

MODÉLISATION DE L'ÉCOULEMENT SANGUIN ET SON UTILISATION DANS LE CADRE D'UNE MÉTHODE INVERSE, ASPECT THÉORIQUE

P.-Y. LAGRÉE, M. ROSSI
Laboratoire de Modélisation en Mécanique
Université Paris 6, 75252 Paris

INTRODUCTION

Il est évident qu'une connaissance plus approfondie des mécanismes du pouls est nécessaire si l'on désire dégager des méthodes de détermination *in vivo* des pathologies d'une artère. Expérimentalement on observe que la propagation de cette onde s'accompagne d'un accroissement de son amplitude ainsi que d'un raidissement [1]. Cette interaction fluide structure dépend de nombreux facteurs. Dans ce travail, on prend en compte les plus importants d'entre eux: effets dissipatifs (viscoélasticité de la paroi, viscosité du fluide), effet géométrique (conicité de l'artère) et les effets non linéaires (loi non linéaire de paroi, terme convectif de Navier-Stokes).

MÉTHODE

Le sang est supposé être un fluide newtonien: il vérifie donc les équations de Navier- Stokes. Vue la complexité de la structure de la paroi, on décrit sa dynamique à l'aide d'une loi phénoménologique capable de traduire des effets non linéaires et de retard (loi de type viscoélastique). On suppose également que le mouvement de la paroi artérielle est uniquement radial. Une analyse dimensionnelle de ce système d'équations et des conditions aux limites associées fait apparaître plusieurs petits paramètres. Le paramètre ε_1 caractérise l'approximation de grande longueur d'onde et le paramètre ε_2 les effets non linéaires liés à la convection. Si on néglige les termes d'ordre ε_1^2 , on se ramène à un problème de type couche limite. On simplifie encore plus ce problème à l'aide des méthodes intégrales de Kármán Pohlhausen utilisées en aéronautique [2] que l'on adapte ici à l'écoulement sanguin. On obtient ainsi des relations portant sur des quantités globales. Il est nécessaire d'adjoindre à ces relations une hypothèse supplémentaire pour fermer le système. En supposant que les profils instationnaires restent suffisamment proches de ceux de la théorie linéarisée de Womersley [3], on effectue une telle fermeture. À partir de cette méthode, on définit un système d'équations aux dérivées partielles non linéaires couplées reliant les évolutions des flux, de la pression et du déplacement de la paroi. Chacune de ces variables dépend du temps et de la position le long de l'axe de l'artère.

RÉSULTATS

Une telle approche permet de fournir une méthode très simplifiée de description d'un écoulement où l'interaction

fluide structure est importante, toutefois les profils calculés restent tout à fait réalistes (figure 1). Pour des données pertinentes du point de vue physiologique, on observe un raidissement effectif du front lié aux effets non linéaires, ces derniers proviennent à la fois du terme convectif dans le fluide et des effets de saturation non linéaire de la paroi. On observe également une augmentation de l'amplitude du fait de la conicité, la viscosité du fluide et la viscoélasticité ont tendance au contraire à aplatiser les profils.

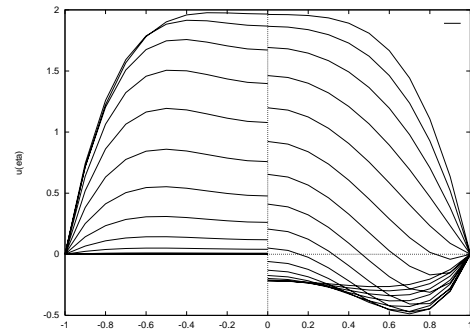


figure 1. Profils de vitesse tout les .005s, moitié gauche: partie ascendante du pulse, moitié droite: partie descendante.

DISCUSSION et CONCLUSION

En conclusion, la modélisation proposée plus haut est relativement fidèle et incorpore de nombreux effets. D'autre part elle permet d'envisager le calcul de l'élasticité de l'artère à partir de données échographiques. Il est en effet possible d'utiliser une méthode inverse [4] sur des équations aussi simplifiées alors qu'elle est présentement impossible par une simulation numérique directe, un tel travail est en cours.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] T. J. Pedley, *The Fluid Mechanics of Large Blood Vessel*, Cambridge University press 1980
- [2] H. Schlichting, *Boundary layer theory*, Mc Graw Hill 1987
- [3] J. R. Womersley, *Oscillatory Motion of a Viscous Liquid in a Thin- Walled Elastic Tube*, *Philosophical Magazine* 1955, volume 46 pages 199-221
- [4] G. Chavent, *Identification of distributed parameter systems*, *Proceedings of the 5th. IFAC Symposium on Identification and System Parameters Estimations*, 1979, pages 85-97