



FORMATION MÉDICALE CONTINUE : LE POINT SUR . . .

Perfusion par *arterial spin labeling* (ASL) : technique et mise en œuvre clinique[☆]



J.-C. Ferré^{a,*}, E. Bannier^{b,c,d}, H. Raoult^{a,b,c,d},
G. Mineur^a, B. Carsin-Nicol^a, J.-Y. Gauvrit^{a,b,c,d}

^a Service de radiologie et imagerie médicale, hôpital Pontchaillou, CHU de Rennes, 2, rue Henri-Le-Guilloux, 35033 Rennes cedex 9, France

^b Plateforme Neurinfo, hôpital Pontchaillou, CHU de Rennes, 2, rue Henri-Le-Guilloux, 35033 Rennes cedex 9, France

^c Inria, VisAGeS unité/projet U746, 35042 Rennes, France

^d Inserm VisAGeS unité/projet U746, UMR 6074, Irisa, université Rennes-1, 35043 Rennes cedex, France

MOTS CLÉS

IRM ;
Perfusion ;
Cerveau ;
Rein

Résumé La perfusion par marquage de spins artériels ou *arterial spin labeling* (ASL) est une technique IRM de quantification du débit sanguin tissulaire. L'ASL est une technique non invasive qui marque les protons du sang artériel par une impulsion de radiofréquence, sans injection de produit de contraste exogène. Les objectifs de cet article sont triples : présenter les principes de la perfusion par ASL, les types de marquage et les modalités d'obtention des cartographies ; préciser les modalités de sa mise en œuvre sur les IRM cliniques et les critères qualité des cartographies obtenues, en insistant sur les artefacts ; décrire les principales applications encéphaliques et rénales.

© 2013 Éditions françaises de radiologie. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

L'étude de la perfusion tissulaire apporte des informations fonctionnelles sur la caractérisation lésionnelle et le pronostic de nombreuses pathologies. Différentes techniques sont utilisées en routine clinique : le scanner de perfusion, l'IRM de perfusion T2* (ou perfusion de susceptibilité magnétique [PSM]) et les techniques de médecine nucléaire, en particulier la tomographie par émission monophonique (TEMP) dont la mise en œuvre clinique est beaucoup plus facile que la tomographie par émission de positrons (TEP). Cependant, toutes ces techniques sont un peu invasives car elles nécessitent l'injection d'un produit de contraste exogène ou utilisent des rayonnements ionisants (TDM et médecine nucléaire).

DOI de l'article original : <http://dx.doi.org/10.1016/j.diii.2013.06.010>.

[☆] Ne pas utiliser, pour citation, la référence française de cet article, mais celle de l'article original paru dans *Diagnostic and Interventional Imaging*, en utilisant le DOI ci-dessus.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : jean-christophe.ferre@chu-rennes.fr (J.-C. Ferré).

Depuis le début des années 1990, s'est développée une technique IRM quantitative d'étude de la perfusion sans produit de contraste : l'*arterial spin labeling* (ASL) ou marquage des protons artériels. L'ASL utilise comme traceur endogène les protons de l'eau artérielle marqués par une impulsion de radiofréquence. De nombreux progrès technologiques (IRM à haut champ, antennes multicanales, imagerie parallèle en particulier) ont contribué au développement de cette technique en limitant son principal inconvénient, un faible rapport signal sur bruit (RSB). Ainsi l'ASL met en évidence de manière entièrement non invasive des anomalies de la perfusion dans de nombreuses pathologies, en particulier encéphaliques. Les séquences d'ASL sont disponibles depuis peu sur les appareils IRM cliniques, mais leur utilisation en routine clinique reste confidentielle.

L'objectif de cet article est de présenter les principes de l'ASL, les conditions de sa mise en œuvre et ses principaux artefacts dans la perspective d'une utilisation clinique. Bien que l'ASL ait été utilisé avec succès pour l'étude de la perfusion rénale, cet article est centré sur l'étude de la perfusion cérébrale.

Principe de la perfusion par *arterial spin labeling*

Principe général de l'*arterial spin labeling*

Il s'agit d'une technique différentielle au cours de laquelle deux acquisitions sont réalisées : une acquisition avec marquage des protons artériels et une acquisition contrôle. Avec les techniques les plus fréquemment utilisées, le marquage magnétique des protons artériels est effectué en amont du volume d'intérêt, au niveau des vaisseaux du cou, par une impulsion de radiofréquence. Les protons marqués migrent ensuite via le réseau artériel vers le tissu cérébral où ils passent du compartiment capillaire au compartiment extravasculaire. À un temps TI (temps d'inversion) après l'impulsion de marquage, correspondant au temps nécessaire pour que les protons marqués perfusent les tissus, l'acquisition des images est réalisée avec une technique d'imagerie rapide (Fig. 1).

L'acquisition contrôle est réalisée sans marquage artériel : les protons artériels du volume d'intérêt sont alors à l'équilibre, complètement relaxés. La soustraction de l'acquisition de marquage et de l'acquisition contrôle annule le signal des tissus statiques et permet d'obtenir une image pondérée en perfusion [1]. La différence de signal est de l'ordre de quelques pour cent, d'où un RSB faible. Il est donc nécessaire d'acquérir plusieurs dizaines de couples images marquées–images contrôle, puis de les moyenner pour obtenir un RSB satisfaisant.

À certaines conditions, il est possible d'appliquer un modèle de quantification de la perfusion pour obtenir une cartographie quantitative du débit sanguin cérébral (DSC) en millilitre par 100 g tissu par minute (Fig. 2).

Principales méthodes d'acquisition des données

L'acquisition des données nécessite deux étapes fondamentales : le marquage des protons du sang circulant et l'acquisition des images.

Différents types de marquage des protons

Il existe trois types principaux de marquage des protons : le marquage continu (CASL), le marquage pulsé (PASL), et le marquage pseudocontinu (pCASL).

Marquage continu

Le CASL est la méthode initialement proposée par Williams et al. en 1992 [1,2]. Le marquage est réalisé de façon continue et sélective au niveau des vaisseaux du cou. L'inversion de l'aimantation est réalisée par l'application conjointe d'une impulsion de radiofréquence continue pendant deux à quatre secondes et d'un gradient de champ magnétique dans la direction du flux. Bien que le CASL permette un contraste perfusionnel plus important que les autres types de marquage [3], il présente deux inconvénients majeurs : des effets de transfert d'aimantation et un dépôt d'énergie dans les tissus (SAR ou DAS) importants. Les effets de transfert d'aimantation correspondent à la saturation partielle des macromolécules et à une diminution du signal de l'eau libre du volume à étudier. Cet effet peut être compensé par

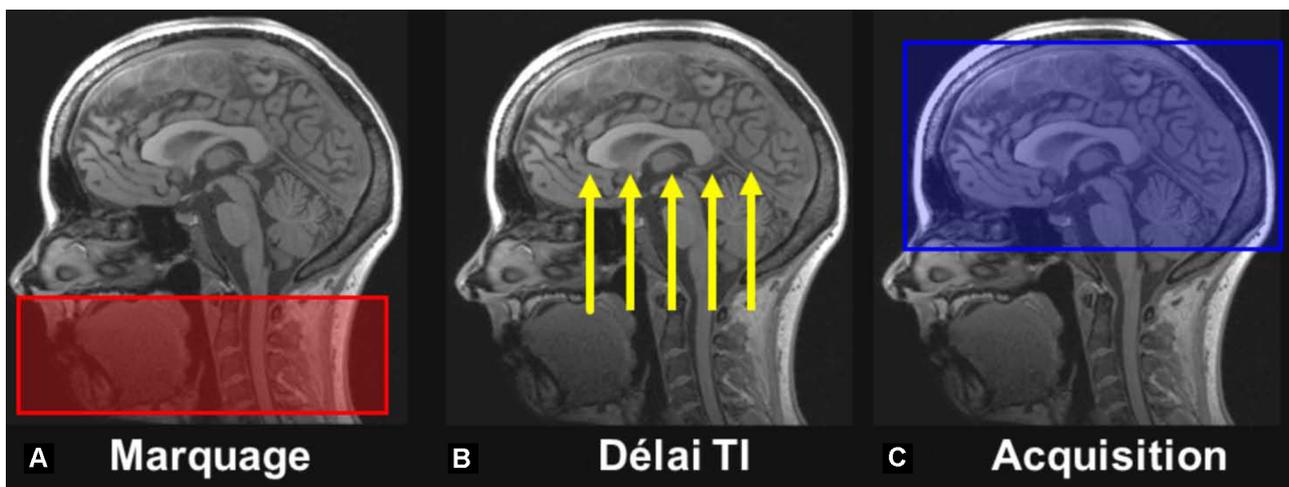


Figure 1. Principe de l'acquisition de l'*arterial spin labeling* (ASL). Exemple des séquences d'ASL pulsées asymétriques de type PICORE Q2TIPS ou STAR.

Download English Version:

<https://daneshyari.com/en/article/5663517>

Download Persian Version:

<https://daneshyari.com/article/5663517>

[Daneshyari.com](https://daneshyari.com)