

III.1 Presentazione del capitolo

Come già accennato in fase d'introduzione generale, il capitolo III si occupa di condurre un'analisi che prescinde dall'atto di moto del dispositivo endoscopico.

Il segmento di intestino entro cui si trova la capsula è stato modellato come un elemento tubolare a comportamento viscoelastico (una membrana di piccolo spessore e sezione circolare) sottoposto a tensioni e deformazioni di natura puramente membranali.

Attraverso l'utilizzo del software Matlab™ il condotto è stato descritto da un punto di vista geometrico, realizzando una simulazione attraverso cui è stata esaminata l'interazione tra il substrato e gli arti del meccanismo ridotti per semplicità a dei punti coincidenti con le corrispondenti estremità.

Le forze che permettono il moto della capsula sono determinate dalla risposta bioelastica del tessuto a seguito delle deformazioni indotte in questo dalle zampe.

Le deformazioni producono infatti tensioni all'interno del tubo che tendono a ripristinare la configurazione iniziale generando sugli arti le forze normali responsabili delle azioni di attrito necessarie al moto.

In quest'ottica si capisce come la caratterizzazione meccanica del comportamento del tessuto rappresenti un passaggio imprescindibile per la completa modellazione del sistema.

L'analisi condotta nel capitolo III è quindi mirata alla definizione di uno strumento in grado di stimare la forza normale F_n esercitata dal tessuto deformato sulle zampe della capsula qualunque sia la configurazione statica in cui queste si trovino.

Nel paragrafo III.2 al tratto di intestino simulato è stata applicata una deformazione radiale assialsimmetrica in corrispondenza di una delle sezioni di estremità e, attraverso le equazioni di equilibrio alla traslazione nelle direzioni assiale e radiale, sono stati determinati gli andamenti delle componenti di tensione longitudinale (σ_l) e trasversale (σ_t) lungo il condotto.

Si noti che proprio la simmetria (sia geometrica sia relativa alle condizioni di carico e vincolo per la membrana) giustifica il modello piano effettivamente preso a riferimento in questa fase.

I risultati conseguenti sono stati impiegati nel paragrafo successivo per il calcolo della *larghezza equivalente* I_{eq} , definita come la dimensione assiale di una striscia di tessuto trasversale (compresa cioè tra due sezioni del condotto realizzate con dei piani ortogonali all'asse dello stesso) attraversata da una tensione membranale uniforme la cui risultante sia pari a quella prodotta a seguito della deformazione effettiva del condotto e stimata sulla

base dei risultati ottenuti in III.2. Nel modello di calcolo utilizzato le forze scaricate dal tessuto sulle singole articolazioni, nell'ipotesi di trascurabilità degli effetti prodotti dall'interazione delle stesse, saranno considerate proporzionali a tale parametro.

A questo punto è stata calcolata la lunghezza della sezione trasversale deformata in corrispondenza di ciascuna zampa per conoscere, o almeno stimare, l'entità delle tensioni generate e quindi utilizzare queste per la determinazione di F_n attraverso semplici considerazioni di equilibrio. Per arrivare a ciò è stato necessario fare delle ipotesi sulla geometria definitiva del dispositivo, dovendo modellare il contatto tra questo e il tubo per poterne simulare l'effetto deformativo.

Tali ipotesi sono comunque state ridotte al minimo indispensabile, numero di zampe e dimensioni massime, e i files scritti in proposito hanno una struttura rapidamente adattabile ad eventuali successivi cambiamenti.

Pare in proposito importante sottolineare che si è deciso di utilizzare dei dispositivi dotati di 6 arti, essendo questo il numero delle zampe di cui saranno dotati i primi prototipi:

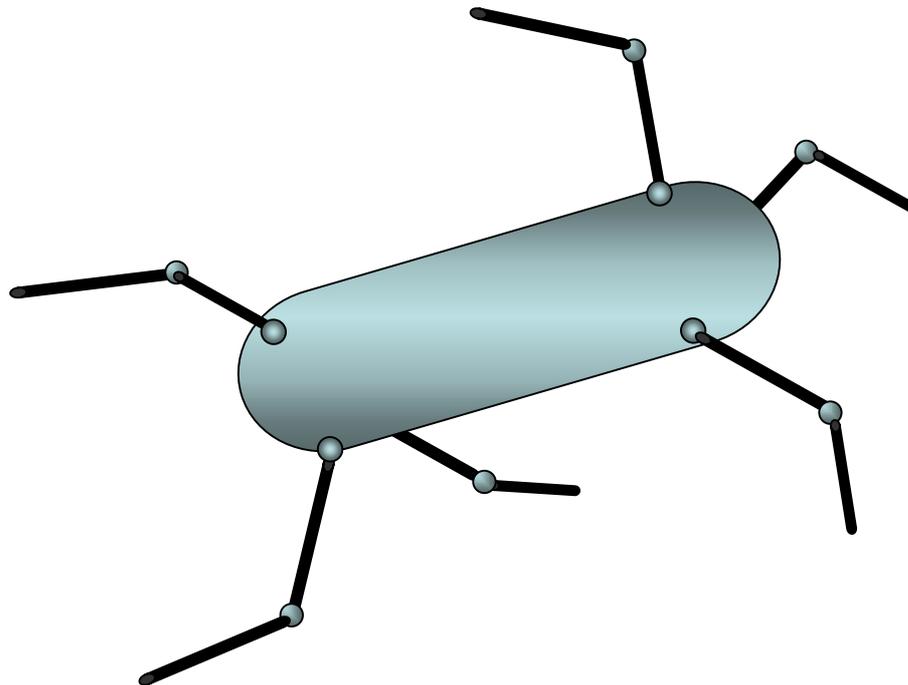


Fig. III.1 Prototipo di capsula a sei zampe

Gli ultimi due paragrafi si occupano infine di stimare le forze F_n , il primo, e di definire la relazione che descrive gli effetti dell'interazione tra due o più articolazioni distinte quando,

assialmente, queste si trovino ad una distanza inferiore a l_{eq} , il secondo.

Si noti infatti che una situazione di questo tipo tende a ridurre la sollecitazione trasmessa dalla membrana al meccanismo.

Alla fine del capitolo III sono quindi completamente caratterizzati gli strumenti e le grandezze necessarie alla determinazione delle forze di attrito agenti su ciascuna zampa che permettono il moto alla capsula, moto che sarà oggetto di trattazione del capitolo successivo.