

II.3 Caratterizzazione del comportamento bio-tribologico del tessuto

La caratterizzazione del comportamento bio-tribologico del tessuto si è rivelato invece un problema di soluzione più complessa rispetto al precedente.

Per la stima delle forze di attrito si è deciso di utilizzare un modello di analisi semplice ma ritenuto comunque sufficientemente accurato per le specifiche esigenze del caso. Le azioni resistenti al moto sono infatti messe in relazione alle sollecitazioni normali F_n trasmesse dal substrato agli arti del meccanismo secondo un opportuno coefficiente di attrito $\mu(\epsilon)$, variabile a seconda del livello di sollecitazione.

In particolare è stata definita la relazione matematica che descrive la dipendenza di μ dalla deformazione del condotto entro cui avviene il moto.

E' stata realizzata una capsula passiva dotata di quattro zampe anteriori ed altrettante posteriori. Il dispositivo è incapace di muoversi autonomamente, ma l'apertura degli arti può essere regolata manualmente:

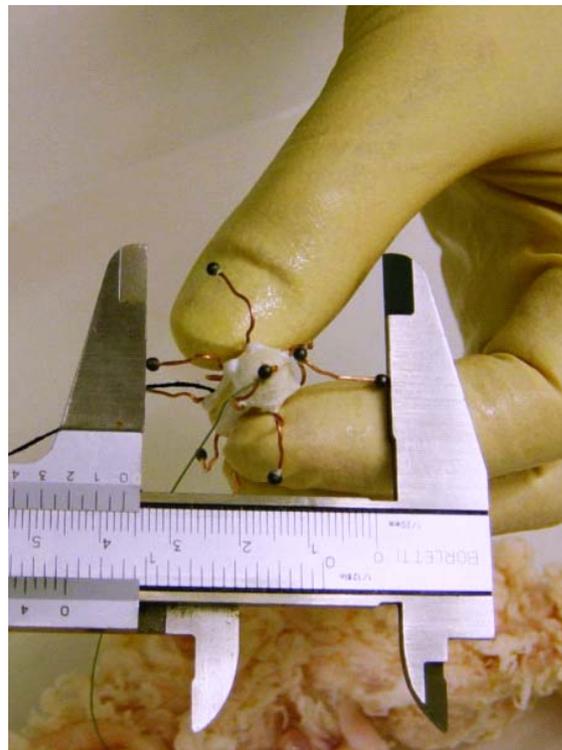


Fig. II.9 Foto della capsula usata per le prove

Il meccanismo siffatto è stato trascinato attraverso un tratto di colon di maiale ex-vivo e il tutto è stato ripetuto con differenti aperture delle zampe.

Anche in questo caso le forze sono state misurate con delle celle di carico.

Le prove condotte hanno quindi permesso di effettuare una misura diretta delle sollecitazioni di attrito applicate al meccanismo endoscopico nelle varie configurazioni di riferimento.

La stima delle azioni normali è invece stata fatta per via analitica, sfruttando il modello costitutivo per il comportamento del tessuto descritto nel paragrafo precedente.

Note le dimensioni della capsula è stato possibile calcolare la conseguente deformazione trasversale indotta nel substrato attraverso la relazione:

$$\varepsilon = \frac{L_f - L_i}{L_i} = \frac{l}{\pi d} - 1$$

Dove **d** indica il diametro iniziale della sezione realizzata con un piano trasversale mentre **L_f** è la lunghezza della stessa sezione dopo la deformazione:

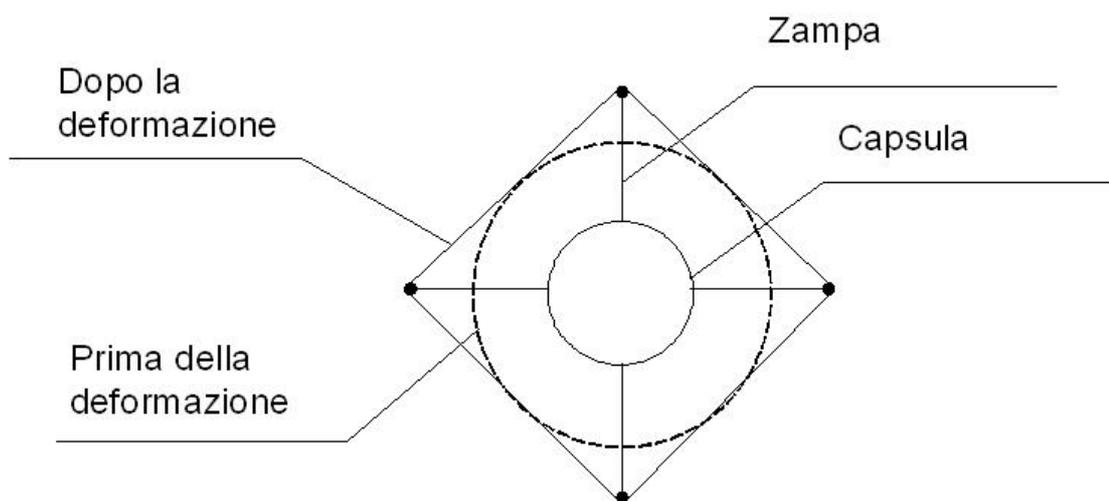


Fig. II.10 Azione deformativa della finta capsula

A questo punto dovrebbe apparire evidente che il coefficiente di attrito può essere determinato calcolando il rapporto tra la sollecitazione tangenziale e la corrispondente normale.

Seppur concettualmente molto semplice, l'analisi appena illustrata ha richiesto un notevole sforzo per l'elaborazione di dati effettivamente utilizzabili. Il moto della capsula nelle condizioni sperimentali previste ha infatti comportato delle difficoltà pratiche piuttosto importanti. Lo scorrimento delle zampe lungo il substrato ha prodotto fenomeni di increspamento del tessuto stesso dovuti alla sua notevole deformabilità che hanno aumentato la resistenza al moto, determinando fasi di arresto dello stesso cui si sono alternati picchi di sollecitazione misurata:

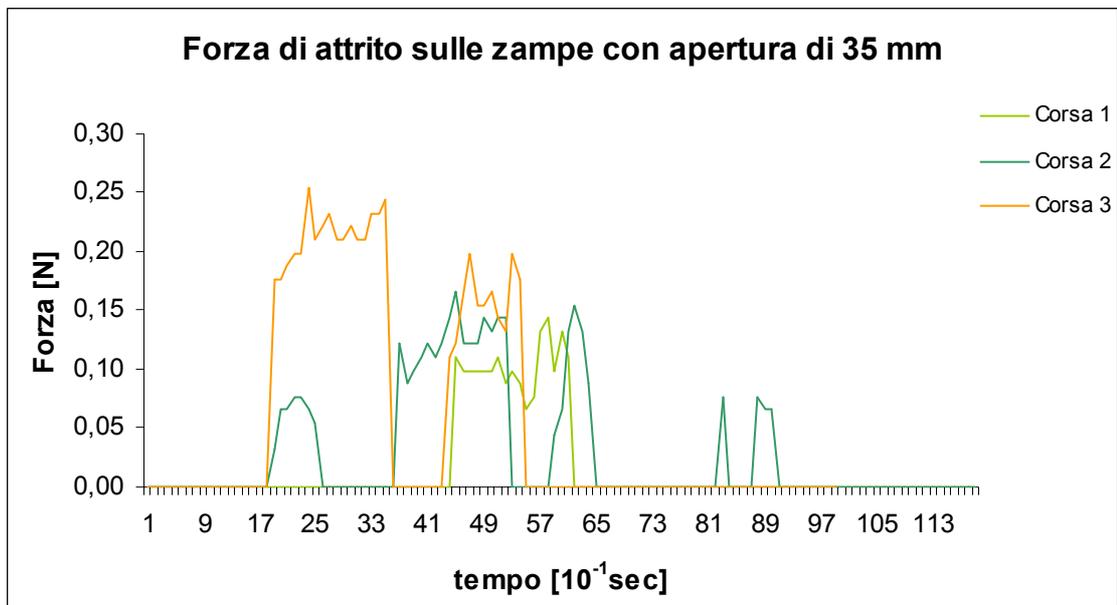


Fig. II.11 Risultati relativi ad una apertura di 35 mm delle zampe

Tali dati sono quindi stati filtranti prendendo in considerazione i tratti caratterizzati da andamenti regolari e, per quanto possibile, privi di spigoli.

La seguente tabella riporta sinteticamente i valori della forza di attrito e del relativo coefficiente stimati per le differenti aperture delle zampe utilizzate nelle prove sopra descritte:

Apertura zampe [mm]	Forza di attrito [N]	Coefficiente di attrito
32	0.12	0.076846
35	0.15	0.044889
38	0.20	0.030355
40	0.26	0.027173

Tab. II.1 Valori della forza di attrito e del relativo coefficiente per differenti aperture delle zampe della capsula

Tali dati sono stati quindi utilizzati per definire le leggi che correlano quelle grandezze, ricavandone due diagrammi.

Il primo (Fig. II.12) riporta l'andamento delle forze di attrito **Fatt** in funzione delle dimensioni della zampa. Tale andamento segue una legge di tipo parabolico e l'errore commesso nell'approssimazione dei risultati sperimentali è stimato mediante il termine **R²** riportato sullo stesso.

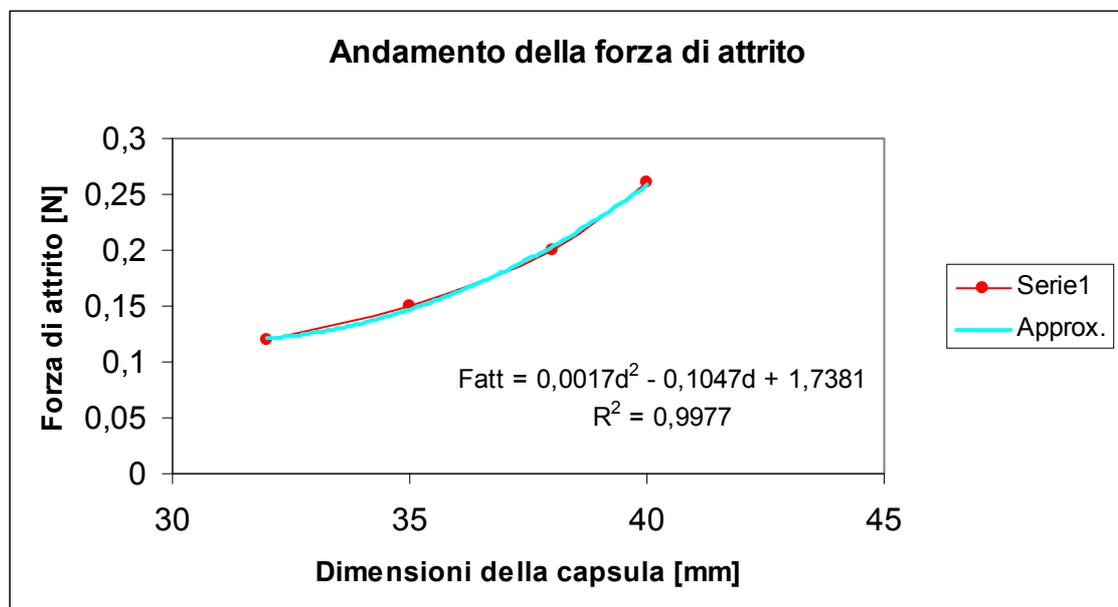


Fig. II.12 Andamento delle forze di attrito in funzioni delle dimensioni della capsula

Il diagramma di figura II.13 riporta invece l'andamento del coefficiente di attrito μ in funzione della deformazione trasversale ε presente nel condotto.

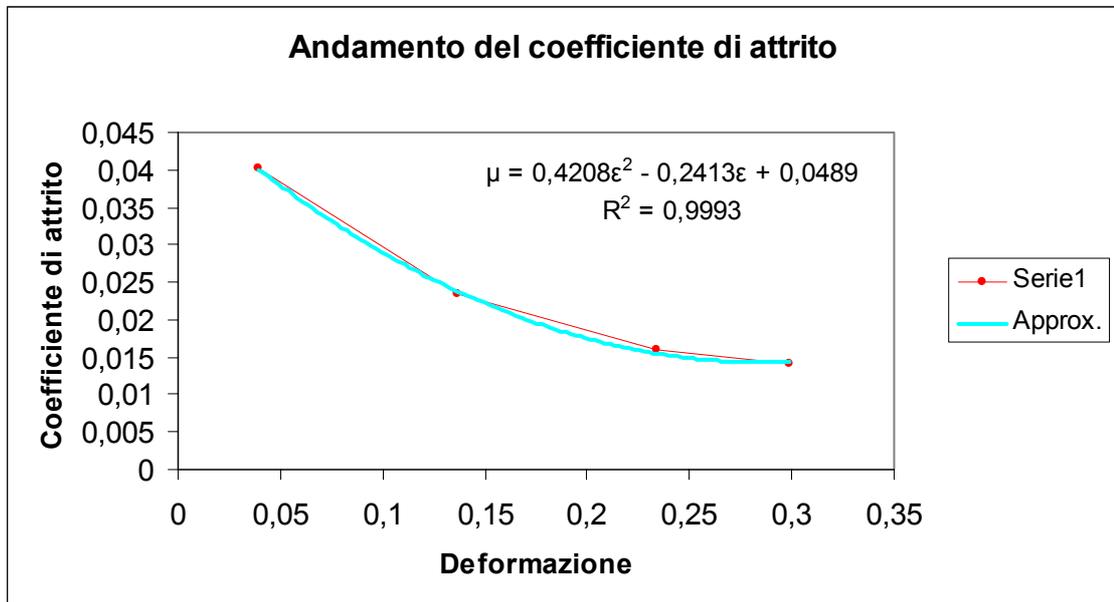


Fig. II.13 Andamento di μ in funzioni della deformazione del condotto

La quantificazione della deformazione indotta nel condotto richiede la conoscenza del suo diametro iniziale. Le misure realizzate sperimentalmente mediante l'impiego di calibri non hanno permesso, a causa ancora della notevole deformabilità del tessuto, di ottenere valori la cui precisione possa essere ritenuta adeguate alle specifiche esigenze dell'analisi condotta.

La legge **Fatt(d)** è stata quindi utilizzata per determinare il diametro indeformato **d** del tratto di intestino studiato per via analitica. Pare ragionevole supporre che la configurazione indeformata del condotto sia quella cui corrisponde un minimo della curva di approssimazione tracciata proprio in figura II.12, fisicamente infatti questo equivale ad affermare che la minima forza di attrito è quella relativa al caso di contatto tra zampe e condotto indeformato.

In questo modo è possibile determinare un valore del diametro **d** pari a:

$$d = 0.0308 \quad [m]$$

Anche nel caso del coefficiente di attrito i dati sperimentali misurati sono in buon accordo con un andamento parabolico della legge $\mu(\epsilon)$, l'errore commesso nell'approssimazione è quantificato ancora nella relativa \mathbf{R}^2 .

Si noti che il coefficiente stimato decresce all'aumentare della stessa deformazione. Questo fatto trova una spiegazione fisiologica piuttosto semplice essendo conseguenza del crescente rilascio di muco da parte dell'intestino al crescere della pressione esercitata su di esso.