

Apports de l'imagerie médicale à la médecine moderne

Yazid CHERFA

Laboratoire de Recherche en Imagerie Médicale
Département d'Electronique
Université Saad Dahlab de Blida

1 Introduction

L'imagerie médicale a profondément influencé à la fois la recherche médicale que la pratique clinique. Elle est devenue incontournable aussi bien :

- pour l'établissement d'un diagnostic,
- pour la mise en place et le suivi d'un traitement thérapeutique,
- pour définir la stratégie d'un geste opératoire.

Elle fournit un volume croissant de données bi et tridimensionnelles, provenant de modalités d'acquisitions différentes. On peut citer le scanner-X, la médecine nucléaire, l'échographie, l'Imagerie par résonance magnétique.

Ce volume important d'informations rend délicates et laborieuses les tâches d'analyse et d'interprétation par un expert. Le traitement d'images s'avère être un outil permettant une automatisation des tâches qui va assister l'expert aussi bien dans l'analyse qualitative que quantitative des images.

Le but de l'analyse d'images est à la fois simple dans son concept et difficile dans sa réalisation:

- Simple en effet, puisqu'il s'agit de reconnaître des objets que notre système visuel perçoit rapidement, du moins pour la majorité d'entre eux;
- Difficile cependant, car dans la grande quantité d'informations contenues dans l'image, il faut extraire des éléments pertinents pour l'application visée, et ceci indépendamment de la qualité de l'image.

L'analyse d'image s'est donc dotée d'outils et de méthodes puissants, issus de domaines aussi variés que :

- ❖ les mathématiques,
- ❖ le traitement du signal,
- ❖ l'informatique.

2 Les deux aspects de l'imagerie médicale

2.1.Premier aspect: Les techniques d'acquisition des images médicales

L'imagerie médicale regroupe l'ensemble des techniques utilisées par la médecine pour le diagnostic, mais aussi le traitement d'un grand nombre de pathologies. Elle a révolutionné la médecine en donnant un accès immédiat et fiable à des informations jusqu'alors «invisibles»

au diagnostic clinique, comme par exemple aux caractéristiques anatomiques, voire même à certains aspects du métabolisme (imagerie fonctionnelle) des organes.

Les modalités d'Imagerie médicale sont nombreuses et utilisent plusieurs types de procédés physiques :

- les rayons X furent les premiers exploités, depuis la découverte de Roentgen;
- les ultrasons ;
- l'émission de rayonnement par des particules radio-actives ;
- le magnétisme du noyau des atomes.

2.1.1. Les [rayons X](#)

L'utilisation de rayons X est d'usage courant. Ces rayonnements, comme les rayons gamma, sont [ionisants](#) et donc dangereux. Toutefois, grâce aux mesures de [radioprotection](#), le risque inhérent aux examens X est limité autant que possible. Différents types d'examens utilisent les rayons X :

- [Radiographie](#), utilisant des [rayons X](#) et parfois l'injection de produit de contraste. Généralement, la radiographie est utilisée pour le système osseux car il s'agit du système le plus visible sur une radiographie du corps.
- [Scanner X](#) ou [tomographie](#) utilisant les rayons X. Les images obtenues sont des coupes millimétriques (ou infra-millimétriques) pouvant être étudiées dans tous les plans de l'espace, ainsi que des images tridimensionnelles. La scanographie est une méthode de diagnostic radiologique reposant sur la plus ou moins grande pénétration des rayons X, selon le type de tissu humain traversé, et sur l'utilisation d'un ordinateur pour procéder à l'analyse du résultat et à la synthèse d'une image des organes en coupe. La scanographie est également appelée tomodensitométrie (TDM), tomographie axiale informatisée ou assistée par ordinateur (CT), ou, d'une manière erronée, scanner, du nom de l'appareil que l'on utilise.



Figure 1. L'arthrographie

Mise en évidence d'éventuelles lésions des tissus, même infimes, ainsi que d'autres anomalies (tumeurs, etc.). Ici, deux radiographies du coude, tendu et replié.



Figure 2. L'Urographie IntraVeineuse (UIV)
Cet examen permet d'observer les voies urinaires à partir des reins.
Il permet de localiser des malformations, une tumeur, ou plus souvent un calcul bloqué dans l'uretère.



Figure 3. Radiographie d'un squelette humain



Figure 4. Radiographie du côlon
Les radiographies avec produit de contraste permettent de rendre opaque au rayonnement X un organe tel que l'intestin.

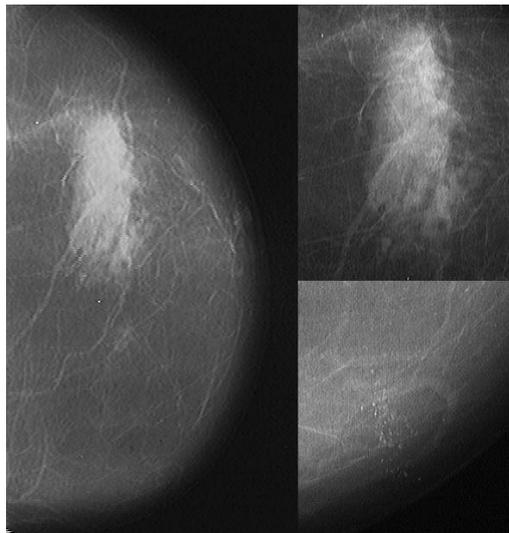


Figure 5. Mammographie
La radiographie du sein, ou mammographie, permet de voir le tissu fibreux et glandulaire sous la forme d'un réseau et de petites taches blanches, sur le fond bleu. Ici, on observe de plus une volumineuse calcification liée à une tumeur, dessinant une tache blanche plus ou moins mouchetée et provoquant une rétraction de la surface cutanée en regard.

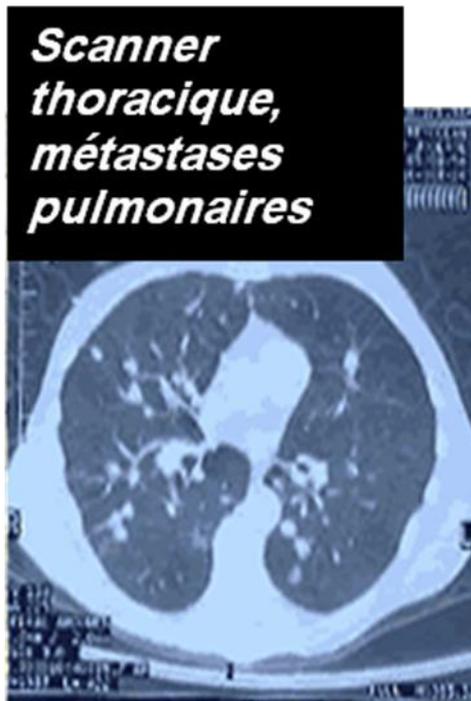


Figure 6. Scanner thoracique avec présence de métastases pulmonaires

2.1.2. Imagerie ultrasonore

Elle est basée sur les ultrasons. L'examen le plus courant est l'échographie. L'image obtenue est une coupe de l'organe étudié. Cet examen peut être associé à un examen [doppler](#) analysant la vitesse du sang dans les vaisseaux ou dans les cavités [cardiaques](#) ou à une mesure du [module de Young](#) par couplage à une vibration de basse fréquence.



Figure 7. Echographie d'un fœtus présentant un bec de lièvre

2.1.3. Imagerie nucléaire

Les techniques principales d'imagerie nucléaire sont :

- la scintigraphie (émetteur γ comme traceur);
- la tomographie à émission monophotonique ou TEM (émetteur γ comme traceur);
- la tomographie à émission de positons ou TEP (émetteur β^+).

- Les techniques de [scintigraphie nucléaire](#) reposent sur l'utilisation d'un traceur radioactif qui émet des rayonnements détectables par les appareils de mesure. Un traitement informatique des données permet ensuite de reconstituer l'origine spatiale de ces rayonnements et de déduire les régions du corps où le traceur s'est concentré. L'image obtenue est le plus souvent une projection, mais on peut obtenir une coupe ou une reconstruction 3D de la répartition du traceur.
- [Tomographie d'émission monophotonique](#) (TEMP ou SPECT) : elle utilise l'émission de [photons gamma](#) par une molécule marquée par un [isotope](#) radioactif injecté dans l'organisme.
- [Tomographie à émission de positon](#) (TEP ou PET) : elle utilise le plus souvent du sucre (un analogue du [glucose](#)) marqué par un corps [radioactif](#) émettant des [positons](#) (e.g., [Fluor 18](#)), et permet alors de voir les cellules à fort [métabolisme](#) (ex : cellules cancéreuses, infection...). Elle permet de visualiser l'activité des cellules de différentes zones du cerveau au repos, puis en réponse à trois stimulations acoustiques de nature différente.

L'imagerie nucléaire est adaptée aux études fonctionnelles:

- Image du niveau de métabolisme de l'organe étudié ;
- Mesure indirecte par exemple basée sur le débit sanguin ou directe par exemple basée sur l'absorption de glucose ;
- Utilisation de marqueurs radioactifs.

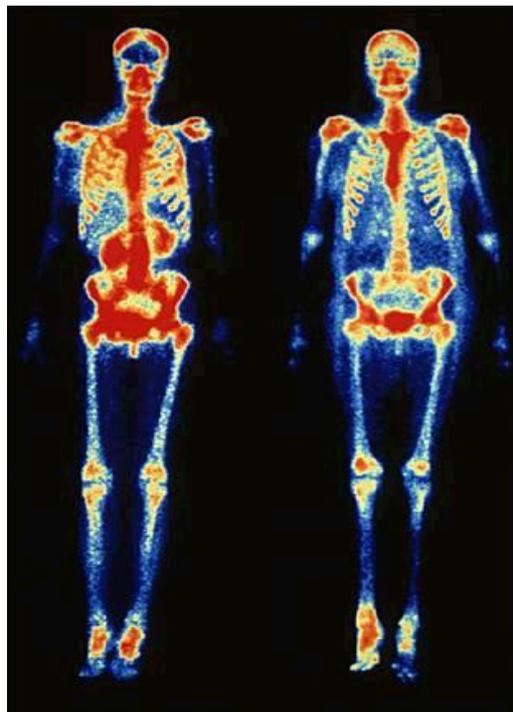


Figure 8. Scintigraphie osseuse

Dans le cas de la scintigraphie osseuse, le diagnostic se fonde sur la mise en évidence d'un métabolisme accru dans certaines zones du squelette (en effet, dans de nombreuses maladies osseuses, les cellules élaborant la trame osseuse sont plus actives). Les zones d'activité élevée correspondent aux gammes de couleurs chaudes (jaune à rouge). À gauche, squelette d'un patient souffrant d'un cancer et présentant de nombreuses métastases ; à droite, squelette d'un sujet atteint d'ostéomyélite.

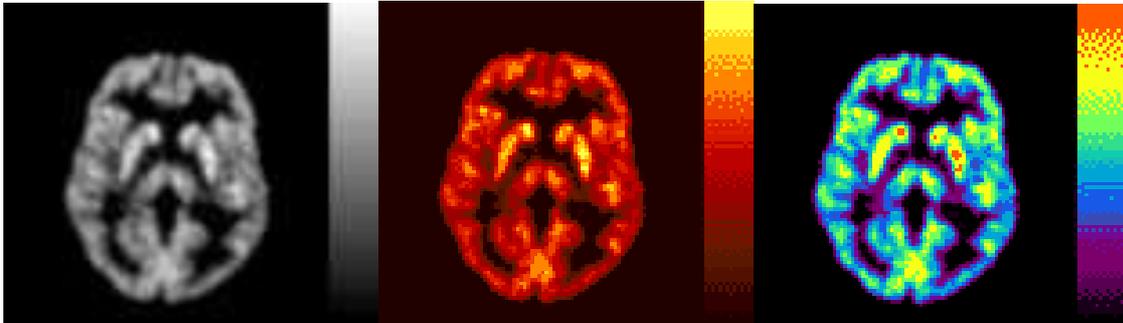
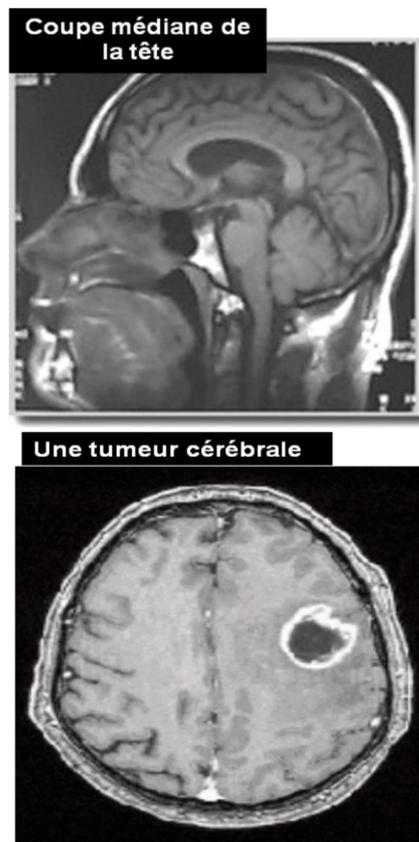


Figure 9. Analyse quantitative des zones de fixation ici c'est la symétrie de la consommation de glucose qui représente l'observable biologique

2.1.4. Imagerie par résonance magnétique

L'IRM ou Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire est une technique non invasive, d'une totale inocuité, basée sur le principe de la résonance des atomes de certaines molécules (en imagerie diagnostique: l'hydrogène) sous l'action de certaines ondes de radio-fréquences.



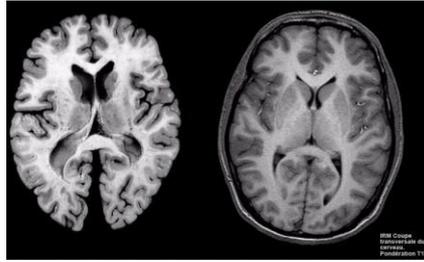


Figure 10. : Exemple d'IRM cérébrales de cerveau avec pathologies et sans pathologies

2.1.5. Autres méthodes : Endoscopie

C'est une technique médicale utilisée en vue d'un diagnostic et / ou d'un traitement consistant à introduire à l'intérieur des cavités naturelles de l'organisme (œsophage, intestin, système urinaire...) un tube appelé endoscope, portant à son extrémité des appareils d'observation et, éventuellement, des instruments chirurgicaux miniaturisés.

- L'endoscopie diagnostique sert à explorer un organe, pour y déceler d'éventuelles anomalies, tumeurs, traces d'une pathologie. Elle peut comprendre la pratique de biopsies (prélèvement d'un fragment de tissu), si l'endoscope est muni de pinces à biopsie.
- L'endoscopie opératoire, quant à elle, permet de réaliser des gestes thérapeutiques, comme l'ablation d'une tumeur, sans avoir recours à la chirurgie traditionnelle.



Figure 11. Vue endoscopique de l'abdomen

L'endoscopie, réalisée grâce à un appareil constitué de fibres optiques, permet aux chirurgiens d'observer l'intérieur de l'organisme (voies respiratoires, uro-génitales ou digestives), voire d'y intervenir, sans avoir recours aux opérations chirurgicales « classiques » (qui constituent la chirurgie dite invasive).

2.2. Deuxième Aspect: L'analyse des images médicales

Le but est de créer une [représentation visuelle](#) intelligible d'une [information](#) à caractère médical. Cette problématique s'inscrit plus globalement dans le cadre de l'[image scientifique](#) et [technique](#) : l'objectif est en effet de pouvoir représenter sous un format relativement simple une grande quantité d'informations issues d'une multitude de mesures acquises selon un mode bien défini.

L'image obtenue peut être traitée informatiquement pour obtenir par exemple :

- une reconstruction tridimensionnelle d'un organe ou d'un tissu ;
- un film montrant l'évolution ou les mouvements d'un organe au cours du temps ;
- une imagerie quantitative qui représente les valeurs mesurées pour certains paramètres biologiques dans un volume donné ;

Dans un sens plus large, le domaine de l'imagerie médicale englobe toutes les techniques permettant de stocker et de manipuler ces informations.

Il est pratique de regrouper un certain nombre de problèmes canoniques en analyse des images médicales dans les classes suivantes :

- Restauration, amélioration,
- Segmentation: Contours ou régions,
- Recalage,
- Caractérisation géométrique,
- Mouvement,
- Visualisation 2D ou 3D.

L'analyse automatique des images médicales peut offrir un ensemble de nouveaux outils d'aide au diagnostic. Parmi ceux-ci, on peut citer :

1. **L'extraction de paramètres quantitatifs** objectifs sur les formes et leur texture : ceci doit pouvoir être appliqué à n'importe quelle structure anatomique ou pathologique en trois dimensions.
2. **La détection de changements entre deux images** : on doit offrir au médecin une détection automatique et une mesure quantitative de tous les changements apparus entre deux images acquises avec la même modalité sur le même patient à deux instants différents. Ceci peut servir à établir un diagnostic plus précoce, mais aussi à évaluer l'efficacité d'un traitement thérapeutique.
3. **La fusion d'informations provenant de plusieurs modalités** : on doit pouvoir combiner les informations complémentaires sur un même patient provenant de modalités d'imagerie différentes, en les superposant dans un référentiel commun.
4. **La comparaison des images de deux patients différents** : il faut concevoir des outils permettant de confronter les images provenant d'une même modalité, mais correspondant à des patients différents. Ces outils doivent permettre de comparer la nature et la gravité de pathologies similaires, ou bien d'extraire des images présentant certaines similitudes dans une base de données d'images.
5. **La construction d'atlas anatomiques et fonctionnels probabilistes** : la comparaison automatique d'images de patients différents doit permettre de construire des représentations statistiques des formes et des intensités dans les images. Ces atlas peuvent servir à interpréter précisément la localisation de structures dans n'importe quelle image médicale, ainsi qu'à détecter et mesurer quantitativement toute variation anormale.
6. **La mesure du mouvement d'organes dynamiques et d'articulations à partir d'une séquence temporelle d'images 3-D** : dans ce cas, les données sont en quatre dimensions (4-D : trois dimensions spatiales et une dimension temporelle). L'extraction de mesures quantitatives de mouvement est une tâche quasiment impossible à réaliser sans un traitement informatique.
7. **La visualisation volumique et dynamique des images** :

L'analyse qualitative des images 3D et 4D par le médecin doit bénéficier de nouveaux modes de visualisation : par exemple la présentation de manière réaliste des positions spatiales relatives de plusieurs structures anatomiques ou pathologiques, ou la visualisation dynamique 3-D des organes ou des articulations en mouvement. Il faut pouvoir simuler la plupart des examens endoscopiques à partir d'images tridimensionnelles.

8. Simulation : on peut utiliser les informations géométriques et fonctionnelles fournies par les images médicales 3-D pour construire le modèle d'un patient virtuel. Un tel modèle doit permettre de simuler un ou plusieurs protocoles thérapeutiques, et d'en évaluer précisément les effets.

Le modèle peut être construit à partir des images d'un sujet standard et servir à l'enseignement et à l'entraînement de certains gestes thérapeutiques (par exemple en chirurgie endoscopique). Le modèle peut être amené à loisir pour modéliser des pathologies rares ou des gestes complexes.

Pour la pratique médicale courante, le modèle peut être adapté à l'anatomie d'un patient spécifique grâce à ses images médicales. Ceci doit permettre d'expérimenter et d'évaluer à l'avance la meilleure thérapeutique possible pour ce patient. On peut ainsi imaginer que les simulateurs médicaux deviennent à terme aussi populaires pour les chirurgiens que les simulateurs de vol pour les pilotes d'avions.

Pourquoi utiliser l'analyse d'images

L'analyse d'images à pour but d'automatiser le processus pour éviter:

- ❑ **La dépendance de l'opérateur et sa subjectivité:** en fonction de l'opérateur, de sa compétence, des conditions d'analyse, la qualité de l'interprétation peut être affectée. En outre, une interprétation peut changer d'un praticien à un autre;
- ❑ **La lenteur de la procédure :** l'analyse des images se fait visuellement à l'œil nu, et l'acquisition des paramètres géométriques sur les images se fait manuellement, en cliquant avec une souris sur l'image ; ceci engendre un temps d'analyse assez long sans que tous les paramètres puissent être calculés;
- ❑ **L'imprécision des mesures effectuées :** Comme l'opération est manuelle, les mesures prises sont sujettes à des erreurs dues à l'opérateur, à la qualité des images, aux outils utilisés;



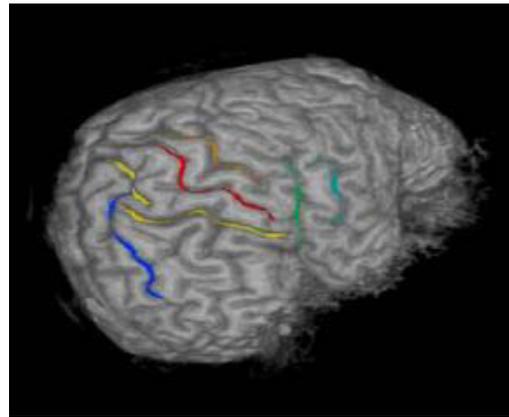
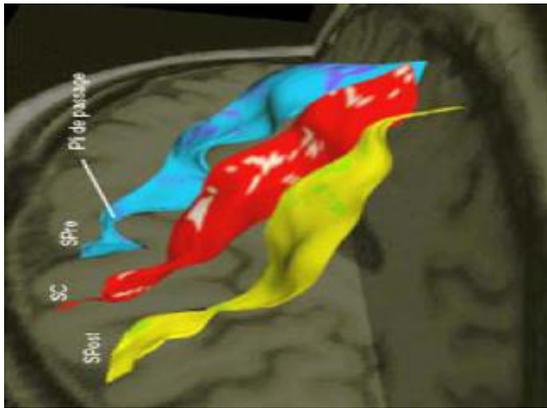


Figure 12. Mise en correspondance de sillons dans un cerveau en utilisant le recalage d'images

3 Applications médicales: Segmentation et caractérisation d'un AVC dans une IRM cérébrale

Parmi toutes les modalités d'images médicales, l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) constitue la modalité par excellence, grâce à sa grande résolution spatiale et son fort contraste pour les tissus mous. L'IRM est donc très bien adaptée pour la visualisation anatomique du corps humain, comme celle des structures profondes ou des tissus cérébraux. Un des principaux enjeux du traicteur d'images est la mise en évidence automatique des structures cérébrales et des lésions qui peuvent éventuellement s'y trouver.

Le travail a été appliqué à l'extraction d'AVC (Accident vasculaire cérébrale) sur une IRM cérébrale, à sa caractérisation géométrique, à sa mise en correspondance avec un atlas, et à la détermination des zones fonctionnelles affectées par l'AVC.

L'AVC est la troisième cause de mortalité dans le monde, après les crises cardiaques et le cancer;

- c'est également une des premières causes d'invalidité ou de perte d'autonomie;
- Un AVC est un arrêt subit du fonctionnement du cerveau:
- Il est causé par l'arrêt de la circulation sanguine vers le cerveau (AVC ischémique)
- par la rupture d'un vaisseau sanguin dans le cerveau (AVC hémorragique) provoquant ainsi la mort des cellules cérébrales de la partie du cerveau qui est touchée.
- Les séquelles d'un AVC dépendent de la région endommagée et de l'étendue des dommages.
- Les parties du corps contrôlées par les parties endommagées du cerveau ne pourront plus alors fonctionner correctement.
- Une attaque cérébrale est grave et peut s'accompagner d'un coma ou d'une immobilité et est irréversible.
- L'AVC peut provoquer un œdème (gonflement) dans le cerveau ce qui est dangereux sachant que la boîte crânienne n'est pas extensible. Cet œdème provoque une compression sur le cerveau et l'endommagement encore plus.
- Pour la personne victime d'un accident vasculaire cérébral, **chaque minute compte**. Plus vite elle arrive à l'hôpital, meilleures sont ses chances de rétablissement.

- L'imagerie médicale (L'analyse d'images) prend toute son importance dans ce contexte.
- Nous nous intéressons dans notre étude à des AVC ischémiques.

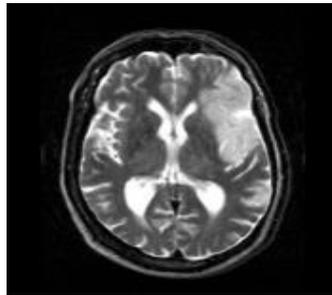


Figure 13. IRM avec AVC ischémique

3.1. Prétraitements : Isolation du cerveau

Il s'agit d'améliorer la qualité de l'image pour faciliter l'opération de segmentation d'images. Cette amélioration commence par une isolation du cerveau. On ne laisse que l'information utile contenant les données pertinentes.

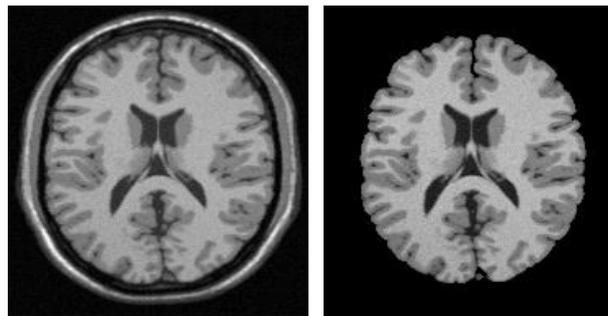


Figure 14. Exemple d'une isolation du cerveau

3.2. Résultats de la Segmentation

Le résultat de la segmentation est une détection de contours et une extraction de régions.

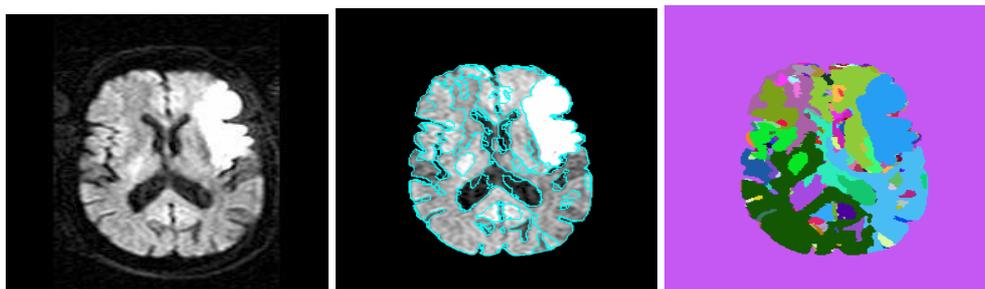


Figure 15. Résultat d'une opération de segmentation

3.3. Caractérisation

Elle consiste à calculer des grandeurs géométriques susceptibles d'aider le médecin dans son diagnostic.

- ❖ **Calcul de la surface** : Le calcul de la surface se fait en comptabilisant le nombre de pixels de la région à considérer.

- ❖ **Calcul du centre de gravité :** Les coordonnées du centre de gravité d'une surface se calculent de la façon suivante :

$$X = \frac{\sum_i m_i x_i}{\sum_i m_i}, \quad Y = \frac{\sum_i m_i y_i}{\sum_i m_i}$$

x_i et y_i sont les coordonnées des points du périmètre de la région et m_i leurs niveaux de gris

- ❖ **Volume total de l'AVC :** en tenant compte de l'épaisseur (6mm) des coupes et de l'épaisseur inter-coupes (1mm).

3.4. Exemple 1 de traitements

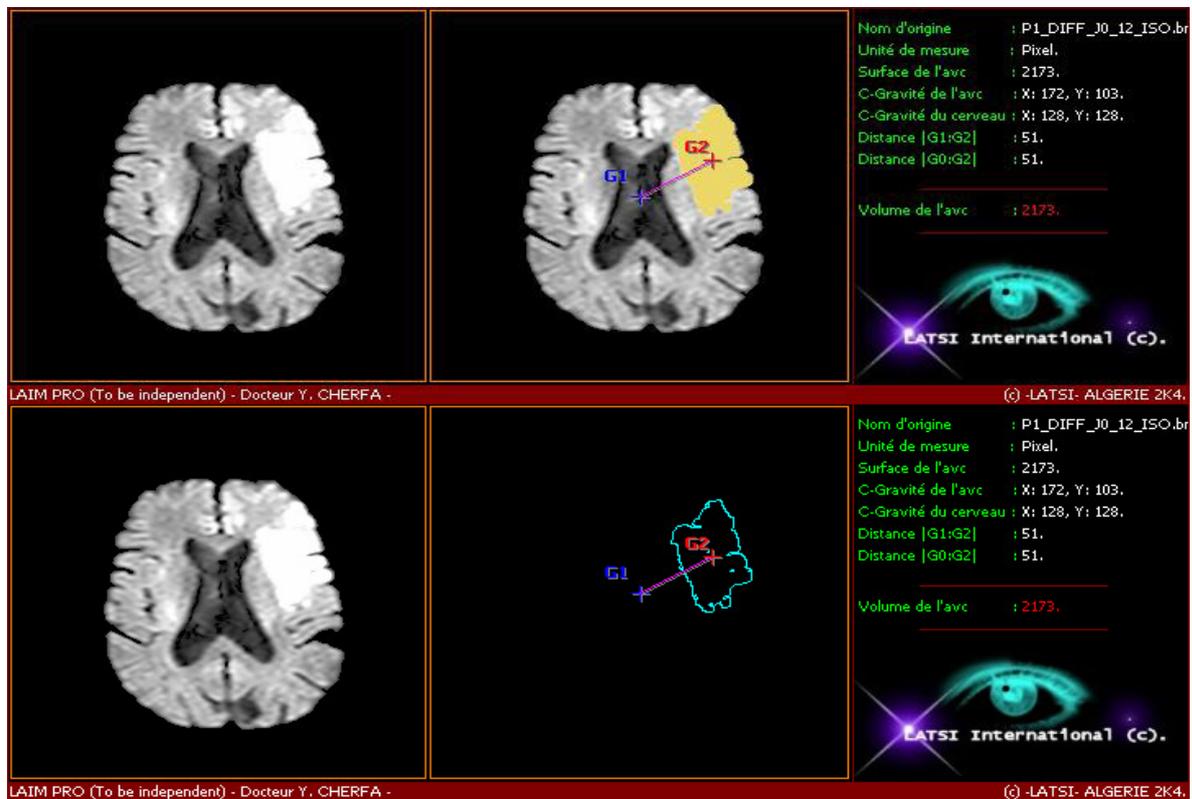


Figure 16. Résultats de l'application d'un logiciel d'analyse d'images médicales sur un cerveau atteint d'un AVC.

3.5. Exemple 2 : Représentation en 3D de l'AVC dans le cerveau

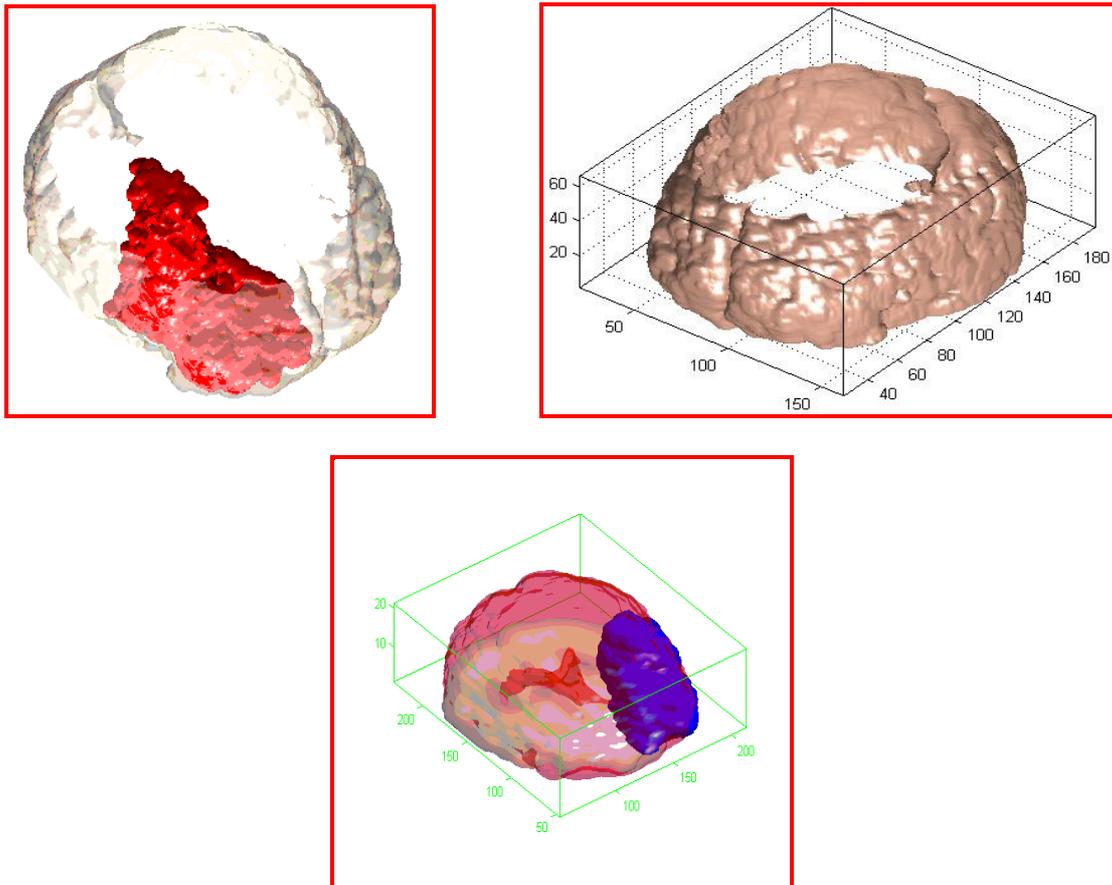


Figure 17. Représentation du cerveau et de l'AVC en 3D dans le même repère, après reconstruction.

4 Conclusion

Nous avons présenté les deux aspects de l'imagerie médicale. Un premier aspect donne un aperçu sur les différentes modalités ou protocoles d'imagerie médicale utilisés dans les laboratoires d'imagerie pour diagnostiquer une pathologie. Le deuxième aspect de l'imagerie médicale a trait à l'analyse automatique des images médicales, dont le but est de faire une aide au diagnostic et au geste opératoire pour faciliter la tâche du praticien. Des exemples ont été donnés pour montrer l'importance de l'analyse d'images dans le suivi des pathologies ou dans l'aide au diagnostic.

5 Remerciements

Ce travail a été réalisé dans le cadre d'un programme CMEP 03MDU588 entre l'Université Saad Dahlab de Blida (Algérie) et l'Université Joseph Fourier de Grenoble (France). Nos plus vifs remerciements pour le service de neurologie de l'hôpital de Grenoble pour avoir mis à notre disposition les images IRM, ainsi qu'à Mme Catherine Garbay du LIG de Grenoble et Mr Michel Dojat du GIN de Grenoble pour leur contribution.

6 Bibliographie

1. Canny, J.F., (1983) Finding Edges and Lines in Images, MIT Artificial Intel. Lab, Cambridge, MA, REP. AI-TR-720.
2. Cherfa, Y., Jaillard, A., Cherfa, A., Kabir, Y., Kassous, S., Gaceb, D., Garbay, C., and Dojat, M., (2004), Segmentation coopérative d'images RMN cérébrales, in Proceedings of JETIM'2004, Blida, Algérie, pp. 35-41.
3. Cherfa, Y. and All., (2007) Segmentation of Magnetic Resonance Brain Images Using Edge and Region Cooperation: Characterization of Stroke Lesions, Intern. Arab Journal of Information Technology, pp.281-288.
4. Cherfa, Y. and Kabir, Y., (1999) X-Rays Image Segmentation, IEEE-EURASIP Workshop on linear Signal and Image Processing, Antalya, Turkey.
5. Darbane, S., Draï, R., Cherfa, Y., and Kabir, Y., (1997) Detection of Welding Defects in X-Ray Images by Image Segmentation, Annales de Chimie - Science des Matériaux, vol. 22, no.143.
6. Cherfa Y., (2008) Segmentation d'IRM Cérébrales par Approche Coopérative, Application à la caractérisation d'un AVC, Thèse de Doctorat d'Etat, ENP, 2008.
7. Deriche, R., (1987) Using Canny's Criteria to Derive a Recursive Implemented Optimal Edge Detector, International journal of computer vision, vol. 1, no. 10, pp. 167-187.
8. Fiez, J., Damasio, H., and Grabowski, G., (2000) Lesion Segmentation and Manual Warping to a Reference Brain: Intra- and Interobserver Reliability, Human Brain Mapping, vol. 9, no. 4, pp. 192-21.
9. Gallo, G., Zingale, A., Zingle, R., (1996) Detection of MRI brain contour using nonlinear anisotropic diffusion, International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology society, pp 1062-1064.
10. Gerig, G., Kübler, O., Kikinis, R., and Jolesz, F. A., (1992) Nonlinear Anisotropic Filtering of MRI Data, IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 11, no. 2, pp. 221-232.
11. Hojjatoleslami, S.A and Kruggel, F., (2001) Segmentation of Large Lesions, IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 20, no. 7, pp. 666-669.
12. Lysaker, M., Lundervold, A. and Tai, X.C., (2003) Noise removal using fourth order partial differential equation with applications to medical magnetic resonance images in space and time, IEEE Transactions on Image Processing, vol. 12, no. 12, pp 1579 – 1590.
13. Martel, A.L., Allder, S.J., Delay, G.S., Morgan, P.S. and Moody, A.R., (1999) Measurement of Infarct Volume in Stroke Patients Using Adaptive Segmentation of Diffusion Weighted Mrimages, MICCAI'99 of Computer Science, vol. 1679, pp. 22-31.
14. Pham, D.L., Xu, C., and Price, J.L., (1999) A Survey of Current Methods in Medical Segmentation, Technical Report JHU/ECE 99-01, University of Baltimore, USA.
15. Rajan, J. and Kaimal, M.R., (2006) A comparative analysis of fourth order and complex PDEs for Noise Removal, International Conference on Systemics, Cybernetics and Informatics, pp.43-48.
16. Schiess, M., (2003) Segmentation d'image anatomique du cerveau chez l'adulte, Thèse de l'école d'ingénieurs de Genève.
17. Shattuck, D.W., Sandor-Leahy, S.R., Schaper, K.A., Rottenberg, D.A., and Leahy R., (2001) Magnetic Resonance Image Tissue Classification Using a Partial Volume Model, NeuroImage, vol. 5, no.13, pp. 856-876.
18. Stein, B., Lisin D., Horowitz, J. Riseman, E. and Whitten, G. (2001) Statistical and Deformable Model Approaches to the Segmentation of MR Imagery and Volume Estimation of Stroke Lesions, in Proceedings of MICAI, vol. 4, pp. 14-17.

19. You, Y. L. and Kaveh, M.,(2000) Fourth order partial differential equations for noise removal, in proceeding of IEEE Transactions on Image Processing, vol. 9, no. 10, pp 1723-1730.
20. Yu, S., Pham, D., Shen, D., and Gerskovits, E. (2002), Automatic Segmentation of White Matter Lesions in T1-Weighted Brain MR Images, in Proceeding of IEEE International Symposium on biomedical Imaging, pp. 253-256, Washington.
21. Zhang, Y.J. (1996) A Survey on Evaluation Methods for Image Segmentation, Pattern Recognition, vol. 29, no. 8, pp. 1335- 1346.