

Résumé

Les progrès de l'imagerie médicale de ces dix dernières années sont impressionnants et sont rendus possibles grâce aux importantes avancées dans l'électronique et en informatique. La puissance de calcul a rendu possible la conception de nouvelles générations de scanners multicoupes (jusqu'à 64 coupes/rotation) et une IRM à haut champ (03 Tesla et plus), associés à une reconstruction d'images très rapide. Le flux d'images générées par des appareils très performants ne cesse de croître, rendant la visualisation individuelle de ces images, fastidieuse. Les techniques de traitement d'images telles que le MPR (Multi Planar Reformation), le MIP (Maximum Intensity Projection) et le rendu volumique, autrefois optionnelles et lourdes d'utilisation, sont devenues rapides et très usuelles. Ces techniques ne sont plus uniquement complémentaires mais de plus en plus nécessaires et indispensables : sur les scanners de dernière génération, le rendu volumique est généré automatiquement. Néanmoins, ces techniques sont disponibles sur des stations de traitement encore très onéreuses et rarement disponibles dans les hôpitaux.

Les algorithmes du rendu volumique sont multiples et se divisent en deux grandes familles (algorithmes d'ordre objet et d'ordre image), les plus connus sont le lancer de rayons et le splatting. Chaque famille présente ses avantages et ses inconvénients.

L'objectif de ce travail est d'implémenter un algorithme hybride ayant les avantages des algorithmes des deux familles considérées tout en évitant leurs inconvénients ; il s'agit de l'algorithme Shear Warp, implémentation se faisant sur une plate forme PC-Windows pour permettre une large utilisation. Les datasets utilisés contiennent des images TDM et IRM au format DICOM, obtenues directement au niveau du Service d'imagerie médicale de l'Hôpital Central de l'Armée (HCA). Le format DICOM étant le format d'image adopté par la majorité des constructeurs.

Dans une première étape, nous aurons à implémenter la version brute force et procéder à la classification, pour visualiser une structure tissulaire de choix, puis explorer les possibilités de l'illumination à travers le changement de l'orientation de la source de lumière. Nous procéderons par la suite à l'accélération du traitement, moyennant l'utilisation du codage RLE. Nous finirons par analyser les performances d'une telle accélération afin de mettre à la disposition des médecins un outil de visualisation volumique fiable, relativement rapide et facile d'utilisation.