

Evaluation de la segmentation semi-automatique du logiciel Brain

7.1. Validation des résultats de la segmentation

7.1.1. Matériel et méthode

Nous avons constitué une base de données de 20 images de patients différents (Tableau 13). Ces images sont acquises avec des séquences de type TSE pondérées en T2 (TR et TE allongés) à 1,5 T, dans le plan axial, passant par les noyaux gris centraux et les ventricules latéraux. L'épaisseur de coupe est de 2 à 4 mm, la taille des pixels est variable (de 0,39 x 0,39 à 0,70 x 0,70). Afin de valider la robustesse de l'algorithme, les images proviennent de différentes IRM réalisées à terme chez d'anciens nouveau-nés prématurés.

Tableau 13 : principaux paramètres d'acquisitions des séquences T2 utilisées chez 20 nouveau-nés prématurés différents.

Patient	SpinEcho	TE en ms	TR en ms	épaisseur de coupe en mm	FOV	Taille des pixels	Modèle
A	TSE	140	6940	3.5	336 x 448	0.45 x 0.45 mm	Siemens Avanto
B	FSE	141	6300	3.3	256 x 256	0.7 x 0.7 mm	GE Signa Hdxt
C	TSE	140	3820	3.5	336 x 448	0.45 x 0.45 mm	Siemens Avanto
E	FSE	110	3747	5	512 x 512	0.39 x 0.39 mm	Philips Achieva
F	FSE	142	6300	3.3	256 x 256	0.7 x 0.7 mm	GE Signa Hdxt
G	FSE	142	6960	3.3	256 x 256	0.7 x 0.7 mm	GE Signa Hdxt
H	FSE	140	6300	3.3	256 x 256	0.7 x 0.7 mm	GE Signa Hdxt
I	FSE	100	6075	2	512 x 512	0.39 x 0.39 mm	Philips Intera
J	FSE	100	7000	3.3	384 x 660	0.36 x 0.36 mm	Toshiba
K	FSE	141	6440	3.3	256 x 256	0.7 x 0.7 mm	GE Signa Hdxt
L	FSE	100	6075	2	512 x 512	0.39 x 0.39 mm	Philips Intera
N	FSE	141	6440	3.3	256 x 256	0.7 x 0.7 mm	GE Signa Hdxt

O	FSE	144	6580	3.3	256 x 256	0.7 x 0.7 mm	GE Signa Hdxt
P	FSE	144	6580	3.3	256 x 256	0.7 x 0.7 mm	GE Signa Hdxt
Q	TSE	100	7950	4	408 x 512	0.39 x 0.39 mm	Siemens Avanto
R	TSE	157	7800	4	336 x 448	0.49 x 0.49 mm	Siemens Symphony
S	FSE	149	6300	3.3	256 x 256	0.7 x 0.7 mm	GE Signa Hdxt
T	TSE	157	7800	4	336 x 448	0.49 x 0.49 mm	Siemens Symphony
U	FSE	141	6300	3.3	256 x 256	0.7 x 0.7 mm	GE Signa Hdxt
V	FSE	100	7000	3.3	384 x 660	0.36 x 0.36 mm	Toshiba

Pour chacune de ces coupes, un observateur senior a manuellement segmenté les différentes structures cérébrales : liquide cérébro-spinal péri-cérébral, noyaux gris centraux, ventricules latéraux, substance grise et substance blanche, en y recherchant d'éventuelles hyperintensités. Un second observateur senior a également détecté et segmenté les hyperintensités de la substance blanche (Illustration 41).

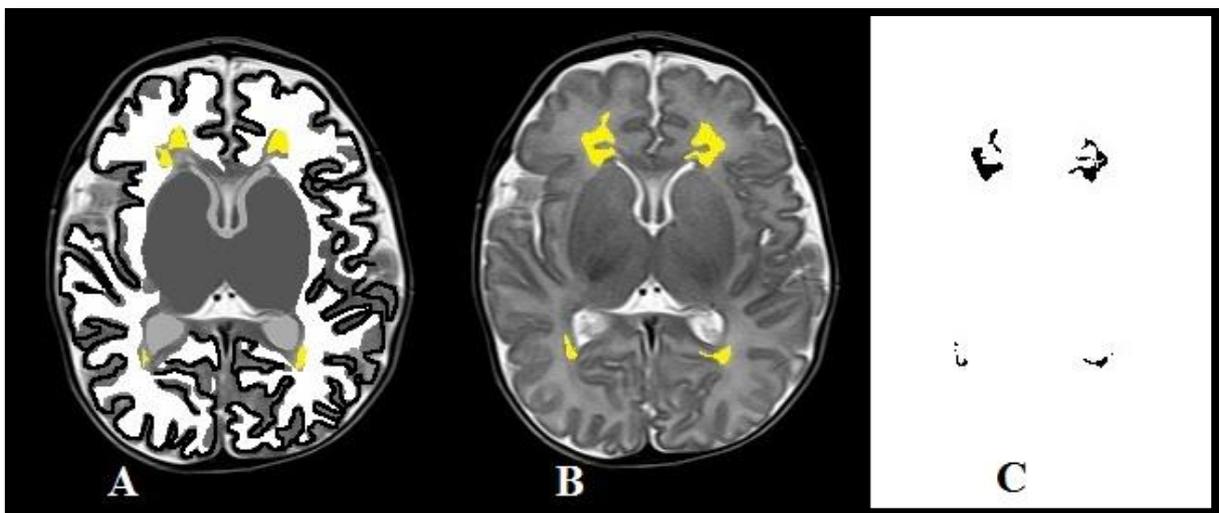


Illustration 41 : Segmentation manuelle par un observateur senior (A), détection et segmentation manuelle des hyperintensités de la substance blanche par un second observateur senior(B.). Les hyperintensités de la substance blanche périventriculaire sont en jaune. La différence de détection entre les deux observateurs est illustrée par une soustraction des deux images (C).

Chaque image a été segmentée par un observateur à deux reprises à un mois d'intervalle en utilisant le logiciel Brain. Chaque résultat de segmentation a été sauvegardé, puis chaque structure segmentée a été extraite de l'image afin de pouvoir calculer un coefficient de similarité (Dice, 1945). Pour deux

segmentations A et B, le coefficient de similarité de Dice est défini par $2 |A \cap B| / (|A| + |B|)$. Cet indice est normalisé : 0 indique une dissemblance complète ; 1 indique un accord complet.

Le logiciel Brain a été utilisé avec les paramètres par défaut. Seulement dans quelques cas, le seuil d'incorporation du contenu intracérébral a été abaissé de 0,3 à 0,2 afin d'inclure toutes les régions d'intérêt. Quelques ajustements manuels ont été effectués pour inclure ou exclure les zones détectées de substance grise ou blanche par défaut ou excès respectivement. Les coefficients de similarité de Dice ont été calculés entre les segmentations réalisées manuellement par l'observateur senior et celles obtenues avec le logiciel Brain, puis entre deux segmentations du logiciel Brain.

Afin de valider la segmentation semi-automatique (Illustration 42), les résultats de segmentation du logiciel Brain sont comparés à la segmentation manuelle, qui sert de référence. Le calcul du coefficient de Dice permet de quantifier cette similarité, selon les structures cérébrales.

La comparaison de deux segmentations successives du logiciel Brain permet d'étudier la reproductibilité et la robustesse de l'algorithme, même lorsque l'opérateur a effectué des corrections.

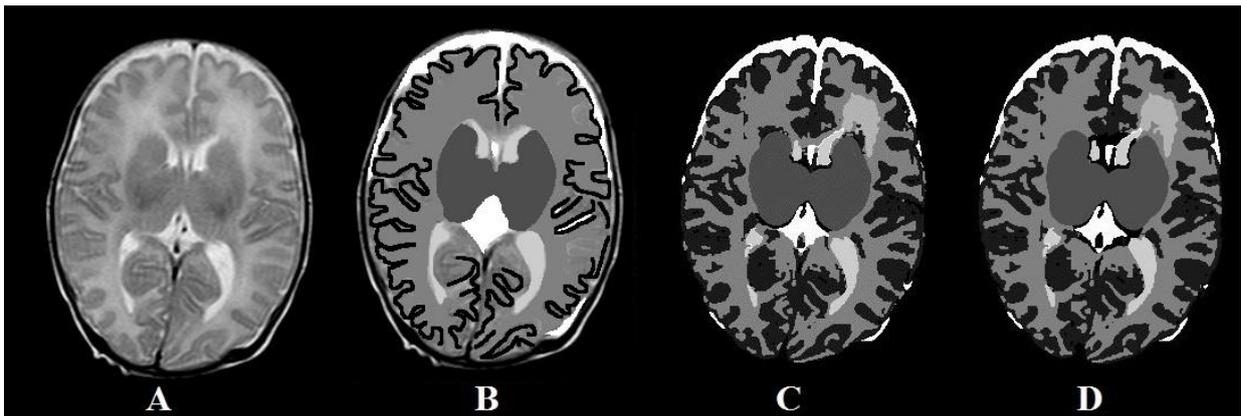


Illustration 42 : image d'un nouveau-né acquise à 1,5 T, originale (A), segmentation manuelle par un observateur sénior (B), première segmentation semi-automatique obtenue avec le logiciel Brain (C) puis seconde segmentation semi-automatique à un mois d'intervalle avec le logiciel Brain (D).

7.1.2. Echantillon de 20 images de patients obtenues à 1,5 T.

Tableau 14 : moyenne des coefficients de similarité de Dice par structures cérébrales.

Structures	Moyenne des coefficients de similarité de Dice	
	Observateur / Brain 1	Brain 1 / Brain 2
Liquide cérébro-spinal	0,76	0,96
Ventricules latéraux	0,85	0,99
Noyaux gris centraux	0,95	0,99
Cortex	0,59	0,97
Substance blanche	0,75	0,94

Le tableau 14 permet de quantifier les disparités de segmentation entre les différentes structures cérébrales. Les structures simples avec un contraste marqué comme les noyaux gris centraux ou les ventricules latéraux ont des coefficients de similarité bons, ce qui témoigne d'une bonne efficacité de l'algorithme. Les structures dont les contours sont plus sinueux, avec un volume partiel beaucoup plus important, telles que la substance grise corticale et la substance blanche, ont des coefficients de similarité moins bons entre l'algorithme du logiciel Brain et la segmentation manuelle. En revanche, les deux segmentations semi-automatiques successives réalisées avec le logiciel Brain ont des coefficients de similarité excellents, bien meilleurs que ceux obtenus par comparaison avec la segmentation manuelle, quelles que soient les structures étudiées. La reproductibilité de la segmentation des structures cérébrales néonatales est donc nettement améliorée grâce au logiciel Brain.

7.1.3. Résultats sur des trois séquences axiales T2 à 1,5 T

Afin d'évaluer la capacité du logiciel Brain à segmenter les différentes coupes passant par l'étage sustentoriel, nous avons comparé les résultats obtenus de façon semi-automatique aux résultats d'une segmentation manuelle d'un observateur senior.

Les trois patients sont d'anciens grands prématurés, dont l'IRM a été réalisée à l'âge du terme théorique. Pour chaque structure visualisable ont été calculés, coupe par coupe, les coefficients de similarité de Dice. Le tableau contient les moyennes de ces coefficients (Tableau 15).

Tableau 15 : moyenne des coefficients de Dice pour trois séquences T2 de trois nouveau-nés différents.

	liquide cérébro-spinal	ventricules latéraux	noyaux gris centraux	cortex	substance blanche
Moyenne des coefficients de Dice	0,60	0,77	0,84	0,56	0,68

Les coefficients de similarité de Dice sont bons pour la détection des noyaux gris centraux ainsi que des ventricules latéraux et de la substance blanche. Le coefficient de similarité de Dice est moyen pour la substance grise corticale, mais cela peut être expliqué par la difficulté de réalisation de la segmentation manuelle sur les images à 1,5 T, dont le volume partiel peut compliquer la délimitation.

7.1.4. Résultats sur un échantillon d'images obtenues à 3 T

Afin de valider la qualité de l'algorithme du logiciel Brain sur des images acquises avec un champ magnétique de 3 T, nous avons utilisé une séquence pondérée en T2 composée de 50 coupes acquise chez un nouveau-né prématuré de 33 SA, nommée « Training » provenant du consortium européen Neonatal Estimation Of Brain Damage Risk And Identification of Neuroprotectants (NEOBRAIN) (Işgum et al., 2015). Les coupes sont de 2 mm d'épaisseur, la résolution de 0,35 x 0,35, la matrice de 512 x 512. Le contraste est spontanément plus marqué à 3 T que sur les image à 1,5 T (Illustration 43).

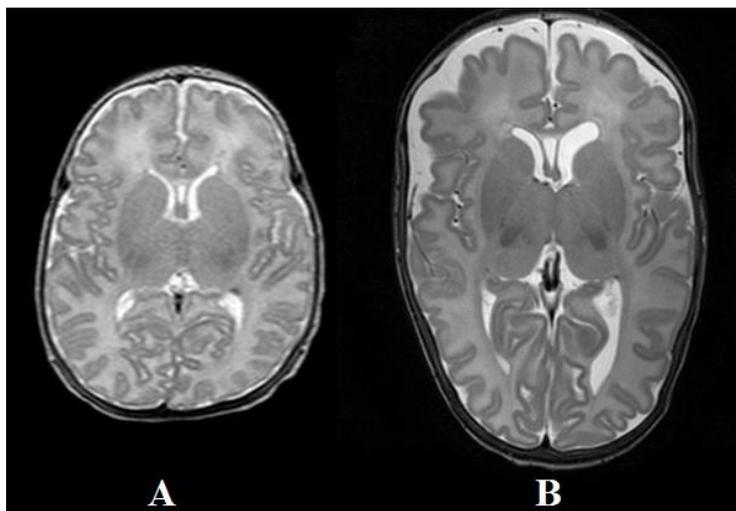


Illustration 43 : coupes axiales d'IRM cérébrale néonatale pondérées en T2, acquises avec un champ magnétique de 1,5 T (A) et de 3 T (B).

Tableau 16 : moyennes des coefficients de similarité de Dice entre la segmentation semi-automatique du logiciel Brain et la segmentation manuelle validée par le comité expert Neobrain, sur des images acquises en pondération T2 avec un champ magnétique de 3 T.

Structures	Moyennes des coefficients de similarité de Dice
Liquide cérébro-spinal	0,75
Ventricules latéraux	0,73
Noyaux gris centraux	0,89
Cortex	0,82
Substance blanche	0,82

Le tableau 16 récapitule les moyennes des coefficients de similarité de Dice entre la segmentation semi-automatique du logiciel Brain et la segmentation manuelle validée par le comité expert de NEOBRAIN. Cette segmentation manuelle de référence a été élaborée à l'aide d'acquisitions volumiques en pondération T1 et T2. Les résultats montrent une bonne similarité entre les résultats semi-automatiques du logiciel Brain et la segmentation manuelle de référence. Ils sont plus homogènes, en particulier pour la segmentation de la substance grise corticale et de la substance blanche par rapport à la comparaison avec la segmentation manuelle réalisée avec les images acquises à 1,5 T. Ce phénomène peut s'expliquer par l'effet de volume partiel moins présent sur ces images d'épaisseur plus fine (2 mm versus 4 mm). Le recours à ces images acquises à 3 T permet de montrer la validité de l'algorithme à l'aide d'une segmentation de référence extérieure à notre centre. Cela démontre également l'utilisation possible du logiciel sur des images de recherche, qui seront davantage répandues dans le futur.

Le consortium NEOBRAIN propose d'évaluer les résultats d'algorithme de segmentation à partir d'images acquises avec un champ magnétique de 3 T et de proposer un classement des équipes participantes en fonction de leurs résultats. Si l'on compare nos résultats par rapport à ceux d'autres équipes (Tableaux 17 et 18), les coefficients de similarité de Dice obtenus avec le logiciel Brain sont acceptables pour les ventricules latéraux, bons pour la substance grise et blanche et particulièrement bons pour la détection des noyaux gris centraux.

Tableau 17 : Coefficients de Dice, de distance moyenne (MSD) et de distance de Hausdorff obtenues avec des images issues de Neobrain, acquises à 3 T, pour la substance grise corticale (CoGM), la substance blanche non myélinisée (UMW), le liquide cébrospinal extracérébral (CSF), les ventricules latéraux (Vent), le cervelet (CB) et le tronc cérébral (BS). Les résultats de notre algorithme correspondent au nom Anonymous2.

CoGM				UMW			
Team name	DC	MSD	HD	Team name	DC	MSD	HD
Anonymous2	0.87	0.13	7.29	Anonymous2	0.92	0.14	6.38
UNC-IDEA*	0.86	0.11	4.78	Anonymous1	0.91	0.17	5.90
ImperialTeam1	0.85	0.17	9.41	ImperialTeam1	0.90	0.18	7.04
Anonymous1	0.85	0.15	6.56	DTC	0.89	0.22	6.23
DTC	0.84	0.16	5.53	MCRI	0.88	0.25	8.05
MCRI	0.84	0.19	8.61	UCL*	0.87	0.26	30.23
UCL*	0.83	0.18	6.11	Picsl_upenn*	0.85	0.38	14.13
Picsl_upenn*	0.80	0.27	27.72	DCU*	0.83	0.40	14.65
DCU*	-	-	-	UNC-IDEA*	-	-	-
ISI-Neo2**	0.87	0.11	16.11	ISI-Neo2**	0.93	0.12	13.81
FER-UMCU**	0.86	0.13	5.15	FER-UMCU**	0.91	0.17	6.55
UMCU1**	0.84	0.13	7.70	UMCU1**	0.89	0.21	6.95

CSF				Vent			
Team name	DC	MSD	HD	Team name	DC	MSD	HD
ImperialTeam1	0.79	0.32	11.31	Picsl_upenn*	0.86	0.22	17.15
Anonymous1	0.79	0.29	9.71	DTC	0.85	0.22	9.50
DTC	0.76	0.35	9.63	Anonymous1	0.83	0.44	10.72
MCRI	0.73	0.56	10.94	Anonymous2	0.83	0.24	7.65
UCL*	0.71	0.54	12.47	UCL*	0.81	0.32	9.39
Anonymous2	0.68	0.61	14.60	ImperialTeam1	0.81	1.38	29.65
Picsl_upenn*	0.61	0.74	15.40	UNC-IDEA*	-	-	-
UNC-IDEA*	-	-	-	DCU*	-	-	-
DCU*	-	-	-	MCRI	-	-	-
ISI-Neo2**	0.83	0.19	9.67	FER-UMCU**	0.86	0.32	10.97
FER-UMCU**	0.77	0.33	10.01	UMCU1**	0.86	0.18	14.70
UMCU1**	0.75	0.34	11.53	ISI-Neo2**	0.81	0.43	22.76

Tableau 18 : Coefficients de Dice, de distance moyenne (MSD) et de distance de Hausdorff obtenues avec des images issues de Neobrain, acquises à 3 T, pour les noyaux gris centraux et les thalami (BGT), la substance blanche myélinisée (MWM). Les résultats de notre algorithme correspondent au nom Anonymus2.

BGT				MWM			
Team name	DC	MSD	HD	Team name	DC	MSD	HD
Anonymous1	0.93	0.29	5.29	Anonymous1	0.54	0.62	20.62
UNC-IDEA*	0.92	0.33	4.32	DTC	0.47	0.88	12.61
Anonymous2	0.91	0.62	7.84	Picsl_upenn*	0.33	3.64	30.20
ImperialTeam1	0.90	0.62	7.68	UCL*	0.23	9.41	42.71
UCL*	0.89	0.56	30.19	UNC-IDEA*	-	-	-
DTC	0.88	0.47	6.28	ImperialTeam1	-	-	-
MCRI	0.88	0.70	8.19	DCU*	-	-	-
Picsl_upenn*	0.80	1.25	21.51	MCRI	-	-	-
DCU*	-	-	-	Anonymous2	-	-	-
UMCU1**	0.94	0.23	4.35	FER-UMCU**	0.60	0.59	9.74
FER-UMCU**	0.93	0.29	4.63	UMCU1**	0.60	0.52	14.84
ISI-Neo2**	0.91	0.46	23.98	ISI-Neo2**	0.56	0.68	21.23

UWM+MWM				CSF+Vent			
Team name	DC	MSD	HD	Team name	DC	MSD	HD
UNC-IDEA*	0.92	0.13	5.39	ImperialTeam1	0.80	0.29	10.36
Anonymous1	0.90	0.17	7.00	UNC-IDEA*	0.79	0.25	7.65
DTC	0.88	0.23	9.08	Anonymous1	0.79	0.29	9.09
UCL*	0.87	0.29	15.08	DTC	0.77	0.32	9.06
MCRI	0.87	0.31	24.74	MCRI	0.77	0.35	9.12
Picsl_upenn*	0.84	0.39	20.85	UCL*	0.73	0.48	12.47
ImperialTeam1	-	-	-	Anonymous2	0.69	0.57	13.61
DCU*	-	-	-	Picsl_upenn*	0.64	0.66	13.25
Anonymous2	-	-	-	DCU*	-	-	-
ISI-Neo2**	0.92	0.12	9.54	ISI-Neo2**	0.84	0.19	9.48
FER-UMCU**	0.91	0.18	6.80	FER-UMCU**	0.78	0.32	10.01
UMCU1**	0.89	0.22	7.21	UMCU1**	0.76	0.32	11.08

Ces résultats sont actualisés régulièrement et accessibles sur la page suivante :

http://neobrain12.isi.uu.nl/mainResults_Set1.php . Les algorithmes utilisés dans chaque méthode y sont détaillés.

7.2. Validation de la détection des hyperintensités

La principale difficulté lors de l'analyse visuelle des IRM cérébrales néonatales est la fiabilité de la détection d'éventuelles hyperintensités de la substance blanche par un observateur humain (cf. chapitre 4). L'apport innovant du logiciel est de détecter et segmenter de façon reproductible les hyperintensités

de la substance blanche. Le second intérêt majeur est de quantifier de façon normalisée les hyperintensités. La segmentation des hyperintensités de la substance blanche a été réalisée par deux experts et comparée à celle obtenue par le logiciel Brain (Illustration 44 et Tableau 19).

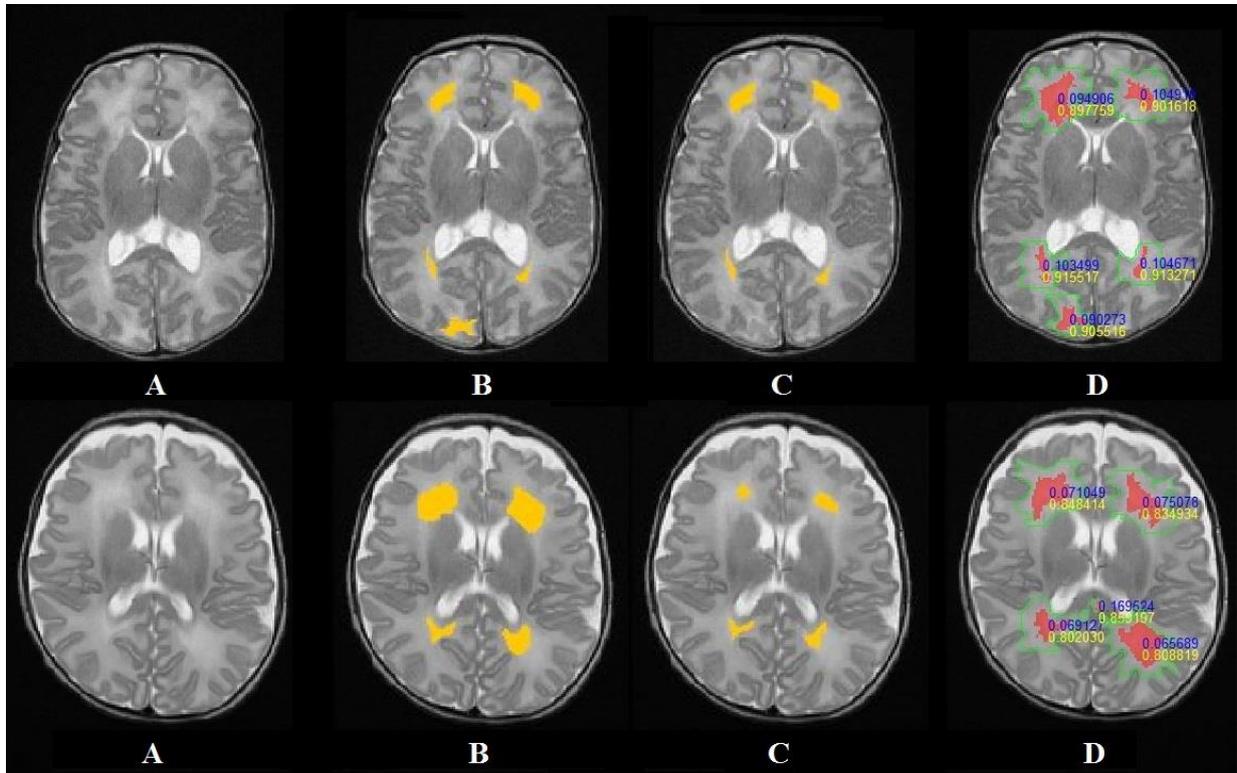


Illustration 44 : deux exemples de coupes axiales d'IRM cérébrale néonatale (A), détection et segmentation des hyperintensités de la substance blanche par deux observateurs seniors (B et C) et par le logiciel Brain (D).

Tableau 19 : coefficients de similarité de Dice pour la détection d'hyperintensités de la substance blanche entre les observateurs seniors, entre les observateurs seniors et le logiciel Brain, et entre deux détections du logiciel Brain.

Coefficient de Similarité de Dice de détection des hyperintensités			
Observateur 1 / Observateur 2	Observateur 1 / Brain	Observateur 2 / Brain	Brain 1 / Brain 2
0,49	0,42	0,49	0,98

Les coefficients de similarité entre les hyperintensités segmentées manuellement entre les observateurs seniors sont moyens. Les coefficients de similarité entre les hyperintensités segmentées par les observateurs et logiciel sont également moyens.

Ces résultats mitigés peuvent s'expliquer aisément par la difficulté de détection et d'interprétation des hyperintensités de la substance et valident l'hypothèse initiale. Plusieurs difficultés existent :

- le « seuil » de détection visuelle de ces hyperintensités : un observateur peut considérer qu'une zone de la substance est hyperintense ou non,
- la détection des contours de cette hyperintensité : cette appréciation est également très dépendante de l'œil de l'observateur et de la segmentation manuelle réalisée.

Les coefficients de similarité entre les hyperintensités détectées et segmentées par le logiciel Brain lors de deux utilisations successives à un mois d'intervalle par un des observateurs seniors sont excellents. Le logiciel Brain constitue donc un outil précieux pour l'analyse reproductible et objective des IRM cérébrales du nouveau-né et en particulier de la substance blanche.

7.3. Quantification des hyperintensités

L'algorithme du logiciel Brain permet d'obtenir une segmentation reproductible des principales structures cérébrales. L'ultime étape de détection d'éventuelles hyperintensités de la substance blanche permet d'en obtenir une délimitation précise et d'en obtenir la surface (ou le volume sur plusieurs coupes). L'intensité de l'image à segmenter étant normalisée entre 0 et 1, un des paramètres accessibles pour affiner cette détection est le seuil d'intensité et la différence relative par rapport à la substance blanche adjacente (Illustration 45).

Le pourcentage de différence entre les hyperintensités et la substance blanche est calculé ainsi :
$$\text{Différence} = (I_{\text{DEHSI}} - I_{\text{SB}}) / I_{\text{SB}} \times 100$$
 ; où I_{DEHSI} correspond à la valeur moyenne de l'intensité de signal de la zone détectée hyperintense et I_{SB} à la valeur moyenne de l'intensité de signal de la substance blanche adjacente.

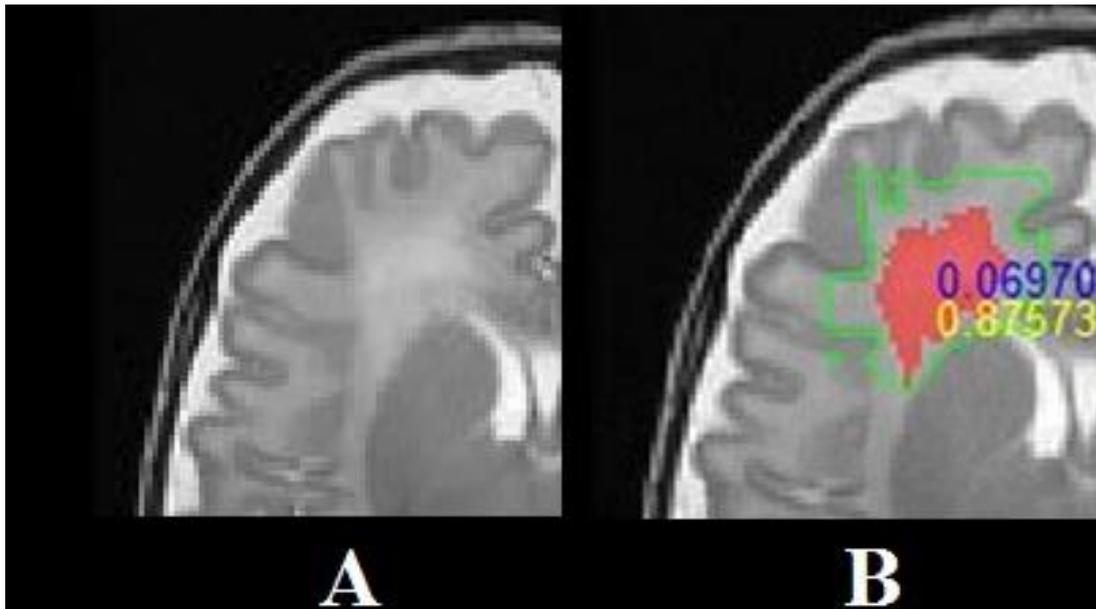


Illustration 45 : image originale (A) et détection d'une plage hyperintense (en rouge) de la substance blanche (B). Le nombre en jaune correspond à la moyenne des intensités de la plage hyperintense ; le nombre bleu, le pourcentage de différence avec la substance blanche adjacente délimitée par le contour vert.

La comparaison avec la substance blanche adjacente respecte les structures segmentées préalablement, ce qui permet d'éviter d'inclure des pixels n'appartenant pas à la substance blanche.

La normalisation de l'intensité entre 0 et 1 permet également de rendre robuste cette analyse des hyperintensités, car le logiciel s'affranchit des variabilités interindividuelles ou liées à la technique d'acquisition des images.

Tableau 20 : détection et quantification du signal des plages hyperintenses de la substance blanche par un observateur senior et le logiciel Brain. Les valeurs numériques données correspondent à la moyenne de l'intensité de signal des hyperintensités et de la différence en pourcentage d'intensité comparativement à la substance blanche adjacente. La mention « non segmentée » correspond à l'absence d'hyperintensité détectée visuellement par l'observateur.

Analyse quantitative des hyperintensités de la substance blanche périventriculaire						
Patient	Segmentation	Surface en mm2	frontale droite	frontale gauche	occipitale droite	occipitale gauche
A	Manuelle	non détectée				
	Brain 1	40	0,734 / 10,1 %			
	Brain 2	40	0,734 / 10,1 %			
B	Manuelle	362				
	Brain 1	440	0,877 / 7,1 %	0,869 / 6,5 %	0,815 / 7,6 %	0,801 / 5,4 %
	Brain 2	447	0,875 / 6,9 %	0,893 / 8,3 %	0,816 / 7,6 %	0,806 / 5,7 %
	Manuelle	non détectée				

C	Brain 1	83	0,807 / 4,1 %			
	Brain 2	83	0,807 / 4 %			
E	Manuelle	non détectée				
	Brain 1	156	0,950 / 3,5 %	0,950 / 3,3 %		
	Brain 2	170	0,968 / 4 %	0,950 / 3,4 %		
F	Manuelle	137				
	Brain 1	36	0,801 / 12 %			
	Brain 2	36	0,801 / 13,2 %			
G	Manuelle	250				
	Brain 1	358	0,860 / 7,9 %	0,832 / 7,4 %	0,810 / 4,5 %	0,804 / 3,9 %
	Brain 2	329	0,860 / 7,6 %	0,832 / 7,3 %	0,809 / 4,8 %	0,824 / 4,8 %
H	Manuelle	137				
	Brain 1	267	0,856 / 7,8 %	0,837 / 6,3 %		
	Brain 2	247	0,856 / 7,8 %	0,834 / 6,1 %		
I	Manuelle	75				
	Brain 1	251	0,836 / 0,048	0,855 / 0,047		
	Brain 2	251	0,850 / 0,049	0,870 / 0,046		
J	Manuelle	56				
	Brain 1	46	0,825 / 4,5 %	0,826 / 4,6 %		
	Brain 2	46	0,825 / 4,5 %	0,826 / 4,6 %		
K	Manuelle	123				
	Brain 1	629	0,878 / 9,9 %	0,854 / 8,1 %	0,838 / 5,4 %	0,878 / 9,7 %
	Brain 2	596	0,895 / 9,2 %	0,871 / 8,3 %	0,855 / 5,5 %	0,890 / 9,7 %
L	Manuelle	191				
	Brain 1	265	0,881 / 5,7 %	0,878 / 5,1 %		
	Brain 2	220	0,889 / 6 %	0,880 / 5,4 %		
N	Manuelle	121				
	Brain 1	308	0,866 / 8 %	0,861 / 8,9 %	0,803 / 7,4 %	0,801 / 5,1 %
	Brain 2	326	0,896 / 8,1 %	0,890 / 8,9 %	0,810 / 5,1 %	0,826 / 4,8 %
O	Manuelle	57				
	Brain 1	108	0,822 / 8 %	0,806 / 9,6 %	0,822 / 10,4 %	0,807 / 6,3 %
	Brain 2	107	0,822 / 7,9 %	0,806 / 9,7 %	0,822 / 10,4 %	0,807 / 6,8 %
P	Manuelle	non détectée				
	Brain 1	25	0,801 / 8,9 %			
	Brain 2	25	0,801 / 8,9 %			
Q	Manuelle	non détectée				
	Brain 1	X		0,801 / 4,2 %	0,804 / 2,6 %	0,830 / 3,1 %
	Brain 2	X		0,801 / 4,3 %	0,804 / 2,6 %	0,830 / 3,1 %
R	Manuelle	74				
	Brain 1	224	0,709 / 6,4 %	0,700 / 7,3 %		
	Brain 2	242	0,719 / 6,6 %	0,703 / 7,1 %		
S	Manuelle	169				
	Brain 1	404	0,070 / 7,9 %	0,700 / 8,8 %	0,736 / 7 %	0,735 / 11,7 %
	Brain 2	347	0,714 / 7,8 %	0,700 / 9,9 %	0,736 / 8 %	0,735 / 11,4 %
T	Manuelle	non détectée				
	Brain 1	101	0,800 / 12 %	0,807 / 9,7 %		

	Brain 2	114	0,800 / 11,3 %	0,799 / 9,5 %		
U	Manuelle	73				
	Brain 1	485	0,848 / 7,1 %	0,835 / 7,5 %	0,802 / 6,9 %	0,808 / 6,5 %
	Brain 2	498	0,848 / 7,1 %	0,835 / 7,5 %	0,802 / 6,9 %	0,809 / 6,6 %
V	Manuelle	45				
	Brain 1	216	0,709 / 6,4 %	0,700 / 6,9 %		0,722 / 8,9 %
	Brain 2	224	0,709 / 6,5 %	0,701 / 7,4 %		0,722 / 9 %

L'analyse du tableau 18 montre deux points importants :

- les détections des plages hyperintenses de la substance blanche avec l'utilisation du logiciel Brain ont une reproductibilité excellente, tant sur la surface des hyperintensités que sur les valeurs moyennes de l'intensité de signal normalisée.
- dans 6 cas sur 20, l'utilisateur humain n'a pas détecté de plages hyperintenses. En revanche, l'utilisation du logiciel Brain détecte et segmente dans ces 6 cas des plages dont les valeurs moyennes normalisées sont comprises entre 0,73 et 0,83. Ces valeurs moyennes sont situées dans la fourchette très basse (pour celles inférieures à 0,80) ou basses des hyperintensités détectées. Cela souligne l'intérêt de l'utilisation du logiciel pour des images dont les zones de substance blanche à analyser potentiellement hyperintenses ont une faible différence avec les plages de substance blanche adjacentes. Toutefois, une validation de la pertinence de la détection de ces hyperintensités revient à l'utilisateur, qui retient ou non ces plages.

Les plages hyperintenses détectées par le logiciel Brain ont un coefficient de similarité de Dice très élevé, en moyenne à 0,98, ce qui en montre l'excellente reproductibilité. Ces éléments permettent d'être confiant dans les résultats obtenus et de guider avec fiabilité l'interprétation du radiologue. Les valeurs normalisées d'hyperintensités pourraient servir de base pour des études longitudinales ultérieures afin de rechercher de potentiels indicateurs pronostiques.

7.4. Avantages de la segmentation semi-automatique

7.4.1. Excellente reproductibilité et robustesse

Les segmentations semi-automatiques obtenues avec le logiciel Brain sont de bonne qualité, avec une reproductibilité excellente (coefficients de similarité de Dice entre 0,94 et 0,99), bien meilleure que celle obtenue avec un observateur sénior (coefficients de similarité de Dice de 0,59 pour le cortex à 0,95 pour les noyaux gris centraux). Les paramètres proposés à chaque étape permettent d'obtenir des résultats satisfaisants. Cependant, en fonction de l'appréciation de l'utilisateur, des ajustements des paramètres sont possibles.

7.4.2. Excellente adaptabilité

L'algorithme fonctionne correctement sur des images obtenues à 1,5 T, avec une épaisseur de coupe relativement importante, allant de deux à quatre millimètres. Comme l'algorithme est indépendant d'atlas, la segmentation est possible dans le plan axial, mais également dans le plan coronal, selon la disponibilité des données.

Elle présente l'avantage d'être autonome : contrairement à de nombreuses méthodes de segmentation, il n'y a pas de connaissances préalables à apporter, sous la forme d'atlas ou de contraintes, ou de nécessité de disposer d'une pondération complémentaire pour ajuster la finesse de la segmentation. L'observateur peut s'aider de séquences morphologiques complémentaires en pondération T1 ou T2 afin d'améliorer la qualité de la segmentation.

Les premiers tests montrent que l'algorithme du logiciel Brain est utilisable également sur des images acquises à 3 T, avec des résultats encore meilleurs sur la segmentation de la substance grise corticale et de la substance blanche. Ceci s'explique par l'amélioration de la résolution spatiale et de la diminution du volume partiel pouvant affecter ces structures.

7.4.3. Apport d'informations supplémentaires

En supplément de la segmentation robuste, le logiciel Brain fournit des données normalisées entre 0 et 1 sur la moyenne de l'intensité de signal des hyperintensités de signal détectées de la substance blanche. Il permet une comparaison précise par rapport à la substance blanche adjacente et quantifie la différence moyenne d'intensités. Cet apport est crucial car il permet d'avoir une vision quantitative de l'intensité de signal de la substance blanche, beaucoup plus précise, objective et reproductible que la simple analyse visuelle du radiologue. Cette donnée quantitative sera également déterminante pour la qualification des DEHSI ou pour une corrélation ultérieure avec le développement psychomoteur des nouveau-nés.

7.4.4. Gain de temps majeur

Un apport important du logiciel Brain est le gain de temps important par rapport à une segmentation manuelle chronophage et fastidieuse. La durée nécessaire pour segmenter manuellement une coupe axiale passant par les ventricules latéraux et les noyaux gris centraux est de 30 minutes approximativement. La durée pour segmenter la même coupe avec le même observateur aidé du logiciel

Brain est de 5 minutes au maximum, selon la complexité de la coupe à segmenter. Le logiciel rend possible la segmentation des structures cérébrales sur des cohortes de nouveau-nés, dans le cadre d'études sur le développement psychomoteur, par exemple.

7.5. Corrélation anatomopathologie, IRM et segmentation du logiciel Brain

Afin d'obtenir une vision complémentaire de ces anomalies, nous avons confronté les résultats d'une IRM post-mortem (Hôpital R. Debré) et de l'analyse histologique chez un nouveau-né de 36 SA. La coupe macroscopique est effectuée dans un plan coronal (Illustration 46). Il existe une corrélation visuelle entre les plages « blanches » de la substance blanche sur l'analyse macroscopique (remerciements au Pr H. Adle Biasset de l'hôpital Lariboisière) et les plages de la substance blanche sous-corticale temporaire en hypersignal sur l'image pondérée en T2. Ce sont ces mêmes zones qui sont détectées et dont l'intensité de signal moyenne est quantifiée par le logiciel Brain.

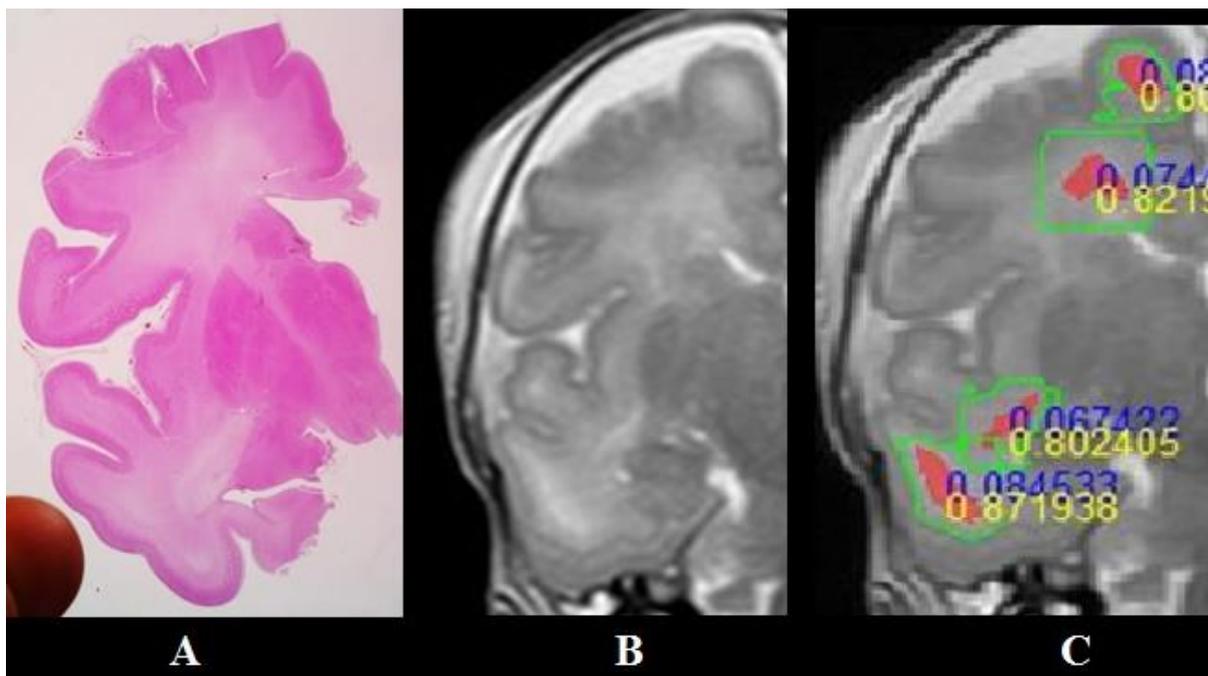


Illustration 46 : comparaison entre une coupe macroscopique frontale de cerveau (A), la coupe correspondante en IRM (B) et la détection d'hyperintensités par le logiciel Brain (C).

L'analyse microscopique de ces régions (Illustration 47) met en évidence un œdème extracellulaire associé à une prolifération microgliale, correspondant à un œdème vasogénique, potentiellement réversible. Les hyperintensités en pondération T2 visibles sur cette coupe semblent liées à l'importance de l'œdème vasogénique. La détection automatique des hyperintensités et leur normalisation permet de

quantifier l'importance de l'extension de celle-ci par une mesure de surface en mm² et leur sévérité par une valeur entre 0 et 1.

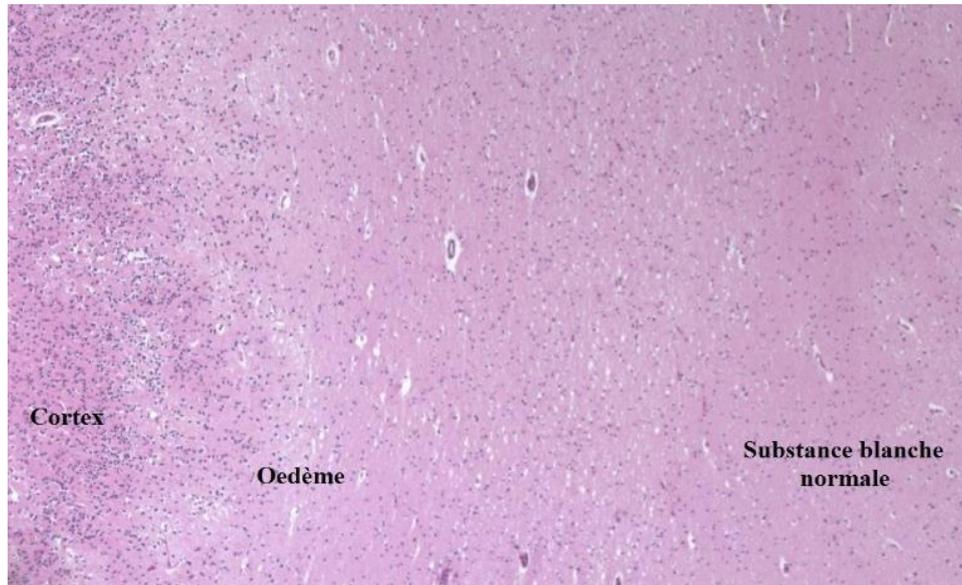


Illustration 47 : coupe coronale passant par la 1ere circonvolution temporale droite. Œdème extracellulaire de la substance blanche sous corticale.