuto intestinale venisse trascinato all'interno del corpo capsula, causando il malfunzionamento dei motori. Il tratto di intestino utilizzato è stato adagiato sopra un simulatore per suture, costituito da un blocco di gommapiuma e da uno strato polimerico superficiale che simula l'epidermide (Fig. 5.5).

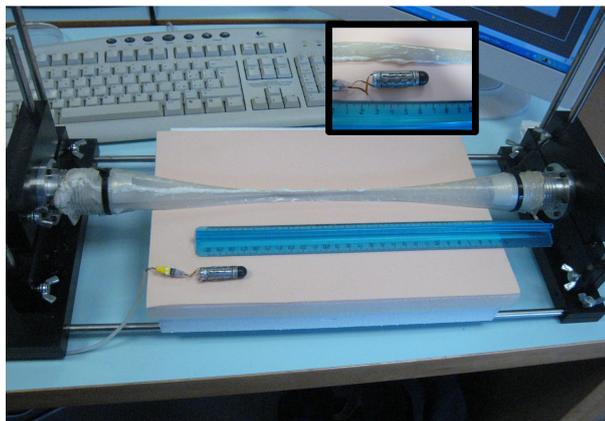


Figura 5.5: Banco di prova con intestino tenue porcino

È infatti necessario simulare la presenza dei tessuti circostanti, così da fornire alla capsula l'appoggio fornito in-vivo dagli organi intorno al colon. La configurazione sperimentale descritta è stata utilizzata per valutare l'influenza dei parametri più significativi sulla velocità di locomozione della cap-

sula, secondo un protocollo che prevede che la capsula percorra 20 cm all'interno del tratto intestinale. Viene fatto variare un parametro a intervalli di 10° , tenendo costanti tutti gli altri. Per ciascuna combinazione di angoli vengono effettuate tre prove e da queste viene calcolato il tempo medio impiegato. In particolare, sono stati valutati gli effetti che l'angolo di span, l'angolo di offset e quello di sincronizzazione hanno sull'efficienza del gait, variando ciascuno dei tre dopo aver fissato gli altri parametri. Una volta individuato il valore ottimale (valutato in base al tempo impiegato dalla capsula per percorrere la distanza stabilita) del parametro studiato, ad esso viene assegnato tale valore e si passa all'analisi di un altro angolo.

I test nel simulatore in lattice e parte dei test ex-vivo sono stati condotti utilizzando le zampe descritte nel paragrafo 3.3.3, mentre la restante parte delle prove sul tratto di intestino sono state compiute montando sulla capsula una nuova tipologia di zampa. La figura 5.6a mostra la micrografia della prima tipologia di zampa, mentre in figura 5.6b si evidenzia la forma circolare della punta del nuovo modello di zampa, dotata di microuncini che aumentano notevolmente l'adesione alla parete intestinale.

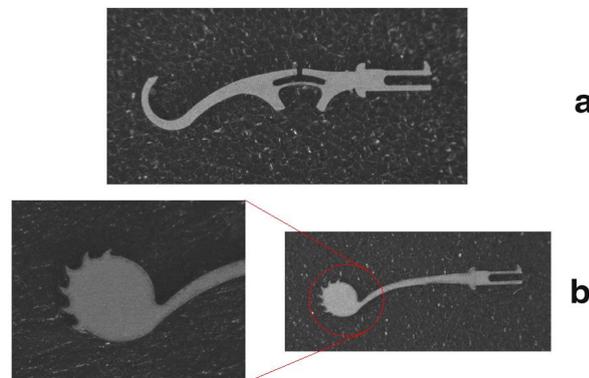


Figura 5.6: Micrografie delle due tipologie di zampe utilizzate per i test (a. zampe utilizzate per i test nel tubo in lattice, b. nuovo prototipo di zampa senza ginocchio e con punta arrotondata e uncinata)

Un'altra sostanziale differenza introdotta dal nuovo design delle zampe è costituita dall'assenza del grado di libertà passivo, presente nella versione precedente. Le nuove zampe, infatti, sono rigide per ridurre la tendenza a rompersi durante la fase di locomozione della capsula.

Entrambe le tipologie di test effettuate sono state condotte utilizzando dei collegamenti filati per l'alimentazione della capsula, visto che l'intento era quello di verificare la qualità del gait e del banco di prova utilizzato. Diver-

samente, si sarebbe presentato il problema dovuto al fatto che la soluzione wireless non consente attualmente di azionare i motori con velocità sufficiente, non implementando il controllo basato sulla lettura della BEMF. È comunque in progetto una fase di test del dispositivo wireless, una volta che tutti i componenti saranno pronti per essere incorporati nella capsula.

Capitolo 6

Risultati

6.1 Consumo di potenza

La capsula è stata programmata per passare dalla fase di stand-by a quella attiva dopo 1 secondo. Una volta che la modalità attiva è stata ripristinata la capsula invia tre richieste di comando. Il valore di corrente registrato relativamente a questa fase, della durata complessiva di circa 80 ms, è di 30 mA.

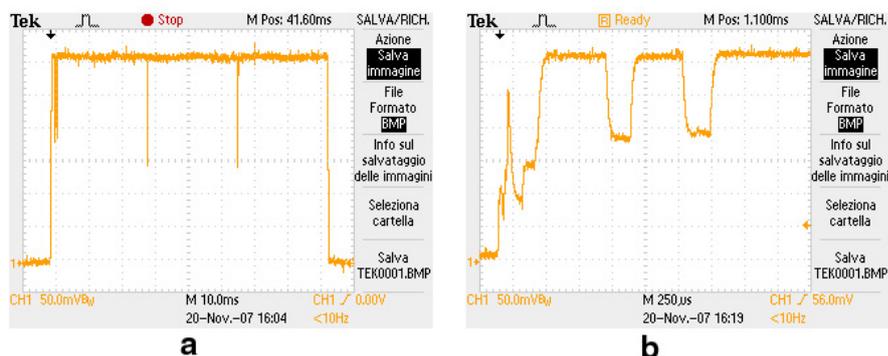


Figura 6.1: Tracciato relativo all’invio di tre richieste di comando su due diverse scale temporali

Dalla figura 6.1a si notano i tre picchi, della durata di 25 ms, relativi alla richiesta di comando. L’altro tracciato (Fig. 6.1b) è invece ottenuto considerando una scala temporale più piccola (25 μs contro 10 ms) e mostra chiaramente il picco relativo all’attivazione della periferica dedicata alla trasmissione a radiofrequenza.

La figura 6.2a mostra due picchi di assorbimento che si verificano in corrispondenza della richiesta di comando e dell’attivazione di un motore.

L’altro grafico in figura mostra invece il tracciato relativo ad un ciclo completo. Si notano i piccoli picchi di richiesta di comando prima e dopo il ciclo

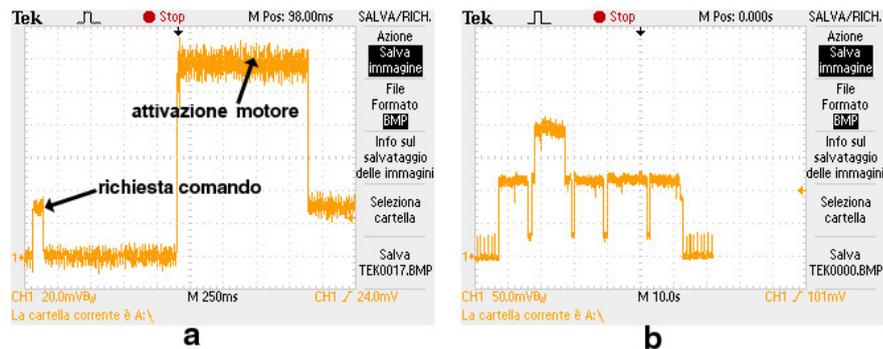


Figura 6.2: Tracciato relativo all'apertura di 10° di un LS (a) e a un ciclo completo (b)

e appare evidente il massimo valore di tensione raggiunto quando entrambi i motori sono attivi. Ciascun motore, quando viene attivato, richiede una corrente di circa 100 mA, mentre l'attivazione contemporanea assorbe circa 200 mA. I risultati ottenuti sono in accordo con il dato relativo al consumo di potenza fornito dalla ditta produttrice.

In figura 6.3 viene presentata la tabella riassuntiva circa l'assorbimento di corrente misurato durante lo svolgimento della procedura descritta nel paragrafo 5.1. La corrente media risultante è di 130.5 mA.

	Corrente (mA)	Tempo (s)
A - dieci richieste di comando	30	0,08
B - invio dell'identificativo	40	0,006
C - invio della temperatura	40	0,006
D - invio del livello di batteria	40	0,006
E - settaggio degli angoli iniziali	120	9
F - 10 cicli di gait	131,1	368
G - ripristino configurazione iniziale	117,4	9,8
I media	130,5	

Figura 6.3: Tabella riassuntiva dell'assorbimento di corrente

Inizialmente sono state utilizzate due batterie LP20 (Plantraco Ltd. - Canada [51]) da 20 mAh, 3.7 V di tensione e picchi di corrente erogabile pari a 400 mA. Le dimensioni di ciascuna batteria sono 12 mm x 9 mm x 3.2 mm (Fig. 6.4).

Questo tipo di batterie, ai polimeri di ioni di litio (batterie Li-Poly o LiPo), si sono evolute tecnologicamente dalle batterie agli ioni di litio (batterie Li-Ion). In tali dispositivi l'elettrolita in sale di litio non è contenuto in un solvente organico come nelle batterie al litio tradizionali, ma in un polimero solido composito come ad esempio poliacrilonitrile. Ci sono molti vantaggi di questo tipo di batterie rispetto a quelle classiche al litio, incluso il fatto che l'elettrolita in polimero solido non è infiammabile, a differenza



Figura 6.4: Batteria Plantraco LP20

del solvente organico utilizzato nelle celle Li-Ion. Questa è una caratteristica altamente auspicabile per applicazioni mediche. Le batterie LiPo non necessitano di un contenitore metallico e quindi può ridurre notevolmente il peso e il volume, consentendo un impacchettamento più denso senza spazi tra le celle. In questo modo la loro densità energetica risulta maggiore più del 20% rispetto ad una Li-Ion classica ed è circa tre volte migliore rispetto alle batterie NiCd e NiMH.

Poiché tali batterie non sono risultate idonee a soddisfare le richieste energetiche della capsula, un'altra tipologia di batteria utilizzata (Tadiran 1030) ha una capacità maggiore pari a 120 mAh, un diametro di 9 mm e una lunghezza di 25 mm. Essa è in grado di alimentare la capsula per quasi un'ora.

L'ultima soluzione adottata prevede l'utilizzo della batteria TLM-1530MP (Tadiran Batteries [52]) avente capacità 300 mAh, un voltaggio di 4.0 V, un diametro pari a 15 mm e la lunghezza di 25 mm (Fig. 6.5). La massima corrente erogabile è di 2-5 A (il valore dipende dalle condizioni di utilizzo), per cui tale batteria risulta adeguata alle esigenze energetiche della capsula.

Dai test sperimentali è emerso che le due batterie Plantraco, della capacità complessiva di 40 mAh, forniscono alla capsula un'autonomia di 13 cicli. La batteria da 120 mAh è in grado di fornire alla capsula un'autonomia di circa 40 cicli, mentre la batteria TLM-1530MP, della capacità di 400 mAh, può garantire un'autonomia di circa 3 ore. Ciò corrisponde a 130 cicli completi, sufficienti per coprire una distanza approssimativa di 120 cm. Tale batteria risulta pertanto adeguata a percorrere tutta la lunghezza del colon. Le dimensioni della batteria selezionata non sono conciliabili con la disponi-

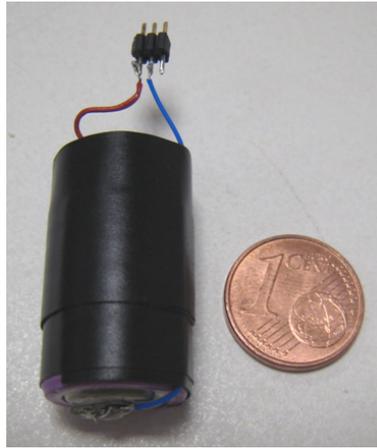


Figura 6.5: Batteria Tadiran TLM-1530MP

bilità di spazio del corpo capsula. Esso infatti è quasi completamente occupato dai motori Namiki e dal meccanismo di locomozione. L'integrazione al suo interno del microcontrollore, del sistema telemetrico, del driver per i motori e della batteria TLM-1530MP, sarebbe possibile soltanto se la capsula avesse una lunghezza di 62 mm e un diametro di 17 mm (Fig. 6.6).

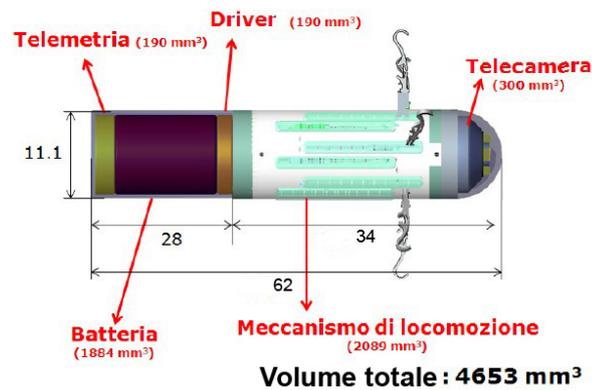


Figura 6.6: Disegno della capsula comprensiva di tutti i componenti

Tali dimensioni non sono compatibili con la necessità di deglutire la capsula.

Pertanto è stata messa a punto una soluzione alternativa che prevede l'utilizzo di un modulo aggiuntivo posto in coda alla capsula, il tender.

Il tender

Il tender è realizzato con la stampante 3D Printer Invision Si^2 della Inition disponibile presso l'officina del Polo Sant'Anna Valdera. I materiali utilizzati sono i materiali dedicati VisiJet XT 200 Material come fotopolimero

acrilico e il materiale VisiJet S100 Material come materiale di supporto [www.inition.com].

In base alle batterie a disposizione sono state messe a punto diverse soluzioni per integrare all'interno del tender il microcontrollore, il sistema telemetrico, il driver dei motori e la sorgente energetica (Fig. 6.7).

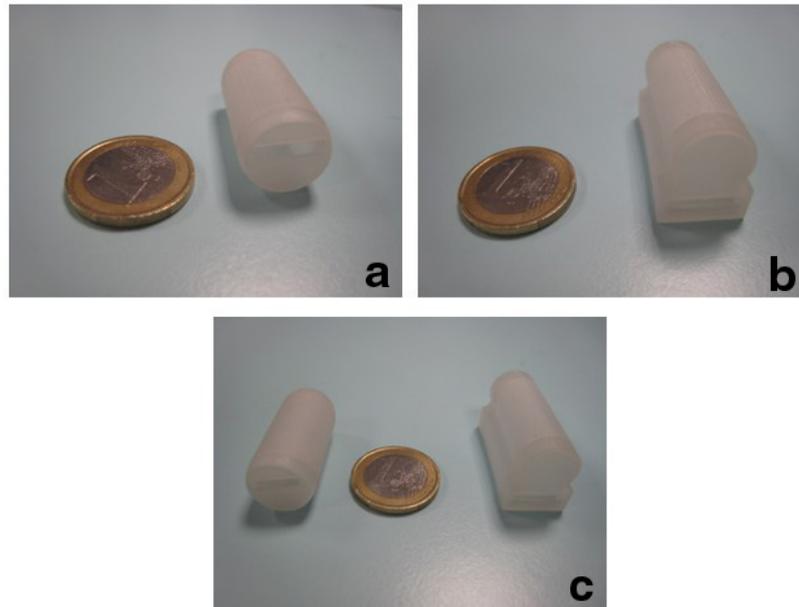


Figura 6.7: Fotografie dei tender realizzati

Le batterie Plantraco e la Tadiran 1030 sono utilizzabili unitamente al modulo RC2300 e al driver dei motori, e incorporabili all'interno dei tender mostrati in figura 6.7a e 6.7b rispettivamente. Il tender cilindrico ha un diametro di 17 mm e una lunghezza di 25.7 mm, senza comprendere i due tappi posti alle sue estremità, le cui dimensioni variano a seconda della forma. La lunghezza complessiva raggiunge i 33.2 mm, considerando i tappi dalla fisionomia più sottile. Uno di questi ha una conformazione particolare e presenta un'apertura che consente la connessione tra i cavi provenienti dai motori a bordo della capsula, e il sistema di controllo presente nel tender. L'altra tipologia di tender (Fig. 6.7b), seppur non definitiva e non ottimizzata, è stata ideata per minimizzare il volume complessivo del modulo aggiuntivo.

La batteria TLM-1530MP è integrabile all'interno del tender cilindrico se associata alla scheda miniaturizzata descritta nel paragrafo 4.2.2 (Fig. 4.15). Tale soluzione permette di fornire alla capsula l'autonomia necessaria ad

effettuare una colonoscopia capsulare completa, mantenendo le dimensioni entro i limiti che ne permettono l'ingestione (Fig. 6.8).

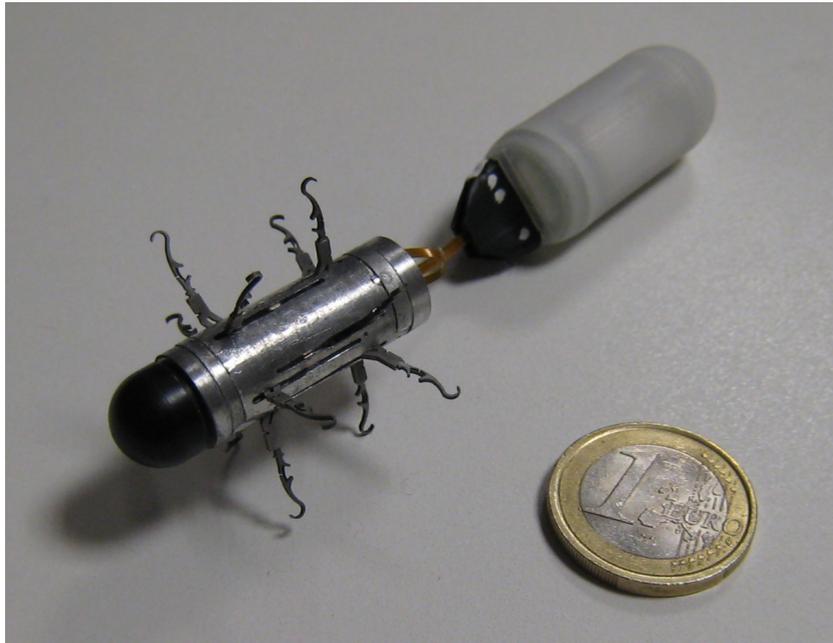


Figura 6.8: Il sistema endoscopico complessivo costituito dalla capsula e dal tender

Quest'ultimo aspetto tuttavia richiede una validazione in termini di accettabilità medica. Da un'analisi preliminare sulla realizzabilità di tale soluzione è emerso che essa potrebbe essere accettabile dal punto di vista medico. L'ingerimento del dispositivo infatti non dovrebbe essere più fastidioso e difficoltoso dell'inserimento dei tradizionali strumenti gastroscopici, tanto più che il disagio per il paziente dura i pochi istanti prima che la capsula raggiunga lo stomaco. All'interno dell'esofago infatti, essa procede molto velocemente, e ne percorre l'intera lunghezza in circa 6-8 secondi.

Un'idea analoga è presentata nel brevetto depositato numero WO 2005/112460 A2 [53]. In questo lavoro è stata proposta la soluzione capsulare per effettuare biopsie a livello del tratto gastrointestinale, attraverso l'utilizzo di un sistema comprensivo di due dispositivi (Fig. 6.9).

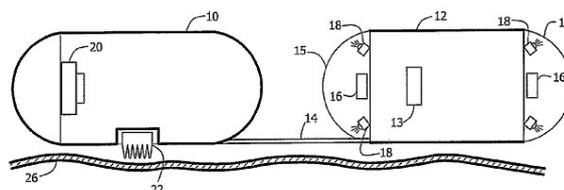


Figura 6.9: Sistema per biopsie ideato da Christopher Swain

Un dispositivo contiene una telecamera e un trasmettitore delle immagini rilevate mentre nell'altro alloggia il meccanismo per prelevare campioni di tessuto.

Un'altra problematica è connessa al problema di connettere fisicamente la capsula al tender. Attualmente è in fase di sviluppo una metodologia efficiente e rapida per ottenere un collegamento flessibile che, allo stesso tempo, preservi l'integrità e la funzionalità dei connettori utilizzati per alimentare i motori. Mediante stereolitografia sono stati realizzati alcuni mock-up che simulano diverse tipologie di connessione (Fig. 6.10).

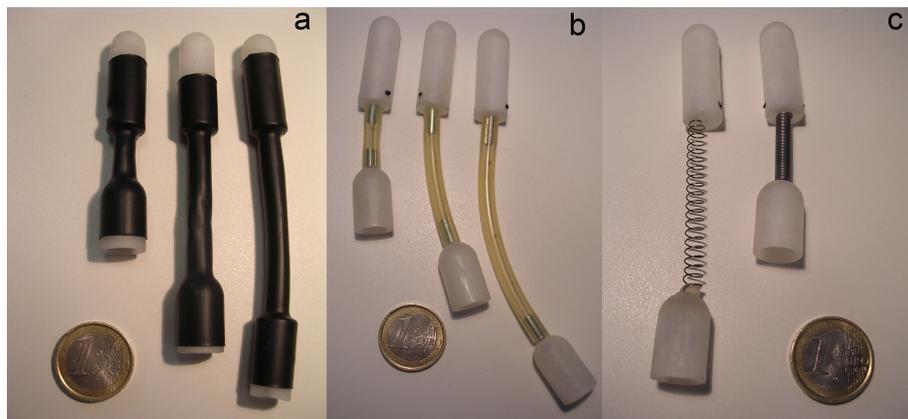


Figura 6.10: Tecniche di collegamento fisico tra i due moduli e i materiali utilizzati: a. gomma termorestringente, b. tubo di silicone, c. molle

Nella realizzazione dei mock-up sono stati utilizzati materiali con proprietà differenti, e sono state impostate diverse distanze di connessione tra i due moduli (3, 5 e 8 cm). Tali mock-up saranno utilizzati per effettuare test in vivo, al fine di valutare, all'interno del tratto gastrointestinale, l'efficacia delle metodologie di connessione. Allo stesso tempo verranno analizzate delle tecniche alternative per ottimizzare la flessibilità del dispositivo complessivo, costituito dalla capsula e dal tender.

Prove sul condensatore

Per ovviare al problema energetico è stata valutata l'ipotesi di dotare la capsula di un condensatore in grado di immagazzinare energia dall'esterno, grazie ad un'opportuna circuiteria costituita da tre avvolgimenti ortogonali tra loro. Le prove effettuate hanno dimostrato che il condensatore, avente capacità di 3 F, può essere caricato fino alla tensione di 3.3 V in circa 4 minuti. Le prove sono state effettuate utilizzando una corrente massima del

valore di 50 mA. Tale valore, è stato scelto perché l'alimentazione esterna può fornire un massimo di 150-200 mW, a cui corrisponde una corrente di 50 mA, considerando la tensione pari a 3.3 V.

La figura 6.11 mostra il tracciato ottenuto collegando la sonda dell'oscilloscopio ai capi del condensatore durante il transitorio di carica.

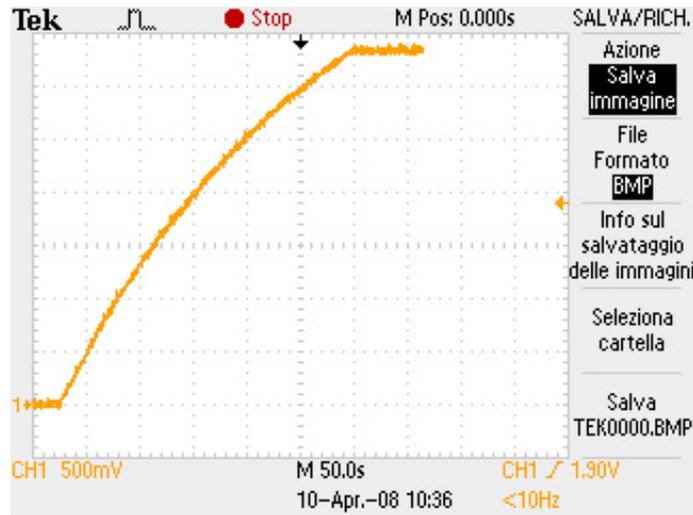


Figura 6.11: Transitorio di carica del condensatore caricato con una corrente massima di 50 mA

Dalle prove sull'assorbimento di corrente della capsula è emerso che essa necessita di una corrente media pari a 130.5 mA. Moltiplicando questo valore per la tensione di lavoro (3.3 V), si ottiene la potenza media richiesta dal dispositivo, pari a 430 mW.

Considerando il circuito costituito dal generatore, dalla resistenza da 1 Ω e dalla capsula, è possibile impostare l'equazione

$$V_{capsula} = V_{cc} - V_R \quad (6.1)$$

dove $V_{capsula}$ è la caduta di tensione dovuta alla presenza della capsula (considerata pari a 130 mV), V_R è la tensione presente ai capi della resistenza da 1 Ω e V_{cc} è pari a 3.3 V. Dall'equazione 6.1 si ricava il valore di $V_{capsula}$, dal quale si calcola quello della resistenza equivalente della capsula che risulta pari a circa 24 Ω .

Per funzionare correttamente la capsula necessita di una tensione compresa tra 3.3 e 2.7 V, pertanto quando la differenza di potenziale ai capi del condensatore scende sotto tale valore, la capsula non ha più a disposizione la

potenza necessaria ad attivare i motori.

Dalla figura 6.12, che rappresenta il transitorio di scarica del condensatore su una resistenza da 24Ω , si nota che la tensione scende sotto il valore di 2.7 V dopo circa 30 s, un tempo paragonabile a quello necessario per il settaggio degli angoli iniziali e per completare un ciclo di gait ottimizzato (38 s).

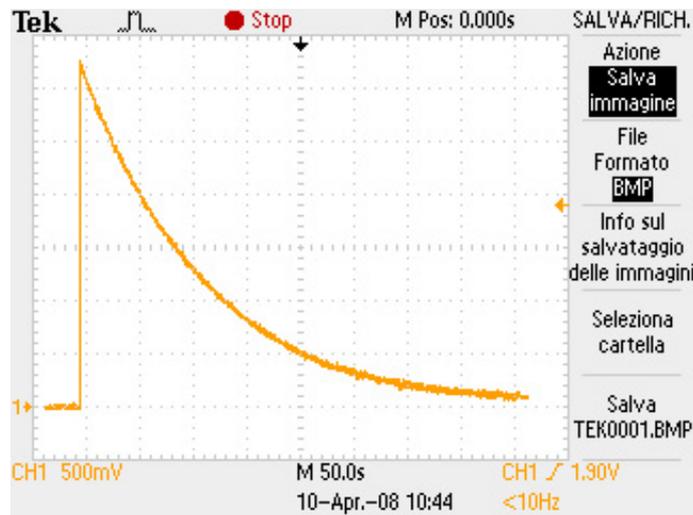


Figura 6.12: Transitorio di scarica del condensatore su una resistenza di 1Ω

Le prove sperimentali condotte alimentando la capsula con il condensatore carico a 3.3 V e con una quota di corrente di 50 mA fornita dal generatore, hanno mostrato che essa riesce a compiere poco più di un ciclo. Tale risultato è totalmente in accordo con quanto emerge dai calcoli teorici.

L'integrazione del condensatore e del circuito per il trasferimento wireless di potenza come sorgente di energia supplementare, potrebbe prevedere dei cicli di carica e scarica del capacitore che permetterebbero un risparmio energetico aumentando così la durata della batteria (Fig. 6.13).

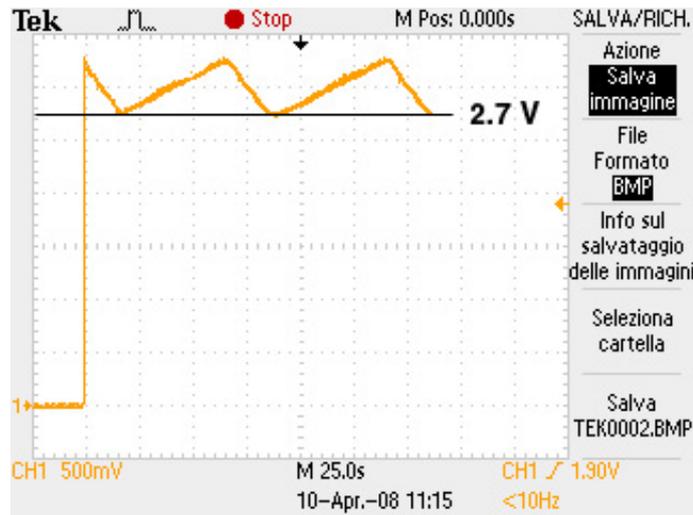


Figura 6.13: Cicli di carica e scarica del condensatore

Poiché il condensatore impiega 1 minuto e 40 secondi per ricaricarsi da 2.7 a 3.3 V, e garantisce 30 secondi di funzionamento del dispositivo, la durata della batteria aumenterebbe del 22% circa.

6.2 Prove nel simulatore in lattice

Le prove effettuate utilizzando un simulatore di lattice, sono state condotte per poter confrontare le prestazioni della capsula a 12 zampe con quelle della versione precedente, dotata di 8 zampe [Tesi Sergio]. Sono state seguite le stesse procedure utilizzate durante la fase di test della capsula a 8 zampe. Le tabelle riportate di seguito raccolgono i risultati più significativi ottenuti durante le prove nel simulatore in lattice.

N° prova	Tempo (s)
1	4:47
2	3:52
3	5:28
4	4:58
5	6:23
6	3:49
7	4:37
Media	4:42

Figura 6.14: Risultati relativi al gait ottenuto impostando i parametri $\alpha_1 = 50^\circ$, $\alpha_2 = 80^\circ$, $\beta_1 = 15^\circ$, $\beta_2 = 50^\circ$, $\lambda_1 = 40^\circ$, $\lambda_2 = 40^\circ$

Rispetto alla capsula a 8 zampe la velocità che si ottiene è inferiore, anche se l'aggiunta di 2 zampe per ogni set ha la funzione di distendere meglio il

N° prova	Tempo (s)
1	3:23
2	3:56
3	3:08
4	4:42
5	5:35
6	5:05
7	4:53
Media	4:23

Figura 6.15: Risultati relativi al gait ottenuto impostando i parametri $\alpha_1 = 60^\circ, \alpha_2 = 90^\circ, \beta_1 = 15^\circ, \beta_2 = 60^\circ, \lambda_1 = 30^\circ, \lambda_2 = 30^\circ$

tessuto, più che incrementare la velocità del dispositivo.

Infine la figura 6.16 confronta la velocità media della capsula a 12 zampe ricavata dalle prove effettuate, con le velocità dei prototipi di capsula precedenti [25].

Capsula	Velocità (cm/min)
4 zampe	3
8 zampe	3,9
12 zampe	3,7

Figura 6.16: Confronto tra le velocità delle capsule a zampe

Inoltre è apparso evidente che il banco di prova utilizzato non è ottimale per testare la capsula, in quanto il tubo di lattice non riproduce l'ambiente fisiologico. Il problema maggiore riscontrato è che le zampe non riescono ad entrare in contatto con tutta la superficie del condotto, cosa che invece accade se la capsula procede all'interno di un segmento intestinale collassato. In questo caso la fase di spinta è più efficace poiché tutte le zampe contribuiscono allo sviluppo della forza propulsiva.

Tuttavia i risultati ottenuti hanno indirizzato l'indagine sull'ottimizzazione del gait, fornendo informazioni importanti circa i parametri più influenti. Inoltre questi test hanno evidenziato la necessità di mettere a punto un banco di prova più verosimile, che permetta di collezionare risultati più significativi.

6.3 Prove ex-vivo

A partire dai risultati mostrati nel paragrafo precedente, sono state sperimentate nuove tipologie di gait, con particolare attenzione ai parametri che

si sono rivelati significativi: l'angolo di span e soprattutto l'angolo di sincronizzazione tra i due LS. Come detto i test sono stati eseguiti utilizzando un segmento di intestino porcino, secondo il set-up descritto nel paragrafo 5.3.

I risultati registrati sono mostrati nelle tabelle sottostanti, che riportano i tempi ottenuti facendo variare il parametro β_1 per due valori fissati dell'angolo di span posteriore (α_2).

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	5:19	19
2	5:43	20
3	5:56	21
Media	5:39	
V_M (mm/min)	35	

(a) $\beta_1 = 20^\circ$

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	4:51	17
2	4:15	15
3	4:17	15
Media	4:28	
V_M (mm/min)	45	

(b) $\beta_1 = 30^\circ$

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	4:41	16
2	4:05	14
3	4:04	14
Media	4:17	
V_M (mm/min)	47	

(c) $\beta_1 = 40^\circ$

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	4:37	15
2	3:57	14
3	4:14	14
Media	4:16	
V_M (mm/min)	47	

(d) $\beta_1 = 50^\circ$

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	4:10	12
2	3:44	11
3	4:21	13
Media	4:05	
V_M (mm/min)	49	

(e) $\beta_1 = 60^\circ$

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	4:22	13
2	4:23	13
3	4:20	13
Media	4:22	
V_M (mm/min)	46	

(f) $\beta_1 = 70^\circ$

Figura 6.17: Risultati delle prove relative al gait identificato dagli angoli: $\alpha_1 = 80^\circ$, $\alpha_2 = 90^\circ$, $\beta_1 = \text{variabile}$, $\beta_2 = 80^\circ$, $\lambda_1 = 20^\circ$, $\lambda_2 = 30^\circ$

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	4:06	13
2	4:22	14
3	4:52	16
Media	4:27	
V_M (mm/min)	45	

(a) $\beta_1 = 20^\circ$

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	4:24	14
2	4:47	15
3	4:30	14
Media	4:34	
V_M (mm/min)	44	

(b) $\beta_1 = 30^\circ$

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	4:20	13
2	4:35	13
3	4:44	14
Media	4:33	
V_M (mm/min)	44	

(c) $\beta_1 = 40^\circ$

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	4:30	13
2	4:39	14
3	4:45	13
Media	4:38	
V_M (mm/min)	43	

(d) $\beta_1 = 50^\circ$

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	5:07	14
2	5:22	15
3	5:17	15
Media	5:15	
V_M (mm/min)	38	

(e) $\beta_1 = 60^\circ$

N° prova	Tempo (s)	N° cicli
1	5:07	14
2	4:48	13
3	4:15	13
Media	4:43	
V_M (mm/min)	42	

(f) $\beta_1 = 70^\circ$

Figura 6.18: Risultati delle prove relative al gait identificato dagli angoli: $\alpha_1 = 80^\circ$, $\alpha_2 = 100^\circ$, $\beta_1 = \text{variabile}$, $\beta_2 = 80^\circ$, $\lambda_1 = 20^\circ$, $\lambda_2 = 30^\circ$

Analizzando le tabelle si può concludere che i risultati migliori sono stati ottenuti con l'angolo di span posteriore impostato a 90° . Ciò può essere spiegato analizzando l'angolo globale di apertura del LS posteriore, pari alla somma tra l'angolo di span e l'angolo di offset, considerato sempre pari a 30° . Una maggiore apertura del LS posteriore fornisce sia un'ottima spinta propulsiva ma, allo stesso tempo, è responsabile di un moto retrogrado di notevole entità, nonostante l'ancoraggio fornito dal LS anteriore.

L'angolo di sincronizzazione β_1 imposta il ritardo tra la fase di apertura del LS posteriore e quella di chiusura del LS anteriore. In particolare, aumentando questo valore, le due fasi risultano sempre meno sovrapposte, poiché i due LS contribuiscono quasi singolarmente alla spinta in avanti. Il valore di β_1 che ha fornito il risultato migliore in termini di velocità della capsula è 60° . Utilizzando un valore maggiore è possibile che il LS posteriore entri in

contatto con la parete intestinale prima di iniziare ad aprirsi, aumentando l'attrito; viceversa il settaggio di un angolo β_1 minore riduce notevolmente il contributo delle zampe anteriori alla fase di spinta, che avverrà principalmente grazie all'apertura del LS posteriore.

La figura 6.19 mostra i tempi ottenuti al variare dell'angolo β_1 . Nelle curve riportate, il minimo è stato raggiunto impostando $\alpha_2 = 90^\circ$ e $\beta_1 = 60^\circ$.

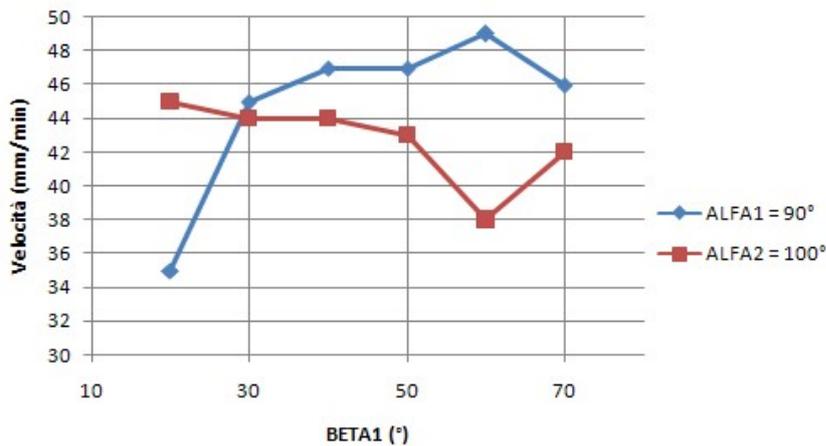


Figura 6.19: Grafici che riportano la velocità media registrata nei vari trial al variare dell'angolo β_1

Un'altra considerazione importante da fare riguarda gli angoli di offset. Il valore impostato per il LS anteriore differisce di 10° da quello relativo al LS posteriore. Tale scelta si basa sul fatto che il LS anteriore deve chiudersi il più possibile per non ostacolare la fase propulsiva dovuta al LS posteriore. Viceversa, è necessario che il contatto con la parete intestinale da parte del LS posteriore avvenga immediatamente dopo che le zampe anteriori si staccano da questa, così da rendere consecutivi i contributi che i due LS danno alla fase propulsiva.

Da quanto detto fino ad ora, il gait ottimo che è stato selezionato è caratterizzato dai seguenti angoli: $\alpha_1 = 80^\circ$, $\alpha_2 = 90^\circ$, $\beta_1 = 60^\circ$, $\beta_2 = 80^\circ$, $\lambda_1 = 20^\circ$, $\lambda_2 = 30^\circ$. La velocità media ottenuta con esso è pari a $49 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$.

Inoltre, è opportuno considerare che i risultati mostrati in figura 6.17a sono stati ottenuti con test effettuati utilizzando le zampe dotate di ginocchio flessibile, mentre in tutte le altre prove sono state utilizzate le zampe rigide con la punta uncinata. L'utilizzo di questa tipologia di zampe si è dimostrato più efficiente perché la capsula riesce a migliorare l'interazione con la parete, grazie alla maggior rigidità e alla nuova conformazione della punta, dotata

di uncini che migliorano notevolmente l'ancoraggio. Infine, durante le prove, non si è mai verificata la rottura delle zampe rigide, mentre la probabilità che l'altra tipologia andasse incontro a tale fenomeno era piuttosto rilevante, a causa della debolezza giunto flessibile passivo. Allo stesso tempo però, le zampe rigide presentano una ridotta adattabilità al diametro del tratto intestinale e per questo motivo innalzano i rischi di ledere il tessuto in presenza di restringimenti del lume. Sono previsti dei test per valutare l'entità di tale rischio, che rappresenta uno degli aspetti più importanti nella fase di validazione della locomozione a zampe.

Un'ulteriore osservazione può essere fatta confrontando il numero di cicli compiuti dalla capsula: all'aumentare dell'angolo β_1 aumenta la durata del singolo ciclo, dal momento che le fasi di spinta dovute ai due LS sono meno sovrapposte temporalmente. Considerando la medesima durata totale del test, ciò si riflette in una diminuzione del numero di cicli globali.

Infine un risultato molto importante è stato ottenuto attraverso l'analisi della capacità della capsula di dilatare la parete intestinale. La figura 6.20 mostra due immagini acquisite con un endoscopio posto all'interno di un tratto di colon porcino durante alcuni test in-vivo.

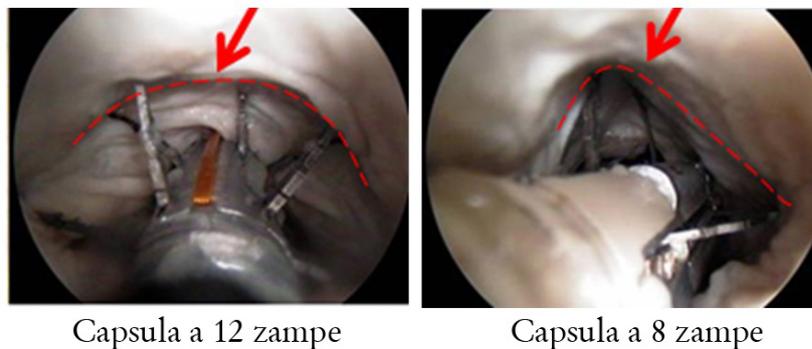


Figura 6.20: Immagini endoscopiche (a sinistra la capsula a 12 zampe, a destra la capsula a 8 zampe)

Appare evidente che la capsula a 12 zampe distende meglio la parete intestinale rispetto alla capsula dotata di un minor numero di zampe, creando un'apertura circolare. La distensione della parete del colon è molto importante perché l'esame diagnostico capsulare non prevede l'insufflazione di anidride carbonica e, pertanto, per ottenere immagini significative è necessario avere la migliore visibilità possibile, ottenibile con un'adeguata distensione della parete.

6.4 Applicazione del modello di gait generation al gait ottimizzato

Sostituendo i valori che caratterizzano il gait più efficiente ($\alpha_1 = 80^\circ, \alpha_2 = 90^\circ, \beta_1 = 60^\circ, \beta_2 = 80^\circ, \lambda_1 = 20^\circ, \lambda_2 = 30^\circ$) nelle equazioni 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6 descritte nel paragrafo 4.6 si ottengono i seguenti risultati:

$$\phi_1 = 5.5s, \theta_1 = 1.5s, \tau_1 = 5.5s$$

$$\phi_2 = 5s, \theta_2 = 4s, \tau_2 = 3s.$$

Capitolo 7

Conclusioni e sviluppi futuri

7.1 Conclusioni

Il lavoro di tesi è incentrato sullo studio e la realizzazione del sistema di controllo wireless per capsule endoscopiche con locomozione attiva a zampe. Il dispositivo capsulare trova applicazione in campo medico, nella diagnosi precoce di neoplasie e, più in generale, di patologie associate al colon, l'ultimo segmento del tratto gastrointestinale. Lo screening per individuare l'insorgenza di malattie è di fondamentale importanza, in quanto permette di intervenire tempestivamente qualora si accertasse la presenza di anomalie. Da qui l'esigenza di sviluppare tecniche diagnostiche sempre meno invasive e fastidiose per il paziente che si deve sottoporre all'esame.

Lo scenario in cui dovrà operare l'endoscopista prevede, oltre alla capsula, un'interfaccia grafica per impartire i comandi che il dispositivo esegue all'interno del paziente, al fine di ottenere immagini diagnostiche. La comunicazione tra il PC che supporta l'interfaccia grafica e il dispositivo è mediata dal dongle, un componente hardware collegato al PC.

Durante lo svolgimento del lavoro è stata implementata sia l'interfaccia grafica attraverso l'ausilio del software LabVIEW, sia i codici in linguaggio C con i quali sono stati programmati i microcontrollori presenti all'interno del dongle e della capsula. In particolare, la capsula è dotata di due set (Leg Set, LS) di 6 zampe. Il design delle zampe consente al dispositivo di interagire con la parete del colon e di scambiare forze con essa, così da permettere alla capsula di procedere all'interno del lume. L'avanzamento della capsula secondo una particolare andatura (gait) avviene in seguito ad una precisa sequenza di attivazione dei motori.

La capsula è un dispositivo in grado di muoversi attivamente all'interno del tratto gastrointestinale ed è necessario sviluppare sia una tecnica di controllo per impostare il gait desiderato, sia un metodo attendibile per valutare l'efficienza dell'andatura impostata. Per questo motivo è stato definito un modello per descrivere in modo univoco e generale la sequenza di attivazione di ciascun LS, in base alla definizione di 5 parametri: l'angolo di span, l'angolo di offset, il tempo di attesa prima che il LS si chiuda, il tempo di attesa che precede la fase di apertura e un tempo di traslazione temporale. Quando questo parametro è pari a zero, il LS è aperto dell'angolo λ e, non appena il ciclo inizia, esso comincia la fase di apertura. Assegnare a tale ritardo un valore diverso da zero permette di traslare la curva di attivazione del LS lungo l'asse temporale, in modo che il ciclo cominci con una fase che può essere diversa da quella di apertura.

Il modello, applicabile ad un qualsiasi dispositivo dotato di uno o più LS, non è facilmente utilizzabile per implementare il programma di controllo della locomozione, che ha richiesto la soluzione presentata nel paragrafo 4.5.2. Infatti, è più intuitivo considerare parametri che permettono il controllo della sincronizzazione dei due LS, piuttosto che descrivere il loro moto separatamente.

L'analisi del gait e la sua ottimizzazione è stata effettuata attraverso test in-vitro e ex-vivo. La prima tipologia di test è stata condotta utilizzando un tubo di lattice, mentre durante le altre prove la capsula è stata testata all'interno di un segmento di intestino porcino. Dai risultati è emerso che il banco di prova in lattice non riproduce le condizioni fisiologiche, pertanto i test condotti in questo modo hanno avuto il solo scopo di confrontare la velocità della capsula a 12 zampe con quella dei prototipi precedenti (una dotata di un solo LS da 4 zampe, l'altra munita di due LS e un totale di 8 zampe) testati utilizzando lo stesso set-up.

I test ex-vivo invece hanno permesso di individuare il gait più efficiente, variando i parametri più significativi. La velocità media ottenuta impostando tale gait è $49 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$.

Parallelamente all'indagine volta all'ottimizzazione del gait, è stato condotto uno studio approfondito sul fabbisogno energetico del dispositivo, a partire da considerazioni circa le forze da sviluppare. Da queste infatti deriva la scelta

del motore da utilizzare, che deve essere in grado di sviluppare la coppia necessaria. Tale scelta impone, a sua volta, il requisito relativo alla potenza necessaria per azionarlo, e quindi delle batterie da utilizzare. La soluzione che prevede l'utilizzo della batteria TLM-1530MP ha soddisfatto i requisiti energetici richiesti dai due motori a bordo della capsula, garantendo un'autonomia di circa 130 cicli di gait, sufficienti a condurre un esame endoscopico completo.

Tuttavia il corpo capsula risulta totalmente occupato dai motori e dal meccanismo di locomozione e pertanto non è possibile integrare al suo interno ulteriori componenti. Da questa considerazione emerge la necessità di introdurre un modulo aggiuntivo (tender), posto in coda alla capsula, per l'alloggiamento dell'elettronica, del sistema telemetrico e della batteria.

È stato così progettato un tender in grado di contenere tutti i componenti non integrabili all'interno del corpo capsula.

7.2 Sviluppi futuri

7.2.1 Miniaturizzazione dell'elettronica

I componenti elettronici integrati a bordo della capsula possono essere ulteriormente ridotti in dimensione e fornire allo stesso tempo performance migliori. Infatti, la soluzione attualmente disponibile, seppur di dimensioni accettabili ($\varnothing = 10.8$ mm, altezza = 2.5 mm), non permette l'utilizzo del feedback sulla posizione del rotore, ottenuto attraverso la lettura della BEMF. In futuro è previsto l'utilizzo di un ulteriore componente hardware dedicato alla lettura della BEMF relativa a ciascuna fase. Si tratta del microcontrollore SiLabs C8051F311 della Sunrom Technologies, le cui dimensioni, pari a 5 mm x 5 mm, non alterano sensibilmente l'ingombro complessivo dell'elettronica, considerando il miglioramento raggiungibile in termini di prestazioni del sistema.

La soluzione presentata sarà in grado di comandare 2 motori brushless, controllando la commutazione delle fasi mediante la lettura della BEMF, oppure fino a 6 motori a spazzole in corrente continua.

7.2.2 Riduzione dell'ingombro - Fonti energetiche alternative

La soluzione adottata per includere a bordo della capsula una sorgente di energia è quella attualmente più vantaggiosa in termini di capacità, massima corrente erogabile e dimensioni.

Dai test condotti per valutare il consumo di potenza è emerso che la batteria utilizzata può alimentare la capsula per circa 130 cicli. L'autonomia ottenibile è sufficiente per effettuare un esame completo del tratto gastrointestinale, anche se le prove di consumo sono state effettuate a vuoto, senza la presenza della telecamera CMOS (che richiede circa 10 mA per 100 ms per immagine), del sistema di illuminazione (100 mA per 100 ms per immagine) e della trasmissione wireless delle immagini (3 mA per 70 ms per immagine). Il miglioramento delle tecnologie porterà alla realizzazione di batterie più piccole in grado di erogare una quantità di corrente sempre più elevata.

7.2.3 Integrazione del modulo di visione

Attualmente la capsula non è dotata della telecamera in grado di fornire al medico le immagini diagnostiche e il feedback visivo per il controllo del dispositivo. Un sistema di acquisizione delle immagini, i LED per l'illuminazione del lume intestinale e l'elettronica dedicata all'elaborazione e alla trasmissione dei dati acquisiti sarà integrato all'interno del corpo capsula. Il primo prototipo del modulo visivo è stato sviluppato dall'azienda NeuriCam s.r.l.. Esso è composto da:

- sistema di lenti;
- LED per l'illuminazione;
- sensore ottico;
- circuito elettronico stampato.

Fra i sensori commerciali disponibili è stato selezionato il sensore Micron MT9V013 per le sue piccole dimensioni e il consumo energetico molto basso. Il sensore misura 2.50 mm x 2.80 mm x 0.20 mm, ha una risoluzione di 640x480 pixel, consuma 50 mW e ha un rate di aggiornamento pari a 30 frame per secondo (fps). Parallelamente è in fase di sviluppo un sensore

da integrare nel sistema di visione specifico per applicazioni endoscopiche, che al momento ha una risoluzione di 320x240 pixel RGB (a colori) e un frame rate di 30fps. Tali caratteristiche saranno migliorate nei prototipi futuri. Un'altra possibile soluzione in attesa che il sistema precedentemente descritto venga ottimizzato, è quella di utilizzare la telecamera MO-S508W-A001 fornita dalla Misumi Manufacturer & Exporter. Questa telecamera, wireless, di dimensioni 12 mm x 12 mm x 17 mm, 510 x 492 pixel (per ulteriori specifiche si rimanda al datasheet [54]) è stata adattata per essere utilizzata con un sistema di illuminazione e di messa a fuoco. I LED sono stati scelti in base alla dimensione, all'efficienza di potenza (lm/W) e all'angolo di emissione di luce. Il numero dei LED non è ancora stato definito, ma sarà compreso tra due e quattro a seconda dell'esigenza luminosa del sensore e della disponibilità energetica. Quando la capsula si trova nel lume del tratto gastrointestinale, le aree a qualsiasi distanza dalla telecamera potranno essere messe a fuoco grazie ad un sistema di lenti liquide, in grado di variare la distanza focale. La messa a fuoco è automatica e le lenti liquide sono completamente integrate nel sistema di visione. Quest'ultimo sistema è in fase di sviluppo e sarà presto integrato nella capsula endoscopica.

7.2.4 Integrazione del sensore di posizione

Attualmente la capsula endoscopica può essere controllata attraverso una strategia che sfrutta la lettura della BEMF indotta negli avvolgimenti statorici per avere un feedback sensoriale circa la posizione del magnete permanente del motore. Questa soluzione, che non prevede l'utilizzo di alcun sensore a bordo della capsula, non è a tutt'oggi implementabile nella scheda di controllo realizzata, perché richiede la presenza di componenti elettronici aggiuntivi, che determinano ulteriore ingombro.

Nel futuro immediato sarà installato un encoder magnetico proporzionale su ciascun motore in modo da avere un feedback sensoriale diretto, migliorando così l'efficienza del controllo dell'endocapsula. Il sensore utilizzato è prodotto dalla ditta Sensitec GmbH e verrà montato sotto i tappi che coprono il corpo capsula. L'elaborazione dei dati proveniente dai sensori cambierà completamente la strategia di controllo che non sarà più basata sul conteggio degli impulsi di corrente forniti al motore, ma sul numero effettivo di giri che il

rotore compie, da correlare poi all'angolo spazzato dal LS.

7.2.5 Validazione medica della soluzione bimodulare

Presso i laboratori della novineon GmbH saranno eseguiti alcuni test in-vivo su maiale volti alla valutazione della soluzione che prevede l'utilizzo di un tender in coda alla capsula. È necessario capire se tale soluzione è perseguibile, cioè se non compromette la funzionalità della capsula all'interno del distretto intestinale. Attualmente l'utilizzo di un modulo aggiuntivo risulta necessario nella progettazione di una capsula endoscopica dotata di locomozione attiva a zampe. Come più volte ripetuto, non è possibile integrare all'interno del corpo capsula tutti i componenti elettronici e meccanici unitamente alla sorgente di energia.

Inoltre la capsula verrà testata su un tratto di intestino tra le cui estremità è presente un dislivello e sarà sperimentata l'efficienza della locomozione retrograda. Se i risultati che emergeranno da questi test saranno positivi, e verrà dimostrato che la soluzione a due moduli è accettabile, si procederà nell'effettuare test in-vivo con lo scopo di valutare l'efficienza di locomozione all'interno del tratto intestinale e, più in generale, per verificare la solidità dell'intero sistema, sia in termini di stabilità meccanica, che in termini di efficacia del protocollo di controllo wireless implementato.

Bibliografia

- [1] A. Menciassi P. Valdastrì and P. Dario. Transmission power requirements for novel zigbee implants in the gastrointestinal tract. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering (in press)*, (99), 2008. Accepted for future publication Biomedical Engineering.
- [2] Disponibile in rete: <http://www.cancer.gov>.
- [3] C. Casella V. Taglietti. *Principi di fisiologia*, volume 1.
- [4] E. Manni G. Rindi. *Fisiologia Umana*.
- [5] A. Menciassi P. Dario M. Quirini, R. J. Webster. Design of a pill-sized 12-legged endoscopic capsule robot. In *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*, pages 1856–1862, April 2007.
- [6] Disponibile in rete: <http://www.cancer.org>.
- [7] Disponibile in rete: <http://www.istat.it>.
- [8] Disponibile in rete: <http://www.gastronet.it>.
- [9] A. Krummenerl K. Stock J. Lebke C. M. Göbel E. Lotterer H. H. Nietsch C. Behrmann J. G. Albert, F. Martiny and W. E. Fleig. Diagnosis of small bowel crohn’s disease: a prospective comparison of capsule endoscopy with magnetic resonance imaging and fluoroscopic enteroclysis. *Gut*, 54:1721–1727, 2005.
- [10] A. J. Taylor W. K. Leung T. C. Winter J. L. Hinshaw D. V. Gopal M. Reichelderfer R. H. Hsu D. H. Kim, P. J. Pickhardt and P. R. Pfau. Ct colonography versus colonoscopy for the detection of advanced neoplasia. *The new engl and journal of medicine*, 357:1403–1412, 2007.
- [11] J. Green. Complication of gastrointestinal endoscopy. Technical report, British Society of Gastroenterology, 2006. BSG Guideline in Gastroenterology.
- [12] M. Pennazio A. Caunedo M. Mascarenhas-Saraiva E. Rondonotti, J. M. Herreras and R. de Franchis. Complications, limitations, and failures of capsule endoscopy: a review of 733 cases. *GASTROINTESTINAL ENDOSCOPY*, 62, 2005.

- [13] P. Valdastri. *Progettazione e Realizzazione di un Sistema di Telemetria Multicanale per una Capsula Endoscopica Miniaturizzata*. PhD thesis, Scuola Superiore Sant'Anna, 2000/2001.
- [14] L. Gerovasi. *Indagine teorico sperimentale su un sistema innovativo per l'esplorazione tratto gastro-intestinale*. PhD thesis, Università degli Studi di Cagliari, 2004.
- [15] A. B. Slatkin S. W. Grundfest, J. W. Burdick. The development of a robotic endoscope. volume 2, pages 162–171, 1995.
- [16] V. Lakshman W.W. Walter and J.N. Amon. Self-propelling colonoscope. Disponibile in rete: <http://www.rit.edu/jnantl/asmeabs.html>.
- [17] L. Lencioni B. Magnani S. D'Attanasio P. Dario, M. C. Carrozza. A microrobotic system for colonoscopy. In *Robotics and Automation, 1997. Proceedings., 1997 IEEE International Conference on*, volume 2, pages 1567–1572vol.2, 20-25 April 1997.
- [18] B. Magnani S. D'Attanasio M. C. Carrozza, L. Lencioni and P. Dario. The development of a microrobot system for colonoscopy. *Proceedings of the First Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery*, 1205:779 – 788, 1997.
- [19] A. Menciassi P. Dario, P. Ciarletta and B. Kim. Modeling and experimental validation of the locomotion of endoscopic robots in the colon. *The International Journal of Robotics Research*, 23:549–556, 2004.
- [20] Disponibile in rete: <http://www.estor-td.it/>.
- [21] Disponibile in rete: <http://www.givenimaging.com>.
- [22] G. Meron. The development of the swallowable video capsule (m2a). *Gastrointestinal Endoscopy*, 6:817–819, 2000.
- [23] Disponibile in rete: <http://www.olympus.co.jp>.
- [24] Disponibile in rete: <http://www.cqjs.net>.
- [25] S. Scapellato. *Sensing systems and algorithms for biomimetic robots control*. PhD thesis, Scuola Superiore Sant'Anna, 2006.
- [26] Disponibile in rete: <http://www.rfnorika.com>.
- [27] S. Galbiati F. Carpi and A. Carpi. Magnetic shells for gastrointestinal endoscopic capsules as a means to control their motion. *Biomed Pharmacother*, 60(8):370–374, Sep 2006.
- [28] M. Appleyard P. Swain I. Gannot Y. V. Gulyaev T. G. Papazoglou C. Mosse, T. Millsand and C. F. P. van Swol. Electrostimulation to move endoscopes in the small bowel. In *SPIE, 2001. Proceedings of*, 2001.

- [29] S. Park C. Jee J. Kim S. Park, H. Park and B. Kim. Capsular locomotive microrobot for gastrointestinal tract. 2006.
- [30] J. H. Park B. Kim, S. Lee and J. Park. Inchworm-like microrobot for capsule endoscope. 2004.
- [31] Y. P. Lee Y. Kim G. Lee B. Kim, M. G. Lee. An earthworm-like micro robot using shape memory alloy actuator. *Sensors and Actuators*, 125:429–437, 2006.
- [32] S. Hashimoto K. Ikeuchi, K. Yoshinaka and N. Tomita. Locomotion of medical micro robot with spiral ribs using mucus. In *Micro Machine and Human Science, 1996. Proceeding IEEE Intenrnational Symposium on*, 1996.
- [33] K. Jiwoon M. B. Karagozler, B. Cheung and M. Sitti. Miniature endoscopic capsule robot using biomimetic micro-patterned adhesives. In *Biomedical Robotics and Biomechanics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on*, pages 105–111, February 20-22, 2006.
- [34] M. Li W. Li, W. Guo and Y. Zhu. A novel locomotion principle for endoscopic robot. In *Mechatronics and Automation, Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on*, pages 1658–1662, June 2006.
- [35] Disponibile in rete: <http://www.namiki.net>.
- [36] E. Buselli. Progettazione e caratterizzazione a fatica di un giunto flessibile di una zampa superelastica per applicazioni endoscopiche. Master’s thesis, Scuola Superiore Sant’Anna, 2007.
- [37] R. McN. Alexander. Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Phys. Rev.*, 69:1199–1227, 1989.
- [38] D. C. Kar P. K. Pal. Gait optimization through search. *The International Journal of Robotics Research*, 19:394–408, 2000.
- [39] T. Zielinska L. Yang, C. M. Chew and A. N. Poo. A uniform biped gait generator with offline optimization and online adjustable parameters. *Robotica*, 25:549–565, 2007.
- [40] T. Laue C. Niehaus, T. Rofer. Gait optimization on a humanoid robot using particle swarm optimization. 2007.
- [41] M. R. Heinen and F. S. Osorio. Neural networks applied to gait control of physically based simulated robots. 2006.
- [42] M. Quirini. Studio teorico e sperimentale di un sistema di locomozione per una capsula endoscopica. Master’s thesis, Scuola Superiore Sant’Anna, 2004.
- [43] S.C. Ergen. Zigbee/ieee 802.15.4 summary. Disponibile in rete: <http://pages.cs.wisc.edu/suman/courses/838/papers/zigbee.pdf>.

- [44] *IEEE 802.15.4*, 2003. IEEE Standard for Information technology, Telecommunications and information exchange between systems, Local and metropolitan area networks, Specific requirements Part 15.4: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs).
- [45] Disponibile in rete: <http://www.radiocrafts.com>.
- [46] Disponibile in rete: <http://www.ti.com>.
- [47] C. Armiento. Controllo della locomozione di una capsula endoscopica. Master's thesis, Scuola Superiore Sant'Anna, 2007.
- [48] E. Susilo. Designing on-board controller and adding on-board power source for endoscopic robot capsule.
- [49] Disponibile in rete: <http://www.ftdichip.com>.
- [50] B. Lenaerts and R. Puers. An inductive power link for a wireless endoscope. *Biosens Bioelectron*, 22(7):1390–1395, Feb 2007.
- [51] Disponibile in rete: <http://www.plantraco.com>.
- [52] Disponibile in rete: <http://www.tadiran.com>.
- [53] C. P. Swain. Method, system and device for in-vivo biopsy. Patent, 2005.
- [54] Disponibile in rete: <http://www.misumi.com>.