

IMPLEMENTAZIONE DI UN NUOVO WORKFLOW PER LO STUDIO DELL'EMODINAMICA PAZIENTE SPECIFICO TRAMITE SIMULAZIONE NUMERICA

Autori: Katia Capellini^{1,2}, Emanuele Gasparotti^{1,2}, Ubaldo Cella³, Emiliano Costa⁴, Margherita Cioffi⁴, Corrado Groth³, Stefano Porziani³, Marco Evangelos Biancolini³, Simona Celi¹

Introduzione

I progressi tecnologici nel campo della diagnostica e degli algoritmi numerici in ambito clinico stanno contribuendo allo sviluppo di tecniche di I progressi tecnologici nel campo della diagnostica e degli algoritmi numerici in ambito clinico stanno contribuendo allo sviluppo di tecniche di medicina personalizzata in grado, tramite modelli paziente-specifico, di predire l'evoluzione di patologie e gli effetti di terapie applicate. Le caratteristiche indispensabili di tali tecniche risiedono nell'accuratezza del modello e nella capacità di fornire risultati in tempi compatibili con l'ambiente clinico in cui sono utilizzate. Le principali strategie di simulazione numerica presenti in letteratura applicate all'ambito cardiovascolare presentano alcuni limiti non trascurabili. Da un lato infatti le simulazioni CFD [1] considerano la parete dei vasi sanguigni rigide, mentre le tecniche FSI [2] adottate per simulare la deformazione dei vasi, che utilizzano assunzioni in termini di proprietà del materiale quali ad esempio spessore e modulo elastico della parete, sono caratterizzate da un alto costo computazionale. L'obiettivo di questo studio è lo sviluppo di approcci numerici, basati su un imaging clinico avanzato, in grado di superare i limiti delle comuni tecniche di simulazione numerica maggiormente utilizzate nella ricerca medica.

1 - BioCardioLab, Fondazione Toscana Gabriele Monasterio;
2 - Università di Pisa;
3 - Università di Roma Tor Vergata;
4 - RINA Consulting SpA.

Imaging avanzato e Simulazioni numeriche.

Nell'ambito cardiovascolare è fondamentale l'utilizzo di tecniche di imaging avanzate che permettano una ricostruzione accurata non solo dell'anatomia ma anche del movimento dei vasi e delle strutture cardiache; è infatti noto che le deformazioni nella geometria di un vaso provocano cambiamenti importanti sulla fluidodinamica e dunque potenziali effetti sulle patologie ad esse correlate. È possibile determinare il movimento e le deformazioni dell'aorta toracica tramite immagini di tomografia computerizzata (TAC) o tramite opportune tecniche di imaging da risonanza magnetica (RM) acquisite in modo sincrono con l'ECG del paziente (gated) (Figura 1.a). I dati legati alla velocità e direzione del flusso sanguigno sono ottenuti grazie a determinate acquisizioni di RM, phase contrast (PC-MRI), che possono essere planari (2D-PC-MRI) o volumetriche (3D-PC-MRI o sequenze 4D flow) (Figura 1.b). La forma e la posizione dell'arteria in diverse fasi del ciclo cardiaco possono essere ottenute dalla segmentazione delle immagini TAC (Figura 1.c).

Grazie all'integrazione di imaging avanzato e tecniche di Radial Basis Functions (RBF) mesh morphing, già applicate in letteratura in ambito cardiovascolare [3-6], è stata sviluppata una strategia che include in una simulazione CFD il movimento paziente-specifico dell'aorta ascendente. La tecnica si basa sulla ricostruzione di modelli 3D dell'aorta alle diverse fasi del ciclo cardiaco partendo da dataset di immagini TAC-gated. La ricostruzione è eseguita tramite opportuni algoritmi di segmentazione delle immagini che permettono di ottenere modelli 3D del vaso. La tecnica di mesh morphing adottata permette di passare in modo continuo da un modello al successivo mantenendo inalterata la topologia della griglia. Le soluzioni intermedie sono richiamate durante la simulazione del ciclo cardiaco amplificando opportunamente le N modifiche di forma generate (Figura 1.d-e). In questo modo la reale geometria del vaso è associata al valore corrispondente di velocità di flusso in modo continuo all'interno della simulazione. Il setup di simulazione comprende un profilo di velocità di flusso all'ingresso dell'aorta e condizioni di pressione agli outlet implemen-

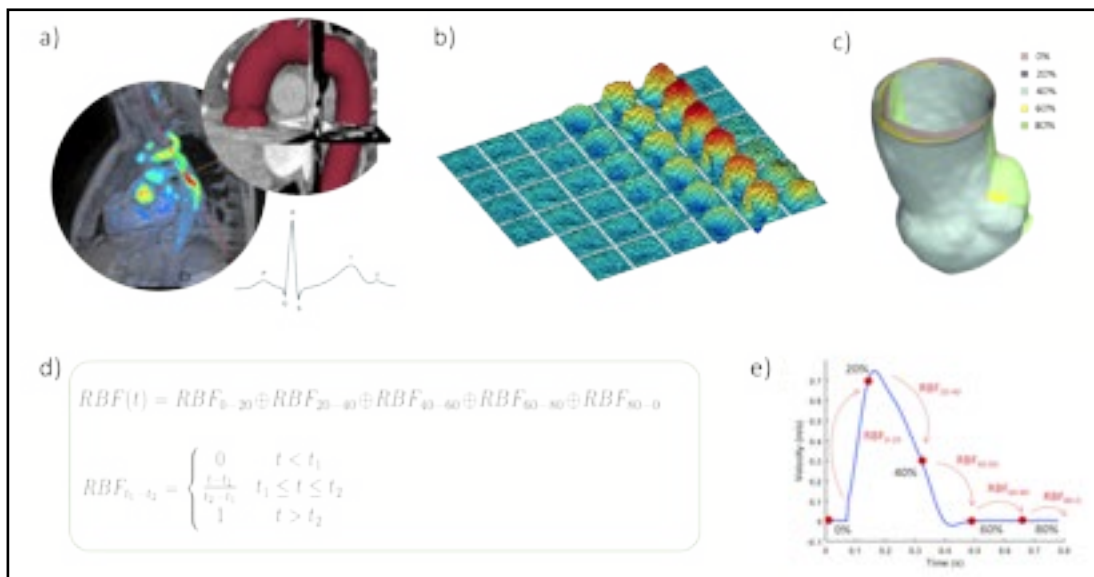


Figura 1 - Esempio di workflow implementato: analisi delle immagini volumetriche quali TAC e RM (a) e risultati tempo-varianti di flusso sul piano della valvola aortica (b) e della cinetica del vaso aortico nel ciclo cardiaco (c). Formulazione del processo di morphing (d) con esempio applicato al ciclo cardiaco del paziente in esame (e).

tate attraverso il modello di Windkessel a tre elementi. La tecnica si è dimostrata accurata in termini di qualità della mesh, valutata secondo il parametro di skewness, che non subisce infatti degradazioni significative dovute all'applicazione del mesh morphing. Sono state eseguite inoltre due simulazioni CFD standard utilizzando modelli di aorta corrispondenti alle fasi cardiache di minore e maggiore deformazione del vaso in modo da effettuare un confronto in termini di parametri fluidodinamici con la nuova strategia implementata.. In Figura 2 è riportata la distribuzione dell'indice di "Local Normalized Helicity" (LNH) nella sezione dell'aorta di diametro massimo. È stato evidenziato come l'associazione dei cambiamenti della geometria del vaso al corrispondente flusso ad ogni istante del ciclo cardiaco comporti differenze significative nei principali indici emodinamici.

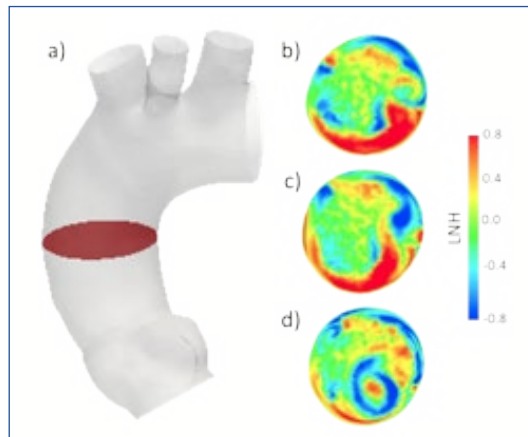


Figura 2 - Esempio di risultato dell'indice LNH calcolato sulla sezione dell'aorta a diametro massimo (a): per le simulazioni CFD standard (b,c) e per la nuova strategia implementata (d).

Bibliografia

1. Fanni, B. M., Capellini, K., Di Leonardo, M., Clemente, A., Cerone, E., Berti, S., & Celi, S. (2020). Correlation between LAA Morphological Features and Computational Fluid Dynamics Analysis for Non-Valvular Atrial Fibrillation Patients. *Applied Sciences*, 10(4), 1448.
2. Campobasso, R., Condemni, F., Viallon, M., Croisille, P., Campisi, S., & Avril, S. (2018). Evaluation of peak wall stress in an ascending thoracic aortic aneurysm using FSI simulations: effects of aortic stiffness and peripheral resistance. *Cardiovascular engineering and technology*, 9(4), 707-722.
3. Biancolini, M. E., Ponzini, R., Antiga, L., & Morbiducci, U. (2012). A new workflow for patient

specific image-based hemodynamics: parametric study of the carotid bifurcation. *Computational Modelling of Objects Represented in Images III: Fundamentals, Methods and Applications*. Rome, Italy.

4. Capellini, K., Vignali, E., Costa, E., Gasparotti, E., Biancolini, M. E., Landini, L., Positano, V., & Celi, S. (2018). Computational fluid dynamic study for aTAA hemodynamics: an integrated image-based and RBF mesh morphing approach. *Journal of biomechanical engineering*, 10.1115/1.4040940.
5. Biancolini, M. E., Capellini, K., Costa, E., Groth, C., & Celi, S. (2020). Fast interactive CFD evaluation of hemodynamics assisted by RBF mesh morphing and reduced order models: the case of aTAA modelling. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 1-12.
6. Geronzi, L., Gasparotti, E., Capellini, K., Cella, U., Groth, C., Porziani, S., ... & Biancolini, M. E. (2020, June). Advanced Radial Basis Functions mesh morphing for high fidelity Fluid-Structure Interaction with known movement of the walls: simulation of an aortic valve. In *International Conference on Computational Science* (pp. 280-293). Springer, Cham.