

AEC

ANALISI E CALCOLO

ISSN 1128-3874

NUMERO 76, SETTEMBRE/OTTOBRE 2016



Credits: Tiziano Canu

Poste Italiane Spa - Spedizione in Abbonamento Postale - D.L. 353/2003 (conv. in L. 27/02/2004 - n. 46) art.1, comma 1 - CNS Udine - € 7,75

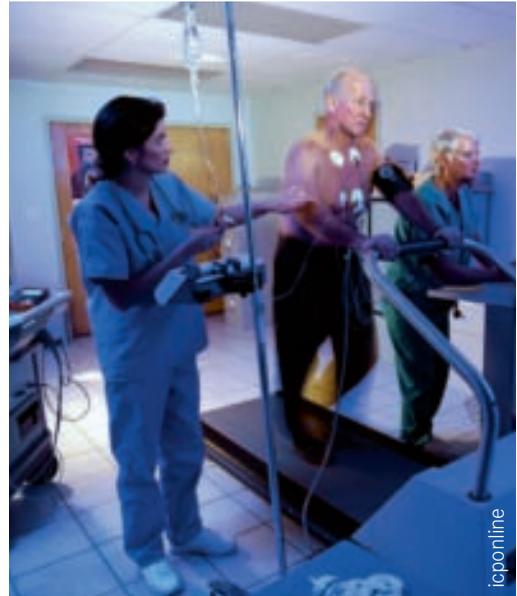
IL RUOLO DEL MESH MORPHING NELLA SIMULAZIONE EMODINAMICA

MARCO EVANGELOS BIANCOLINI

Il mesh morphing è impiegato con successo in molte applicazioni CAE poiché consente di rappresentare nuove forme modificando direttamente la griglia di calcolo senza dover intervenire sul modello CAD. Le variazioni di forma sono in genere mirate all'ottimizzazione del sistema (cambiamenti di forma o di posizionamento relativo fra componenti) o allo studio multi-fisico (interazione fluido struttura, evoluzione di pareti dovuta a crescita di ghiaccio e neve).

La capacità di rimodellare la *mesh* di superficie e la *mesh* di volume offerta dal *mesh morphing* risulta particolarmente utile nei campi applicativi dove una rappresentazione CAD della geometria non è disponibile affatto, come nel caso delle applicazioni biomeccaniche dove le geometrie sono generalmente disponibili in forma tessellata e provengono da immagini cliniche del paziente. In questo settore la simulazione CAE può fornire indicazioni estremamente importanti e gli stessi strumenti usati in ambito industriale possono essere ad esempio utilizzati per il calcolo delle tensioni che sollecitano le ossa (FEM) e per la previsione dei campi di moto all'interno dei vasi sanguigni (CFD).

Il *mesh morphing* (Biancolini, 2012) basato sulle *Radial Basis Functions (RBF)* è utilizzato nella medicina predittiva, dove il modello relativo alla geometria di uno specifico paziente viene utilizzato per capire in modo dettagliato la fisica. L'aggiornamento della forma può essere utilizzato per prevedere l'evoluzione di una patologia, per studiare il posizionamento di componenti protesici, per simulare un intervento chirurgico, ma anche come strumento di modellazione per



generare il modello numerico del paziente in esame adattando la forma anatomica presente in un database.

APPLICAZIONI DI EMODINAMICA

Le applicazioni di emodinamica numerica sono assai complesse perché richiedono l'uso di forme acquisite da immagini cliniche, la gestione di legami reologici specifici, la modellazione del movimento delle pareti e l'adozione di particolari strumenti per il post processing. In questo articolo vengono presentati due studi basati sul *mesh morphing*. Il primo riguarda l'effetto di variazioni di forma della carotide, il secondo la simulazione della cannulazione aortica.

Studio parametrico della biforcazione carotidea

Lo studio è basato sul *workflow* proposto da (Biancolini, Ponzini, Antiga, & Morbiducci, 2012) costituito da tre software commerciali: il *Vascular Modeling Toolkit (VMTK)* per la fase di pre-processing, il software *RBF Morph* per variare

l'anatomia vascolare e il solutore *CFD Ansys Fluent* per il calcolo del moto del fluido.

L'analisi si propone di studiare l'effetto della forma del bulbo e dell'angolo della carotide sulle condizioni di flusso; il modello *ANSYS Fluent* della geometria di base, realizzato con il *VMTK*, rappresenta un paziente sano. In questo articolo si pone l'attenzione sulle tecniche di *mesh morphing*, per i dettagli dello studio completo si rimanda alla fonte citata. Il *mesh morphing* consente di rendere parametrico il modello numerico, ovvero di poter cambiare con continuità la forma dei vasi. Due modifiche sono riportate qui in dettaglio: la prima consiste nella variazione dell'angolo della carotide esterna (*ECA angle*), la seconda consiste nella deformazione del bulbo carotideo (Figura 1).

RBF Morph consente di definire e di memorizzare su file numerose modifiche di forma. È importante sottolineare che solo le informazioni necessarie per l'aggiornamento della *mesh* (ovvero i coefficienti della *RBF*) vengono salvate e che la nuova posizione dei nodi viene calcolata *on the fly* senza il bisogno di salvare su disco la *mesh* di ogni forma calcolata. Questo approccio rende il modello *CFD* parametrico; le amplificazioni desiderate vengono utilizzate per muovere la *mesh* subito prima di iniziare la simulazione. Si tratta di una strategia molto efficiente soprattutto nel caso di modelli accurati con griglie di grandi dimensioni distribuite su nodi di calcolo parallelo.

Il set-up delle modifiche di forma viene eseguito dall'utente piazzando nel dominio dei punti di controllo e definendone lo spostamento; i punti possono essere generati in corrispondenza dei nodi della *mesh* o di entità notevoli a forma di cilindro, sfera o *box*. Il *morphing target* (ovvero l'insieme di punti da aggiornare con il campo *RBF*) è definito utilizzando un cilindro che consente di limitare l'azione del *morpher* alla sola

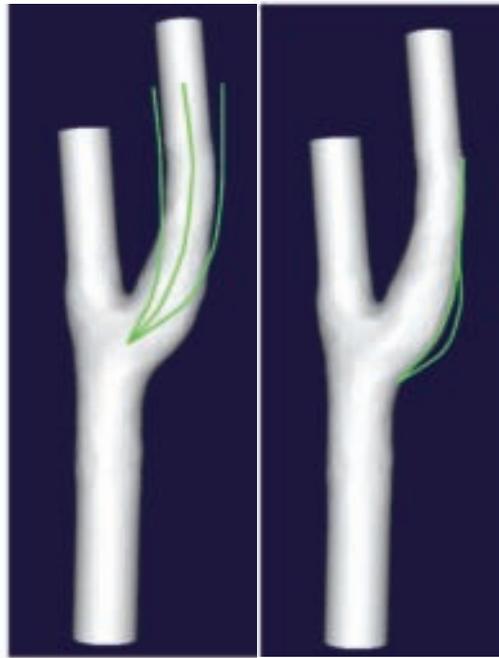


Figura 1. Modifiche di forma: angolo della carotide esterna e forma del bulbo.

zona di interesse. I punti all'intersezione fra i vasi vengono estratti con un operazione booleana considerando tutti i punti della superficie del vaso che si trovano all'interno del dominio cilindrico di *morphing* e all'esterno di un cilindro ausiliario, centrato come il primo ma leggermente più piccolo; in questo modo solo la porzione di nodi nello spazio fra i due cilindri viene utilizzata e mantenuta fissa, come mostrato in Figura 2 a sinistra. La flessione del cilindro viene imposta utilizzando come punti *RBF* i nodi della *mesh* all'uscita *ECA* che vengono controllati con una rotazione rigida attorno ad un asse posizionato all'intersezione (Figura 2 a destra). L'angolo di rotazione utilizzato nel *set-up* è pari ad 1° , come mostrato nella Figura 2 a destra. È importante considerare che questa azione produce un ef-

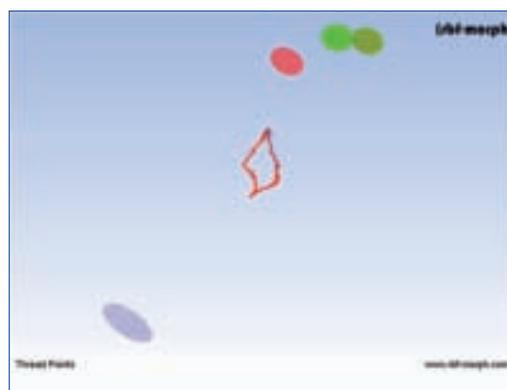
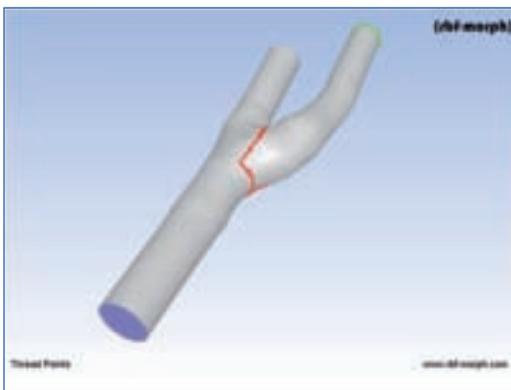


Figura 2. *RBF Morph* set-up per la variazione dell'angolo *ECA*. I punti rossi all'intersezione vengono mantenuti fissi mentre una rotazione rigida attorno all'intersezione viene assegnata ai punti all'uscita *ECA*.

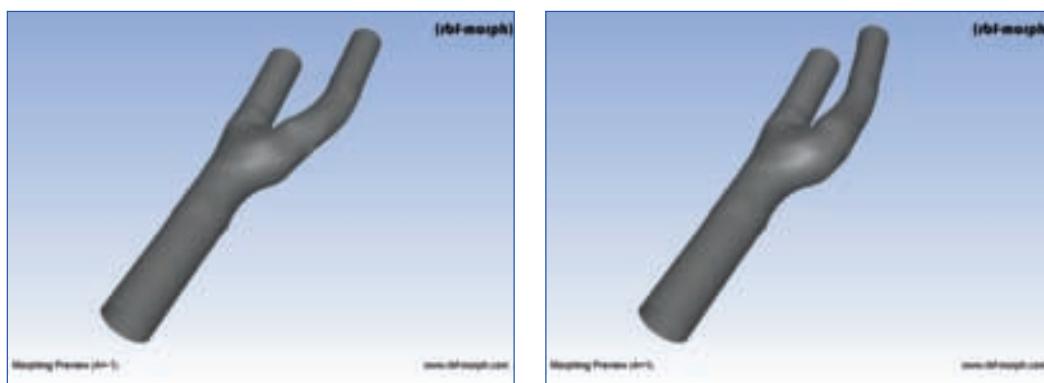


Figura 3. Anteprima della modifica di forma (angolo ECA) per due valori dell'amplificazione (-1,1).

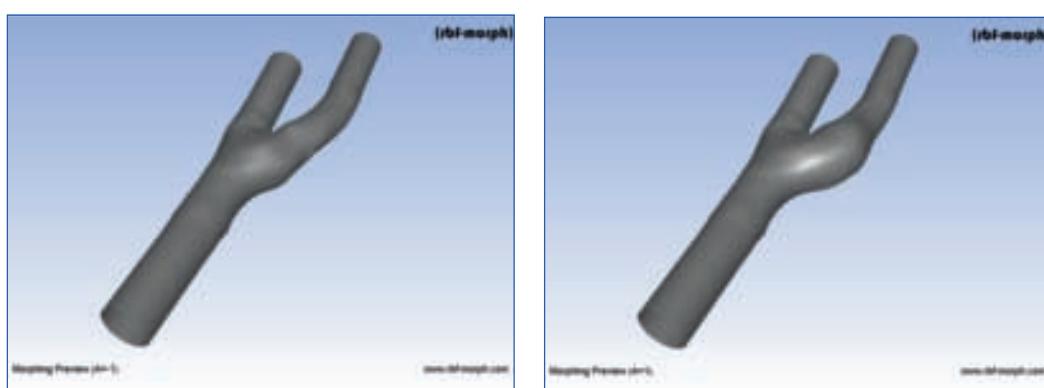


Figura 4. L'effetto della modifica di forma del bulbo carotideo per due valori dell'amplificazione (-1,1).

fetto di tipo non lineare sul campo di spostamento; il software *RBF Morph* consente tuttavia di gestire questa non linearità e il campo *RBF* può essere correttamente amplificato senza il bisogno di calcolare nuovamente i coefficienti della *RBF*.

L'effetto della modifica di forma può essere verificato con l'anteprima di *morphing* di superficie mostrata in Figura 3 per due valori dell'angolo; l'anteprima viene generata mediante lo stesso campo di deformazione utilizzato per l'aggiornamento dell'intera griglia di volume. L'anteprima parziale è particolarmente utile per la messa a punto del *set-up* poiché richiede tempi molto brevi per l'aggiornamento della grafica. L'aggiornamento dell'intera griglia può risultare particolarmente oneroso, specialmente in caso di modelli di grandi dimensioni (centinaia di milioni di celle); il software *RBF Morph* lavora anche su *mesh* partizionate applicando lo stesso campo di deformazione, approccio che garantisce implicitamente la congruenza all'interfaccia fra le partizioni.

La seconda modifica di forma viene definita limitando l'azione del *morpher* con una sfera at-

torno al bulbo carotideo. Anche in questo caso si utilizza una sfera ausiliaria più piccola per estrarre dei punti fissi sulla superficie del vaso da mantenere fermi.

La forma del bulbo viene controllata imponendo lo spostamento in direzione normale ad alcuni punti sulla superficie in modo da ottenere una modifica regolare. L'effetto dell'azione di deformazione è rappresentato nella Figura 4.

Il modello *CFD* parametrico della carotide può essere quindi utilizzato per studiare l'effetto combinato delle modifiche di forma; il metodo di *set-up* mostrato può essere ovviamente esteso ad ulteriori modifiche di forma che possono essere definite, volta per volta, in base alle specifiche esigenze.

A titolo di esempio, per il caso della modifica della forma del bulbo sono state studiate le configurazioni relative a tre diversi valori dell'amplificazione (vedi Figura 5) mostrando l'effetto sulla struttura del flusso. Il *post processing* consente di valutare gli indici di interesse nel campo della emodinamica mediante delle specifiche funzioni *UDF* (*user-defined functions*) definite nel solutore *CFD ANSYS Fluent*.

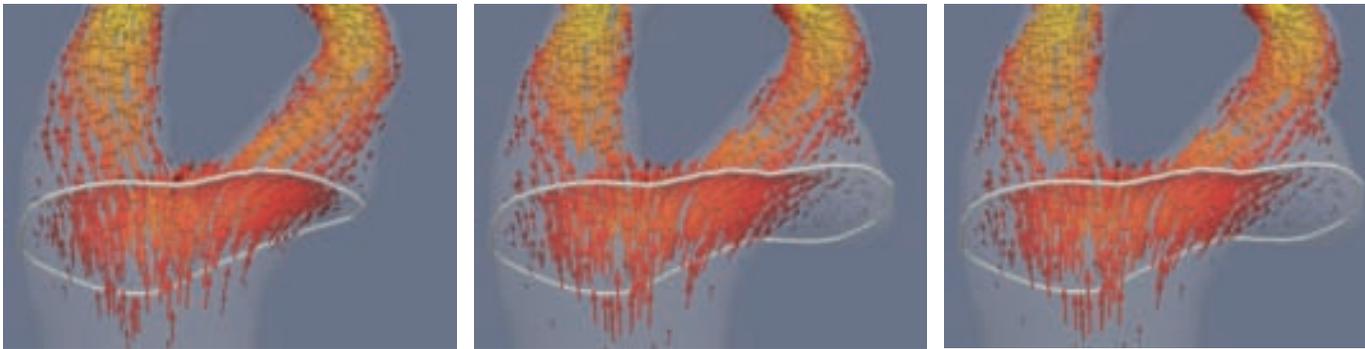


Figura 5. L'aumento della dimensione del bulbo (da sinistra a destra) porta ad un'importante variazione della struttura del flusso, come dimostrato dal campo vettoriale della velocità.

Studio della cannulazione aortica

Si riporta qui lo studio pubblicato da (Gallo, et al., 2014) che dimostra come sia possibile combinare il modello geometrico dell'arco aortico del paziente e il modello CAD degli strumenti chirurgici nello stesso ambiente di simulazione multi-fisica. L'obiettivo dello studio è l'ottimizzazione del *bypass* cardio-polmonare *CPB* (*cardiopulmonary bypass*). Si tratta di una pratica molto comune nella chirurgia cardiaca che consiste nell'inviare il sangue venoso nel dispositivo di circolazione artificiale per poi reimmetterlo nell'aorta attraverso una cannula (Figura 6 a sinistra). Le alterazioni di flusso prodotte dalla cannula possono provocare il rischio di trombo embolia. Un accurato studio del posizionamento svolto prima dell'intervento può quindi essere utilizzato a fini terapeutici mitigando i rischi connessi con tale pratica.

Anche in questo caso la simulazione *CFD* viene svolta con il software *ANSYS Fluent*. La griglia ibrida composta da esaedri e tetraedri, generata mediante *Ansys ICFM-CFD*, è utilizzata per discretizzare il dominio fluido con circa $1.1 \cdot 10^6$ celle. La tecnica di *mesh morphing RBF* implementata nel software *RBF Morph* viene utilizzata per esplorare l'effetto dei parametri di posizionamento che hanno influenza sull'intervento chirurgico. A titolo di esempio si presenta in questo articolo lo studio dell'effetto dell'angolo di inserzione della cannula (Figura 6 a destra).

Per il *set-up* della modifica di forma si ipotizza che le variazioni di angolo siano attuate partendo dalla morfologia del vaso dopo il primo inserimento; ciò significa che a piccole variazioni dell'angolo corrispondano deformazioni locali della parete del vaso stesso.

Il primo passo consiste nella definizione del dominio di *morphing* con un cilindro in gra-

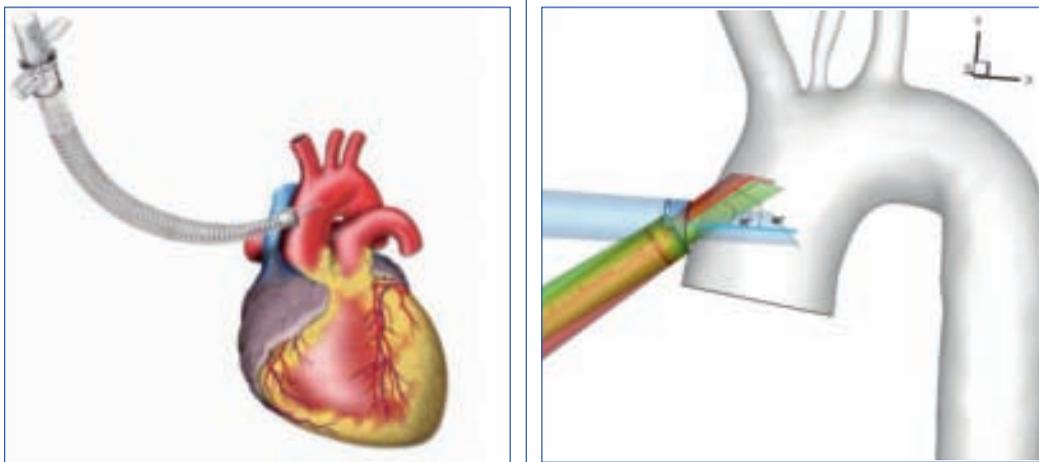


Figura 6. Schema del *by pass* cardio-polmonare con il dettaglio del percorso di ritorno del sangue venoso mediante inserzione attraverso una cannula aortica. L'effetto di inserzione può essere mitigato agendo sul posizionamento della cannula (entità della penetrazione e angolo).

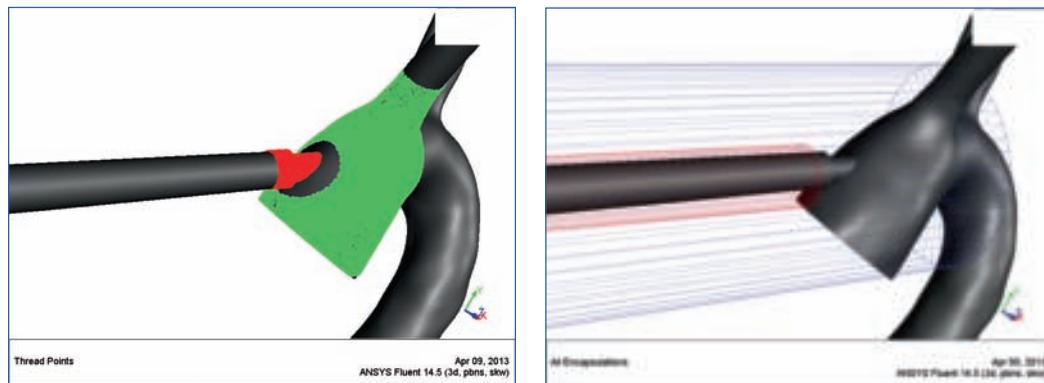


Figura 7. Set up di *RBF Morph* per la variazione dell'angolo di inserzione della cannula: i punti verdi appartenenti al vaso sono mantenuti fissi, i punti rossi (visibili solo in parte) sono ruotati insieme al cilindro rosso; il *morphing* è limitato alla porzione di *mesh* di volume contenuta nel cilindro blu.



Figura 8. Effetto della modifica di forma (forma della parete aortica e rotazione rigida della cannula) per due valori dell'amplificazione (-5, 5).

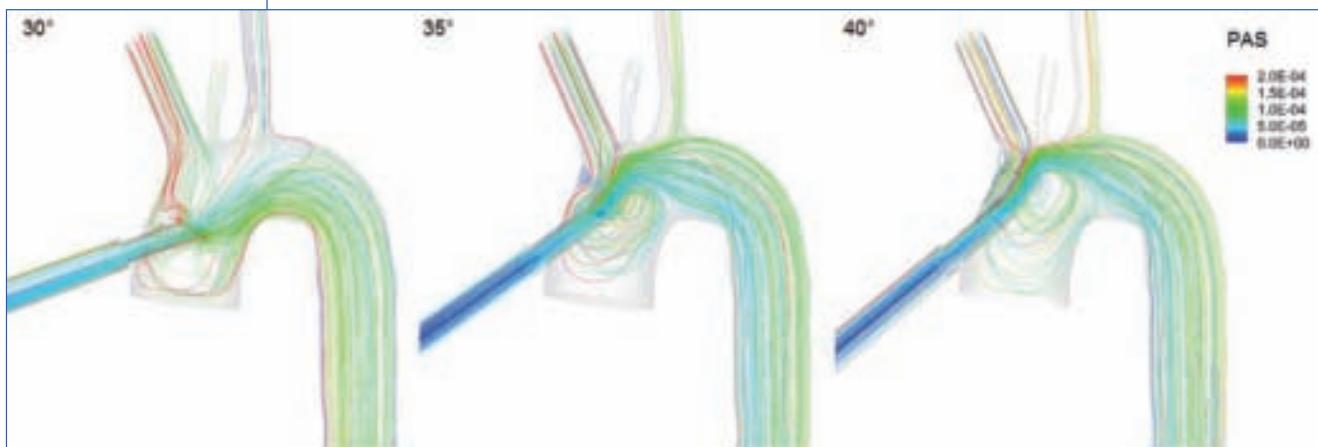


Figura 9. Andamento delle traiettorie del flusso al variare dell'angolo di inserzione della cannula colorate con il valore dell'indice PAS.

do di circondare la porzione di griglia attorno alla zona da deformare (in blu nella Figura 7 a destra); la forma della parete esterna del vaso viene preservata assegnando a tutti i nodi della *mesh* di superficie uno spostamento nullo (verdi nella Figura 7 a sinistra), il piccolo *buffer* che si

può notare in figura è ottenuto escludendo parte dei punti mediante un cilindro ausiliario centrato come la cannula; i nodi che appartengono alla *mesh* della cannula (rossi nella Figura 7 a sinistra) vengono controllati con una rotazione rigida; la stessa rotazione viene imposta al re-

sto della cannula mediante un cilindro (in rosso nella Figura 7 a destra).

I punti *RBF* così posizionati consentono di ruotare rigidamente la cannula (componente meccanico rigido), di deformare il vaso nella zona di intersezione in modo realistico e di distribuire la deformazione all'interno della *mesh* di volume mantenendo un'elevata qualità delle celle.

Un'anteprima dell'azione di *morphing* è rappresentata nella Figura 8 per due livelli della variazione angolare (cinque gradi in direzione negativa e positiva); si può notare come la zona di intersezione sia deformata in modo regolare.

I risultati dell'analisi CFD mostrano come l'angolo di inserzione della cannula abbia una grande influenza sul campo di moto locale; in Figura 9 sono riportate le traiettorie del flusso ed il valore dell'indice *PAS* (*Platelet Activation State*).

CONCLUSIONI

In questo articolo sono state mostrate due importanti aree applicative del *mesh morphing* nell'ambito della simulazione biomeccanica, entrambe relative a casi di emodinamica, dimostrando come sia possibile prevedere l'effetto di cambiamenti morfologici della geometria del paziente e combinare nell'ambiente di simulazione componenti esterni.

Il metodo proposto, essendo basato sull'aggiornamento della *mesh* di calcolo, può essere adottato anche in altri campi della biomeccanica che richiedano l'uso di analisi strutturali (FEM) o delle interazioni fra fluido e struttura (FSI).

BIBLIOGRAFIA

Biancolini, M.E. (2012), "Mesh morphing and smoothing by means of Radial Basis Functions (RBF): a practical example using fluent and RBF morph", Handbook of Research on Computational Science and Engineering: Theory and Practice, IGI Global, Hershey, PA.

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, May 5-7, 2012: CRC Press ISBN: 9780415621342.

Gallo, D., Biancolini, M. E., Ponzini, R., Antiga, L., Rizzo, G., Audenino, A., & Morbiducci, U. (2014). A virtual test bench for hemodynamic evaluation of aortic cannulation in cardiopulmonary bypass. 11th World Congress on Computational Mechanics. Barcelona, Spain, July 20-25, 2014.