

## LA RHEOLOGIE

Agnès Drochon  
UMR CNRS 6600 , « Biomécanique et Génie Biomédical »,  
Université de Technologie de Compiègne

Olivier BOIRON  
Laboratoire de Biomécanique – IRPHE  
Technopôle de Château-Gombert, Marseille

### **Rhéologie des fluides biologiques**

La rhéologie est l'étude des déformations et des vitesses de déformation des matériaux soumis à une contrainte. La rhéologie du vivant s'intéresse à la résistance des os, à la visco-élasticité des artères, des tendons, des ligaments, à la viscosité du sang ou d'autres fluides biologiques (liquide synovial, mucus, liquide céphalo-rachidien, ...). La capacité de chacun de ces fluides à assurer son rôle dans l'organisme (approvisionner toutes les cellules en oxygène ou en nutriments, évacuer le gaz carbonique et les autres déchets produits par les cellules, lutter contre les infections, assurer la lubrification, amortir les chocs, réguler le transport de macromolécules, ...) dépend de ses propriétés rhéologiques.

Les propriétés rhéologiques du fluide dépendent elles-mêmes de la composition du fluide et des conditions d'écoulement. L'altération de ces caractéristiques rhéologiques peut être liée à certaines situations pathologiques : changement des propriétés du liquide synovial dans l'ostéoarthrose, augmentation de la viscosité du mucus dans certaines maladies respiratoires. De même, des troubles importants de l'oxygénation des tissus associés à une modification de la rhéologie sanguine apparaissent dans le cas du diabète, de la sclérodermie ou de maladies congénitales comme la drépanocytose.

Dans les années 1970, l'hémorhéologie, c'est-à-dire l'étude des propriétés rhéologiques du sang, s'est développée comme une discipline à part entière, mais les premières tentatives de description du sang et de son écoulement datent de bien avant (Farhaeus (1888-1968), Poiseuille (1799-1869), Van Leeuwenhoek (1632-1723), Harvey (1578-1657)). Les propriétés rhéologiques du sang (rhéofluidification, thixotropie, contrainte seuil) sont maintenant bien connues [1], mais d'autres enjeux de recherche en biomécanique et génie biomédical, liés à la circulation du sang, sont apparus : calcul des écoulements dans les anévrismes, compréhension des mécanismes de formation des plaques d'athérome, et d'autres perspectives d'avenir qui ont été déjà présentées dans le numéro de La Lettre de Mai 2004 (« Biofluid mechanics : quo vadis ? »), par P.Verdonck.

Les maladies cardiovasculaires restent en effet la première cause de mortalité dans les pays occidentaux. Douleurs de poitrine, infarctus du myocarde, accidents vasculaires cérébraux sont des conséquences de l'athérosclérose. Elle correspond à une accumulation, sur la paroi des artères coronaires de petit et moyen calibre, de lipides et de composés cellulaires qui vont progressivement obstruer le vaisseau, provoquant des

sténoses et des thromboses. Quand cette occlusion est complète, il survient, soit un infarctus du myocarde, qui peut être soigné, ou une mort subite.

On sait aujourd'hui que les mécanismes inflammatoires jouent un rôle essentiel dans l'athérosclérose. Les monocytes et les lymphocytes T sont impliqués dans la naissance et la croissance d'une plaque d'athérome, lorsque des particules de LDL (lipoprotéines de basse densité) en excès s'accumulent dans la paroi d'une artère. Les facteurs liés à la rhéologie du sang et à la nature de l'écoulement influent aussi sur la formation et le développement des plaques. Celles-ci apparaissent plutôt aux endroits des courbures ou des bifurcations, où l'écoulement est modifié, éventuellement turbulent. La présence de la sténose elle-même entraîne des perturbations de l'écoulement (par exemple, des zones de recirculation). Il en résulte des changements dans l'intensité des contraintes tangentielles s'exerçant sur les cellules endothéliales et sur le temps de séjour des cellules circulantes (globules blancs, plaquettes). La rupture d'une plaque, progressivement fragilisée, conduit à la formation d'un caillot qui peut interrompre la circulation du sang dans l'artère concernée ou être emporté par le flux sanguin et provoquer une obstruction à un autre endroit de l'arbre circulatoire.

De nombreux autres enjeux cliniques comportent un aspect lié à l'hémodynamique microvasculaire, par exemple la compréhension de la microcirculation tumorale (soit pour favoriser la pénétration des substances de chimiothérapies, soit pour bloquer l'approvisionnement en oxygène de la tumeur), la réaction tissulaire à l'ischémie et les phénomènes de collatéralité (au niveau cardiaque ou cérébral), les réponses à un changement des conditions systémiques (par exemple, dans le cas de l'hypertension).

[1] Y.C. Fung (1993) "Biomechanics – Mechanical properties of living tissues" Springer-Verlag.

## **Rhéologie des tissus biologiques**

Conceptuellement les outils à disposition du biomécanicien pour décrire le comportement mécanique des tissus vivants, os, cartilages et tissus mous (organes internes, peau, muscle, etc.) sont identiques à ceux employés pour les fluides biologiques : la tâche du biomécanicien va consister à établir une relation entre la déformation d'un tissu et la contrainte qu'il subit ou qu'il génère si il s'agit d'un muscle. Il est d'usage d'appeler cette relation loi de comportement du tissu et l'expression mathématique de cette loi peut prendre une forme très simple comme une simple relation de proportionnalité (on parle alors de matériaux élastiques linéaires) ou se compliquer très fortement pour rendre compte des particularités du tissu : hétérogénéité, viscosité, plasticité, compressibilité, composition, etc.....

A l'heure actuelle la tendance est de rendre compte au plus près de la composition et de la structure interne des tissus c'est à dire d'intégrer dans la loi de comportement des tissus un nombre croissant d'informations histologiques, voire biochimiques permettant de les caractériser au mieux. Ce changement d'échelle permet de mieux appréhender les mécanismes intimes de la mécanique des tissus mais s'opère au prix d'une forte complexification des modèles rhéologiques et surtout d'un nombre croissant de paramètres physiologiques plus ou moins délicats à évaluer. On peut citer

ici à titre d'exemple les travaux menés sur la mécanique de la paroi artérielle (Holzapfel 2000, Zulliger 2005 ) où les modèles actuels prennent en considération non seulement les proportions, ou fractions volumiques, des principaux constituants : élastine, collagène et matrice extracellulaire mais également leur degré d'organisation dans le tissu, l'orientation des fibres et fibrilles de collagène dans les différentes couches de la paroi, etc. Le tissu est représenté ici globalement comme un matériau composite hyper-élastique ou viscoélastique.

Cette démarche possède une limite intrinsèque liée à la dimension même des plus petites structures et matériaux susceptibles d'avoir un rôle actif dans le comportement global du tissu. Par exemple dans le cas de l'os trabéculaire, structure hautement hiérarchisée, il conviendrait de décrire les travées de l'os spongieux soit des objets de taille submicronique pour rendre compte du comportement macroscopique global de la structure. L'approche multi-échelle est ici très employée : à l'aide de microtomographie par exemple on peut construire un « volume élémentaire représentatif » (VER) à même de décrire le comportement de ces microstructures, la technique d'homogénéisation périodique ou d'homogénéisation de Hill-Mandel (Kowalczyk 2003) permet alors de construire un modèle global de comportement de l'os.

Une des caractéristiques essentielles des milieux vivants est leur capacité à évoluer sous l'action de contraintes environnantes. Ceci est d'autant plus vrai pour les tissus biologiques qui ont la capacité de se « remodeler » sous l'action de stimuli endo ou exogènes. L'intégration dans les lois de comportement des tissus de cette propriété est une voie de recherches très actives. On peut citer à titre d'exemple les travaux menés sur la protéase des chondrocytes dans le disque intervertébral (DIV), qui joue un rôle prépondérant sur la teneur en eau du noyau du DIV et donc sur son comportement sous chargement (Bibi 2001, Ohshima 1992).

Les défis posés par la rhéologie des tissus biologiques aux biomécaniciens sont, comme on le voit multiformes, mais à la hauteur des enjeux cliniques et technologiques d'aujourd'hui et de demain. En effet les cliniciens et les industriels sont de plus en plus demandeurs d'informations fines sur le comportement mécanique des milieux vivants que cela soit pour de l'aide au diagnostic (rupture de parois artérielles pathogènes) de la prévention en accidentologie (décélération admissibles) ou encore en chirurgie assistée par ordinateur pour un rendu réaliste de la sensation opératoire naturelle (manipulateurs à retour d'effort).