

UNIVERSITÉ DE LILLE  
**FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG**  
Année : 2020

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT  
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Impact de l'utilisation d'outils d'aide au diagnostic sur le travail du  
neuroradiologue : exemple de l'application d'un outil de recalage et  
soustraction automatique à l'hydrocéphalie chronique de l'adulte**

Présentée et soutenue publiquement le lundi 26 octobre à 18h  
au Pôle Formation  
par **Raphaël DAGNIAUX**

---

**JURY**

**Président :**

**Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO**

**Assesseurs :**

**Monsieur le Professeur Luc DEFEBVRE**

**Monsieur le Docteur Marc BARONCINI**

**Monsieur le Docteur Thibaut JACQUES**

**Directeur de thèse :**

**Monsieur le Docteur Grégory KUHCINSKI**

---



## ***Avertissement***

***La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.***

# TABLE DES MATIERES

---

<b>LISTE DES ABREVIATIONS .....</b>	<b>6</b>
<b>I- INTRODUCTION .....</b>	<b>7</b>
A. Histoire de la radiologie et passage au numérique .....	7
1. Naissance de la radiologie.....	7
2. L'imagerie analogique.....	8
3. Évolution de l'imagerie.....	9
B. Les outils d'aide au diagnostic.....	13
1. Les outils utilisés en pratique clinique.....	13
a) Amélioration de la détection.....	13
b) Extraction de paramètres non-accessibles à l'œil.....	19
c) Amélioration du suivi.....	27
d) Automatisation de procédures.....	31
2. Les outils en développement et l'intelligence artificielle.....	35
C. Questionnements éthiques et moraux, craintes des radiologues.....	41

<b>II- LoBI.....</b>	<b>44</b>
A. Fonctionnement.....	44
B. Utilisation dans la SEP et les tumeurs.....	47
C. Utilisation dans l'hydrocéphalie chronique de l'adulte.....	50
<b>III- L'HYDROCEPHALIE CHRONIQUE DE L'ADULTE.....</b>	<b>52</b>
A. Épidémiologie.....	52
B. Physiopathologie.....	52
C. Diagnostic.....	53
1. Clinique.....	53
2. Test hydrodynamique.....	55
3. Imagerie.....	55
D. Traitement.....	60
<b>IV- ETUDE.....</b>	<b>63</b>
A. Introduction.....	63
B. Matériel et méthodes.....	65
C. Résultats.....	69
D. Discussion.....	73
E. Conclusion.....	75
<b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>	<b>76</b>

## LISTE DES ABREVIATIONS

---

AC : Angle Calleux

ADC : Apparent Diffusion Coefficient

ASL : Arterial Spin Labelling

AVC : Accident Vasculaire Cérébral

BOLD : Blood Oxygenation Level Dependant

CAD : Computed Aided Detection

CCNE : Comité Consultatif National d'Éthique

CNN : Convolutional Neural Network.

CPP : Comité de Protection des Personnes

CR : Computed Radiography

DESH : Disproportionately Enlarged Subarachnoid space Hydrocephalus

DR : Digital Radiography

ERLM : Écran Radio Luminescent à Mémoire

HCA : Hydrocéphalie Chronique de l'Adulte

IA : Intelligence Artificielle

IE : Index d'Evans

LCS : Liquide Cérébrospinal

LoBI : Longitudinal Brain Imaging

MIP : Maximum Intensity Projection

OA : Outil Automatisé

RMN : Résonance Magnétique Nucléaire

SEP : Sclérose En Plaques

TDM : Tomodensitométrie

## I- INTRODUCTION

### A. Histoire de l'imagerie et passage au numérique

#### 1. Naissance de la radiologie

La radiologie naît en 1895 à l'occasion de la découverte des rayons X par le physicien allemand Wilhelm Röntgen alors qu'il étudie les rayons cathodiques. Ses expériences mettent en évidence un rayonnement très pénétrant et dont l'absorption par la matière augmente avec la masse atomique des atomes absorbants (1). Il remarque qu'en interposant des objets entre la source du rayonnement et une plaque photographique il obtient une image imprimée de l'objet avec une transparence variable.

C'est ainsi qu'il crée la première radiographie humaine : Röntgen interpose la main de sa femme, Bertha, entre le tube émetteur et une plaque photographique (figure 1).



Figure 1 : la main de Bertha, premier cliché radiographique. W. Röntgen 1895

Pour sa découverte Röntgen obtient le prix de Nobel de physique en 1901, « en reconnaissance des services extraordinaires qu'il a rendus en découvrant les remarquables rayons qui ont été nommés par la suite en son honneur » (2).

## 2. L'imagerie analogique

Les applications médicales de la découverte des rayons X vont donner naissance à une spécialité médicale. En 1897 le docteur Bécclère donne le premier cours d'imagerie médicale en France. La même année il installe le premier laboratoire de radiologie de France à l'hôpital Tenon (figure 2).

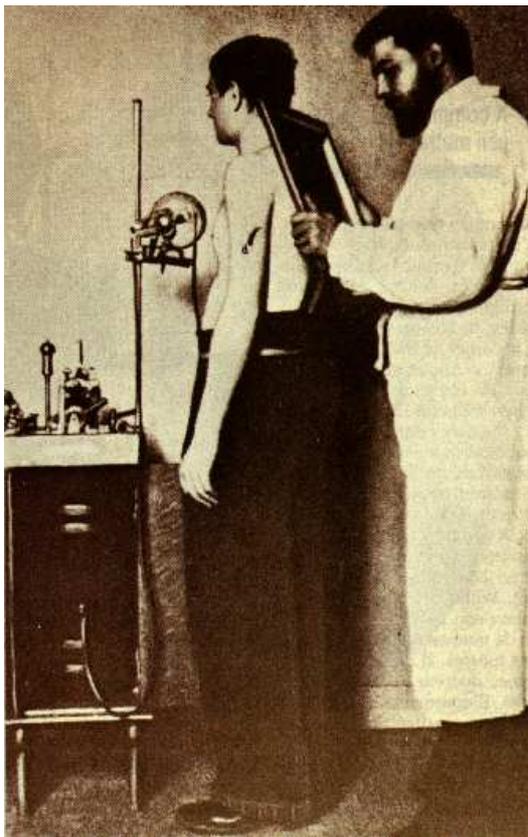


Figure 2 : Photo d'Antoine Bécclère réalisant une radiographie thoracique  
*Institut Marie Curie*

Pendant la première guerre mondiale la radiologie va rapidement se développer et ses indications se multiplier. L'imagerie est alors analogique : elle est liée à un support matériel et les informations qu'elle apporte sont uniquement visuelles.

Le matériel utilisé pour produire les rayons est un tube à rayon X : une cathode et une anode de tungstène sous vide auxquelles on applique une haute tension. La cathode va alors émettre des électrons qui vont frapper l'anode, le ralentissement des électrons par les atomes de la cible va générer les rayons X. Pour détecter les rayons X on utilise un film radiologique argentique, les rayons impressionnent directement sur le film mais l'efficacité est faible. Pour augmenter l'efficacité de détection on ajoute un écran scintillateur entre le tube à rayon X et le film radiologique. Les rayons X frappent l'écran scintillateur qui les absorbe puis émet un rayonnement lumineux qui permet la formation d'une image latente sur le film radiologique. Le film est ensuite développé pour obtenir le cliché radiographique définitif (3).

### 3. Évolution de l'imagerie

La radiologie va bénéficier des progrès technologiques du XXème siècle : la découverte et les progrès de l'informatique moderne vont transformer l'imagerie médicale.

#### a) Radiologie conventionnelle numérique

Parallèlement au développement de nouvelles méthodes d'imageries, la radiographie standard évolue, le matériel change pour aboutir à la création de **clichés numériques**.

---

Définition :

**Image numérique** : toute image acquise, traitée et sauvegardée sous la forme d'un nombre fini de valeurs entières.

---

Les technologies numériques transforment les images de rayonnement créées par le passage du rayon X à travers l'objet à radiographier, en images numériques, par le remplacement du couple écran-film par un récepteur qui permet cette numérisation. On distingue deux technologies de radiographie numérique : la radiographie cassette-récepteur (ou CR pour computed radiography) et la radiographie détecteur-récepteur (ou DR pour digital radiography).

#### i. Radiographie cassette-récepteur (CR)

La CR est la première technologie numérique à remplacer la radiologie analogique, inventée dans les années 70 et commercialisée au début des années 80. La cassette comporte un scintillateur à mémoire composé de cristaux (écran radio luminescent à mémoire ou ERLM). En traversant les cristaux les rayons X provoquent une perte d'électrons proportionnelle à leur nombre et à leur intensité. La cassette est insérée dans un lecteur et l'ERLM est balayé par un faisceau de lumière qui provoque un retour des cristaux à leur état stable libérant ainsi l'énergie stockée sous forme de photons. Cette émission lumineuse est captée par un guide de lumière et transmise à

un tube photomultiplicateur, qui produit un signal électrique analogique qui est amplifié, converti en signal numérique et enregistré sur un ordinateur (4).

## ii. Radiographie détecteur-récepteur (DR)

La DR a été développée au début des années 90, elle permet d'obtenir une image numérique directement sur l'écran d'ordinateur sans avoir à manipuler de cassette. Elle peut être directe ou indirecte selon l'utilisation ou non d'un scintillateur dans le processus de transformation du rayonnement X en signal électrique. Dans la DR indirecte le rayonnement X émis en direction du scintillateur est converti instantanément en lumière. L'information est convertie dans un second temps en signal électrique par l'intermédiaire de caméras à CCD (charge-couple device) ou de matrices de diodes lues par une matrice de transistors. La dernière étape est celle de l'amplification et de la conversion des signaux électriques en signaux numériques pour la formation d'images numériques définitives sur écran d'ordinateur. La DR directe est basée sur l'utilisation d'un détecteur à capteur plan capable de convertir directement l'énergie transmise par les rayons X en un signal électrique. Les signaux électriques, à leur tour, sont amplifiés et convertis en signaux numériques pour la formation des images numériques définitives sur écran d'ordinateur (5).

La transformation de l'imagerie médicale analogique vers une imagerie numérique va offrir de nombreux avantages : les images numériques peuvent être copiées sans dégradation, elles peuvent être modifiées après acquisition et être transmises et stockées facilement.

## b) Scanner ou tomodensitométrie (TDM)

Le principe de la tomodensitométrie repose sur le théorème de Radon qui décrit la possibilité de reconstruire la géométrie bidimensionnelle d'un objet à partir d'une série de projections mesurée autour de celui-ci (6). Lorsque le théorème est énoncé en 1917 les calculs nécessaires à son application rendent la technique impraticable en l'absence d'ordinateur. Les progrès de l'informatique moderne ont rendu possible l'application du théorème de Radon à l'imagerie rayon X. L'ingénieur britannique Hounsfield met au point le premier scanner en 1972. Les images scannographiques sont donc d'emblée numériques et offrent les avantages de l'imagerie numérique.

## c) Imagerie par résonance magnétique (IRM)

L'IRM repose sur le principe de résonance magnétique nucléaire (RMN) décrit en 1946 par Boch et Purcell. Le principe est ensuite utilisé en chimie et en biologie (notamment en spectroscopie). C'est en 1971 que Damadian propose d'utiliser la RMN en médecine, pour différencier des tumeurs bénignes et malignes (7). En 1973 Lauterbur produit la première image basée sur la RMN en utilisant le principe de gradients de champs magnétique (8). En 1975 Ernst propose d'utiliser la transformée de Fourier pour analyser le codage en phase et en fréquence du signal IRM. Peter Mansfield produit la première image IRM humaine en 1977, basée sur la technique d'imagerie écho-planaire (9). Le développement de l'IRM est étroitement lié aux progrès de l'informatique, c'est une imagerie numérique d'emblée.

Du fait de leur caractère numérique les images obtenues grâce à ces différentes modalités vont pouvoir être manipulées pour en extraire des informations supplémentaires ou pour les analyser plus rapidement.

Ainsi, le neuroradiologue moderne va avoir à sa disposition un certain nombre d'outils d'aide au diagnostic qui vont modifier sa pratique quotidienne.

## **B. Les outils d'aide au diagnostic**

La neuroradiologie moderne utilise les techniques d'imagerie les plus avancées pour l'acquisition d'images, avec une place nettement prépondérante du scanner et, surtout, de l'IRM. Le neuroradiologue de 2020 ne se contente plus d'analyser visuellement les images : il utilise des outils informatiques de traitement d'image pour en extraire de nouvelles informations inaccessibles à l'œil, pour améliorer la détection d'images pathologiques, pour améliorer le suivi des patients ou pour automatiser certaines procédures. Nous allons présenter les outils les plus utilisés en pratique clinique quotidienne puis les outils en cours de développement et enfin nous nous interrogerons sur les problèmes éthiques et moraux que peuvent apporter ces nouvelles technologies ainsi que sur les craintes des radiologues quant au futur de leur profession.

### 1. Les outils utilisés en pratique clinique

#### a) Amélioration de la détection

Le neuroradiologue ne va pas seulement analyser des images brutes pour rechercher des lésions : le traitement de ces images numériques permet une détection lésionnelle optimale, et ainsi une amélioration de la sensibilité des examens.

#### i. Traitement d'images 3D

Le scanner et l'IRM sont les modalités d'imagerie les plus adaptées à l'étude de l'encéphale. Elles permettent de générer des images en trois dimensions de la zone étudiée. Ces images vont pouvoir être manipulées par le radiologue pour en rendre l'interprétation optimale.

- Analyse multi-planaire

Les examens scannographiques et les séquences 3D d'IRM peuvent, à partir d'une acquisition dans un plan de l'espace, être reconstruites dans les trois plans. Tous les logiciels d'interprétation prévoient cette fonctionnalité. La détection d'image pathologique et l'analyse morphologique des images anormales sont ainsi optimisées (figure 3).

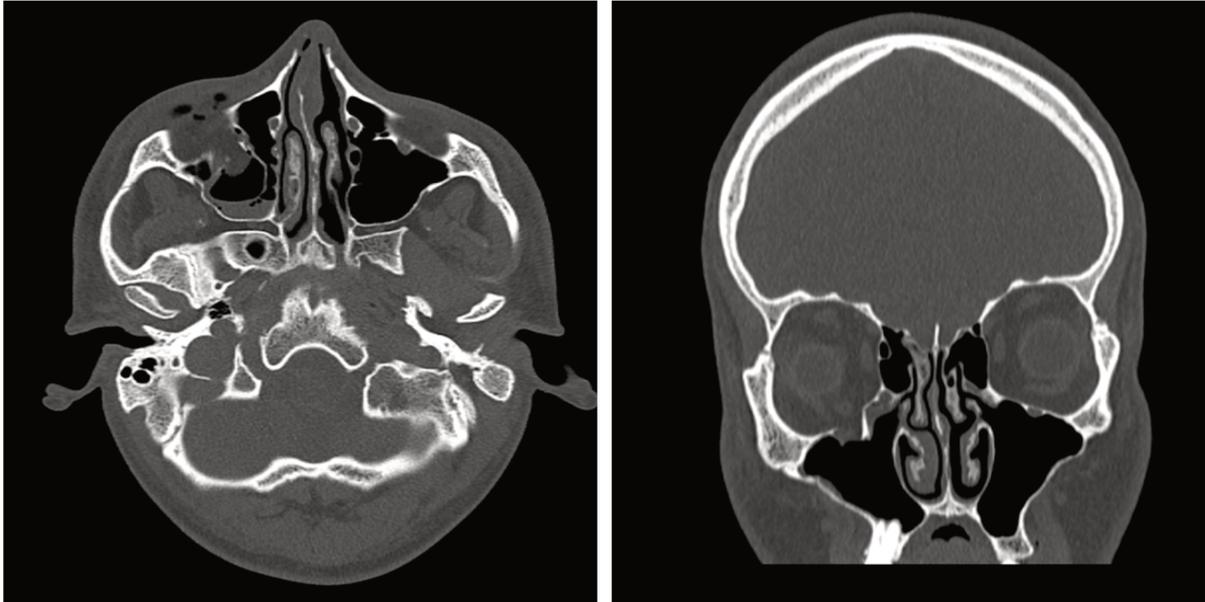


Figure 3 : Scanner cérébral sans injection. À droite : coupe axiale, à gauche : coupe coronale. Fracture du plancher de l'orbite, sa caractérisation et sa description sont facilitées par les reconstructions dans le plan coronal.

- Coupes épaisses et reconstructions 3D

Les scanners cérébraux et les séquences 3D d'IRM sont acquis en coupes fines, de l'ordre du millimètre. Pour leur analyse le radiologue a la possibilité d'épaissir ces coupes, ce qui permet d'augmenter le rapport signal sur bruit, facilitant l'interprétation. Le mode MIP, pour Maximum Intensity Projection (projection d'intensité maximale) est un traitement d'image en coupes épaisses particulier. Il consiste à projeter le voxel avec la valeur d'atténuation la plus élevée sur chaque vue du volume sur une image 2D (au lieu d'une moyenne pour les coupes épaisses standards). Il est particulièrement adapté à l'analyse des vaisseaux sur les examens injectés car il permet de voir le vaisseau dans son ensemble, au lieu de le suivre coupe par coupe (figure 4).

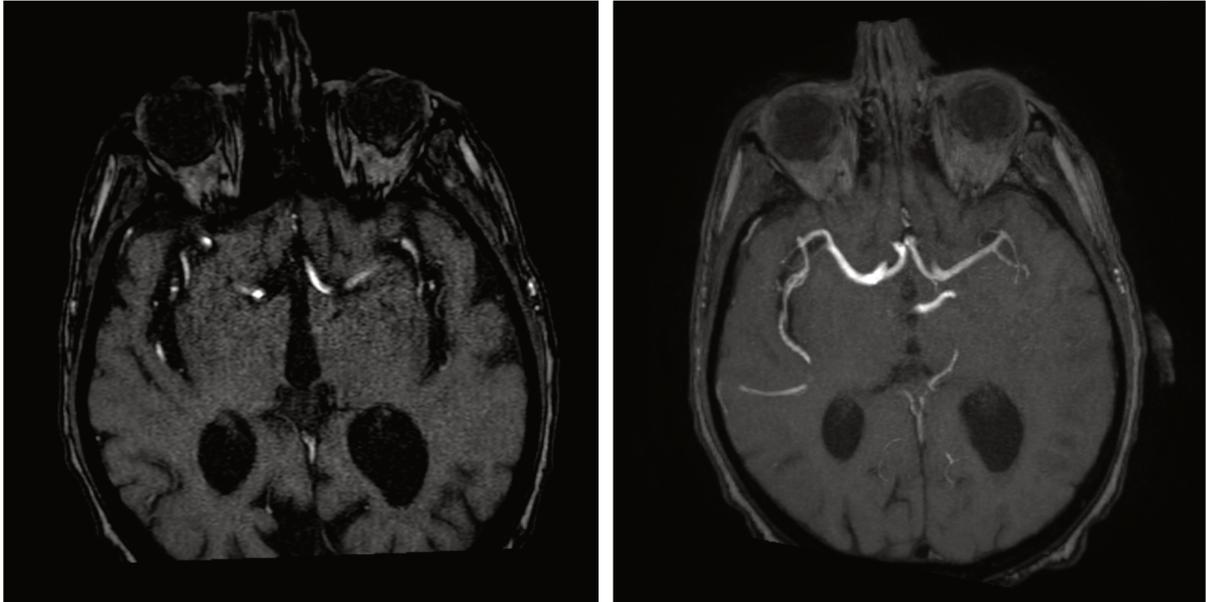


Figure 4 : IRM en séquence TOF. Occlusion de la portion M2 de l'artère cérébrale moyenne droite, en coupe fines (droite) et en MIP (gauche). Le mode MIP permet de voir sur une même image 2D le niveau de l'occlusion et l'absence de perfusion en aval.

Le mode MIP permet aussi de faire des reconstructions des volumes analysés (figure 5). Ces reconstructions sont souvent réalisées par les manipulateurs en radiologie juste après l'acquisition et envoyées sur les systèmes d'archivage et de transmission des images (PACS). L'ensemble des acteurs de la prise en charge a ainsi accès à une reconstruction 3D, sans besoin d'utiliser une console d'interprétation.

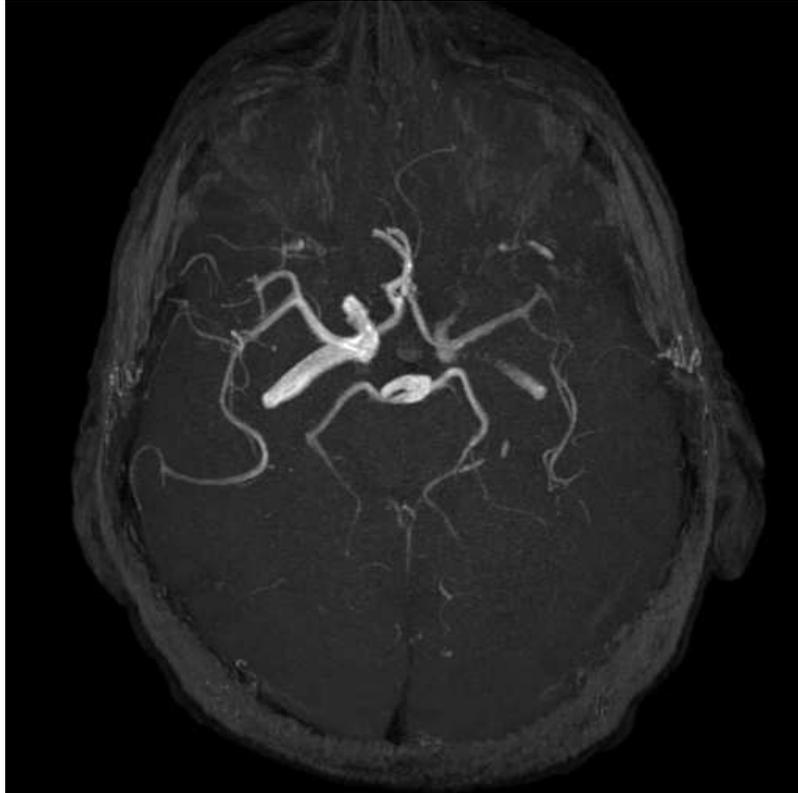


Figure 5 : reconstruction 3D d'une séquence TOF centrée sur le polygone de Willis. Même cas que sur la figure 4, l'occlusion de l'artère cérébrale moyenne droite est aisément visualisée.

A l'inverse le mode MinIP, pour Minimum Intensity Projection (projection d'intensité minimale) consiste à projeter le voxel avec la valeur d'atténuation la plus basse sur chaque vue du volume sur une image 2D. Il est utilisé en neuroradiologie pour faciliter la détection des microbleeds sur les séquences SWI (lésions apparaissant en hyposignal franc sur ces séquences de susceptibilité magnétique).

## ii. Soustraction d'images

La soustraction d'images consiste à effectuer une fusion d'images (voir « recalage ») et à éliminer par soustraction numérique pixel par pixel (ou voxel par voxel) toutes les

structures communes à deux images. N'apparaîtront sur la matrice finale que les pixels ou voxels ayant des valeurs différentes.

En neuroradiologie la soustraction d'images est notamment utilisée pour interpréter des angio-IRM. Elle permet d'analyser uniquement les vaisseaux, en s'affranchissant des structures adjacentes, rendant l'interprétation plus aisée.

La soustraction d'image permet également d'apprécier le rehaussement de lésions qui peut-être subtil voire invisible sur les images natives. En effet, elle permet de mettre en évidence d'infimes changements de signal, par exemple lorsqu'on cherche à apprécier le rehaussement d'une lésion présentant un hypersignal spontané sur les séquences pondérées en T1.

### iii. Outils de détection automatique

L'utilisation d'outils de détection automatique de lésions (CAD pour Computed Aided Detection) est quotidienne en imagerie thoracique, pour détecter les nodules et micronodules pulmonaires. Ces systèmes sont basés sur des algorithmes d'analyse d'images permettant la segmentation lésionnelle sur des images numériques. Ces logiciels identifient les caractéristiques suspectes d'une forme sur une image et les portent à l'attention du radiologue, pour limiter le nombre de faux positifs (10).

Ces outils ne sont pas encore utilisés en pratique clinique en neuroradiologie mais plusieurs de ces logiciels ont été approuvés.

Un outil de détection automatique de micro-saignements cérébraux chez les patients présentant une lésion cérébrale traumatique a montré une sensibilité supérieure à

celle de l'évaluation manuelle de six experts (93% vs 77% ;  $p=0,03$ ) en réduisant considérablement le temps d'interprétation (11).

Ces outils visent à augmenter la détection des images pathologiques en réduisant les faux négatifs dûs aux oublis d'observation (10). Ils sont d'utilisation peu rependue en neuroradiologie à ce jour, mais le développement de l'intelligence artificielle (IA) promet l'arrivée d'outils de plus en plus performants et capables de réaliser des tâches complexes.

#### b) Extraction de paramètres non accessibles à l'œil

Le traitement des images brutes va permettre au radiologue d'analyser des paramètres qui ne sont pas accessibles à l'œil.

##### i. Cartes paramétriques

L'IRM est aujourd'hui la technique d'imagerie de référence en neuroradiologie pour une majorité de pathologies. Au-delà d'apporter des informations morphologiques d'une grande précision certaines séquences donnent désormais des informations fonctionnelles.

- Imagerie de diffusion et cartographie ADC

Les séquences de diffusion sont des séquences de type spin-écho pondérées en T2 auxquelles on applique un gradient de diffusion, provoquant une baisse de signal des protons mobiles.

La mesure du signal sur les images sans gradient de diffusion et après application du gradient permet de calculer le coefficient apparent de diffusion (ADC), exprimé en  $\text{mm}^2/\text{s}$ . Le signal en diffusion varie selon la formule  $SD = S_0 \cdot e^{-b \cdot \text{ADC}}$  où SD est le signal après application des gradients de diffusion,  $S_0$  le signal sans les gradients et b une constante dépendant des caractéristiques des gradients de diffusion. Il est représenté sur une cartographie montrant les zones où la diffusion des protons de l'eau est restreinte en noir, celles où la diffusion est augmentée en blanc.

En pathologie cérébrale, les zones dont la diffusion est augmentée (lésion kystique, œdème vasogénique) auront un signal plus élevé que le parenchyme sain sur la cartographie ADC et un signal iso ou hypointense sur les images pondérées en diffusion. Les zones dont la diffusion est réduite (œdème cytotoxique dans l'AVC ischémique) auront un signal réduit sur la cartographie ADC et un signal augmenté sur les images pondérées en diffusion (figure 6).

Une séquence de diffusion est donc pondérée en T2 avec application d'un gradient de diffusion. Le signal des images dépend donc de deux facteurs : le signal en pondération T2 et le degré de diffusion. Un hypersignal T2 peut donc se traduire par un hypersignal diffusion alors qu'il n'existe pas de modification de la diffusion : c'est l'effet T2 ou "T2 shine through effect" (12) (figure 7).

En pratique clinique le neuroradiologue interprétera les hypersignaux diffusion en comparant leur signal sur la cartographie ADC, générée automatiquement et recalée par rapport à la séquence de diffusion (voir “recalage”).

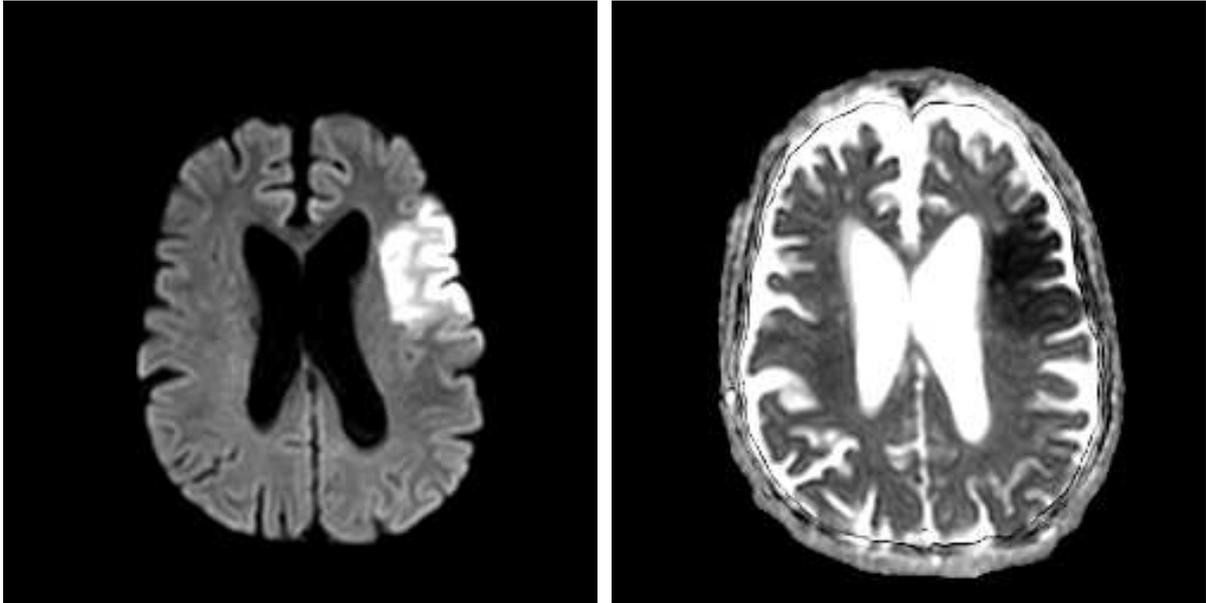


Figure 6 : IRM encéphalique, séquence de diffusion et cartographie ADC. Lésion ischémique récente frontale gauche en hypersignal diffusion avec ADC diminué.

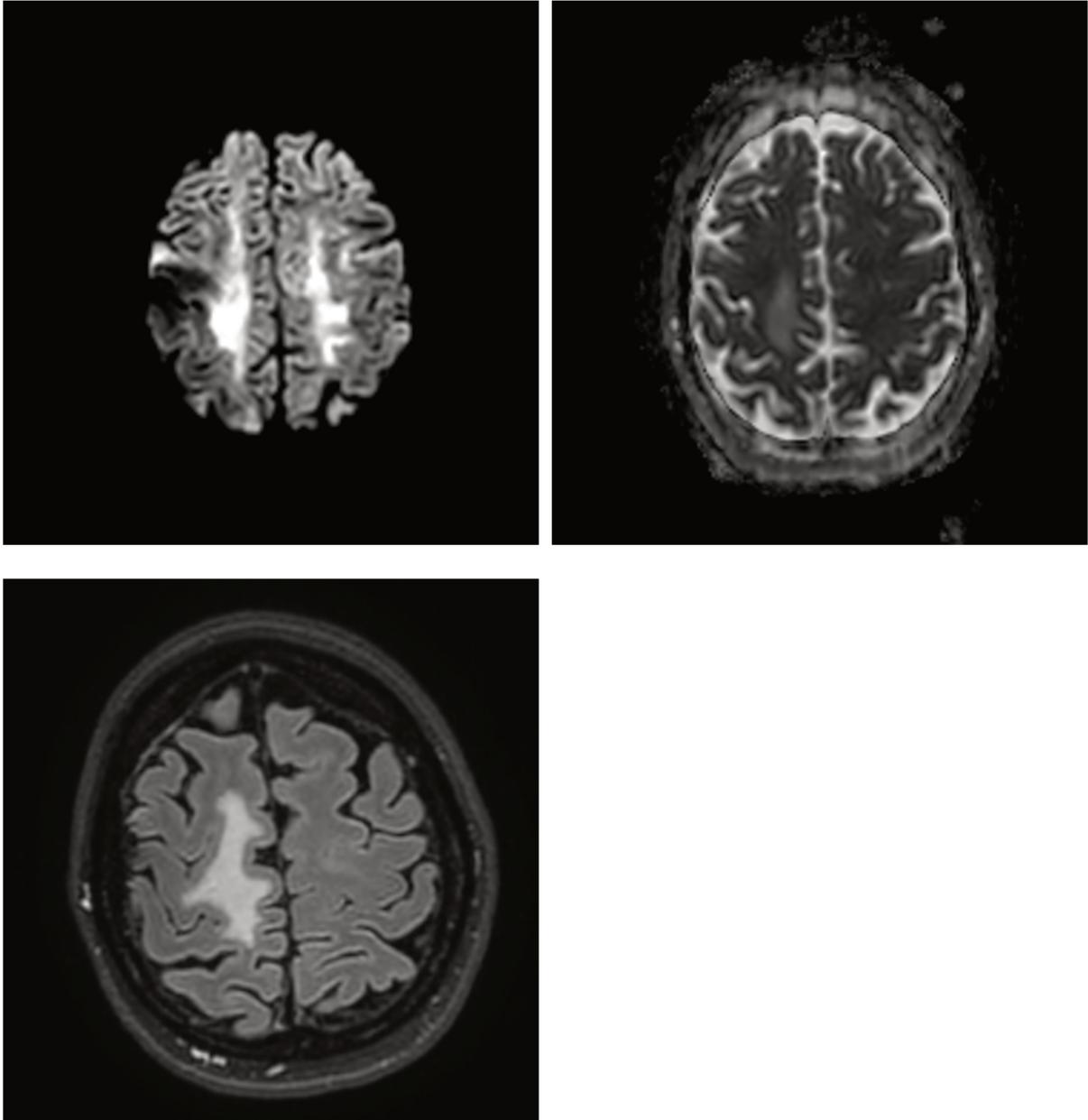


Figure 7 : IRM encéphalique, séquence de diffusion, cartographie ADC et séquence FLAIR. Exemple d'effet T2 : lésions en hypersignal diffusion sans hypersignal sur la cartographie ADC (œdème cérébral).

La génération automatique de cartographie ADC permet donc de détecter les lésions dont la diffusion est restreinte. Son utilisation est quotidienne en neuroradiologie, principalement en pathologie vasculaire, mais aussi en pathologie tumorale ou infectieuse. L'utilisation du couple séquence de diffusion – cartographie ADC a permis une détection des lésions ischémiques aiguë en imagerie dès les premières minutes

(13). Avant son application en clinique elles n'étaient détectables que plus tardivement (après plusieurs heures) sur les séquences pondérées en T2 en IRM et encore plus tardivement en scanner.

- Imagerie de perfusion

L'imagerie de perfusion, réalisable en scanner ou en IRM, étudie la perfusion vasculaire des tissus. Elle est principalement utilisée dans l'AVC ischémique mais il existe des indications en pathologie tumorale.

En IRM, la technique la plus utilisée est la technique de premier passage. On injecte un produit de contraste gadoliné par voie intraveineuse qui va entraîner un gradient de champs magnétique entre les espaces intra et extravasculaires. Cela va avoir pour effet d'induire une diminution du temps de relaxation  $T2^*$  et donc une chute de signal lors du premier passage de l'agent paramagnétique puis un retour à la valeur initiale. L'injection couplée à une acquisition IRM dynamique permet d'obtenir une courbe de variation du signal qui va donner accès à différents paramètres (14) (figure 8) :

$T_0$  : temps d'arrivée du produit de contraste dans la coupe après l'injection

$T_c$  (temps à la valeur crête) : temps correspondant au maximum de la variation de contraste

TTM (temps de transit moyen) : largeur à mi-hauteur de la courbe

VSC (volume sanguin cérébral) : index de volume sanguin cérébral apprécié à partir de l'intégration de la surface de la courbe

DSC (débit sanguin cérébral) : index de débit sanguin cérébral correspondant au rapport VSC/TTM

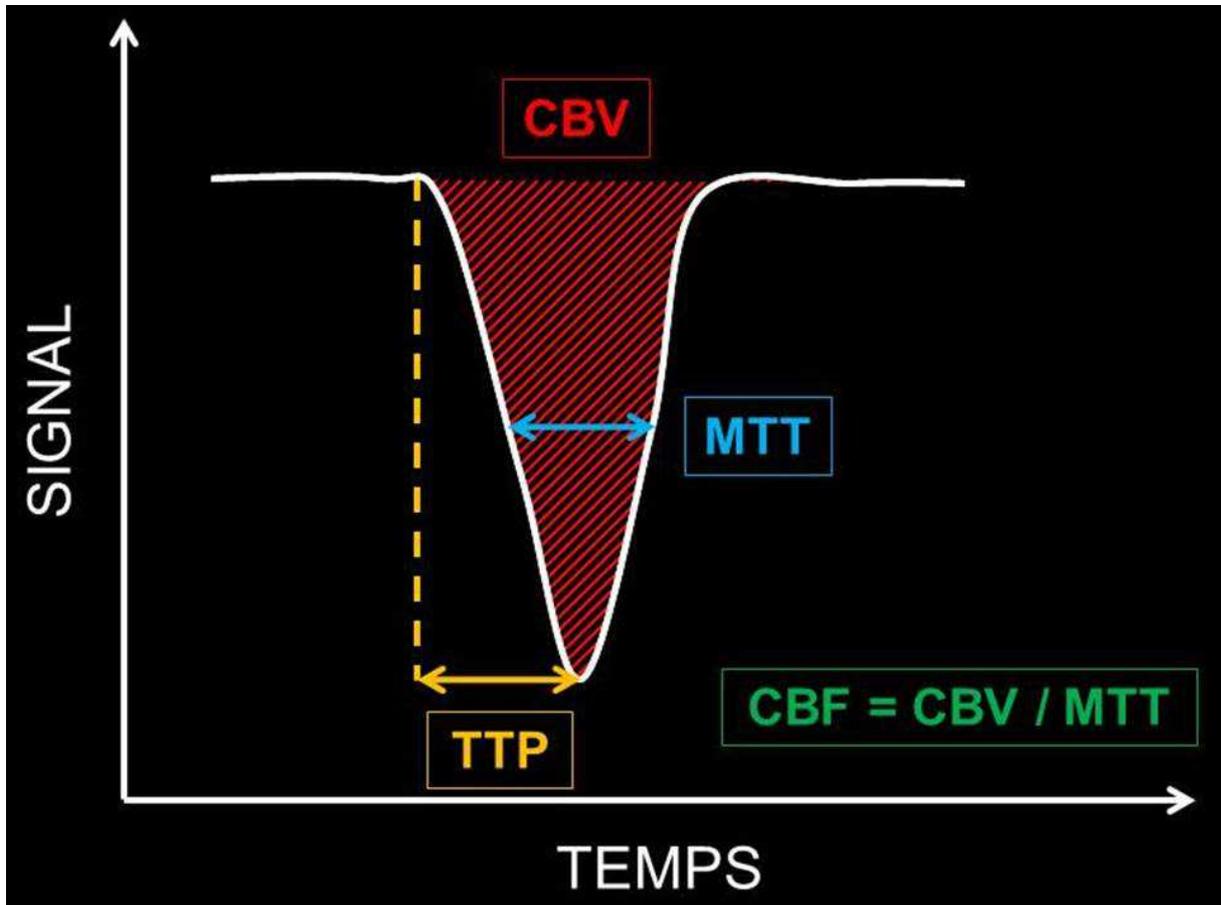


Figure 8 : courbe de premier passage.

Le post-traitement est automatisé, les constructeurs d'IRM proposent des applications intégrées avec les logiciels d'interprétation.

Les données sont représentées sur des cartes paramétriques (figure 9) : le neuroradiologue peut visualiser les zones hypo ou hyperperfusées.

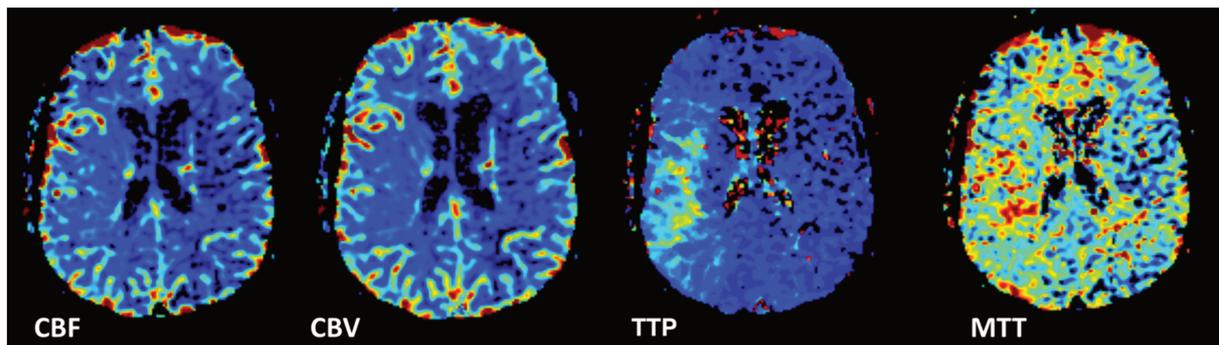


Figure 9 : Imagerie de perfusion en IRM. CBF correspond au DSC, CBV au VSC, TTP au Tc et MTT au TTM. Patient présentant un accident vasculaire cérébral ischémique sylvien droit en phase aiguë. L'hypoperfusion est visible sur le TTP et le MTT. *Samantha J Holdsworth, Stanford*

L'imagerie de perfusion donne donc accès à une information fonctionnelle à partir d'images morphologiques numériques, grâce au post-traitement informatique de séquences dynamiques.

- IRM fonctionnelle

L'IRM fonctionnelle a pour but d'imager l'activité cérébrale. C'est une imagerie indirecte de l'activité neuronale par le biais des variations locales de perfusion. Elle repose principalement sur la technique BOLD (Blood Oxygenation Level Dependant) qui s'appuie sur les propriétés magnétiques de la désoxyhémoglobine endogène, dont la concentration locale varie au cours de l'activité neuronale. De la même manière que le produit de contraste gadoliné dans l'imagerie de perfusion, la désoxyhémoglobine va entraîner un gradient de champ magnétique entre les espaces intra et extravasculaires, responsable d'une chute de signal.

De manière simultanée on demande à un sujet de mettre en jeu une fonction neurologique donnée (motrice, sensitive, sensorielle) et on fait une acquisition

dynamique d'une séquence de susceptibilité magnétique. La diminution de concentration de désoxyhémoglobine dans le cortex lors de l'activation atténue les effets de susceptibilité magnétique avec pour conséquence une augmentation de signal. Les protocoles les plus répandus comparent des images obtenues lors de périodes de repos à des images obtenues lors de périodes d'activations.

Les résultats sont représentés sur des cartes paramétriques (carte d'activation) (figure 10).

L'une des indications les plus répandues de l'IRM fonctionnelle est la cartographie préopératoire motrice et du langage, avant intervention neurochirurgicale, de façon à épargner autant que possible les zones fonctionnelles (15).

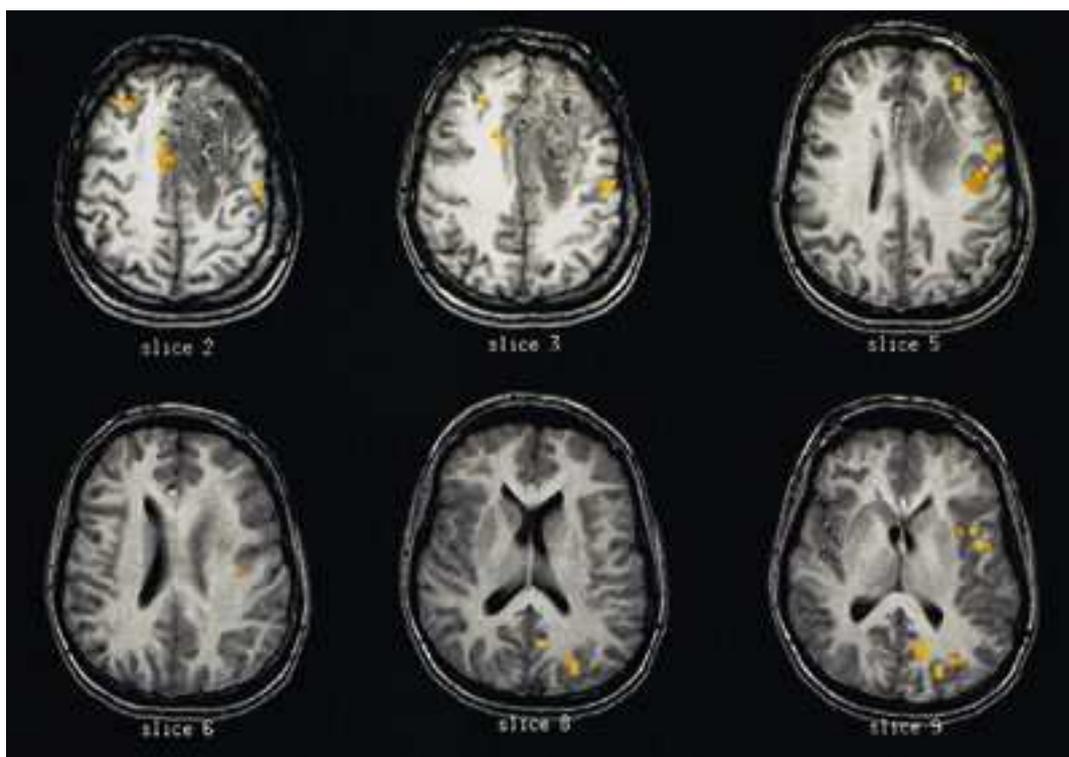


Figure 10 : carte d'activation d'un test de fluence verbale comparée au repos chez un patient présentant une lésion préfrontale gauche. Les zones codées en couleur sont celles où il existe une différence significative entre la tâche d'activation et le repos. Ici on met en évidence une dominance hémisphérique gauche du langage.

*L. Herz-Pannier – Journal de radiologie, volume 81, 2000*

L'IRM fonctionnelle est un outil d'aide au diagnostic permettant d'identifier la dominance hémisphérique du langage avant un geste neurochirurgical, un geste intéressant l'hémisphère dominant incitant à plus de prudence (16)(17).

### c) Amélioration du suivi

Certains outils utilisés en pratique clinique quotidienne sont un facteur non négligeable d'amélioration du suivi des patients dans le temps.

#### i. Suivi de lésions tumorales

En imagerie la segmentation désigne le processus permettant d'identifier, de traiter, de visualiser et de reconstruire une région d'intérêt dans une image ou dans un ensemble d'images, cette région correspondant généralement à un organe, une lésion ou une structure anatomique (18).

La segmentation automatique ou manuelle de lésions est utile dans le suivi de maladies tumorales. Isoler les lésions permet d'en calculer le volume.

Une volumétrie précise de la ou des lésions au cours des examens successifs permet de suivre leur évolution de manière plus précise que par mesures 2D standards (19).

BraTumIA (logiciel gratuit pour utilisation non-commerciale, Institute for Surgical Technology and Biomechanics, University of Bern, Switzerland) est un logiciel de segmentation automatique dont les performances en termes de volumétrie sont comparables à celles d'une segmentation manuelle. Il permet de différencier automatiquement la tumeur rehaussé, la tumeur non rehaussé, la nécrose et l'œdème péri-lésionnel (20) (figure 11).

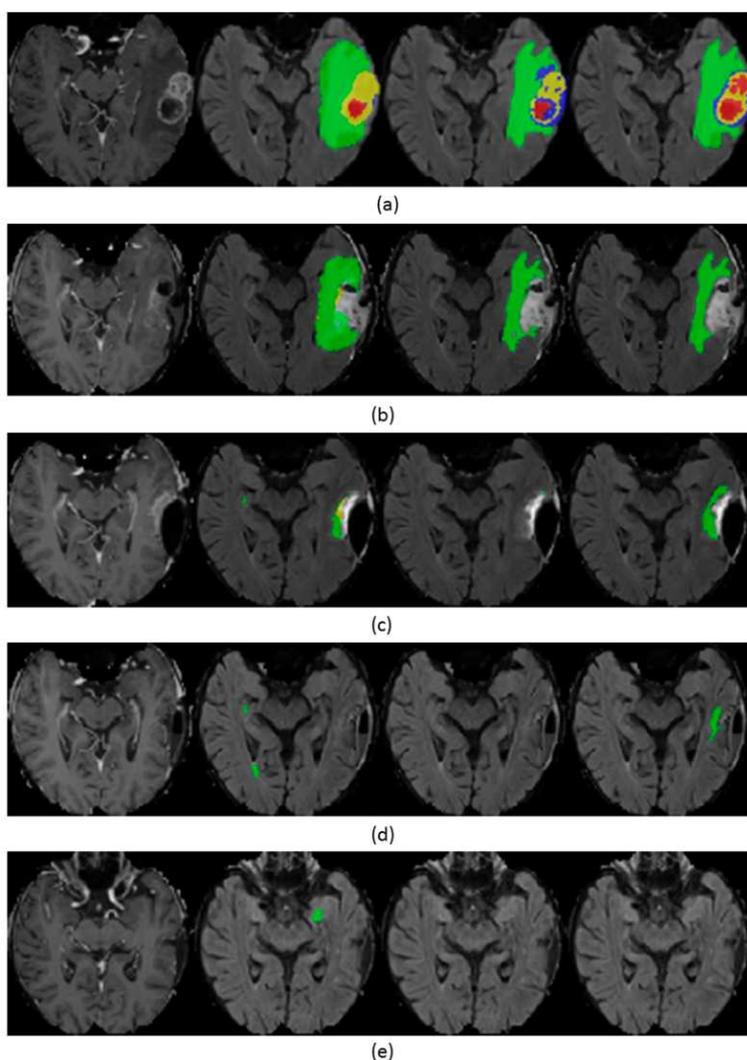


Figure 11 : Segmentation automatique d'une tumeur cérébrale.

De gauche à droite : séquence T1 avec injection (colonne 1), séquence T2 FLAIR avec segmentation par le logiciel BraTumIA (colonne 2) comparée à une segmentation manuelle par deux lecteurs différents (colonnes 3 et 4).

Segmentation de l'œdème en vert, la nécrose en rouge, la tumeur rehaussée en jaune et la tumeur non rehaussée en bleu.

De (a) à (e) : coupes d'IRM consécutives.

*Raphael Meier, Scientific Reports vol. 6 (1), 2016*

Dans l'étude évaluant BraTumIA la variabilité inter-observateur était équivalente entre BraTumIA et les lecteurs humains. L'amélioration de ces techniques pourrait les rendre incontournables dans le suivi de tumeurs cérébrales sous traitement (20).

Les méthodes standards de suivi de lésions tumorales comprennent des mesures dans les trois plans de l'espace et parfois une volumétrie par segmentation manuelle. La segmentation manuelle nécessite un travail fastidieux de contourage lésionnel coupe par coupe, si bien qu'on se contente souvent de mesures bidimensionnelles. Ces mesures sont d'ailleurs celles qui sont actuellement recommandées en oncologie selon les critères RECIST (mesure du grand axe des lésions) et RANO (Response

Assessment in NeuroOncology, mesure de deux axes des lésions) (21)(22). La volumétrie automatique apporte plus de précision dans le suivi lésionnel sans augmenter le temps d'interprétation.

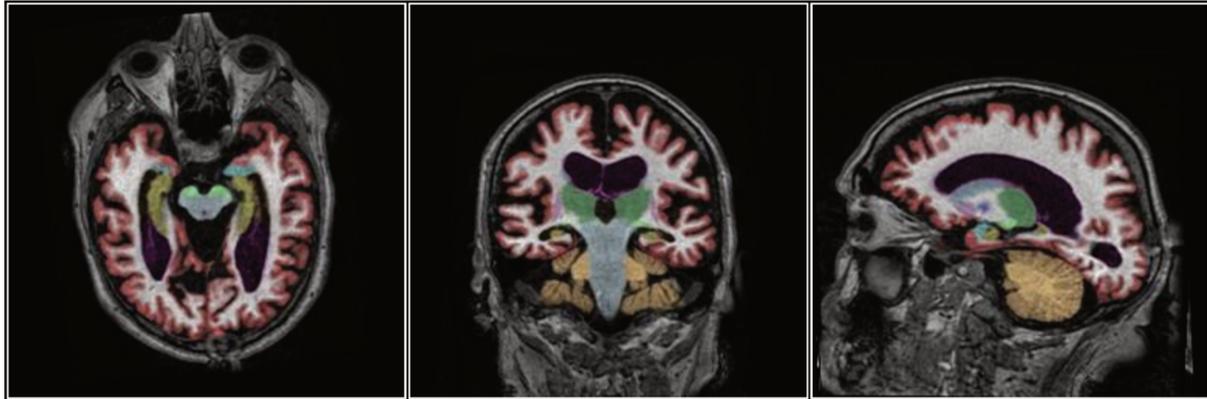
Les données de volume tumoral en fonction du temps (des différents examens au cours du suivi) permettent de générer automatiquement des courbes d'évolution du volume et ainsi d'évaluer la réponse thérapeutique selon RECIST de façon semi-automatisée.

## ii. Suivi du volume hippocampique

L'atrophie hippocampique est un biomarqueur de la maladie d'Alzheimer (23).

Des logiciels de segmentation automatique tels que NeuroQuant, Qynapse ou encore Pixyl permettent une mesure quantitative du volume hippocampique (figure 12). Ce degré de précision supplémentaire permet une mise en évidence plus précoce de l'atrophie hippocampique et un suivi de l'évolution de l'atrophie (24).

## MORPHOMETRY RESULTS



Brain Structure	Volume (cm <sup>3</sup> )	% of ICV (5%-95% Normative Percentile)	Normative Percentile
<b>Hippocampal Occupancy Score (HOC)</b>	0.41	N/A	<b>1</b>
<b>Hippocampi</b>	4.52	0.25 ( 0.33 - 0.48 )	<b>1</b>
<b>Superior Lateral Ventricles</b>	125.44	6.81 ( 1.88 - 5.25 )	<b>99</b>
<b>Inferior Lateral Ventricles</b>	6.57	0.36 ( 0.15 - 0.31 )	<b>98</b>

Figure 12 : Volumétrie hippocampique sur NeuroQuant. Ici on démontre une atrophie hippocampique marquée pour l'âge, avec génération automatique d'un rapport donnant le volume comparé à la norme pour l'âge.

*CoreTechs Labs, Inc, NeuroQuant Age related atrophy report*

En attendant la généralisation de l'utilisation de ces outils, l'atrophie hippocampique est appréciée par l'échelle visuelle de Scheltens, qui présente l'inconvénient d'être subjective donc peu reproductible (25). En plus d'apporter un argument supplémentaire, plus précoce, pour le diagnostic de maladie d'Alzheimer dans les troubles cognitifs du sujet âgé, ces outils automatiques sont un facteur d'amélioration du suivi.

### iii. Outils basés sur le recalage et la soustraction d'image

Des applications associant recalage automatique d'images et soustraction permettent de mettre en évidence l'évolution de lésions au cours du temps. L'application LOBI de

Phillips en est un exemple et a été utilisée pour notre étude, elle fera l'objet d'un chapitre dédié (voir « III- LoBI »)

#### d) Automatisation de procédures

##### i. Volumétrie des lésions ischémiques

La segmentation automatique a modifié la prise en charge des AVC ischémiques.

Auparavant, le volume lésionnel était estimé visuellement par le score ASPECTS, qui appréciait uniquement le volume de tissu infarcté (26).

Des logiciels d'analyse tel qu'Olea medical (Canon Medical Systems Corporation, Otawara, Japon) ou RAPID ISchemaView (RapidAI, Menlo Park, California, USA), permettent aujourd'hui de segmenter automatiquement la ou les lésions ischémiques sur la cartographie ADC et d'en estimer le volume. Une comparaison à la séquence de perfusion permet de calculer le mismatch : la part du parenchyme hypoperfusé mais non ischémié (aussi appelé « zone de pénombre ») (27) (figure 13). C'est sur ce parenchyme hypoperfusé non infarcté qu'un traitement médical ou un geste de reperfusion endovasculaire va avoir le plus d'efficacité (27)(28).

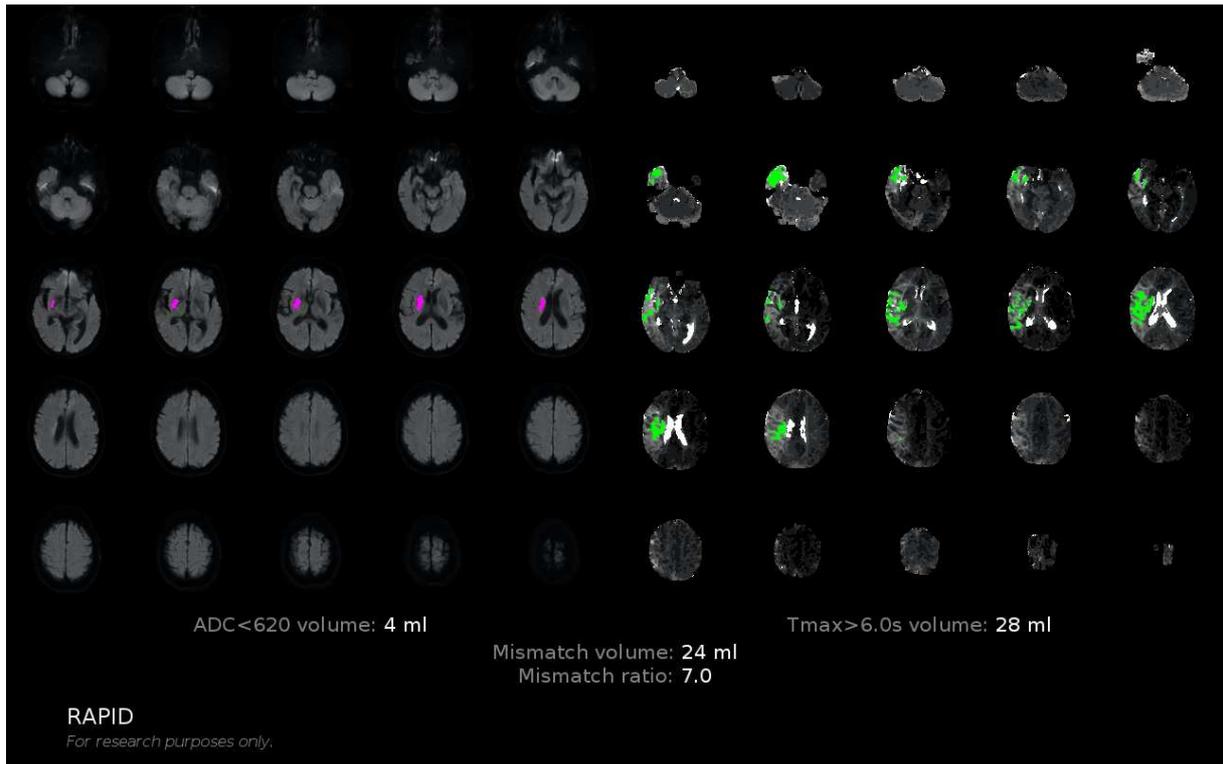


Figure 13 : Mismatch Diffusion/Perfusion. A gauche cartographie ADC montrant une lésion ischémique segmentée en violet, à droite séquence de perfusion montrant la part de parenchyme hypoperfusé segmentée en vert. Le volume lésionnel est mesuré automatiquement permettant de calculer le mismatch (ici très significatif avec un ratio calculé à 7,0).

Ces outils automatisés offrent une solution précise et rapide pour calcul du mismatch ischémie/hypoperfusion (29). Ils permettent de sélectionner les patients pour lesquels le rapport bénéfice/risque d'un geste de reperfusion est favorable en cas d'AVC ischémique, situation dans laquelle la prise en charge du patient doit se faire le plus rapidement possible (30). Ils ont ainsi permis d'étendre les indications de thrombectomie, auparavant réservée aux patients pris en charge dans les 6 heures après le début des symptômes, elle est désormais utilisée jusque 24 heures après le début des symptômes en cas de mismatch diffusion/perfusion significatif (31).

## ii. Segmentation artérielle

L'imagerie a une place importante dans la prise en charge des maladies artérielles, le neuroradiologue est amené à détecter et évaluer les sténoses des troncs supra-aortiques ou des artères intracrâniennes. Les méthodes standards de mesure des sténoses impliquent de manipuler les images d'angioscanner ou d'angio-IRM afin de mesurer la sténose dans un plan perpendiculaire à l'axe de l'artère (32). Ces méthodes sont chronophages, c'est pourquoi des logiciels de segmentation artérielle tels que "Syngo.CT vascular analysis" ont été développés. Ces outils permettent d'analyser un vaisseau dans deux plans orthogonaux de façon simultanée en le représentant dans un seul plan de façon virtuelle (figure 14).

L'utilisation de tels outils permet d'avoir des performances diagnostiques similaires aux méthodes standards tout en diminuant significativement le temps d'interprétation (33).

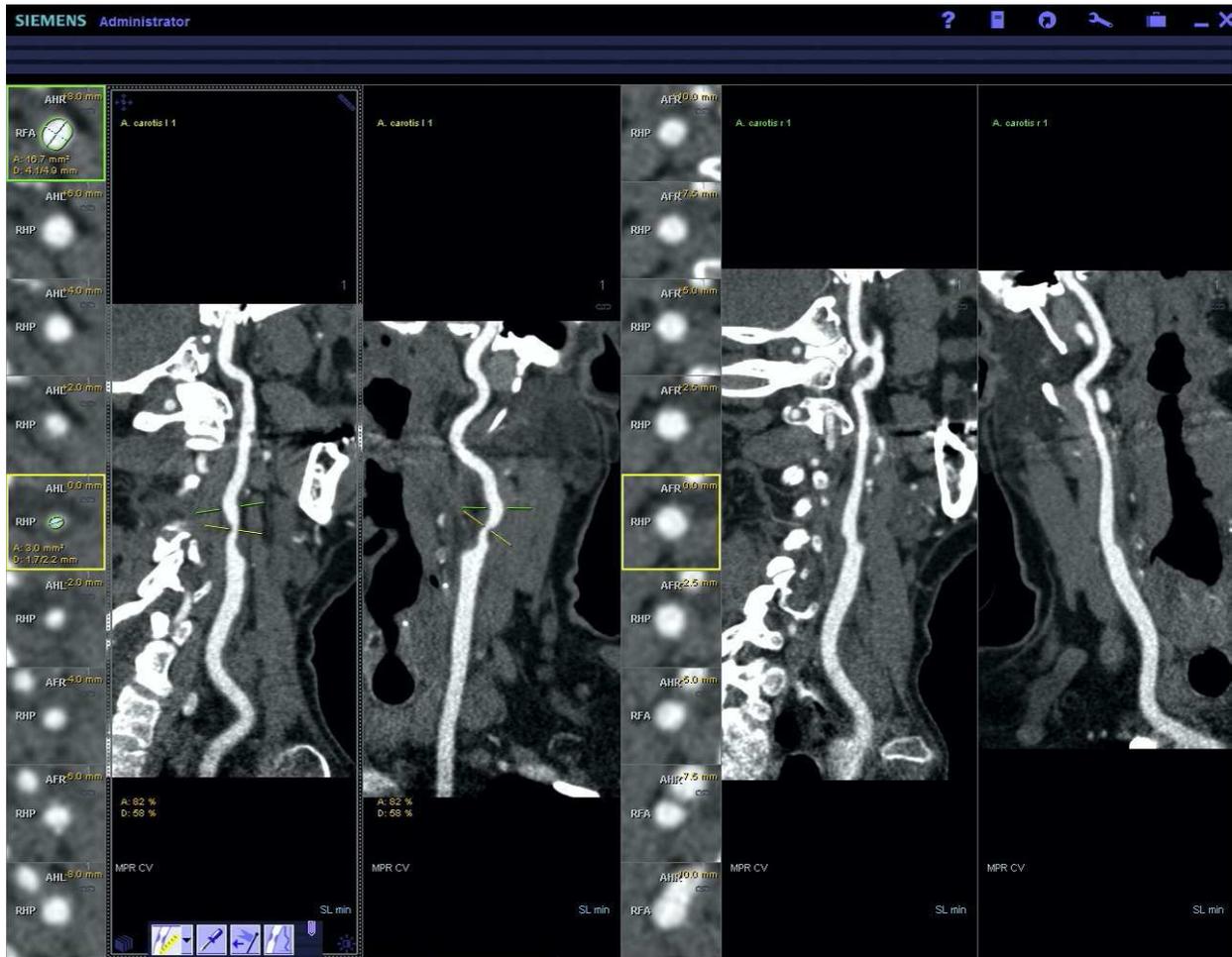


Figure 14 : mesure d'une sténose carotidienne à l'aide du logiciel « CT vascular analysis » (Siemens, Munich, Allemagne). Le logiciel affiche une image de l'artère en coupe axiale et sa correspondance sur une coupe longitudinale.

*Ilias Tsiflikas, European Journal of radiology, volume 74, 2010*

Ainsi, un radiologue disposant d'un outil de segmentation artérielle automatique peut aujourd'hui évaluer et suivre une sténose carotidienne simplement en ouvrant son angioscanner avec cet outil. Il pourra facilement identifier le niveau de sténose, la mesurer et calculer sa sévérité selon la méthode NASCET sans manipuler les images, même en cas de sténoses multiples. Sans cet outil il est nécessaire de reconstruire l'image en trois plans, de disposer l'image dans un plan perpendiculaire à la zone sténosée pour mesurer la sténose, puis dans un plan perpendiculaire à une zone artérielle non sténosée en aval pour calculer sa sévérité selon NASCET. L'opération

devra être répétée en cas de sténoses multiples. Des opérations augmentant significativement le temps d'interprétation pour un résultat équivalent (33)

### iii. Recalage automatique

Le recalage consiste à mettre en correspondance des données complémentaires dans le but de les comparer ou de combiner leurs informations respectives, on parle alors de fusion.

En radiologie on utilise le recalage essentiellement pour comparer deux examens réalisés à des dates différentes ou pour comparer des examens réalisés selon deux modalités différentes (par exemple TDM et IRM). Le recalage peut être manuel ou automatique. Les logiciels d'interprétations les plus couramment utilisés disposent tous d'outils de recalage automatique, plus ou moins performants selon les situations. Les plans d'acquisition étant souvent légèrement différents selon les examens, ils permettent de s'affranchir d'une manipulation d'image pour les recalcr dans le même plan et au même niveau de coupe.

## 2. Les outils en développement et l'IA

L'imagerie médicale est une spécialité en perpétuelle évolution. La dernière grande révolution date des années 80 avec l'arrivée de l'IRM. L'application de l'IA à l'imagerie est attendu comme la prochaine évolution majeure dans le domaine.

## a) Définitions

L'IA a fait naître un lexique particulier avec des termes, souvent confondus dans le langage courant, qu'il convient de définir (figure 15).

### i. Intelligence artificielle (IA):

Domaine de l'informatique dédié à la création de systèmes réalisant des tâches qui nécessitent généralement une intelligence humaine, se ramifiant en différentes techniques.

### ii. Machine learning ou apprentissage automatique :

Sous-domaine de l'IA qui inclut toutes les approches qui permettent aux ordinateurs d'apprendre de données sans être explicitement programmés. Science moderne permettant de découvrir des patterns et d'effectuer des prédictions à partir de données en se basant sur des statistiques, sur du forage de données, sur la reconnaissance de patterns et sur les analyses prédictives. Pour fonctionner un algorithme de machine learning a besoin d'une phase d'apprentissage au cours de laquelle on lui soumet une grande quantité d'exemples pour qu'il trouve un lien entre les données en entrée et les données en sortie. Cela nécessite d'avoir à sa disposition une quantité massive de données : les « big data ».

### iii. Deep learning ou apprentissage en profondeur :

Sous-domaine du machine learning reposant principalement sur des réseaux de neurones artificiels s'inspirant du cerveau humain. Les réseaux de neurones sont constitués de plusieurs couches, chaque couche recevant et interprétant des informations de la couche précédente. Le deep learning est particulièrement adapté à la reconnaissance d'image (34). La plupart des innovations d'IA appliquées à l'imagerie médicale utilisent le deep-learning.

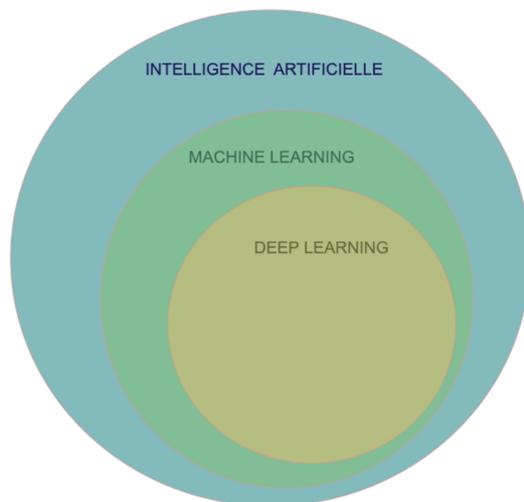


Figure 15 : illustration. Le deep learning est un sous-domaine du machine learning qui est lui-même un sous-domaine de l'IA.

### iv. Réseau de neurone convolutif :

CNN en anglais pour Convolutional Neural Network. Type de réseau de neurones artificiel dont l'architecture particulière (à convolution) est très adaptée à la

reconnaissance d'image. C'est ce type de technologie qui est majoritairement utilisé en neuroradiologie et en imagerie en général.

## b) Innovations en neuroradiologie

L'IA fera évoluer la neuroradiologie, avec de nombreuses applications en cours de développement. La majorité d'entre elles utilisent le deep learning et les réseaux de neurones profonds. Nous allons passer en revue les plus prometteuses en termes de logistique, d'amélioration d'image et d'optimisation des protocoles, de transformation d'image, de détection et segmentation de lésions et de diagnostic.

### i. Logistique

Les indications d'imagerie sont nombreuses en pathologie neurologique, les protocoles d'acquisition d'images sont donc variés. En renseignant de façon systématique l'indication d'imagerie et le protocole, l'apprentissage automatique pourrait aboutir à une proposition automatique de protocole (34).

La reconnaissance d'image pourrait aider le radiologue à prioriser ses examens en contexte d'urgence. En effet, on peut entraîner un algorithme de deep learning à reconnaître sur un examen les images anormales, nécessitant une caractérisation rapide par le radiologue. Cette application pourrait réduire le temps acquisition-interprétation pour les pathologies nécessitant une prise en charge rapide (34).

## ii. Amélioration d'image et optimisation des protocoles d'acquisition

Le deep learning peut être utilisé pour effectuer de la reconstruction d'image et améliorer la qualité des images. Il permet d'optimiser l'acquisition par sous-échantillonnage et reconstruction d'image. L'une des applications les plus prometteuses est l'accélération des séquences d'IRM (35).

L'application de ces méthodes à l'imagerie scannographique a montré une amélioration de la qualité des images de scanner basse dose (36). La généralisation de ces méthodes pourrait aboutir à une amélioration du rapport bénéfice/risque des examens scannographiques par réduction de dose d'irradiation.

De la même façon, l'utilisation d'un CNN de deep learning dans l'imagerie par ASL peut en augmenter le rapport signal/bruit (37).

## iii. Transformation d'image

Une autre application du deep-learning en neuroradiologie est l'extrapolation d'images à partir d'images d'une différente modalité, ou d'une séquence d'IRM différente. Ainsi, des équipes ont réussi à prédire les images pondérées en T1 à partir d'images pondérées en T2 (38) ou encore des images scannographiques à partir d'images IRM (39). Si elles venaient à être approuvées pour la pratique clinique, ces méthodes permettraient un gain de temps et une réduction de l'irradiation des patients.

#### iv. Détection et segmentation de lésions

La détection et la segmentation de lésions peut-être une tâche fastidieuse pour le radiologue, alors que c'est une tâche très adaptée au machine-learning.

Plusieurs applications se montrent prometteuses pour la pratique clinique. Une équipe de Hong-Kong a développé un outil de détection automatique des microhémorragies cérébrales basées sur un CNN. Ils ont montré une sensibilité de 93% avec un nombre de faux positif très acceptable (2,74 par patient) tout en accélérant considérablement le processus par rapport à la méthode visuelle (40).

Des méthodes de détection et segmentation automatiques de lésions ischémiques aiguës sur les séquences IRM pondérées en diffusion utilisant des CNN se montrent performantes (41)(42). Une équipe Danoise a obtenu des résultats prometteurs en utilisant un CNN pour prédire le volume final d'un AVC ischémique à partir de la séquence de diffusion initiale (43). Cela pourrait représenter une alternative intéressante à la méthode d'évaluation du mismatch diffusion/perfusion pour la décision thérapeutique dans l'AVC ischémique.

Comme vu précédemment, la segmentation de lésion a un intérêt particulier en pathologie tumorale, très utile au suivi et à l'évaluation de la réponse au traitement. L'utilisation de CNN promet d'améliorer la fiabilité de la segmentation automatique de tumeurs cérébrales (44)(45)(46).

## v. Diagnostic

Le diagnostic par ordinateur est l'application la plus aboutie et la plus attendue de l'IA en imagerie médicale mais l'interprétation d'examen d'imagerie de façon autonome par un ordinateur est encore loin. Cependant, grâce à l'utilisation de CNN, fournir des images à un ordinateur pour obtenir la réponse à une question simple est désormais à notre portée pour certaines indications : en utilisant un CNN l'équipe de Goa et al. est parvenue à classer des scanners du crâne en 3 catégories : normal, maladie d'Alzheimer, présence d'une lésion avec une précision de 88% (47). Les CNN se montrent particulièrement efficaces pour identifier la présence d'une hémorragie cérébrale sur un scanner sans injection (48)(49). Enfin, cette méthode d'IA s'est montrée prometteuse pour différencier des sujets sains de sujets atteints de maladie de Huntington ou de schizophrénie sur des IRM (50).

### **C. Questionnements éthiques et moraux et craintes des radiologues**

La réalisation de tâches de plus en plus complexes par les ordinateurs pose des problèmes éthiques et moraux. L'automatisation des tâches rend obsolète certains savoir-faire et est parfois vue comme une menace par différents corps de métiers, notamment les radiologues.

Des questionnements sur la responsabilité sont amenés par l'utilisation de plus en plus fréquente d'outils d'aide à la décision de plus en plus complexes par les médecins.

Qui est responsable en cas d'erreur médicale lié à un système d'aide au diagnostic ?  
Le médecin peut-il favoriser son avis en cas de désaccord avec la machine ? En cas de dysfonctionnement du système préjudiciable pour la santé du patient, à qui va la

responsabilité ? Les progrès des outils d'aide au diagnostic et l'autonomisation de certaines tâches font émerger de nouveaux besoins en termes de régulation. Il conviendra de poser un nouveau cadre juridique, de définir de nouvelles règles de responsabilité dans le cas d'utilisation d'outils d'aide à la décision en médecine (51). Les outils d'aide au diagnostic basés sur le machine learning nécessitent d'être entraînés avec une quantité massive de données (big data). Ils posent donc la question éthique de l'utilisation des données de santé. Le comité consultatif national d'éthique (CCNE) affirme, dans son 130<sup>ème</sup> avis publié en mai 2019 (52), l'importance de la vigilance sur la protection des droits fondamentaux et des libertés individuelles des personnes lors de l'utilisation de ces technologies dans le champ de la santé.

Les outils automatisés représentent un facteur d'amélioration diagnostique et thérapeutique, dont l'importance devrait prendre de l'ampleur avec les progrès technologiques. Dans une optique d'égalité d'accès aux soins il convient de les rendre accessibles à tous. Lorsque ces outils ont montré leur supériorité en termes de performances diagnostiques par rapport à une méthode standard, et dès lors qu'ils sont accessibles, le praticien devra privilégier leur utilisation pour répondre à l'obligation de moyens.

L'apparition de l'IA a fait naître des polémiques dans différents corps de métier quant à leur avenir. Les progrès récents de la reconnaissance d'image ont mis l'imagerie médicale au cœur de ces discussions. L'automatisation des tâches est souvent vue comme une menace par les radiologues : l'ordinateur rendra-t-il obsolète le rôle du radiologue ? Un sondage réalisé auprès des étudiants des 17 facultés de médecine canadiennes révélait que l'inquiétude liée au « déplacement » du rôle du radiologue par l'IA décourageait de nombreux étudiants en médecine dans le choix de la spécialité

de radiologie (53). Deux autres sondages, réalisés auprès d'étudiants en médecine allemands et de stagiaires et radiologues en exercice américains suggèrent que, malgré des inquiétudes vis-à-vis de l'avenir, les étudiants et radiologues ne croient pas en une disparition de la profession (54)(55). L'IA sera à l'origine d'une évolution de la radiologie, elle pourrait apporter des solutions à l'heure où la charge de travail des radiologues ne cesse d'augmenter, en raison de l'accélération des machines et au nombre de demandes de plus en plus important (56)(57).

L'impact des outils informatisés basés sur l'IA sera vraisemblablement responsable d'une modification importante du travail du neuroradiologue. Les outils d'aide au diagnostic déjà utilisés en pratique quotidienne ont transformé la façon d'interpréter les examens. L'objectif de ce travail était d'illustrer l'impact potentiel des outils d'aide au diagnostic sur le travail du neuroradiologue par l'exemple de l'application d'une méthode de recalage et soustraction automatique à l'hydrocéphalie chronique de l'adulte.

## II- LoBI

Notre étude a pour objectif d'évaluer la valeur ajoutée d'un outil d'aide au diagnostic dans le suivi de l'hydrocéphalie chronique de l'adulte opérée. Nous avons utilisé l'outil de suivi longitudinal de lésions cérébrales, appelé LoBI pour **Longitudinal Brain Imaging** (Philips Healthcare, Best, The Netherlands).

Cette application a été développée pour faciliter le suivi de pathologies évolutives telles que la sclérose en plaques ou les tumeurs cérébrales. Elle est basée sur le recalage automatique et la soustraction des images de deux IRM de suivi réalisées à des dates différentes. L'application va ainsi mettre en évidence les zones de l'image modifiées entre deux examens.

### A. Fonctionnement

Pour utiliser LoBI il faut disposer de deux séquences 3D identiques réalisées à des dates différentes. Après avoir chargé les deux séquences 3D dans l'application, la première étape est le recalage automatique (figure 16). L'ordinateur place les deux examens dans le même plan et sur le même niveau de coupe automatiquement. Le choix du plan d'étude est laissé à l'utilisateur. LoBI utilise une méthode de recalage linéaire : après normalisation de l'intensité des images, recalage linéaire rigide basé sur le principe de l'information mutuelle.

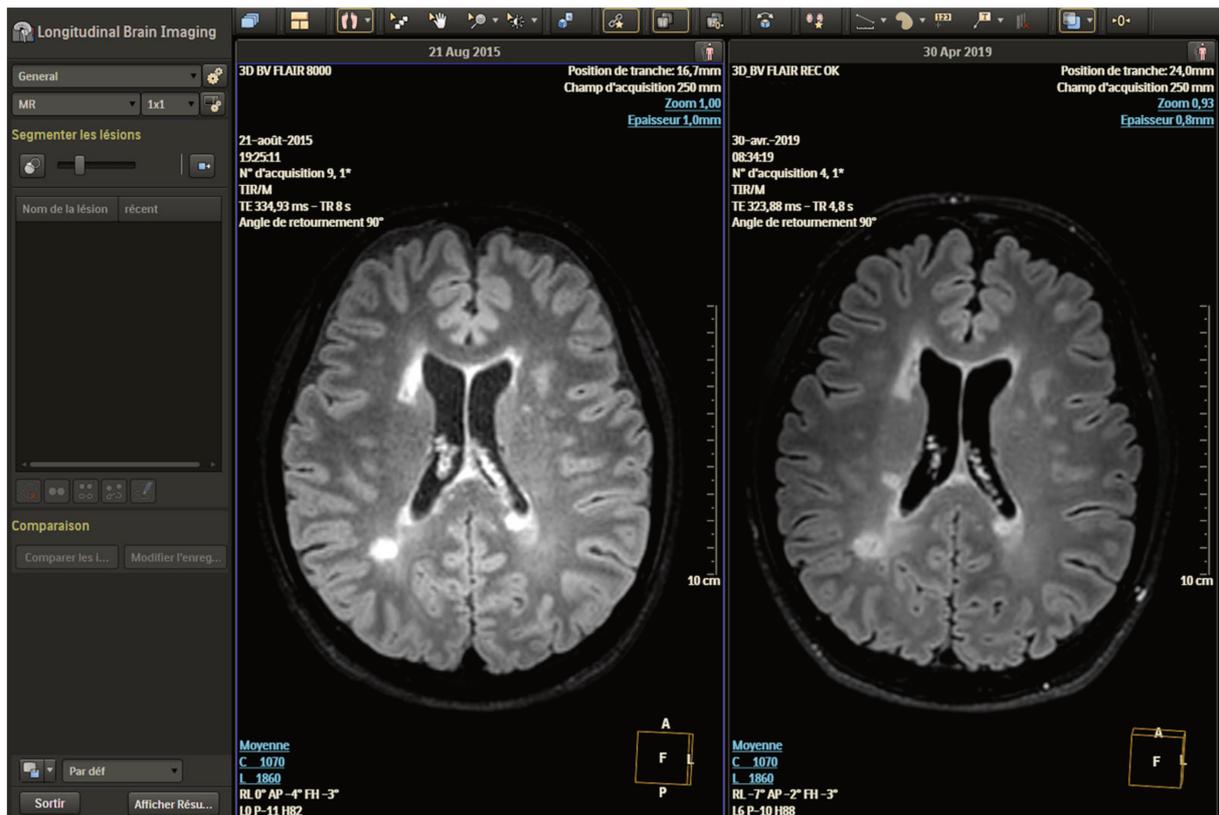


Figure 16 : capture d'écran de console d'interprétation, application LoBI. Recalage automatique de deux séquences 3D-FLAIR dans le cadre d'un suivi de sclérose en plaques. À gauche : examen antérieur (IRM 1) ; à droite : examen du jour (IRM 2).

La deuxième étape consiste en une soustraction d'images : fusion des deux examens et élimination par soustraction numérique voxel par voxel de toutes les structures communes. L'application met ainsi en évidence uniquement les voxels ayant un signal différent, donc les structures s'étant modifiées entre deux examens. Avant la dernière étape une vérification humaine est nécessaire pour s'assurer de la bonne qualité du recalage et de la fusion (figure 17).

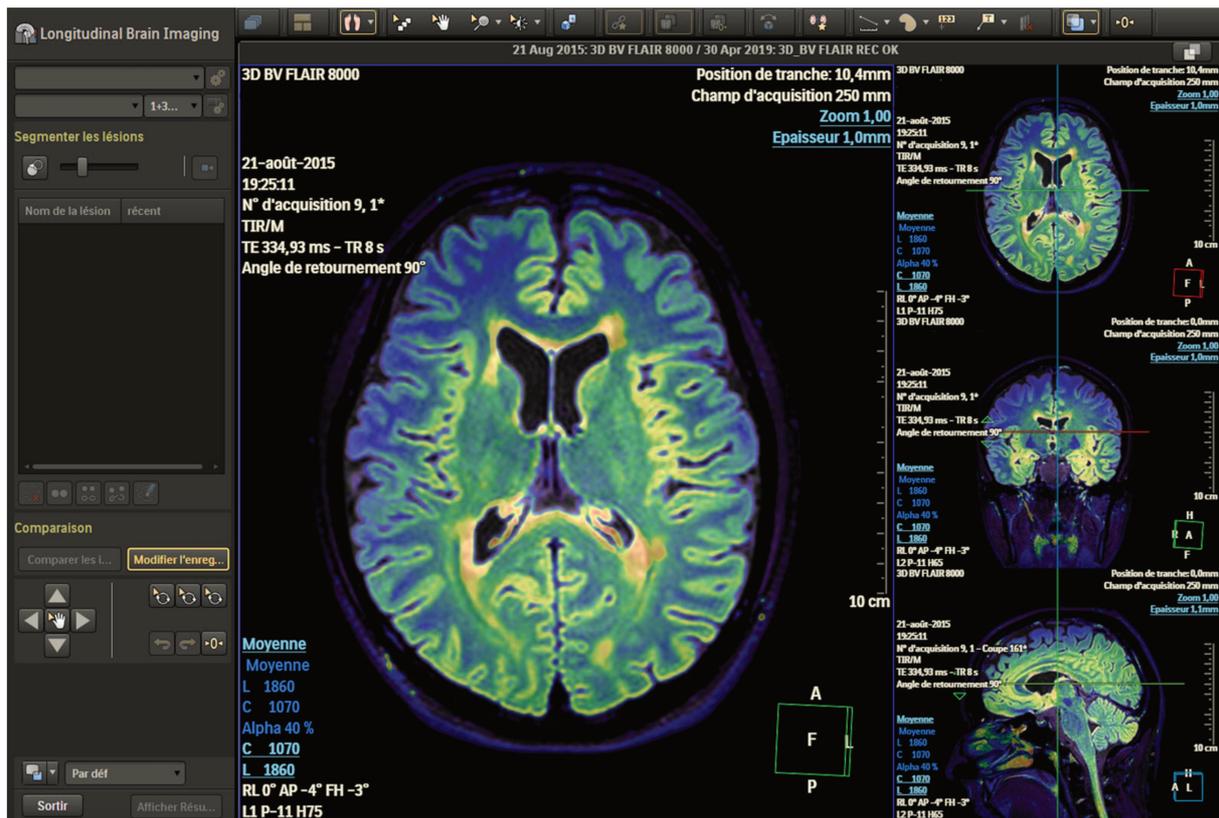


Figure 17 : capture d'écran de console d'interprétation. Étape de vérification de la fusion d'images sur l'application LoBI. Les images sont superposées, avec un examen en échelle de gris et un examen en échelle colorimétrique, et présentées dans les trois plans de l'espace. L'utilisateur doit s'assurer de la parfaite superposition des images.

L'application va ensuite produire une cartographie couleur sur une image de fusion. Les zones où le signal est modifié entre les deux examens sont codées par une échelle de couleur. Par exemple avec une échelle bleu/rouge : les zones où le signal a augmenté seront codées en rouge et les zones où le signal a diminué en bleu (figure 18).

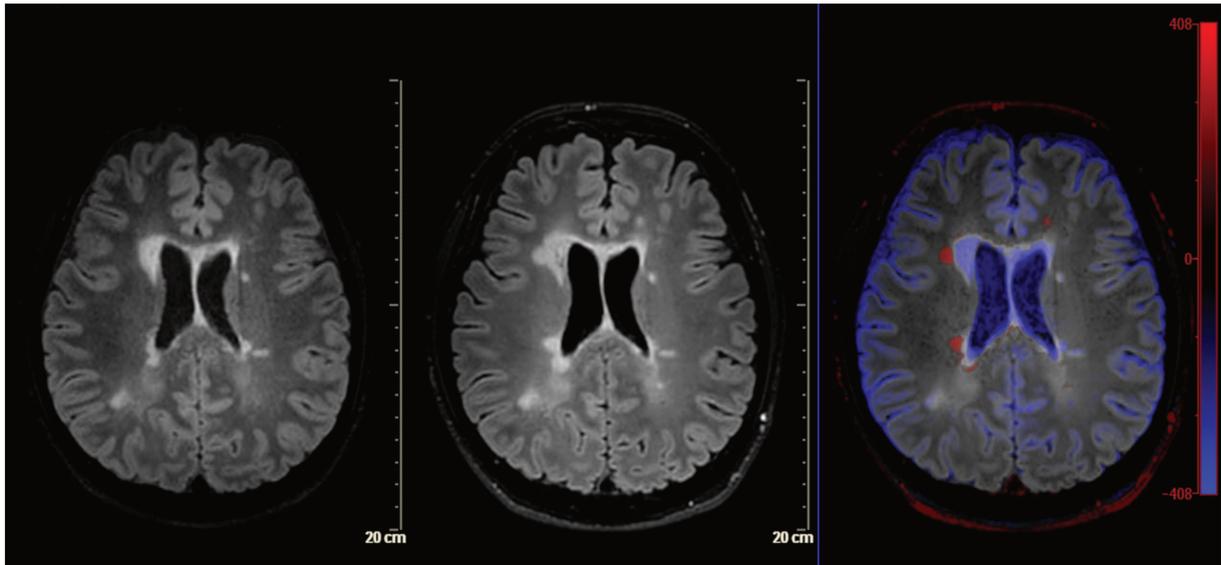


Figure 18 : capture d'écran de console d'interprétation. Suivi de SEP à l'aide de l'application LoBI, séquences 3D en pondération FLAIR. De gauche à droite : IRM 1, IRM 2, soustraction. Les lésions en hypersignal de la substance blanche péri ventriculaire droite apparues sont codées en rouge.

## B. Utilisation dans la sclérose en plaques et les tumeurs

Les pathologies pour lesquelles le LoBI a trouvé une utilité immédiate sont la sclérose en plaques et les tumeurs cérébrales. En effet, ces pathologies nécessitent un suivi longitudinal régulier et les comparaisons entre examen du jour et examen antérieur peuvent être fastidieuses et/ou difficiles.

### 1. Sclérose en plaques et LoBI

Dans la sclérose en plaques une IRM cérébrale est réalisée en cas d'apparition de nouveaux symptômes ou dans le cadre du suivi d'un traitement (58). En cas de charge lésionnelle importante, la comparaison entre l'examen du jour et les examens précédentes peut être fastidieuse. L'objectif est de détecter une lésion apparue parmi de nombreuses lésions déjà présentes. Le LoBI a un intérêt particulier dans cette

indication : il permet de mettre en évidence et de porter à l'attention du radiologue toutes les zones de l'images modifiées entre deux examens (figure 19).

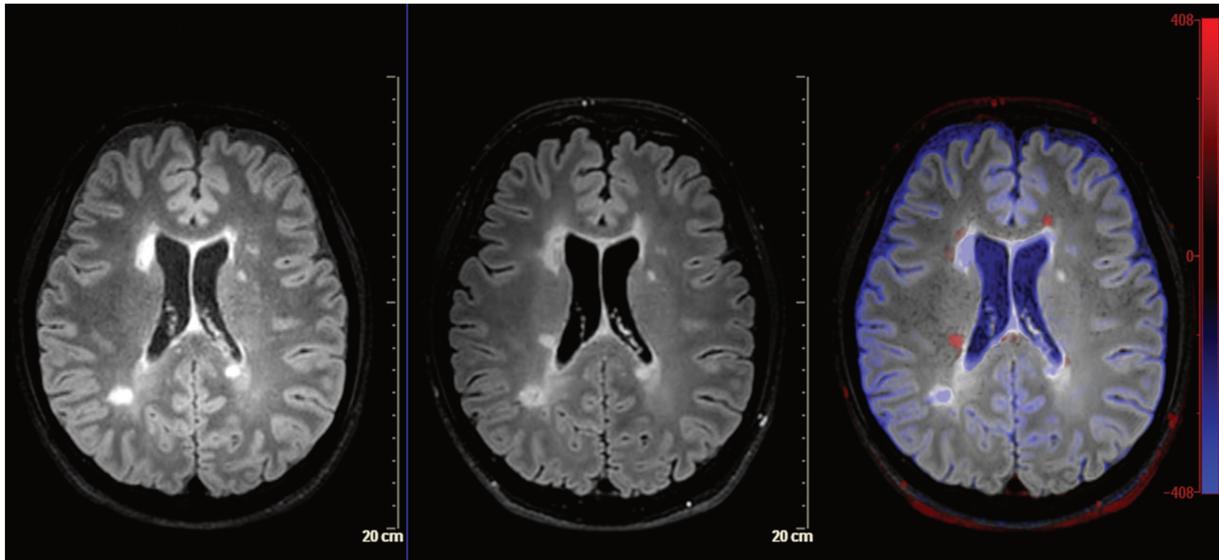


Figure 19 : capture d'écran de console d'interprétation. Séquences 3D-FLAIR. De gauche à droite : IRM 1, IRM 2, soustraction. Suivi de SEP chez un patient présentant une charge lésionnelle modérée. Les lésions apparues sont responsables d'une augmentation du signal et sont donc codées en rouge sur la cartographie. L'application permet de voir immédiatement quelles lésions sont apparues entre les deux examens.

Un équipe française a ainsi montré que l'utilisation d'un outil de recalage et soustraction automatique dans la sclérose en plaque améliorerait la sensibilité de détection de nouvelles lésions en réduisant le temps d'interprétation (59).

## 2. Tumeurs cérébrales et LoBI

Le suivi des tumeurs cérébrales nécessite de réaliser des IRM itératives, notamment pour évaluer la réponse à un traitement. On cherche à détecter des variations de taille de la ou des lésions, l'apparition ou la régression de prises de contrastes. Le LoBI permet d'identifier rapidement des variations de taille subtiles (figure 20), ou l'apparition de prises de contraste (figure 21).

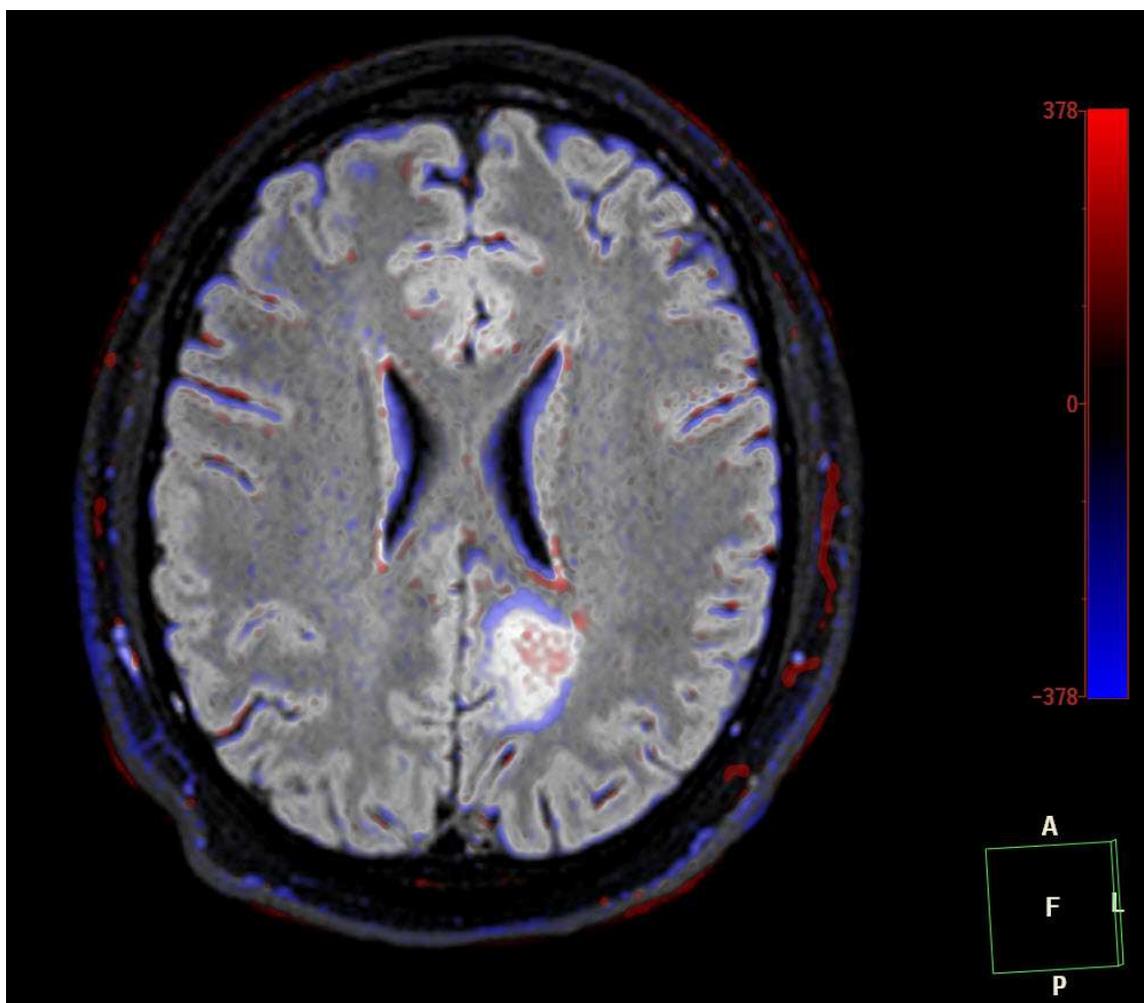
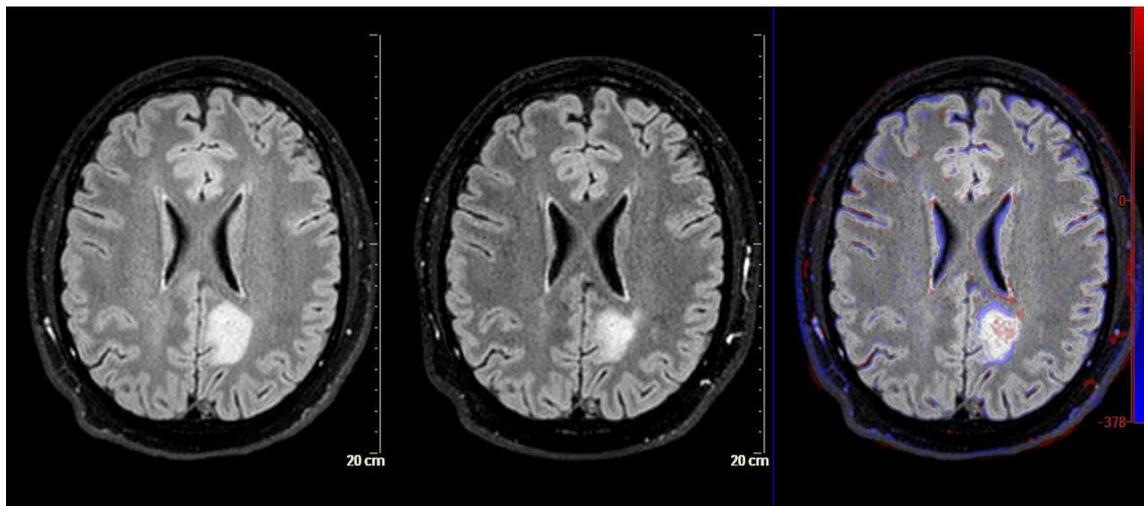


Figure 20 : capture d'écran de console d'interprétation. Séquences 3D-FLAIR. En haut et de gauche à droite : IRM 1, IRM 2, soustraction. En bas : zoom sur la soustraction. Suivi d'un astrocytome sous traitement. La lésion diminue en taille, à l'interface lésion/parenchyme cérébral normal du parenchyme est situé en lieu et place de la lésion en hypersignal FLAIR sur l'examen du jour, il y a donc une diminution de signal. L'application code cette diminution de signal en bleu sur la cartographie couleur, permettant de voir immédiatement que la lésion régresse en taille.

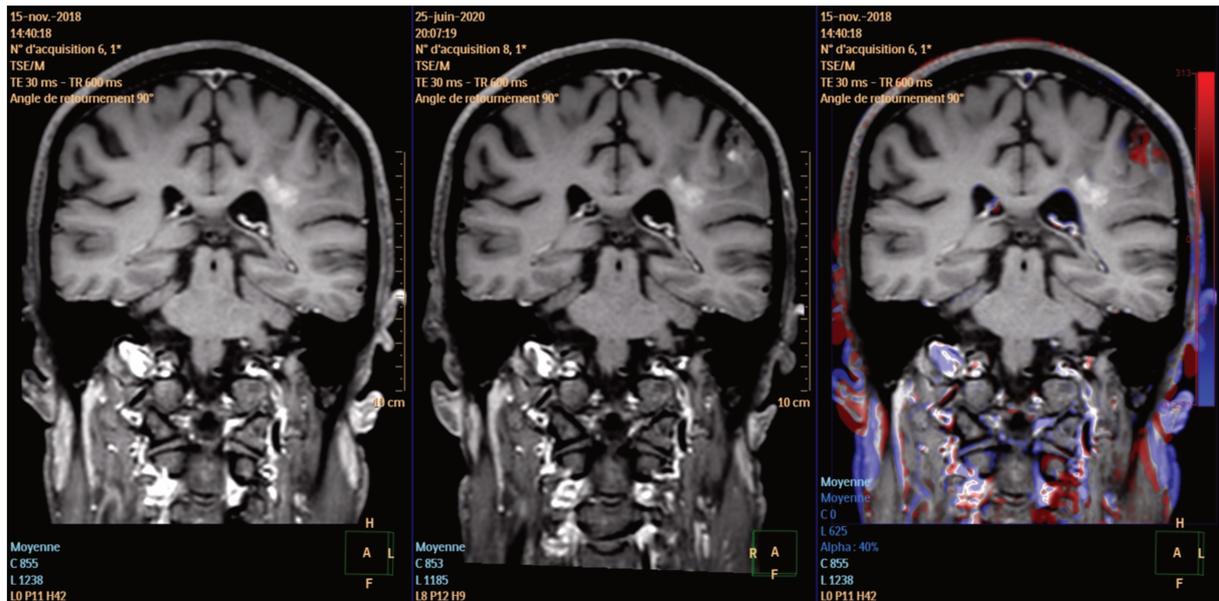


Figure 21 : capture d'écran de console d'interprétation. Séquences 3D-T1 spin écho après injection de produit de contraste gadoliné. De gauche à droite : IRM 1, IRM 2, soustraction. Suivi d'un oligodendrogliome. Apparition d'une prise de contraste responsable d'une augmentation de signal entre les deux examens, codée en rouge sur la cartographie couleur.

### C. Utilisation dans l'hydrocéphalie chronique de l'adulte

Notre étude consiste à évaluer la valeur ajoutée du LoBI dans le suivi de l'hydrocéphalie chronique de l'adulte opérée. La structure dont nous étudions les variations entre les examens successifs est donc le système ventriculaire. Les séquences utilisées sont des séquences 3D pondérées en T1 où les liquides apparaissent en noir et le parenchyme cérébral sur une échelle de gris. Lorsque les ventricules diminuent en taille entre deux examens, on retrouve du parenchyme cérébral en lieu et place du liquide cérébro-spinal sur l'examen le plus récent. Il y aura donc une augmentation de signal codée en rouge par l'application (figure 22). Inversement lorsque les ventricules diminuent en taille il y aura du liquide en lieu et place du parenchyme, donc une diminution de signal codée en bleu.

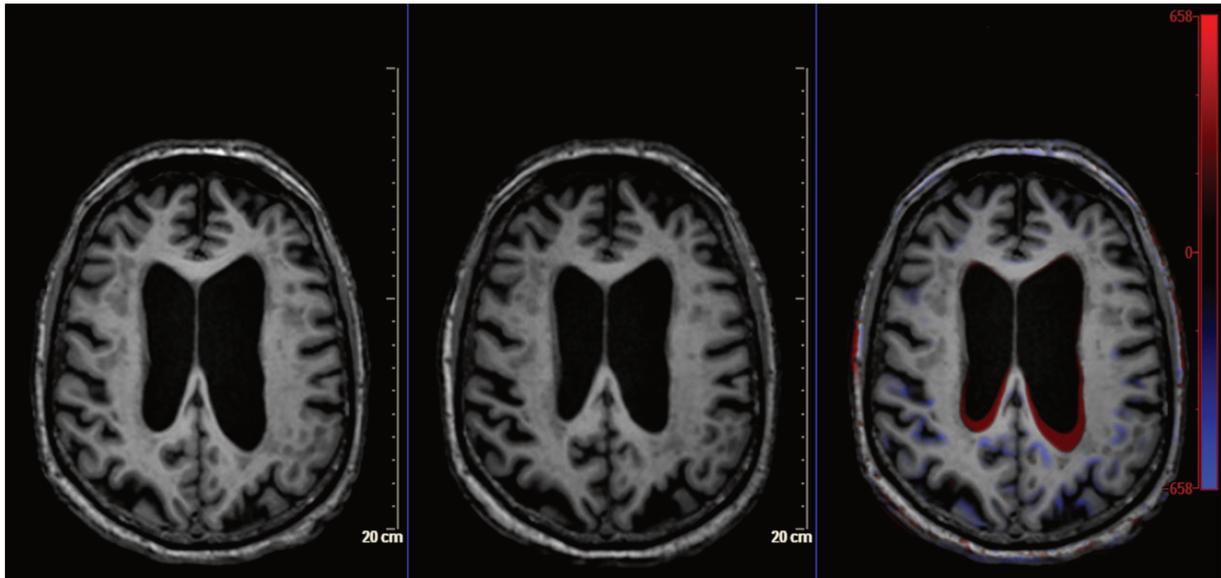


Figure 22 : capture d'écran de console d'interprétation. Séquences 3D-T1. Suivi d'hydrocéphalie chronique de l'adulte. De gauche à droite : IRM 1, IRM 2, soustraction. Régression en taille du système ventriculaire intéressant les carrefours ventriculaires, codée en rouge sur la cartographie couleur. L'application permet d'identifier immédiatement la variation de taille du système ventriculaire ainsi que la partie du système ventriculaire intéressée par cette variation.

Chez les patients atteints d'hydrocéphalie chronique de l'adulte bénéficiant d'une chirurgie de drainage les variations de taille des ventricules attendues sont subtiles (60). Le réglage d'une valve de dérivation doit être précis car le surdrainage entraîne un risque de complications, au premier rang desquelles l'hématome sous-dural (61). LoBI donne accès visuellement aux variations de taille, même subtiles, du système ventriculaire, ainsi qu'aux zones précises des ventricules qui sont modifiées. Cette information est essentielle dans certains cas, notamment chez les patients non-répondeurs au traitement chirurgical, pour lesquels il faut envisager l'hypothèse d'un dysfonctionnement du shunt (62)(63).

### **III- L'HYDROCEPHALIE CHRONIQUE DE L'ADULTE (HCA)**

L'hydrocéphalie chronique de l'adulte est une entité nosologique désignant les hydrocéphalies chroniques communicantes sans origine secondaire, ou d'origine idiopathique. Elle a été décrite pour la première fois en 1965 par Hakim et Adams sous le nom « d'hydrocéphalie à pression normale » (64). Ce terme est aujourd'hui abandonné car inexact, des études ayant démontré que la pression intracrânienne n'était pas toujours normale chez les sujets atteints d'HCA (65).

#### **A. Épidémiologie**

La prévalence de l'HCA est difficile à déterminer, la pathologie étant probablement sous-diagnostiquée (66).

L'étude épidémiologique de plus grand envergure (1238 patients) menée par Jaraj et al fait état d'une prévalence de 0,2% entre 70 et 79 ans et de 5,9% chez les plus de 80 ans (67).

L'HCA est une pathologie du sujet âgé, la moyenne d'âge est estimée à 75 ans (68).

#### **B. Physiopathologie**

À ce jour la physiopathologie de l'HCA reste débattue, plusieurs théories sont avancées. Il est cependant admis qu'il existe un trouble dans la circulation et/ou la réabsorption du liquide cérébro-spinal (LCS) responsable d'une élévation de la pression au sein du parenchyme cérébral péri-ventriculaire et un gradient de LCS des ventricules vers le parenchyme et les ESA. Des mécanismes compensatoires vont se

mettre en place, notamment la résorption trans-épendymaire de LCS vers les liquides interstitiels. La stase de LCS ainsi induite va entraîner une diminution de la clairance des protéines beta-amyloïdes et tau, responsable d'une augmentation de leur concentration, délétère pour le fonctionnement et la survie neuronale (69). L'augmentation de pression dans les ventricules latéraux explique les déformations constatées en imagerie. Le traitement chirurgical de dérivation permet de diminuer la pression au sein du parenchyme cérébral péri-ventriculaire et la résorption trans-épendymaire, enrayant les mécanismes d'accumulation de molécules néfastes au fonctionnement et à la survie neuronale, ce qui explique l'amélioration clinique post-opératoire.

## **C. Diagnostic**

### 1. Clinique

#### a) Symptomatologie

L'hydrocéphalie chronique de l'adulte se présente dans sa forme complète par la triade de Hakim et Adams : troubles de la marche, troubles cognitifs et troubles sphinctériens. Les signes s'installent insidieusement sur des périodes de 3 à 6 mois et évoluent progressivement. La triade complète n'est retrouvée que chez un patient sur deux.

### i. Troubles de la marche

C'est le symptôme le plus fréquent, concernant plus de 90% des patients (66) et le plus souvent au premier plan. La marche est lente, à petits pas, avec élargissement du polygone de sustentation, demi-tour décomposé et parfois des freezing associés (70).

### ii. Troubles cognitifs

Les patients peuvent présenter un syndrome démentiel frontal de type sous-cortical caractérisé par un dysfonctionnement exécutif et des troubles de la mémoire de récupération. Il peut s'y associer apathie, amotivation et somnolence diurne (71).

### iii. Troubles sphinctériens

Les patients présentent majoritairement des troubles urinaires à type d'urgentes et impériosités mictionnelles, pollakiurie, jusqu'à l'incontinence.

### b) Test diagnostique hydrodynamique

Le principal test diagnostique clinique utilisé en pratique courante est la ponction lombaire déplétive. Elle permet de sélectionner les patients « bon candidats » pour un traitement chirurgical de dérivation. Elle consiste à soustraire 30 à 50 mL de LCS par ponction lombaire. Une amélioration transitoire des symptômes est en faveur du diagnostic et présage d'une probable efficacité d'une dérivation chirurgicale. Il est

rapporté une bonne valeur prédictive positive (92%, IR 73%-100%), mais une sensibilité médiocre (58% ; IR 26%- 87%) (72).

## 2. Imagerie

La modalité d'imagerie privilégiée est l'IRM. Elle permet d'abord d'éliminer une cause obstructive en recherchant un obstacle sur le système ventriculaire et des signes indirects de gradient de pression ventriculo-cisternal. On recherche ensuite des critères d'HCA.

Les critères morphologiques de l'HCA sont principalement liés à l'élargissement du système ventriculaire. Ils sont analysés sur une séquence 3D pondérée en T1.

### a) Dilatation du système ventriculaire

L'aspect morphologique au premier plan dans l'HCA est la dilatation du système ventriculaire.

Elle peut être appréciée par l'**Index d'Evans** :

C'est le rapport entre la largeur maximale des cornes frontales des ventricules latéraux et le diamètre transverse maximal du crâne sur une coupe axiale située 1 centimètre au-dessus du plan bi-commissural (figure 23). Un index d'Evans supérieur à 0,3 est en faveur d'une hydrocéphalie.

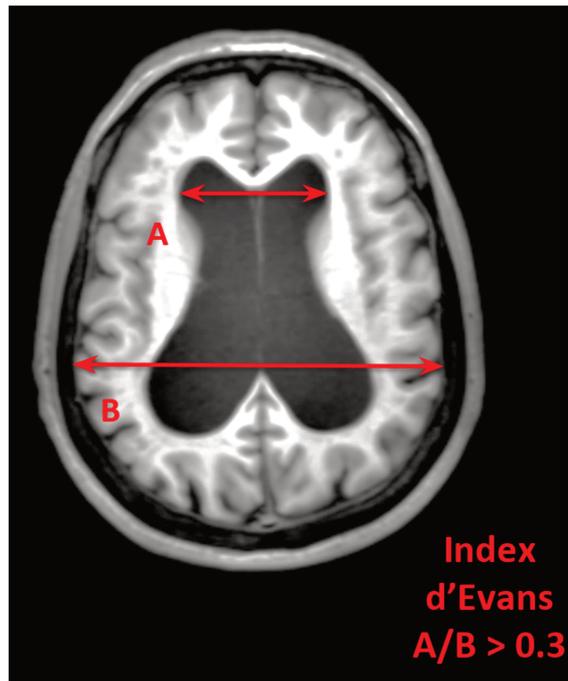


Figure 23 : IRM cérébrale, séquence en pondération T1. Illustration de l'index d'Evans. C'est un marqueur d'hydrocéphalie en cas de valeur supérieure à 0,3.

La dilatation des cornes temporales des ventricules latéraux est aussi un critère en faveur d'une HCA (figure 24) (73).

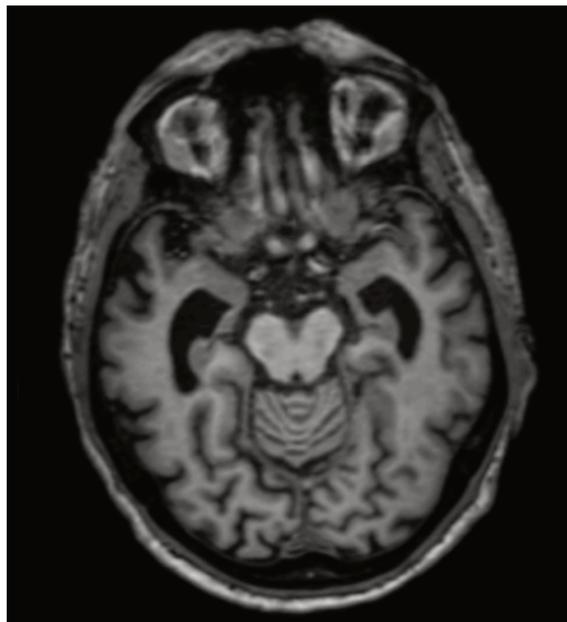


Figure 24 : IRM cérébrale, séquence en pondération T1, coupe axiale. Dilatation des cornes temporales des ventricules latéraux.

L'élargissement du système ventriculaire n'est pas spécifique à l'HCA, on le retrouve dans toutes les pathologies neurodégénératives responsables d'une atrophie cérébrale : maladie d'Alzheimer, paralysie supranucléaire progressive, dégénérescence cortico-basale... D'autres critères morphologiques sont nécessaires pour différencier atrophie cérébrale et HCA.

#### b) Angle calleux

C'est l'angle formé par deux droites tangentes aux bords médians des ventricules latéraux. Il est mesuré sur une coupe coronale perpendiculaire à l'axe bi-commissural au niveau de la commissure postérieure (figure 25). L'élargissement du système ventriculaire et la forme bombée vers le haut du toit des ventricules dans l'HCA sont responsables d'une diminution de l'angle calleux. Une valeur inférieure à 90° est en faveur du diagnostic d'HCA. Ishii et al. ont montré une sensibilité de 97% et une spécificité de 88% pour différencier HCA et maladie d'Alzheimer en utilisant ce seuil (74).

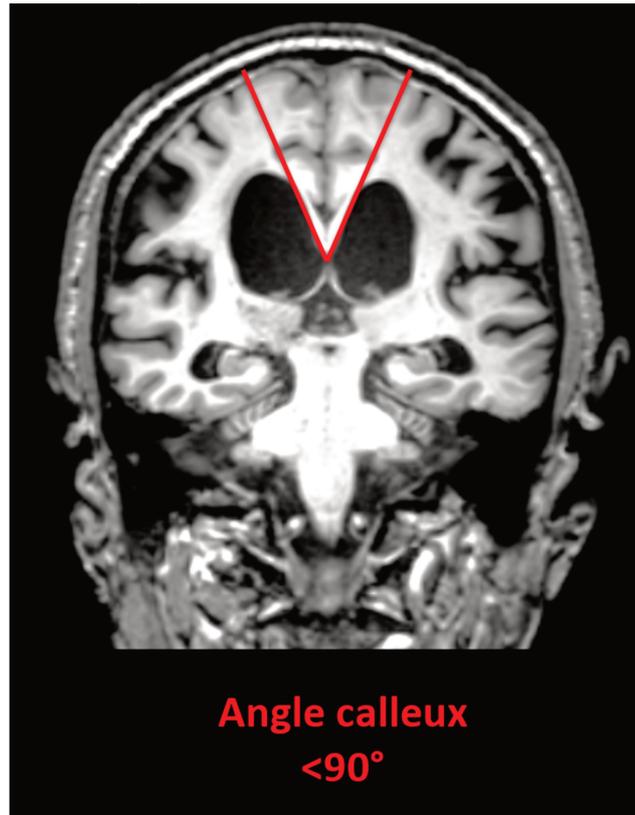


Figure 25 : IRM cérébrale en coupe coronale et en pondération T1. Illustration d'un angle calleux diminué.

c) Disproportion de l'élargissement des espaces sous-arachnoïdiens

C'est le contraste entre l'élargissement des scissures latérales et la raréfaction des espaces liquidiens sous arachnoïdiens des sillons de la convexité, désigné par l'acronyme DESH en anglais pour Disproportionately Enlarged Subarachnoid space Hydrocephalus (figure 26). Cet aspect s'oppose à l'élargissement global des sillons corticaux dans l'atrophie cérébrale.

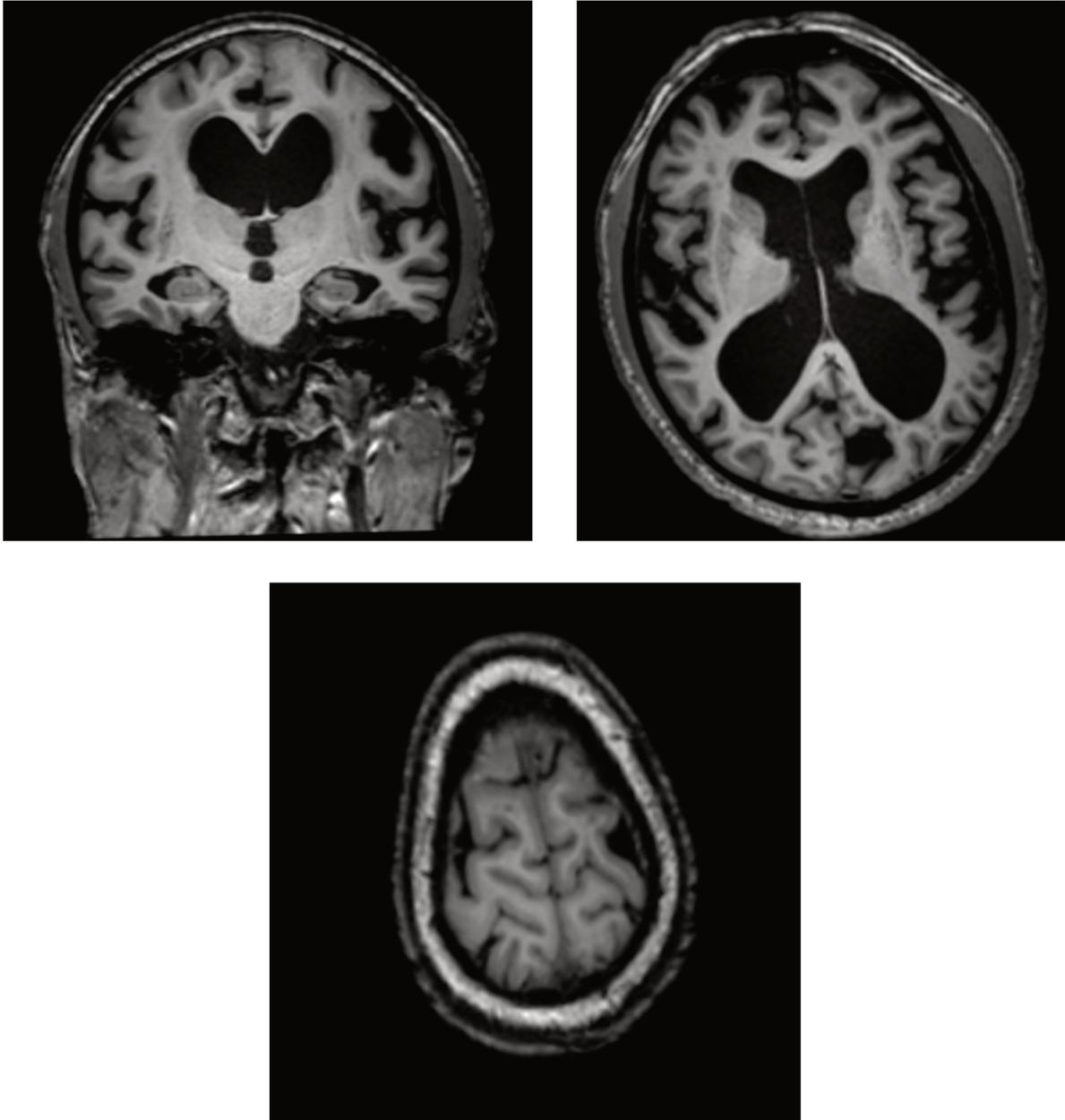


Figure 26 : IRM cérébrale, séquence 3D-T1 en coupe coronale et deux coupes axiales. DESH : élargissement des scissures latérales contrastant avec une raréfaction des espaces liquidiens sous-arachnoïdiens des sillons de la convexité.

d) Hypersignaux FLAIR de la substance blanche périventriculaire

Marqueur associé à l'HCA peu spécifique car souvent retrouvé chez les sujets âgés : ils sont partiellement dus à des signes de résorption trans-épendymaire mais il s'y associe de la leucopathie vasculaire.

Le suivi des patients atteints d'HCA en imagerie repose surtout sur ces critères morphologiques, notamment chez les patients opérés. On compare l'évolution des critères morphologiques d'HCA entre les examens pre et post-opératoires : l'aspect élargi du système ventriculaire, l'index d'Evans, l'angle calleux. Bien que relativement simple cette méthode standard de suivi nécessite de manipuler les images 3D, de les recalculer dans le même plan manuellement et d'effectuer plusieurs mesures. De plus, comme nous le verrons dans la partie « traitement », les variations de taille du système ventriculaire attendues ne sont pas spectaculaires, il est donc parfois difficile d'apprécier l'évolution en la taille du système ventriculaire visuellement.

## **D. Traitement**

Le traitement de l'HCA est chirurgical, il repose sur une chirurgie de dérivation, ou « shunt ».

### **1. Principe**

Il existe trois techniques principales de shunt, toutes ont pour principe la dérivation du LCS de l'espace cérébro-spinal vers un autre site : le shunt ventriculo-péritonéal (le plus utilisé), le shunt lumbo-péritonéal et le shunt ventriculo-atrial. Le shunt ventriculo-péritonéal consiste à mettre en place un cathéter proximal (ou court) dans un ventricule latéral et un cathéter distal (ou long) dans la cavité péritonéale avec une valve de dérivation entre les deux (figure 27).

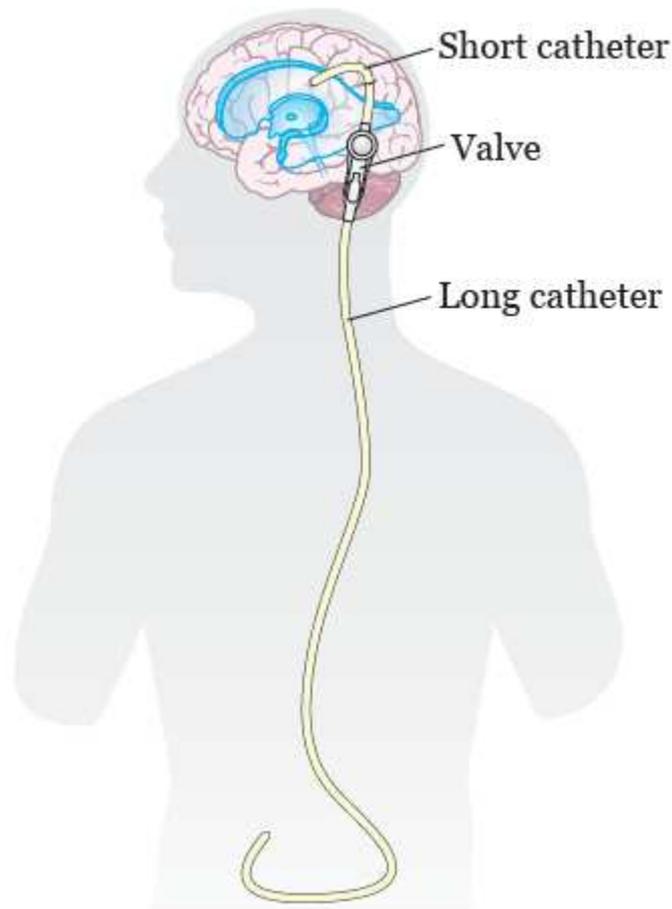


Figure 27 : illustration du principe de shunt ventriculo-péritonéal. « Short catheter » désigne le cathéter court inséré dans un ventricule latéral et « long catheter » le cathéter long dont l'extrémité distale est placée dans la cavité péritonéale.  
*Memorial Sloan Kettering Cancer Center.*

## 2. Complications et réponse au traitement

Les principales complications de la chirurgie de dérivation sont les hématomes sous-duraux (4,5%), les infections (3,5%) et les hématomes intra-parenchymateux (0,2%) (75). Un sur-drainage du LCS peut entraîner une hypotension intracrânienne avec céphalées orthostatiques et risque d'hématome sous-dural. Un sous-drainage est un facteur de non-réponse au traitement. La valve de dérivation doit donc être réglée de façon précise pour éviter le sur ou le sous-drainage. Ainsi, la variation de taille du

système ventriculaire attendue n'est pas spectaculaire et peut être difficile à détecter à l'œil.

L'efficacité thérapeutique est variable, estimée entre 50 et 90% selon les études (75). L'amélioration clinique concerne surtout les troubles de la marche, elle est aléatoire et souvent minime sur les troubles sphinctériens et cognitifs. En cas de non-amélioration clinique post-opératoire il convient de mettre hors de cause un dysfonctionnement de la valve de dérivation (76)(62). Ainsi, en cas de non-amélioration clinique post-opératoire, il est primordial de pouvoir mettre en évidence une diminution en taille du système ventriculaire, même minime, afin de mettre hors de cause une dysfonction de valve.

## **IV – ETUDE : EVALUATION DE LA VALEUR AJOUTEE D’UN OUTIL DE RECALAGE ET SOUSTRACTION AUTOMATIQUE POUR LE SUIVI DE PATIENTS PRESENTANT UNE HYDROCEPHALIE CHRONIQUE DE L’ADULTE OPEREE**

### **A. Introduction**

L’HCA est une cause de handicap du sujet âgé fréquente (68). Cette pathologie dont l’origine est un déséquilibre dans la physiologie du flux du LCS, caractérisée par une diminution de la réabsorption du LCS, à la particularité d’être accessible à un traitement chirurgical. L’âge moyen du début des symptômes est de 75 ans et la prévalence atteint 6% chez les patients de plus de 80 ans (77)(78). Le diagnostic est suspecté devant un début progressif des symptômes de la triade de Hakim et Adams associant, de façon variable, troubles de la marche, troubles cognitifs et troubles sphinctériens (64)(79)(66)(75). En imagerie, la dilatation ventriculaire associée à des anomalies de la répartition du LCS sont les éléments clés du diagnostic. La dilatation concerne l’ensemble du système ventriculaire et est plus marquée pour les ventricules latéraux. La dilatation des ventricules latéraux peut-être évaluée de façon objective par des mesures 2D manuelles : l’index d’Evans (IE), ratio entre la largeur maximale des cornes frontales et le diamètre bi-pariétal en coupe axiale (80); un IE supérieur à 0,3 est en faveur d’une hydrocéphalie, toutes causes confondues ; et l’angle calleux (AC), qui correspond à l’angle formé par le toit des ventricules sur une coupe coronale ; un angle inférieur à 90° est en faveur d’une HCA (81)(82)(83)(84). Dans une étude récente de Miskin et al., la combinaison de ces deux paramètres permettait de différencier HCA et maladie d’Alzheimer avec de bonnes sensibilité et spécificité.

Après chirurgie de dérivation ventriculopéritonéale, une amélioration des symptômes, prédominant sur les troubles de la marche, est observée chez 50 à 70% des patients, influencée par la précocité de la prise en charge et les éventuelles comorbidités. Le sur-drainage est une des complications du traitement qui peut être responsable d'une hypotension intracrânienne et se compliquer d'hématomes sous duraux. Le débit de drainage doit être régulé afin d'éviter cette complication. Ainsi, les variations post-opératoires de taille du système ventriculaire sont modestes et difficiles à évaluer visuellement ou avec des mesures 2D standards. La diminution en taille du système ventriculaire est cependant un bon indicateur du bon fonctionnement de la valve, information importante surtout en cas de non-amélioration clinique postopératoire. Dans ce contexte, nous faisons l'hypothèse qu'un outil automatisé (OA) de recalage et soustraction pourrait faciliter le suivi de la taille du système ventriculaire. L'intérêt de tels outils a déjà été démontré dans le suivi de scléroses en plaques et de tumeurs cérébrales.

L'objectif de notre étude était d'évaluer la valeur ajoutée d'un OA de recalage et soustraction dans le suivi de patients présentant une hydrocéphalie chronique de l'adulte opérée, comparé à une méthode standard incluant interprétation visuelle et mesures 2D classiques.

## B. Matériel et méthodes

### 1. Population

L'étude a été approuvée par un comité de protection des personnes (CPP nord-ouest I ; référence : 110-05). Un consentement éclairé écrit a été recueilli pour l'ensemble des patients ou un de leurs proches. Cette étude est une analyse rétrospective de données acquises de façon prospective. Les patients ont été sélectionnés à partir d'une cohorte de patients présentant une probable HCA ayant été traités par valve de dérivation ventriculo-péritonéale entre mai 2012 et décembre 2015. Les critères d'inclusion étaient tirés de critères diagnostiques internationaux (83):

- âge de plus de 40 ans
- symptômes évoluant depuis plus de 6 mois
- troubles de la marche associés à au moins un autre symptôme (troubles cognitifs et/ou troubles sphinctériens)
- élargissement du système ventriculaire avec  $IE > 0,3$  et  $AC < 90^\circ$

Les critères d'exclusion étaient :

- une cause secondaire d'hydrocéphalie : antécédent de méningite bactérienne, d'hémorragie sous-arachnoïdienne ou de traumatisme crânien grave
- une cause obstructive d'hydrocéphalie : obstacle sur le système ventriculaire en IRM

## 2. IRM

Tous les patients ont bénéficié d'une IRM préopératoire 3 mois avant la chirurgie et d'une IRM post-opératoire 4 mois après la chirurgie. Tous les examens ont été réalisés sur la même IRM 3 Tesla (Philips Achieva, Philips Medical Systems, Best, The Netherlands). Le protocole incluait une séquence 3DT1 écho de gradient (3DT1 Turbo Field Echo en coupes sagittales ; TR=9,8ms ; TE=4,6ms ; angle de bascule=8° ; épaisseur de coupes=0,9mm ; matrice=228x220 ; FOV=200mmx238mm ; temps d'acquisition=6min11s).

## 3. Analyse des images

### a) Évaluation standard

Pour chaque patient, la taille des ventricules latéraux était comparée sur les séquences 3DT1 pré et post-opératoires par deux lecteurs indépendants, un neuroradiologue junior et un sénior, en aveugle des données cliniques, en utilisant une méthode standard avec : comparaison visuelle, mesure de l'angle calleux et index d'Evans (figure 28). L'angle calleux était mesuré dans un plan perpendiculaire au plan commissure antérieure – commissure postérieure, au niveau de la commissure postérieure (81). L'index d'Evans était défini par le ratio entre la largeur maximale des cornes frontales des ventricules latéraux et la diamètre interne maximal du crâne en coupe axiale. L'interprétation finale de variation de taille du système ventriculaire était cotée sur une échelle semi quantitative en 5 points : -2 = diminution importante ; -1 = diminution modérée ; 0 = stabilité ; +1 = augmentation modérée ; +2 = augmentation

importante. La confiance diagnostique était autoévaluée sur une échelle semi-quantitative de 1 à 5. La durée d'interprétation était mesurée pour chaque patient.

b) Évaluation à l'aide d'un outil automatisé de recalage et soustraction des images IRM

Après un mois de délai, les images 3DT1 étaient de nouveau comparées par les deux lecteurs indépendants en utilisant un outil automatisé de recalage et soustraction : LoBI (Longitudinal Brain Imaging) sur IntelliSpace Portal (Philips Achieva, Philips Medical Systems, Best, The Netherlands) (figure 28). Les images 3DT1 sont recalées automatiquement selon une méthode de recalage rigide basé sur le principe de l'information mutuelle. Les intensités des images sont ensuite soustraites pour générer une carte paramétrique colorimétrique de la variation de l'intensité du signal entre images pré et post-opératoires. Pour chaque patient la qualité du recalage automatique était vérifiée visuellement, aucune correction manuelle n'a été nécessaire. Les cartes paramétriques étaient interprétées visuellement et les variations en taille du système ventriculaire étaient évaluées pour 7 régions d'intérêt (cornes frontales, corps ventriculaires, carrefours ventriculaires, cornes temporales, cornes occipitales, 3<sup>ème</sup> ventricule et 4<sup>ème</sup> ventricule) selon une échelle semi-quantitative en 5 points (-2 = diminution importante à +2 = augmentation importante). L'interprétation globale de variation de taille et le score de confiance diagnostique étaient cotés selon la même échelle semi-quantitative que pour la méthode standard. La durée d'interprétation était mesurée pour chaque patient.

c) Référence standard : variation de la surface ventriculaire

La référence standard était la mesure de variation de surface ventriculaire par segmentation manuelle, réalisée par un troisième neuroradiologue (sénior), en aveugle des données cliniques. Une étude a montré une excellente corrélation entre la surface ventriculaire mesurée sur une seule coupe axiale et le volume ventriculaire total (84). Une réduction d'au moins 5% de la surface ventriculaire sur l'examen post-opératoire était considérée comme significative.

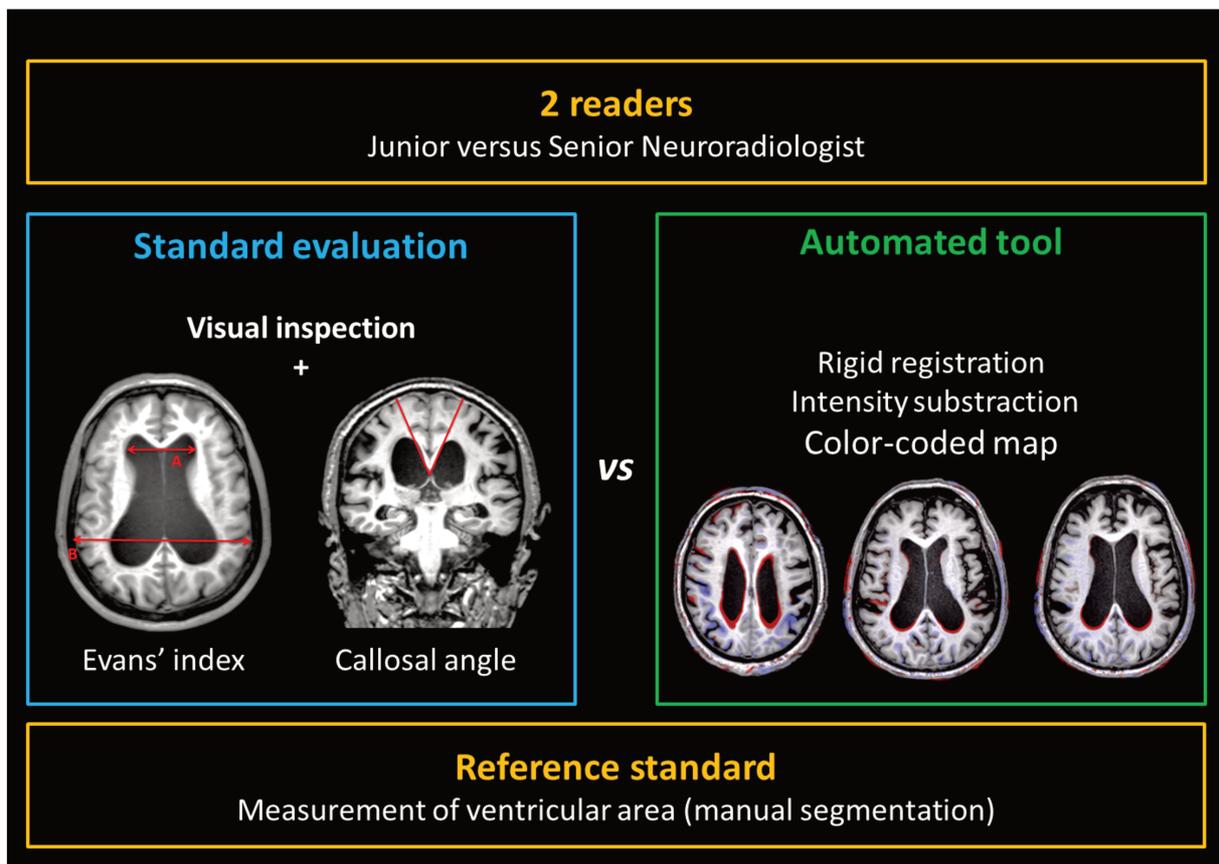


Figure 28 : illustration du protocole de comparaison méthode standard / méthode utilisant un outil automatisé.

#### 4. Analyse statistique

Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel SPSS version 26 (IMP corp., Armonk, NY, USA). Les données quantitatives sont présentées sous forme de moyennes +/- déviations standard (ds). L'interprétation finale, les scores de confiance diagnostique et les temps d'interprétation avec la méthode standard et l'OA ont été comparés grâce à un test t de Student pour échantillons appariés. La sensibilité pour identifier une réduction de taille ventriculaire était calculée en faisant le ratio entre les cas positifs correctement identifiés pour la méthode évaluée (score d'interprétation de -2 ou -1) et le nombre total de cas positifs d'après la référence standard. L'accord inter-observateur était évalué en calculant le kappa pondéré. Une valeur de *P* inférieure à 0,05 était considérée comme statistiquement significative.

#### **C. Résultats**

45 patients avec une HCA probable traités par chirurgie de dérivation ont été inclus (hommes, n=39 ; âge moyen = 72 ans). La surface ventriculaire préopératoire était de 40,90 (+/- 12,10) cm<sup>2</sup> et était significativement plus basse après opération : surface ventriculaire post-opératoire = 38,48 (+/- 11,78) cm<sup>2</sup> ; p<0,001. Une réduction de surface ventriculaire significative était observée chez 30/45 patients (66,67%).

#### **Méthode standard vs Méthode utilisant l'outil automatisé**

Après chirurgie, l'IE était significativement plus bas et l'AC significativement plus ouvert (tableau 1).

**Tableau 1 : Mesures 2D standards sur les IRM pré et post-opératoires**

	IE	AC
<b>Junior</b>		
Pré-opératoire	0,399 (+/- 0,067)	58,7° (+/- 19,3)
Post-opératoire	0,390 (+/- 0,063)	66,8° (+/- 21,2)
Variation	-0,009 (+/- 0,016)	+8,0° (+/- 8,2)
<i>P</i>	0,005	<0,001
<b>Sénior</b>		
Pré-opératoire	0,413 (+/- 0,063)	55,7° (+/-16,2)
Post-opératoire	0,404 (+/- 0,063)	65,0° (+/-18,2)
Variation	-0,009 (+/- 0,015)	+9,3° (+/-7,6)
<i>P</i>	<0,001	<0,001

Abréviations : IE = Index d'Evans ; AC = Angle Calleux

Comparé à l'évaluation standard (tableau 2) :

- (a) Le score d'interprétation moyen était significativement plus bas en utilisant l'OA pour les deux lecteurs (figure 29A) : junior = -1,00 (+/- 0,64) contre -0,76 (+/- 0,74) ;  $p=0,047$  et sénior = -1,18 (+/-0,61) contre -0,73 (+/-0,54) ;  $p<0,001$  (figure x). Cela se traduisait par une meilleure sensibilité pour la détection d'une réduction de taille ventriculaire avec l'OA, en particulier pour le junior : 26/30 = 86,7% [IC95% = 70,3 ; 94,7] contre 21/30 = 70,0% [52,1 ; 83,3] pour le junior et 27/30 = 90% [74,4 ; 96,5] contre 24/30 = 80,0% [62,7 ; 90,5] pour le sénior.
- (b) Les scores de confiance diagnostique moyens étaient significativement plus élevés avec l'OA : 4,8 (+/- 0,4) contre 3,0 (+/-0,7) ;  $p<0,001$  pour le junior et 4,7 (+/-0,5) contre 3,2 (+/-0,8) ;  $p<0,001$  pour le sénior (figure 29B).
- (c) Le temps d'interprétation moyen était significativement plus bas avec l'OA : 1,0 (+/-0,2) contre 4,4(+/-0,4) pour le junior et 1,8 (+/-0,6) contre 4,7(+/-0,8) minutes ;  $p<0,001$  pour le sénior.

(d) Pour finir, l'accord inter observateur était bon avec l'OA (kappa pondéré = 0,673 [IC95%=0,555 ; 0,904]) alors qu'il était bas avec la méthode standard (kappa pondéré = 0,164 [IC95%=-0,067; 0,399]).

**Tableau 2 : Comparaison entre méthode standard et méthode utilisant l'OA**

	Méthode standard	Méthode utilisant l'OA	P
<b>Score d'interprétation</b>			
Junior	-0,76 (+/- 0,74)	-1,00 (+/- 0,64)	0,047
Senior	-0,73 (+/- 0,54)	-1,18 (+/- 0,61)	<0,001
<b>Score de confiance</b>			
Junior	3,0 (+/- 0,7)	4,8 (+/- 0,4)	<0,001
Senior	3,2 (+/- 0,8)	4,7 (+/- 0,5)	<0,001
<b>Temps d'interprétation</b>			
Junior	4,4(+/- 0,4) min	1,0(+/- 0,2) min	<0,001
Senior	4,7(+/- 0,8) min	1,8 (+/- 0,6) min	<0,001

Abréviation : OA = outil automatisé

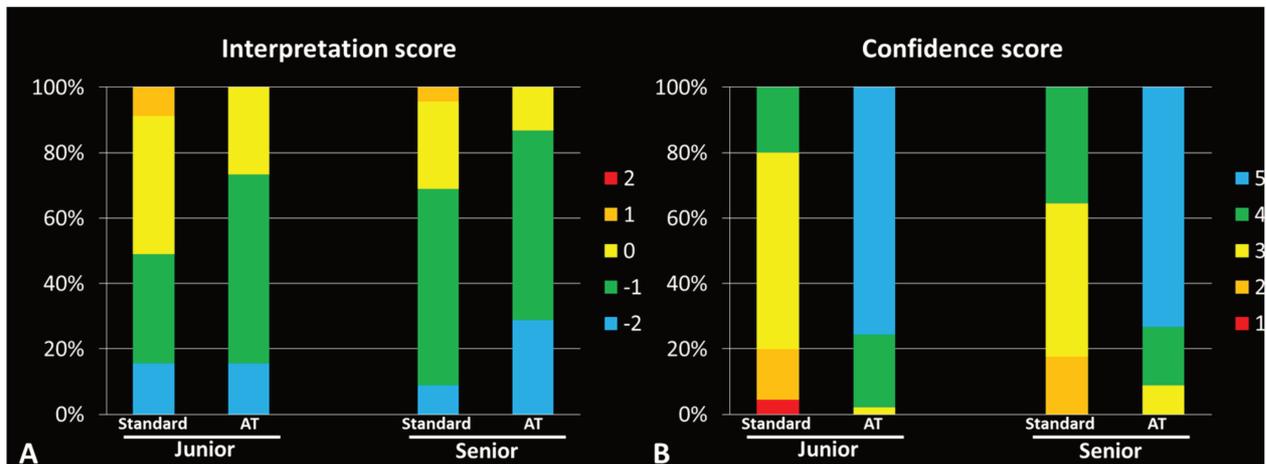


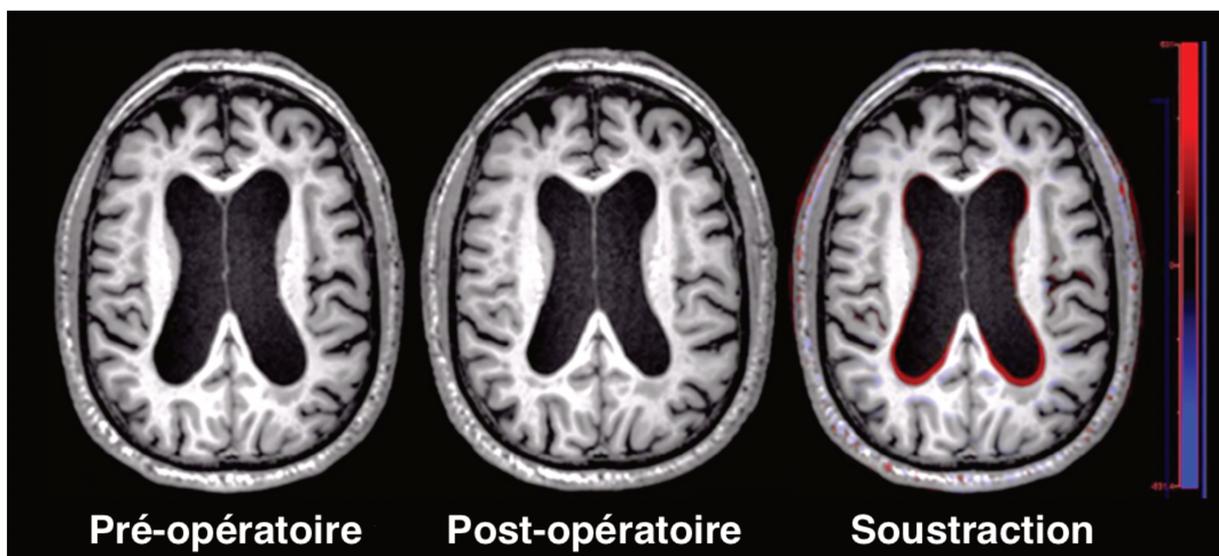
Figure 29 : A = répartition des scores d'interprétation selon la méthode standard et la méthode utilisant l'OA pour le junior et pour le sénior. B = répartition des scores de confiance diagnostique d'interprétation selon la méthode standard et la méthode utilisant l'OA pour le junior et pour le sénior.

## Analyse régionale en utilisant l'outil automatisé

L'analyse régionale a montré que la diminution de taille n'était pas homogène au sein du système ventriculaire (tableau 3). Les modifications les plus importantes concernaient les corps et les carrefours ventriculaires. Au contraire, les cornes temporales et frontales n'étaient pas significativement modifiées (figure 30).

**Tableau 3 : Analyse régionale d'après la méthode utilisant l'outil automatisé**

Région d'intérêt	Junior	Sénior
Cornes frontales	-0,2 (+/-0,4)	-0,3 (+/-0,6)
Corps ventriculaires	-1,1 (+/-0,6)	-1,6 (+/-0,7)
Carrefours ventriculaires	-1,0 (+/-0,6)	-1,5 (+/-0,7)
Cornes temporales	-0,2 (+/-0,4)	-0,5 (+/-0,6)
Cornes occipitales	-0,6 (+/-0,5)	-1,1 (+/-0,8)
3 <sup>ème</sup> ventricule	0,0 (+/-0,2)	-0,2 (+/-0,4)
4 <sup>ème</sup> ventricule	0,0 (+/-0,3)	-0,1 (+/-0,4)



## D. Discussion

Sur une cohorte de 45 patients présentant une probable HCA traités par chirurgie de dérivation nous avons montré l'utilité d'une méthode d'interprétation utilisant un outil automatisé pour le suivi de la taille ventriculaire. La méthode utilisant un OA améliore la sensibilité pour la détection d'une diminution en taille du système ventriculaire pour le radiologue junior, améliore la confiance diagnostique pour les deux lecteurs, améliore l'accord inter-observateur tout en réduisant le temps d'interprétation.

Les limites de l'interprétation visuelle dans le suivi des patients présentant une HCA ont déjà été rapportées. Par exemple, Anderson et al. ont montré que la méthode standard visuelle n'était capable de mettre en évidence une diminution en taille du volume ventriculaire que dans 27% des cas, contre 91% en utilisant la volumétrie 3D (85). Bien que beaucoup plus sensible, l'analyse volumétrique a les inconvénients majeurs d'être très longue à réaliser et de nécessiter le transfert des images vers des consoles dédiées, ce qui la rend inutilisable en pratique quotidienne. A l'inverse, l'interprétation basée sur l'utilisation d'un outil automatisé est réalisable directement sur la console d'interprétation et ne requiert pas de formation particulière. Cette méthode s'avère très adaptée au travail d'interprétation du radiologue, qui est très souvent interrompu (86).

Les mesures manuelles 2D sont aussi largement utilisées et faciles à réaliser (81). En accord avec les données de la littérature (82), nous avons montré que les variations post-opératoires étaient mal représentées par l'index d'Evans, avec des variations faibles qui pourraient ne pas compenser les erreurs de mesure. Ces résultats sont en accords avec ceux de Virrhammar et al. qui ont récemment estimé que les variations du diamètre maximal des cornes frontales étaient approximativement de 0,9mm (82).

À l'inverse, les variations étaient beaucoup plus évidentes pour l'angle calleux (+8 à 9° dans notre étude, +11° dans l'étude de Virrhammar et al. (82)). Cette contradiction pourrait refléter l'hétérogénéité régionale dans les variations de volume ventriculaire, hypothèse confirmée par l'interprétation basée sur l'utilisation de l'OA. En effet, les variations de volume étaient plus importantes pour les corps et les carrefours ventriculaires, où l'angle calleux est mesuré, que pour les cornes frontales, où l'index d'Evans est mesuré.

Enfin, l'analyse basée sur l'utilisation de l'OA a montré un bon accord inter-observateur, paramètre essentiel au suivi du patient. L'accord inter-observateur très bas pour la méthode standard peut paraître surprenant. Il convient de rappeler que, dans la littérature, les accords inter-observateurs sont souvent calculés à partir d'une seule mesure. Pour notre étude, comme en pratique quotidienne, pour faire une comparaison, la mesure était répétée deux fois, multipliant le risque d'erreur.

Notre travail n'est pas sans limite. La taille de la population étudiée était limitée et les résultats doivent être confirmés sur une population plus importante.

Dans notre étude, l'outil automatisé était utilisé dans les conditions optimales : comparaison des mêmes séquences réalisées sur la même machine en pré et post-opératoire. En pratique quotidienne, il arrive souvent que nous ayons à comparer des examens réalisés dans des centres différents, ce qui réduirait probablement les performances de l'outil automatisé.

Notre travail était focalisé sur l'évaluation de la taille ventriculaire alors que d'autres biomarqueurs, tels que la modification des espaces sous-arachnoïdiens (87)(88)(89), pourraient avoir leur intérêt. L'élargissement post-opératoire des scissures supra-sylviennes a été rapporté comme un facteur associé à la réponse thérapeutique (90).

Cependant, la méthode de recalage de l'OA que nous avons utilisé possède des performances bien plus limitées pour le recalage de la surface corticale cérébrale.

Pour finir, les variations morphologiques n'étaient pas corrélées à la sévérité des symptômes dans notre étude.

## **E. Conclusion**

Dans le suivi de patients présentant une probable HCA, l'utilisation d'un outil automatisé réduit le temps d'interprétation tout en améliorant la confiance diagnostique, l'accord inter-observateur et la sensibilité, surtout pour les radiologues juniors.

## REFERENCES

1. Röntgen WC. Ueber eine neue Art von Strahlen. *Ann Phys.* 1898;300(1):12-7.
2. The Nobel Prize in Physics 1901 [Internet]. NobelPrize.org. [cité 13 juin 2020]. Disponible sur: <https://www.nobelprize.org/prizes/physics/1901/summary/>
3. Adam J-F. Radiologie conventionnelle analogique et numérique. 2007;107.
4. RADIOLOGIE NUMERIQUE - Le numérique devient conventionnel ! [Internet]. [cité 8 juill 2020]. Disponible sur: <http://www.sfrnet.org/sfr/professionnels/2-infos-professionnelles/10-rsna/bourse-sfr-guerbet/2003/aspect-technologique/article.phtml?id=rc%2Forg%2Fsfrnet%2Fhtm%2FArticle%2F2004%2Fmie-20040223-000000-07586>
5. Abattan S, De Guire L. Virage de la radiographie argentique vers la radiographie numérique pour le dépistage des pneumoconioses à l'Institut national de santé publique du Québec. [Internet]. Sainte-Foy: Institut national de santé publique du Québec; 2014 [cité 8 juill 2020]. Disponible sur: <http://public.ebookcentral.proquest.com/choice/publicfullrecord.aspx?p=3295594>
6. Images des mathématiques [Internet]. [cité 8 juill 2020]. Disponible sur: <https://images.math.cnrs.fr/Le-theoreme-de-Radon.html>
7. Damadian R. Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance. *Science.* 19 mars 1971;171(3976):1151-3.
8. Lauterbur PC. Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance. *Nature.* mars 1973;242(5394):190-1.
9. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys C Solid State Phys.* févr 1977;10(3):L55–L58.
10. Castellino RA. Computer aided detection (CAD): an overview. *Cancer Imaging.* 23 août 2005;5(1):17-9.
11. van den Heuvel TLA, van der Eerden AW, Manniesing R, Ghafoorian M, Tan T, Andriessen TMJC, et al. Automated detection of cerebral microbleeds in patients with Traumatic Brain Injury. *NeuroImage Clin.* 2 juill 2016;12:241-51.
12. Hamon M, Coskun O, Courthéoux P, Théron J, Leclerc X. neuroradiologie - IRM de diffusion du système nerveux central : applications cliniques. /data/revues/02210363/00860004/369/ [Internet]. 10 avr 2008 [cité 20 juin 2020]; Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/en/article/138748>
13. Marks MP, Crespigny A de, Lentz D, Enzmann DR, Albers GW, Moseley ME. Acute and chronic stroke: navigated spin-echo diffusion-weighted MR imaging. *Radiology* [Internet]. 1 mai 1996 [cité 7 juill 2020]; Disponible sur: <https://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/radiology.199.2.8668785>
14. Grand S, Lefournier V, Krainik A, Bessou P, Tropes I, Chabardes S, et al. le point sur... - Imagerie de perfusion : principes et applications cliniques. *Datarevues0221036300883-C2444* [Internet]. 19 mars 2008 [cité 20 juin 2020]; Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/en/article/122157>
15. IRM fonctionnelle cérébrale : bases physiologiques, techniques et méthodologiques, et applications cliniques. /data/revues/02210363/00810006/717/ [Internet]. 20 mars 2008 [cité 20 juin 2020]; Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/en/article/122934>
16. Roessler K, Donat M, Lanzenberger R, Novak K, Geissler A, Gartus A, et al. Evaluation of preoperative high magnetic field motor functional MRI (3 Tesla) in glioma patients by navigated electrocortical stimulation and postoperative outcome. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1 août 2005;76(8):1152-7.
17. Baciú MV, Watson JM, Maccotta L, McDermott KB, Buckner RL, Gilliam FG, et

- al. Evaluating functional MRI procedures for assessing hemispheric language dominance in neurosurgical patients. *Neuroradiology*. 1 nov 2005;47(11):835-44.
18. Nauroy J. Traitements interactifs d'images radiologiques et leurs applications cliniques. :269.
  19. Weizman L, Sira LB, Joskowicz L, Rubin DL, Yeom KW, Constantini S, et al. Semiautomatic segmentation and follow-up of multicomponent low-grade tumors in longitudinal brain MRI studies. *Med Phys*. 1 mai 2014;41(5):052303.
  20. Meier R, Knecht U, Loosli T, Bauer S, Slotboom J, Wiest R, et al. Clinical Evaluation of a Fully-automatic Segmentation Method for Longitudinal Brain Tumor Volumetry. *Sci Rep*. 22 mars 2016;6(1):23376.
  21. Eisenhauer EA, Therasse P, Bogaerts J, Schwartz LH, Sargent D, Ford R, et al. New response evaluation criteria in solid tumours: Revised RECIST guideline (version 1.1). *Eur J Cancer*. 1 janv 2009;45(2):228-47.
  22. Wen et al. - 2010 - Updated Response Assessment Criteria for High-Grad.pdf [Internet]. [cité 6 oct 2020]. Disponible sur: <https://www.neuroradiologi.dk/onewebmedia/Updated%20RANO.pdf>
  23. Dubois B, Feldman HH, Jacova C, Cummings JL, DeKosky ST, Barberger-Gateau P, et al. Revising the definition of Alzheimer's disease: a new lexicon. *Lancet Neurol*. 1 nov 2010;9(11):1118-27.
  24. Jack CR, Petersen RC, O'Brien PC, Tangalos EG. MR-based hippocampal volumetry in the diagnosis of Alzheimer's disease. *Neurology*. 1 janv 1992;42(1):183-183.
  25. Mårtensson G, Håkansson C, Pereira JB, Palmqvist S, Hansson O, Westen D van, et al. Medial temporal atrophy in preclinical dementia: visual and automated assessment during six year follow-up. *bioRxiv*. 6 mars 2020;2020.03.05.979229.
  26. Barber PA, Demchuk AM, Zhang J, Buchan AM. Validity and reliability of a quantitative computed tomography score in predicting outcome of hyperacute stroke before thrombolytic therapy. *The Lancet*. 13 mai 2000;355(9216):1670-4.
  27. Kakuda W, Lansberg MG, Thijs VN, Kemp SM, Bammer R, Wechsler LR, et al. Optimal Definition for PWI/DWI Mismatch in Acute Ischemic Stroke Patients. *J Cereb Blood Flow Metab*. 1 mai 2008;28(5):887-91.
  28. Lansberg MG, Straka M, Kemp S, Mlynash M, Wechsler LR, Jovin TG, et al. MRI profile and response to endovascular reperfusion after stroke (DEFUSE 2): a prospective cohort study. *Lancet Neurol*. 1 oct 2012;11(10):860-7.
  29. Straka M, Albers GW, Bammer R. Real-time diffusion-perfusion mismatch analysis in acute stroke. *J Magn Reson Imaging*. 2010;32(5):1024-37.
  30. Saver Jeffrey L. Time Is Brain—Quantified. *Stroke*. 1 janv 2006;37(1):263-6.
  31. Albers GW, Marks MP, Kemp S, Christensen S, Tsai JP, Ortega-Gutierrez S, et al. Thrombectomy for Stroke at 6 to 16 Hours with Selection by Perfusion Imaging. *N Engl J Med*. 22 févr 2018;378(8):708-18.
  32. Techniques d'évaluation du degré de sténose de l'artère carotide. /data/revues/01509861/00280001/17/ [Internet]. 10 mars 2008 [cité 16 juin 2020]; Disponible sur: <https://www.em-consulte.com/en/article/119638>
  33. Tsiflikas I, Biermann C, Thomas C, Ketelsen D, Claussen CD, Heuschmid M. Carotid artery stenosis: performance of advanced vessel analysis software in evaluating CTA. *Eur J Radiol*. sept 2012;81(9):2255-9.
  34. Zaharchuk G, Gong E, Wintermark M, Rubin D, Langlotz CP. Deep Learning in Neuroradiology. *Am J Neuroradiol*. 1 oct 2018;39(10):1776-84.
  35. Wang S, Su Z, Ying L, Peng X, Zhu S, Liang F, et al. ACCELERATING MAGNETIC RESONANCE IMAGING VIA DEEP LEARNING. *Proc IEEE Int Symp*

Biomed Imaging. avr 2016;2016:514-7.

36. Chen H, Zhang Y, Kalra MK, Lin F, Chen Y, Liao P, et al. Low-Dose CT with a Residual Encoder-Decoder Convolutional Neural Network (RED-CNN). *IEEE Trans Med Imaging*. déc 2017;36(12):2524-35.
37. (ISMRM 2017) Boosting SNR and/or Resolution of Arterial Spin Label (ASL) imaging using Multi-contrast Approaches with Multi-lateral Guided Filter and Deep Networks [Internet]. [cité 24 juin 2020]. Disponible sur: <http://archive.ismrm.org/2017/3983.html>
38. Vemulapalli R, Nguyen HV, Zhou SK. Chapter 16 - Deep Networks and Mutual Information Maximization for Cross-Modal Medical Image Synthesis. In: Zhou SK, Greenspan H, Shen D, éditeurs. *Deep Learning for Medical Image Analysis* [Internet]. Academic Press; 2017 [cité 25 juin 2020]. p. 381-403. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128104088000225>
39. Han X. MR-based synthetic CT generation using a deep convolutional neural network method. *Med Phys*. 2017;44(4):1408-19.
40. Dou Q, Chen H, Yu L, Zhao L, Qin J, Wang D, et al. Automatic Detection of Cerebral Microbleeds From MR Images via 3D Convolutional Neural Networks. *IEEE Trans Med Imaging*. mai 2016;35(5):1182-95.
41. Chen L, Bentley P, Rueckert D. Fully automatic acute ischemic lesion segmentation in DWI using convolutional neural networks. *NeuroImage Clin*. 13 juin 2017;15:633-43.
42. Maier O, Schröder C, Forkert ND, Martinetz T, Handels H. Classifiers for Ischemic Stroke Lesion Segmentation: A Comparison Study. *PLoS ONE* [Internet]. 16 déc 2015 [cité 25 juin 2020];10(12). Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4687679/>
43. Nielsen A. Deep learning: Utilizing the potential in data bases to predict individual outcome in acute stroke [Internet]. [cité 25 juin 2020]. Disponible sur: <http://indexsmart.mirasmart.com/ISMRM2017/PDFfiles/5665.html>
44. Korfiatis P, Kline TL, Erickson BJ. Automated Segmentation of Hyperintense Regions in FLAIR MRI Using Deep Learning. *Tomography*. déc 2016;2(4):334-40.
45. Menze BH, Jakab A, Bauer S, Kalpathy-Cramer J, Farahani K, Kirby J, et al. The Multimodal Brain Tumor Image Segmentation Benchmark (BRATS). *IEEE Trans Med Imaging*. oct 2015;34(10):1993-2024.
46. Chang PD. Fully Convolutional Deep Residual Neural Networks for Brain Tumor Segmentation. In: Crimi A, Menze B, Maier O, Reyes M, Winzeck S, Handels H, éditeurs. *Brainlesion: Glioma, Multiple Sclerosis, Stroke and Traumatic Brain Injuries*. Cham: Springer International Publishing; 2016. p. 108-18. (Lecture Notes in Computer Science).
47. Shi J, Zheng X, Li Y, Zhang Q, Ying S. Multimodal Neuroimaging Feature Learning With Multimodal Stacked Deep Polynomial Networks for Diagnosis of Alzheimer's Disease. *IEEE J Biomed Health Inform*. janv 2018;22(1):173-83.
48. Scherer Moritz, Cordes Jonas, Younsi Alexander, Sahin Yasemin-Aylin, Götz Michael, Möhlenbruch Markus, et al. Development and Validation of an Automatic Segmentation Algorithm for Quantification of Intracerebral Hemorrhage. *Stroke*. 1 nov 2016;47(11):2776-82.
49. Phan A-C, Vo V-Q, Phan T-C. Automatic Detection and Classification of Brain Hemorrhages. In: Nguyen NT, Hoang DH, Hong T-P, Pham H, Trawiński B, éditeurs. *Intelligent Information and Database Systems* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2018 [cité 25 juin 2020]. p. 417-27. (Lecture Notes in Computer Science; vol. 10752). Disponible sur: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-75420-8\\_40](http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-75420-8_40)

50. Plis SM, Hjelm DR, Salakhutdinov R, Allen EA, Bockholt HJ, Long JD, et al. Deep learning for neuroimaging: a validation study. *Front Neurosci* [Internet]. 20 août 2014 [cité 10 mai 2020];8. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4138493/>
51. Mazeau L. Intelligence artificielle et responsabilité civile : Le cas des logiciels d'aide à la décision en matière médicale. *Rev Prat Prospect Innov*. avr 2018;(1):38–43.
52. avis\_130.pdf [Internet]. [cité 1 juill 2020]. Disponible sur: [https://www.ccne-ethique.fr/sites/default/files/avis\\_130.pdf](https://www.ccne-ethique.fr/sites/default/files/avis_130.pdf)
53. Gong B, Nugent JP, Guest W, Parker W, Chang PJ, Khosa F, et al. Influence of Artificial Intelligence on Canadian Medical Students' Preference for Radiology Specialty: A National Survey Study. *Acad Radiol*. 1 avr 2019;26(4):566-77.
54. Collado-Mesa F, Alvarez E, Arheart K. The Role of Artificial Intelligence in Diagnostic Radiology: A Survey at a Single Radiology Residency Training Program. *J Am Coll Radiol*. 1 déc 2018;15(12):1753-7.
55. Pinto dos Santos D, Giese D, Brodehl S, Chon SH, Staab W, Kleinert R, et al. Medical students' attitude towards artificial intelligence: a multicentre survey. *Eur Radiol*. 1 avr 2019;29(4):1640-6.
56. Pesapane F, Codari M, Sardanelli F. Artificial intelligence in medical imaging: threat or opportunity? Radiologists again at the forefront of innovation in medicine. *Eur Radiol Exp* [Internet]. 24 oct 2018 [cité 4 mai 2020];2. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6199205/28688.pdf> [Internet]. [cité 1 juill 2020]. Disponible sur: <https://www.edimark.fr/Front/frontpost/getfiles/28688.pdf>
57. Freeman L, Louapre C, Galanaud D, Stankoff B. Imagerie du système nerveux central dans la sclérose en plaques. *Presse Médicale*. 1 mars 2010;39(3):349-58.
58. Pregliasco AG, Collin A, Guéguen A, Metten MA, Aboab J, Deschamps R, et al. Improved Detection of New MS Lesions during Follow-Up Using an Automated MR Coregistration-Fusion Method. *Am J Neuroradiol*. 1 juill 2018;39(7):1226-32.
59. Cordero Tous N, Román Cutillas AM, Jorques Infante AM, Olivares Granados G, Saura Rojas JE, Iañez Velasco B, et al. Hidrocefalia crónica del adulto: diagnóstico, tratamiento y evolución. Estudio prospectivo. *Neurocirugía*. 1 mai 2013;24(3):93-101.
60. Raftopoulos C, Massager N, Baleriaux D, Deleval J, Clarysse S, Brotchi J. Prospective Analysis by Computed Tomography and Long-term Outcome of 23 Adult Patients with Chronic Idiopathic Hydrocephalus. *Neurosurgery*. 1 janv 1996;38(1):51-9.
61. Klinge P, Marmarou A, Bergsneider M, Relkin N, Black PM. Outcome of Shunting in Idiopathic Normal-pressure Hydrocephalus and the Value of Outcome Assessment in Shunted Patients. *Neurosurgery*. 1 sept 2005;57(suppl\_3):S2-40-S2-52.
62. Bret P, Chazal J, Janny P, Renaud B, Tommasi M, Lemaire JJ, et al. [Chronic hydrocephalus in adults]. *Neurochirurgie*. 1990;36 Suppl 1:1-159.
63. Adams RD, Fisher CM, Hakim S, Ojemann RG, Sweet WH. Symptomatic Occult Hydrocephalus with Normal Cerebrospinal-Fluid Pressure. *N Engl J Med*. 15 juill 1965;273(3):117-26.
64. Bret P, Guyotat J, Chazal J. Is normal pressure hydrocephalus a valid concept in 2002? A reappraisal in five questions and proposal for a new designation of the syndrome as "chronic hydrocephalus". *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1 juill 2002;73(1):9-12.

66. Hashimoto M, Ishikawa M, Mori E, Kuwana N, The study of INPH on neurological improvement (SINPHONI). Diagnosis of idiopathic normal pressure hydrocephalus is supported by MRI-based scheme: a prospective cohort study. *Cerebrospinal Fluid Res.* 31 oct 2010;7(1):18.
67. Jaraj D, Rabiei K, Marlow T, Jensen C, Skoog I, Wikkelsø C. Prevalence of idiopathic normal-pressure hydrocephalus. *Neurology.* 22 avr 2014;82(16):1449-54.
68. Brean A, Eide PK. Prevalence of probable idiopathic normal pressure hydrocephalus in a Norwegian population. *Acta Neurol Scand.* 2008;118(1):48-53.
69. Silverberg GD. Normal pressure hydrocephalus (NPH): ischaemia, CSF stagnation or both. *Brain.* 1 mai 2004;127(5):947-8.
70. Trouble de la marche et de l'équilibre [Internet]. Collège des Enseignants de Neurologie. 2016 [cité 10 août 2020]. Disponible sur: <https://www.cen-neurologie.fr/deuxi%C3%A8me-cycle/trouble-marche-l%C3%A9quilibre>
71. Thomas G, McGirt MJ, Woodworth G, Heidler J, Rigamonti D, Hillis AE, et al. Baseline Neuropsychological Profile and Cognitive Response to Cerebrospinal Fluid Shunting for Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus. *Dement Geriatr Cogn Disord.* 2005;20(2-3):163-8.
72. Mihalj M, Dolić K, Kolić K, Ledenko V. CSF tap test — Obsolete or appropriate test for predicting shunt responsiveness? A systemic review. *J Neurol Sci.* 15 mars 2016;362:78-84.
73. Kockum K, Lilja-Lund O, Larsson E-M, Rosell M, Söderström L, Virhammar J, et al. The idiopathic normal-pressure hydrocephalus Radscale: a radiological scale for structured evaluation. *Eur J Neurol.* 2018;25(3):569-76.
74. Ishii K, Kanda T, Harada A, Miyamoto N, Kawaguchi T, Shimada K, et al. Clinical impact of the callosal angle in the diagnosis of idiopathic normal pressure hydrocephalus. *Eur Radiol.* 24 mai 2008;18(11):2678.
75. Toma AK, Stapleton S, Papadopoulos MC, Kitchen ND, Watkins LD. Natural history of idiopathic normal-pressure hydrocephalus. *Neurosurg Rev.* oct 2011;34(4):433-9.
76. \$Hydrocephalie chronique de l'adulte hydrocephalie a pression normale EMC.pdf [Internet]. [cité 8 août 2020]. Disponible sur: [http://association.gens.free.fr/NEUROLOGIA/EMC%20neurologie/AFFECTIONS%20MENINGES%20hydrocephalie/\\$Hydrocephalie%20chronique%20de%20l%20adulte%20hydrocephalie%20a%20pression%20normale%20EMC.pdf](http://association.gens.free.fr/NEUROLOGIA/EMC%20neurologie/AFFECTIONS%20MENINGES%20hydrocephalie/$Hydrocephalie%20chronique%20de%20l%20adulte%20hydrocephalie%20a%20pression%20normale%20EMC.pdf)
77. Narita W, Nishio Y, Baba T, Iizuka O, Ishihara T, Matsuda M, et al. High-Curvity Tightness Predicts the Shunt Response in Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus. *Am J Neuroradiol.* 1 oct 2016;37(10):1831-7.
78. Lobo A, Launer L, Fratiglioni L, Andersen K, Carlo A, Breteler M, et al. Prevalence of dementia and major subtypes in Europe: A collaborative study of population-based cohorts. *Neurology.* 1 févr 2000;54:S4-9.
79. Mori E, Ishikawa M, Kato T, Kazui H, Miyake H, Miyajima M, et al. Guidelines for Management of Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus: Second Edition. *Neurol Med Chir (Tokyo).* 2012;52(11):775-809.
80. AN ENCEPHALOGRAPHIC RATIO FOR ESTIMATING THE SIZE OF THE CEREBRAL VENTRICLES: FURTHER EXPERIENCE WITH SERIAL OBSERVATIONS | JAMA Pediatrics | JAMA Network [Internet]. [cité 7 oct 2020]. Disponible sur: <https://jamanetwork.com/journals/jamapediatrics/article-abstract/1179584>
81. Miskin N, Patel H, Franceschi AM, Ades-Aron B, Le A, Damadian BE, et al. Diagnosis of Normal-Pressure Hydrocephalus: Use of Traditional

Measures in the Era of Volumetric MR Imaging. *Radiology*. 10 mai 2017;285(1):197-205.

82. Virhammar J, Laurell K, Cesarini KG, Larsson E-M. Increase in callosal angle and decrease in ventricular volume after shunt surgery in patients with idiopathic normal pressure hydrocephalus. *J Neurosurg*. 2 févr 2018;130(1):130-5.

83. Relkin N, Marmarou A, Klinge P, Bergsneider M, Black PM. Diagnosing Idiopathic Normal-pressure Hydrocephalus. *Neurosurgery*. 1 sept 2005;57(suppl\_3):S2-4-S2-16.

84. Baroncini M, Balédent O, Ardi CE, Delannoy VD, Kuchcinski G, Duhamel A, et al. Ventriculomegaly in the Elderly: Who Needs a Shunt? A MRI Study on 90 Patients. In: Heldt T, éditeur. *Intracranial Pressure & Neuromonitoring XVI*. Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 221-8. (Acta Neurochirurgica Supplement).

85. Anderson RC, Grant JJ, Paz R de la, Frucht S, Goodman RR. Volumetric measurements in the detection of reduced ventricular volume in patients with normal-pressure hydrocephalus whose clinical condition improved after ventriculoperitoneal shunt placement. *J Neurosurg*. 1 juill 2002;97(1):73-9.

86. Yu J-PJ, Kansagra AP, Mongan J. The Radiologist's Workflow Environment: Evaluation of Disruptors and Potential Implications. *J Am Coll Radiol*. 1 juin 2014;11(6):589-93.

87. Kuchcinski G, Jacquiez C, Baroncini M, Machuron F, Béhal H, Dumont J, et al. Idiopathic Normal-Pressure Hydrocephalus: Diagnostic Accuracy of Automated Sulcal Morphometry in Patients With Ventriculomegaly. *Neurosurgery*. 1 oct 2019;85(4):E747-55.

88. Kojoukhova M, Koivisto AM, Korhonen R, Remes AM, Vanninen R, Soininen H, et al. Feasibility of radiological markers in idiopathic normal pressure hydrocephalus. *Acta Neurochir (Wien)*. 1 oct 2015;157(10):1709-19.

89. Adachi M, Kawanami T, Ohshima F, Kato T. Upper midbrain profile sign and cingulate sulcus sign: MRI findings on sagittal images in idiopathic normal-pressure hydrocephalus, Alzheimer's disease, and progressive supranuclear palsy. *Radiat Med*. 1 oct 2006;24(8):568-72.

90. Kojoukhova M, Vanha K-I, Timonen M, Koivisto AM, Nerg O, Rummukainen J, et al. Associations of intracranial pressure with brain biopsy, radiological findings, and shunt surgery outcome in patients with suspected idiopathic normal pressure hydrocephalus. *Acta Neurochir (Wien)*. 2017;159(1):51-61.



**AUTEUR : Nom : Dagniaux**

**Prénom : Raphaël**

**Date de soutenance :** 26 octobre 2020

**Titre de la thèse :** Impact de l'utilisation d'outils d'aide au diagnostic sur le travail du neuroradiologue : exemple de l'application d'un outil de recalage et soustraction automatique à l'hydrocéphalie chronique de l'adulte

**Thèse - Médecine - Lille 2020**

**Cadre de classement :** *Neuroradiologie*

**DES + spécialité :** *Radiodiagnostic et imagerie médicale*

**Mots-clés :** Hydrocéphalie, Hydrocéphalie chronique de l'adulte, Outils automatisés, Intelligence artificielle, Évaluation d'une méthode diagnostique

**Résumé :**

**OBJECTIF** Évaluer la valeur ajoutée d'un outil automatique de recalage et soustraction des images IRM pour le suivi des patients avec hydrocéphalie chronique de l'adulte opérée.

**METHODES** 45 patients présentant les critères d'HCA selon les recommandations internationales, ayant bénéficié d'un traitement chirurgical et d'une IRM 3T pré et post-opératoire étaient inclus. La taille du système ventriculaire était comparée sur les séquences 3DT1 pré et post-opératoires par un neuroradiologue sénior et un junior, de manière indépendante, en aveugle des données cliniques, selon une méthode standard (analyse visuelle/angle calleux/index d'Evans). L'interprétation finale et la confiance dans cette interprétation étaient cotées selon une échelle semi-quantitative en 5 points. Après un délai d'un mois, les séquences 3DT1 étaient à nouveau comparées à l'aide d'un outil automatique de recalage et soustraction des images. L'interprétation finale globale et la confiance diagnostique étaient évaluées selon des échelles semi-quantitatives identiques à celles utilisées pour la méthode standard.

Le gold standard était la mesure de la surface ventriculaire obtenue par segmentation manuelle.

**RESULTATS** La surface ventriculaire pré-opératoire / post-opératoire était de 40,9 cm<sup>2</sup> / 38,5cm<sup>2</sup>. En post-opératoire, la variation moyenne de l'index d'Evans était de - 0,009 pour le junior et le sénior. La variation moyenne de l'angle calleux était de + 8.0° pour le junior, + 9.3° pour le sénior. En comparaison à la méthode standard, l'utilisation d'un outil automatique de recalage et soustraction 3D permettait : d'améliorer significativement la sensibilité de l'interprétation pour le junior : sensibilité = 86,7% [IC95% : 70,3;94,7] contre 70% [IC95% : 52,1;83,3] et 90% [74,4;96,5] contre 80,0% [62,7;90,5] pour le sénior. D'augmenter significativement la confiance diagnostique : junior = 4,8 vs 3,0 / sénior 4,7 vs 3,2 (p<0,001). De réduire significativement le temps d'interprétation : junior = 1,0 min vs 4,4min / sénior = 1,8 vs 4,7 min (p<0.001) ; d'améliorer significativement l'accord inter-observateur : kappa pondéré = 0,673 vs 0,164

**CONCLUSION** Pour le suivi des patients présentant une HCA, l'utilisation d'un outil automatique de recalage et soustraction des images permet de réduire le temps d'analyse tout en améliorant la confiance diagnostique, la reproductibilité de l'interprétation et sa sensibilité, notamment pour le radiologue junior.

**Composition du Jury :**

**Président : Pr Jean-Pierre PRUVO**

**Assesseurs : Pr Luc DEFEBVRE, Dr Marc BARONCINI, Dr Thibaut JACQUES**

**Directeur de thèse : Dr Grégory KUCHCINSKI**