

## Imageries de diffusion et de perfusion dans l'ischémie cérébrale en phase aiguë

G. Cosnard, C. Grandin, T. Duprez

### PLAN DU CHAPITRE

Imagerie de diffusion.....	139	Conclusion.....	144
Imagerie de perfusion.....	141		

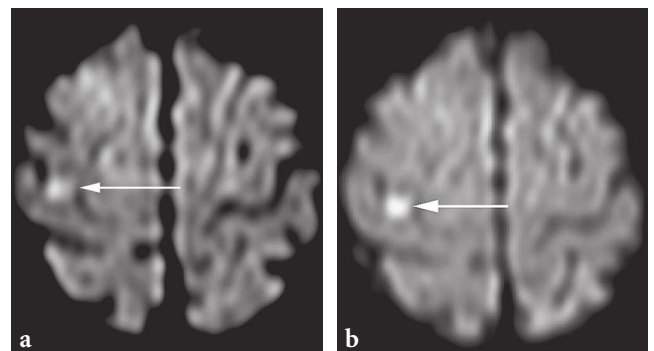
À la phase aiguë d'un accident vasculaire cérébral ischémique, l'IRM permet d'acquérir un ensemble de résultats qui ne peuvent être obtenus autrement que par des techniques dispersées sur des sites différents, même si chaque technique offre de meilleures performances. Ainsi, l'artériographie à rayons X est plus précise que l'angiographie en temps de vol de l'IRM pour détecter le site et le type de l'occlusion artérielle et étudier l'état des anastomoses. De même, les procédures de médecine nucléaire permettent une étude fonctionnelle et surtout métabolique du cerveau, actuellement irréalisable en IRM, au moins pour ce qui concerne les études de consommation de glucose et d'oxygène. Mais l'IRM permet une simplification diagnostique dans une unité de lieu et de temps dans un contexte d'extrême urgence. L'angiographie, l'imagerie de diffusion et l'imagerie de perfusion en sont les principaux outils (*voir aussi chap. 2*).

### Imagerie de diffusion

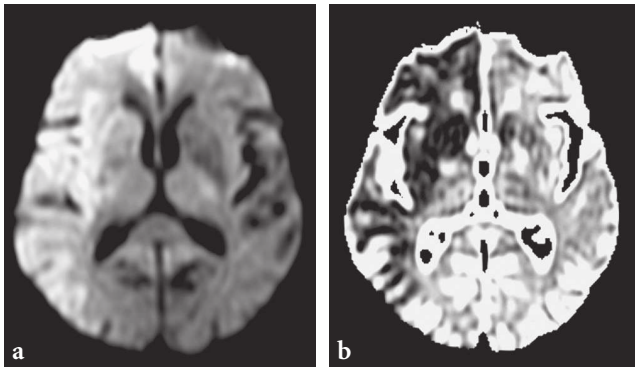
Dès les premières heures suivant l'apparition des symptômes, en quelques secondes d'acquisition, l'imagerie de diffusion permet de détecter un foyer ischémique, bien plus précocement que ne le permettent les séquences IRM conventionnelles. Ce diagnostic positif précoce d'une lésion ischémique est d'autant plus important que dans un cas sur cinq, les symptômes cliniques évocateurs d'AVC sont dus à une autre cause [17, 25, 35]. De même, la visualisation des lésions permet de corriger la suspicion clinique du territoire artériel de la localisation ischémique dans 30 % des cas ou de détecter des lésions dans des territoires multiples dans 13 % des cas (fig. 3.1, 3.2 et 3.5) [2].

### Principe et technique

L'imagerie de diffusion [14] est obtenue en technique écho-planaire, par une séquence en écho de spin, où un gradient de diffusion est appliqué de part et d'autre de l'impulsion RF à 180 degrés. Ce gradient de diffusion est appliqué successivement dans les trois plans de l'espace. L'imagerie de diffusion est caractérisée par l'amplitude  $G$  de ces gradients exprimée en mT/m et les temps  $\Delta$  et  $\delta$  des durées d'application de ces gradients exprimées en millimètre par seconde. Cette imagerie de diffusion est obtenue après acquisition d'une série d'images fortement pondérées T2, sans application des gradients de diffusion (la valeur du facteur de



**Fig. 3.1** Patient de 38 ans examiné en IRM en imagerie de diffusion quatre heures après avoir présenté un épisode brutal d'hémiplégie gauche (a) et contrôlé trois jours plus tard, alors en rémission clinique complète (b). Une très petite lésion située dans le gyrus précentral droit est de signal élevé (flèche en a), puis de signal intense à J3 (flèche en b).



**Fig. 3.2** Patiente de 87 ans examinée en IRM deux heures après avoir présenté une hémiparésie gauche massive. En imagerie de diffusion, la lésion ischémique apparaît étendue à tout le territoire carotidien droit (a). La cartographie ADC (b) montre une forte réduction de l'ADC dans tout ce territoire. L'ADC était mesuré à  $340 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s}$  dans le putamen droit, pour une valeur de  $750 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s}$  en zone saine controlatérale.

diffusion  $b$  est alors égale à 0) et après l'acquisition successive de trois séries d'images avec application successive des gradients de diffusion dans l'axe X, puis Y, puis Z (de valeur  $b$  actuellement le plus souvent égale à  $1000 \text{ s/mm}^2$ , mais qui peut lui être très supérieure). Une série d'images combinées est reconstruite à partir de ces trois dernières séquences afin d'éliminer les artefacts d'anisotropie dus à l'architecture et à l'orientation des différents faisceaux de substance blanche.

Cette imagerie rapide, qui permet une étude de l'ensemble de l'encéphale en une trentaine de secondes, est peu sensible aux artefacts de mouvement du patient. En revanche, la présence de matériel ferromagnétique, d'origine dentaire en particulier, peut altérer la qualité de l'image jusqu'à la rendre illisible. De même, des artefacts de susceptibilité magnétique apparaissent à toutes les interfaces air-encéphale ou os-encéphale, notamment en région sus-orbitaire et en région temporale sur les pyramides pétreuses. En revanche, cette séquence en écho de spin est beaucoup moins sensible que les séquences équivalentes en écho de gradient pour détecter des traces hémorragiques. L'examen IRM est donc toujours complété par une séquence EPI-EG-T2\* pour détecter en hyposignal les traces hémorragiques anciennes ou un début de transformation hémorragique de la lésion ischémique hyperaiguë.

En imagerie de diffusion, après application des gradients de diffusion, les liquides apparaissent en hyposignal, l'encéphale est de signal intermédiaire et une lésion ischémique en phase hyperaiguë apparaît avec un signal élevé. Ce signal élevé est dû à une réduction du coefficient apparent de diffusion dans la région ischémisée, due à l'œdème cytotoxique survenant dans les minutes qui suivent les désordres hémodynamiques, hydroélectriques et métaboliques.

Une cartographie ADC, représentant les valeurs de l'ADC dans chaque voxel, peut être obtenue à partir des mesures d'intensité du signal IRM des images acquises à  $b=0$  et  $b=1000$  (fig. 3.2). Exprimées en  $\text{mm}^2/\text{s}$ , les valeurs d'ADC sont mesurées dans chaque pixel ou dans n'importe quelle zone d'intérêt. Dans notre expérience, l'ADC de la substance blanche normale est de  $0,700 \times 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s}$  et celui de la

substance grise de  $0,790 \times 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s}$  avec des valeurs de déviations standards, inférieures à 10 % [6]. Mais les valeurs rapportées dans la littérature sont variables et augmentent de façon significative chez le sujet de plus de 60 ans [8]. Le calcul du ratio entre ADC de la zone suspecte et ADC d'une zone miroir saine (ADCr), normalement égal à 1, est donc nécessaire en pratique courante [37].

### Sémiologie élémentaire

À la phase hyperaiguë de l'AVC (0 à 6 heures), la lésion ischémique n'est pas visible sur une imagerie pondérée T2 mais apparaît avec un signal élevé en imagerie de diffusion. Aux phases aiguës (6 à 24 heures) et subaiguës (48 heures à 10 jours) de l'AVC, la lésion ischémique est déjà visible en imagerie pondérée T2 et a un signal intense en imagerie de diffusion. À la phase chronique de l'AVC (au-delà de 10 à 15 jours), la lésion ischémique a un signal élevé en pondération T2 et un signal faible ou inapparent en imagerie de diffusion. À la phase séquellaire de nécrose, la lésion encéphalomalacique macrokystique est de signal élevé en pondération T2 et a un hyposignal identique à celui du LCS en imagerie de diffusion.

À titre diagnostique, le recours à la cartographie ADC n'est pas toujours nécessaire. C'est en particulier le cas quand les images pondérées T2 et les images de diffusion sont normales. Dans ce cas, même s'il s'agit d'un faux négatif de l'imagerie de diffusion, la cartographie ADC ne permettra pas de redresser le diagnostic. Le recours à la cartographie n'est pas non plus utile lorsqu'une lésion de signal élevé est découverte en pondération T2 avec une image normale en imagerie de diffusion, puisqu'il s'agit alors d'une lésion chronique; pas utile non plus à titre diagnostique si une lésion n'est pas visible en pondération T2 mais est de signal élevé ou intense en imagerie de diffusion (l'ADC sera dans ce cas calculé à titre pronostique). Le recours à la cartographie ADC à titre diagnostique est surtout utile quand une lésion apparaît de signal élevé en T2 et en imagerie de diffusion. Dans ce cas, la réduction de l'ADC est un argument en faveur d'une lésion ischémique, sa normalité ou son élévation un argument en faveur d'une autre affection [27]. C'est par exemple le cas des lésions épileptiques post-critiques (hippocampes et pulvinar), d'amnésie transitoire (hippocampe), d'hypoglycémie, de sclérose en plaques et même parfois de tumeurs cérébrales.

### Sensibilité et spécificité de l'imagerie de diffusion en phase hyperaiguë

Après quelques publications faisant état d'une sensibilité proche de 100 % [9], il s'avère que l'imagerie de diffusion permet de confirmer le diagnostic de lésion ischémique avec une spécificité et une sensibilité d'environ 90 à 95 % [6, 7, 16, 19, 23, 28, 34, 39].

Les faux positifs de l'imagerie de diffusion en phase aiguë sont très rares. Les premiers cas rapportés étaient dus à des artefacts d'anisotropie, actuellement contrôlés. Mais il est des causes plus subtiles, c'est par exemple le cas de petites métastases sans œdème périlésionnel qui peuvent prendre le masque de microlésions ischémiques disséminées, présentant une réduction de l'ADC, un signal quasiment normal

en T2 et un signal élevé ou intense en imagerie de diffusion. C'est également le cas de la thrombophlébite cérébrale, mais les signes cliniques et la topographie des lésions sont le plus souvent très différents [25]. Les abcès cérébraux de signal intense en imagerie de diffusion malgré un ADC souvent élevé ou normal sont détectés avant application des gradients ou en séquences pondérées T2 et ne doivent pas poser de problème diagnostique.

Les faux négatifs de l'imagerie de diffusion sont estimés à 5 % des cas d'ischémie. Il s'agit le plus souvent de petites lésions (dont le volume est souvent inférieur à 1 cm<sup>3</sup>), survenant chez des patients examinés très précocement, souvent dans la première heure après l'apparition des symptômes. Le risque de faux négatif est plus élevé si la lésion est de topographie infratentorielle, surtout dans le tronc cérébral ou située dans les noyaux de la base, et en particulier dans le thalamus [3, 16, 39]. Plusieurs mécanismes pourraient être à l'origine de ces faux négatifs de l'imagerie de diffusion : débit sanguin cérébral inférieur au seuil de dysfonctionnement neuronal mais encore supérieur au seuil de réduction de l'ADC, durée d'hypodébit insuffisant pour créer la lésion ; reperfusion restaurant les paramètres de diffusion mais n'empêchant pas une éventuelle lésion ischémique retardée ; survenue d'un second accident, symptomatique ou non [39]. Dans de rares cas, les séquences d'imagerie conventionnelle, et en particulier la séquence FLAIR, pourraient être positives alors que l'imagerie de diffusion est restée négative. La zone ischémisée apparaît alors avec un signal discrètement élevé, particulièrement en cas de reperfusion précoce du territoire ischémisé, surtout quand l'imagerie est réalisée plusieurs heures après l'accident et notamment dans le tronc cérébral [25, 27]. En séquence FLAIR, à la phase hyperaiguë de l'AVC, il a par ailleurs été rapporté la fréquence du signe de l'hyperintensité intraluminal des artères du territoire ischémisé. Ce signe est valable pour tous les territoires artériels, à l'exception de celui des territoires profonds et des accidents lacunaires [21, 22]. Ce signe très précoce de faible valeur prédictive négative a une valeur prédictive positive de 93 % [7]. Cette hyperintensité intraluminal a la même signification que celle de l'hyperdensité intravasculaire détectée au CT-scanner. L'imagerie de perfusion permettrait également de détecter des lésions méconnues en imagerie de diffusion dans 10 % des cas [34].

### Valeur pronostique de l'imagerie de diffusion

La sévérité de l'accident peut être immédiatement appréciée en fonction de la topographie des lésions, de leur volume et de l'importance de la réduction de l'ADC en zone ischémique.

Le volume des lésions a une valeur pronostique. Sans traitement, les lésions détectées précocement en imagerie de diffusion s'avèrent le plus souvent irréversibles, même si de très petites lésions peuvent spontanément disparaître [15]. La réduction spontanée de lésions étendues est rare et toujours modérée. Dès la phase hyperaiguë, la mesure du volume des lésions permet d'obtenir une information pronostique, au moins pour les lésions du territoire sylvien, un plus grand volume étant un élément de moins bon pronostic

de récupération à long terme [4, 18, 38, 41]. Il a par ailleurs été rapporté qu'en territoire cérébral moyen, un volume de 145 cm<sup>3</sup> était hautement prédictif de l'évolution maligne d'une lésion ischémique (avec une sensibilité de 100 % et une spécificité de 94 %) [26]. Ce diagnostic peut faire envisager l'éventualité d'une craniectomie décompressive pour éviter les complications de l'œdème malin.

Une importante réduction de l'ADC, en zone ischémisée laisse également présager une évolution clinique défavorable. La valeur moyenne de l'ADC des lésions ischémiques évolue dans le temps. Après 6 heures, elle est le plus souvent proche de sa valeur la plus basse mais peut diminuer encore discrètement pendant les cinq premiers jours (fig. 3.1b). Elle augmente alors progressivement jusqu'à revenir à une valeur normale entre 15 et 45 jours. La lésion peut ensuite présenter un ADC plus élevé que la valeur normale, traduisant probablement les phénomènes de nécrose tissulaire [32].

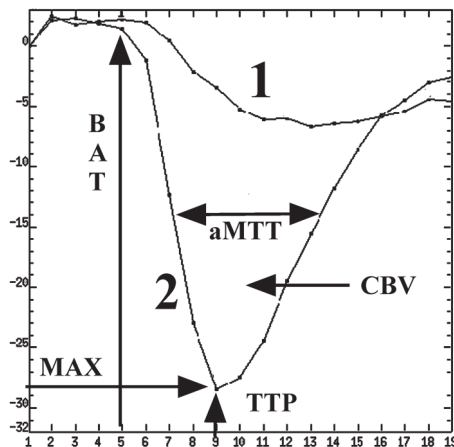
Van Everdingen *et al.* [38] ont constaté une évolution clinique favorable pour des valeurs d'ADCr moyen supérieures à 0,77 et une évolution défavorable pour des valeurs inférieures à 0,59. Mais ces données sont d'ordre statistique et n'ont pas de valeur pronostique individuelle. Enfin, l'imagerie de diffusion permettrait de fournir des informations identiques à celles de l'imagerie de perfusion concernant la détection de la zone de pénombre ischémique, mais cette hypothèse n'est toujours pas validée [24].

### Imagerie de perfusion

Elle reflète la qualité de la microvascularisation cérébrale garante de l'apport énergétique au tissu cérébral. Elle permet de mettre en évidence une éventuelle absence de perfusion de la zone ischémisée due à l'obstruction artérielle et au manque de suppléance vasculaire collatérale ou, au contraire, une revascularisation précoce. Elle permet aussi de mettre en évidence un trouble hémodynamique limité au territoire irréversiblement lésé ou étendu à un territoire beaucoup plus large que la lésion ischémique détectée en imagerie de diffusion. Cette zone de perturbation hémodynamique comprend la zone dite de pénombre, zone de parenchyme fragilisé mais encore viable, cible de tous les enjeux thérapeutiques (fig. 3.3 et 3.5c).

### Principe et technique

Par un effet de susceptibilité magnétique, le passage dans les capillaires cérébraux d'un chélate de gadolinium injecté par voie veineuse entraîne une modification de signal d'une imagerie en écho de gradient pondérée T2\* obtenue en technique EPI. Après une injection en bolus (injection IV au pli du coude dans un cathéter de 18 G, de 0,2 mL/kg d'un chélate de gadolinium avec un débit de 5 à 10 mL/s), l'ensemble de l'encéphale est imagé toutes les deux secondes pendant une quarantaine de secondes. L'étude séquentielle de la variation de l'intensité du signal dans le temps permet d'obtenir une courbe indicatrice de la perfusion tissulaire dans chaque voxel étudié (fig. 3.3). Aux doses usuelles, la chute de signal est approximativement proportionnelle à la concentration capillaire de l'agent paramagnétique de contraste. La courbe de décroissance du signal en fonction



**Fig. 3.3** Courbes de chute du signal obtenue en imagerie de perfusion. La courbe 1 est obtenue dans une région d'intérêt en zone ischémique et la courbe 2 dans une zone miroir controlatérale considérée comme saine. L'échelle du temps est en abscisse (19 mesures espacées de 2 secondes), l'intensité du signal est en ordonnée (exprimée ici en pourcentage). La courbe 2 montre les perturbations hémodynamiques majeures dans la région ischémique. La forte réduction du paramètre MAX permet de présumer de l'effondrement du débit sanguin cérébral (CBF). BAT : temps d'arrivée du bolus; MAX : intensité maximale de la perte de signal; TTP : temps du pic; aMTT : temps de transit moyen approché, premier moment de la courbe; CBV : volume sanguin cérébral, intégrale de la surface de la courbe.

du temps peut être utilisée telle quelle ou être convertie après application d'une fonction logarithmique (incluant le temps d'écho utilisé) en courbe représentant les valeurs relatives de concentration de produit de contraste. La courbe est alors ajustée, en excluant notamment les phénomènes de recirculation, par une fonction mathématique complexe de type «  $\gamma$  variate ».

À partir de cette courbe de décroissance du signal en fonction du temps, on peut obtenir au moins cinq valeurs extrapolées et établir des cartographies selon le temps d'arrivée du bolus (*Bolus Arrival Time* ou BAT), le temps du pic (TDP ou *Time To Peak* ou TTP), le temps de transit moyen apparent (TTMA ou *apparent Mean Transit Time*, aMTT) représenté par le premier moment de la courbe, la hauteur du pic (MAX) et le volume sanguin cérébral (VSC ou *Cerebral Blood Volume* ou CBV) représenté par l'intégrale de la surface sous la courbe. Dans une zone d'intérêt, il est possible de comparer les données à celles d'une région miroir présumée saine en hémisphère controlatéral et d'établir des valeurs relatives de ces différents paramètres (fig. 3.3).

Il est possible d'obtenir des valeurs quantitatives de perfusion, en particulier du débit sanguin cérébral (DSC ou *Cerebral Blood Flow* ou CBF) [29, 30]. Cette approche implique la connaissance de la fonction d'entrée artérielle de l'agent de contraste ou AIF (*Arterial Input Function*) de manière à pouvoir appliquer le principe du volume central et obtenir une courbe tissulaire théorique qui correspondrait à celle obtenue avec une introduction instantanée du produit de contraste au plus proche de la région examinée. Ce principe relie les trois paramètres CBF, CBV et MTT tels que :  $CBF = CBV/MTT$ . En IRM, la fonction d'entrée artérielle est obtenue de façon non invasive, en mesurant

l'intensité du signal en fonction du temps dans des artères visibles sur les images de perfusion. La courbe tissulaire obtenue est ensuite déconvoluée par la courbe de l'AIF. Il existe plusieurs techniques de déconvolution, chacune avec ses avantages et inconvénients.

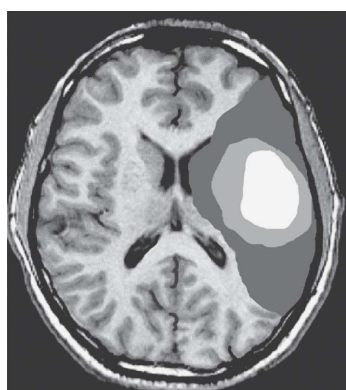
### Zone de perturbation hémodynamique

L'analyse des cartographies permet de constater l'absence d'anomalie perfusionnelle relative ou, au contraire, de démontrer un trouble hémodynamique, surtout celui qui s'exprime par des modifications des paramètres temporels (fig. 3.5). L'utilisation de ces paramètres est intéressante parce que, contrairement au CBV et au CBF qui sont très différents en substance blanche et en substance grise, les paramètres temporels sont eux quasiment identiques dans les deux substances. Aussi, les cartographies pondérées selon le temps (BAT, TTP, MTT) permettent-elles de détecter facilement un trouble hémodynamique relatif et le plus grand territoire où sont mis en œuvre les efforts de l'organisme pour combattre les effets de l'ischémie.

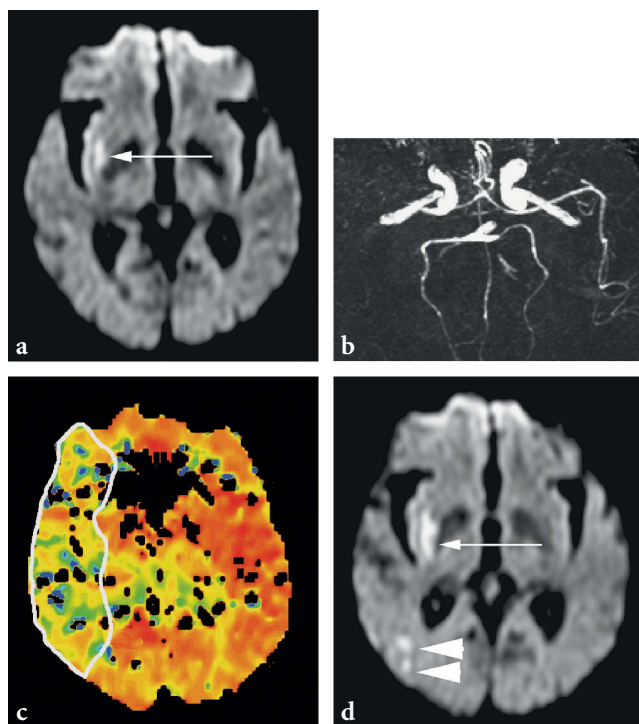
L'imagerie de perfusion peut mettre en évidence des anomalies hémodynamiques et participer au diagnostic positif de pathologie ischémique quand les autres séquences apparaissent négatives et notamment dans les 10 % de cas d'imagerie de diffusion faussement négative [3]. Des corrélations significatives ont été démontrées entre le volume des anomalies hémodynamiques et l'évolution clinique à court et moyen termes [18, 36]. L'importance du volume de perturbation hémodynamique aurait d'ailleurs une plus haute corrélation avec le devenir du patient que celle du volume mesuré en imagerie de diffusion [18]. Certaines lésions artérielles obstructives chroniques peuvent entraîner une modification discrète des paramètres temporels et en particulier du TTP ou du BAT. Il en est ainsi des sténoses carotidiennes compensées par le réseau anastomotique intra ou extracranien. Dans ce cas, la différence est en général de deux secondes et n'excède pas quatre secondes.

### Notion de mismatch

Le *mismatch* correspond à la différence de volume entre la zone ischémique détectée en imagerie de diffusion et le volume de la zone à hémodynamique perturbée [1, 5, 13, 33, 40]. Dans un cas sur trois, il n'y a pas de différence et cette absence de *mismatch* permet de prédire l'absence de croissance secondaire du volume des lésions ischémiques, contre-indiquant alors un geste agressif de thrombolyse [5, 10]. En revanche, dans deux cas sur trois, il y a une différence qui peut faire craindre une possible extension de la lésion. En effet, dans la zone de *mismatch* est contenue la zone de pénombre, zone qui va secondairement s'infarctir en l'absence de geste thérapeutique. Il a été démontré une relation entre le volume de la pénombre hémodynamique et l'importance de l'extension secondaire des lésions ischémiques responsable d'une évolution neurologique défavorable [13]. Mais parmi les patients présentant un *mismatch*, seulement le tiers présentera un accroissement secondaire des lésions et donc une véritable pénombre ischémique. Il ne faut donc pas confondre pénombre ischémique et *mismatch* des imageries de diffusion et de perfusion (fig. 3.4 et 3.5).



**Fig. 3.4** Présentation schématique de la zone ischémique irréversiblement lésée qui apparaît en hypersignal en imagerie de diffusion (en blanc) et de la zone de trouble hémodynamique maximum (en gris), détectée sur les cartographies des paramètres temporels TTP, BAT ou MTT. La différence entre les zones grises et la zone blanche représente le *mismatch*. La zone gris clair entourant l'infarctus est la zone de pénombre ischémique.



**Fig. 3.5** Patiente de 78 ans examinée en IRM trois heures après l'installation brutale d'une hémiplégié gauche. En imagerie de diffusion (a), la partie postérieure du putamen droit présente un hypersignal (flèche). Sur l'angiographie en temps de vol (b), est constatée une absence de flux dans l'artère cérébrale moyenne droite. Sur la cartographie MTT d'une imagerie de perfusion (c), la zone de perturbation hémodynamique (entourée d'une ligne blanche) est beaucoup plus vaste que la zone anormale en imagerie de diffusion définissant une vaste plage de *mismatch*. L'imagerie de diffusion de contrôle (d), après thrombolyse et repermeabilisation de l'artère cérébrale moyenne droite, montre la persistance de l'hypersignal putaminal avec une petite augmentation de volume de la lésion (flèche) et de nouvelles mais discrètes lésions de signal élevé en distalité du territoire sylvien (têtes de flèche).

### Pénombre et CBF

La pénombre ischémique est une zone de tissu à hémodynamique perturbée qui va s'infarcir secondairement en l'absence de reperfusion rapide (fig. 3.4). C'est un concept dynamique. Au premier stade des désordres hémodynamiques, le CBF est maintenu à ses valeurs normales, le déficit d'apport en sucres et en oxygène étant compensé par une augmentation discrète du CBV et du MTT. À un deuxième stade, dit oligémique, le CBF commence à diminuer, la vasodilatation est maximale et le MTT s'allonge encore. À ce stade, le métabolisme est encore normal. Au troisième stade, celui de perturbations électriques, mais d'une intégrité cellulaire encore préservée, le CBF chute, le CBV apparaît normal et le MTT est très allongé. Au stade 4, le CBF est effondré, le CBV chute et le MTT est très allongé, c'est le stade des lésions structurales.

On peut schématiquement retenir que la valeur normale du CBF est de 60 mL/min/100 g, l'inhibition de la synthèse protéique apparaît en dessous d'un seuil de 55 mL/min/100 g, l'augmentation de la glycolyse et le début d'accumulation de lactates en dessous de 35 mL/min/100 g, l'acidose à moins de 25 mL/min/100 g, la suppression de l'activité électrique et le déficit neurologique sous un seuil de 22 mL/min/100 g, la dépolarisation des membranes cellulaires et la mort cellulaire en dessous de 12 mL/min/100 g.

La connaissance du CBF apparaît donc comme essentielle, moins dans la région ischémisée détectée par son signal élevé en imagerie de diffusion et irréversiblement lésée, qu'en périphérie de cette lésion pour détecter la zone à risque impliquant les gestes thérapeutiques les plus agressifs. Nos travaux faisaient état d'une valeur prédictive d'infarctissement secondaire pour une valeur de CBF inférieure à 35 mL/min/100 mg avec une sensibilité de 69 % et une spécificité de 85 % [10].

### Imagerie de perfusion en pratique courante aujourd'hui

Elle est indiquée en cas d'imagerie de diffusion normale pour pallier les insuffisances de cette imagerie (environ 5 à 10 % cas). Elle n'est pas indiquée si un geste agressif ne peut ou ne doit pas être mis en œuvre. Ainsi, au moins pour ce qui concerne les lésions ischémiques en territoire sylvien, sa réalisation n'est pas indiquée en cas de lésion très étendue détectée en imagerie de diffusion ou, au contraire, en cas de très petite lésion. Elle est en revanche indiquée en cas de lésion de volume intermédiaire, surtout si un segment proximal artériel est occlus en angiographie.

Dans l'attente de validation des mesures du CBF, pour prédire l'accroissement secondaire de la zone ischémique, il semble aujourd'hui suffisant d'étudier le paramètre temporel TTP et la hauteur relative du pic. Ainsi, nous avons démontré que la mise en évidence d'un pic d'une hauteur inférieure à 54 % relativement au pic du territoire sain controlatéral, et un retard d'apparition du pic de 5,2 secondes relativement au côté sain controlatéral, devait permettre de prédire l'accroissement secondaire de la lésion avec une sensibilité de 71 % et une spécificité de 98 % [11].

## Indications thérapeutiques

Dans notre institution, en cas de lésion ischémique en territoire cérébral moyen et en l'absence de contre-indication générale, il est proposé une thrombolyse lorsque les conditions suivantes sont réunies : délai inférieur à quatre heures et trente minutes depuis l'apparition des symptômes, âge en principe inférieur à 80 ans, score clinique (*European Score Scale*) compris entre 30 et 70, volume de la lésion ischémique en imagerie de diffusion inférieur à 80 mL, mise en évidence d'une occlusion artérielle proximale et mise en évidence d'un *mismatch* entre imagerie de perfusion et de diffusion (à l'exclusion des troubles hémodynamiques mineurs tels qu'un retard d'arrivée du bolus inférieur à quatre secondes ou d'une discrète réduction de hauteur du pic, la courbe conservant un aspect étroit).

## Conclusion

Dans la première édition de ce chapitre, notre conclusion était que le cadre d'une suspicion d'AVC ischémiques en phase hyperaiguë, l'IRM doit être utilisée en pratique clinique courante, en extrême urgence, jour et nuit. Elle permet un diagnostic positif d'ischémie cérébrale, une évaluation du volume de la zone irréversiblement lésée, la mise en évidence d'une éventuelle occlusion vasculaire et de son

site et de son retentissement hémodynamique. Elle constitue une aide à la décision thérapeutique. Une large utilisation de cette technique permettrait une meilleure classification des cas et la constitution de groupes homogènes de malades pour une meilleure évaluation des effets des différentes thérapeutiques qui sont actuellement disponibles ou en cours de mise au point.

Si les performances diagnostiques de l'IRM se sont largement confirmées, supérieures à celles du CT-scanner, le recours à cette imagerie est moindre que prévu et pour plusieurs motifs. Le premier frein est dû à la moindre accessibilité aux machines IRM dans le cadre de l'urgence. Or, il est maintenant prouvé que l'un des facteurs pronostiques majeurs est celui du moindre délai entre l'accident neurologique et l'acte de thrombolyse [20, 31]. Le temps d'accès à l'IRM est dans la plupart de nos services d'urgence beaucoup plus élevé que le temps d'accès au CT-scanner. Par ailleurs, le temps traitement des données de perfusion et sa complexité ont limité son utilisation. Enfin, la supériorité de l'IRM face au CT-scanner pour détecter une hémorragie n'a pas encore été démontrée et l'indication de l'IRM en première ligne n'est pas encouragée [12].

Des compléments en ligne sont associés à ce chapitre. Ceux sont les références bibliographiques. Pour voir ces compléments, connectez-vous sur <http://www.em-consulte.com/e-complement/475394> et suivez les instructions.