

III.5 Determinazione delle forze normali trasmesse dal substrato alle zampe

Sulla base dei risultati del paragrafo precedente la stima del modulo delle tensioni σ_t che attraversano le strisce di tessuto di larghezza l_{eq} relative a ciascuna delle zampe del dispositivo endoscopico risulta quindi essere immediata:

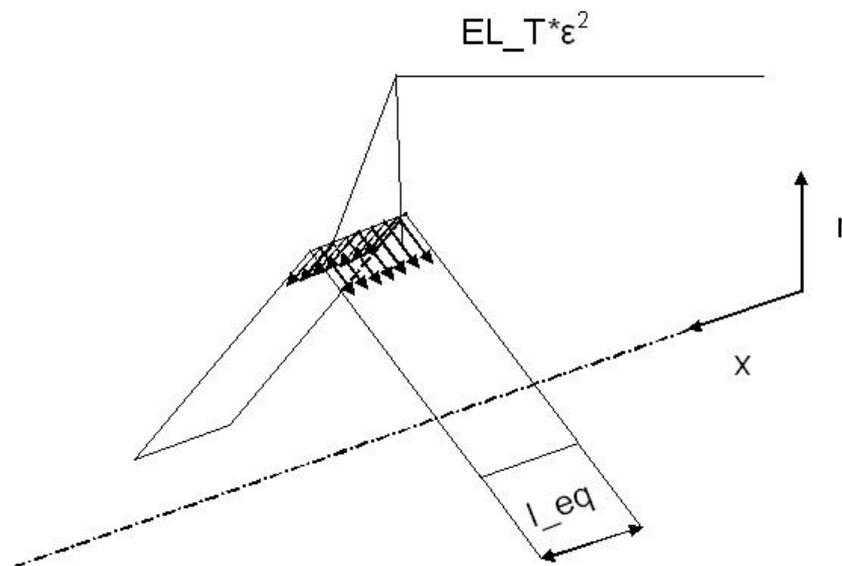


Fig. III.11 Calcolo del modulo di σ_t

Date le ipotesi semplificative assunte e in riferimento alla figura III.11 sopra riportata è quindi possibile ipotizzare che la striscia in questione sia sollecitata da una tensione uniforme pari a quella appena stimata.

Si è proceduto successivamente al calcolo della risultante di tali sollecitazioni per ciascuno dei tratti in cui la stessa striscia può essere suddivisa in funzione della posizione relativa assunta dalla singola articolazione del meccanismo moltiplicando la rispettiva tensione per la larghezza equivalente l_{eq} .

La forza normale F_{n_i} applicata a ciascuna delle zampe è assunta pari alla risultante vettoriale delle due azioni appena determinate:

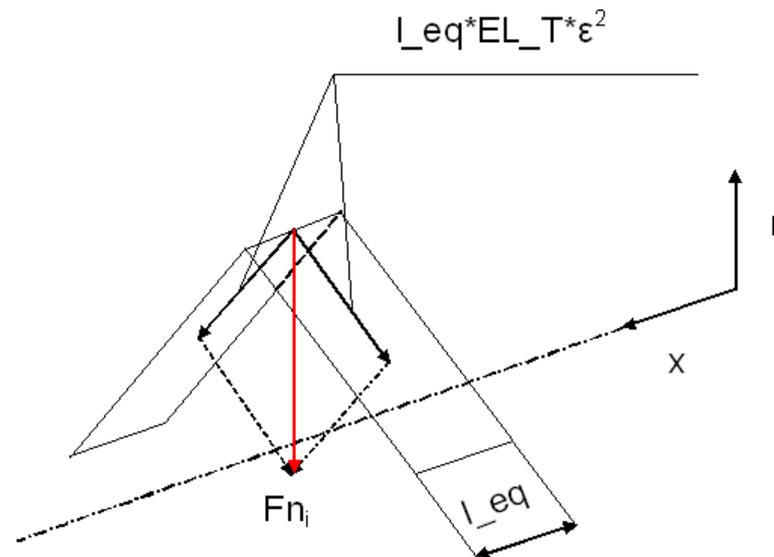


Fig. III.12 Modello per il calcolo della forza F_{n_i}

Essendo ovvio il verso di azione di tali risultanti rimane quindi da determinare la direzione di azione delle stesse, in modo da poter quindi caratterizzare completamente ed univocamente l'insieme delle azioni applicate alla capsula qualunque sia la configurazione in cui questa si trovi nell'istante considerato.

A questo problema si è data soluzione sulla base di una considerazione che pare ragionevole:

Il substrato esercita sul singolo arto del meccanismo endoscopico una forza normale diretta secondo la retta equidistante dalle superfici che definiscono l'angolo solido avente per vertice l'estremità della stessa zampa e conseguente alla deformazione prodotta nella membrana.

Vista ancora una volta la necessità di modellare uno strumento di analisi flessibile, quindi adattabile ai differenti possibili insiemi di informazioni utilizzati come dati di ingresso dello studio condotto, si è deciso di far uso del software Matlab™.

In particolare è stato modificato il file di calcolo della lunghezza della sezione deformata, attraverso l'aggiunta dei comandi necessari alla caratterizzazione completa (calcolo del modulo e della direzione di azione) delle F_n agenti su ciascuna delle articolazioni del meccanismo endoscopico.

Si noti subito che lo script definisce un parametro v_app cui è stato dato un valore logico di vero ($v_app = 1$) o falso ($v_app = 0$). La seconda condizione è stata utilizzata per individuare l'assenza di contatto diretto tra il substrato esterno e l' i -esima zampa. A questa ultima è stata quindi associata una deformazione nulla, e nulla è la forza normale corrispondentemente calcolata.

La direzione di azione delle F_n è stata determinata selezionando per ogni singola zampa tutti i triangoli utilizzati per descrivere la deformata del condotto aventi almeno un vertice coincidente con la posizione occupata dall'estremità Q_i della stessa zampa.

Le coordinate cartesiane dei loro vertici sono state raccolte, riga per riga, in una matrice. Quest'ultima riassume le informazioni necessarie alla determinazione delle direzioni di azione delle F_n .

Da qui è immediata l'identificazione dei lati di detti triangoli passanti per Q_i e quindi il calcolo dei versori d_j che ne definiscono l'orientamento spaziale.

La risultante delle tensioni agenti su ciascuna delle facce della triangolazione della membrana può infatti essere scomposta in un sistema equivalente di due vettori aventi origine in Q_i e diretti secondo i lati che definiscono le stesse facce:

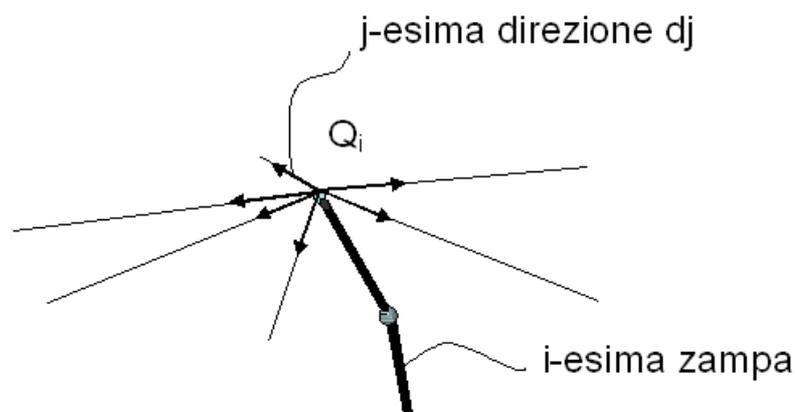


Fig. III.13 Versori dei lati dei triangoli convergenti sulla i -esima zampa

È necessario a questo punto fare un'osservazione molto importante. Se la direzione di azione della forza normale fosse calcolata come semplice somma vettoriale dei versori sopra determinati il risultato ottenuto sarebbe fortemente influenzato dal modello utilizzato per la rappresentazione della geometria del sistema. Variando infatti la discretizzazione imposta sulle sezioni di estremità del condotto si modifica l'insieme degli elementi

triangolari che convergono sull'estremità della zampa presa in esame con conseguente effetto sulle conclusioni ottenibili. Si è così deciso di fare ricorso ad una media pesata; ogni coppia di vettori associata ad un elemento triangolare selezionato è stata sostituita attraverso il vettore pari alla metà della propria somma vettoriale cui quindi è stato dato un peso pari all'area della superficie A_i definita così come indicato nella figura III.14:

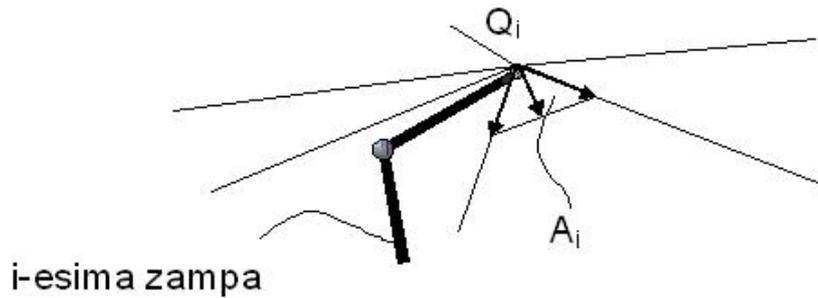


Fig. III.14 Calcolo della direzione come media pesata sulle aree A_i

In questo modo la riduzione delle aree A_i dovuto all'aumentare dell'infillimento utilizzato nel modello porta i relativi termini ad assumere nel calcolo della risultante un peso minore e ciò compensa con buona approssimazione gli effetti sopra descritti (le variazioni delle componenti della direzione calcolata sono dell'ordine di grandezza di qualche percento). Riassumendo, zampa e substrato si scambiano una azione normale F_{n_i} che agisce, per il principio di azione e reazione, uguale ed opposta sui due elementi determinando tra l'altro le forze di attrito necessarie al moto.

Trascurando queste ultime si ottiene il diagramma di corpo libero riportato nella seguente figura III.14:

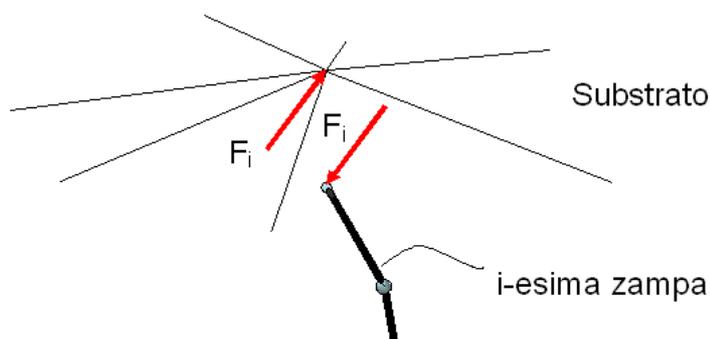


Fig. III.15 Diagramma di corpo libero per l'interazione statica zampa-substrato

In questo modo le forze normali di interazione tra capsula e substrato possono ritenersi completamente caratterizzate, salvo che per le osservazioni riportate nel paragrafo a seguire.

Si noti che questo permette di stimare anche le forze di attrito che sono responsabili del moto del dispositivo endoscopico una volta, nota la legge di moto delle zampe, scelto di utilizzare una relazione di proporzionalità tra queste e le relative F_n attraverso il coefficiente di attrito $\mu(\epsilon)$ determinato in II.3.

Pare infine indispensabile fare una precisazione relativa al modello appena proposto.

Questo infatti rappresenta ancora una volta una approssimazione semplificativa dell'effettivo stato delle cose all'interno del condotto preso in esame.

E' infatti facilmente intuibile che, per come è stato determinato, il modulo della generica F_{n_i} è modulo della risultante vettoriale di due vettori che giacciono in un piano trasversale rispetto all'asse della membrana (e quindi la stessa risultante deve giacere in quello specifico piano). Nonostante questo si è però poi provveduto a determinare una direzione di azione di tali carichi trascurando questo fatto ed ammettendo che questa possa assumere nello spazio un qualsiasi orientamento (cioè anche fuori da quel piano sopra citato).

Tutto questo comporta ovviamente una approssimazione di modellazione che però, nell'ambito delle esigenze richieste da questa prima analisi del problema, pare comunque accettabile.