

UNIVERSITE DE NANTES

FACULTE DE MEDECINE

Année 2012

N° 160

THESE

pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

DES de radiodiagnostic et imagerie médicale

par

Claire Kawski

née le 21 octobre 1982 à Mont Saint Martin

Présentée et soutenue publiquement le 12 octobre 2012

**Phlébo-MR synchronisée à une angio-MR dynamique :
faisabilité, pertinence diagnostique**

Président : Monsieur le Professeur Hubert-Armand Desal

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Benjamin Daumas-Duport

Liste des abréviations

ARM : angiographie par résonance magnétique

TOF: Time Of Flight, temps de vol

MP-Rage: magnetized prepared rapid gradient echo

VIBE: Volume interpolated breath-hold examination

TR: temps de répétition

TE: temps d'écho

MRV : vénographie par résonance magnétique

FLASH : fastlow angle shot

ROI: Region of interest, zone d'intérêt.

TRICKS: time-resolved imaging of contrastkinetics

TWIST: time resolved with interleaved stochastic trajectories

Centra: contrast enhanced timing angiography

GRAPPA :generalized autocalibrating partially parallel acquisitions

SENSE : sensitivity incoding

EG: écho de gradient

mL: millilitre

mm : millimètre

s : secondes

ROC : receiver operating characteristic

AUC : area under the curve, aire sous la courbe

IC : intervalle de confiance

VR : rendu de volume

MIP : projection d'intensité maximale

FOV : field of view, champ de vue

T : Tesla

CE-MRV : contrastenhancedvenography, phlébographie par résonnance magnétique avec injection de gadolinium

Se : sensibilité

Sp : spécificité

PAT : technique d'acquisition parallèle

vs : versus

Table des matières

Remerciements	Erreur ! Signet non défini.
Introduction.....	5
Prérequis :techniques d'exploration du réseau veineux intra crânien en IRM.....	6
Angiographie par résonance magnétique	Erreur ! Signet non défini.
Techniques sans injection	6
Avec injection	8
Matériel et méthode	15
1.Technique	15
2. Etude rétrospective de la qualité des phlébo-MR en fonction du délai d'acquisition.....	18
Patients.....	18
Technique	19
Analyse des images	19
Analyse statistique	20
3. Comparaison de la phlébo-MR synchronisée à l'ARM dynamique aux autres techniques d'ARM ..	21
Patients.....	21
Protocole IRM.....	21
Analyse des images	22
Analyse statistique	23
Résultats	24
1 [°] Etude rétrospective de la qualité des phlébo-MR en fonction du délai d'acquisition.	24
2 [°] Comparaison de la phlébo-MR synchronisée à l'ARM dynamique aux autres techniques d'ARM. ..	32
Discussion	41
Conclusion	48
Bibliographie.....	49

Introduction

Les pathologies veineuses cérébrales sont souvent difficiles à diagnostiquer en raison de la multiplicité de signes cliniques et de la non spécificité des symptômes(1). Leur diagnostic repose donc principalement sur l'imagerie cérébrale(2).

Le scanner et les séquences d'IRM classique sont parfois mises en défaut pour porter le diagnostic de certaines pathologies, notamment celles comprenant un shunt artério-veineux.

La mise au point de séquence d'ARM dynamique a permis la détection non invasive de shunts dans les malformations artério-veineuses(3)(4)et les fistules durales(5)(6)(7),grâce à une résolution temporelle élevée.

L'utilisation de cette technique pour le diagnostic de thrombophlébite a été évoquée mais en raison d'une résolution spatiale faible, elle reste insuffisante(8). En effet l'ARM dynamique est le résultat d'un compromis, où la qualité de la séquence (volume, résolution spatiale) est réduite de façon à garder une résolution temporelle suffisante.

Obtenir une phlébo-MR synchronisée à l'ARM dynamique au décours d'une injection unique de produit de contraste est possible. L'ARM dynamique peut être utilisée comme séquence de détection de la phlébo-MR selon le même principe que la détection fluoroscopique(9). Le réseau veineux peut donc être analysé sur une séquence (phlébo-MR) sur laquelle aucun compromis n'a été fait sur la résolution spatiale, tout en bénéficiant de l'analyse de l'opacification artério-veineuse apportée par l'ARM dynamique.

Après un rappel portant sur les basestechniquesd'exploration du réseau veineux intracrânien en IRM; nous étudieronsdans une première partie la faisabilité de la synchronisation de la phlébo-MR à l'ARM dynamique. Puis, dans un second temps, nous comparerons la phlébo-MR obtenue à une autre technique d'ARM, le TOF2D, et à la séquence MP-RAGE, pour l'étude de la perméabilité des structures veineuses.

Prérequis : techniques d'exploration du réseau veineux intra crânien en IRM

Parmi les différentes techniques d'étude des vaisseaux intracrâniens, on distingue les techniques invasives comme l'angiographie, des techniques non invasives utilisant des rayonnements ionisants, l'angio-scanner. L'angiographie par résonance magnétique (ARM) est une technique non invasive, non irradiante, qui peut être utilisée sans ou avec injection de gadolinium.

L'ARM repose sur deux principes différents(10). Les techniques sans injection, contraste de phase et temps de vol (TOF), sont basées sur les phénomènes de flux. Les techniques avec injection reposent sur la réduction du T1 des spins intra vasculaires engendrés par la présence de gadolinium dans les vaisseaux, qu'il y ait un flux ou non.

L'intensité du signal d'un sinus veineux normal est dépendante de nombreux facteurs : la vitesse du flux, ses caractéristiques (turbulent, laminaire), le type de séquence (écho de spin, écho de gradient, multi-coupes, multi-échos, TR court ou long, nombre d'excitations), l'orientation du vaisseau par rapport au plan de coupe, les gradients de champs magnétiques.

Techniques sans injection :

Elles regroupent le contraste de phase et le TOF. Plus récemment de nouvelles techniques ont été mises au point, dont l'intérêt diagnostique doit encore être étudié.

Contraste de phase : (11)

L'ARM par contraste de phase, est une séquence en écho de gradient. Elle exploite le déphasage des spins mobiles induit par deux gradients bipolaires de polarité inverse. L'application d'un gradient bipolaire induit un décalage de phase proportionnel à la vitesse des spins circulants. Pour neutraliser les déphasages des spins immobiles, une deuxième acquisition est réalisée en inversant l'ordre des lobes du gradient bipolaire. La soustraction des deux acquisitions permet d'obtenir la séquence. Les spins mobiles vont accumuler deux déphasages de sens opposé que la soustraction des images va additionner. Le déphasage des spins stationnaires dû aux hétérogénéités de champ sera identique dans les deux acquisitions et s'annulera lors de la soustraction.

Comme il dépend de la vitesse du flux, les vitesses supérieures à la vitesse d'encodage ne seront pas représentées. La vitesse d'encodage doit donc être choisie soigneusement.

L'acquisition 3D est bien adaptée aux vaisseaux à flux très lent(12), par contre elle n'explore pas de façon adéquate les vaisseaux comportant des zones de turbulences physiologiques.

Les limites du contraste de phase sont liées aux phénomènes de saturation des spins intra voxel et au phénomène de déphasage intra voxel. Il est par ailleurs de réalisation longue, nécessitant des acquisitions dans chacune des directions d'encodage.

Le contraste de phase est plus rarement utilisé en raison des difficultés de choix des vitesses d'encodage(13).

TOF :

L'ARM par temps de vol fait appel à des séquences en écho de gradient. Il est basé sur les phénomènes de flux. Il repose sur la différence de magnétisation entre les noyaux des tissus stationnaires et les noyaux mobiles du sang circulant, dont le signal est maximal grâce à l'arrivée dans le plan de coupe, de sang frais non saturé (10).

L'utilisation de TR courts par rapport au T1 des tissus stationnaires permet de supprimer leur signal tout en maintenant une arrivée de sang frais non saturé dans le plan de coupe.

Pour présenter l'image volumétrique finale, un post traitement de type MIP est utilisé.

L'acquisition peut se faire en 2D ou 3D. En acquisition 2D, les coupes sont acquises de façon séquentielle une par une successivement. Elle est préférée au TOF3D pour évaluer le réseau veineux intra crânien en raison de sa sensibilité au flux lent et de sa moindre sensibilité aux phénomènes de saturation(12).

Les principales limites sont la perte de signal liée au phénomène de saturation des spins résultant en un signal nul. En effet, en technique multi coupes, les protons préalablement stimulés par les impulsions successives des coupes en amont sont partiellement saturés. Il peut également exister une perte de signal liée au déphasage des spins lorsque les flux sont turbulents ou complexes (notamment en présence de sténose). Ces anomalies apparaissent typiquement à la partie postérieure du sinus sagittal supérieur, au niveau des sinus transverses et à la jonction transverse/sigmoïde(14)(12). Il peut aussi exister une mauvaise suppression du signal des tissus stationnaires à T1 court (graisse, athérome, hématome, thrombus). Enfin, les durées d'acquisition sont, comme en contraste de phase, longues.

Ces pièges diagnostiques nécessitent une corrélation systématique des données du TOF 2D aux séquences conventionnelles T1 et T2 pour confirmer ou infirmer la perméabilité des vaisseaux. Idéalement, l'acquisition doit être perpendiculaire au trajet principal du ou des vaisseaux, pour obtenir une intensité élevée de signal.

Cette technique ne nécessite aucune injection de gadolinium, la rendant donc intéressante dans certaines situations cliniques, grossesse et insuffisance rénale sévère notamment.

Phase-sensitive(15)

Il s'agit d'une séquence écho de gradient 3D, basée sur l'effet BOLD. L'effet paramagnétique de la désoxyhémoglobine contenue dans les veines, entraîne une réduction du T2*. Ceci entraîne une différence de phase entre la veine et le parenchyme adjacent permettant la visualisation des structures veineuses. Elle peut être utilisée pour visualiser les veines cérébrales profondes.

Avec injection :

Les techniques avec injection sont basées sur la réduction du T1 des spins intravasculaires, engendrée par le gadolinium dans le sang. Le contraste est lié à la présence du gadolinium dans les vaisseaux, qu'il y ait un flux ou non. La séquence est insensible au flux.

Il est possible de coupler l'injection de gadolinium à des séquences en écho de gradient rapide 2 ou 3D, entraînant une diminution significative des durées d'acquisition.

Comme en scanner spiralé, pour obtenir un rehaussement optimal de la lumière vasculaire, un timing précis de l'injection par rapport à l'acquisition des images est nécessaire. La synchronisation fait intervenir de nombreux paramètres, dont certains dépendent des conditions individuelles (qualité de la voie veineuse, performances cardiaques).

En IRM, contrairement aux autres techniques d'imagerie, les deux gradients utilisés lors de l'acquisition des données (codage de phase et codage de fréquence), conduisent à un codage spatial de l'image. L'information obtenue est un signal caractérisé par sa fréquence et non pas par ses coordonnées spatiales. L'espace qui permet de recueillir les données brutes est le plan de Fourier (ou espace K). L'outil mathématique, qui permet de passer du plan de Fourier à l'image, est la transformée de Fourier inverse.

Il existe également différents modes de remplissage de l'espace K. Les données centrales du plan de Fourier gouvernent le contraste alors que les données périphériques vont gouverner la résolution

spatiale(16). Ainsi, lors de l'acquisition de l'image, en modifiant la trajectoire de balayage de l'espace K, il sera possible de privilégier l'un ou l'autre de ces paramètres (contraste ou résolution spatiale) comme le montrent les figures 1 à 4.



Figure 1 Données du centre du plan de Fourier
Jean-Pierre Tasu Université et CHU de Poitiers

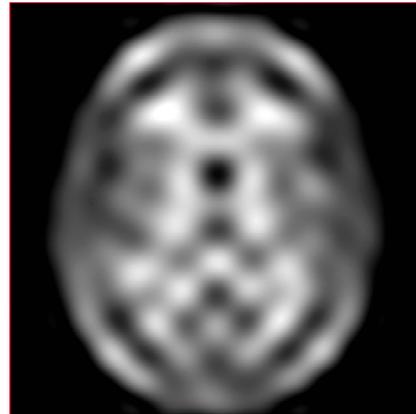


Figure 2 Image correspondante (contraste)

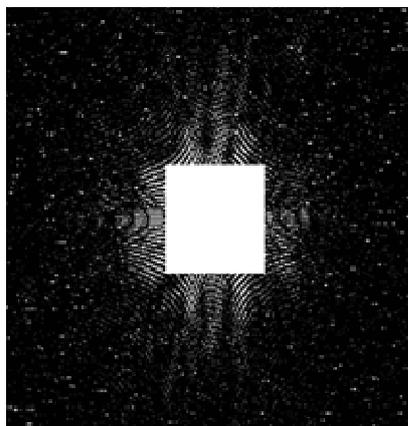


Figure 3. Données de la périphérie du plan de Fourier

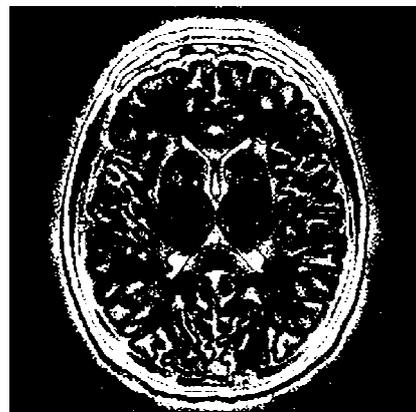


Figure 4. Image correspondante (résolution spatiale)

Le balayage de plan de Fourier peut donc être cartésien (linéaire) démarrant à la périphérie du plan de Fourier puis allant aux lignes centrales pour se terminer de nouveau à la périphérie. Le balayage elliptique-centrique du plan de Fourier, partant du centre de l'espace K permet d'acquérir les informations concernant le contraste de l'image en premier(17). Les différents modes de remplissage de plan de Fourier sont résumés dans la figure 5.

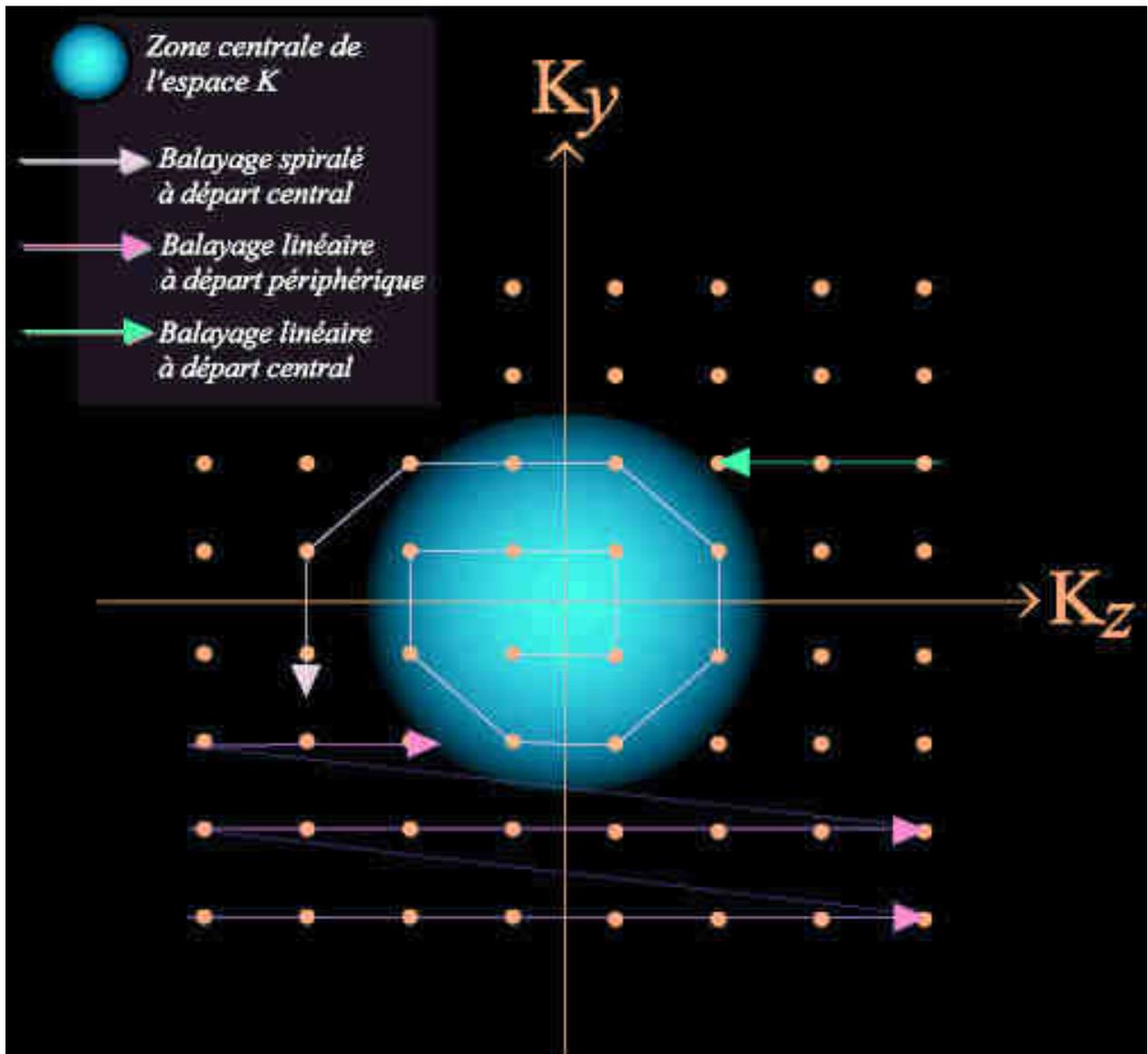


Figure 5 Différents modes de remplissage de l'espace K

Ph. Douek, Hôpital Cardiologique UMR CNRS 5515 INSERM 1044 CREATIS Lyon, France

Pour maximiser le signal en ARM avec injection de gadolinium, le milieu du bolus (contraste maximal des vaisseaux) doit coïncider avec le remplissage des lignes centrales du plan de Fourier qui gouvernent le contraste de l'image.

Il existe différentes techniques de synchronisation du bolus au remplissage des lignes centrales du plan de Fourier :

- un délai empirique de 20 (18) ou 21(19) secondes après la fin de l'injection de gadolinium.
- un bolus test, calculant le temps de transit(20).
- la détection automatique (technique « smart prep »)(21) ou semi-automatique par « fluoro-trigger » (22)(23).

Les séquences utilisées en ARM-Gadolinium doivent être fortement pondérées T1 et avoir des TR et des TE les plus courts possibles. La réduction du T1 du sang par le gadolinium s'accompagne également d'une réduction du T2 *, qui à forte concentration de gadolinium finira par réduire le signal intra vasculaire. Il faut, pour contre-balancer cet effet délétère, utiliser des TE les plus courts possibles. La suppression des tissus stationnaires, qui fixent également le gadolinium (muqueuse, graisse péri vasculaire), nécessite l'utilisation de TR les plus courts possibles, de bandes de saturation de graisse et/ou de technique de soustraction d'image avant et après injection.

Les différentes séquences utilisées pour l'exploration des vaisseaux regroupent les séquences 3D-MRV avec acquisition elliptique centrique, les séquences MP-RAGE et 3D-VIBE.

Elliptique centrique 3D-MRV :

Il s'agit d'une séquence Flash3D dans notre institution, séquence en écho de gradient, avec gradient (ou onde de radiofréquence) déphaseur entraînant une destruction de l'aimantation transversale résiduelle. Une première acquisition est réalisée avant injection qui servira de masque puis une seconde séquence est réalisée après injection de gadolinium. Les données sont immédiatement reconstruites. Un post traitement de type MIP peut être utilisé.

Elle est basée sur une injection automatique de produit de contraste, couplée à un remplissage elliptique-centrique du plan de Fourier(17).

Autres séquences avec injection de gadolinium (MP-RAGE, 3D-VIBE) :

La séquence MP-RAGE est une séquence en écho de gradient ultra rapide avec un gradient (ou une onde de radiofréquence) déphaseur entraînant une destruction de l'aimantation transversale résiduelle (comme pour les séquences de type FLASH) associée à une impulsion de 180° préparatoire. L'inconvénient du faible angle de bascule et du TR très court des séquences en écho de gradient, est une mauvaise pondération T1. Pour préserver un contraste T1, une impulsion de 180°

d'inversion prépare l'aimantation avant les répétitions de la séquence d'imagerie en écho de gradient ultra-rapide. Une des limites de ce type de séquence était sa durée d'acquisition relativement longue (de l'ordre de 5 à 6 minutes)(24). Les techniques d'imagerie parallèle ont permis une réduction importante des durées d'acquisitions.

La séquence 3D VIBE est une séquence en écho de gradient ultra rapide avec gradient ou onde de radiofréquence déphaseurs (destruction de l'aimantation transversale résiduelle) et angle d'excitation faible comme pour les séquences de type « Flash ». Elle se différencie des séquences de type « Flash » par un remplissage partiel de type cartésien de l'espace K suivi d'une interpolation, permettant une diminution de la durée d'acquisition. La perte du rapport signal sur bruit liée au mode de remplissage du plan de Fourier n'entraîne pas de différence significative sur la visualisation des structures veineuses normales comparativement aux séquences de type « MP-RAGE »(25).

L'angio-MR dynamique

Les progrès récents des techniques d'ARM permettent une étude dynamique vasculaire cérébrale. L'ARM dynamique est basée sur une séquence en écho de gradient, volumique. Le volume d'acquisition est répété (une trentaine de fois) pendant le passage de gadolinium dans les vaisseaux, permettant une étude dynamique de la circulation cérébrale (26). Elle est très utile pour la détection des malformations artério-veineuses(3)(27)(4) et des fistules dures(28)(5)(29), en mettant en évidence un retour veineux précoce.

Les nouvelles techniques de remplissage partiel du plan de Fourier (TRICKS(30), centra keyhole(31), TWIST(32)), améliorent la résolution temporelle par un rafraichissement variable du plan de Fourier, d'une phase temporelle à l'autre. Ces techniques couplées aux techniques d'imagerie parallèle (GRAPPA(33) SENSE(34)), ont permis une accélération considérable de l'acquisition des images(3).

Le principe d'acquisition des séquences de type TWIST est résumé dans les figures 6 à 12. (TWIST for Dynamic Time-Resolved MR Angiography, Gerhard Laub; Randall Kroeker)

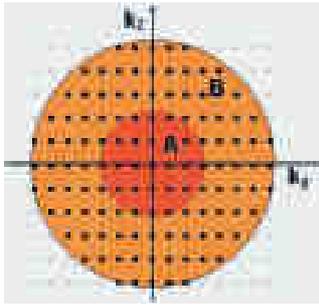


Figure 6. Echantillonnage de l'espace K pour la technique TWIST : l'espace K est séparé en une zone centrale A et zone périphérique B.

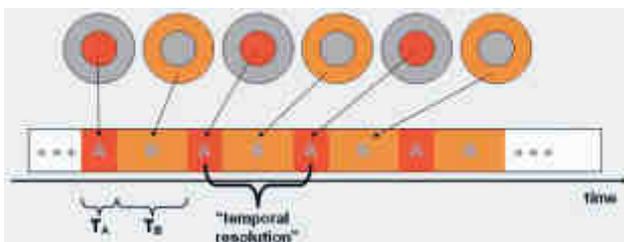


Figure 7. Remplissage complet de l'ensemble des points A et B à la même fréquence. La résolution temporelle dépend du nombre de points total de l'espace K x par le TR.

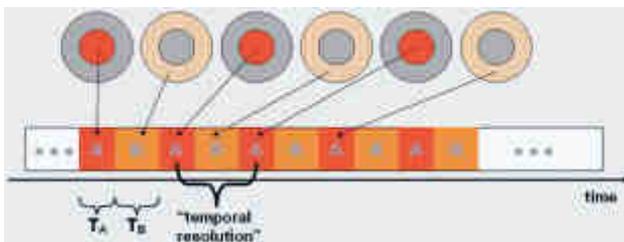


Figure 8.

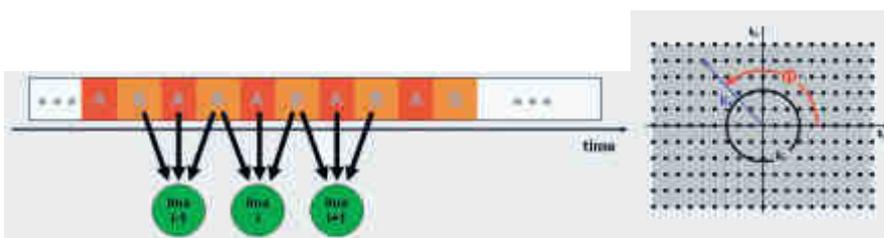


Figure 10

Figure 9.

Dans un effort de diminution du temps d'acquisition entre deux points de la région A, les points B de l'espace K sont visités moins fréquemment (figure 8).

L'intervalle entre deux points A est diminué par rapport à l'approche conventionnelle (Figure 7).

La résolution temporelle est augmentée.

Cependant comme l'ensemble des points B ne sont pas acquis pendant chaque intervalle, pour remplir les points B manquants, les données des points B acquis au cours des différentes phases sont copiées.

La distance radiale et l'angle azymuthal permettent de calculer les données des points B manquants pour reconstruire l'image 3D en différé (figures 9 et 10).

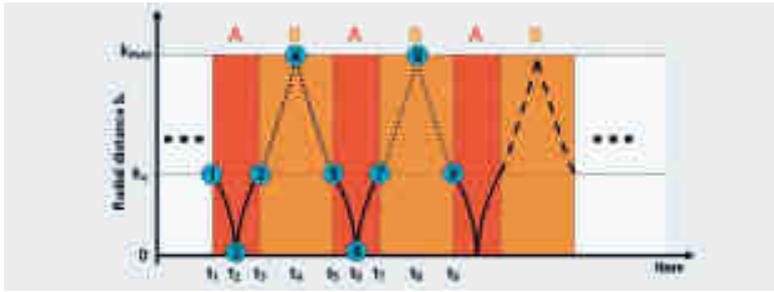


Figure 11. Trajectoire de l'espace K pour la séquence TWIST



Figure 12. Espace K correspondant à chaque point d'acquisition de la figure 11.

Matériel et méthode

1. Technique :

Les examens ont été réalisés sur une IRM cérébrale 1,5 tesla (T) (siemens, Sonata) avec une antenne crâne, 8 canaux. Les patients ont bénéficié des séquences suivantes : axial T2, axial T1, axial EGT2, angio-MR dynamique suivie d'une phlébo-MR et d'une séquence 3DT1 après injection de gadolinium.

L'angio-MR dynamique utilisée est une séquence de type Flash 3D avec remplissage cartésien du plan de Fourier. La résolution temporelle est de 1,5 secondes. Elle est composée de 30 coupes de 2.5mm permettant de couvrir un seul hémicrâne.

Cette séquence était immédiatement suivie d'une phlebo-MR acquise dans le plan sagittal. La séquence de phlébo-MR est également une séquence de type Flash 3D. Elle consiste en une reconstruction automatique de séquence pré et post contraste. Le remplissage du plan de Fourier est elliptique-centrique.

L'angio-MR dynamique et la phlébo-MR ont été acquises successivement après une injection unique de gadolinium. Le début de l'acquisition de la séquence de phlébo-MR était lancé manuellement à la suite de l'acquisition dynamique par le manipulateur d'électroradiologie après visualisation du remplissage du torcular à la console d'acquisition.

La séquence 3DT1 est une séquence de type MP-RAGE, acquise dans un plan coronal. Elle était réalisée à la suite de la phlébo-MR.

L'association des deux séquences est résumée dans la figure 13.

Les patients ont bénéficié d'une injection automatique de produit de contraste de type gadobenate de dimeglumine (Magnevist, Bayer-Shering, Berlin, Allemagne), à dose de 0.3 mL/kg).

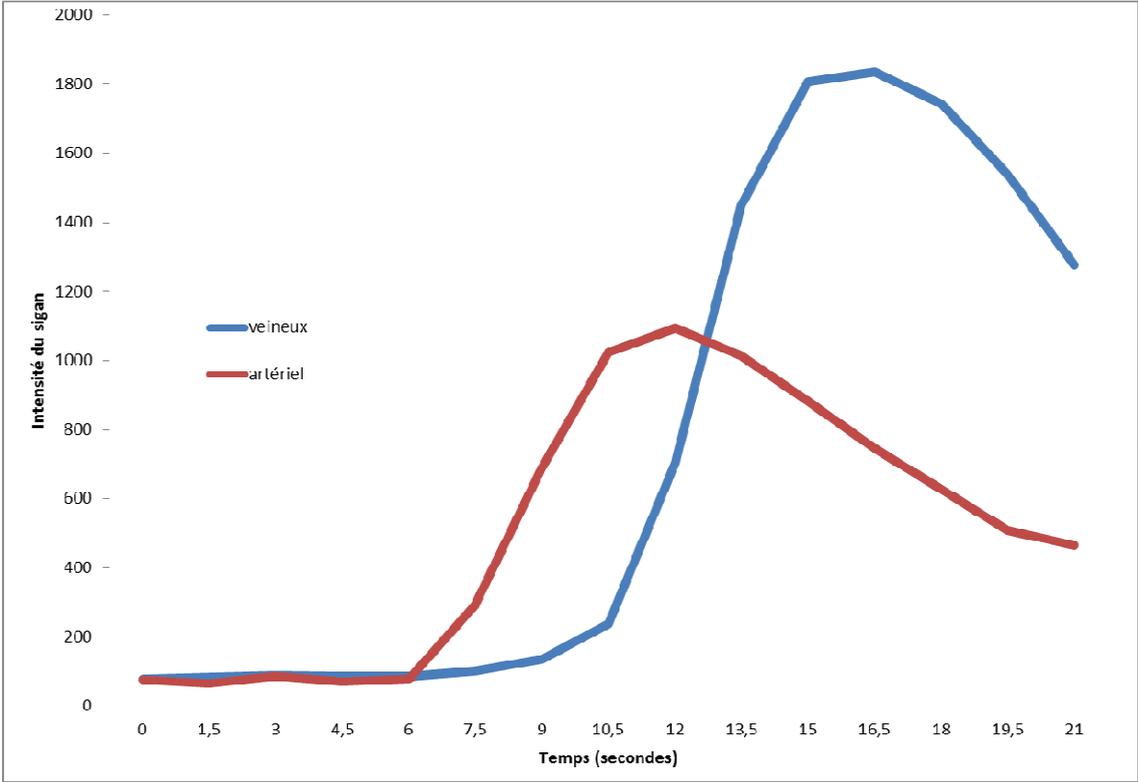
L'injection a été réalisée à l'aide d'un injecteur automatique (Spectris Solaris EP, Medrad) avec un débit de à 3 mL/secondes après pose d'une voie veineuse dans la veine anté-cubitale à l'aide d'un cathéter 20 gauges. Chaque injection était suivie d'un bolus de 30 mL de chlorure de sodium à 3 mL/s.

Les paramètres des différentes séquences d'angio-MR utilisées dans notre étude sont regroupés dans le tableau 1.

Tableau 1. Paramètres des différentes séquences IRM

Paramètres	TOF2D	Dynamique	Phlebo-MR(ecFlash3D)	3DT1 (MP-RAGE)
Plan d'acquisition	Sagittal	sagittal	sagittal	Coronal
TR	25	2.1	3.77	1250
TE	7.2	0.82	1.49	3.74
Résolution temporelle	NA	1,5 s	NA	NA
Angle de bascule	60	25	30	12
FOV	250*250	218x350(68.8%)	213X310(68.8%)	256
Matrice	256*256	256*128	512*229 (65%)	256*256
Voxel résolution (mm)	1x1x3	1,7x1,4x2,5	0.9X 0,6x 0,86	1x1x1
Epaisseur de coupes (mm)	3	2.5	0.86	1
Durée d'acquisition	5'36	variable	28 s x 2	5'22
PAT		X 2		

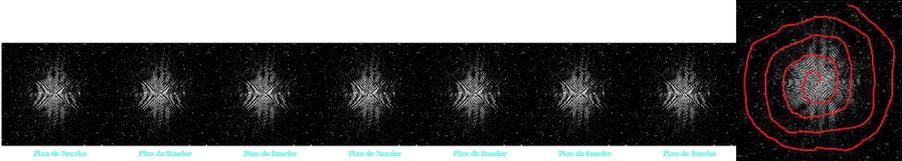
Figure 13. Principe de l'association ARM dynamique/phlébo-MR (schéma et images obtenues)



Début de l'ARM dynamique

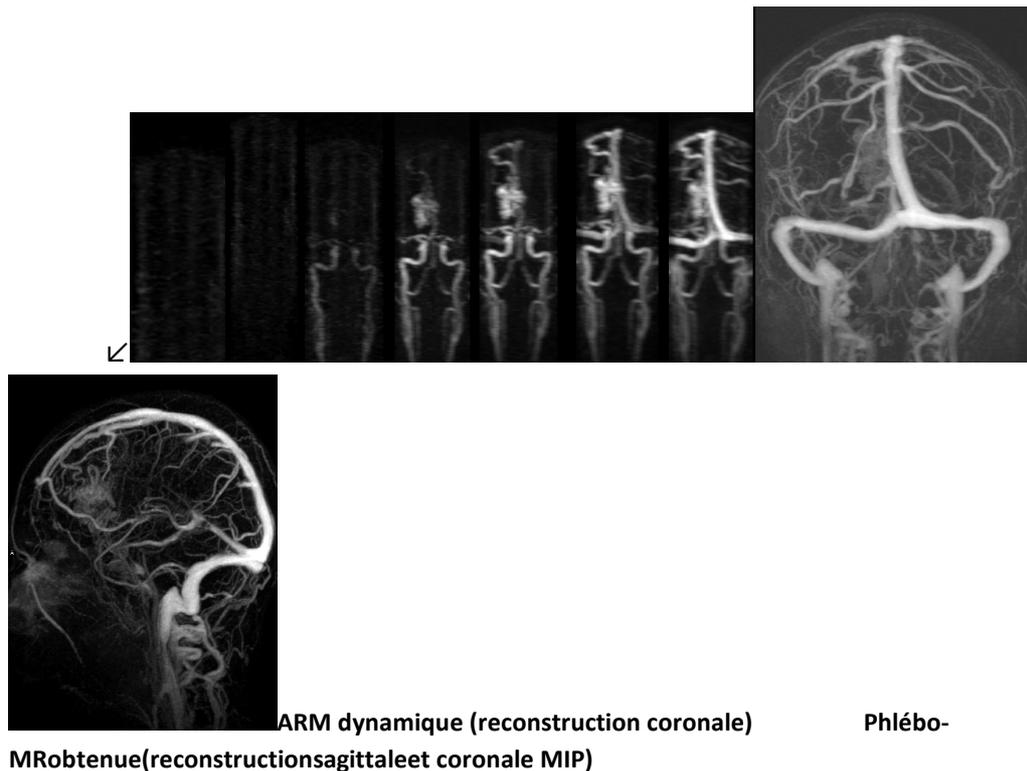


Début de la Phlébo-MR



Plan de Fourier de chaque séquence





2. Etude rétrospective de la qualité des phlébo-MR en fonction du délai d'acquisition.

Patients :

Sur trois périodes pré définies, tous les patients ayant bénéficié d'une phlébo-MR couplée à une ARM dynamique, ont été inclus.

Une population de 136 patients a été étudiée, 56 hommes et 80 femmes, avec une moyenne d'âge de 49,14 ans (de 20 à 82 ans).

Les indications d'IRM étaient variables, incluant bilan étiologique d'un hématome intra parenchymateux (n=24) ou d'une hémorragie sous arachnoïdienne (n=7), suspicion de fistule durale (n=9), contrôle de fistule durale (n=17), bilan étiologique de céphalées (n=18), bilan initial (n=7) ou contrôle de malformations artério-veineuses (n=27), contrôle de thrombophlébite (n=12), bilan d'hypertension intracrânienne idiopathique (n=4), contrôle de cavernome (n=4), bilan de vertiges (n=2), bilan d'un déficit (n=3), surveillance de méningiome (n=2).

Les patients ayant bénéficié de l'injection d'un autre produit de contraste (gadotrétate de méglumine, Dotarem-Guerbet) ou de demi-dose de produit ont été exclus.

Technique :

La résolution temporelle de la séquence d'ARM dynamique utilisée dans notre centre est de 1.5 secondes.

Sur la période allant du 14 février au 20 avril 2011, le lancement de la séquence phlébo-MR était réalisé en ciblant la 8^e séquence (12secondes) après le début de remplissage du torcular (n=57).

Sur la période allant du 22 février au 23 mai 2012 2012 le lancement était réalisé en ciblant la 4^e séquence (6 secondes) (n=44).

Sur la période allant du 31 mai au 1 aout 2012 le lancement était réalisé en ciblant la 2^e séquence (3secondes)(n=35).

Analyse des images :

La relecture a été réalisée par un neuroradiologue, ne connaissant pas le délai de lancement des séquences.

Les images ont été analysées sur une console de post-traitement (advantagewindows).

Le lecteur bénéficiait des images natives, des images soustraites et des reconstructions MIP des séquences de phlébo-MR.

Evaluation quantitative de la visualisation des structures veineuses :

L'intensité du signal a été mesurée pour chaque patient à l'aide d'une zone d'intérêt (ROI region of interest). Le ROI était placé par un des investigateurs dans le torcular, sur les reconstructions MIP sagittal.

Evaluation de la qualité de visualisation des structures veineuses :

L'évaluation de la qualité de visualisation portait sur deux structures veineuses : les veines corticales et les veines cérébrales internes.

L'échelle semi-quantitative suivante a été utilisée :

4. visualisation des veines continues sans défaut avec un signal intense
3. bonne visualisation avec signal suffisant mais présence d'irrégularités
2. aspect grêle, lavé ou présence de larges défauts

1. peu visible ou uniquement au niveau de leur abouchement

Analyse statistique

La comparaison des moyennes d'intensité de signal en fonction du délai après le début d'opacification du torcular, des phlebo-MR a été réalisée par un test de variance Anova multiple (méthode Tukey-Kramer).

La distribution Gaussienne des échantillons a été vérifiée par la méthode de Kolmogorov. La différence entre les déviations des échantillons a été mesurée par le test de Barlett (Index de Barlett corrigé = 2.131, la valeur de p est 0.3445, la différence de déviation standard entre les échantillons est non significative).

Les tests statistiques ont été réalisés à l'aide du Logiciel Graphpad in stat, version 3.10 pour Windows, GraphPad Software, San Diego, Californie, USA.

3.Comparaison de la phlébo-MR synchronisée à l'ARM dynamique aux autres techniques d'ARM.

Etude rétrospective mono-centrique réalisée au CHU de Nantes.

Patients

29 patients ont bénéficié d'une exploration du réseau veineux intracrânien utilisant trois modalités d'ARM différentes : TOF2D, phlébo-MR synchronisée à une ARM dynamique et 3DT1 (MP-RAGE).

Dans notre centre, la technique utilisée pour l'exploration des veines cérébrales est une phlebo-MR avec injection de gadolinium. La séquence TOF2D était réalisée pour les besoins de l'étude chez les patients devant bénéficier d'une exploration veineuse. La durée de la séquence TOF2D étant de 5mn36s, l'allongement de la durée de l'examen restait acceptable.

La population étudiée comprenait 29 patients, 18 femmes et 11 hommes avec un âge moyen de 35 ans (10-53 ans).

Les indications d'imagerie étaient variables comprenant bilan étiologique de céphalées (n=8), contrôle de thrombophlébites connues (n=14), contrôle de méningiomes para sagittaux (n= 3), bilan d'acouphène (n=1), bilan étiologique d'un déficit neurologique focal (n= 1), surveillance de fistules dures connues (n= 2).

Protocole IRM

La séquence TOF2D était réalisée en double obliquité, afin de maximiser le signal au sein des sinus dure-mériens.

Le lancement de la séquence de phlébo-MR était réalisé en ciblant la 4^e séquence après le début de remplissage du torcular (6 secondes).

Les patients ont bénéficié de l'injection de gadopentatediméglumine (Magnevist- Bayer) sauf les patients 14 et 27 qui ont reçu du gadotrétate de méglumine (Dotarem- Guerbet, Aulnay sous-bois, France).

Analyse des images

Toutes les images ont été relues après anonymisation sur une console de post traitement (advantagewindows).

Chaque séquence a été analysée indépendamment par trois internes (un interne junior, deux internes confirmés) et deux neuroradiologues.

Les relecteurs ne connaissaient ni la clinique, ni les autres examens, ni les autres séquences IRM.

La relecture a eu lieu de manière aléatoire afin d'éliminer tout biais.

Chaque relecteur a étudié les trois séquences séparément : TOF2D, phlébo-MR et 3DT1 (MP-RAGE).

Un post traitement de type MIP a été appliqué aux séquences TOF2D et phlebo-MR. Les relecteurs bénéficiaient de 12 rotations préétablies sur 180° en sagittal et en coronal. Pour la lecture de la séquence de phlébo-MR, ils ne disposaient pas des données de l'ARM-dynamique.

Pour la séquence 3DT1, ils bénéficiaient des images natives avec possibilités de reformations multi planaires.

La présence de segments veineux pathologiques a été étudiée sur quatre structures veineuses différentes (sinus longitudinal supérieur, sinus droit, sinus transverse droit et sinus transverse gauche) et cotée selon une méthode semi-quantitative en 5 catégories : 1 absent, 2 probablement absent, 3 possible, 4 probablement présent, 5 présent.

Le diagnostic de référence, structure veineuse par structure veineuse, a été établi par la relecture d'un neuroradiologue indépendant. Il bénéficiait de l'ensemble du dossier regroupant les antécédents, la clinique, l'ensemble des séquences IRM et des autres examens d'imagerie. La présence de segments veineux pathologiques a été portée selon les critères suivants : présence d'anomalie de calibre de structures veineuses visible sur au moins une des séquences (dont l'ensemble des images natives), corrélées à une histoire clinique et symptômes compatibles avec une thrombose veineuse ou une autre pathologie (méniנגiome, HII) pouvant induire une sténose. La présence de granulation de Paccioni était jugée comme normale.

Les thrombophlébites prouvées ont été classées suivant l'intervalle avec le début des symptômes en aiguë (moins de 5 jours), subaiguë (6-15 jours) et chronique (>15 jours).

Analyse statistique

Pour la réalisation de courbe ROC :

La cotation des structures veineuses pré définies, par chaque relecteur, a été comparée au standard de référence. Pour chacune des trois séquences, des courbes ROC ont été réalisées par relecteur.

Les performances diagnostiques pour chacune des séquences ont été déterminées en calculant l'aire sous la courbe (AUC) par relecteur. La moyenne des AUC pour chaque séquence a été réalisée puis la différence entre les moyennes des AUC a été calculée.

Pour le calcul des sensibilités et spécificités :

Pour obtenir une sensibilité et spécificité pour chaque séquence. Les segments pathologiques étaient considérés comme correctement identifiés pour une cotation ≥ 3 .

Les sensibilités et spécificités ont été calculées pour chaque technique pour l'ensemble des structures veineuses pré définies. La moyenne des sensibilités et des spécificités pour chaque technique a été calculée.

La sensibilité et spécificité ont été calculées par patient. Le diagnostic était considéré comme correct pour au moins une structure veineuse pathologique correctement identifiée.

La sensibilité de chaque séquence a été calculée en fonction du stade du thrombus.

Pour le calcul de la concordance entre les relecteurs :

Le coefficient de corrélation intra-classe permet de calculer la concordance entre les cinq relecteurs.

Pour l'ensemble des tests statistiques, les intervalles de confiances à 95% (IC95%) et les p ont été calculés par une technique de bootstrap.

Résultats :

Etude rétrospective de la qualité des phlébo-MR en fonction du délai d'acquisition.

Evaluation de la fiabilité du timing ciblé.

La figure 14 représente le délai réel de lancement des séquences phlébo-MR en fonction du délai cible.

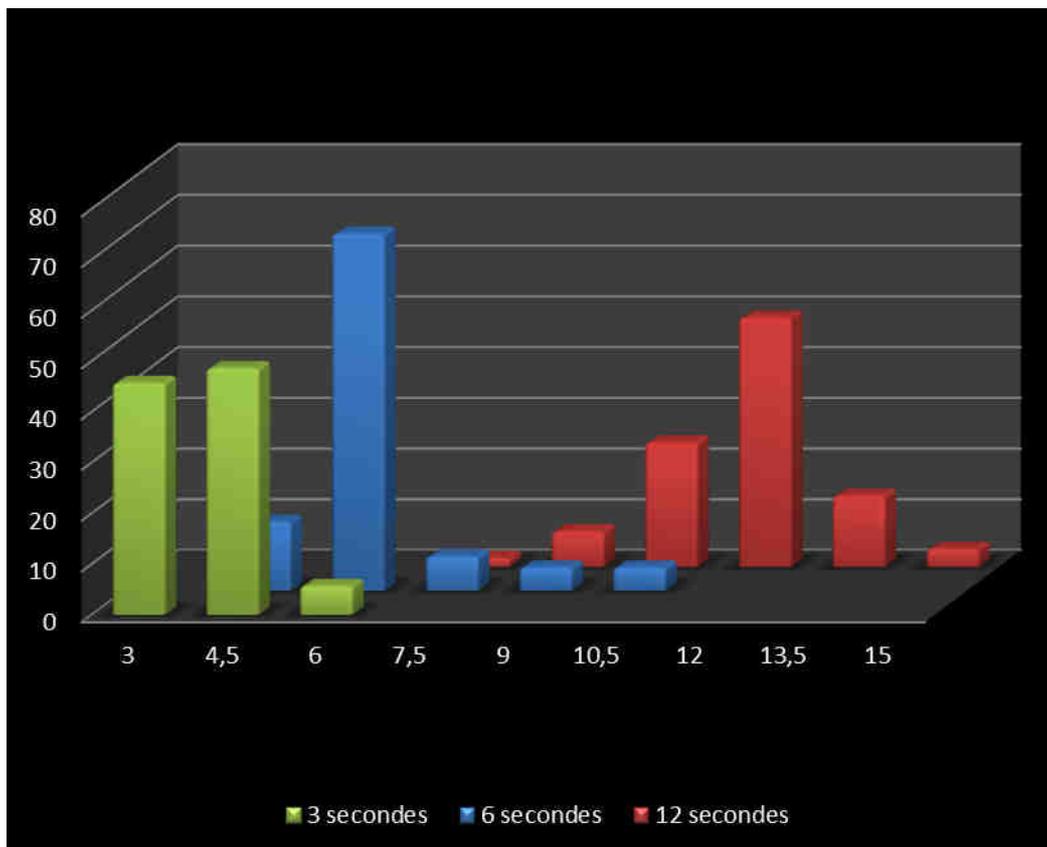


Figure 14. Délai réel de lancement des phlébo-MR en fonction du délai cible

Pour un lancement cible à 3 secondes, le lancement réel constaté était correct dans 45.7% des cas. Le délai réel était correct dans 70.4% des cas pour un lancement ciblé à 6 secondes et dans 49.1 % pour un lancement à 12 secondes.

Le délai moyen d'erreur pour les phlébo-MR ciblées à 3 secondes est de 1.6 secondes. Il est de 1.16 secondes pour les phlébo-MR ciblées à 6 secondes et 1.9 secondes pour les phlébo-MR ciblées à 12 secondes.

Evaluation quantitative de la visualisation des structures veineuses en fonction du délai de lancement :

L'intensité du signal en fonction du délai de lancement est représentée dans la figure 15 et le tableau 2.

La moyenne de l'intensité de signal est la plus élevée pour un délai de lancement à 4.5 secondes.

La comparaison entre les délais de lancement 3, 4.5 et 6 secondes est renseignée dans le tableau 3.

Figure 15. Intensté du signal en fonction du délai après le début d'opacification du torcular.

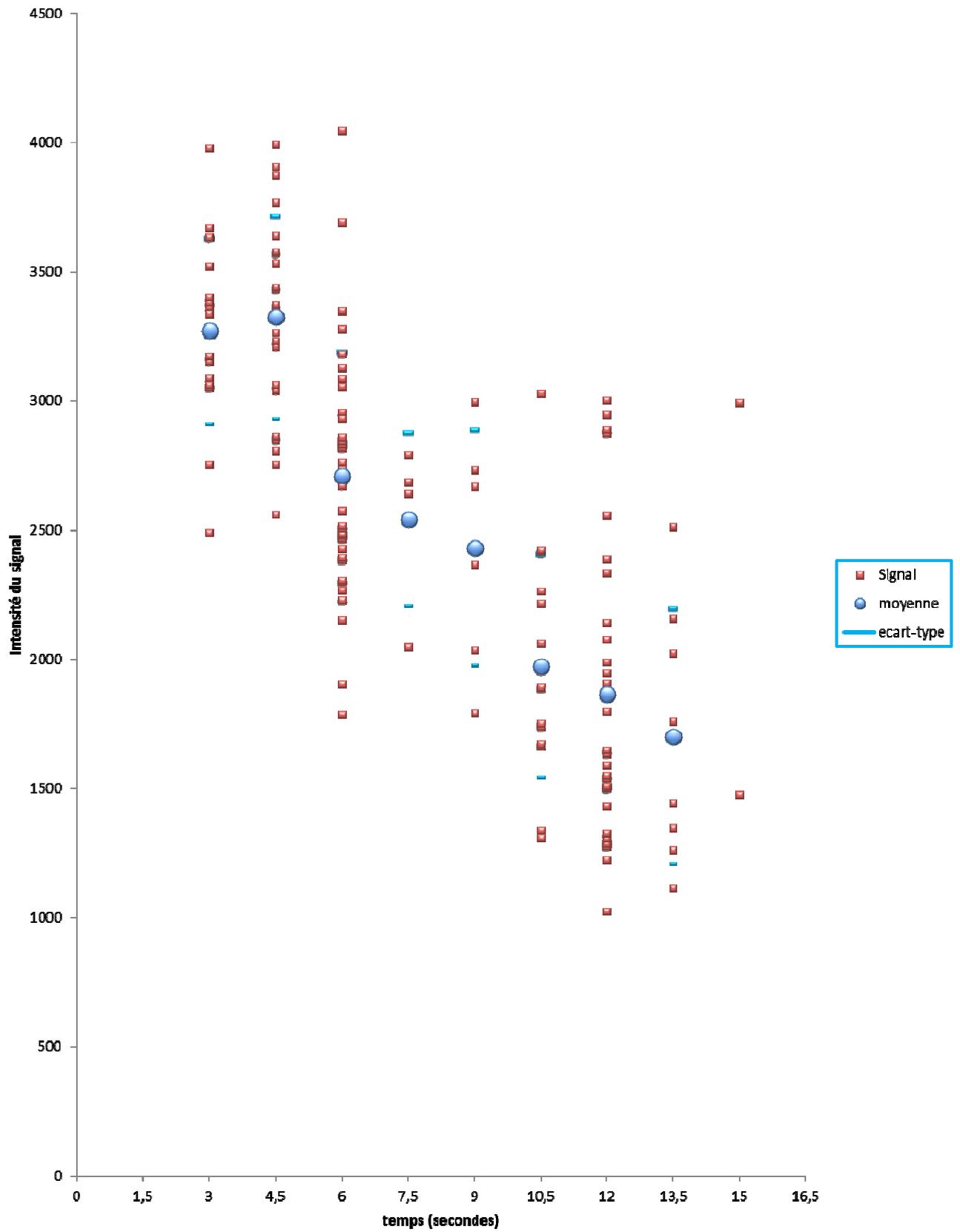


Tableau 2. Comparaison des délais d'acquisition de la phlébo-MR

Délais (Secondes)	3	4.5	6	7.5	9	10.5	12	13.5	15
Nbre de patients	16	23	33	4	6	16	28	8	2
Age (années)	53.4	48.5	50	37.5	46	48	50	48	51
Sexe ratio h/f	10/6	6/17	14/19	1/3	1/5	5/11	14/14	5/3	0/2
Shunt	4(25%)	5(21.7%)	7(31%)	0	1(16%)	7(43.7%)	6(21%)	1(12.5%)	1
Moyenne signal	3269*	3321*	2706*	2540	2429	1973	1861	1700	2233
déviati on standard)	357	391	482	335	454	433	577	493	1074

Il n'existe pas de différence significative entre les moyennes d'intensité de signal des séquences déclenchées à 3 et 4.5 secondes ($p>0.05$). Il existe une différence significative d'intensité de signal entre les délais 3 secondes et 6 secondes et entre les délais 4.5 et 6 secondes. Les valeurs sont renseignées dans le tableau 3.

Tableau 3. Différence statistique

Comparaison de l'intensité de signal	q Valeur p
3 secondes vs 4,5 secondes	0.5311nsP>0.05
3 secondes vs 6 secondes	6.074* P<0.001
4.5 secondes vs 6 secondes	7.448* p<0.001

L'évaluation semi- quantitative de la visualisation des structures veineuses en fonction du délai de lancement :

Les grades de visibilité attribués par le relecteur, des veines corticales et des veines cérébrales internes sont renseignés dans les figures 16 et 17.

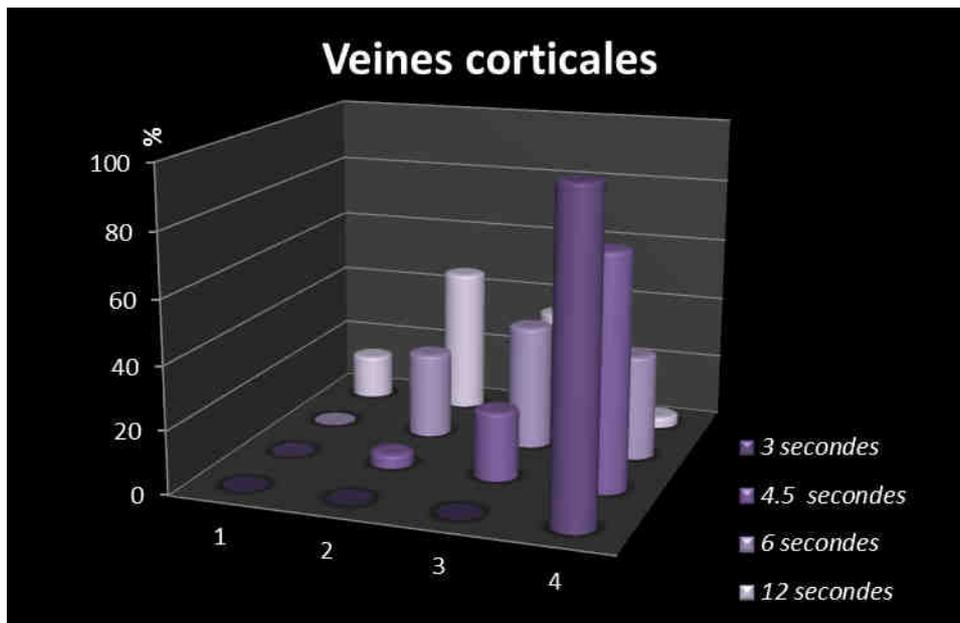


Figure 16. Pourcentage du grade de visibilité des veines corticales en fonction du délai de lancement de la séquence phlébo-MR.

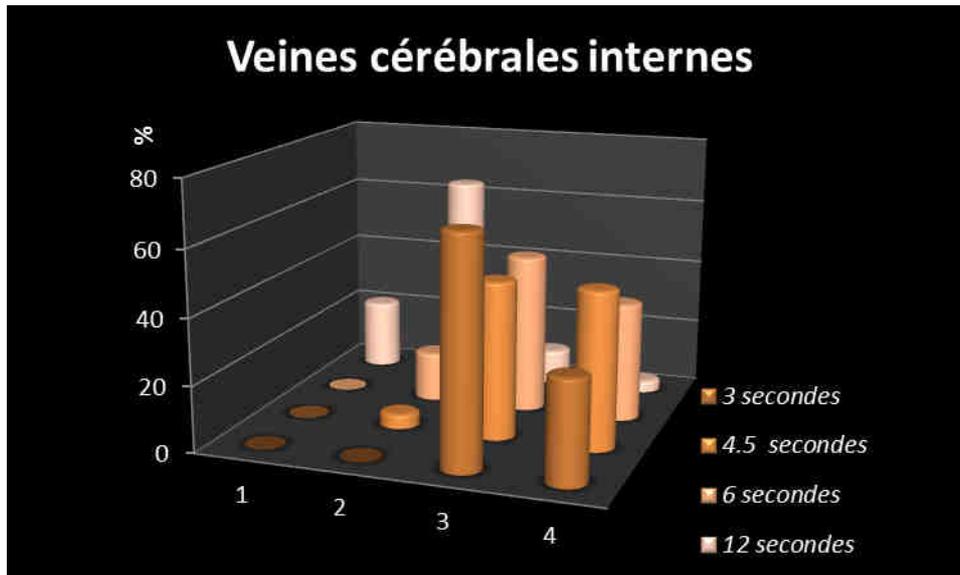


Figure 17. Pourcentage du grade de visibilité des veines cérébrales internes en fonction du délai de lancement de la phlébo-MR.

La proportion de veines corticales cotées 4 est supérieure pour les séquences de phlébo-MR acquises 3 secondes après le début d'opacification du torcular.

Pour les veines cérébrales internes la proportion de veines cotées 4 est supérieure pour les phlébo-MR acquises 4.5 secondes après le début d'opacification du torcular.

Les figures 18 à 20 montrent des reconstructions MIP coronal de séquences de phlébo-MR acquises à différents temps d'opacifications du torcular.

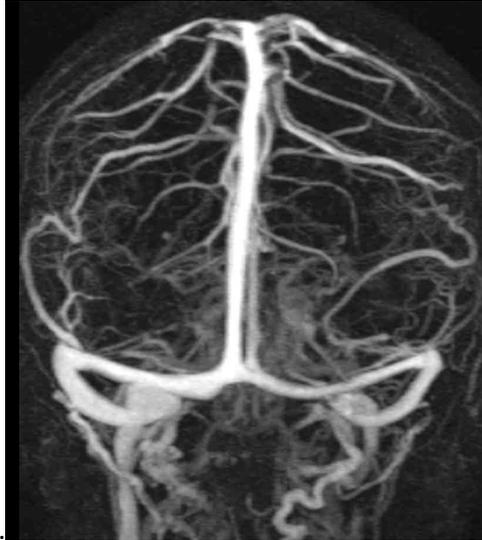


Figure 18. Exemple de phlébo-MR acquise à 3 secondes(MIP coronal)

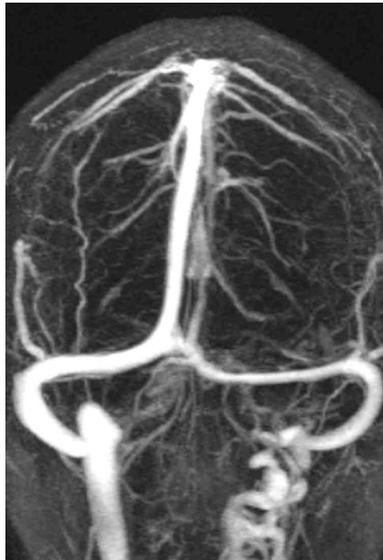


Figure 19. Exemple de phlébo-MR acquise à 6 secondes (MIP coronal)



Figure 20. Exemple de phlébo-MR acquise à 12 secondes (MIP coronal)

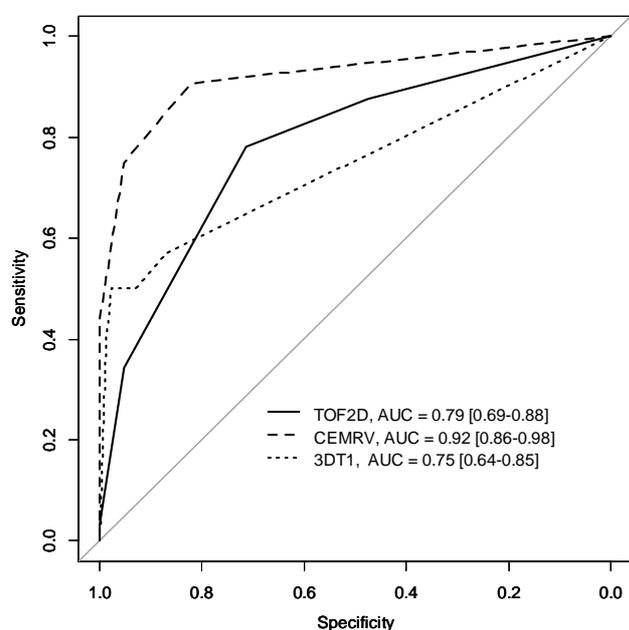
Comparaison de la phlébo-MR synchronisée à l'ARM dynamique aux autres techniques d'ARM.

Sur 29 patients, 116 structures veineuses ont été étudiées. 18 patients présentaient une thrombophlébite soit 32 sites présentant une anomalie.

Parmi eux, on dénombrait 5 thrombophlébites aiguës (12 segments thrombosés), 1 subaiguë et 12 chroniques (19 segments). 2 cas de thrombophlébites étaient dues à un envahissement de contiguïté par un méningiome, 1 cas post opératoire après chirurgie d'un hémangiopéricytome.

Les courbes ROC de chaque relecteur correspondent aux figures 21 à 25.

L'aire sous la courbe de chaque séquence a été mesurée par relecteur. L'aire sous la courbe (AUC) est supérieure pour la séquence phlébo-MR quel que soit le relecteur : un interne en début de cursus, un interne en fin de cursus ou un neuroradiologue.



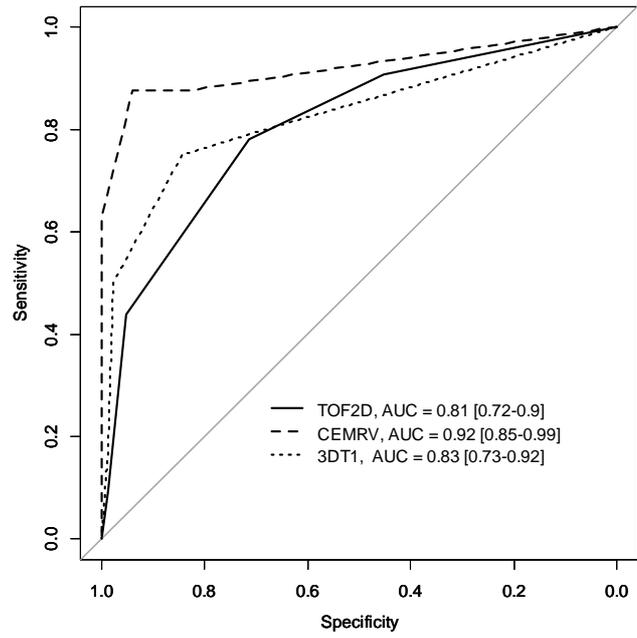


Figure 22. Courbe ROC et aire sous la courbe (AUC) interne « sénior » 1 (CEMRV=phlébo-MR)

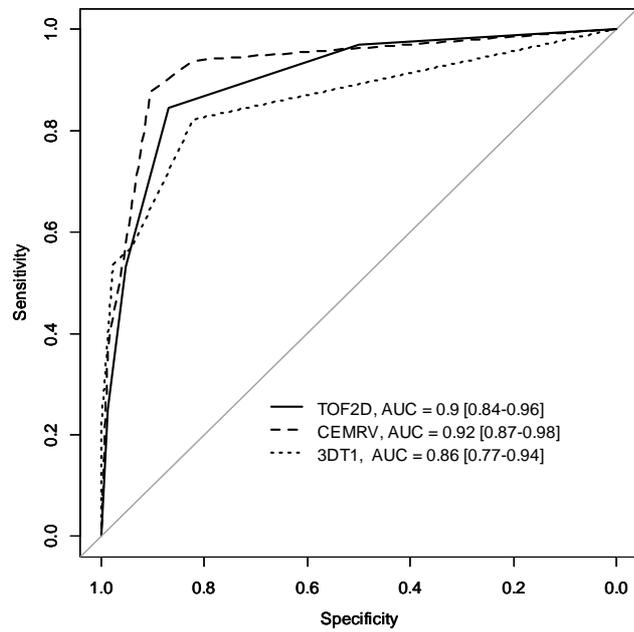


Figure 23. Courbe ROC et aire sous la courbe, interne « sénior » 2.

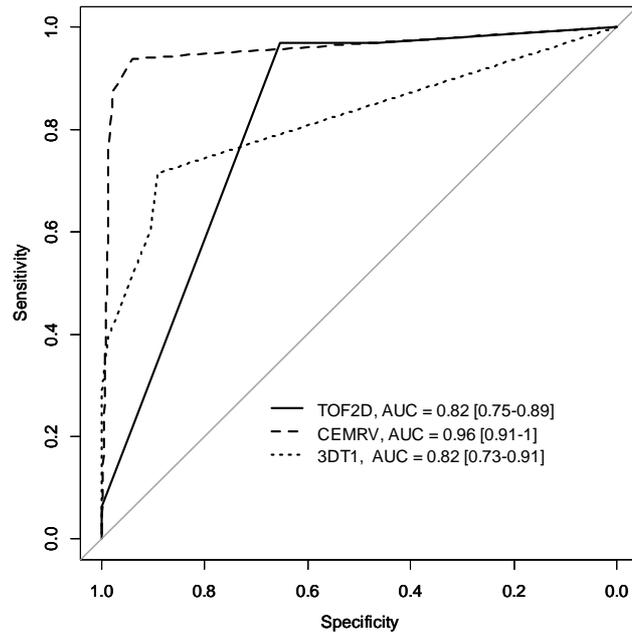


Figure 24. Courbe ROC et aire sous la courbe neuroradiologue 1.

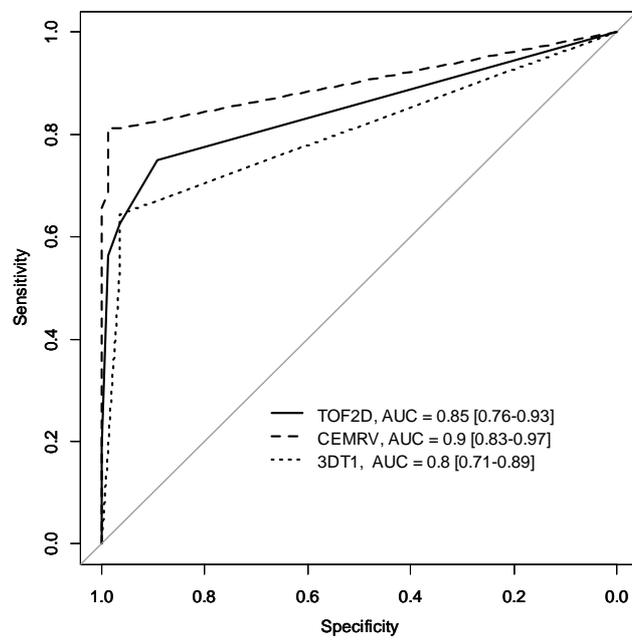


Figure 25. Courbe ROC et aire sous la courbe neuroradiologue 2.

La moyenne des AUC, de l'ensemble des relecteurs, pour la séquence phlébo-MR (0.92) est supérieure aux autres techniques, 0.83 pour le TOF2D, et 0.81 pour le 3DT1.

La différence entre les AUC de la phlébo-MR et des autres techniques est significative ($p < 0.001$). La moyenne des AUC pour chaque séquence est résumée dans le tableau 4.

Tableau 4. Moyenne des aires sous la courbe (AUC) par technique

	AUC [IC95%]	
TOF2D	0.83 [0.78-0.87]*	*AUC TOF2D vs AUC phlébo-MR $p < 0.001$
Phlébo-MR	0.92 [0.87-0.96]*	*AUC TOF2D vs AUC 3DT1 $p = 0.46$
3DT1	0.81 [0.73-0.88]*	*AUC phlébo-MR vs AUC 3DT1 $p < 0.001$

La moyenne des sensibilités de l'ensemble des relecteurs est meilleure avec la séquence phlébo-MR. Il n'existe pas de différence significative de sensibilité des séquences TOF2D et phlébo-MR (tableau 5). Il existe une différence significative de sensibilité entre les séquences phlébo-MR et le 3DT1 (tableau 6).

La moyenne des spécificités de l'ensemble des relecteurs est meilleure avec la séquence phlébo-MR avec une différence significative par rapport au TOF2D et au 3DT1.

La sensibilité des séquences varie en fonction du stade d'évolution du thrombus (tableau 7). Au stade chronique, la sensibilité du TOF2D est supérieure à la phlébo-MR. La sensibilité de la séquence 3DT1 pour les thrombophlébites chroniques est mauvaise (0.43).

Rapportées par patient, la sensibilité et la spécificité des séquences varient également. La sensibilité des séquences TOF2D et phlébo-MR est très élevée, 0.91 et 0.93 respectivement. Cependant, seule la séquence phlébo-MR garde une spécificité élevée (0.86).

Tableau 5. Sensibilité et spécificité moyennes pour les 5 relecteurs pour l'ensemble des structures veineuses

Tous segments veineux (n=116)	TOF2D	Phlébo-MR	3DT1
Sensibilité (n=32)*	0.80 (0.71-0.87)*	0.84 (0.70-0.92)*	0.61 (0.46-0.75)*
Spécificité (n=84)*	0.78 (0.73-0.84)*	0.95 (0.91-0.98)*	0.92 (0.86-0.95)*
Par patient (n =29)			
Sensibilité (n=18)	0.91	0.93	0.72
Spécificité (n=11)	0.40	0.86	0.67

Tableau 6. *Différence entre la moyenne des sensibilités et spécificités de chaque séquence (valeur de p)

Se phlébo-MR vs 3DT1 p=0.002	Se phlébo-MR vs Se TOF2D p=0.40	Se TOF2D vs 3DT1 p=0.009
Sp phlébo-MR vs 3DT1 p=0.04	Sp phlébo-MR vs TOF2D <0.001	Sp TOF2D vs 3DT1 p <0.001

Tableau 7. Moyenne de la sensibilité de chaque séquence en fonction du stade du thrombus.

Sensibilité :	TOF2D	Phlébo-MR	3DT1
Aiguë (n= 12)	0.86	1	1
Subaiguë (n=1)	0.40	1	1
Chronique (n=19)	0.78	0.72	0.43

La concordance entre relecteurs est supérieure avec la séquence phlébo-MR. La corrélation entre relecteurs est relativement bonne avec les séquences phlébo-MR (0.81) et 3DT1 (0.72). Elle est mauvaise avec la séquence TOF2D (0.47). Les coefficients de corrélation inter relecteurs avec intervalle de confiance à 95% sont renseignés dans le tableau 8.

Tableau 8.Coefficient de corrélation inter relecteur

Coefficients de corrélation par séquence entre les 5 relecteurs :	
TOF2D	$r = 0.47 [0.38 - 0.56]$
Phlébo-MR	$r = 0.81 [0.740.85]$
3DT1(MP-RAGE)	$r = 0.72 [0.610.81]$

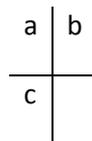
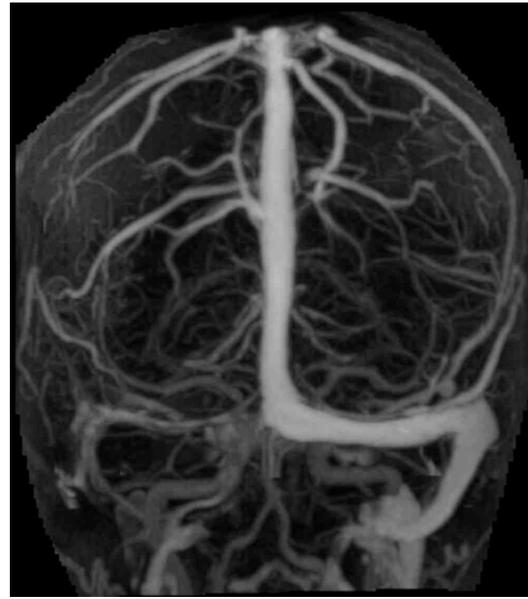


Figure 26. Patient de 40ans contrôle de thrombophlébite du sinus transverse droit à 3 mois.

- a. TOF2D (MIP coronal) Absence de flux dans le sinus transverse droit.
- b. phlebo-MR (MIP coronal) Séquelle du sinus transverse droit
- c. 3DT1 (MP-RAGE axiale) Rehaussement complet du sinus transverse droit.

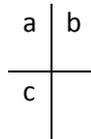
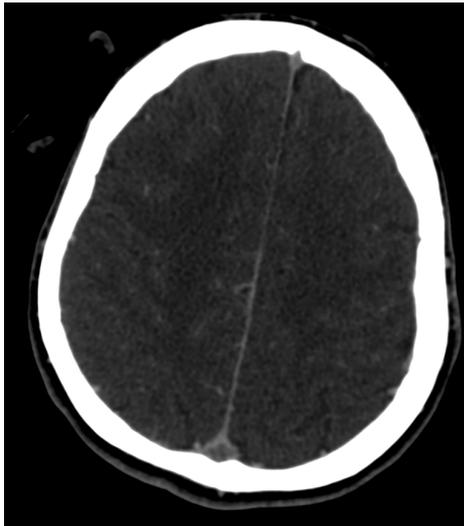
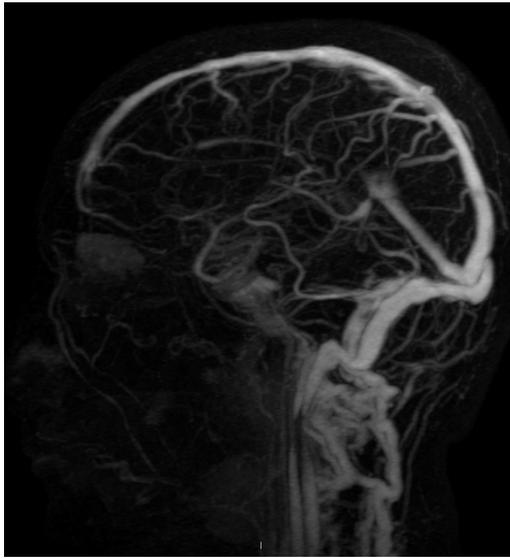


Figure 27. a sagittal, b coronal MIP phlébo-MR du patient 4 de notre étude. Remaniements post-phlébitiques du sinus longitudinal supérieur non diagnostiqués par l'ensemble des relecteurs.

c. Angio-TDM axial, TDM initial du même patient, thrombophlébite du sinus longitudinal supérieur.



Figure 28. Axial phlebo-MR Exemple d'artefact en anneau

Discussion:

La technique phlébographique que nous avons voulu évaluer dans ce travail repose sur l'association d'une séquence d'ARM dynamique et d'une séquence phlébo-MR acquise successivement après une injection unique de produit de contraste. L'ARM dynamique est utilisée par les manipulateurs d'électroradiologie médicale comme séquence de déclenchement de la phlébo-MR, comme une séquence fluoroscopique(9). La synchronisation de la phlébo-MR à l'ARM dynamique est permise par la visualisation en temps réel de l'arrivée du bolus de gadolinium à la console d'acquisition. Cette visualisation en temps réel est rendue possible par la légèreté de notre ARM dynamique (matrice peu importante : 256x128, et nombre de coupe réduit : 30 coupes de 2,5 mm), et probablement du fait du mode de remplissage du plan de Fourier utilisé (cartésien).

L'ARM dynamique que nous employons a une résolution temporelle suffisante (1.5 secondes) et une résolution spatiale correcte, mais a pour principal inconvénient d'avoir un champ de vue limité à un peu plus d'un hémisphère cérébral.

Technique de détection:

La méthode de détection que nous employons est similaire à la technique fluoroscopique, technique robuste et fiable (timing correct dans 97.3% des cas(9)).

La visualisation en temps réel du bolus de gadolinium, à la console d'acquisition, permet le déclenchement manuel de la phlébo-MR par le manipulateur d'électroradiologie. Le champ de vue large permet de détecter l'arrivée du contraste avant son arrivée dans les structures dure-mériennes. Ainsi, les manipulateurs d'électroradiologie expérimentés s'adaptent à chaque patient, sans supervision médicale, et déclenchent la phlébographie de façon reproductible au timing imposé par les médecins, pour peu que le délai après opacification du torcular choisi ne soit ni trop long, ni trop court. Nous recommandons un délai entre 4.5 et 7.5 secondes (figure 14), pour une meilleure reproductibilité du déclenchement.

Qualité de la phlébographie :

L'intensité du signal des structures dure-mériennes et la qualité d'opacification des veines cérébrales internes est supérieure pour un délai de lancement à 4.5 secondes après le début d'opacification du torcular (figure 15 à 17). Nous recommandons ce délai de lancement pour une qualité phlébographique optimale.

Aucun artéfact en anneau n'a été mis en évidence avec cette technique, même avec les timings de lancement, de la séquence phlébo-MR, les plus précoces. Ces artéfacts surviennent quand les données centrales du plan de Fourier, gouvernant le contraste, sont acquises avant le pic de contraste (16) comme dans la figure 28. Dans notre expérience, les erreurs rencontrées étaient dues à des déclenchements par inadvertance, et dans un cas d'hyperhémie méningée (méningesconfondues par le manipulateur avec un sinus dure-mérien).

Avantages de l'exploration IRM des pathologies veineuses :

Même si l'angiographie reste la technique de référence d'exploration des veines cérébrales, elle est rarement réalisée à visée diagnostique en raison des risques qu'elle implique(35). Elle ne permet qu'une étude morcelée des structures veineuses via les différents territoires artériels, nécessitant de multiplier les vues projectives pour obtenir une exploration satisfaisante.

L'angio-scanner et l'IRM ont des performances équivalentes pour le diagnostic de thrombophlébite (36). Par sa rapidité et son accessibilité, le scanner est souvent l'examen réalisé en première intention. Cependant l'IRM apporte, en plus, des données sur l'état du parenchyme cérébral (37). En effet un œdème intra-parenchymateux n'est visible que dans 8% des cas en scanner contre 25% des cas en IRM(2). La mise en évidence des anomalies parenchymateuses reste importante pour le pronostic (38)(39)(40), même si contrairement à l'ischémie artérielle, elles sont potentiellement réversibles (41). En outre, l'irradiation et la nécessité d'injection de produit de contraste iodé de l'angio-scanner, comme de l'angiographie, limitent son utilisation chez certains patients (enfants, femmes enceintes, insuffisants rénaux, et en cas d'allergie grave au produit de contraste iodé).

Avantages de la séquence phlébo-MR :

Dans notre étude, la séquence de phlébo-MR permet une étude des veines cérébrales avec une résolution spatiale élevée. Le voxel est plus petit que pour la séquence d'ARM dynamique, mesuré à 0,9 x 0,6 x 0,8 mm. Grâce à un remplissage elliptique-centrique et un déclenchement à la vue, les données centrales du plan de Fourier sont acquises au pic veineux. Ceci permet de favoriser le contraste. La reconstruction automatique de séquences pré et post contraste permet d'améliorer le rapport signal / bruit.

La phlébo-MR permet, grâce aux différentes techniques de post traitement (MIP), d'obtenir une visualisation d'ensemble des structures veineuses intra crâniennes.

La phlébo-MR est supérieure aux TOF2D dans la détection des structures veineuses normales(42), notamment pour les veines corticales (43) à 1.5 tesla (T) et aussi à 3 T (44). Sa supériorité diagnostique a également été démontrée pour le diagnostic de thrombophlébite (17)(18)(45), et dans le bilan préopératoire de méningiome (13)(22)(46). Dans notre étude, la sensibilité des séquences phlébo-MR et TOF2D pour la détection des pathologies veineuses est élevée (0.84 et 0.8). La sensibilité de la phlébo-MR est légèrement supérieure, avec une différence entre les deux techniques non significative. Cependant le TOF2D (0.78) est nettement moins spécifique que la phlébo-MR (0.95).Ainsi, avec la séquence TOF2D, de nombreux faux positifs étaient mis en évidence par les relecteurs, notamment sur les sinus droits et sur les sinus transverses non dominants. De plus, le TOF2D peut être pris en défaut pour le diagnostic de thrombophlébite au stade subaigu (18)(47).En effet, le thrombus apparaît le plus souvent hyper intense en T1(2)entre 6 et 15 jours, en raison de la présence de méthémoglobine. Il peut être pris pour un sinus normal, en raison d'une mauvaise saturation des spins stationnaires du thrombus. Dans notre étude, la sensibilité de la séquence TOF2D au stade de thrombus subaiguë (J6) est faible (0.4). En effet le diagnostic n'a pas été fait par deux relecteurs sur la séquence TOF2D, alors qu'il a été correctement posé par l'ensemble des relecteurs sur la séquence phlébo-MR.

Les séquences avec injection de gadolinium de type « MP-RAGE » (24) et « VIBE » (48) permettent également l'étude des veines cérébrales. Cependant si elles offrent une bonne visibilité des veines intracrâniennes normales, elles ont une sensibilité diagnostique insuffisante pour la détection des thrombophlébites, notamment au stade chronique (24). Or 15% des thrombophlébites sont diagnostiquées tardivement (1)(2), en raison d'une clinique peu spécifique. Après 15 jours, les sinus thrombosés peuvent présenter un rehaussement, mimant un sinus normal (49) (figure26). Ainsi dans notre étude la sensibilité de la séquence 3DT1 (MP-RAGE) varie de façon importante en fonction du stade du thrombus, très élevée (1) au stade aigu, faible au stade chronique (0.43). A contrario, la sensibilité de la phlébo-MR au stade chronique reste élevée (0.72), équivalente à la séquence TOF2D. La moindre proportion de faux négatifs de thrombus chroniques avec la séquence phlébo-MR, s'explique par la précocité de l'acquisition centrée sur le pic veineux.

Dans notre étude, la phlébo-MR obtenue présente la meilleure sensibilité et spécificité, la meilleure corrélation inter relecteur et la meilleure performance diagnostique (l'aire sous la courbe ROC la plus importante, figure 21 à 25) comparativement aux séquences TOF2D et MP-RAGE.

Avantages de l'ajout de séquences dynamiques à la phlébo-MR:

Les séquences dynamiques permettent de détecter les shunts artério-veineux par la mise en évidence d'un retour veineux précoce (3)(4)(27). Or les fistules artério-veineuses sont une des complications des thrombophlébites (47)(50).

De plus les fistules durales peuvent prendre en défaut les séquences d'IRM classiques et le TOF2D soit en mimant une occlusion veineuse(51), soit en ne mettant pas en évidence le shunt associé à une sténose veineuse qui aggrave fréquemment le pronostic de cette pathologie.

Les séquences dynamiques peuvent aider à différencier le rehaussement précoce d'un thrombus chronique, d'un sinus perméable (52). Le diagnostic entre le rehaussement du thrombus et une recanalisation est difficile en IRM (19). En effet le délai d'apparition du rehaussement des thrombus chroniques n'est pas connu(19). Ainsi malgré une technique d'acquisition adéquate (fluoroscopique) au pic veineux, d'une phlébo-MR, deux cas de faux négatifs de thrombus chroniques ont été décrits dans la littérature (22). Cependant dans notre expérience, avec une technique d'acquisition synchronisée au pic veineux, il n'a pas été mis en évidence de rehaussement précoce des thrombus chroniques. Le faux négatif de la phlébo-MR, non diagnostiqués par l'ensemble des relecteurs était un remaniement post-phlébitique du sinus longitudinal supérieur (figure27).

Enfin, l'association des deux séquences n'augmente pas significativement la durée d'examen (trente seconde environ). En effet, la séquence dynamique est interrompue lors du lancement de la phlébo-MR. Ceci entraîne un raccourcissement de la durée de la séquence dynamique, variable en fonction de chaque patient, mais de l'ordre d'une vingtaine de secondes (la durée habituelle de l'ARM dynamique est de 44s), et notre séquence phlébographique dure environ 56 secondes.

A notre connaissance aucune équipe n'utilise l'association phlébo-MR synchronisée à une angio-MR dynamique. Certains se sont intéressés à l'utilisation de l'ARM dynamique pour la visualisation des veines cérébrales, en sélectionnant la phase vasculaire la plus adaptée (8)(52). Seule la visualisation de la veine thalamo-striée gauche (8) et du sinus sagittal inférieur était significativement inférieure aux séquences VIBE (52) et phlébo-MR (8). Les performances étaient supérieures au TOF2D dans tous les cas. Ces résultats doivent être relativisés. La visualisation des structures veineuses normales n'est pas toujours corrélée aux performances diagnostiques d'une séquence, comme pour les séquences de type MP-RAGE. De plus, dans ces études, l'ARM dynamique était comparée à une phlébo-MR tardive, non couplée au pic veineux(8), de moins bonne qualité.

Malgré les techniques de remplissage segmenté du plan de Fourier et de l'imagerie parallèle, l'ARM dynamique reste un compromis entre résolution spatiale et résolution temporelle (53). Notre technique permet d'acquérir une phlébo-MR au pic veineux, où aucun compromis n'a été fait sur la résolution spatiale, tout en bénéficiant de séquence dynamique.

Une étude s'est intéressée au couple diagnostique ARM dynamique/VIBE retrouvant des performances diagnostiques supérieures au TOF2D (54). L'association ARM dynamique/phlébo-MR semble plus intéressante. En effet, comme précédemment abordé, le risque de faux négatifs de thrombus chroniques est plus important avec les séquences de type « VIBE » en raison d'une acquisition non couplée au pic veineux.

Dans notre étude, la relecture des séquences phlébo-MR a été faite isolément, sans séquences dynamiques. L'ajout des séquences dynamiques à la relecture des phlébo-MR aurait possiblement amélioré les performances diagnostiques des relecteurs.

Limites de la technique :

Pour une meilleure qualité phlébographique, l'ARM dynamique doit être interrompue 4.5 secondes après le début d'opacification du torcular. Elle est amputée des temps tardifs, mis à profit pour l'acquisition de la phlébo-MR. Il est douteux qu'un tel raccourcissement réduise la sensibilité de la technique pour la détection des shunts. En effet, les shunts sont visibles aux temps artériels et parenchymateux(55). Cette pratique correspond à notre pratique de l'artériographie, où les acquisitions sont interrompues 2 à 3 secondes après l'opacification des sinus dure-mériens, afin de limiter l'irradiation des patients. D'autre part, dans notre étude, la proportion de shunt visualisé avec des ARM dynamiques interrompues à 3 secondes (25%) est similaire à celle visualisée à 12 secondes (21%).

Pour visualiser en temps réel l'ARM dynamique et obtenir une résolution temporelle correcte, la résolution spatiale et le champ de vue de la séquence ont été nettement diminués. Elle ne permet la couverture que d'un seul hémicrâne. La taille du voxel de notre séquence dynamique (1.7 x 1.4 x 2.5mm) est supérieure aux séquences avec lecture segmentée du plan de Fourier (1.09x 1.75 x 1.6(8) pour la séquence type TRICKS, par exemple). Il s'avère ainsi parfois nécessaire de faire une acquisition pour chaque hémicrâne.

Nous recommandons par ailleurs l'utilisation d'un produit de contraste à rémanence vasculaire, de type gadopentatediméglumine (Magnevist,-Bayer-Shering). L'utilisation d'autres produit de contraste,

notamment de gadotrétate de méglumine (Dotarem, Guerbet) entraîne une dégradation significative de l'intensité du signal.

Limites de l'étude :

L'étude portant sur la comparaison des différentes techniques d'ARM est rétrospective. Il existe un biais de sélection des patients. La technique phlébographique s'est imposée dans notre pratique quotidienne, la séquence TOF2D était ajoutée, pour les besoins de l'étude, au cas par cas par le neuroradiologue responsable de la vacation.

Concernant la reproductibilité de lancement de la séquence de phlébo-MR, il existe un biais. En effet les manipulateurs étaient mal à l'aise avec la production de phlébo-MR tardives, de piètre qualité, et avaient tendance à anticiper leur lancement.

Notre étude ne comporte pas de patient atteint d'hypertension intra crânienne bénigne, ni de thrombophlébite corticale, où l'IRM peut être prise en défaut. Il serait intéressant de connaître la sensibilité de la phlébo-MR concernant les thromboses corticales isolées.

Dans notre étude, la comparaison des phlébo-MR était réalisée uniquement sur des reconstructions MIP, sans bénéficier des coupes natives primordiales au diagnostic.

Pour le calcul de la sensibilité, un codage binaire a été appliqué au codage semi-quantitatif des relecteurs. Un score ≥ 3 (possible) a été considéré comme positif. Ce choix a entraîné une augmentation de la sensibilité de la séquence TOF2D, et une baisse de sa spécificité. Ce choix a participé à l'absence de différence significative des sensibilités des séquences TOF2D et phlébo-MR.

Pour comparer les trois techniques d'ARM, différents paramètres ont été étudiés (aire sous la courbe, sensibilité, spécificité). Pour chaque paramètre, la moyenne a été calculée à partir des cinq relecteurs, incluant trois internes. La différence entre les trois techniques, pourrait varier en conservant uniquement la relecture de neuroradiologues.

Perspectives :

Les techniques d'ARM dynamique de type TRICKS, TWIST, et centra keyhole font appel à un remplissage segmenté, partiel du plan de Fourier, permettant une amélioration importante de la résolution spatiale, et une exploration complète de l'encéphale. Cependant les délais de reconstruction de ces différentes techniques sont longs, ne permettant pas une visualisation en temps réel des séquences.

Il devrait cependant être possible de faire deux reconstructions consécutives différentes de ces séquences :

- une première reconstruction « dégradée » temps réel, exploitant les données du centre du plan de Fourier, destinée à une utilisation fluoroscopique,
- une seconde reconstruction différée à la fin de la séquence phlébographique, complète, destinée à une utilisation diagnostique de meilleure qualité.

Des constructeurs ont été contactés pour adapter de telles séquences au besoin d'un affichage temps réel de l'ARM dynamique.

Conclusion:

La phlébo-MR synchronisée à l'ARM dynamique est une technique simple d'utilisation. Le déclenchement manuel de la phlébo-MR à la vue permet de l'acquérir précocement, lors de l'opacification des sinus dure-mériens, avec une bonne reproductibilité.

L'association des deux séquences permet la détection de shunt artério-veineux et l'analyse du réseau veineux sur une séquence (phlébo-MR) sur laquelle aucun compromis n'a été fait sur la résolution spatiale.

La principale limite de cette technique concerne la qualité de l'ARM dynamique dont le champ de vue a dû être réduit pour permettre l'affichage temps réel sur la console d'acquisition de l'IRM. Ce défaut devrait pouvoir être corrigé en adaptant de façon importante les techniques d'ARM dynamique plus récentes.

L'association de l'ARM dynamique et de la phlébo-MR nous paraît primordiale pour l'étude du réseau veineux intra crânien. Cette association a remplacé dans notre centre l'angio MR dynamique et la phlébo-MR, qui ne sont plus réalisées isolément, que ce soit pour l'exploration des pathologies veino-occlusives ou l'exploration des pathologies comportant un shunt artério veineux.

Bibliographie

1. Saposnik G, Barinagarrementeria F, Brown RD Jr, Bushnell CD, Cucchiara B, Cushman M, et al. Diagnosis and management of cerebral venous thrombosis: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*. 2011 Apr;42(4):1158–92.
2. Leach JL, Fortuna RB, Jones BV, Gaskill-Shibley MF. Imaging of Cerebral Venous Thrombosis: Current Techniques, Spectrum of Findings, and Diagnostic Pitfalls¹. *Radiographics*. 2006 Oct 17;26(Supplement 1):S19–S41.
3. Taschner CA, Gieseke J, Le Thuc V, Rachdi H, Reyns N, Gauvrit J-Y, et al. Intracranial Arteriovenous Malformation: Time-resolved Contrast-enhanced MR Angiography with Combination of Parallel Imaging, Keyhole Acquisition, and k-Space Sampling Techniques at 1.5 T. *Radiology*. 2008 Jan 14;246(3):871–9.
4. Saleh RS, Lohan DG, Villablanca JP, Duckwiler G, Kee ST, Finn JP. Assessment of craniospinal arteriovenous malformations at 3T with highly temporally and highly spatially resolved contrast-enhanced MR angiography. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2008 May;29(5):1024–31.
5. Meckel S, Maier M, Ruiz DSM, Yilmaz H, Scheffler K, Radue EW, et al. MR angiography of dural arteriovenous fistulas: diagnosis and follow-up after treatment using a time-resolved 3D contrast-enhanced technique. *American journal of neuroradiology*. 2007;28(5):877–84.
6. Noguchi K, Melhem ER, Kanazawa T, Kubo M, Kuwayama N, Seto H. Intracranial dural arteriovenous fistulas: evaluation with combined 3D time-of-flight MR angiography and MR digital subtraction angiography. *American Journal of Roentgenology*. 2004;182(1):183–90.
7. Nishimura S, Hirai T, Sasao A, Kitajima M, Morioka M, Kai Y, et al. Evaluation of Dural Arteriovenous Fistulas with 4D Contrast-Enhanced MR Angiography at 3T. *American Journal of Neuroradiology*. 2009 Oct 15;31(1):80–5.
8. Yiğit H, Turan A, Ergün E, Koşar P, Koşar U. Time-resolved MR angiography of the intracranial venous system: an alternative MR venography technique. *European Radiology*. 2011 Nov 20;22(5):980–9.
9. Riederer SJ, Bernstein MA, Breen JF, Busse RF, Ehman RL, Fain SB, et al. Three-dimensional Contrast-enhanced MR Angiography with Real-time Fluoroscopic Triggering: Design Specifications and Technical Reliability in 330 Patient Studies¹. *Radiology*. 2000;215(2):584–93.
10. Kastler B, Vetter D, Patay Z. *Comprendre l'IRM : manuel d'auto-apprentissage*. Paris: Masson; 2006.
11. Özsarlak Ö, Goethem JW, Maes M, Parizel PM. MR angiography of the intracranial vessels: technical aspects and clinical applications. *Neuroradiology*. 2004 Dec 4;46(12):955–72.

12. Liauw L, van Buchem MA, Spilt A, de Bruïne FT, van den Berg R, Hermans J, et al. MR angiography of the intracranial venous system. *Radiology*. 2000 Mar;214(3):678–82.
13. Bozzao A, Finocchi V, Romano A, Ferrante M, Fasoli F, Trillò G, et al. Role of contrast-enhanced MR venography in the preoperative evaluation of parasagittal meningiomas. *European Radiology*. 2005 May 20;15(9):1790–6.
14. Ayanzen RH, Bird CR, Keller PJ, McCully FJ, Theobald MR, Heiserman JE. Cerebral MR venography: normal anatomy and potential diagnostic pitfalls. *American journal of neuroradiology*. 2000;21(1):74–8.
15. Sun J, Wang J, Jie L, Wang H, Gong X. Visualization of the Internal Cerebral Veins on MR Phase-Sensitive Imaging: Comparison with 3D Gadolinium-Enhanced MR Venography and Fast-Spoiled Gradient Recalled Imaging. *American Journal of Neuroradiology*. 2010 Dec 16;32(10):E191–E193.
16. Maki JH, Prince MR, Londy FJ, Chenevert TL. The effects of time varying intravascular signal intensity and k-space acquisition order on three-dimensional MR angiography image quality. *J Magn Reson Imaging*. 1996 Aug;6(4):642–51.
17. Farb RI, Scott JN, Willinsky RA, Montanera WJ, Wright GA, terBrugge KG. Intracranial Venous System: Gadolinium-enhanced Three-dimensional MR Venography with Auto-triggered Elliptic Centric-ordered Sequence--Initial Experience. *Radiology*. 2003 Jan 1;226(1):203–9.
18. Haroun A. Utility of contrast-enhanced 3D turbo-flash MR angiography in evaluating the intracranial venous system. *Neuroradiology*. 2005 Apr 22;47(5):322–7.
19. Leach JL, Wolujewicz M, Strub WM. Partially recanalized chronic dural sinus thrombosis: findings on MR imaging, time-of-flight MR venography, and contrast-enhanced MR venography. *American journal of neuroradiology*. 2007;28(4):782–9.
20. Kim JK, Farb RI, Wright GA. Test bolus examination in the carotid artery at dynamic gadolinium-enhanced MR angiography. *Radiology*. 1998 Jan;206(1):283–9.
21. Foo TK, Saranathan M, Prince MR, Chenevert TL. Automated detection of bolus arrival and initiation of data acquisition in fast, three-dimensional, gadolinium-enhanced MR angiography. *Radiology*. 1997 Apr;203(1):275–80.
22. Fu JH, Lai PH, Hsiao CC, Li SC, Weng MJ, Wang PC, et al. Comparison of real-time three-dimensional gadolinium-enhanced elliptic centric-ordered MR venography and two-dimensional time-of-flight MR venography of the intracranial venous system. *Journal of the Chinese Medical Association*. 2010;73(3):131–8.
23. Klingebiel R, Bauknecht HC, Bohner G, Kirsch R, Berger J, Masuhr F. Comparative evaluation of 2D time-of-flight and 3D elliptic centric contrast-enhanced MR venography in patients with presumptive cerebral venous and sinus thrombosis. *European Journal of Neurology*. 2007 Feb;14(2):139–43.

24. Liang L, Korogi Y, Sugahara T, Onomichi M, Shigematsu Y, Yang D, et al. Evaluation of the intracranial dural sinuses with a 3D contrast-enhanced MP-RAGE sequence: prospective comparison with 2D-TOF MR venography and digital subtraction angiography. *American journal of neuroradiology*. 2001;22(3):481–92.
25. Mermuys KP, Vanhoenacker PK, Chappel P, Van Hoe L. Three-dimensional Venography of the Brain with a Volumetric Interpolated Sequence. *Radiology*. 2005 Mar 1;234(3):901–8.
26. Gauvrit J, Trystram D, Oppenheim C, Leclerc X. [Advanced vascular imaging techniques of supra-aortic, encephalic and medullary vessels]. *J Radiol*. 2007 Mar;88(3 Pt 2):472–82.
27. Hadizadeh DR, Kukuk GM, Steck DT, Gieseke J, Urbach H, Tschampa HJ, et al. Noninvasive Evaluation of Cerebral Arteriovenous Malformations by 4D-MRA for Preoperative Planning and Postoperative Follow-Up in 56 Patients: Comparison with DSA and Intraoperative Findings. *American Journal of Neuroradiology*. 2012 Feb 2;33(6):1095–101.
28. Farb RI, Agid R, Willinsky RA, Johnstone DM, terBrugge KG. Cranial Dural Arteriovenous Fistula: Diagnosis and Classification with Time-Resolved MR Angiography at 3T. *American Journal of Neuroradiology*. 2009 May 27;30(8):1546–51.
29. Wetzel SG, Bilecen D, Lyrer P, Bongartz G, Seifritz E, Radue EW, et al. Cerebral dural arteriovenous fistulas: detection by dynamic MR projection angiography. *AJR Am J Roentgenol*. 2000 May;174(5):1293–5.
30. Korosec FR, Frayne R, Grist TM, Mistretta CA. Time-resolved contrast-enhanced 3D MR angiography. *Magn Reson Med*. 1996 Sep;36(3):345–51.
31. van Vaals JJ, Brummer ME, Dixon WT, Tuithof HH, Engels H, Nelson RC, et al. “Keyhole” method for accelerating imaging of contrast agent uptake. *J Magn Reson Imaging*. 1993 Aug;3(4):671–5.
32. Song T, Laine AF, Chen Q, Rusinek H, Bokacheva L, Lim RP, et al. Optimal k-space sampling for dynamic contrast-enhanced MRI with an application to MR renography. *Magn Reson Med*. 2009 May;61(5):1242–8.
33. Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, Wang J, et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med*. 2002 Jun;47(6):1202–10.
34. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med*. 1999 Nov;42(5):952–62.
35. Dawkins AA, Evans AL, Wattam J, Romanowski CAJ, Connolly DJA, Hodgson TJ, et al. Complications of cerebral angiography: a prospective analysis of 2,924 consecutive procedures. *Neuroradiology*. 2007 Sep;49(9):753–9.
36. Khandelwal N, Agarwal A, Kochhar R, Bapuraj JR, Singh P, Prabhakar S, et al. Comparison of CT Venography with MR Venography in Cerebral Sinovenous Thrombosis. *American Journal of Roentgenology*. 2006 Dec 1;187(6):1637–43.

37. Yuh WT, Simonson TM, Wang AM, Koci TM, Tali ET, Fisher DJ, et al. Venous sinus occlusive disease: MR findings. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1994 Feb;15(2):309–16.
38. Appenzeller S, Zeller CB, Annichino-Bizzachi JM, Costallat LTL, Deus-Silva L, Voetsch B, et al. Cerebral venous thrombosis: influence of risk factors and imaging findings on prognosis. *Clin Neurol Neurosurg.* 2005 Aug;107(5):371–8.
39. Stolz E, Trittmacher S, Rahimi A, Gerriets T, Röttger C, Siekmann R, et al. Influence of recanalization on outcome in dural sinus thrombosis: a prospective study. *Stroke.* 2004 Feb;35(2):544–7.
40. Ferro JM, Canhão P, Stam J, Bousser M-G, Barinagarrementeria F. Prognosis of cerebral vein and dural sinus thrombosis: results of the International Study on Cerebral Vein and Dural Sinus Thrombosis (ISCVT). *Stroke.* 2004 Mar;35(3):664–70.
41. Röttger C, Trittmacher S, Gerriets T, Blaes F, Kaps M, Stolz E. Reversible MR imaging abnormalities following cerebral venous thrombosis. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2005 Mar;26(3):607–13.
42. Rollins N, Ison C, Reyes T, Chia J. Cerebral MR Venography in Children: Comparison of 2D Time-of-Flight and Gadolinium-enhanced 3D Gradient-Echo Techniques. *Radiology.* 2005 Jun 1;235(3):1011–7.
43. Kirchhof K, Welzel T, Jansen O, Sartor K. More Reliable Noninvasive Visualization of the Cerebral Veins and Dural Sinuses: Comparison of Three MR Angiographic Techniques. *Radiology.* 2002 Sep 1;224(3):804–10.
44. Lettau M, Sartor K, Heiland S, Hahnel S. 3T High-Spatial-Resolution Contrast-Enhanced MR Angiography of the Intracranial Venous System with Parallel Imaging. *American Journal of Neuroradiology.* 2008 Aug 7;30(1):185–7.
45. Lövblad K-O, Schneider J, Bassetti C, El-Koussy M, Guzman R, Heid O, et al. Fast contrast-enhanced MR whole-brain venography. *Neuroradiology.* 2002 Aug 1;44(8):681–8.
46. Lee J-M, Jung S, Moon K-S, Seo J-J, Kim I-Y, Jung T-Y, et al. Preoperative evaluation of venous systems with 3-dimensional contrast-enhanced magnetic resonance venography in brain tumors: comparison with time-of-flight magnetic resonance venography and digital subtraction angiography. *Surgical Neurology.* 2005 Aug;64(2):128–33.
47. Meyer X, Berthezene Y, Ongolo P, Tournut P, Turjman F, Froment JC. [Diagnosis of a post-thrombotic dural fistula using MR angiography]. *J Neuroradiol.* 1996 Sep;23(2):69–73.
48. Wetzel SG, Johnson G, Tan AGS, Cha S, Knopp EA, Lee VS, et al. Three-dimensional, T1-weighted gradient-echo imaging of the brain with a volumetric interpolated examination. *American journal of neuroradiology.* 2002;23(6):995–1002.
49. Dormont D, Sag K, Biondi A, Wechsler B, Marsault C. Gadolinium-enhanced MR of chronic dural sinus thrombosis. *American journal of neuroradiology.* 1995;16(6):1347–52.

50. Chung SJ, Kim JS, Kim JC, Lee SK, Kwon SU, Lee MC, et al. Intracranial dural arteriovenous fistulas: analysis of 60 patients. *Cerebrovasc. Dis.* 2002;13(2):79–88.
51. Kallmes DF, Cloft HJ, Jensen ME, Kaptain GJ, Dion JE, Matsumoto JA. Dural arteriovenous fistula: a pitfall of time-of-flight MR venography for the diagnosis of sinus thrombosis. *Neuroradiology.* 1998 Apr;40(4):242–4.
52. Meckel S, Glicker TM, Kretschmar M, Scheffler K, Radtke E-W, Wetzel SG. Display of Dural Sinuses with Time-Resolved, Contrast-Enhanced Three-Dimensional MR Venography. *Cerebrovascular Diseases.* 2008;25(3):217–24.
53. Cornfeld D, Mojibian H. Clinical Uses of Time-Resolved Imaging in the Body and Peripheral Vascular System. *American Journal of Roentgenology.* 2009 Nov 20;193(6):W546–W557.
54. Meckel S, Reisinger C, Bremerich J, Damm D, Wolbers M, Engelter S, et al. Cerebral Venous Thrombosis: Diagnostic Accuracy of Combined, Dynamic and Static, Contrast-Enhanced 4D MR Venography. *American Journal of Neuroradiology.* 2009 Nov 5;31(3):527–35.
55. Geibprasert S, Pongpech S, Jiarakongmun P, Shroff MM, Armstrong DC, Krings T. Radiologic Assessment of Brain Arteriovenous Malformations: What Clinicians Need to Know. *Radiographics.* 2010 Mar 12;30(2):483–501.

NOM : Kawski

PRENOM : Claire

Phlébo-MR synchronisée à une angio-MR dynamique : faisabilité, pertinence diagnostique

RESUME

Phlébo-MR synchronisée à une angio-MR dynamique : faisabilité, pertinence diagnostique

La phlébo-MR est une technique établie pour le diagnostic de thrombophlébite cérébrale. L'angio-MR dynamique est une nouvelle technique qui apporte en plus des informations de la dynamique vasculaire cérébrale.

Sa limite principale reste une faible résolution spatiale.

L'association angio-MR dynamique/phlébo-MR est une technique prometteuse pour l'évaluation des veines intracrâniennes.

L'angio-MR dynamique est utilisée comme séquence de déclenchement à la phlébo-MR permettant une acquisition au pic veineux.

Matériel et méthode :

29 patients dont 18 avec une thrombophlébite et 11 sujets témoins, ont bénéficié de 3 modalités d'ARM différentes: TOF2D, phlébo-MR couplée à une angio-MR dynamique et un 3DT1 (MP-RAGE). Les courbes ROC de chaque modalité ont été établies. La sensibilité et spécificité de chaque technique ont été calculées pour les différents stades de thrombus.

Résultats:

La phlébo-MR acquise au décours de l'ARM dynamique possède la plus importante aire sous la courbe (0.92 (0.87-0.96)), la meilleure sensibilité (0.84) et spécificité (0.95) pour le diagnostic de thrombophlébite. Même au stade de thrombus chronique la phlébo-MR a une sensibilité élevée (0.72).

Conclusion :

L'angio-MR dynamique peut être utilisée comme déclencheur de la phlébo-MR. L'ARM dynamique permet la détection des shunts artério-veineux. La phlébo-MR permet la visualisation des veines cérébrales avec une résolution spatiale élevée.

Background and purpose: MRV technique is an established technique for the diagnosis of cerebral venous thrombosis. Time-resolved contrast enhanced 3D MR angiography is a new technique who give dynamic information of flow. His main disadvantage is a low spatial resolution. Combining time-resolved 3D MR and MRV is a promising tool for the evaluation of venous intra cranial sinuses. Time-resolved MR can be used as a triggering technique to launch MRV sequence at venous peak.**Materials and methods:** A total of 29 patients with venous thrombosis (n=18) and control subject (n=11), underwent MRV combine with time resolved MR, TOF2D and MP-RAGE. Diagnostic accuracy (ROCs) for venous thrombosis affecting 32 of 116 venous segments was determined for each modality. Sensitivity and

specificity were calculated for different stage of venous thrombosis (acute, subacute and chronic).

Results: MRV show the higher accuracy AUC (0.92 [0.87-0.96]), sensitivity (0.84) and specificity (0.95) for diagnostic of venous thrombosis. Even for chronic thrombosis MRV has a high sensitivity (0.72)**Conclusions:**Time resolved MR can be used as a triggering technique to launch MRV at venous peak. Time resolved MR enable the detection of arteriovenous shunt. MRV can depict venous structures with high spatial resolution.

MOTS-CLES:

Venous cerebral thrombosis, MRV, time-resolved MRA.