

ACTIVITES DE RECHERCHE

Thématique de recherche pendant la thèse : Analyse de signaux et d'images en turbulence 2D

I. Problématique

Le sujet de la turbulence est au coeur d'enjeux scientifiques et industriels très importants. Bien qu'il soit décrit par un excellent modèle mathématique, les équations de Navier-Stokes, il reste encore un phénomène peu connu. Comme cela l'a justement été remarqué dans la littérature par Holmes et *al.* [1], la turbulence est peut être le dernier problème non résolu de la physique classique.

Une des raisons qui rend l'approche de la turbulence si difficile est liée au fait que la résolution exacte des équations de Navier-Stokes n'est pas possible actuellement. Ceci fait que, en plus des efforts pour trouver des solutions numériques approchées, il est également très important d'obtenir des informations globales sur les écoulements turbulents.

Il y a deux phénomènes imbriqués au sein des écoulements turbulents bidimensionnels : le premier est l'écoulement de fond (filaments de vorticité) et le deuxième est l'apparition de tourbillons. Or, plusieurs approches numériques indiquent que l'information globale concernant ces deux composantes est contenue dans le spectre d'énergie [2]. Ceci montre l'importance d'une étude spectrale des signaux et des images de la turbulence 2D, qui donne à cette approche un caractère interdisciplinaire entre la mécanique des fluides et le traitement du signal et de l'image.

Les résultats théoriques de l'étude statistique de la turbulence bidimensionnelle sont basés sur les travaux de Batchelor [3] et Kraichnan [4] pour la turbulence homogène en domaine infini. Ils prédisent la coexistence de deux zones inertielles dans le spectre d'énergie du champ de vitesse de l'écoulement (Figure 1) :

- la cascade inverse d'énergie (avec une pente de $-5/3$), dont l'existence est confirmée par les résultats de Vassilicos et Hunt [5],
- la cascade d'entrophie (avec une pente de -3) dont la valeur reste encore une question ouverte et un débat entre les différentes spécialistes. On peut citer ici les travaux de Saffman [6] (qui propose la valeur de -4 pour la pente), ainsi que ceux de Tran [7], [8]. Un des axes de recherche de ma thèse était l'observation et l'étude de ces deux pentes théoriques, pour laquelle on a choisi le cadre de certaines simulations d'écoulement dans un canal muni d'obstacles.

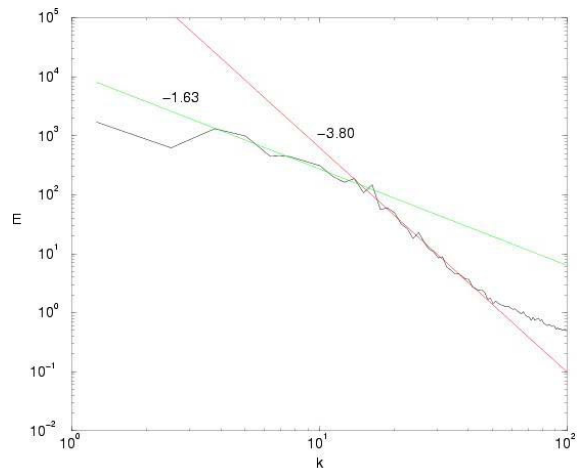
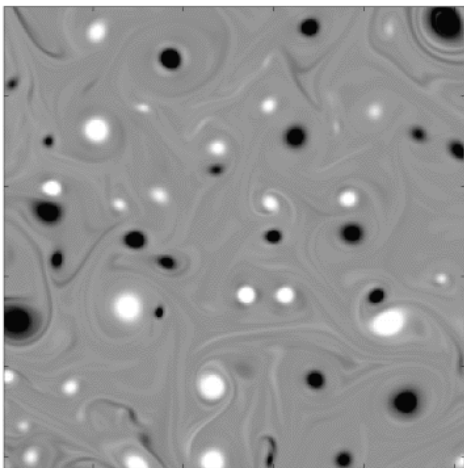
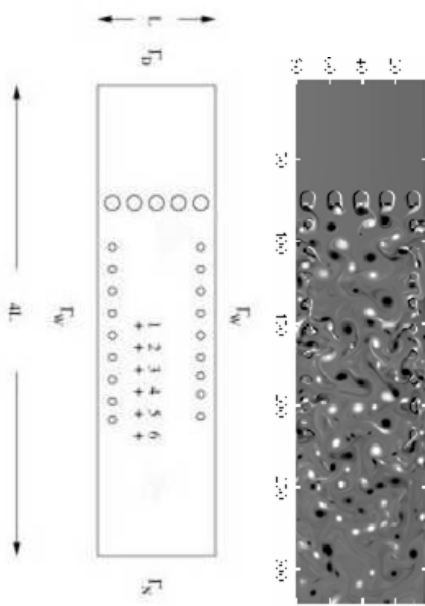


Figure 1 : Zoom sur le champ de vorticité et le spectre d'énergie correspondant (voir [10])

II. Les travaux effectués

Le but de la thèse était l'analyse de simulations numériques directes de la turbulence bidimensionnelle dans un écoulement décrit par les équations de Navier-Stokes (NS) (1) pour un nombre de Reynolds (Re) très élevé [9]. On a considéré comme domaine de la simulation du modèle NS/Brinkman un canal rectangulaire dans lequel l'écoulement a été perturbé par deux ensembles de cylindres de diamètre différents (0.1L et 0.05L), conformément au schéma ci-joint. On utilise cette configuration pour mieux mettre en évidence les tourbillons de différentes tailles [11].



$$\partial_t U + (U \cdot \nabla)U - \text{div} \sigma(U, p) + \frac{1}{K}U = 0 \text{ dans } \Omega_T = \Omega \times (0, T) \quad (1)$$

$$\text{div} U = 0 \text{ dans } \Omega_T \quad U = U_D \text{ sur } \Gamma_D \times (0, T)$$

$$U(\cdot, 0) = U_0 \text{ dans } \Omega \quad U = 0 \text{ sur } \Gamma_W \times (0, T)$$

$$\sigma(U, p) \cdot n + \frac{1}{2}(U \cdot n) \cdot (U - U^{ref}) = \sigma(U^{ref}, p^{ref}) \cdot n \text{ sur } \Gamma_N$$

$$\text{où } \sigma(U, p) = \frac{1}{\text{Re}} (\nabla U + \nabla U^t) - pI$$

$U = (u, v)$ - le vecteur de la vitesse, p - la pression

Re - le nombre de Reynolds et I est le tenseur d'identité

U_0 - la donnée initiale, U_D est l'écoulement Poiseuille d'entrée du canal

U^{ref} et p^{ref} référence pour les condition de frontière non - réfléchants

K - permeabilité ($= 10^{-8}$ dans les cylindres) et ($= 10^{16}$ ailleurs)

Dans le traitement des données numériques (pression, vitesse et vorticité) on utilise des méthodes mathématiques combinées de traitement du signal et de l'image pour mieux comprendre le phénomène de la turbulence 2D.

L'étude comprend deux volets : un premier volet portait sur l'analyse des signaux 1D en certain points de l'écoulement, tandis que le deuxième développe une analyse similaire pour les images de l'écoulement provenant de la même simulation [10].

Dans une étude préliminaire [11], les résultats obtenus par simulation numérique directe, ont été comparés aux expériences physiques (film de savon), avec des conditions au bord et initiales similaires. Les spectres d'énergie calculés dans ces deux cas, s'avèrent d'être très voisins.

On a réalisé une étude comparative des différentes méthodes numériques pour calculer le spectre d'énergie des signaux et des images (de la vitesse) en essayant de valider les résultats théoriques de l'étude statistique de la turbulence [12]. Parmi les techniques utilisées, on compte l'analyse de Fourier (transformé de Fourier rapide (FFT), méthode de corrélation etc.) et le modèle autorégressif des processus stochastiques pour représenter et comparer le contenu des fréquences des signaux [13]. L'intérêt est de préciser les difficultés rencontrées en analysant les spectres obtenus.

L'analyse des méthodes de calcul du spectre d'énergie en fonction du choix des paramètres qui leur sont inhérents s'avère être très importante afin de fournir des estimations fiables et comparables à la fois entre elles et avec celles fournies par les résultats théoriques. En effet, la plupart des méthodes sont très sensibles aux divers paramètres et ainsi la même méthode peut mener à des résultats considérablement différents selon le choix des paramètres [14]. Par conséquent, pour chaque méthode on indique la gamme des valeurs pour obtenir des résultats pertinents.

La présence simultanée des deux cascades dans le spectre d'énergie est souvent difficile à mettre en évidence. Se pose naturellement la question de la signification physique de ces deux cascades et de leur séparation [15]. Les fonctions de type paquets d'ondelettes ont été employées à la séparation de l'écoulement en parties significatives de point de vue physique (Figure 2).

Vu la nécessité de réduire le nombre de degrés de liberté (donc la complexité) tout en réalisant une approximation convenable, une attention particulière est accordée au choix d'une bonne représentation des signaux et d'images dans diverses bases fonctionnelles [16]. On a ainsi réalisé une analyse temps-fréquences des données en utilisant l'algorithme de choix de la meilleure base des paquets d'ondelettes et cosinus, comme dans les travaux de M. Farge et *al.* [17]. La méthode de la décomposition en valeurs singulières (POD) [1], basée sur la théorie de Hilbert-Schmidt a aussi été exploitée pour compresser les données et pour localiser les structures cohérentes dans l'écoulement turbulent. Dans ce cadre, on a utilisé le spectre d'énergie comme une mesure comparative de la qualité de reconstruction [16].

Les résultats fournis par toutes ces méthodes ont été analysés en détail afin d'en tirer le maximum d'information. Malgré le fait qu'elles partagent certaines qualités, chaque méthode utilisée seule n'est pas toujours en mesure de fournir les renseignements que l'on cherche.

Ces résultats ont été combinés dans le cadre de l'algorithme de matching-pursuit [18] pour trouver les motifs d'écoulements qui sont cohérents avec un dictionnaire particulier (comme les paquets d'ondelettes et cosinus, les fonctions de Gabor, les modes POD, les modes prolate [19] etc.). Le fait de combiner ces méthodes a rendu possible de fournir des conclusions intéressantes [20] (cf. Figure 3) et a permis de surmonter certaines difficultés.

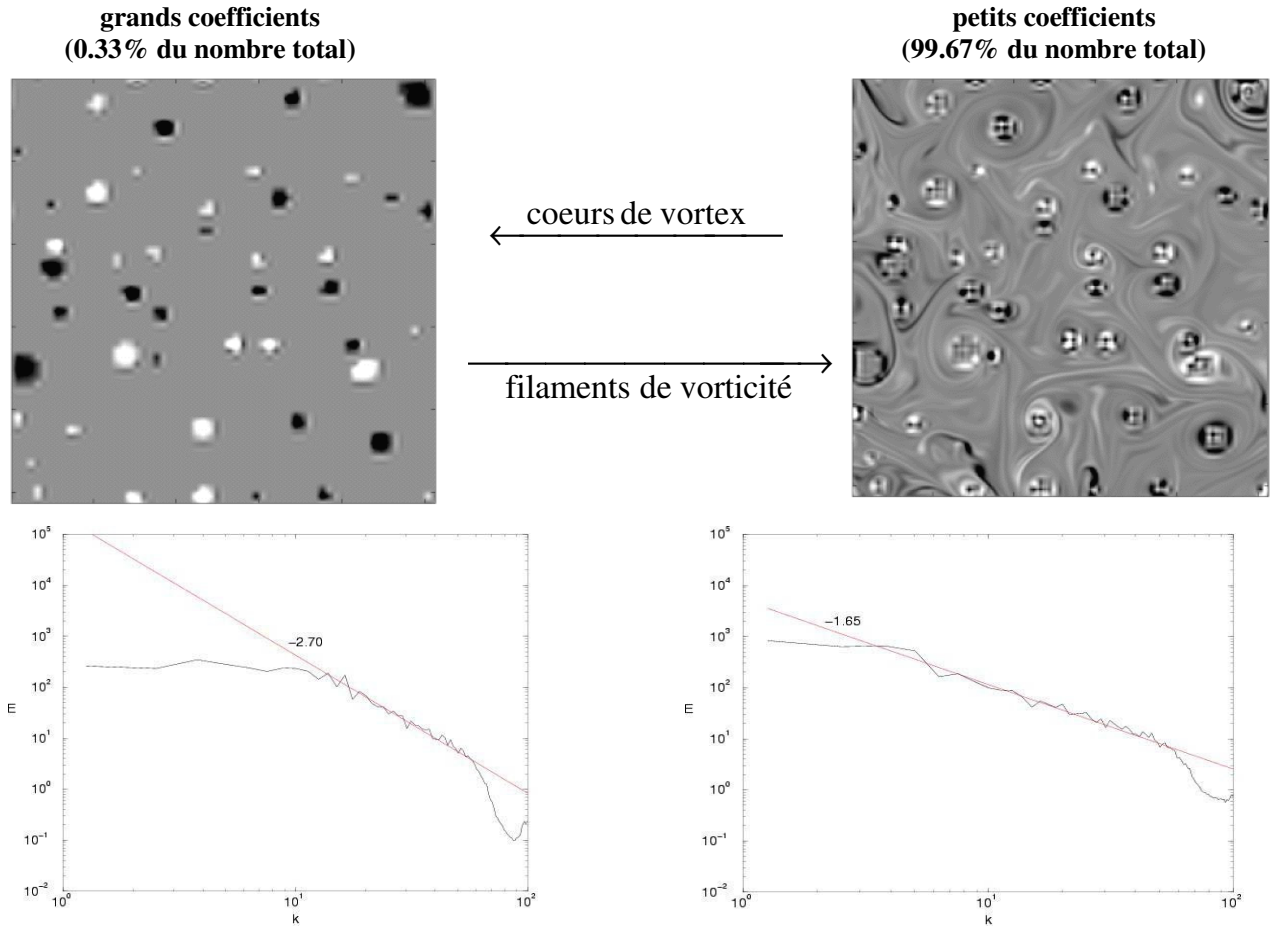


Figure 2 : Séparation des champs et les spectres associés (voir [10])
(seuillage des coefficients d'ondelettes des champs de la vitesse et de vorticité avec le même seuil)

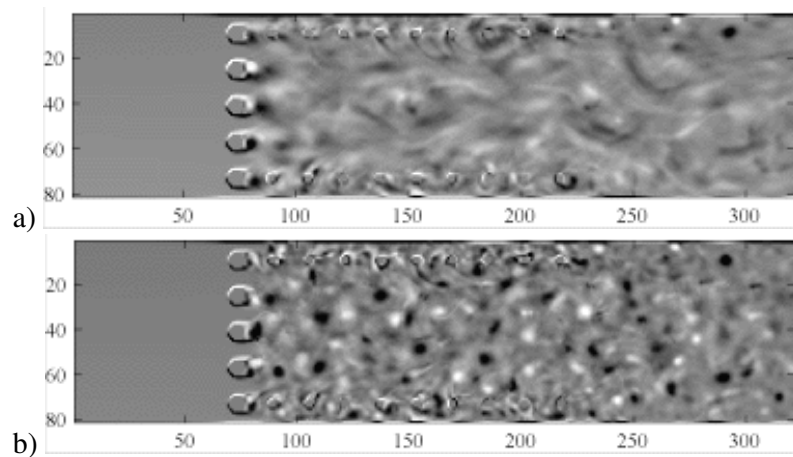


Figure 3 : Reconstruction d'une image de la vorticité (montré dans le schéma de la simulation) avec a) les 20 premiers modes POD et b) les 20 modes les plus importants (en utilisant l'algorithme matching-pursuit) (voir [20])

III. L'équipe support de ces recherches

Ce projet interdisciplinaire touchait plusieurs domaines, à savoir la mécanique des fluides, l'analyse numérique, la théorie des opérateurs, les équations aux dérivées partielles, le traitement du signal et de l'image et la physique expérimentale. Cette multidisciplinarité requiert une coopération des différentes compétences de chacun de ces domaines.

Un groupe mixte de recherche sur ce sujet a émergé depuis plusieurs années sous la forme d'une collaboration fédérée par l'Institut Mathématiques de Bordeaux entre plusieurs chercheurs appartenant à trois laboratoires :

- Charles-Henri Bruneau (Professeur, Mathématiques Appliquées de Bordeaux)
- Patrick Fischer (Maître de Conférences, MAB)
- Angelo Iollo (Professeur, MAB), ancien enseignant-chercheur à Politecnico Torino
- Alain Yger (Professeur, Laboratoire Bordelaise d'Analyse et Géométrie)
- Hamid Kellay (Professeur, Centre de Physique Moléculaire Optique et Hertzienne)

J'ai eu la chance d'être le premier thésard dans le cadre de ce groupe à travailler sur cette thématique mixte, et de bénéficier de l'expérience de chacun des membres du groupe. Ceci m'a permis d'acquérir une riche formation interdisciplinaire et une bonne expérience concernant le travail dans une équipe à la base hétérogène, à la cohésion de laquelle j'ai apporté mon support.

I. Laboratoire d'accueil :

Le projet de post-doc CNRS était mené dans l'équipe « Micro-architecture et tissu osseux » de CREATIS (Centre de Recherche et d'Applications en Traitement de l'Image et du Signal) à Lyon CNRS UMR 5220, Inserm U 630, coordonné par Françoise Peyrin. Cette équipe développe des méthodes d'analyse basée sur l'imagerie tomographique tridimensionnelle pour l'étude du tissu osseux.

En particulier, CREATIS travaille en collaboration avec l'ESRF (Installation Européenne de Rayonnement Synchrotron) de Grenoble sur un système de microtomographie (micro-CT) par rayonnement synchrotron pour imager la microarchitecture osseuse (voir Figure 4).

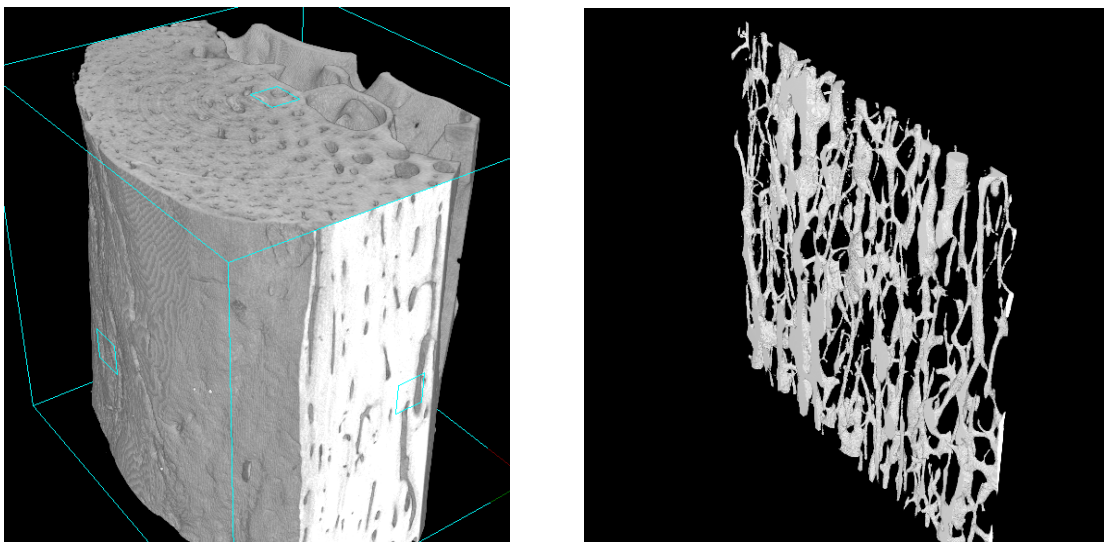


Figure 4 : *Illustration, à gauche, d'une image 3D d'os cortical (échantillon 6x6x6 mm³) et, à droite, du réseau de Havers (pores en 3D) sur une épaisseur limitée 300 μm.*

II. Problématique - Objectifs

Ce projet est motivé par la recherche sur les maladies de la fragilité osseuse, telles que l'ostéoporose, dont la fréquence est en augmentation avec le vieillissement de la population. Il est nécessaire d'avoir une meilleure compréhension des mécanismes conduisant à la fragilité osseuse. Des travaux récents montrent que les modifications du remodelage osseux entraînent des anomalies de la microarchitecture osseuse ainsi que des propriétés intrinsèques de la matrice osseuse qui contribue à la fragilité osseuse.

L'objectif de ce projet est de caractériser les propriétés du tissu osseux à l'aide d'images obtenues en micro-CT synchrotron. Cela nécessite la mise au point d'une technique d'imagerie tridimensionnelle pour l'étude de la matrice osseuse et de ses micro-porosités, et le développement d'outils pour extraire de ces images des informations morphologiques, topologiques et géométriques.

En micro-CT, l'image reflète théoriquement le coefficient d'atténuation linéaire en chaque point de la structure. Toutefois, les images fournies par un micro-CT standard, ne différencient pas correctement les classes de niveaux de gris. Ceci est principalement dû aux artefacts de durcissement de faisceau. Au contraire, en utilisant la micro-CT synchrotron, il est possible d'utiliser un faisceau de rayons X monochromatique, permettant d'éviter ces problèmes et d'obtenir une image quantitative (Figure 5).

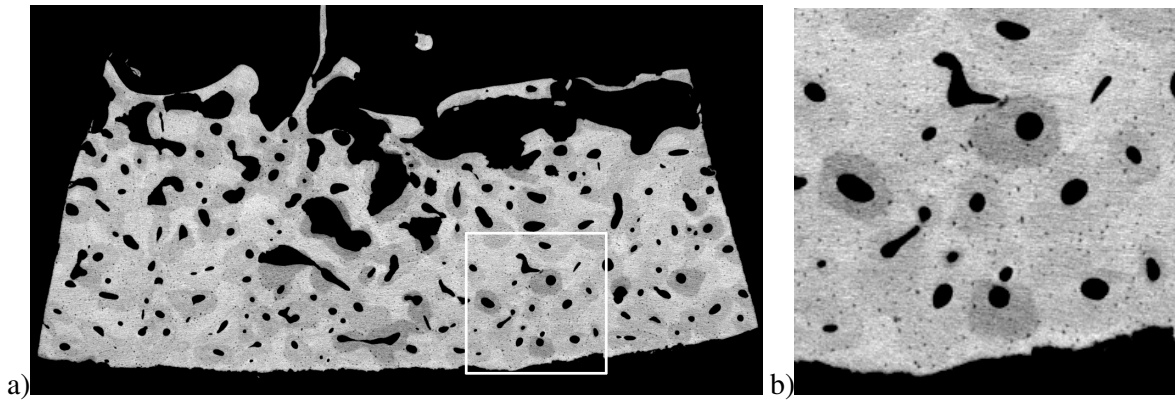


Figure 5 : a) coupe d'os cortical (échantillon fémoral) : on observe clairement les zones de remodelage apparaissant avec des niveaux de gris plus sombres b) zoom sur la partie en bas à droite de l'image (taille de voxel : $5\mu\text{m}$) : on peut distinguer les lacunes ostéocytaires.

III. Travaux réalisés

J'ai travaillé plus précisément sur la quantification des zones de remodelage à partir des images de micro-CT. En effet, ces images de microtomographie (cf. Figure 6 image de gauche) permettent, entre autre, d'observer des régions de minéralisation différentes correspondant à des unités structurales élémentaires de l'os. La quantification locale des zones de remodelage nécessite de mettre au point une méthode de segmentation robuste de ces structures, qui quoique visible ont parfois un contraste assez faible. Dans la littérature cette segmentation est généralement réalisée par simple seuillage [21], ce qui est insuffisant, d'où la nécessité d'améliorer leur détection.

Nous avons suivi une démarche basée sur une phase de débruitage, suivie d'une phase de segmentation. L'objectif était également d'obtenir une méthode automatique compte tenu du grand volume de données à traiter (de 2 à 8 Go par échantillon).

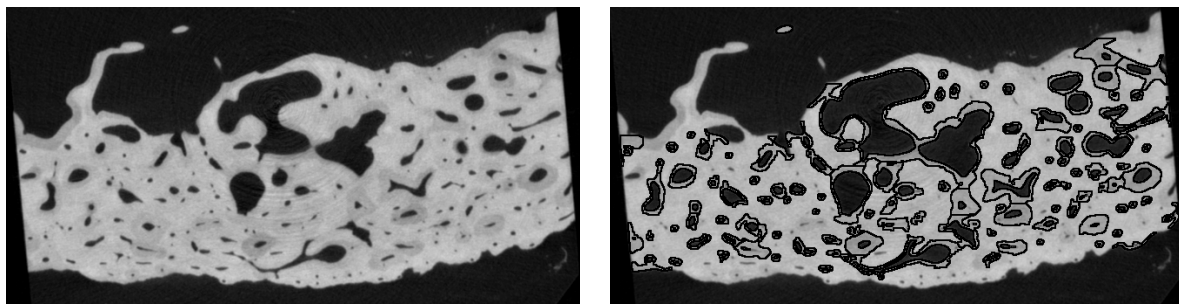


Figure 6 : gauche : coupe d'os cortical : les zones de remodelage apparaissent dans des niveaux gris plus sombres ; droite : localisation des zones segmentées : superposition des contours détectés après segmentation sur l'image originale.

1) Débruitage

La première partie de mes travaux a été donc orientée vers l'étude des diverses méthodes de débruitage en 2D et/ou 3D. En plus du bruit, les artefacts circulaires liés à la formation de l'image, peuvent également corrompre la qualité de l'image. L'élimination, ou au moins la réduction significative du bruit et des artefacts circulaires est importante pour l'analyse quantitative. Cependant, il faut remarquer que puisque la structure d'intérêt est petite, la méthode de débruitage doit être bien ajustée afin de préserver la résolution de l'image.

La méthode récente des Non Local-Means [22], basée sur l'autosimilarité des images, consiste à chercher dans une vaste portion de l'image tous les pixels qui « ressemblent » au pixel que l'on veut débruiter, et à en faire la moyenne. Même s'il s'agit d'une technique très efficace au niveau qualitatif, l'implémentation pratique sur une image de taille considérable s'avère d'être très long. Compte tenu du volume de données à traiter, il était nécessaire d'avoir des algorithmes rapides au niveau de temps de calcul. Nous nous sommes alors intéressés aux méthodes ondelettes et aux méthodes basées sur la diffusion anisotrope.

a) Le débruitage par ondelettes est une méthode moderne très efficace dans le traitement de l'image, largement utilisé dans plusieurs domaines de recherche. Les méthodes usuelles de débruitage par décomposition en ondelettes [23] reposent sur le fait que la représentation des images dans le domaine des coefficients d'ondelettes est creuse. L'élimination des plus petits coefficients d'ondelettes dans les détails les plus fins permet généralement de réduire le bruit contenu dans l'image. Le problème est de trouver les bons paramètres pour le débruitage, étant donné la petite taille des structures d'intérêt (à ne pas les confondre avec le bruit) et de ne pas introduire des autres artefacts supplémentaires qui peuvent fausser les résultats.

Parmi ces méthodes basées ondelettes nous avons employé les ondelettes séparables [24], les ondelettes non-décimées et les ondelettes invariantes par translation [25] qui ont déjà fourni des résultats préliminaires très prometteurs.

b) La diffusion anisotrope est un autre procédé de filtrage visant à éliminer le bruit d'une image, tout en préservant les informations importantes, comme les contours. Cette méthode est basée sur les principes physiques de la diffusion entre fluides : l'équation de diffusion est similaire à celle des concentrations locales d'un fluide qui s'équilibrent sans création ni destruction de matière. L'équation de diffusion anisotrope est basée sur l'équation de propagation de la chaleur permettant d'effectuer la diffusion de manière non uniforme, en privilégiant certaines directions.

La diffusion anisotrope utilise dans l'équation une fonction de diffusion, dont le rôle est d'établir la diffusion en fonction des caractéristiques de l'image. Le principe du fonctionnement de la fonction de diffusion peut être résumé comme suit : elle doit conduire à une faible diffusion pour les forts gradients qui sont sensés représenter les contours, et en revanche, une plus forte diffusion pour les zones dans lesquels le gradient est plus faible. Une étude complète est nécessaire afin de choisir les paramètres inhérents à méthode (choix de la fonction de diffusion [26], adaptation du critère [27]).

Nous avons comparé l'efficacité de différentes méthodes de débruitage (ondelettes, diffusion anisotrope dans différentes versions [28] [26] etc.) sur les images d'os cortical dans un travail présenté pendant cette année de post-doc à EUSIPCO 2006 [29].

ii) Segmentation

Le problème est la segmentation des régions de remodelage (os récent) par rapport à l'os plus ancien. Si la segmentation de l'os (globalement) par rapport au fond est immédiate, la segmentation des régions de remodelage dans l'os n'est pas facile. Bien que ces régions puissent être visuellement perçues, leur contraste par rapport à l'os est très faible et proche de l'écart type du bruit. Les méthodes par simple seuillage ne donnent donc pas de résultats satisfaisants.

Comme pour le débruitage, les méthodes de segmentation les plus appropriées devraient être identifiées en fonction des propriétés de l'image (résolution et qualité).

Une première méthode utilisée était la méthode de regroupement des K-means [30], qui est un outil de classification classique permettant de répartir un ensemble de données en K classes homogènes. La plupart des images vérifient localement des propriétés d'homogénéité, notamment en termes d'intensité lumineuse. La méthode des K-means a été très utilisée dans ce contexte, d'une part pour sa simplicité de mise en œuvre et d'autre part car elle peut fournir une bonne approximation de la segmentation recherchée. Cette méthode n'a pas donné des résultats satisfaisants car les régions étaient agglomérées. L'inconvénient de cette méthode est qu'elle utilise des critères purement statistiques ne permettant pas de traduire la continuité spatiale des ostéons, donc elle n'est pas adaptée pour notre application.

Nous avons étudié aussi une autre approche qui est basée sur la minimisation d'un terme d'énergie de type Mumford-Shah incorporant une contrainte sur la courbure [31]. Bien que cette méthode ait semblé attrayante, les résultats ont montré des sur-segmentations : de fausses détections sont apparues dans l'os de fond et une zone de remodelage correspondant à une entité physiologique pouvait être découpée dans plusieurs sous-régions.

Ainsi, il nous est apparu important de développer une méthode permettant d'incorporer des a priori physiologiques sur les zones que l'on cherche à détecter. Nous nous sommes finalement orientés vers une méthode de croissance de régions ad'hoc. La croissance de région qui consiste à agglomérer des voxels à une région satisfaisant un certain critère fournit une structure connectée par construction. La méthode utilise l'information a priori sur la localisation des zones de remodelage autour de chaque pore. La croissance de région recherche un ensemble de régions, chacune d'entre elles étant initialisée par le contour d'un pore.

Dans un premier temps, les contours des pores détectés par une méthode de gradient, puis labellisés par une analyse en composante connexe, ont été utilisés pour initialiser notre algorithme de croissance de régions. Dans la communication [32] présenté courant 2006 lors du congrès International Bone Densitometry Workshop (IBDW), le critère de croissance choisi était basé sur l'homogénéité de l'image (Figure 6 image de droite).

Dans un deuxième temps, nous avons introduit une approche originale permettant d'incorporer également une contrainte de forme dans la segmentation. Cette approche est basée sur l'utilisation d'une carte de distance et d'une image de bassins versants (*watershed*) (Figure 7, image de gauche).

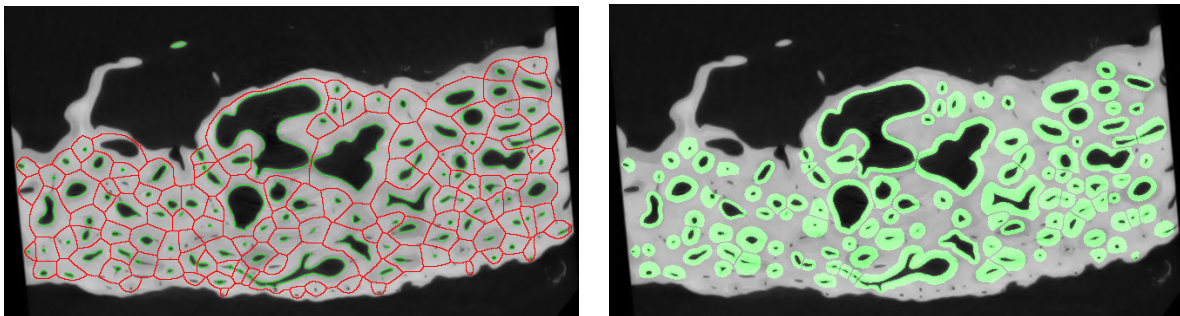


Figure 7 : gauche : superposition des contours d'initialisation (en vert) et des lignes de crêtes (en rouge) sur l'image originale, droite : segmentation basée sur la carte de distance et les bassins versants (*watershed*).

Ici, on utilise un a priori physiologique complémentaire, notamment que les zones de remodelages formés autour des pores, suivent les formes des pores et sont isotropes. Nous avons proposé de calculer le maximum de la dérivée de la fonction qui associe à chaque distance la moyenne des niveaux de gris dans l'image originale, afin de déterminer l'épaisseur de chaque zone de remodelage (Figure 7 image de droite). La présentation de cette technique fait l'objet d'un papier [33] accepté pour publication à la conférence IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI 2007).

Une synthèse de ces méthodes de segmentations est donné dans [34]. Ici on propose aussi une étude statistique de nos méthodes sur des fantômes perturbés par plusieurs réalisations d'un bruit gaussienne ayant des propriétés connus imposées.

Ces méthodes sont actuellement appliquées à une série de 40 échantillons provenant de patients fournis par des équipes médicales. En particulier des statistiques sur les distributions des objets détectés seront estimées après analyse en composantes connexes. Le but est de trouver des paramètres discriminants afin de séparer les échantillons normaux et pathologiques.

iii) Quantification

En ce qui concerne l'analyse des images 3D, j'ai participé à une étude concernant le développement d'une nouvelle méthode pour étudier localement la géométrie 3D du réseau trabéculaire complexe [35]. La classification de chaque point de l'axe médian est basée sur une analyse topologique locale adaptative. Cette approche fournit une méthode de classification robuste par rapport aux irrégularités des données biologiques réelles. Des nouveaux paramètres quantitatifs qui caractérisent séparément les structures plaque et tube sont proposés. La méthode est évaluée dans un premier temps sur les fantômes numériques. La méthode a permis de discriminer des images 3D d'os trabéculaire, acquis en micro-CT synchrotron, ayant la porosité et l'épaisseur moyen similaires.

Dans une communication soumise récemment à la conférence IEEE ISBI 2008 [36], on a étudié les orientations locales du réseau 3D des canaux dans l'os cortical, dont la quantification est très importante pour estimer la fragilité osseuse. Selon la littérature, ce réseau des pores est composée de canaux orientés horizontalement (canaux de Havers) et verticalement (canaux de Volkmann). Toutefois, l'orientation de ce réseau complexe n'a jamais été analysée en 3D. Afin d'estimer les orientations, nous avons proposé un algorithme en trois étapes, basée sur la matrice Hessienne. Les orientations sont déterminées sur le squelette du réseau des pores et ensuite sont propagés sur le volume entier (Figure 8). Cette étude comprend aussi une évaluation de la méthode sur des fantômes numériques, ainsi qu'une comparaison avec l'approche MIL (Mean Intercept Length), qui donne l'orientation globale.

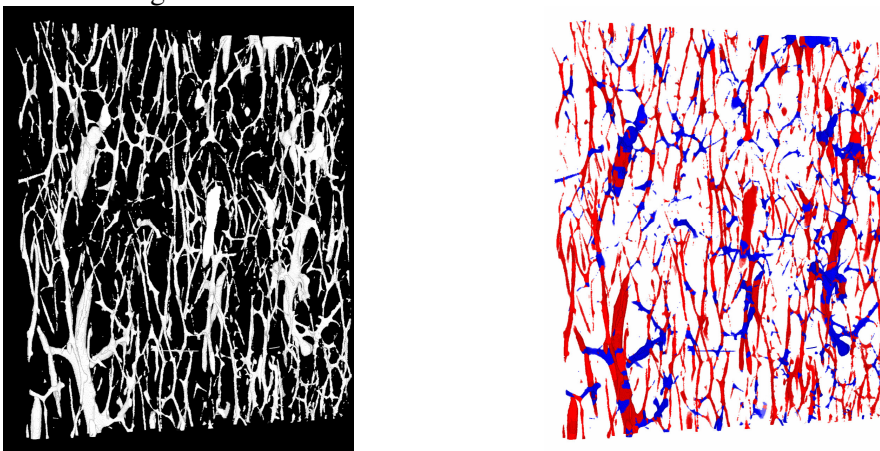


Figure 8 : gauche : le réseau des canaux binarisé, droite : classification des orientations (rouge= réseau de Havers, bleu= réseau de Volkmann)

BIBLIOGRAPHIE SELECTIVE DES SUJETS

- [1] HOLMES P., J.L. LUMLEY, G. BERKOOZ, Turbulence, coherent structures, dynamical systems and symmetry, Cambridge University Press, 1998.
- [2] V. BORUE, Inverse energy cascade in stationary two-dimensional homogeneous turbulence, Phys. Rev. Lett., 1994, 72, 1475-1478.
- [3] G.K. BATCHELOR, Computation of the energy spectrum in homogeneous two-dimensional turbulence, Phys. Fluids, 1969, 12, 233-239.
- [4] R.H. KRAICHNAN, Inertial ranges transfer in two-dimensional turbulence, Phys. Fluids, 1967, 10, 1417-1423.
- [5] J.C. VASSILICOS, J.C. HUNT, Fractal dimensions and spectra of interfaces with application to turbulence, Proc. R. Soc. Lond. Ser. A, 1991, 435, 505-534.
- [6] P.J. SAFFMAN, Vortex Dynamics, Cambridge University Press, 1995.
- [7] C.V. TRAN, J.C. BOWMAN, On the dual cascade in two-dimensional turbulence, Phys. D, 2003, 176(3-4), 242-255.
- [8] C.V. TRAN, T.G. SHEPHERD, Constraints on the spectral distribution of energy and enstrophy dissipation in forced two-dimensional turbulence, Phys. D, 2002, 165(3-4) 199-212.
- [9] P. ANGOT, C.H. BRUNEAU, P. FABRIE, A penalization method to take into account obstacles in incompressible viscous flow, Numer. Math., 1999, 81(4), 497-520.
- [10] Z. PETER, Analyse de signaux et d'images en turbulence 2D, Thèse de doctorat, Bordeaux 2004.
- [11] C.H. BRUNEAU, O. GREFFIER, H. KELLAY, Numerical study of grid turbulence in two dimensions and comparison with experiments on turbulent soap films, Phys. Rev. E, 1999, 60, R1162.
- [12] CH.-H. BRUNEAU, P. FISCHER, Z. PETER, A. YGER, Comparison of numerical methods for the computation of energy spectra in 2D turbulence. Part I: Direct methods, Sampling Theory in Signal and Image Processing, 2005, 4(2), 169 - 192.
- [13] M.B. PRIESTLEY, Spectral analysis and time series. Volume 1: Univariate series. Volume 2: Multivariate series, prediction and control, Academic Press, 1981.
- [14] D. PERCIVAL, A. WALDEN, Spectral Analysis for Physical Applications, Cambridge University Press, 1993.
- [15] P. FISCHER, Multiresolution analysis for 2D turbulence. Part 1: Wavelets vs Cosine packets, a comparative study, Discrete Contin. Dyn. Syst. Ser. B, August 2005, 5(3), 659-686.
- [16] CH.-H. BRUNEAU, P. FISCHER, Z. PETER, A. YGER, Comparison of numerical methods for the computation of energy spectra in 2D turbulence. Part II: Adaptive algorithms, Sampling Theory in Signal and Image Processing, 2005, 4(3), 271 - 280.
- [17] M. FARGE, E. GOIRAND, Y. MEYER, F. PASCAL, M. V. WICKERHAUSER, Improved predictability of two-dimensional turbulent flows using wavelet packet compression, Fluid Dyn. Res., 1992, 10(4-6) 229-250.
- [18] S. MALLAT, Z. ZHANG, Matching pursuits with time-frequency dictionaries, IEEE Trans. Signal Process., 1993, 41(12), 3397-3415.
- [19] A. YGER, Théorie et analyse du signal. Cours et initiation pratique via MATLAB et SCILAB, Paris, Edition Ellipses, 2000.
- [20] CH.-H. BRUNEAU, P. FISCHER, Z. PETER, A. YGER, Matching pursuit with POD modes dictionaries in the analysis of 2D turbulence signals and images, Third M.I.T. Conference on Computational Fluid and Solid Mechanics Proceedings, Boston, Juin 2005, 598-601.
- [21] B. BORAH, T.E. DUFRESNE, E.L. RITMAN, S.M. JORGENSEN, S. LIU, P.A. CHMIELEWSKI, R.J. PHIPPS, X. ZHOU, J.D. SIBONGA, R.T. TURNER, Long-term risedronate treatment normalizes mineralization and continues to preserve trabecular architecture: sequential triple biopsy studies with micro-computed tomography, Bone. 2006 Aug;39(2):345-352.
- [22] A. BUADES, B. COLL, J.M. MOREL, A review of image denoising algorithms, with a new one, Multiscale Modeling and Simulation (SIAM interdisciplinary journal), Vol 4 (2), pp 490-530, 2005.
- [23] D. DONOHO, De-noising by soft-thresholding, IEEE Trans. Info. Theory 41 (3), 1995, pp. 613 - 627.
- [24] S. MALLAT, A Wavelet Tour of Signal Processing, Ed. Academic Press, San Diego, CA, 1997.
- [25] D. DONOHO, R.R. COIFMAN, Translation Invariant De-Noising, Wavelets and Statistics, A. Antoniadis and G. Oppenheim, Eds. New York: Springer-Verlag, 1995, pp. 125--150.
- [26] P. PERONA, J. MALIK, Scale space and edge detection using anisotropic diffusion, IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol. 12, no. 7, pp. 629--639, Jul. 1990.
- [27] G. GILBOA, N. SOCHEN, Y.Y. ZEEVI, Complex Diffusion Processes for Image Filtering, Scale-Space 2001, LNCS 2106, pp. 299-307, Springer-Verlag 2001.
- [28] J. Weickert, Anisotropic diffusion in image processing, Teubner Verlag, 1998.
- [29] Z. PETER, S. ROLLAND DU ROSCOAT, F. PEYRIN, Segmentation of remodelling regions in bone micro-CT images: influence of denoising, Proceedings EUSIPCO 2006, Florence, Italie.
- [30] E. FORGY, Cluster analysis of multivariate data : Efficiency vs. interpretability of classifications, *Biometrics*, 1965, 21-768.
- [31] F. DIBOS, G. KOEPFLER, "Global total variation minimization", SIAM Journal on Numerical Analysis, no. 37, pp. 646-664, 2000.

-
- [32] Z. PETER, V. BOUSSON, C. BERGOT, F. PEYRIN, Segmentation of Remodeling Regions in Bone Micro-CT Images, 17th International Bone Densitometry Workshop (IBDW), , 04 - 07 Novembre 2006, Kyoto, Japon.
- [33] Z. PETER, V. BOUSSON, C. BERGOT, F. PEYRIN, Segmentation of low-contrast features in bone micro-CT images by a constrained region growing approach based on watershed, Proceedings ISBI 2007, pp. 968-971.
- [34] Z. PETER, V. BOUSSON, C. BERGOT, F. PEYRIN, "A constrained region growing approach based on watershed for the segmentation of low contrast structures in bone micro-CT images", in press Pattern Recognition, 2008.
- [35] F. PEYRIN, Z. PETER, A. LARRUE, A. BONNASSIE, D. ATTALI, "Local geometrical analysis of 3D porous network based on medial axis: application to bone micro-architecture microtomography images", *Image Analysis & Stereology*, 2007, vol. 26, no. 3, pp. 179-185.
- [36] Z. PETER, B. PERRENOT, A. LARRUE, F. PEYRIN, Hessian based orientation analysis of the canal network in cortical bone micro-CT images, soumis ISBI 2008.