



## Progrès récents de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) chez le nouveau-né. Recent advances in newborn MRI

B Morel, P Hornoy, B Husson, I Bloch, C Adamsbaum

### ► To cite this version:

B Morel, P Hornoy, B Husson, I Bloch, C Adamsbaum. Progrès récents de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) chez le nouveau-né. Recent advances in newborn MRI. Archives de Pédiatrie, Elsevier, 2014, <10.1016/j.arcped.2014.04.001>. <hal-01237021>

**HAL Id: hal-01237021**

**<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01237021>**

Submitted on 2 Dec 2015

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# **Progrès récents de l’Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) chez le nouveau-né.**

## **Recent advances in newborn MRI.**

B Morel<sup>1</sup>, P Hornoy<sup>2</sup>, B Husson<sup>1</sup>, I Bloch<sup>3</sup>, C Adamsbaum<sup>4, 1</sup>,

<sup>1</sup> AP-HP, CHU Bicêtre, Service d'Imagerie Pédiatrique, 78 rue du Gal Leclerc, 94275 Le Kremlin Bicêtre Cedex – France

<sup>2</sup> AP-HP, CHU Cochin, Service de Radiologie A, 27 rue du Faubourg St Jacques, 75674 Paris Cedex, France

<sup>3</sup> Institut Mines-Télécom - Télécom ParisTech - CNRS LTCI, 46 rue Barrault, 75634 Paris Cedex 13, France.

<sup>4</sup> Université Paris Sud, Faculté de Médecine, France

**Conflit d’intérêt : aucun**

Correspondance : Professeur Catherine Adamsbaum

Tél 01 45 21 74 01

Fax 01 45 21 31 25

Courriel : c.adamsbaum@bct.aphp.fr

## Résumé

L'exploration morphologique fine du cerveau est un enjeu majeur en néonatalogie que les avancées de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) permettent actuellement. L'IRM est l'examen de choix devant une suspicion de pathologie anoxo-ischémique à terme. Chez le prématuré, la place précise de l'IRM reste à définir, toujours en seconde intention après l'échographie transfontanellaire (ETF). Nous dressons un panorama des évolutions techniques récentes matérielles et logicielles, en IRM. L'augmentation de l'intensité des champs magnétiques (3 Teslas) et l'apparition de nouvelles séquences donnent accès à de nouvelles informations. Elles ont des conséquences positives et négatives sur l'acquisition des données en utilisation clinique quotidienne. La sémiologie de l'imagerie cérébrale du nouveau-né et du prématuré est désormais plus riche, plus complexe et donc d'interprétation plus difficile. La segmentation des différentes structures cérébrales devient accessible chez le nouveau-né, même grand prématuré. Il est aujourd'hui possible de dissocier le cortex et les noyaux gris de la substance blanche cérébrale, de calculer des volumes de structures anatomiques, ce qui améliore la quantification morphométrique et la compréhension du développement cérébral normal et pathologique.

L'IRM est un outil inégalable et puissant pour l'analyse du cerveau du nouveau-né, dont la pertinence de l'apport diagnostique requiert une adaptation des paramètres des séquences à acquérir et des méthodes de traitement d'images.

## Abstract :

The accurate morphological exploration of the brain is a major challenge in neonatology that advances in magnetic resonance imaging (MRI) can now provide. MRI is the gold standard if an hypoxic ischemic pathology is suspected in a full term neonate. In prematures, the specific role of MRI remains to be defined, secondary to US in any case.

We present a state of the art of hardware and software technical developments in MRI. The increase in magnetic field strength (3 Tesla) and the emergence of new MRI sequences provide access to new information. They both have positive and negative consequences on the daily clinical data acquisition use. The semiology of brain imaging in full term newborns and prematures is more extensive and complex and thereby more difficult to interpret. The segmentation of different brain structures in the newborn, even very premature, is now available. It is now possible to dissociate the cortex and basal ganglia from the cerebral white matter, to calculate the volume of anatomical structures, which improves the morphometric quantification and the understanding of the normal and abnormal brain development.

MRI is a powerful tool to analyze the neonatal brain. The relevance of the diagnostic contribution requires an adaptation of the parameters of the sequences to acquire and of the image processing methods.

**Mots-clés :** IRM cérébrale néonatale, cerveau du prématuré, segmentation

**Key-words:** Neonatal brain MRI, Premature brain, segmentation

L'exploration morphologique fine du cerveau est un enjeu majeur en néonatalogie. Toujours effectuée après une échographie transfontanellaire (ETF), l'IRM est un outil très performant pour l'étude précise du parenchyme cérébral, sans exposition aux rayons X.

Après un bref rappel technique sur le fonctionnement de l'IRM et les modalités de réalisation d'une IRM en période néonatale, nous décrirons les principales innovations et leurs implications cliniques.

## **1/ Fonctionnement de l'IRM**

### **1.1/ Principe du champ magnétique principal**

Le corps humain est composé très majoritairement de molécules d'eau (H<sub>2</sub>O). Schématiquement, le proton constituant le noyau d'hydrogène possède un moment magnétique, c'est-à-dire qu'il se comporte comme un petit aimant. L'IRM permet, grâce à son aimant puissant de 1,5 à 3 Teslas en routine clinique, d'aligner dans une seule direction tous les protons du corps humain. Le proton d'hydrogène est le plus utilisé en imagerie du fait de sa prépondérance dans les tissus humains et de sa simplicité d'utilisation.

### **1.2/ Principe des gradients**

Pour étudier un organe spécifique et réaliser des coupes dans les trois plans de l'espace (axial, sagittal et coronal), il faut « sélectionner » les protons dont on veut étudier le signal. La localisation spatiale est obtenue par un gradient de champ magnétique. Ensuite, l'application d'une onde de radiofréquence, à une fréquence spécifique dite de résonance, permet de transmettre de l'énergie au proton, le faisant passer d'un état d'équilibre à un état excité. A l'arrêt de l'émission de l'onde de radiofréquence se produit le phénomène fondamental de relaxation, caractérisé par deux temps T1 et T2. Le proton retourne à sa position d'équilibre en restituant l'énergie, sous la forme d'un signal. C'est ce signal qui est recueilli par les antennes préalablement placées en regard de l'organe à étudier.

### **1.3/ Principe des séquences de base**

Le signal recueilli est différent selon la séquence choisie par le radiologue à la console. Les séquences sont actuellement très variées et il est important, surtout chez le nouveau-né, de choisir des séquences robustes et reproductibles avec des paramètres adaptés au cerveau

immature. La séquence de base est nommée écho de spin. Selon les paramètres utilisés (temps d'impulsion de radiofréquence, temps d'écho, temps de répétition), l'image obtenue après l'application d'un calcul mathématique (transformée de Fourier) sera pondérée en T1 ou T2. Selon la pondération, les liquides apparaîtront en noir (hyposignal) sur les séquences T1, ou blanc (hypersignal) sur les séquences T2.

La qualité de l'image dépend de la résolution souhaitée, et celle-ci dépend des capacités de la machine, de la taille des structures à étudier et du temps d'acquisition.

De nombreux artefacts existent en IRM, liés au matériel (hétérogénéités du champ magnétique, présence de matériel métallique, interférences) ou au patient (mouvements volontaires, respiratoires). Ces artefacts peuvent dégrader la qualité de l'image mais ils peuvent également être mis à profit pour le diagnostic.

Ainsi, il est essentiel de choisir un compromis satisfaisant entre la qualité de l'image et des séquences courtes, durant chacune quelques minutes, peu sensibles aux mouvements du nouveau-né (figure 1).

## **2/ Modalités de réalisation de l'examen**

### **2.1/ Transport et mise en condition**

Une IRM cérébrale dure en moyenne une trentaine de minutes chez le nouveau né, mais l'ensemble de l'examen prend, en réalité, beaucoup plus de temps. En effet, il faut tenir compte du transport de l'enfant sur le site, et de la préparation souvent lourde pour adapter l'enfant au déroulement de l'examen. Il faut d'abord s'assurer de l'absence de matériel ferromagnétique. L'immobilité de l'enfant est obtenue par une sédation médicamenteuse ou par la prise d'un biberon avant l'installation pour favoriser le sommeil post-prandial, selon

que l'enfant est en réanimation ou vient en externe. Une contention légère, avec des bandes Velpeau par exemple, est toujours associée pour éviter les artefacts de mouvements lors de l'acquisition des images et pour transporter l'enfant de la salle de préparation vers l'IRM.

Les systèmes IRM utilisés sont les mêmes que ceux utilisés pour les adultes et donc trop volumineux pour les nouveau-nés, a fortiori les prématurés. Pour améliorer les conditions de transport et de réalisation de l'examen ont été développées des couveuses IRM compatibles, dans lesquelles la température est contrôlée, la surveillance par scope possible et les antennes dédiées déjà installées. Le seul inconvénient de ce matériel est son coût actuellement élevé [1].

## **2.2/ Choix du champ magnétique**

Le débat sur le champ magnétique idéal pour le nouveau-né n'est actuellement pas tranché. Les essais à très bas champ n'ont pas été concluants car la performance des séquences est insuffisante pour une information diagnostique suffisante.

L'utilisation d'une IRM à 1,5 teslas de petite taille, dédiée à la néonatalogie, superposable à celle utilisée pour l'exploration ostéo-articulaire, a été testée sur un modèle de mouton prématuré et semble intéressante [2]. Ces systèmes sont plus petits, moins exigeants techniquement pour leur installation sur site, moins bruyants et moins coûteux.

L'utilisation d'une IRM à 3 Teslas permet d'améliorer la résolution spatiale (ou de gagner du temps d'acquisition pour une image équivalente à celle d'une 1,5 Teslas) mais au prix de contraintes techniques comme la diminution du contraste en T1, l'augmentation des artefacts, et la nécessité d'une surveillance thermique accrue (ondes de radiofréquence plus intenses) sur un enfant de faible poids. Cette augmentation de chaleur reçue est quantifiée par le SAR (specific absorption rate) et ne doit pas être négligée.

Dans tous les cas, il est important d'assurer une protection maximale de l'audition de ces nouveau-nés par le port de bouchons d'oreille et/ou de casque antibruit. Les bruits produits lors d'un examen par IRM peuvent être importants (jusqu'à 131 dB) et ont un effet sur le fonctionnement de l'oreille interne [3]. Peu d'études se sont cependant penchées sur le retentissement à long terme du bruit de l'IRM effectuée chez les nouveau-nés.

### **3/ Innovations**

#### **3.1/ Techniques**

##### 3.1.1/ Séquences de diffusion et tenseurs de diffusion

Il s'agit d'une séquence rapide, qui utilise la perte de signal due au mouvement permanent des protons de l'eau (mouvement brownien), par l'ajout d'un gradient de diffusion. Très sensible aux artefacts, cette séquence est toujours interprétée en association avec les séquences conventionnelles. Pour simplifier, l'imagerie de diffusion mesure les mouvements microscopiques des protons. Un coefficient apparent de diffusion est calculé pour chaque voxel étudié, donnant une carte en couleur ou en échelle de gris.

Les valeurs de la diffusion évoluent au cours du développement, et globalement, la myélinisation réduit progressivement la diffusion, notamment dans la substance blanche.

Les zones cérébrales pathologiques où les protons sont immobiles, du fait du gonflement cellulaire, apparaîtront hyperintenses (blanches), traduisant l'œdème cytotoxique. La diffusion est donc particulièrement utile et robuste pour détecter précocement les lésions anoxo-



ischémiques chez le nouveau-né à terme, mais n'a de valeur que positive [4].

L'imagerie en tenseur de diffusion est une nouvelle technique nécessitant un temps d'acquisition plus long. Elle représente en 3D l'orientation des fibres de substance blanche et permet d'objectiver d'éventuelles anomalies d'organisation [5]. Il devient envisageable de prédire des séquelles motrices par comparaison au côté sain et aux valeurs observées chez des enfants témoins [6].

### 3.1.2/ Séquence SWI : Susceptibility Weighted Imaging

Les séquences en écho de gradient T2 sont particulièrement sensibles aux artefacts de susceptibilité magnétique, ce qui est utile pour détecter les stigmates d'hémorragie intraparenchymateuse (figure 2). L'imagerie de susceptibilité magnétique (SWI) est une séquence écho de gradient 3D à haute résolution, qui exploite l'effet BOLD, reflétant des variations locales et transitoires de l'oxygène transporté par l'hémoglobine, et les différences de susceptibilité magnétique existant entre les tissus. La SWI est très sensible aux dépôts de sang, de fer et de calcium dans le cerveau. Les applications cliniques sont la détection de pétéchies hémorragiques, la détection de malformations vasculaires telles que les cavernomes, télangiectasies, et angiomes associés ou non à un syndrome de Sturge-Weber. La séquence SWI peut mettre en évidence une thrombose veineuse [7]. Elle différencie également les lésions punctiformes hémorragiques de la substance blanche des lésions de gliose.

### 3.1.3/ Spectroscopie

La spectroscopie par résonance magnétique (SRM) est une séquence permettant d'approcher le reflet du métabolisme de la zone explorée sous la forme d'un spectre, de manière non invasive. La spectroscopie est disponible sur toutes les machines et effectuée après les

séquences morphologiques habituelles, qui permettent de placer le volume d'intérêt. La SRM permet d'étudier le profil métabolique d'un tissu normal ou pathologique et son évolution [8]. Par exemple, en période néonatale, la mise en évidence d'un pic double (doublet) de lactates évoque une maladie mitochondriale (figure 3) ou une souffrance anoxo-ischémique sévère.

### **3.2/ Segmentation de structures cérébrales**

L'étude des IRM réalisées en période néo-natale repose actuellement sur des critères morphologiques (perte de volume de la substance blanche, ventriculomégalie) ou des anomalies de signal diffuses ou focales de la substance blanche (anomalie de myélinisation, lésions ischémo-hémorragiques). L'analyse morphologique des structures cérébrales doit être effectuée de la manière la plus objective et la plus reproductible possible. L'œil du radiologue est capable de reconnaître ces différentes structures, d'en apprécier la taille et la morphologie, et d'en mesurer de façon subjective l'intensité. Mais il existe une variabilité intra-observateur au cours du temps, et une variabilité inter-individuelle encore mal évaluée.

L'étude du développement cérébral et sa quantification morphométrique rend nécessaire la segmentation d'images IRM du cerveau néonatal. Les mesures de volume de la substance blanche, de la substance grise, de certaines structures comme les ventricules, le corps calleux ou encore les noyaux gris centraux peuvent aider à prédire certains risques lors du développement [9].

Les méthodes développées pour le cerveau adulte ou pour les enfants ne sont pas directement utilisables pour des images néonatales. La résolution des images est souvent moins élevée et le contraste des images très différent. Toutefois, l'amélioration des séquences d'acquisition et

de la qualité des images a permis récemment de concevoir et développer des méthodes de segmentation semi-automatique spécifiques pour le cerveau néonatal [10] (figure 4).

## **4/ Implications cliniques**

### **4.1/ Développement cérébral**

L'amélioration des images obtenues en IRM a permis une meilleure connaissance du développement des structures cérébrales normales et pathologiques chez le nouveau-né. Les séquences utilisées sont de plus en plus rapides, avec une résolution spatiale augmentée et un meilleur contraste.

#### **4.1.1/ Le cerveau du prématuré**

Si la pathologie classique de l'enfant né prématurément après 32 semaines d'aménorrhée (SA) est bien connue (complications hémorragiques et leucomalacie périventriculaire) et en net recul, une nouvelle sémiologie est apparue avec les grands prématurés, nés entre 24 et 32 SA. Il faut préciser que la place exacte de l'IRM cérébrale chez le prématuré avec ETF normale n'est pas actuellement clairement définie. En particulier, la nécessité d'une IRM systématique à terme n'est pas prouvée.

#### **4.1.2/ Les variantes de la normale**

Le diagnostic des lésions doit tenir compte de l'aspect particulier de l'IRM chez le grand prématuré. Avant 26 SA, les bandes normales de migration cellulaires sont visibles sous la forme d'un hyposignal en T2 et d'un hypersignal en T1. Le phénomène de myélinisation peut

être objectivé progressivement sous la forme d'hypersignal T1 et hyposignal T2, lié à une augmentation de la densité cellulaire et du contenu en substances lipidiques, associée à une diminution du contenu hydrique. La progression de la myélinisation peut être suivie in vivo, de façon physiologique, d'abord au niveau des pédoncules cérébelleux supérieurs et inférieurs, puis à partir de 36 SA sur la couronne rayonnante, le bras postérieur de la capsule interne et dans les régions péri centrales. L'évaluation de la myélinisation permet d'apprécier le degré de maturation cérébrale.

## **4.2/ Pathologies du prématuré**

### 4.2.1/ Leucomalacie périventriculaire

La leucomalacie périventriculaire est une atteinte touchant plus particulièrement le prématuré, du fait de la vulnérabilité sélective de la substance blanche périventriculaire dans cette population. Dépistée par une hyperéchogénicité de la substance blanche en échographie transfontanellaire, l'IRM permet de mieux en déterminer l'étendue et la localisation.

Le grand prématuré présente une forme particulière de leucomalacie plus étendue, plus discrète et d'apparition plus tardive que ce que l'on a pu connaître auparavant. Les lésions peuvent apparaître plusieurs semaines après la naissance à la suite d'un épisode infectieux ou une instabilité hémodynamique d'autre origine. Ces lésions se cavitent plus rarement et prennent plus volontiers une forme nodulaire (figure 5). Le pronostic de la forme classique de leucomalacie, lié à la taille des lésions kystiques, leur étendue et leur localisation par rapport au sillon central n'est pas applicable au grand prématuré.

### **4.3/ Pathologies du nouveau-né à terme**

#### 4.3.1/ Lésions anoxo-ischémiques

Le cerveau du nouveau-né à terme est très sensible à l'ischémie et l'IRM permet de bien différencier deux situations : l'anoxo-ischémie, pathologie globale ou pluri focale et l'accident vasculaire cérébral (AVC), focal, artériel ou veineux. L'IRM, complétée si besoin d'une angio-IRM (étude des vaisseaux artériels et veineux sans injection de produit de contraste) est indispensable pour apprécier la présence, l'étendue des lésions et leur cause éventuelle. Le moment de réalisation de l'IRM dépend de la pathologie suspectée : elle doit être faite dès les premières heures pour confirmer une suspicion d'AVC, c'est-à-dire en cas de convulsions ou de troubles du tonus survenant « en ciel serein » chez un nouveau-né sans aucun contexte périnatal. En revanche, dans un contexte d'encéphalopathie anoxo-ischémique, une IRM effectuée avant J7 ne permettra pas, en général, d'établir un pronostic. Ces données soulignent l'intérêt primordial des discussions multidisciplinaires avec les néonatalogistes et les neuropédiatres.

##### 4.3.1.1/ L'encéphalopathie anoxo-ischémique du nouveau-né

L'encéphalopathie anoxo-ischémique du nouveau-né concerne 2 à 4 pour 1000 nouveau-nés à terme et entraîne une mortalité entre 15 et 25 %, avec des handicaps majeurs chez les survivants. Les lésions observées peuvent concerner la substance grise (noyaux gris centraux, cortex) ou la substance blanche (capsule interne, régions sous corticales, corps calleux, faisceaux cortico-spinaux dans le tronc cérébral). Ces lésions peuvent être mises en évidence dès les premières heures sur la séquence de diffusion. Celle-ci peut révéler des zones d'œdème vasogénique, parfois réversibles, et des zones d'œdème cytotoxique (coefficient de diffusion abaissé), de pronostic réservé car souvent irréversibles. Les anomalies visibles en

diffusion se normalisent rapidement, en moins d'une semaine, ce qui explique que la séquence de diffusion n'a de valeur que positive. A partir d'une semaine environ, les anomalies deviennent visibles sur les séquences pondérées en T1 et T2 et la présence d'un hypersignal en T1 indique des lésions permanentes de nécrose laminaire et/ou de gliose et calcifications. L'atteinte des noyaux gris et du cortex constituent des éléments de mauvais pronostic. La perte de l'hypersignal physiologique visible en T1 au niveau du bras postérieur de la capsule interne est un signe péjoratif à reconnaître (figure 6).

#### 4.3.1.2/ AVC artériel

Les accidents ischémiques artériels de la période néonatale sont 2 à 3 fois plus courants que chez le grand enfant et leur prévalence est estimée à 1/3 000 naissances vivantes. Ils se manifestent typiquement dans les premiers jours de vie par des convulsions survenant chez un nouveau-né en « ciel serein », sans histoire obstétricale sévère. L'IRM avec séquences de diffusion est la méthode diagnostique la plus sensible (figure 7). L'atteinte sévère du faisceau cortico-spinal a une forte valeur prédictive péjorative pour l'évolution motrice [11]. Elle s'exprime dès les premiers jours en diffusion par un hypersignal étendu de la capsule interne au tronc cérébral qui peut ensuite s'atrophier.

#### 4.3.1.3/ Thrombose veineuse

Les thromboses veineuses périnatales peuvent concerner le système veineux superficiel ou profond. Elles sont responsables de lésions ischémo-hémorragiques bien mises en évidence par les séquences de susceptibilité magnétique. L'exemple typique est l'infarctus veineux de la substance blanche frontale, dit infarctus « de Volpé », lié à une thrombose veineuse rétrograde, elle-même souvent secondaire à une hémorragie de la zone germinative. La séquence d'angio-IRM veineuse peut montrer une absence de flux dans le sinus thrombosé, si

celui-ci est de taille suffisante.

#### 4.3.2/ Autres pathologies

L'IRM peut montrer des lésions dans des contextes infectieux (herpès de type 2, enterobacter...) d'encéphalites pré-suppuratives, d'abcès et/ou de vascularites. La répartition de ces lésions est aléatoire, et il existe fréquemment un œdème péri-lésionnel.

L'hypoglycémie néonatale entraîne des lésions des noyaux gris et la substance blanche à prédominance pariéto-occipitale.

Les maladies métaboliques, en particulier la leucinose (maladie du « sirop d'érable ») et l'hyperglycinémie sans cétose pour lesquelles la spectroscopie peut apporter des éléments contributifs (pic de glycine à 3.5 ppm).

### **Conclusion**

L'IRM est une technique performante et en perpétuelle évolution pour l'exploration du cerveau néonatal, après l'échographie transfontanellaire. Si ses indications chez le nouveau-né à terme sont larges et assez bien définies, elles restent imprécises chez le prématuré. Les stratégies diagnostiques méritent d'être affinées par l'étude de cohortes, aidée de l'apport du traitement d'image et des méthodes semi-automatisées de segmentation et de quantification.

### **Légende des figures**

Fig 1a, b. Pondérations en T1 et T2 chez un nouveau-né à terme âgé de 11 jours. Coupe sagittale en T1 (a) (Fast Spin Echo). Noter l'aspect en hyposignal (flèches) du corps calleux (substance blanche) ; temps d'acquisition : 3 min 50 sec.

Coupe axiale en T2 (b) (Fast Spin Echo) passant par les cornes frontales des ventricules latéraux. La substance blanche est en hypersignal par rapport à la substance grise ; temps d'acquisition : 3 min 14 sec.

Fig 2a, b. Intérêt de la séquence d'écho de gradient en T2 (a) (T2\*), sensible aux propriétés paramagnétiques des produits de dégradation sanguins. Coupe axiale au niveau du vertex chez un nouveau-né à terme. Hyposignaux millimétriques multiples (noirs) témoignant de pétéchies hémorragiques en rapport avec une hémorragie méningée banale dans ce contexte. Même niveau de coupe en spin écho T2 (b) : éléments hémorragiques non décelables. Pour mémoire, tuméfaction du scalp.

Fig 3a, b. Spectroscopie à TE long (a) centrée sur le noyau lenticulaire gauche d'un enfant de 6 ans. Pics principaux : NAA = N Acétyl Aspartate ; Cr = Créatine ; Cho = Choline. (b) : centrée sur la substance blanche hémisphérique gauche chez un enfant de 14 mois atteint d'une maladie mitochondriale. Effondrement des pics principaux et doublet de lactate négatif (flèche).

Fig 4. Segmentation semi-automatique des noyaux gris centraux et des thalami.

Fig 5. Leucomalacie périventriculaire nodulaire chez un ancien prématuré. Coupe parasagittale droite en pondération T2. Lésions millimétriques en chapelet, non cavitaires, disséminées dans la substance blanche (flèches).

Fig 6a-e. Anoxo ischémie sévère à terme. Nouveau-né à terme, coupes axiales en IRM à J9.

T1 (a) : perte de l'hypersignal normal des bras postérieurs des capsules internes (flèche), avec



hypersignal des noyaux lenticulaires et des noyaux ventro-latéraux des thalamus. Diffusion b 1000 (b, c) : confirmation d'hypersignaux pathologiques des noyaux gris centraux et présence d'anomalies des faisceaux cortico-spinaux au niveau des pédoncules cérébraux. Cartographie d'ADC (d) : restriction d'ADC (hyposignal) au niveau des noyaux gris témoignant d'un œdème cytotoxique. Témoin normal (e), à terme : hypersignal normal des bras postérieurs des capsules internes (flèche).

Fig 7a, b. Accident vasculaire néonatal à terme. Coupes axiales en T2 (a) : hypersignal subtil du territoire sylvien superficiel et profond (noyau lenticulaire) gauche avec dédifférenciation entre le cortex et la substance blanche temporo-insulaire. Diffusion b 1000 (b) : hypersignal évident en diffusion du même territoire et du splénium du corps calleux.

### **Références bibliographiques**

- [1] Paley MNJ, Hart AR, Lait M, et al. An MR-compatible neonatal incubator. *Br J Radiol* 2012;85:952-8.
- [2] Tkach JA, Hillman NH, Jobe AH, et al. An MRI system for imaging neonates in the NICU: initial feasibility study. *Pediatr Radiol* 2012;42:1347-56.
- [3] Radomskij P, Schmidt MA, Heron CW, et al. Effect of MRI noise on cochlear function. *Lancet* 2002;359:1485.
- [4] Pannek K, Guzzetta A, Colditz PB, et al. Diffusion MRI of the neonate brain: acquisition, processing and analysis techniques. *Pediatr Radiol* 2012;42:1169-82.

- [5] Liu Y, Aeby A, Balériaux D, et al. White matter abnormalities are related to microstructural changes in preterm neonates at term-equivalent age: a diffusion tensor imaging and probabilistic tractography study. *AJNR Am J Neuroradiol* 2012;33:839-45.
- [6] Roze E, Harris PA, Ball G, et al. Tractography of the corticospinal tracts in infants with focal perinatal injury: comparison with normal controls and to motor development. *Neuroradiology* 2012;54:507-16.
- [7] Verschuuren S, Poretti A, Buerki S, et al. Susceptibility-weighted imaging of the pediatric brain. *AJR Am J Roentgenol* 2012;198:440-9.
- [8] Cheong JLY, Cady EB, Penrice J, et al. Proton MR spectroscopy in neonates with perinatal cerebral hypoxic-ischemic injury: metabolite peak-area ratios, relaxation times, and absolute concentrations. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006;27:1546-54.
- [9] Inder TE, Warfield SK, Wang H, et al. Abnormal cerebral structure is present at term in premature infants. *Pediatrics* 2005;115:286-94.
- [10] Cardoso MJ, Melbourne A, Kendall GS, et al. AdaPT: An adaptive preterm segmentation algorithm for neonatal brain MRI. *Neuroimage*. 2013;65:97-108.
- [11] Husson B, Hertz-Pannier L, Renaud C, et al. Motor outcomes after neonatal arterial ischemic stroke related to early MRI data in a prospective study. *Pediatrics* 2010;126:912-8.