

Modellazione multifisica di materiali soffici attivi

Alessandro Lucantonio, Paola Nardinocchi, Luca Placidi
Università degli Studi di Roma "La Sapienza"

I materiali soffici attivi quali, ad esempio, i tessuti biologici, i gel, e i polimeri elettroattivi possono andare incontro a importanti cambiamenti morfologici nonché a deformazioni significative quando stimolati opportunamente dall'esterno. La dinamica corrispondente è variamente guidata: nel caso del tessuto del miocardio, la diffusione del potenziale d'azione e il successivo rilascio di calcio determinano l'evoluzione della contrazione del muscolo cardiaco; i gel possono andare incontro a deformazioni meccaniche non uniformi quando esposti all'azione di solventi che agiscono in modo localizzato; i polimeri elettroattivi, quando esposti all'azione di un campo elettrico, sono suscettibili di deformazioni anche molto grandi che possono essere sia chimicamente che elettricamente guidate, dipendendo dal tipo di polimero (ionico o elettronico).

In ogni caso, modellare quella dinamica e capire l'influenza della geometria e delle condizioni al bordo è cruciale se si vuole controllare la deformazione di tali materiali. In questa direzione ci stiamo muovendo attraverso una modellazione multifisica basata sul modello materiale presentato in [1]; in particolare, dipendendo dal contesto applicativo, il campo di distorsione \mathbf{F}_0 che contribuisce alla decomposizione moltiplicativa del gradiente di deformazione nella sua componente attiva, appunto \mathbf{F}_0 , e nella sua componente elastica \mathbf{F}_e è differentemente definito.

Ad esempio, nella modellazione della meccanica flessionale dei polimeri elettroattivi ionici, la deformazione attiva \mathbf{F}_0 è determinata dalla differenza tra la concentrazione c degli ioni positivi mobili e quella c_0 degli ioni negativi fissi nel polimero ionico attraverso un coefficiente α , detto di idrofilicità, che misura la capacità degli ioni di attrarre le molecole di acqua che guidano il meccanismo microscopico di attuazione

$$\mathbf{F}_0 = \alpha (c - c_0) \mathbf{I} .$$

L'evoluzione della concentrazione c è guidata dalla corrispondente equazione di conservazione della massa mentre la classica equazione dell'elettrostatica determina il campo elettrico nel materiale quando la densità di carica q nel corpo è

$$q = F(c - c_0) ,$$

con F la costante di Faraday. Le equazioni costitutive della teoria sono caratterizzate da molteplici accoppiamenti tra le diverse fisiche in gioco e sono determinate in modo termodinamicamente consistente ([2], [3]). In particolare, seguendo queste linee, in [4] è stato sviluppato un modello lineare di IPMC (ionic polymer metal composite) e sono stati implementati diversi esperimenti numerici relativi al comportamento ad attuatore e sensore del corpo.

La capacità di rappresentare il comportamento meccanico di diversi materiali soffici attivi attraverso una opportuna implementazione del modello materiale presentato in [1] e un corretto inquadramento termodinamico del problema sarà discussa estensivamente con appropriati esempi. L'inquadramento di questi temi nel contesto della meccanica non lineare pone problemi interessanti.

[1] P. Nardinocchi, L. Teresi. On the active response of soft living tissues. *J. Elasticity* 88:27-39, 2007.

[2] W. Hong, X. Zhao, J. Zhou, Z. Suo. A theory of coupled diffusion and large deformation in polymeric gels. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* 56, 1779-1793, 2008.

[3] M. Gurtin, E. Fried, L. Anand. *The Mechanics and Thermodynamics of Continua*. Cambridge University Press, 2010.

[4] P. Nardinocchi, M. Pezzulla, L. Placidi. A Thermodynamically-Based Multiphysic Modeling of Ionic Polymer Metal Composites. Sottoposto per la pubblicazione su *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2010.